

Universität Leipzig
Sportwissenschaftliche Fakultät
Interventionen und Evaluationen begründen, planen, durchführen
und Effekte prüfen – Modul 08-005-0008

Hausarbeit zur Modulabschlussprüfung

DOZENTIN: PROF. DR. MAREN WITT

**Messplatzeinrichtung in der Disziplin Lauf: Bestimmung des
Pronationswinkels bei unterschiedlichen Laufbedingungen**

vorgelegt von:

MARTIN NEUMANN

geboren am 13. August 1988 in Berlin

Tag der Einreichung: 30. Oktober 2015

Matrikelnummer: 3712395

Kontakt: mm.neumann@gmx.de

Inhaltsverzeichnis

Messplatzeinrichtung in der Disziplin Lauf: Bestimmung des Pronationswinkels bei unterschiedlichen Laufbedingungen.....	I
Inhaltsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	II
Tabellenverzeichnis	III
1 Einleitung	1
2 Theorie	1
2.1 Die Pronation in der Laufwelt	1
2.2 Bestimmung des Pronationswinkels.....	4
2.3 Fußaufsatz beim Laufen.....	5
2.4 Forschungsfrage und Hypothesen	6
3 Methodik.....	7
3.1 Forschungsdesign	7
3.2 Probanden	7
3.3 Messplatzaufbau	7
3.4 Untersuchungsablauf	8
3.4 Auswertung	9
3.5 Methodenkritik	11
4 Ergebnisse	13
5 Diskussion und Ausblick	16
Literaturverzeichnis	
Anhang.....	

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1. Methodik der Pronationsbestimmung und zeitlicher Verlauf des Achillessehnenwinkels, Nigg & Segesser, 1986, S. 766	4
Abb. 2. Fehlerbalkendiagramm, Pronationswinkel des initialen Fußaufsatzes und der Stützphase in den Bedingungen.....	14

Tabellenverzeichnis

Tab. 1. Verwendete Schuhe	6
Tab. 2. Untersuchungsablauf Labor, VB = Vorbereitung, BW = Bedingungswechsel	9
Tab. 3. Ausgewertete Winkel und Kodierung, P = Pronation	10
Tab. 4. Biometrische Daten auswertbarer Teilnehmer, Mittelwerte und Standardabweichung.....	13
Tab. 5. Deskriptive Statistik, aufgenommener Winkel in Grad	13
Tab. 6. Deskriptive Statistik, Winkelspannweiten aus berechneten Winkeldifferenzen in Grad	13
Tab. 7. Statistische Auswertung der aufgenommenen Parameter.....	15

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wurde auf das Hinzufügen weiblicher Endungen verzichtet. Damit ist in keinem Falle eine geschlechtsspezifische Absicht verbunden. Sofern nicht eindeutig kenntlich gemacht, schließt die männliche Form die weibliche mit ein.

1 Einleitung

Das Laufen erweckte innerhalb der Evolution immer wieder neues Interesse und Aufsehen. Beginnend von den ersten Schritten die jemals durchgeführt wurden, die wohl mit großen Augen als unnormal oder doch mit Bewunderung begutachtet wurden, weiterführend über die Marathonlegende bis hin zur heutigen Entwicklung von Ultramarathonläufen oder zum schnellsten Mann der Erde, Usain Bolt. So gesehen ist das Laufen die älteste Sportart der Welt. Und obgleich ihres Alters und ihrem unbändigen Interesse scheint die Laufwelt aus der wissenschaftlichen Sicht noch lange nicht erschlossen und vervollständigt. Trotz der sich nicht ändernden Gegebenheiten der körperlichen Struktur in den letzten Jahrhunderten weist die Laufforschung ein kontrovers diskutiertes Feld auf. Ein Teil dieses widersprüchlichen Feldes spiegelt die Pronation wieder. Sie wird als natürliche Dämpfungseigenschaft bezeichnet und findet in jedem Schritt statt. Die erste Assoziation, die mit ihr in Verbindung gebracht wird, ist die Verletzung. Um dem entgegenzuwirken, entwickelte sich eine entsprechende Schuhprägung mit der die Pronation verringert werden sollte. Seit mehreren Jahrzehnten sind Pronationsschuhe im Handel erhältlich. Doch erfüllen sie das, was sie versprechen? Von der Seite des Endproduktes ist diese Fragestellung in der Literatur bisher nicht betrachtet worden und wird in dieser Arbeit thematisiert. Im Folgenden beschäftigen sich die ersten Abschnitte mit der aktuellen Sichtweise der Pronation und ihrer methodischen Bestimmung. Anschließend wird die Fragestellung und die Untersuchungsabsicht verdeutlicht. Der methodische Teil gibt detaillierte Auskunft über das gesamte Vorgehen der Studie. Ebenso wird der Messplatz vorgestellt und die Handhabung und Schwierigkeiten erläutert. Abschließend werden die Ergebnisse dargestellt und ein Schluss auf die Forschung vollzogen.

2 Theorie

In Anbetracht der vielseitigen Forschungslage stellt der Theorieteil zum Thema Pronation nur einen kleinen Ausblick dar. Weiterführend werden theoretische Inhalte erläutert, die für die Untersuchung von Bedeutung sind. Schließend erfolgt die Darstellung der Forschungsfrage und der Hypothesen.

2.1 Die Pronation in der Laufwelt

Grau, Baur & Horstmann beschreiben die Pronationsbewegung des Fußes aus der biomechanischen Sicht als Abduktion und Dorsalflexion des Fußes und der Eversion des Kalkaneus (2003, S. 18). Appell & Stang-Voss differenzieren diese Bewegungen innerhalb der Sprunggelenke. So findet die Abduktion und Dorsalflexion im oberen Sprunggelenk und die Eversion ausschließlich im unteren Sprunggelenk statt (2008, S. 92 f.). Demnach ist das typische Charakteristikum der Pronation lediglich dem unteren Fußgelenk zuzuschreiben. Edington, Frederick & Cavanagh verweisen

ebenfalls darauf, dass die Abduktion und Dorsalflexion in der Beschreibung der Pronation als kritisch zu bewerten sind. Daraus schlussfolgert sich, dass eine Bestimmung der Pronation sich eigentlich auf das untere Sprunggelenk beziehen sollte. Da sich dies von der methodischen Umsetzung als schwierig gestaltet, findet eine Bestimmung der Bewegung des Kalkaneus zum Unterschenkel statt, mit dem Wissen der Limitation dieser Beschreibung (1990, S. 140 ff.).

Historisch gewachsen ist das Argument, dass eine starke Pronation zu Verletzungserscheinungen führt. Bevor diese Aussage weiter erläutert und bewertet wird, werden folgend die Beeinflussungsfaktoren der Pronation beschrieben.

Brauner untersuchte die Rückfußbewegung beim Laufen und verweist in seinem Kapitel „*Anatomische und bewegungswissenschaftliche Grundlagen*“ seiner Dissertation auf ein Zitat, welches beschreibt, dass der Fuß 26 Knochen, 42 beeinflussende Muskeln und eine kaum vorstellbare Anzahl an Bändern aufweist (2010, S. 7, 8). Diese Tatsache verweist allein auf die Komplexität des Fußes und seiner Funktionen. Brauner zeigt weiterhin auf, dass der Fuß nicht als rigides Segment zu betrachten ist (2010, S. 26).

Übersichtshalber findet man in der Literatur verschiedene Gruppierungen der Beeinflussungsfaktoren. So werden zum Beispiel die biomechanischen Faktoren, wie die Untergrundbeschaffenheit oder die Laufgeschwindigkeit, überprüft. Weiter wurde das Schuhwerk in seiner Komplexität untersucht, z.B. in Form der Fersenhöhe, Zwischensohlenhärte, Fußachse im Schuh oder der Fersenkappe. Die anatomische Grundlage des Fußes wurde ebenfalls betrachtet. Dazu zählen u.a. die Fußform, die Höhe des Längsgewölbes oder die segmentale Kopplung in der Bewegung. Weitere biologische Faktoren wie Alter, Geschlecht oder Achsstellung der gesamten unteren Extremität sind Einflussfaktoren auf die Pronation. Eine andere Komponente stellt die äußere Belastung in Form der Ermüdung speziell bei längeren Belastungen dar. Zuletzt darf die Individualität nicht vernachlässigt werden (Grau et al., 2003, S. 19 ff. ; Brauner, 2010, S. 7 ff.). Die benannten Faktoren dienen hier als Übersicht und stellen nur einen Teil der Beeinflussungsfaktoren dar. Dennoch weist die Auswahl auf einen hohen Grad an Komplexität hin, da alle Faktoren ineinander greifen und auch miteinander interagieren. Des Weiteren ist es umso erstaunlicher, dass trotz ca. eines halben Jahrhunderts an Laufforschung nur für wenige Parameter ein gesichertes Wissen gilt und viele kontrovers diskutiert werden oder noch gar nicht erforscht sind (Brauner, 2010, S. 76 ff.). Im Folgenden werden vereinzelt Parameter vorgestellt, um die Sichtweise zu verdeutlichen. So beschreibt Brauner, dass die Wissenschaft bisher keine Untersuchungen hervorbrachte, inwiefern sich die Pronation in Bezug zur Fußgröße verhält. Ebenfalls findet man keine Untersuchungen in der Abhängigkeit zum Altersverlauf. So werden für die Vergleichbarkeit die meisten Studien mit Probanden des Alters von 20-40 Jahren durchgeführt. Andererseits wird aber auf einen stärkeren Lauftrend bis ins hohe Alter verwiesen, welcher andere Belastungsvoraussetzungen mit sich führt. Hier bietet die Forschung noch großes Potenzial (2010, S. 26, 28). Weiter wird der Einfluss der Beinachse, varus oder valgus,

