

Bachelorthesis (B. Eng.)

**Die Veränderung von biomechanischen Risikofaktoren für
Laufverletzungen bei laufinduzierter Ermüdung**

Hochschule Offenburg
Fakultät Maschinenbau und Verfahrenstechnik
Studiengang Biomechanik

von

DANA EL GOGO

182868

delgogo@stud.hs-offenburg.de

Betreuer:

Prof. Dr. Steffen Willwacher

Prof. Dr. Ing. Christian Wetzel

Abgabedatum:

31.08.2021

Kurzfassung

Der Laufsport ist wegen seiner geringen Kosten und einfachen Umsetzung bei Menschen allen Alters eine beliebte Form der körperlichen Aktivität mit vielen gesundheitlichen Vorteilen (Van Middelkoop et al., 2008, 2007). Jedoch birgt diese Sportart auch ein gewisses Risiko für Laufverletzungen.

In der vorhandenen Literatur sind bereits einige Studien aufzufinden, welche sich auf den Laufstil und dessen biomechanischen Parameter beziehen. Die laufinduzierte Ermüdung wird in diesen Studien aber nicht umfassend thematisiert. Die Parameter spielen eine entscheidende Rolle, weil sie als Risikofaktoren identifiziert werden können, falls sie mit einem erhöhten Risiko für bestimmte Verletzungen zusammenhängen. Risikofaktoren sind somit diejenigen Parameter, in denen sich Menschen mit einer Vorgeschichte von Verletzungen von verletzungsfreien Menschen unterscheiden.

Ziel dieser Arbeit ist es daher (1) den Haupteffekt der Laufdistanz auf die abhängigen Variablen (Risikofaktoren) mittels einer Varianzanalyse (englisch: Analysis of variance) zu untersuchen und (2) zu ermitteln ab wann im Detail es innerhalb der 10 km-Laufdistanz zu einer signifikanten Veränderung im Vergleich zum nicht ermüdeten Zustand kommt.

Alle Probanden (25 männliche Läufer mit einer Masse von $77,2 \pm 7,6$ kg) haben im Rahmen dieser Ausarbeitung eine 10-km-Strecke auf dem Laufband bewältigt. Die Strecke wird in 13 Messzeitpunkte aufgeteilt. Jeder Parameter, während jedem Messzeitpunkt, wird mittels der Varianzanalyse (englisch: ANOVA) analysiert. Mit dieser statistischen Analyse wird der Haupteffekt der Laufdistanz auf die abhängigen Variablen untersucht.

Als Ergebnis werden bei fünf Parametern sowohl ein Haupteffekt der Laufdistanz als auch bei den paarweisen Vergleichen mindestens ein signifikanter Unterschied ab dem zweiten km im Vergleich zum Laufbeginn gefunden, wobei Veränderungen in der Laufmechanik ab dem zweiten km in der Literatur als Ermüdungseffekt beschrieben werden (Sanno et al., 2021). Bei diesen fünf Parametern kann keine überdurchschnittliche Häufigkeit einer spezifischen Verletzung erkannt werden, da sie als Risikofaktoren für die Laufverletzungen MTSS, TS, AT, ITBS, PFSS oder PF

identifiziert werden. Aufgrund dieser Verteilung kann man die laufbedingte Ermüdung nicht im Detail einer oder zwei Laufverletzungen zuordnen. Vier dieser fünf Parameter weisen im Laufe der 10-km-Strecke eine Verstärkung des Risikos auf, da die p-Werte vom ersten bis zum letzten Distanzpunkt kleiner werden. Somit wird der Unterschied immer signifikanter. Bei dem fünften Risikofaktor steigt der p-Wert vom ersten bis zum letzten Messzeitpunkt, weswegen keine Verstärkung sichtbar wird.

Bei sechs der 13 Parameter kann ein Haupteffekt der Laufdistanz ermittelt werden, jedoch bei der weiteren Analyse kein signifikanter Unterschied im Vergleich zur 0 km-Laufdistanz.

Bei den restlichen zwei Parametern wird kein Haupteffekt gefunden. Darum kann bei diesen Risikofaktoren auch keine weitere Analyse in Bezug auf den signifikanten Unterschied im Vergleich zum Laufbeginn durchgeführt werden.

Schlagwörter: Laufmechanik, Laufökonomie, Laufverletzungen, Gelenkmomente, laufinduzierte Ermüdung, biomechanische Risikofaktoren

Abstract

Running is a popular form of physical activity among people of all ages because of its low cost and ease of implementation, with many health benefits (Van Middelkoop et al., 2008, 2007). However, this sport also carries some risk for running injuries.

In the existing literature, some studies can already be found, which refer to the running style and its biomechanical parameters. However, running-induced fatigue is not comprehensively addressed in these studies. The parameters play a crucial role because they can be identified as risk factors if they are related to an increased risk of certain injuries. Risk factors are thus those parameters in which people with a history of injury differ from injury-free people.

Therefore, the aim of this work is (1) to investigate the main effect of running distance on the dependent variables (risk factors) using an analysis of variance and (2) to determine at what point in detail there is a significant change within the 10 km running distance compared to the non-fatigued condition.

All subjects (25 male runners with a mass of 77.2 ± 7.6 kg) completed a 10-km distance on a treadmill during this elaboration. The distance is divided into 13 measurement time points. Each parameter, during each measurement time point, is analyzed using the analysis of variance (ANOVA). This statistical analysis is used to investigate the main effect of running distance on the dependent variables.

As a result, for five parameters, both a main effect of running distance and, in the pairwise comparisons, at least one significant difference is found from the second km compared to the start of running, with changes in running mechanics from the second km described in the literature as a fatigue effect (Sanno et al., 2021). No above-average frequency of a specific injury can be identified for these five parameters, as they are identified as risk factors for running injuries MTSS, TS, AT, ITBS, PFSS or PF. Because of this distribution, it is not possible to assign running-related fatigue in detail to one or two running injuries. Four of these five parameters show an amplification of risk over the course of the 10-km distance, as the p-values become smaller from the first to the last distance point. Thus, the difference becomes more significant. For the fifth risk factor, the p-value increases from the first to the last measurement point, which is why no amplification is visible.

For six of the 13 parameters a main effect of the running distance can be determined, but in the further analysis no significant difference compared to the 0 km running distance.

For the remaining two parameters, no main effect is found. Therefore, no further analysis can be performed for these risk factors with respect to the significant difference compared to the start of running.

Keywords: running mechanics, running economy, RRMI, joint torque, running-induced fatigue, biomechanical risk factors

Danksagung

Ich möchte mich bei allen herzlich bedanken, die mich, während dem Zeitraum meiner Bachelor-Thesis, unterstützt haben. Prof. Dr. Steffen Willwacher, der meine Thesis hilfsbereit betreut hat. Für die zahlreichen Ideen und Lösungsvorschläge und das Beantworten meiner Fragen. Prof. Dr. Ing. Christian Wetzel für die freundliche Zweitbetreuung meiner Thesis. An dieser Stelle bedanke ich mich auch bei meiner Familie für die moralische Unterstützung und dafür, dass sie immer an mich geglaubt haben. Zuletzt möchte ich der Thomas-Gessmann-Stiftung meinen aufrichtigen Dank für die finanzielle Unterstützung aussprechen. Durch ihre Unterstützung ermöglichten sie mir während der Bachelor-Thesis ein sorgenfreies, letztes Semester.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich eidesstattlich, dass die vorliegende Arbeit zu dem Thema

Die Veränderung von biomechanischen Risikofaktoren für Laufverletzungen bei lafinduzierter Ermüdung

von mir selbstständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe angefertigt worden ist, insbesondere, dass ich alle Stellen, die wörtlich oder annähernd wörtlich oder dem Gedanken nach aus Veröffentlichungen, unveröffentlichten Unterlagen und Gesprächen entnommen worden sind, als solche an den entsprechenden Stellen innerhalb der Arbeit durch Zitate kenntlich gemacht habe, wobei in den Zitaten jeweils der Umfang der entnommenen Originalzitate kenntlich gemacht wurde. Die Arbeit lag in gleicher oder ähnlicher Fassung noch keiner Prüfungsbehörde vor und wurde bisher nicht veröffentlicht. Ich bin mir bewusst, dass eine falsche Versicherung rechtliche Folgen haben wird.

31.08.2021, 

Datum, Unterschrift

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	I
Begriffe und Definitionen	III
Tabellenverzeichnis	IV
Abbildungsverzeichnis.....	V
1 Einleitung.....	1
2 Theoretischer Hintergrund	3
2.1 Biomechanische Parameter	3
2.2 Einblick zu Laufverletzungen.....	8
2.2.1 Patellofemorales Schmerzsyndrom (PFSS).....	9
2.2.2 Mediales Tibia-Stresssyndrom (MTSS).....	9
2.2.3 Achillessehnen-Tendinopathie (AT)	11
2.2.4 Plantarfasziitis (PF)	11
2.2.5 Iliotibiales Bandsyndrom (ITBS).....	12
2.2.6 Tibiale Stressfraktur (TS)	13
3 Methodik und Durchführung	14
3.1 Probandenstichprobe.....	14
3.2 Experimentelles Protokoll	14
3.3 Datenverarbeitung	15
3.3.1 Kinematik und Kinetik.....	15
3.3.2 Bewegungsanalyse	16
3.4 Zuordnung und Berechnung der Parameter.....	19
3.5 Statistische Analyse.....	24
3.5.1 Datenanalyse mit SPSS.....	24
3.5.2 Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung	25
3.5.3 Anwendung in Matlab.....	26

4	Ergebnisse.....	27
4.1	Werte der Parameter des ersten und letzten Distanzpunktes.....	27
4.2	Haupteffekt der Laufdistanz auf die Parameter	29
5	Diskussion	43
5.1	Werte der Parameter über 13 Distanzpunkte	43
5.2	Haupteffekt der Laufdistanz auf die Parameter und der Zusammenhang zwischen Parameter und Laufverletzung.....	53
5.3	Fazit.....	61
6	Zusammenfassung und Ausblick.....	64
	Literaturverzeichnis	66
	Anhang.....	74

Abkürzungsverzeichnis

AEVrng	Ankle eversion range (Bewegungsumfang des Sprunggelenks vom Fersenauftritt bis zur maximalen Rückfuß-Eversion)
AINVTD	Ankle inversion at touchdown (Eversion des Rückfußes relativ zur Tibia bei dem Fersenauftritt)
ANOVA	Analysis of variance (Varianzanalyse)
AT	Achillessehnen-Tendinopathie
BI	Breaking impulse (Bremsimpuls)
BW	Body Weight (Körpergewicht)
bzw.	beziehungsweise
CoM	Center of Mass (Massenschwerpunkt)
CR	Competitive runner (Wettkampfläufer)
Evt	Eversion time during stance (Eversionszeit während der Standbeinphase)
evtl.	eventuell
GG	Greenhouse-Geisser
GRF	Ground Reaction Force (Bodenreaktionskraft)
HKB	Hinteres Kreuzband
ITBS	Iliotibiales Bandsyndrom
KABDI	Knee abduction impulse (Knie-Abduktions-Impuls)
LR	Loading rate (Belastungsrate)
m	Meter
MHABDmom	Mean hip abduction moment (durchschnittliches Abduktionsmoment am Hüftgelenk)
MTSS	Mediales Tibia-Stresssyndrom
N	Newton

PAEV	Peak ankle eversion (Spitzenwert der Eversion am Sprunggelenk)
Peak	Spitzenwert
PF	Plantarfasziitis
PFSS	Patellofemorales Schmerzsyndrom
PHADD	Peak hip adduction (Spitzenwert der Hüftadduktion)
PHIR	Peak hip internal rotation (Spitzenwert der Hüftinnenrotation)
PKADD	Peak knee adduction (Spitzenwert der Knieadduktion)
PKIR	Peak knee internal rotation (Spitzenwert der Knieinnenrotation)
RR	Recreational runner (Freizeitläufer)
RRMI	Running-Related Musculoskeletal Injuries (laufbedingte Muskel-Skelett-Verletzungen)
s	Sekunde
SD	standard deviation (Standardabweichung)
TD	touchdown (Fersenauftritt)
TS	Tibiale Stressfraktur
u.a.	unter anderem
v.a.	vor allem
VALR	Average vertical loading rate (durchschnittliche vertikale Belastungsrate)
Vgl.	Vergleich
VILR	Instantaneous vertical loading rate (momentane vertikale Belastungsrate)
VKB	Vorderes Kreuzband
z.B.	zum Beispiel
°	Grad
%	Prozent

Begriffe und Definitionen

Greenhouse-Geisser: Sphärizität ist eine zusätzliche Annahme, die bei statistischen Verfahren mit Messwiederholung gemacht werden muss. Um Daten auf Sphärizität zu überprüfen, wird häufig der Mauchly-Test verwendet (Hemmerich, o.D.). Wird der Mauchly-Test signifikant (wenn $p < 0,05$), dann müssen die Freiheitsgrade nach unten korrigiert werden (Hemmerich, o.D.). Eine bekannte Korrektur, die in dieser Arbeit verwendet wird, nennt sich Greenhouse-Geisser-Korrektur (Hemmerich, o.D.). Es wird empfohlen die Greenhouse-Geisser-Korrektur bei $\epsilon < 0,75$ und bei unbekannter Sphärizität anzuwenden (Girden, 1992).

Inzidenz: Die Inzidenz bzw. die Inzidenzrate beschreibt „die Häufigkeit von Neuerkrankungen“ (Nicolay et al., 2018) und zeigt „die Anzahl neu aufgetretener Krankheitsfälle innerhalb einer definierten Population in einem oder bezogen auf einen bestimmten Zeitraum“ (Nicolay et al., 2018) auf. Darüber hinaus gilt sie generell „als Maß für die Häufigkeit eines bestimmten Merkmals bzw. Ereignisses“ (Nicolay et al., 2018).

Prävalenz: Die Prävalenz zeigt im Gegensatz dazu „die Häufigkeit einer Krankheit oder eines Symptoms in einer Bevölkerung zu einem bestimmten Zeitpunkt“ (Nicolay et al., 2020) auf.

Inzidenz- oder Prävalenzraten jeder laufbedingten Muskel-Skelett-Verletzung (englisch: RRMI) werden durch ein Verhältnis, das sowohl die Anzahl der Verletzungen als auch die Exposition bei dem Laufen darstellt, ausgedrückt (z.B. RRMI/1000 Stunden Laufexposition) (Lopes et al., 2012).

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersetzung aller englischen Originalbegriffe der biomechanischen Risikofaktoren ins Deutsche.....	4
Tabelle 2: Zuordnung der Parameter zu der/den Laufverletzung/en	7
Tabelle 3: Zuordnung der Parameter AINVTD, PAEV, PKADD, PKIR, KABDI, PHADD, PHIR, MHABDmom und BI	20
Tabelle 4: Berechnung der Parameter AEVrng, EVt, VALR und VILR.....	20
Tabelle 5: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der Parameter am Distanzpunkt 1 (0km) und Distanzpunkt 13 (10km)	27
Tabelle 6: Ergebnisse der postHoc-Tests aller 13 Bedingungskombinationen.....	42
Tabelle 7: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der Parameter am Distanzpunkt 2 bis Distanzpunkt 7 (0,2 km bis 4 km)	74
Tabelle 8: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der Parameter am Distanzpunkt 9 bis Distanzpunkt 12 (5 km bis 9 km)	75

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Muskulatur von Unterschenkel und Fuß	10
Abbildung 2: Plantarfasziitis	12
Abbildung 3: Verlauf des Tractus iliotibialis	12
Abbildung 4: Starrkörpermodell	16
Abbildung 5: Körperebenen und -achsen	17
Abbildung 6: Steigungsdreieck $\Delta y/\Delta t$ des Parameters VALR eines Probanden.....	22
Abbildung 7: Typische vertikale GRF-Kurve unverletzter Läufer, mit Darstellung der VILR- und VALR-Bereiche.....	23
Abbildung 8: Entscheidungsbaum der Datenanalyse mit SPSS.....	24
Abbildung 9: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) des Parameters AINVTD mit Angabe des pGG-Werts.....	29
Abbildung 10: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) des Parameters PAEV mit Angabe des pGG-Werts.....	30
Abbildung 11: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) des Parameters AEVrng mit Angabe des pGG-Werts.....	31
Abbildung 12: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) des Parameters EVt mit Angabe des pGG-Werts	32
Abbildung 13: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) des Parameters PKADD mit Angabe des pGG-Werts.....	33
Abbildung 14: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) des Parameter PKIR mit Angabe des pGG-Werts.....	34
Abbildung 15: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) des Parameters KABDI mit Angabe des pGG-Werts.....	35
Abbildung 16: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) des Parameters PHADD mit Angabe des pGG-Werts.....	36
Abbildung 17: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) des Parameters PHIR mit Angabe des pGG-Werts.....	37
Abbildung 18: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) des Parameters MHABDmom mit Angabe des pGG-Werts	38
Abbildung 19: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) des Parameters BI mit Angabe des pGG-Werts	39

Abbildung 20: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) des Parameters VALR mit Angabe des pGG-Werts.....	40
Abbildung 21: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) des Parameters VILR mit Angabe des pGG-Werts.....	41
Abbildung 22: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der Spitzenwinkel des Rückfußes relativ zur Tibia zw. gesunder Kontrollgruppe und PFSS-Gruppe.....	43
Abbildung 23: Bewegungsumfang der Sprunggelenkseversion zw. gesunder Kontrollgruppe und AT-Gruppe.....	44
Abbildung 24: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der prozentuellen Zeit des Rückfußes in Eversion zw. gesunder Kontrollgruppe und PFSS-Gruppe	45
Abbildung 25: Spitzenwert der Knieadduktion zw. gesunder Kontrollgruppe und ITBS-Gruppe.....	46
Abbildung 26: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der Spitzenwerte der Knieinnenrotation zw. gesunder Kontrollgruppe und AT-Gruppe	46
Abbildung 27: Durchschnittliche Knieabduktionsimpulse zw. gesunder Kontrollgruppe und PFSS-Gruppe	47
Abbildung 28: Knieabduktionsimpulse in drei Schrittweitenbedingungen bei gesunden Probanden	48
Abbildung 29: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der Spitzenwerte der Hüftadduktion zw. gesunder Kontrollgruppe und ITBS-Gruppe.....	48
Abbildung 30: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der Spitzenwerte der Hüftinnenrotation zw. gesunder Kontrollgruppe und ITBS-Gruppe	49
Abbildung 31: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der durchschnittlichen Hüftabduktionsmomente zw. gesunder Kontrollgruppe und PFSS-Gruppe	49
Abbildung 32: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der durchschnittlichen Bremskraft (average braking force) zw. gesunder Kontrollgruppe und TS-Gruppe	50
Abbildung 33: Variablen der horizontalen Kraft zw. gesunder Kontrollgruppe und Betroffenen	51
Abbildung 34: VALR/VILR zw. gesunden Kontrollgruppen und verletzten Gruppen	51
Abbildung 35: Vertikale GRF-Kurve eines Probanden, mit Darstellung der VILR- und VALR-Bereiche	52

1 Einleitung

Viele Menschen, die einen gesünderen Lebensstil anstreben, entscheiden sich für das Laufen, da diese körperliche Aktivität als kostengünstig und leicht umsetzbar gilt (Van Middelkoop et al., 2008, 2007). Zudem bringt das Laufen viele gesundheitliche Vorteile mit sich (Oja et al., 2015). Es verringert die Inzidenz für viele chronische Krankheiten wie z.B. Fettleibigkeit oder Diabetes (Aune et al., 2015) und erhöht dadurch die Lebenserwartung (Ghorbani et al., 2014).

Dennoch sind Verletzungen in diesem Sport nicht selten. Bei den Inzidenzraten gibt es eine große Schwankungsbreite, welche zwischen 18,2 % und 92,4 % liegt (Satterthwaite et al., 1999). Diese Breite ergibt sich, weil in verschiedenen Studien Proband:innen unterschiedlich charakterisiert werden, sowie Definitionen von laufbedingten Muskel-Skelett-Verletzungen unterschiedlich aufgefasst werden (van Gent et al., 2007). Die am häufigsten auftretenden Verletzungen sind das patellofemorale Schmerzsyndrom (PFSS), das ilio-tibiale Bandsyndrom (ITBS), das mediale Tibia-Stressyndrom (MTSS), die Achillessehnen-Tendinopathie (AT), die Plantarfasziitis (PF) und die tibiale Stressfraktur (TS) (Lopes et al., 2012; Willwacher et al., 2021).

Biomechanische Risikofaktoren dienen als Variablen, die eine Verbindung zwischen der Laufmechanik und dem Verletzungsrisiko herstellen. Diese Faktoren sind laufbezogene Parameter und werden mittels Bewegungsanalyse oder inverser Dynamik gemessen. Zu den Parametern gehören kinematische und kinetische Parameter, die u.a. aus Bodenreaktionskräften (englisch: GRF) und Bewegungserfassungsdaten (englisch: Motion-Capture) abgeleitet werden (Willwacher et al., 2021). Deren Funktion ist es, Sportler:innen zu finden, die ein erhöhtes Risiko für eine oder mehrere bestimmte Verletzung/en aufweisen.

Risikofaktoren sind somit die Parameter, in denen sich verletzte Gruppen von nicht verletzten Gruppen unterscheiden. Da Risikofaktoren veränderliche Parameter sind, können sie nach der Identifizierung als Grundlage für die Verbesserung von technischen Trainings- und/oder Feedback-Systemen dienen (Willwacher et al., 2021), um das Verletzungsrisiko in der Zukunft zu minimieren oder vorzubeugen.

In dieser Arbeit werden darum 13 ausgewählte biomechanische Parameter, während eines 10-km-Laufes, analysiert. Die Laufstrecke wird in 13 Messzeitpunkte aufgeteilt und über jeden Distanzpunkt wird eine Messung von den Läufern durchgeführt.

Zwar gibt es bereits Studien, die sich mit dieser Thematik befassen und biomechanische Risikofaktoren während eines Laufes untersuchen, jedoch wird bei diesen Untersuchungen die laufinduzierte Ermüdung nicht gezielt berücksichtigt (Sanno et al., 2021, 2018; Willwacher et al., 2020).

Ziel dieser Arbeit ist es zum einen, den Einfluss, den eine laufinduzierte Ermüdung evtl. auf Risikofaktoren hat, zu untersuchen. Daher beschäftigt sich die vorliegende Arbeit mit der Forschungsfrage, ob die Ermüdung – weil dann die muskuläre Kontrolle nachlässt (Reinecke, 2013, S.2) – dazu führt, dass sich die biomechanischen Risikofaktoren verändern. Falls ja, kann man daraus auf Erkenntnisse schließen, die in der Prävention von Laufverletzungen angewandt werden können. Zum anderen wird der Haupteffekt der Laufdistanz auf die abhängigen Variablen untersucht. Dies erfolgt mittels der einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung. Falls es einen Effekt der Laufdistanz auf die abhängigen Variablen gibt, werden postHoc-Tests (paarweise Vergleiche) durchgeführt, welche ermitteln, ob und ab wann im Detail das Ergebnis signifikant unterschiedlich im Vergleich zum Laufbeginn ist.

2 Theoretischer Hintergrund

2.1 Biomechanische Parameter

Das folgende Kapitel dient der Erörterung der 13 laufbezogenen biomechanischen Parameter. Biomechanische Risikofaktoren zeigen auf, bei welchen Läufer:innen ein erhöhtes Risiko für eine oder mehrere bestimmte Verletzung/en besteht. Darum gilt es herauszufinden, inwiefern man bestimmte Parameter mit einem erhöhten Risiko für eine oder mehrere bestimmte Laufverletzung/en verknüpfen kann. Zudem wird der Zusammenhang zwischen der laufinduzierten Ermüdung und den biomechanischen Parametern des Laufstils ermittelt. Die in diesem Kapitel aufgeführten Risikofaktoren umfassen kinematische und kinetische Parameter, die aus Bodenreaktionskräften und Motion-Capture-Daten abgeleitet werden (Willwacher et al., 2021).

Risikofaktoren unterscheiden sich von biomechanischen Parametern im Hinblick auf den gesundheitlichen Zustand der sich in den Gruppen befindlichen Menschen. Wenn bei einer Gruppe von Menschen eine Geschichte von Verletzungen erkannt wird, dann können die jeweiligen biomechanischen Parameter als Risikofaktoren für die jeweilige/n Laufverletzung/en identifiziert werden. Hingegen ist von biomechanischen Parametern die Rede, wenn bei einer Gruppe kein Zusammenhang zu Verletzungen identifiziert werden kann. Darum sind Risikofaktoren die Parameter, in denen sich verletzte Gruppen von nicht verletzten Gruppen unterscheiden (Willwacher et al., 2021).

Im Folgenden werden die englischen Originalbegriffe für die biomechanischen Parameter verwendet, um den Vergleich innerhalb der bestehenden internationalen Literatur zu vereinfachen.

In Tabelle 1 werden die englischen Originalbegriffe ins Deutsche übersetzt.

Tabelle 1: Übersetzung aller englischen Originalbegriffe der biomechanischen Risikofaktoren ins Deutsche

	Parameter	Übersetzung
Sprunggelenk	Ankle inversion at touchdown (AINVTD)	Eversion des Rückfußes relativ zur Tibia bei dem Fersenauftritt
	Peak ankle eversion (PAEV)	Spitzenwert der Eversion am Sprunggelenk
	Ankle eversion range (AEVrng)	Bewegungsumfang des Sprunggelenks vom ersten Fersenauftritt bis zur maximalen Rückfuß-Eversion während der Standphase
	Eversion time (EVt)	Eversionszeit während der Standbeinphase
Knie	Peak knee adduction (PKADD)	Spitzenwert der Adduktion am Kniegelenk
	Peak knee internal rotation (PKIR)	Spitzenwert der Innenrotation am Knie
	Knee abduction impulse (KABDI)	Knie-Abduktions-Impuls
Hüfte	Peak hip adduction (PHADD)	Spitzenwert der Adduktion an der Hüfte
	Peak hip internal rotation (PHIR)	Spitzenwert der Innenrotation am Hüftgelenk
	Mean hip abduction moment (MHABDmom)	durchschnittliches Abduktionsmoment am Hüftgelenk
LR und GRF	Breaking impulse (BI)	Bremsimpuls
	Vertical average loading rate (VALR)	durchschnittliche vertikale Belastungsrate
	Vertical instantaneous loading rate (VILR)	momentane vertikale Belastungsrate

Quelle: Eigendarstellung

Die 13 Parameter werden in die vier Kategorien „Sprunggelenk“, „Knie“, „Hüfte“ und „Vertikale Belastungsraten (englisch: LR) Bodenreaktionskräfte (englisch: GRF)“ eingeteilt.

Kategorie 1 Sprunggelenk

Die Eversion des Rückfußes relativ zur Tibia bei dem Fersenauftritt (englisch: Ankle inversion at touchdown) wird durch den Parameter AINVTD in Grad (°) beschrieben. Diese Bewegung wird durch die positiven Werte der Sagittalachse (x-Achse) beschrieben. Der Spitzenwert der Eversion am Sprunggelenk (englisch: Peak ankle eversion) in ° wird durch den Parameter PAEV beschrieben. Da die Eversion im anatomischen Koordinatensystem im negativen x-Bereich stattfindet, ist der Spitzenwert hier das Minimum. Der Bewegungsumfang des Sprunggelenks vom ersten Fersenauftritt bis zur maximalen Rückfuß-Eversion während der Standbeinphase (englisch: Ankle eversion range) wird durch den Parameter AEVrng in ° beschrieben. In diesem Bereich evertiert das Sprunggelenk. Die Eversionszeit während der Standbeinphase (englisch: Eversion time) wird durch den Parameter EVt in Prozent (%) beschrieben.

Kategorie 2 Knie

Der Spitzenwert der Adduktion am Kniegelenk (englisch: Peak knee adduction) wird durch den Parameter PKADD in ° beschrieben. Die Adduktion findet im anatomischen Koordinatensystem im positiven x-Bereich statt und deswegen ist der Spitzenwert hier das Maximum. Der Spitzenwert der Innenrotation am Knie (englisch: Peak knee internal rotation) wird durch den Parameter PKIR in ° beschrieben. Die Innenrotation kann durch die positiven Werte der Längsachse (z-Achse) dargestellt werden und darum ist der Spitzenwert hier das Maximum. Das Knie-Abduktions-Impuls (englisch: Knee abduction impulse) wird mit dem Parameter KABDI in Ns wiedergegeben. Dieses Moment findet in der x-Achse statt und die Abduktion wird durch die negativen Werte beschrieben.

Kategorie 3 Hüfte

Der Spitzenwert der Adduktion an der Hüfte (englisch: Peak hip adduction) wird durch den Parameter PHADD in ° beschrieben. Die Adduktion findet im anatomischen Koordinatensystem im positiven x-Bereich statt und deswegen ist der

Spitzenwert hier das Maximum. Der Spitzenwert der Innenrotation an der Hüfte (englisch: Peak hip internal rotation) wird durch den Parameter PHIR in ° beschrieben. Der PHIR-Parameter beschreibt den Spitzenwert der Innenrotation am Hüftgelenk in °. Die Innenrotation kann durch die positiven Werte der Längsachse dargestellt werden und darum ist der Spitzenwert hier das Maximum. Das durchschnittliche Abduktionsmoment am Hüftgelenk (englisch: Mean hip abduction moment) wird mit dem Parameter MHABDmom in Nm wiedergegeben.

Kategorie 4 LR und GRF

Der Bremsimpuls (englisch: breaking impulse) wird mit dem Parameter BI dargestellt und findet im negativen x-Bereich der Bodenreaktionskräfte statt. Die durchschnittliche vertikale Belastungsrate (englisch: vertical average loading rate) und momentane vertikale Belastungsrate (englisch: vertical instantaneous loading rate) werden mit den Parameter VALR und VILR in BW/s beschrieben.

Somit umfasst die erste Kategorie die Parameter Ankle inversion at touchdown (AINVTD), Peak ankle eversion (PAEV), Ankle eversion range (AEVrng) und Eversion time (EVt). Die Kategorie „Knie“ umfasst den Parameter Peak knee adduction (PKADD), Peak knee internal rotation (PKIR) und Knee abduction impulse (KABDI). In der dritten Kategorie „Hüfte“ befinden sich die drei Parameter Peak hip adduction (PHADD), Peak hip internal rotation (PHIR) und Mean hip abduction moment (MHABDmom). Die letzte Kategorie „LR und GRF“ umfasst die 3 Parameter Breaking impulse (BI), vertical average loading rate (VALR) und vertical instantaneous loading rate (VILR).

Diese 13 Risikofaktoren werden ausgewählt, da sie in Verbindung mit den sechs häufigsten Laufverletzungen stehen (Lopes et al., 2012; Willwacher et al., 2021), welche im darauffolgenden Kapitel 2.2 erklärt werden. Die Berechnung und Analyse der Parameter werden im Kapitel 3.4 ausführlich erläutert.

Eine Übersichtsarbeit, die die derzeit relevantesten Risikofaktoren identifiziert und deren Zusammenhang zu Laufverletzungen feststellt (Willwacher et al., 2021), verbessert das grundlegende Verständnis für die Beziehung zwischen der Laufmechanik und der Entwicklung von Überlastungsschäden.

Die Risikofaktoren aus der Übersichtsarbeit werden aus Artikeln gefiltert, welche die Laufmechanik von verletzten und unverletzten Personen für die sieben häufigsten Laufverletzungen vergleichen (Willwacher et al., 2021). Dabei werden Studien berücksichtigt, bei denen es sich um prospektive oder retrospektive Studien handelt, die mindestens eine der interessierenden Laufverletzungen behandeln und die das Verletzungsrisiko mit mindestens einem Risikofaktor in Verbindung bringen. Zum anderen werden Studien inkludiert, die u.a. kinematische oder kinetische Risikofaktoren berücksichtigen. Zudem soll die primäre Sportart der untersuchten Studienstichprobe das Laufen sein (Willwacher et al., 2021).

In Tabelle 2 wird zusammenfassend dargestellt, welche für die vorliegende Arbeit relevanten Risikofaktoren mit welcher Laufverletzung oder Laufverletzungen in Verbindung gebracht werden (Willwacher et al., 2021).

Tabelle 2: Zuordnung der Parameter zu der/den Laufverletzung/en

	Parameter	Laufverletzung
Sprunggelenk	AINVTD (°)	AT
	PAEV (°)	MTSS, TS
	AEVrng (°)	AT
	EVt (%)	MTSS
Knie	PKADD (°)	ITBS
	PKIR (°)	ITBS
	KABDI (Ns)	PFSS
Hüfte	PHADD (°)	PFSS, ITBS, TS
	PHIR (°)	PFSS
	MHABDmom (Nm)	PFSS
LR und GRF	BI ($N \cdot N^{-1}$)	PFSS
	VALR (BW/s)	PF
	VILR (BW/s)	PF

Quelle: Eigendarstellung

2.2 Einblick zu Laufverletzungen

Laufverletzungen können u.a. durch mechanische Überlastung, Ermüdung oder falsche Körperhaltung verursacht werden (Schmitt et al., 2020, S. 239). Wiederholte, aber unterkritische Belastungen können zu einer Anhäufung von geringfügigen, unterschweligen Traumata führen, wodurch Ermüdungsbrüche entstehen können. „Ermüdungsfrakturen von Tibia, Femur oder den Mittelfußknochen werden beispielsweise bei Langstreckenläufern [...] beobachtet“ (Schmitt et al., 2020, S. 239).

Zu den Vorteilen, die dem Laufen zugeschrieben werden, gehören eine verbesserte kardiovaskuläre Fitness, Gewichtsreduktion und positive Auswirkungen auf die psychische Gesundheit (Koplan et al., 1982). Das Erleiden einer Laufverletzung ist deswegen umso unerfreulicher, da die zahlreichen positiven Effekte, die mit dem Laufen einhergehen, wegfallen. Um die Laufverletzungen so schnell wie möglich zu behandeln und im Nachhinein evtl. präventive Maßnahmen zu treffen, ist es daher wichtig die Ursachen der Verletzungen zu verstehen.

Im Vergleich zum Hüftgelenk ist das Kniegelenk weniger stabil und dadurch verletzungsanfälliger, denn bei dem Knie „tragen die knöchernen Strukturen des Knies nur sehr wenig zu dessen Stabilität bei“ (Schmitt et al., 2020, S. 228). Dadurch, dass die Stabilität nicht gegeben ist, sind vor allem die Bänder anfälliger für Verletzungen. Verletzungen des vorderen Kreuzbands (VKB), die ohne Anprall entstehen, kommen bei Sportlerinnen dreimal häufiger vor als bei Sportlern (Schmitt et al., 2020, S. 240). Für diese Verletzungshäufigkeit werden verschiedene Ursachen diskutiert, u.a. werden „anatomische und psychologische Unterschiede [...] sowie Unterschiede in der neuro-muskulären Balance in Betracht gezogen“ (Schmitt et al., 2020, S. 240). Das hintere Kreuzband (HKB) kann z.B. reißen, wenn sich das Knie in Flexion befindet, während die Tibia durch einen Anprall nach dorsal gestoßen wird (Schmitt et al., 2020, S. 228). Wenn man die Verletzungen am Knie nach Vorkommen – von häufigem Vorkommen zu geringerem Vorkommen – sortiert, dann erhält man diese Reihenfolge: VKB mit 20,3 %, medialer Meniskus mit 10,8 %, lateraler Meniskus mit 3,7 %, mediales Kollateralband mit 7,9 %, laterales Kollateralband mit 1,1 % und das HKB mit 0,65 % (Schmitt et al., 2020, S. 239). Weitere Risiken, die durch das Laufen verursacht werden können, sind z.B.

Verletzungen des Bewegungsapparats allgemein, Hitze- oder Kälteverletzungen oder Verletzungen durch Kollisionen mit Kraftfahrzeugen.

Die wichtigsten allgemeinen Laufverletzungen sind das Mediale Tibia-Stresssyndrom (MTSS), die Achillessehnen-Tendinopathie (AT) und die Plantarfasziitis (PF) (Lopes et al., 2012). Zu den wichtigsten Ultramarathon-Laufverletzungen zählen die Achillessehnen-Tendinopathie (AT) und das Patellofemorale Stresssyndrom (PFSS) (Lopes et al., 2012). Auch das iliotibiale Bandsyndrom (ITBS) und die tibiale Stressfraktur (TS) kommen bei Läufer:innen häufig vor (Lopes et al., 2012; Willwacher et al., 2021). All diese Laufverletzungen werden in diesem Kapitel näher beleuchtet.

