

MASTERARBEIT / MASTER'S THESIS

Titel der Masterarbeit / Title of the Master's Thesis

„Einfluss von Ermüdung während eines Intervalltrainings auf ausgewählte
Laufparameter – eine Pilotstudie“

verfasst von / submitted by

Valerie Szalanski, BEd

angestrebter akademischer Grad / in partial fulfilment of the requirements for the degree of

Master of Education (MEd)

Wien, 2021/ Vienna 2021

Studienkennzahl lt. Studienblatt/
degree programme code as it appears on
the student record sheet:

UA 199 500 509 02

Studienrichtung/
degree programme as it appears on
the student record sheet:

Masterstudium Lehramt Sek (AB)
Unterrichtsfach Bewegung und Sport
Unterrichtsfach Französisch

Betreut von/ Supervisor:

Dr. Christoph Triska, BSc MSc

Danksagung

Ich möchte mich an dieser Stelle bei all jenen bedanken, die mich im Zuge meines Bachelor-, und Masterstudiums unterstützt und mich in dieser Zeit begleitet haben.

In erster Linie gebührt ein besonderer Dank meiner Familie, für die bedingungslose Unterstützung und die konstruktive Motivation während meines gesamten Studiums. Sie ließ mich meinen Weg gehen und war die ganzen Jahre ein großer Rückhalt, auf den ich mich in jeder Entscheidung vollends verlassen konnte.

Die Studienzeit prägte mich in vielerlei Hinsicht und öffnete mir zahlreiche neue Interessen. Ein großes Danke gilt hierbei meinen Studienkolleg*innen der Sportwissenschaft (Alexandra, Hannah, Helena, Johanna, Lena, Martin, Tanja, Tobias, Vitaliy) und der Romanistik (Michaela), ohne die die Studienzeit niemals eine so bereichernde, motivierte und unvergessliche Zeit gewesen wäre. An der Universität fand ich Gleichgesinnte, sowie Freund*innen fürs Leben.

Weiteres möchte ich meinen aufrichtigen Dank dem Betreuer dieser Arbeit, Dr. Christoph Triska, BSc MSc, aussprechen, der mich in der Pilotstudie und beim Verfassen der Arbeit mit unglaublichem Engagement, Elan und Wissen unterstützte und begleitete.

Zuletzt möchte ich mich bei allen Proband*innen für die Teilnahme an der Pilotstudie bedanken, für ihren Enthusiasmus und ihre Flexibilität.

Wien, im Juli 2021

Kurzzusammenfassung

Zielsetzung: Die vorliegende Masterarbeit soll erforschen, mit welchen Anpassungen an verschiedene Laufparameter der Körper mit fortschreitender Ermüdung versucht, das Lauftempo gleichmäßig hochzuhalten. Es wird eruiert, wie sich die gemessenen Parameter über die Zeit verändern.

Hintergrund: Die Erforschung ermüdungsbedingter raum-zeitlicher, kinematischer und kinetischer Veränderungen während des Laufens kann Faktoren bestimmen, die Auswirkungen auf die Leistung haben.

Methodik: Es wurde eine Pilotstudie durchgeführt, an der vier Proband*innen zwischen 25 und 38 Jahren teilnahmen. Diese absolvierten ein intensives Intervalltraining („Yasso 800-m Methode“), bei dem sie 10 x 800 m in gleichbleibender Geschwindigkeit liefen. Die Parameter wurden mittels eines mobilen Leistungsmessungsgerätes (Stryd Powermeter, Boulder, Colorado, USA) erhoben. Über zehn Intervalle wurden die Zeit, Geschwindigkeit, Leistung, Leistungsform, Form Power Ratio (FPR), Schrittfrequenz (SF), Bodenkontaktzeit (BKZ), vertikale Bewegung (VB), Leg Spring Stiffness (LSS) und Leg Spring Stiffness pro Kilogramm Körpermasse (LSS/kg KM) gemessen. Mittels einer ANOVA mit Messwiederholung wurden die Mittelwerte der Gruppe berechnet und von Intervall zu Intervall verglichen. Weiters wurde die Effektstärke mittels partiellen Eta-Quadrat (η_p^2) berechnet. Das Signifikanzniveau wurde dabei mit $p < 0.05$ festgelegt.

Resultate und Conclusio: Die Ergebnisse der ANOVA mit Messwiederholung zeigen, dass die SF sich signifikant erhöht ($p = 0.041$; $\eta_p^2 = 0.44$), während die VB und Leistungsform signifikant geringer werden ($p = 0.003$; $\eta_p^2 = 0.57$ bzw. $p < 0.001$; $\eta_p^2 = 0.66$). Die BKZ wird tendenziell höher und weist eine „große“ Effektstärke auf ($p = 0.274$; $\eta_p^2 = 0.31$). Die Leistung wird tendenziell niedriger und es wurde ebenso eine „große“ Effektstärke gefunden ($p = 0.077$; $\eta_p^2 = 0.40$), genauso wie die FPR ($p = 0.079$; $\eta_p^2 = 0.40$), die LSS ($p = 0.249$; $\eta_p^2 = 0.31$) und die LSS/kg KM ($p = 0.200$; $\eta_p^2 = 0.33$). Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass der Körper mit fortschreitender Ermüdung einige Anpassungen der raum-zeitlichen und kinematischen und kinetischen Parameter hervorruft, um die Geschwindigkeit gleichmäßig hochzuhalten.

Schlagworte: Ermüdung, Laufen, Leistungsmessung, Intervalltraining

Abstract

Objectives: This master thesis aims to assess adaptations to running parameters when the body attempts keeping the running pace consistently high with increasing fatigue. It will be assessed in which way the measured parameters change over time.

Background: Studying fatigue-related spatio-temporal, kinematic and kinetic changes during running can determine factors that impact performance.

Methods: A pilot study assessing four participants, aged between 25 and 38, was conducted. The participants completed an intensive interval training ("Yasso 800s"), in which they performed 10 x 800 m at a constant pace. During the intervals time, speed, power, form power, the form power ratio (FPR), step frequency (SF), ground contact time (GCT), vertical oscillation (VO), leg spring stiffness (LSS) and leg spring stiffness per kilogram body weight (LSS/kg BW) were measured. The parameters were monitored and calculated using a power meter (Stryd, Boulder, Colorado, USA). A repeated measures ANOVA was used to assess differences over time. Moreover, effect sizes (partial eta squared; η_p^2) were used to indicate the strength of any difference. Significance was accepted at $p < 0.05$.

Results and Conclusion: The results of the repeated measures ANOVA show that SF increases significantly ($p = 0.041$; $\eta_p^2 = 0.44$), while VO and Form Power decrease significantly ($p = 0.003$; $\eta_p^2 = 0.57$ and $p < 0.001$; $\eta_p^2 = 0.66$, respectively). GCT tends to become higher and shows a "large" effect size ($p = 0.274$; $\eta_p^2 = 0.31$). Power tends to become lower and shows a "large" effect size as well ($p = 0.077$; $\eta_p^2 = 0.40$), just like the FPR ($p = 0.079$; $\eta_p^2 = 0.40$), LSS ($p = 0.249$; $\eta_p^2 = 0.31$) and LSS/kg body weight ($p = 0.200$; $\eta_p^2 = 0.33$). The results suggest that in presence of fatigue, the body makes some adjustments in the spatio-temporal, kinematic, and kinetic parameters to keep the velocity consistently high.

Key Words: fatigue, running, power measurement, interval training

Inhaltsverzeichnis

Danksagung	3
Kurzzusammenfassung.....	5
Abstract	6
Einleitung	9
1.1 Forschungsinteresse	9
1.2 Forschungsfragen.....	10
1.3 Sportliches Training und Leistungsfähigkeit.....	10
1.4 Ausdauertraining und verschiedene Trainingsmethoden	11
1.5 Intervalltraining	12
1.5.1 Intervalltraining für Kinder und Jugendliche	14
1.5.2 Intervalltraining für Elite-Athlet*innen.....	14
1.5.3 Intervalltraining für ältere Personengruppen.....	15
1.6 Ermüdung	15
1.7 Yasso 800-m Methode.....	18
1.8 Leistungsmessung beim Lafsport	19
2 Methode.....	26
2.1 Studiendesign.....	26
2.2 Ethik.....	26
2.3 Proband*innen	27
2.4 Stryd.....	28
2.5 Vorgehensweise.....	28
2.6 Datenauswertung	28
2.7 Statistische Verfahren.....	29
3 Ergebnisse	31
4 Diskussion	41
4.1 Zeit und Geschwindigkeit.....	42

4.2	Schrittfrequenz.....	43
4.3	Bodenkontaktzeit	46
4.4	Vertikale Bewegung	48
4.5	Interdependenz der raum-zeitlichen Parameter	50
4.6	LSS und LSS/kg Körpermasse	51
4.7	Leistung	53
4.8	Leistungsform	54
4.9	Form Power Ratio.....	55
4.10	Ausblick	56
5	Conclusio.....	59
	Literaturverzeichnis.....	62
	Tabellenverzeichnis.....	71
	Abbildungsverzeichnis	72

Einleitung

1.1 Forschungsinteresse

Laufen ist eine der beliebtesten und am häufigsten ausgeübten Sportarten weltweit (Markotić et al., 2020). So vielseitig die Motive auch sein können – ob betrieben als zielorientiertes Training, unterhaltsame Freizeitaktivität oder im Rahmen von Wettkämpfen – Laufen trägt zur physischen Gesundheit bei, birgt zahlreiche mentale und emotionale Vorteile und ist im Gegensatz zu vielen anderen Sportarten kostengünstig und fast überall praktikierbar (Markotić et al., 2020). Die raum-zeitlichen, kinematischen und kinetischen Parameter während des Laufens und deren Veränderung wurden bereits oft und umfassend untersucht. Viele Studien befassten sich mit dem Einfluss von Ermüdung auf ausgewählte Variablen, die meisten weisen sehr unterschiedliche Studiendesigns und Rahmenbedingungen auf (Chan-Roper et al., 2012; Siler & Martin, 1991; Nicol et al., 1991).

Für die vorliegende Masterarbeit wurde die Pilotstudie „Einfluss von Ermüdung während eines Intervalltrainings auf ausgewählte Laufparameter“ durchgeführt, sowie eine hermeneutische Arbeit betrieben, um die Studienergebnisse in den aktuellen Forschungsstand einzuordnen. Die Erforschung ermüdungsbedingter Veränderungen während des Laufens kann Faktoren bestimmen, die Auswirkung auf die Leistung haben, sowie Sportwissenschaftler*innen, Trainer*innen, medizinischen Trainingstherapeut*innen und Physiotherapeut*innen helfen, laufbedingte Verletzungen zu verstehen und in weiterer Folge vorzubeugen.

Als passendes Intervalltraining wurde die „Yasso 800-m Methode“ gewählt, bei denen die Proband*innen der Pilotstudie 10 x 800 m in möglichst gleichbleibender Geschwindigkeit laufen. Dabei werden folgende Parameter mittels eines mobilen Leistungsmessers und einer Sportuhr erhoben: die Zeit für 800 m, mechanische Leistung, die Geschwindigkeit, Schrittfrequenz (SF), Bodenkontaktzeit (BKZ), vertikale Bewegung (auch vertikaler Versatz; VB), Leg Spring Stiffness (LSS), Leg Spring Stiffness pro Kilogramm Körpermasse (LSS/kg KM), Leistungsform und die Form Power Ratio (FPR). Hierbei werden ausschließlich die Mittelwerte der Gruppe von Intervall zu Intervall verglichen. Statistisch wird dies über eine ANOVA mit Messwiederholung in SPSS berechnet. Das Bestreben ist dabei eine präzise Beschreibung der Veränderung der Parameter, sowie die Darstellung komplexer Zusammenhänge. Mithilfe hermeneutischer Literaturarbeit sollen beide Verfahren zu theoriegeleiteten empirischen Erkenntnissen führen.

Nach einer theoretischen Einführung in sportliches Training und Leistungsfähigkeit, Intervalltraining, Ermüdung und die Beschreibung der „Yasso 800-m Methode“, werden die aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnisse über Ermüdung und die Validität und Reliabilität der mobilen Leistungsmessung dargelegt. Anschließend werden im empirischen Teil das Studiendesign und die Vorgehensweise, die statistischen Verfahren, sowie die Ergebnisse der Studie beschrieben. Die Daten der Proband*innen werden vollständig anonymisiert. In der Diskussion werden die Ergebnisse in Bezug zum derzeitigen Forschungsstand erläutert, überprüft und diskutiert und eigene Schlussfolgerungen gezogen. Letztendlich wird ein Ausblick auf weitere Forschungsmöglichkeiten gegeben.

1.2 Forschungsfragen

Ziel der Forschung ist die Untersuchung, wie sich Ermüdung während eines längeren, intensiven Intervalltrainings auf Parameter, die mittels eines mobilen Leistungsmessungsgeräts erhoben werden, auswirkt.

Folgenden Forschungsfragen soll in dieser Arbeit nachgegangen werden:

1. Gibt es statistisch signifikante Unterschiede bei den gemessenen Parametern über die Zeit?
2. Wie verändern sich die gemessenen Parameter über die Zeit?
3. Mit welchen Anpassungen versucht der Körper, trotz fortschreitender Ermüdung, das Lauftempo gleichmäßig hochzuhalten?

1.3 Sportliches Training und Leistungsfähigkeit

Training kann als eine systematische, zielgerichtete, organisierte und reguläre sportliche Betätigung definiert werden, die darauf abzielt, Leistung zu steigern und zu vervollkommen. Training findet in verschiedensten Kontexten statt: Vorbereitung auf sportliche Wettkämpfe im Leistungssport, Freizeitsport, Gesundheitssport, Schulsport oder Behindertensport (Billat, 2001; Schnabel et al., 2008). Wesentliche Merkmale sind laut Schnabel et al. (2008), dass die „menschlichen Leistungspotenzen“ systematisch durch verschiedenste Methoden und (Trainings-) Prozesse gesteuert werden, wobei auch von dem*der Sportler*in selbst wesentliche Eigenaktivität und Übung gefordert wird, um das Leistungsvermögen zu steigern und die Bewegungen und Aktivitäten zu optimieren.

Eine Distinktion laut Tomasits und Haber (2005) ist außerdem, dass Training Wachstumsprozesse in den beanspruchten Organen bedingt. Bewegungen, die keine Wachstumsprozesse auslösen, sind laut dieser Definition kein Training. Dazu gehören die

meisten Bewegungen des Alltags, wie beispielsweise Spazieren gehen. Leistungsverbesserungen können aber auch durch Verbesserung der Koordination bedingt sein, die ebenfalls keinen Wachstumsprozess auslösen. Diese „Lernvorgänge“, wie beispielsweise das Tanzen, wären demnach als „Üben“ und nicht „Training“ zu bezeichnen (Tomasits und Haber, 2005).

Insbesondere bei Sportarten, die Fortbewegung beinhalten, kann *Leistung* eine gewisse Zeit sein, in der man eine Distanz zurücklegt (beispielsweise ein Marathon in 3h) oder eine spezifische Distanz, zurückgelegt in einer Zeit (26 km beim *Wings For Life*-Run in 2 Stunden 12 Minuten). Betrachtet man die Geschwindigkeits-Zeit-Beziehung, kann das Ziel von Training im Laufsport entweder sein, eine gleiche Distanz schneller zu laufen oder eine gegebene Geschwindigkeit länger konstant halten zu können (Billat, 2001).

Es gibt verschiedene sportliche Leistungsaufgaben, die jeweils unterschiedliche Leistungsvoraussetzungen in unterschiedlichen Maßen erfordern: Ausdauerleistungen, Kraftleistungen (Maximalkraft, Schnellkraft), Schnelligkeitsleistungen, koordinativ-technische Leistungen, Steuerungsleistungen (Geräte, Apparate), technisch-taktische Leistungen im Zweikampf, oder technisch-taktische Leistungen im Sportspiel (Schnabel et al., 2008).

1.4 Ausdauertraining und verschiedene Trainingsmethoden

Training wird meist in Ausdauertraining und Krafttraining unterteilt. Das klassische Ausdauertraining wird über einen langen Zeitraum, mit einer eher geringen Belastung ausgeführt, wohingegen im Krafttraining meist eine hohe Belastung für kurze Zeit ausgeübt wird (Hughes, Ellefsen & Baar, 2017).

Ausdauertraining führt bekanntlich zu einer verbesserten Herzleistung und einer verbesserten $\dot{V}O_{2max}$. Die Anpassungen an der Skelettmuskulatur können eine Veränderung der Mitochondrienzahl und -größe in den Muskelzellen und eine Verbesserung der kapillaren Dichte sein (Hughes et al., 2017). Diese zwei Mechanismen führen zu einem besseren Sauerstofftransport und einer besseren Sauerstoffverwertung, wodurch die Ermüdung des Muskels bei langen Ausdauerleistungen hinausgezögert werden kann (Joyner & Coyle, 2008). Die Mitochondrien sind die wichtigsten Komponenten zur Energiegewinnung, durch die Erzeugung von ATP (Hughes et al., 2017).

Sowohl das periphere als auch das zentrale Gewebe verändern sich und ermöglichen dadurch eine größere Bewegungsökonomie und eine verbesserte Fähigkeit des*der Sportler*in,

einerseits größere Distanzen bewältigen zu können, oder über einen längeren Zeitraum zu laufen (Brooks, 2011).

Ausdauertraining kann in verschiedene Trainingsmethoden unterteilt werden: (1) Langsames Langstreckentraining (Long slow-distance training; LSD), (2) Sprint-Intervalltraining (SIT), welches Belastungen von maximal 30 Sekunden vorsieht und (3) hochintensives Intervalltraining (High-intensity interval training; HIIT), sprich 1 - 4 min lange Runden bis zur (fast) vollständigen Erschöpfung (Gibala et al., 2014). Im klassischen Langstreckenlauf wird eine submaximale Belastung über einen längeren Zeitraum durchgeführt, oder eine festgelegte Distanz oder Zeit wird erfolgreich mit einem überdurchschnittlichen Leistungsoutput absolviert (Coyle, 1995). HIIT und SIT hingegen bestehen aus mehreren Wiederholungen nahe an der maximalen Belastungsintensität über einen kurzen Zeitraum (Laursen & Jenkins, 2002; Gibala et al., 2006).

Elite-Ausdauersportler*innen wechseln in der Regel Langstreckentraining und Intervalltraining systematisch und gesteuert ab. Elite-Athlet*innen können mehr als 11 Monate im Jahr trainieren, mit über 600 individuellen Trainingseinheiten, alle mit dem Ziel, zu einem bestimmten Zeitpunkt der Saison die maximale Trainingsleistung zu erzielen. Das Training ist in verschiedene Zeiträume und Trainingszyklen aufgeteilt, welche in der Regel als Mikro-, Meso-, und Makrozyklen bezeichnet werden. Ausgehend davon wird bestimmt, wieviele Langstrecken-, und Intervalltrainings absolviert werden (Seiler, 2010).

1.5 Intervalltraining

Tomasits und Haber (2005) definieren *Intervalltraining* als einen „systematischen Wechsel von Belastung und Pause“. Intervalltraining stellt eine zeiteffiziente Trainingsmethode dar, um kardiorespiratorische und metabolische Anpassungen zu erzielen. Physiologische Anpassungen durch Intervalltraining sind unter anderem die Verbesserung der maximalen Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_{2max}$), die Verbesserung der Laufgeschwindigkeit bei maximaler Sauerstoffaufnahme, die Verbesserung der Laufökonomie (Running Economy; RE), die Erhöhung der Laktatschwelle und der anaeroben Kapazität und die Verbesserung der Sprintfähigkeit (Casado et al., 2019; Dolci et al., 2020).

Die Laktatschwelle wird auch aerob-anaerobe Schwelle genannt. Bis zu dieser Schwelle sind Laktatbildung und -abbau im Gleichgewicht. Ab der Schwelle kommt es zu einem Ungleichgewicht und es wird mehr Laktat produziert als abgebaut werden kann. Die Laktatschwelle ist also der Belastungsbereich, in der der Sauerstoffbedarf und -verbrauch

gerade noch ausgeglichen sind. Die $\dot{V}O_{2max}$ ist die maximale Sauerstoffaufnahme, die ein*e Athlet*in während einer maximalen Ausbelastung aufnehmen kann. Es handelt sich also um die maximale Energie, die ein*e Athlet*in durch den oxidativen Prozess pro Zeiteinheit gewinnen kann (Dolci et al., 2020).