als unzureichend beschrieben (Brauner, 2010, S. 23). Hingegen gilt in der Schuhbeschaffenheit lediglich die Varusform als gesichertes Merkmal, dessen Form eine Verminderung der Pronation zugesprochen wird. Zu allen weiteren Schuhfaktoren wie Härte der Zwischensohlen, Fersenhöhe, Fersenkappe und weitere weist die Forschung ein kontroverses Bild auf (Grau et al. 2003, S. 19 ff. ; Brauner, 2010, S. 57 ff.). Es gilt die Annahme, dass eine erhöhte Laufgeschwindigkeit eine verstärkte Pronation provoziert. Brauner diskutierte diesen Fakt mit einem uneindeutigen Ergebnis und führte diesbezüglich eine eigene Untersuchung durch. Dabei konnte herausgefunden werden, dass sich mit der Geschwindigkeit nicht die maximale Pronation verändert, sondern ihre Spannweite und ihre Geschwindigkeit. Erstgenanntes ist abhängig von einer verstärkten Inversionsbewegung des Kalkaneus beim Fußaufsatz, welche bei zunehmender Geschwindigkeit steigt. Es ergibt sich ein kleinerer Pronationswinkel beim Aufsatz (2010, S. 39 ff.). Abschließend wird die Belastungsdauer betrachtet. Aus dem logischen Verständnis resultiert die Annahme, dass die Pronation in ihrer maximalen Ausprägung, in ihrer Spannweite und in ihrer Geschwindigkeit mit steigender Müdigkeit zunimmt. Auch hier verweist Brauner auf Studien, die dafür und auch dagegen sprechen. Eine eigene Fallstudie von ihm zeigte, dass die Pronationsgeschwindigkeit sogar im zeitlichen Verlauf von einer Stunde Belastungsdauer leicht abnimmt (Brauner, 2010). Weiter zeigt eine Untersuchung bei einer Marathonveranstaltung, dass sich der Fußaufsatz von Vorfuß- und Mittelfußläufern mit andauernder Belastung zur Ferse hin verändert (Larson, Higgins, Kaminski, Decker, Preble, Lyons, McIntyre & Normile, 2011). Nach Hasegawa, Yamauchi & Kremer kann dies vom realisierten Tempo abhängen, sofern es ein Läufer nicht schafft, seine Geschwindigkeit über die Distanz konstant zu halten. Sie fanden in einer Halbmarathonveranstaltung heraus, dass der prozentuale Anteil von Mittelfußläufern in den vorderen Gruppen größer ist (2007). Es ist zu schlussfolgern, dass das Tempo und die Dauer Auswirkung auf die Fußaufsatzform haben, welche wiederum die Pronation beeinflusst. Die Aussagen verweisen darauf, dass das Feld der Ermüdung noch weit von der Praxis entfernt und unerforscht ist.

Betrachtet man die Fülle der beeinflussenden Faktoren und die zum Teil sehr geringe oder unangetastete Forschungslage auf bestimmte Faktoren, so ist der einfache kausale Schluss „Überpronation führt zu Verletzungen“ kaum zu halten. Als Ursache für dieses Argument kann das unphysiologische Bild einer starken Überpronation angesehen werden, welches beim Beobachter das subjektive Empfinden hervorruft, dass dies nicht gesund sein kann. In einer aktuellen Studie von Nigg, Baltich, Hoerzer & Enders wird dargestellt, dass es keinen validen Beweis für den Zusammenhang von Pronation und Verletzungen gibt (2015, S. 3). Dem belegend ist das Review von Richards, Magin & Callister zu benennen. Sie verweisen darauf, dass es keinen validen und epidemiologischen Befund dafür gibt, dass ein Schuh mit Pronations- und Fersenstütze Verletzungen vermeidet. Bislang wurden keine klinisch kontrollierten Studien durchgeführt (2009). Verletzungen entstehen wahrscheinlich aus einem multifaktoriellen Ansatz. Dennoch verweisen Reviews der letzten 20 Jahre einvernehmlich darauf, dass das Trainingsregime Verletzungsauslöser Nummer eins ist

(Macera, 1992 ; James & Jones, 1990, S. 266 f. ; Gent, Siem, Middelkopp, Os, Bierma-Zeinstra & Koes, 2007).

2.2 Bestimmung des Pronationswinkels

Die Methodik von Nigg ist in der Literatur die gängigste Anwendung zur Bestimmung der Pronationsbewegung. Hierbei werden von posterior vier Markierungen gesetzt. Zwei werden im rechten Winkel zum Boden an die proximale und distale Fersenkappe des unbelasteten Schuhs aufgetragen, Abb. 1. C und D. Über der Fersenkappe werden am Unterschenkel zwei Punkte im Verlauf der Achillessehne gesetzt, Abb. 1. A und B. Der Proband steht dabei im bipedalen Stand (Nigg & Segesser, 1986, S. 766). Entsprechend weiteren Methodikbeschreibungen wurde Punkt A in dieser Arbeit weiter differenziert. Dieser befindet sich 15cm über Punkt B. Für den Verlauf wurde die Insertion der Achillessehne zwischen den Köpfen des M. gastrocnemius palpiert (Grau et al., 2003, S. 18 ; Edington et al., 1990, S. 146). Aus den Markierungen können zwei Winkel zur medialen Seite abgeleitet werden, welche die Pronationsbewegung darstellen. Der Winkel β ergibt sich aus den beiden resultierenden Strecken AB und CD und wird Achillessehnenwinkel genannt. Der Winkel α entsteht zwischen der Strecke CD und dem Boden und wird als Fersenbeinwinkel bezeichnet, Abb. 1.. In der Literatur wird der Achillessehnenwinkel in der Regel als Pronation beschrieben (Nigg & Segesser, 1986, S. 766). Demnach wird der Winkel β in dieser Arbeit als Pronationswinkel definiert. Der Fersenbeinwinkel wurde in dieser Forschung nicht bestimmt.

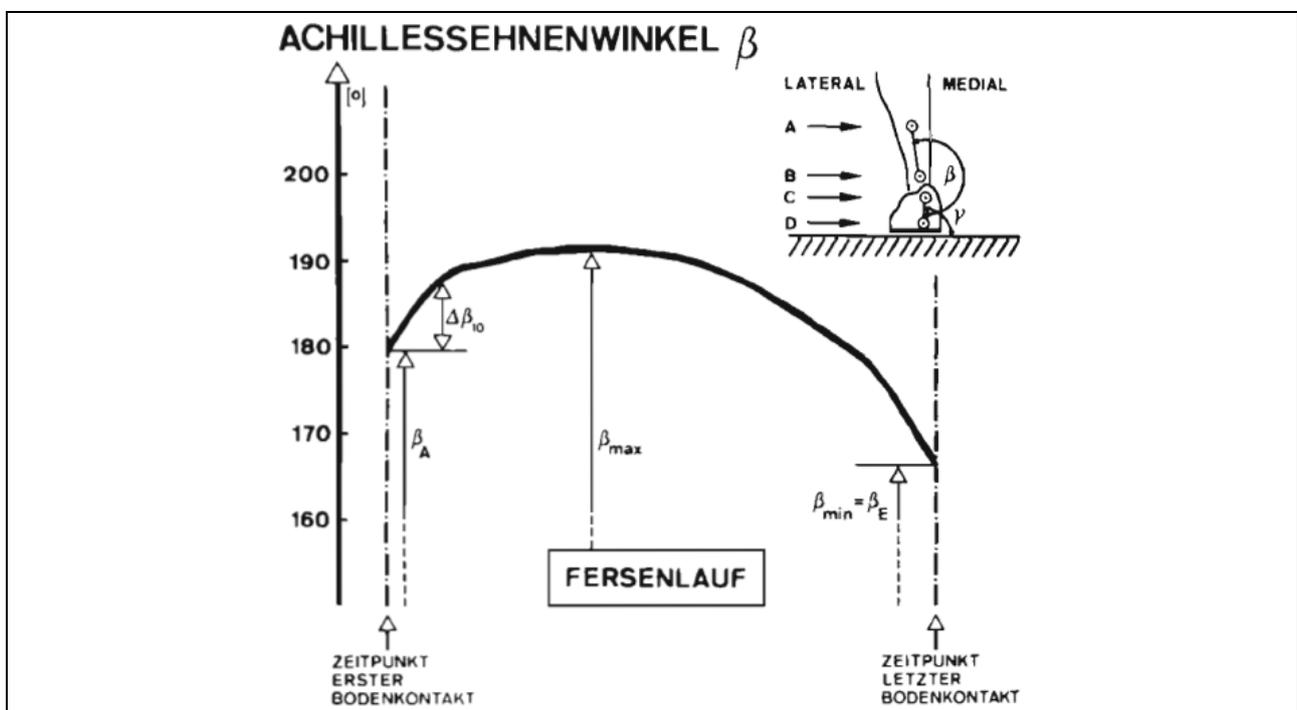


Abb. 1. Methodik der Pronationsbestimmung und zeitlicher Verlauf des Achillessehnenwinkels, Nigg & Segesser, 1986, S. 766

Edington et al. verweisen auf zwei Auswertungsmöglichkeiten. In der einen werden die Winkel in einem Standbild erstellt und diese Ausprägung auf 0° gesetzt. Die Abweichung in der Bewegung ergibt den Winkelwert. In der zweiten Methodik werden die Absolutwerte bestimmt. Die zweite Variante wird empfohlen, da in der ersten Methode ein weiterer Messschritt hinzukommt, der einen Fehler erzeugen kann (1990, S. 146). Entsprechend wurden in der vorliegenden Arbeit die absoluten Werte verwendet. Weiter wird für die Auswertung beschrieben, dass die Absolutwerte stark von den Markierungen abhängen, hingegen die Verläufe repräsentativer sind. Demnach sollte in der Auswertung den Winkeländerungen eine größere Bedeutung zugesprochen werden (Nigg & Segesser, 1986, S. 766).