2.2.1 Patellofemorales Schmerzsyndrom (PFSS)

Das Patellofemorale Schmerzsyndrom zählt zu den häufigsten Beschwerden im vorderen Kniebereich. Wie der Name „Patellofemoral“ bereits verrät, geht es hier um Schmerzen, die im Bereich der gelenkigen Verbindung zwischen der Kniescheibe (Patella) und dem Oberschenkelknochen (Femur) auftreten. PFSS ist ein komplexes Beschwerdebild, da es in Bezug auf Definition, Diagnose und Ätiologie unterschiedlich diskutiert wird. Häufig sind junge, sportlich aktive Menschen, die v.a. das Knie durch Springen, Abfedern und Abbremsen stark beanspruchen, vom PFSS betroffen. Dabei kommt das PFSS bei Frauen häufiger vor als bei Männern (Hötte-Schumacher, 2021).

Zwar ist es schwer die genaue Ursache für dieses Schmerzsyndrom zu nennen, jedoch gibt es unterschiedliche Situationen, z.B. „Fehlstellungen wie X-Beine, Anomalien wie der Hochstand der Kniescheibe, muskuläre Dysbalancen oder eine zu schwache Muskulatur zur Stabilisierung der Kniescheibe“ („PFSS“, o.D.), die dieses Krankheitsbild auslösen können.

Mit einer Prävalenzrate zwischen 7,4 und 15,6 % zählt das PFSS zu einer der am häufigsten auftretenden Laufverletzungen während Ultramarathonläufen (Lopes et al., 2012).

2.2.2 Mediales Tibia-Stresssyndrom (MTSS)

Das mediale Tibia-Stresssyndrom wird auch als „mediales Schienbeinkantensyndrom“ oder „Shin-Splint-Syndrom“ bezeichnet (Wedig und Antwerpes,

2015) und beschreibt ein „typisches Überlastungssyndrom am Bein“ (Schmitt et al., 2020, S. 274). Das MTSS tritt vor allem nach einer sportlicher Aktivität auf und die betroffene Person verspürt einen Schmerz an den unteren zwei Dritteln der inneren Schienbeinkante (Wedig und Antwerpes, 2015). Das MTSS soll mit einer Inzidenzrate von 13,6 – 20,0 % und einer Prävalenzrate von 9,5 % zu einer der am häufigsten berichteten allgemeinen Laufverletzungen gehören (Lopes et al., 2012).

Als Ursache wird eine Insertionstendinopathie vermutet. Das sind Entzündungen, die dort entstehen, „wo Sehnen im Knochen inserieren“ (Hircin et al., 2021). Hierbei handelt es sich um eine Entzündung an der Insertion des M. tibialis posterior und des M. soleus, sowie des Periosts an der medialen Seite der Tibia. Neben den beiden oben genannten Muskeln spielt auch der M. flexor digitorum longus bei der Entstehung eines MTSS eine Rolle (Beck und Osternig, 1994). Wo diese drei Muskeln lokalisiert sind, kann man in Abbildung 1 erkennen. Weitere Faktoren, die für das Entstehen eines MTSS entscheidend sein können, sind muskuläre Dysbalancen, verstärkte Pronation im Sprunggelenk, Schuhdesign, Beschaffenheit des Bodens, Trainingsfehler bzw. zu schnelle Trainingssteigerung und Ermüdung (Kehl und Rajkovic, 2013, S. 9).

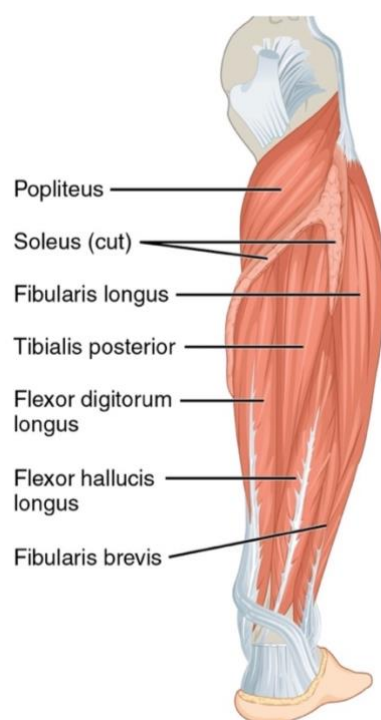


Abbildung 1: Muskulatur von Unterschenkel und Fuß

Quelle: (“Anatomie der unteren Extremitäten – Muskulatur von Unterschenkel und Fuß,” 2021)

2.2.3 Achillessehnen-Tendinopathie (AT)

Eine Tendinopathie wird auch als Tendinose bezeichnet und ist eine „nicht-entzündliche Sehnenerkrankung“ ("Tendinopathie", 2021). Fehl- und Überlastungen können Degenerationen im Sehngewebe hervorrufen, welche dann eine AT verursachen können (Wünnemann und Rosenbaum, 2009). Eine Überlastung kann nicht nur durch sportliche Aktivitäten, sondern auch durch die Folgen von weniger aktiven Tätigkeiten, wie z.B. Sitzen, erfolgen (Wünnemann und Rosenbaum, 2009). Mit einer Inzidenzrate von 9,1 – 10,9 % und einer Prävalenzrate von 6,2 – 9,5 % gehört dieses Krankheitsbild zu einer der am häufigsten berichteten allgemeinen Laufverletzungen (Lopes et al., 2012). Darüber hinaus zählt sie mit einer Prävalenzrate im Bereich von 2,0 – 18,5 % zu den am häufigsten auftretenden Laufverletzungen während Ultramarathonläufen (Lopes et al., 2012). Dabei kommt die Tendinopathie bei Läufern prozentual häufiger vor als bei Läuferinnen (Wünnemann und Rosenbaum, 2009).

Eine verstärkte Pronation des Sprunggelenkes galt lange als entscheidende Ursache. Man löste sich jedoch immer mehr davon, als man herausfand, dass der Entwicklungsprozess der Tendinopathie durch viele Faktoren und Einflüsse bedingt ist. Vor allem kinetische und neuromuskuläre Parameter haben einen großen Einfluss auf die Entwicklung der Krankheit (Wünnemann und Rosenbaum, 2009).

2.2.4 Plantarfasziitis (PF)

Bei der Plantarfaszie handelt es sich um eine Sehnenplatte an der Fußsohle, welche vorne mit den Fußzehen verbunden ist und hinten am Calcaneus (Fersenbein) grenzt (Liebscher-Bracht, o.D.). Die Plantarfaszie hat die Funktion der Fußsohle Halt zu geben, sie zu stabilisieren und „für eine optimale Biomechanik beim Abrollen des Fußes“ ("Plantarfasziitis", 2019) zu sorgen. Im Vergleich zu anderen Bändern und Sehnen im Körper, besteht die Plantarfaszie aus festem Faszien- bzw. Bindegewebe (Liebscher-Bracht, o.D.).

Die PF gehört mit einer Inzidenzrate von 4,5 – 10 % und einer Prävalenzrate von 5,2 – 17,5 % zu einer der am häufigsten berichteten allgemeinen Laufverletzungen (Lopes et al., 2012).

Die üblichste Ursache für eine PF ist eine „Überbeanspruchung der Sehnenplatte im Bereich des Sehnenansatzes am Fersenbein“ („Plantarfasziitis“, 2019). Diese Überbeanspruchung kommt meistens bei Menschen vor, die älter als 40 Jahre sind und auf der Arbeit vieles im Stehen oder Gehen erledigen müssen. Auch Sportler:innen, die Laufsport betreiben, haben ein erhöhtes Risiko an einer PF zu leiden („Plantarfasziitis“, 2019). Die Entzündung macht sich durch Fersenschmerzen bemerkbar, die sowohl bei Druck und Belastung als auch im Ruhezustand auftreten können (Seidel, 2016).

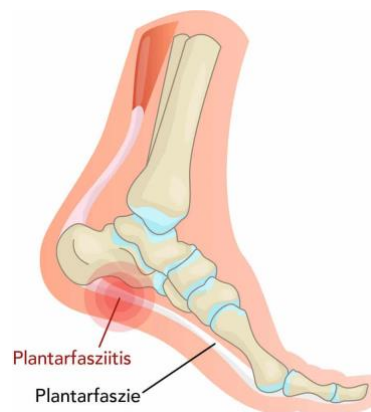


Abbildung 2: Plantarfasziitis

Quelle: (Liebscher-Bracht, o.D.)

2.2.5 Iliotibiales Bandsyndrom (ITBS)

Bei dem iliotibialen Bandsyndrom kommt es zu Schmerzen an der Knie-Außenseite, welche durch eine Reizung des Tractus iliotibialis (TIT) entstehen („Iliotibiales Bandsyndrom“, 2021). Der TIT ist eine „Sehnenplatte, die sich an der Außenseite des Oberschenkels befindet“ (Jago, 2021), erkennbar in Abbildung 3.

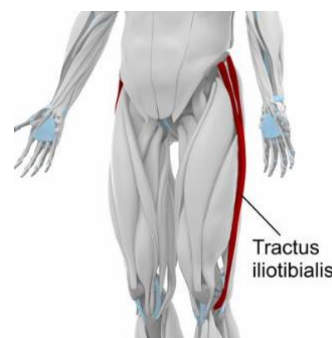


Abbildung 3: Verlauf des Tractus iliotibialis

Quelle: (Albrecht, o.D.)

Diese Sehnenplatte wird durch die Reibung an dem lateralen Knochenvorsprung des Femurknochens (Oberschenkelknochen) über dem Kniegelenk gereizt (Jago, 2021).

Das ITBS tritt bei Läufer:innen mit einer Inzidenzrate von 1,8 – 9,1 % und einer Prävalenzrate von 10,5 % auf (Lopes et al., 2012).

Häufige Ursachen für das ITBS sind „Überbeanspruchung, falsches Schuhwerk oder Fehlstellungen wie O-Beine“ („Iliotibiales Bandsyndrom“, 2021). Das ITBS wird auch oft als „Läuferknie“ bezeichnet, da bei Läufer:innen die Schmerzen ab einer bestimmten Strecke auftreten, wenn die Toleranzgrenze der Reibung überschritten wird und das Laufen unterbrochen werden muss (Albrecht, o.D.).

2.2.6 Tibiale Stressfraktur (TS)

Eine Stressfraktur wird auch als Ermüdungsbruch bezeichnet und tritt infolge einer Überlastung auf (Ollenschläger, 2016). Allgemein machen zwischen 35 und 56 % aller Verletzungen Stressfrakturen aus, wobei das Schienbein der am häufigsten betroffene Knochen ist (Matheson et al., 1987; Romani et al., 2002). Es wird berichtet, dass Stressfrakturen häufiger bei Frauen auftreten (Arendt et al., 2003; Taunton et al., 2002). Man vermutet, dass dies darauf zurückzuführen sein könnte, dass Frauen einen geringeren Prozentsatz an fettfreier Körpermasse in den unteren Gliedmaßen haben, eine Vorgeschichte von Menstruationsstörungen, sich fettarm ernähren und eine geringere Knochendichte aufweisen als Männer (Bennell et al., 1999).

Die tibiale Stressfraktur tritt bei Läufer:innen mit einer Inzidenzrate von 9,1 % und einer Prävalenzrate von 4,5 % auf (Lopes et al., 2012).

Es wird angenommen, dass die Ätiologie von Belastungsfrakturen multifaktoriell ist und sich aus Aspekten der Physiologie, des Trainings, der Struktur und der Ernährung ergibt (Bennell et al., 1999; Romani et al., 2002).

3 Methodik und Durchführung

Diese Arbeit stellt eine vertiefende Analyse des Datensatzes von Sanno et al., 2018 dar, welcher bereits in mehreren Publikationen veröffentlicht wurde (Sanno et al., 2021; Willwacher et al., 2020). Im Folgenden wird die Methodik dieser Arbeit in kurzer Form dargestellt.

3.1 Probandenstichprobe

25 männliche Läufer nehmen an der Arbeit teil und werden in eine Freizeitläufergruppe (englisch: RR) und Wettkampfläufergruppe (englisch: CR) unterteilt. Die Gruppe der recreational runner (RR) umfasst körperlich aktive Studenten ($n = 13$; Alter $24,3 \pm 3,4$ Jahre; Größe $1,84 \pm 0,05$ m; Masse $81,3 \pm 7,4$ kg) mit individuellen Saisonbestzeiten von > 47 min und 30 s im 10-km-Lauf. Die Gruppe der competitive runner (CR) umfasst wettkampforientierte Langstreckenläufer ($n = 12$; Alter $24,7 \pm 3,8$ Jahre; Größe $1,82 \pm 0,06$ m; Masse $73,0 \pm 7,9$ kg) mit individuellen Saisonbestzeiten < 37 min und 30 s in einem 10-km-Lauf (Sanno et al., 2018). Die Läufer werden zwar in zwei Gruppen unterteilt, jedoch findet in dieser Arbeit keine gruppenspezifische Auswertung statt.

Als Ausschlusskriterium gilt eine Vorgeschichte von muskuloskelettalen Verletzungen der unteren Extremität im letzten Jahr. Somit sind die ausgewählten Läufer in den letzten zwölf Monaten vor der Datenerhebung verletzungsfrei (Sanno et al., 2018).

3.2 Experimentelles Protokoll

Alle Teilnehmer absolvieren einen 10-km-Lauf auf dem Laufband mit nahezu maximaler Anstrengung (105 % ihrer individuellen Saisonbestzeit über die 10-km-Strecke). Die nahezu maximale Anstrengung wird gewählt, um sicherzustellen, dass alle Teilnehmer die Aufgabe bewältigen können. Die durchschnittliche errechnete 105 %-Zeit der RR-Gruppe beträgt 52 min und 49 s \pm 2 min und 21 s (ungefähre Laufgeschwindigkeit von $3,2 \frac{\text{m}}{\text{s}}$) und 37 min und 32 \pm 1 min und 17 s (ungefähre Laufgeschwindigkeit von $4,4 \frac{\text{m}}{\text{s}}$) für die CR-Gruppe. Die Neigung des Laufbands wird auf 0 % eingestellt, um Auswirkungen der Steigung auf die Laufkinematik oder -kinetik zu vermeiden (Sanno et al., 2018).

Alle Teilnehmer tragen die gleichen flachen Rennschuhe mit einem Eigengewicht von ca. 0,17 kg. Ein Gewöhnungslauf wird sieben Tage vor dem eigentlichen Lauf durchgeführt, um den Teilnehmern die Möglichkeit zu geben, sich mit dem Schuhwerk und dem Laufband vertraut zu machen. Vor dem Laufbandlauf führen die Teilnehmer eigenständig Aufwärmübungen durch. Während des eigentlichen Laufes werden die Teilnehmer regelmäßig über die zurückgelegte Distanz informiert (Sanno et al., 2018).

3.3 Datenverarbeitung

Zur raumzeitlichen Charakterisierung des Laufens werden Schrittlänge, Schrittfrequenz und Kontaktzeit ermittelt. Zusätzlich werden verschiedene kinematische und kinetische Parameter während der Standphase des rechten Beins aus der Sagittalebene zur weiteren Analyse über den Verlauf des Laufes ermittelt. Um die Zuverlässigkeit zu verbessern, werden die Daten über 20 Standphasen bei jedem der 13 Distanzpunkte (0 km, 0,2 km, 0,5 km, 1 km, 2 km, 3km, 4 km, 5 km, 6 km, 7 km, 8 km, 9 km, 10 km) erfasst. Alle kinetischen Parameter werden auf die Gesamtkörpermasse normiert (Sanno et al., 2018).

3.3.1 Kinematik und Kinetik

Die Gelenkkinematik wird mit einem Motion-Capture-System (Frequenz: 250 Hz). Dieses System wird mit vier 3D-Kraftaufnehmern (Frequenz: 1000 Hz) synchronisiert, die in ein Laufbandgurt eingebettet sind (Sanno et al., 2018).

Vor der Bewegungserfassung werden kugelförmige retroreflektierende Marker (\emptyset 13 mm) an 78 knöchernen Landmarken angebracht. Um sicherzustellen, dass die Marker während des gesamten Laufes auf der Haut haften, werden sie mithilfe von starkem doppelseitigem Toupet-Klebeband an den anatomischen Landmarken befestigt. Dies erweist sich als eine dauerhafte Lösung, um die Marker bei längerem Laufen auf der Haut zu befestigen (Sanno et al., 2018).

Die Marker für den Fuß werden an den entsprechenden Positionen des Schuhs angebracht. Alle Marker-Trajektorien und die Bodenreaktionskraftdaten werden mit einem digitalen Butterworth-Filter vierter Ordnung gefiltert (Grenzfrequenz: 20 Hz) (Sanno et al., 2018).

3.3.2 Bewegungsanalyse

Ein dreidimensionales inverses Dynamikmodell des gesamten Körpers, bestehend aus 15 starren Körpersegmenten, wird verwendet, um 3D-Gelenkwinkel und interne Gelenkmomente am Hüft-, Knie- und Sprunggelenk zu berechnen. Die Körpergröße und Körpermasse jedes Probanden werden in das Modell importiert, um die Trägheitseigenschaften für jedes Segment zu erhalten. Die Gelenkwinkel werden auf die statische Haltung referenziert, die während eines Referenzversuchs im Stehen ermittelt werden (Sanno et al., 2018).

Bei der 3D-Bewegungsanalyse werden, wie bereits in Kapitel 3.3.1 erwähnt, an definierten, anatomischen Landmarken auf der Haut Marker platziert. Das Starrkörpermodell aus Abbildung 4 vereinfacht das Rechnen, da man annimmt, dass sich der Mensch wie ein starrer Körper verhält. Segmente, aus denen der Körper zusammengesetzt ist, werden als starr angenommen (vgl. Vorlesung Messverfahren aus der Biomechanik, WS 20/21). Über die Marker und die Annahme, dass man einen starren Körper hat kann man die Koordinatensysteme sich bewegen lassen, wenn sich die Person bewegt.

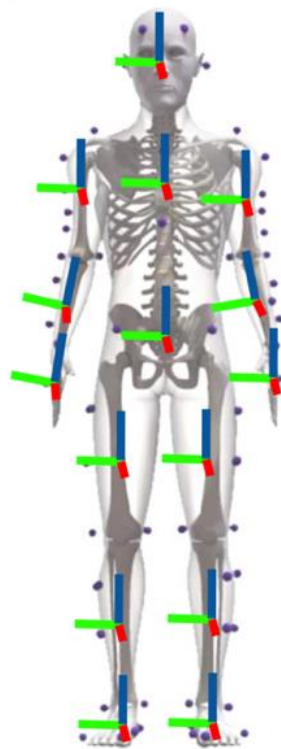


Abbildung 4: Starrkörpermodell

Quelle: Vorlesung Messverfahren aus der Biomechanik

Die Koordinatensysteme werden mit den Körpersegmenten verknüpft. Die Rot-Grün-Blau-Farbsysteme (RGB-System) stimmen dabei mit den x-y-z-Koordinatensystemen überein.

Um die Vorzeichen für Drehmomente und Gelenkwinkel zu verstehen und zu bestimmen, muss die Rechte-Hand-Regel angewandt werden (vgl. Vorlesung Messverfahren aus der Biomechanik, WS 20/21).

Für das Hüft-, Knie- und Sprunggelenk werden nun die Bewegungsausrichtungen bzw. Drehmomente gesucht, um das Vorzeichen der Parameter zu bestimmen. Eine Bewegung kann in verschiedenen Ebenen beschrieben werden. In Abbildung 5 kann man erkennen, dass jede Ebene (Frontal-, Sagittal und Transversalebene) eine passende Achse hat, die senkrecht darauf steht (sagittale Achse, medio-laterale Achse und vertikale Längsachse) (Lowery, 2019).

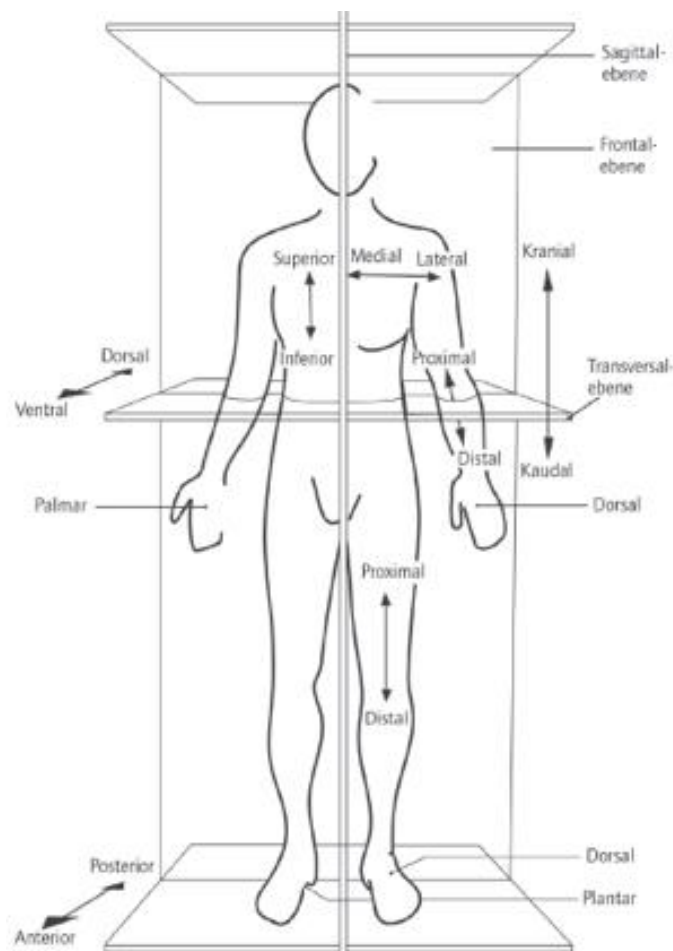


Abbildung 5: Körperebenen und -achsen

Quelle: (Lowery, 2019)

Bewegungen

Die Hüftflexion und -extension finden in der Sagittalebene statt (Suppé und Bacha, 2010, S. 6). Um das Vorzeichen der Bewegung an der Hüfte zu bestimmen, richtet man den Daumen entlang der grünen, anatomischen Transversalachse (y-Achse) am Oberschenkel aus. Wenn man die rechte Hand gegen den Uhrzeiger dreht bzw. die Drehung zu den Fingern stattfindet, dann ist das Vorzeichen positiv. Somit beschreibt eine positive Drehung die Hüftflexion. Wenn man jedoch die Hand im Uhrzeigersinn dreht, dann ist das Vorzeichen negativ. Die negative Drehung ist mit der Extension am Hüftgelenk gleichzustellen.

Die Hüftadduktion und -abduktion finden in der Frontalebene statt (Suppé und Bacha, 2010, S. 5). Beide Bewegungen werden analog bestimmt. Die Bewegung der Hüftadduktion hat ein positives Vorzeichen und kann mit der anatomischen Sagittalachse (x-Achse) beschrieben werden, wohingegen die Hüftabduktion ein negatives Vorzeichen hat.

Die Innen- und Außenrotation der Hüfte finden in der Transversalebene statt (Suppé und Bacha, 2010, S. 6). Die Innenrotation der Hüfte entspricht den positiven Werten der anatomischen Längsachse (z-Achse).

Die Knieadduktion findet in der Frontalebene statt und entspricht den positiven Werten der anatomischen x-Achse. Die Knieinnenrotation hingegen findet in der Transversalebene statt und wird mit den positiven Werten anatomischen z-Achse beschrieben.

Um die In- und Eversion des Sprunggelenks zu bestimmen, verwendet man ebenfalls die Rechte-Hand-Regel, wobei die Inversion mit den positiven Werten und die Eversion mit den negativen Werten der anatomischen x-Achse beschrieben werden.

Drehmomente

Bei der Bestimmung der Vorzeichen der Drehmomente um eine Achse geht man gleichermaßen wie bei dem Bestimmen der Bewegungsrichtung vor.

Es stellt sich heraus, dass bei der Bestimmung des Drehmoments an der Hüfte, ein positives Drehmoment dem Adduktionsmoment und ein negatives Drehmoment

dem Abduktionsmoment entspricht. Somit weiß man, dass der benötigte Parameter MHABDmom ein negatives Vorzeichen haben muss.

Wenn man die Rechte-Hand-Regel anwendet, um das Vorzeichen des Drehmoments am Kniegelenk um die x-Achse zu ermitteln, stellt man fest, dass ein positives Drehmoment ebenfalls dem Adduktionsmoment und ein negatives Drehmoment dem Abduktionsmoment entspricht.

Bei den Bodenreaktionskräften zeigt der Kopf in die positive x-Richtung. Somit beschreibt die positive x-Achse den Beschleunigungsimpuls und die negative x-Achse den Bremsimpuls. Die z-Achse entspricht der vertikalen Achse.

3.4 Zuordnung und Berechnung der Parameter

Die Vorzeichen von neun der 13 biomechanischen Parameter werden, wie im Kapitel 3.3.2 beschrieben, mit der Rechten-Hand-Regel bestimmt. In Tabelle 3 erkennt man, dass es sich dabei um die Parameter AINVTD, PAEV, PKADD, PKIR, KABDI, PHADD, PHIR, MHABDmom und BI handelt. Da diese Parameter direkt einer Datei aus dem Matlab-Datensatz zugeordnet werden, müssen diese nicht zusätzlich berechnet werden. Der Parameter BI wird lediglich auf die Körpermasse normiert. In der ersten Spalte erkennt man die vier Kategorien, in die die Parameter aus der zweiten Spalte zugeordnet werden. Die dritte Spalte fasst zusammen in welcher Bewegungsrichtung die Bewegung stattfindet.

Tabelle 3: Zuordnung der Parameter AINVTD, PAEV, PKADD, PKIR, KABDI, PHADD, PHIR, MHABDmom und BI

Art und Ebene der Bewegung		
Sprunggelenk	AINVTD (°)	Inversion: positive Werte von x-Achse
	PAEV (°)	Eversion: negative Werte von x-Achse Spitzenwert hier MIN
Knie	PKADD (°)	Adduktion: positive Werte von x-Achse Spitzenwert hier MAX
	PKIR (°)	Innenrotation: positive Werte von z-Achse Spitzenwert hier MAX
	KABDI (Ns)	Bwg. in Frontalebene (x-Achse) Abduktion: negative Werte von x-Achse
Hüfte	PHADD (°)	Adduktion: positive Werte von x-Achse Spitzenwert hier MAX
	PHIR (°)	Innenrotation: positive Werte von z-Achse Spitzenwert hier MAX
	MHABDmom (Nm)	Bwg. in Frontalebene (x-Achse) Abduktion: negative Werte von x-Achse
LR und GRF	BI (N · N ⁻¹)	Bremsimpuls: negative Werte von x-Achse

Quelle: Eigendarstellung

Bei den folgenden vier Parametern AEVrng, EVt, VALR und VILR kann keine direkte Zuordnung zu einer Datei erfolgen, da diese berechnet werden müssen. Dabei ist die Tabelle 4 genauso aufgeteilt wie Tabelle 1.

Tabelle 4: Berechnung der Parameter AEVrng, EVt, VALR und VILR

Art und Ebene der Bewegung		
Sprunggelenk	AEVrng (°)	Eversion: negative Werte von x-Achse
	EVt (%)	Eversion: negative Werte von x-Achse
LR und GRF	VALR (BW/s)	LR: z-Achse linearster Teil: durchschnittliche Änderungsrate der vertikalen GRF über 20 - 80 % des interessierenden Bereichs
	VILR (BW/s)	LR: z-Achse Spitzenwert der Änderungsrate der vertikalen GRF zw. 2 aufeinanderfolgenden Punkten über 20 - 100 % des Bereichs

Quelle: Eigendarstellung

Berechnung AEVrng

Bei dem Parameter AEVrng ist mit „rng“ die Range of Motion (ROM) gemeint, sprich der Bewegungsausmaß in °. Um den gesuchten Bereich zu berechnen, indem das Sprunggelenk evertiert, muss der Inversionswert bei dem Fersenauftritt in der x-Achse (beschrieben durch den Parameter AINVTD) vom Spitzeneversionswert in der x-Achse (beschrieben durch den Parameter PAEV) abgezogen werden. Der Fuß setzt zu Beginn leicht auf die Fußaußenseite auf und dann kommt es zum Abknicken nach innen, bis zur maximalen Eversion.

$$\text{AEVrng [}^\circ\text{]} = \text{PAEV [}^\circ\text{]} - \text{AINVTD [}^\circ\text{]} \quad (1)$$

Berechnung EVt

Die Eversionszeit während der Standbeinphase ist der Anteil, in dem das Sprunggelenk evertiert ist. Der Datensatz ist zeitnormalisiert, sodass jede Messung 201 Datenpunkte lang ist. Um die Eversionszeit zu berechnen, muss der Anteil der negativen Werte vom Fersenauftritt bis zum Spitzenwert (negativ entspricht der Eversion in der x-Achse) durch den Anteil aller 201 Datenpunkte geteilt werden. Daraufhin wird der Wert mit 100 multipliziert, um den prozentualen Anteil zu erhalten.

$$\text{EVt [\%]} = \frac{\text{Anteil negativer Datenpunkte von AINVTD bis PAEV}}{\text{alle 201 Datenpunkte}} * 100 \quad (2)$$

Berechnung VALR

Der Beginn der Region für die Berechnung von VALR wird durch den Fußauftritt definiert. Der Fußauftritt ist in diesem Datensatz der erste Punkt, an dem die vertikalen Bodenreaktionskräfte 50 Newton (N) übersteigen. Das Ende der Region wird als der erste Punkt nach dem Fußauftritt definiert, an dem die vertikalen GRFs 75 % des Körpergewichts (englisch: Body Weight = BW) eines Läufers übersteigen und die Steigung geringer als 15 BW/s beträgt. Da die Gewichtsdaten der Probanden in Kilogramm (kg) bekannt sind, müssen diese mit der Erdbeschleunigung $9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}$ multipliziert werden, um das Körpergewicht in N zu erhalten.

$$\text{BW [N]} = \text{Körpermasse [kg]} * \text{Beschleunigung} \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right] \quad (3)$$

Nun können die Werte, die die erste Bedingung des Endpunkts ($> 75 \% \text{ BW}$) erfüllen, herausgefunden werden. Diese Werte müssen aber zusätzlich die zweite Bedingung (Steigung $< 15 \text{ BW/s}$) erfüllen. Dafür benötigt man die Zeit $t_{\text{Frame to Frame}}$ in Sekunde (s), die von einem Rahmen (englisch: Frame) zum Nächsten vergeht. Dadurch, dass man die Kontaktzeiten kennt und der Datensatz zeitnormalisiert ist, sodass jede Messung 201 Datenpunkte lang ist, kann man mit der nächsten Formel $t_{\text{Frame to Frame}}$ berechnen. Das bedeutet zusätzlich, dass die Zeit von Frame zu Frame $0,5 \%$ entspricht.

$$t_{\text{Frame to Frame}} = \frac{\text{Kontaktzeiten [s]}}{200 \text{ Datenpunkte}} \quad (4)$$

Um nun die Steigung zu berechnen, wird der Matlab-Befehl „gradient“ verwendet, welcher den eindimensionalen numerischen Gradienten des Vektors liefert. Der Vektor in diesem Fall ist das Steigungsdreieck $\frac{\Delta y}{\Delta t}$, welcher in Abbildung 6 dargestellt wird.

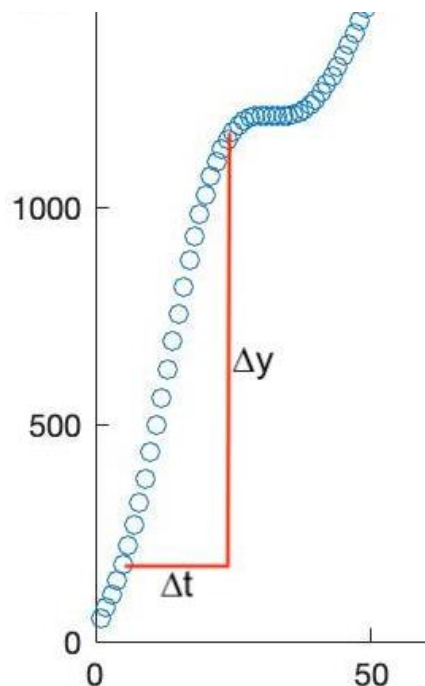


Abbildung 6: Steigungsdreieck $\frac{\Delta y}{\Delta t}$ des Parameters VALR eines Probanden

Quelle: Eigendarstellung aus Matlab

Die VALR wird als die durchschnittliche Änderungsrate der vertikalen GRFs über 20% bis 80% des interessierenden Bereichs berechnet, da dies der linearste Teil des Bereichs ist (Johnson et al., 2020).

Berechnung VILR

Die Definition des Beginns und des Endes der Region für die Berechnung des Parameters VILR entspricht der des Parameters VALR. Der Parameter VILR wird als Spitzenwert der Änderungsrate der vertikalen GRFs zwischen zwei aufeinanderfolgenden Punkten über 20 % bis 100 % des Bereichs berechnet (Johnson et al., 2020).

Die Abbildung 7 zeigt den typischen Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskräfte unverletzter Läufer aus einer veröffentlichten Studie aus dem vergangenen Jahr (Johnson et al., 2020), wobei der graue Balken den Bereich des Parameters VALR zeigt. Zudem erkennt man, dass der Bereich des Parameters VILR um 20 % weiter reicht als der VALR-Bereich.

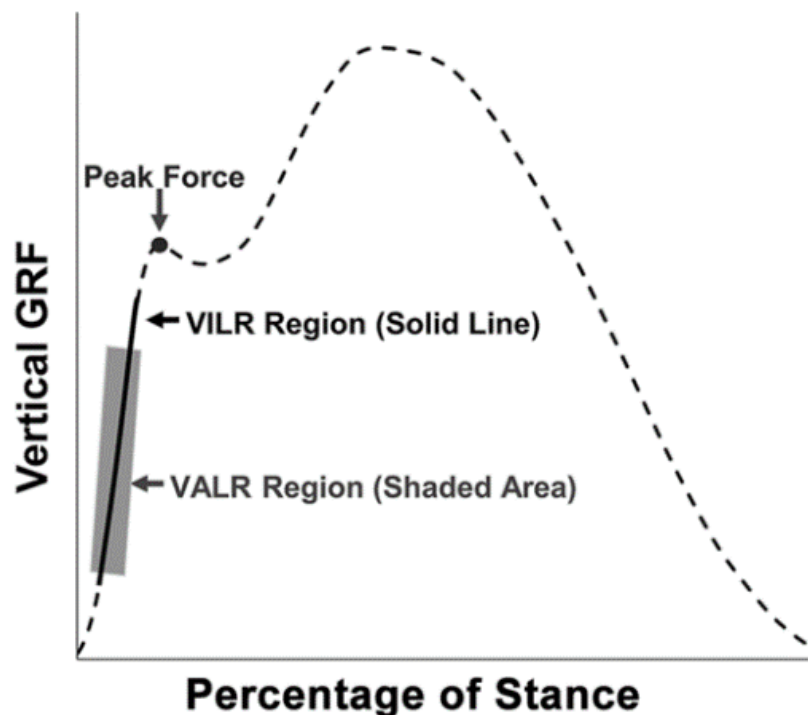


Abbildung 7: Typische vertikale GRF-Kurve unverletzter Läufer, mit Darstellung der VILR- und VALR-Bereiche

Quelle: (Johnson et al., 2020)

3.5 Statistische Analyse

3.5.1 Datenanalyse mit SPSS

Abbildung 8 stellt einen Entscheidungsbaum dar. Zuerst wird entschieden welche Art der Analyse durchgeführt werden soll. In dieser Arbeit werden Unterschiede zwischen Laufzeitpunkten bzw. bei den verschiedenen Laufdistanzen (0 km, 0,2 km, 0,5 km, 1 km, 2 km, 3km, 4 km, 5 km, 6 km, 7 km, 8 km, 9 km, 10 km) ermittelt. Daraufhin sollen zentrale Tendenzen ermittelt werden, da man für die Gruppe der Läufer wissen möchte, wie sich der Mittelwert der Gruppe über die 10-km-Laufdistanz verändert. Bei der Entscheidung zwischen unabhängigen und verbundenen Stichproben fällt die Entscheidung auf Letzteres, da die gleichen Läufer immer wiederholt gemessen werden. Nun entscheidet man, ob man zwei Variablen und zwei Stufen hat oder ob dies nicht ausreicht. Da dies hier nicht ausreicht, fällt die Entscheidung bei der Datenanalyse auf die zweite Methode „einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung“. In dieser Arbeit gibt es mehr als zwei Variablen und mehr als zwei Stufen. Bei dieser Methode wird der Faktor Laufdistanz variiert, welcher in Form einer Messwiederholung an den gleichen Läufern immer wieder durchgeführt wird.