Ein Intervalltraining ist ein Wechsel von intensiver und weniger intensiver Belastung. Es beinhaltet meist wiederholte (kurze bis lange) Zyklen von sehr intensiver Belastung, die direkt an oder über der anaeroben Schwelle liegen. Diese (sehr) intensiven Zyklen werden abgewechselt mit Erholungsphasen, in denen die Übung sehr leicht weitergeführt, oder ganz geruht wird. Bei Lauf-Intervallen kann dies zum Beispiel ein sehr langsames Traben zwischen den Belastungen sein (Billat, 2001).

Es gibt verschiedene Arten von *High-intensity training*: (1) Kurze Intervalle zwischen 200 und 1000 m, bei einer Herzfrequenz (HF), die in der Belastung auf 95 bis knapp unter 100% der HF_{max} steigt. (2) Lange Intervalle zwischen 1000 und 2000 m, bei 92 bis 95% der HF_{max} . (3) Tempoläufe, bei denen zwischen 45 und 70 Minuten oder 1000 bis 5000m bei 82 bis 92% der HF_{max} trainiert wird. Schließlich (4) offizielle Wettbewerbe und Training im Renntempo, bei einer HF_{max} von 82 bis 95%. Intervalltraining wird typischerweise mit längeren Trainingseinheiten abgewechselt. Diese längeren Einheiten können Distanzen zwischen 8 und 40,5 km beinhalten, bei 62 bis 82% der HF_{max} . Die Intensität ist dementsprechend etwas geringer und die Funktion der Läufe kann variieren, Beispiele wären Basistraining oder regenerative Läufe nach intensiven Trainings (Casado et al., 2019). Laut Casado et al. (2019) ist das Schlüsselprinzip zur Verbesserung der Laufleistung die gezielte Steuerung von Training.

Die erste Erwähnung von Intervalltraining in einer wissenschaftlichen Zeitschrift erfolgte durch Reindell und Roskamm (1959) und Reindell et al. (1962). In der Zeit nach dem Zweiten Weltkrieg wurde Intervalltraining eine weitverbreitete Methode unter europäischen Läufer*innen, und besonders durch den Olympiasieger Emil Zatopek wurde diese Art von Training in den 1950ern populär. Abgesehen davon hat Intervalltraining jedoch schon eine lange Tradition. Geländelauf, also Training, bei dem bergauf und bergab gelaufen wird, wurde auch in früheren Zeiten schon in das Training inkludiert. Es handelte sich hierbei um ein „natürliches Intervalltraining“. Dabei lenken die Sportler*innen die Geschwindigkeit beispielsweise mit einer Stoppuhr, so auch der schwedische Läufer Gunder Hägg, der in den frühen 1940er Jahren mit dieser Trainingsmethode 15 Rekorde im Mittel- und Langstreckenlauf brach. Das Problem war dabei aber laut Billat (2001), dass diese Trainingsprogramme nie in wissenschaftlichen Artikeln publiziert wurden. Erst zwei Jahrzehnte später erschienen

wissenschaftliche Publikationen zu den physiologischen Grundlagen des Intervalltrainings (Billat, 2001).

1.5.1 Intervalltraining für Kinder und Jugendliche

Fettleibigkeit bei Kindern und Jugendlichen wird global gesehen mehr und mehr zum Problem. Speziell im Vereinigten Königreich gelten 28% der Kinder als übergewichtig oder fettleibig, was die Gesundheitssysteme vor immense Herausforderungen stellt. Um den mit Übergewicht verbundenen Gesundheitsrisiken wie Typ-II-Diabetes oder koronaren Herzkrankheiten entgegenzuwirken, ist die Identifizierung wirksamer Strategien unumgänglich. Hochintensives Intervalltraining wird als eine zeiteffiziente Methode zur Förderung der Gesundheit bei Kindern diskutiert (Ng et al., 2014).

Der systematische Review von Eddolls et al. (2017) ergab, dass hochintensives Intervalltraining bei Kindern und Jugendlichen eine effektive Methode ist, um Herz-Kreislauf-Erkrankungen entgegenzuwirken. In der durchgeführten Studie wurde ein intensives Lauftraining bei 90% der HF_{max} , oder 100 - 130% der maximalen aeroben Geschwindigkeit, als die effektivste Methode dargelegt, um die Gesundheit der Teilnehmer*innen zu verbessern. Das Intervalltraining sollte für maximale Effektivität zwei- bis dreimal pro Woche mit einer Mindest-Interventionsdauer von sieben Wochen durchgeführt werden (Eddolls et al., 2017).

1.5.2 Intervalltraining für Elite-Athlet*innen

Während die physiologischen Anpassungen durch Ausdauertraining bei Personen, die sich zuvor nicht oder nur kaum bewegt haben, sowie bei Freizeitsportler*innen, bereits gut untersucht sind, sind die Anpassungen durch Training bei bereits hochtrainierten Ausdauer-Athlet*innen schwieriger einzuordnen (Laursen & Jenkins, 2002). Elite-Sportler*innen verfügen bereits über eine hohe aerobe Kapazität, eine hohe Laktatschwelle und eine sehr gute Bewegungsökonomie. Deshalb können physiologische Anpassungen, die auf Freizeitsportler*innen zutreffen nicht zwingend auf Elite-Athlet*innen umgelegt werden (Jones & Carter, 2000; Laursen & Rhodes, 2001). Sehr trainierte Athlet*innen scheinen ihre Ausdauerleistung oder die zugehörigen physiologischen Parameter wie $\dot{V}O_{2max}$ durch eine Steigerung des submaximalen Trainings nicht verbessern zu können. In der Forschung von Laursen und Jenkins (2002) wird deshalb nahegelegt, dass bereits sehr trainierte Athlet*innen ihre Ausdauerleistung nur durch hochintensives Intervalltraining (HIT) steigern können. Absolvieren Elite-Athlet*innen HIT-Training, können signifikante Verbesserungen der Ausdauerleistungen erzielt werden ($p < 0.05$). Interessant ist hierbei, dass trotz der Verbesserungen kein Unterschied in der oxidativen oder glykolytischen Enzymaktivität

gefunden werden konnte. Stattdessen erhöhte sich die Pufferkapazität der Skelettmuskulatur, was die verbesserte Ausdauerleistung möglicherweise erklären könnte (Laursen & Jenkins, 2002).

1.5.3 Intervalltraining für ältere Personengruppen

Auch für ältere Personen ist adäquates Intervalltraining von Vorteil: Masuki, Morikawa und Nose (2017) fanden etwa heraus, dass nach fünf Monaten Intervall-Walking-Training (IWT) bei älteren Personen die $\dot{V}O_{2peak}$ um rund 10% gestiegen war. Auch die Kniestreck-, und Beugekraft stiegen um 13, beziehungsweise 17%. Der systolische und diastolische Blutdruck sanken um ~9, beziehungsweise ~5 mmHg.

Das Intervall-Walking-Training besteht aus mindestens drei Sätzen von 3 min langsamen Gehen mit ~40% des $\dot{V}O_{2peak}$, gefolgt von 3 Minuten hochintensivem Gehen mit 70 oder mehr % des $\dot{V}O_{2peak}$. Dieses Training sollte für vier oder mehr Tage pro Woche ausgeführt werden (Masuki et al., 2017).

Im Gegensatz dazu führte kontinuierliches Gehen in der Kontrollgruppe bei moderater Intensität bei rund 50% der $\dot{V}O_{2peak}$, für 60 min pro Tag, 4 Tage pro Woche, über einen Zeitraum von 5 Monaten nur zu minimalen Verbesserungen. Die Ergebnisse der Gruppe, die kontinuierliches Gehen ausführte war jener Kontrollgruppe sehr ähnlich, die gar keine Aktivität ausführte (Nemoto et al., 2007).

1.6 Ermüdung

Tomasits und Haber (2005) definieren *Ermüdung* als „verminderte Leistungsfähigkeit“. Erschöpfung ist in weiterer Folge die vollkommen „aufgehobene Leistungsfähigkeit“. Auf eine körperliche Belastung erfolgt demnach Ermüdung. Diese wird im Anschluss mit Regeneration und Erholung wieder ausgeglichen. Wenn die Belastung höher ist oder länger andauert, dauert auch die Regeneration länger. Die Erholung dauert ebenso länger, wenn der*die Sporttreibende weniger leistungsfähig ist. Durch die „belastungsbedingte Ermüdung“ erfolgt ein Trainingseffekt.

Ursachen des Leistungsabfalls sind eine periphere (muskuläre) oder zentrale Ermüdung.

Die periphere Ermüdung ist Folge der Überbelastung der Muskulatur, weshalb der Energiestoffwechsel gehemmt wird. Der Fettstoffwechsel wird beispielsweise bei einem Blutlaktatwert von über 4 mmol/l gehemmt (Pape et al., 2019). Ist die Kaliumkonzentration im

extrazellulären Raum erhöht (durch K^+ Freisetzung in der Repolarisationsphase der Aktionspotenziale), wird die Kontraktilität der Muskelfasern vermindert (Pape et al., 2019). Eine weitere Ursache für Ermüdung kann die Verarmung der Energiereserven sein (wie Kreatinphosphat oder Glykogen) – sind die Glykogenspeicher leer (bei trainierten Normalpersonen reicht der Glykogenspeicher für circa 60-90 min Ausdauerbelastung), kommt es zur Ermüdung (Tomasits und Haber, 2005).

Die zentrale Ermüdung wird durch eine Abnahme der Koordinationsfähigkeit bei Bewegungsabläufen deutlich. Wahrscheinlich wird diese Abnahme über hemmende Bahnen und die motorische Großhirnrinde vermittelt (Pape et al., 2019). Weitere Auslöser zentraler Ermüdung können Monotonie und fehlende Motivation sein (Tomasits und Haber, 2005).

Ob eine Leistungseinbuße zentraler oder peripherer Ermüdung zugeordnet werden kann, lässt sich oft nur schwer bestimmen. Gollhofer, Taube und Leukel (2007) fanden in einer Studie heraus, dass die Abnahme der Muskelkraft bei schnellkräftigen Bewegungsabläufen stärker zentraler und weniger stark peripherer Ermüdung zugeordnet werden kann. Umgekehrt verhält es sich bei ermüdenden Maximalkraftkontraktionen: hier spielt die periphere Ermüdung eine größere Rolle (Linnao, Hakkinen & Komi, 1998).

Die Erforschung und das Verständnis ermüdungsbedingter kinematischer und kinetischer Veränderungen während des Laufens sind relevant, um mögliche Faktoren bestimmen zu können, die Einfluss auf die Leistung haben. Des Weiteren ist die Erforschung der Auswirkung von Ermüdung wichtig, um mehr Verständnis für laufbedingte Verletzungen zu entwickeln. Diverse Studien haben bewiesen, dass ermüdungsbedingte kinematische Veränderungen die Verletzungsgefahr deutlich erhöhen (Winter et al., 2017).

Winter et al. (2017) verglichen in einem systematischen Review zwölf Studien, die ermüdungsbedingte kinematische und kinetische Veränderungen während des Laufens erforschten. Vier Studien (Chan-Roper et al., 2012; Strohrmann et al., 2012; Girard et al., 2013; Hanley et al., 2011) stellten eine signifikante Abnahme der Geschwindigkeit mit fortschreitender Ermüdung fest, über Distanzen von 5 km bis zur Marathondistanz, wohingegen zwei Studien keine Änderung der Geschwindigkeit bei ähnlichen Distanzen feststellten (Williams et al., 1991; Bertram et al., 2013). In jenen Studien, in denen die Studienteilnehmer*innen selbst das Tempo wählten und in denen die Geschwindigkeit mit der Ermüdung abnahm, nahmen auch Schrittfrequenz und/oder Schrittlänge signifikant ab. Jedoch wurde bei Läufen bei selbstgewähltem Tempo, in denen die Geschwindigkeit nicht abnahm,

keine signifikante Änderung der Schrittfrequenz oder Schrittlänge festgestellt. Diese Ergebnisse zeigen, dass Änderungen in Schrittfrequenz oder -länge signifikant genug sein müssen, um eine Verringerung der Geschwindigkeit zu verursachen, die in weiterer Folge die Leistung beeinträchtigen würde (Winter et al., 2017).

Sechs Studien erfassten eine verlängerte Bodenkontaktzeit mit fortschreitender Ermüdung (Chan-Roper et al., 2012; Strohrmann et al., 2012; Girard et al., 2013; Rabita et al., 2011; Rabita et al., 2013; Bertram et al., 2013), verglichen mit drei Studien, die keine Veränderung feststellten (Hanley et al., 2011; Paavolainen et al., 1999; Elliott & Roberts, 1980). Die Kombination von Bodenkontaktzeit und Flugzeit hängt mit der Schrittfrequenz zusammen ($SF = BKZ + FZ$). Die Schrittfrequenz ist wiederum eine Determinante der Geschwindigkeit. Deshalb wurden Bodenkontaktzeit und Flugzeit im systematischen Review von Winter et al. (2017) ebenfalls verglichen. Da jedoch nicht alle behandelten Studien alle vier Parameter maßen, und teilweise widersprüchliche Ergebnisse von Bodenkontaktzeit und Flugzeit in Bezug auf die Schrittfrequenz gefunden wurden, gibt es in weiterer Folge nicht genügend Hinweise darauf, ob sich Änderungen in der Bodenkontaktzeit und Flugzeit auf die Leistung auswirken (Winter et al., 2017).

In fünf Studien des systematischen Reviews (Winter et al., 2017) wurde der vertikale Versatz gemessen, hierbei konnte nur mit Einschränkungen festgestellt werden, dass ermüdungsbedingte Veränderungen in der Rumpfbewegung auftreten. In vier Studien (drei in denen das Lauftempo von den Studienteilnehmer*innen selbst gewählt wurde und eine Studie, in der die Proband*innen mit konstantem Tempo liefen), wurde keine Änderung im vertikalen Versatz mit fortschreitender Ermüdung festgestellt (Strohrmann et al., 2012; Girard et al., 2013; Williams et al., 1991; Rabita et al., 2013). Strohrmann et al. (2012) stellten jedoch bei Laufanfänger*innen eine Erhöhung des vertikalen Versatzes von durchschnittlich 8,12% am Laufband fest, ein Indikator, der ebenso auf verminderte Laufökonomie hinweist. Mizrahi et al. (2000) fanden ebenfalls heraus, dass der vertikale Versatz mit Ermüdung zunimmt – eine Erkenntnis, die mit den Ergebnissen der Studie von Strohrmann et al. (2012) übereinstimmt.

Mehrere Studien kommen zu dem Schluss, dass ermüdungsbedingte kinematische Veränderungen auch von der Lauferfahrung abhängen (Strohrmann et al., 2012; Saunders et al., 2004). Bei weniger erfahrenen Läufer*innen (Anfänger*innen und leicht fortgeschrittene Läufer*innen) waren größere ermüdungsbedingte Veränderungen am Laufstil zu erkennen, wohingegen erfahrenere Läufer*innen (fortgeschrittene und professionelle Läufer*innen) ihren Laufstil konstanter halten konnten und dieser nicht weniger ökonomisch wurde. Bei weniger

erfahrenen Läufer*innen nahm die Bodenkontaktzeit und der vertikale Versatz mit fortschreitender Ermüdung zu (Strohmann et al., 2012).

Zusammenfassend lässt sich somit sagen, dass durch Ermüdung die Geschwindigkeit tendenziell abnimmt, gleichzeitig verringert sich auch die Schrittfrequenz und/oder Schrittlänge. Außerdem nimmt die Bodenkontaktzeit mit fortschreitender Ermüdung oft zu, und die vertikale Bewegung nimmt, vor allem bei Laufanfänger*innen, tendenziell ebenso zu.

1.7 Yasso 800-m Methode

Die Yasso 800-m Methode ist eine pseudo-wissenschaftliche Intervallform und wurde von Bart Yasso, dem Rennmanager der *Runner's World*, kreiert. Die *Runner's World* (<https://www.runnersworld.com/>) ist ein globales, monatlich herausgegebenes Magazin für Läufer*innen auf allen Leistungslevel, welches von Hearst in Easton, Pennsylvania in den USA publiziert wird. Bart Yasso gilt in der Läufer-Szene liebevoll als der "Großvater des Marathon-Sports". Er lief auf allen sieben Kontinenten Marathons, darunter den *Antarktika Marathon* und den *Mount Kilimanjaro Marathon*. Er gewann 1987 das *US National Biathlon Long Course Championship* und 1998 den *Smoky Mountain Marathon*. Des Weiteren war er fünfmaliger Ironman-Finisher und nahm erfolgreich am *Badwater 146* durch den Death Valley teil, einem 235-km-Ultra-Marathon durch das Death Valley, dem heißesten Ort der Erde, an dem Temperaturen von über 50 Grad Celsius herrschen können. Außerdem radelte er, ganz auf sich allein gestellt, zweimal quer durch Amerika (Burdick, 2017; Yasso, 2019).

Der Ausdruck „Yasso 800-m Methode“ wurde erstmals von Burfoot (2001) benutzt und war eine Hommage an seinen Entdecker, der das spezielle Intervalltraining bereits seit 15 Jahren an sich selbst erprobte. Es handelt sich um eine einfache Form des Bahntrainings und ist laut seinem Erfinder eine effektive Methode, die Marathon-Zeit vorauszusagen. Gelaufen werden zehn Intervalle von jeweils 800 m. Yasso empfiehlt, zehn Wochen vor dem Renntag zu beginnen, anfänglich vier Intervalle zu laufen und später auf die zehn Belastungen zu steigern. Jede Belastung sollte in einem annähernd gleichen Tempo gelaufen werden. Die Geschwindigkeit der 800-m-Intervalle sollte so gewählt werden, dass das letzte Intervall mit voller Anstrengung und abschließender Ausbelastung in der gleichen Zeit wie die vorhergehenden Intervalle gelaufen werden kann. Die Pausen zwischen den Belastungen sind genauso lang wie die Belastung selbst. Läuft man die 800 m in 3:15 min, hat man danach 3:15 min Pause, in denen man locker trabt. Alternativ können beispielsweise auch nur 2-3 min Trabpause eingelegt werden.

Die Zeit, in der die 800 m gelaufen werden, gibt man in Minuten und Sekunden an, beispielsweise 3 Minuten 15 Sekunden. Die Zeit der 10 x 800 m sollen dann die Marathon-Zeit voraussagen: Die Minuten und Sekunden entsprechen dann Stunden und Minuten. Kann man die 10 x 800 m in 3:15 laufen, könnte man laut Yasso den Marathon in 3 h 15 min absolvieren.

Das Intervalltraining war nur ein Bestandteil von Yassos Marathon-Vorbereitung. Er machte pro Woche außerdem noch einen langen Lauf von 30 oder mehr Kilometern und einen intensiven Dauerlauf bei 85 bis 90% der HR_{max} , sowie einige weniger intensive Läufe.

Die Yasso 800-m sind also einerseits geeignet, eine realistische Marathonzeit vorauszusagen, und andererseits eine gute Trainingsmöglichkeit für Läufer*innen, die aufgrund ihrer Marathonzeit ein sinnvolles Intervalltraining mit angepasstem Belastungstempo absolvieren möchten (Grüning, 2020; Burfoot, 2001).

Die Behandlung der Yasso 800-m Methode in der wissenschaftlichen Literatur fehlt bis dato leider gänzlich und selbst ihr Erfinder Bart Yasso gab zu, dass er nicht wusste, warum die Mathematik dahinter funktionierte (Reagon, 2019). Reagon (2019) legte die Yasso 800 mathematisch etwas genauer dar. Wenn man die zehn Wiederholungen im Schnitt in 3:35 (Minuten und Sekunden) läuft, bedeutet das, dass man den Marathon in 3:35 (Stunden und Minuten) laufen könnte. Der Unterschied ist, dass die Zeit mit 60 multipliziert wird, die Distanz aber nur mit 52,75 (0,8 km auf 42,195 km), die Geschwindigkeit bei den 800 m ist also insgesamt höher als die tatsächliche Marathon-Zeit (4:29 min/km bei den 800 m, während die Durchschnittsgeschwindigkeit beim Marathon 5:06 min/km wäre). Wenn die Zeit für die 800m t_1 ist, und die Zeit für den Marathon t_2 , sagt Yasso, dass $t_2 = 60 \cdot t_1$. In der gleichen Zeit legt man also weniger Distanz zurück. Die Geschwindigkeit beim Marathon wäre also nur $52,75/60 = 87,92\%$ der Geschwindigkeit der Intervalle. Yasso sagt demnach, dass das Marathon-Tempo 87,9% des persönlichen 800-Meter-Tempos beträgt (welches 10-Mal wiederholt werden kann, sprich eine ungefähre Distanz von 8-10 Kilometern).