2.3 Fußaufsatz beim Laufen

Allgemein kann ein Läufer entsprechend seines Fußaufsatzes beim Laufen in eine von drei Kategorien eingruppiert werden: Fersenhäufer, Mittelfußläufer oder Vorfußläufer. Dabei ist der Punkt des Fußes ausschlaggebend, welcher den initialen Kontakt auslöst. Zur genauen Bestimmung wird in der Literatur als „Goldstandard“ der Strike Index angegeben. Hierzu wird der Fuß in seiner Länge in drei gleich große Bereiche unterteilt. Den Bereichen wird von hinten nach vorne die Ferse, den Mittelfuß und den Vorfuß zugeordnet. Ein Proband läuft über eine Kraftmessplatte. Je nachdem in welchem Abschnitt die Kraftspitze des initialen Kontaktes landet, wird die Charakterisierung zugewiesen (Cavanagh & Laforune, 1980, S. 399 ff. ; Allison & Davis, 2011, S. 298 f.). Da nicht immer eine Kraftmessplatte vorhanden ist, betrachteten Allison & Davis eine kinematische Bestimmung eines Fußaufsatzwinkels und korrelierten ihre Ergebnisse mit dem Strike Index. In ihrer Methodik nutzten sie die markierte Strecke zwischen dem distalen Kalkaneus und den von oben mittleren Punkt der Zehengrundglieder und eine gerade horizontale Achse der Auswertungssoftware beim Fußaufsatz. Der sich ergebende Winkel wird mit dem Winkel aus den gleichen Strecken im Stand subtrahiert und es ergibt sich der Fußaufsatzwinkel. Die Untersuchungen wurden in allen drei Laufarten mit Schuhen und Barfuß durchgeführt. Als Ergebnis konnte folgende Winkel als Eingruppierung festgehalten werden: Fersenhäufer $> 8^\circ$, Mittelfußläufer $-1,6 - 8^\circ$, Vorfußläufer $< -1,6^\circ$. Die Korrelationen vielen gut aus ($>0,8$). Abschließend wurde ein prozentualer Vergleich zwischen der kinematischen Fußaufsatzbestimmung und der rein visuellen Bestimmung zum Strike Index durchgeführt. Beide erzielten nahezu gleiche Werte um 80%. Ein Vergleich zwischen der Fußaufsatzbestimmung und der visuellen Bestimmung ergab 75% Übereinstimmung zugunsten der kinematischen Methode. Bei allen Vergleichen wiesen der Fersenkontakt und der Vorfußkontakt bessere Übereinstimmungen auf (2011, S. 298 ff.). Wenn der Strike Index als „Goldstandard“ angenommen wird, kann festgehalten werden, dass eine visuelle Einschätzung oder eine kinetische Bestimmung zu ca. 80% richtig erfolgt.

2.4 Forschungsfrage und Hypothesen

Wie aus dem vorherigen Abschnitten ersichtlich wird, ist die Pronation ein weit diskutiertes Thema. Unabhängig welche Wirkung eine Pronation besitzt, wird in der vorliegenden Arbeit das Schuhwerk genauer betrachtet. Hierbei geht es jedoch nicht um die Bewertung von Einzelheiten, wie Fersenhöhe oder Sohlenstärke, sondern lediglich um das Gesamtkonzept des Schuhs. Resultiert eine geringere Pronation durch das Tragen eines Pronationsschuhs? Hierbei ist es nicht von Bedeutung, wie der Schuh dies bewerkstelligt, sondern lediglich, ob er es bewerkstelligt. Trotz umfangreicher Recherche wurde diesbezüglich vom Endprodukt her keine adäquate Untersuchung gefunden. Hinzu dient die Arbeit einem längsschnittlichen Vergleich. Nigg & Segesser vollzogen 1986 eine ähnliche Untersuchung.

Die vorliegende Studie beschäftigt sich mit der Frage, welchen Effekt verschiedene Laufbedingungen auf die individuelle Pronation von Läufern haben? Um diese Frage zu beantworten, wurde der Pronationswinkel unter drei verschiedenen Bedingungen bei individuellem Lauftempo bestimmt und verglichen. Die Bedingungen sind durch das Laufen in einem Neutralschuh, in einem Pronationsschuh und Barfuß charakterisiert. Die Auswahl der Schuhe entspricht dem aktuell typischen Marktangebot. Die Bedingung Barfuß resultiert aus dem längsschnittlichen Vergleich. Hier wurde das Ergebnis erzielt, dass die Barfußbedingung eine geringere Pronation aufwies und die Pronation somit stark an das Schuhwerk gebunden ist (Nigg & Segesser, 1986, S. 770). Entsprechend der Ergebnisse von Nigg & Segesser werden folgende Hypothesen formuliert.

Hypothese 1: Die Bedingung Pronationsschuh weist einen geringeren maximalen Pronationswinkel und eine geringere Pronationsspannweite als die Bedingung Neutralschuh auf.

Hypothese 2: Die Bedingung Barfuß weist einen geringeren maximalen Pronationswinkel und eine geringere Pronationsspannweite als die Bedingung Neutralschuh und Pronationsschuh auf.

Für die Untersuchung stellte die Firma Mizuno entsprechende Schuhmodelle bereit, die in Tab. 1. aufgelistet sind. Für die in diesem Bericht ausgewerteten Probanden wurde bei zwei Teilnehmern in der Neutralschuhbedingung, aus dem Grund einer unzureichenden Passform, das eigene Schuhwerk verwendet. Alle anderen Aufnahmen erfolgten mit den Schuhen von Mizuno.

Tab. 1. Verwendete Schuhe

Neutralschuh	Pronationsschuh
Modell	Modell
Wave Ultima 7	Wave Alchemy 12
Wave Enigma 4	Wave Inspire 10
Wave Rider 17	Wave Inspire 11

3 Methodik

3.1 Forschungsdesign

Bei der vorliegenden Arbeit werden quantitative Daten erhoben. Demnach ist sie der empirischen Forschung zuzuordnen. Bei der Untersuchung handelt es sich um ein vorexperimentelles Design, da die Wirksamkeit des Treatments, unterschiedliche Laufbedingungen, nicht überprüft wird, sondern lediglich die Veränderungen erfasst werden. Dem einhergehend existierte keine Kontrollgruppe und kein klassisches Pre-Post-Testdesign (Stier, 1999, S. 217 ff.). Folglich ist die Untersuchung im klassischen Sinne weder einer Interventionsforschung noch einer Evaluationsforschung zuzuordnen (Krug, 2015, S. 6 f.).

3.2 Probanden

Als Probanden wurden Hobbyläufer mittleren Alters von 20-40 Jahren herangezogen. Die Auswahl erfolgte zufällig und unabhängig vom Geschlecht. Demnach wurde die Gruppierung des Lauftyps erst im Nachhinein bestimmt. Die Teilnehmer sollten in der Woche mindestens zweimal Laufen gehen und einen durchschnittlichen Gesamtumfang von 15 Kilometern die Woche erreichen. Hierbei war es von Bedeutung, dass sich das Training ausschließlich auf das Laufen ausrichtete und nicht durch eine andere Sportart, z.B. Fußball, abgedeckt wurde. Die Kriterien sind darin begründet, eine typische Hobbyläufergruppe abzubilden, welche sich mit anderen Studien gleichen, damit ein Vergleich stattfinden kann (Brauner, 2010, S. 29). Des Weiteren ist durch den gegebenen Umfang eine entsprechende Adaptation der Muskulatur gewährleistet. Somit ist die Verletzungsanfälligkeit bei der Belastung der Studie minimiert und eine Verzerrung der Ergebnisse durch Erschöpfung ist als gering zu erachten. Insgesamt haben 25 Personen an der Untersuchung teilgenommen. Die Probanden wurden vor Untersuchungsbeginn über die Abläufe und Absichten informiert und unterzeichneten eine Einverständniserklärung.

3.3 Messplatzaufbau

Für die Laufbewegung stand das Laufband h/p/cosmos quasar med 4.0 zur Verfügung. Für die Videoaufnahmen wurde vom Laufband in Laufrichtung von hinten und von der linken Seite jeweils eine Kamera von Photon Fokus mit einem Objektiv von Plentax TV Zoom LENS aufgestellt. Die seitliche Betrachtung wurde so eingestellt, dass ein Läufer in seiner Gesamtprojektion zu erfassen ist. Die hintere Kamera wurde in Höhe der Unterschenkelbewegung positioniert, um den Ansichtswinkel für eine spätere Bestimmung des Pronationswinkels optimal zu gestalten und demnach den Fehler so klein wie möglich zu halten. Somit konnte eine Aufnahme der Laufbewegung von der dorsalen und lateral linken Seite des Probanden durchgeführt werden. Für eine bessere Sichtbarkeit der Videodaten wurden neben den Kameras zwei Scheinwerfer aufgebaut, die zur Aufnahme eingeschaltet wurden. Die Kameras waren mit einem PC verbunden und über die Software Templo 8.1.346, 2015, gekop-

pelt. Mittels dieser Software konnten die Kameraeinstellungen, Ablaufschemata, Aufnahmen und Auswertungen durchgeführt werden. Weiter ermöglichte die Software eine simultane Aufnahme beider Kameras. Die Aufnahmefrequenz lag bei 120 Hz, um möglichst viele Bilder je Sekunde erzeugen zu können. Somit erhöhte sich die Qualität der Auswertung.

3.4 Untersuchungsablauf

Für die individuelle Geschwindigkeitseinstellung auf dem Laufband wurde im Voraus eine Geschwindigkeitsmessung im Feld durchgeführt. Die Probanden waren aufgefordert eine standardisierte Erwärmung zu vollziehen. Diese umfasste ein lockeres Einlaufen von 5 Minuten, 3 Minuten Dehnung und 2 Minuten individuelle Übungsformen. Die Dehnungsart und -form wurde nicht vorgegeben. Gleiches trifft auf den dritten Teil der Erwärmung zu. Es wurde lediglich im letzten Teil darauf geachtet, dass die Probanden sich in irgendeiner Art und Weise aktiv betätigten. Die Auswahl der Erwärmungsinhalte und Reihenfolge richtete sich an ein klassisches Erwärmungsprogramm. Anschließend erfolgte die Geschwindigkeitsmessung auf einer 400m Bahn. Die Teilnehmer waren aufgefordert 2 Kilometer, 5 Runden, in ihrem „üblichen“ Lauftempo für ca. 10 Kilometer oder einer Stunde Laufzeit zu absolvieren. Die individuelle Zeit wurde gemessen und rückwirkend die durchschnittliche Geschwindigkeit berechnet.

Für die Laboruntersuchung sollten die Teilnehmer kurze enge Sachen tragen. Nach der Erfassung von biometrischen Parametern erfolgte die Markierung der Probanden. Diese wurden punktförmig in der Farbe schwarz durchgeführt. Die Auftragung auf der Haut wurde mit einem Kajalstift vorgenommen. Markierungen am Schuh oder der Kleidung erfolgten mittels Tape und Edding. Entsprechend der Aufnahmemöglichkeit nur von der linken lateralen Seite wurde der linke Trochanter und der linke Malleolus vom linken Bein und der linke Malleolus vom rechten Bein gekennzeichnet. Die lateralen Markierungen dienen der Bestimmung der Stützphase. Weiter wurde die dorsale Seite für die Bestimmung der Pronationswinkel markiert. Entsprechend der Theorie wurden vier Punkte aufgetragen. In der Bedingung Barfuß musste die Strecke am Kalkaneus neu markiert werden. Hierbei wurde die Insertion der Achillessehne palpiert und optisch die Mitte bestimmt und gekennzeichnet. Gleiches Vorgehen erfolgte am distalen Punkt des Kalkaneus, der noch palpierbar war.