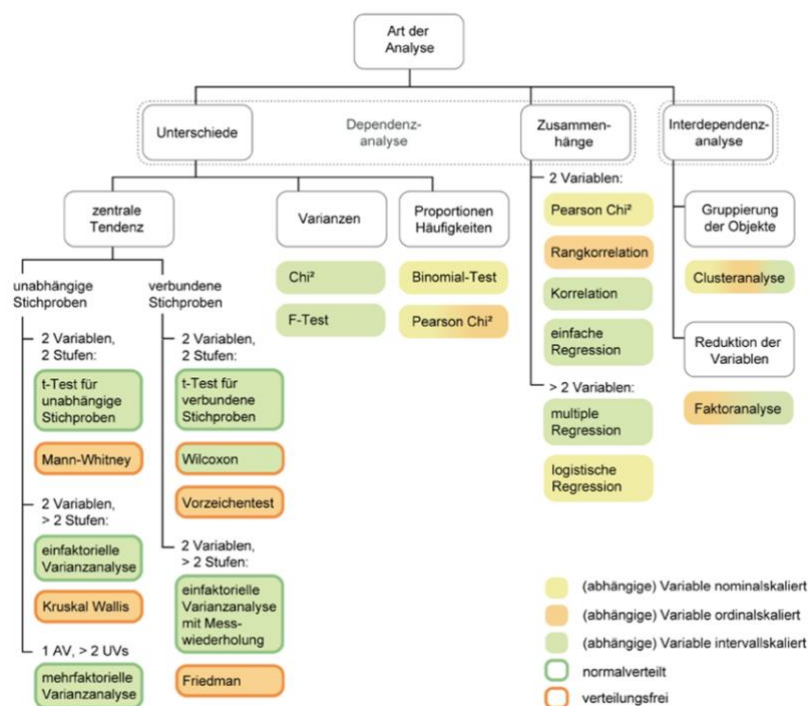


Abbildung 8: Entscheidungsbaum der Datenanalyse mit SPSS

Quelle: (Schwarz et al., 2018)

3.5.2 Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung

ANOVA steht für "Analysis of Variance" (deutsch: Varianzanalyse). Mit dieser Varianzanalyse untersucht man den Haupteffekt der Laufdistanz auf unsere abhängigen Variablen. Zunächst wird bei jedem biomechanischem Parameter ein Mauchly-Test durchgeführt, um zu überprüfen, ob die Spharizität gegeben ist oder nicht.

Im Falle, dass die Spharizität nicht gegeben ist bzw. verletzt wird (wenn $p < 0,05$), muss aus der ranovatable der pValueGG (Greenhouse-Geisser) aus der 6. Spalte benutzt werden. Bei dem pValueGG wird nämlich berücksichtigt, dass die Spharizität nicht gegeben ist, dort erfolgt also eine gewisse Korrektur. Im Falle, dass die Spharizität gegeben ist bzw. nicht verletzt wird (wenn $p > 0,05$), kann aus der ranovatable der pValue aus der 5. Spalte ohne Korrektur benutzt werden.

Nun hat man überprüft, ob die Spharizität gegeben ist oder nicht. Daraufhin gibt es zwei weitere Fälle. Falls der ausgewählte p-Wert (pValue ohne Korrektur oder pValueGG mit Korrektur) $> 0,05$ ist, gibt es keinen Haupteffekt der Laufdistanz auf den jeweiligen Parameter.

Falls der p-Wert aber $< 0,05$ ist, gibt es einen Haupteffekt der Laufdistanz auf den jeweiligen Parameter. Um diesen Haupteffekt daraufhin weiter zu untersuchen, werden postHoc-Tests (paarweise Vergleiche) durchgeführt und es wird ermittelt ab wann das Ergebnis signifikant unterschiedlich zu Beginn des Laufens ist. Weiterhin wird die Signifikanz in drei Signifikanzgrenzen unterteilt. Beträgt der Wert $< 0,05$ ist das Ergebnis signifikant. Beträgt er $< 0,01$ ist er sehr signifikant. Beträgt er $< 0,001$ ist der Wert höchst signifikant (Ebermann, 2010).

Bei den postHoc-Tests werden für die einzelnen Distanzpunkte (DP) t-Tests durchgeführt. Dabei wird z.B. der DP1 gegen den DP3 gerechnet, um daraufhin – je nach p-Wert – zu interpretieren, ob der DP3 signifikant unterschiedlich zu DP1 ist oder nicht.

Die Ergebnisse der postHoc-Tests können in der multicompare-tabelle eingesehen werden. Da für diese Arbeit interessant ist, ab wann das Ergebnis signifikant unterschiedlich zu Beginn des Laufens ist, muss nur der Abschnitt betrachtet werden, indem die Bedingung 1 (DP1) gegen die anderen Bedingungen (2, 3, 4,

[...], 13) gestellt wird. Es wird also nach den Bedingungen gesucht, bei denen der p-Wert $< 0,05$ wird.

Es ist aber auch wahrscheinlich, dass der p-Wert in der multicompare-Tabelle bei einem Parameter bei jeder Bedingungskombination $> 0,05$ ist und der p-Wert sich evtl. nur der 5 %-Signifikanzschwelle nähert. Bei einem solchen Ergebnis kann man darauf deuten, dass es einen Einfluss der Zeit auf das Messergebnis gibt, man jedoch in diesen paarweisen Vergleich – zumindest bei Vergleich des ersten Messzeitpunkts mit den anderen Messzeitpunkten – keine signifikanten Unterschiede finden kann.

3.5.3 Anwendung in Matlab

Die Varianzanalyse kann nicht nur mit dem Programm SPSS erfolgen, sondern wie in dieser Arbeit mit Matlab. Dafür muss für jeden Parameter eine Table „t“ erstellt werden, in der die Probandenanzahl in der ersten Spalte gespeichert wird. In jeder weiteren Spalte werden die Werte des jeweiligen Parameters für jeden Distanzpunkt aufgelistet. Man erhält eine 25x14 Matrix, mit 25 Zeilen aufgrund der 25 Probanden und 14 Spalten aufgrund der ersten Spalte mit der Probandennummer und den 13 weiteren Distanzpunkten. Der ausführliche Vorgang kann im Matlab-Skript im Anhang eingesehen werden.

4 Ergebnisse

4.1 Werte der Parameter des ersten und letzten Distanzpunktes

Die 13 Parameter werden, wie bereits im Kapitel 2.2 erklärt, in die vier Kategorien „Sprunggelenk“, „Knie“, „Hüfte“ und „LR und GRF“. eingeteilt.

Für den ersten und letzten Messzeitpunkt wird die Tabelle 5 angelegt, in der die Mittelwerte und Standardabweichungen jedes Parameters, gemittelt über alle 25 Probanden, dargestellt sind.

Tabelle 5: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) der Parameter am Distanzpunkt 1 (0km) und Distanzpunkt 13 (10km)

		25 Läufer			
		0 km		10 km	
		MW	SD	MW	SD
Sprunggelenk	AINVTD (°)	H 6,6	± 5,8	5,3	± 6,0
	PAEV (°)	H - 8,8	± 2,5	- 11,0	± 3,6 *
	AEVrng (°)	H - 15,4	± 5,2	- 16,4	± 4,8
	Evt (%)	H 81,7	± 11,4	89,0	± 11,8
Knie	PKADD (°)	2,3	± 2,8	2,5	± 2,9
	PKIR (°)	H 7,1	± 6,6	8,4	± 6,0 *
	KABDI (Ns)	H - 6,6	± 4,1	- 5,9	± 4,5
Hüfte	PHADD (°)	H 15,3	± 3,0	16,6	± 3,3 *
	PHIR (°)	H 4,3	± 5,2	5,1	± 5,4
	MHABDmom (Nm)	H - 70,7	± 13,8	- 68,2	± 15,6
LR und GRF	BI (N · N ⁻¹)	- 0,2	± 0,04	- 0,2	± 0,04
	VALR (BW/s)	H 49,6	± 9,2	54,9	± 11,9 *
	VILR (BW/s)	H 64,0	± 14,1	68,2	± 14,7

^H bezieht sich auf einen signifikanten ($p < 0,05$) ANOVA-Haupteffekt der Laufdistanz bei wiederholten Messungen

* zeigt einen signifikanten ($p < 0,05$) Unterschied zwischen dem jeweiligen km und 0 km, gemittelt für alle Läufer, an

* zeigt einen signifikanten ($p < 0,01$) Unterschied zwischen dem jeweiligen km und 0 km, gemittelt für alle Läufer, an

* zeigt einen signifikanten ($p < 0,001$) Unterschied zwischen dem jeweiligen km und 0 km, gemittelt für alle Läufer, an

Quelle: Eigendarstellung

Im Anhang können in Tabelle 7 und Tabelle 8 die Mittelwerte und Standardabweichungen jedes Parameters für die restlichen Messzeitpunkte eingesehen werden.

Kategorie 1 Sprunggelenk

Bei Betrachtung der ersten Kategorie schwankt der Parameter AINVTD innerhalb der 13 Laufdistanzen zwischen $5,3^\circ$ und $6,8^\circ$. Somit beträgt die AINVTD durchschnittlich $6,2 \pm 5,8^\circ$. Der Parameter PAEV liegt im Wertebereich zwischen $-11,0^\circ$ und $-8,8^\circ$. Durchschnittlich beträgt dieser Parameter also $-10,2 \pm 3,2^\circ$. Der dritte Parameter AEVrng dieser Kategorie schwankt zwischen $-16,7^\circ$ und $-15,4^\circ$. Somit beträgt der Wert durchschnittlich $-16,3 \pm 4,9^\circ$. Der Parameter EVt, welcher die Eversionszeit während der Standbeinphase beschreibt, liegt innerhalb der 13 Laufdistanzen zwischen $80,8\%$ und 89% . Durchschnittlich beträgt dieser Parameter $84,0 \pm 11,6\%$.

Kategorie 2 Knie

Der erste Parameter PKADD der zweiten Kategorie bewegt sich mit den Werten zwischen $2,3^\circ$ und $2,6^\circ$ im gleichen Bereich. Der durchschnittliche Wert beträgt daher $2,5 \pm 2,8^\circ$. Die PKIR schwankt zwischen den Werten $7,1^\circ$ und $8,4^\circ$. Somit beträgt der Wert, gemittelt über alle 13 Distanzpunkte, $7,8 \pm 6,2^\circ$. Der berechnete Parameter KABDI liegt zwischen $-6,7$ Ns und $-5,9$ Ns. Der durchschnittliche Wert beträgt daher $-6,3 \pm 4,5$ Ns.

Kategorie 3 Hüfte

Der berechnete Parameter PHADD der dritten Kategorie schwankt zwischen $15,3^\circ$ und $16,7^\circ$. Der durchschnittliche Wert beträgt $16,3 \pm 3,1^\circ$. Der zweite Parameter PHIR liegt innerhalb der 13 Laufdistanzen zwischen $4,2^\circ$ und $5,1^\circ$. Durchschnittlich beträgt der Parameter PHIR also $4,7 \pm 5,2^\circ$. Das MHABDmom bewegt sich im Wertebereich zwischen $-71,0$ Nm und $-68,2$ Nm. Somit beträgt der Parameter MHABDmom durchschnittlich $-69,7 \pm 14,5$ Nm.

Kategorie 4 LR und GRF

Der erste Parameter BI der letzten Kategorie LR und GRF, gemittelt über alle 25 Probanden, bleibt innerhalb der 13 Laufdistanzen stabil bei dem Wert $-0,2 \text{ N} \cdot \text{N}^{-1}$. Durchschnittlich beträgt der Bremsimpuls also $-0,2 \pm 0,04 \text{ N} \cdot \text{N}^{-1}$. Die VALR liegt zwischen $49,6 \text{ BW/s}$ und $53,1 \text{ BW/s}$. Die durchschnittliche VALR beträgt somit $53,0 \pm 11,5 \text{ BW/s}$. Der letzte Parameter VILR befindet sich im Bereich zwischen $63,9 \text{ BW/s}$ und $68,2 \text{ BW/s}$. Die durchschnittliche VILR beträgt daher $66,9 \pm 14,5 \text{ BW/s}$.

4.2 Haupteffekt der Laufdistanz auf die Parameter

Bei der Durchführung der Mauchly-Tests stellt sich heraus, dass die Spharizität bei jedem der 13 Parameter nicht gegeben ist bzw. verletzt wird. Somit muss bei jedem Parameter der korrigierte pValueGG aus der ranovatable verwendet werden. Einfachheitshalber wird im Folgenden pValueGG mit p_{GG} abgekürzt.

Parameter AINVTD

Mit $p_{GG} = 3,7384e-04$ zeigen die Ergebnisse der Varianzanalyse einen Haupteffekt der Laufdistanz auf den Parameter AINVTD. Jedoch ist der p-Wert bei jeder Bedingungskombination $> 0,05$ und somit kann zu keiner Bedingung ein signifikanter Unterschied im Vergleich zum Laufbeginn gefunden werden. In Abbildung 9 wird daher bei keinem Fehlerbalken ein Signifikanzsternchen gesetzt.

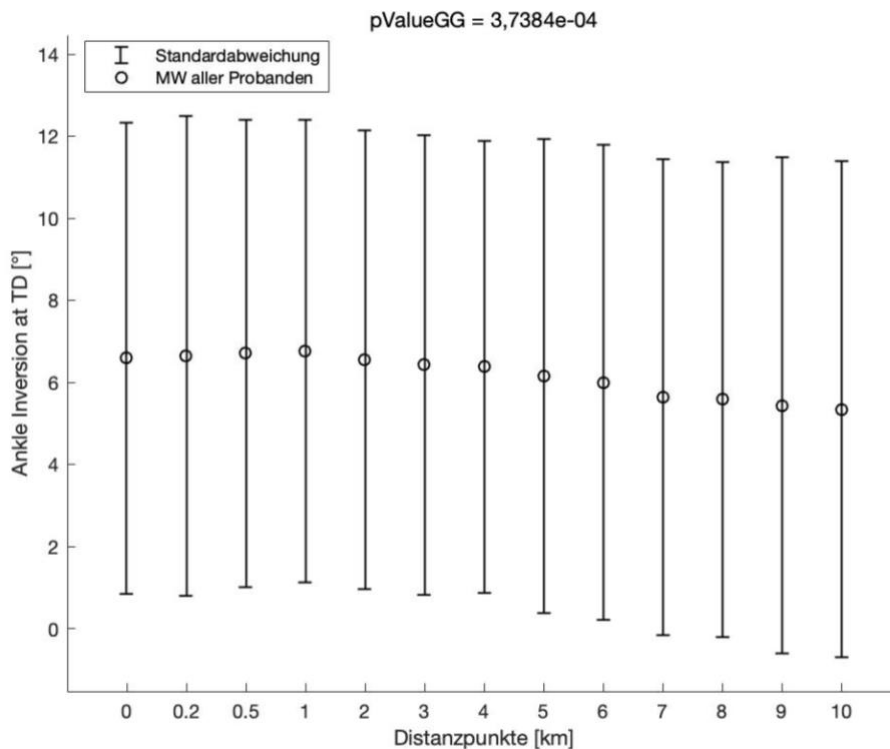


Abbildung 9: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) des Parameters AINVTD mit Angabe des p_{GG} -Werts

Quelle: Eigendarstellung aus Matlab

Unter genauerer Betrachtung der 12 Bedingungskombinationen, der Reihenfolge nach, sinkt der p-Wert bei jedem t-Test. Bei dem paarweisen Vergleich des 2. Messzeitpunkts im Vergleich zum 1. Messzeitpunkt beträgt der p-Wert = 0,99 und bei dem t-Test DP13 gegen DP1 beträgt der p-Wert = 0,16.

Parameter PAEV

Bei Durchführung der Varianzanalyse des Parameters PAEV stellt sich heraus, dass die Spharizität nicht gegeben ist, da $p < 0,05$ ist. Somit wird mit p_{GG} weiter gerechnet. Bei den Probanden zeigen die Ergebnisse der Varianzanalyse einen Haupteffekt der Laufdistanz auf den Parameter PAEV ($p_{GG} = 4,782e-09$).

Die paarweisen Vergleiche zeigen bei einem Distanzpunkt eine signifikante PAEV ($p < 0,05$), bei einem Distanzpunkt eine sehr signifikante PAEV ($p < 0,01$) und bei 10 Distanzpunkten eine höchst signifikante PAEV ($p < 0,001$) im Vergleich zum Laufbeginn.

Die signifikanten, sehr signifikanten und höchst signifikanten Ergebnisse für den Parameter PAEV sind in Abbildung 10 dargestellt.

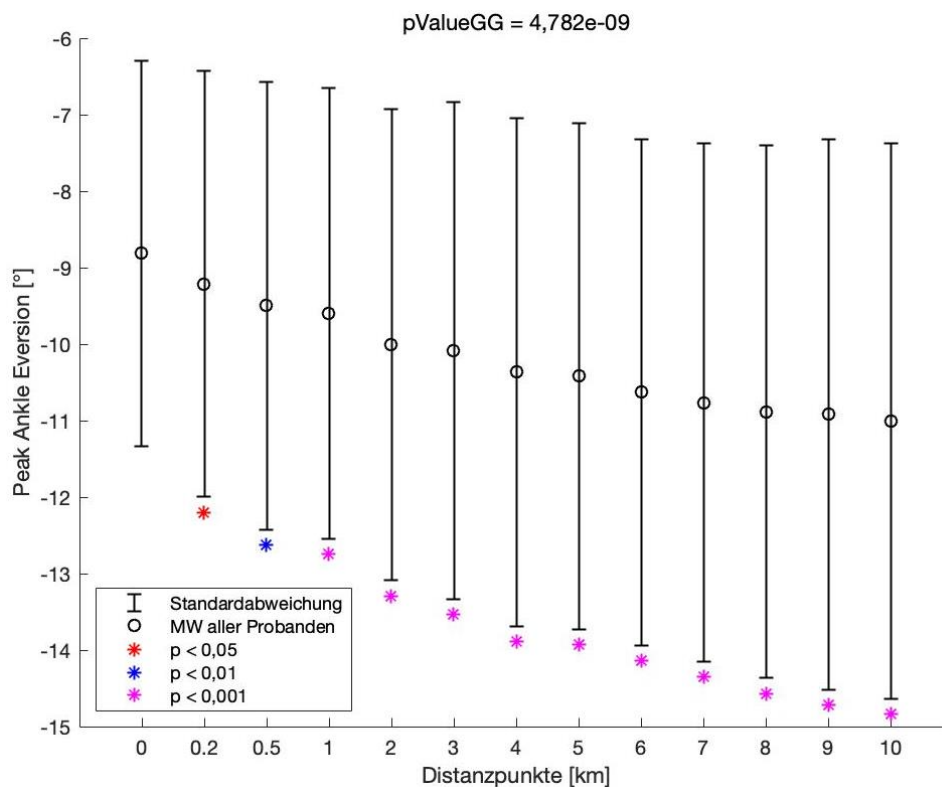


Abbildung 10: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) des Parameters PAEV mit Angabe des p_{GG} -Werts

Quelle: Eigendarstellung aus Matlab

Der t-Test DP2 gegen DP1 stellt fest, dass es bei 0,2 km ($p = 0,03$; $SD = 2,8$) einen signifikanten Unterschied des Parameters PAEV im Vergleich zum Beginn des Laufes (0 km) gibt und wird in der Abbildung 10 mit einem roten * gekennzeichnet.

Bei dem paarweisen Vergleich DP3 gegen DP1 wird festgestellt, dass es bei 0,5 km ($p = 0,0051$; $SD = 2,9$) einen sehr signifikanten Unterschied des Parameters PAEV im Vgl. zum Beginn des Laufes (0 km) gibt und wird in der Abbildung 10 mit einem blauen * gekennzeichnet. Die t-Tests DP4 bis DP13 gegen DP1 stellen fest, dass es bei 1 km, 2 km, 3 km, 4 km, 5 km, 6 km, 7 km, 8 km, 9 km und 10 km (p -Werte mit mindestens 3 Nachkommastellen; $SD \approx 3,3$) höchst signifikante Unterschiede des Parameters PAEV im Vgl. zum Beginn des Laufes (0 km) gibt, welche mit pinken * gekennzeichnet werden.

Parameter AEVrng

Die Ergebnisse der Varianzanalyse zeigen einen Haupteffekt der Laufdistanz auf den Parameter AEVrng ($p_{GG} = 5,3344e-03$). Aufgrund dessen werden die paarweisen Vergleiche näher betrachtet und bei 3 Bedingungskombinationen kann ein signifikanter Unterschied ($p < 0,05$) im Vgl. zum Laufbeginn festgestellt werden, welche in Abbildung 11 mit einem roten * kenntlich gemacht werden.

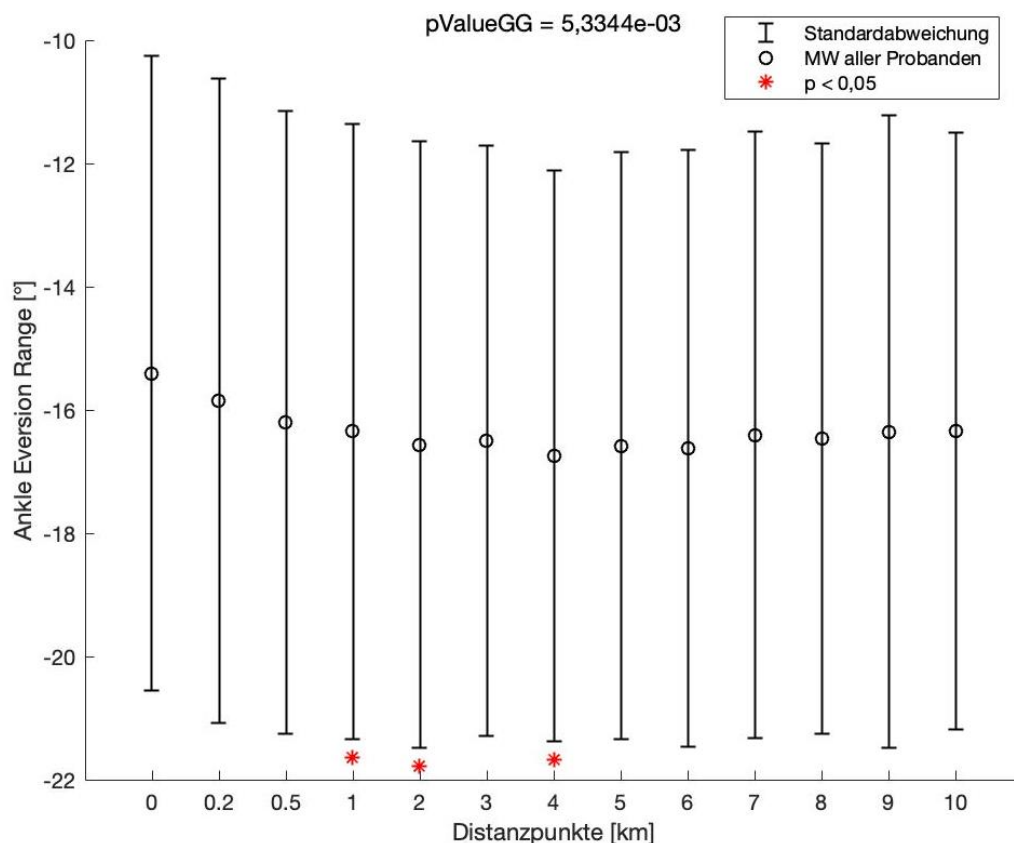


Abbildung 11: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) des Parameters AEVrng mit Angabe des p_{GG} -Werts

Quelle: Eigendarstellung aus Matlab

Die Bedingungskombination DP4 gegen DP1 stellt bei dem 1. km ($p = 0,0199$; $SD = 5,0$) einen signifikanten Unterschied im Vgl. zum Laufbeginn fest. Auch bei dem t-Test DP5 gegen DP1 gibt es bei dem 2. km ($p = 0,0107$; $SD = 4,9$) und bei dem t-Test DP7 gegen DP1 gibt es bei dem 4. km ($p = 0,0287$; $SD = 4,6$) einen signifikanten Unterschied zum Anfang des Laufes.

Parameter EVt

Auch die Überprüfung der Spharizität des Parameters EVt ergibt, dass die Spharizität verletzt wird, weswegen mit p_{GG} gerechnet wird. Mit $p_{GG} = 5,6584e-05$ zeigen die Ergebnisse der Varianzanalyse einen Haupteffekt der Laufdistanz auf den Parameter EVt. Jedoch ist der p-Wert bei jeder Bedingungskombination $> 0,05$ und somit kann zu keiner Bedingung ein signifikanter Unterschied im Vgl. zum Laufbeginn gefunden werden. Somit wird in Abbildung 12 bei keinem Fehlerbalken ein Signifikanzsternchen gesetzt.

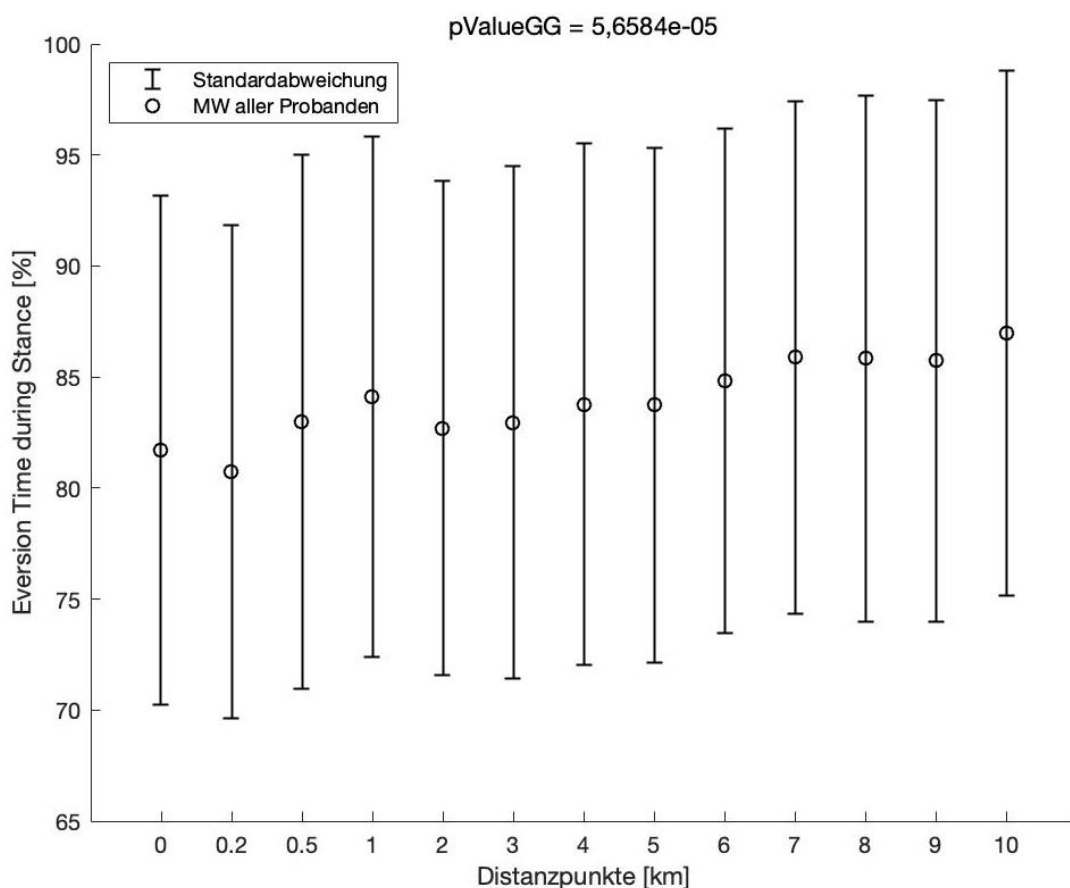


Abbildung 12: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) des Parameters EVt mit Angabe des p_{GG} -Werts

Quelle: Eigendarstellung aus Matlab

Betrachtet man alle Bedingungen gegen den DP1 der Reihenfolge nach, sinkt der p-Wert bei jedem t-Test. Bei dem paarweisen Vergleich des 2. Messzeitpunkts im Vergleich zum 1. Messzeitpunkt beträgt der p-Wert = 0,99 und bei dem t-Test DP13 gegen DP1 beträgt der p-Wert = 0,17.

Parameter PKADD

Bei dem Parameter PKADD wird die Spharizität verletzt, darum wird mit dem p_{GG} weiter gerechnet. Mit $p_{GG} = 0,34496$ zeigen die Ergebnisse der Varianzanalyse keinen Haupteffekt der Laufdistanz auf den Parameter EVt, da $p > 0,05$ ist.

Es kann kein Haupteffekt gefunden werden und daher kann auch keine weitere Analyse in Bezug auf den signifikanten Unterschied im Vergleich zum Laufbeginn durchgeführt werden, da dafür $p < 0,05$ sein müsste. In der Abbildung 13 wird deswegen bei keinem Fehlerbalken ein Signifikanzsternchen gesetzt.

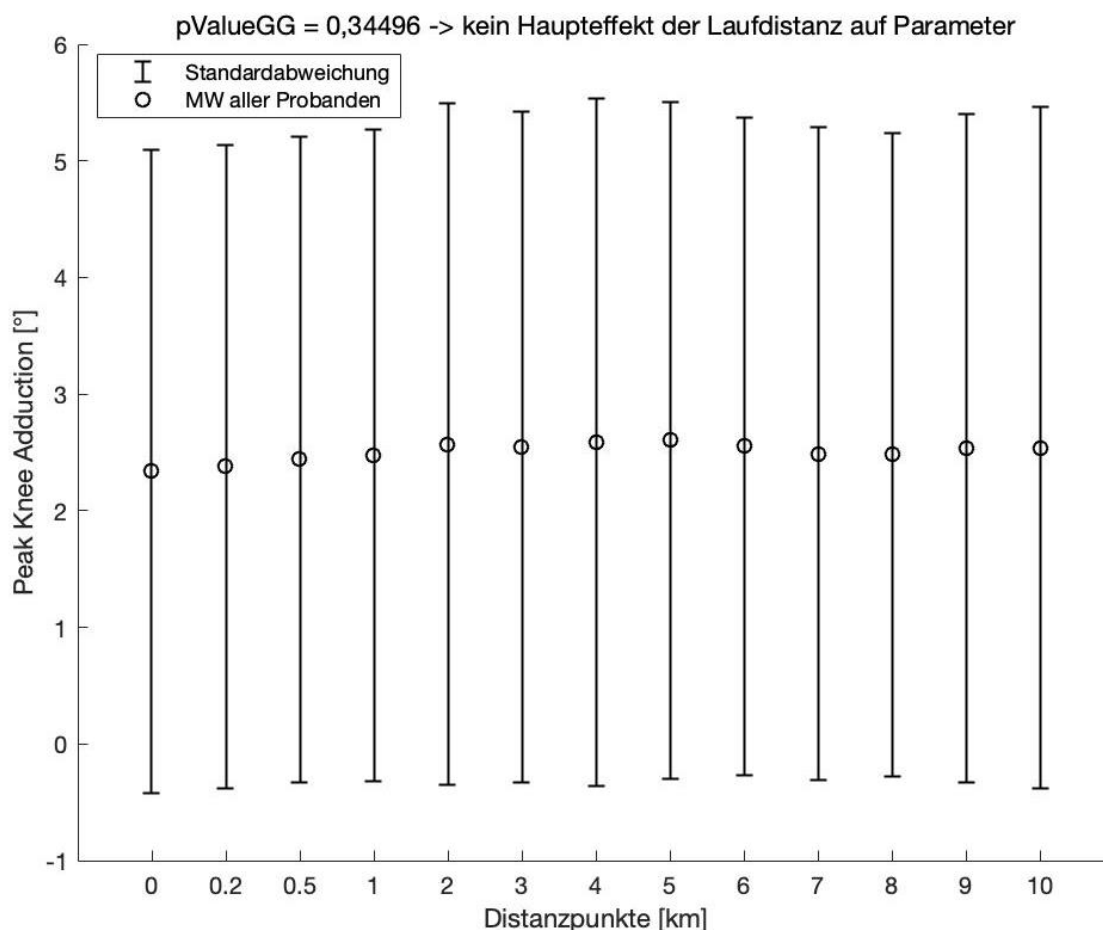


Abbildung 13: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) des Parameters PKADD mit Angabe des p_{GG} -Werts

Quelle: Eigendarstellung aus Matlab

Parameter PKIR

Bei Durchführung der Varianzanalyse des Parameters PKIR stellt sich heraus, dass die Spharizität nicht gegeben ist, da $p < 0,05$ ist. Darum wird mit dem korrigierten Wert p_{GG} weiter gerechnet. Bei den Probanden zeigen die Ergebnisse der Varianzanalyse einen Haupteffekt der Laufdistanz auf den Parameter PKIR ($p_{GG} = 1,5022e-05$).

Die Untersuchung des Haupteffekts zeigt, dass paarweise Vergleiche bei 3 Distanzpunkten eine signifikante PKIR ($p < 0,05$) und bei 2 Distanzpunkten eine sehr signifikante PKIR ($p < 0,01$) im Vgl. zum Laufbeginn erreichen.

Die signifikanten und sehr signifikanten Ergebnisse für den Parameter PKIR sind in Abbildung 14 dargestellt.

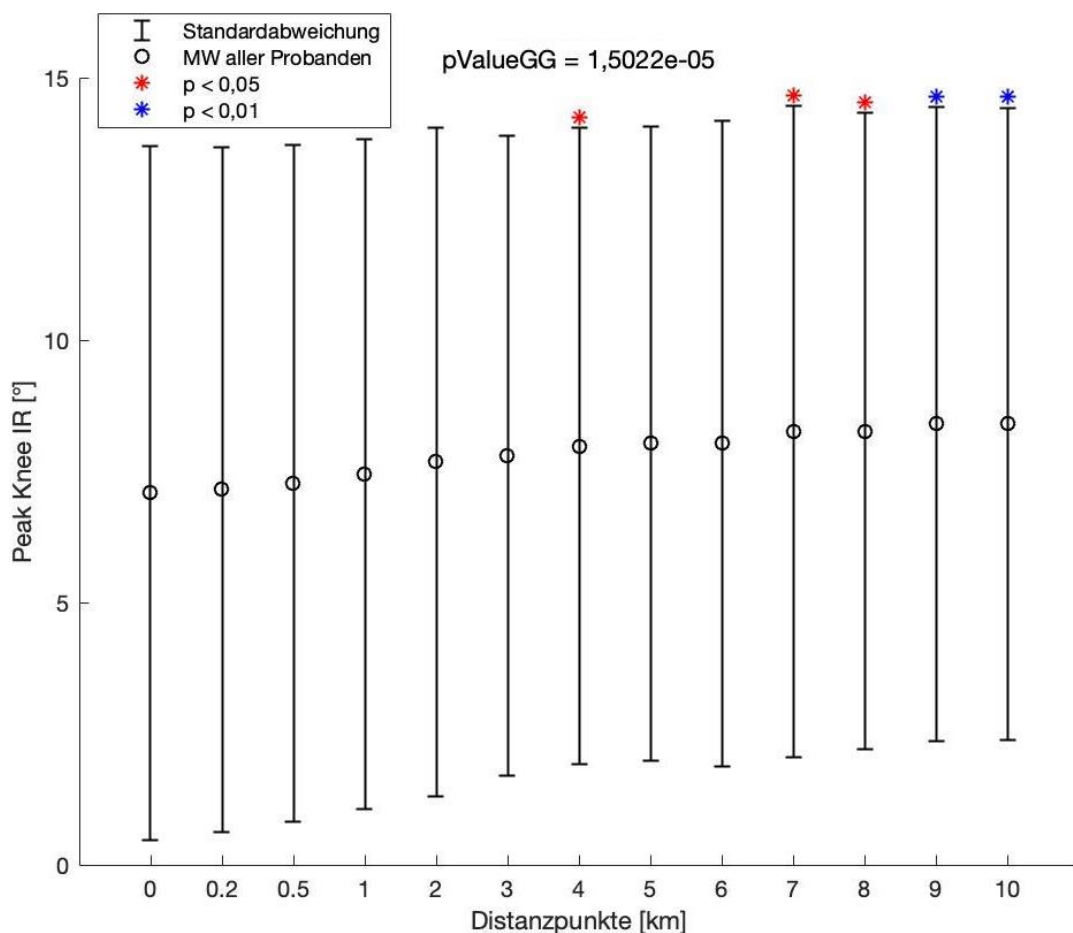


Abbildung 14: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) des Parameter PKIR mit Angabe des p_{GG} -Werts

Quelle: Eigendarstellung aus Matlab

Die t-Tests DP7, DP10 und DP11 gegen DP1 zeigen, dass es bei 4 km ($p = 0,0489$; $SD = 6,1$), bei 7 km ($p = 0,0188$; $SD = 6,2$) und bei 8 km ($p = 0,0206$; $SD = 6,1$) einen signifikanten Unterschied des Parameters PKIR im Vgl. zum Beginn des Laufes (0 km) gibt. Diese Distanzpunkte werden in der Abbildung 14 mit einem roten * gekennzeichnet.

