



universität
wien

MAGISTERARBEIT

Titel der Magisterarbeit

Bewegungsanalyse im Halbmarathon -
Anpassungserscheinungen im ermüdeten Zustand

Verfasser

Martin Birner, Bakk.rer.nat.

angestrebter akademischer Grad

Magister der Naturwissenschaften (Mag.rer.nat)

Wien, 2014

Studienkennzahl lt. Studienblatt:

A 066 826

Studienrichtung lt. Studienblatt:

Magisterstudium Sportwissenschaft

Betreuerin / Betreuer:

Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Arnold Baca

VORWORT

Obwohl das bautechnische Studium für mich die logische weitere Ausbildung nach dem Abschluss auf der höheren technischen Lehrgangsstufe für Hochbau (HTL) war, habe ich mich nach 2 Jahren erfolgreichem Bauingenieurwesen-Studium für einen Wechsel zur Sportwissenschaft entschieden. Die Entscheidung war aber keine gegen die Technik, sondern FÜR meine Leidenschaft: Den Sport. Am Ende meines Studiums schließt sich nun der Kreis wieder, indem ich meine Magisterarbeit in Zusammenarbeit mit der Abteilung für Biomechanik, Bewegungswissenschaft und Sportinformatik geschrieben habe.

Den langen Ausbildungsweg bis zum Hochschulabschluss beschreitet man nie alleine. Es gibt immer Personen, die einem zur Seite stehen und bewusst oder auch unbewusst zur erfolgreichen Absolvierung schwieriger Situationen beitragen.

Deshalb möchte ich mich an dieser Stelle bei folgenden Personen sehr herzlich bedanken:

- meiner Familie, im Besonderen meinen Eltern, die immer für mich da sind und durch ihre unermüdliche Unterstützung meine Ausbildung erst ermöglichen,
- meinen engsten Freunden, die mich während des Studiums, aber besonders während der Verfassung meiner Magisterarbeit ständig unterstützen, angetrieben und motiviert haben,
- Univ. Prof. Dipl. Ing. Dr. techn. Arnold Baca, der die Betreuung meiner Arbeit übernahm und meine Anliegen immer rasch erledigte,
- DI (FH) Philipp Kornfeind, der seine freie Zeit auch an Wochenenden für die Unterstützung bei den Aufnahmen der Videosequenzen opferte.

Kurzfassung

Zielsetzung: Ziel dieser Arbeit war es, mit Hilfe einer kinematischen Videoanalyse im Feld Bewegungsparameter zu finden, die im zunehmend erschöpften Zustand auf Anpassungen des menschlichen Körpers hin zu einer Ökonomisierung der Lauftechnik vermuten lassen.

Methode: Es wurden zwei Hochgeschwindigkeitskameras an der Laufstrecke positioniert, welche die, mit reflektierenden Scheibenmarkern versehenen, gut trainierten 22 Probanden in sagittaler Ebene filmten. Die aufgenommenen Sequenzen wurden mit einer Bewegungsanalysesoftware manuell digitalisiert und die daraus gewonnenen Daten analysiert und interpretiert.

Ergebnisse: Es kam zu einer signifikanten ($P < 0.05$) Verringerung von minimaler Körperschwerpunktshöhe, maximaler Körperschwerpunktshöhe und Hubhöhe. Zum Zeitpunkt des minimalen Körperschwerpunktes verkleinerten sich Hüft- und Sprunggelenkwinkel tendenziell, der Kniegelenkwinkel signifikant ($P < 0.05$). Am Anfang der Stützphase verringerten sich der Hüftgelenkwinkel leicht und der Kniegelenkwinkel signifikant ($P < 0.05$), während sich der Sprunggelenkwinkel tendenziell vergrößerte. Am Ende der Abdruckphase kam es zu einer Verkleinerung bei allen Winkeln der unteren Extremität. Im Verlauf der Laufrunde kam es zu einer signifikanten ($P < 0.05$) Verkleinerung von Schrittlänge und Laufgeschwindigkeit. Die Schrittfrequenz fiel erst in der letzten Laufrunde ab. Der berechnete Energieaufwand verkleinerte sich von der ersten zur letzten Runde deutlich.

Fazit: Es konnten viele kinematischen Parameter der Laufbewegung identifiziert werden, die sich während einer längeren Belastung auf der Halbmarathondistanz veränderten. Die effektive Hubhöhe im Körperschwerpunkt verringerte sich im zunehmend erschöpften Zustand und deutet auf eine Ökonomisierung und somit einen ressourcenschonenderen Laufstil hin.

Abstract

Purpose: The aim of this study was to determine parameters of motion that presume the adaptations of the human body during an increasingly level of exertion towards an economisation of the running style, by using a kinematic video analysis in a field experiment.

Method: Two high-speed cameras were installed on the running track to measure sagittal-plane kinematics of 22 highly trained athletes who were provided with reflective disc markers. The recorded sequences have been manually digitised by means of a motion analysis software. Afterwards the resulting data has been analysed and interpreted.

Results: It was observed that there was significant ($P < 0.05$) decrease of the minimal body's centre of gravity height, maximum body's centre of gravity height and lifting height. At the time of minimal COG, the hip as well as ankle angle decreased tendentially, whereas the knee angle decreased significantly ($P > 0.05$). At the beginning of the support phase the hip joint angle slightly and the knee joint angle significantly decreased ($P < 0.05$), whereas the ankle joint angle increased tendentially. At the end of the support phase a reduction of all angles of the lower limbs was noticed. During the running distance a shorter stride length as well as stride rate was observed. A drop in stride rates has been realized in the last lap only. The calculated energy expenditure decreased from the first to the last lap as well.

Conclusion: Several kinematic parameters of the running motions which change over the longer period of load of the half-marathon distance have been identified. The effective lifting height of the body's centre of gravity decreased by an increasingly level of exertion which indicates an economizing and thus resource saving running style.

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | Einleitung | 11 |
| 1.1 | Labor- vs. Felduntersuchung | 11 |
| 1.2 | Ziel der Untersuchung..... | 13 |
| 2 | Literaturbesprechung und Ableitung der konkreten Fragestellung | 14 |
| 2.1 | Allgemeine Bewegungsbeschreibung beim Laufen | 14 |
| 2.1.1 | Bewegungsphasen | 14 |
| 2.2 | Stand der Forschung | 17 |
| 2.2.1 | Zusammenfassung der Literaturrecherche | 20 |
| 2.3 | Ableitung der Fragestellung | 21 |
| 3 | Methodik | 23 |
| 3.1 | Das Setup..... | 23 |
| 3.1.1 | Streckenprofil..... | 23 |
| 3.1.2 | Standardisierter Durchlaufbereich..... | 25 |
| 3.1.3 | Kamerafrequenz und Kamerasynchronisation | 26 |
| 3.1.4 | Kalibrierung und Koordinatensystem | 27 |
| 3.1.5 | Setup der Probanden..... | 28 |
| 3.1.6 | Aufzeichnung der Sequenzen..... | 30 |
| 3.2 | Manuelles Digitalisieren der Videobilder | 31 |
| 3.2.1 | Bestimmung des Körperschwerpunktes in SIMI Motion | 33 |
| 3.2.2 | Winkelberechnung in SIMI Motion | 34 |
| 3.3 | Die Stichprobe | 36 |
| 3.3.1 | Stichprobengröße | 36 |
| 3.3.2 | Anthropometrische Daten der Probanden..... | 36 |
| 3.4 | Kinematisch-dynamische Grundlagen..... | 37 |
| 3.4.1 | Schrittparameter | 38 |
| 3.4.2 | Gelenkwinkel | 38 |
| 3.4.3 | KSP-Bewegung | 39 |
| 3.4.4 | Mechanischer Energieverbrauch | 39 |
| 3.5 | Ermittlung relevante Parameter..... | 40 |
| 3.5.1 | Bestimmung von Bewegungsparametern | 40 |
| 3.5.2 | Bestimmung von Parametern mit Hilfe des Körperschwerpunktes | 41 |
| 3.6 | Datenbearbeitung und statistische Auswertung | 42 |
| 3.6.1 | Analyse der Körperschwerpunktänderungen | 42 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 3.6.2 | Analyse der Gelenkwinkeländerungen | 43 |
| 3.6.3 | Statistische Verfahren | 44 |
| 4 | Ergebnisse und Diskussion | 46 |
| 4.1 | KSP-Veränderungen | 46 |
| 4.1.1 | Minimaler KSP | 49 |
| 4.1.2 | Maximaler KSP | 50 |
| 4.1.3 | Hubhöhe | 51 |
| 4.1.4 | Zusammenfassung und Diskussion der Ergebnisse | 53 |
| 4.2 | Gelenkwinkelveränderungen | 54 |
| 4.2.1 | Zeitpunkt des min KSP | 54 |
| 4.2.2 | Anfang der Stützphase..... | 57 |
| 4.2.3 | Ende der Abdruckphase..... | 61 |
| 4.2.4 | Zusammenfassung und Diskussion der Ergebnisse | 65 |
| 4.3 | Sonstige berechnete Parameter | 66 |
| 4.3.1 | Schrittlänge | 66 |
| 4.3.2 | Schrittfrequenz..... | 67 |
| 4.3.3 | Laufgeschwindigkeit..... | 68 |
| 4.3.4 | Energieaufwand | 70 |
| 4.3.5 | Zusammenfassung und Diskussion der Ergebnisse | 70 |
| 4.4 | Bewertung der übergreifenden Arbeitshypothesen und Nutzen | 71 |
| 4.5 | Methodenkritik | 72 |
| 4.5.1 | Stichprobengröße..... | 72 |
| 4.5.2 | Eingrenzung der Umgebungsbedingungen | 73 |
| 4.5.3 | Systemgenauigkeit..... | 74 |
| 4.5.4 | Zeitaufwand | 75 |
| 4.5.5 | Schwächen des verwendeten Modells | 75 |
| 4.5.6 | Statistische Tests | 76 |
| 5 | Zusammenfassung | 77 |
| 5.1 | KSP-Veränderungen | 77 |
| 5.2 | Gelenkwinkelveränderungen | 78 |
| 5.3 | Sonstige Parameter..... | 78 |
| 5.4 | Fazit | 79 |
| | Literatur | 81 |
| | Abbildungsverzeichnis | 85 |
| | Tabellenverzeichnis | 86 |

| | |
|------------------------|------------|
| Anhang | 87 |
| Lebenslauf..... | 123 |
| Erklärung..... | 124 |

1 Einleitung

Ein ökonomischer Laufstil steht in enger Beziehung zur Laufleistung im Langstreckenlauf. In der Leistungsphysiologie wird zur sportartspezifischen Bestimmung der anaeroben Schwelle bzw. der aeroben Leistungsfähigkeit das maximale Laktat Steady State (MLSS) in Kombination mit der Messung der Atemgase ermittelt, was zum heutigen Forschungszeitpunkt den „Golden Standard“ darstellt. Bezieht man die Körpermasse von Sportlern in die Überlegungen mit ein, benötigt ein/e Läufer/in mit einer guten Laufökonomie weniger Energie und eine geringere Sauerstoffaufnahme, als Läufer/innen mit einer schlechten Laufökonomie bei gleicher Geschwindigkeit (Conley, 1980; Daniels, 1985; Morgan, 1992). Aus biomechanischer Sicht stellt sich also die Frage, wie man sich bei hoher Laufgeschwindigkeit mit möglichst geringem Energieaufwand fortbewegen kann, um die Leistung für einen längeren Zeitraum aufrechterhalten zu können. Biomechanische Forscher haben herausgefunden, dass die Laufökonomie vom vertikalen Impuls der Bodenreaktionskraft (Heise & Martin, 2001), der Schrittlänge (Cavanagh & Williams, 1982), der Änderung der Geschwindigkeit während der Bodenkontaktzeit (Kaneko, et al., 1985) und der elastischen Arbeitsweise des menschlichen Beines (Dalleau, et al., 1998; Heise & Martin, 2001) abhängt.

Nach biomechanischen Grundverständnissen muss ein/e Läufer/in zur Erhöhung bzw. Erhaltung der kinetischen Energie des Körperschwerpunktes (KSP) mechanische Arbeit verrichten, um eine bestimmte Laufgeschwindigkeit zu erreichen und zu erhalten. Diese kinetische Energie (Bewegungsenergie) setzt sich aus Beschleunigungs-, Verschiebungs- und Hubarbeit zusammen.

Gegenstand der vorliegenden Arbeit ist eine biomechanische Videoanalyse der Laufbewegung, wobei das Verhalten des Gesamtkörperschwerpunktes unter zunehmender Erschöpfung im Mittelpunkt steht.

1.1 Labor- vs. Felduntersuchung

Die Entscheidung, eine Untersuchung als Labor- oder als Felduntersuchung durchzuführen, kann von verschiedenen Faktoren abhängig sein. Liegen zu einem Forschungsgebiet vorwiegend Laboruntersuchungen vor, sollte versucht werden, deren Ergebnisse auf die externe Validität hin zu kontrollieren, d.h. die Gültigkeit und Anwendbarkeit auf lebensnahe Bedingungen zu überprüfen. Gibt es in einem

Forschungsgebiet eine Fülle von elaborierten Untersuchungen, sollte versucht werden, die interne Validität durch Laboruntersuchungen zu erhöhen.

Felduntersuchungen finden in einer möglichst natürlichen Umgebung statt, die vom Forscher weitestgehend unbeeinflusst bleiben sollte. Je nach Forschungsgegenstand und Untersuchungsziel wird eine passende und realistische Umgebung ausgewählt. Das können Plätze wie eine Schule, ein Sportplatz, eine Einkaufsstraße, etc. sein. Der Vorteil einer Felduntersuchung liegt darin, dass die Ergebnisse authentisch sind, da sie in einer natürlichen, unverfälschten und realen Umgebung erzielt wurden (hohe externe Validität). Dieser Vorteil geht aber mit dem Nachteil einer geringeren internen Validität einher, weil durch die natürliche Untersuchungsumgebung die Vermeidung und Kontrolle störender Einflussgrößen nur bedingt möglich ist. (vgl. Bortz & Döring, 2006, S.57)

Laboruntersuchungen finden in Umgebungen statt, in denen eine weitgehende Eliminierung oder Kontrolle von möglichen Störfaktoren möglich ist, die das Untersuchungsergebnis ungünstig beeinflussen könnten. Je nach Art der Untersuchung kann dies z.B. in einem abgeschotteten Raum mit der nötigen Ausstattung stattfinden, in dem der Forscher jede Veränderung des Umfeldes kontrollieren kann. (vgl Bortz & Döring, 2006, S.57)

In der vorliegenden Studie wurde versucht, verschiedene biomechanische Parameter der Laufbewegung im Langstreckenlauf zu analysieren und nach Anpassungserscheinungen des Körpers zu untersuchen. Aufgrund der unterschiedlichen Umgebungsbedingungen unterscheiden sich die Bewegungsabläufe während eines Halbmarathonlaufes auf einer Laufstrecke erheblich von jenen auf einem Laufband im Labor. Im Labor können zwar Störfaktoren wie z.B. Wind, Wärme, Unebenheiten in der Laufstrecke, etc. vermieden werden, die Einschränkung des Platzangebotes eines Laufbandes bedingt aber eine andere Art des Laufens. So müssen die Probanden auf einem Laufband ständig darauf achten, nicht neben die Antriebsfläche zu treten oder durch zu große Schritte vorne auf den Standkonstruktion zu kommen. Außerdem war es Ziel der Untersuchung, die Probanden ihr individuelles Tempo laufen zu lassen, um die Halbmarathondistanz schnellstmöglich zu absolvieren. Auf dem Laufband wäre dies nicht möglich, da die Geschwindigkeiten manuell eingestellt werden müssen und somit den Probanden die Variierung ihres Tempos nicht zulassen würde.

Es ist daher davon auszugehen, dass sich die Probanden an die gegebenen Umstände und Bedingungen anpassen, was sich auch in ihrer Lauftechnik niederschlägt. Zudem kann man annehmen, dass die Motivation der Läufer auf einer Laufstrecke in der Natur höher ist, als in einem sterilen Labor. Deshalb kann nicht zwingend davon ausgegangen

werden, dass eine in einem Labor ausgeführten Laufbewegung auch der Bewegungsausführung während eines realen Halbmarathons entspricht. Wegen des relativ hohen Aufwandes von Felduntersuchungen wurden in der Literatur allerdings bevorzugt Laboranalysen durchgeführt. In dieser Untersuchung wird versucht, weiterführende Erkenntnisse durch die Analyse der Laufbewegung während eines Halbmarathons zu erarbeiten.

1.2 Ziel der Untersuchung

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung ist, mit Hilfe von kinematischen Videoanalysen der Laufbewegung, Bewegungsparameter ausfindig zu machen, die sich im Zuge eines Halbmarathons in ihren Ausprägungen verändern. Der Fokus liegt dabei auf der Beobachtung des Körperschwerpunktes, der auf einer individuellen Geschwindigkeit gehalten werden muss. Da im Langstreckenlauf der Energieverbrauch bei hoher Geschwindigkeit möglichst gering sein sollte, könnte sich der menschliche Körper in seinen Bewegungen anpassen, um möglichst ressourcenschonend zu laufen. Nach Williams (1990, S. 297ff) und Martin & Coe (1992, S. 16ff) unterliegt die Lauftechnik einer Selbstoptimierung. Demnach findet der Läufer bei hohen Trainingsumfängen zu der Feinstform seiner Lauftechnik, die zu einem relativen Minimum an physiologischem Energieverbrauch tendiert. In der vorliegenden Arbeit interessiert vor allem, ob sich die Hubarbeit im Körperschwerpunkt in erschöpftem Zustand minimiert, respektive optimiert, da diese in der Laufbewegung nur indirekt vortriebswirksam ist.

2 Literaturbesprechung und Ableitung der konkreten Fragestellung

In diesem Kapitel wird im ersten Teil, anhand der existierenden Literatur, eine Beschreibung der Laufbewegung erörtert. Anschließend werden der aktuelle Stand der Forschung dargestellt und die konkreten Fragestellungen abgeleitet.

2.1 Allgemeine Bewegungsbeschreibung beim Laufen

In der Bewegungslehre werden Bewegungsabläufe im Allgemeinen in mündlicher oder schriftlicher Form unter Berücksichtigung von zeitlichen, räumlichen und funktionellen Aspekten als Bewegungsbeschreibungen dargestellt. Spricht man von einer biomechanischen Beschreibung, so wird im Rückgriff auf mechanische Theorien und Gesetzmäßigkeiten der Bewegungsverlauf wissenschaftlich streng und möglichst objektiviert abgebildet (vgl. Kwiatkowski, 1987).

2.1.1 Bewegungsphasen

Die Laufbewegung ist eine zyklische Bewegung und lässt sich anhand des Bodenkontaktes in eine Stütz- und eine Flugphase unterteilen. Die Stützphase hat dabei einen größeren Einfluss auf die Laufgeschwindigkeit, da hier durch den Abstoß der Beine die Beschleunigung und Translationsinitiierung des KSP erfolgt.

Bauersfeld & Schröter (1992) unterscheiden bei der Ausübung der Beinbewegung eine Stütz- und eine Schwungbeinbewegung, die sich weiteres in eine vordere und hintere Stütz- bzw. Schwungphase unterteilen lassen. Die einzelnen Phasen werden wie folgt erläutert (vgl. Abb. 1):

- *Vordere Stützphase* (1): beginnt mit dem Bodenkontakt und endet mit der vertikalen Position des KSP über der Stützstelle (Mittelstütz). Die vordere Stützphase wird mit dem Aufsetzen des Fußes eingeleitet. Das Schwungbein wird nun zum Stützbein und umgekehrt. Die vordere Stützphase geht in dem Moment, in dem das Stützbein sich genau unter dem Körperschwerpunkt befindet, in die hintere Stützphase über. Der Fußaufsatz erfolgt aktiv mit dem ganzen Fuß und nach hinten ziehend.

- *Hintere Stützphase (2)*: beginnt mit der vertikalen Position des KSP über der Stützstelle und endet mit dem Lösen des Fußes vom Boden. In dem Moment, in dem das Stützbein den Körperschwerpunkt passiert, geht die vordere Stützphase in die hintere Stützphase über. Durch das schnelle Strecken des Fuß-, Knie- und Hüftgelenks wird der schnelle Vortrieb gewährleistet. Die Arme arbeiten wechselseitig mit und unterstützen die Laufbewegung. Sie sind dabei etwa im rechten Winkel gebeugt. Die vordere Hand bewegt sich in Richtung Schulter. Der Rumpf befindet sich in leichter Vorlage bis aufrecht.
- *Hintere Schwungphase (3)*: beginnt mit dem Verlassen des Bodens und endet mit der vertikalen Position des KSP über der Stützstelle. Nach dem Abdruck (siehe hintere Stützphase), wird das Stützbein zum Schwungbein. Das Schwungbein befindet sich nach dem Abdruck weit hinter dem Körperschwerpunkt. Es soll nun nach vorne gebracht werden. Das Knie wird gebeugt und die Ferse wird zum Gesäß geführt (Anfersen). In dem Moment, in dem das Knie des Schwungbeins das Stützbein überholt, sollte sich die Ferse des Schwungbeins etwa auf Gesäßhöhe befinden. Das Anfersen hat den einfachen Grund, dass es zu einer Pendelverkürzung und somit zu einer Verlagerung der Schwungmasse kommt. Es wird weniger Kraft aufgewendet, um das Bein nach vorne zu holen. Außerdem wird so der nachfolgende Kniehub optimal vorbereitet.
- *Vordere Schwungphase (4)*: beginnt mit der vertikalen Position des KSP über der Stützstelle und endet mit dem Aufsetzen des Fußes auf den Boden. Das Stützbein befindet sich unter dem Körperschwerpunkt, das Schwungbein wird maximal zum Gesäß geführt und anschließend schwingvoll nach vorne gebracht. Etwa in dem Moment, in dem der Unterschenkel des Schwungbeins sich senkrecht zum Boden befindet, wird der Fuß aktiv aufgesetzt. Mit dem Aufsetzen des Fußes, wird die vordere Stützphase eingeleitet. Die vordere Schwungphase wird durch einen aktiven Kniehub und dem weit nach vorne pendelnden Unterschenkel ausgezeichnet. Bei schnelleren Läufern wird der Oberschenkel beim Absenken bereits wieder zurückgeführt. Hierdurch entsteht ein aktiver, ziehender Fußaufsatz und die Fortbewegung wird maximal gefördert. Bei langsameren Läufern wird der Oberschenkel möglichst direkt, also senkrecht, nach unten geführt. Der ganze Fuß berührt den Boden.

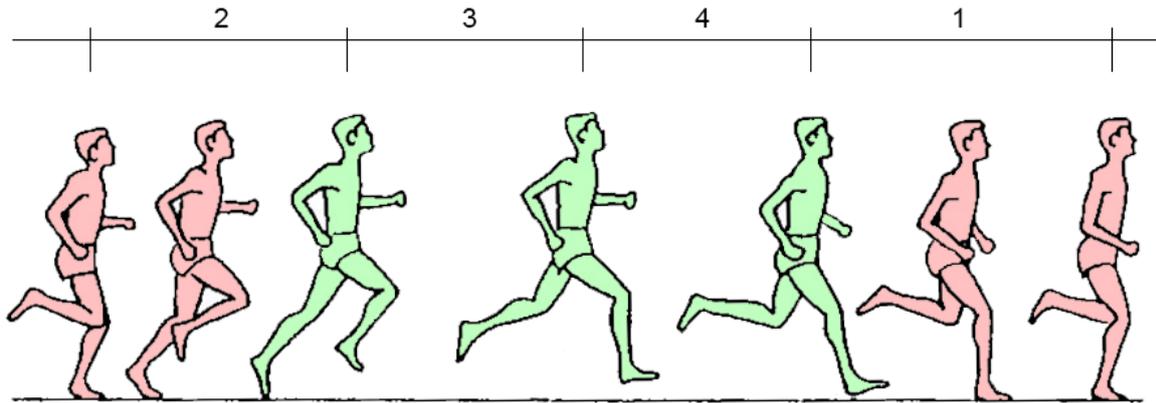


Abb. 1: Stütz- (rot) und Flugphase (grün) mit den Phasen der Beinbewegung (1-4) (mod. n. Haberkorn & Plaß, 1992, S. 101)

Während in der vorderen Stützphase der Körper nach vorne „gezogen“ wird, ist die hintere Stützphase für den Abdruck in Laufrichtung verantwortlich. Dabei besitzt die Ziehbewegung auf die Geschwindigkeitsentwicklung einen größeren Einfluss als die Abdruckphase (vgl. Wiemann, 1986).

Durch die Beinbewegung entsteht im Unterkörper eine Verdrehung um die Körperachse. Die daraus resultierenden Drehmomente führen zu einer Verdrehung des Oberkörpers, welche durch die gegengleichen Schwungbewegungen der Arme zum größten Teil kompensiert werden können (vgl. Hinrichs et al., 1987).

Beim Aufsatz des Fußes werden im Allgemeinen drei Techniken unterschieden: der Ballen-, Mittelfuß- und Fersenlauf. Die jeweiligen Namen verraten bereits die Unterschiede und beschreiben die Möglichkeiten des ersten Bodenkontaktes des Fußes, der mit dem Ballen, des Mittelfußes oder der Ferse ausgeführt werden kann. Die Wahl der Technik ist in erster Linie von der Laufgeschwindigkeit und der Lauferfahrung abhängig. Während Laufanfänger und Langstreckenläufer vorwiegend mit der Ferse aufsetzten, wird im Sprintsport ausschließlich im Ballenlauf um Bestzeiten gekämpft. Grund dafür ist die effizientere Vortriebsentwicklung, da beim Ballenlauf der Fußaufsatz unter dem Körperschwerpunkt passiert und somit keine Bremswirkung erzeugt. Der Mittelfußlauf bietet eine gleichmäßige Belastungsverteilung und ermöglicht eine volle Nutzung der körpereigenen Dämpfungseigenschaften. Diese Lauftechnik muss jedoch speziell erlernt und eingeübt werden.

2.2 Stand der Forschung

Chan-Roper et al. untersuchten im Jahr 2012 die kinematischen Veränderungen von 179 Läufer/innen während eines Marathons in Salt Lake City. Die Forscher nahmen dabei an, dass sich die gemessenen Parameter zwischen dem 8. und dem 40. Kilometer ändern und dass bei schnelleren Läufer/innen die Veränderungen kleiner ausfallen, als bei langsameren. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass sich alle gemessenen Parameter bei allen Proband/innen signifikant änderten. Die Schrittlänge vergrößerte sich um 1.3%, die Kontaktzeit verlängerte sich um 13.1%, die maximale Flexion im Kniegelenk während der Stützphase verkleinerte sich um 3.2%, die maximale Hüftextension, Knieflexion und Hüftflexion während der Schwungphase verkleinerte sich um 27.9%, vergrößerte sich um 4.3% und vergrößerte sich um 7.4%. Beim Vergleich zwischen schnelleren und langsameren Läufer/innen konnten keine großen Unterschiede festgestellt werden, bis auf die maximale Knieflexion während der Stützphase, die bei schnellen Läufer/innen weniger abnahm, als bei langsameren Läufer/innen.

Obwohl die biomechanischen Eigenschaften der unterschiedlichen Aufsetzmöglichkeiten des Fußes (Ballen/Vorfuß, Mittelfuß, Ferse) im Labor zur Genüge untersucht wurden, haben sich nur wenige Studien zum Ziel gesetzt, die Häufigkeiten der drei Techniken während eines Wettkampfes auf Asphalt zu quantifizieren. Larson et al. (2011) nahmen sich dessen an und untersuchten in einer Studie das Aufsetzverhalten beider Füße von insgesamt 936 Läufer/innen während eines Halbmarathon-/Marathonwettkampfes. Dabei wurden die Athleten bei 10km (alle Läufer/innen) und 32km (nur Marathonläufer/innen) gefilmt und ihre Techniken ausgewertet. Die Forscher klassifizierten beim 10km Punkt 88.9% als Fersenläufer, 3.4% als Mittelfußläufer, 1.8% als Vorfußläufer und 5.9% der Läufer/innen wiesen eine Asymmetrie zwischen dem rechten und linken Fuß auf. Beim 32km Punkt wurden 286 Marathonläufer/innen mit ihren Aufnahmen vom 10km Punkt verglichen. Dabei konnte ein Anstieg der Häufigkeit der Fersenläufer/innen festgestellt werden. Ein großer Prozentsatz der Läufer/innen wechselte vom Vorfuß- und Mittelfußaufsatz bei 10km zum Fersenlauf bei 32km. Bei den Marathonläufer/innen konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Lauftechnik und der Wettkampfzeit festgestellt werden.

Morin et al. veröffentlichten im Jahr 2011 eine Studie, die kinematische Veränderungen und die elastische Arbeitsweise der Beine über einen 24 Stunden Laufbandlauf aufzeigt. Dabei wurden von 10 männlichen Ausdauerathleten kinematische und charakteristische

Daten der Elastizität der Beine vor dem Lauf, alle zwei Stunden und nach dem 24 Stunden Lauf durch einen Laufband-Dynamometer aufgezeichnet. Bei den Messungen mussten die Probanden eine Minute lang mit einer Geschwindigkeit von 10 km/h laufen, wobei die Messung in den letzten 10 Sekunden der Minute stattfand. In der restlichen Zeit durften die Läufer die Geschwindigkeit selbst wählen. Um die Schrittfrequenz zu messen, wurden Kontaktzeiten und Bodenreaktionskräfte gemessen. Die Beinsteifigkeit wurde über die maximale Bodenreaktionskraft, Belastungsrate, Senkung des Körperschwerpunktes, und Änderung der vertikalen Beinlänge während der Stützphase (definiert als vertikale Länge zwischen Hüftgelenk und Boden) errechnet, wobei die Senkung des Körperschwerpunktes über die doppelte Integration der vertikalen Beschleunigung des KSP über der Zeit erhalten wurde. Die Forscher fanden signifikante Ergebnisse in der Schrittfrequenz (+ 4.9 %), der maximalen Bodenreaktionskraft (- 4.4 %), der vertikalen Beinlänge (- 13.0 %), und der Bein- und vertikalen Steifigkeit (+9.9 % und + 8.6 %). Die Veränderungen in Laufmechanik und Feder-Masse Verhalten während eines 24 Stunden Laufbandlaufes zeigen damit eine klare Tendenz in Richtung einer höheren Oszillationsfrequenz und Steifigkeit, die mit einer kleiner werdenden Bodenreaktionskraft und vertikalen Beinlänge während der Stützphase einhergehen.

In einer weiteren Studie wurde der Einfluss des Anstrengungsgrades auf die Mechanik der Laufbewegung untersucht. Dierks, et al. erforschten im Jahr 2010 die Auswirkungen von zunehmender Erschöpfung auf die Kinematik und Gelenkseigenschaften der unteren Extremität von 20 gesunden Läufern. Dabei konnten die Probanden auf dem Laufband ihre Laufgeschwindigkeit selbst bestimmen. Das Ende des Tests basierte auf der Herzfrequenz oder auf dem Erreichen eines bestimmten Anstrengungsgrades. Vergrößerungen wurden am Ende des Laufes vor allem bei den Spitzenwerten der Winkel, Spitzengeschwindigkeiten bei der Auswärtsdrehung der Füße und Einwärtsrotation des Schienbeines und Knies gefunden. Bei der Knieflexion und Einwärtsrotation der Hüfte konnten keine Unterschiede zwischen dem Anfang und dem Ende des Laufes festgestellt werden.

In einer Studie von Mizrahi, et al., aus dem Jahr 2000, wurde an 14 Personen der Effekt von Erschöpfung auf die Stoßbeschleunigung auf den Unterschenkel, der Schrittfrequenz, des Kniewinkels und der Vertikalbewegungen der Hüfte untersucht. Die Probanden mussten dabei einen 30 minütigen Lauf in einem Tempo über ihrer individuellen anaeroben Schwelle absolvieren. Die Forscher konnten von der ersten bis zur 30. Minute

folgende signifikanten Ergebnisse finden: die durchschnittliche Schrittfrequenz verkleinerte sich, der durchschnittliche Winkel bei der maximalen Extension des Knies vergrößerte sich, die Knieflexion am Anfang der Stützphase verkleinerte sich im Mittel, und die durchschnittliche vertikale Hüftbewegung zwischen der höchsten Position und der Position zum Zeitpunkt der größten Beschleunigung verkleinerte sich. Die Stoßbeschleunigung auf den Unterschenkel vergrößerte sich ebenfalls, woraus die Forscher den Schluss zogen, dass die kinematischen Veränderungen in der Laufbewegung bei körperlicher Erschöpfung mit einer Vergrößerung der Stoßbeschleunigung einhergehen, was auch zu einer Überbelastung und in Folge zu Verletzungen im Unterschenkel führen kann.

Williams et al. versuchten in einer Studie von 1991 kinematische Veränderungen von Probanden im erschöpften Zustand während eines College Wettkampfes, eines nicht wettbewerbsorientierten Laufes, und eines gleichmäßigen Laufes am Laufband zu identifizieren. Die Auswertungen zeigten nur geringe Veränderungen im erschöpften Zustand. Die Schrittlänge erhöhte sich signifikant, die maximale Knieflexion während der Schwungphase vergrößerte sich, und die maximale Winkelstellung des Oberschenkels während der Hüftflexion vergrößerte sich ebenso. Die Ergebnisse während der Erschöpfung zeigten zwar keine kollektiven Veränderungen der gesamten Gruppe, für einzelne Personen waren sie aber teilweise groß.

Um schnelle und langsame Läufer miteinander vergleichen zu können, sammelten Siler & Martin (1991) in regelmäßigen Abständen Koordinationsdaten von 9 schnellen und 10 langsamen männlichen Läufern. Die Probanden liefen am Laufband bis zur freiwilligen Ausbelastung in ihrem 10km Wettkampftempo. Da sich die Läufer mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten am Laufband bewegten, wurden die gesammelten Daten relativ zu ihren Laufzeiten betrachtet und verglichen. Die Forscher fanden signifikante aber kleine Veränderungen in der durchschnittlichen Schrittlänge (steigend), Bewegungsumfang des Oberschenkels (steigend), der maximalen Oberschenkelflexion (steigend), und der maximalen Oberschenkelexension (steigend). Unterschiede zwischen beiden Gruppen konnten die Forscher keine feststellen.

Hinrichs et al. (1987) untersuchten zehn männliche Hobbyläufer, um die Auswirkungen der Armbewegungen beim Laufen auf den Körperschwerpunkt aufzuzeigen. Die Probanden wurden mit einem dreidimensionalen Kinematografen gefilmt, während sie auf

dem Laufband mit 3.8m/s, 4.5m/s, und 5.4m/s laufen mussten. Mit einem mathematischen Modell wurden die Auswirkungen des Armschwunges auf die dreidimensionale Bewegung des Körperschwerpunktes und auf den vertikalen und horizontalen Vortriebsimpuls errechnet. Die Armbewegung reduziert die horizontalen Vorwärts-, Rückwärts- und seitlichen Auslenkungen des Körperschwerpunktes, um den Läufer in seiner horizontalen Geschwindigkeit Konstanz zu verleihen. Die Bewegungsausmaß in vertikaler Richtung vergrößerte sich durch dem Armschwung. Dabei haben die Arme ungefähr 5-10% Anteil am gesamten Hub der Laufbewegung, wobei sich die Beteiligung mit steigender Laufgeschwindigkeit erhöhte.