1.8 Leistungsmessung beim Laufsport

Nachdem Leistungsmessung im Radsport schon längere Zeit Usus ist und den Radsport sowohl im Training als auch im Wettkampf revolutionierte, beginnt sich die Leistungsmessung in den letzten fünf Jahren auch im Laufsport zu etablieren (Pinot & Grappe, 2011; Imbach et al., 2020; García-Pinillos et al., 2019a). Zuvor war Leistungsmessung beim Laufen auf das Labor beschränkt, durch tragbare Sensoren konnte sie jedoch auch auf Umgebungen außerhalb eines Labors geholt werden (García-Pinillos et al., 2019a).

Durch den verstärkten Fokus auf persönliche Gesundheit, welche rasch mit dem technologischen Fortschritt verbunden wurde, wurden tragbare Laufanalysegeräte mehr und mehr zur Norm. Während verschiedene tragbare Messgeräte für Läufer*innen wie *Fitbit* oder *Garmin* vorrangig raum-zeitliche Parameter wie die Schrittfrequenz und Schrittzahl messen, messen andere tragbare Sensoren wie *Stryd* (Stryd Powermeter, Boulder, Colorado, USA) oder *RunScribe* (Scribe Labs Inc, San Francisco, CA, USA) diverse kinematische, kinetische und raum-zeitliche Parameter (Hollis, Koldenhoven, Resch & Hertel, 2021).

Leistungsmessung birgt diverse Vorteile gegenüber GPS, Schrittzählung und Herzfrequenzmessung in der Trainingssteuerung und -dokumentation. Parameter, die bei der Trainingsdokumentation von Relevanz sind, sind Trainingsumfang und Trainingsintensität. Normalerweise werden diese durch physikalische Messungen (z.B. zurückgelegte Distanz, Höhenunterschied, Geschwindigkeit) und/oder physiologische Marker (z.B. Herzfrequenz) bestimmt. Das Problem mit GPS-Messung ist laut Imbach et al. (2020), dass es in Innenräumen keine validen Daten liefert und auch in Außenbereichen durch atmosphärische Bedingungen und lokale Gegebenheiten wie Wald, Berge und hohe Gebäude beeinflusst werden kann. Weiteres kann die Messung von Geschwindigkeit ohne genaue Höhenmessung ebenfalls die Trainingsintensität nicht valide messen. Herzfrequenzmessung liefert, beispielsweise bei Läufen in hügeligem Gelände, zeitverzögert die Daten, im Gegensatz zur Abbildung von Leistung, die fast unmittelbar erfasst werden kann. Insofern scheint Leistungsmessung auch für den Laufsport eine sinnvolle Alternative zu sein (Imbach et al., 2020).

Die raum-zeitlichen Parameter teilen sich in „Raum-Parameter“ (auch „Distanz-Parameter“) – dazu gehören Schrittlänge und VB, sowie die Zeit-Parameter: SF, Geschwindigkeit und BKZ. Neben den raum-zeitlichen Parametern gibt es kinematische und kinetische Parameter. Das Wort Kinematik kommt aus dem Griechischen (*kínēma*= ‚Bewegung‘) und bedeutet ‚Bewegungslehre‘ (Scholze-Stubenrecht, 1999). Die Kinematik ist jene Lehre, bei der die Bewegung von Körpern mit den Parametern Zeit, Ort, Geschwindigkeit und Beschleunigung beschrieben wird. Kinematische Parameter beschreiben die Körperposition und Orientation im Raum, die Winkel der Gelenke und die dazugehörigen Linearen Geschwindigkeiten und Winkelgeschwindigkeiten und Beschleunigungen (Richard & Kullmer, 2013). Beispiele dafür sind die Rumpfflexion, die Streckung des Rumpfes, der Kniewinkel, der Sprunggelenkwinkel usw. Hier sind die gemessenen kinematischen Parameter die Zeit, Geschwindigkeit, SF, BKZ und VB.

Die Kinetik (griech. *kinetikós*= ‚die Bewegung betreffend‘) untersucht Bewegungen unter dem Einfluss von Kräften, sie beschreibt also die Ursache der Bewegung (Kunkel-Razum, K., & Bibliographisches Institut Dudenredaktion, 2020). Als kinetischer Parameter wird in dieser Studie die LSS, also die Beinsteifigkeit in kN/m gemessen.

Die Leistungsform ist jene Komponente der Leistung, die nicht für den Vortrieb aufgewendet wird, also die Kraft, welche für die vertikale Auf-, und Abwärtsbewegung des Massezentrums in der Fortbewegung steht. Die Leistung setzt sich (auf flachem Untergrund) aus der horizontalen Kraft und der Leistungsform zusammen (Leistung = horizontale Kraft + Leistungsform). Die horizontale Kraft korreliert positiv mit der Geschwindigkeit (je höher die Geschwindigkeit, desto größer die horizontale Kraft). Die Leistungsform korreliert negativ mit der Geschwindigkeit (je größer die Leistungsform, desto geringer die Geschwindigkeit, je geringer die Leistungsform, desto höher die Geschwindigkeit) (Palladino, 2018).

Die Schrittfrequenz ist die Häufigkeit, mit der die Füße (rechts und links) den Untergrund über einen Zeitraum von einer Minute berühren. Eine durchschnittliche Schrittfrequenz kann typischerweise in der Nähe von 180 Schritten pro Minute (strides per minute; spm) liegen. Die Schrittfrequenz verändert sich durch Veränderung der Lauf-Intensität oder der Geschwindigkeit. Schnelleres Laufen ist normalerweise mit einer höheren Schrittfrequenz verbunden (Palladino, 2018).

Die vertikale Bewegung ist das Maß für die Auf-, und Abwärtsbewegung des Körpers, idealerweise ist es die vertikale Schwingung des Masseschwerpunktes (MSP), wenn sich der*die Läufer*in vorwärtsbewegt. Der Punkt, an dem der MSP am tiefsten ist, ist meist kurz nach der Landung, aber vor dem Antrieb, während der höchste Punkt in der Mitte der Flugphase auftritt. Die Stärke der VB hängt von vielen Faktoren ab: der Größe des*der Läufer*in, der Geschwindigkeit, der Lauftechnik oder auch der Lauferfahrung (Palladino, 2018). Laut Palladino (2018) ist die VB meist zwischen 5 und 9 cm.

Die sog. Leg Spring Stiffness („Steifheit der Beinfedern“) kann mit den physikalischen Eigenschaften der Sehnen (z.B. der Achillessehne), Bänder, Faszien (wie der Plantarfaszie) und myofaszialen Elemente zusammenhängen. Es wurde die Theorie aufgestellt, dass diese Strukturen während des Bodenkontakts, am Ende der Bremsphase, in der sogenannten „Midstance-Phase“ (während das Bein sich direkt unter der Hüfte befindet und die maximale Belastung trägt, also beim „Laden“), elastische Energie speichern. Nach der „Midstance-Phase“ sorgen diese Strukturen (Sehnen, Bänder, Faszien, myofaszialen Elemente) durch Vortrieb für

einen elastischen Rückstoß. Daher können sie einen Teil, oder den gesamten „Federeffekt“ ausmachen, der von der metrischen LSS erfasst wird. Die LSS ist demnach die Muskelspannung in der Beinstreckerkette oder der Krafteinsatz pro Distanz (Palladino, 2018).

Um die LSS zwischen Läufer*innen zu vergleichen, ist es wichtig, den Wert auf die Körpermasse zu normalisieren. Daher wird oft die Leg Spring Stiffness pro Kilogramm Körpermasse berechnet. Stryd liefert keine LSS/kg KM, sondern nur die absoluten Werte. Es ist jedoch einfach, den Wert mit der Körpermasse zu normalisieren ($LSS \text{ pro kg KM} = LSS/kg$) (Palladino, 2018).

Das Interesse an all diesen Werten wird einerseits darin begründet, sportliche Leistung zu messen und dadurch steigern zu können und andererseits präventiv gegen Verletzungen vorzugehen. Einige dieser Werte konnten bis jetzt nur in Forschungslabors gemessen werden. Mithilfe neuer Technologien konnten Forscher*innen sich von einer künstlichen Laborumgebung lösen und diese Parameter auch in einer natürlicheren Umgebung messen (García-Pinillos et al., 2018).

Da diese Art von tragbaren Laufsensoren eine relative Neuheit darstellen, überprüften bisher nur einige wenige Studien die Validität und Reliabilität dieser. In einer der ersten Studien 2018, von Aubry et al. wurde eine schwache, aber signifikante Korrelation zwischen VO_2 und Leistung festgestellt. Aubry et al. (2018) schlossen aus dieser schwachen Korrelation, dass Wattmessung im Laufsport nicht so konsistent oder stark assoziiert werden kann mit der tatsächlichen Laufleistung (bei unterschiedlich trainierten Läufer*innen), wie bei Radfahrer*innen.

Die Ergebnisse einer weiteren Studie (Lara et al., 2018) unterstütze jedoch die Annahme, dass Stryd die mechanische Leistung auf den drei getesteten Oberflächen (Laufband, Gras und Laufbahn) zuverlässig messen kann.

Eine Studie von Imbach et al. (2020) prüfte die Validität von Stryd bei submaximalen Geschwindigkeiten (8 bis 19 km/h). Leistung, BKZ und LSS wurden mit Referenzmaßen durch tragbare Spirometriegeräte, Kraftmessplatten und einem Bewegungserfassungssystem verglichen. Die Studie kam zu dem Ergebnis, dass Stryd die mechanische Leistung unterschätzte, während hingegen BKZ und LSS keine signifikanten Unterschiede zu den Referenzwerten aufwiesen. Die Studie fand einen starken und positiven linearen Zusammenhang zwischen VO_2 und Leistung. Die Ergebnisse unterstützen die Annahme, dass Leistungsmessung durch Stryd ein valides, relatives Messergebnis darstellt. Zusammenfassend

sagt die Studie aus, dass Stryd valide Daten für BKZ und LSS liefere, die absoluten Werte der mechanischen Leistung aber unterschätze (Imbach et al., 2020).

In einer Studie von Cerezuela-Espejo et al. (2020a) wurde die Wiederholbarkeit der Messungen von fünf im Handel erhältlichen Laufanalysegeräten (Stryd_{App}, Stryd_{Watch}, RunScribe, Garmin_{RP} and Polar_V,) erforscht. Zweitens wurde deren Validität durch Überprüfung des Zusammenhangs der Leistungsmessung (jedes einzelnen Geräts) und der Sauerstoffaufnahme (VO₂) geprüft. Die Sauerstoffaufnahme wurde durch ein Spirometriegerät untersucht. Stryd wurde dabei im Vergleich zu den Konkurrenzprodukten als das Laufanalysegerät mit der höchsten Wiederholbarkeit – für alle Umgebungen (im Freien und in Innenräumen) und Bedingungen (Geschwindigkeit, Körpermasse und Untergrund) ausfindig gemacht. Gleichzeitig war es das Gerät mit der höchsten Validität (gemessen am linearen Zusammenhang mit der Sauerstoffaufnahme). Laut Cerezuela-Espejo et al. (2020a) gilt Stryd somit als das am empfehlenswerteste Gerät (im Vergleich zu den anderen in der Studie analysierten Geräten) für die mechanische Leistungsmessung beim Laufen (Cerezuela-Espejo et al., 2020a).

In einer weiteren Studie von Cerezuela-Espejo et al. (2020b) wurde die gemessene mechanische Leistung (durch die fünf oben genannten Laufanalysetools) mit der theoretisch berechneten mechanischen Leistung (ermittelt durch zwei verschiedene mathematische Modellen von Dijk and Megen und Skiba), verglichen. Vor allem Stryd zeigte die engste Übereinstimmung mit den berechneten Werten, sowohl in Innenräumen als auch im Freien. Cerezuela-Espejo et al. (2020b) betiteln Stryd, sowie Polar, als die empfindlichsten Geräte (unter den getesteten) für Leistungsmessung bei wechselnden Umgebungen und Laufbedingungen.

Einige Studien überprüften ebenso die Validität und Reliabilität der von Stryd gemessenen raum-zeitlichen Daten: García-Pinillos et al. (2018) verglichen in einer Studie die Messungen von Stryd (bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten von 8-20 km/h), mit dem Ergebnis der Daten von *Opto Gait Systems*. Opto Gaits Systems ist für diesen Zweck weit verbreitet und bereits validiert und arbeitet mit fixen Infrarot-Leuchtdioden (LEDs). Es besteht aus einer Sende-, und einer Empfangsleiste. Jede enthält 96 LEDs, die die Unterbrechungen der Kommunikation zwischen den Leisten erkennen. Die Unterbrechung wird durch die Bewegung des*der Läufer*in verursacht und in weiterer Folge können Bodenkontakt-, und Flugzeiten mit einer Genauigkeit von einer Tausendstelsekunde gemessen werden. Ausgehend von diesen Basisdaten werden weitere relevante Daten für die Bewegungsanalyse gemessen (Microgate OptoGait - What Is OptoGait, n.d.).

Gemessen wurden in der oben erwähnten Studie die Raum-Zeit Parameter BKZ, Flugzeit (FZ), Schrittlänge (SL) und SF. Die Studie kam zu dem Ergebnis, dass die gemessene BKZ durch Stryd unterschätzt (0,5-8% bei niedrigen Geschwindigkeiten), und die gemessene FZ überschätzt wurde (3-65% bei niedrigen Geschwindigkeiten), verglichen mit dem Opto Gait System. Die Unterschiede bei höheren Laufgeschwindigkeiten fielen geringer aus. Zweitens wurde geschlossen, dass SL und SF gemessen durch Stryd valide Variablen bei Laufgeschwindigkeiten von 8-20 km/h, verglichen mit dem Opto Gait System darstellen. Die absolute Reliabilität für BKZ, FZ, SL und SF gemessen mit Stryd wurden als ausreichend für die Durchführung von Datenerhebungen eingestuft. Dies lässt darauf schließen, dass Stryd nützlich zur Überprüfung dieser Werte ist. Die Validität von Stryd, verglichen zum Opto Gait System war niedrig-moderat für die BKZ und FZ und exzellent für SL und SF. Stryd weist demnach ebenso eine adäquate Reliabilität für Lauf-Leistungsmessung auf (García-Pinillos et al., 2018).

In einer weiteren Studie von García-Pinillos et al. (2019b) wurden dieselben raum-zeitlichen Parameter mit Stryd und einem weiteren tragbaren Laufanalysegerät (*RunScribe*) gemessen und mit den Ergebnissen einer Hochgeschwindigkeits-Videoanalyse als Referenzsystem verglichen. Trotz methodischer Unterschiede (Opto Gait System vs. Hochgeschwindigkeits-Videoanalyse als Referenzsystem) stimmen die Ergebnisse der aktuelleren Studie mit jenen der vorigen Studie von García-Pinillos et al. (2018) überein. Stryd unterschätzt die Bodenkontaktzeit (5,2%) und überschätzt die Flugzeit (15,1%), liefert allerdings sehr akkurate Ergebnisse für die Schrittlänge und Schrittfrequenz, verglichen mit den Ergebnissen der Hochgeschwindigkeits-Videoanalyse (Unterschiede von weniger als 1%). Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass beide tragbaren Laufanalysegeräte (Stryd und RunScribe) valide Instrumente zur Messung raum-zeitlicher Parameter beim Laufen auf einem Laufband bei „angenehmer“ Geschwindigkeit darstellen (García-Pinillos et al., 2019b).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass Leistungsmessung durch Stryd ein valides Messinstrument darstellt. Stryd liefert valide Daten für die BKZ und LSS, unterschätzt jedoch die absoluten Werte der mechanischen Leistung tendenziell. Bei niedrigen Geschwindigkeiten wird die BKZ durch Stryd möglicherweise unterschätzt und die FZ überschätzt. Bei höheren Laufgeschwindigkeiten sind diese Unterschiede geringer. Die Ergebnisse für die SL und SF wurden in den Studien als sehr akkurat validiert.

In zwei Studien (Cerezuela-Espejo et al., 2020a; Cerezuela-Espejo et al., 2020b) wurde Stryd im Vergleich zu vier Konkurrenzprodukten, sowie im Vergleich zu den berechneten Werten,

als jenes Laufanalysegerät mit der höchsten Wiederholbarkeit befunden. Ebenso wurde es als das Gerät mit der höchsten Validität im Zusammenhang mit der Sauerstoffaufnahme erachtet. Da es als das Gerät mit der höchsten Validität und Reliabilität befunden wurde, verwendeten wir Stryd und nicht ein anderes Produkt für die vorliegende Studie.

2 Methode

2.1 Studiendesign

Ziel der Forschung ist die Untersuchung, wie sich Ermüdung während eines längeren, intensiven Intervalltrainings auf Parameter, die mittels eines mobilen Leistungsmessungsgeräts erhoben werden, auswirkt.

Dabei wird eine Pilotstudie durchgeführt, in der die Teilnehmer*innen ein Intervalltraining, die oben beschriebenen „Yasso 800-m Methode“ absolvieren. Hierbei laufen die Proband*innen 10 x 800 m, in gleichbleibender Geschwindigkeit, mit jeweils 2 min Trabpause zwischen den Intervallen. Es werden ca. fünf Teilnehmer*innen an der Pilotstudie teilnehmen.

Die Pilotstudie soll Einblick bringen in die Fragestellung, mit welchen Anpassungen an den Laufstil der Körper trotz Ermüdung versucht, das Lauftempo gleichmäßig hoch zu halten. Es werden zehn Parameter gemessen. Parameter sind Merkmale von Populationen, sie beschreiben in diesem Fall die Leistung der Testteilnehmer*innen. Eine klare Definition der Fragestellung der Pilotstudie beeinflusste die Wahl der wichtigen Parameter (Salkind, 2010).

Es wurden folgende Parameter mit Stryd erhoben: Zeit für 800 m, Geschwindigkeit, Schrittfrequenz, Bodenkontaktzeit, vertikale Bewegung, mechanische Leistung, Leistungsform, Form Power Ratio, Leg Spring Stiffness und die Leg Spring Stiffness pro Kilogramm Körpermasse. Die Forschungsfrage lautet, ob sich die gemessenen Parameter über die Zeit mit fortschreitender Ermüdung verändern, und ob es statistisch signifikante Unterschiede bei den gemessenen Parametern über die Zeit gibt. Weiteres wurde erforscht, mit welchen Anpassungen der Körper versucht, trotz fortschreitender Ermüdung, das Lauftempo konstant zu halten.

2.2 Ethik

Die Studie wurde im Titel als „Pilotstudie“ bezeichnet und die Proband*innen wurden explizit darüber informiert, dass es sich um eine solche handelte. Da die Pilotstudie naturgemäß in einer frühen Forschungsphase stattfindet, wurde die Sicherheit der Teilnehmer*innen besonders beachtet.

Die Teilnahme an dieser Pilotstudie erfolgte freiwillig. Die Teilnehmer*innen konnten jederzeit, ohne Angabe von Gründen, Ihre Bereitschaft zur Teilnahme ablehnen oder auch im Verlauf der Pilotstudie zurückziehen.

Voraussetzung zur Teilnahme an der Pilotstudie war die schriftliche Einverständniserklärung, in der Art und Ablauf der Studie und die Rechte der Teilnehmer*in vollständig erklärt wurden.

Durch die Teilnahme waren keine zusätzlichen Risiken zu erwarten, die nicht auch während der normalen Sportausübung auftreten könnten. Da es sich um eine intensive sportliche Tätigkeit handelt ist es möglich, dass die Teilnehmer*innen nach der Studie ermüdet sind, dies kann einige Stunden andauern. Auch besteht die Möglichkeit, dass sich ein Muskelkater bildet, der jedoch zeitnah nicht mehr zu spüren sein wird. Die Untersuchungsmethoden, die im Rahmen der Pilotstudie angewandt wurden, werden in Österreich regelmäßig eingesetzt.