Für die Messung wurde die Reihenfolge Neutralschuh, Pronationsschuh und Barfuß gewählt. Da der Barfußlauf die ungewohnteste Bedingung darstellt, erfolgte dieser als letztes. Um zu Beginn keinen bewussten Einflussfaktor zu wählen, kam der Neutralschuh vor dem Pronationsschuh zum Einsatz. Vor den Läufen wurde jeweils ein Standbild aufgenommen. Die Teilnehmer erhielten die Aufgabe, acht lockere Schritte im Stand durchzuführen und anschließend in ihrem persönlichen bipedalen Stand mit Armen in Vorhalte (90°) stehen zu bleiben. Dann absolvierten die Probanden mit ihrer individuell bestimmten Geschwindigkeit eine Aufwärmphase von 3 Minuten, um sich an die Bedingung zu gewöhnen. Anschließend erfolgte die Messminute, wobei eine Aufnahme von 20 Sekunden getätigt wurde. Dieses Vorgehen wiederholte sich

für jede Bedingung und ist in Tab. 2. schematisch dargestellt. Für eine mögliche retropektive Betrachtung der Leistung wurde das Laufband bezüglich dem Wirkungsgrad auf eine Steigung von 1,5% eingestellt (Stegemann, 1991, S. 64). Die berechnete Geschwindigkeit vom Feld wurde jeweils auf 0,5 oder auf eine volle Zahl auf- oder abgerundet. Der zeitliche Umfang der Labormessung betrug ca. eine Stunde. Der Gesamtumfang mit der Geschwindigkeitsmessung ca. zwei Stunden.

Tab. 2. Untersuchungsablauf Labor, VB = Vorbereitung, BW = Bedingungswechsel

	VB	Neutralschuh		BW	Pronationsschuh		BW	Barfuß	
Aktion	-	Warm UP	Mes- sung	-	Warm UP	Mes- sung	-	Warm UP	Mes- sung
Zeit [min]	10	3	1	2	3	1	2	3	1

3.4 Auswertung

Je Laufbedingung standen nun 2 Videoaufnahmen, von der dorsalen und lateralen Seite, zur Verfügung. Aus den Videodaten wurden die Pronationswinkel aus den Standphasen, Fußaufsätzen und Stützphasen bestimmt. Eine Verlaufsbestimmung der Winkel war leider nicht möglich. Daher wurde aus dem Aufsatz und der Stützphase die Winkelspannweite berechnet, was in Ansätzen dem Winkelverlauf entsprechen soll. Nach Nigg & Segesser ist der Pronationswinkel in der Stützphase am größten und verringert sich wieder in der Plantarflexion (1986, S. 766, 769). Die Bestimmung des Fußaufsatzes erfolgte mit der visuellen Methodik, da diese entsprechend der Theorie als ausreichend betrachtet wurde. Hierbei wurde mit dem ersten sichtbaren Bodenkontakt des Schuhs oder des Fußes mit dem Laufband die Aufsatzart definiert. Die Stützphase wurde über ein Lot des Trochanters bestimmt. Durchlief der jeweilige Malleolus dieses Lot wurde diese Position als Stützphase deklariert. Mit Hilfe eines integrierbaren und verschiebbaren Fadenkreuzes in der Software konnte die Position bestimmt werden. Nicht immer wurde eine genaue Übereinstimmung der beiden Punkte erreicht, da trotz der hohen Aufnahme Frequenz nicht jede Bewegung im Bild eingefangen werden konnte. Demnach wurde der Verlauf betrachtet und die dichteste Projektion der Malleolen an das Lot gewählt, welche vor aber auch hinter ihm liegen konnten. In der Phase des initialen Bodenkontaktes und der Stützphase wurden jeweils aus fünf Schritten des rechten und linken Beines die Winkel bestimmt und der Mittelwert daraus gebildet. Die Spannweite ergab sich aus den Mittelwertdifferenzen. Die benannten Auswertungsschritte und Winkelbestimmungen fanden mit der Templo-Software Version 8.1.346 2015 statt.

Für die statistische Auswertung standen somit fünf verschiedene Winkel je Seite zur Verfügung. Die folgende Tabelle gibt eine Übersicht und verdeutlicht die Kodierung, welche im weiteren Verlauf genutzt wird.

Tab. 3. Ausgewertete Winkel und Kodierung, P = Pronation

Seite	Beschreibung	Kodierung
Links	Standbild	P_li_St0
	Initialer Kontakt (Mittelwert)	P_li_iX
	Stützphase (Mittelwert)	P_li_SPX
	Differenz Standbild-Stützphase	D_St_P_li
	Differenz Initialer Kontakt-Stützphase	D_i_P_li
rechts	Standbild	P_re_St0
	Initialer Kontakt (Mittelwert)	P_re_iX
	Stützphase (Mittelwert)	P_re_SPX
	Differenz Standbild-Stützphase	D_St_P_re
	Differenz Initialer Kontakt-Stützphase	D_i_P_re

Vor der statistischen Prüfung wurden die Daten auf Normalverteilung getestet. Zur Bewertung wurde der Shapiro Wilk Test herangezogen. Danach erfolgte eine einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung. Dies ist darin begründet, dass ein Proband mehrere Bedingungen durchlief und somit mehrere Daten dieser Person aufgenommen wurden. Die Laufbedingungen spiegeln den Innersubjektfaktor wieder und verkörpern die unabhängige Variable. Ein Zwischensubjektfaktor wird in der vorliegenden Untersuchung nicht betrachtet. Die Winkel entsprechen der abhängigen Variable. Die Kontrastwahl wurde auf „einfach“ gesetzt (Gelbrich, 2015, S. 8). Nach der Betrachtung der deskriptiven Statistik wurde die Varianzhomogenität in Form der Sphärizität überprüft. Bei einem Signifikanzniveau kleiner 0,1 ist diese abzulehnen und das Epsilon vom Greenhouse-Geisser zu betrachten. Ist dieser kleiner 0,75, wird in der folgenden Bewertung eines signifikanten Unterschiedes der Innersubjekteffekte ebenfalls der Greenhouse-Geisser Wert zur Bewertung herangezogen. Weist das Epsilon einen Wert von gleich oder größer 0,75 auf, ist der Hynh Feldt Wert zur Auswertung heranzuziehen. Zur Bewertung wurde ein Signifikanzniveau von 0,05 angenommen (Universität Zürich, 2010 ; Gelbrich, 2015, S. 3 ff.). Die Werte der Innersubjekteffekte geben jedoch nur Auskunft, ob ein signifikanter Unterschied innerhalb einer Winkelart vorliegt. Zur weiteren Betrachtung zwischen den Bedingungen wurde eine Bonferroni-Korrektur durchgeführt. Hierbei ist das Signifikanzniveau zur α -Fehlerkorrektur entsprechend der Anzahl der Bedingungen anzupassen und wurde auf 0,17 festgesetzt (Universität Zürich, 2010). Entsprechend den Hypothesen wurden statistische Hypothesen gebildet und bewertet. Folgend ein mögliches Beispiel:

H0: Es resultiert kein signifikanter Unterschied im Vergleich des maximalen Pronationswinkels zwischen der Neutralschuh- und der Pronationsschuhbedingung.

H1: Es resultiert ein signifikanter Unterschied im Vergleich des maximalen Pronationswinkels zwischen der Neutralschuh- und der Pronationsschuhbedingung.

Die Datensammlung und Berechnung erfolgte mit Excel 2013. Für die statistische Auswertung wurde IBM SPSS 20 genutzt.

3.5 Methodenkritik

Unerwartet traf das Problem auf, dass Extremitäten die für die Auswertung benötigten Markierungen verdeckten. Von der dorsalen Seite verdeckte der Fuß des Schwungbeines bei manchen Probanden den Fußaufsatz des „neuen“ Standbeines. Weiterhin verdeckten bei manchen Probanden die Arme und Hände den Trochanter bei der lateralen Ansicht. Demnach kam es vor, dass in der Auswertung der gesamte Videobereich von 20 Sekunden ausgenutzt wurde, um fünf repräsentative Schritte zu finden. Hierbei ist jedoch zu hinterfragen, ob genau diese Schritte sich möglicherweise von dem eigentlichen Schrittbild unterscheiden und überhaupt eine genaue Aussage geben können. Bei wenigen Personen mussten sogar für wenige Schritte manche Punkte geschätzt werden, da sonst keine fünf Schritte erfasst werden konnten. Somit ist die Genauigkeit dieser Methodik stark vom individuellen Laufstil der Teilnehmer abhängig.

Weiterhin sollte bei einer erneuten Untersuchung darauf geachtet werden, die Schnürsenkel zu fixieren, da sie ebenfalls Punkte verdecken können. Hinzu wäre es von Vorteil, wenn die Probanden ohne Socken in den Schuhen laufen. Dann können die Markierungen auf dem Körper angebracht werden und ein verrutschen wird vermieden. Sollte sich ein Proband weigern, sind sehr enganliegende Socken zu wählen. Generell sollten so viele Markierungen wie möglich direkt auf den Körper aufgetragen werden. Sie sind im Video gut sichtbar und bleiben während der Belastung unverändert am entsprechenden Punkt. Zur besseren Sichtbarkeit sind Scheinwerfer von den Aufnahmeseiten einzuschalten.

Da der Messplatz nur eine laterale Seitenansicht ermöglichte, ist die Stützphase des rechten Beines als weniger genau zu betrachten, da hier der innere linke Malleolus des rechten Beines zum Lot des linken Trochanter zur Erreichung der Phase herangezogen wurde. Die Bestimmung der Phase besitzt einen Einfluss auf den Pronationswinkel. Mit einer Laufrichtungsumkehr oder einer weiteren Kamera ist dem entgegenzuwirken.