2.2.1 Zusammenfassung der Literaturrecherche

Die Literaturrecherche zeigt einen deutlichen Nachholbedarf an Studien, die sich mit Anpassungserscheinungen des Körpers, insbesondere der Veränderung des Körperschwerpunktes in der Laufbewegung, aufgrund von zunehmender Belastung bis hin zur körperlichen Erschöpfung, befassen. Vor allem die vertikalen Bewegungen, die der Körperschwerpunkt in seiner oszillierenden Kurve während des Laufschrilles erfährt, wurden nach ökonomischen Gesichtspunkten wenig erforscht.

Viele Untersuchungen zielen auf kinematische Veränderungen mit Schwerpunkt auf Parameter wie Schrittlänge, Schrittfrequenz, Flexion und Extension von Knie und Hüfte, etc. ab. Wenige Studien befassen sich mit den biomechanischen Laufmodellen wie das Feder-Masse Modell oder Spring-Mass-Model (vgl. Blickhan (1989), McMahon & Cheng (1990), die sich aber vorwiegend mit der vertikalen Steifigkeit und der Beinsteifigkeit befassen und nur indirekt auf den Körperschwerpunkt eingehen.

Weiterhin fällt auf, dass ein großer Teil der gefundenen Untersuchungen mit sehr kleinen Stichproben durchgeführt wurde, die teilweise auch gemischtgeschlechtlich und damit, aufgrund der unterschiedlichen biologischen Voraussetzungen von Frauen und Männern, nur bedingt miteinander vergleichbar sind. Ebenso wurde oft das methodische Vorgehen nicht deutlich beschrieben, so dass ein Leser nicht immer nachvollziehen kann, wie die Daten entstanden sind und oft nur schlecht abschätzen kann, wie groß eventuelle Fehlerquellen sein können.

Generell wurden die meisten Studien in diesem Forschungsgebiet unter Laborbedingungen durchgeführt. Die Laufgeschwindigkeiten wurden dabei oft von den Untersuchungsleitern vorgegeben und die Laufzeiten betragen in vielen Fällen nur zwischen 30 und 60 Minuten.

2.3 Ableitung der Fragestellung

Aufgrund der wenigen Laufstudien im Feld, die sich mit Ermüdungseffekten und Anpassungserscheinungen des Körpers befassen, ergab sich die Notwendigkeit einer weiteren biomechanischen Untersuchung, um das Verhalten des menschlichen Körpers im erschöpften Zustand unter Wettkampfbedingungen besser verstehen zu können.

Gerade im Mittel- und Langstreckenlauf sind die Energiebereitstellung und der Energieaufwand leistungslimitierende Faktoren, da eine Laufgeschwindigkeit nur so lange gehalten werden kann, wie der/die Läufer/Läuferin der Muskulatur die benötigte Energie bereitstellen kann. Es wird versucht, die Laufbewegung möglichst ressourcenschonend auszuführen, um eine bestimmte Leistung für einen größeren Zeitraum aufrechterhalten zu können.

Die vorliegende Arbeit soll eine biomechanische Bewegungsanalyse der Laufbewegung im Langstreckenlauf mit folgenden Kriterien liefern:

- ✓ Analyse der Laufbewegung unter wettkampfnahen Bedingungen im Feld
- ✓ Mehrere Messzeitpunkte um den Verlauf kinematischer Veränderungen verfolgen zu können
- ✓ Messungen im frischen und erschöpften Zustand der Probanden
- ✓ Verwendung von Hochgeschwindigkeitskameras, die (über Gigabit Ethernet-Schnittstellen) synchronisiert werden
- ✓ Eine größere Probandenzahl als bei den meisten existierenden Analysen (> 15)
- ✓ Gut trainierte Probanden mit jahrelanger Lauferfahrung und einer bestimmten Mindestlaufzeit auf die Halbmarathondistanz, womit Anfänger mit unorthodoxen Laufmustern ausgeschlossen werden können
- ✓ Reproduzierbarkeit der Aufnahmesituation durch einen standardisierten Durchlaufbereich, um Messungen an verschiedenen Tagen miteinander vergleichen zu können

Ausgehend von der Annahme, dass der menschliche Körper, während einer länger andauernden Belastung und somit mit zunehmender Erschöpfung, in seinen Bewegungen ökonomischer wird, um den Energieaufwand so niedrig wie möglich und nötig zu halten, sollen in der vorliegenden Arbeit Parameter gefunden werden, die auf mögliche biomechanische Anpassungen hinweisen.

Aus diesem Ansatz lassen sich folgende übergeordneten Arbeitshypothesen für diese Untersuchung ableiten:

H₀: Mit Hilfe einer kinematischen Videoanalyse im Feld lassen sich keine Bewegungsparameter finden, die auf Anpassungen des menschlichen Körpers hin zu einer Ökonomisierung der Lauftechnik vermuten lassen.

H₁: Mit Hilfe einer kinematischen Videoanalyse im Feld lassen sich Bewegungsparameter finden, die auf Anpassungen des menschlichen Körpers hin zu einer Ökonomisierung der Lauftechnik vermuten lassen.

Um die oben genannten übergeordneten Arbeitshypothesen überprüfen zu können, werden mehrere Einzelstudien durchgeführt. Dabei werden verschiedene Parameter jeden Messzeitpunktes miteinander verglichen, um Unterschiede in ihrer Ausprägung und damit Veränderungstendenzen festzustellen. Die einzelnen Ergebnisse werden in den dazugehörigen Teiluntersuchungen dargestellt und erläutert.

3 Methodik

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Analyse der Veränderung des Körperschwerpunktes (KSP) und Winkel der unteren Extremitäten von Langstreckenläufern während einer Halbmarathondistanz. Die bei Testungen aufgenommenen Videobilder werden manuell digitalisiert und danach 2D-Koordinaten von definierten Körperpunkten und –segmenten berechnet. Diese Daten werden herangezogen, um die später beschriebenen Parameter zu berechnen. Nach der Berechnung der nötigen Parameter folgt eine statistische Auswertung.

Es darf davon ausgegangen werden, dass sich die Laufbewegungen eines Athleten auf einer Laufstrecke zu jenen auf einem Laufband im Labor unterscheiden. Für diese Studie wurde eine Laufstrecke mit passendem Profil gesucht, um gemessene Parameter und Ergebnisse aus möglichst realen Bedingungen zu bekommen. Es handelt sich somit um eine Felduntersuchung.

Die Beschreibung der Vorgehensweise gliedert sich in verschiedene Abschnitte. Zuerst wird das Setup beschrieben, welches für die Aufnahme der einzelnen Videosequenzen verwendet wurde. Anschließend wird beschrieben, wie aus den aufgenommenen Videobildern die erforderlichen Parameter zur weiteren Untersuchung gewonnen wurden. Dabei wird die genaue Berechnung des Körperschwerpunktes behandelt, bevor in einem kurzen Abschnitt die Probandenstichprobe skizziert wird. Ein weiterer Abschnitt beschreibt die Aufbereitung der Daten für die statistische Auswertung. Im Abschluss dieses Kapitels wird die Methodik kritisch betrachtet und auf Stärken bzw. Schwächen eingegangen.

3.1 Das Setup

In der Messstation wurden zwei Hochgeschwindigkeitskameras aus der „pilot“ Serie der Firma Basler positioniert, die für die Aufzeichnung über Netzwerkkabel mit einem Laptop verbunden wurden (siehe Kap. 3.1.3). Jeder Proband wurde mit mehreren Markern ausgestattet (siehe Kap. 3.1.5) und musste fünf Mal die Messstation passieren. Eine ausführliche Beschreibung folgt in den nachstehenden Unterkapiteln.

3.1.1 Streckenprofil

Bei der Auswahl der Laufstrecke mussten mehrere Faktoren berücksichtigt werden. Zum einen spielte die gute Erreichbarkeit und die Nähe zu Wien eine wichtige Rolle, zum

anderen mussten die Bedingungen für die Läufer optimal sein. Dabei wurden auf die Bodenbeschaffenheit (durchgehend Asphalt), möglichst wenige Höhenmeter und eine Rundenlänge von etwa 4 km, damit die Probanden mehrmals am Messpunkt vorbeilaufen mussten, geachtet.

Die Auswahl fiel auf die Strecke rund um den Wienerwaldsee in der Marktgemeinde Tullnerbach (Niederösterreich), 20 km westlich von Wien (siehe Abb.2). Eine Runde umfasst eine Länge von 4,26 km. Um die Halbmarathondistanz zu erreichen, mussten die Läufer 5 Runden absolvieren, woraus eine Gesamtlänge der Laufstrecke von etwa 21,3 km resultiert.

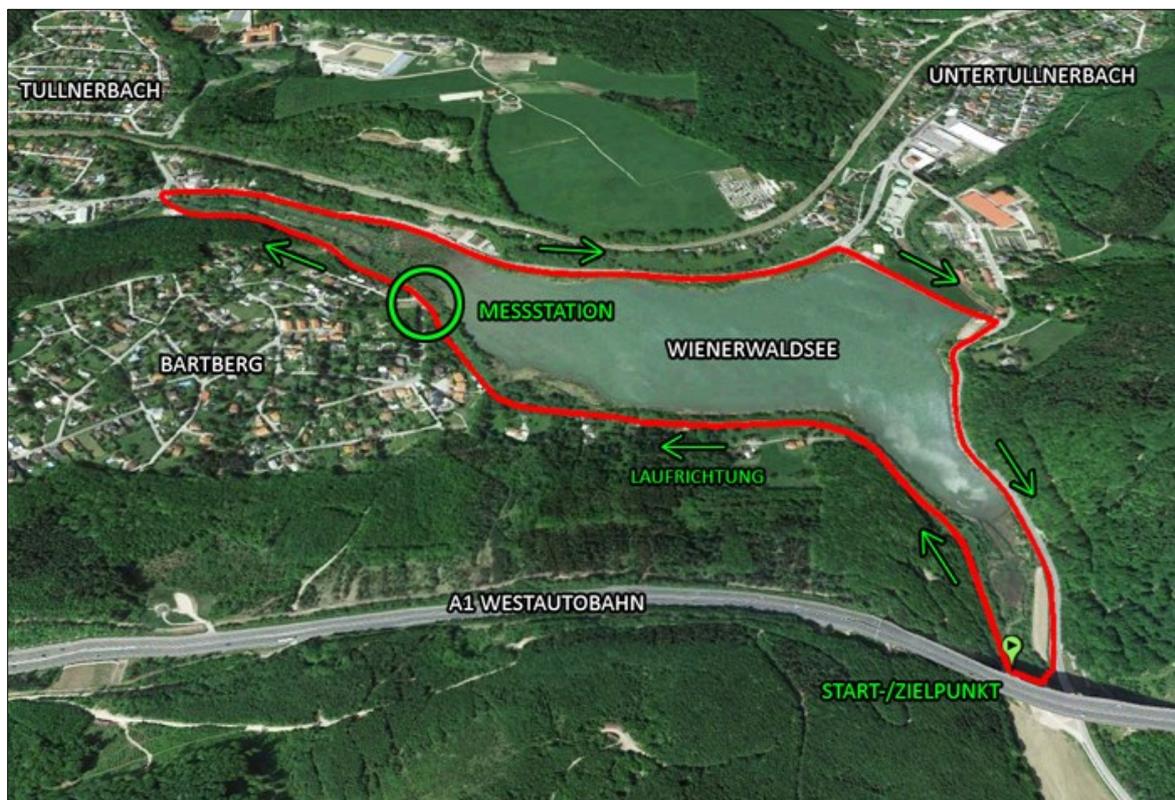


Abb. 2: Verlauf der Laufstrecke rund um den Wienerwaldsee
Quelle: Google™earth

Startpunkt:

Meereshöhe: 298 m

Geographische Lage: N 48°10'32.385"

E 16°7'19.747"

Gesamtlänge: 4,26 km

5 Runden : ca. 21,3 km

3.1.2 Standardisierter Durchlaufbereich

Da die Messungen an verschiedenen Tagen stattfanden, musste ein Durchlaufbereich konstruiert werden, der bei jeder weiteren Messung rekonstruiert werden konnte (siehe Abb.3). Im Bereich der Kameras wurde am Asphalt die Lauflinie markiert, damit die Läufer genau in der Mitte der beiden Kameras aufgenommen werden konnten. Die Blickrichtung und Position der beiden verwendeten Kameras wurde parallel um einen Meter versetzt, um einen möglichst großen Aufnahmebereich zu erzielen. So konnte sichergestellt werden, dass, je Proband und Aufnahme, beide Füße zumindest einmal zum Zeitpunkt des Aufsetzens des Fußes aufgenommen wurden.

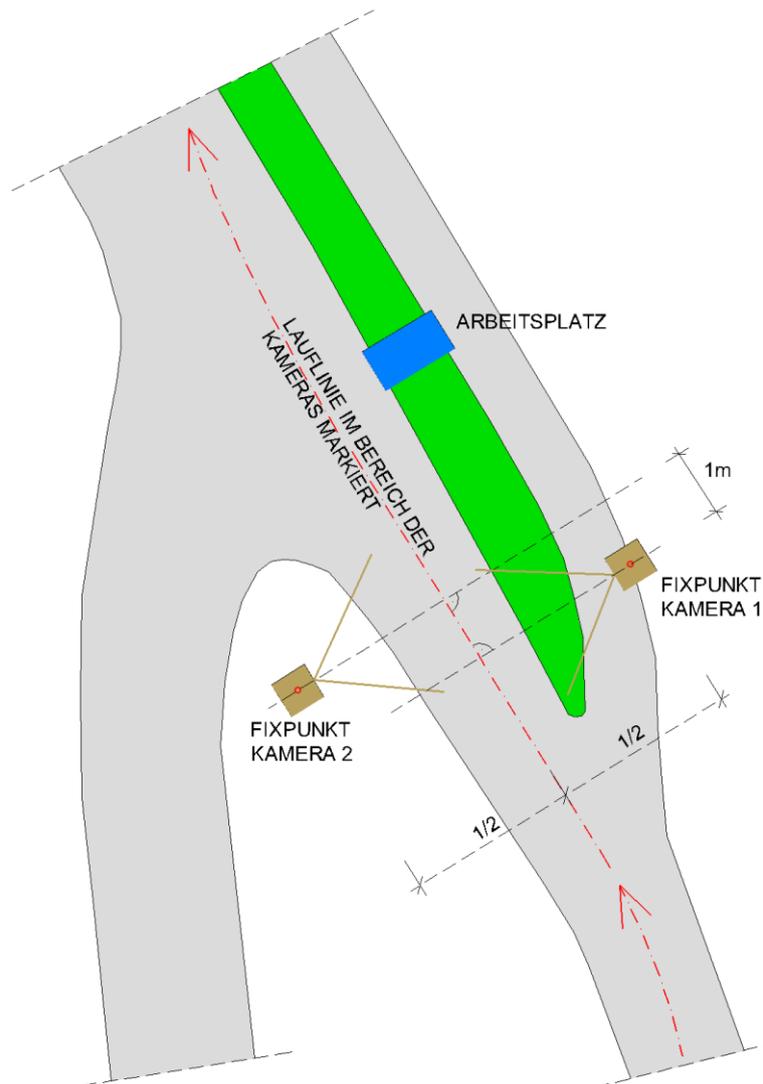


Abb. 3: Skizzierung des standardisierten Durchlaufbereichs

3.1.3 Kamerafrequenz und Kamerasynchronisation

Für die Videoaufnahmen der einzelnen Sequenzen wurden zwei Hochgeschwindigkeitskameras der Firma Basler¹ verwendet. Hierbei handelte es sich um Kameras vom Typ *piA640-210gc* (siehe Abb. 4) mit einer Bildwiederholrate von 210 Bildern pro Sekunde und einer Auflösung von 646x486 Pixel. Die verwendeten Objektive *C60812 – H6Z810* (siehe Abb. 4) der Firma Pentax² hatten eine Brennweite von 8.0-48.0mm und eine manuell einstellbare Blende (1.0-22). Die hohen Aufnahmefrequenzen der beiden Kameras ermöglichten eine genaue Digitalisierung einer fließenden Bewegung der Probanden.



Abb. 4: Basler pilot *piA640-210gc* von vorne, hinten und Pentax *C60812 – H6Z810* Objektiv
Quelle: <http://www.baslerweb.com/> und <http://www.jencam.de/>

Die zwei Basler Kameras wurden über ein eigenes Softwaresystem gesteuert. Dabei wurde auf eine in der Programmierumgebung *LabVIEW*³ erstellte Benutzeroberfläche von DI (FH) Philipp Kornfeind (Universität Wien – Institut für Sportwissenschaft) zurückgegriffen, die eine reibungslose Aufnahme der einzelnen Sequenzen ermöglichte (siehe Abb. 5). Die Synchronisierung der beiden Kameras wurde über eine standardisierten GigE (Gigabit Ethernet) Schnittstelle mit einer Bandbreite von 1000 Mbit/s erreicht, die eine synchrone Echtzeitübertragung der Daten auf den Laptop bewerkstelligte und die Ansteuerung beider Kameras über deren IP-Adresse erlaubte.

¹ Basler AG, Ahrensburg, Deutschland

² Ricoh Company, Ltd., Tokio, Japan

³ National Instruments Corporation, Austin, Texas, USA

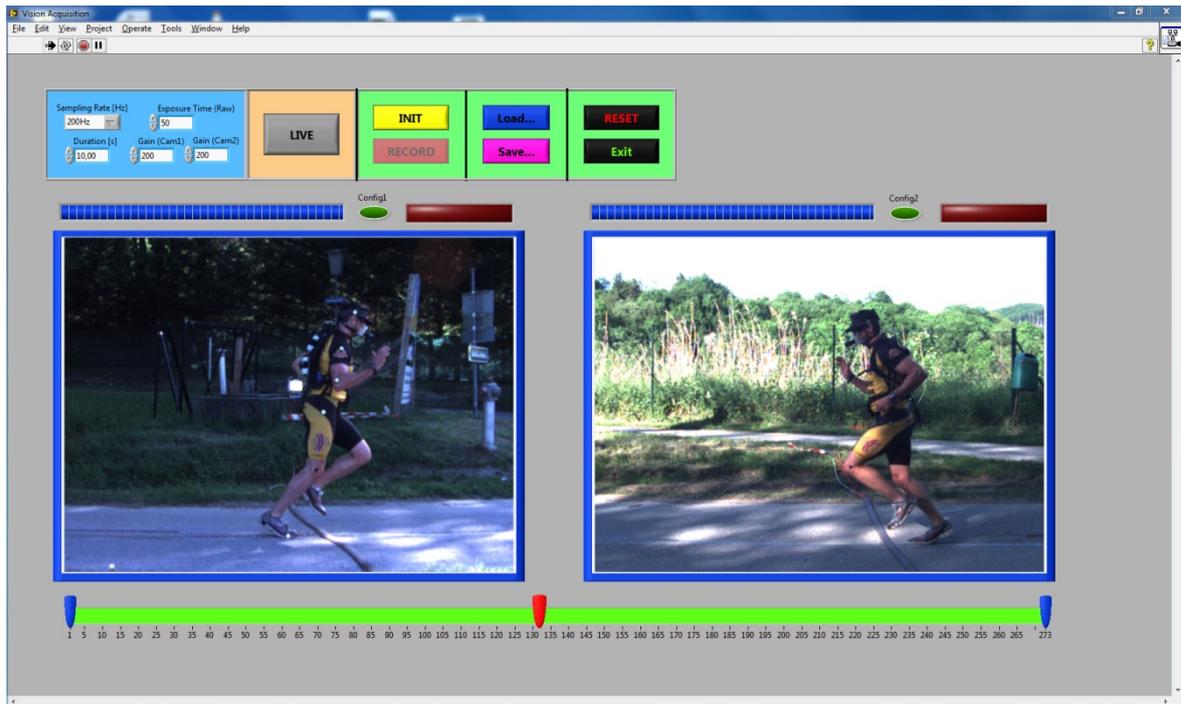


Abb. 5: Benutzeroberfläche für die synchrone Aufnahme der Sequenzen

3.1.4 Kalibrierung und Koordinatensystem

Zur Auswertung der Videodaten musste ein Bezugssystem hergestellt werden, über das sich die 2D-Koordinaten der einzelnen Körperpunkte abbilden lassen. Deshalb wurde ein zweidimensionales Koordinatensystem eingeführt und über einen Kalibrierungsrahmen verwirklicht. Der Rahmen mit den Abmessungen von 210cm Länge, 160cm Höhe und 40cm Tiefe wurde bei jeder neuen Messsituation in der Mitte zwischen den beiden Hochgeschwindigkeitskameras positioniert und über die Aufnahmesoftware erfasst (siehe Abb. 6).

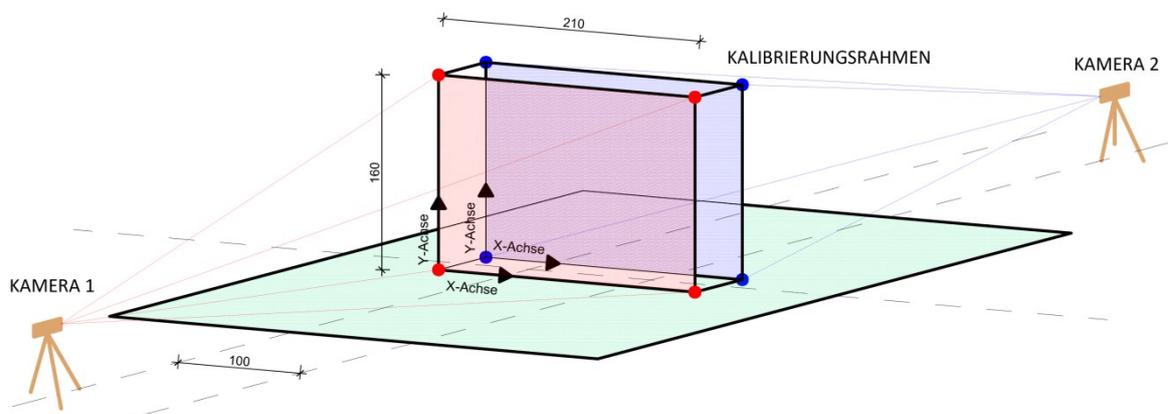


Abb. 6: Schematische Darstellung von Koordinatensystem und Kalibrierungsrahmen

Mit der Kalibrierung werden dem Videobild reale Raumkoordinaten zugewiesen. Dazu betrachtet man ein bekanntes Referenzobjekt (Kalibrierungssystem), dessen Abmessungen bekannt sind. Das Kalibrierungssystem vermisst die Ebene (bei zweidimensionaler Analyse), in der sich die Bewegung vollzieht. Es reicht aus, wenn das Kalibrierungssystem auf einem Bild zu sehen ist.

3.1.5 Setup der Probanden

Die Ermittlung des Körperschwerpunkts hat in der Biomechanik eine große Bedeutung, da er für die Lösung vieler biomechanischer Fragestellungen herangezogen wird (Willimczik, 1989). Für die vorliegende Arbeit interessiert vor allem die vertikale Veränderung des Gesamtkörperschwerpunktes in der Sagittalebene im Verlauf der Dauer eines Halbmarathons.

Für diese Studie wurde das Körpermodell nach *Hanavan* als Vorlage genommen, welches aus 15 rigiden Segmenten mit gleichförmiger Dichte besteht, die durch geometrische Formen wie Kegelstümpfe, Zylinder, Ellipsoide und Kugeln repräsentiert werden und zur Bestimmung des Körperschwerpunktes dient. Aus diesen geometrischen Formen können die Positionen der Massenzentren errechnet werden (Hanavan, 1964).

Aus Gründen der leichteren Durchführbarkeit der Untersuchung wurde das Modell nach Hanavan leicht abgeändert, indem der Rumpf als ein Segment betrachtet und der Unterarm mit der Hand ebenfalls zu einem Segment zusammengeführt wurde (siehe Abb. 7). Diese neuen Segmente mussten entsprechend den *Dempster's Body Segment Parameter Data for 2D Studies* (Winter, 1990) angepasst werden, um keine Verfälschungen bei der Berechnung des Gesamtkörperschwerpunktes zu produzieren.

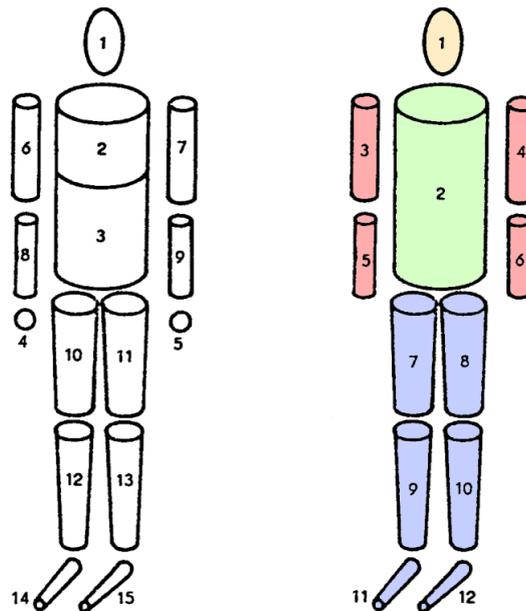


Abb. 7: links: Modell nach Hanavan; rechts: angepasstes Modell (mod. n. Hanavan, 1964, S.8)

Vor jeder Testung mussten die jeweiligen Probanden mit Markern versehen werden, die das manuelle Digitalisieren der Videobilder erheblich erleichterten und im Vergleich zur rein visuellen Bestimmung der Gelenkszentren zu einer höheren Genauigkeit führten. Als Marker wurden runde, reflektierende Scheibenmarker mit einem Durchmesser von 25mm verwendet, die vorzugsweise auf die Hautoberfläche oder auf hautenge Bekleidung der Probanden geklebt wurden (siehe Abb. 8). Die genauen Beklebungspunkte wurden anhand der *Empfehlungen der International Society of Biomechanics für die Definition der Koordinatensysteme verschiedener Gelenke für die Auswertung von menschlichen Gelenkbewegungen* (Wu et al., 2002, 2005) durch Palpation lokalisiert und nach einem standardisierten Protokoll markiert. Die reflektierenden Scheibenmarker wurden wie folgt platziert:

- | | | |
|-------------------|------------------|--|
| 1. Kopf | - links/rechts - | Fossa temporalis |
| 2. Schultergelenk | - links/rechts - | Glenohumeral rotation center, estimated by regression or motion recordings |
| 3. Ellbogengelenk | - links/rechts - | Most caudal point on lateral epicondyle |
| 4. Handgelenk | - links/rechts - | ulnar styloid |
| 5. Hüftgelenk | - links/rechts - | Trochanter major |
| 6. Kniegelenk | - links/rechts - | The most lateral point on the border of the lateral tibial condyle |
| 7. Fußgelenk | - links/rechts - | Tip of the lateral malleolus |
| 8. Ferse | - links/rechts - | Posterior calcaneus |
| 9. Zehe | - links/rechts - | 5th toe joint |



Abb. 8: Beispiel eines Markersets bei optimalen Lichtverhältnissen

Da eine Anbringung der Marker an den Handgelenken nicht möglich war, wurden den Probanden an beiden Handgelenken Pulsuhren befestigt, die beim Tracken als Referenzpunkte dienten.

Aufgrund von Schweiß oder Vibrationen abgelöste Marker mussten bei der Videoanalyse durch visuelle Bestimmung von Gelenken ersetzt werden. Diese Fehlerquelle und die durch die Bewegung entstehende Problematik der Hautverschiebung konnten nicht verhindert werden.

3.1.6 Aufzeichnung der Sequenzen

Zu Beginn jeder Testphase musste der Kalibrierungsrahmen an einer definierten Stelle, in der Mitte zwischen den beiden Kameras, aufgestellt und von den Kameras erfasst

werden. In der Analyse mit der Bewegungsanalysesoftware *SIMI Motion*⁴ ist nur ein Bild notwendig, um den vier Rahmenecken die realen Koordinaten zuzuweisen. Nach der Kalibrierung können im Programm beliebige Strecken in X- und Y- Richtung gemessen werden und dienen z.B. für die Analyse der Veränderung der Schrittlängen oder der einzelnen Winkelstellungen zwischen den Gelenksschenkeln.

Die Aufzeichnung bzw. Datenspeicherung der einzelnen Sequenzen passierte, wie in Kap. 3.1.3 erwähnt, über ein in der Programmierumgebung LabVIEW erstelltes Programm. Die von DI (FH) Philipp Kornfeind programmierte Benutzeroberfläche erlaubte die Einstellung von Aufnahmefrequenz, Belichtungszeit, Verstärkung für beide Kameras getrennt und Aufnahmedauer, was individuelle Anpassungen je nach Lichtverhältnissen ermöglichte. Bei Aufnahmen zu späteren Tageszeiten oder schlechten Lichtverhältnissen wurden zusätzlich neben beiden Kameras LED-Scheinwerfer aufgestellt, die auf das Zielobjekt strahlten und so die reflektierenden Scheibenmarker besser sichtbar machten.

Schwierige Verhältnisse durch Sonneneinstrahlung, die sich von Runde zu Runde veränderte, bedingte zusätzlich die Notwendigkeit der Justierung der Blende an den Objektiven der Kameras.

Da als Laufstrecke ein Rundkurs gewählt wurde, konnten die Probanden bei jedem Umlauf mit den Kameras erfasst werden. So wurden je Testperson von links und rechts jeweils fünf Sequenzen aufgezeichnet, die in *SIMI Motion* aufbereitet wurden und den Vergleich der einzelnen Runden eines Probanden bzw. die Veränderungen verschiedener kinematischer Parameter im Fortlauf der Zeit ermöglichten.

3.2 Manuelles Digitalisieren der Videobilder

Insgesamt konnte bei 22 Messungen Videomaterial in der Größe von circa 62 Gigabyte gewonnen werden. Die einzelnen Positionen der Körpersegmente, welche zur Beschreibung der Laufbewegung notwendig sind, wurden mittels *SIMI Motion* manuell digitalisiert. Für die Auswertung der Bewegungen wurden, wie schon in Kapitel 3.1.2 erläutert, zwei digitale Hochgeschwindigkeitskameras verwendet.

Das notwendige Zeitfenster für das Durchlaufen der Aufnahmezone wurde nach dem Importieren der Videos in der Software eingegrenzt. Die Dauer für das Passieren des Aufnahmebereiches umfasste circa 0,5 – 0,8 Sekunden.

⁴ Simi Reality Motion Systems GmbH, Unterschleißheim, Deutschland

Die Markierung der einzelnen Körpersegmentpunkte Kopf, Schultergelenk (li/re), Ellenbogengelenk (li/re), Handgelenk (li/re), Hüftgelenk (li/re), Kniegelenk (li/re), Sprunggelenk (li/re), Ferse (li/re) und Fußspitze (li/re) erfolgte per Mausklick und ergibt ein in Abbildung 9 dargestelltes Modell eines Athleten.

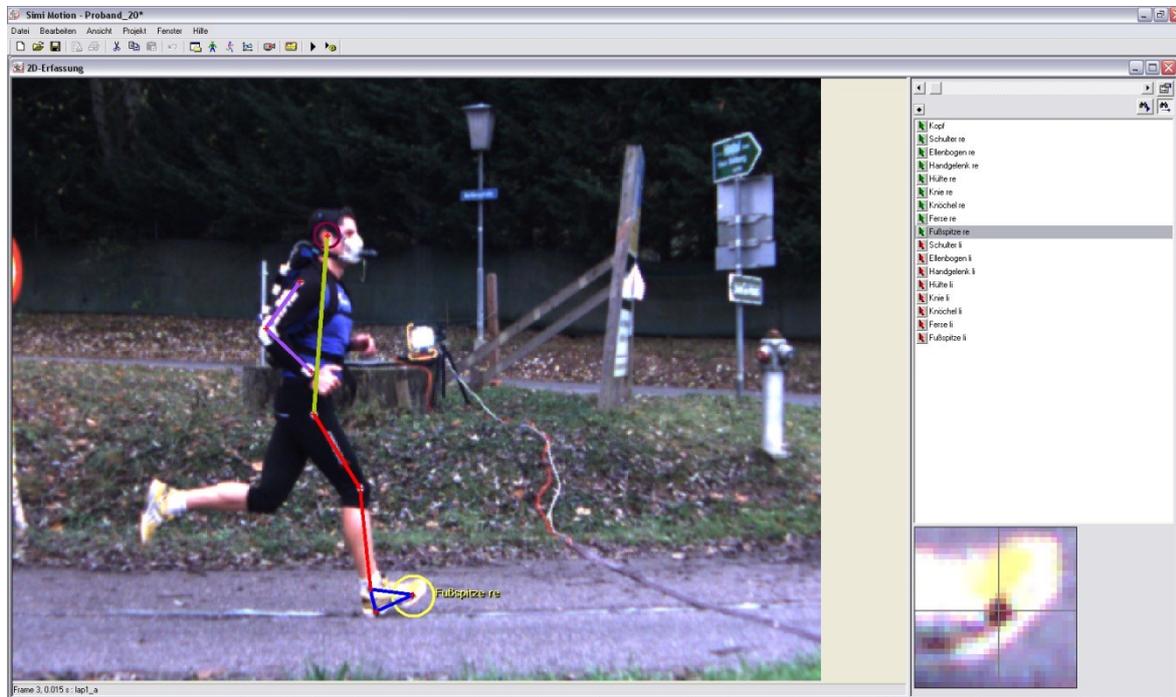


Abb. 9: Modell eines Athleten nach Erfassung der Marker

SIMI Motion bietet zwar die Möglichkeit, die Markerpunkte automatisch erfassen zu lassen, jedoch gelingt diese Funktion nur unter Laborbedingungen und sehr guten Lichtverhältnissen mit starken Kontrasten zu den Scheibenmarkern wirklich gut. Unter den gegebenen Bedingungen waren die Abweichungen zu den tatsächlichen Punkten zu groß und damit musste zur manuellen Methode gewechselt werden. Das bedeutet, dass die Markierungen in jedem einzelnen Videobild per Mausklick erfasst werden mussten.

Je Proband und Runde mussten für beide Kameras jeweils etwa 130 Bilder auf diese Weise markiert werden. Für einen vollständigen Datensatz (Proband) waren somit 1300 Klicks notwendig. Insgesamt wurden für die Analyse, ohne Fehlerkorrekturen einzurechnen, circa 28600 Punkte von Hand pixelgenau digitalisiert. Der Aufwand dieses Arbeitsschrittes kann daraus erahnt werden.