Um Risiken zu vermeiden, mussten gesundheitliche Vorbelastungen den Studienverantwortlichen mitgeteilt werden, was möglicherweise zu einem Ausschluss aus der Pilotstudie führen hätte können.

2.3 Proband*innen

Die Kriterien für die Teilnahme an dieser Pilotstudie waren einerseits das Alter (zwischen 18 und 40 Jahren) und ein mindestens einjähriges Lauftraining und andererseits Motivation für Leistungstest mitzubringen. Gewisse gesundheitliche Vorbelastungen konnten zu einem Ausschluss aus der Pilotstudie führen. Diese Ausschlusskriterien waren Verletzungen vor oder während der Pilotstudie; kardiovaskuläre, pulmonale oder metabolische Erkrankungen; akute Infektionen ab einer Woche vor dem Testzeitpunkt; bekannte Autoimmunkrankheiten; Einnahme von Medikamenten, die die Messung beeinflussen könnten oder laut WADA-Code im Training und/oder Wettkampf verboten sind und eine COVID-19 Infektion deren Beginn weniger als 15 Tage zurückliegt.

Die Stichprobe dieser Studie beinhaltet vier Sportler*innen (weiblich n= 2; männlich n= 2), zwischen 25 und 38 Jahren. Die Haupt-Sportarten der Teilnehmer*innen waren: Triathlon, Laufsport, Fitnesstraining und Akrobatik. Jede*r Teilnehmer*in gab als eine der Hauptsportarten auch Laufen oder Triathlon an. Die prognostizierten Marathonzeiten waren: 3h10, 3h18, 3h23 und 3h40.

Alle Teilnehmer*innen gaben eine schriftliche Einverständniserklärung ab und wurden über die Vorteile und Risiken der Untersuchung vor der Teilnahme an der Pilotstudie informiert.

Am Tag vor den Untersuchungen durften nur leichte körperliche Aktivitäten durchgeführt werden, sodass die Testungen in ermüdungsfreiem Zustand absolviert wurden. Um die Studie nicht zu verfälschen, durften drei Stunden vor den Testungen keine schweren Mahlzeiten, koffeinhaltige Getränke, Alkohol oder Sportgetränke konsumiert werden.

2.4 Stryd

Für die Testung händigte die Versuchsleitung den Leistungssensor Stryd aus, der auf dem linken Schuh montiert wurde, sowie eine Sportuhr (Garmin Forerunner 235, Garmin, Boulder, CO, USA), die mit dem Stryd verbunden war. Mithilfe des Stryd Powercenter (<https://www.stryd.com/powercenter/profile>) wurden die Daten vom Stryd extrahiert.

Der Stryd Powermeter ist ein Pionier auf dem Gebiet und stellt ein tragbares Laufanalysegerät dar, welches mit Bewegungs-Erfassungstechnologie diverse Parameter misst, berechnet und in Echtzeit darstellt. Der Sensor wiegt 8 g, wird am Schuh des*der Sportler*in befestigt und misst so die Parameter während des Laufens (Stryd | Power Meter for Running, n.d.; Imbach et al., 2020). Es basiert auf einem 6-Achsen-Trägheitsbewegungssensor: 3-Achsen- Gyroskop und 3-Achsen-Beschleunigungsmesser (García-Pinillos et al., 2018).

2.5 Vorgehensweise

Die Testungen fanden jeweils an einem Tag statt, der Zeitaufwand für die Proband*innen betrug circa 90 Minuten. Getestet wurde das Yasso 800 m- Intervalltraining. Dabei liefen die Testteilnehmer*innen entgegen des Uhrzeigersinns 10 x 800 m auf der 400-m Laufbahn des Zentrums für Sportwissenschaft und Universitätssport, Auf der Schmelz 6, 1150 Wien. Vor der Testung wurde von den Proband*innen selbstständig ein kurzes Aufwärmen durchgeführt und 1-2 km eingelaufen, nach der Testung sollten sie ebenso kurz selbstständig Auslaufen.

Zwischen den 800 m Intervallen wurden 2 min Trabpause (ungefähr 200 m) eingehalten. Die Geschwindigkeit der 800 m Intervalle sollte so gewählt werden, dass das letzte Intervall mit voller Anstrengung und abschließender Ausbelastung in der gleichen Zeit wie die vorhergehenden Intervalle gelaufen werden konnte.

2.6 Datenauswertung

Die erhobenen Daten waren die Zeit für 800 m, die Geschwindigkeit, die mechanische Leistung (gemessen in Watt), die Leistungsform, die Form Power Ratio, die Schrittfrequenz, die Bodenkontaktzeit, die vertikale Bewegung, die Leg Spring Stiffness und die Leg Spring Stiffness pro kg KM.

Die mechanische Leistung setzt sich aus der horizontalen Kraft und der Leistungsform zusammen. Die Leistungsform ist jene Komponente der Leistung, die nicht für den Vortrieb verwendet wird. Die Schrittfrequenz ist die Häufigkeit, mit der die Füße den Untergrund innerhalb einer Minute berühren. Die vertikale Bewegung ist das Maß für die Auf-, und Abwärtsbewegung des Körpers, sprich die vertikale Schwingung des Masseschwerpunktes. Die

LSS ist die sog. „Steifheit der Beinfedern“ und hängt mit den physikalischen Eigenschaften der Sehnen, Bänder, Faszien und myofaszialen Elemente zusammen. Diese Elemente speichern elastische Energie und sorgen für einen elastischen Rückstoß. Es handelt sich um den sogenannten „Federeffekt“. Die LSS pro kg KM ist dieser Wert, normalisiert auf die Körpermasse des*der Läufer*in.

2.7 Statistische Verfahren

Nach erfolgreicher Testung aller Proband*innen wurden alle relevanten Variablen zunächst in ein Excel-Dokument eingetragen und danach mithilfe von SPSS, Version 27.0.1.0, berechnet und ausgewertet. Statistisch wurde dies über eine ANOVA mit Messwiederholung („Repeated Measures ANOVA“; rmANOVA) berechnet. Die ANOVA mit Messwiederholung wird angewandt, wenn eine Gruppe von Individuen mehrmals getestet wird. Die wiederholte Messung bezieht sich in unserem Fall auf die wiederholten Intervalle. Zehn Intervalle entsprechen hier zehn Messungen jeden Individuums (Girden, 2003). Dabei wurden ausschließlich die Mittelwerte der Gruppe von Intervall zu Intervall verglichen. Jeder Parameter wurde auf die Unterschiede innerhalb der zehn Intervalle überprüft. Als nächsten Schritt wurden die Post-Hoc Tests bei jenen Variablen berechnet, bei denen das Ergebnis der ANOVA mit Messwiederholung signifikant war. Paarweise Vergleiche sind eine Methode zur Analyse mehrerer Mittelwerte in Paaren. Wenn $p < 0.05$, unterscheiden sich die Paare statistisch signifikant voneinander (Salkind, 2010).

Zusätzlich wurde das partielle Eta-Quadrat (η_p^2) berechnet und interpretiert. Es handelt sich um eine standardisierte Schätzung für die Größe des Effekts, welche von SPSS in einer ANOVA mit Messwiederholung berechnet wird (Salkind, 2010). Schätzungen der Effektstärke sind so konzipiert, dass sie widerspiegeln, wie stark zwei oder mehr Variablen miteinander verbunden sind oder wie groß der Unterschied zwischen den Gruppen ist.

Während das Eta-Quadrat keinen Wert > 1 annehmen kann (das Eta-Quadrat ist immer zwischen 0 und 1), gilt dies nicht für das Partielle Eta-Quadrat, welches somit auch einen Wert > 1 annehmen kann. Laut der Schwellenwerte von Cohen ist eine kleine Effektstärke vorhanden, wenn $\eta_p^2 > 0.01$, eine Mittlere, wenn $\eta_p^2 > 0.06$ und eine große Effektstärke ist vorhanden, wenn $\eta_p^2 > 0.14$ (Draper, 2011).

In SPSS wurde ein Balkendiagramm für jede Variable erstellt. Das Balkendiagramm zeigt die Mittelwerte für jeden der zehn Intervalle, sowie das Konfidenzintervall.

Ein P-Wert < 0.05 wurde als signifikant angesehen. Ein P-Wert > 0.05 bedeutete, dass sich der Parameter in den zehn Intervallen statistisch nicht signifikant voneinander unterschied.

3 Ergebnisse

Die zehn für die Pilotstudie relevanten Parameter sind die Zeit für 800 m, mechanische Leistung, die Geschwindigkeit, SF, BKZ, VB, LSS, LSS pro kg Körpermasse, die Leistungsform und die FPR (der relative Anteil der Leistung, der nicht für den Vortrieb aufgewendet wird).

In der auf der folgenden Seite dargestellten Tabelle werden die Mittelwerte jeden Parameters aller Teilnehmer*innen, für jeden der zehn Intervalle dargestellt. In Klammer sind das Minimum und das Maximum verzeichnet.

Tabelle 1: Mittelwerte (Minimum; Maximum)

	Dauer (s)	Leistung (W)	Geschwindigkeit (m/s)	Schrittfrequenz (spm)	Leistungsform (W)	FPR (%)	BKZ (ms)	LSS (kN/m)	LSS/kg KM	Vert. Bewegung (cm)
Intervall 1	199 (189; 215)	286 (253; 338)	4,04 (3,72; 4,23)	164 (159; 168)	71 (61; 80)	24,90% (23,67%; 26,90%)	232 (224; 244)	8,6 (6,9; 10,2)	0,129 (0,101; 0,179)	8,8 (8,2; 9,3)
Intervall 2	203 (193; 222)	280 (252; 334)	3,95 (3,60; 4,15)	166 (162; 170)	72 (62; 81)	25,67% (24,25%; 28,52%)	226 (219; 231)	8,78 (7,1; 10,7)	0,132 (0,095; 0,188)	8,8 (8,3; 9,2)
Intervall 3	201 (189; 218)	281 (243; 338)	3,99 (3,67; 4,23)	165 (156; 171)	72 (61; 81)	25,67% (23,96%; 27,66%)	225 (213; 230)	8,70 (6,8; 10,6)	0,131 (0,091; 0,186)	8,9 (8,2; 10,2)
Intervall 4	204 (191; 221)	279 (244; 336)	3,94 (3,62; 4,19)	167 (158; 171)	71 (61; 80)	25,55% (23,81%; 27,44%)	227 (215; 232)	8,65 (6,7; 10,4)	0,130 (0,089; 0,182)	8,6 (8,1; 9,9)
Intervall 5	206 (189; 229)	277 (242; 338)	3,91 (3,49; 4,23)	167 (159; 172)	70 (59; 80)	25,38% (23,67%; 27,78%)	230 (216; 237)	8,58 (6,7; 10,4)	0,129 (0,089; 0,182)	8,5 (7,8; 9,6)
Intervall 6	205 (192; 225)	279 (237; 335)	3,91 (3,56; 4,17)	168 (162; 172)	70 (59; 78)	25,01% (23,28%; 27,24%)	228 (215; 237)	8,63 (6,7; 10,5)	0,130 (0,089; 0,184)	8,4 (7,7; 9,3)
Intervall 7	206 (191; 229)	276 (237; 335)	3,90 (3,49; 4,19)	168 (161; 172)	70 (59; 79)	25,29% (23,58%; 27,57%)	231 (214; 242)	8,48 (6,5; 10,4)	0,128 (0,087; 0,182)	8,3 (7,7; 9,4)
Intervall 8	205 (191; 222)	278 (237; 336)	3,92 (3,60; 4,19)	170 (163; 173)	69 (59; 79)	24,78% (23,51%; 25,80%)	227 (214; 232)	8,55 (6,5; 10,4)	0,129 (0,087; 0,182)	8,2 (7,6; 9,1)
Intervall 9	206 (189; 223)	276 (237; 340)	3,9 (3,59; 4,23)	168 (162; 173)	69 (59; 79)	25,10% (23,24%; 27,37%)	231 (212; 240)	8,45 (6,4; 10,4)	0,127 (0,085; 0,182)	8,2 (7,7; 8,9)
Intervall 10	205 (188; 220)	276 (235; 337)	3,92 (3,64; 4,26)	169 (162; 173)	69 (59; 80)	25,08% (23,74%; 26,26%)	230 (215; 237)	8,5 (6,4; 10,4)	0,128 (0,085; 0,182)	8,2 (7,7; 9,0)

Für die Variable Dauer wurden keine signifikanten Unterschiede, allerdings eine große Effektstärke, gefunden ($p = 0.062$; $\eta_p^2 = 0.42$).

In der Grafik ist zu erkennen, dass die Dauer ab dem siebten Intervall eine Tendenz nach unten aufweist. Man sieht ebenso, dass die Dauer im ersten und dritten Intervall etwas geringer ist.

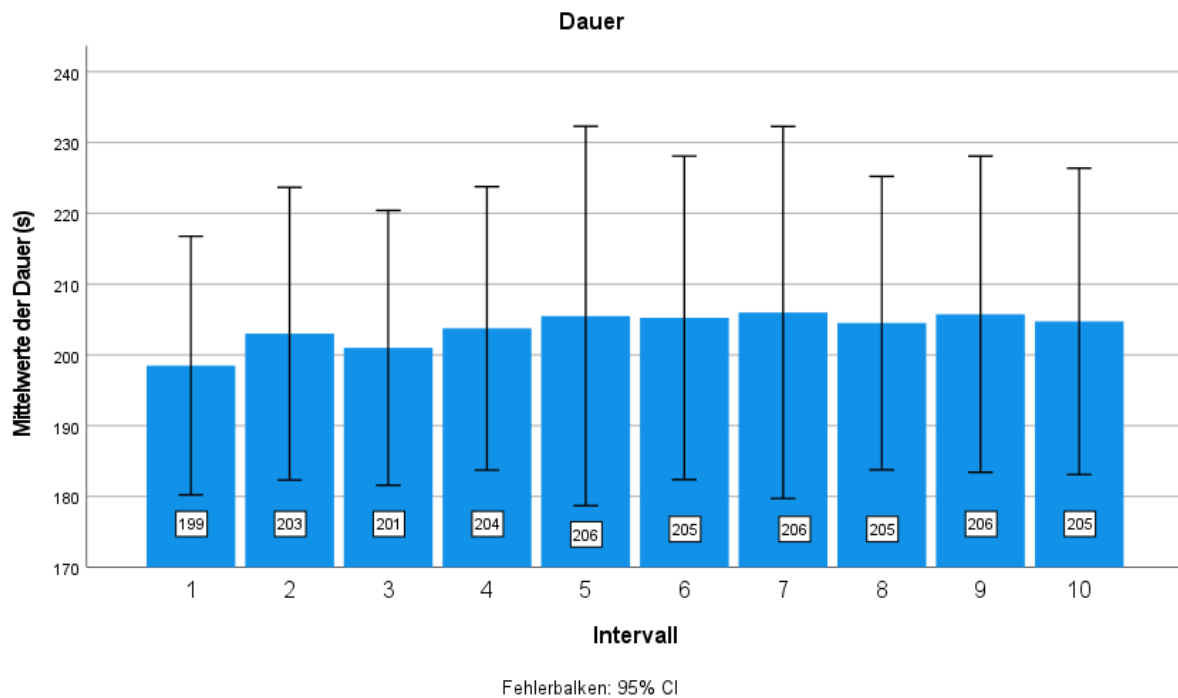


Abbildung 1: Mittelwerte der Zeit mit Konfidenzintervall/Fehlerbalken (SPSS)

Keine signifikanten Unterschiede, allerdings eine große Effektstärke, wurden für die Variable Leistung gefunden ($p = 0.077$; $\eta_p^2 = 0.40$).

In der Grafik ist zu erkennen, dass ein leichter nicht-signifikanter Trend zu niedrigeren Werten besteht und der Parameter leicht absinkt.

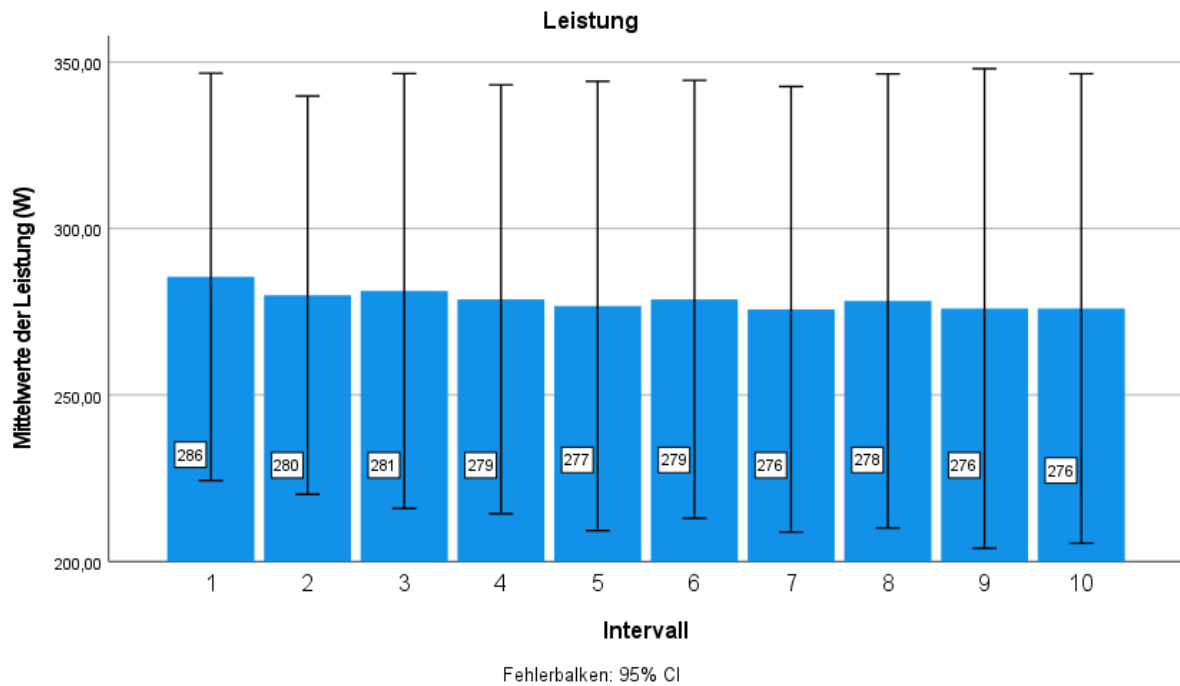


Abbildung 2: Mittelwerte der Leistung mit Konfidenzintervall (SPSS)

Keine signifikanten Unterschiede, allerdings eine große Effektstärke, wurden für die Variable Geschwindigkeit gefunden ($p = 0.064$; $\eta_p^2 = 0.41$).

In der Grafik ist zu erkennen, dass das erste und dritte Intervall die tendenziell schnellsten sind. Danach ist ein Trend nach unten zu erkennen und die Geschwindigkeit sinkt nicht-signifikant leicht ab.