Die Größe der Markierungen kann diskutiert werden. Nach subjektiver Einschätzung wurden die Punkte im Durchschnitt mit einer Größe zwischen 1-2 Zentimeter Durchmesser aufgetragen. Große Punkte hatten in der Auswertung den Vorteil, sie besser zu erkennen. Hingegen musste jedoch die Mitte abgeschätzt werden, was zu einer Streuung führt. Kleine Punkte hingegen waren schwerer im Video ausfindig zu machen. Da sie jedoch so klein waren, gab es demnach keinen Spielraum um eine „Mitte“ ausfindig zu machen. Eine Markierung in Kreuzform könnte eine Alternative darstellen.

Während der händischen Auswertung am Computer kam die Frage der Reliabilität der Arbeit auf. Eine Recherche ergab, dass bei einer kinematischen Bestimmung für den Fersenbeinwinkel und den Achillessehnenwinkel eine Reliabilität von größer 0,9 gegeben ist (Nigg & Luethi, 1980, S. 313).

Da zwischen Fuß und Schuh keine feste Verbindung vorliegt, kann hinterfragt werden, ob die dorsale Schuhmarkierung der Bewegung des Kalkaneus entspricht.

Edington et al. verweisen auf eine Arbeit, in der dies mit Hilfe von transparenten Fersenkappen untersucht wurde. Es wurden systematische Abweichungen von 2-3° herausgefunden, welche die Validität der Methodik aber nicht in Frage stellte.

Weiter beschreiben die Autoren, dass es im Barfußlauf zu einem geringeren Fersenaufsatz kommt (Edington et al., 1990, S. 154 f.). Diese Aussage ist im Allgemeinen auch weit verbreitet und wurde auch in dieser Untersuchung festgestellt. Sofern die Probanden in den besohlenen Bedingungen über die Ferse aufsetzten, wurden sie als Rückfußläufer deklariert und wurden zur Auswertung herangezogen. Vereinzelt war es der Fall, dass in der Barfußbedingung sich der Fußaufsatz änderte. Demnach ist zu hinterfragen, inwieweit dieser Faktor die Auswertung beeinflusst bzw. mit welcher Genauigkeit man die Ergebnisse interpretiert.

Es kann kritisch angemerkt werden, dass verschiedene Schuhmodelle genutzt und somit weitere unbestimmte Einflussfaktoren integriert wurden. Dem ist nichts entgegenzubringen. Dennoch sollten alle Modelle ihren Eigenschaften entsprechen. Demnach ist aus der theoretischen Sicht keine Beeinflussung zu erwarten.

Der Aufwand für die individuelle Geschwindigkeitsaufnahme ist in Frage zu stellen. Bezüglich der Forderung der Laufhäufigkeit von mindestens zweimal die Woche zeigten die Probanden ein gutes Wissen über ihre eigenen Trainingsumfänge und Lauf tempi je Strecke. Die Angaben der Teilnehmer könnten herangezogen werden und wären wahrscheinlich ausreichend. Zudem sollte bei einer erneuten Geschwindigkeitsabschätzung die Laufzeit oder die Strecke genau definiert werden, z.B. das Tempo für eine Stunde Training oder die Dauer für einen 10 Kilometer Lauf.

Weiter kritisch anzumerken ist die fehlende Begrenzung der Kilometerleistung nach oben. So gab es Probanden, die im semi-professionellen Bereich agierten und bis zu 100 Kilometer die Woche absolvierten. Bei einer erneuten Untersuchung sollte dies berücksichtigt werden.

Abschließend soll kurz auf Verfahrensfehler der Technik hingewiesen werden. So kam es zum Beispiel während der Aufnahme zu Aufnahmeaussetzern in Form von schwarzen Bildern. Demnach konnten mehrere Aufnahmen nicht zur Auswertung genutzt werden. Die Aussetzer sind bereits während der Aufnahme zum Teil sichtbar. Fällt dies auf, sollte eine erneute Aufnahme durchgeführt werden. Eine genauere Erläuterung der Problematik, einem adäquaten Vorgehen und weitere Verfahrensfehler sind im Anhang A aufgelistet.

Durch die Auswahl auf Fersensläufer und den beschriebenen Problematiken konnten lediglich 11 Personen unabhängig vom Geschlecht zur Auswertung herangezogen werden. Diese Teilnehmeranzahl ist für eine statistische Prüfung als zu gering zu bewerten.

4 Ergebnisse

In Tab. 4. werden die biometrischen Parameter der 11 auswertbaren Probanden auf-
gezeigt.

Tab. 4. Biometrische Daten auswertbarer Teilnehmer, Mittelwerte und Standardabweichung

Geschlecht	Teilnehmer	m in kg	h in cm	Alter	Schuhgröße	Fußlänge in cm
Alle	11	69,1 ± 11,6	175 ± 9,1	27,6 ± 4,4	41,7 ± 3,0	25,9 ± 1,6
Männlich	6	76,0 ± 9,0	181,4 ± 6,9	27,8 ± 4,5	44,0 ± 1,8	27,1 ± 0,8
Weiblich	5	60,9 ± 9,0	167,2 ± 3,1	27,4 ± 4,9	39,0 ± 1,4	24,3 ± 0,7

Die folgende Tabelle zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen der bestimmten Pronationswinkel der linken und rechten Seite je Bedingung. Die Originaldaten der deskriptiven Statistik sind Anhang B zu entnehmen.

Tab. 5. Deskriptive Statistik, aufgenommener Winkel in Grad

Winkelart	Neutralschuh		Pronationsschuh		Barfuß	
	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung
P_li_iX	174,8	4,6	176,5	4,4	178,2	6,6
P_li_SPX	190,8	4,7	190,8	4,2	188,0	4,4
P_li_St0	182,0	3,0	182,3	2,8	185,0	5,3
P_re_iX	179,6	3,8	179,3	2,9	176,5	5,4
P_re_SPX	193,7	4,3	192,9	3,4	185,4	3,9
P_re_St0	184,2	3,0	184,7	2,8	183,5	2,6

Aus den Daten kann entnommen werden, dass unter jeder Bedingung der Winkel des initialen Kontaktes (P_iX) am geringsten ausfällt. Der Winkel in der Stützphase der Bewegung (P_SPX) ist jeweils am größten. Der Winkel in der Standphase (P_St0) ist größer als der Winkel des initialen Kontaktes, aber kleiner als der Winkel in der Stützphase. Dabei schwanken die Werte des initialen Kontaktes ca. zwischen 175° und 180°, für die Stützphase ca. um 190° und für die Standpositionen ca. von 182° bis 185°. Auffällig zwischen den Bedingungen ist ein geringerer maximaler Winkel in der Stützphase der Bewegung bei der Barfußbedingung. Allgemein kann festgehalten werden, dass die Spannweiten eher gering ausfällt. Dies verdeutlicht die Standardabweichung mit einem Höchstwert von 6,6°. Dennoch darf ihr Einfluss nicht unterschätzt werden, da bei einer Differenz des Minimalwertes vom Maximalwert es zu individuellen Abweichungen von ca. bis zu 10° kommen kann.

Tab. 6. Deskriptive Statistik, Winkelspannweiten aus berechneten Winkeldifferenzen in Grad

Winkelart	Neutralschuh		Pronationsschuh		Barfuß	
	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung
D_i_P_li	16,1	4,7	14,3	5,1	9,8	4,5
D_i_P_re	14,1	5,1	13,6	4,7	8,9	3,6
D_ST_P_li	8,8	5,8	8,5	3,2	3,0	3,4
D_ST_P_re	9,5	5,8	8,2	3,8	1,9	3,3

In Tab. 6. sind die Winkelspannweiten dargestellt. Es ist auffällig, dass die besohlenen Bedingungen höhere Werte als die Barfußbedingung aufweisen. Weiter unterscheiden sich die besohlenen Bedingungen in den Winkelarten nur marginal. Die Spannweiten der dynamischen Bewegung (D_i_P) in den Schuhbedingungen weisen höhere Mittelwerte auf, um ca. 15°, als die Spannweiten des statischen Vergleichs (D_ST_P), ca. 9°.

Zur Übersicht ist ein Fehlerbalkendiagramm mit der Pronation vom initialen Bodenkontakt und der Pronation in der Stützphase je Seite für alle Bedingungen dargestellt. Beide Winkel verdeutlichen in der Arbeit die wichtigsten Aussagen und aus ihnen wird die Spannweite bestimmt.

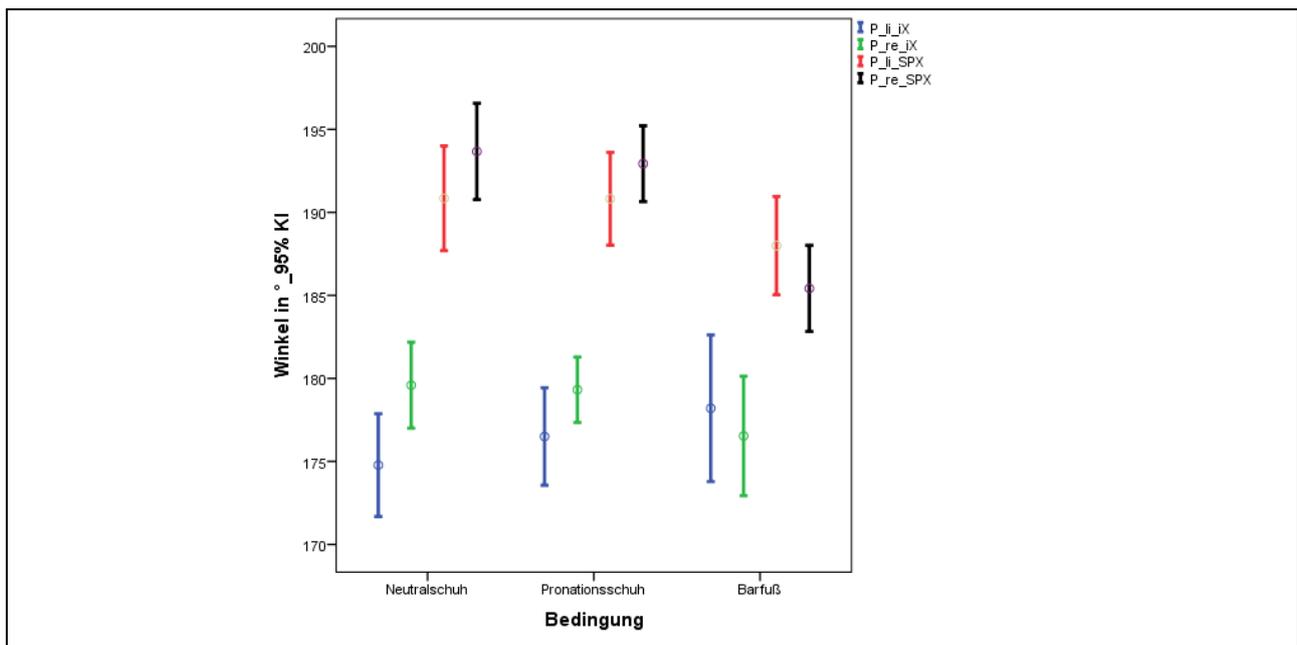


Abb. 2. Fehlerbalkendiagramm, Pronationswinkel des initialen Fußaufsatzes und der Stützphase in den Bedingungen