Durch die paarweisen Vergleiche DP12 und DP13 gegen DP1 wird festgestellt, dass es bei 9 km ($p = 0,0036$; $SD = 6,0$) und 10 km ($p = 0,0047$; $SD = 6,0$) einen sehr signifikanten Unterschied des Parameters PKIR im Vgl. zum Beginn des Laufes (0 km) gibt und werden in der Abbildung 14 mit einem blauen * gekennzeichnet.

Parameter KABDI

Mit $p_{GG} = 9,2837e-05$ zeigen die Ergebnisse der Varianzanalyse einen Haupteffekt der Laufdistanz auf den Parameter KABDI. Jedoch ist der p-Wert bei jeder Bedingungskombination $> 0,05$ und somit kann zu keiner Bedingung ein signifikanter Unterschied im Vergleich zum Laufbeginn gefunden werden. Aufgrund dessen wird in der Abbildung 15 bei keinem Fehlerbalken ein Signifikanz-sternechen gesetzt.

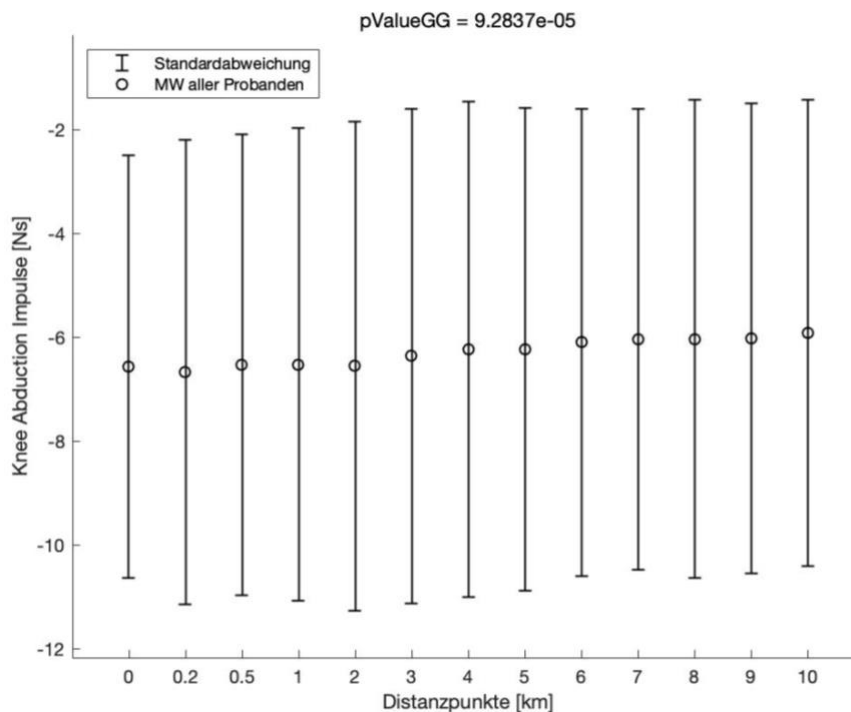


Abbildung 15: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) des Parameters KABDI mit Angabe des p_{GG} -Werts

Quelle: Eigendarstellung aus Matlab

Unter genauerer Betrachtung der 12 Bedingungskombinationen, der Reihenfolge nach, sinkt der p-Wert bei jedem t-Test. Bei dem paarweisen Vergleich des 2. Messzeitpunkts im Vergleich zum 1. Messzeitpunkt beträgt der p-Wert = 0,99 und bei dem t-Test DP13 gegen DP1 beträgt der p-Wert = 0,14.

Parameter PHADD

Bei diesem Parameter wird mit dem korrigierten Wert p_{GG} weiter gerechnet. Die Ergebnisse der Varianzanalyse zeigen einen Haupteffekt der Laufdistanz auf den Parameter PHADD ($p_{GG} = 5,7553e-09$).

Paarweise Vergleiche ergeben bei einem Distanzpunkt eine sehr signifikante PHADD ($p < 0,01$) und bei 10 Distanzpunkten eine höchst signifikante PHADD ($p < 0,001$) im Vgl. zum Laufbeginn. Diese sehr signifikanten und höchst signifikanten Ergebnisse für den Parameter PHADD sind in Abbildung 16 dargestellt.

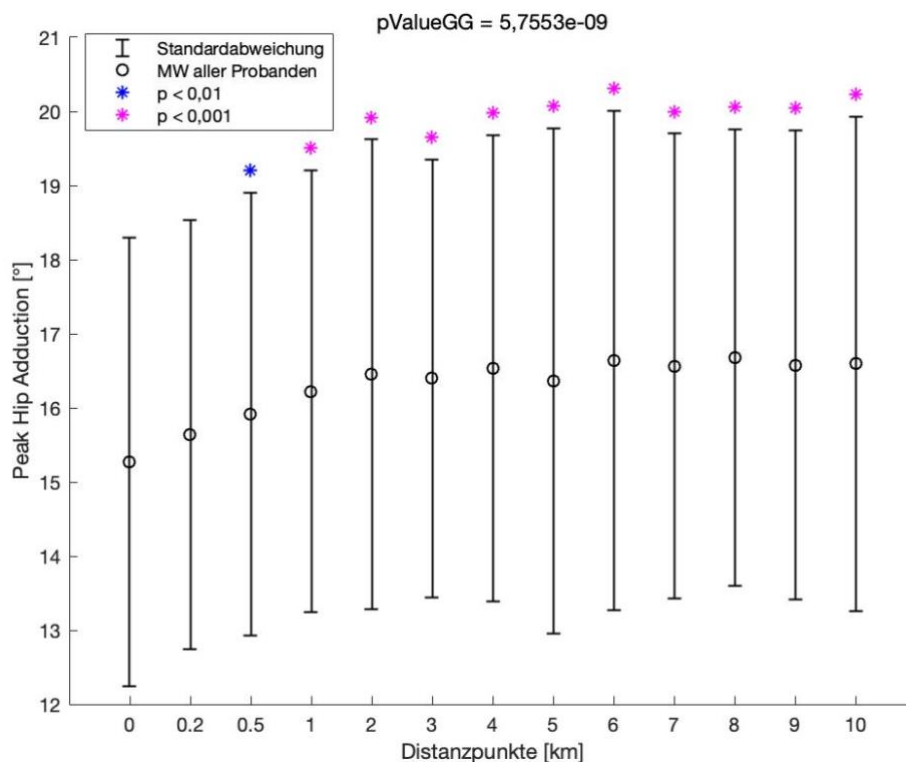


Abbildung 16: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) des Parameters PHADD mit Angabe des p_{GG} -Werts

Quelle: Eigendarstellung aus Matlab

Der t-Test DP3 gegen DP1 stellt fest, dass es bei 0,5 km ($p = 0,0012$; $SD = 3,0$) einen sehr signifikanten Unterschied des Parameters PHADD im Vgl. zum Beginn

des Laufes (0 km) gibt und wird in der Abbildung 16 mit einem blauen * gekennzeichnet. Bei den t-Tests DP4 bis DP13 gegen DP1 wird festgestellt, dass es bei 1 km, 2 km, 3 km, 4 km, 5 km, 6 km, 7 km, 8 km, 9 km und 10 km (p-Werte mit mindestens 3 Nachkommastellen; $SD \approx 3,2$) höchst signifikante Unterschiede des Parameters PHADD im Vgl. zum Beginn des Laufes (0 km) gibt, welche mit pinken * gekennzeichnet werden.

Parameter PHIR

Die Spharizität wird bei dem Parameter PHIR verletzt, weswegen hier mit p_{GG} weiter gerechnet wird. Mit $p_{GG} = 4,8245e-03$ zeigen die Ergebnisse der Varianzanalyse einen Haupteffekt der Laufdistanz auf den Parameter PHIR, da $p < 0,05$ ist.

Bei der weiteren Analyse, in Bezug auf den signifikanten Unterschied im Vergleich zum Laufbeginn, kann jedoch bei keiner Bedingungskombination ein signifikanter Unterschied gefunden werden. Darum wird in der Abbildung 17 kein Signifikanzsternchen gesetzt.

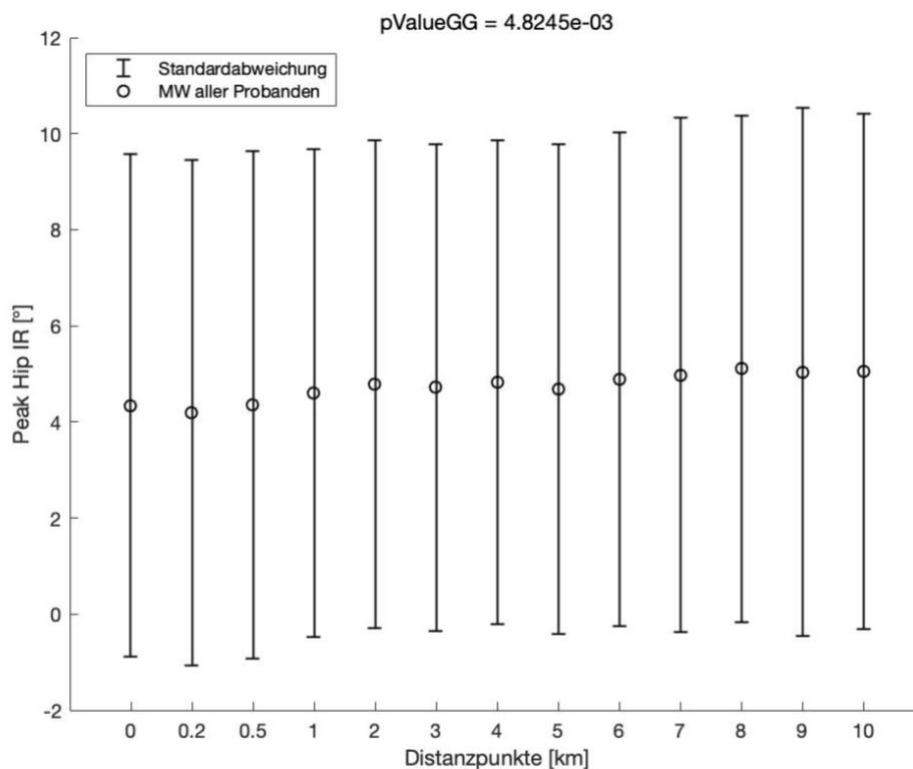


Abbildung 17: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) des Parameters PHIR mit Angabe des p_{GG} -Werts

Quelle: Eigendarstellung aus Matlab

Unter genauerer Betrachtung der 12 Bedingungskombinationen, der Reihenfolge nach, kann keine eindeutige Tendenz des p-Werts erkannt werden, in die sich der Wert entwickelt.

Der paarweise Vergleich des 2. Messzeitpunkts im Vergleich zum 1. Messzeitpunkt beträgt $p = 0,92$ und bei dem DP5 gegen DP1 beträgt $p = 0,47$. Somit sinkt der p-Wert innerhalb dieser t-Tests. Wiederum steigt der p-Wert in den darauffolgenden 3 t-Tests, denn bei dem DP6, DP7 und DP8 gegen DP1 wird ein p-Wert von 0,78; 0,94 und 0,64 berichtet. Bei dem letzten paarweisen Vergleich des 13. Messzeitpunkts im Vergleich zum 1. Messzeitpunkt sinkt der p-Wert mit $p = 0,33$ erneut.

Parameter MHABDmom

Mit $p_{GG} = 1,0125e-02$ zeigen die Ergebnisse der Varianz-analyse einen Haupteffekt der Laufdistanz auf den Parameter PHIR, da $p < 0,05$ ist. Ein signifikanter Unterschied im Vgl. zum Laufbeginn kann bei keiner der 12 Bedingungskombinationen gefunden werden. In Abbildung 18 wird bei keinem Fehlerbalken ein Signifikanzsternchen gesetzt.

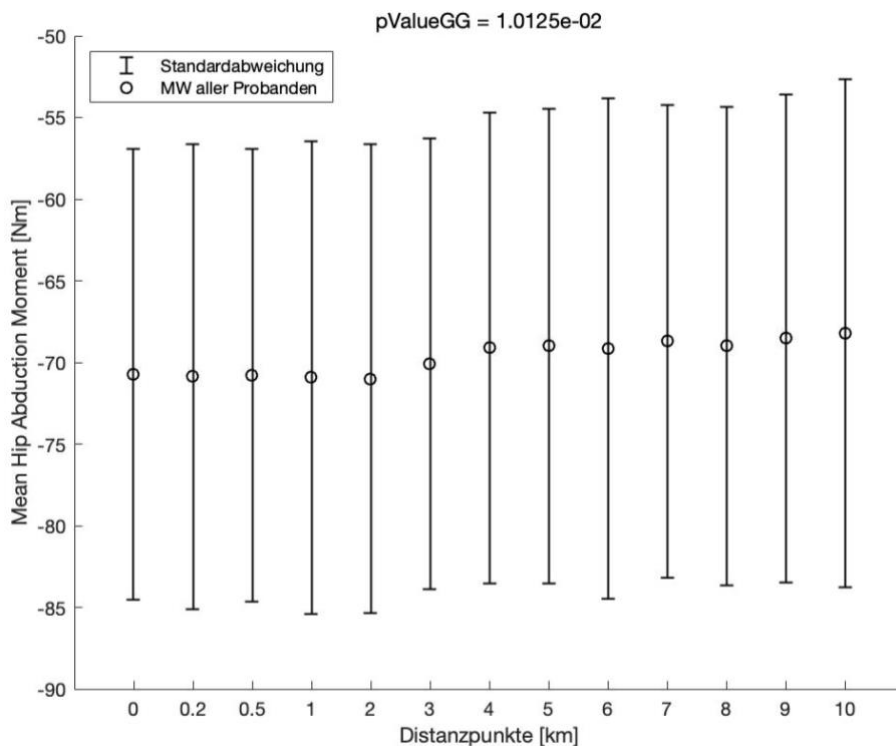


Abbildung 18: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) des Parameters MHABDmom mit Angabe des p_{GG} -Werts

Quelle: Eigendarstellung aus Matlab

Hier kann bei genauerer Betrachtung der 12 Bedingungskombinationen, der Reihenfolge nach, eine sinkende Tendenz des p-Werts nach jedem paarweisen Vergleich beobachtet werden. Bei dem t-Test des 2. Messzeitpunkts im Vergleich zum 1. Messzeitpunkt beträgt $p = 0,99$ und bei dem t-Test DP13 gegen DP1 beträgt $p = 0,67$.

Parameter BI

Bei dem Parameter BI wird die Spharizität verletzt, darum wird mit p_{GG} weiter gerechnet. Mit $p_{GG} = 0,1475$ zeigen die Ergebnisse der Varianzanalyse keinen Haupteffekt der Laufdistanz auf den Parameter BI, da $p > 0,05$ ist.

Da kein Haupteffekt gefunden wird, kann auch keine weitere Analyse in Bezug auf den signifikanten Unterschied im Vergleich zum Laufbeginn durchgeführt werden. In der Abbildung 19 wird deswegen bei keinem Fehlerbalken ein Signifikanzsternchen gesetzt.

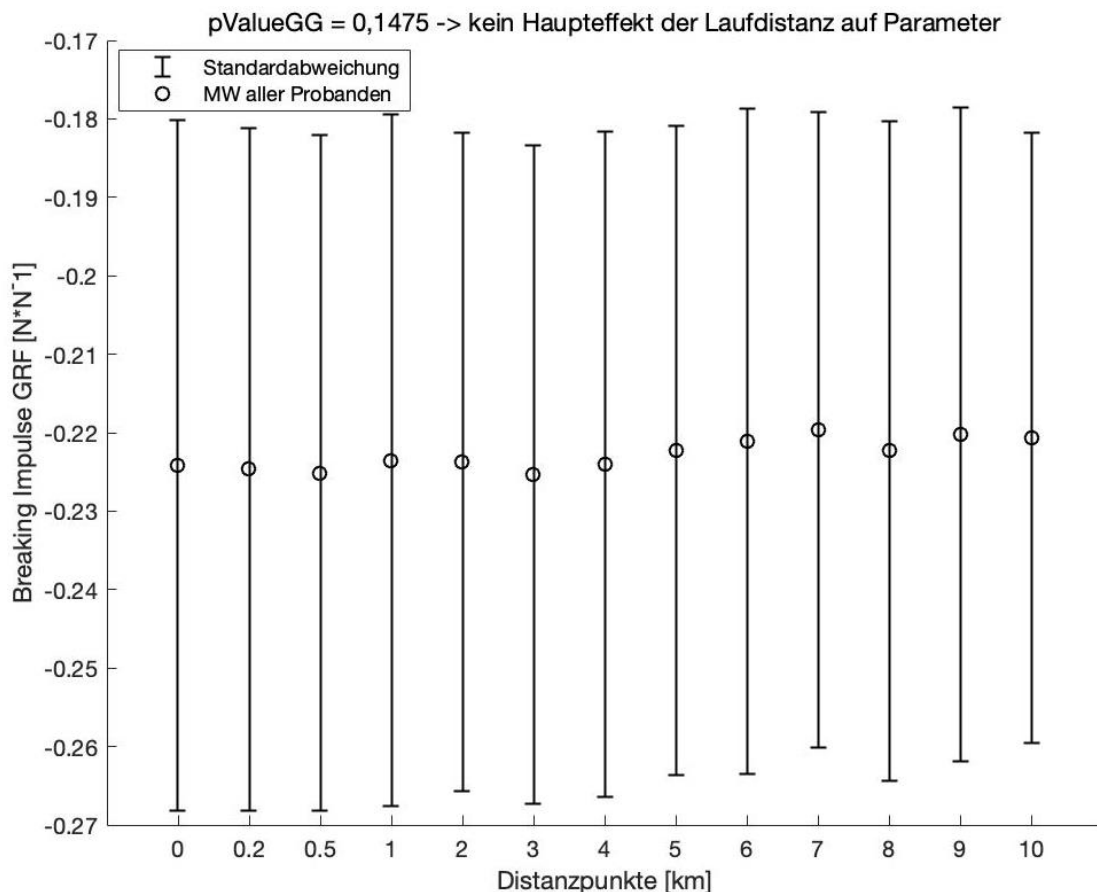


Abbildung 19: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) des Parameters BI mit Angabe des p_{GG} -Werts

Quelle: Eigendarstellung aus Matlab

Parameter VALR

Die Ergebnisse der Varianzanalyse zeigen einen Haupteffekt der Laufdistanz auf den Parameter VALR ($p_{GG} = 2,8464e-03$). Aufgrund dessen werden die paarweisen Vergleiche näher angeschaut und bei einer Bedingungskombination kann ein signifikanter Unterschied im Vgl. zum Laufbeginn festgestellt werden.

Die Bedingungskombination DP13 gegen DP1 stellt fest, dass es bei 10 km ($p = 0,0353$; $SD = 11,9$) einen signifikanten Unterschied zum Laufbeginn gibt. Dieser signifikante Unterschied wird in der Abbildung 20 mit einem roten * gekennzeichnet.

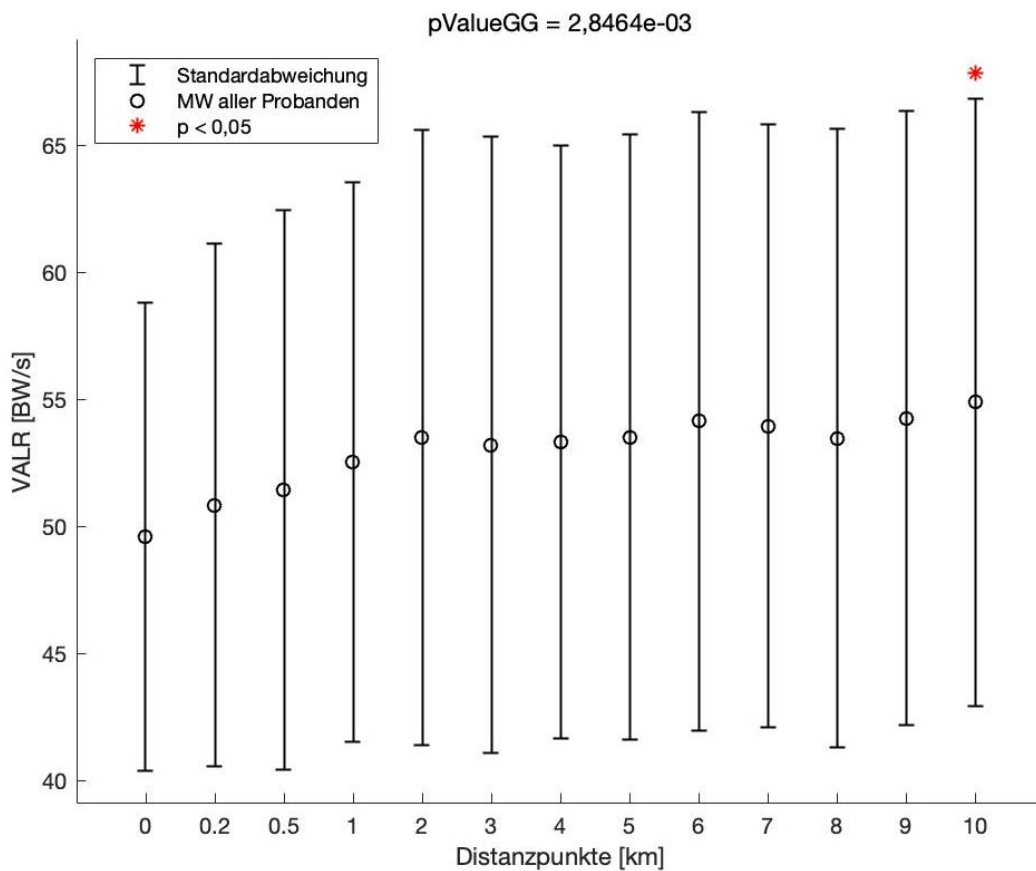


Abbildung 20: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) des Parameters VALR mit Angabe des p_{GG} -Werts

Quelle: Eigendarstellung aus Matlab

Parameter VILR

Bei Durchführung der Varianzanalyse des Parameters VILR wird mit dem p_{GG} -Wert gerechnet, da die Spharizität auch hier verletzt wird. Mit $p_{GG} = 1,774e-02$ zeigen die Ergebnisse der Varianzanalyse einen Haupteffekt der Laufdistanz auf den Parameter VILR. Der p-Wert ist jedoch bei jeder Bedingungskombination $> 0,05$ und somit kann zu keiner Bedingung ein signifikanter Unterschied im Vgl. zum Laufbeginn gefunden werden. Somit wird in Abbildung 21 bei keinem Fehlerbalken ein Signifikanzsternchen gesetzt.

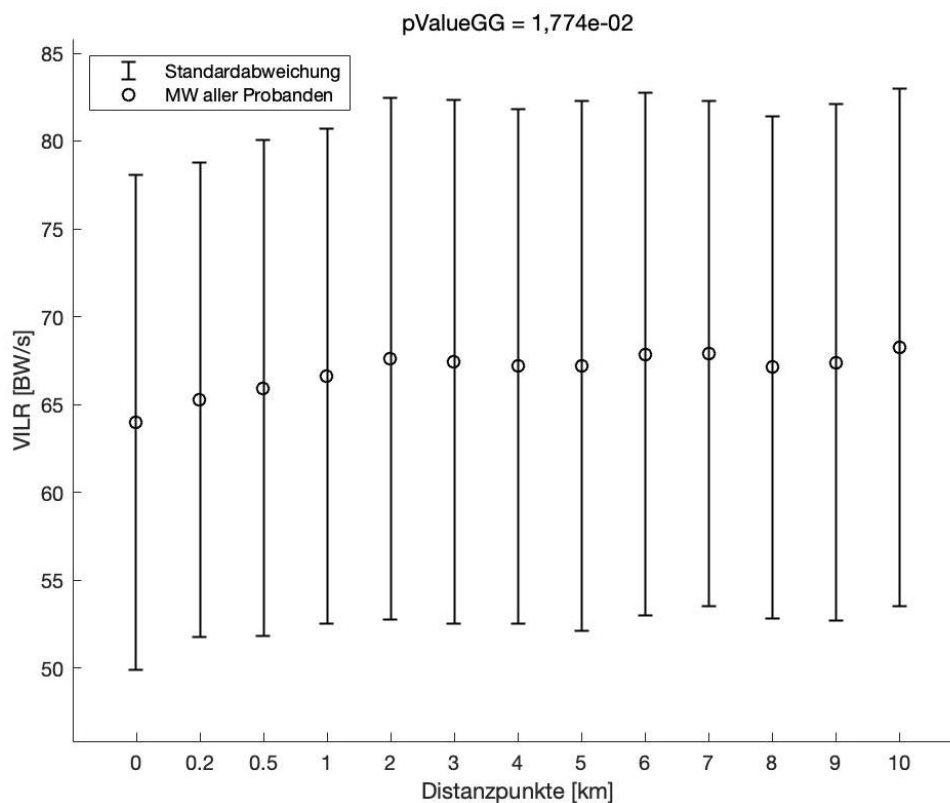


Abbildung 21: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) des Parameters VILR mit Angabe des p_{GG} -Werts

Quelle: Eigendarstellung aus Matlab

Unter genauerer Betrachtung der 12 Bedingungskombinationen, der Reihenfolge nach, kann keine eindeutige Tendenz erkannt werden.

Der p-Wert bei dem postHoc-Test des 2. Messzeitpunkts im Vergleich zum 1. beträgt $p\text{-Wert} = 0,60$ und bei dem t-Test DP13 gegen DP1 beträgt der $p\text{-Wert} = 0,17$. Zwischendrin, z.B. bei dem DP6 gegen DP1 beträgt $p = 0,20$ und bei dem DP8 gegen DP1 beträgt $p = 0,54$.

Die Ergebnisse der postHoc-Tests können der folgenden Tabelle 6 entnommen werden. So ist es auch einfacher der Entwicklung der p-Werte von paarweisem Vergleich zu paarweisem Vergleich zu folgen.

Tabelle 6: Ergebnisse der postHoc-Tests aller 13 Bedingungskombinationen

			25 Läufer											
			DP2:DP1	DP3:DP1	DP4:DP1	DP5:DP1	DP6:DP1	DP7:DP1	DP8:DP1	DP9:DP1	DP10:DP1	DP11:DP1	DP12:DP1	DP13:DP1
Sprunggelenk	AINVTD (°)	H	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,98	0,87	0,34	0,27	0,21	0,16
	PAEV (°)	H	0,030 *	5,1e-03 *	8,1e-04 *	8,0e-05 *	2,3e-04 *	3,1e-04 *	7,8e-05 *	1,3e-05 *	1,5e-05 *	1,6e-05 *	3,6e-05 *	5,3e-05 *
	AEVrng (°)	H	0,09	0,05	0,019 *	0,011 *	0,05	0,028 *	0,05	0,07	0,22	0,18	0,29	0,32
	EVt (%)	H	0,99	0,97	0,84	0,99	0,99	0,72	0,78	0,15	0,17	0,18	0,10	0,17
Knie	PKADD (°)		-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	PKIR (°)	H	0,99	0,98	0,76	0,14	0,13	0,048 *	0,05	0,05	0,018 *	0,020 *	3,6e-03 *	4,7e-03 *
	KABDI (Ns)	H	0,99	0,99	0,99	1	0,99	0,93	0,90	0,50	0,20	0,39	0,26	0,14
Hüfte	PHADD (°)	H	0,09	1,2e-03 *	7,0e-05 *	1,8e-06 *	4,6e-05 *	3,1e-05 *	2,0e-04 *	6,1e-06 *	6,7e-05 *	1,6e-05 *	4,7e-05 *	1,2e-04 *
	PHIR (°)	H	0,92	0,99	0,91	0,47	0,78	0,47	0,94	0,64	0,36	0,22	0,41	0,33
	MHABDmom (Nm)	H	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,64	0,71	0,91	0,79	0,84	0,69	0,67
LR und GRF	BI (N · N ⁻¹)		-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	VALR (BW/s)	H	0,66	0,42	0,17	0,12	0,17	0,12	0,17	0,07	0,09	0,28	0,13	0,035 *
	VILR (BW/s)	H	0,59	0,50	0,38	0,22	0,20	0,38	0,54	0,25	0,18	0,62	0,46	0,17

^H bezieht sich auf einen signifikanten ($p < 0,05$) ANOVA-Haupteffekt der Laufdistanz bei wiederholten Messungen
^{*} zeigt einen signifikanten ($p < 0,05$) Unterschied zwischen dem jeweiligen km und 0 km, gemittelt für alle Läufer, an
^{*} zeigt einen signifikanten ($p < 0,01$) Unterschied zwischen dem jeweiligen km und 0 km, gemittelt für alle Läufer, an
^{*} zeigt einen signifikanten ($p < 0,001$) Unterschied zwischen dem jeweiligen km und 0 km, gemittelt für alle Läufer, an

Quelle: Eigendarstellung

5 Diskussion

5.1 Werte der Parameter über 13 Distanzpunkte

Parameter AINVTD

Für den Parameter AINVTD werden die durchschnittlichen Werte $6,2 \pm 5,8^\circ$ berechnet. Eine Querschnittsstudie aus 2007 ermittelt bei gesunden Läuferinnen der Kontrollgruppe PFSS ebenfalls den Parameter Inversion des Rückfußes (Levinger und Gilleard, 2007). In der Studie kommen mit $8,5 \pm 7,3^\circ$ ähnliche Werte wie bei dem berechneten Parameter AINVTD heraus, welche in Abbildung 22 dargestellt sind (Levinger und Gilleard, 2007).

Peak angle	Control	PFPS	F value	p value
Rearfoot motion relative to the tibia				
Eversion	$7.1 \pm 5.0^\circ$	$7.5 \pm 2.9^\circ$	0.06	0.79
Inversion	$8.5 \pm 7.3^\circ$	$9.8 \pm 5.6^\circ$	0.27	0.60
Dorsiflexion	$3.8 \pm 5.6^\circ$	$3.7 \pm 3.9^\circ$	<0.01	0.96
Plantarflexion	$7.6 \pm 5.0^\circ$	$8.9 \pm 5.6^\circ$	0.53	0.47
Adduction	$4.1 \pm 2.9^\circ$	$1.2 \pm 4.2^\circ$	4.34	0.05
Abduction	$7.4 \pm 2.7^\circ$	$8.5 \pm 5.0^\circ$	0.51	0.47
Tibia motion				
External rotation	$2.5 \pm 6.5^\circ$	$0.2 \pm 7.7^\circ$	0.67	0.41
Internal rotation	$11.4 \pm 4.4^\circ$	$12.1 \pm 6.2^\circ$	0.09	0.75

Abbildung 22: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der Spitzenwinkel des Rückfußes relativ zur Tibia zw. gesunder Kontrollgruppe und PFSS-Gruppe

Quelle: (Levinger und Gilleard, 2007)

Man könnte vermuten, dass der Wert des Parameters in der Vergleichsstudie etwas höher ist, da weibliche Probandinnen gemessen werden, jedoch kann dies durch eine Studie aus 2019 widerlegt werden (Kim und Sung, 2019). Kim und Sung fanden im Jahr 2019 heraus, dass weibliche Probandinnen eine geringere Inversion ($32,7 \pm 9,4^\circ$) als die männlichen Probanden ($38,2 \pm 12,1^\circ$) (Kim und Sung, 2019) erreichen. Es muss aber erwähnt werden, dass in der eben genannten Studie die Inversion bei den Proband:innen mittels Goniometer in Rückenlage ermittelt wird (Kim und Sung, 2019) und nicht bei dem Fersenauftritt während eines Laufes.

Parameter PAEV

Der berechnete Parameter PAEV, gemittelt über alle 25 Probanden, liegt durchschnittlich bei $-10,2 \pm 3,2^\circ$ und ähnelt somit den Größenordnungen einer Querschnittsstudie aus 2017 (Becker et al., 2017). Vergleichsweise liegt die „peak eversion“ bei den gesunden Läufern der Kontrollgruppe MTSS bei $-10,5 \pm 7,3^\circ$ (Becker et al., 2017). Der Parameter „peak eversion“ bei den gesunden Läufern der Kontrollgruppe AT liegt durchschnittlich bei $-10,8 \pm 6,3^\circ$ (Becker et al., 2017).

Parameter AEVrng

Die berechnete AEVrng liegt durchschnittlich bei $-16,3 \pm 4,9^\circ$. Da dieser Parameter die ROM der Sprunggelenkseversion aufzeigt, betrachten wir den Betrag, also $16,3 \pm 4,9^\circ$. Eine Querschnittsstudie aus dem Jahr 2008 ermittelt für die ROM der Eversion am Sprunggelenk mit $16,4 \pm 5,1^\circ$ fast identische Werte bei gesunden Läufern der Kontrollgruppe AT (Donoghue et al., 2008), erkennbar in Abbildung 23. Ein anderer Vergleichsparameter „Excursion of eversion“ einer Studie liegt bei den gesunden Läufern der Kontrollgruppe MTSS bei $11,6 \pm 2,8^\circ$ (Becker et al., 2017). Bei gesunden Läufern der Kontrollgruppe AT liegt dieser Wert bei $11,8 \pm 4,5^\circ$ (Becker et al., 2017). Eine dritte Studie ermittelt für den Parameter „Eversion excursion“ bei gesunden Läufern der Kontrollgruppe AT den Wertebereich $14,6 \pm 2,7^\circ$ (Creaby et al., 2017).

Study or Subgroup	AT			Control			Weight	Mean Difference IV, Random, 95% CI
	Mean	SD	Total	Mean	SD	Total		
1.2.9 Ankle eversion range of motion in shod condition (°)								
Donoghue et al., 2008	21.14	5.25	11	16.37	5.11	11	41.3%	4.77 [0.44, 9.10]
McCrory et al., 1999	10.19	6.18	31	9.85	3.66	58	58.7%	0.34 [-2.03, 2.71]
Subtotal (95% CI)			42			69	100.0%	2.17 [-2.11, 6.44]
Heterogeneity: Tau ² = 6.64; Chi ² = 3.09, df = 1 (P = 0.08); I ² = 68%								
Test for overall effect: Z = 0.99 (P = 0.32)								

Abbildung 23: Bewegungsumfang der Sprunggelenkseversion zw. gesunder Kontrollgruppe und AT-Gruppe

Quelle: (Mousavi et al., 2019)

Parameter EVt

Der berechnete Parameter EVt, gemittelt über alle 25 Probanden, liegt durchschnittlich bei $84,0 \pm 11,6\%$ und unterscheidet sich somit von den Werten einer Querschnittsstudie aus 2007 Vergleichsweise liegt die prozentuelle

Eversionszeit der Standphase des Rückfußes bei den gesunden Läufern der Kontrollgruppe PFSS bei $39 \pm 7,0^\circ$ (Levinger und Gilleard, 2007), dargestellt in Abbildung 24. Die unterschiedlichen Werte könnten aus verschiedenen Berechnungen resultieren (Levinger und Gilleard, 2007).

Peak angle	Control	PFPS	F value	p value
Rearfoot motion relative to the tibia				
Eversion	$39 \pm 7\%$	$46 \pm 6.5\%$	6.04	0.02*
Inversion	$97 \pm 2\%$	$97 \pm 2\%$	0.02	0.86
Dorsiflexion	$73 \pm 4\%$	$66 \pm 8\%$	6.04	0.02*
Plantarflexion	$9 \pm 6\%$	$10 \pm 8.3\%$	0.03	0.85
Adduction	$85 \pm 6\%$	$79 \pm 8\%$	4.02	0.05
Abduction	$15 \pm 6\%$	$21 \pm 8\%$	3.93	0.05
Tibia motion				
External rotation	$96 \pm 7\%$	$94 \pm 7\%$	0.43	0.51
Internal rotation	$16 \pm 7\%$	$16 \pm 7\%$	0.001	0.97

Abbildung 24: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der prozentuellen Zeit des Rückfußes in Eversion zw. gesunder Kontrollgruppe und PFSS-Gruppe

Quelle: (Levinger und Gilleard, 2007)

Parameter PKADD

Der berechnete Parameter PKADD, gemittelt über alle 25 Probanden, liegt durchschnittlich bei $2,5 \pm 2,8^\circ$. Eine Querschnittsstudie aus dem Jahr 2018 ermittelt für diesen Parameter bei gesunden Läufern der Kontrollgruppe ITBS nach 3 Minuten eines Laufes den Wert $1,2^\circ$ und nach 30 Minuten $-1,5^\circ$ (Baker et al., 2018a). Die Standardabweichung der Kontrollgruppe ITBS beträgt $0,7^\circ$ (Baker et al., 2018a). Während der berechnete Parameter über den gesamten Lauf stabil bleibt, erkennt man in Abbildung 25, dass der Parameter aus der Studie eine Differenz von $2,7^\circ$ bildet.