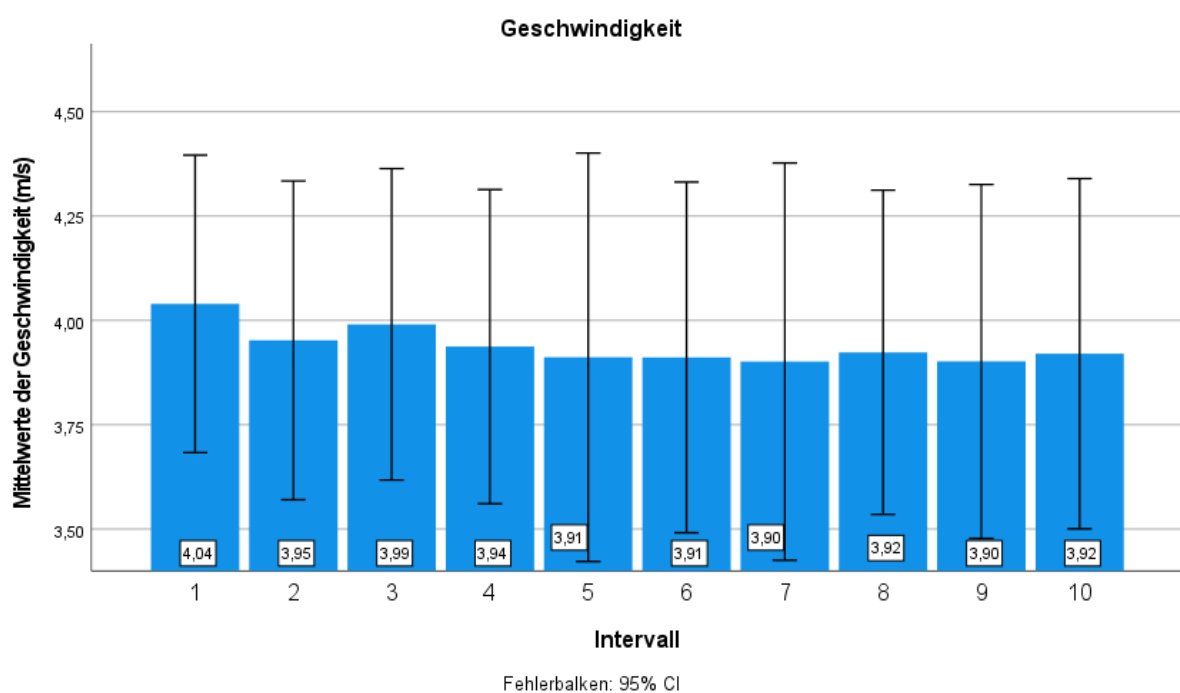


Abbildung 3: Mittelwerte der Geschwindigkeit mit Konfidenzintervall (SPSS)

Einen signifikanten Unterschied und eine große Effektstärke wurden für die Variable Schrittfrequenz gefunden ($p = 0.041$; $\eta_p^2 = 0.44$). Jedoch hat das post-hoc Verfahren keine Unterschiede zwischen den einzelnen Intervallen aufgezeigt ($0.732 < p < 1.000$).

In der Grafik ist zu erkennen, dass die Schrittfrequenz mit fortschreitenden Intervallen leicht zu höheren Werten tendiert.

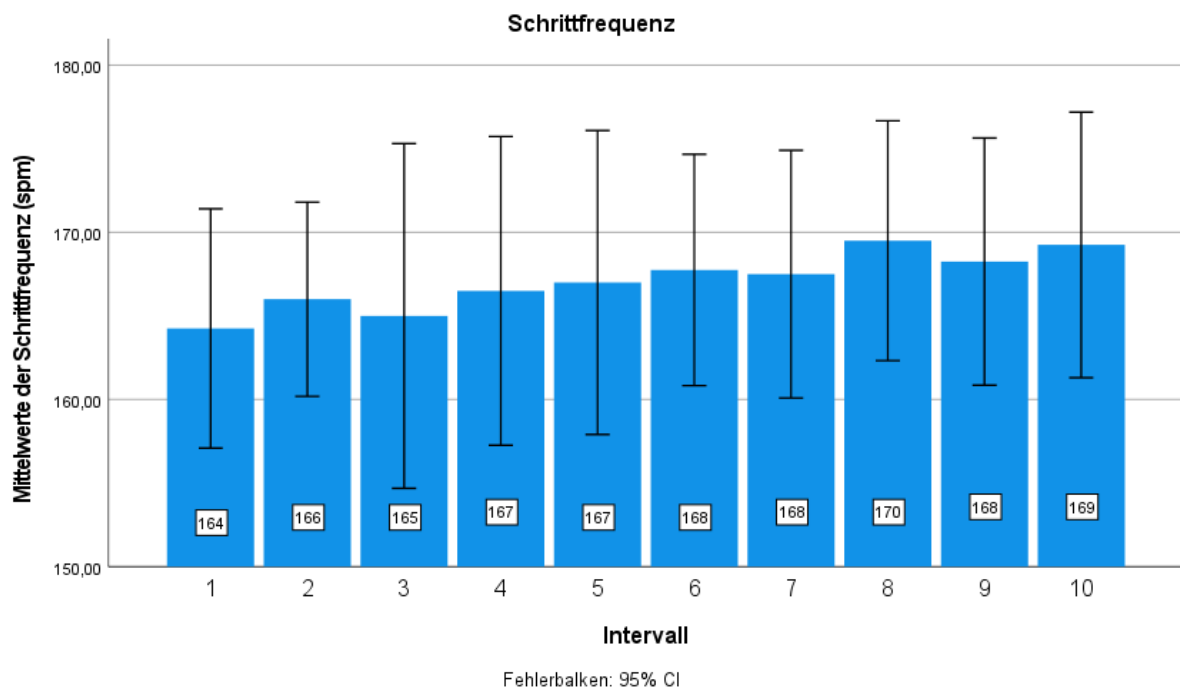


Abbildung 4: Mittelwerte der Schrittfrequenz mit Konfidenzintervall (SPSS)

Einen signifikanten Unterschied und eine große Effektstärke wurden für die Variable Leistungsform gefunden ($p < 0.001$; $\eta_p^2 = 0.66$). Jedoch hat das post-hoc Verfahren keine Unterschiede zwischen den einzelnen Intervallen aufgezeigt ($0.146 < p < 1.000$).

In der Grafik ist zu erkennen, dass die Leistungsform bis zum dritten Intervall tendenziell ansteigt, und danach bis zum letzten Intervall zu niedrigeren Werten tendiert.

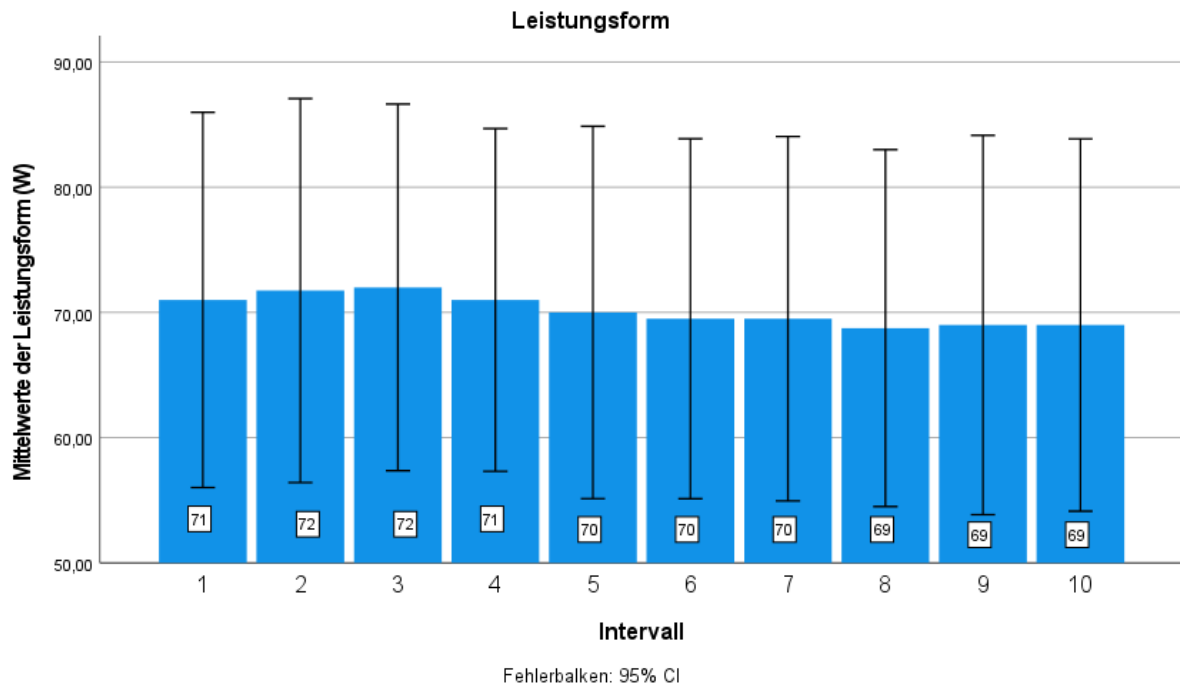


Abbildung 5: Mittelwerte der Leistungsform mit Konfidenzintervall (SPSS)

Der sechste Parameter, die Form Power Ratio, gibt das Verhältnis von Leistungsform und Leistung an. Sie wird berechnet, indem man die Leistungsform durch die Leistung dividiert ($FPR = \text{Leistungsform} / \text{Leistung}$). Die FPR wird in Prozent angegeben (%).

Keine signifikanten Unterschiede, allerdings eine große Effektstärke, wurden für diese Variable gefunden ($p = 0.079$; $\eta_p^2 = 0.40$).

In der Grafik ist zu erkennen, dass im ersten Intervall die FPR etwas geringer ist, und ab dem zweiten, etwas höheren Ratio, zu niedrigeren Werten tendiert. Im neunten und zehnten Intervall steigt die FPR tendenziell wieder etwas an.

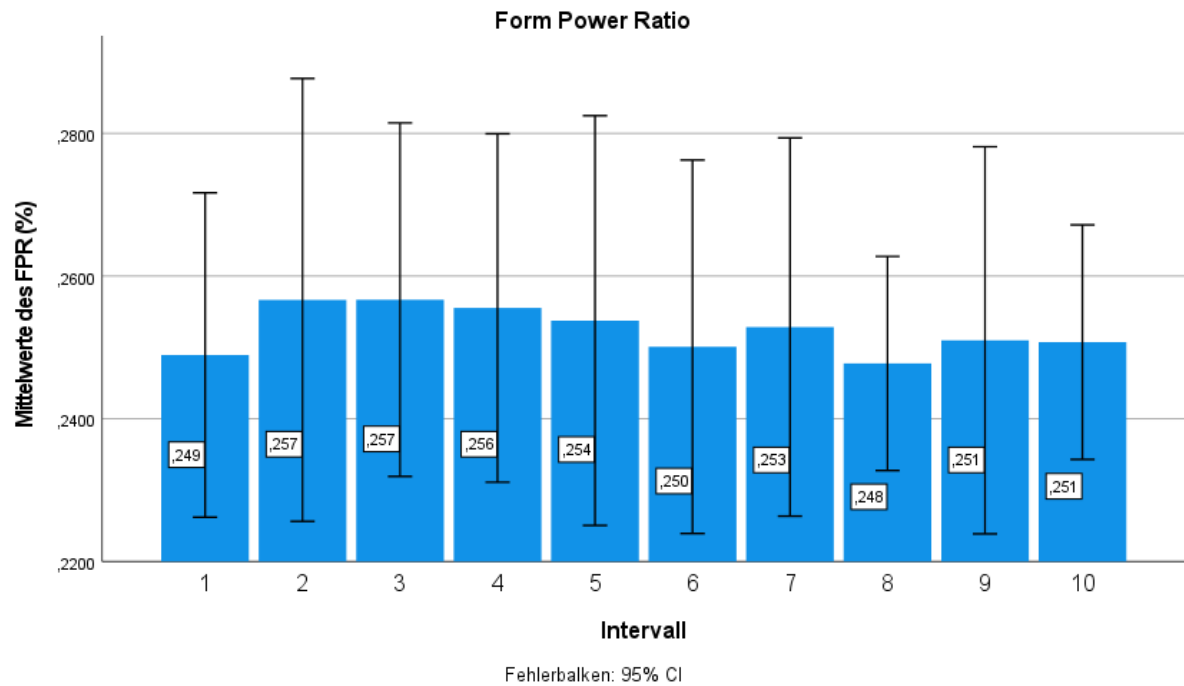


Abbildung 6: Mittelwerte der FPR mit Konfidenzintervall (SPSS)

Keine signifikanten Unterschiede, allerdings eine große Effektstärke wurden für die Variable Bodenkontaktzeit gefunden ($p = 0.274$; $\eta_p^2 = 0.31$). In der Grafik ist zu erkennen, dass die BKZ im ersten Intervall nicht-signifikant etwas höher ist, im zweiten Intervall absinkt, um dann bis zum Schluss wieder tendenziell anzusteigen.

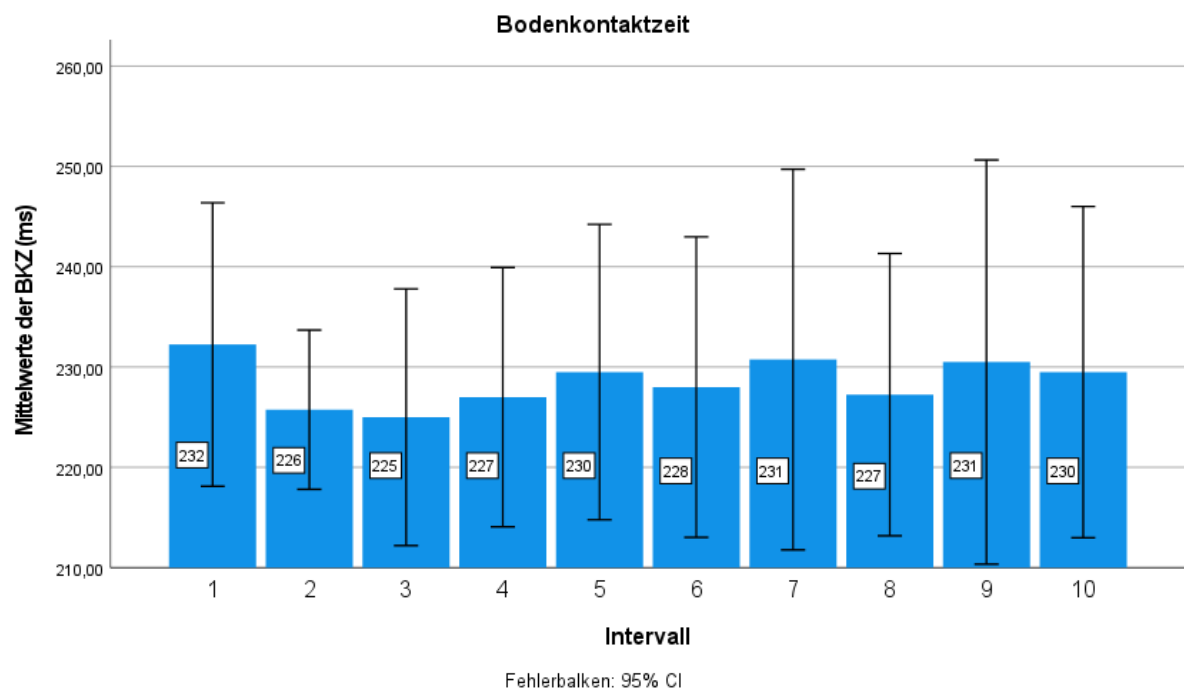


Abbildung 7: Mittelwerte der BKZ mit Konfidenzintervall (SPSS)

Für die Variable LSS wurden keine signifikanten Unterschiede, allerdings eine große Effektstärke gefunden ($p = 0.249$; $\eta_p^2 = 0.31$). In der Grafik kann man erkennen, dass die LSS zu Beginn etwas ansteigt, und ab dem zweiten Intervall ein leichter nicht-signifikanter Trend zu niedrigeren Werten besteht.

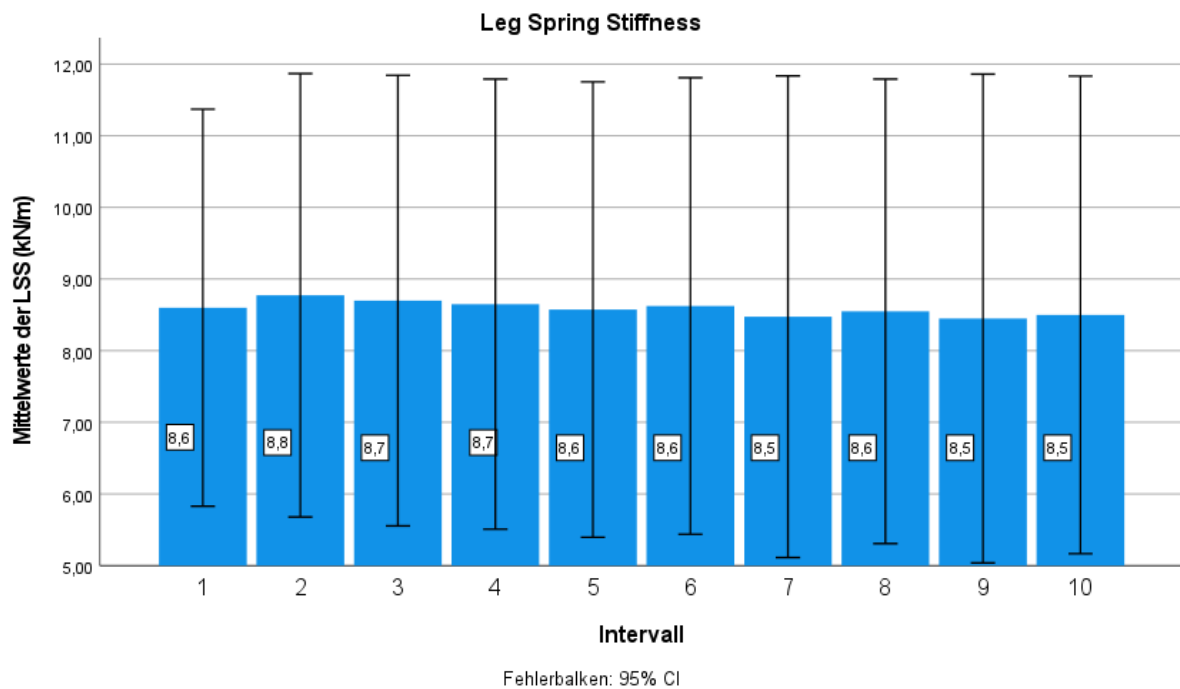


Abbildung 8: Mittelwerte der LSS mit Konfidenzintervall (SPSS)

Mit dem neunten Parameter, der Leg Spring Stiffness pro Kilogramm Körpermasse (LSS/kg KM), verhält es sich ähnlich. Berechnet wird diese, indem die Werte der LSS durch die jeweilige Körpermasse in Kilogramm des*der Proband*in dividiert werden.

Für diese Variable wurden keine signifikanten Unterschiede, allerdings eine große Effektstärke gefunden ($p = 0.200$; $\eta_p^2 = 0.33$).

In der Grafik ist zu erkennen, dass der Parameter zu Beginn etwas nach oben tendiert, und ab dem zweiten Intervall ein leichter nicht-signifikanter Trend zu niedrigeren Werten besteht. Die Unterschiede sind aber wiederum, selbst graphisch, sehr gering und die Streuung sehr hoch.

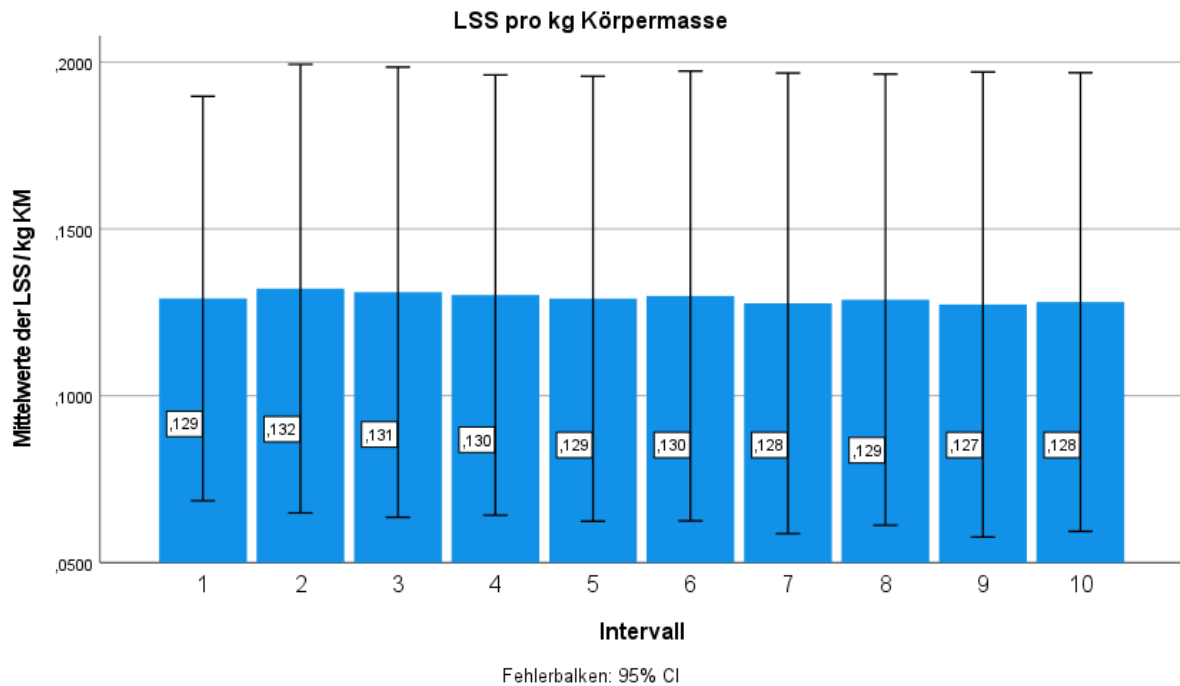


Abbildung 9: Mittelwerte der LSS/kg KM mit Konfidenzintervall (SPSS)

Einen signifikanten Unterschied und eine große Effektstärke wurden für die Variable vertikale Bewegung gefunden ($p = 0.003$; $\eta_p^2 = 0.57$). Jedoch hat das post-hoc Verfahren keine Unterschiede zwischen den einzelnen Intervallen aufgezeigt ($0.438 < p < 1.000$).