Die Prüfung auf Normalverteilung wies ein positives Ergebnis aus. Lediglich von 4 aus 30 Datenpfaden konnte keine Normalverteilung nachgewiesen werden, Anhang C. Somit wird für die vorliegenden Daten eine Normalverteilung angenommen, was eine Grundvoraussetzung für die Varianzanalyse darstellt (Universität Zürich, 2010). Die einfaktorielle Varianzanalyse zeigte für einige Parameter, dass ein signifikanter Unterschied besteht. Die Unterscheidung, zwischen welchen Bedingungen der Unterschied besteht und ob die signifikanten Parameter die α -Fehlerkorrektur überstanden, ergab sich aus der Bonferroni-Korrektur. Die Ergebnisse sind als Übersicht in Tab. 7. dargestellt. Die bewerteten Ausgabedaten sind den Anhängen D bis F zu entnehmen.

Tab. 7. Statistische Auswertung der aufgenommenen Parameter

Kodierung	Unterschiedsexistenz		Bonferroni-Korrektur		
	Sig.	p < 0,05	Vergleich der Bedingungen	Sig.	p < 0,017
P_li_St0	0,129	-	-	-	-
P_li_iX	0,264	-	-	-	-
P_li_SPX	0,187	-	-	-	-
P_re_St0	0,491	-	-	-	-
P_re_iX	0,017	geg.	BF – NS BF – PS NS – PS	0,340 0,142 1,000	- - -
P_re_SPX	0,000	geg.	BF – NS BF – PS NS – PS	0,001 0,000 1,000	geg. geg. -
D_St_P_li	0,000	geg.	BF – NS BF – PS NS – PS	0,001 0,000 1,000	geg. geg. -
D_i_P_li	0,000	geg.	BF – NS BF – PS NS – PS	0,001 0,002 0,134	geg. geg. -
D_St_P_re	0,000	geg.	BF – NS BF – PS NS – PS	0,001 0,000 0,549	geg. geg. -
D_i_P_re	0,000	geg.	BF – NS BF – PS NS – PS	0,002 0,003 1,000	geg. geg. -

Aus der Prüfung wird ersichtlich, dass vor allem die Ergebnisse der Spannweiten für beide Seiten signifikant ausfallen und diese auch für bestimmte Bedingungen der Bonferroni-Korrektur standhalten. Einen signifikanten Unterschied der reinen Winkel ist nur der rechten Seite zuzuschreiben, wobei jedoch nur der Winkel der Stützphase in manchen Bedingungen die α -Fehlerkorrektur übersteht. Auffällig in der vertieften Prüfung ist, dass lediglich die Schuhbedingungen zur Barfußbedingung ein signifikantes Ergebnis aufzeigen. Als bedeutendste Werte ist der Pronationswinkel in der Stützphase als maximaler Pronationswinkel (P_iX) und die Spannweite aus der Dynamik (D_i_P) zu bewerten. Nach Nigg & Segesser hat zweitgenanntes noch größere Bedeutung, da es von der Methodik weniger fehleranfällig ist (1986, S. 766). Aus den Ergebnissen ist zu schlussfolgern, dass in dieser Untersuchung kein signifikanter Unterschied zwischen der Bedingung Neutralschuh und der Bedingung Pronationsschuh erhoben werden konnte. Demnach ist Hypothese 1 zu verwerfen. Hypothese 2 kann zu teilen angenommen werden. Bezüglich der Spannweite existiert ein signifikanter Unterschied und die Hypothese kann bestätigt werden. Zu falsifizieren ist die Aussage, dass ein geringerer maximaler Pronationswinkel erreicht wird. Die deskriptive Statistik weist zwar einen geringeren maximalen Winkel aus, die schließende Statistik erbringt hierfür aber keine Signifikanz.

5 Diskussion und Ausblick

So wie die Wissenschaft kein einheitliches Bild über die Auswirkung der Pronation geben kann, scheint auch die Schuhindustrie kein probates Mittel zu haben, um diese entscheidend zu beeinflussen. In der Untersuchung konnte kein statistischer Unterschied zwischen der Bedingung Neutralschuh und Pronationsschuh ausgemacht werden. Lediglich der Theorie entsprechend zeigte die Barfußbedingung eine geringere Pronation als die besohlenen Bedingungen (Nigg & Segesser, 1986, S. 770, Edington et al., 1990, S. 155). Jedoch ist die statistische Aussagekraft aufgrund der geringen Teilnehmeranzahl mit Vorsicht zu bewerten. Die Methodik und die Arbeit am Messplatz sind als gut zu beurteilen. Es konnten Erfahrungen und Informationen gesammelt werden, die ein erneutes Vorgehen optimieren.

Nimmt man sich den Untersuchungsergebnissen an, ist zu vermuten, dass durch die Fülle der Beeinflussungsfaktoren der Pronation die Schuhindustrie dem Gegenstand noch hinterher ist, um einen Schuh zu konstruieren, der mit verschiedenen Elementen die jeweiligen Faktoren abdeckt. Aktuell scheint es so, dass diese Thematik noch zu komplex ausfällt, um einen Einfluss zu erzielen. Letztendlich steht der Kunde jedoch im Schuhgeschäft und erhofft sich eine für ihn optimale Beratung. Aus den Erfahrungen dieser Arbeit ist der Übertrag auf die Beratung sehr kritisch zu bewerten. Die Beurteilung der Pronation erfolgt von der individuellen Meinung des Verkäufers aus ohne jegliche Quantifizierung aus den Videoaufnahmen. Selbst wenn eine Quantifizierung stattfinden würde, zeigen die Ergebnisse dieser Arbeit, dass es wohl keinen Unterschied geben wird. Und abschließend ist der Einfluss der Pronation weiterhin unzureichend erklärt. Demnach gilt es meist „Wähle den Schuh, indem du dich am wohlsten fühlst“. Interessanterweise postuliert Nigg et al. in einer aktuellen Studie genau diese Betrachtungsweise. Sie behaupten, dass der „preferred movement part“ und der „comfort filter“ ausschlaggebende Parameter sind, die langfristig Verletzungen vermeiden. Erstbenanntes beschreibt das natürliche individuelle Bewegungsmuster, welches während der Laufbewegung konstant bleibt. Demnach ist der richtige Schuh der, der das individuelle Bewegungsmuster zulässt bzw. ihm nicht entgegenwirkt. Zweitbenanntes beschreibt das individuelle Gefühl in und um den Schuh und dafür nutzt jeder Kunde seinen eigenen „Kompass“ für die Beurteilung (2015). Zusammenfassend wird weitere und detailliertere Forschung für den Einfluss und die Auswirkung der Pronation von Nöten sein. Vor allem sollte die physiologische Betrachtung und die Laufspezifik des täglichen Trainings oder des Wettkampfes mehr in den Vordergrund rücken (Grau et al., 2003 ; Brauner, 2010). Trotz moderner Ideen und Trends scheint es aktuell nicht möglich zu sein, eine objektive Schuhberatung durchzuführen, und es muss vorerst weiterhin auf das subjektive Befinden zurückgegriffen werden.

Literaturverzeichnis

- Allison, A. & Davis, I. (2011). A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. *Gait & Posture*, 35 (2), 298–300.
- Appell, H.-J. & Stang-Voss, C. (2008). *Funktionelle Anatomie. Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung* (4. Auflage). Heidelberg: Springer Medizin Verlag.
- Brauner, T. (2010). *Rückfußbewegung beim Laufen. Einflussfaktoren, Messmethodik und innovative Messsysteme*. Chemnitz: Technische Universität Chemnitz.
- Cavanagh, P. & LaFortune, M. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13, 397-406.
- Edington, C. J., Frederick, E. C. & Cavanagh, P. R. (1990). Rearfoot Motion in Distance Running. In P. R. Cavanagh (Hrsg.), *Biomechanics of Distance Running* (S. 135-164). Illinois: Human Kinetics Books.
- Gelbrich, G. (2015). Varianzanalyse mit Messwiederholung. In Institut für Medizinische Informatik, Statistik und Epidemiologie (Hrsg.), *MSc Sportwissenschaft, Vorlesung Biostatistik 2015* (S. 1-31). Leipzig.
- Gent, B. van, Siem, D., Middelkopp, M. van, Os, T. van, Bierma-Zeinstra, S. & Koes, B. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: A systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 10, 1136-1170.
- Grau, S., Baur, H. & Horstmann, T. (2003). Pronation in der Sportschuhforschung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54 (1), 17-24.
- Hasegawa, H., Yamauchi, T. & Creamer, W. J. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 21 (3), 654-996.
- James, J. L. & Jones, D. C. (1990). Biomechanical Aspects of Distance Running Injuries. In P. R. Cavanagh (Hrsg.), *Biomechanics of Distance Running* (S. 249-270). Illinois: Human Kinetics Books.
- Krug, J. (2015). Empirische Forschungsmethoden. In Sportwissenschaftliche Fakultät Leipzig (Hrsg.), *Vorlesung Forschungsmethodik*, (S. 1-41). Leipzig.
- Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J., Lyons, D., McIntyre, K. & Normile, A. (2011). Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *Journal of Sports Sciences*, 29 (15), 1665-1673.
- Macera, C. A. (1992). Lower extremity injuries in runners. *Sports Medicine*, 13 (1), 50-57.
- Nigg, B. M., Baltich, J., Hoerzer, S. & Enders, H. (2015). Running shoes and running injuries: myth-busting and a proposal for two new paradigms: 'preferred movement path' and 'comfort filter'. *British Journal of Sports Medicine*, 49, 1290–1294.
- Nigg, B. M. & Segesser B. (1986). Der Laufschuh – Ein Mittel zur Prävention von Laufbeschwerden. *Zeitschrift für Orthopädie*, 114, 765-771.
- Nigg, B. & Luethi, S. (1980). Bewegungsanalysen beim Laufschuh. *Zeitschrift für Sportwissenschaft*, 3, 309-320.
- Richards, C., Magin, P. & Callister, R. (2009). Is your prescription of distance running shoes evidence-based? *British Journal of Sports Medicine*, 43, 159–162.
- Stegemann, J. (1991) *Leistungsphysiologie. Physiologische Grundlagen der Arbeit und des Sports* (4. Auflage). Stuttgart: Thieme Verlag.
- Stier, W. (1999). *Empirische Forschungsmethoden*. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag.
- Universität Zürich (2010, 2. Dezember). Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung. In J. Schwarz (Hrsg.), *Methodenberatung*. Zugriff am 24. Oktober 2015 unter <http://www.methodenberatung.uzh.ch/datenanalyse/unterschiede/zentral/evarianzmessw.html#70>