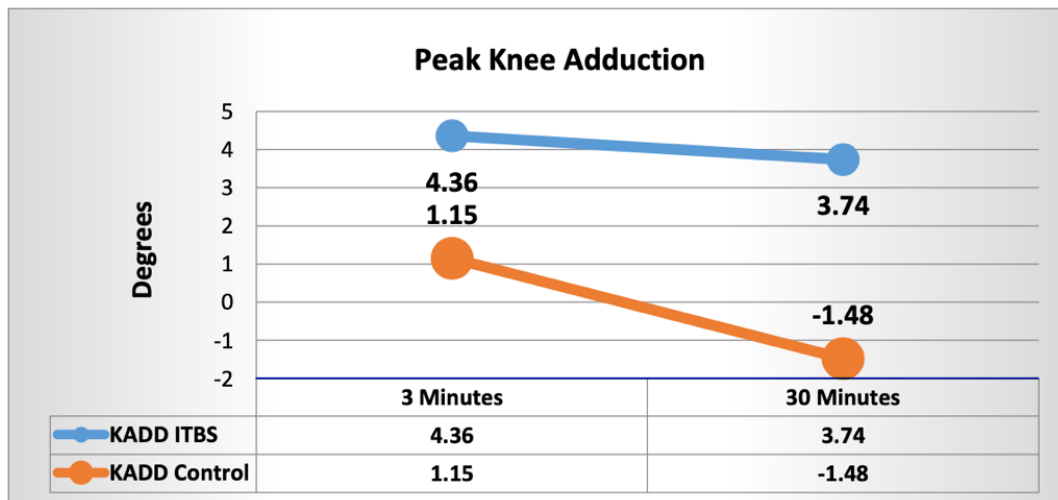


Abbildung 25: Spitzenwert der Knieadduktion zw. gesunder Kontrollgruppe und ITBS-Gruppe

Quelle: (Baker et al., 2018b)

Parameter PKIR

Durchschnittlich beträgt der berechnete Parameter PKIR $7,8 \pm 6,2^\circ$. Der Wert der PKIR einer Querschnittsstudie, welche man in Abbildung 26 erkennen kann, liegt bei den gesunden Läufern der Kontrollgruppe ITBS bei $10,1 \pm 9,2^\circ$ (Luginick et al., 2018).

Study or Subgroup	AT		Control		Total	Weight	Mean Difference IV, Random, 95% CI	
	Mean	SD	Mean	SD				
5.2.1 Peak knee internal rotation F ($^\circ$)								
Ferber et al., 2010	1.75	5.94	35	-1.14	4.96	35	43.8%	2.89 [0.33, 5.45]
Foch et al., 2015	3.9	6.4	9	3.2	5.4	9	9.6%	0.70 [-4.77, 6.17]
Luginick et al., 2018	10.94	7.5	15	10.12	9.23	15	7.9%	0.82 [-5.20, 6.84]
Noehren et al., 2007	3.9	3.7	18	0.02	4.6	18	38.7%	3.88 [1.15, 6.61]
Subtotal (95% CI)			77			77	100.0%	2.90 [1.20, 4.59]
Heterogeneity: $\tau^2 = 0.00$; $\chi^2 = 1.58$, $df = 3$ ($P = 0.66$); $I^2 = 0\%$								
Test for overall effect: $Z = 3.35$ ($P = 0.0008$)								

Abbildung 26: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der Spitzenwerte der Knieinnenrotation zw. gesunder Kontrollgruppe und AT-Gruppe

Quelle: (Mousavi et al., 2019)

Parameter KABDI

Der berechnete Parameter KABDI beträgt durchschnittlich $-6,3 \pm 4,5$ Ns. Eine retrospektive Studie aus 2006 ermittelt für diesen Parameter bei Läufern ohne eine Laufverletzung einen Wert im Bereich zwischen 10 und 15 Nms (Stefanyshyn et al.,

2006), dargestellt in Abbildung 27. Das Knieabduktionsmoment erhält, wie im Kapitel 3.3.2 erklärt wird, mithilfe der Rechten-Hand-Regel ein negatives Vorzeichen. Dadurch, dass man eine Bewegung verschieden beschreiben kann, könnte man vermuten, dass der Parameter aus der eben genannten Studie evtl. anders beschrieben wird und darum positive Werte resultieren. Falls dies der Fall ist, würden die Werte des berechneten Parameters und die Werte des Parameters aus der Studie einigermaßen übereinstimmen bzw. sich im selben Bereich bewegen.

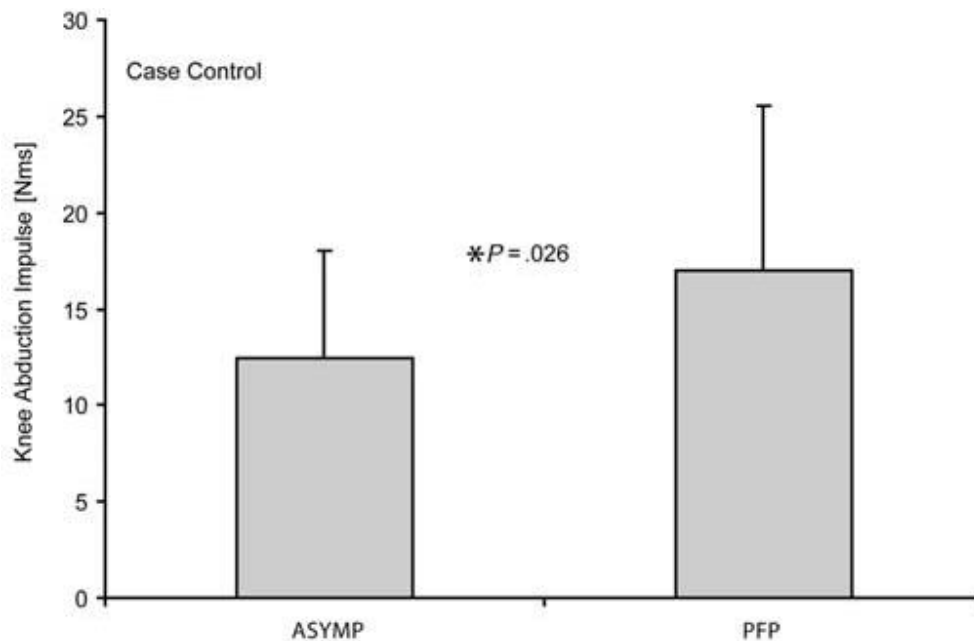


Abbildung 27: Durchschnittliche Knieabduktionsimpulse zw. gesunder Kontrollgruppe und PFSS-Gruppe

Quelle: (Stefanyshyn et al., 2006)

Eine andere Studie aus 2014 ermittelt für diesen Parameter bei männlichen Läufern den Wert $8,3 \pm 1,9 \text{ Nm/BW} \cdot \text{ht} \cdot 10^{-3}$ (Brindle et al., 2014), dargestellt in Abbildung 28. Wenn auch hier der Parameter mit einem positiven Vorzeichen beschrieben wird, kann man sagen, dass sich der berechnete Parameter und der Parameter aus der Studie sich im gleichen Größenbereich befinden.

			Overall	By step width		
				Narrow	Preferred	Wide
Knee abduction impulse (Nm/BW × ht) × 10 ⁻³ °	Total		7.1 (2.9)	7.9 (2.5)	7.2 (3.0)	6.2 (2.9)
	By gender	Male	8.3 (1.9)	9.0 (1.7)	8.5 (2.1)	7.5 (1.7)
		Female	5.9 (3.1)	6.8 (2.7)	5.9 (3.4)	4.9 (3.3)

Abbildung 28: Knieabduktionsimpulse in drei Schrittweitenbedingungen bei gesunden Probanden

Quelle: (Brindle et al., 2014)

Parameter PHADD

Der berechnete Parameter PHADD, gemittelt über alle 25 Probanden, liegt durchschnittlich bei $16,3 \pm 3,1$ °. Somit ähnelt er den Größenordnungen einer Querschnittsstudie aus 2016 (Brown et al., 2016). Vergleichsweise liegt die „Peak hip adduction“ bei den gesunden Läufern der Kontrollgruppe ITBS bei $16,8 \pm 3$ ° (Brown et al., 2016), erkennbar in Abbildung 29.

Study or Subgroup	ITBS		Control			Weight	Mean Difference IV, Random, 95% CI	
	Mean	SD	Total	Mean	SD			Total
6.2.1 Peak hip adduction F (°)								
Brown et al., 2016	15.4	4.3	12	16.8	3	20	14.1%	-1.40 [-4.17, 1.37]
Ferber et al., 2010	10.39	4.6	35	7.92	5.84	35	15.6%	2.47 [0.01, 4.93]
Foch and Milner., 2013	13.1	2.6	17	15	3.3	17	18.0%	-1.90 [-3.90, 0.10]
Foch et al., 2015	16.6	2.5	9	16.6	1.9	9	17.7%	0.00 [-2.05, 2.05]
Luginick et al., 2018	13.84	3.76	30	13.84	2.71	30	19.8%	0.00 [-1.66, 1.66]
Noehren et al., 2007	14.1	2.5	18	10.6	5.1	18	14.8%	3.50 [0.88, 6.12]
Subtotal (95% CI)			121			129	100.0%	0.36 [-1.19, 1.92]
Heterogeneity: Tau ² = 2.48; Chi ² = 14.97, df = 5 (P = 0.01); I ² = 67%								
Test for overall effect: Z = 0.46 (P = 0.65)								
6.2.2 Peak hip adduction M/F (°)								
Bramah et al., 2018	11.3	4.3	18	9.7	3.5	36	42.9%	1.60 [-0.69, 3.89]
Luginick et al., 2018	16.6	3.4	30	12.92	3.34	30	57.1%	3.68 [1.97, 5.39]
Subtotal (95% CI)			48			66	100.0%	2.79 [0.77, 4.80]
Heterogeneity: Tau ² = 1.10; Chi ² = 2.04, df = 1 (P = 0.15); I ² = 51%								
Test for overall effect: Z = 2.71 (P = 0.007)								

Abbildung 29: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) der Spitzenwerte der Hüftadduktion zw. gesunder Kontrollgruppe und ITBS-Gruppe

Quelle: (Mousavi et al., 2019)

Eine andere Literatur aus 2017 erfasst ebenfalls Werte für den Parameter, die ähnlich groß waren (Creaby et al., 2017). Die „peak adduction“ der Hüfte bei den gesunden Läufern der Kontrollgruppe AT liegt bei $18,4 \pm 3,3$ ° (Creaby et al., 2017).

Parameter PHIR

Durchschnittlich beträgt der berechnete Parameter PHIR $4,7 \pm 5,2^\circ$. Verglichen mit einer Studie aus 2016 erreichen gesunde Läufer der Kontrollgruppe ITBS den Wert $5,6 \pm 8,3^\circ$ (Brown et al., 2016). Aus einer anderen Studie liegt der Wert bei den gesunden Läufern der Kontrollgruppe ITBS bei $4,2 \pm 7,1^\circ$ (Luginick et al., 2018). Die Werte können der Abbildung 30 entnommen werden.

Study or Subgroup	ITBS			Control			Weight	Mean Difference IV, Random, 95% CI
	Mean	SD	Total	Mean	SD	Total		
6.2.3 Peak hip internal rotation F (°)								
Brown et al., 2016	3.6	6.9	12	5.6	8.3	20	57.4%	-2.00 [-7.34, 3.34]
Luginick et al., 2018	2.31	9.96	15	4.22	7.1	15	42.6%	-1.91 [-8.10, 4.28]
Subtotal (95% CI)			27			35	100.0%	-1.96 [-6.00, 2.08]
Heterogeneity: Tau ² = 0.00; Chi ² = 0.00, df = 1 (P = 0.98); I ² = 0%								
Test for overall effect: Z = 0.95 (P = 0.34)								

Abbildung 30: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) der Spitzenwerte der Hüftinnenrotation zw. gesunder Kontrollgruppe und ITBS-Gruppe

Quelle: (Mousavi et al., 2019)

Parameter MHABDmom

Der berechnete Parameter MHABDmom beträgt durchschnittlich $-69,7 \pm 14,5$ Nm. In einer Studie aus 2012 werden bei einer asymptotischen Gruppe für den gleichen Parameter andere Werte berechnet (Eskofier et al., 2012), welche in Abbildung 31 zu sehen sind. Bei der asymptotischen Gruppe handelt es sich um eine Kontrollgruppe für PFSS (Eskofier et al., 2012).

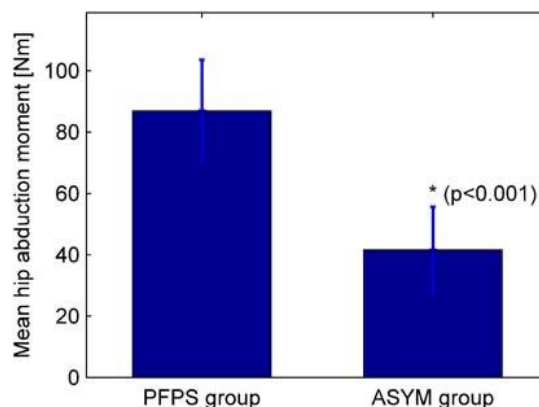


Abbildung 31: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) der durchschnittlichen Hüftabduktionsmomente zw. gesunder Kontrollgruppe und PFSS-Gruppe

Quelle: (Eskofier et al., 2012)

Im Kapitel 3.3.2 wird bereits erklärt, dass das Hüftabduktionsmoment mithilfe der Rechten-Hand-Regel ein negatives Vorzeichen erhält. Dadurch, dass man eine Bewegung verschieden beschreiben kann, kann man auch hier vermuten, dass der Parameter aus der eben genannten Studie evtl. anders beschrieben wird und darum positive Werte resultieren. Falls dies der Fall ist, bewegen sich die Werte des berechneten Parameters und die Werte des Parameters aus der Studie im selben Bereich.

Parameter BI

Der berechnete Parameter BI beträgt durchschnittlich $-0,2 \pm 0,04 \text{ N} \cdot \text{N}^{-1}$. Verglichen mit einer Studie aus 2004 treten bei gesunden Läufern der Kontrollgruppe TS fast identische Größenordnungen auf (Bennell et al., 2004). Der Parameter „Average braking force“ aus der Studie liegt bei $-0,2 \pm 0,03 \text{ N} \cdot \text{N}^{-1}$ (Bennell et al., 2004), welcher in Abbildung 32 abgelesen werden kann.

GRF Parameter	TSF (N = 13) ^a	NSF (n = 22) ^a	% Diff (TSF vs NSF)	P
Peak vertical impact force (N·N ⁻¹)	1.944 (0.295)	2.080 (0.381)	-6.5	0.32
Time to peak vertical impact force (s)	0.136 (0.016)	0.132 (0.023)	3.0	0.65
Peak vertical active force (N·N ⁻¹)	2.747 (0.216)	2.786 (0.247)	-1.4	0.47
Time to peak vertical active force (s)	0.452 (0.028)	0.451 (0.047)	0.2	0.94
Average vertical force (N·N ⁻¹)	1.654 (0.138)	1.696 (0.130)	-2.5	0.37
Peak propulsive force (N·N ⁻¹)	0.369 (0.064)	0.380 (0.039)	-2.9	0.55
Time to peak propulsive force (s)	0.751 (0.016)	0.757 (0.016)	-0.8	0.35
Average propulsive force (N·N ⁻¹)	0.213 (0.033)	0.220 (0.021)	-3.1	0.42
Peak braking force (N·N ⁻¹)	-0.497 (0.080)	-0.515 (0.088)	-3.5	0.54
Time to peak braking force (s)	0.211 (0.063)	0.207 (0.053)	1.9	0.54
Average braking force (N·N ⁻¹)	-0.232 (0.031)	-0.249 (0.033)	-6.8	0.13

^a Values are mean (SD).

Abbildung 32: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) der durchschnittlichen Bremskraft (average braking force) zw. gesunder Kontrollgruppe und TS-Gruppe

Quelle: (Bennell et al., 2004)

Verglichen mit einer anderen Studie aus 2000 treten bei gesunden Läufern ebenfalls ähnliche Größenordnungen auf (Duffey et al., 2000). Der Parameter „Braking impulse“ liegt bei $0,024 \pm 0,006 \text{ BW}$ (Duffey et al., 2000), welcher in Abbildung 33 erkenntlich ist.

Variable	Control	Injured
Maximum braking force (BW)	0.386 ± 0.008	0.363 ± 0.010
Braking impulse (BW·s)*	0.024 ± 0.006	0.022 ± 0.005
Maximum propulsive force (BW)	-0.307 ± 0.006	-0.300 ± 0.006
Propulsion impulse (BW·s)	-0.022 ± 0.000	-0.022 ± 0.000
Anteroposterior impulse (BW·s)*	1.120 ± 0.562	0.585 ± 0.451
Maximum medial force (BW)	-0.099 ± 0.005	-0.090 ± 0.005
Time to maximum medial force (%stance)	0.264 ± 0.016	0.299 ± 0.015
Maximum lateral force (BW)	0.096 ± 0.007	0.081 ± 0.006
Time to maximum lateral force (%stance)	0.211 ± 0.020	0.173 ± 0.011

Abbildung 33: Variablen der horizontalen Kraft zw. gesunder Kontrollgruppe und Betroffenen

Quelle: (Duffey et al., 2000)

Parameter VALR/VILR

Der berechnete Parameter VALR, gemittelt über alle 25 Probanden, schwankt innerhalb der 13 Laufdistanzen zwischen 49,6 BW/s und 53,1 BW/s. Der berechnete Parameter VILR, ebenfalls gemittelt, befindet sich im Bereich zwischen 63,9 BW/s und 68,2 BW/s. Somit treten bei der Berechnung der Parameter VALR und VILR ähnliche Größenordnungen auf wie in der veröffentlichten Literatur für unverletzte Läufer (Johnson et al., 2020), die man in Abbildung 34 erkennen kann.

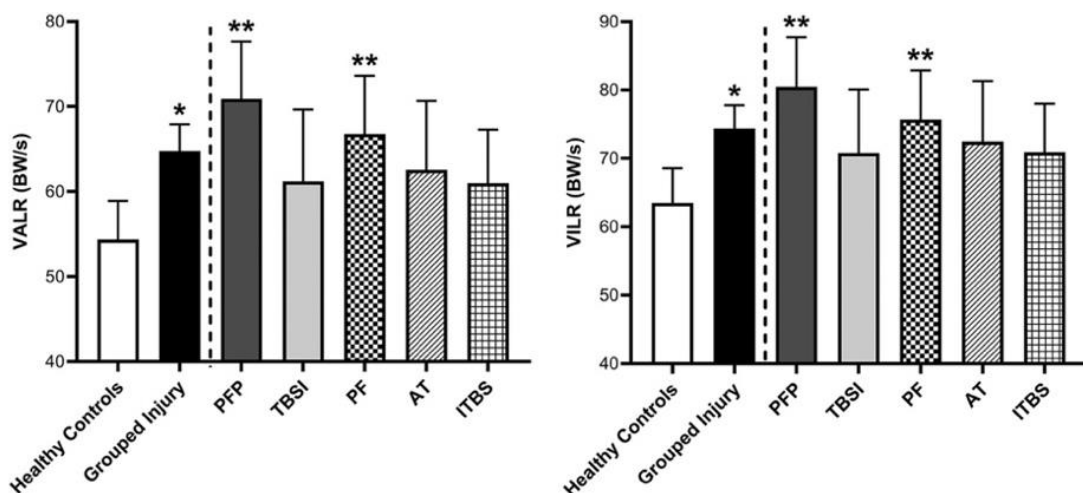


Abbildung 34: VALR/VILR zw. gesunden Kontrollgruppen und verletzten Gruppen

Quelle: (Johnson et al., 2020)

In Abbildung 35 kann man den Kurvenverlauf der vertikalen Bodenreaktionskräfte und die berechneten Parameter VALR und VILR bzw. deren Steigung erkennen.

Auch hier kann man bei dem Vergleich mit dem Verlauf unverletzter Läufer (siehe Abbildung 7) sagen, dass sich die Verläufe und Steigungen der zwei Parameter stark ähneln.

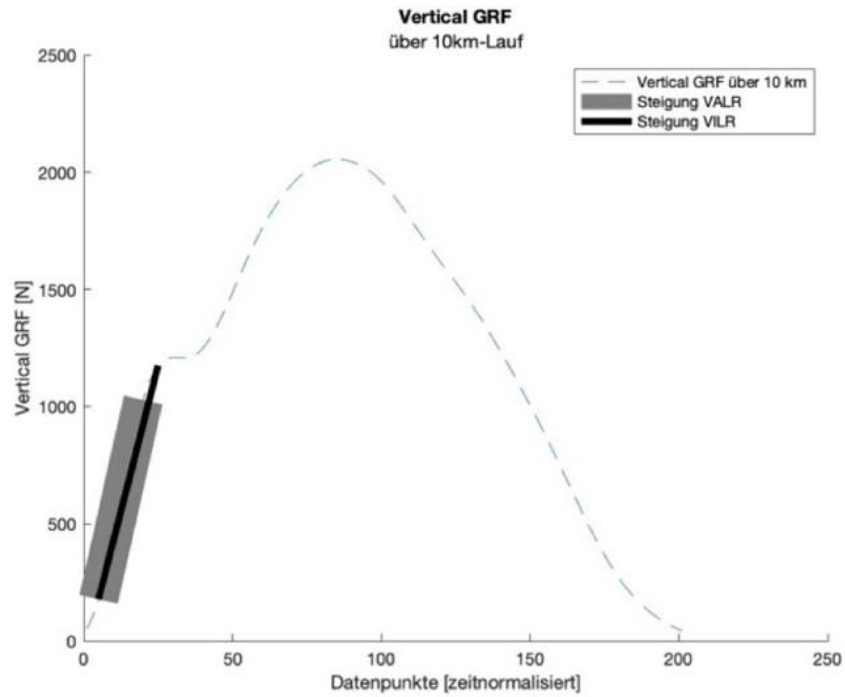


Abbildung 35: Vertikale GRF-Kurve eines Probanden, mit Darstellung der VILR- und VALR-Bereiche

Quelle: Eigendarstellung aus Matlab

5.2 Haupteffekt der Laufdistanz auf die Parameter und der Zusammenhang zwischen Parameter und Laufverletzung

Parameter AINVTD

Wie bereits im Kapitel 4.2 beschrieben, kann bei dem laufbezogenen Risikofaktor AINVTD kein signifikanter Unterschied im Vergleich zum Laufbeginn gefunden werden. Da bei diesem Parameter zu keinem Distanzpunkt im Vgl. zum ersten Distanzpunkt ein signifikanter Unterschied festgestellt werden kann, deutet man im ersten Moment darauf, dass es keinen Einfluss der Laufzeit auf das Messergebnis gibt. Jedoch darf die fallende Tendenz von t-test zu t-test nicht vernachlässigt werden. Der p-Wert nähert sich von t-test zu t-test immer mehr der 5 %-Signifikanzschwelle und dementsprechend kann man vermuten, dass es evtl. zu signifikanten Unterschieden hätte kommen können, wenn man mehr Proband:innen getestet hätte oder sie länger gelaufen wären.

Eine ausgeprägtere AINVTD bei dem ersten Bodenkontakt wird von drei Studien als Risikofaktor für AT identifiziert (Donoghue et al., 2008; McCrory et al., 1999; Ryan et al., 2009). In dieser Arbeit kann zwar nicht bestärkt werden, dass ein 10-km-Lauf eine signifikante Auswirkung auf den Risikofaktor AINVTD hat und dass das Risiko an einer AT zu leiden steigt. Jedoch kann man aufgrund der fallenden Tendenz der p-Werte die als begrenzt eingeschätzte Evidenz bezüglich der AT (Willwacher et al., 2021) im Zusammenhang mit dem Parameter AINVTD auch nicht verwerfen.

Parameter PAEV

Da bei diesem Parameter zu allen Distanzpunkten im Vgl. zum ersten Distanzpunkt ein signifikanter, sehr signifikanter oder höchst signifikanter Unterschied festgestellt werden kann, kann man darauf deuten, dass es einen eindeutig signifikanten Einfluss der Laufzeit auf das Messergebnis gibt.

Eine ausgeprägtere PAEV wird von einer Studie als Risikofaktor für MTSS identifiziert (Becker et al., 2018). Dies kann in dieser Arbeit signifikant bestärkt werden. Ein längerer Lauf zeigt zu jedem gemessenen Distanzpunkt signifikante Unterschiede im Vgl. zum Laufbeginn. Somit erhöht sich auch das Risiko an der Laufverletzung MTSS zu leiden und die als inkonsistent eingeschätzte Evidenz bezüglich der MTSS (Willwacher et al., 2021) kann im Zusammenhang mit dem Parameter PAEV bekräftigt werden.

Zwei Studien identifizieren den Parameter PAEV als Risikofaktor für die Laufverletzung TS (Milner et al., 2010; Pohl et al., 2008). Dies kann in dieser Arbeit signifikant bestärkt werden. Ein längerer Lauf zeigt zu jedem gemessenen Distanzpunkt signifikante Unterschiede im Vgl. zum Laufbeginn. Somit steigt auch die Gefahr an der Laufverletzung TS zu erleiden und die als begrenzt bewertete Evidenz (Willwacher et al., 2021) bezüglich der TS kann im Zusammenhang mit dem Parameter PAEV bestärkt werden.

Parameter AEVrng

Bei dem Parameter AEVrng kann zum 4., 5. und 7. Distanzpunkt im Vgl. zum ersten Distanzpunkt ein signifikanter Unterschied festgestellt werden, und daher kann man darauf deuten, dass es nach 1, 2 und 4 km einen Einfluss der Laufzeit auf das Messergebnis gibt. Zu Beginn gibt es sehr schnelle Anpassungen und daraufhin bleibt der p-Wert relativ konstant. Dieses Verhalten wird in einer Studie aus 2021 beschrieben, welche Veränderungen in der Laufmechanik in den ersten 2 km des Laufes eher auf einen Gewöhnungs- als auf einen Ermüdungseffekt zurückführen (Sanno et al., 2021).

Die AEVrng wird in zwei Studien als Risikofaktor mit der Laufverletzung AT in Verbindung gebracht (Donoghue et al., 2008; Ryan et al., 2009) und erhöhte eversionsbezogene Werte werden gefunden (Donoghue et al., 2008). In dieser Arbeit kann signifikant bestärkt werden, dass ein längerer Lauf nach mindestens 1 km eine Auswirkung auf den Parameter AEVrng hat und dass das Risiko eine AT zu entwickeln steigt. Die als begrenzt eingeschätzte Evidenz bezüglich der AT (Willwacher et al., 2021) kann somit im Zusammenhang mit dem Parameter AEVrng signifikant bestärkt werden. Zu hinterfragen gilt es aber, ob diese signifikanten Unterschiede wirklich auf ein Ermüdungseffekt zurückzuführen sind oder eher auf ein Gewöhnungseffekt, wie sie in einer Studie aus 2021 beschrieben werden (Sanno et al., 2021). Zudem könnte man vermuten, dass die Zunahme der Eversionsverschiebung des Sprunggelenks nach dem Fersenauftritt in der AT-Gruppe eine Folge davon sein könnte, dass sich das Sprunggelenk bei dem Aufsetzen in einer invertierteren Position befindet und daher während der gesamten Verzögerungsphase des Laufens einen größeren Bewegungsausmaß in der

Frontalebene durchläuft, ohne dass sich die gesamte Eversionsverschiebung erhöht (Ryan et al., 2009).

Parameter EVt

Eine fallende Tendenz des p-Werts kann mit der Zeit erkannt werden, da sich der p-Wert der 5 %-Signifikanzschwelle immer weiter nähert. Der Parameter überschreitet zwar zu keinem Distanzpunkt im Vgl. zum ersten Distanzpunkt die 5 %-Signifikanzschwelle, jedoch kann dies nicht ausgeschlossen werden, wenn mehr Proband:innen teilgenommen hätten oder die Teilnehmer einen längeren Lauf durchgeführt hätten. Somit kann ein Einfluss der Laufzeit auf das Messergebnis nicht ausgeschlossen werden.

Eine höhere EVt wird von zwei Studien als Risikofaktor für die Laufverletzung MTSS identifiziert (Becker et al., 2018, 2017). Die retrospektive Studie findet z.B. heraus, dass Läufer:innen mit MTSS mehr Zeit in Eversion während der Standphase verbringen (Becker et al., 2017). Dies kann in dieser Arbeit nicht signifikant bestärkt werden, da zu keiner Bedingungskombination ein signifikanter Unterschied im Vgl. zum Laufbeginn gefunden werden kann. Aber es ist nicht auszuschließen, dass ein solcher Effekt aufgetreten wäre, da sich der p-Wert von paarweisem Vergleich zu paarweisem Vergleich der 5 %-Schwelle nähert. Darum kann die die als mäßig eingeschätzte Evidenz bezüglich der MTSS (Willwacher et al., 2021) im Zusammenhang mit dem Parameter EVt nicht verworfen werden, jedoch auch nicht signifikant unterstützt werden.

Parameter PKADD

Da bei diesem Parameter kein Haupteffekt gefunden werden kann, kann auch keine weitere Analyse in Bezug auf den signifikanten Unterschied im Vgl. zum Laufbeginn durchgeführt werden.

Zwei Studien identifizieren den Parameter PKADD als Risikofaktor für die Laufverletzung ITBS (Baker et al., 2018a; Noehren et al., 2014). In dieser Arbeit kann dies nicht signifikant bestärkt werden, da wie bei dem Parameter BI kein Haupteffekt gefunden werden kann. Somit kann auch hier keine weitere Analyse in Bezug auf den signifikanten Unterschied im Vgl. zum Laufbeginn durchgeführt werden.

Parameter PKIR

Bei dem Parameter PKIR kann zu einigen Distanzpunkten im Vgl. zum ersten Distanzpunkt ein signifikanter oder sehr signifikanter Unterschied festgestellt werden. Vor allem gegen Ende des Laufes werden die p-Werte noch niedriger, sodass sehr signifikante Unterschiede des Parameters PKIR im Vgl. zum Beginn des Laufes ($p < 0,01$) auftreten. Dieses Verhalten kann auf ein Ermüdungseffekt zurückgeführt werden (Sanno et al., 2021). Deswegen kann man auch darauf deuten, dass es einen Einfluss der Laufzeit auf das Messergebnis gibt.

Zwei Studien bringen den Parameter PKIR als Risikofaktor mit der Laufverletzung ITBS in Verbindung (Ferber et al., 2010; Noehren et al., 2007). Da in dieser Arbeit ein Lauf nach 4 km, 7 km und 8 km eine signifikante Auswirkung auf den Parameter PKIR hat, steigt die Gefahr diese Laufverletzung zu entwickeln. Nach 9 km und 10 km werden sogar noch größere Unterschiede (sehr signifikante Auswirkungen) deutlich. Dies erhöht die Gefahr für ein ITBS. Somit kann die als widersprüchlich bewertete Evidenz (Willwacher et al., 2021) im Zusammenhang mit dem Parameter PKIR bestärkt werden.

Parameter KABDI

Der p-Wert nähert sich ab dem 7. DP der 5 %-Signifikanzschwelle und somit kann eine fallende Tendenz erkannt werden. Der Parameter überschreitet zwar zu keinem Distanzpunkt im Vgl. zum ersten Distanzpunkt die Schwelle, jedoch kann man nicht ausschließen, dass dies hätte passieren können, da der p-Wert zum 13. DP nur noch 0,14 betrug. Ein Einfluss der Laufzeit auf das Messergebnis kann somit nicht ausgeschlossen werden.

Der Parameter KABDI wird von einer Studie aus 2006 mit der Laufverletzung PFSS in Verbindung gebracht (Stefanyshyn et al., 2006). In dieser Arbeit kann zwar nicht signifikant bestärkt werden, dass ein längerer Lauf eine Auswirkung auf den Risikofaktor KABDI hat und dass die Gefahr eine PFSS zu erleiden, steigt, da zu keiner Bedingungskombination ein signifikanter Unterschied im Vgl. zum Laufbeginn gefunden werden kann. Jedoch kann man aufgrund der fallenden Tendenz der p-Werte ab dem 7. DP (4 km) nicht ausschließen, dass dies nicht nach einem noch längeren Lauf hätte stattfinden können. Die als begrenzt eingeschätzte Evidenz bezüglich der PFSS (Willwacher et al., 2021) kann daher im

Zusammenhang mit dem Parameter KABDI weder eindeutig entkräftet noch bestärkt werden.

Parameter PHADD

Da bei diesem Parameter zu allen Distanzpunkten im Vgl. zum ersten Distanzpunkt ein sehr signifikanter oder höchst signifikanter Unterschied festgestellt werden kann, kann man darauf deuten, dass es einen eindeutigen Einfluss der Laufzeit auf das Messergebnis gibt. Die Veränderungen in der Laufmechanik finden sowohl in den ersten km des Laufes als auch bis zum Ende des Laufes statt und daher kann man zu Beginn auf einen Gewöhnungseffekt und ab dem 3. km auf einen Ermüdungseffekt schließen (Sanno et al., 2021).

Drei Studien identifizieren den Parameter PHADD als Risikofaktor für die Laufverletzung PFSS (Noehren et al., 2013, 2012; Willson und Davis, 2008). Zusammenfassend sind die Spitzenadduktionswinkel, sprich die PHADD, bei der PFSS-Gruppe höher als bei der Kontrollgruppe. In dieser Arbeit kann bei dem Parameter PHADD bei jeder Bedingungskombination ein sehr signifikanter oder höchst signifikanter Unterschied festgestellt werden. Daher kann zum einen signifikant bestärkt werden, dass ein längerer Lauf eine Auswirkung auf den Parameter PHADD hat und zum anderen, dass die als inkonsistent eingeschätzte Evidenz bezüglich der PFSS (Willwacher et al., 2021) im Zusammenhang mit dem Parameter PHADD unterstützt werden kann.

Ein erhöhter Spitzenadduktionswinkel der Hüfte wird von zwei Studien als signifikanter Risikofaktor für die Laufverletzung ITBS identifiziert (Ferber et al., 2010; Noehren et al., 2007). Drei Studien finden reduzierte Spitzenadduktionswinkel der Hüfte während der Standphase bei Läufer:innen mit ITBS im Vgl. zu nicht verletzten Läufer:innen (Foch et al., 2015; Foch und Milner, 2014; Grau et al., 2011). In dieser Arbeit kann signifikant bestärkt werden, dass ein längerer Lauf zu jedem gemessenen Distanzpunkt sehr signifikante oder höchst signifikante Unterschiede im Vergleich zum Laufbeginn zeigt. Somit ist auch das Risiko an einem ITBS zu leiden, hoch und die als widersprüchlich bewertete Evidenz (Willwacher et al., 2021) bezüglich der ITBS kann im Zusammenhang mit dem Parameter PHADD unterstützt werden.

Die Studien identifizieren den Parameter PHADD als Risikofaktor für die Laufverletzung TS (Milner et al., 2010; Pohl et al., 2008). Da bei diesem Parameter zu allen Distanzpunkten im Vgl. zum ersten Distanzpunkt ein sehr signifikanter oder höchst signifikanter Unterschied festgestellt werden kann, kann man darauf deuten, dass es einen eindeutigen Einfluss der Laufzeit auf das Messergebnis gibt. Die als widersprüchlich bewertete Evidenz (Willwacher et al., 2021) bezüglich der TS kann im Zusammenhang mit dem Parameter PHADD bestärkt werden.