In der Grafik ist zu erkennen, dass der vertikale Versatz vom ersten bis dritten Intervall tendenziell steigt, und ab dem vierten Intervall ein Trend nach unten besteht. Im Mittel sinkt der vertikale Versatz von knapp unter 9 cm im dritten Intervall auf knapp über 8 cm bis zum letzten Intervall ab.

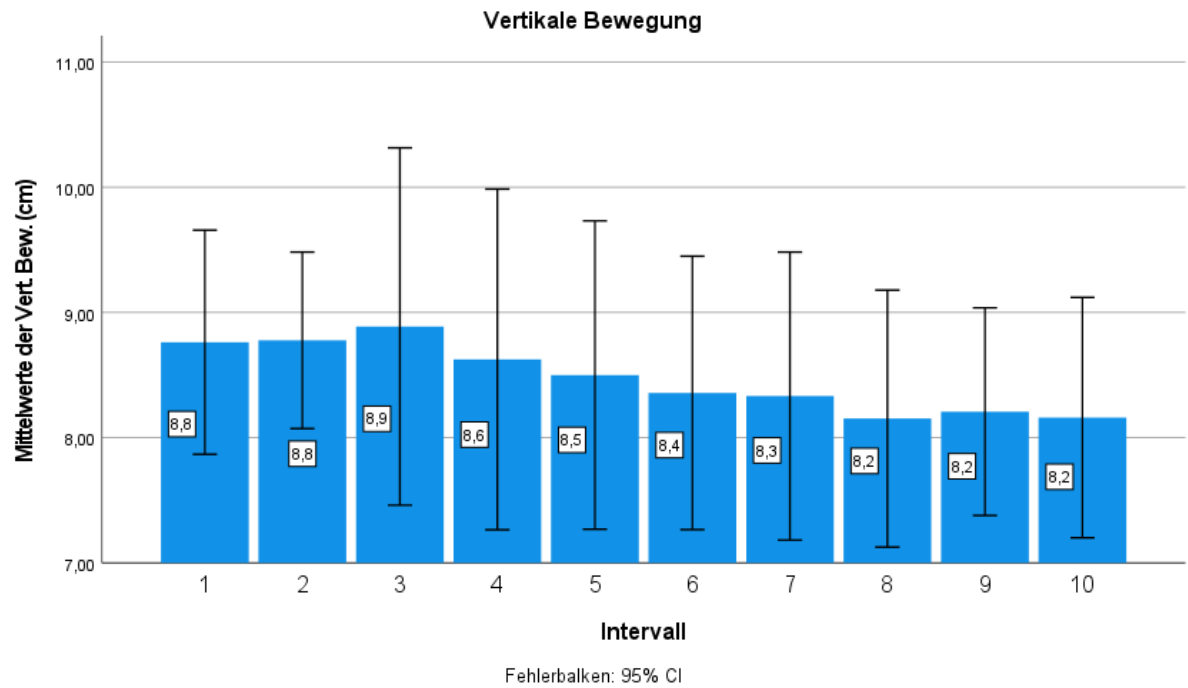


Abbildung 10: Mittelwerte der vertikalen Bewegung mit Konfidenzintervall (SPSS)

4 Diskussion

Die Effektgröße ist unabhängig von der Stichprobengröße, während die ANOVA abhängig von der Anzahl der Teilnehmer*innen ist (Salkind, 2010). Aus diesem Grund wurde zur endgültigen Ergebnisinterpretation immer die Effektgröße anstelle der ANOVA konsultiert.

Aufgrund der geringen Teilnehmer*innenanzahl an der Pilotstudie wurde die Grafik in die Interpretation miteinbezogen, um mögliche Trends erkennen zu können. Die Interpretation der Grafiken ermöglichte vorsichtige Aussagen über Tendenzen.

Die erste Forschungsfrage, der in der Pilotstudie nachgegangen wurde war, ob es statistisch signifikante Unterschiede bei den gemessenen Parametern über die Zeit gibt.

Bei der ANOVA mit Messwiederholung ergab dies, dass für die Parameter Zeit, Leistung, Geschwindigkeit, FPR, BKZ, LSS und LSS pro kg KM keine signifikanten Unterschiede über die Zeit gefunden wurden ($p > 0.05$). Für die drei Parameter SF, Leistungsform und VB wurde ein signifikanter Unterschied über die Zeit, innerhalb der zehn Intervalle, festgestellt ($p < 0.05$).

Die Zeit und Geschwindigkeit bleiben konstant, vermutlich durch die Vorgabe der „Yasso 800-m Methode“, dass jedes Intervall in gleicher Geschwindigkeit gelaufen werden soll. Dadurch stellen sich eine Reihe von Bewältigungsmechanismen ein, die helfen, die Geschwindigkeit trotz fortschreitender Ermüdung konstant zu halten.

Die Erhöhung der SF ist einer jener Bewältigungsmechanismen: Die BKZ nimmt tendenziell mit Ermüdung zu, möglicherweise weil der Knieflexionswinkel beim Fersenauftritt erhöht ist (Derrick et al., 2002; Kellis & Liassou, 2009). Um die erhöhte BKZ zu kompensieren, muss die SF erhöht werden. Die SF ist die Summe aus BKZ und FZ ($SF = BKZ + FZ$). Bei erhöhter SF und erhöhter BKZ muss sich in weiterer Folge die FZ verringern. Wir sehen, dass sich die VB in der Studie signifikant verringert, wodurch die Bewegung in die Horizontale forciert wird, und Ermüdung kompensiert werden kann.

Die LSS und LSS/kg Körpermasse nehmen ab, möglicherweise durch eine Verschlechterung der neuromuskulären Funktionen (Rabita et al., 2011). Die LSS korreliert negativ mit der BKZ – die LSS nimmt ab, während die BKZ zunimmt. Die Leistung innerhalb der zehn Intervalle nimmt ebenfalls ab (auch wenn die Geschwindigkeit konstant bleibt). Nicht jede*r Läufer*in wandelt die Leistung gleich effizient in Geschwindigkeit um, deshalb muss eine abfallende Leistung nicht unbedingt mit einer verringerten Geschwindigkeit einhergehen. Auch kann die abfallende Leistung durch andere Faktoren kompensiert werden.

Auch die Leistungsform wird analog dazu signifikant geringer. Leistung und Leistungsform werden beide geringer, wodurch die Geschwindigkeit gleich hoch gehalten werden kann. Würde die Leistungsform nicht geringer werden, obwohl die Leistung abnimmt, würde das bedeuten, dass mehr Kraft in die Vertikale verbraucht wird. Wir sehen eine niedrigere Leistungsform, wobei die Leistungsform besser in Relation zur Leistung interpretiert werden sollte (Palladino, 2018): Die FPR wird tendenziell ebenso geringer, auch relativ gesehen wird die Kraft in die Vertikale verringert, was einen weiteren Mechanismus zur Bewältigung der fortschreitenden Ermüdung darstellt.

4.1 Zeit und Geschwindigkeit

Aus biomechanischer Sicht ist die Laufgeschwindigkeit das Produkt aus Schrittlänge und Schrittfrequenz (Hanley et al., 2011). Für die Variable Zeit und die Variable Geschwindigkeit wurden keine signifikanten Unterschiede innerhalb der Intervalle gefunden ($p = 0.062$; bzw. $p = 0.064$). Das bedeutet, dass die Anforderung der „Yasso 800-m Methode“, dass jedes Intervall in ungefähr gleicher Zeit, beziehungsweise gleicher Geschwindigkeit, gelaufen werden sollte, von den Proband*innen erfüllt wurde.

Laut der Schwellenwerte von Cohen wurde jedoch ein großer Effekt für die Variablen Zeit und Geschwindigkeit gefunden ($\eta_p^2 = 0.42$; bzw. $\eta_p^2 = 0.41$). Das erste und dritte Intervall waren im Mittel etwas schneller, in den darauffolgenden Intervallen wurde die Durchschnittsgeschwindigkeit etwas geringer, was daran liegen könnte, dass ein gewisser Leistungsabfall durch periphere und zentrale Ermüdung erfolgte, und die Läufer*innen deshalb statistisch nicht signifikant langsamer wurden.

Die Geschwindigkeit war zwar frei wählbar, andererseits musste diese „selbst gewählte“ Geschwindigkeit über die zehn Intervalle hinweg (relativ konstant) beibehalten werden, um im letzten Intervall bis zur Ausbelastung und vollständigen Ermüdung zu führen. Es war den Proband*innen möglich, diese Vorgaben einzuhalten, die Unterschiede in der Zeit und Geschwindigkeit waren nicht signifikant, es ist aber grafisch durchaus ein Trend nach unten zu erkennen, was allerdings auf eine Ausbelastung schließen lässt.

Im systematischen Review von Winter et al. (2017) wurde bei sechs Studien die Geschwindigkeit verglichen, da bei diesen das Tempo von den Läufer*innen selbst gewählt werden durfte. Es wurden vier Studien zitiert, in denen die Geschwindigkeit mit fortschreitender Ermüdung signifikant abnahm (Chan-Roper et al., 2012; Strohrmann et al.,

2012; Girard et al., 2013; Hanley et al., 2011), wohingegen in zwei Studien keine signifikante Änderung festgestellt wurde (Williams et al., 1991; Bertram et al., 2013). Die Pilotstudie ist im Einklang mit den zwei letzteren Studien von Williams et al. (1991) und Bertram et al. (2013), da auch hier keine signifikante Änderung erkennbar war. Jedoch ist es nicht vollkommen vergleichbar, da, wie oben beschrieben, die Vorgabe gegeben war, dass die Geschwindigkeit konstant zu halten sei.

4.2 Schrittfrequenz

Die Variable Schrittfrequenz veränderte sich innerhalb der zehn Intervalle signifikant und es wurde eine große Effektstärke gefunden ($p = 0.041$; $\eta_p^2 = 0.44$). Die Pilotstudie zeigt, dass die Schrittfrequenz mit fortschreitender Ermüdung, bei gleicher Geschwindigkeit, höher wird, das heißt, dass bei Ermüdung kürzere Schritte mit höherer Frequenz durchgeführt werden.

Die Pilotstudie ist im Einklang mit einigen früheren Untersuchungen, wie beispielsweise der Studie von Rabita et al. (2011). Hier liefen neun Elite-Triathlet*innen bei konstanter Geschwindigkeit bei 95% der maximalen Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_{2max}$) auf einer Innenlaufbahn bis zur Ermüdung. Es wurde eine signifikante Erhöhung der Schrittfrequenz ($p = 0.048$) festgestellt, sowie eine signifikante Zunahme der Bodenkontaktzeit (+4.3%; $p = 0.031$). Die Schrittlänge (die in der vorliegenden Pilotstudie jedoch nicht gemessen wurde), verringerte sich im Gegensatz dazu signifikant ($p = 0.001$). Die Schrittfrequenz wird durch die Summe aus Bodenkontaktzeit und Flugzeit bedingt ($SF = BKZ + FZ$) (Hanley et al., 2011). Rabita et al. (2011) erklären die erhöhte Schrittfrequenz und erhöhte Bodenkontaktzeit ihrer Studie mit einer gleichzeitig verringerten Flugzeit (die in dieser Pilotstudie nicht gemessen wurde). Die horizontale Fortbewegung des Massezentrums während der Kontaktphase erhöhte sich (Rabita et al., 2011). In der vorliegenden Pilotstudie erhöhte sich die Bodenkontaktzeit ebenfalls, es wurde eine große Effektstärke gefunden.

In der Studie von García-Pinillos et al. (2020) wurde die Schrittfrequenz ebenfalls höher. Die Schrittfrequenz erhöhte sich in erschöpftem Zustand (nach einem 60-minütigen Zeit-Lauf, der fast zur vollständigen Ermüdung führte), um 0,25%. Der Unterschied ist jedoch, dass hier das Ergebnis nicht signifikant war ($p = 0.061$), im Gegensatz zur vorliegenden Pilotstudie ($p = 0.041$).

Weiters wurde in einigen Studien eine Verringerung der Schrittfrequenz bei fortschreitender Ermüdung festgestellt (Chan-Roper et al., 2012; Hanley et al., 2011; Girard et al., 2013; Strohrmann et al., 2012).

In der Studie von Girard et al. (2013) verringerte sich die Schrittfrequenz signifikant ($p = 0.001$) um 4.1% über 25 Runden (es wurden 5 km auf einer 200 m Innenlaufbahn gelaufen). Chan-Roper et al. (2012) untersuchten die kinematischen Veränderungen während eines Marathons für schnelle und langsame Läufer*innen. Bei allen Athlet*innen nahm die Schrittlänge zwischen Kilometer 8 und 40 signifikant zu, während die Schrittfrequenz signifikant abnahm (Chan-Ropers et al., 2012).

Interessant sind auch die Ergebnisse der Studie von Strohrmann et al. (2012), in der die Schrittfrequenz auf dem Laufband signifikant abnahm, wohingegen sie auf der Außenlaufbahn konstant blieb. Die Proband*innen wurden in jeweils zwei ermüdenden 45-minütigen Läufen getestet: einmal auf einer konventionellen Außenbahn und einmal auf einem Laufband. Auf dem Laufband wurde eine durchschnittliche Abnahme der Schrittfrequenz um 1,37% gemessen – die Verringerung der Schrittfrequenz war hier signifikant ($p = 0.03$). Auf der Außenbahn veränderte sich die Schrittfrequenz nicht signifikant. Strohrmann et al. (2012) schlossen daraus, dass die Abnahme der Schrittfrequenz nur typisch für das Laufband sei. Es handelt sich wahrscheinlich um eine Anpassung der Technik an das Laufband, da Läufer*innen hier in der Regel mit einer höheren Schrittfrequenz starten, und am Ende des 45-minütigen Laufes eine vergleichbare Schrittfrequenz zur Außenbahn aufweisen (Strohrmann et al., 2012). Testet man Läufe am Laufband und Läufe auf einer Bahn oder einem anderem Untergrund, werden sich die resultierenden kinematischen Parameter sehr wahrscheinlich immer voneinander unterscheiden, da es sich beim Lauf am Laufband um eine Laborumgebung handelt (McKenna & Riches, 2007; Riley et al., 2008). Somit kann dieses Beispiel aus den Schlussfolgerungen ausgespart werden, da die meisten anderen Studien auf einer Bahn stattfanden, und auch die vorliegende Pilotstudie auf einer Außenbahn gehalten wurde.

Palladino (2018) beschreibt, dass die Schrittfrequenz typischerweise mit fortschreitender Ermüdung abnimmt. Dies kann zutreffen, wenn das Tempo selbst gewählt wird. Da aber in der Pilotstudie die Vorgabe war, das Tempo gleichmäßig hoch zu halten, und, möglicherweise dadurch, die Schrittfrequenz in der Pilotstudie zu-, und nicht (wie typischerweise festgestellt) abnimmt, kann diese Veränderung als ein Mechanismus interpretiert werden, die Geschwindigkeit trotz fortschreitender Ermüdung gleichmäßig hoch zu halten. Die Erhöhung der Schrittfrequenz wird hier möglicherweise als eine Art „Ermüdungs-

Bewältigungsmechanismus“ oder Kompensation seitens der Läufer*innen eingesetzt, da auf der anderen Seite die Bodenkontaktzeit tendenziell zunimmt und in weiterer Folge die Schrittfrequenz erhöht werden muss, um die Geschwindigkeit konstant zu halten. Rabita et al. (2011) erklären, wie zuvor bereits beschrieben, die erhöhte Schrittfrequenz und erhöhte Bodenkontaktzeit ihrer Studie mit einer gleichzeitig verringerten Flugzeit, die aber in der vorliegenden Pilotstudie nicht gemessen wurde. Der Parameter, der sich jedoch signifikant verringert, ist die vertikale Bewegung. Möglicherweise ist die Verringerung der vertikalen Bewegung mit einer Verringerung der Flugzeit vergleichbar, da dadurch die Bewegung in die Vertikale verringert, und jene in die Horizontale forciert wird.

Möglich wäre ebenfalls, dass die Kompensation der Ermüdung durch eine Erhöhung der Schrittfrequenz auch mit dem Trainingszustand zusammenhängt. Laut Saunders et al. (2004) scheinen gut trainierte Sportler*innen, wenn sie in ihrem Renntempo laufen, unbewusst die Schrittlänge und Schrittfrequenz zu wählen, die ihren Energieaufwand minimiert. Sowohl in der Studie von García-Pinillos et al. (2020), als auch Rabita et al. (2011) nahmen sehr trainierte Ausdauer-Athlet*innen teil. Im Fall von García-Pinillos et al. (2020) handelte es sich um 22 trainierte männliche Ausdauerläufer, die als eines der Einschlusskriterien in der Lage sein sollten, 10 km in unter 40 min zu laufen. Bei Rabita et al. (2011) handelte es sich um neun Elite-Triathlet*innen der französischen Nationalmannschaft, von denen jede*r an internationalen Wettbewerben im selben Jahr teilgenommen hatte. An der vorliegenden Pilotstudie nahmen trainierte Hobbyläufer*innen teil. Es ist also möglich, dass trainierte Läufer*innen Ermüdung eher ausgleichen können als untrainierte Läufer*innen, indem sie die Schrittfrequenz erhöhen. Dies wäre aber keine valide Erklärung, warum sich die Schrittfrequenz bei Hanley et al. (2011), Girard et al. (2013) und Chan-Ropers (2012) verringert.

Tabelle 2: Übersicht der behandelten Studien, Veränderung der SF mit fortschreitender Ermüdung

SF nimmt zu	SF nimmt ab	Keine Veränderung in der SF
Pilotstudie (2021)	Chan-Roper et al. (2012)	Strohrmann et al. (2012) - Außenlaufbahn
Rabita et al. (2011)	Hanley et al. (2011)	
García-Pinillos et al. (2020)	Girard et al. (2013)	
	Strohrmann et al. (2012) - Laufband	

SF = Schrittfrequenz

4.3 Bodenkontaktzeit

Die Bodenkontaktzeit erhöht sich in der vorliegenden Pilotstudie nicht signifikant, allerdings wurde eine große Effektstärke gefunden ($p = 0.274$; $\eta_p^2 = 0.31$). Die große Effektstärke sowie die Grafik zeigen, dass sich die BKZ verändert und tendenziell höher wird. Die BKZ im ersten Intervall ist etwas höher, womöglich weil das Aufwärmen zuvor nicht im Renntempo stattgefunden hat und somit die erste Runde noch als eine Art „Aufwärmen“ gesehen werden kann. In der zweiten Runde ist die BKZ, laut Grafik, am geringsten, der Abdruck wird schneller und explosiver. Ab der zweiten Runde wird die BKZ mit fortschreitender Ermüdung höher.

Wie bereits in der Einleitung erwähnt erfassten sechs Studien, die im systematischen Review von Winter et al. (2017) behandelt wurden, eine verlängerte BKZ mit fortschreitender Ermüdung (Chan-Roper et al., 2012; Strohrmann et al., 2012; Girard et al., 2013; Rabita et al., 2011; Rabita et al., 2013; Bertram et al., 2013), verglichen mit drei Studien, die keine Veränderung feststellten (Hanley et al., 2011; Paavolainen et al., 1999; Elliott & Roberts, 1980). Auch Palladino (2018) schreibt, dass die BKZ mit fortschreitender Ermüdung typischerweise höher wird.