3.2.1 Bestimmung des Körperschwerpunktes in SIMI Motion

Um die translatorische Gesamtbewegung eines Körpers beschreiben zu können, bietet sich der KSP als vereinfachtes Abbild des Gesamtkörpers an. Der KSP kann wie folgt definiert werden:

Für ein System von Massenpunkten oder starrer Teilkörper definierter Punkt, der sich nach den Gesetzen der Mechanik so bewegt, als ob die gesamte Masse des Systems in ihm vereinigt wäre und alle auf das System einwirkenden äußeren Kräfte an ihm angreifen würden. Der Bewegungszustand des KSP kann demnach nur durch äußere Kräfte verändert werden. (Röthig, Becker, Carl, Kayser & Prohl, 1992, S. 259)

Die Bewegungsanalysesoftware *SIMI Motion* bietet neben anderen Modellen die Möglichkeit, den KSP nach *Dempster* zu berechnen. Die Auswahl dieses Modelles begründet sich für diese Untersuchung mit der Möglichkeit, Segmente zusammenfassen zu können. Diese Notwendigkeit wird im Folgenden beschrieben.

Bevor der Körperschwerpunkt berechnet werden konnte, musste die Vorlagedatei des Körperschwerpunktmodelles *Dempster.cgd* modifiziert werden. Da an den Händen der Probanden aus praktischen Gründen keine Marker geklebt werden konnten, wurden die beiden Körperteile *Hand* und *Unterarm* in ein Segment zusammengefasst. Dieses neue Segment, *lower arm & hand*, musste entsprechend den *Dempster's Body Segment Parameter Data for 2D Studies* (Winter, 1990) angepasst werden.

Die Änderung und Anpassung der Vorlagedatei für die Berechnung des Gesamtkörperschwerpunktes wurde nach folgender Vorgehensweise erzeugt:

1. Punkte 30311 und 20311 (middle finger middle joint right / left) aus der Liste löschen
2. Ändern der Punkte 30300 und 20300 auf „30200“ und „20200“ und Umbenennung auf „right wrist / left wrist“
3. Segmente 6 und 7 (hand right / left) löschen
4. Segmente wieder fortlaufend nummerieren
5. Segmente 4 und 5 (lower arm right / left) ändern auf „lower arm & hand right / left“
6. Ändern von *Mass* und *SegmentCoGFactor* laut den Vorgaben von Winter (1990)
7. Ändern der *Points* im Segment auf „30100, 30200“ und „20100, 20200“

Da in *SIMI Motion* im 2D-Modus pro Kamera nur in einer Ansichtsseite (rechts oder links) die Marker erfasst werden können, aber für die Berechnung des Körperschwerpunktes beide Seiten notwendig sind, mussten die 2D Koordinaten der linken und rechten Seite in eine Datei zusammengefügt werden. Denn nur mit einer vollständigen Liste der einzelnen Körpersegmente ist es möglich, den Körperschwerpunkt mit *SIMI Motion* zu berechnen. Dabei wurde folgende Vorgehensweise gewählt:

1. Export der Daten aus *SIMI Motion: Projekt* → *Export 3D-Daten...*
 - Datengruppe: 2D: 2D-Koordinaten (Standard)
 - Dateiformat: TXT-Text
 - Glättung: keine
2. Import der Daten in *Microsoft Excel*⁵: *Daten* → *Aus Text*
 - Rechte und linke Seite getrennt importieren
 - Daten beider Seiten in eine Datei zusammenfügen
 - Speichern unter *.txt
3. Import der neuen Datei in *SIMI Motion: Projekt* → *Import* → *Import von speziellen Dateien...*
 - Simi Motion 3D Data with ID → OK
 - Datei auswählen → OK

Nach diesem Vorgang wird in *SIMI Motion* eine neue Datengruppe mit der Bezeichnung „Simi Motion 3D“ erstellt, die aber zur genaueren Zuordnung umbenannt wurde auf z.B. „reli1“, wobei die Zahl die jeweilige Runde wiedergibt. Nach der Umbenennung musste die Frequenz wieder auf 200Hz gestellt werden die durch den Importierungsvorgang zwischenzeitlich auf 100Hz abgefallen ist.

Nach diesen Schritten konnte der Gesamtkörperschwerpunkt in *SIMI Motion* für jeden Probanden und jeder einzelnen Runde berechnet werden.

3.2.2 Winkelberechnung in SIMI Motion

Um neben dem KSP weitere Indizien für eine Ermüdung der Probanden finden zu können, wurden für jede Runde die Winkel des Sprung-, Knie- und Hüftgelenkes in der Sagittalebene hinzugefügt. Der Vergleich und die Beobachtung von Veränderungen lassen auf Ermüdungserscheinungen schließen.

⁵ Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA

Die Winkel werden in 2D über 3 Punkte gemessen, und besitzen somit einen Scheitel und 2 Schenkel (siehe Abb. 10). Der Sprunggelenkwinkel, mit dem Scheitel im Knöchel und den beiden Schenkel bis zum Kniegelenk und den Zehen, der Kniewinkel, mit dem Scheitel im Kniegelenk und den Schenkel bis zum Knöchel und Hüftgelenk und der Hüftwinkel, mit dem Scheitel im Hüftgelenk und den Schenkeln bis zum Kniegelenk und Kopf. Da es durch die Laufbewegung zu einer beobachteten Verdrehung des Rumpfes und der Schulter kommt, wurde beim Hüftwinkel ein Schenkel anstatt zur Schulter zum Kopfmarker geführt, da dieser keinen Verdrehungen unterliegt und als Verlängerung der Wirbelsäule zuverlässigere Daten liefert. Dass dieses Modell die Lage des Rumpfes nicht exakt wiedergibt, war dabei nicht von Bedeutung, da in der Analyse nur die Veränderung des Winkels interessierte und nicht die Größe an sich.

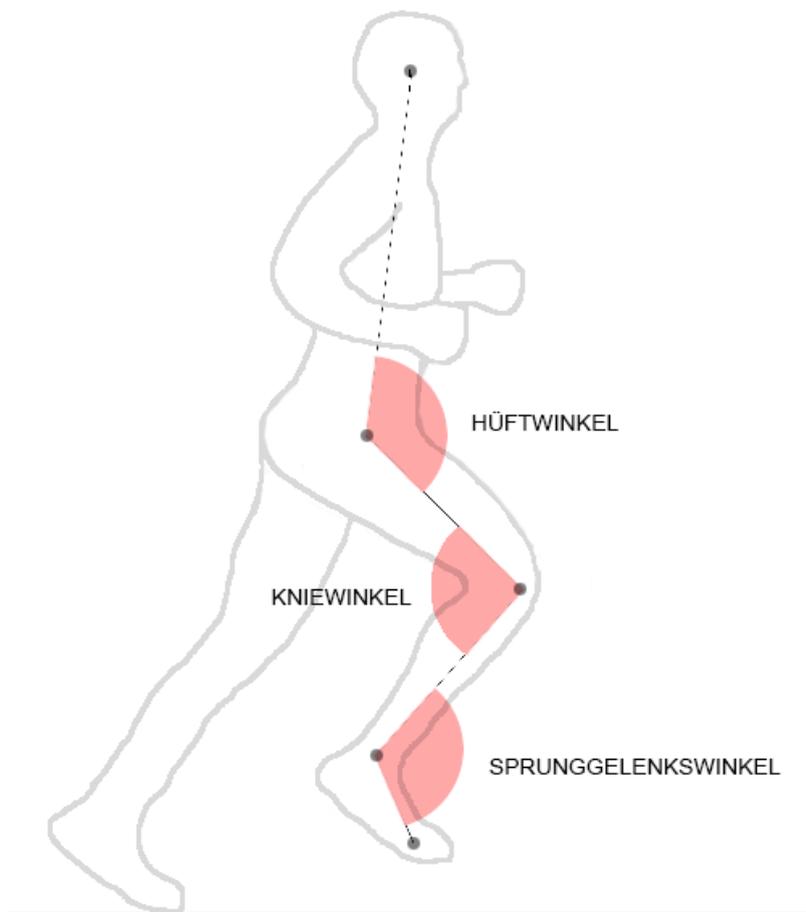


Abb. 10: Hüft-, Knie- und Sprunggelenkwinkel in der Sagittalebene

3.3 Die Stichprobe

Da diese Arbeit, wie anfangs erwähnt, zusammen mit der Studie und Diplomarbeit von Puggl & Pichler (2013) durchgeführt wurde, konnten die Probanden aus der gemeinsamen Rekrutierung für die Untersuchung herangezogen werden. Als Voraussetzung für die Teilnahme an der Studie galten folgende Kriterien:

- männliche Personen
- Alter zwischen 20 und 50 Jahren
- Halbmarathonerfahrung
- persönliche Bestzeit im Halbmarathon unter 1h 35min

Für die Rekrutierung der Probanden wurden Infozettel an verschiedenen öffentlichen Plätzen aufgehängt, sowie per Email versendet und Kontakt mit Leichtathletikvereinen aufgenommen.

3.3.1 Stichprobengröße

Nach einer mehrmonatigen Rekrutierungsphase konnten insgesamt 36 Personen für die Studie gewonnen werden, wobei von 22 Probanden Daten für die Untersuchung vorliegen. Die restlichen Probanden konnten aufgrund von äußeren Bedingungen, technischen Gebrechen und zeitlichen Engpässen nicht an der Messstation für die Videoaufnahmen erfasst werden.

3.3.2 Anthropometrische Daten der Probanden

Die 22 männlichen Probanden waren zum Messzeitpunkt im Durchschnitt 34,9 Jahre alt, hatten eine durchschnittliche Größe von 177,1cm und wogen im Schnitt 71,4kg, was einen durchschnittlichen BMI von 22,7 ergab. In Tabelle 1 sind die anthropometrischen Daten der Athleten, inklusive den jeweiligen Halbmarathon Bestzeiten, sowie die bei den Testungen gelaufenen Zeiten, ersichtlich.

Tab. 1: Anthropometrische Daten der Probanden (n=22)

| Proband | Alter | Größe | Gewicht | BMI | HM-Bestzeit | HM-Testlauf |
|-----------|-------|-------|---------|------|-------------|-------------|
| Proband 1 | 34 | 182 | 72 | 21,7 | 1h 15 min | 01:20:23 |
| Proband 2 | 37 | 181 | 75 | 22,9 | 1h 28 min | 01:35:40 |
| Proband 3 | 48 | 169 | 66 | 23,1 | 1h 21 min | 01:30:03 |
| Proband 4 | 50 | 175 | 69 | 22,5 | 1h 27 min | 01:35:53 |

| | | | | | | |
|------------|----|-----|----|------|-----------|----------|
| Proband 5 | 32 | 172 | 65 | 22,0 | 1h 20 min | 01:26:09 |
| Proband 6 | 33 | 171 | 69 | 23,6 | 1h 15 min | 01:24:52 |
| Proband 7 | 34 | 178 | 76 | 24,0 | 1h 23 min | 01:32:05 |
| Proband 8 | 30 | 183 | 77 | 23,0 | 1h 30 min | 01:26:00 |
| Proband 9 | 24 | 180 | 68 | 21,0 | 1h 28 min | 01:30:40 |
| Proband 10 | 32 | 188 | 89 | 25,2 | 1h 27 min | 01:34:21 |
| Proband 11 | 33 | 176 | 75 | 24,2 | 1h 33 min | 01:43:22 |
| Proband 12 | 50 | 175 | 70 | 22,9 | 1h 21 min | 01:31:08 |
| Proband 13 | 37 | 187 | 76 | 21,7 | 1h 31 min | 01:30:07 |
| Proband 14 | 34 | 171 | 67 | 22,9 | 1h 15 min | 01:20:30 |
| Proband 15 | 31 | 168 | 59 | 20,9 | 1h 07 min | 01:10:35 |
| Proband 16 | 34 | 176 | 61 | 19,7 | 1h 13 min | 01:17:50 |
| Proband 17 | 31 | 175 | 75 | 24,5 | 1h 27 min | 01:25:30 |
| Proband 18 | 29 | 176 | 72 | 23,2 | 1h 17 min | 01:35:41 |
| Proband 19 | 24 | 186 | 84 | 24,3 | 1h 37 min | 01:45:55 |
| Proband 20 | 39 | 174 | 70 | 23,1 | 1h 26 min | 01:27:40 |
| Proband 21 | 35 | 179 | 69 | 21,5 | 1h 23 min | 01:30:00 |
| Proband 22 | 37 | 175 | 66 | 21,6 | 1h 23 min | 01:27:55 |

| | | | | |
|-------|------|-------|------|------|
| MW | 34,9 | 177,1 | 71,4 | 22,7 |
| MAX | 50 | 188 | 89 | 25,2 |
| MIN | 24 | 168 | 59 | 19,7 |
| STABW | 6,9 | 5,6 | 6,9 | 1,3 |

Alter [Jahre]; Größe [cm]; Gewicht [kg]; BMI=Body Mass Index [kg/m²]; HM-Testlauf=Halbmarathonzeit im Testlauf [hh:mm:ss]

3.4 Kinematisch-dynamische Grundlagen

Die kinematische Beschreibung der Laufbewegung wird durch *Schrittparameter*, *Gelenkwinkel* und *KSP-Bewegung* dargestellt. Für die Beschreibung der Dynamik der Laufbewegung wird auf die Bestimmung des mechanischen Energieaufwandes eingegangen. Da die Bodenreaktionskräfte bei der vorliegenden Untersuchung nicht gemessen wurden, wird im Folgenden auch nicht näher darauf eingegangen.

3.4.1 Schrittparameter

Das sportliche Ziel des Langstreckenlaufes ist die Maximierung der mittleren Laufgeschwindigkeit und damit eine Reduzierung der Laufzeit. Die mittlere Laufgeschwindigkeit \bar{v} wird als Produkt der mittleren Schrittlänge \bar{l} und der mittleren Schrittfrequenz \bar{f} definiert:

$$\bar{v} = \bar{l} \cdot \bar{f} \quad (\text{Gleichung 1})$$

Laut Hay (1978, S. 383 ff.) setzt sich die Schrittlänge aus folgenden Teilen zusammen:

- *Stemmweite*: horizontaler Abstand zwischen KSP und Fußspitze beim Fußaufsatz
- *Abdruckweite*: horizontaler Abstand zwischen KSP und Fußspitze beim Fuß lösen
- *Flugweite*: horizontaler Weg des KSP während der Flugbewegung

Um eine Erhöhung der Laufgeschwindigkeit zu erreichen, muss die Schrittfrequenz und/oder die Schrittlänge vergrößert werden. Dabei ist die Höhe des Einflusses der beiden Faktoren von der jeweiligen Laufgeschwindigkeit abhängig. Während bei niedrigen Geschwindigkeiten die Schrittlänge einen größeren Einfluss auf die Laufgeschwindigkeit besitzt als die Schrittfrequenz (vgl. Cavanagh & Kram, 1990; Roy, 1981), geht bei höheren Laufgeschwindigkeiten die Geschwindigkeitserhöhung mit einer Vergrößerung der Schrittfrequenz einher (vgl. Luhtanen & Komi, 1978; Ballreich & Gabel, 1975).

3.4.2 Gelenkwinkel

In der Literatur werden kinematische Technikanalysen der Laufbewegung meist durch Körpergelenk- und Körpersegmentlagewinkel der unteren Extremitäten beschrieben (vgl. Abb. 10).

Simon (1998) beschreibt nach Analyse verschiedener Studien die Winkelmerkmale der unteren Extremität. Zu Beginn der Stützphase ist das Hüftgelenk des Stützbeins leicht gebeugt (148° - 156°), das Kniegelenk leicht gestreckt (150° - 170°) und das Fußgelenk ebenfalls leicht gebeugt (87° - 115°).

Im Zuge der Stützbewegung wird das Hüftgelenk bis zum Stützende kontinuierlich gestreckt (180° - 200°), das Kniegelenk während der vorderen Stützphase bis zu einem Winkel von 130° - 144° gebeugt und während der hinteren Stützphase, abhängig von der Laufgeschwindigkeit, auf etwa 160° gestreckt. Das Fußgelenk erreicht während der Stützphase eine maximale Dorsalflexion von 67° - 85° und vergrößert sich bei der anschließenden Plantarflexion am Ende der Stützphase auf einen Winkel von 115° - 123° .

Während des Schwungbeineinsatzes erreicht das Hüftgelenk bei maximaler Flexion einen Winkel von 119°-156°, die maximale Kniebeugung während der hinteren Schwungphase 40°-80° und das Fußgelenk bei der Dorsalflexion zwischen 66° und 90°. Die Werte variieren in Abhängigkeit von der jeweiligen Laufgeschwindigkeit.

3.4.3 KSP-Bewegung

Der KSP beschreibt in vertikaler Richtung eine oszillierende Kurve, deren Maximalwert während der Flugphase und Minimalwert während der Stützphase erreicht wird. Die Höhe der vertikalen Oszillation wird von der Laufgeschwindigkeit und der Lauftechnik beeinflusst. So stellten Luhtanen & Koni (1978) eine vertikale KSP-Oszillation von 10.9cm bei einer Laufgeschwindigkeit von 3.9m/sec, 8.6cm bei 6.4m/sec und 7.0cm bei 8.0m/sec fest. Buckalew et al. (1985) kamen bei der Untersuchung von 40 Marathonläuferinnen ($v=4\text{m/sec}$) zu einer mittleren vertikalen KSP-Veränderung von 6cm.

Die horizontale Laufgeschwindigkeit erfährt durch die positiven und negativen Beschleunigungen während der Stützphase leichte Veränderungen, die mittlere horizontale KSP-Geschwindigkeit bleibt aber konstant. Verschiedene Forscher beobachteten während der Stützphase Geschwindigkeitsabnahmen von 0.18m/sec bis 0.53m/sec. Die Geschwindigkeitszunahmen durch den Abdruck in Laufrichtung sind jedoch etwas höher, da zusätzlich der Luftwiderstand ausgeglichen werden muss (vgl. Cavanagh & Lafortune, 1980; Mero et al., 1992).

3.4.4 Mechanischer Energieverbrauch

Die Berechnung des mechanischen Energieverbrauches ist ein wesentlicher Bestandteil zur Bestimmung der Effizienz der Lauftechnik. Als Grundlage gilt die Überlegung, dass Läufer mit einer effizienteren Lauftechnik bei gleicher Laufgeschwindigkeit weniger mechanische Arbeit verrichten, als Läufer mit einer schlechteren Lauftechnik (vgl. Caldwell & Forrester, 1992).

Die gesamte Arbeit W , die zur Bewegung einer Masse m bei konstanter Geschwindigkeit v notwendig ist, ergibt sich aus folgender Gleichung und steckt dann in Form von kinetischer Energie E_{kin} im Massenpunkt:

$$W = \frac{1}{2} \cdot m \cdot v^2 = E_{kin} \quad (\text{Gleichung 2})$$

Wird eine Masse m gegen die Schwerkraft in vertikaler Richtung von der Höhe h verschoben, dann wird Hubarbeit W_{hub} verrichtet. Diese steckt dann in Form von potentieller Energie E_{pot} im Massenpunkt:

$$W_{hub} = m \cdot g \cdot h = E_{pot} \quad (\text{Gleichung 3})$$

Simon (1998) vergleicht die in der Literatur vorhandenen Modelle zur Bestimmung des mechanischen Energieverbrauches und unterscheidet zwischen KSP-Ansatz, Körpersegmentansatz, Gelenkmomentansatz und einer Kombination aus Segment- und Gelenkmomentansatz. Für die vorliegende Arbeit erscheint der Vergleich der vertikalen Bewegungsamplitude des KSP als geeignet und kann vereinfacht über die Hubarbeit (Gleichung 3) berechnet werden.

3.5 Ermittlung relevante Parameter

Um eine sportliche Bewegung analysieren zu können, müssen verschiedene Bewegungsparameter definiert und berechnet bzw. erfasst werden. Die Anzahl der Parameter und die Methoden zu deren Bestimmung sind abhängig vom Untersuchungsgegenstand und werden im folgenden Abschnitt behandelt.

3.5.1 Bestimmung von Bewegungsparametern

Eine verhältnismäßig einfache Methode zur Bestimmung von Ermüdungserscheinungen beim Langstreckenlauf ist die Bemessung der *Schrittlänge* und *Schrittfrequenz*, bzw. deren Veränderung im Fortlauf der Zeit.

Wie bereits in Kapitel 3.4.1 erläutert, wird die *Schrittlänge* in der Literatur als Summe von Abdruckweite, Flugweite und Stemmweite gesehen. Die Bestimmung der Länge kann, mit Hilfe der Bewegungsanalysesoftware *SIMI Motion*, visuell realisiert werden.

Dazu wird im Kameramenü eines Probanden die Option „2D-Standbildvermessung“ gestartet und das Bild des letzten Bodenkontaktes der hinteren Stützphase manuell eingestellt. Danach wird die Stelle des Bodenkontaktes mit dem Werkzeug markiert und das Bild des ersten Bodenkontaktes des Vorderfußes eingestellt. Nach der Markierung dieses zweiten Punktes wird die Schrittlänge angezeigt (siehe Abb. 11). Diese virtuelle Länge stimmt allerdings erst nach der vorangegangenen Kalibrierung (vgl. Kap. 3.1.5 und 3.1.7) mit der realen Abmessung überein.

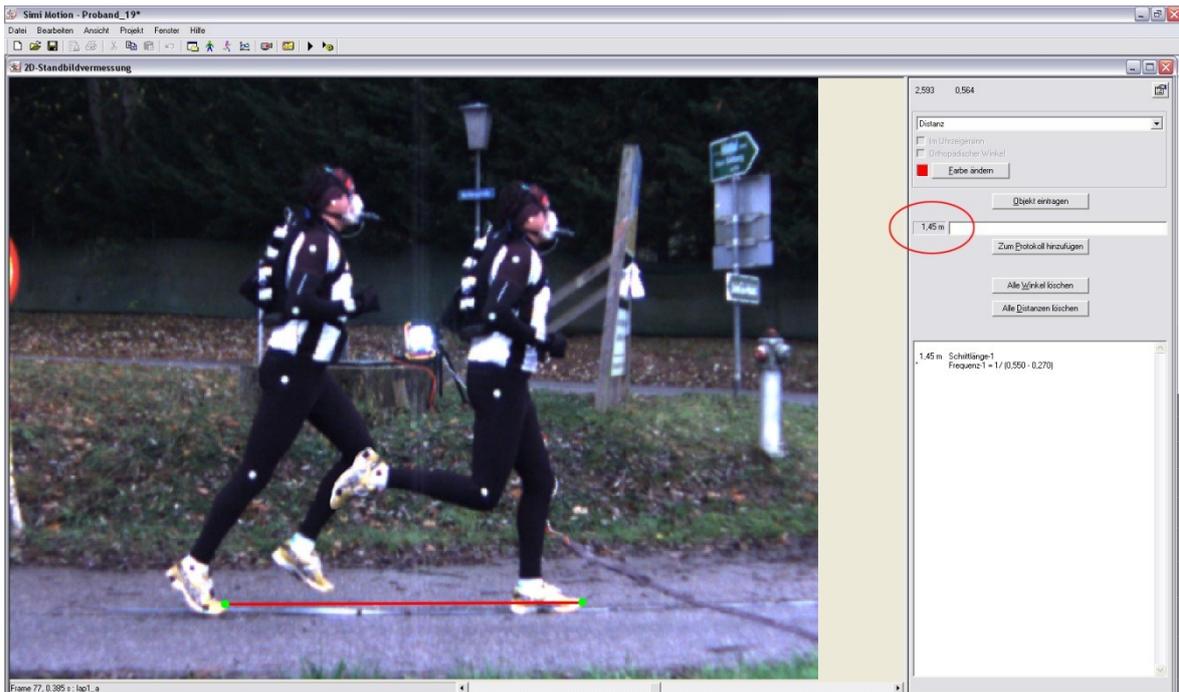


Abb. 11: Visuelle Bestimmung der Schrittlänge in SIMI Motion

Die *Schrittfrequenz* f der sich regelmäßig wiederholenden Schrittfolge ist der Kehrwert der Periodendauer T und wird in der Einheit Hz angegeben. Der auch als Kadenz bezeichnete Parameter wird daher wie folgt definiert:

$$f = \frac{1}{T} \quad (\text{Gleichung 4})$$

Die Periodendauer wird in der Literatur oft auf die Einheit Minute bezogen, wird aber in der vorliegenden Arbeit aufgrund der kurzen Aufnahmesequenzen in Sekunden [sec] angegeben.

3.5.2 Bestimmung von Parametern mit Hilfe des Körperschwerpunktes

Wie schon in Kapitel 3.4.4 ausgeführt, wird in dieser Arbeit näher auf die Veränderung der Körperschwerpunktslage eingegangen. Dabei werden die vertikalen Bewegungen analysiert und deren Veränderungen im Laufe der Testung je Proband verglichen. Hauptaugenmerk liegt auf der Frage, ob und wie sich die Höhe des KSP von der ersten bis zur fünften Laufrunde entwickelt.

Es wird angenommen, dass die vertikale KSP-Arbeit theoretisch einen hohen Einfluss auf die Laufökonomie und –technik ausübt, da die Hubarbeit nur indirekt vortriebswirksam ist.

In einer Studie von Matsuo et al. (1985) wurde die externe Arbeit (KSP-Arbeit) von 15 trainierten Langstreckenläuferinnen mittels Kraftmessplatte analysiert und mit deren 3000m Bestzeit korreliert. Dabei konnte beobachtet werden, dass die besseren Läuferinnen geringere externe Arbeitsanteile pro Meter Laufstrecke hatten ($r=0.57$, $p<0.05$), die in erster Linie auf die geringeren vertikalen Arbeitsanteile zurückzuführen sind.

3.6 Datenbearbeitung und statistische Auswertung

In diesem Kapitel wird kurz auf die verwendeten statistischen Verfahren eingegangen und die Datenbearbeitung und -aufbereitung zur weiteren Analyse beschrieben.

Es wird davon ausgegangen, dass die Daten der letzten und fünften Runde aufgrund von Schluss spurts und Tempoverschärfungen der Athleten nicht mit den ersten vier Runden vergleichbar sind, was statistisch durch Richtungsänderungen von Tendenzen belegt wurde, und deshalb für die weitere Analyse nicht berücksichtigt wurden. Aus dieser Begründung heraus werden im Folgenden die statistischen Auswertungen nur zwischen den Runden eins bis vier durchgeführt.

3.6.1 Analyse der Körperschwerpunktänderungen

Um die Veränderungen des Gesamtkörperschwerpunktes im Verlauf der Laufdistanz analysieren zu können, wurden für jeden Probanden die maximalen und minimalen Werte des KSP aus den von der Bewegungsanalysesoftware *SIMI Motion* exportierten Daten herausgefiltert, in *Microsoft Excel* entsprechend formatiert und für die statistische Analyse vorbereitet. Aus diesen Daten kann später abgelesen werden, ob sich die Höhe des maximalen bzw. minimalen KSP im Laufe der Zeit, aufgrund von z.B. muskulärer Ermüdung, verringern.

Daraus lässt sich jedoch noch nicht ableiten, ob es zu einer Ökonomisierung der Laufbewegung kommen könnte. Deshalb werden die Differenzen aus Maxima und Minima gebildet, um so auf die Höhe des jeweiligen Hubes eines Laufschrilles zu gelangen. Aus dieser Höhe und mit Hilfe der Körpermasse der Probanden und Erdanziehungskraft, kann die effektive Hubleistung berechnet werden (siehe Kap. 3.4.4).

Von einer Ökonomisierung der Laufbewegung könnte man dann sprechen, wenn sich die Hubleistung im Laufe der Zeit verringern würde, und somit die vorhandene Energie effizienter in die horizontale Laufrichtung eingesetzt werden könnte.

3.6.2 Analyse der Gelenkwinkeländerungen

Die Winkelveränderungen in den Gelenken der unteren Extremitäten sind vor allem als Ursache und Erklärung für die Änderung des KSP interessant. Sie geben darüber Auskunft, welche Körpersegmente für die Variationen verantwortlich sind. Da die maximalen bzw. minimalen Gelenkwinkel nicht genau zu den Zeitpunkten der Maxima und Minima des KSP auftreten, sind sie für die vorliegende Untersuchung nicht unmittelbar relevant. Durch sie können keine direkten Aussagen über die Veränderung des KSP getroffen werden.

Um einen guten Einblick in den biomechanischen Bewegungsablauf der Laufbewegung zu bekommen, wurden die in *Kap. 3.2.2* beschriebenen Winkel an drei verschiedenen Zeitpunkten gemessen und analysiert.

- *Winkel zum Zeitpunkt des minimalen KSP:*
Der interessanteste Zeitpunkt ist der des minimalen Gesamtkörperschwerpunktes. Hier kann genau festgestellt werden, welche Winkel für die eine Senkung (oder Hebung) des KSP verantwortlich sind.

- *Winkel am Anfang der Stützphase:*
An diesem Zeitpunkt kann beobachtet werden, ob sich die Winkel kurz vor dem Bodenkontakt in Laufe der Zeit ändern. D.h. ob die Athleten z.B. in den letzten Runden mit weniger Vorspannung im Fußgelenk aufsetzen, oder das Kniegelenk mehr oder weniger durchgestreckt haben als in den ersten Runden.

- *Winkel am Ende der Abdruckphase:*
Am Ende der Abdruckphase zeigt sich, ob sich in der Streckphase durch Ermüdung Änderungen ergeben und somit Auswirkungen auf den Vortrieb haben könnten.

Die berechneten Daten wurden in *Microsoft Excel* entsprechend formatiert und für die statistische Analyse vorbereitet.

3.6.3 Statistische Verfahren

Alle in der vorliegenden Arbeit angewendeten statistischen Methoden und Tests wurden mit Hilfe der Analysesoftware *IBM SPSS Statistics 19*⁶ durchgeführt.

Für die statistische Überprüfung auf Signifikanzen stehen für die Analyse der Gesamtkörperschwerpunkts- und Gelenkwinkelveränderungen jeweils vier abhängige Stichproben zur Verfügung. Diese ergeben sich aus den Daten der einzelnen gelaufenen Runden und können als vier abhängige Messungen jedes Probanden angesehen werden.

Sollen mehr als zwei abhängige Stichproben miteinander verglichen werden, wird in der Inferenzstatistik das Verfahren der *einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung* angewendet.

Die Varianzanalyse ist eines der am häufigsten eingesetzten Verfahren. Bei einer einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung wird eine abhängige Variable mehrfach bei derselben Gruppe erhoben. Die abhängige Variable sollte dabei intervallskaliert und normalverteilt sein. Die unabhängigen Variablen sind normalerweise nominalskaliert und werden als Faktor, die einzelnen Ausprägungen als Faktorstufen bezeichnet.

Im Gegensatz zu einem einfachen t-Test für verbundene Stichproben, können mit einer Varianzanalyse mit Messwiederholung mehr als zwei Messzeitpunkte untersucht werden. Da es sich um dieselben Personen innerhalb der Stichproben handelt, ist die Varianz zwischen den Personen, im Gegensatz zu einer einfaktoriellen Varianzanalyse ohne Messwiederholung, nicht von Interesse.

Mit einer Varianzanalyse mit Messwiederholung kann also untersucht werden, ob sich die Mittelwerte einer Gruppe im Laufe der Zeit verändern. So können beispielsweise zusätzlich zu einem Vor- und einem Nachtest weitere Nachtests durchgeführt werden, um Langzeiteffekte zu untersuchen (vgl. Backhaus, 2006; Bortz, 2005).

Wurden in der Analyse signifikante Abweichungen zwischen den Mittelwerten festgestellt, kamen Post-Hoc-Tests zum Einsatz, um zu sehen, welche Mittelwerte sich unterscheiden. Da es sich um kleinere Stichproben handelt, wurden die Mehrfachvergleiche mit dem *Bonferroni-Test* gerechnet, der bei einer kleinen Anzahl von Paaren leistungsfähiger ist als beispielsweise der Test auf ehrlich signifikante Differenz nach Tukey. Der Bonferroni-Test führt paarweise Vergleiche zwischen Gruppenmittelwerten mit T-Tests aus und regelt dabei auch die Gesamtfehlerrate, indem die Fehlerrate für jeden Test auf den Quotienten

⁶ International Business Machines Corporation (IBM), New York, USA

aus der experimentellen Fehlerrate und der Gesamtzahl der Tests gesetzt wird. Dadurch wird das beobachtete Signifikanzniveau an Mehrfachvergleiche angepasst.

In der vorliegenden Arbeit wurde das oben beschriebene Verfahren bei allen Datensätzen verwendet, welche die Voraussetzungen für den Test erfüllten. Wurden die Voraussetzungen nicht erfüllt, musste auf den *Friedman-Test* für verbundene Stichproben zurückgegriffen werden, der als Ersatzverfahren anzuwenden ist und zu den nichtparametrischen Tests gehört. Mit einem Friedman-Test kann ebenfalls untersucht werden, ob sich die Mittelwerte einer Gruppe im Laufe der Zeit verändern.

Als Signifikanzniveau wurde $\alpha=0,05$ gewählt. Das bedeutet, dass die maximal zulässige Wahrscheinlichkeit für irrtümliches Ablehnen einer eigentlich richtigen Nullhypothese 5 % beträgt. Bei einem Wert $< 0,05$ wird die Nullhypothese (H_0) zugunsten der Alternativhypothese (H_1) abgelehnt.

4 Ergebnisse und Diskussion

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der Untersuchung mit Hilfe von Tabellen und Abbildungen dargestellt. Zuerst werden die Veränderungen des Körperschwerpunktes betrachtet und die einzelnen Runden miteinander verglichen.

Anschließend werden die Veränderungen der Gelenkwinkel der unteren Extremität betrachtet und deren Verlauf über die absolvierten Laufrunden grafisch veranschaulicht.

Die auf den Abbildungen dargestellten Verläufe der gemessenen Parameter über die Zeit, wurden durch logarithmische Trendlinien mit den dazugehörigen Bestimmtheitsmaßen ergänzt, um die Veränderungen besser sichtbar zu machen. Die Auswahl von logarithmischen Trendlinien begründet sich dadurch, dass sie die gewonnenen Daten der vorliegenden Studie am besten repräsentieren.

Das Bestimmtheitsmaß R^2 ist dabei ein Maß der Statistik für den erklärten Anteil der Variabilität (Varianz) der abhängigen Kurvengleichung (Y) und liegt zwischen 0 und 1 (oder 0% bzw. 100%). Je näher der Wert bei 1 liegt, umso besser lässt sich die Trendkurve durch die gemessenen Daten erklären.

Die gemessenen Parameter wurden mit *SPSS Statistics* auf mögliche Ausreißer hin überprüft, welche die Testergebnisse verzerren würden. Werte, die weiter als das 1,5-fache des Quartilabstandes außerhalb des Streubereichs liegen, werden in diesem Kontext als Ausreißer bezeichnet. Diese wurden dann für die jeweiligen statistischen Tests eliminiert, um möglichst valide Ergebnisse zu erhalten. In den nachfolgenden Tabellen variiert deshalb die Anzahl der Testteilnehmer (N) von N=15 bis N=20. Zwei Probanden wurden aufgrund unvollständiger Datensätze komplett gestrichen und werden für die weitere Analyse nicht berücksichtigt. Die maximale Anzahl der Teilnehmer liegt daher bei N=20.