Parameter PHIR

Der p-Wert nähert sich bei dem 10. km der 5 %-Signifikanzschwelle, jedoch kann über den gesamten Lauf weder eine eindeutig fallende Tendenz noch eine eindeutig steigende Tendenz erkannt werden. Der p-Wert liegt bei dem letzten Distanzpunkt im Vgl. zum 1. Distanzpunkt bei 0,33 und ist somit noch etwas von 0,05 entfernt. Es ist möglich, dass man bei einem noch längeren Lauf oder bei mehr Proband:innen die Signifikanzschwelle irgendwann überschritten hätte, jedoch kann man dies aufgrund der Schwankungen nicht sicher sagen. Klar ist, dass zu keiner Bedingungskombination ein signifikanter Unterschied festgestellt werden kann, weswegen man darauf deuten kann, dass es innerhalb der 10 km keinen signifikanten Einfluss der Laufzeit auf das Messergebnis gibt.

Drei Studien verbinden den Parameter PHIR mit der Laufverletzung PFSS (Noehren et al., 2012; Souza und Powers, 2009; Willson und Davis, 2008). In dieser Arbeit kann jedoch nicht signifikant bestärkt werden, dass ein längerer Lauf eine Auswirkung auf den Parameter PHIR hat, da bei diesem Parameter innerhalb der 10-km-Laufstrecke weder ein signifikanter Unterschied noch eine eindeutig fallende Tendenz des p-Werts festgestellt werden kann. Daher kann man in diesem Zusammenhang auch nicht bestärken, dass das Risiko ein PFSS zu entwickeln, steigt. Die als inkonsistent eingeschätzte Evidenz bezüglich der PFSS (Willwacher et al., 2021) kann im Zusammenhang mit dem Parameter PHIR nicht bestärkt werden.

Parameter MHABDmom

Bei diesem Parameter gibt es zwar eine klare Richtung, in die sich der p-Wert entwickelt, jedoch nähert er sich der 5 %-Signifikanzschwelle langsam. Man kann aufgrund der fallenden Tendenz des p-Werts nicht ausschließen, dass dieser die

Signifikanzschwelle irgendwann überschritten hätte, wenn mehr Proband:innen am Lauf teilgenommen hätten oder man die Daten für eine noch längere Laufstrecke erhoben hätte. Jedoch beträgt der p-Wert zum 13. DP 0,67 und ist damit von der Schwelle noch weit entfernt. Eindeutig kann man aber sagen, dass während der 10 km kein signifikanter Unterschied festgestellt werden kann und man daher keinen signifikanten Einfluss der Laufzeit auf das Messergebnis ermitteln kann.

Eine Studie aus 2012 identifiziert den Parameter MHABDmom als Risikofaktor für die Laufverletzung PFSS (Eskofier et al., 2012). Läufer:innen, die ein PFSS entwickeln, im Vgl. zu Läufer:innen, die kein PFSS entwickeln, erreichen erhöhte durchschnittliche interne Hüftabduktionsmomente (Eskofier et al., 2012). In dieser Arbeit kann jedoch innerhalb der 10-km-Laufstrecke nicht signifikant bestätigt werden, dass ein längerer Lauf eine Auswirkung auf den Parameter MHABDmom hat und das Risiko an einem PFSS zu leiden, steigt. Die als begrenzt eingeschätzte Evidenz (Willwacher et al., 2021) kann im Zusammenhang mit dem Parameter MHABDmom nicht bestätigt werden.

Parameter BI

Es kann kein Haupteffekt gefunden werden, weswegen auch keine weitere Analyse in Bezug auf den signifikanten Unterschied im Vgl. zum Laufbeginn durchgeführt werden kann.

Ein reduzierter BI wird von einer Studie als signifikanter Risikofaktor für die Laufverletzung PFSS identifiziert (Duffey et al., 2000). Dies kann in dieser Arbeit nicht signifikant bestätigt werden, da kein Haupteffekt gefunden werden kann und somit auch keine weitere Analyse in Bezug auf den signifikanten Unterschied im Vgl. zum Laufbeginn durchgeführt werden kann. Darum kann dazu keine Aussage getroffen werden.

Parameter VALR

Da bei dem Parameter VALR zum letzten Distanzpunkt im Vgl. zum ersten Distanzpunkt ein signifikanter Unterschied festgestellt werden kann, kann man darauf deuten, dass es einen signifikanten Einfluss der Laufzeit auf das Messergebnis gibt. Der p-Wert beträgt zum letzten Distanzpunkt 0,035 und es ist

aufgrund der fallenden Tendenz der p-Werte wahrscheinlich, dass dieser bei einem längeren Lauf noch weiter sinken würde bzw. unter der 5 %-Schwelle bleibt.

Zwei Studien identifizieren den Parameter VALR als Risikofaktor für die Laufverletzung PF (Johnson et al., 2020; Ribeiro et al., 2015). Da bei dem Parameter VALR zum letzten Distanzpunkt im Vgl. zum ersten Distanzpunkt ein Unterschied festgestellt werden kann, kann man darauf deuten, dass es einen Einfluss der Laufzeit auf das Messergebnis gibt. Infolgedessen kann man auch deuten, dass ein Lauf nach 10 km eine Auswirkung auf den Parameter VALR hat und die Gefahr die Laufverletzung PF zu erleiden, steigt. Die als begrenzt bewertete Evidenz (Willwacher et al., 2021) bezüglich der PF kann im Zusammenhang mit dem Parameter VALR unterstützt werden.

Parameter VILR

Der p-Wert nähert sich nach 4 km der 5 %-Signifikanzschwelle und entfernt sich in den nächsten 3 km wieder von ihr. Da bei dem Parameter VILR zu keinem Distanzpunkt im Vgl. zum ersten Distanzpunkt ein signifikanter Unterschied festgestellt werden kann und der p-Wert in den letzten km eine steigende Tendenz aufweist, kann man darauf deuten, dass es keinen Einfluss der Laufzeit auf das Messergebnis.

Erhöhte momentane vertikale Belastungsraten der Bodenreaktionskraft (Parameter VILR) werden von zwei Studien mit der Laufverletzung PF in Verbindung gebracht (Johnson et al., 2020; Pohl et al., 2009). In dieser Arbeit kann jedoch nicht signifikant bestärkt werden, dass ein längerer Lauf eine Auswirkung auf den Parameter VILR hat und die Gefahr eine PF zu entwickeln, steigt. Zum einen, weil zu keiner Bedingungskombination ein signifikanter Unterschied gefunden wird und zum anderen, weil die Tendenz, v.a. am Ende des Laufes, steigt und sich der p-Wert somit von der 5 %-Signifikanzschwelle entfernt. Somit kann die als begrenzt bewertete Evidenz (Willwacher et al., 2021) bezüglich der PF im Zusammenhang mit dem Parameter VILR nicht unterstützt werden.

5.3 Fazit

Wenn man sich nun die Frage stellt, ob es biomechanische Risikofaktoren gibt, die sich bei einem ermüdeten Lauf ändern, kann man diese Frage bejahen. Laut einer Studie aus diesem Jahr kann man Veränderungen in der Laufmechanik ab dem zweiten km auf einen Ermüdungseffekt zurückführen (Sanno et al., 2021). In der vorliegenden Arbeit tritt bei fünf der 13 Risikofaktoren mindestens ein signifikanter Unterschied ab dem zweiten km auf. Bei diesen Risikofaktoren handelt es sich um die Parameter PAEV, AEVrng, PKIR, PHADD und VALR. Man kann bei diesen Risikofaktoren keine überdurchschnittliche Häufigkeit bei einer spezifischen Verletzung erkennen, da sie als Risikofaktoren für die Laufverletzungen MTSS, TS, AT, ITBS, PFSS oder PF identifiziert werden. Aufgrund dieser Verteilung scheint es nicht so zu sein, dass die laufbedingte Ermüdung im Detail einer oder zwei Laufverletzungen zugeordnet werden kann.

Die Risikofaktoren PAEV, PKIR, PHADD und VALR verstärken sich im Laufe der 10-km-Strecke, da die p-Werte, die in Tabelle 6 dargestellt sind, vom ersten bis zum letzten Distanzpunkt kleiner werden. Bei dem Risikofaktor AEVrng steigt der p-Wert vom ersten bis zum letzten Messzeitpunkt, weswegen keine Verstärkung sichtbar wird.

Bei den restlichen acht Parametern AINVTD, EVt, PKADD, KABDI, PHIR, MHABDmom, BI und VILR treten keine signifikanten Veränderungen in der Laufmechanik ab dem zweiten km auf, die man auf einen Ermüdungseffekt zurückführen kann. Jedoch kann bei 6 der 8 Parameter (AINVTD, EVt, KABDI, PHIR, MHABDmom und VILR) vom ersten bis zum letzten Datenpunkt eine fallende Tendenz der p-Werte erkannt werden, sodass bei einem längeren Lauf oder bei Teilnahme von mehr Proband:innen eine Überschreitung der 5 %-Signifikanzschwelle nicht auszuschließen ist.

Bei den beiden Parametern PKADD und BI kann kein Haupteffekt gefunden werden und somit auch keine weitere Analyse in Bezug auf den signifikanten Unterschied im Vergleich zum Laufbeginn durchgeführt werden.

In erste Linie helfen die biomechanischen Risikofaktoren dabei Läufer:innen zu finden, die ein erhöhtes Risiko für spezifische Verletzungen haben. Bei Läufer:innen, bei denen Risikofaktoren stärker ausgeprägt sind, würde man

zunächst vermuten, dass sie eher ein hohes Risiko für Laufverletzungen entwickeln als Läufer:innen, bei denen die Risikofaktoren weniger oder gar nicht ausgeprägt sind. Man darf aber nicht davon ausgehen, dass die Ursache einer Verletzung bei allen Patient:innen, bei denen dieselbe Verletzung diagnostiziert wird, gleich ist. Darum muss auch die Ätiologie der Laufverletzungen und die Belastbarkeitsmerkmale berücksichtigt werden (Bertelsen et al., 2017). Die Ätiologie von Laufverletzungen ist wichtig, da die Wirksamkeit einer bestimmten Maßnahme zur Prävention von Laufverletzungen davon abhängt, ob die ätiologischen Faktoren leicht veränderbar sind und mit einem biologisch plausiblen Kausalmechanismus übereinstimmen (Bertelsen et al., 2017). Die Merkmale fassen unter anderem zusammen, wie viel die Proband:innen laufen, mit welcher Geschwindigkeit, ob und welche Verletzungen sie bereits hatten und wie sie ihr Trainingsprogramm gestalten (Bertelsen et al., 2017).

Faktoren wie Belastungs- oder Spannungstoleranzen von Sehnen, Knorpeln oder anderen Strukturen, die mit den Belastungsmerkmalen verknüpft sind, spielen ebenso eine wichtige Rolle. Durch die Adaptionfähigkeit dieser Strukturen kann man beispielsweise bei Läufer:innen mit einem erhöhten Wert bei einem Risikofaktor, Ableitungen daraus ziehen, wie die Läufer:innen Maßnahmen ergreifen müssen, sodass die Belastbarkeit der jeweiligen Struktur größer wird. So können dann Trainingsmaßnahmen durchgeführt werden, die z.B. die Steifigkeit der Struktur vergrößern oder die Muskelkraft erhöhen. Neben den Krafttrainingsmaßnahmen gibt es auch noch weitere Möglichkeiten, um einen Risikofaktor zu verringern. Proband:innen könnten mit entsprechendem Schuhwerk (Sanno et al., 2021) oder mit Laufstilfeedback (Messier und Cirillo, 1989) dem Risikofaktor entgegenwirken.

In einer Studie aus 2021 kann bei Läufern sowohl in einem flachen Rennschuh als auch in einem gepolsterten Schuh eine Umverteilung der positiven Gelenkarbeit vom Sprunggelenk zum Knie und zur Hüfte während des gesamten Laufes gefunden werden (Sanno et al., 2021). Die negative Gelenkarbeit im Sprunggelenk ist bei dem flachen Rennschuh höher ($p < 0,01$) (Sanno et al., 2021).

Bei dem Laufstilfeedback wird den Proband:innen sowohl verbales als auch visuelles Feedback zu ihrer Lauftechnik gegeben (Messier und Cirillo, 1989). Eine

Studie ergibt, dass das vorgeschlagene Feedback-System eine signifikante ($p < 0,01$) Wirkung auf die Lauftechnik hat, indem es die folgenden gewünschten Veränderungen im Vergleich zur Kontrollgruppe bewirkt: größere relative Schrittlänge, kürzere Stützzeit, größere Dorsalflexion des Fußgelenks während der Stützphase und größere Kniebeugung während der Stütz- und Schwungphase (Messier und Cirillo, 1989).

Der Versuch den Laufstil zu verändern, um das biomechanische Risiko zu verringern, klingt sinnvoll, ist jedoch sehr komplex, da jede einzelne Technik zu unterschiedlichen Belastungen für eine Vielzahl von Geweben führt (Cook et al., 1990). In der Studie wird betont, dass es wichtig ist, den Laufstil in Bezug auf den eigenen Körper zu bewerten, um maximale Effektivität zu erzielen (Cook et al., 1990).

Denn rein epidemiologisch ist es nicht zwangsläufig immer so, dass der biomechanische Risikofaktor direkt mit der Belastung der biologischen Strukturen verknüpft ist. Da die direkte Bestimmung durch Rechenmethoden sehr aufwändig ist, verwendet man die leichter zu berechnenden Risikofaktoren, die aber nicht immer mit den Laufverletzungen komplett im Zusammenhang stehen. Das kann man z.B. bei dem Parameter PHADD erkennen, welcher unter anderem als Risikofaktor für die Laufverletzung TS identifiziert wird (Willwacher et al., 2021). Die Verbindung zwischen der Belastung der Tibia und dem Risikofaktor an der Hüfte sind relativ weit, weswegen man Acht geben muss, da es manchmal nur statistische Zusammenhänge sind.

Wie eben erwähnt, ist der Zeitaufwand bei Methoden, die direkte Zusammenhänge bestimmen, ein Nachteil. Jedoch können biomechanische Modellierungsansätze, die den Zusammenhang zwischen der Laufmechanik mit der Belastung der an den Laufverletzungen beteiligten Gewebe ermitteln, unser Verständnis dafür verbessern (Willwacher et al., 2021). Ebenso die Kombination von individuellen muskuloskelettalen Modellen mit z.B. Finite-Elemente-Modellen der betrachteten Gewebe scheint ein großes Potenzial für ein besseres Verständnis zu bieten (Willwacher et al., 2021).

6 Zusammenfassung und Ausblick

Diese Arbeit liefert neue Aufschlüsse über den Haupteffekt der Laufdistanz auf abhängige Variablen und untersucht den Einfluss der laufinduzierten Ermüdung auf 13 ausgewählte Risikofaktoren. Dies führt zu einem besseren Verständnis und darüber hinaus zu wichtigen Erkenntnissen in der Wissenschaft, die in der Laufoptimierung und Prävention von Laufverletzungen (Krafttrainingsmaßnahmen, Schuhwerk und Laufstilfeedback) angewandt werden können.

In früheren Studien kann kein direkter Zusammenhang zwischen Abweichungen in der Gelenkinematik bei längerem Laufen und dem Verletzungsrisiko hergestellt werden, weswegen Verbindungen zum Überlastungsrisiko spekulativ bleiben. Um die Wissenslücke zum Verletzungsrisiko etwas zu schließen, wird in dieser Arbeit die Ermüdungsreaktion in der Laufmechanik berücksichtigt.

Diese Arbeit hat dennoch mehrere Einschränkungen. Zum einen haben sich die Probanden selbstständig aufgewärmt. Somit ist es möglich, dass die Teilnehmer sich falsch aufgewärmt haben und dadurch das Verletzungsrisiko steigt. Zum anderen wurden die laufbezogenen Parameter mithilfe der Bewegungsanalyse gemessen und bestimmt. Bei dieser biomechanischen Untersuchungsmethode werden zu Beginn bestimmte Annahmen getroffen, um das Rechnen zu vereinfachen. Dies jedoch limitiert die Ergebnisse, da die Parameter unter der Annahme des Starrkörpermodells berechnet wurden. Auch bei der statistischen Auswertung wird mit der Sphärizität eine zusätzliche Annahme getroffen, die bei statistischen Verfahren mit Messwiederholung unabdingbar ist.

Der Datensatz von Sanno et al., 2018 wird verwendet, in dem 25 Läufer eine 10 km-Strecke auf dem Laufband absolvieren. Die Strecke wird in 13 Distanzpunkte aufgeteilt und jeder Risikofaktor wird mittels ANOVA analysiert. Dabei wird der Haupteffekt der Laufdistanz auf die abhängigen Risikofaktoren statistisch untersucht.

Bei 11 der 13 analysierten biomechanischen Risikofaktoren (alle außer PKADD und BI) kann ein Haupteffekt gefunden werden, sodass bei diesen Risikofaktoren eine weitere Analyse in Bezug auf den signifikanten Unterschied im Vergleich zum Laufbeginn durchgeführt werden kann.

Darunter zeigen 5 von 13 biomechanische Risikofaktoren eine signifikante Veränderung über die 10-km-Laufdistanz. Davon ist ein Risikofaktor (PAEV) mit der Laufverletzung MTSS, zwei Risikofaktoren (PAEV und PHADD) mit der Laufverletzung TS, ein Risikofaktor (AEVrng) mit der Laufverletzung AT, zwei Risikofaktoren (PKIR und PHADD) mit der Laufverletzung ITBS, ein Risikofaktor (PHADD) mit der Laufverletzung PFSS und ein Risikofaktor (VALR) mit der Laufverletzung PF assoziiert.

Nun muss weiter in diese Richtung gearbeitet werden, indem zukünftige Studien zusätzlich anstreben die Ätiologie von Laufverletzungen zu berücksichtigen. So kann untersucht werden, wie sich die Ursache-Wirkungs-Beziehung auf den Laufstil und das Verletzungsrisiko auswirkt und wie sich verschiedene Faktoren auf die strukturspezifische Belastung und/oder Belastbarkeit auswirken. Schlussendlich kann man aus dem erworbenen Wissen Ableitungen ziehen und herausfinden welche Maßnahmen ergriffen werden müssen, um das Verletzungsrisiko während des Laufens zu minimieren.

Literaturverzeichnis

Albrecht, C., o.D. Läuferknie, Tractus iliotibialis Syndrom. Priv.-Doz. DDr. Christian Albrecht. URL <https://www.knieschmerzen-wien.at/laeuferknie.html> (letzter Zugriff am 12.04.2021)

Anatomie der unteren Extremitäten – Muskulatur von Unterschenkel und Fuß, 2021. lecturio. URL <https://www.lecturio.de/magazin/muskulatur-unterschenkel-fuss/> (letzter Zugriff am 09.08.2021)

Arendt, E., Agel, J., Heikes, C., Griffiths, H., 2003. Stress Injuries to Bone in College Athletes: A Retrospective Review of Experience at a Single Institution <sup/>. Am J Sports Med 31, 959–968. <https://doi.org/10.1177/03635465030310063601>

Aune, D., Norat, T., Leitzmann, M., Tonstad, S., Vatten, L.J., 2015. Physical activity and the risk of type 2 diabetes: a systematic review and dose–response meta-analysis. Eur J Epidemiol 30, 529–542. <https://doi.org/10.1007/s10654-015-0056-z>

Baker, R.L., Souza, R.B., Rauh, M.J., Fredericson, M., Rosenthal, M.D., 2018a. Differences in Knee and Hip Adduction and Hip Muscle Activation in Runners With and Without Iliotibial Band Syndrome. PM&R 10, 1032–1039. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2018.04.004>

Baker, R.L., Souza, R.B., Rauh, M.J., Fredericson, M., Rosenthal, M.D., 2018b. Differences in Knee and Hip Adduction and Hip Muscle Activation in Runners With and Without Iliotibial Band Syndrome. PM&R 10, 1032–1039. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2018.04.004>

Beck, B.R., Osternig, L.R., 1994. Medial tibial stress syndrome. The location of muscles in the leg in relation to symptoms. The Journal of Bone & Joint Surgery 76, 1057–1061. <https://doi.org/10.2106/00004623-199407000-00015>

Becker, J., James, S., Wayner, R., Osternig, L., Chou, L.-S., 2017. Biomechanical Factors Associated With Achilles Tendinopathy and Medial Tibial Stress Syndrome in Runners. Am J Sports Med 45, 2614–2621. <https://doi.org/10.1177/0363546517708193>

Becker, J., Nakajima, M., Wu, W.F.W., 2018. Factors Contributing to Medial Tibial Stress Syndrome in Runners: A Prospective Study. Medicine & Science in Sports & Exercise 50, 2092–2100. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001674>

Bennell, K., Crossley, K., Jayarajan, J., Walton, E., Warden, S., Kiss, Z.S., Wrigley, T., 2004. Ground Reaction Forces and Bone Parameters in Females with Tibial Stress Fracture: Medicine & Science in Sports & Exercise 36, 397–404. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000117116.90297.E1>

Bennell, K., Matheson, G., Meeuwisse, W., Brukner, P., 1999. Risk factors for stress fractures. *Sports Med* 28, 91–122. <https://doi.org/10.2165/00007256-199928020-00004>

Bertelsen, M.L., Hulme, A., Petersen, J., Brund, R.K., Sørensen, H., Finch, C.F., Parner, E.T., Nielsen, R.O., 2017. A framework for the etiology of running-related injuries. *Scand J Med Sci Sports* 27, 1170–1180. <https://doi.org/10.1111/sms.12883>

Brindle, R.A., Milner, C.E., Zhang, S., Fitzhugh, E.C., 2014. Changing step width alters lower extremity biomechanics during running. *Gait & Posture* 39, 124–128. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.06.010>

Brown, A.M., Zifchock, R.A., Hillstrom, H.J., Song, J., Tucker, C.A., 2016. The effects of fatigue on lower extremity kinematics, kinetics and joint coupling in symptomatic female runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Biomechanics* 39, 84–90. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.09.012>

Cook, S.D., Brinker, M.R., Poche, M., 1990. Running Shoes: Their Relationship to Running Injuries. *Sports Medicine* 10, 1–8. <https://doi.org/10.2165/00007256-199010010-00001>

Creaby, M.W., Honeywill, C., Franettovich Smith, M.M., Schache, A.G., Crossley, K.M., 2017. Hip Biomechanics Are Altered in Male Runners with Achilles Tendinopathy. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 49, 549–554. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001126>

Die Entzündung / Degeneration der Achillessehne [WWW Document], o.D. ortho-clinic. URL <https://www.ortho-clinic.ch/fuss-sprunggelenk/achillessehne/tendinitis-tendinose/> (letzter Zugriff am 08.04.2021)

Donoghue, O.A., Harrison, A.J., Laxton, P., Jones, R.K., 2008. Lower Limb Kinematics of Subjects with Chronic Achilles Tendon Injury During Running. *Research in Sports Medicine* 16, 23–38. <https://doi.org/10.1080/15438620701693231>

Duffey, M.J., Martin, D.F., Cannon, D.W., Craven, T., Messier, S.P., 2000. Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 32, 1825–1832. <https://doi.org/10.1097/00005768-200011000-00003>

Ebermann, E., 2010. Irrtumswahrscheinlichkeit und Signifikanzniveau. URL <https://www.univie.ac.at/ksa/elearning/cp/quantitative/quantitative-8.html> (letzter Zugriff am 13.07.2021)

Eskofier, B.M., Kraus, M., Worobets, J.T., Stefanyshyn, D.J., Nigg, B.M., 2012. Pattern classification of kinematic and kinetic running data to distinguish gender,

shod/barefoot and injury groups with feature ranking. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15, 467–474. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.542153>

Ferber, R., Noehren, B., Hamill, J., Davis, I.S., 2010. Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. *J Orthop Sports Phys Ther* 40, 52–58. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3028>

Foch, E., Milner, C.E., 2014. The influence of iliotibial band syndrome history on running biomechanics examined via principal components analysis. *Journal of Biomechanics* 47, 81–86. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.10.008>

Foch, E., Reinbolt, J.A., Zhang, S., Fitzhugh, E.C., Milner, C.E., 2015. Associations between iliotibial band injury status and running biomechanics in women. *Gait & Posture* 41, 706–710. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.01.031>

Ghorbani, F., Heidarimoghadam, R., Karami, M., Fathi, K., Minasian, V., Bahram, M.E., 2014. The effect of six-week aerobic training program on cardiovascular fitness, body composition and mental health among female students. *J Res Health Sci* 14, 264–267.

Girden, E.R., 1992. ANOVA: repeated measures, Sage university papers. Quantitative applications in the social sciences. Sage Publications, Newbury Park, Calif.

Grau, S., Krauss, I., Maiwald, C., Axmann, D., Horstmann, T., Best, R., 2011. Kinematic classification of iliotibial band syndrome in runners: Iliotibial band syndrome in runners. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 21, 184–189. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.01045.x>

Hemmerich, W., n.d. Sphärizität. StatistikGuru. URL <https://statistikguru.de/spss/rm-anova/sphaerizitaet-bestimmen.html> (letzter Zugriff am 09.08.2021)

Hircin, E., Güler, I., Antwerpes, F., Merz, S., 2021. Insertionstendopathie. DocCheck Flexikon. URL <https://flexikon.doccheck.com/de/Insertionstendopathie> (letzter Zugriff am 06.04.2021)

Hötte-Schumacher, C., 2021. Patellofemorales Schmerzsyndrom. Dr-gumpert.de. URL https://www.dr-gumpert.de/html/patellofemorales_schmerzsyndrom.html (letzter Zugriff am 08.04.2021)

Iliotibiales Bandsyndrom, 2021. GELENK-KLINIK. URL <https://gelenk-klinik.de/orthopaedie-glossar/illiotibiales-bandsyndrom.html> (letzter Zugriff am 12.04.2021)

Jago, K., 2021. Tractus Iliotibialis. RUNNER'S WORLD. URL <https://www.runnersworld.de/verletzungen-vorbeugung/laeuferknie/> (letzter Zugriff am 08.05.2021)

Johnson, C.D., Tenforde, A.S., Outerleys, J., Reilly, J., Davis, I.S., 2020. Impact-Related Ground Reaction Forces Are More Strongly Associated With Some Running Injuries Than Others. *Am J Sports Med* 48, 3072–3080. <https://doi.org/10.1177/0363546520950731>

Kehl, C., Rajkovic, L.A., 2013. Shin Splints: Der Einfluss der Fussdynamik auf die Entstehung des medialen Tibia Stress Syndroms (Bachelorarbeit). Zürcher Hochschule für Angewandte Wissenschaften, Zürich. S.9.

Kim, J.-H., Sung, E.-S., 2019. Differences in Ankle ROM Between Young Men and Women With a History of Ankle Sprain. *Sportverletz Sportschaden* 33, 82–86. <https://doi.org/10.1055/a-0753-7953>

Koplan, J.P., Powell, K.E., Sikes, R.K., Shirley, R.W., Campbell, C.C., 1982. An epidemiologic study of the benefits and risks of running. *JAMA* 248, 3118–3121.

Levinger, P., Gilleard, W., 2007. Tibia and rearfoot motion and ground reaction forces in subjects with patellofemoral pain syndrome during walking. *Gait & Posture* 25, 2–8. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.12.015>

Liebscher-Bracht, R., o.D. Plantarfasziitis. Liebscher & Bracht. URL <https://www.liebscher-bracht.com/schmerzlexikon/plantarfasziitis/> (letzter Zugriff am 11.04.2021)

Lopes, A.D., Hespanhol, L.C., Yeung, S.S., Costa, L.O.P., 2012. What are the Main Running-Related Musculoskeletal Injuries? A Systematic Review. *Sports Med* 42, 891–905. <https://doi.org/10.1007/BF03262301>

Lowery, L., 2019. Die 3 Ebenen der menschlichen Bewegung. URL <https://deinfitnesscoach.com/2019/06/07/functional-training-erklart-bewegung/> (letzter Zugriff am 15.06.2021)

Luginick, B., Rueda Ojeda, J., Collazo García, C., Veiga Fernández, S., Navarro Cabello, E., 2018. Kinematics of recreational runners with iliotibial band injury. *jhse* 13. <https://doi.org/10.14198/jhse.2018.133.19>

Matheson, G.O., Clement, D.B., Mckenzie, D.C., Taunton, J.E., Lloyd-Smith, D.R., Macintyre, J.G., 1987. Stress fractures in athletes: A study of 320 cases. *Am J Sports Med* 15, 46–58. <https://doi.org/10.1177/036354658701500107>

McCrary, J.L., Martin, D.F., Lowery, R.B., Cannon, D.W., Curl, W.W., Read, H.M., Hunter, D.M., Craven, T., Messier, S.P., 1999. Etiologic factors associated with

Achilles tendinitis in runners: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 31, 1374. <https://doi.org/10.1097/00005768-199910000-00003>

Messier, S.P., Cirillo, K.J., 1989. Effects of a verbal and visual feedback system on running technique, perceived exertion and running economy in female novice runners. *Journal of Sports Sciences* 7, 113–126. <https://doi.org/10.1080/02640418908729830>

Milner, C.E., Hamill, J., Davis, I.S., 2010. Distinct Hip and Rearfoot Kinematics in Female Runners With a History of Tibial Stress Fracture. *J Orthop Sports Phys Ther* 40, 59–66. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3024>

Mousavi, S.H., Hijmans, J.M., Rajabi, R., Diercks, R., Zwerver, J., van der Worp, H., 2019. Kinematic risk factors for lower limb tendinopathy in distance runners: A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture* 69, 13–24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.011>

Nicolay, N., Antwerpes, F., Lange, W., Simon, A., 2018. Inzidenz. DocCheck Flexikon. URL <https://flexikon.doccheck.com/de/Inzidenz> (letzter Zugriff am 08.04.2021)

Nicolay, N., Fink, B., Seidel, R.W., Antwerpes, F., 2020. Prävalenz. DocCheck Flexikon. URL <https://flexikon.doccheck.com/de/Prävalenz> (letzter Zugriff am 08.04.2021)

Noehren, B., Davis, I., Hamill, J., 2007. ASB clinical biomechanics award winner 2006 prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22, 951–956. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.07.001>

Noehren, B., Hamill, J., Davis, I., 2013. Prospective Evidence for a Hip Etiology in Patellofemoral Pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 45, 1120–1124. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31828249d2>

Noehren, B., Pohl, M.B., Sanchez, Z., Cunningham, T., Lattermann, C., 2012. Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics* 27, 366–371. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.10.005>

Noehren, B., Schmitz, A., Hempel, R., Westlake, C., Black, W., 2014. Assessment of strength, flexibility, and running mechanics in men with iliotibial band syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 44, 217–222. <https://doi.org/10.2519/jospt.2014.4991>

Oja, P., Titze, S., Kokko, S., Kujala, U.M., Heinonen, A., Kelly, P., Koski, P., Foster, C., 2015. Health benefits of different sport disciplines for adults: systematic review of observational and intervention studies with meta-analysis. *Br J Sports Med* 49, 434–440. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093885>

Ollenschläger, P., 2016. Ermüdungsbruch. Deximed. URL <https://deximed.de/home/klinische-themen/orthopaedie/patienteninformationen/knochenbrueche/ermuedungsbruch/> (letzter Zugriff am 29.07.2021)

Patellofemorales Schmerzsyndrom (PFSS), o.D. Juzo. URL <https://www.juzo.com/de/service-wissen/gut-informiert/knieschmerzen/patellofemorales-schmerzsyndrom> (letzter Zugriff am 08.04.2021)

Plantarfasziitis, 2019. Deximed. URL <https://deximed.de/home/klinische-themen/physiotherapie-sportmedizin/patienteninformationen/unterschenkel-knoechel-und-fuss/plantarfasziitis/> (letzter Zugriff am 12.04.2021)

Pohl, M.B., Hamill, J., Davis, I.S., 2009. Biomechanical and Anatomic Factors Associated with a History of Plantar Fasciitis in Female Runners. *Clinical Journal of Sport Medicine* 19, 372–376. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3181b8c270>

Pohl, M.B., Mullineaux, D.R., Milner, C.E., Hamill, J., Davis, I.S., 2008. Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. *Journal of Biomechanics* 41, 1160–1165. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.02.001>

Reinecke, K., 2013. Zum Einfluss lokal und global induzierter Ermüdung auf die Sensomotorische Kontrolle am Beispiel einer Winkelreproduktionsaufgabe (Diss.). Universität Paderborn, Paderborn.

Ribeiro, A.P., João, S.M.A., Dinato, R.C., Tessutti, V.D., Sacco, I.C.N., 2015. Dynamic Patterns of Forces and Loading Rate in Runners with Unilateral Plantar Fasciitis: A Cross-Sectional Study. *PLoS ONE* 10, e0136971. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0136971>

Romani, W.A., Gieck, J.H., Perrin, D.H., Saliba, E.N., Kahler, D.M., 2002. Mechanisms and management of stress fractures in physically active persons. *J Athl Train* 37, 306–314.

Ryan, M., Grau, S., Krauss, I., Maiwald, C., Taunton, J., Horstmann, T., 2009. Kinematic Analysis of Runners with Achilles Mid-Portion Tendinopathy. *Foot Ankle Int.* 30, 1190–1195. <https://doi.org/10.3113/FAI.2009.1190>

Sanno, M., Epro, G., Brüggemann, G.-P., Willwacher, S., 2021. Running into Fatigue: The Effects of Footwear on Kinematics, Kinetics, and Energetics. *Med Sci Sports Exerc* 53, 1217–1227. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002576>

Sanno, M., Willwacher, S., Epro, G., Brüggemann, G.-P., 2018. Positive Work Contribution Shifts from Distal to Proximal Joints during a Prolonged Run. *Med Sci Sports Exerc* 50, 2507–2517. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001707>

Satterthwaite, P., Norton, R., Larmer, P., Robinson, E., 1999. Risk factors for injuries and other health problems sustained in a marathon. *British Journal of Sports Medicine* 33, 22–26. <https://doi.org/10.1136/bjism.33.1.22>

Schmitt, K.-U., Niederer, P.F., Cronin, D.S., Morrison, B., Muser, M.H., Walz, F., Springer-Verlag GmbH, 2020. *Trauma-Biomechanik: Einführung in die Biomechanik von Verletzungen*. S.228-277.

Schwarz, J., Käch, W., Bruderer Enzler, H., 2018. *Datenanalyse mit SPSS*.

Seidel, M., 2016. Plantarfasziitis. *NetDoktor*. URL <https://www.netdoktor.de/krankheiten/plantarfasziitis/> (letzter Zugriff am 12.04.2021)

Souza, R.B., Powers, C.M., 2009. Differences in Hip Kinematics, Muscle Strength, and Muscle Activation Between Subjects With and Without Patellofemoral Pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 39, 12–19. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2885>

Stefanyshyn, D.J., Stergiou, P., Lun, V.M.Y., Meeuwisse, W.H., Worobets, J.T., 2006. Knee Angular Impulse as a Predictor of Patellofemoral Pain in Runners. *Am J Sports Med* 34, 1844–1851. <https://doi.org/10.1177/0363546506288753>

Suppé, B., Bacha, S., 2010. *FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics: die Grundlagen: Bewegungsanalyse, Untersuchung, Behandlung*. Springer, Heidelberg.

Taunton, J.E., Ryan, M.B., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Lloyd-Smith, D.R., Zumbo, B.D., 2002. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med* 36, 95–101. <https://doi.org/10.1136/bjism.36.2.95>

Tendinopathie, 2021. GELENK-KLINIK. URL <https://gelenk-klinik.de/orthopaedie-glossar/tendinopathie.html> (letzter Zugriff am 11.04.2021)

van Gent, R.N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A.G., Bierma-Zeinstra, S.M.A., Koes, B.W., Taunton, J.E., 2007. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine* 41, 469–480. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.033548>

Van Middelkoop, M., Kolkman, J., Van Ochten, J., Bierma-Zeinstra, S.M.A., Koes, B., 2007. Prevalence and incidence of lower extremity injuries in male marathon runners: Prevalence and incidence of running injuries. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 18, 140–144. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00683.x>

Van Middelkoop, M., Kolkman, J., Van Ochten, J., Bierma-Zeinstra, S.M.A., Koes, B.W., 2008. Risk factors for lower extremity injuries among male marathon runners:

Risk factors for running injuries. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 18, 691–697. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00768.x>

van Tulder, M., Furlan, A., Bombardier, C., Bouter, L., 2003. Updated Method Guidelines for Systematic Reviews in the Cochrane Collaboration Back Review Group: *Spine* 28, 1290–1299. <https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000065484.95996.AF>

Wedig, M.P., Antwerpes, F., 2015. Schienbeinkantensyndrom. DocCheck Flexikon. URL <https://flexikon.doccheck.com/de/Schienbeinkantensyndrom> (letzter Zugriff am 06.04.2021)

Willson, J.D., Davis, I.S., 2008. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clinical Biomechanics* 23, 203–211. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.025>

Willwacher, S., Kurz, M., Robbin, J., Thelen, M., Hamill, J., Kelly, L., Mai, P., 2021. Running related biomechanical risk factors for overuse injuries in distance runners: A systematic review considering injury specificity and the potentials for future research (preprint). *Orthopedics*. <https://doi.org/10.1101/2021.07.23.21261034>

Willwacher, S., Sanno, M., Brüggemann, G.-P., 2020. Fatigue matters: An intense 10 km run alters frontal and transverse plane joint kinematics in competitive and recreational adult runners. *Gait Posture* 76, 277–283. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.11.016>

Wünnemann, M., Rosenbaum, D., 2009. Chronische Tendinopathie der Achillessehne – ein multifaktorielles Beschwerdebild. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin Jahrgang* 60, 339–344.