Anhang

Anhang A – Verfahrensfehler des Messplatzes

Aufnahmeaussetzer

Während der Aufnahme kam es des Öfteren zu Aufnahmeaussetzern. Dies wurde durch schwarze Bilder ersichtlich. Die Menge der Aussetzer ist während der Aufnahme nur subjektiv zu erfassen, sind aber deutlich sichtbar. Demnach sollte während der Messung stets auf die Aufnahme geachtet werden. Tritt ein Aufnahmeaussetzer auf, ist das Programm Templo zu schließen und ggf. der PC neu zu starten. Nach Rücksprache mit dem Softwarehersteller ist der Arbeitsspeicher des Computers überlastet. Dies trifft speziell auf, wenn das Programm eine längere Zeit genutzt wird. Aus dieser Untersuchung ging hervor, dass bis zu drei Probanden hintereinander, entsprechend ca. drei Stunden, keine Probleme auftraten, folgend sich die Probleme aber potenzierten. Demnach ist es bei mehreren Aufnahmen anzuraten, ca. alle zwei Stunden oder nach einer gewissen Anzahl von Probanden das Programm neu zu starten. Als Ursache wird laut Hersteller die hohe Aufnahmefrequenz von 120 Herz angegeben. Allgemein konnte bei jeder Aufnahme festgestellt werden, dass Aussetzer bereits ab ca. 17 Sekunden entstehen. Demnach garantiert nicht einmal das maximale Zeitfenster des Programms von 20 Sekunden bei einer Aufnahmefrequenz von 120 Herz eine Aufnahme ohne Fehlerbilder.

Löschvorgang

Wird in der Templosoftware ein neues Messprojekt geöffnet, erstellt sich mit ihm ein neuer Datenpfad bzw. Speicherpfad. Hat man mehrere Projekte zu einem Probanden und möchte eines löschen, sollte man sich zu 100% sicher sein, den richtigen Pfad gewählt zu haben. Es wird kein Hinweis-Fenster geöffnet und die Daten werden sofort unwiederruflich gelöscht. Eine Sicherungskopie der Aufnahmen ist somit nur über den Explorer möglich. Da die Auswahl der Pfade zum Teil im Programm uneinsichtig ist, sollte im Vorfeld eine separate Sicherung aller Videos erfolgen, bevor der Löschvorgang gestartet wird. Innerhalb des Datenpfades kann die Aufnahme verändert bzw. ersetzt werden, d.h. innerhalb des Projektschemas kann man die Aufnahme einfach wiederholen. Aber auch hier wird die im Vorfeld getätigte Aufnahme unwiederruflich gelöscht. Hingegen zum anderen Löschvorgang öffnet sich hier aber ein Hinweis-Fenster.

Winkelerstellung

Mit wenigen Klicks kann sehr schnell ein 3 oder 4 Punktwinkel erzeugt werden. Die detaillierte Anpassung auf die Markierungen erweist sich jedoch als schwierig. Entsprechend den relativ kleinen Markierungen wurde eine sehr geringe Strichstärke und eine kleine Darstellung der Winkelrichtung gewählt. Bei der Modifizierung der Endpositionen der Strecken, die den Winkel bilden, ergeben sich bei der Auswahl weiße größere Vierecke, die die Sicht auf die Markierung verdecken. Erst mit der Aufhebung der Auswahl ist die Strecke einzeln sichtbar. Eine transparente Darstellung wäre von Vorteil. Gleiches gilt für die Darstellung der Winkelrichtung.

Anhang B – Deskriptive Statistik

Deskriptive Statistiken

Winkelart		Mittelwert	Standardabweichung	N
D_i_P_li	NS	16,073	4,7322	11
	PS	14,309	5,1267	11
	BF	9,791	4,4657	11
D_i_P_re	NS	14,091	5,1191	11
	PS	13,609	4,7256	11
	BF	8,891	3,6413	11
D_ST_P_li	NS	8,845	5,7866	11
	PS	8,509	3,1722	11
	BF	3,000	3,4278	11
D_ST_P_re	NS	9,491	5,8423	11
	PS	8,227	3,7516	11
	BF	1,882	3,2875	11
P_li_iX	NS	174,791	4,6070	11
	PS	176,500	4,3749	11
	BF	178,200	6,5661	11
P_li_SPX	NS	190,836	4,6945	11
	PS	190,809	4,1563	11
	BF	187,991	4,4158	11
P_li_St0	NS	181,991	3,0247	11
	PS	182,300	2,8242	11
	BF	184,991	5,3332	11
P_re_iX	NS	179,582	3,8395	11
	PS	179,318	2,9407	11
	BF	176,518	5,3531	11
P_re_SPX	NS	193,673	4,3232	11
	PS	192,918	3,4052	11
	BF	185,427	3,8598	11
P_re_St0	NS	184,182	2,9939	11
	PS	184,691	2,8455	11
	BF	183,545	2,6421	11

Anhang C – Test auf Normalverteilung

Tests auf Normalverteilung

Winkelart		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
D_i_P_li	BF	,113	11	,200*	,973	11	,919
	NS	,102	11	,200*	,974	11	,922
	PS	,158	11	,200*	,922	11	,340
D_i_P_re	BF	,172	11	,200*	,948	11	,619
	NS	,317	11	,003	,798	11	,009
	PS	,211	11	,184	,913	11	,266
D_ST_P_li	BF	,203	11	,200*	,925	11	,363
	NS	,234	11	,094	,876	11	,091
	PS	,182	11	,200*	,927	11	,382
D_ST_P_re	BF	,166	11	,200*	,965	11	,832
	NS	,235	11	,091	,876	11	,093
	PS	,136	11	,200*	,962	11	,791
P_li_iX	BF	,170	11	,200*	,856	11	,050
	NS	,198	11	,200*	,943	11	,560
	PS	,163	11	,200*	,963	11	,812
P_li_SPX	BF	,346	11	,001	,777	11	,005
	NS	,202	11	,200*	,867	11	,072
	PS	,243	11	,069	,793	11	,008
P_li_St0	BF	,129	11	,200*	,933	11	,447
	NS	,127	11	,200*	,947	11	,608
	PS	,193	11	,200*	,914	11	,272
P_re_iX	BF	,244	11	,067	,892	11	,147
	NS	,126	11	,200*	,984	11	,984
	PS	,181	11	,200*	,957	11	,735
P_re_SPX	BF	,168	11	,200*	,941	11	,531
	NS	,156	11	,200*	,891	11	,145
	PS	,320	11	,002	,853	11	,046
P_re_St0	BF	,213	11	,174	,875	11	,089
	NS	,114	11	,200*	,964	11	,826
	PS	,166	11	,200*	,940	11	,518

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Anhang D – Test auf Spärizität

Mauchly-Test auf Sphärizität^a

Maß: MASS_1

Winkelart	Innersubjekteffekt	Mauchly-W	Approximiertes Chi-Quadrat	df	Sig.	Epsilon ^b		
						Greenhouse- Geisser	Huynh-Feldt	Untergrenze
D_i_P_li	Laufbedingung	,750	2,594	2	,273	,800	,928	,500
D_i_P_re	Laufbedingung	,842	1,548	2	,461	,864	1,000	,500
D_ST_P_li	Laufbedingung	,673	3,559	2	,169	,754	,859	,500
D_ST_P_re	Laufbedingung	,747	2,619	2	,270	,798	,926	,500
P_li_iX	Laufbedingung	,137	17,859	2	,000	,537	,550	,500
P_li_SPX	Laufbedingung	,118	19,199	2	,000	,531	,542	,500
P_li_St0	Laufbedingung	,465	6,894	2	,032	,651	,709	,500
P_re_iX	Laufbedingung	,880	1,147	2	,563	,893	1,000	,500
P_re_SPX	Laufbedingung	,604	4,541	2	,103	,716	,803	,500
P_re_St0	Laufbedingung	,886	1,088	2	,581	,898	1,000	,500

Prüft die Nullhypothese, daß sich die Fehlerkovarianz-Matrix der orthonormalisierten transformierten abhängigen Variablen proportional zur Einheitsmatrix verhält.

a. Design: Konstanter Term

Innersubjekt-design: Laufbedingung

b. Kann zum Korrigieren der Freiheitsgrade für die gemittelten Signifikanztests verwendet werden. In der Tabelle mit den Tests der Effekte innerhalb der Subjekte werden korrigierte Tests angezeigt.