In der Studie von Chan-Roper et al. (2012) erhöhte sich die BKZ prozentuell sehr deutlich, nämlich um 13.1%. Die Autor*innen sind der Ansicht, dass die Veränderung der Parameter für alle Läufer*innen (schnelle und langsame getestete Marathonläufer*innen) auf Ermüdung zurückzuführen war. In der Studie wurde die erhöhte BKZ mit einem erhöhten Knieflexionswinkel (einem stärker gebeugten Knie) beim Fersenauftritt erklärt (Derrick et al.,

2002; Kellis & Liassou, 2009). Da in der Pilotstudie der Knieflexionswinkel nicht gemessen wurde, kann nicht überprüft werden, ob dies auch hier der Fall war.

In der Studie von García-Pinillos et al. (2020) zeigen die Ergebnisse, dass die durch einen 60-minütigen Zeitlauf auf dem Laufband induzierte Ermüdung bei trainierten Ausdauerläufern (die TN waren nur männlich) zu Anpassungen der raum-zeitlichen Parameter führten. Insbesondere bei Ermüdung zeigten die Athleten eine signifikant erhöhte BKZ, im Gegensatz zum nicht ermüdeten Zustand ($p = 0.001$). Die BKZ erhöhte sich hierbei um 3.8%. Die Testung wurde jedoch in einer Laborumgebung auf dem Laufband abgehalten und die Autor*innen bezweifeln die Wiederholbarkeit einer solch kontrollierten Umgebung auf andere Rahmenbedingungen, wie Laufen auf verschiedenen Untergründen und mit Hindernissen (García-Pinillos et al., 2020). Da die Ergebnisse aber im Einklang mit Studien unter anderen, nicht labor-spezifischen Bedingungen waren, wird auch diese Testung hier erwähnt.

Die vorliegende Pilotstudie ist im Einklang mit jenen sieben Studien, die eine verlängerte BKZ feststellten. Die große Effektstärke zeigt, dass die BKZ sich mit Ermüdung verändert. Hier ist die Richtung des Ergebnisses deutlich (im Gegensatz zur Schrittfrequenz, die in manchen Studien zu-, und teilweise abnimmt). In keiner der gefundenen Studien nimmt die BKZ durch fortschreitende Ermüdung ab.

Eine kürzere BKZ wird in der Literatur als ökonomischer beschrieben (Nummela et al., 2007; Palladino, 2018), da die erzeugte Kraft beim Abdruck vom Boden schneller generiert wird und dieser Umstand in einer kürzeren Bremsphase resultiert. Eine lange BKZ während der Bremsphase führt zu einer deutlichen Reduktion der Horizontalgeschwindigkeit, was die generierte Energie verschwendet (Nummela et al., 2007).

Die ausgezeichnete Laufökonomie der zwei „ökonomischsten“ Läufer*innen in der von Nummela et al. (2007) durchgeführten Studie erklären die Autor*innen, zumindest teilweise, durch die kurze BKZ. Ein möglicher Grund für eine schlechte Laufökonomie sind demnach lange Bodenkontaktzeiten, außerdem erklärten eine hohe vertikale Bewegung und relativ große Schrittlänge, zumindest teilweise, warum einige Läufer*innen in dieser Studie mehr Sauerstoff als Andere verbrauchten (Nummela et al., 2007).

Tabelle 3: Übersicht der behandelten Studien, Veränderung der BKZ mit fortschreitender Ermüdung

BKZ nimmt zu	BKZ nimmt ab	Keine Veränderung in der BKZ
Pilotstudie (2021)	/	Hanley et al. (2011)
Chan-Roper et al. (2012)		Paavolainen et al. (1999)
Strohrmann et al. (2012)		Elliott & Roberts (1980)
Girard et al. (2013)		
Rabita et al. (2011)		
Rabita et al. (2013)		
Bertram et al. (2013)		
García-Pinillos et al. (2020)		

BKZ = Bodenkontaktzeit

4.4 Vertikale Bewegung

Für die vertikale Bewegung wurden ein signifikanter Unterschied und eine große Effektstärke zwischen den zehn Intervallen gefunden ($p = 0.003$; $\eta_p^2 = 0.57$). Die VB im ersten und zweiten Intervall steigt leicht an, und ab dem dritten Intervall sinkt sie ab. Im Mittel sinkt die VB von knapp 9 cm auf knapp 8 cm ab.

In den Studien von Mizrahi et al. (2000) und Strohrmann et al. (2012) erhöht sich die VB mit fortschreitender Ermüdung. Auch Palladino (2018) gibt an, dass die VB mit fortschreitender Ermüdung typischerweise zunimmt. Dies steht im Kontrast zur vorliegenden Pilotstudie.

Bei Strohrmann et al. (2012) wurde die VB von Laufanfänger*innen und Elite-Läufer*innen auf dem Laufband und auf einer Laufbahn verglichen. Bei den Anfänger*innen stieg die VB auf dem Laufband signifikant an ($p = 0.041$) und erhöhte sich durchschnittlich um 8.12%, was ein Indikator für eine verringerte Laufökonomie ist (Anderson, 1996). Heise und Martin (2001) beobachteten, dass weniger ökonomische Läufer*innen einen größeren vertikalen Impuls aufwiesen, was eine „vergeudete“ VB anzeigt.

Tabelle 4: Übersicht der behandelten Studien, Veränderung der VB mit fortschreitender Ermüdung

VB wird höher	VB wird geringer	Keine Veränderung in der VB
Mizrahi et al. (2000)	Pilotstudie (2021)	/
Strohrmann et al. (2012)		

VB = vertikale Bewegung

Eine niedrige VB ist für eine bessere Laufökonomie günstig, da die Größe der VB proportional zur mechanischen Arbeit ist (Anderson, 1996; Eriksson et al., 2011; Strohrmann et al., 2012). Nimmt die VB zu, muss der ganze Körper mit seinem ganzen Gewicht höher auf und ab (und somit weiter) transportiert werden, wodurch ein höherer metabolischer Energieverbrauch entsteht (Ackermann & Seipel, 2016; Moore, 2016). In der Studie von Aubry et al. (2018) wurde ein Zusammenhang einer geringeren VB mit einem reduziertem Energiebedarf in der Gruppe der Hobbyläufer*innen, jedoch nicht in der Gruppe der Elite-Läufer*innen, gefunden. Das Ergebnis der Hobbyläufer*innen-Gruppe stimmt mit der aktuellen Literatur überein.

Nummela et al. (2007) analysierten in ihrer Studie die zwei ökonomischsten und die zwei am wenigsten ökonomischen Läufer*innen. Die hohe Laufökonomie eines der zwei ökonomischsten Läufer*innen der Studie könnte laut den Autor*innen durch die sehr geringe effektive Vertikalkraft erklärt werden. Auf der anderen Seite kann dieser Parameter nicht die geringe Laufökonomie der zwei am wenigsten ökonomischen Läufer*innen erklären. Man sieht aber beispielsweise, dass die zwei „unökonomischsten“ Läufer*innen eine sehr hohe BKZ aufweisen. Diese individuellen Beispiele zeigen laut Autor*innen die Komplexität der Laufökonomie, und dass kein einzelner biomechanischer Faktor die inter-individuellen Unterschiede vollkommen erklären kann (Nummela et al., 2007).

Millet et al. (2000) beschreiben, dass Elite-Triathlet*innen die Auswirkung von Ermüdung teilweise durch eine Verringerung der maximalen VB des Masseschwerpunktes während des Fußkontaktes ausgleichen. Dies erscheint auch hier plausibel: Da die Geschwindigkeit der Läufer*innen gleich hoch gehalten werden soll, gleichen sie die fortschreitende Ermüdung durch eine Verringerung der VB aus. Je mehr sie ermüden, desto geringer wird die VB, damit die Geschwindigkeit gleich bleiben kann. Somit zeigt sich, dass die Geschwindigkeit, trotz

fortschreitender Ermüdung, durch eine Verringerung der VB und Erhöhung der SF, konstant gehalten werden kann.

4.5 Interdependenz der raum-zeitlichen Parameter

Die vorangegangenen raum-zeitlichen Parameter Geschwindigkeit, Schrittfrequenz, Bodenkontaktzeit und vertikale Bewegung sind allesamt voneinander abhängig. Palladino (2018) nennt als Beispiel, dass (bei gleicher Geschwindigkeit) eine höhere SF mit kürzerer Schrittlänge und geringerer VB assoziiert wird. In der vorliegenden Pilotstudie veränderte sich die Geschwindigkeit nicht, die Schrittfrequenz wurde signifikant höher und die vertikale Bewegung signifikant geringer. Man sieht, dass die Parameter voneinander abhängen.

Umgekehrt wird auch eine niedrigere Schrittfrequenz mit größerer Schrittlänge und höherer vertikalen Bewegung in Zusammenhang gebracht.

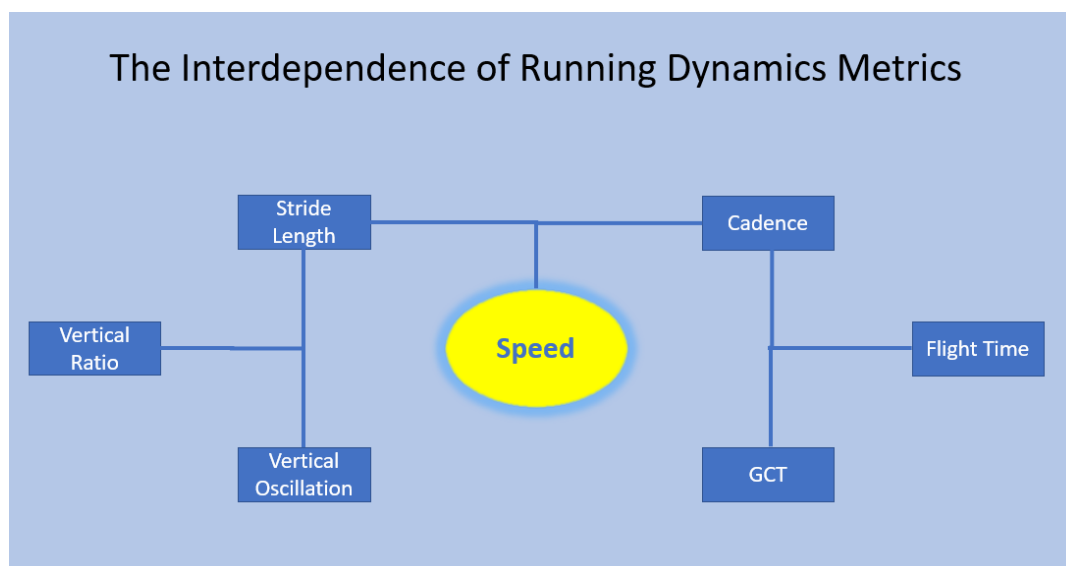


Abbildung 11: Die Interdependenz der Parameter (Quelle: Palladino, 2018)

Wie zuvor bereits beschrieben, ist die Laufgeschwindigkeit das Produkt aus Schrittlänge und Schrittfrequenz (Hanley et al., 2011). Die Schrittfrequenz wird durch die Summe aus Bodenkontaktzeit und Flugzeit bedingt ($SF = BKZ + FZ$) (Hanley et al., 2011).

Erhöhen sich beispielsweise die SF und die BKZ, muss dies mit einer gleichzeitig verringerten Flugzeit einhergehen, da die Faktoren voneinander abhängig sind. Dies wurde auch in der Studie von Rabita et al. (2011) nachgewiesen.

4.6 LSS und LSS/kg Körpermasse

Die Parameter Leg Spring Stiffness und der normalisierte Wert der LSS auf die Körpermasse (LSS pro Kilogramm Körpermasse) verändern sich nicht signifikant über die zehn Intervalle ($p = 0.240$; bzw. $p = 0.200$). In der Grafik erkennt man, dass beide Parameter tendenziell absinken, worauf auch das Ergebnis der großen Effektstärke hindeutet ($\eta_p^2 = 0.31$; bzw. $\eta_p^2 = 0.33$).

Viele Studien untersuchten raum-zeitliche Parameter während des Laufens unter Einfluss von Ermüdung, aber nur wenige untersuchten die Veränderung der Beinsteifigkeit, oder Leg Spring Stiffness (Rabita et al., 2011). Die Ergebnisse der wenigen Studien, die die LSS untersuchten, sind überdies sehr widersprüchlich. Ein weiterer Punkt ist, dass nur eine Studie, die schnelle Läufe (über der Laktatschwelle) testete, den Läufer*innen eine konstante Geschwindigkeit vorgab, obwohl die zeitlichen, kinematischen und kinetischen Parameter, die mit der Federsteifigkeit zusammenhängen, direkt abhängig von der Laufgeschwindigkeit sind (Rabita et al., 2011). Auch Palladino (2018) gibt an, dass die LSS eine hohe Empfindlichkeit gegenüber Geschwindigkeit und Intensität aufweist, wodurch ein Vergleich der Studien schwierig wird, da manche bei moderater Geschwindigkeit (Dutto & Smith, 2002; Hunter & Smith, 2007), und manche bei hoher Geschwindigkeit testeten (Rabita et al., 2011; García-Pinillos et al., 2020; Slawinski et al., 2005; Girard et al., 2010).

Palladino (2018) schreibt, dass die LSS möglicherweise mit fortschreitender Ermüdung abnimmt. Eine Studie, durchgeführt von Rabita et al. (2011), die einen konstanten, sehr schnellen Lauf testete, fand, dass die LSS mit Ermüdung signifikant abnahm, nämlich um 13,1% ($p = 0.01$). Auch García-Pinillos et al. (2020) fanden eine signifikante Verringerung der LSS in ermüdetem Zustand um 8,81% ($p < 0.001$) bei einem 60-minütigen Zeit-Tempo-Lauf auf dem Laufband (nicht konstant).

Bei konstanter, moderater Laufintensität fanden Dutto und Smith (2002) eine Abnahme der LSS mit fortschreitender Ermüdung, während Hunter und Smith (2007) keine signifikante Veränderung des Parameters feststellten. Bei Testungen mit hoher Laufintensität (oberhalb der Laktatschwelle) stellten Slawinski et al. (2005) und Girard et al. (2010) keine signifikante Änderung der LSS fest (Rabita et al., 2011).

Rabita et al. (2011) stellten die Hypothesen auf, dass eine Veränderung der Beinsteifigkeit entweder durch eine Verschlechterung der neuromuskulären Funktionen bedingt sein könnte, oder aber durch eine „vorausschauende“ Anpassung des Laufmusters an die Veränderung des

neuromuskulären afferenten Feedbacks. Dafür wären aber noch weiterführende Studien notwendig (Rabita et al., 2011).

Zusammenfassend wurde in den verglichenen Studien in ebenso vielen eine konstante LSS gefunden wie eine Verringerung ebenjener: Drei Studien fanden keine Änderung der LSS (Hunter & Smith, 2007; Slawinski et al., 2005; Girard et al., 2010), während drei Studien eine Abnahme der LSS ermittelten (Rabita et al., 2011; García-Pinillos et al., 2020; Dutto & Smith, 2002). Die Ergebnisse der Pilotstudie zeigen eine „große“ Effektstärke, die LSS und der normalisierte Wert der LSS/kg Körpermasse nahmen ab, somit ist die Pilotstudie in Einklang mit den drei letzteren Studien.

Tabelle 5: Übersicht der behandelten Studien, Veränderung der LSS mit fortschreitender Ermüdung

LSS wird höher	LSS wird niedriger	Keine Veränderung in der LSS
/	Pilotstudie (2021)	Hunter und Smith (2007)
	Rabita et al. (2011)	Slawinski et al. (2005)
	García-Pinillos et al. (2020)	Girard et al. (2010)
	Dutto und Smith (2002)	

LSS = Leg Spring Stiffness

Die Ergebnisse der Studie von Rabita et al. (2011) deuten darauf hin, dass eine Abnahme in der LSS mit einer Zunahme der BKZ und einer Abnahme der Flugzeit korrelieren. Die Veränderung der LSS korreliert negativ mit der BKZ ($R^2 = 0.71$, $p < 0.01$) und positiv mit der Flugzeit ($R^2 = 0.66$, $p < 0.01$). Je niedriger also die LSS, desto höher die BKZ. Je niedriger die LSS, desto niedriger auch die Flugzeit. Letzteres würde dazu beitragen, dass eine konstante Geschwindigkeit bei späterer Ermüdung beibehalten werden kann (Rabita et al., 2011). Auch Palladino (2018) geht davon aus, dass die BKZ mit der LSS zusammenhängt. Eine niedrigere LSS kann mit einer höheren BKZ einhergehen. Diese Erkenntnisse werden auch in der vorliegenden Pilotstudie bestätigt: Die LSS wird geringer und die BKZ höher.

4.7 Leistung

Die Leistung verändert sich innerhalb der zehn Intervalle nicht signifikant. Die Effektstärke verweist aber auf eine Veränderung innerhalb der zehn Intervalle, es wurde ein „großer“ Effekt gefunden ($\eta_p^2 = 0.40$). In der Grafik ist ebenfalls ein Trend nach unten erkennbar und man sieht, dass die Leistung im Laufe der Intervalle, mit fortschreitender Ermüdung, tendenziell abnimmt.

Palladino (2018) beschreibt, dass die Analyse einer Leistungskurve Ermüdung aufzeigen kann, insbesondere bei einem Wettlauf oder Rennen. Ein Leistungsabfall ist ein klares Zeichen für Ermüdung, obwohl diese Änderung oft sehr subtil sein kann. Deshalb wäre es schwierig, die Ermüdung nur an der Leistungskurve und den einzelnen Werten festzumachen. Palladino empfiehlt daher, die durchschnittliche Leistung der ersten Hälfte des Rennens mit der

durchschnittlichen Leistung der zweiten Hälfte des Rennens zu vergleichen, um einen objektiven Indikator für Ermüdung zu erlangen (Palladino, 2018). Die durchschnittliche Leistung der ersten fünf Intervalle beträgt in der Pilotstudie im Durchschnitt 281 W, wohingegen jene der zweiten Hälfte, beziehungsweise der letzten fünf Intervalle nur 277 W im Durchschnitt beträgt. Wir sehen also einen tendenziellen Leistungsabfall.

Jedoch darf man nicht außer Acht lassen, dass nicht jede*r Läufer*in die Leistung gleich effizient in Geschwindigkeit umwandeln kann. Palladino (2018) bezieht sich hier auf die Lauffeffizienz, welches das Verhältnis der Geschwindigkeit zur Leistung darstellt (Geschwindigkeit in m/s dividiert durch Leistung in W/kg). Eine abfallende Leistung muss also nicht unbedingt mit einer verringerten Geschwindigkeit einhergehen. Wir sehen: in der Studie bleibt die Geschwindigkeit konstant, die Leistung fällt tendenziell aber ab.

4.8 Leistungsform

Die Leistungsform ist, wie bereits erwähnt, jene Komponente der Leistung, welche nicht für den Vortrieb, beziehungsweise die horizontale Fortbewegung verwendet wird, sondern für die vertikale Auf-, und Abwärtsbewegung des Massezentrums. Die Leistungsform korreliert negativ mit der Geschwindigkeit – also je größer die Leistungsform, desto geringer die Geschwindigkeit, und je geringer die Leistungsform, desto höher die Geschwindigkeit (Palladino, 2018). Die Leistungsform basiert auf mechanischen Messungen des Trägheitsmessgeräts des Fußsensors. Deshalb ist es laut Austin et al. (2018) evident, dass die Leistungsform sensibel auf Änderungen in der Schrittfrequenz und weiteren biomechanischen Faktoren reagiert.

Die Leistungsform sinkt in der Pilotstudie mit fortschreitender Ermüdung ab. Es wurde ein signifikanter Unterschied innerhalb der zehn Intervalle gefunden, ebenso eine große Effektstärke ($\eta_p^2 = 0.66$). Das Post-Hoc Verfahren hat jedoch keine Unterschiede zwischen den einzelnen Intervallen aufgezeigt ($0.146 < P < 1.000$).

Die Leistung setzt sich aus der horizontalen Kraft und der Leistungsform zusammen (Leistung = Horizontale Kraft + Leistungsform). Im Allgemeinen ist eine niedrigere Leistungsform besser, da dadurch eine größere Komponente der Leistung für die Horizontale, und nicht die vertikale Bewegung verwendet wird (Palladino, 2018). Die Leistung sinkt ab, deshalb erscheint es logisch, dass die Leistungsform ebenso signifikant geringer wird. Dadurch kann die Geschwindigkeit gleichmäßig hoch gehalten werden (da die Leistungsform nicht gleich bleibt,

obwohl die Leistung absinkt: dies würde auf der anderen Seite bedeuten, dass mehr Kraft in die Vertikale verbraucht wird, und nicht in die Horizontale).