Anhang

Tabellarische Darstellungen der Mittelwerte \pm Standardabweichungen der berechneten Parameter

Tabelle 7: Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) der Parameter am Distanzpunkt 2 bis Distanzpunkt 7 (0,2 km bis 4 km)

		0,2 km		0,5 km		1 km		2 km		3 km		4 km	
		MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD
Sprunggelenk	AINVTD (°)	6,6	\pm 5,8	6,7	\pm 5,7	6,8	\pm 5,7	6,4	\pm 5,6	6,4	\pm 5,6	6,4	\pm 5,5
	PAEV (°)	-9,2	\pm 2,8 *	-9,5	\pm 2,9 *	-9,6	\pm 2,9 *	-10,1	\pm 3,1 *	-10,1	\pm 3,2 *	-10,4	\pm 3,3 *
	AEVrng (°)	-15,9	\pm 5,2	-16,2	\pm 5,1	-16,3	\pm 5,0 *	-16,5	\pm 4,9 *	-16,5	\pm 4,8	-16,7	\pm 4,6 *
	EVt (%)	80,8	\pm 11,1	83,0	\pm 12,0	84,1	\pm 11,7	83,0	\pm 11,1	83,0	\pm 11,5	83,8	\pm 11,8
Knie	PKADD (°)	2,4	\pm 2,8	2,4	\pm 2,8	2,5	\pm 2,8	2,5	\pm 2,9	2,5	\pm 2,9	2,6	\pm 3,0
	PKIR (°)	7,2	\pm 6,5	7,3	\pm 6,4	7,4	\pm 6,4	7,8	\pm 6,4	7,8	\pm 6,1	8,0	\pm 6,1 *
	KABDI (Ns)	-6,7	\pm 4,5	-6,5	\pm 4,4	-6,5	\pm 4,6	-6,3	\pm 4,7	-6,4	\pm 4,8	-6,2	\pm 4,8
Hüfte	PHADD (°)	15,6	\pm 2,9	15,9	\pm 3,0 *	16,2	\pm 3,0 *	16,4	\pm 3,2 *	16,4	\pm 3,0 *	16,5	\pm 3,1 *
	PHIR (°)	4,2	\pm 5,3	4,4	\pm 5,3	4,6	\pm 5,1	4,7	\pm 5,1	4,7	\pm 5,1	4,8	\pm 5,0
	MHABDmom (Nm)	-70,9	\pm 14,2	-70,8	\pm 13,9	-70,9	\pm 14,5	-71,0	\pm 14,3	-70,1	\pm 13,8	-69,1	\pm 14,4
LR und GRF	BI (N · N ⁻¹)	-0,2	\pm 0,04	-0,2	\pm 0,04	-0,2	\pm 0,04	-0,2	\pm 0,04	-0,2	\pm 0,04	-0,2	\pm 0,04
	VALR (BW/s)	50,8	\pm 10,3	51,4	\pm 11,0	52,5	\pm 11,0	53,5	\pm 12,1	53,2	\pm 12,1	53,3	\pm 11,7
	VILR (BW/s)	65,2	\pm 13,5	65,9	\pm 14,1	66,6	\pm 14,1	67,6	\pm 14,8	67,4	\pm 14,9	67,2	\pm 14,7

* zeigt einen signifikanten ($p < 0,05$) Unterschied zwischen dem jeweiligen km und 0 km, gemittelt für alle Läufer, an

* zeigt einen signifikanten ($p < 0,01$) Unterschied zwischen dem jeweiligen km und 0 km, gemittelt für alle Läufer, an

* zeigt einen signifikanten ($p < 0,001$) Unterschied zwischen dem jeweiligen km und 0 km, gemittelt für alle Läufer, an

Tabelle 8: Mittelwert (MW) ± Standardabweichung (SD) der Parameter am Distanzpunkt 9 bis Distanzpunkt 12 (5 km bis 9 km)

		5 km		6 km		7 km		8 km		9 km	
		MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD
Sprunggelenk	AINVTD (°)	6,2	± 5,8	6,0	± 5,8	5,6	± 5,8	5,6	± 5,8	5,4	± 6,1
	PAEV (°)	-10,4	± 3,3 *	-10,6	± 3,3 *	-10,8	± 3,4 *	-10,9	± 3,5 *	-10,9	± 3,6 *
	AEVrng (°)	-16,6	± 4,8	-16,6	± 4,8	-16,4	± 4,9	-16,5	± 4,8	-16,4	± 5,1
	EVt (%)	83,7	± 11,6	84,8	± 11,4	85,9	± 11,5	85,8	± 11,8	85,7	± 11,7
Knie	PKADD (°)	2,6	± 2,9	2,6	± 2,8	2,5	± 2,8	2,5	± 2,8	2,5	± 2,9
	PKIR (°)	8,0	± 6,0	8,0	± 6,2	8,3	± 6,2 *	8,3	± 6,1 *	8,4	± 6,0 *
	KABDI (Ns)	-6,2	± 4,7	-6,1	± 4,5	-6,1	± 4,4	-6,0	± 4,6	-6,0	± 4,5
Hüfte	PHADD (°)	16,4	± 3,4 *	16,6	± 3,4 *	16,6	± 3,1 *	16,7	± 3,1 *	16,6	± 3,2 *
	PHIR (°)	4,7	± 5,1	4,9	± 5,1	5,0	± 5,3	5,1	± 5,3	5,0	± 5,5
	MHABDmom (Nm)	-69,0	± 14,5	-69,1	± 15,3	-68,7	± 14,5	-69,0	± 14,6	-68,5	± 14,9
LR und GRF	BI (N · N ⁻¹)	-0,2	± 0,04	-0,2	± 0,04	-0,2	± 0,04	-0,2	± 0,04	-0,2	± 0,04
	VALR (BW/s)	53,5	± 11,9	54,1	± 12,2	53,9	± 11,9	53,5	± 12,2	54,3	± 12,1
	VILR (BW/s)	67,2	± 15,1	67,9	± 14,9	67,9	± 14,4	67,1	± 14,3	67,4	± 14,7

- * zeigt einen signifikanten ($p < 0,05$) Unterschied zwischen dem jeweiligen km und 0 km, gemittelt für alle Läufer, an
- * zeigt einen signifikanten ($p < 0,01$) Unterschied zwischen dem jeweiligen km und 0 km, gemittelt für alle Läufer, an
- * zeigt einen signifikanten ($p < 0,001$) Unterschied zwischen dem jeweiligen km und 0 km, gemittelt für alle Läufer, an

Matlab Skript

```
clc
clear
close all

load ('/Users/dana/Desktop/BM 9/Bachelor/MatLab/Ermuedung_A_25.mat');

%% Parameterzuordnung
for i = 1:13
    for j = [1 3 5 9:2:51]
        for i2 = 1:20

            %VALR
            Parameter.VALR{j,i} = NORMAL{j,i}.GRF.DATA.Z;

            %Kontaktzeit
            Parameter.ContactTimes{j,i} = PARAMETERS{j,i}.ContactTimes_R;

            %Ankle Inversion at TD
            Parameter.AINVTD{j,i} = PARAMETERS{j,i}.WINKEL_Right_Ankle_X_TD;

            %Peak (Ankle) Eversion
            Parameter.PAEV{j,i} = PARAMETERS{j,i}.WINKEL_Right_Ankle_X_MIN;

            %Ankle Eversion Range -> Range = Min(Peak Eversion) - TD(TD Ankle X)
            Parameter.AEVrng{j,i} = PARAMETERS{j,i}.WINKEL_Right_Ankle_X_MIN -
PARAMETERS{j,i}.WINKEL_Right_Ankle_X_TD;

            %Eversion time during stance (Time = Anteil (in %) wo das Gelenk evertiert? (Anteil
negativ DP/alle DP=%)TD bis Peak (hier: MIN))
            Parameter.EVt{j,i} = NORMAL{j,i}.WINKEL.Right_Ankle.X;
            Neg_DP_EVt{j,i}(Parameter.EVt{j,i}(:,i2)<0,i2) =
Parameter.EVt{j,i}(Parameter.EVt{j,i}(:,i2)<0,i2); %negativen DP-Anteile bestimmen
Anzahl_Neg_DP_EVt{j,i}(:,i2) = length(Neg_DP_EVt{j,i}); %Anzahl negativer DP-
Anteile
            Alle_DP_EVt{j,i}(:,i2) = length(Parameter.EVt{j,i}); %alle DP-Anteile
            Parameter.EVt_in_percents{j,i}(1,i2) = Anzahl_Neg_DP_EVt{j,i}(1,i2) /
Alle_DP_EVt{j,i}(1,i2) * 100; %prozentueller Anteil der negativen Bwg -> Eversion

            %Peak Knee Adduction
            Parameter.PKADD{j,i} = PARAMETERS{j,i}.WINKEL_Right_Knee_X_MAX;

            %Peak Knee Internal Rotation (IR)
            Parameter.PKIR{j,i} = PARAMETERS{j,i}.WINKEL_Right_Knee_Z_MAX;

            %Knee Abduction Impulse
            Parameter.KABDI{j,i} = PARAMETERS{j,i}.MOMENTS_RightKneeMomentInProximal_X_INT_NEG;

            %Peak Hip Adduction
            Parameter.PHADD{j,i} = PARAMETERS{j,i}.WINKEL_Right_Hip_X_MAX;

            %Peak Hip Internal Rotation (IR)
            Parameter.PHIR{j,i} = PARAMETERS{j,i}.WINKEL_Right_Hip_Z_MAX;

            %Mean Hip Abduction Moment (internal)
            Parameter.MHABDmom{j,i} = NORMAL{j,i}.MOMENTS.RightHipMomentInProximal.X;
            Anzahl_MHABDmom{j,i}(:,i2) = length(Parameter.MHABDmom{j,i}); %alle DP-Anteile

            %Breaking Impulse GRF
            Parameter.BI{j,i} = PARAMETERS{j,i}.GRF_DATA_X_INT_NEG;

        end
    end
end
```

```

%% Umsortieren, sodass leere Zeilen nach unten verschoben werden
for i = 1:13
    for j = [1 3 5 9:2:51]
        for i2 = 1:20

            e = cellfun('isempty', Parameter.VALR); %umsortieren, sodass leere Zeilen ab Zeile
26 stehen -> indicates for each cell if it's empty or not
            [~, r] = sort(e, 1); %sorting of each col to move empty cells to the end
            [m, n] = size(Parameter.VALR);
            Parameter.VALR = Parameter.VALR(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

            e = cellfun('isempty', Parameter.ContactTimes);
            [~, r] = sort(e, 1);
            [m, n] = size(Parameter.ContactTimes);
            Parameter.ContactTimes = Parameter.ContactTimes(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

            e = cellfun('isempty', Parameter.AINVTD);
            [~, r] = sort(e, 1);
            [m, n] = size(Parameter.AINVTD);
            Parameter.AINVTD = Parameter.AINVTD(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

            e = cellfun('isempty', Parameter.PAEV);
            [~, r] = sort(e, 1);
            [m, n] = size(Parameter.PAEV);
            Parameter.PAEV = Parameter.PAEV(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

            e = cellfun('isempty', Parameter.AEVrng);
            [~, r] = sort(e, 1);
            [m, n] = size(Parameter.AEVrng);
            Parameter.AEVrng = Parameter.AEVrng(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

            e = cellfun('isempty', Neg_DP_EVT);
            [~, r] = sort(e, 1);
            [m, n] = size(Neg_DP_EVT);
            Neg_DP_EVT = Neg_DP_EVT(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

            e = cellfun('isempty', Anzahl_Neg_DP_EVT);
            [~, r] = sort(e, 1);
            [m, n] = size(Anzahl_Neg_DP_EVT);
            Anzahl_Neg_DP_EVT = Anzahl_Neg_DP_EVT(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

            e = cellfun('isempty', Alle_DP_EVT);
            [~, r] = sort(e, 1);
            [m, n] = size(Alle_DP_EVT);
            Alle_DP_EVT = Alle_DP_EVT(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

            e = cellfun('isempty', Parameter.EVt_in_percents);
            [~, r] = sort(e, 1);
            [m, n] = size(Parameter.EVt_in_percents);
            Parameter.EVt_in_percents = Parameter.EVt_in_percents(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-
1)))));

            e = cellfun('isempty', Parameter.PKADD);
            [~, r] = sort(e, 1);
            [m, n] = size(Parameter.PKADD);
            Parameter.PKADD = Parameter.PKADD(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

            e = cellfun('isempty', Parameter.PKIR);
            [~, r] = sort(e, 1);
            [m, n] = size(Parameter.PKIR);
            Parameter.PKIR = Parameter.PKIR(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

            e = cellfun('isempty', Parameter.KABDI);
            [~, r] = sort(e, 1);
            [m, n] = size(Parameter.KABDI);
            Parameter.KABDI = Parameter.KABDI(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

            e = cellfun('isempty', Parameter.PHADD);
            [~, r] = sort(e, 1);
            [m, n] = size(Parameter.PHADD);
            Parameter.PHADD = Parameter.PHADD(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

            e = cellfun('isempty', Parameter.PHIR);
            [~, r] = sort(e, 1);
            [m, n] = size(Parameter.PHIR);
            Parameter.PHIR = Parameter.PHIR(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

```

```

e = cellfun('isempty', Parameter.MHABDmom);
[~, r] = sort(e, 1);
[m, n] = size(Parameter.MHABDmom);
Parameter.MHABDmom = Parameter.MHABDmom(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

e = cellfun('isempty', Anzahl_MHABDmom);
[~, r] = sort(e, 1);
[m, n] = size(Anzahl_MHABDmom);
Anzahl_MHABDmom = Anzahl_MHABDmom(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

e = cellfun('isempty', Parameter.BI);
[~, r] = sort(e, 1);
[m, n] = size(Parameter.BI);
Parameter.BI = Parameter.BI(bsxfun(@plus, r, (0:m:m*(n-1))));

end
end
end

%% Reihen mit 0 löschen -> sodass 25 Reihen 25 Probanden entsprechen und mean passt
Parameter.VALR(26:51,:) = [];
Parameter.ContactTimes(26:51,:) = [];
Parameter.AINVT(26:51,:) = [];
Parameter.PAEV(26:51,:) = [];
Parameter.AEVrng(26:51,:) = [];
Parameter.EVt(26:51,:) = [];
Neg_DP_EVt(26:51,:) = [];
Anzahl_Neg_DP_EVt(26:51,:) = [];
Alle_DP_EVt(26:51,:) = [];
Parameter.EVt_in_percents(26:51,:) = [];
Parameter.PKADD(26:51,:) = [];
Parameter.PKIR(26:51,:) = [];
Parameter.KABDI(26:51,:) = [];
Parameter.PHADD(26:51,:) = [];
Parameter.PHIR(26:51,:) = [];
Parameter.MHABDmom(26:51,:) = [];
Anzahl_MHABDmom(26:51,:) = [];
Parameter.BI(26:51,:) = [];

%% VALR/VILR berechnen
%Startpunkt definiert (=Fußauftritt; der erste Punkt, an dem die vertikalen GRFs 50 N
übersteigen)
for i = 1:13
    for j2 = 1:25
        for i2 = 1:20
            LR.VLR1{j2,i} = Parameter.VALR{j2,i};
            LR.Pos_Startpunkt_VLR1{j2,i}(:,i2) =
find((Parameter.VALR{j2,i}(:,i2))>50,1,'first'); %Position der Werte > 50
            LR.y_Startpunkt{j2,i}(1,i2) = Parameter.VALR{j2,i}(1,i2); %Werte > 50
        end
    end
end
end

%Endpunkt der Region finden -> der erste Punkt nach dem Fußauftritt, an dem die vertikalen
GRFs 75% der BW eines Läufers überstiegen und mit einer Steigung von weniger als 15 BW/s
%VALR: die durchschnittliche Änderungsrate der vertikalen GRF über 20 % bis 80 % des
interessierenden Bereichs, da dies der linearste Teil des Bereichs ist
%VILR: Spitzenwert der Änderungsrate der vertikalen GRF zwischen 2 aufeinanderfolgenden
Punkten über 20 % bis 100 % des Bereichs
%BW = Körpergewicht = Körpermasse*Beschleunigung [N]

[num,txt,row] = xlsread('/Users/dana/Desktop/BM
9/Bachelor/MatLab/export_Koerpergewicht_CMJ.xlsx');
Gewicht(1:77,2) =
{84.1577;83.7304;80.1631;80.6422;93.8726;93.3223;91.9076;92.0055;81.304;94.1625;91.2067;93.
6431;93.8727;77.9535;77.7478;85.7126;85.2198;82.9395;83.2487;82.8844;82.0421;70.7902;70.887
5;80.0287;80.3874;79.8561;75.0723;74.0291;71.1497;69.9919;80.1078;80.284;77.0993;78.5346;0;
95.3205;81.7628;80.1216;80.3736;63.4617;62.8781;78.3214;76.4925;75.6096;74.8793;75.201;73.9
27;71.7177;70.6206;75.7067;75.4642;78.6727;61.535;61.2343;61.8667;61.0151;76.5187;74.5128;7
5.502;74.4269;76.3371;75.01;74.6615;74.6448;87.3973;0;87.4355;87.1105;67.9651;66.4182;67.33
34;66.6232;51.5075;68.619;61.8997;62.9006;61.6265};
Gewicht(1:77,3) =
{1;1;1;1;2;2;2;2;3;4;4;4;4;5;5;6;6;6;6;7;7;8;8;9;9;9;10;10;10;10;11;11;11;11;[];12;13;13;13
;14;14;15;15;15;16;16;16;16;17;17;17;18;18;18;18;19;19;19;19;20;20;20;20;21;21;21;22;
22;22;22;23;23;24;24;25};

```

```

Gewicht(1:25,4) =
{1:4;5:8;9;10:13;14:15;16:19;20:21;22:23;24:26;27:30;31:34;36;37:39;40:41;42:45;46:49;50:52
;53:56;57:60;61:64;[65,67:68];69:72;73:74;75:76;77};

for i = 1:13
    for j2 = 1:25

        Gewicht_Daten.Masse(j2,1) = mean(cell2mat(Gewicht(Gewicht{j2,4},2)))';
        Gewicht_Daten.BW(j2,1) = Gewicht_Daten.Masse(j2,1)*9.81;

        for i2 = 1:20

            %Gewichtdaten normieren
            LR.Masse1{j2,i} = Gewicht_Daten.Masse(j2,1); %[kg]
            LR.Masse{j2,i}(1:201,i2) = Gewicht_Daten.Masse(j2,1); %[kg]
            LR.BW1{j2,i} = Gewicht_Daten.Masse(j2,1)*9.81; %[N]
            LR.BW{j2,i}(1:201,i2) = Gewicht_Daten.Masse(j2,1)*9.81; %[N]

            %Zeit t für Endpunkt berechnen
            LR.ContactTimes{j2,i}(1,i2) = Parameter.ContactTimes{j2,i}(1,i2);
            LR.t_FrametoFrame{j2,i}(1,i2) = LR.ContactTimes{j2,i}(1,i2)./200; %Zeit in s von
            einem Frame zum Nächsten -> 0,5%

            %N von y-Achse in BW umrechnen
            LR.VLR1_BW{j2,i}(:,i2) = LR.VLR1{j2,i}(:,i2)./LR.BW{j2,i}(:,i2); %Umrechnung von N
            (y-Achse) in BW -> N/N=BW

            %Steigungen
            LR.slope{j2,i}(:,i2) = gradient(LR.VLR1_BW{j2,i}(:,i2),1); %[BW/DP]
            LR.slope_s{j2,i}(:,i2) =
            gradient(LR.VLR1_BW{j2,i}(:,i2),LR.t_FrametoFrame{j2,i}(1,i2)); %[BW/s]

            %Werte herauslesen, die 1.Bedingung (> 75%BW) und 2.Bedingung(< 15BW/s) erfüllen
            LR.VALR2{j2,i}(:,i2) = LR.VLR1{j2,i}(:,i2) > LR.BW{j2,i}(:,i2)*0.75 &
            LR.slope_s{j2,i}(:,i2) < 15;
            LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i}(1,i2) = find(LR.VALR2{j2,i}(:,i2),1,'first'); %Position
            der Werte
            LR.y_Endpunkt{j2,i}(1,i2) = LR.slope_s{j2,i}(LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i}(:,i2));
            %Werte in [BW/s] bzw. BW
            LR.y_Endpunkt_VLR2{j2,i}(1,i2) =
            LR.VLR1{j2,i}(LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i}(:,i2)); %Werte in [N/DP] bzw. N

            %% VALR
            %Start- und Endpunkte bestimmen für Bereich 20% bis 80% -> für VALR
            LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(1,i2) =
            ceil(LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i}(1,i2).*0.2); %Position bei 20%
            LR.Pos_Endpunkt_VALR2_80{j2,i}(1,i2) =
            ceil(LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i}(1,i2).*0.8); %position bei 80%
            LR.y_Endpunkt_VLR2_20{j2,i}(1,i2) =
            LR.VLR1{j2,i}(LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(1,i2)); %Werte in [N/DP] bzw. N
            LR.y_Endpunkt_VLR2_80{j2,i}(1,i2) =
            LR.VLR1{j2,i}(LR.Pos_Endpunkt_VALR2_80{j2,i}(1,i2)); %Werte in [N/DP] bzw. N

            %Steigung bestimmen für Bereich 20% bis 80% -> für VALR
            LR.delta_y_60{j2,i}(1,i2) = LR.y_Endpunkt_VLR2_80{j2,i}(1,i2) -
            LR.y_Endpunkt_VLR2_20{j2,i}(1,i2); %N
            LR.delta_x_60{j2,i}(1,i2) = LR.Pos_Endpunkt_VALR2_80{j2,i}(1,i2) -
            LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(1,i2); %DP(zeitnormalisiert)
            LR.delta_t_60{j2,i}(1,i2) = LR.t_FrametoFrame{j2,i}(1,i2) *
            (LR.Pos_Endpunkt_VALR2_80{j2,i}(1,i2)-LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(1,i2)); %EchtZEIT s
            LR.slope_LR_DP_60{j2,i}(1,i2) = LR.delta_y_60{j2,i}(1,i2) /
            LR.delta_x_60{j2,i}(1,i2); %Steigung N/DP
            LR.slope_LR_t_60{j2,i}(1,i2) = LR.delta_y_60{j2,i}(1,i2) /
            LR.delta_t_60{j2,i}(1,i2); %Steigung N/s

            %Steigung von Startpunkt bis Endpunkt berechnen (Steigung = delta_y/delta_t) -> für
            VALR/VILR Voraussetzung
            LR.delta_y{j2,i}(1,i2) = LR.y_Endpunkt_VLR2{j2,i}(1,i2) -
            LR.y_Startpunkt{j2,i}(1,i2); %N
            LR.delta_x{j2,i}(1,i2) = LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i}(1,i2) -
            LR.Pos_Startpunkt_VLR1{j2,i}(1,i2); %DP(zeitnormalisiert)
            LR.delta_t{j2,i}(1,i2) = LR.t_FrametoFrame{j2,i}(1,i2) *
            (LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i}(1,i2)-1); %EchtZEIT
            LR.slope_LR_DP{j2,i}(1,i2) = LR.delta_y{j2,i}(1,i2) / LR.delta_x{j2,i}(1,i2);
            %Steigung N/DP
            LR.slope_LR_t{j2,i}(1,i2) = LR.delta_y{j2,i}(1,i2) / LR.delta_t{j2,i}(1,i2);
            %Steigung N/s

```

```

    %Werte,um Gerade zwischen 20% und 80% zu plotten
    LR.Steigung_m_VALR{j2,i}(1,i2) = LR.slope_LR_DP_60{j2,i}(1,i2); %N/DP
    LR.x{j2,i} = LR.Pos_Startpunkt_VLR1{j2,i}:1:LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i};
    LR.x1{j2,i}(1,i2) = LR.Pos_Startpunkt_VLR1{j2,i}(1,i2);
    LR.y1{j2,i}(1,i2) = LR.y_Startpunkt{j2,i}(1,i2);
    LR.y{j2,i}(1,i2) = LR.Steigung_m_VALR{j2,i}(1,i2)*(LR.x{j2,i}(1,i2) -
    LR.x1{j2,i}(1,i2))+LR.y1{j2,i}(1,i2);

    %Final VALR bestimmen -> durchschnittliche Änderungsrate im Bereich 20-80%
    LR.y_Endpunkt_20{j2,i}(1,i2) =
    LR.slope_s{j2,i}((LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(:,i2))); %Steigung an Pos.20 [BW/s]
    LR.y_Endpunkt_80{j2,i}(1,i2) =
    LR.slope_s{j2,i}((LR.Pos_Endpunkt_VALR2_80{j2,i}(:,i2))); %Steigung an Pos.80 [BW/s]

    %VALR bestimmen

    LR.Final_VALR{j2,i}(LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(:,i2):LR.Pos_Endpunkt_VALR2_80{j2,i}(:,i2),i2) =
    LR.slope_s{j2,i}((LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(:,i2):LR.Pos_Endpunkt_VALR2_80{j2,i}(:,i2)),i2); %Steigungen zwischen Pos. 20 und 80 [BW/s]

    LR.length_VALR{j2,i}(1,i2)=length(find(LR.Final_VALR{j2,i}(LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(:,i2):LR.Pos_Endpunkt_VALR2_80{j2,i}(:,i2),i2)>0));
    %Mittelwert der Steigung bilden
    LR.sum_Final_VALR{j2,i}(1,i2) =
    sum(LR.slope_s{j2,i}((LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(:,i2):LR.Pos_Endpunkt_VALR2_80{j2,i}(:,i2)),i2));
    Parameter.Final_VALR{j2,i}(1,i2) = LR.sum_Final_VALR{j2,i}(1,i2) /
    LR.length_VALR{j2,i}(1,i2); %FINALER PARAMETER VALR

    %% VILR
    %Steigung bestimmen für Bereich 20% bis 100% -> für VALR
    LR.delta_y_VILR{j2,i}(1,i2) = LR.y_Endpunkt_VLR2{j2,i}(1,i2) -
    LR.y_Endpunkt_VLR2_20{j2,i}(1,i2); %N
    LR.delta_x_VILR{j2,i}(1,i2) = LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i}(1,i2) -
    LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(1,i2); %DP(zeitnormalisiert)
    LR.delta_t_VILR{j2,i}(1,i2) = LR.t_FrametoFrame{j2,i}(1,i2) *
    (LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i}(1,i2)-LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(1,i2)); %EchtZEIT s
    LR.slope_LR_DP_VILR{j2,i}(1,i2) = LR.delta_y_VILR{j2,i}(1,i2) /
    LR.delta_x_VILR{j2,i}(1,i2); %Steigung N/DP
    LR.slope_LR_t_VILR{j2,i}(1,i2) = LR.delta_y_VILR{j2,i}(1,i2) /
    LR.delta_t_VILR{j2,i}(1,i2); %Steigung N/s

    %Werte,um Gerade zwischen 20% und 100% zu plotten
    LR.Steigung_m_VILR{j2,i}(1,i2) = LR.slope_LR_DP_VILR{j2,i}(1,i2); %N/DP
    LR.x{j2,i} = LR.Pos_Startpunkt_VLR1{j2,i}:1:LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i};
    LR.x1{j2,i}(1,i2) = LR.Pos_Startpunkt_VLR1{j2,i}(1,i2);
    LR.y1{j2,i}(1,i2) = LR.y_Startpunkt{j2,i}(1,i2);
    LR.y{j2,i}(1,i2) = LR.Steigung_m_VILR{j2,i}(1,i2)*(LR.x{j2,i}(1,i2) -
    LR.x1{j2,i}(1,i2))+LR.y1{j2,i}(1,i2);

    %Final VILR bestimmen -> Peak Änderungsrate im Bereich 20-100% bestimmen
    LR.y_Endpunkt_20{j2,i}(1,i2) =
    LR.slope_s{j2,i}((LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(:,i2))); %Steigung an Pos.20 [BW/s]
    LR.y_Endpunkt_100{j2,i}(1,i2) = LR.slope_s{j2,i}((LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i}(:,i2)));
    %Steigung an Pos.100 [BW/s]

    %VILR bestimmen

    LR.Final_VILR{j2,i}(LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(:,i2):LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i}(:,i2),i2) =
    LR.slope_s{j2,i}((LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(:,i2):LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i}(:,i2)),i2); %Steigungen zwischen Pos. 20 und 100 [BW/s]
    Parameter.Final_VILR{j2,i}(1,i2) =
    max(LR.Final_VILR{j2,i}(LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(:,i2):LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i}(:,i2),i2)); %FINALER PARAMETER VILR

    %Position des Maximum herausfinden
    % [max_num, max_idx]= max(K(:));
    % [X,Y]=ind2sub(size(K),max_idx);
    % -> LR.Pos_VILR{j2,i}(1,i2) =
    find(LR.Final_VILR{j2,i}(LR.Pos_Endpunkt_VALR2_20{j2,i}(:,i2):LR.Pos_Endpunkt_VALR2{j2,i}(:,i2),i2),1,'first');

    %% Mean Hip Abduction Moment

```

```

        Startpunkt_MHABDmom{j2,i}(1,i2) = find(Parameter.MHABDmom{j2,i}(:,i2),1,'first');
%Position der Werte
        Endpunkt_MHABDmom{j2,i}(1,i2) = find(Parameter.MHABDmom{j2,i}(:,i2),1,'last');
%Position der Werte

        sum_MHABDmom{j2,i}(1,i2) =
sum(Parameter.MHABDmom{j2,i}((Startpunkt_MHABDmom{j2,i}(:,i2):Endpunkt_MHABDmom{j2,i}(:,i2)
),i2));
        Parameter.Final_MHABDmom{j2,i}(1,i2) = sum_MHABDmom{j2,i}(1,i2) /
Anzahl_MHABDmom{j2,i}(1,i2); %FINALER PARAMETER VALR

        end
    end
end

%% BI normieren

for i = 1:13
    for j = 1:25
        LR.Mean.Masse1{j,i} = cell2mat(LR.Masse1(j,i));
        LR.Mat.Masse1(j,i) = cell2mat(LR.Mean.Masse1(j,i));
        LR.Mat.Mean.Masse1(1,i) = mean(LR.Mat.Masse1(:,i));
    end
end

%% Standardabweichung für Gewicht
Mittelwert.Gewicht = 76.5;
Varianz.Gewicht = (1/(25-1))*((Gewicht_Daten.Masse(1,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(2,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(3,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(4,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(5,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(6,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(7,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(8,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(9,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(10,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(11,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(12,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(13,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(14,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(15,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(16,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(17,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(18,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(19,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(20,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(21,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(22,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(23,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(24,1)-
Mittelwert.Gewicht)^2+(Gewicht_Daten.Masse(25,1)-Mittelwert.Gewicht)^2); %shoch2 =
empirische Varianz
Varianz.Gewicht_s = sqrt(Varianz.Gewicht(1,1));
err = Varianz.Gewicht_s;

for i = 1:13
    err(1,i) = Varianz.Gewicht_s;
end

%% Mean anpassen (Mittelwerte der 20 Schritte bilden) & cell2mat fürs Plotten
for i = 1:13
    for j = 1:25
        for i2 = 1:20

            Parameter.MeanParameter.Final_VALR{j,i} = mean(Parameter.Final_VALR{j,i});
            Parameter.MeanParameter.Final_VILR{j,i} = mean(Parameter.Final_VILR{j,i});
            Parameter.MeanParameter.ContactTimes{j,i} = mean(LR.ContactTimes{j,i});
            Parameter.MeanParameter.AINVTD{j,i} = mean(Parameter.AINVTD{j,i});
            Parameter.MeanParameter.PAEV{j,i} = mean(Parameter.PAEV{j,i});
            Parameter.MeanParameter.AEVrng{j,i} = mean(Parameter.AEVrng{j,i});
            Parameter.MeanParameter.EVT{j,i} = mean(Parameter.EVT{j,i});
            Parameter.MeanParameter.Neg_DP_EVT{j,i} = mean(Neg_DP_EVT{j,i});
            Parameter.MeanParameter.Anzahl_Neg_DP_EVT{j,i} = mean(Anzahl_Neg_DP_EVT{j,i});
            Parameter.MeanParameter.Alle_DP_EVT{j,i} = mean(Alle_DP_EVT{j,i});
            Parameter.MeanParameter.EVT_in_percents{j,i} =
mean(Parameter.EVT_in_percents{j,i});

```



```

Parameter.MeanParameter.PKADD{j,i} = mean(Parameter.PKADD{j,i});
Parameter.MeanParameter.PKIR{j,i} = mean(Parameter.PKIR{j,i});
Parameter.MeanParameter.KABDI{j,i} = mean(Parameter.KABDI{j,i});
Parameter.MeanParameter.PHADD{j,i} = mean(Parameter.PHADD{j,i});
Parameter.MeanParameter.PHIR{j,i} = mean(Parameter.PHIR{j,i});
Parameter.MeanParameter.Final_MHABDmom{j,i} = mean(Parameter.Final_MHABDmom{j,i});
Parameter.MeanParameter.Anzahl_MHABDmom{j,i} = mean(Anzahl_MHABDmom{j,i});
Parameter.MeanParameter.BI{j,i} = mean(Parameter.BI{j,i});
Parameter.MeanParameter.Final_BI{j,i} = Parameter.MeanParameter.BI{j,i} ./
LR.Mean.Massel{j,i};

Parameter.Mat.AINVTD(j,i) = cell2mat(Parameter.MeanParameter.AINVTD(j,i));
Parameter.Mat.PAEV(j,i) = cell2mat(Parameter.MeanParameter.PAEV(j,i));
Parameter.Mat.AEVrng(j,i) = cell2mat(Parameter.MeanParameter.AEVrng(j,i));
Parameter.Mat.Anzahl_Neg_DP_EVt(j,i) =
cell2mat(Parameter.MeanParameter.Anzahl_Neg_DP_EVt(j,i));
Parameter.Mat.EVt_in_percents(j,i) =
cell2mat(Parameter.MeanParameter.EVt_in_percents(j,i));
Parameter.Mat.Alle_DP_EVt(j,i) =
cell2mat(Parameter.MeanParameter.Alle_DP_EVt(j,i));
Parameter.Mat.PKADD(j,i) = cell2mat(Parameter.MeanParameter.PKADD(j,i));
Parameter.Mat.PKIR(j,i) = cell2mat(Parameter.MeanParameter.PKIR(j,i));
Parameter.Mat.KABDI(j,i) = cell2mat(Parameter.MeanParameter.KABDI(j,i));
Parameter.Mat.PHADD(j,i) = cell2mat(Parameter.MeanParameter.PHADD(j,i));
Parameter.Mat.PHIR(j,i) = cell2mat(Parameter.MeanParameter.PHIR(j,i));
Parameter.Mat.Final_MHABDmom(j,i) =
cell2mat(Parameter.MeanParameter.Final_MHABDmom(j,i));
Parameter.Mat.Anzahl_MHABDmom(j,i) =
cell2mat(Parameter.MeanParameter.Anzahl_MHABDmom(j,i));
Parameter.Mat.BI(j,i) = cell2mat(Parameter.MeanParameter.BI(j,i));
Parameter.Mat.Final_BI(j,i) = cell2mat(Parameter.MeanParameter.Final_BI(j,i));
Parameter.Mat.Final_VALR(j,i) = cell2mat(Parameter.MeanParameter.Final_VALR(j,i));
Parameter.Mat.Final_VILR(j,i) = cell2mat(Parameter.MeanParameter.Final_VILR(j,i));

end
end
end

%% Mittelwert aller Probanden & Mittelwert über 13 DP
for i = 1:13
    for j = 25

        %%Mittelwert aller Probanden
        Parameter.Mat.MeanParameter.AINVTD(1,i) = mean(Parameter.Mat.AINVTD(:,i)); %1.cell
2.double
        Parameter.Mat.MeanParameter.PAEV(1,i) = mean(Parameter.Mat.PAEV(:,i));
        Parameter.Mat.MeanParameter.AEVrng(1,i) = mean(Parameter.Mat.AEVrng(:,i));
        Parameter.Mat.MeanParameter.EVt_in_percents(1,i) =
mean(Parameter.Mat.EVt_in_percents(:,i));
        Parameter.Mat.MeanParameter.PKADD(1,i) = mean(Parameter.Mat.PKADD(:,i));
        Parameter.Mat.MeanParameter.PKIR(1,i) = mean(Parameter.Mat.PKIR(:,i));
        Parameter.Mat.MeanParameter.KABDI(1,i) = mean(Parameter.Mat.KABDI(:,i));
        Parameter.Mat.MeanParameter.PHADD(1,i) = mean(Parameter.Mat.PHADD(:,i));
        Parameter.Mat.MeanParameter.PHIR(1,i) = mean(Parameter.Mat.PHIR(:,i));
        Parameter.Mat.MeanParameter.Final_MHABDmom(1,i) =
mean(Parameter.Mat.Final_MHABDmom(:,i));
        Parameter.Mat.MeanParameter.BI(1,i) = mean(Parameter.Mat.BI(:,i));
        Parameter.Mat.MeanParameter.Final_BI(1,i) = Parameter.Mat.MeanParameter.BI(1,i) ./
LR.Mat.Mean.Massel(1,i);
        Parameter.Mat.MeanParameter.BI(1,i) ./ LR.Mat.Mean.Massel(1,i);
        Parameter.Mat.MeanParameter.Final_VALR(1,i) = mean(Parameter.Mat.Final_VALR(:,i));
        Parameter.Mat.MeanParameter.Final_VILR(1,i) = mean(Parameter.Mat.Final_VILR(:,i));

        %%Mittelwert aller Probanden über 13 DP (1 Wert)
        Parameter.Mat.MeanParameter.average.AINVTD(1,1) =
mean(Parameter.Mat.MeanParameter.AINVTD(1,:)); %%Mittelwert über 13 DP
        Parameter.Mat.MeanParameter.average.PAEV(1,1) =
mean(Parameter.Mat.MeanParameter.PAEV(1,:));
        Parameter.Mat.MeanParameter.average.AEVrng(1,1) =
mean(Parameter.Mat.MeanParameter.AEVrng(1,:));
        Parameter.Mat.MeanParameter.average.EVt_in_percents(1,1) =
mean(Parameter.Mat.MeanParameter.EVt_in_percents(1,:));
        Parameter.Mat.MeanParameter.average.PKADD(1,1) =
mean(Parameter.Mat.MeanParameter.PKADD(1,:));
        Parameter.Mat.MeanParameter.average.PKIR(1,1) =
mean(Parameter.Mat.MeanParameter.PKIR(1,:));