Anhang E – Bewertung der Existenz eines signifikanten Unterschiedes

Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS_1

Winkelart	Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.	Partielles Eta-Quadrat
D_i_P_li	Laufbedingung	Sphärizität angenommen	230,947	2	115,474	22,475	,000	,692
		Greenhouse-Geisser	230,947	1,599	144,392	22,475	,000	,692
		Huynh-Feldt	230,947	1,856	124,413	22,475	,000	,692
		Untergrenze	230,947	1,000	230,947	22,475	,001	,692
	Fehler(Laufbedingung)	Sphärizität angenommen	102,759	20	5,138			
		Greenhouse-Geisser	102,759	15,994	6,425			
		Huynh-Feldt	102,759	18,563	5,536			
		Untergrenze	102,759	10,000	10,276			
D_i_P_re	Laufbedingung	Sphärizität angenommen	181,622	2	90,811	17,586	,000	,637
		Greenhouse-Geisser	181,622	1,727	105,157	17,586	,000	,637
		Huynh-Feldt	181,622	2,000	90,811	17,586	,000	,637
		Untergrenze	181,622	1,000	181,622	17,586	,002	,637
	Fehler(Laufbedingung)	Sphärizität angenommen	103,278	20	5,164			
		Greenhouse-Geisser	103,278	17,271	5,980			
		Huynh-Feldt	103,278	20,000	5,164			
		Untergrenze	103,278	10,000	10,328			
D_ST_P_li	Laufbedingung	Sphärizität angenommen	236,986	2	118,493	26,150	,000	,723
		Greenhouse-Geisser	236,986	1,508	157,197	26,150	,000	,723
		Huynh-Feldt	236,986	1,717	138,006	26,150	,000	,723
		Untergrenze	236,986	1,000	236,986	26,150	,000	,723
	Fehler(Laufbedingung)	Sphärizität angenommen	90,627	20	4,531			
		Greenhouse-Geisser	90,627	15,076	6,011			

		Huynh-Feldt	90,627	17,172	5,278			
		Untergrenze	90,627	10,000	9,063			
D_ST_P_re	Laufbedingung	Sphärizität angenommen	365,786	2	182,893	26,187	,000	,724
		Greenhouse-Geisser	365,786	1,597	229,074	26,187	,000	,724
		Huynh-Feldt	365,786	1,852	197,482	26,187	,000	,724
		Untergrenze	365,786	1,000	365,786	26,187	,000	,724
	Fehler(Laufbedingung)	Sphärizität angenommen	139,681	20	6,984			
		Greenhouse-Geisser	139,681	15,968	8,748			
		Huynh-Feldt	139,681	18,522	7,541			
		Untergrenze	139,681	10,000	13,968			
P_li_iX	Laufbedingung	Sphärizität angenommen	63,921	2	31,960	1,413	,267	,124
		Greenhouse-Geisser	63,921	1,074	59,527	1,413	,264	,124
		Huynh-Feldt	63,921	1,099	58,151	1,413	,264	,124
		Untergrenze	63,921	1,000	63,921	1,413	,262	,124
	Fehler(Laufbedingung)	Sphärizität angenommen	452,519	20	22,626			
		Greenhouse-Geisser	452,519	10,738	42,142			
		Huynh-Feldt	452,519	10,992	41,167			
		Untergrenze	452,519	10,000	45,252			
P_li_SPX	Laufbedingung	Sphärizität angenommen	58,812	2	29,406	1,992	,163	,166
		Greenhouse-Geisser	58,812	1,063	55,328	1,992	,187	,166
		Huynh-Feldt	58,812	1,085	54,227	1,992	,187	,166
		Untergrenze	58,812	1,000	58,812	1,992	,188	,166
	Fehler(Laufbedingung)	Sphärizität angenommen	295,262	20	14,763			
		Greenhouse-Geisser	295,262	10,630	27,777			
		Huynh-Feldt	295,262	10,845	27,225			
		Untergrenze	295,262	10,000	29,526			
P_li_St0	Laufbedingung	Sphärizität angenommen	59,901	2	29,950	2,551	,103	,203
		Greenhouse-Geisser	59,901	1,303	45,978	2,551	,129	,203

		Huynh-Feldt	59,901	1,418	42,249	2,551	,125	,203
		Untergrenze	59,901	1,000	59,901	2,551	,141	,203
	Fehler(Laufbedingung)	Sphärizität angenommen	234,799	20	11,740			
		Greenhouse-Geisser	234,799	13,028	18,023			
		Huynh-Feldt	234,799	14,178	16,561			
		Untergrenze	234,799	10,000	23,480			
P_re_iX	Laufbedingung	Sphärizität angenommen	63,416	2	31,708	5,061	,017	,336
		Greenhouse-Geisser	63,416	1,786	35,503	5,061	,021	,336
		Huynh-Feldt	63,416	2,000	31,708	5,061	,017	,336
		Untergrenze	63,416	1,000	63,416	5,061	,048	,336
	Fehler(Laufbedingung)	Sphärizität angenommen	125,310	20	6,266			
		Greenhouse-Geisser	125,310	17,862	7,015			
		Huynh-Feldt	125,310	20,000	6,266			
		Untergrenze	125,310	10,000	12,531			
P_re_SPX	Laufbedingung	Sphärizität angenommen	457,125	2	228,563	29,180	,000	,745
		Greenhouse-Geisser	457,125	1,432	319,130	29,180	,000	,745
		Huynh-Feldt	457,125	1,606	284,699	29,180	,000	,745
		Untergrenze	457,125	1,000	457,125	29,180	,000	,745
	Fehler(Laufbedingung)	Sphärizität angenommen	156,655	20	7,833			
		Greenhouse-Geisser	156,655	14,324	10,936			
		Huynh-Feldt	156,655	16,056	9,756			
		Untergrenze	156,655	10,000	15,665			
P_re_St0	Laufbedingung	Sphärizität angenommen	7,246	2	3,623	,738	,491	,069
		Greenhouse-Geisser	7,246	1,796	4,035	,738	,478	,069
		Huynh-Feldt	7,246	2,000	3,623	,738	,491	,069
		Untergrenze	7,246	1,000	7,246	,738	,411	,069
	Fehler(Laufbedingung)	Sphärizität angenommen	98,241	20	4,912			
		Greenhouse-Geisser	98,241	17,956	5,471			

		Huynh-Feldt	98,241	20,000	4,912		
		Untergrenze	98,241	10,000	9,824		

Anhang F – Post-Hoc Test, signifikante Unterschiede zwischen den Bedingungen

Paarweise Vergleiche

Maß: MASS_1

Winkelart	(I)Laufbedingung	(J)Laufbedingung	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig. ^b	98,3% Konfidenzintervall für die Differenz ^b	
						Untergrenze	Obergrenze
D_i_P_li	1	2	1,764	,769	,134	-,931	4,458
		3	6,282*	1,175	,001	2,162	10,402
	2	1	-1,764	,769	,134	-4,458	,931
		3	4,518*	,912	,002	1,321	7,715
	3	1	-6,282*	1,175	,001	-10,402	-2,162
		2	-4,518*	,912	,002	-7,715	-1,321
D_i_P_re	1	2	,482	,764	1,000	-2,196	3,159
		3	5,200*	1,102	,002	1,336	9,064
	2	1	-,482	,764	1,000	-3,159	2,196
		3	4,718*	1,010	,003	1,178	8,258
	3	1	-5,200*	1,102	,002	-9,064	-1,336
		2	-4,718*	1,010	,003	-8,258	-1,178
D_ST_P_li	1	2	,336	,951	1,000	-2,999	3,672
		3	5,845*	1,089	,001	2,028	9,663
	2	1	-,336	,951	1,000	-3,672	2,999
		3	5,509*	,618	,000	3,343	7,675
	3	1	-5,845*	1,089	,001	-9,663	-2,028

		2	-5,509*	,618	,000	-7,675	-3,343
D_ST_P_re	1	2	1,264	,883	,549	-1,833	4,360
		3	7,609*	1,367	,001	2,816	12,402
	2	1	-1,264	,883	,549	-4,360	1,833
		3	6,345*	1,077	,000	2,568	10,123
	3	1	-7,609*	1,367	,001	-12,402	-2,816
		2	-6,345*	1,077	,000	-10,123	-2,568
P_li_iX	1	2	-1,709	,644	,072	-3,966	,548
		3	-3,409	2,606	,660	-12,546	5,727
	2	1	1,709	,644	,072	-,548	3,966
		3	-1,700	2,267	1,000	-9,647	6,247
	3	1	3,409	2,606	,660	-5,727	12,546
		2	1,700	2,267	1,000	-6,247	9,647
P_li_SPX	1	2	,027	,466	1,000	-1,608	1,662
		3	2,845	2,089	,609	-4,480	10,171
	2	1	-,027	,466	1,000	-1,662	1,608
		3	2,818	1,863	,484	-3,714	9,350
	3	1	-2,845	2,089	,609	-10,171	4,480
		2	-2,818	1,863	,484	-9,350	3,714
P_li_St0	1	2	-,309	,758	1,000	-2,967	2,349
		3	-3,000	1,689	,318	-8,923	2,923
	2	1	,309	,758	1,000	-2,349	2,967
		3	-2,691	1,725	,449	-8,739	3,357
	3	1	3,000	1,689	,318	-2,923	8,923
		2	2,691	1,725	,449	-3,357	8,739
P_re_iX	1	2	,264	,955	1,000	-3,085	3,612
		3	3,064	,987	,034	-,397	6,524
	2	1	-,264	,955	1,000	-3,612	3,085

		3	2,800	1,238	,142	-1,539	7,139
	3	1	-3,064	,987	,034	-6,524	,397
		2	-2,800	1,238	,142	-7,139	1,539
P_re_SPX	1	2	,755	,749	1,000	-1,871	3,380
		3	8,245*	1,437	,001	3,208	13,283
	2	1	-,755	,749	1,000	-3,380	1,871
		3	7,491*	1,283	,000	2,991	11,991
	3	1	-8,245*	1,437	,001	-13,283	-3,208
		2	-7,491*	1,283	,000	-11,991	-2,991
P_re_St0	1	2	-,509	,775	1,000	-3,228	2,210
		3	,636	1,051	1,000	-3,047	4,320
	2	1	,509	,775	1,000	-2,210	3,228
		3	1,145	,987	,819	-2,316	4,607
	3	1	-,636	1,051	1,000	-4,320	3,047
		2	-1,145	,987	,819	-4,607	2,316

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

*. Die mittlere Differenz ist auf dem ,017-Niveau signifikant.

b. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

Selbstständigkeitserklärung

Ich versichere, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus fremden Quellen direkt (als Zitate) oder indirekt (dem Sinn nach) übernommenen Textstellen und Gedanken sind in der Arbeit als solche kenntlich gemacht worden.

Martin Neumann