4.1 KSP-Veränderungen

Bei der Analyse des Körperschwerpunktes liegt das Hauptaugenmerk auf der Veränderung der minimalen und maximalen Höhe des Körperschwerpunktes, sowie auf der jeweiligen Differenz der beiden Parameter, die sich als effektive Hubhöhe in vertikaler Richtung ausdrückt.

Ergebnisse

In den Tabellen Tab. 2 bis Tab. 5 werden die gemessenen Parameter Minimaler KSP, Maximaler KSP, Hubhöhe, Schrittlänge, Schrittfrequenz und Laufgeschwindigkeit für jede Laufrunde einzeln dargestellt und sollen für den/die Leser/in einen Überblick bieten.

Tab. 2: Deskriptive Statistik der gemessenen Parameter in Runde 1

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|--|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Minimaler KSP - Runde 1 | 20 | ,883 | 1,061 | ,97655 | ,045329 |
| Maximaler KSP - Runde 1 | 20 | ,968 | 1,165 | 1,06970 | ,053896 |
| Hubarbeit (maxKSP-minKSP) - Runde 1 | 20 | ,068 | ,140 | ,09315 | ,016255 |
| Schrittlänge - Runde 1 | 20 | 1,27 | 1,62 | 1,4395 | ,09902 |
| Schrittfrequenz - Runde 1 | 20 | 2,7 | 3,8 | 3,285 | ,2300 |
| Laufgeschwindigkeit - Runde 1 | 20 | 14,3 | 20,7 | 17,535 | 1,4705 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 20 | | | | |

Minimaler KSP [m]; maximaler KSP [m]; Hubhöhe [m]; Schrittlänge [m]; Schrittfrequenz [Hz];
Laufgeschwindigkeit [km/h]

Tab. 3: Deskriptive Statistik der gemessenen Parameter in Runde 2

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|--------------------------------------|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Minimaler KSP - Runde 2 | 20 | ,874 | 1,060 | ,97280 | ,044999 |
| Maximaler KSP - Runde 2 | 20 | ,959 | 1,150 | 1,06170 | ,050696 |
| Hubhöhe (maxKSP-minKSP) - Runde 2 | 20 | ,070 | ,116 | ,08890 | ,012690 |
| Schrittlänge - Runde 2 | 20 | 1,24 | 1,61 | 1,4110 | ,09503 |
| Schrittfrequenz - Runde 2 | 20 | 2,7 | 4,1 | 3,270 | ,2774 |
| Laufgeschwindigkeit - Runde 2 | 20 | 13,9 | 20,2 | 17,275 | 1,4574 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 20 | | | | |

Minimaler KSP [m]; maximaler KSP [m]; Hubhöhe [m]; Schrittlänge [m]; Schrittfrequenz [Hz];
Laufgeschwindigkeit [km/h]

Ergebnisse

Tab. 4: Deskriptive Statistik der gemessenen Parameter in Runde 3

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|--------------------------------------|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Minimaler KSP - Runde 3 | 20 | ,868 | 1,057 | ,97155 | ,046066 |
| Maximaler KSP - Runde 3 | 20 | ,953 | 1,151 | 1,06085 | ,049923 |
| Hubhöhe (maxKSP-minKSP) - Runde 3 | 20 | ,068 | ,129 | ,08930 | ,012440 |
| Schrittlänge - Runde 3 | 20 | 1,28 | 1,59 | 1,4175 | ,08861 |
| Schrittfrequenz - Runde 3 | 20 | 2,8 | 3,8 | 3,280 | ,2526 |
| Laufgeschwindigkeit - Runde 3 | 20 | 14,0 | 20,0 | 17,195 | 1,4376 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 20 | | | | |

Minimaler KSP [m]; maximaler KSP [m]; Hubhöhe [m]; Schrittlänge [m]; Schrittfrequenz [Hz]; Laufgeschwindigkeit [km/h]

Tab. 5: Deskriptive Statistik der gemessenen Parameter in Runde 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|--------------------------------------|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Minimaler KSP - Runde 4 | 20 | ,871 | 1,056 | ,96835 | ,044768 |
| Maximaler KSP - Runde 4 | 20 | ,948 | 1,145 | 1,05690 | ,053440 |
| Hubhöhe (maxKSP-minKSP) - Runde 4 | 20 | ,056 | ,129 | ,08855 | ,018372 |
| Schrittlänge - Runde 4 | 20 | 1,23 | 1,59 | 1,3995 | ,11090 |
| Schrittfrequenz - Runde 4 | 20 | 2,9 | 3,8 | 3,240 | ,2257 |
| Laufgeschwindigkeit - Runde 4 | 20 | 13,6 | 19,5 | 16,870 | 1,5266 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 20 | | | | |

Minimaler KSP [m]; maximaler KSP [m]; Hubhöhe [m]; Schrittlänge [m]; Schrittfrequenz [Hz]; Laufgeschwindigkeit [km/h]

In Tab. 6 werden die gemessenen Parameter aller gelaufenen Runden und aller Probanden gemittelt und stellen sozusagen die mittlere Runde des mittleren Probanden dar. Die Werte bieten einen Überblick über das gesamte Kollektiv und können als durchschnittliche kinematische Parameter eines gut trainierten Hobby-Marathonläufers angesehen werden (bei einer Laufzeit auf der Halbmarathondistanz von unter 1h 35min).

Die mittlere Hubhöhe, also die vertikale Distanz zwischen minimalem zu maximalem KSP in einem Laufschrift, wurde mit ca. 9,0cm bei einer mittleren Schrittlänge von 1,42m und einer Schrittfrequenz von 3,3Hz gemessen. Im Durchschnitt waren die Probanden dabei mit einer Laufgeschwindigkeit von ca. 17,2km/h unterwegs.

Tab. 6: Mittelwerte der gemessenen Parameter

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|------------------------------|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Mittlerer minimale KSP | 20 | ,874 | 1,059 | ,97231 | ,045127 |
| Mittlerer maximale KSP | 20 | ,957 | 1,152 | 1,06229 | ,051689 |
| Mittlere Hubhöhe | 20 | ,070 | ,129 | ,08998 | ,013749 |
| Mittlere Schrittlänge | 20 | 1,25 | 1,60 | 1,4169 | ,09211 |
| Mittlere Schrittfrequenz | 20 | 2,8 | 3,8 | 3,269 | ,2307 |
| Mittlere Laufgeschwindigkeit | 20 | 14,0 | 20,1 | 17,219 | 1,3859 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 20 | | | | |

Minimaler KSP [m]; maximaler KSP [m]; Hubhöhe [m]; Schrittlänge [m]; Schrittfrequenz [Hz]; Laufgeschwindigkeit [km/h]

4.1.1 Minimaler KSP

In Tab. 7 werden die mittleren minimalen absoluten Höhen des Körperschwerpunktes für jede Runde aufgelistet. Während zum Messzeitpunkt in Runde 1 die Höhe im Mittel bei 0,977m lag, verkleinerte sie sich im Laufe der Zeit bis zur Messung in Runde 4 signifikant ($p=0,000$) auf 0,968m. Das errechnete partielle Eta-Quadrat von 0,377 weist dabei auf einen starken Effekt hin. Aus dem Post-Hoc-Test geht hervor, dass sich die mittleren Differenzen von Runde 1 zu den Runden 3 und 4, sowie von Runde 2 zu Runde 4 signifikant voneinander unterscheiden.

Der Verlauf der mittleren minimalen Höhe des Körperschwerpunktes wird in Abb. 12 dargestellt und zeigt eine deutliche Abnahme des gemessenen Parameters von Runde 1 bis Runde 4 um etwa 0,9cm.

Tab. 7: Minimale absolute Höhen des KSP von Runde 1 bis 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|-----------------------------|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Minimaler KSP - Runde 1 | 20 | ,883 | 1,061 | ,97655 | ,045329 |
| Minimaler KSP - Runde 2 | 20 | ,874 | 1,060 | ,97280 | ,044999 |
| Minimaler KSP - Runde 3 | 20 | ,868 | 1,057 | ,97155 | ,046066 |
| Minimaler KSP - Runde 4 | 20 | ,871 | 1,056 | ,96835 | ,044768 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 20 | | | | |

Minimaler KSP [m]

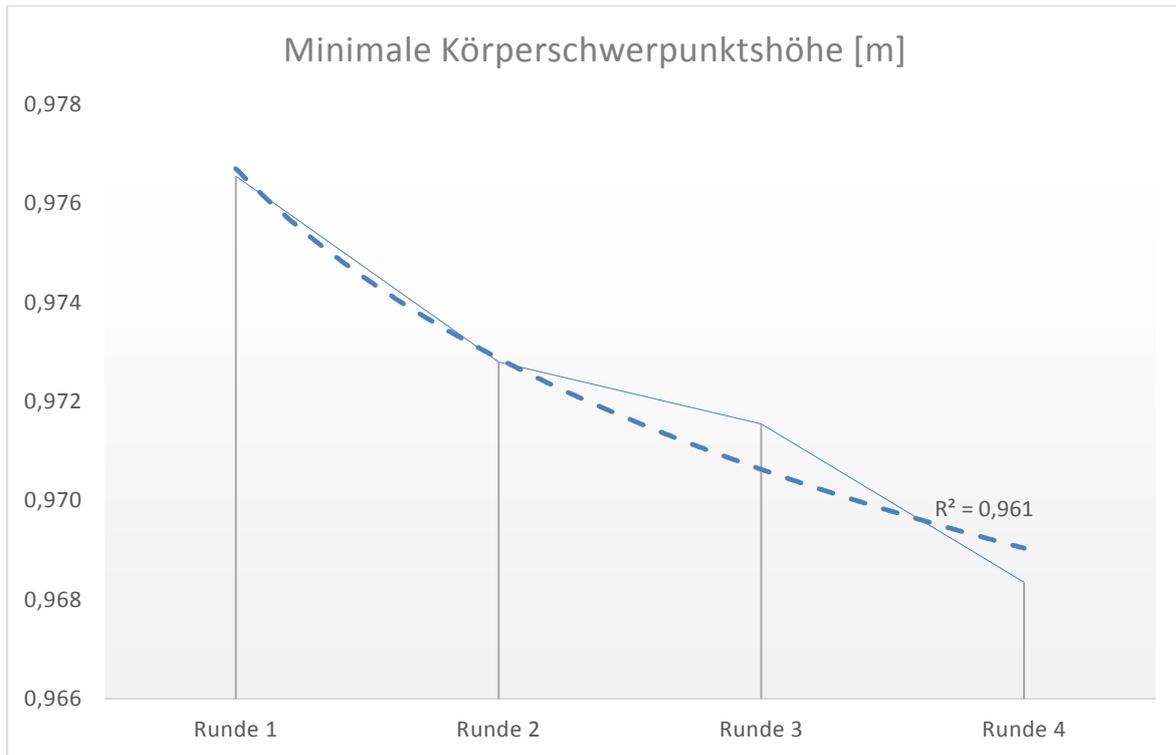


Abb. 12: Verlauf der mittleren minimalen Körperschwerpunktshöhe [m] über 4 Runden (inkl. Trendlinie)

4.1.2 Maximaler KSP

In Tab. 8 werden die mittleren maximalen absoluten Höhen des Körperschwerpunktes für jede Runde aufgelistet. Während zum Messzeitpunkt in Runde 1 die Höhe im Mittel bei 1,070m lag, verkleinerte sie sich im Laufe der Zeit bis zur Messung in Runde 4 signifikant ($p=0,000$) auf 1,057m. Das errechnete partielle Eta-Quadrat von 0,401 weist dabei auf einen starken Effekt hin. Aus dem Post-Hoc-Test geht hervor, dass sich die mittleren Differenzen von Runde 1 zu den Runden 2, 3 und 4 signifikant voneinander unterscheiden.

Der Verlauf der mittleren maximalen Höhe des Körperschwerpunktes wird in Abb. 13 dargestellt und zeigt eine deutliche Abnahme des gemessenen Parameters von Runde 1 bis Runde 4 um etwa 1,3cm.

Tab. 8: Maximale absolute Höhen des KSP von Runde 1 bis 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|-----------------------------|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Maximaler KSP - Runde 1 | 20 | ,968 | 1,165 | 1,06970 | ,053896 |
| Maximaler KSP - Runde 2 | 20 | ,959 | 1,150 | 1,06170 | ,050696 |
| Maximaler KSP - Runde 3 | 20 | ,953 | 1,151 | 1,06085 | ,049923 |
| Maximaler KSP - Runde 4 | 20 | ,948 | 1,145 | 1,05690 | ,053440 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 20 | | | | |

Maximaler KSP [m]

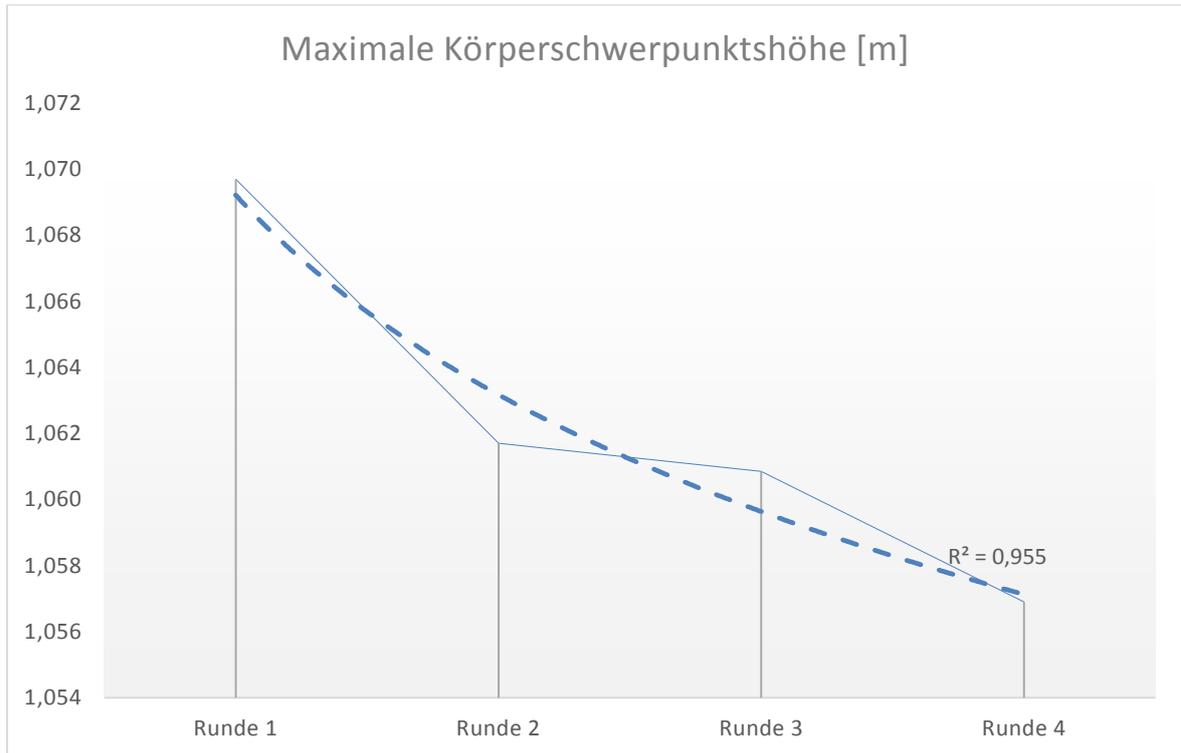


Abb. 13: Verlauf der mittleren maximalen Körperschwerpunktshöhe [m] über 4 Runden (inkl. Trendlinie)

4.1.3 Hubhöhe

In Tab. 9 werden die, aus den Differenzen der maximalen und minimalen Höhen des KSP errechneten, Hubhöhen des Körperschwerpunktes für jede Runde aufgelistet. Während zum Messzeitpunkt in Runde 1 die Hubhöhe im Mittel bei 0,090m lag, verkleinerte sie sich im Laufe der Zeit bis zur Messung in Runde 4 signifikant ($p=0,025$) auf 0,082m. Das errechnete partielle Eta-Quadrat von 0,197 weist dabei auf einen starken Effekt hin. Aus dem Post-Hoc-Test geht hervor, dass sich die mittleren Differenzen von Runde 1 zu Runden 2 signifikant voneinander unterscheiden.

Der Verlauf der mittleren Hubhöhe des Körperschwerpunktes wird in Abb. 14 dargestellt und zeigt eine deutliche Abnahme des gemessenen Parameters von Runde 1 bis Runde 4 um etwa 0,8cm, wobei sich die Werte in den Runden 2 und 3 kaum voneinander unterscheiden.

Tab. 9: Hubhöhen des KSP von Runde 1 bis 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|--------------------------------------|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Hubhöhe (maxKSP-minKSP) - Runde 1 | 15 | ,068 | ,118 | ,09020 | ,013634 |
| Hubhöhe (maxKSP-minKSP) - Runde 2 | 15 | ,070 | ,116 | ,08573 | ,011222 |
| Hubhöhe (maxKSP-minKSP) - Runde 3 | 15 | ,068 | ,101 | ,08627 | ,008924 |
| Hubhöhe (maxKSP-minKSP) - Runde 4 | 15 | ,056 | ,116 | ,08240 | ,015477 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 15 | | | | |

Hubhöhe [m]

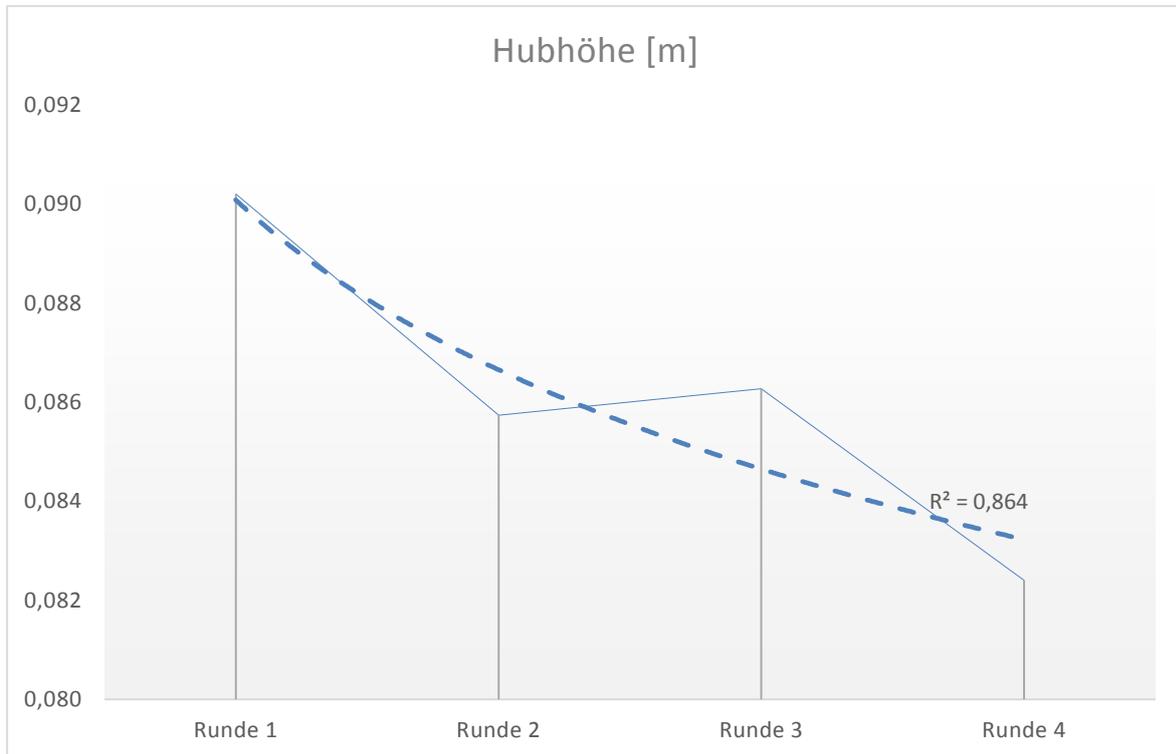


Abb. 14: Verlauf der mittleren Hubhöhe [m] des KSP über 4 Runden (inkl. Trendlinie)

4.1.4 Zusammenfassung und Diskussion der Ergebnisse

Die Analyse der Veränderung des Körperschwerpunktes stellte einen zentralen Bestandteil dieser Arbeit dar. Es wurde versucht über die erhaltenen Ergebnisse Aufschlüsse über mögliche Anpassungen des menschlichen Körpers an die gestellte Beanspruchung zu erhalten.

Der „mittlere Proband“ legte in der „mittleren Runde“ bei einem Laufschrift eine Hubhöhe von ca. 9,0cm zurück (siehe Tab. 6). Atwater (1973, S. 222) spricht von einer Abnahme der vertikalen Oszillation des KSP mit steigender Laufgeschwindigkeit. Luthanen und Komi (1978, S. 26) kamen bei ihren Untersuchungen auf eine Hubhöhe von 10,9cm bei einer Laufgeschwindigkeit von 3,9m/sec, 8,6cm bei 6,4m/sec und 7,0cm bei 8,0m/sec.

Die in der vorliegenden Untersuchung gemessene mittlere Hubhöhe von 9,0cm bei einer Laufgeschwindigkeit von 4,8m/sec lässt sich somit mit den Ergebnissen aus der Literatur vergleichen. Es ist jedoch darauf hinzuweisen, dass die vertikale KSP-Oszillation neben der Laufgeschwindigkeit vor allem durch die Lauftechnik beeinflusst wird.

Die minimale Körperschwerpunktshöhe wird in der Stützphase erreicht und ist in seiner absoluten Höhe vor allem von der Körpergröße des jeweiligen Athleten abhängig. Ein Vergleich der mittleren Höhen der einzelnen Runden ist aber zulässig, da jedem Probanden zu jedem Messzeitpunkt genau ein Wert zugeordnet werden kann. In der vorliegenden Studie nimmt die Höhe des minimalen KSP von Runde 1 bis Runde 4 signifikant ($p=0,000$) um 0,9cm ab. Die maximale Körperschwerpunktshöhe wird von den Probanden in der Flugphase eines Laufschriftes erreicht, und nimmt bis zur Runde 4 signifikant ($p=0,000$) um 1,3cm ab. Diese beiden Ergebnisse konnten in ihrer Ausprägung erwartet werden und lassen den Effekt durch eine Ermüdung der Muskulatur vermuten.

Eine Abnahme der minimalen und maximalen Körperschwerpunktshöhe muss aber nicht gleichzeitig eine Verringerung der vertikalen Oszillation des KSP bedeuten. Um diese Frage zu beantworten, wurden die Hubhöhen des KSP für einen Laufschrift gemessen und gemittelt und die vier Messzeitpunkte miteinander verglichen. Das signifikante Ergebnis ($p=0,025$) zeigt eine Verringerung der mittleren Hubhöhe von Runde 1 zu Runde 4 um 0,8cm. Das mag für den/die Leser/in vielleicht nicht nach viel klingen, bedeutet aber in der Praxis, dass die Probanden in der vierten Runde im Durchschnitt um 2400cm oder 24m (!) weniger Hubarbeit verrichteten, als in der ersten Runde (bei ca. 3000 Schritten pro Laufrunde).

4.2 Gelenkwinkelveränderungen

Bei der Analyse der Gelenkwinkelveränderungen werden die Winkel des Hüft-, Knie- und Sprunggelenkes betrachtet (siehe Kap. 3.2.2, Abb. 10). Dabei werden drei wesentliche Zeitpunkte unterschieden: der Zeitpunkt des minimalen Körperschwerpunktes, am Anfang der Stützphase und am Ende der Abdruckphase (Erläuterungen siehe Kap. 3.6.2). In den folgenden Unterkapiteln werden die drei genannten Winkel der unteren Extremität zu den jeweiligen Zeitpunkten analysiert und grafisch dargestellt.

4.2.1 Zeitpunkt des min KSP

In Tab. 10 werden die mittleren Hüftgelenkwinkel zum Zeitpunkt des minimalen Körperschwerpunktes für jede Runde aufgelistet. Während zum Messzeitpunkt in Runde 1 der Winkel im Mittel bei $149,8^\circ$ lag, verkleinerte er sich im Laufe der Zeit bis zur Messung in Runde 4 auf $148,3^\circ$. Obwohl es statistisch zu keinem signifikanten Ergebnis kommt, ist eine tendenzielle Verkleinerung des Winkels erkennbar.

Der Verlauf des mittleren Hüftgelenkwinkels wird in Abb. 15 dargestellt und zeigt eine Abnahme des gemessenen Parameters von Runde 1 bis Runde 4 um etwa $1,5^\circ$, wobei sich die Werte in den Runden 2 und 3 kaum voneinander unterscheiden.

Tab. 10: Hüftgelenkwinkel zum Zeitpunkt des min. KSP von Runde 1 bis 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|---------------------------------|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Hüftgelenkwinkel bei min KSP R1 | 17 | 138,6 | 158,1 | 149,788 | 4,9433 |
| Hüftgelenkwinkel bei min KSP R2 | 17 | 140,7 | 155,5 | 148,724 | 4,8167 |
| Hüftgelenkwinkel bei min KSP R3 | 17 | 139,7 | 158,6 | 148,673 | 5,9427 |
| Hüftgelenkwinkel bei min KSP R4 | 17 | 138,6 | 158,7 | 148,312 | 5,5285 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 17 | | | | |

Hüftgelenkwinkel [°]

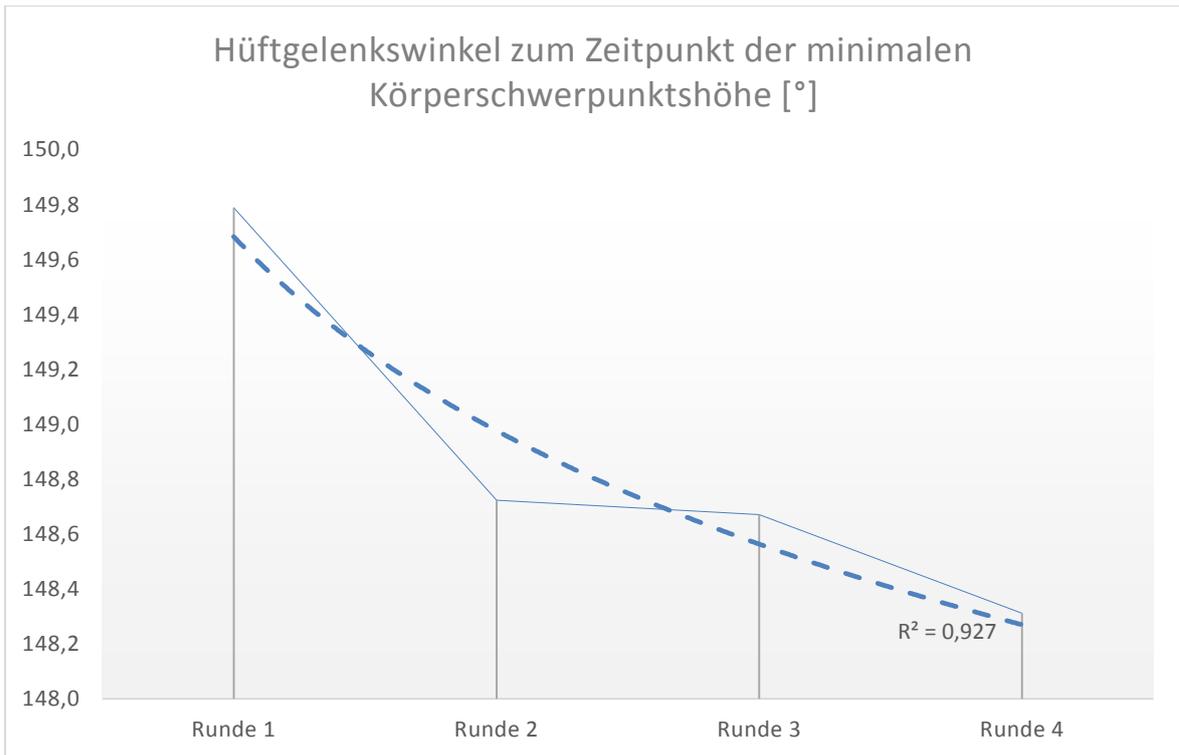


Abb. 15: Verlauf des mittleren Hüftgelenkwinkel [°] zum Zeitpunkt des min. KSP über 4 Runden (inkl. Trendlinie)

In Tab. 11 werden die mittleren Kniegelenkwinkel zum Zeitpunkt des minimalen Körperschwerpunktes für jede Runde aufgelistet. Während zum Messzeitpunkt in Runde 1 der Winkel im Mittel bei 135,0° lag, verkleinerte er sich im Laufe der Zeit bis zur Messung in Runde 4 signifikant ($p=0,002$) auf 133,0°. Das errechnete partielle Eta-Quadrat von 0,302 weist dabei auf einen starken Effekt hin. Aus dem Post-Hoc-Test geht hervor, dass sich die mittleren Differenzen von Runde 1 zu Runden 3 signifikant voneinander unterscheiden.

Der Verlauf des mittleren Kniegelenkwinkels wird in Abb. 16 dargestellt und zeigt eine Abnahme des gemessenen Parameters von Runde 1 bis Runde 4 um etwa 2,0°, wobei sich der Winkel in den Runden 3 und 4 stabilisiert.

Tab. 11: Kniegelenkwinkel zum Zeitpunkt des min. KSP von Runde 1 bis 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|---------------------------------|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Kniegelenkwinkel bei min KSP R1 | 15 | 127,4 | 151,1 | 135,040 | 5,4810 |
| Kniegelenkwinkel bei min KSP R2 | 15 | 126,5 | 146,5 | 133,587 | 5,0181 |

Ergebnisse

| | | | | | |
|-----------------------------|----|-------|-------|---------|--------|
| Kniegelenkwinkel bei min | 15 | 126,8 | 147,8 | 132,627 | 5,2060 |
| KSP R3 | | | | | |
| Kniegelenkwinkel bei min | 15 | 125,0 | 146,4 | 133,007 | 5,2618 |
| KSP R4 | | | | | |
| Gültige Werte (Listenweise) | 15 | | | | |

Kniegelenkwinkel [°]

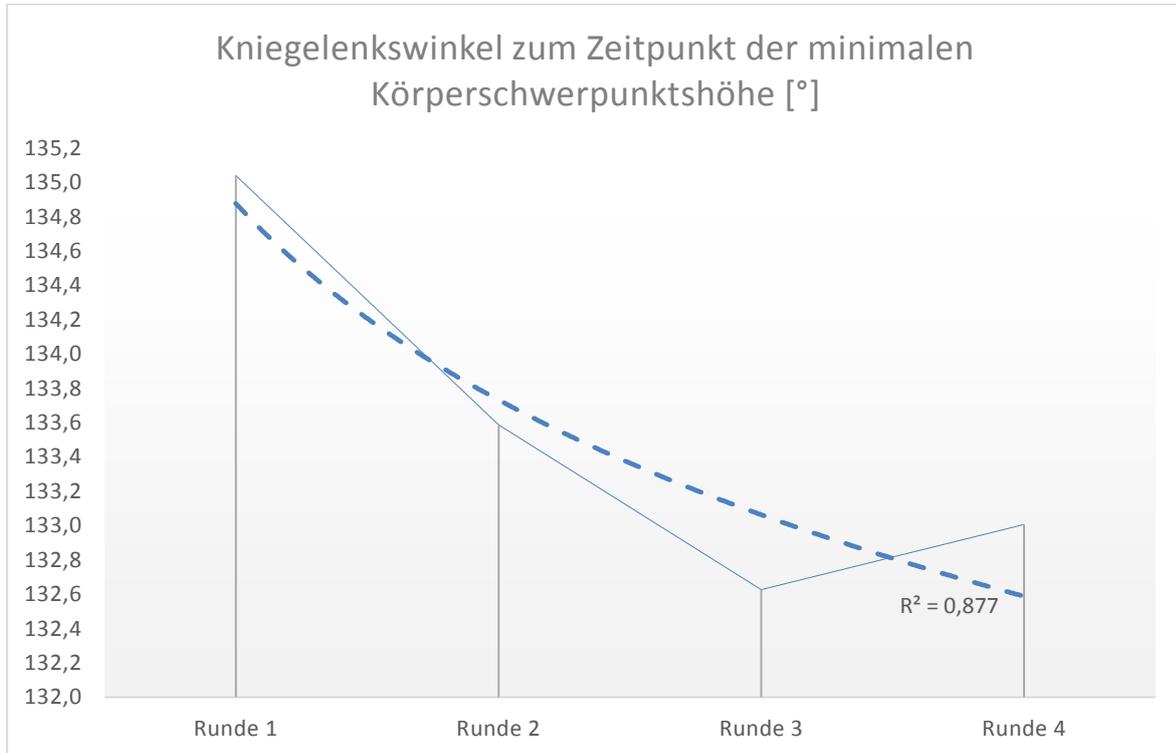


Abb. 16: Verlauf des mittleren Kniegelenkwinkel [°] zum Zeitpunkt des min. KSP über 4 Runden (inkl. Trendlinie)

In Tab. 12 werden die mittleren Sprunggelenkwinkel zum Zeitpunkt des minimalen Körperschwerpunktes für jede Runde aufgelistet. Während zum Messzeitpunkt in Runde 1 der Winkel im Mittel bei 96,7° lag, verkleinerte er sich im Laufe der Zeit bis zur Messung in Runde 4 auf 95,8°. Obwohl es statistisch zu keinem signifikanten Ergebnis kommt, ist eine tendenzielle Verkleinerung des Winkels erkennbar.

Der Verlauf des mittleren Sprunggelenkwinkels wird in Abb. 17 dargestellt und zeigt eine Abnahme des gemessenen Parameters von Runde 1 bis Runde 4 um etwa 0,9°, wobei sich die Werte erst ab Runde 3 verkleinern.