```

```

        Parameter.Mat.MeanParameter.average.KABDI(1,1) =
mean(Parameter.Mat.MeanParameter.KABDI(1,:));
        Parameter.Mat.MeanParameter.average.PHADD(1,1) =
mean(Parameter.Mat.MeanParameter.PHADD(1,:));
        Parameter.Mat.MeanParameter.average.PHIR(1,1) =
mean(Parameter.Mat.MeanParameter.PHIR(1,:));
        Parameter.Mat.MeanParameter.average.Final_MHABDmom(1,1) =
mean(Parameter.Mat.MeanParameter.Final_MHABDmom(1,:));
        Parameter.Mat.MeanParameter.average.BI(1,1) =
mean(Parameter.Mat.MeanParameter.BI(1,:));
        Parameter.Mat.MeanParameter.average.Final_BI(1,1) =
mean(Parameter.Mat.MeanParameter.Final_BI(1,:));
        Parameter.Mat.MeanParameter.average.Final_VALR(1,1) =
mean(Parameter.Mat.MeanParameter.Final_VALR(1,:));
        Parameter.Mat.MeanParameter.average.Final_VILR(1,1) =
mean(Parameter.Mat.MeanParameter.Final_VILR(1,:));

    end
end

Distanzpunkte = categorical({'0','0.2','0.5','1','2','3','4','5','6','7','8','9','10'});
Distanzpunkte =
reordercats(Distanzpunkte,{'0','0.2','0.5','1','2','3','4','5','6','7','8','9','10'});

%% WERTE der Parameter
for i = 1:13
WERTE(1,i) = Parameter.Mat.MeanParameter.AINVTD(1,i);
WERTE(2,i) = Parameter.Mat.MeanParameter.PAEV(1,i);
WERTE(3,i) = Parameter.Mat.MeanParameter.AEVrng(1,i);
WERTE(4,i) = Parameter.Mat.MeanParameter.Evt_in_percent(1,i);
WERTE(5,i) = Parameter.Mat.MeanParameter.PKADD(1,i);
WERTE(6,i) = Parameter.Mat.MeanParameter.PKIR(1,i);
WERTE(7,i) = Parameter.Mat.MeanParameter.KABDI(1,i);
WERTE(8,i) = Parameter.Mat.MeanParameter.PHADD(1,i);
WERTE(9,i) = Parameter.Mat.MeanParameter.PHIR(1,i);
WERTE(10,i) = Parameter.Mat.MeanParameter.Final_MHABDmom(1,i);
WERTE(11,i) = Parameter.Mat.MeanParameter.Final_BI(1,i);
WERTE(12,i) = Parameter.Mat.MeanParameter.Final_VALR(1,i);
WERTE(13,i) = Parameter.Mat.MeanParameter.Final_VILR(1,i);
end

%% ANOVA - Ankle Inversion at TD (AINVTD) -> P1
Probanden = [1:1:25]';
meas_cellP1 = Parameter.MeanParameter.AINVTD;
measP1 = cell2mat(meas_cellP1);

tP1 =
table(Probanden,measP1(:,1),measP1(:,2),measP1(:,3),measP1(:,4),measP1(:,5),measP1(:,6),measP1(:,7),measP1(:,8),measP1(:,9),measP1(:,10),measP1(:,11),measP1(:,12),measP1(:,13),'VariableNames',{'Probanden','DP1','DP2','DP3','DP4','DP5','DP6','DP7','DP8','DP9','DP10','DP11','DP12','DP13'});
MeasP1 = table([1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]','VariableNames',{'Measurements'});
DP = [1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]';

rmP1 = fitrm(tP1, 'DP1-DP13 ~ 1', 'WithinDesign', DP); %repeated measurement model
m_pP1 = mauchly(rmP1); %testet, ob Spharizität gegeben ist oder nicht
m_p_arrayP1 = table2array(m_pP1);

ranovatblP1 = ranova(rmP1);
ranovatbl_arrayP1 = table2array(ranovatblP1);

%Mauchly-Test -> Spharizität gegeben oder nicht?
if m_p_arrayP1(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP1(1,5) > 0.05;
    disp(ranovatblP1(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, kein Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP1(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP1(1,5) < 0.05;
    disp(ranovatblP1(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP1(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP1(1,6) > 0.05;
    disp(ranovatblP1(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, kein Haupteffekt')
else m_p_arrayP1(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP1(1,6) < 0.05;
    disp(ranovatblP1(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, Haupteffekt')
end

%PostHoc-Test wenn Haupteffekt gegeben

```

```

if m_p_arrayP1(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP1(1,5) < 0.05; %pValue,Haupteffekt
    mcP1 = multcompare(rmP1,'Time');
    mc_arrayP1 = table2array(mcP1);
    Pos_signifikantP1 = find((mc_arrayP1(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
elseif m_p_arrayP1(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP1(1,6) < 0.05; %pValueGG,Haupteffekt
    mcP1 = multcompare(rmP1,'Time');
    mc_arrayP1 = table2array(mcP1);
    Pos_signifikantP1 = find((mc_arrayP1(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
end

%% ANOVA - Peak Ankle Eversion (PAEV) -> P2
Probanden = [1:1:25]';
meas_cellP2 = Parameter.MeanParameter.PAEV;
measP2 = cell2mat(meas_cellP2);

tP2 =
table(Probanden,measP2(:,1),measP2(:,2),measP2(:,3),measP2(:,4),measP2(:,5),measP2(:,6),mea
sP2(:,7),measP2(:,8),measP2(:,9),measP2(:,10),measP2(:,11),measP2(:,12),measP2(:,13), 'Varia
bleNames',{'Probanden','DP1','DP2','DP3','DP4','DP5','DP6','DP7','DP8','DP9','DP10','DP11',
'DP12','DP13'});
MeasP2 = table([1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]','VariableNames',{'Measurements'});
DP = [1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]';

rmP2 = fitrm(tP2, 'DP1-DP13 ~ 1', 'WithinDesign', DP); %repeated measurement model
m_pP2 = mauchly(rmP2); %testet, ob Spharizität gegeben ist oder nicht
m_p_arrayP2 = table2array(m_pP2);

ranovatblP2 = ranova(rmP2);
ranovatbl_arrayP2 = table2array(ranovatblP2);

%Mauchly-Test -> Spharizität gegeben oder nicht?
if m_p_arrayP2(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP2(1,5) > 0.05;
    disp(ranovatblP2(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, kein Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP2(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP2(1,5) < 0.05;
    disp(ranovatblP2(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP2(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP2(1,6) > 0.05;
    disp(ranovatblP2(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, kein Haupteffekt')
else m_p_arrayP2(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP2(1,6) < 0.05;
    disp(ranovatblP2(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, Haupteffekt')
end

%PostHoc-Test wenn Haupteffekt gegeben
if m_p_arrayP2(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP2(1,5) < 0.05; %pValue,Haupteffekt
    mcP2 = multcompare(rmP2,'Time');
    mc_arrayP2 = table2array(mcP2);
    Pos_signifikantP2 = find((mc_arrayP2(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
elseif m_p_arrayP2(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP2(1,6) < 0.05; %pValueGG,Haupteffekt
    mcP2 = multcompare(rmP2,'Time');
    mc_arrayP2 = table2array(mcP2);
    Pos_signifikantP2 = find((mc_arrayP2(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
end

%% ANOVA - Ankle Eversion Range (AEVrng) -> P3
Probanden = [1:1:25]';
meas_cellP3 = Parameter.MeanParameter.AEVrng;
measP3 = cell2mat(meas_cellP3);

tP3 =
table(Probanden,measP3(:,1),measP3(:,2),measP3(:,3),measP3(:,4),measP3(:,5),measP3(:,6),mea
sP3(:,7),measP3(:,8),measP3(:,9),measP3(:,10),measP3(:,11),measP3(:,12),measP3(:,13), 'Varia
bleNames',{'Probanden','DP1','DP2','DP3','DP4','DP5','DP6','DP7','DP8','DP9','DP10','DP11',
'DP12','DP13'});
MeasP3 = table([1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]','VariableNames',{'Measurements'});
DP = [1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]';

```

```

rmP3 = fitrm( tP3, 'DP1-DP13 ~ 1', 'WithinDesign', DP); %repeated measurement model
m_pP3 = mauchly(rmP3); %testet, ob Spharizität gegeben ist oder nicht
m_p_arrayP3 = table2array(m_pP3);

ranovatblP3 = ranova(rmP3);
ranovatbl_arrayP3 = table2array(ranovatblP3);

%Mauchly-Test -> Spharizität gegeben oder nicht?
if m_p_arrayP3(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP3(1,5) > 0.05;
    disp(ranovatblP3(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, kein Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP3(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP3(1,5) < 0.05;
    disp(ranovatblP3(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP3(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP3(1,6) > 0.05;
    disp(ranovatblP3(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, kein Haupteffekt')
else m_p_arrayP3(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP3(1,6) < 0.05;
    disp(ranovatblP3(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, Haupteffekt')
end

%PostHoc-Test wenn Haupteffekt gegeben
if m_p_arrayP3(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP3(1,5) < 0.05; %pValue,Haupteffekt
    mcP3 = multcompare(rmP3,'Time');
    mc_arrayP3 = table2array(mcP3);
    Pos_signifikantP3 = find((mc_arrayP3(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
elseif m_p_arrayP3(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP3(1,6) < 0.05; %pValueGG,Haupteffekt
    mcP3 = multcompare(rmP3,'Time');
    mc_arrayP3 = table2array(mcP3);
    Pos_signifikantP3 = find((mc_arrayP3(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
end
%% ANOVA - Eversion Time in percents (EVT_in_percents) -> P4
Probanden = [1:1:25]';
meas_cellP4 = Parameter.MeanParameter.EVT_in_percents;
measP4 = cell2mat(meas_cellP4);

tP4 =
table(Probanden,measP4(:,1),measP4(:,2),measP4(:,3),measP4(:,4),measP4(:,5),measP4(:,6),mea
sP4(:,7),measP4(:,8),measP4(:,9),measP4(:,10),measP4(:,11),measP4(:,12),measP4(:,13), 'Varia
bleNames',{'Probanden','DP1','DP2','DP3','DP4','DP5','DP6','DP7','DP8','DP9','DP10','DP11',
'DP12','DP13'});
MeasP4 = table([1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]','VariableNames',{'Measurements'});
DP = [1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]';

rmP4 = fitrm( tP4, 'DP1-DP13 ~ 1', 'WithinDesign', DP); %repeated measurement model
m_pP4 = mauchly(rmP4); %testet, ob Spharizität gegeben ist oder nicht
m_p_arrayP4 = table2array(m_pP4);

ranovatblP4 = ranova(rmP4);
ranovatbl_arrayP4 = table2array(ranovatblP4);

%Mauchly-Test -> Spharizität gegeben oder nicht?
if m_p_arrayP4(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP4(1,5) > 0.05;
    disp(ranovatblP4(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, kein Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP4(1,4) > 0.05 && ranovatbl_arrayP4(1,5) < 0.05;
    disp(ranovatblP4(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP4(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP4(1,6) > 0.05;
    disp(ranovatblP4(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, kein Haupteffekt')
else m_p_arrayP4(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP4(1,6) < 0.05;
    disp(ranovatblP4(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, Haupteffekt')
end

%PostHoc-Test wenn Haupteffekt gegeben
if m_p_arrayP4(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP4(1,5) < 0.05; %pValue,Haupteffekt
    mcP4 = multcompare(rmP4,'Time');
    mc_arrayP4 = table2array(mcP4);
    Pos_signifikantP4 = find((mc_arrayP4(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung

```

```

    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
elseif m_p_arrayP4(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP4(1,6) < 0.05; %pValueGG,Haupteffekt
    mcP4 = multcompare(rmP4, 'Time');
    mc_arrayP4 = table2array(mcP4);
    Pos_signifikantP4 = find((mc_arrayP4(1:12,5))<0.05,1, 'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
end
%% ANOVA - Peak Knee Adduction (PKADD) -> P5
Probanden = [1:1:25]';
meas_cellP5 = Parameter.MeanParameter.PKADD;
measP5 = cell2mat(meas_cellP5);

tP5 =
table(Probanden,measP5(:,1),measP5(:,2),measP5(:,3),measP5(:,4),measP5(:,5),measP5(:,6),mea
sP5(:,7),measP5(:,8),measP5(:,9),measP5(:,10),measP5(:,11),measP5(:,12),measP5(:,13), 'Varia
bleNames',{'Probanden','DP1','DP2','DP3','DP4','DP5','DP6','DP7','DP8','DP9','DP10','DP11',
'DP12','DP13'});
MeasP5 = table([1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]','VariableNames',{'Measurements'});
DP = [1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]';

rmP5 = fitrm(tP5, 'DP1-DP13 ~ 1', 'WithinDesign', DP); %repeated measurement model
m_pP5 = mauchly(rmP5); %testet, ob Spharizität gegeben ist oder nicht
m_p_arrayP5 = table2array(m_pP5);

ranovatblP5 = ranova(rmP5);
ranovatbl_arrayP5 = table2array(ranovatblP5);

%Mauchly-Test -> Spharizität gegeben oder nicht?
if m_p_arrayP5(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP5(1,5) > 0.05;
    disp(ranovatblP5(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, kein Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP5(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP5(1,5) < 0.05;
    disp(ranovatblP5(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP5(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP5(1,6) > 0.05;
    disp(ranovatblP5(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, kein Haupteffekt')
else m_p_arrayP5(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP5(1,6) < 0.05;
    disp(ranovatblP5(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, Haupteffekt')
end
%kein PostHoc-Test, da kein Haupteffekt gegeben
%% ANOVA - Peak Knee IR (PKIR) -> P6
Probanden = [1:1:25]';
meas_cellP6 = Parameter.MeanParameter.PKIR;
measP6 = cell2mat(meas_cellP6);

tP6 =
table(Probanden,measP6(:,1),measP6(:,2),measP6(:,3),measP6(:,4),measP6(:,5),measP6(:,6),mea
sP6(:,7),measP6(:,8),measP6(:,9),measP6(:,10),measP6(:,11),measP6(:,12),measP6(:,13), 'Varia
bleNames',{'Probanden','DP1','DP2','DP3','DP4','DP5','DP6','DP7','DP8','DP9','DP10','DP11',
'DP12','DP13'});
MeasP6 = table([1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]','VariableNames',{'Measurements'});
DP = [1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]';

rmP6 = fitrm(tP6, 'DP1-DP13 ~ 1', 'WithinDesign', DP); %repeated measurement model
m_pP6 = mauchly(rmP6); %testet, ob Spharizität gegeben ist oder nicht
m_p_arrayP6 = table2array(m_pP6);

ranovatblP6 = ranova(rmP6);
ranovatbl_arrayP6 = table2array(ranovatblP6);

%Mauchly-Test -> Spharizität gegeben oder nicht?
if m_p_arrayP6(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP6(1,5) > 0.05;
    disp(ranovatblP6(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, kein Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP6(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP6(1,5) < 0.05;
    disp(ranovatblP6(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP6(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP6(1,6) > 0.05;
    disp(ranovatblP6(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, kein Haupteffekt')
else m_p_arrayP6(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP6(1,6) < 0.05;
    disp(ranovatblP6(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, Haupteffekt')
end

```

```

%PostHoc-Test wenn Haupteffekt gegeben
if m_p_arrayP6(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP6(1,5) < 0.05; %pValue,Haupteffekt
    mcP6 = multcompare(rmP6,'Time');
    mc_arrayP6 = table2array(mcP6);
    Pos_signifikantP6 = find((mc_arrayP6(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
elseif m_p_arrayP6(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP6(1,6) < 0.05; %pValueGG,Haupteffekt
    mcP6 = multcompare(rmP6,'Time');
    mc_arrayP6 = table2array(mcP6);
    Pos_signifikantP6 = find((mc_arrayP6(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
end
%% ANOVA - Knee Abduction Impulse (KABDI) -> P7
Probanden = [1:1:25]';
meas_cellP7 = Parameter.MeanParameter.KABDI;
measP7 = cell2mat(meas_cellP7);

tP7 =
table(Probanden,measP7(:,1),measP7(:,2),measP7(:,3),measP7(:,4),measP7(:,5),measP7(:,6),mea
sP7(:,7),measP7(:,8),measP7(:,9),measP7(:,10),measP7(:,11),measP7(:,12),measP7(:,13),'Varia
bleNames',{'Probanden','DP1','DP2','DP3','DP4','DP5','DP6','DP7','DP8','DP9','DP10','DP11',
'DP12','DP13'});
MeasP7 = table([1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]','VariableNames',{'Measurements'});
DP = [1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]';

rmP7 = fitrm(tP7,'DP1-DP13 ~ 1','WithinDesign',DP); %repeated measurement model
m_pP7 = mauchly(rmP7); %testet, ob Spharizität gegeben ist oder nicht
m_p_arrayP7 = table2array(m_pP7);

ranovatblP7 = ranova(rmP7);
ranovatbl_arrayP7 = table2array(ranovatblP7);

%Mauchly-Test -> Spharizität gegeben oder nicht?
if m_p_arrayP7(1,4) > 0.05 && ranovatbl_arrayP7(1,5) > 0.05;
    disp(ranovatblP7(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, kein Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP7(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP7(1,5) < 0.05;
    disp(ranovatblP7(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP7(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP7(1,6) > 0.05;
    disp(ranovatblP7(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, kein Haupteffekt')
else m_p_arrayP7(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP7(1,6) < 0.05;
    disp(ranovatblP7(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, Haupteffekt')
end

%PostHoc-Test wenn Haupteffekt gegeben
if m_p_arrayP7(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP7(1,5) < 0.05; %pValue,Haupteffekt
    mcP7 = multcompare(rmP7,'Time');
    mc_arrayP7 = table2array(mcP7);
    Pos_signifikantP7 = find((mc_arrayP7(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
elseif m_p_arrayP7(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP7(1,6) < 0.05; %pValueGG,Haupteffekt
    mcP7 = multcompare(rmP7,'Time');
    mc_arrayP7 = table2array(mcP7);
    Pos_signifikantP7 = find((mc_arrayP7(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
end
%% ANOVA - Peak Hip Adduction (PHADD) -> P8
Probanden = [1:1:25]';
meas_cellP8 = Parameter.MeanParameter.PHADD;
measP8 = cell2mat(meas_cellP8);

tP8 =
table(Probanden,measP8(:,1),measP8(:,2),measP8(:,3),measP8(:,4),measP8(:,5),measP8(:,6),mea
sP8(:,7),measP8(:,8),measP8(:,9),measP8(:,10),measP8(:,11),measP8(:,12),measP8(:,13),'Varia
bleNames',{'Probanden','DP1','DP2','DP3','DP4','DP5','DP6','DP7','DP8','DP9','DP10','DP11',
'DP12','DP13'});
MeasP8 = table([1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]','VariableNames',{'Measurements'});
DP = [1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]';

```

```

rmP8 = fitrm( tP8, 'DP1-DP13 ~ 1', 'WithinDesign', DP); %repeated measurement model
m_pP8 = mauchly(rmP8); %testet, ob Spharizität gegeben ist oder nicht
m_p_arrayP8 = table2array(m_pP8);

ranovatblP8 = ranova(rmP8);
ranovatbl_arrayP8 = table2array(ranovatblP8);

%Mauchly-Test -> Spharizität gegeben oder nicht?
if m_p_arrayP8(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP8(1,5) > 0.05;
    disp(ranovatblP8(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, kein Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP8(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP8(1,5) < 0.05;
    disp(ranovatblP8(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP8(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP8(1,6) > 0.05;
    disp(ranovatblP8(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, kein Haupteffekt')
else m_p_arrayP8(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP8(1,6) < 0.05;
    disp(ranovatblP8(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, Haupteffekt')
end

%PostHoc-Test wenn Haupteffekt gegeben
if m_p_arrayP8(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP8(1,5) < 0.05; %pValue,Haupteffekt
    mcP8 = multcompare(rmP8,'Time');
    mc_arrayP8 = table2array(mcP8);
    Pos_signifikantP8 = find((mc_arrayP8(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
elseif m_p_arrayP8(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP8(1,6) < 0.05; %pValueGG,Haupteffekt
    mcP8 = multcompare(rmP8,'Time');
    mc_arrayP8 = table2array(mcP8);
    Pos_signifikantP8 = find((mc_arrayP8(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
end
%% ANOVA - Peak Hip IR (PHIR) -> P9
Probanden = [1:1:25]';
meas_cellP9 = Parameter.MeanParameter.PHIR;
measP9 = cell2mat(meas_cellP9);

tP9 =
table(Probanden,measP9(:,1),measP9(:,2),measP9(:,3),measP9(:,4),measP9(:,5),measP9(:,6),mea
sP9(:,7),measP9(:,8),measP9(:,9),measP9(:,10),measP9(:,11),measP9(:,12),measP9(:,13), 'Varia
bleNames',{'Probanden','DP1','DP2','DP3','DP4','DP5','DP6','DP7','DP8','DP9','DP10','DP11',
'DP12','DP13'});
MeasP9 = table([1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]','VariableNames',{'Measurements'});
DP = [1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]';

rmP9 = fitrm( tP9, 'DP1-DP13 ~ 1', 'WithinDesign', DP); %repeated measurement model
m_pP9 = mauchly(rmP9); %testet, ob Spharizität gegeben ist oder nicht
m_p_arrayP9 = table2array(m_pP9);

ranovatblP9 = ranova(rmP9);
ranovatbl_arrayP9 = table2array(ranovatblP9);

%Mauchly-Test -> Spharizität gegeben oder nicht?
if m_p_arrayP9(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP9(1,5) > 0.05;
    disp(ranovatblP9(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, kein Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP9(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP9(1,5) < 0.05;
    disp(ranovatblP9(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP9(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP9(1,6) > 0.05;
    disp(ranovatblP9(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, kein Haupteffekt')
else m_p_arrayP9(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP9(1,6) < 0.05;
    disp(ranovatblP9(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, Haupteffekt')
end

%PostHoc-Test wenn Haupteffekt gegeben
if m_p_arrayP9(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP9(1,5) < 0.05; %pValue,Haupteffekt
    mcP9 = multcompare(rmP9,'Time');
    mc_arrayP9 = table2array(mcP9);
    Pos_signifikantP9 = find((mc_arrayP9(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung

```

```

    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
elseif m_p_arrayP9(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP9(1,6) < 0.05; %pValueGG,Haupteffekt
    mcP9 = multcompare(rmP9,'Time');
    mc_arrayP9 = table2array(mcP9);
    Pos_signifikantP9 = find((mc_arrayP9(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
end
%% ANOVA - Mean Hip Abduction Moment (Final_MHABDmom) -> P10
Probanden = [1:1:25]';
meas_cellP10 = Parameter.MeanParameter.Final_MHABDmom;
measP10 = cell2mat(meas_cellP10);

tP10 =
table(Probanden,measP10(:,1),measP10(:,2),measP10(:,3),measP10(:,4),measP10(:,5),measP10(:,
6),measP10(:,7),measP10(:,8),measP10(:,9),measP10(:,10),measP10(:,11),measP10(:,12),measP10
(:,13),'VariableNames',{'Probanden','DP1','DP2','DP3','DP4','DP5','DP6','DP7','DP8','DP9','
DP10','DP11','DP12','DP13'});
MeasP10 = table([1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]','VariableNames',{'Measurements'});
DP = [1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]';

rmP10 = fitrm(tP10,'DP1-DP13 ~ 1','WithinDesign',DP); %repeated measurement model
m_pP10 = mauchly(rmP10); %testet, ob Spharizität gegeben ist oder nicht
m_p_arrayP10 = table2array(m_pP10);

ranovatblP10 = ranova(rmP10);
ranovatbl_arrayP10 = table2array(ranovatblP10);

%Mauchly-Test -> Spharizität gegeben oder nicht?
if m_p_arrayP10(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP10(1,5) > 0.05;
    disp(ranovatblP10(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, kein Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP10(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP10(1,5) < 0.05;
    disp(ranovatblP10(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP10(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP10(1,6) > 0.05;
    disp(ranovatblP10(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, kein Haupteffekt')
else m_p_arrayP10(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP10(1,6) < 0.05;
    disp(ranovatblP10(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, Haupteffekt')
end

%PostHoc-Test wenn Haupteffekt gegeben
if m_p_arrayP10(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP10(1,5) < 0.05; %pValue,Haupteffekt
    mcP10 = multcompare(rmP10,'Time');
    mc_arrayP10 = table2array(mcP10);
    Pos_signifikantP10 = find((mc_arrayP10(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
elseif m_p_arrayP10(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP10(1,6) < 0.05; %pValueGG,Haupteffekt
    mcP10 = multcompare(rmP10,'Time');
    mc_arrayP10 = table2array(mcP10);
    Pos_signifikantP10 = find((mc_arrayP10(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
end
%% ANOVA - Breaking Impulse GRF (BI) -> P11
Probanden = [1:1:25]';
meas_cellP11 = Parameter.MeanParameter.Final_BI;
measP11 = cell2mat(meas_cellP11);

tP11 =
table(Probanden,measP11(:,1),measP11(:,2),measP11(:,3),measP11(:,4),measP11(:,5),measP11(:,
6),measP11(:,7),measP11(:,8),measP11(:,9),measP11(:,10),measP11(:,11),measP11(:,12),measP11
(:,13),'VariableNames',{'Probanden','DP1','DP2','DP3','DP4','DP5','DP6','DP7','DP8','DP9','
DP10','DP11','DP12','DP13'});
MeasP11 = table([1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]','VariableNames',{'Measurements'});
DP = [1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]';

rmP11 = fitrm(tP11,'DP1-DP13 ~ 1','WithinDesign',DP); %repeated measurement model
m_pP11 = mauchly(rmP11); %testet, ob Spharizität gegeben ist oder nicht
m_p_arrayP11 = table2array(m_pP11);

ranovatblP11 = ranova(rmP11);
ranovatbl_arrayP11 = table2array(ranovatblP11);

```



```

%Mauchly-Test -> Spharizität gegeben oder nicht?
if m_p_arrayP11(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP11(1,5) > 0.05;
    disp(ranovatblP11(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, kein Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP11(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP11(1,5) < 0.05;
    disp(ranovatblP11(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP11(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP11(1,6) > 0.05;
    disp(ranovatblP11(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, kein Haupteffekt')
else m_p_arrayP11(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP11(1,6) < 0.05;
    disp(ranovatblP11(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, Haupteffekt')
end
%kein PostHoc-Test, da kein Haupteffekt gegeben
%% ANOVA - VALR (Final_VALR) -> P12
Probanden = [1:1:25]';
meas_cellP12 = Parameter.MeanParameter.Final_VALR;
measP12 = cell2mat(meas_cellP12);

tP12 =
table(Probanden,measP12(:,1),measP12(:,2),measP12(:,3),measP12(:,4),measP12(:,5),measP12(:,
6),measP12(:,7),measP12(:,8),measP12(:,9),measP12(:,10),measP12(:,11),measP12(:,12),measP12
(:,13),'VariableNames',{'Probanden','DP1','DP2','DP3','DP4','DP5','DP6','DP7','DP8','DP9','
DP10','DP11','DP12','DP13'});
MeasP12 = table([1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]','VariableNames',{'Measurements'});
DP = [1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]';

rmP12 = fitrm(tP12, 'DP1-DP13 ~ 1', 'WithinDesign', DP); %repeated measurement model
m_pP12 = mauchly(rmP12); %testet, ob Spharizität gegeben ist oder nicht
m_p_arrayP12 = table2array(m_pP12);

ranovatblP12 = ranova(rmP12);
ranovatbl_arrayP12 = table2array(ranovatblP12);

%Mauchly-Test -> Spharizität gegeben oder nicht?
if m_p_arrayP12(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP12(1,5) > 0.05;
    disp(ranovatblP12(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, kein Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP12(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP12(1,5) < 0.05;
    disp(ranovatblP12(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP12(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP12(1,6) > 0.05;
    disp(ranovatblP12(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, kein Haupteffekt')
else m_p_arrayP12(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP12(1,6) < 0.05;
    disp(ranovatblP12(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, Haupteffekt')
end

%PostHoc-Test wenn Haupteffekt gegeben
if m_p_arrayP12(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP12(1,5) < 0.05; %pValue,Haupteffekt
    mcP12 = multcompare(rmP12, 'Time');
    mc_arrayP12 = table2array(mcP12);
    Pos_signifikantP12 = find((mc_arrayP12(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
elseif m_p_arrayP12(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP12(1,6) < 0.05; %pValueGG,Haupteffekt
    mcP12 = multcompare(rmP12, 'Time');
    mc_arrayP12 = table2array(mcP12);
    Pos_signifikantP12 = find((mc_arrayP12(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
end
%% ANOVA - VIILR (Final_VILR) -> P13
Probanden = [1:1:25]';
meas_cellP13 = Parameter.MeanParameter.Final_VILR;
measP13 = cell2mat(meas_cellP13);

tP13 =
table(Probanden,measP13(:,1),measP13(:,2),measP13(:,3),measP13(:,4),measP13(:,5),measP13(:,
6),measP13(:,7),measP13(:,8),measP13(:,9),measP13(:,10),measP13(:,11),measP13(:,12),measP13
(:,13),'VariableNames',{'Probanden','DP1','DP2','DP3','DP4','DP5','DP6','DP7','DP8','DP9','
DP10','DP11','DP12','DP13'});
MeasP13 = table([1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]','VariableNames',{'Measurements'});
DP = [1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13]';

```

```

rmP13 = fitrm( tP13, 'DP1-DP13 ~ 1', 'WithinDesign', DP); %repeated measurement model
m_pP13 = mauchly(rmP13); %testet, ob Spharizität gegeben ist oder nicht
m_p_arrayP13 = table2array(m_pP13);

ranovatblP13 = ranova(rmP13);
ranovatbl_arrayP13 = table2array(ranovatblP13);

%Mauchly-Test -> Spharizität gegeben oder nicht?
if m_p_arrayP13(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP13(1,5) > 0.05;
    disp(ranovatblP13(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, kein Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP13(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP13(1,5) < 0.05;
    disp(ranovatblP13(1,5)); %pValue ohne Korrektur
    disp('pValue, Haupteffekt')
elseif m_p_arrayP13(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP13(1,6) > 0.05;
    disp(ranovatblP13(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, kein Haupteffekt')
else m_p_arrayP13(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP13(1,6) < 0.05;
    disp(ranovatblP13(1,6)) %pValueGG
    disp('pValueGG, Haupteffekt')
end

%PostHoc-Test wenn Haupteffekt gegeben
if m_p_arrayP13(1,4) < 0.05 & ranovatbl_arrayP13(1,5) < 0.05; %pValue,Haupteffekt
    mcP13 = multcompare(rmP13,'Time');
    mc_arrayP13 = table2array(mcP13);
    Pos_signifikantP13 = find((mc_arrayP13(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
elseif m_p_arrayP13(1,4) > 0.05 & ranovatbl_arrayP13(1,6) < 0.05; %pValueGG,Haupteffekt
    mcP13 = multcompare(rmP13,'Time');
    mc_arrayP13 = table2array(mcP13);
    Pos_signifikantP13 = find((mc_arrayP13(1:12,5))<0.05,1,'first'); %Position der
signifikanten Bedingung
    %falls Position = [], dann spezifisch anschauen wie die Entwicklung ist
end

%% Alle Varianzen und SD
Varianz.AlleParameter(1,:) = [Varianz.AINVTD_km(1,:)];
Varianz.AlleParameter(2,:) = [Varianz.PAEV_km(1,:)];
Varianz.AlleParameter(3,:) = [Varianz.AEVRng_km(1,:)];
Varianz.AlleParameter(4,:) = [Varianz.EVt_in_percents_km(1,:)];
Varianz.AlleParameter(5,:) = [Varianz.PKADD_km(1,:)];
Varianz.AlleParameter(6,:) = [Varianz.PKIR_km(1,:)];
Varianz.AlleParameter(7,:) = [Varianz.KABDI_km(1,:)];
Varianz.AlleParameter(8,:) = [Varianz.PHADD_km(1,:)];
Varianz.AlleParameter(9,:) = [Varianz.PHIR_km(1,:)];
Varianz.AlleParameter(10,:) = [Varianz.Final_MHABDmom_km(1,:)];
Varianz.AlleParameter(11,:) = [Varianz.BI_km(1,:)];
Varianz.AlleParameter(12,:) = [Varianz.Final_VALR_km(1,:)];
Varianz.AlleParameter(13,:) = [Varianz.Final_VILR_km(1,:)];

Varianz.AlleParameter_s(1,:) = [Varianz.AINVTD_km_s(1,:)];
Varianz.AlleParameter_s(2,:) = [Varianz.PAEV_km_s(1,:)];
Varianz.AlleParameter_s(3,:) = [Varianz.AEVRng_km_s(1,:)];
Varianz.AlleParameter_s(4,:) = [Varianz.EVt_in_percents_km_s(1,:)];
Varianz.AlleParameter_s(5,:) = [Varianz.PKADD_km_s(1,:)];
Varianz.AlleParameter_s(6,:) = [Varianz.PKIR_km_s(1,:)];
Varianz.AlleParameter_s(7,:) = [Varianz.KABDI_km_s(1,:)];
Varianz.AlleParameter_s(8,:) = [Varianz.PHADD_km_s(1,:)];
Varianz.AlleParameter_s(9,:) = [Varianz.PHIR_km_s(1,:)];
Varianz.AlleParameter_s(10,:) = [Varianz.Final_MHABDmom_km_s(1,:)];
Varianz.AlleParameter_s(11,:) = [Varianz.BI_km_s(1,:)];
Varianz.AlleParameter_s(12,:) = [Varianz.Final_VALR_km_s(1,:)];
Varianz.AlleParameter_s(13,:) = [Varianz.Final_VILR_km_s(1,:)];

```