Tab. 12: Sprunggelenkwinkel zum Zeitpunkt des min. KSP von Runde 1 bis 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|-----------------------------------|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Sprunggelenkwinkel bei min KSP R1 | 20 | 86,2 | 113,6 | 96,670 | 7,1286 |
| Sprunggelenkwinkel bei min KSP R2 | 20 | 84,9 | 111,9 | 96,670 | 7,6901 |
| Sprunggelenkwinkel bei min KSP R3 | 20 | 83,3 | 118,9 | 96,045 | 8,9409 |
| Sprunggelenkwinkel bei min KSP R4 | 20 | 86,5 | 122,0 | 95,810 | 8,2903 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 20 | | | | |

Sprunggelenkwinkel [°]

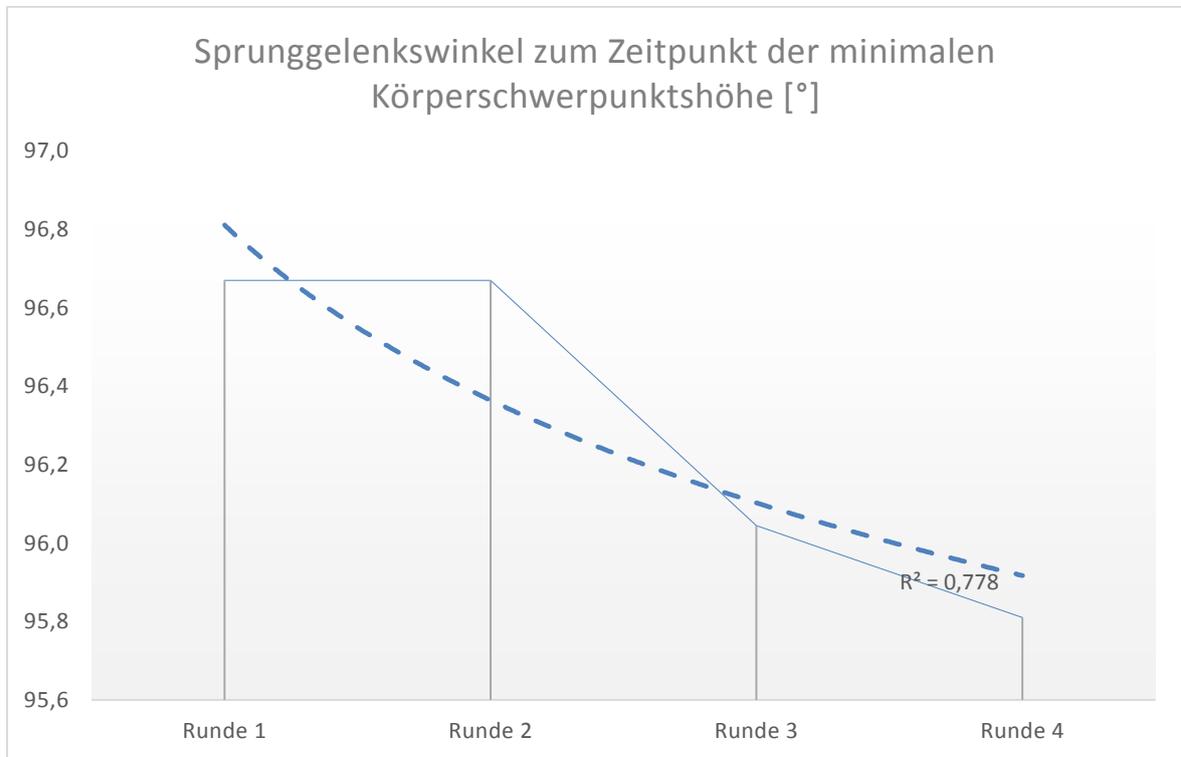


Abb. 17: Verlauf des mittleren Sprunggelenkwinkel [°] zum Zeitpunkt des min. KSP über 4 Runden (inkl. Trendlinie)

4.2.2 Anfang der Stützphase

In Tab. 13 werden die mittleren Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase für jede Runde aufgelistet. Während zum Messzeitpunkt in Runde 1 der Winkel im Mittel bei 145,3° lag, verkleinerte er sich im Laufe der Zeit bis zur Messung in Runde 4 auf 144,4°.

Obwohl es statistisch zu keinem signifikanten Ergebnis kommt, ist eine tendenzielle Verkleinerung des Winkels erkennbar.

Der Verlauf des mittleren Hüftgelenkwinkels wird in Abb. 18 dargestellt und zeigt eine Abnahme des gemessenen Parameters von Runde 1 bis Runde 4 um etwa $0,9^\circ$, wobei sich die Werte von Runde 3 zu Runde 4 wieder leicht erhöhen.

Tab. 13: Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase von Runde 1 bis 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|--|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | 20 | 138,0 | 154,6 | 145,340 | 4,6282 |
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 | 20 | 137,5 | 151,9 | 144,790 | 4,1996 |
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 | 20 | 138,3 | 150,8 | 144,155 | 3,2636 |
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 | 20 | 138,0 | 154,5 | 144,410 | 4,6977 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 20 | | | | |

Hüftgelenkwinkel [°]

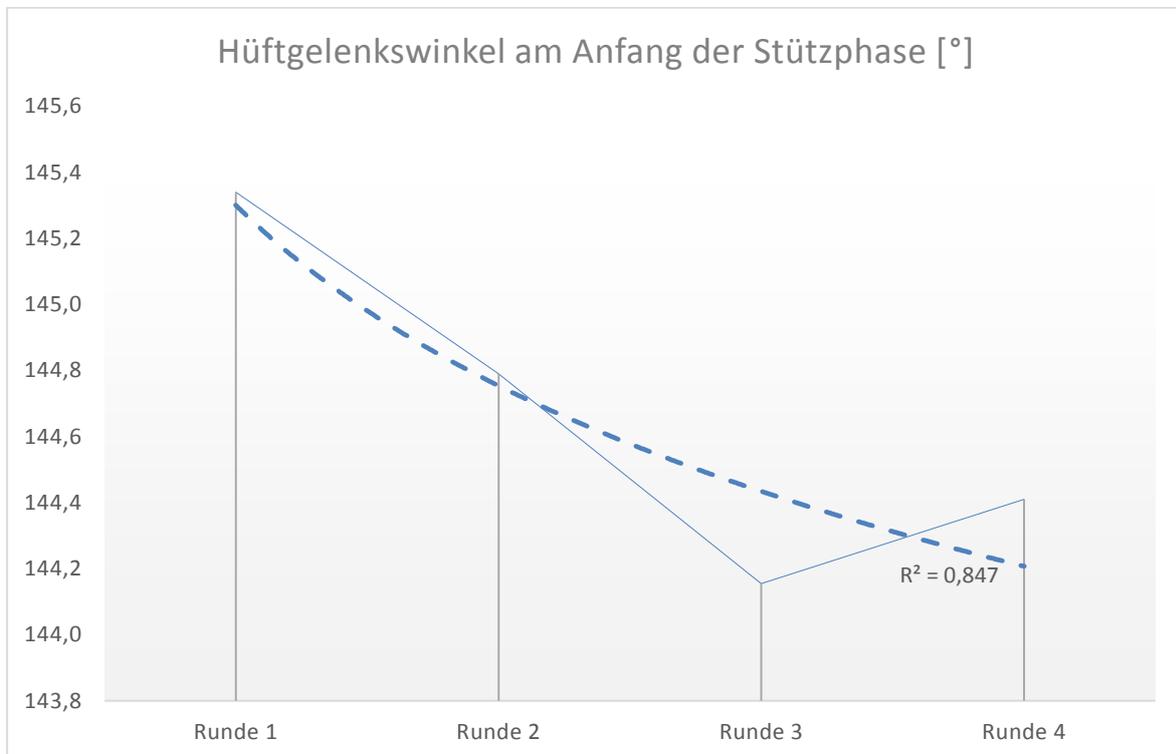


Abb. 18: Verlauf des mittleren Hüftgelenkwinkel [°] am Anfang der Stützphase über 4 Runden (inkl. Trendlinie)

In Tab. 14 werden die mittleren Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase für jede Runde aufgelistet. Während zum Messzeitpunkt in Runde 1 der Winkel im Mittel bei 157,4° lag, verkleinerte er sich im Laufe der Zeit bis zur Messung in Runde 4 signifikant ($p=0,046$) auf 156,7°. Der Post-Hoc-Test lässt jedoch erkennen, dass es nur von Runde 2 auf Runde 3 zu einem signifikanten Abfall des Winkels kommt.

Der Verlauf des mittleren Kniegelenkwinkels wird in Abb. 19 dargestellt und zeigt eine Abnahme des gemessenen Parameters von Runde 1 bis Runde 4 um etwa 0,7°, wobei sich der Winkel in den ersten zwei Runden, sowie den letzten zwei Runden kaum voneinander unterscheiden.

Tab. 14: Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase von Runde 1 bis 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|--|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | 17 | 147,7 | 168,1 | 157,406 | 5,5552 |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 | 17 | 149,8 | 169,2 | 157,847 | 5,6225 |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 | 17 | 149,8 | 167,0 | 156,718 | 5,2726 |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 | 17 | 147,3 | 165,5 | 156,718 | 4,7723 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 17 | | | | |

Kniegelenkwinkel [°]

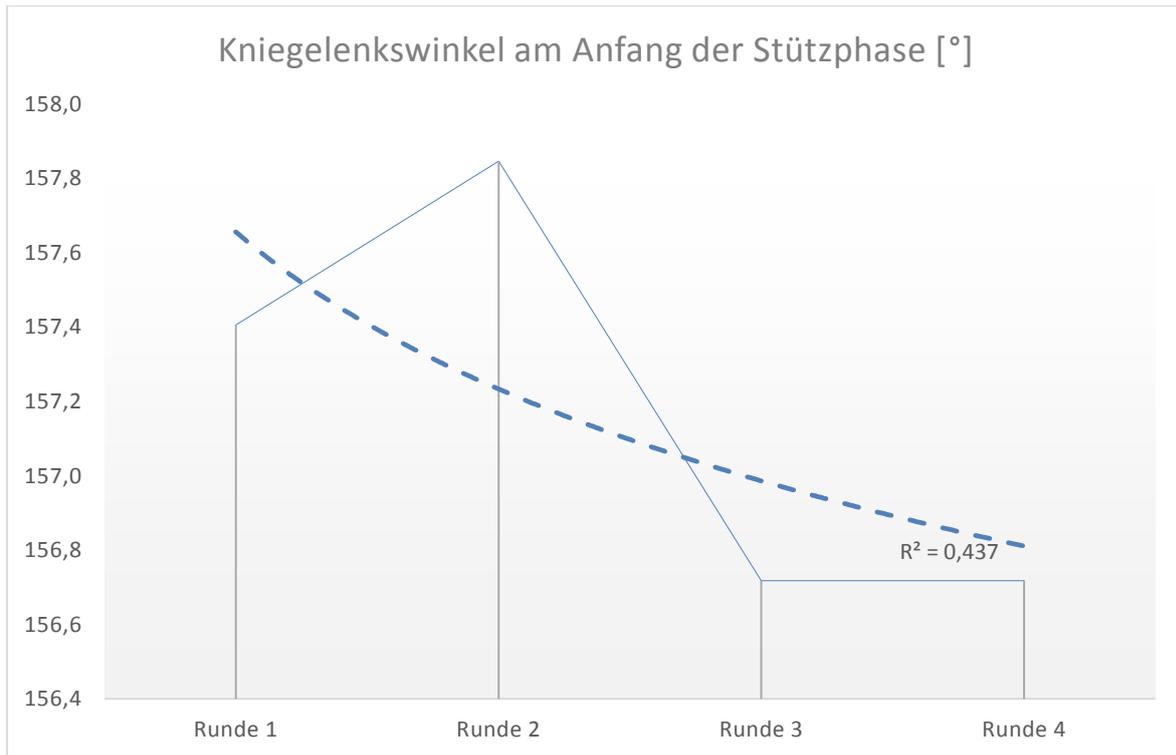


Abb. 19: Verlauf des mittleren Kniegelenkwinkel [°] am Anfang der Stützphase über 4 Runden (inkl. Trendlinie)

In Tab. 15 werden die mittleren Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase für jede Runde aufgelistet. Während zum Messzeitpunkt in Runde 1 der Winkel im Mittel bei 108,5° lag, vergrößerte er sich im Laufe der Zeit bis zur Messung in Runde 4 auf 110,0°. Obwohl es statistisch zu keinem signifikanten Ergebnis kommt, ist eine tendenzielle Vergrößerung des Winkels erkennbar.

Der Verlauf des mittleren Sprunggelenkwinkels wird in Abb. 20 dargestellt und zeigt eine Zunahme des gemessenen Parameters von Runde 1 bis Runde 4 um etwa 1,5°, wobei es nur zwischen Runde 2 und 3 zu einer sprunghaften Vergrößerung kommt.

Tab. 15: Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase von Runde 1 bis 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|--|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | 17 | 98,0 | 114,6 | 108,529 | 4,4024 |
| Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 | 17 | 98,9 | 122,8 | 108,535 | 5,4219 |
| Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 | 17 | 100,1 | 121,9 | 109,971 | 5,9073 |

Ergebnisse

| | | | | | |
|---|----|------|-------|---------|--------|
| Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 | 17 | 98,6 | 123,9 | 109,976 | 5,9173 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 17 | | | | |

Sprunggelenkwinkel [°]

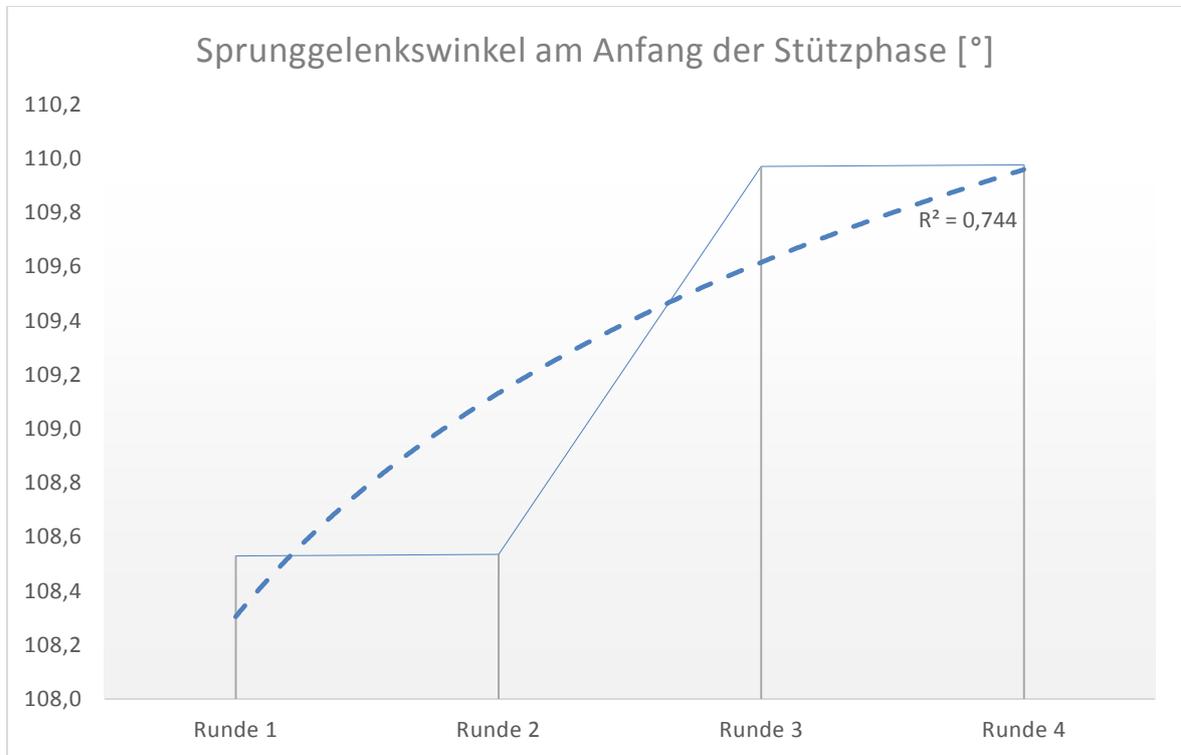


Abb. 20: Verlauf des mittleren Sprunggelenkwinkel [°] am Anfang der Stützphase über 4 Runden (inkl. Trendlinie)

4.2.3 Ende der Abdruckphase

In Tab. 16 werden die mittleren Hüftgelenkwinkel am Ende der Abdruckphase für jede Runde aufgelistet. Während zum Messzeitpunkt in Runde 1 der Winkel im Mittel bei $191,6^\circ$ lag, vergrößerte er sich im Laufe der Zeit bis zur Messung in Runde 4 auf $193,5^\circ$. Obwohl es statistisch zu keinem signifikanten Ergebnis kommt, ist eine tendenzielle Vergrößerung des Winkels erkennbar.

Der Verlauf des mittleren Hüftgelenkwinkels wird in Abb. 21 dargestellt und zeigt eine Zunahme des gemessenen Parameters von Runde 1 bis Runde 4 um etwa $1,9^\circ$, wobei sich die Werte in den Runden 2 und 3 kaum voneinander unterscheiden.

Ergebnisse

Tab. 16: Hüftgelenkwinkel am Ende der Abdruckphase von Runde 1 bis 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|--|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Hüftgelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R1 | 20 | 183,1 | 199,2 | 191,580 | 4,8585 |
| Hüftgelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R2 | 20 | 185,4 | 202,0 | 193,005 | 5,8460 |
| Hüftgelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R3 | 20 | 185,2 | 200,3 | 192,915 | 5,5737 |
| Hüftgelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R4 | 20 | 184,3 | 201,1 | 193,495 | 5,0845 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 20 | | | | |

Hüftgelenkwinkel [°]

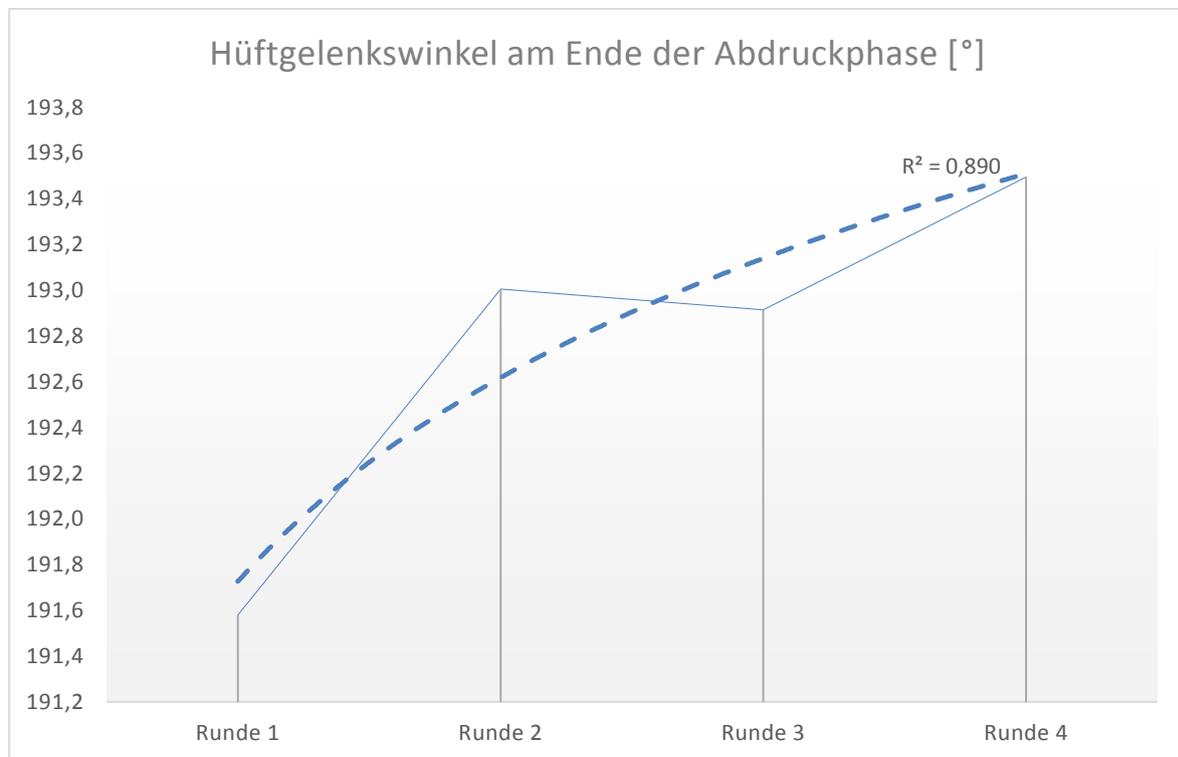


Abb. 21: Verlauf des mittleren Hüftgelenkwinkel [°] am Ende der Abdruckphase über 4 Runden (inkl. Trendlinie)

In Tab. 17 werden die mittleren Kniegelenkwinkel am Ende der Abdruckphase für jede Runde aufgelistet. Während zum Messzeitpunkt in Runde 1 der Winkel im Mittel bei 160,5° lag, vergrößerte er sich im Laufe der Zeit bis zur Messung in Runde 4 auf 161,3°. Obwohl es statistisch zu keinem signifikanten Ergebnis kommt, ist eine tendenzielle Vergrößerung des Winkels erkennbar.

Der Verlauf des mittleren Kniegelenkwinkels wird in Abb. 22 dargestellt und zeigt eine deutliche Zunahme des gemessenen Parameters von Runde 1 bis Runde 4 um etwa 0,8°.

Tab. 17: Kniegelenkwinkel am Ende der Abdruckphase von Runde 1 bis 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|--|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Kniegelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R1 | 17 | 155,0 | 165,4 | 160,541 | 3,1111 |
| Kniegelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R2 | 17 | 154,2 | 168,8 | 160,941 | 3,9090 |
| Kniegelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R3 | 17 | 155,8 | 172,0 | 161,000 | 4,0631 |
| Kniegelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R4 | 17 | 153,9 | 170,5 | 161,329 | 4,3373 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 17 | | | | |

Kniegelenkwinkel [°]

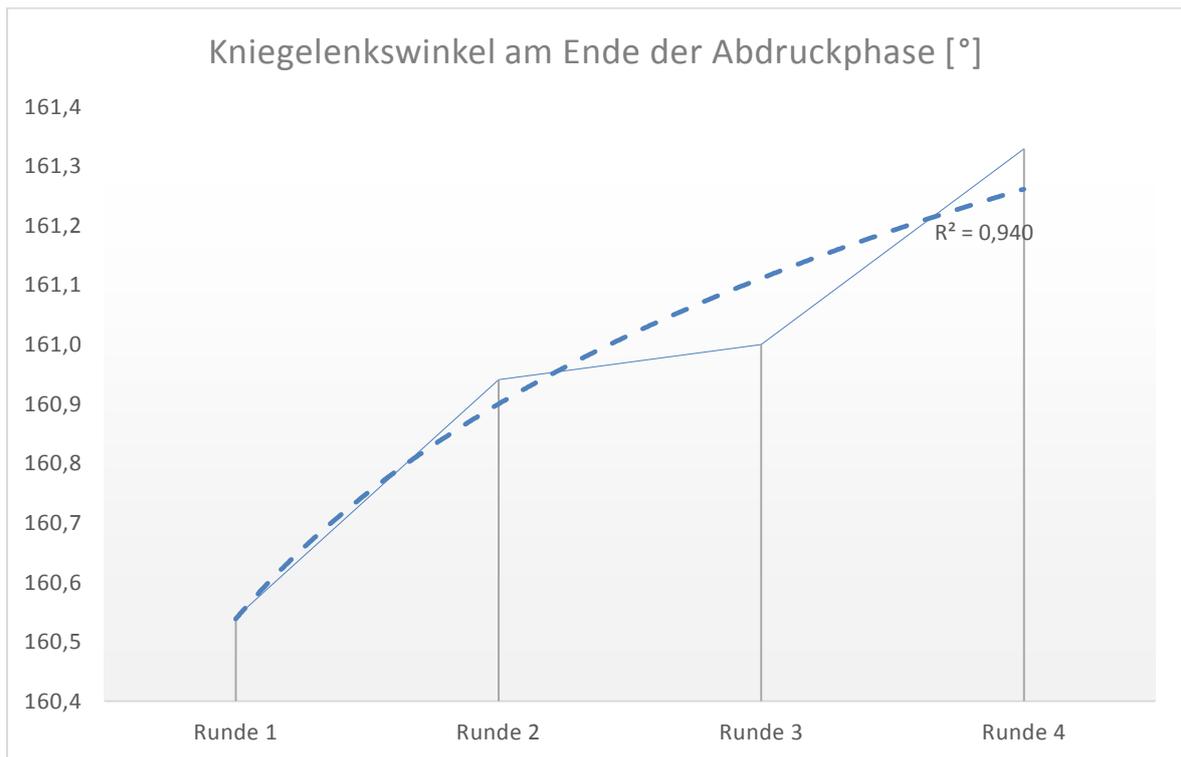


Abb. 22: Verlauf des mittleren Kniegelenkwinkel [°] am Ende der Abdruckphase über 4 Runden (inkl. Trendlinie)

In Tab. 18 werden die mittleren Sprunggelenkwinkel am Ende der Abdruckphase für jede Runde aufgelistet. Während zum Messzeitpunkt in Runde 1 der Winkel im Mittel bei

138,3° lag, vergrößerte er sich im Laufe der Zeit bis zur Messung in Runde 4 auf 138,8°. Obwohl es statistisch zu keinem signifikanten Ergebnis kommt, ist eine tendenzielle Vergrößerung des Winkels erkennbar.

Der Verlauf des mittleren Sprunggelenkwinkels wird in Abb. 23 dargestellt und zeigt eine Zunahme des gemessenen Parameters von Runde 1 bis Runde 4 um etwa 1,5°, wobei es nur zwischen Runde 2 und 3 zu einer sprunghaften Vergrößerung kommt.

Tab. 18: Sprunggelenkwinkel am Ende der Abdruckphase von Runde 1 bis 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|--|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Sprunggelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R1 | 20 | 126,5 | 148,0 | 138,310 | 4,7527 |
| Sprunggelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R2 | 20 | 126,4 | 145,1 | 138,005 | 4,6631 |
| Sprunggelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R3 | 20 | 130,2 | 148,5 | 139,075 | 4,5990 |
| Sprunggelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R4 | 20 | 128,6 | 146,1 | 138,800 | 4,5768 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 20 | | | | |

Sprunggelenkwinkel [°]

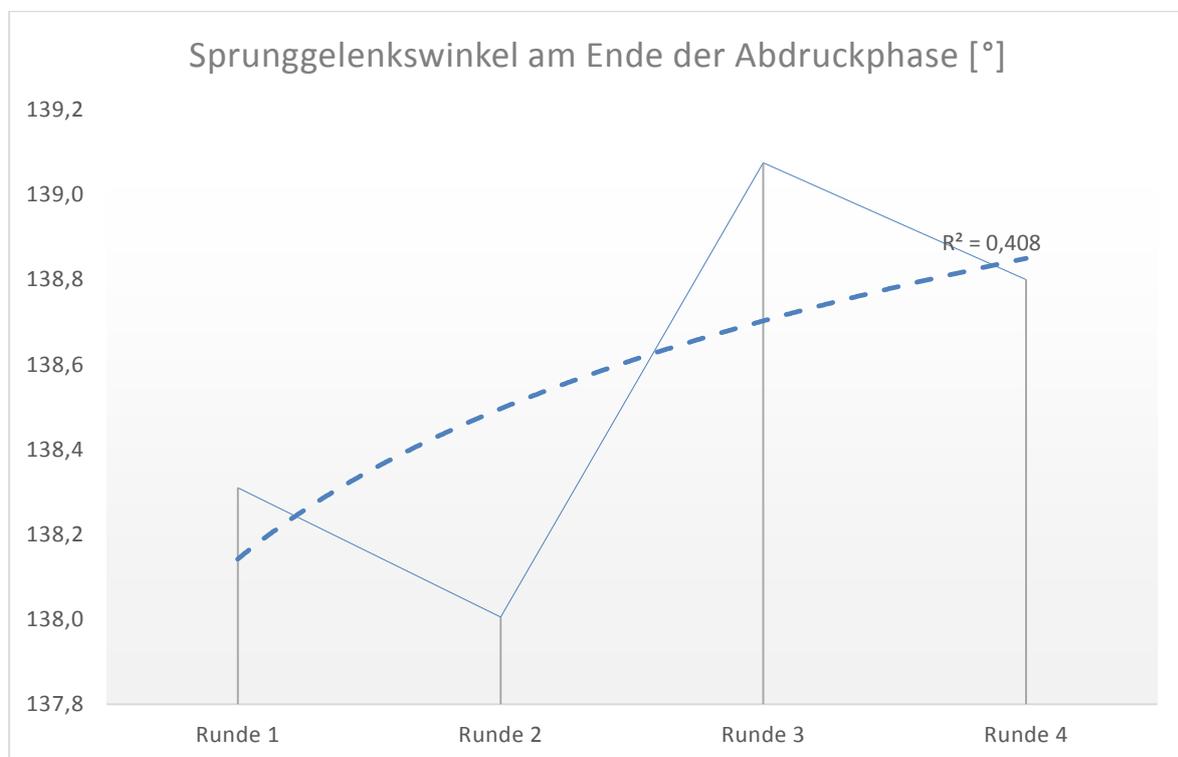


Abb. 23: Verlauf des mittleren Sprunggelenkwinkel [°] am Ende der Abdruckphase über 4 Runden (inkl. Trendlinie)

4.2.4 Zusammenfassung und Diskussion der Ergebnisse

Um die Ergebnisse aus der Analyse des Körperschwerpunktes besser deuten zu können, wurden zusätzlich die Veränderungen der Gelenkwinkel der unteren Extremität untersucht. Möglicherweise kann hier abgelesen werden, welcher Winkel den größten Einfluss auf die Alternation des KSP hat.

Zum Zeitpunkt des minimalen Körperschwerpunktes, welcher in der Stützphase eines Laufschrilles erreicht wird, wurde ein mittlerer Hüftgelenkwinkel von 149° gemessen. Obwohl es im Verlauf der vier Laufrunden, bei einer Abnahme des Winkels von $1,5^\circ$, zu keinem signifikanten Ergebnis kam, ist dennoch eine tendenzielle Verkleinerung erkennbar. Im Gegensatz zum Hüftgelenk, konnte im Kniegelenk eine signifikante Reduzierung des Winkels von Runde 1 bis Runde 4 um 2° festgestellt werden. Im Mittel betrug der Kniegelenkwinkel $133,6^\circ$. Der mittlere Sprunggelenkwinkel von $96,3^\circ$ veränderte sich im Verlauf der Messungen nicht signifikant. Es konnte aber eine tendenzielle Verkleinerung des Winkels beobachtet werden, der sich von Runde 1 bis Runde 4 um $0,9^\circ$ reduzierte.

Es kann somit festgestellt werden, dass sich alle gemessenen Winkel der unteren Extremität, zum Zeitpunkt des minimalen Körperschwerpunktes, im Laufe der Zeit verkleinern. Zu einem signifikanten Ergebnis kam es jedoch nur bei der Veränderung des Kniegelenkes.

Beim zweiten relevanten Zeitpunkt, dem Anfang der Stützphase, konnten ähnliche Resultate gefunden werden. Der mittlere Hüftgelenkwinkel von $144,7^\circ$ verkleinerte sich über den Messzeitraum um $0,9^\circ$ und zeigt eine, wenn auch nicht signifikante, abfallende Entwicklung des Winkels. Beim Kniegelenkwinkel kommt es indessen zu einer signifikanten Verkleinerung von $0,7^\circ$, wobei dieser Effekt nur zwischen den Runden 2 und 3 auftritt. Der mittlere Winkel wies dabei einen Wert von $157,2^\circ$ auf. Der mittlere Sprunggelenkwinkel von $109,3^\circ$ vergrößert sich in dieser Phase nicht signifikant um $1,5^\circ$. Das deutet auf einen Verlust an Vorspannung hin, indem der Proband mit einem flacheren Winkel (in Bezug auf den Boden) mit der Ferse aufsetzt und den Schritt einleitet.

Verschiedene Studien kamen in Bezug auf die Größe der mittleren Winkel zu ähnlicher Ergebnissen und bekräftigen die Resultate (vgl. Simon, 1998, S. 18 ff.).

Es kann festgestellt werden, dass sich am Anfang der Stützphase Hüft- und Kniegelenkwinkel verkleinern, während der Sprunggelenkwinkel tendenziell größer wird. Eine Signifikanz gibt es wiederum nur bei der Veränderung des Kniegelenkwinkels.

Am Ende der Abdruckphase konnten keine signifikanten Ergebnisse gefunden werden. Der mittlere Hüftgelenkwinkel von $192,7^\circ$ vergrößert sich im Verlauf des Messzeitraumes um $1,9^\circ$. Der Winkel stagniert zwar von Runde 2 bis 3, eine allgemeine steigende Tendenz ist aber deutlich erkennbar. Der Kniegelenkwinkel steigt um $0,8^\circ$ und weist im Mittel einen Wert von 161° auf. Die Ergebnisse des mittleren Sprunggelenkwinkels von $138,5^\circ$ fallen in dieser Phase sehr unterschiedlich aus, er vergrößert sich aber von Runde 1 bis Runde 4 um $1,5^\circ$. Hier ist die Tendenz sehr schwach ausgeprägt, lässt aber dennoch eine steigende Entwicklung erkennen.

Am Ende der Abdruckphase kommt es also zu einer tendenziellen Vergrößerung der gemessenen Winkel der unteren Extremität. Auch wenn es hier zu keinen signifikanten Ergebnissen kommt, ist eine steigende Entwicklung deutlich erkennbar.

4.3 Sonstige berechnete Parameter

Um die Ergebnisse der Körperschwerpunkts- und Gelenkwinkelveränderungen besser deuten zu können, wurden weitere Analysen von ausschlaggebenden Parametern durchgeführt. Des Weiteren wurde versucht, über den Energieaufwand mögliche Ökonomisierungen der Lauftechnik zu erkennen.

4.3.1 Schrittlänge

In Tab. 19 werden die mittleren Schrittlängen für jede Runde aufgelistet. Während zum Messzeitpunkt in Runde 1 die Länge im Mittel bei $1,44\text{m}$ lag, verkürzte sie sich im Laufe der Zeit bis zur Messung in Runde 4 signifikant ($p=0,044$) auf $1,40\text{m}$. Das errechnete partielle Eta-Quadrat von $0,150$ weist dabei auf einen starken Effekt hin. Aus dem Post-Hoc-Test geht hervor, dass sich die mittleren Differenzen von Runde 1 zu den Runden 2 und 4 signifikant voneinander unterscheiden.

Der Verlauf der mittleren Schrittlänge wird in Abb. 24 dargestellt und zeigt eine deutliche Abnahme des gemessenen Parameters von Runde 1 bis Runde 4 um etwa $4,0\text{cm}$, wobei sich die Werte in den Runden 2 und 3 kaum voneinander unterscheiden.

Tab. 19: Schrittlängen der Probanden von Runde 1 bis 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|-----------------------------|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Schrittlänge - Runde 1 | 20 | 1,27 | 1,62 | 1,4395 | ,09902 |
| Schrittlänge - Runde 2 | 20 | 1,24 | 1,61 | 1,4110 | ,09503 |
| Schrittlänge - Runde 3 | 20 | 1,28 | 1,59 | 1,4175 | ,08861 |
| Schrittlänge - Runde 4 | 20 | 1,23 | 1,59 | 1,3995 | ,11090 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 20 | | | | |

Schrittlänge [m]

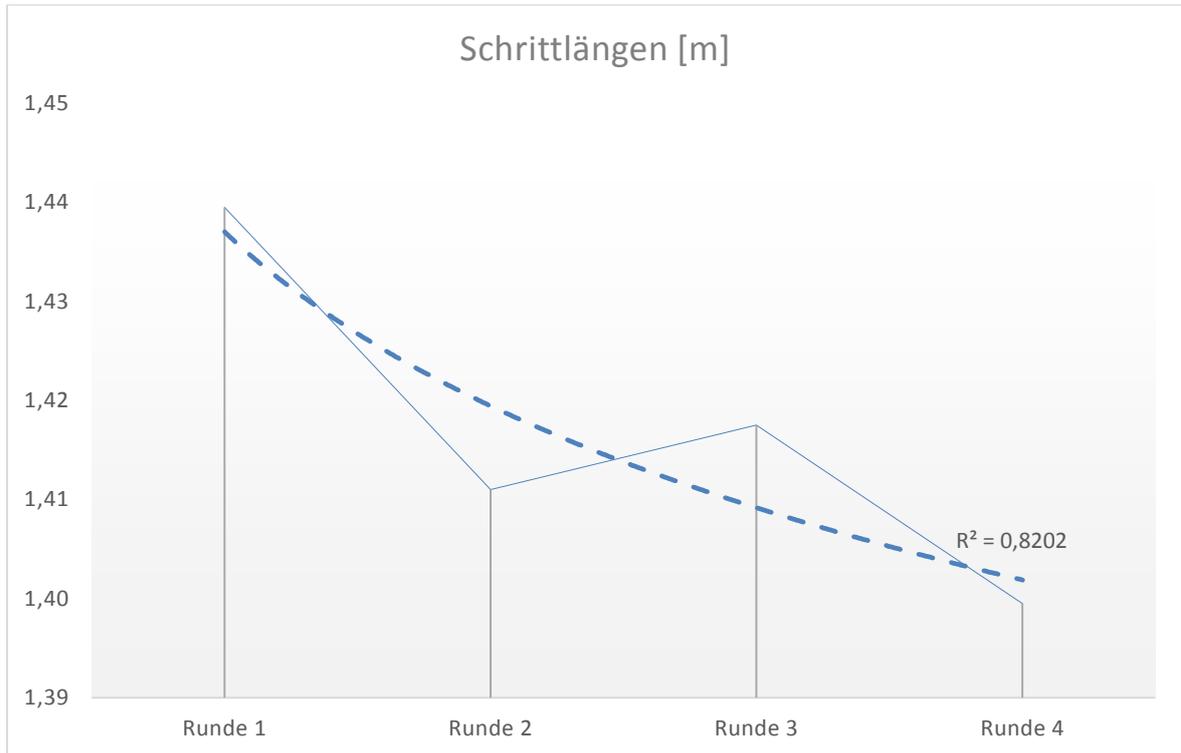


Abb. 24: Verlauf der mittleren Schrittlänge [m] über 4 Runden (inkl. Trendlinie)

4.3.2 Schrittfrequenz

In Tab. 20 werden die mittleren Schrittfrequenzen für jede Runde aufgelistet. Während zum Messzeitpunkt in Runde 1 die Schrittzahl pro Sekunde im Mittel bei 3,29Hz lag, verringerte sie sich im Laufe der Zeit bis zur Messung in Runde 4 auf 3,24Hz. Obwohl es statistisch zu keinem signifikanten Ergebnis kommt, ist eine tendenzielle Verringerung der Schrittfrequenz erkennbar.

Der Verlauf der mittleren Schrittfrequenz wird in Abb. 25 dargestellt und zeigt eine Abnahme des gemessenen Parameters von Runde 1 bis Runde 4 um etwa 0,05Hz, wobei sich die Werte erst in der letzten Runde verringern.

Tab. 20: Schrittfrequenz der Probanden von Runde 1 bis 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|-----------------------------|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Schrittfrequenz - Runde 1 | 20 | 2,7 | 3,8 | 3,285 | ,2300 |
| Schrittfrequenz - Runde 2 | 20 | 2,7 | 4,1 | 3,270 | ,2774 |
| Schrittfrequenz - Runde 3 | 20 | 2,8 | 3,8 | 3,280 | ,2526 |
| Schrittfrequenz - Runde 4 | 20 | 2,9 | 3,8 | 3,240 | ,2257 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 20 | | | | |

Schrittfrequenz [Hz]

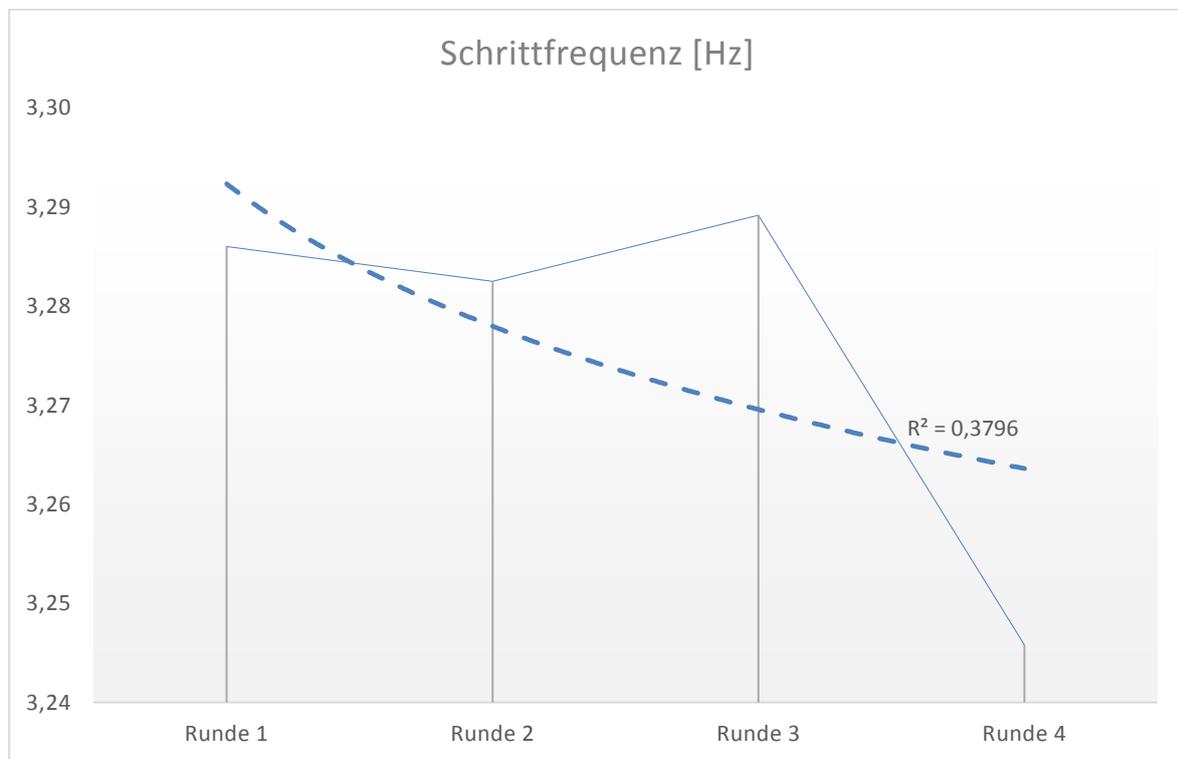


Abb. 25: Verlauf der mittleren Schrittfrequenz [Hz] über 4 Runden (inkl. Trendlinie)

4.3.3 Laufgeschwindigkeit

In Tab. 21 werden die mittleren Laufgeschwindigkeiten für jede Runde aufgelistet. Während zum Messzeitpunkt in Runde 1 die Geschwindigkeit im Mittel bei 17,5km/h lag, verringerte sie sich im Laufe der Zeit bis zur Messung in Runde 4 signifikant ($p=0,032$) auf

16,9km/h. Das errechnete partielle Eta-Quadrat von 0,192 weist dabei auf einen starken Effekt hin. Aus dem Post-Hoc-Test geht hervor, dass sich die mittleren Differenzen von Runde 4 zu den Runden 1, 2 und 3 signifikant voneinander unterscheiden.

Der Verlauf der mittleren Laufgeschwindigkeit wird in Abb. 26 dargestellt und zeigt eine deutliche Abnahme des gemessenen Parameters von Runde 1 bis Runde 4 um etwa 0,6km/h.

Tab. 21: Laufgeschwindigkeit der Probanden von Runde 1 bis 4

| | N | Minimum | Maximum | Mittelwert | Standardabweichung |
|-------------------------------|----|---------|---------|------------|--------------------|
| Laufgeschwindigkeit - Runde 1 | 20 | 14,3 | 20,7 | 17,535 | 1,4705 |
| Laufgeschwindigkeit - Runde 2 | 20 | 13,9 | 20,2 | 17,275 | 1,4574 |
| Laufgeschwindigkeit - Runde 3 | 20 | 14,0 | 20,0 | 17,195 | 1,4376 |
| Laufgeschwindigkeit - Runde 4 | 20 | 13,6 | 19,5 | 16,870 | 1,5266 |
| Gültige Werte (Listenweise) | 20 | | | | |

Laufgeschwindigkeit [km/h]

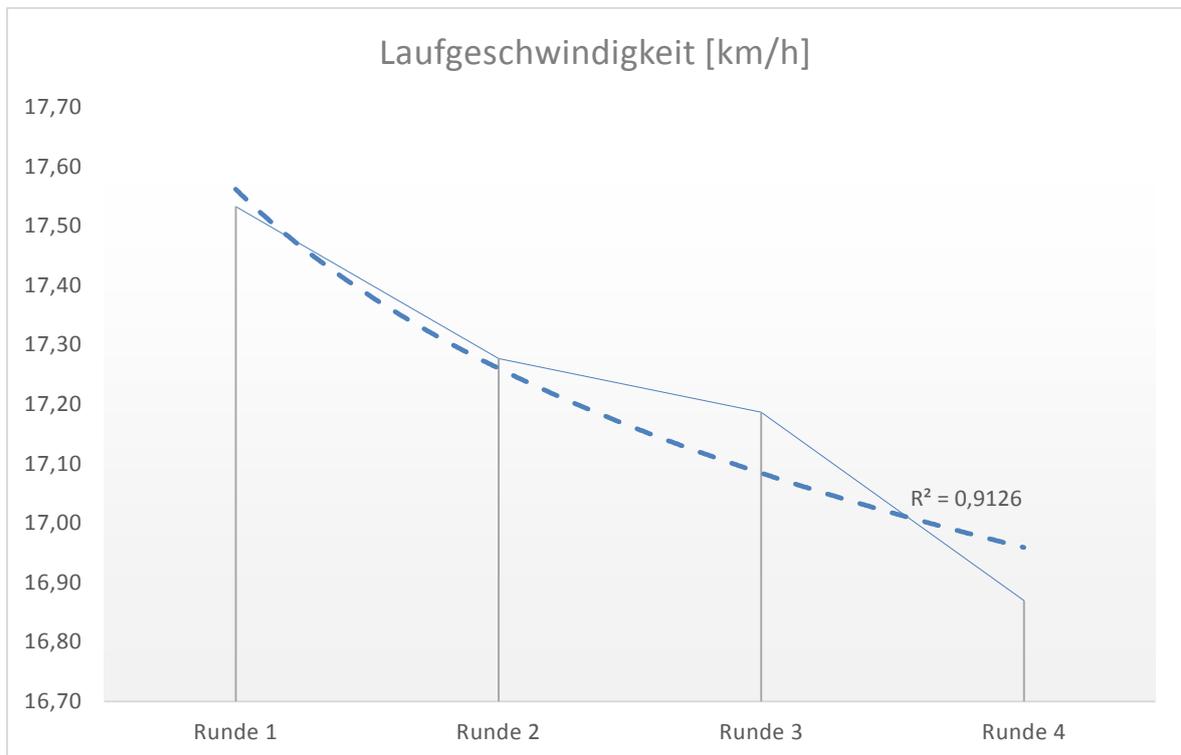


Abb. 26: Verlauf der mittleren Laufgeschwindigkeit [km/h] über 4 Runden (inkl. Trendlinie)

4.3.4 Energieaufwand

Der Versuch, eine Ökonomisierung der Lauftechnik als eine biomechanische Anpassung des Körpers zu erkennen, führte zu einer beispielhaften Berechnung der Hubarbeit, respektive der potentiellen Energie in vertikaler Richtung.

In Tab. 22 werden die, für die Berechnung benötigten, Parameter aufgelistet. Die erhaltenen Werte wurden vereinfacht mit Hilfe der Formel für die Hubarbeit (vgl. Kap. 3.4.4, Gleichung 3) ermittelt und gegenübergestellt.

Während der theoretische potentielle Energieaufwand in vertikaler Richtung (Hubarbeit) in Runde 1 bei ca. 187000 Joule oder 45kcal lag, verringerte er sich in Runde 4 auf ca. 175700 Joule oder 42kcal. Die Abnahme der aufgewendeten Energie beläuft sich somit auf etwa 3kcal für eine Laufrunde von ca. 4,26km.

Tab. 22: Berechnung des mechanischen Energieaufwandes E_{pot}

| Parameter | Wert | Einheit |
|---|--------|------------------|
| Mittlere Körpermasse (m) | 71,4 | kg |
| Erdbeschleunigung (g) | 9,81 | m/s ² |
| Mittlere Hubhöhe - Runde 1 (h1) | 0,0902 | m |
| Mittlere Hubhöhe - Runde 4 (h4) | 0,0824 | m |
| Mittlere Schrittlänge - Runde 1 (s1) | 1,440 | m |
| Mittlere Schrittlänge - Runde 4 (s4) | 1,400 | m |
| Mittlere Rundenlänge (l) | 4260 | m |
| Mittlere Anzahl der Schritte - Runde 1 (s1) | 2959 | Schritte |
| Mittlere Anzahl der Schritte - Runde 4 (s4) | 3044 | Schritte |
| Energieaufwand Hub - Runde 1 (E_{pot1}) | 186970 | J 44,7 kcal |
| Energieaufwand Hub - Runde 4 (E_{pot4}) | 175684 | J 42,0 kcal |

4.3.5 Zusammenfassung und Diskussion der Ergebnisse

Über die zusätzlich berechneten Parameter wurde versucht, die Ergebnisse aus den Körperschwerpunkts- und Gelenksveränderungen besser deuten und erklären zu können.

Die mittlere Schrittlänge von 1,42m verkürzte sich im Verlauf der vier Laufrunden signifikant um 4cm. Dabei ist auffallend, dass sich die Länge vor allem von Runde 1 auf

Runde 2, respektive von Runde 3 auf Runde 4 verkürzt. Dazwischen bleibt die Schrittlänge für zwei Runden annähernd gleich.

Betrachtet man die Schrittfrequenz, ist in den ersten drei Runden kaum ein Unterschied zu erkennen. Erst in der vierten Runde verkleinerte sich die Frequenz um 0,04 Hz, die im Mittel 3,27 Schritte pro Sekunde betrug.

Der Verlust an Schrittfrequenz in Verbindung mit der Verkürzung der Schrittlänge, steht in direktem Zusammenhang mit einer Verminderung der Laufgeschwindigkeit. Die Probanden konnten die Laufdistanz mit einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von 17,2km/h zurücklegen, verloren aber konstant an Tempo und liefen in der vierten Runde um 0,6km/h langsamer als im ersten Umlauf.

Um den ökonomischen Gesichtspunkt mit einzubeziehen, wurde der Energieaufwand für die vertikalen Hubbewegungen des Körperschwerpunktes mit Hilfe der Gleichung für die Berechnung der potentiellen Energie ermittelt. Während in der ersten Runde durchschnittlich etwa 45kcal an Energie für die Bewegung in Vertikaler Richtung benötigt wurde, verringerte sich der Aufwand in der vierten Runde auf 42kcal. Wenn auch die 3kcal an Energieersparnis nicht nach viel klingen, bedeutet es aber in Verbindung mit dem Ergebnis aus Kap. 4.1.3, dass die Probanden in der vierten Runde um etwa 24m weniger an Hubarbeit verrichten mussten, als in Runde 1. Man kann somit durchaus von einer möglichen Anpassungserscheinung des Körpers an die gestellte Belastung sprechen, da mit der Verringerung der vertikalen Hubhöhe eine Reduzierung des Energieaufwandes einhergeht.

4.4 Bewertung der übergreifenden Arbeitshypothesen und Nutzen

In den Kapiteln 4.1 bis 4.3 wurden die Ergebnisse der Untersuchung detailliert dargestellt. Es konnten viele kinematischen Parameter der Laufbewegung identifiziert werden, die sich während einer längeren Belastung auf der Halbmarathondistanz veränderten. Die effektive Hubhöhe im Körperschwerpunkt verringerte sich im zunehmend erschöpften Zustand und deutet auf eine Ökonomisierung und somit ressourcenschonenderen Laufstil hin. Am Anfang dieser Arbeit wurde folgende übergreifende Arbeitshypothese formuliert:

H₁: Mit Hilfe einer kinematischen Videoanalyse im Feld lassen sich Bewegungsparameter finden, die auf Anpassungen des menschlichen Körpers hin zu einer Ökonomisierung der Lauftechnik vermuten lassen.

Die in den einzelnen Teiluntersuchungen dargestellten Ergebnisse zeigen, dass Bewegungsparameter gefunden werden konnten, die sich während eines Halbmarathons an die Belastung anpassen. Wie oben erwähnt, kann die verringerte Hubarbeit als Ergebnis einer Ökonomisierung der Laufbewegung, im Sinne des in der Untersuchung beschriebenen Ausmaßes, angesehen werden. Die übergreifende Arbeitshypothese H_1 kann aus diesem Grund bestätigt werden. Die übergreifende Arbeitshypothese H_0 wird verworfen.

4.5 Methodenkritik

Um die Ergebnisse richtig bewerten zu können, werden in diesem Abschnitt bekannte Schwächen der vorliegenden Untersuchung dargestellt, ohne die Gültigkeit der vorliegenden Studie in Frage zu stellen.

4.5.1 Stichprobengröße

Die Statistik dient im Allgemeinen als Werkzeug, um Rückschlüsse aus dem Ergebnis einer Untersuchung an einer verhältnismäßig geringen Anzahl von Probanden im Vergleich zur Grundgesamtheit ziehen zu können.

Da in den meisten Fällen die Grundgesamtheit zu groß ist, können nicht alle Personen getestet werden. Es wird daher versucht, anhand eines Tests mit wenigen Probanden zutreffende Aussagen über die Grundgesamtheit treffen zu können. Ist die Grundgesamtheit klein, kann mit einer geringen Anzahl an Versuchspersonen ein hoher prozentualer Anteil erfasst werden.

In der vorliegenden Studie wurden bestimmte Kriterien für die Teilnahme an den Testungen festgelegt, um die Größe der Grundgesamtheit zu reduzieren. Die geforderte persönliche Halbmarathonbestzeit von unter 1h 35min lässt den Kreis der Personen auf sehr gut trainierte Hobbysportler eingrenzen. Es konnten zwar, im Vergleich zu ähnlichen Studien, mit 20 gewerteten Probanden eine gute Anzahl von Personen rekrutiert werden, es gab jedoch in den gelaufenen Zeiten bei den Testungen relativ große Streuungen. Die mittlere Laufzeit von 1h 29min entspricht zwar den Anforderungen, die Zeiten bewegten sich aber in einem großen Bereich von 1h 10min bis 1h 45min. Diese großen Zeitunterschiede lassen auf unterschiedliche Leistungsniveaus der Probanden schließen. Daraus

resultieren vermutlich auch Abweichungen in der Lauftechnik und unterschiedliche Ausprägungen der Anpassungserscheinungen des Körpers an die gegebene Belastung.

Um noch genauere Ergebnisse zu erhalten, müssten die Probanden in verschiedene Cluster eingeteilt werden. Dazu müsste jedoch die Stichprobengröße um einiges erhöht werden, was in der vorliegenden Studie aufgrund des Zeitrahmens und des Aufwandes nicht möglich war.

4.5.2 Eingrenzung der Umgebungsbedingungen

Durch die Schaffung eines standardisierten Durchlaufbereiches (siehe Kap. 3.1.2) wurde versucht, während der Felduntersuchung möglichst labornahe Bedingungen zu erreichen. Die Wahl des geeigneten Standortes für die Messungen erwies sich dabei als relativ schwierig. Da sich der Wienerwaldsee in einem Natur- und Wasserschutzgebiet befindet, sind der Straßenverlauf und somit auch die gewählte Laufstrecke auf Seeseite durch eine Einfriedung vom Gebiet getrennt, was den Bereich für die Standpunkte der Kameras sehr einengte. So musste eine Kamera teilweise auf dem Radweg aufgestellt werden, während die zweite Kamera auf unwegsamem Gelände positioniert werden musste, was auch einen Höhenunterschied der beiden Aufnahmegерäte nach sich zog. Die exakte Reproduzierung des Durchlaufbereiches war somit an den verschiedenen Messtagen nicht möglich. Durch die jeweiligen Kalibrierungen des Aufnahmebereiches mittels Kalibrierrahmen, konnte aber für jeden Probanden ein genaues Messsystem geschaffen und zu validen Ergebnissen gekommen werden.

Neben der Positionierung der Kameras, zeigten sich auch Probleme mit den unterschiedlichen Lichtverhältnissen. Im Unterschied zu einer Laboruntersuchung, mussten die Einstellungen der Kameras vor jeder einzelnen Aufnahme getestet und den Bedingungen entsprechend angepasst werden. Durch die schnell wechselnden Wolkenformationen kam es ständig zu unterschiedlichen Lichteinflüssen, die oft auch zu Unter- oder Überbelichtung führten. Speziell abends, beim Einsetzen der Dämmerung, wurden die Aufnahmen erschwert. Es wurde zwar mittels LED-Lampen versucht die reflektierenden Scheibenmarker an den Probanden zu bestrahlen, die Referenzpunkte konnten aber nur dann optimal getrackt werden, wenn alle Marker noch an den Gelenken der Probanden hafteten. Bei Verlust dieser Reflektoren konnten die Gelenke, erschwert durch heftiges Bildrauschen, nur sehr mühsam mit der Software markiert und verfolgt werden.

In zukünftigen Untersuchungen, mit ähnlicher Methodik, sollte der Standort für den Aufbau der Aufnahmegерäte besser ausgewählt werden, um den Durchlaufbereich bei jedem Testtermin exakt reproduzieren zu können. Dadurch könnte die Genauigkeit der Messungen noch weiter erhöht werden.

4.5.3 Systemgenauigkeit

Durch die exakte Kalibrierung des Durchlaufbereiches konnte für die Digitalisierung der Gelenkpunkte eine sehr hohe Genauigkeit erzielt werden. Die angesprochenen Problematiken erschweren die Untersuchungen im Feld jedoch und beinhalten ein gewisses Maß an Fehlerpotential. Im Vergleich zu bewegungsanalytischen Laborversuchen ist die Systemgenauigkeit deshalb geringer.

Da aber anzunehmen ist, dass sich die Laufbewegungen im Labor von den tatsächlichen Wettkampfbewegungen unterscheiden und im Labor keine realen Umgebungsbedingungen geschaffen werden können, ist eine Wettkampfanalyse unverzichtbar, um leistungsrelevante Parameter identifizieren zu können.

In der vorliegenden Studie zeigte die verwendete Software für die automatische Digitalisierung der Bewegungssegmente deutliche Schwächen, was aber mit den oben erwähnten Problematiken zusammenhängt und im Labor verhindert werden kann. Da die Genauigkeit der automatischen Erkennung der reflektierenden Scheibenmarker zu wünschen übrig ließ, mussten somit die Punkte für jedes Videobild manuell digitalisiert werden. Dadurch dass die Digitalisierung aller Aufnahmen aber von der gleichen und geschulten Person vollzogen wurde, kann von einer sehr hohen Genauigkeit bei der Erfassung der Referenzpunkte ausgegangen werden.

Für weitere Untersuchungen müsste überlegt werden, wie die Fehlerquellen reduziert werden könnten. Beispielsweise könnte den Probanden eine spezielle Kleidung zur Verfügung gestellt werden, an der die Scheibenmarker besser befestigt werden können und einen besseren Kontrast bieten, um die Bewegungen deutlicher sichtbar zu machen. Dadurch könnte eventuell erreicht werden, dass die Software die automatische Erkennung der Gelenkpunkte exakter durchführen kann und somit die manuelle Digitalisierung wegfallen würde.

4.5.4 Zeitaufwand

Die für diese Untersuchung verwendete Methodik erforderte einen sehr hohen materiellen, personellen und vor allem zeitlichen Aufwand. Einerseits musste, aufgrund der zeitlichen Abhängigkeit von den Probanden, an neun verschiedenen Tagen, überwiegend an den Wochenenden, die gesamte Gerätschaft an den Untersuchungsort gebracht und die Messstation aufgebaut werden. Die Felduntersuchung erstreckte sich somit insgesamt über mehrere Monate.

Andererseits konnte aufgrund der suboptimalen äußeren Verhältnisse und Bedingungen nicht auf die automatische Erkennung der gesetzten Marker durch die Bewegungsanalysesoftware zurückgegriffen werden, was einen enormen Zeitaufwand für die manuelle Digitalisierung der Videobilder nach sich zog (siehe Kap. 3.2).

Für künftige Untersuchungen dieser Art sollten bessere Rahmenbedingungen geschaffen werden. Die Termine mit den Testpersonen müssten besser koordiniert werden, damit man mit weniger Testtagen auskommt. Der wichtigste verbesserungswürdige Punkt ist aber die Platzierung, bzw. die Befestigung der Scheibenmarker und die Schaffung guter Lichtverhältnisse mit hohen Kontrasten, damit die Erfassung der Punkte durch die Software automatisch erfolgen kann, ohne zu hohe Abweichungen von den Gelenkszentren zu erhalten.

4.5.5 Schwächen des verwendeten Modells

Durch die geringe Auflösung der Kameras von nur 640x480 Pixel, musste bei der Platzierung der Aufnahmegерäte auf einen möglichst sinnvollen und verwertbaren Abstand zum gefilmten Objekt geachtet werden. Ein geringer Abstand erhöht zwar die Genauigkeit bei der Erkennung der Marker, es kann dadurch aber nur ein kleiner Aufnahmebereich erfasst werden. Das Ziel war, mindestens einen Schritt jedes Probanden beobachten zu können, also die Schrittfolge rechts/links, bzw. links/rechts. Deshalb musste ein bestimmter Abstand zur Lauflinie eingehalten werden, was die Genauigkeit bei der Markierung der Gelenkpunkte etwas reduzierte, da ein Pixel bei dieser Auflösung und der gewählten Distanz etwa 4mm ausmacht.

Die größte Schwäche des verwendeten Modells war die Platzierung, bzw. die Haftung der verwendeten Scheibenmarker an den Textilien und der Hautoberfläche der Probanden. Es musste sehr genau auf die Verklebung geachtet werden, da die Verschiebung von Haut und Textilien ein hohes Fehlerpotential aufweist. Außerdem erwies sich, wie oben

bereits erwähnt, die Haftung der Marker als problematisch. Hier müsste für ähnliche Untersuchungen nach einem besseren System gesucht werden.

4.5.6 Statistische Tests

Für die Analyse der ausgewerteten Daten wurden die Veränderungen des Körperschwerpunktes und der verschiedenen Körpersegmentwinkel statistischen Überprüfungen unterzogen, um zu aussagekräftigen Ergebnissen zu kommen. Als statistische Untersuchungsmethode wurde die abhängige Varianzanalyse angewandt. Bei kleinen Stichproben ist es oft schwierig zu signifikanten Ergebnissen zu kommen. In der vorliegenden Arbeit konnten bei einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$ vor allem bei der Veränderungen des Gesamtkörperschwerpunktes signifikante Ergebnisse erzielt werden. Bei den Segmentwinkel konnten nur im Knie bedeutsame Änderungen beobachtet werden.

Dennoch sind in allen Ergebnissen deutliche Tendenzen erkennbar. Bei einer größeren Anzahl an Probanden könnten eventuell kennzeichnendere Resultate erzielt werden. Das soll für weitere Untersuchungen als Anstoß gesehen werden, um die Verzerrung der Statistik durch Ausreißer verhindern zu können.

5 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, mit Hilfe von kinematischen Videoanalysen der Laufbewegung, Bewegungsparameter ausfindig zu machen, die sich im Zuge eines Halbmarathons in ihren Ausprägungen verändern. Es sollte untersucht werden, ob sich die vertikale KSP-Oszillation während der Laufdistanz auf ein individuelles Minimum verkleinert und damit, als Anpassungserscheinung des menschlichen Körpers auf eine längere Belastung, zu einer Ökonomisierung des Laufstiles führt.

Um möglichst viele Daten sammeln zu können, wurde auf einer ausgesuchten Laufstrecke in Niederösterreich eine Messstation eingerichtet, die für Testungen an verschiedenen Tagen genau reproduziert werden konnte. Zwei an der Laufstrecke positionierte Hochgeschwindigkeitskameras wurden für die Aufzeichnung über Netzwerkkabel mit einem Laptop verbunden und filmten die Probanden in sagittaler Ebene. Jeder Läufer wurde mit mehreren reflektierenden Scheibenmarkern versehen und musste fünf Mal die Messstation passieren, um die Halbmarathondistanz zu erreichen. Die Marker erleichterten die Erfassung der einzelnen Positionen der verschiedenen Körpersegmente, welche für die weitere Analyse notwendig waren.

Die bei Testungen aufgenommenen Videobilder mussten manuell digitalisiert werden, bevor anschließend 2D-Koordinaten von definierten Körperpunkten und –segmenten berechnet werden konnten.

5.1 KSP-Veränderungen

Bei der Analyse der Veränderung des Körperschwerpunktes konnte festgestellt werden, dass der durchschnittliche Proband in einer durchschnittlichen Laufrunde bei einem Laufschrift eine Hubhöhe von 9,0cm zurücklegte. Die minimale KSP-höhe wurde in der Stützphase erreicht und verkleinerte sich im Laufe der Zeit signifikant. Die maximale KSP-höhe verkleinerte sich ebenfalls signifikant und wurde in der Flugphase gemessen.

Eine Abnahme der minimalen und maximalen Körperschwerpunktshöhe muss aber nicht gleichzeitig eine Verringerung der vertikalen Oszillation des KSP bedeuten. Um diese Frage zu beantworten, wurden die Hubhöhen des KSP für einen Laufschrift gemessen und gemittelt und die vier Messzeitpunkte miteinander verglichen. Das signifikante Ergebnis zeigt eine Verringerung der mittleren Hubhöhe von Runde 1 zu Runde 4 um 0,8cm und bedeutet für den Probanden eine geringere Hubarbeit von 24m pro Laufrunde (4,26km).

5.2 Gelenkwinkelveränderungen

Die Analyse der Gelenkwinkelveränderungen gibt Auskunft darüber, welche Körpersegmente entscheidend zu der Verkleinerung der Hubhöhe des Körperschwerpunktes beitragen.

Zum Zeitpunkt des minimalen Körperschwerpunktes konnten tendenzielle, jedoch nicht signifikante Verkleinerungen von Hüft- und Sprunggelenkwinkel festgestellt werden. Der Kniegelenkwinkel verringerte sich zur gleichen Zeit hingegen signifikant um ca. 2°.

Beim zweiten relevanten Zeitpunkt, dem Anfang der Stützphase, konnten ähnliche Resultate gefunden werden. Der Kniegelenkwinkel verkleinerte sich auch in dieser Phase signifikant um ca. 0,7°. Während sich der Winkel im Hüftgelenk tendenziell verringerte, erhöhte sich der mittlere Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase, was auf einen Verlust an Vorspannung hinweist, indem der Proband mit einem flacheren Winkel (in Bezug auf den Boden) mit der Ferse aufsetzt und den Schritt einleitet.

Am Ende der Abdruckphase kommt es zu einer tendenziellen Vergrößerung der gemessenen Winkel der unteren Extremität. Auch wenn es hier zu keinen signifikanten Ergebnissen kommt, ist eine steigende Entwicklung deutlich erkennbar.

5.3 Sonstige Parameter

Über die zusätzlich berechneten Parameter wurde versucht, die Ergebnisse aus den Körperschwerpunkts- und Gelenksveränderungen besser deuten und erklären zu können.

Bei der Analyse der Schrittparameter konnte im Laufe der Zeit eine signifikante Verkleinerung der Schrittlänge festgestellt werden. Die Schrittfrequenz konnte von den Probanden lange gehalten werden und verkleinerte sich erst ab der vierten Laufrunde.

Der Verlust an Schrittfrequenz in Verbindung mit der Verkürzung der Schrittlänge, steht in direktem Zusammenhang mit einer Verminderung der Laufgeschwindigkeit. Die Probanden konnten die Laufdistanz mit einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von 17,2km/h zurücklegen, verloren aber konstant an Tempo und liefen in der vierten Runde um 0,6km/h langsamer als im ersten Umlauf.

Um den ökonomischen Gesichtspunkt mit einzubeziehen, wurde der Energieaufwand für die vertikalen Hubbewegungen des Körperschwerpunktes mit Hilfe der Gleichung für die Berechnung der potentiellen Energie ermittelt. Hier konnte eine Verringerung des Energieaufwandes von der ersten bis zur letzten Runden beobachtet werden. Das

Ergebnis deutet auf eine mögliche Anpassungserscheinung des Körpers an die gestellte Belastung hin, da mit der Verringerung der vertikalen Hubhöhe eine Reduzierung des Energieaufwandes einhergeht.

5.4 Fazit

In der vorliegenden Untersuchung konnten viele kinematischen Parameter der Laufbewegung identifiziert werden, die sich während einer längeren Belastung auf der Halbmarathondistanz veränderten. Die effektive Hubhöhe im Körperschwerpunkt verringerte sich im zunehmend erschöpften Zustand und deutet auf eine Ökonomisierung und somit ressourcenschonenderen Laufstil hin.

Die verringerte Hubarbeit kann als Ergebnis einer Ökonomisierung der Laufbewegung, im Sinne des in der Untersuchung beschriebenen Ausmaßes, angesehen werden. Das Ziel dieser Arbeit, mit Hilfe einer kinematischen Videoanalyse im Feld, Bewegungsparameter zu finden, die auf Anpassungen des menschlichen Körpers hin zu einer Ökonomisierung der Lauftechnik vermuten lassen, konnte somit erreicht werden.

Literatur

- Atwater, A. E. (1973). Cinematographic Analyses of Human Movement. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 1, 217-228.
- Backhaus, K., Erichson, B., Plinke, W., & Weiber, R. (2006). *Multivariate Analyseverfahren: Eine anwendungsorientierte Einführung* (11. Auflage). Berlin: Springer.
- Ballreich, R. & Gabel, H. (1975). Einfluss von Schrittlänge und Schrittfrequenz auf die Laufzeit in Sprintdisziplinen, *Leistungssport*, 5, 346-351.
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, 22(11-12), 1217–1227.
- Bortz, J. (2005). *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler* (6.Auflage). Heidelberg: Springer.
- Bortz, J. & Döring, N. (2006). *Forschungsmethoden und Evaluation: für Human- und Sozialwissenschaftler*. Berlin: Springer.
- Buckalew, D. P., Barlow, D. A., Fischer, J. W. & Richards, J. G. (1985). Biomechanical Profile of Elite Woman Marathoners. *International Journal of Sport Biomechanics*, 1(1), 330-347.
- Caldwell, G. E. & Forrester, L. W. (1992). Estimates of mechanical work and energy transfers: demonstration of a rigid body power model of the recovery leg in gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(12), 1396-1412.
- Cavanagh, P. R. & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13, 379-406.
- Cavanagh, P. R. & Williams, K. R. (1982). The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Med Sci Sports Exerc*, 14, 30–35.
- Cavanagh, P. R. & Kram, R. (1990). Stride Length in Distance Running: Velocity, Body Dimensions and Added Mass Effects. In P. R. Cavanagh (Hrsg.), *Biomechanics of Distance Running* (35–63). Champaign: Human Kinetics Books.
- Conley, D. L. & Krahenbuhl, G. S. (1980). Running economy and distance running performance of highly trained athletes. *Med Sci Sports Exerc*, 12, 357–360.
- Dalleau, G., Belli, A., Bourdin, M. & Lacour, J.-R. (1998). The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *Eur J Appl Physiol*, 77, 257–263.
- Daniels, J. T. (1985). A physiologist's view of running economy. *Med Sci Sports Exerc*, 17, 332–338.
- Dierks, T. A., Davis, I. S. & Hamill, J. (2010). The effect of running in an exerted state on lower extremity kinematics and joint timing. *Journal of Biomechanics*, 43, 2993-2998.
- Hanavan, E. P. (1964). *A Mathematical Model of the Human Body*. Ohio: Aerospace Medical Research Laboratories, Aerospace Medical Division, Air Force Systems Command.

- Hay, J. G. (1978). *The Biomechanics of Sports Techniques* (2. Aufl.). Englewood: Prentice-Hall.
- Heise, G. D. & Martin, P. E. (2001). Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *Eur J Appl Physiol*, 84, 438-442.
- Hinrichs, R. N., Cavanagh, P. R. & Williams, K.R. (1987). Upper Extremity Function in Running. I: Center of Mass and Propulsion Considerations. *International Journal of Sport Biomechanics*, 3, 222-241.
- Hinrichs, R. N., Cavanagh, P. R. & Williams, K.R. (1987). Upper Extremity Function in Running. II: Angular Momentum Considerations. *International Journal of Sport Biomechanics*, 3, 242-263.
- Kaneko, M., Ito, A., Fuchimoto, T., Shishikura, Y. & Toyooka J. (1985). Influence of running speed on the mechanical efficiency of sprinters and distance runners. In D. A. Winter, R. W. Norman, R. P. Wells, K. C. Heyes, A. E. Patla (Hrsg.). *Biomechanics IX-B* (Bd. 5, S. 307-312). Human Kinetics: Champaign.
- Kwiatkowski, G. (Hrsg.) & Haag, H. (1987). *Schülerduden. Der Sport*. Mannheim: Bibliographisches Institut.
- Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J., Lyons, D., ... 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.
- Luhtanen, P. & Komi, P. V. (1978). Mechanical factors influencing running speed. In E. Asmussen & K. Jorgensen (Hrsg.), *International Series on Biomechanics, BIOMECHANICS VI* (S. 23-29). Baltimore: University Park Press.
- McMahon, T. A. & Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, 23(1), 65-78.
- Mero, A., Komi, P. V. & Gregor, R. J. (1992). Biomechanics of Sprint Running. *Sports Medicine*, 13(6), 376-392.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E. & Daily, D. (2000). Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Human Movement Science*, 19, 139-151.
- Morgan, D. W. & Craib, M. (1992). Physiological aspects of running economy. *Med Sci Sports Exerc*, 24, 456-461.
- Morin, J.-B., Samozino, P. & Millet, G.Y. (2011). Changes in Running Kinematics, Kinetics, and Spring-Mass Behavior over a 24-h Run. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 43(5), 829-836.
- Roy, B. (1981). Temporal and dynamic factors of long distance running. In A. Morecki, U. Fidelus, U. Kedzior & A. Wit (Hrsg.), *International Series on Biomechanics, BIOMECHANICS VII* (Ausg. 3). Baltimore: University Park Press.

- Siler, W. L. & Martin, P. E. (1991). Changes in Running Pattern During a Treadmill Run to Volitional Exhaustion: Fast Versus Slower Runners. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7, 12-28.
- Wiemann, K. (1986). Die Muskelaktivität beim Laufen. *Leistungssport*, 4, 27-34.
- Williams, K. R., Snow, R. & Agruss, C. (1991). Changes in Distance Running Kinematics With Fatigue. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7, 138-162.
- Willimczik, K. (1989). *Biomechanik der Sportarten*. Reinbek: Rowohlt.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (2. Aufl.). Toronto: John Wiley & Sons, Inc.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., ... Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543-548.
- Wu, G., van der Helm, F. C., Veeger, H. E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., ... Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981-992.

Abbildungsverzeichnis

| | |
|---|----|
| Abb. 1: Stütz- (rot) und Flugphase (grün) mit den Phasen der Beinbewegung (1-4) (mod. n. Haberkorn & Plaß, 1992, S. 101)..... | 16 |
| Abb. 2: Verlauf der Laufstrecke rund um den Wienerwaldsee..... | 24 |
| Abb. 3: Skizzierung des standardisierten Durchlaufbereichs..... | 25 |
| Abb. 4: Basler pilot piA640-210gc von vorne, hinten und PentaxC60812 – H6Z810 Objektiv..... | 26 |
| Abb. 5: Benutzeroberfläche für die synchrone Aufnahme der Sequenzen..... | 27 |
| Abb. 6: Schematische Darstellung von Koordinatensystem und Kalibrierungsrahmen..... | 27 |
| Abb. 7: links: Modell nach Hanavan; rechts: angepasstes Modell (mod. n. Hanavan, 1964, S.8)..... | 29 |
| Abb. 8: Beispiel eines Markersets bei optimalen Lichtverhältnissen..... | 30 |
| Abb. 9: Modell eines Athleten nach Erfassung der Marker..... | 32 |
| Abb. 10: Hüft-, Knie- und Sprunggelenkwinkel in der Sagittalebene..... | 35 |
| Abb. 11: Visuelle Bestimmung der Schrittlänge in SIMI Motion..... | 41 |
| Abb. 12: Verlauf der mittleren minimalen Körperschwerpunktshöhe [m] über 4 Runden (inkl. Trendlinie)..... | 50 |
| Abb. 13: Verlauf der mittleren maximalen Körperschwerpunktshöhe [m] über 4 Runden (inkl. Trendlinie)..... | 51 |
| Abb. 14: Verlauf der mittleren Hubhöhe [m] des KSP über 4 Runden (inkl. Trendlinie).... | 52 |
| Abb. 15: Verlauf des mittleren Hüftgelenkwinkel [°] zum Zeitpunkt des min. KSP über 4 Runden (inkl. Trendlinie)..... | 55 |
| Abb. 16: Verlauf des mittleren Kniegelenkwinkel [°] zum Zeitpunkt des min. KSP über 4 Runden (inkl. Trendlinie)..... | 56 |
| Abb. 17: Verlauf des mittleren Sprunggelenkwinkel [°] zum Zeitpunkt des min. KSP über 4 Runden (inkl. Trendlinie)..... | 57 |
| Abb. 18: Verlauf des mittleren Hüftgelenkwinkel [°] am Anfang der Stützphase über 4 Runden (inkl. Trendlinie)..... | 58 |
| Abb. 19: Verlauf des mittleren Kniegelenkwinkel [°] am Anfang der Stützphase über 4 Runden (inkl. Trendlinie)..... | 60 |
| Abb. 20: Verlauf des mittleren Sprunggelenkwinkel [°] am Anfang der Stützphase über 4 Runden (inkl. Trendlinie)..... | 61 |
| Abb. 21: Verlauf des mittleren Hüftgelenkwinkel [°] am Ende der Abdruckphase über 4 Runden (inkl. Trendlinie)..... | 62 |
| Abb. 22: Verlauf des mittleren Kniegelenkwinkel [°] am Ende der Abdruckphase über 4 Runden (inkl. Trendlinie)..... | 63 |

| | |
|--|----|
| Abb. 23: Verlauf des mittleren Sprunggelenkwinkel [°] am Ende der Abdruckphase über 4 Runden (inkl. Trendlinie)..... | 64 |
| Abb. 24: Verlauf der mittleren Schrittlänge [m] über 4 Runden (inkl. Trendlinie) | 67 |
| Abb. 25: Verlauf der mittleren Schrittfrequenz [Hz] über 4 Runden (inkl. Trendlinie)..... | 68 |
| Abb. 26: Verlauf der mittleren Laufgeschwindigkeit [km/h] über 4 Runden (inkl. Trendlinie) | 69 |

Tabellenverzeichnis

| | |
|---|----|
| Tab. 1: Anthropometrische Daten der Probanden (n=22) | 36 |
| Tab. 2: Deskriptive Statistik der gemessenen Parameter in Runde 1 | 47 |
| Tab. 3: Deskriptive Statistik der gemessenen Parameter in Runde 2 | 47 |
| Tab. 4: Deskriptive Statistik der gemessenen Parameter in Runde 3 | 48 |
| Tab. 5: Deskriptive Statistik der gemessenen Parameter in Runde 4 | 48 |
| Tab. 6: Mittelwerte der gemessenen Parameter | 49 |
| Tab. 7: Minimale absolute Höhen des KSP von Runde 1 bis 4 | 49 |
| Tab. 8: Maximale absolute Höhen des KSP von Runde 1 bis 4 | 51 |
| Tab. 9: Hubhöhen des KSP von Runde 1 bis 4 | 52 |
| Tab. 10: Hüftgelenkwinkel zum Zeitpunkt des min. KSP von Runde 1 bis 4..... | 54 |
| Tab. 11: Kniegelenkwinkel zum Zeitpunkt des min. KSP von Runde 1 bis 4 | 55 |
| Tab. 12: Sprunggelenkwinkel zum Zeitpunkt des min. KSP von Runde 1 bis 4..... | 57 |
| Tab. 13: Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase von Runde 1 bis 4 | 58 |
| Tab. 14: Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase von Runde 1 bis 4..... | 59 |
| Tab. 15: Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase von Runde 1 bis 4 | 60 |
| Tab. 16: Hüftgelenkwinkel am Ende der Abdruckphase von Runde 1 bis 4 | 62 |
| Tab. 17: Kniegelenkwinkel am Ende der Abdruckphase von Runde 1 bis 4..... | 63 |
| Tab. 18: Sprunggelenkwinkel am Ende der Abdruckphase von Runde 1 bis 4 | 64 |
| Tab. 19: Schrittlängen der Probanden von Runde 1 bis 4..... | 67 |
| Tab. 20: Schrittfrequenz der Probanden von Runde 1 bis 4 | 68 |
| Tab. 21: Laufgeschwindigkeit der Probanden von Runde 1 bis 4 | 69 |
| Tab. 22: Berechnung des mechanischen Energieaufwandes E_{pot} | 70 |

Anhang

MINIMALER KÖRPERSCHWERPUNKT

STATISTISCHE BERECHNUNGEN

➤ **Test auf Normalverteilung**

Tests auf Normalverteilung

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|-------------------------|---------------------------------|----|-------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| Minimaler KSP - Runde 1 | ,088 | 20 | ,200* | ,979 | 20 | ,917 |
| Minimaler KSP - Runde 2 | ,114 | 20 | ,200* | ,971 | 20 | ,778 |
| Minimaler KSP - Runde 3 | ,098 | 20 | ,200* | ,977 | 20 | ,885 |
| Minimaler KSP - Runde 4 | ,093 | 20 | ,200* | ,979 | 20 | ,920 |

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

➤ **Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung**

Innersubjektfaktoren

Maß: MASS 1

| minKSP_1bis4 | Abhängige Variable |
|--------------|--------------------|
| 1 | R1_min |
| 2 | R2_min |
| 3 | R3_min |
| 4 | R4_min |

Deskriptive Statistiken

| | Mittelwert | Standardabweichung | N |
|-------------------------|------------|--------------------|----|
| Minimaler KSP - Runde 1 | ,97655 | ,045329 | 20 |
| Minimaler KSP - Runde 2 | ,97280 | ,044999 | 20 |
| Minimaler KSP - Runde 3 | ,97155 | ,046066 | 20 |
| Minimaler KSP - Runde 4 | ,96835 | ,044768 | 20 |

Mauchly-Test auf Sphärizität^b

Maß: MASS_1

| Innersubjekteffekt | Mauchly-W | Approximiertes Chi-Quadrat | df | Sig. | Epsilon ^a | | |
|--------------------|-----------|----------------------------|----|------|----------------------|-------------|-------------|
| | | | | | Greenhouse-Geisser | Huynh-Feldt | Untergrenze |
| minKSP_1bis4 | ,886 | 2,140 | 5 | ,830 | ,934 | 1,000 | ,333 |

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

a. 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.

b. Design: Konstanter Term

Innersubjektdesign: minKSP_1bis4

Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS_1

| Quelle | | Quadratsumme vom Typ III | df | Mittel der Quadrate | F | Sig. | Partielles Eta-Quadrat |
|----------------------|------------------------|--------------------------|--------|---------------------|--------|------|------------------------|
| minKSP_1bis4 | Sphärizität angenommen | ,001 | 3 | ,000 | 11,515 | ,000 | ,377 |
| | Greenhouse-Geisser | ,001 | 2,803 | ,000 | 11,515 | ,000 | ,377 |
| | Huynh-Feldt | ,001 | 3,000 | ,000 | 11,515 | ,000 | ,377 |
| | Untergrenze | ,001 | 1,000 | ,001 | 11,515 | ,003 | ,377 |
| Fehler(minKSP_1bis4) | Sphärizität angenommen | ,001 | 57 | 1,996E-5 | | | |
| | Greenhouse-Geisser | ,001 | 53,255 | 2,136E-5 | | | |
| | Huynh-Feldt | ,001 | 57,000 | 1,996E-5 | | | |
| | Untergrenze | ,001 | 19,000 | 5,988E-5 | | | |

➤ **Post-Hoc-Test (Bonferroni)**

Schätzer

Maß: MASS_1

| minKSP_1bis4 | Mittelwert | Standardfehler | 95%-Konfidenzintervall | |
|--------------|------------|----------------|------------------------|------------|
| | | | Untergrenze | Obergrenze |
| 1 | ,977 | ,010 | ,955 | ,998 |
| 2 | ,973 | ,010 | ,952 | ,994 |
| 3 | ,972 | ,010 | ,950 | ,993 |
| 4 | ,968 | ,010 | ,947 | ,989 |

Paarweise Vergleiche

Maß: MASS_1

| (I)minKSP_1bis4 | (J)minKSP_1bis4 | Mittlere Differenz (I-J) | Standardfehler | Sig. ^a | 95% Konfidenzintervall für die Differenz ^a | |
|-----------------|-----------------|--------------------------|----------------|-------------------|---|------------|
| | | | | | Untergrenze | Obergrenze |
| 1 | 2 | ,004 | ,001 | ,100 | ,000 | ,008 |
| | 3 | ,005* | ,002 | ,026 | ,000 | ,010 |
| | 4 | ,008* | ,002 | ,000 | ,004 | ,013 |
| 2 | 1 | -,004 | ,001 | ,100 | -,008 | ,000 |
| | 3 | ,001 | ,001 | 1,000 | -,003 | ,005 |
| | 4 | ,004* | ,001 | ,007 | ,001 | ,008 |
| 3 | 1 | -,005* | ,002 | ,026 | -,010 | ,000 |
| | 2 | -,001 | ,001 | 1,000 | -,005 | ,003 |
| | 4 | ,003 | ,001 | ,243 | -,001 | ,007 |
| 4 | 1 | -,008* | ,002 | ,000 | -,013 | -,004 |
| | 2 | -,004* | ,001 | ,007 | -,008 | -,001 |
| | 3 | -,003 | ,001 | ,243 | -,007 | ,001 |

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

*. Die mittlere Differenz ist auf dem ,05-Niveau signifikant.

MAXIMALER KÖRPERSCHWERPUNKT**STATISTISCHE BERECHNUNGEN**➤ **Test auf Normalverteilung****Tests auf Normalverteilung**

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|-------------------------|---------------------------------|----|-------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| Maximaler KSP - Runde 1 | ,087 | 20 | ,200* | ,978 | 20 | ,911 |
| Maximaler KSP - Runde 2 | ,087 | 20 | ,200* | ,985 | 20 | ,980 |
| Maximaler KSP - Runde 3 | ,080 | 20 | ,200* | ,985 | 20 | ,980 |
| Maximaler KSP - Runde 4 | ,107 | 20 | ,200* | ,972 | 20 | ,806 |

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

➤ **Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung****Innersubjektfaktoren**

Maß: MASS_1

| maxKSP_1bis4 | Abhängige Variable |
|--------------|--------------------|
| 1 | R1_max |
| 2 | R2_max |
| 3 | R3_max |
| 4 | R4_max |

Deskriptive Statistiken

| | Mittelwert | Standardabweichung | N |
|-------------------------|------------|--------------------|----|
| Maximaler KSP - Runde 1 | 1,06970 | ,053896 | 20 |
| Maximaler KSP - Runde 2 | 1,06170 | ,050696 | 20 |
| Maximaler KSP - Runde 3 | 1,06085 | ,049923 | 20 |
| Maximaler KSP - Runde 4 | 1,05690 | ,053440 | 20 |

Mauchly-Test auf Sphärizität^b

Maß: MASS_1

| Innersubjekteffekt | Mauchly-W | Approximiertes Chi-Quadrat | df | Sig. | Epsilon ^a | | |
|--------------------|-----------|----------------------------|----|------|----------------------|-------------|-------------|
| | | | | | Greenhouse-Geisser | Huynh-Feldt | Untergrenze |
| maxKSP_1bis4 | ,844 | 3,015 | 5 | ,698 | ,890 | 1,000 | ,333 |

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

a. 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.

b. Design: Konstanter Term

Innersubjekt-design: maxKSP_1bis4

Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS_1

| Quelle | | Quadratsumme vom Typ III | df | Mittel der Quadrate | F | Sig. | Partielles Eta-Quadrat |
|----------------------|------------------------|--------------------------|--------|---------------------|--------|------|------------------------|
| maxKSP_1bis4 | Sphärizität angenommen | ,002 | 3 | ,001 | 12,698 | ,000 | ,401 |
| | Greenhouse-Geisser | ,002 | 2,670 | ,001 | 12,698 | ,000 | ,401 |
| | Huynh-Feldt | ,002 | 3,000 | ,001 | 12,698 | ,000 | ,401 |
| | Untergrenze | ,002 | 1,000 | ,002 | 12,698 | ,002 | ,401 |
| Fehler(maxKSP_1bis4) | Sphärizität angenommen | ,003 | 57 | 4,535E-5 | | | |
| | Greenhouse-Geisser | ,003 | 50,736 | 5,095E-5 | | | |
| | Huynh-Feldt | ,003 | 57,000 | 4,535E-5 | | | |
| | Untergrenze | ,003 | 19,000 | ,000 | | | |

➤ **Post-Hoc-Test (Bonferroni)**

Schätzer

Maß: MASS_1

| maxKSP_1bis4 | Mittelwert | Standardfehler | 95%-Konfidenzintervall | |
|--------------|------------|----------------|------------------------|------------|
| | | | Untergrenze | Obergrenze |
| 1 | 1,070 | ,012 | 1,044 | 1,095 |
| 2 | 1,062 | ,011 | 1,038 | 1,085 |
| 3 | 1,061 | ,011 | 1,037 | 1,084 |
| 4 | 1,057 | ,012 | 1,032 | 1,082 |

Paarweise Vergleiche

Maß: MASS_1

| (I)maxKSP_1bis4 | (J)maxKSP_1bis4 | Mittlere Differenz (I-J) | Standardfehler | Sig. ^a | 95% Konfidenzintervall für die Differenz ^a | |
|-----------------|-----------------|--------------------------|----------------|-------------------|---|------------|
| | | | | | Untergrenze | Obergrenze |
| 1 | 2 | ,008* | ,002 | ,004 | ,002 | ,014 |
| | 3 | ,009* | ,002 | ,006 | ,002 | ,016 |
| | 4 | ,013* | ,002 | ,000 | ,007 | ,018 |
| 2 | 1 | -,008* | ,002 | ,004 | -,014 | -,002 |
| | 3 | ,001 | ,002 | 1,000 | -,005 | ,007 |
| | 4 | ,005 | ,002 | ,184 | -,001 | ,011 |
| 3 | 1 | -,009* | ,002 | ,006 | -,016 | -,002 |
| | 2 | -,001 | ,002 | 1,000 | -,007 | ,005 |
| | 4 | ,004 | ,003 | ,806 | -,003 | ,011 |
| 4 | 1 | -,013* | ,002 | ,000 | -,018 | -,007 |
| | 2 | -,005 | ,002 | ,184 | -,011 | ,001 |
| | 3 | -,004 | ,003 | ,806 | -,011 | ,003 |

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

*. Die mittlere Differenz ist auf dem ,05-Niveau signifikant.

a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

HUBHÖHE

STATISTISCHE BERECHNUNGEN

➤ Test auf Normalverteilung

Tests auf Normalverteilung

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|-----------------------------------|---------------------------------|----|-------------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| Hubhöhe (maxKSP-minKSP) - Runde 1 | ,097 | 15 | ,200 [*] | ,976 | 15 | ,933 |
| Hubhöhe (maxKSP-minKSP) - Runde 2 | ,164 | 15 | ,200 [*] | ,910 | 15 | ,134 |
| Hubhöhe (maxKSP-minKSP) - Runde 3 | ,133 | 15 | ,200 [*] | ,971 | 15 | ,874 |
| Hubhöhe (maxKSP-minKSP) - Runde 4 | ,141 | 15 | ,200 [*] | ,960 | 15 | ,691 |

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

➤ Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung

Innersubjektfaktoren

Maß:MASS_1

| hub | Abhängige Variable |
|-----|--------------------|
| 1 | Hubhöhe_R1 |
| 2 | Hubhöhe_R2 |
| 3 | Hubhöhe_R3 |
| 4 | Hubhöhe_R4 |

Deskriptive Statistiken

| | Mittelwert | Standardabweichung | N |
|-----------------------------------|------------|--------------------|----|
| Hubhöhe (maxKSP-minKSP) - Runde 1 | ,09020 | ,013634 | 15 |
| Hubhöhe (maxKSP-minKSP) - Runde 2 | ,08573 | ,011222 | 15 |
| Hubhöhe (maxKSP-minKSP) - Runde 3 | ,08627 | ,008924 | 15 |
| Hubhöhe (maxKSP-minKSP) - Runde 4 | ,08240 | ,015477 | 15 |

Mauchly-Test auf Sphärizität^b

Maß: MASS 1

| Innersubjekteffekt | Mauchly-W | Approximiertes Chi-Quadrat | df | Sig. | Epsilon ^a | | |
|--------------------|-----------|----------------------------|----|------|----------------------|-------------|-------------|
| | | | | | Greenhouse-Geisser | Huynh-Feldt | Untergrenze |
| hub | ,605 | 6,390 | 5 | ,271 | ,774 | ,938 | ,333 |

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

a. 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.

b. Design: Konstanter Term

Innersubjektdesign: hub

Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS 1

| Quelle | | Quadratsumme vom Typ III | df | Mittel der Quadrate | F | Sig. | Partielles Eta-Quadrat |
|-------------|------------------------|--------------------------|--------|---------------------|-------|------|------------------------|
| hub | Sphärizität angenommen | ,000 | 3 | ,000 | 3,430 | ,025 | ,197 |
| | Greenhouse-Geisser | ,000 | 2,323 | ,000 | 3,430 | ,038 | ,197 |
| | Huynh-Feldt | ,000 | 2,813 | ,000 | 3,430 | ,028 | ,197 |
| | Untergrenze | ,000 | 1,000 | ,000 | 3,430 | ,085 | ,197 |
| Fehler(hub) | Sphärizität angenommen | ,002 | 42 | 4,468E-5 | | | |
| | Greenhouse-Geisser | ,002 | 32,521 | 5,770E-5 | | | |
| | Huynh-Feldt | ,002 | 39,378 | 4,765E-5 | | | |
| | Untergrenze | ,002 | 14,000 | ,000 | | | |

➤ **Post-Hoc-Test (Bonferroni)**

Schätzer

Maß: MASS_1

| hub | Mittelwert | Standardfehler | 95%-Konfidenzintervall | |
|-----|------------|----------------|------------------------|------------|
| | | | Untergrenze | Obergrenze |
| 1 | ,090 | ,004 | ,083 | ,098 |
| 2 | ,086 | ,003 | ,080 | ,092 |
| 3 | ,086 | ,002 | ,081 | ,091 |
| 4 | ,082 | ,004 | ,074 | ,091 |

Paarweise Vergleiche

Maß: MASS_1

| (I)hub | (J)hub | Mittlere Differenz (I-J) | Standardfehler | Sig. ^a | 95% Konfidenzintervall für die Differenz ^a | |
|--------|--------|--------------------------|----------------|-------------------|---|------------|
| | | | | | Untergrenze | Obergrenze |
| 1 | 2 | ,004 | ,002 | ,514 | -,003 | ,012 |
| | 3 | ,004 | ,002 | ,758 | -,003 | ,011 |
| | 4 | ,008* | ,002 | ,003 | ,002 | ,013 |
| 2 | 1 | -,004 | ,002 | ,514 | -,012 | ,003 |
| | 3 | -,001 | ,002 | 1,000 | -,008 | ,006 |
| | 4 | ,003 | ,003 | 1,000 | -,005 | ,011 |
| 3 | 1 | -,004 | ,002 | ,758 | -,011 | ,003 |
| | 2 | ,001 | ,002 | 1,000 | -,006 | ,008 |
| | 4 | ,004 | ,003 | 1,000 | -,005 | ,013 |
| 4 | 1 | -,008* | ,002 | ,003 | -,013 | -,002 |
| | 2 | -,003 | ,003 | 1,000 | -,011 | ,005 |
| | 3 | -,004 | ,003 | 1,000 | -,013 | ,005 |

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

*. Die mittlere Differenz ist auf dem ,05-Niveau signifikant.

HÜFTGELENKSWINKEL BEI MIN KSP**STATISTISCHE BERECHNUNGEN**➤ **Test auf Normalverteilung****Tests auf Normalverteilung**

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|---------------------------------|---------------------------------|----|-------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| Hüftgelenkwinkel bei min KSP R1 | ,134 | 17 | ,200* | ,962 | 17 | ,668 |
| Hüftgelenkwinkel bei min KSP R2 | ,178 | 17 | ,159 | ,921 | 17 | ,153 |
| Hüftgelenkwinkel bei min KSP R3 | ,113 | 17 | ,200* | ,951 | 17 | ,470 |
| Hüftgelenkwinkel bei min KSP R4 | ,113 | 17 | ,200* | ,983 | 17 | ,979 |

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

➤ **Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung****Innersubjektfaktoren**

Maß: MASS_1

| Hüfte_minKSP | Abhängige Variable |
|--------------|--------------------|
| 1 | Hüfte1 |
| 2 | Hüfte2 |
| 3 | Hüfte3 |
| 4 | Hüfte4 |

Deskriptive Statistiken

| | Mittelwert | Standardabweichung | N |
|---------------------------------|------------|--------------------|----|
| Hüftgelenkwinkel bei min KSP R1 | 149,788 | 4,9433 | 17 |
| Hüftgelenkwinkel bei min KSP R2 | 148,724 | 4,8167 | 17 |
| Hüftgelenkwinkel bei min KSP R3 | 148,673 | 5,9427 | 17 |
| Hüftgelenkwinkel bei min KSP R4 | 148,312 | 5,5285 | 17 |

Mauchly-Test auf Sphärizität^b

Maß: MASS_1

| Innersubjekteffekt | Mauchly-W | Approximiertes Chi-Quadrat | df | Sig. | Epsilon ^a | | |
|--------------------|-----------|----------------------------|----|------|----------------------|-------------|-------------|
| | | | | | Greenhouse-Geisser | Huynh-Feldt | Untergrenze |
| Hüfte_minKSP | ,776 | 3,743 | 5 | ,588 | ,874 | 1,000 | ,333 |

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

a. 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.

b. Design: Konstanter Term

Innersubjekt-design: Hüfte_minKSP

Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS_1

| Quelle | | Quadratsumme vom Typ III | df | Mittel der Quadrate | F | Sig. | Partielles Eta-Quadrat |
|----------------------|------------------------|--------------------------|--------|---------------------|------|------|------------------------|
| Hüfte_minKSP | Sphärizität angenommen | 20,655 | 3 | 6,885 | ,723 | ,543 | ,043 |
| | Greenhouse-Geisser | 20,655 | 2,623 | 7,873 | ,723 | ,526 | ,043 |
| | Huynh-Feldt | 20,655 | 3,000 | 6,885 | ,723 | ,543 | ,043 |
| | Untergrenze | 20,655 | 1,000 | 20,655 | ,723 | ,408 | ,043 |
| Fehler(Hüfte_minKSP) | Sphärizität angenommen | 456,976 | 48 | 9,520 | | | |
| | Greenhouse-Geisser | 456,976 | 41,975 | 10,887 | | | |
| | Huynh-Feldt | 456,976 | 48,000 | 9,520 | | | |
| | Untergrenze | 456,976 | 16,000 | 28,561 | | | |

KNIEGELENKSWINKEL BEI MIN KSP**STATISTISCHE BERECHNUNGEN**➤ **Test auf Normalverteilung****Tests auf Normalverteilung**

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|---------------------------------|---------------------------------|----|-------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| Kniegelenkwinkel bei min KSP R1 | ,185 | 15 | ,175 | ,847 | 15 | ,016 |
| Kniegelenkwinkel bei min KSP R2 | ,157 | 15 | ,200* | ,927 | 15 | ,248 |
| Kniegelenkwinkel bei min KSP R3 | ,160 | 15 | ,200* | ,832 | 15 | ,010 |
| Kniegelenkwinkel bei min KSP R4 | ,163 | 15 | ,200* | ,927 | 15 | ,246 |

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

➤ **Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung****Innersubjektfaktoren**

Maß: MASS_1

| Knie_minKSP | Abhängige Variable |
|-------------|--------------------|
| 1 | Knie1 |
| 2 | Knie2 |
| 3 | Knie3 |
| 4 | Knie4 |

Deskriptive Statistiken

| | Mittelwert | Standardabweichung | N |
|---------------------------------|------------|--------------------|----|
| Kniegelenkwinkel bei min KSP R1 | 135,040 | 5,4810 | 15 |
| Kniegelenkwinkel bei min KSP R2 | 133,587 | 5,0181 | 15 |
| Kniegelenkwinkel bei min KSP R3 | 132,627 | 5,2060 | 15 |
| Kniegelenkwinkel bei min KSP R4 | 133,007 | 5,2618 | 15 |

Mauchly-Test auf Sphärizität^b

Maß: MASS_1

| Innersubjekteffekt | Mauchly-W | Approximiertes Chi-Quadrat | df | Sig. | Epsilon ^a | | |
|--------------------|-----------|----------------------------|----|------|----------------------|-------------|-------------|
| | | | | | Greenhouse-Geisser | Huynh-Feldt | Untergrenze |
| Knie_minKSP | ,650 | 5,486 | 5 | ,361 | ,764 | ,923 | ,333 |

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

a. 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.

b. Design: Konstanter Term

Innersubjektdesign: Knie_minKSP

Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS_1

| Quelle | | Quadratsumme vom Typ III | df | Mittel der Quadrate | F | Sig. | Partielles Eta-Quadrat |
|---------------------|------------------------|--------------------------|--------|---------------------|-------|------|------------------------|
| Knie_minKSP | Sphärizität angenommen | 50,525 | 3 | 16,842 | 6,069 | ,002 | ,302 |
| | Greenhouse-Geisser | 50,525 | 2,293 | 22,031 | 6,069 | ,004 | ,302 |
| | Huynh-Feldt | 50,525 | 2,768 | 18,255 | 6,069 | ,002 | ,302 |
| | Untergrenze | 50,525 | 1,000 | 50,525 | 6,069 | ,027 | ,302 |
| Fehler(Knie_minKSP) | Sphärizität angenommen | 116,553 | 42 | 2,775 | | | |
| | Greenhouse-Geisser | 116,553 | 32,107 | 3,630 | | | |
| | Huynh-Feldt | 116,553 | 38,748 | 3,008 | | | |
| | Untergrenze | 116,553 | 14,000 | 8,325 | | | |

➤ **Post-Hoc-Test (Bonferroni)****Schätzer**

Maß: MASS_1

| Knie_minKSP | Mittelwert | Standardfehler | 95%-Konfidenzintervall | |
|-------------|------------|----------------|------------------------|------------|
| | | | Untergrenze | Obergrenze |
| 1 | 135,040 | 1,415 | 132,005 | 138,075 |
| 2 | 133,587 | 1,296 | 130,808 | 136,366 |
| 3 | 132,627 | 1,344 | 129,744 | 135,510 |
| 4 | 133,007 | 1,359 | 130,093 | 135,921 |

Paarweise Vergleiche

Maß: MASS_1

| (I)Knie_minKSP | (J)Knie_minKSP | Mittlere Differenz (I-J) | Standardfehler | Sig. ^a | 95% Konfidenzintervall für die Differenz ^a | |
|----------------|----------------|-----------------------------|----------------|-------------------|--|------------|
| | | | | | Untergrenze | Obergrenze |
| 1 | 2 | 1,453 | ,779 | ,500 | -,939 | 3,845 |
| | 3 | 2,413* | ,638 | ,012 | ,454 | 4,373 |
| | 4 | 2,033 | ,686 | ,061 | -,071 | 4,138 |
| 2 | 1 | -1,453 | ,779 | ,500 | -3,845 | ,939 |
| | 3 | ,960 | ,542 | ,588 | -,702 | 2,622 |
| | 4 | ,580 | ,485 | 1,000 | -,907 | 2,067 |
| 3 | 1 | -2,413* | ,638 | ,012 | -4,373 | -,454 |
| | 2 | -,960 | ,542 | ,588 | -2,622 | ,702 |
| | 4 | -,380 | ,454 | 1,000 | -1,775 | 1,015 |
| 4 | 1 | -2,033 | ,686 | ,061 | -4,138 | ,071 |
| | 2 | -,580 | ,485 | 1,000 | -2,067 | ,907 |
| | 3 | ,380 | ,454 | 1,000 | -1,015 | 1,775 |

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

*. Die mittlere Differenz ist auf dem ,05-Niveau signifikant.

SPRUNGGELENKSWINKEL BEI MIN KSP

STATISTISCHE BERECHNUNGEN

➤ *Test auf Normalverteilung*

Tests auf Normalverteilung

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|-----------------------------------|---------------------------------|----|-------------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| Sprunggelenkwinkel bei min KSP R1 | ,123 | 20 | ,200 [*] | ,924 | 20 | ,118 |
| Sprunggelenkwinkel bei min KSP R2 | ,096 | 20 | ,200 [*] | ,966 | 20 | ,676 |
| Sprunggelenkwinkel bei min KSP R3 | ,136 | 20 | ,200 [*] | ,917 | 20 | ,085 |
| Sprunggelenkwinkel bei min KSP R4 | ,172 | 20 | ,125 | ,856 | 20 | ,007 |

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

➤ *Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung*

Innersubjektfaktoren

Maß: MASS_1

| Sprung_minKSP | Abhängige Variable |
|---------------|--------------------|
| 1 | Sprung1 |
| 2 | Sprung2 |
| 3 | Sprung3 |
| 4 | Sprung4 |

Deskriptive Statistiken

| | Mittelwert | Standardabweichung | N |
|-----------------------------------|------------|--------------------|----|
| Sprunggelenkwinkel bei min KSP R1 | 96,670 | 7,1286 | 20 |
| Sprunggelenkwinkel bei min KSP R2 | 96,670 | 7,6901 | 20 |
| Sprunggelenkwinkel bei min KSP R3 | 96,045 | 8,9409 | 20 |
| Sprunggelenkwinkel bei min KSP R4 | 95,810 | 8,2903 | 20 |

Mauchly-Test auf Sphärizität^b

Maß:MASS_1

| Innersubjekteffekt | Mauchly-W | Approximiertes Chi-Quadrat | df | Sig. | Epsilon ^a | | |
|--------------------|-----------|----------------------------|----|------|----------------------|-------------|-------------|
| | | | | | Greenhouse-Geisser | Huynh-Feldt | Untergrenze |
| Sprung_minKSP | ,608 | 8,809 | 5 | ,117 | ,799 | ,922 | ,333 |

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

a. 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.

b. Design: Konstanter Term

Innersubjektdesign: Sprung_minKSP

Tests der Innersubjekteffekte

Maß:MASS_1

| Quelle | | Quadratsumme vom Typ III | df | Mittel der Quadrate | F | Sig. | Partielles Eta-Quadrat |
|-----------------------|------------------------|--------------------------|--------|---------------------|------|------|------------------------|
| Sprung_minKSP | Sphärizität angenommen | 11,578 | 3 | 3,859 | ,261 | ,853 | ,014 |
| | Greenhouse-Geisser | 11,578 | 2,396 | 4,833 | ,261 | ,809 | ,014 |
| | Huynh-Feldt | 11,578 | 2,765 | 4,188 | ,261 | ,838 | ,014 |
| | Untergrenze | 11,578 | 1,000 | 11,578 | ,261 | ,615 | ,014 |
| Fehler(Sprung_minKSP) | Sphärizität angenommen | 842,689 | 57 | 14,784 | | | |
| | Greenhouse-Geisser | 842,689 | 45,515 | 18,515 | | | |
| | Huynh-Feldt | 842,689 | 52,534 | 16,041 | | | |
| | Untergrenze | 842,689 | 19,000 | 44,352 | | | |

HÜFTGELENKSWINKEL AM ANFANG DER STÜTZPHASE

STATISTISCHE BERECHNUNGEN

➤ *Test auf Normalverteilung*

Tests auf Normalverteilung

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|---|---------------------------------|----|-------------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | ,112 | 20 | ,200 [*] | ,971 | 20 | ,779 |
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 | ,124 | 20 | ,200 [*] | ,958 | 20 | ,506 |
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 | ,155 | 20 | ,200 [*] | ,961 | 20 | ,566 |
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 | ,202 | 20 | ,032 | ,891 | 20 | ,028 |

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

➤ *Friedman-Test*

Deskriptive Statistiken

| | N | Mittelwert | Standardabweichung | Minimum | Maximum |
|---|----|------------|--------------------|---------|---------|
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | 20 | 145,340 | 4,6282 | 138,0 | 154,6 |
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 | 20 | 144,790 | 4,1996 | 137,5 | 151,9 |
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 | 20 | 144,155 | 3,2636 | 138,3 | 150,8 |
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 | 20 | 144,410 | 4,6977 | 138,0 | 154,5 |

Ränge

| | Mittlerer Rang |
|--|----------------|
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | 2,80 |
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 | 2,65 |
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 | 2,20 |
| Hüftgelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 | 2,35 |

Statistik für Test^a

| | |
|---------------------------|-------|
| N | 20 |
| Chi-Quadrat | 2,700 |
| df | 3 |
| Asymptotische Signifikanz | ,440 |

a. Friedman-Test

KNIEGELENKSWINKEL AM ANFANG DER STÜTZPHASE**STATISTISCHE BERECHNUNGEN**➤ **Test auf Normalverteilung****Tests auf Normalverteilung**

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|--|---------------------------------|----|-------------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | ,235 | 17 | ,013 | ,897 | 17 | ,061 |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 | ,172 | 17 | ,196 | ,951 | 17 | ,465 |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 | ,113 | 17 | ,200 [*] | ,932 | 17 | ,238 |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 | ,164 | 17 | ,200 [*] | ,964 | 17 | ,714 |

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

➤ **Friedman-Test****Deskriptive Statistiken**

| | N | Mittelwert | Standardabweichung | Minimum | Maximum |
|--|----|------------|--------------------|---------|---------|
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | 17 | 157,406 | 5,5552 | 147,7 | 168,1 |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 | 17 | 157,847 | 5,6225 | 149,8 | 169,2 |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 | 17 | 156,718 | 5,2726 | 149,8 | 167,0 |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 | 17 | 156,718 | 4,7723 | 147,3 | 165,5 |

Ränge

| | Mittlerer Rang |
|--|----------------|
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | 2,59 |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 | 3,18 |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 | 2,24 |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 | 2,00 |

Statistik für Test^a

| | |
|---------------------------|-------|
| N | 17 |
| Chi-Quadrat | 8,012 |
| df | 3 |
| Asymptotische Signifikanz | ,046 |

a. Friedman-Test

➤ **Post-Hoc-Test (Wilcoxon)**

Ränge

| | | N | Mittlerer Rang | Rangsumme |
|--|----------------|-----------------|----------------|-----------|
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 - Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | Negative Ränge | 6 ^a | 9,50 | 57,00 |
| | Positive Ränge | 11 ^b | 8,73 | 96,00 |
| | Bindungen | 0 ^c | | |
| | Gesamt | 17 | | |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 - Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | Negative Ränge | 9 ^d | 9,78 | 88,00 |
| | Positive Ränge | 8 ^e | 8,13 | 65,00 |
| | Bindungen | 0 ^f | | |
| | Gesamt | 17 | | |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 - Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | Negative Ränge | 12 ^g | 8,04 | 96,50 |
| | Positive Ränge | 5 ^h | 11,30 | 56,50 |
| | Bindungen | 0 ⁱ | | |
| | Gesamt | 17 | | |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 - Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 | Negative Ränge | 14 ^j | 8,43 | 118,00 |
| | Positive Ränge | 3 ^k | 11,67 | 35,00 |
| | Bindungen | 0 ^l | | |
| | Gesamt | 17 | | |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 - Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 | Negative Ränge | 12 ^m | 9,00 | 108,00 |
| | Positive Ränge | 5 ⁿ | 9,00 | 45,00 |
| | Bindungen | 0 ^o | | |
| | Gesamt | 17 | | |
| Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 - Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 | Negative Ränge | 10 ^p | 7,70 | 77,00 |
| | Positive Ränge | 7 ^q | 10,86 | 76,00 |
| | Bindungen | 0 ^r | | |
| | Gesamt | 17 | | |

a. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 < Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1

b. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 > Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1

c. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 = Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1

d. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 < Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1

- e. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 > Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1
- f. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 = Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1
- g. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 < Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1
- h. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 > Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1
- i. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 = Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1
- j. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 < Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2
- k. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 > Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2
- l. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 = Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2
- m. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 < Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2
- n. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 > Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2
- o. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 = Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2
- p. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 < Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3
- q. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 > Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3
- r. Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 = Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3

Statistik für Test^c

| | Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 - Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 - Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 - Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 - Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 | Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 - Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 | Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 - Kniegelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 |
|--------------------------------------|---|---|---|---|---|---|
| Z | -,924 ^a | -,545 ^b | -,947 ^b | -1,965 ^b | -1,491 ^b | -,024 ^b |
| Asymptotische Signifikanz (2-seitig) | ,356 | ,586 | ,343 | ,049 | ,136 | ,981 |

- a. Basiert auf negativen Rängen.
- b. Basiert auf positiven Rängen.
- c. Wilcoxon-Test

SPRUNGGELENKSWINKEL AM ANFANG DER STÜTZPHASE

STATISTISCHE BERECHNUNGEN

➤ Test auf Normalverteilung

Tests auf Normalverteilung

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|--|---------------------------------|----|-------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | ,135 | 17 | ,200* | ,946 | 17 | ,401 |
| Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 | ,149 | 17 | ,200* | ,936 | 17 | ,277 |
| Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 | ,156 | 17 | ,200* | ,950 | 17 | ,455 |
| Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 | ,151 | 17 | ,200* | ,957 | 17 | ,570 |

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

➤ Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung

Innersubjektfaktoren

Maß: MASS_1

| spr_stütz | Abhängige Variable |
|-----------|--------------------|
| 1 | SpStütz1 |
| 2 | SpStütz2 |
| 3 | SpStütz3 |
| 4 | SpStütz4 |

Deskriptive Statistiken

| | Mittelwert | Standardabweichung | N |
|--|------------|--------------------|----|
| Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase R1 | 108,529 | 4,4024 | 17 |
| Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase R2 | 108,535 | 5,4219 | 17 |
| Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase R3 | 109,971 | 5,9073 | 17 |
| Sprunggelenkwinkel am Anfang der Stützphase R4 | 109,976 | 5,9173 | 17 |

Mauchly-Test auf Sphärizität^b

Maß: MASS_1

| Innersubjekteffekt | Mauchly-W | Approximiertes Chi-Quadrat | df | Sig. | Epsilon ^a | | |
|--------------------|-----------|----------------------------|----|------|----------------------|-------------|-------------|
| | | | | | Greenhouse-Geisser | Huynh-Feldt | Untergrenze |
| spr_stütz | ,637 | 6,640 | 5 | ,250 | ,833 | 1,000 | ,333 |

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

a. 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.

b. Design: Konstanter Term

Innersubjektdesign: spr_stütz

Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS_1

| Quelle | | Quadratsumme vom Typ III | df | Mittel der Quadrate | F | Sig. | Partielles Eta-Quadrat |
|-------------------|------------------------|--------------------------|--------|---------------------|-------|------|------------------------|
| spr_stütz | Sphärizität angenommen | 35,309 | 3 | 11,770 | 1,245 | ,304 | ,072 |
| | Greenhouse-Geisser | 35,309 | 2,500 | 14,126 | 1,245 | ,304 | ,072 |
| | Huynh-Feldt | 35,309 | 2,999 | 11,772 | 1,245 | ,304 | ,072 |
| | Untergrenze | 35,309 | 1,000 | 35,309 | 1,245 | ,281 | ,072 |
| Fehler(spr_stütz) | Sphärizität angenommen | 453,916 | 48 | 9,457 | | | |
| | Greenhouse-Geisser | 453,916 | 39,994 | 11,349 | | | |
| | Huynh-Feldt | 453,916 | 47,992 | 9,458 | | | |
| | Untergrenze | 453,916 | 16,000 | 28,370 | | | |

HÜFTGELENKSWINKEL AM ENDE DER ABDRUCKPHASE

STATISTISCHE BERECHNUNGEN

➤ Test auf Normalverteilung

Tests auf Normalverteilung

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|--|---------------------------------|----|-------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| Hüftgelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R1 | ,128 | 20 | ,200* | ,960 | 20 | ,534 |
| Hüftgelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R2 | ,176 | 20 | ,107 | ,911 | 20 | ,065 |
| Hüftgelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R3 | ,190 | 20 | ,057 | ,877 | 20 | ,015 |
| Hüftgelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R4 | ,117 | 20 | ,200* | ,954 | 20 | ,427 |

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

➤ Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung

Innersubjektfaktoren

Maß: MASS_1

| Hü_Abdruck | Abhängige Variable |
|------------|--------------------|
| 1 | HüAbdruck1 |
| 2 | HüAbdruck2 |
| 3 | HüAbdruck3 |
| 4 | HüAbdruck4 |

Deskriptive Statistiken

| | Mittelwert | Standardabweichung | N |
|--|------------|--------------------|----|
| Hüftgelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R1 | 191,580 | 4,8585 | 20 |
| Hüftgelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R2 | 193,005 | 5,8460 | 20 |
| Hüftgelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R3 | 192,915 | 5,5737 | 20 |
| Hüftgelenkwinkel am Ende der Abdruckphase R4 | 193,495 | 5,0845 | 20 |

Mauchly-Test auf Sphärizität^b

Maß: MASS_1

| Innersubjekteffekt | Mauchly-W | Approximiertes Chi-Quadrat | df | Sig. | Epsilon ^a | | |
|--------------------|-----------|----------------------------|----|------|----------------------|-------------|-------------|
| | | | | | Greenhouse-Geisser | Huynh-Feldt | Untergrenze |
| Hü_Abdruck | ,880 | 2,256 | 5 | ,813 | ,925 | 1,000 | ,333 |

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

a. 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.

b. Design: Konstanter Term

Innersubjektdesign: Hü_Abdruck

Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS_1

| Quelle | | Quadratsumme vom Typ III | df | Mittel der Quadrate | F | Sig. | Partielles Eta-Quadrat |
|--------------------|------------------------|--------------------------|--------|---------------------|-------|------|------------------------|
| Hü_Abdruck | Sphärizität angenommen | 40,323 | 3 | 13,441 | 2,636 | ,058 | ,122 |
| | Greenhouse-Geisser | 40,323 | 2,775 | 14,530 | 2,636 | ,063 | ,122 |
| | Huynh-Feldt | 40,323 | 3,000 | 13,441 | 2,636 | ,058 | ,122 |
| | Untergrenze | 40,323 | 1,000 | 40,323 | 2,636 | ,121 | ,122 |
| Fehler(Hü_Abdruck) | Sphärizität angenommen | 290,654 | 57 | 5,099 | | | |
| | Greenhouse-Geisser | 290,654 | 52,727 | 5,512 | | | |
| | Huynh-Feldt | 290,654 | 57,000 | 5,099 | | | |
| | Untergrenze | 290,654 | 19,000 | 15,298 | | | |

KNIEGELENKSWINKEL AM ENDE DER ABRUCKPHASE**STATISTISCHE BERECHNUNGEN**➤ **Test auf Normalverteilung****Tests auf Normalverteilung**

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|---|---------------------------------|----|-------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| Kniegelenkwinkel am Ende der Abruckphase R1 | ,137 | 17 | ,200* | ,960 | 17 | ,624 |
| Kniegelenkwinkel am Ende der Abruckphase R2 | ,083 | 17 | ,200* | ,986 | 17 | ,992 |
| Kniegelenkwinkel am Ende der Abruckphase R3 | ,164 | 17 | ,200* | ,893 | 17 | ,052 |
| Kniegelenkwinkel am Ende der Abruckphase R4 | ,094 | 17 | ,200* | ,982 | 17 | ,973 |

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

➤ **Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung****Innersubjektfaktoren**

Maß: MASS_1

| Knie_Abruck | Abhängige Variable |
|-------------|--------------------|
| 1 | KnAbdruck1 |
| 2 | KnAbdruck2 |
| 3 | KnAbdruck3 |
| 4 | KnAbdruck4 |

Deskriptive Statistiken

| | Mittelwert | Standardabweichung | N |
|---|------------|--------------------|----|
| Kniegelenkwinkel am Ende der Abruckphase R1 | 160,541 | 3,1111 | 17 |
| Kniegelenkwinkel am Ende der Abruckphase R2 | 160,941 | 3,9090 | 17 |
| Kniegelenkwinkel am Ende der Abruckphase R3 | 161,000 | 4,0631 | 17 |
| Kniegelenkwinkel am Ende der Abruckphase R4 | 161,329 | 4,3373 | 17 |

Mauchly-Test auf Sphärizität^b

Maß: MASS_1

| Innersubjekteffekt | Mauchly-W | Approximiertes Chi-Quadrat | df | Sig. | Epsilon ^a | | |
|--------------------|-----------|----------------------------|----|------|----------------------|-------------|-------------|
| | | | | | Greenhouse-Geisser | Huynh-Feldt | Untergrenze |
| Knie_Abdruck | ,667 | 5,955 | 5 | ,312 | ,836 | 1,000 | ,333 |

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

a. 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.

b. Design: Konstanter Term

Innersubjekt-design: Knie_Abdruck

Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS_1

| Quelle | | Quadratsumme vom Typ III | df | Mittel der Quadrate | F | Sig. | Partielles Eta-Quadrat |
|----------------------|------------------------|--------------------------|--------|---------------------|------|------|------------------------|
| Knie_Abdruck | Sphärizität angenommen | 5,332 | 3 | 1,777 | ,755 | ,525 | ,045 |
| | Greenhouse-Geisser | 5,332 | 2,507 | 2,126 | ,755 | ,504 | ,045 |
| | Huynh-Feldt | 5,332 | 3,000 | 1,777 | ,755 | ,525 | ,045 |
| | Untergrenze | 5,332 | 1,000 | 5,332 | ,755 | ,398 | ,045 |
| Fehler(Knie_Abdruck) | Sphärizität angenommen | 113,013 | 48 | 2,354 | | | |
| | Greenhouse-Geisser | 113,013 | 40,118 | 2,817 | | | |
| | Huynh-Feldt | 113,013 | 48,000 | 2,354 | | | |
| | Untergrenze | 113,013 | 16,000 | 7,063 | | | |

SPRUNGGELENKSWINKEL AM ENDE DER ABRUCKPHASE**STATISTISCHE BERECHNUNGEN**➤ **Test auf Normalverteilung****Tests auf Normalverteilung**

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|---|---------------------------------|----|-------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| Sprunggelenkwinkel am Ende der Abruckphase R1 | ,138 | 20 | ,200* | ,958 | 20 | ,497 |
| Sprunggelenkwinkel am Ende der Abruckphase R2 | ,184 | 20 | ,076 | ,880 | 20 | ,017 |
| Sprunggelenkwinkel am Ende der Abruckphase R3 | ,112 | 20 | ,200* | ,987 | 20 | ,993 |
| Sprunggelenkwinkel am Ende der Abruckphase R4 | ,167 | 20 | ,144 | ,942 | 20 | ,258 |

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

➤ **Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung****Innersubjektfaktoren**

Maß: MASS_1

| Sp_Abrück | Abhängige Variable |
|-----------|--------------------|
| 1 | SpAbdruck1 |
| 2 | SpAbdruck2 |
| 3 | SpAbdruck3 |
| 4 | SpAbdruck4 |

Deskriptive Statistiken

| | Mittelwert | Standardabweichung | N |
|---|------------|--------------------|----|
| Sprunggelenkwinkel am Ende der Abruckphase R1 | 138,310 | 4,7527 | 20 |
| Sprunggelenkwinkel am Ende der Abruckphase R2 | 138,005 | 4,6631 | 20 |
| Sprunggelenkwinkel am Ende der Abruckphase R3 | 139,075 | 4,5990 | 20 |
| Sprunggelenkwinkel am Ende der Abruckphase R4 | 138,800 | 4,5768 | 20 |

Mauchly-Test auf Sphärizität^b

Maß: MASS_1

| Innersubjekteffekt | Mauchly-W | Approximiertes Chi-Quadrat | df | Sig. | Epsilon ^a | | |
|--------------------|-----------|----------------------------|----|------|----------------------|-------------|-------------|
| | | | | | Greenhouse-Geisser | Huynh-Feldt | Untergrenze |
| Sp_Abdruck | ,744 | 5,245 | 5 | ,387 | ,866 | 1,000 | ,333 |

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

a. 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.

b. Design: Konstanter Term

Innersubjekt-design: Sp_Abdruck

Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS_1

| Quelle | | Quadratsumme vom Typ III | df | Mittel der Quadrate | F | Sig. | Partielles Eta-Quadrat |
|--------------------|------------------------|--------------------------|--------|---------------------|------|------|------------------------|
| Sp_Abdruck | Sphärizität angenommen | 13,854 | 3 | 4,618 | ,822 | ,487 | ,041 |
| | Greenhouse-Geisser | 13,854 | 2,597 | 5,335 | ,822 | ,473 | ,041 |
| | Huynh-Feldt | 13,854 | 3,000 | 4,618 | ,822 | ,487 | ,041 |
| | Untergrenze | 13,854 | 1,000 | 13,854 | ,822 | ,376 | ,041 |
| Fehler(Sp_Abdruck) | Sphärizität angenommen | 320,150 | 57 | 5,617 | | | |
| | Greenhouse-Geisser | 320,150 | 49,342 | 6,488 | | | |
| | Huynh-Feldt | 320,150 | 57,000 | 5,617 | | | |
| | Untergrenze | 320,150 | 19,000 | 16,850 | | | |

SCHRITTLÄNGE**STATISTISCHE BERECHNUNGEN**➤ **Test auf Normalverteilung****Tests auf Normalverteilung**

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|------------------------|---------------------------------|----|-------------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| Schrittlänge - Runde 1 | ,158 | 20 | ,200 [*] | ,948 | 20 | ,338 |
| Schrittlänge - Runde 2 | ,146 | 20 | ,200 [*] | ,970 | 20 | ,757 |
| Schrittlänge - Runde 3 | ,114 | 20 | ,200 [*] | ,965 | 20 | ,645 |
| Schrittlänge - Runde 4 | ,122 | 20 | ,200 [*] | ,955 | 20 | ,447 |

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

➤ **Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung****Innersubjektfaktoren**

Maß: MASS_1

| Schrittlänge | Abhängige Variable |
|--------------|--------------------|
| 1 | S_Länge_R1 |
| 2 | S_Länge_R2 |
| 3 | S_Länge_R3 |
| 4 | S_Länge_R4 |

Deskriptive Statistiken

| | Mittelwert | Standardabweichung | N |
|------------------------|------------|--------------------|----|
| Schrittlänge - Runde 1 | 1,4395 | ,09902 | 20 |
| Schrittlänge - Runde 2 | 1,4110 | ,09503 | 20 |
| Schrittlänge - Runde 3 | 1,4175 | ,08861 | 20 |
| Schrittlänge - Runde 4 | 1,3995 | ,11090 | 20 |

Mauchly-Test auf Sphärizität^b

Maß: MASS_1

| Innersubjekteffekt | Mauchly-W | Approximiertes Chi-Quadrat | df | Sig. | Epsilon ^a | | |
|--------------------|-----------|----------------------------|----|------|----------------------|-------------|-------------|
| | | | | | Greenhouse-Geisser | Huynh-Feldt | Untergrenze |
| Schrittlänge | ,484 | 12,842 | 5 | ,025 | ,677 | ,759 | ,333 |

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

a. 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.

b. Design: Konstanter Term

Innersubjektdesign: Schrittlänge

Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS_1

| Quelle | | Quadratsumme vom Typ III | df | Mittel der Quadrate | F | Sig. | Partielles Eta-Quadrat |
|----------------------|------------------------|--------------------------|--------|---------------------|-------|------|------------------------|
| Schrittlänge | Sphärizität angenommen | ,017 | 3 | ,006 | 3,363 | ,025 | ,150 |
| | Greenhouse-Geisser | ,017 | 2,031 | ,008 | 3,363 | ,044 | ,150 |
| | Huynh-Feldt | ,017 | 2,276 | ,007 | 3,363 | ,038 | ,150 |
| | Untergrenze | ,017 | 1,000 | ,017 | 3,363 | ,082 | ,150 |
| Fehler(Schrittlänge) | Sphärizität angenommen | ,096 | 57 | ,002 | | | |
| | Greenhouse-Geisser | ,096 | 38,594 | ,002 | | | |
| | Huynh-Feldt | ,096 | 43,249 | ,002 | | | |
| | Untergrenze | ,096 | 19,000 | ,005 | | | |

➤ **Post-Hoc-Test (Bonferroni)**

Schätzer

Maß: MASS_1

| Schrittlänge | Mittelwert | Standardfehler | 95%-Konfidenzintervall | |
|--------------|------------|----------------|------------------------|------------|
| | | | Untergrenze | Obergrenze |
| 1 | 1,440 | ,022 | 1,393 | 1,486 |
| 2 | 1,411 | ,021 | 1,367 | 1,455 |
| 3 | 1,418 | ,020 | 1,376 | 1,459 |
| 4 | 1,400 | ,025 | 1,348 | 1,451 |

Paarweise Vergleiche

Maß: MASS_1

| (I)Schrittlänge | (J)Schrittlänge | Mittlere Differenz (I-J) | Standardfehler | Sig. ^a | 95% Konfidenzintervall für die Differenz ^a | |
|-----------------|-----------------|--------------------------|----------------|-------------------|---|------------|
| | | | | | Untergrenze | Obergrenze |
| 1 | 2 | ,029* | ,013 | ,038 | ,002 | ,055 |
| | 3 | ,022 | ,014 | ,143 | -,008 | ,052 |
| | 4 | ,040* | ,018 | ,035 | ,003 | ,077 |
| 2 | 1 | -,029* | ,013 | ,038 | -,055 | -,002 |
| | 3 | -,006 | ,011 | ,559 | -,029 | ,016 |
| | 4 | ,011 | ,011 | ,316 | -,012 | ,035 |
| 3 | 1 | -,022 | ,014 | ,143 | -,052 | ,008 |
| | 2 | ,006 | ,011 | ,559 | -,016 | ,029 |
| | 4 | ,018 | ,009 | ,067 | -,001 | ,037 |
| 4 | 1 | -,040* | ,018 | ,035 | -,077 | -,003 |
| | 2 | -,011 | ,011 | ,316 | -,035 | ,012 |
| | 3 | -,018 | ,009 | ,067 | -,037 | ,001 |

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

*. Die mittlere Differenz ist auf dem ,05-Niveau signifikant.

a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Geringste signifikante Differenz (entspricht keinen Anpassungen).

SCHRITTFREQUENZ**STATISTISCHE BERECHNUNGEN**➤ **Test auf Normalverteilung****Tests auf Normalverteilung**

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|---------------------------|---------------------------------|----|-------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| Schrittfrequenz - Runde 1 | ,206 | 20 | ,026 | ,940 | 20 | ,236 |
| Schrittfrequenz - Runde 2 | ,170 | 20 | ,134 | ,893 | 20 | ,031 |
| Schrittfrequenz - Runde 3 | ,176 | 20 | ,107 | ,954 | 20 | ,429 |
| Schrittfrequenz - Runde 4 | ,132 | 20 | ,200* | ,954 | 20 | ,436 |

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

➤ **Friedman-Test****Deskriptive Statistiken**

| | N | Mittelwert | Standardabweichung | Minimum | Maximum |
|---------------------------|----|------------|--------------------|---------|---------|
| Schrittfrequenz - Runde 1 | 20 | 3,285 | ,2300 | 2,7 | 3,8 |
| Schrittfrequenz - Runde 2 | 20 | 3,270 | ,2774 | 2,7 | 4,1 |
| Schrittfrequenz - Runde 3 | 20 | 3,280 | ,2526 | 2,8 | 3,8 |
| Schrittfrequenz - Runde 4 | 20 | 3,240 | ,2257 | 2,9 | 3,8 |

Ränge

| | Mittlerer Rang |
|---------------------------|----------------|
| Schrittfrequenz - Runde 1 | 2,70 |
| Schrittfrequenz - Runde 2 | 2,48 |
| Schrittfrequenz - Runde 3 | 2,68 |
| Schrittfrequenz - Runde 4 | 2,15 |

Statistik für Test^a

| | |
|---------------------------|-------|
| N | 20 |
| Chi-Quadrat | 2,719 |
| df | 3 |
| Asymptotische Signifikanz | ,437 |

a. Friedman-Test

LAUFGESCHWINDIGKEIT**STATISTISCHE BERECHNUNGEN**➤ **Test auf Normalverteilung****Tests auf Normalverteilung**

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|----------------------------------|---------------------------------|----|-------------|--------------|----|-------------|
| | Statistik | df | Signifikanz | Statistik | df | Signifikanz |
| Laufgeschwindigkeit - Runde 1 | ,159 | 20 | ,200* | ,967 | 20 | ,681 |
| Laufgeschwindigkeit - Runde 2 | ,125 | 20 | ,200* | ,980 | 20 | ,930 |
| Laufgeschwindigkeit - Runde 3 | ,140 | 20 | ,200* | ,969 | 20 | ,742 |
| Laufgeschwindigkeit - Runde 4 | ,126 | 20 | ,200* | ,963 | 20 | ,597 |

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

➤ **Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung****Innersubjektfaktoren**

Maß: MASS_1

| Laufgeschwindigkeit | Abhängige Variable |
|---------------------|--------------------|
| 1 | Geschw_R1 |
| 2 | Geschw_R2 |
| 3 | Geschw_R3 |
| 4 | Geschw_R4 |

Deskriptive Statistiken

| | Mittelwert | Standardabweichung | N |
|-------------------------------|------------|--------------------|----|
| Laufgeschwindigkeit - Runde 1 | 17,535 | 1,4705 | 20 |
| Laufgeschwindigkeit - Runde 2 | 17,275 | 1,4574 | 20 |
| Laufgeschwindigkeit - Runde 3 | 17,195 | 1,4376 | 20 |
| Laufgeschwindigkeit - Runde 4 | 16,870 | 1,5266 | 20 |

Mauchly-Test auf Sphärizität^b

Maß: MASS_1

| Innersubjekteffekt | Mauchly-W | Approximiertes Chi-Quadrat | df | Sig. | Epsilon ^a | | |
|---------------------|-----------|----------------------------|----|------|----------------------|-------------|-------------|
| | | | | | Greenhouse-Geisser | Huynh-Feldt | Untergrenze |
| Laufgeschwindigkeit | ,136 | 35,395 | 5 | ,000 | ,464 | ,489 | ,333 |

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

a. 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.

b. Design: Konstanter Term

Innersubjektdesign: Laufgeschwindigkeit

Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS_1

| Quelle | | Quadratsumme vom Typ III | df | Mittel der Quadrate | F | Sig. | Partielles Eta-Quadrat |
|--------------------|------------------------|--------------------------|--------|---------------------|-------|------|------------------------|
| Laufgeschw | Sphärizität angenommen | 4,507 | 3 | 1,502 | 4,501 | ,007 | ,192 |
| | Greenhouse-Geisser | 4,507 | 1,391 | 3,241 | 4,501 | ,032 | ,192 |
| | Huynh-Feldt | 4,507 | 1,466 | 3,074 | 4,501 | ,030 | ,192 |
| | Untergrenze | 4,507 | 1,000 | 4,507 | 4,501 | ,047 | ,192 |
| Fehler(Laufgeschw) | Sphärizität angenommen | 19,025 | 57 | ,334 | | | |
| | Greenhouse-Geisser | 19,025 | 26,427 | ,720 | | | |
| | Huynh-Feldt | 19,025 | 27,857 | ,683 | | | |
| | Untergrenze | 19,025 | 19,000 | 1,001 | | | |

➤ **Post-Hoc-Test (Bonferroni)****Schätzer**

Maß: MASS_1

| Laufgeschwindigkeit | Mittelwert | Standardfehler | 95%-Konfidenzintervall | |
|---------------------|------------|----------------|------------------------|------------|
| | | | Untergrenze | Obergrenze |
| 1 | 17,535 | ,329 | 16,847 | 18,223 |
| 2 | 17,275 | ,326 | 16,593 | 17,957 |
| 3 | 17,195 | ,321 | 16,522 | 17,868 |
| 4 | 16,870 | ,341 | 16,156 | 17,584 |

Paarweise Vergleiche

Maß: MASS_1

| (I)Laufgeschw | (J)Laufgeschw | Mittlere Differenz (I-J) | Standardfehler | Sig. ^a | 95% Konfidenzintervall für die Differenz ^a | |
|---------------|---------------|--------------------------|----------------|-------------------|---|------------|
| | | | | | Untergrenze | Obergrenze |
| 1 | 2 | ,260 | ,167 | ,137 | -,090 | ,610 |
| | 3 | ,340 | ,206 | ,115 | -,091 | ,771 |
| | 4 | ,665* | ,282 | ,029 | ,074 | 1,256 |
| 2 | 1 | -,260 | ,167 | ,137 | -,610 | ,090 |
| | 3 | ,080 | ,109 | ,472 | -,148 | ,308 |
| | 4 | ,405* | ,161 | ,021 | ,069 | ,741 |
| 3 | 1 | -,340 | ,206 | ,115 | -,771 | ,091 |
| | 2 | -,080 | ,109 | ,472 | -,308 | ,148 |
| | 4 | ,325* | ,112 | ,009 | ,091 | ,559 |
| 4 | 1 | -,665* | ,282 | ,029 | -1,256 | -,074 |
| | 2 | -,405* | ,161 | ,021 | -,741 | -,069 |
| | 3 | -,325* | ,112 | ,009 | -,559 | -,091 |

Basiert auf den geschätzten Randmitteln

a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Geringste signifikante Differenz (entspricht keinen Anpassungen).

*. Die mittlere Differenz ist auf dem ,05-Niveau signifikant.

Lebenslauf

Persönliche Daten

| | |
|-------------------|----------------------|
| Name | Martin Birner |
| Akademischer Grad | Bakk.rer.nat. |
| Geburtsdatum | 01.06.1983 |
| E-mail | martin.birner@gmx.at |

Schulausbildung

| | |
|-------------|---|
| 1997 – 2002 | HTBLA Zeltweg – Fachrichtung Bautechnik – Hochbau |
| 1993 – 1997 | Hauptschule Weißkirchen |
| 1989 – 1993 | Volksschule Weißkirchen |

Studienverlauf

| | |
|-------------|--|
| 2011 - 2014 | Magisterstudium Sportwissenschaft, Universität Wien |
| 2007 – 2011 | Bakkalaureatsstudium Sportwissenschaft, Universität Wien Abschluss im Jänner 2011 als <i>Bakk.rer.nat.</i> Bakkalaureatsarbeit mit dem Thema „Biathlon – Analyse des Zeitaufwandes in der Schießarena“ – in Zusammenarbeit mit dem ÖSV |
| 2004 – 2007 | Diplomstudium Bauingenieurwesen, TU Wien |

Beruflicher Werdegang

| | |
|----------------|---|
| 2009 bis heute | Programat – „The Freeride Experience“ – geringf. Angestellter Eventmanagement, Web-Redaktion, Pressearbeit |
| 2006 bis heute | SW-Oberbau GmbH – Freier Projektmitarbeiter 2D CAD Planung, 3D Visualisierungen |
| 2005 – 2012 | Alpine Bau GmbH (ZNL Bruck/Mur) - Ferialpraktikant Ass. der Bauleitung, CAD-Planung, Kalkulation, Abrechnung |
| 2010 – 2011 | Creativ Wirtschaft Austria, Wirtschaftskammer Österreich Freier Mitarbeiter Eventmanagement |
| 2003 – 2004 | Ingenieurbüro Wlattnig - Techniker (Vollzeit) CAD-Planung, Vermessung, Ausschreibung, Bauaufsicht, Kollaudierung |

Erklärung

„Ich erkläre, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst habe und nur die ausgewiesenen Hilfsmittel verwendet habe. Diese Arbeit wurde weder an einer anderen Stelle eingereicht (z.B. für andere Lehrveranstaltungen) noch von anderen Personen (z.B. Arbeiten von anderen Personen aus dem Internet) vorgelegt.“

Wien, 2014

Martin Birner