Palladino (2018) merkt jedoch ebenfalls an, dass es wichtig ist, die Leistungsform relativ zur Leistung zu interpretieren. Demnach ist die Form Power Ratio (Form Power Ratio = Leistungsform/ Leistung) dem rohen Wert der Leistungsform überlegen. Die Interpretation der Leistungsform kann irreführend sein und sollte deshalb generell vermieden werden. Es macht ebenfalls wenig Sinn, die „rohen“ Werte der Leistungsform zwischen mehreren Läufer*innen zu vergleichen, auch hier eignet sich die FPR besser.

4.9 Form Power Ratio

Es ist also wichtig, die Leistungsform relativ zur Leistung zu interpretieren. Dies wird durch die Form Power Ratio dargestellt ($FPR = \text{Leistungsform} / \text{Leistung}$).

Palladino (2018) nennt zum besseren Verständnis, warum sich die FPR besser als die „rohe“ Leistungsform zur Interpretation eignet, folgendes Beispiel: Wenn die Leistung steigt, steigt meist auch die Leistungsform. Am Anfang läuft ein*e Läufer*in beispielsweise mit einer Leistung von 280 W und einer Leistungsform von 71 W, dann erhöht der*die Athlet*in die Intensität und läuft mit 310 W und einer Leistungsform von 74 W. Die Leistungsform ist gestiegen – man könnte meinen, dass dies ein Nachteil ist, da mehr Leistung in die horizontale Richtung „verschwendet“ wird. Berechnet man die Form Power Ratio sieht man, dass der*die Läufer*in anfangs mit einer FPR von 25,36% gelaufen ist, und dann mit 23,87%. Als der*die Läufer*in mit höherer Intensität und somit mehr Leistung lief, verbesserte sich die FPR (sie wurde geringer), obwohl die Werte der „rohen“ Leistungsform zugenommen hatten. Laut Palladino (2018) ist dies ziemlich typisch: Obwohl die „rohe“ Leistungsform mit zunehmender Intensität höher wird, nimmt die relative Kraft, die die Auf-, und Abbewegung des Massezentrums (FPR) kennzeichnet, ab, und die relative horizontale Kraft nimmt zu.

Bei der Interpretation der FPR ist also ein niedriger Prozentsatz besser. Die FPR ist jedoch abhängig von der Intensität des Laufes: Läuft man mit höherer Intensität, bzw. höherer Geschwindigkeit, nimmt die FPR ab. Im Gegensatz dazu steigt die FPR tendenziell mit fortschreitender Ermüdung an. Laut Palladino (2018) kann eine zunehmende FPR ein früherer Indikator für belastungsbedingte Ermüdung sein als die gemessene abnehmende Leistung.

In der vorliegenden Pilotstudie wurde für die FPR kein signifikanter Unterschied gefunden ($p = 0.079$), jedoch eine „große“ Effektstärke ($\eta_p^2 = 0.40$). Die FPR wird im Laufe der zehn

Intervalle tendenziell geringer: Die Werte sinken von einer mittleren FPR von 25,7% im zweiten Intervall zu einer mittleren FPR von 25,1% im zehnten Intervall. Das Verhältnis von Leistungsform und Leistung wird geringer, sprich: Die Leistung, die in die Vertikale „verloren“ geht, nimmt relativ gesehen ab. Dies scheint einen weiteren Bewältigungsmechanismus der fortschreitenden Ermüdung darzustellen. Normalerweise steigt die FPR tendenziell an, wenn der*die Läufer*in ermüdet. In der Pilotstudie wird die Kraft in die Vertikale reduziert, und gleichzeitig die Kraft in die Horizontale forciert, um die Geschwindigkeit konstant zu halten.

4.10 Ausblick

Ein möglicher Anknüpfungspunkt an die vorliegende Arbeit wäre zu untersuchen, wie uns die Kenntnis der Werte hilft, die Laufleistung zu verbessern. Wie können Ermüdungserscheinungen durch Trainingsinterventionen reduziert werden, um einen Lauf noch ökonomischer zu machen, und dadurch die Leistung noch weiter zu steigern? Wie können die Parameter, beispielsweise durch Training, adaptiert werden, um Ermüdung zu bewältigen? Diese Fragen sind die logische Konsequenz, hätten aber den Umfang der Arbeit überschritten.

Die Leistung von Ausdauerläufer*innen hängt wesentlich von der Laufökonomie ab, wie auch in untenstehender Grafik dargestellt wird. Laut Aubry et al. (2018) kann die Laufökonomie bei Läufer*innen mit ähnlicher $\dot{V}O_{2max}$ um bis zu 30% variieren, was sie zu einem besseren Prädiktor für Leistung macht als die maximale Sauerstoffaufnahme. Die Laufökonomie hängt von vielen Faktoren ab: Vom Training, der Umgebung (Höhenlage, Hitze), der Physiologie ($\dot{V}O_{2max}$, Stoffwechselfaktoren, Einfluss von unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten, ...), biomechanischen Faktoren (Flexibilität, gespeicherte elastische Energie in den Bändern und Sehnen, mechanische Faktoren, ...) und der Anthropometrie (die Maße/Morphologie der Gliedmaße, Muskelsteifheit, Länge der Sehnen, Körpermasse und Körperzusammensetzung).

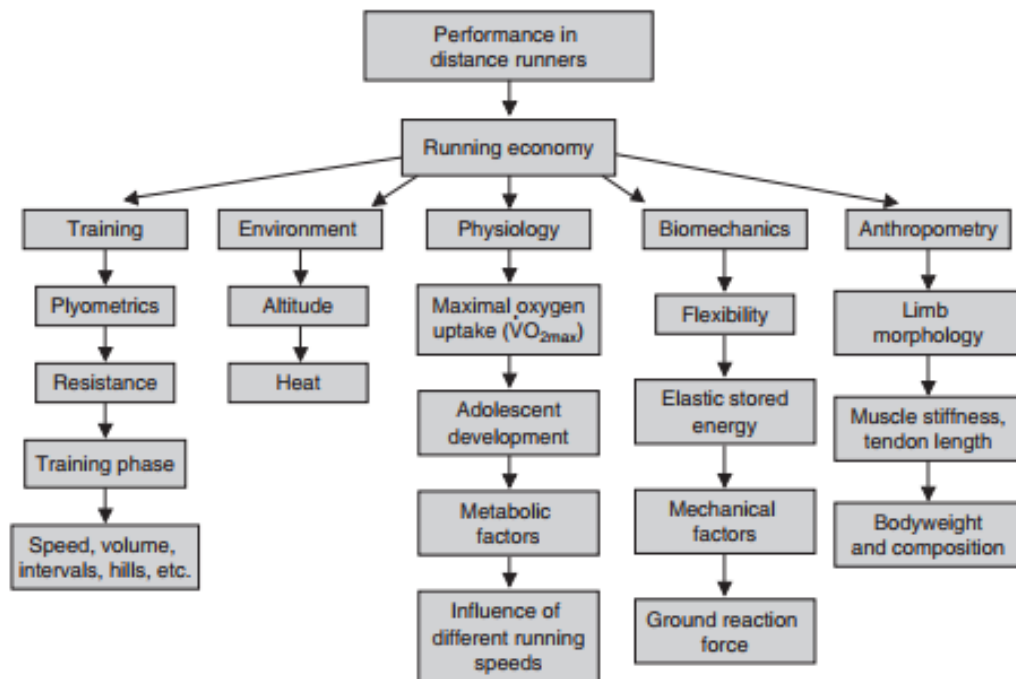


Abbildung 12: Die Abhängigkeit der Leistung und Laufökonomie von diversen Faktoren (Quelle: Palladino, 2018)

Die Lauftechnik hat einen direkten Einfluss auf die Laufökonomie eine*r Läufer*in, daher können Verbesserungen in der individuellen Technik durch Training nützlich sein, um den metabolischen Verbrauch zu reduzieren und somit die Leistung zu steigern. Eine kürzere BKZ kann beispielsweise ökonomischer sein, da die Krafterzeugung gegen den Boden schneller erfolgen muss, was in einer kürzeren Bremsphase resultiert (Aubry et al., 2018). Sieht man nun, dass ein*e Läufer*in im Schnitt eine besonders lange BKZ hat, oder dass die BKZ sich mit fortschreitender Ermüdung sehr deutlich erhöht, wäre dies zum Beispiel ein Interventions-Ansatzpunkt.

Ein weiterer Parameter, der sich zur Intervention eignet, ist die VB: Wie bereits in der Diskussion hervorgehoben, ist eine niedrigere VB günstig für eine bessere Laufökonomie (Anderson, 1996; Eriksson et al., 2011; Strohrmann et al., 2012), da der Körper mit seinem ganzen Gewicht weniger Energie in die Vertikale verbraucht, und mehr Energie für die horizontale Fortbewegung nutzen kann (Ackermann & Seipel, 2016; Moore, 2016). Aubry et al. (2018) fanden einen Zusammenhang zwischen einer geringeren VB und einem reduzierten Energiebedarf. Da die VB mit der Schrittfrequenz in Verbindung steht (bei gleicher Geschwindigkeit wird eine höhere Schrittfrequenz mit einer niedrigeren VB assoziiert, und umgekehrt), kann im Training an beiden Parametern gleichzeitig interveniert werden. Palladino (2018) schlägt als Intervention beispielsweise vor, Läufer*innen in einem Raum mit sehr

niedriger Decke die Anweisung zu geben, „schnelle Schritte“ zu machen. Dabei müssen die Athlet*innen Acht geben, sich nicht den Kopf zu stoßen, und laufen somit instinktiv mit einer geringeren VB.

Dies sind nur einige wenige Beispiele, um Anregungen für weitergehende Forschungen und Fragestellungen zu liefern. Kennt man die Parameter, die sich durch fortschreitende Ermüdung verändern, gibt es zahlreiche Anknüpfungspunkte für Interventionen, um Leistung zu steigern, oder die Geschwindigkeit konstant zu halten. Ebenso ist es die Basis, um laufbedingte Verletzungen zu verstehen, und in weiterer Folge vorzubeugen.

5 Conclusio

In der folgenden Tabelle wird zur besseren Orientierung noch einmal übersichtlich zusammengefasst, wie sich die Parameter im Laufe der zehn Intervalle mit fortschreitender Ermüdung verändern.

Tabelle 6: Veränderung der Parameter mit fortschreitender Ermüdung durch ein intensives Intervalltraining von 10 x 800m bei gleichbleibender Geschwindigkeit (Pilotstudie, 2021)

Gemessene Parameter	Veränderung innerhalb der zehn Intervalle
Zeit	Verändert sich nicht signifikant
Geschwindigkeit	Verändert sich nicht signifikant
Schrittfrequenz	Wird signifikant höher, große Effektstärke
Bodenkontaktzeit	Verändert sich nicht signifikant, nimmt tendenziell zu (große Effektstärke)
Vertikale Bewegung	Wird signifikant niedriger, große Effektstärke
Leg Spring Stiffness	Verändert sich nicht signifikant, nimmt tendenziell ab (große Effektstärke)
LSS/kg Körpermasse	Verändert sich nicht signifikant, nimmt tendenziell ab (große Effektstärke)
Leistung	Verändert sich nicht signifikant, nimmt tendenziell ab (große Effektstärke)
Leistungsform	Wird signifikant niedriger, große Effektstärke
FPR	Verändert sich nicht signifikant, nimmt tendenziell ab (große Effektstärke)

Die Forschungsfragen lauten: Wie verändern sich die gemessenen Parameter über die Zeit. Sowie: Mit welchen Anpassungen an den Laufstil kompensiert der Körper die fortschreitende Ermüdung und hält das Lauftempo konstant?

Die Ergebnisse zeigen, dass Ermüdung, induziert durch ein 10 x 800 m Intervalltraining, bei Läufer*innen zu Anpassungen der raum-zeitlichen, kinematischen und kinetischen Parametern führt: Die SF erhöht sich signifikant ($p = 0.041$), wohingegen die VB und Leistungsform signifikant geringer werden ($p = 0.003$ bzw. $p < 0.001$). Ebenso ist bei den drei Parametern eine „große“ Effektstärke vorhanden. Die BKZ erhöht sich nicht signifikant, es ist aber eine „große“ Effektstärke vorhanden und sie wird tendenziell höher ($p = 0.274$; $\eta_p^2 = 0.31$). Die Leistung verändert sich nicht signifikant, es ist aber eine „große“ Effektstärke vorhanden und sie wird tendenziell niedriger ($p = 0.077$; $\eta_p^2 = 0.40$), ebenso die LSS ($p = 0.249$; $\eta_p^2 = 0.31$), die LSS/kg KM ($p = 0.200$; $\eta_p^2 = 0.33$) und die FPR ($p = 0.079$; $\eta_p^2 = 0.40$).

Es wurde statt der ANOVA durchgehend die Effektgröße zur Interpretation herangezogen, da nur eine sehr kleine Stichprobengröße erhoben wurde und die ANOVA abhängig von der Gruppengröße ist, wohingegen Effektgrößen eher unabhängig davon sind.

Die Geschwindigkeit kann, trotz fortschreitender Ermüdung durch eine Verringerung der vertikalen Bewegung, Erhöhung der Schrittfrequenz und Verringerung der FPR (relative Leistung, die nicht für den Vortrieb verwendet wird) konstant gehalten werden.

Angesichts der Tatsache, dass die Laufbiomechanik eng mit dem Verletzungsrisiko einerseits, als auch der sportlichen Leistung andererseits zusammenhängt, mag dieses Ergebnis interessant für Trainer*innen und Physiotherapeut*innen sein, indem es vor dem Risiko des Einflusses von Ermüdung auf biomechanische Faktoren warnt, mit denen möglicherweise das Verletzungsrisiko höher werden könnte (García-Pinillos et al., 2020).

Die Leser*innen sollten jedoch beachten, dass durch die geringe Teilnehmer*innenzahl (geringe Gruppengröße) die Ergebnisse dieser Arbeit mit einer gewissen Limitation betrachtet werden müssen, auch wenn fast ausschließlich die Effektgrößen, die nicht abhängig von der Gruppengröße sind, anstelle der ANOVA, zur Interpretation herangezogen wurden. Zum anderen ist eine Limitation, dass die Laufschuhe nicht standardisiert waren. Alle Teilnehmer*innen trugen ihre privaten Schuhe. Aufgrund der geringen Teilnehmer*innenanzahl an der Pilotstudie wurde die Grafik in die Interpretation miteinbezogen, um mögliche Trends erkennen zu können. Die Interpretation der Grafiken ermöglichte vorsichtige Aussagen über Tendenzen. Auch dies kann möglicherweise als eine Limitation gesehen werden.

Ein weiterer Faktor ist, dass es oft schwierig war, die Ergebnisse in die Literatur einzuordnen, da viele widersprüchliche Ergebnisse in vorhergehenden Studien gefunden wurden. Das mag daran liegen, dass die raum-zeitlichen Parameter und deren Veränderung bereits oft und umfassend untersucht wurden, und viele methodische Unterschiede bestehen. Nicht jede Studie untersucht die gleichen, geschweige denn alle Parameter und jede Studie verfügt über andere Rahmenbedingungen (im Freien vs. am Laufband, unterschiedliche Distanzen, etc.). Oft variieren kinematische Veränderungen unter Ermüdung auch stark zwischen den Individuen (Nicol et al., 1991; Siler and Martin, 1991). Dadurch ist es schwierig, die Studien direkt zu vergleichen und stichhaltige Schlussfolgerungen zu ziehen (Chan-Roper et al., 2012).

Ungeachtet dieser Einschränkungen gibt die vorliegende Pilotstudie Erkenntnisse über die Veränderung der Parameter durch Ermüdung, im Laufe eines intensiven Intervalltrainings von 10 x 800 m.

Literaturverzeichnis

- Ackerman, J., & Seipel, J. (2016). Effects of independently altering body weight and mass on the energetic cost of a human running model. *Journal of Biomechanics*, 49(5), 691–697. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.01.016
- Anderson, T. (1996). Biomechanics and running economy. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 22(2), 76–89. <https://doi.org/10.2165/00007256-199622020-00003>
- Aubry, R., Power, G., & Burr, J. (2018). An Assessment of Running Power as a Training Metric for Elite and Recreational Runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(8), 2258–2264. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000002650>
- Austin, C., Hokanson, J., McGinnis, P., & Patrick, S. (2018). The Relationship between Running Power and Running Economy in Well-Trained Distance Runners. *Sports*, 6(4), 142. doi:10.3390/sports6040142
- Bertram, J. E., Prebeau-Menezes, L., & Szarko, M. J. (2013). Gait characteristics over the course of a race in recreational marathon competitors. *Research quarterly for exercise and sport*, 84(1), 6–15. <https://doi.org/10.1080/02701367.2013.762259>
- Billat L. V. (2001). Interval training for performance: a scientific and empirical practice. Special recommendations for middle- and long-distance running. Part I: aerobic interval training. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 31(1), 13–31. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131010-00002>
- Brooks G. A. (2012). Bioenergetics of exercising humans. *Comprehensive Physiology*, 2(1), 537–562. <https://doi.org/10.1002/cphy.c110007>
- Burdick, A. (2017, 22. Februar). *What Are Yasso 800s And How Do You Do Them?* Women's Running. <https://www.womensrunning.com/training/cross-training/what-yasso-800s/> (letzter Zugriff am 27.03.2021)
- Burfoot, A. (2001, 28. September). The Real History of the Yasso 800s. *Runner's World*. <https://www.runnersworld.com/training/a20799355/yasso-800s/> (letzter Zugriff am 29.03.2021)
- Casado, A., Hanley, B., Santos-Concejero, J., & Ruiz-Pérez, L. M. (2019). World-Class Long-Distance Running Performances Are Best Predicted by Volume of Easy Runs

- and Deliberate Practice of Short-Interval and Tempo Runs. *Journal of strength and conditioning research*, 10.1519/JSC.00000000000003176. Advance online publication. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003176>
- Cerezuela-Espejo, V., Hernández-Belmonte, A., Courel-Ibáñez, J., Conesa-Ros, E., Mora-Rodríguez, R., & Pallarés, J. G. (2020a). Are we ready to measure running power? Repeatability and concurrent validity of five commercial technologies. *European Journal of Sport Science*, 1–22. doi:10.1080/17461391.2020.1748117
- Cerezuela-Espejo, V., Hernández-Belmonte, A., Courel-Ibáñez, J., Conesa-Ros, E., Martínez-Cava, A., & Pallarés, J. G. (2020b). Running power meters and theoretical models based on laws of physics: Effects of environments and running conditions. *Physiology & behavior*, 223, 112972. <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2020.112972>
- Chan-Roper, M., Hunter, I., W Myrer, J., L Eggett, D., & K Seeley, M. (2012). Kinematic changes during a marathon for fast and slow runners. *Journal of sports science & medicine*, 11(1), 77–82.
- Coyle E. F. (1995). Integration of the physiological factors determining endurance performance ability. *Exercise and sport sciences reviews*, 23, 25–63.
- Derrick, T. R., D. Dereu et S. P. McLean (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 34, No. 6, pp. 998–1002
- Dolci, F., Kilding, A. E., Chivers, P., Piggott, B., & Hart, N. H. (2020). High-Intensity Interval Training Shock Microcycle for Enhancing Sport Performance: A Brief Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(4), 1188–1196. <https://doi.org/10.1519/jsc.00000000000003499>
- Draper, S. (2011, 25. März). *Effect Size*. <https://www.psy.gla.ac.uk/~steve/best/effect.html> (letzter Zugriff am 28.05.2021)
- Dutto, D. J., & Smith, G. A. (2002). Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(8), 1324–1331. <https://doi.org/10.1097/00005768-200208000-00014>
- Eddolls, W. T. B., McNarry, M. A., Stratton, G., Winn, C. O. N., & Mackintosh, K. A. (2017). High-Intensity Interval Training Interventions in Children and Adolescents: A

Systematic Review. *Sports Medicine*, 47(11), 2363–2374. doi:10.1007/s40279-017-0753-8

Elliott, B. C., & Roberts, A. D. (1980). A biomechanical evaluation of the role of fatigue in middle-distance running. *Canadian journal of applied sport sciences. Journal canadien des sciences appliquées au sport*, 5(4), 203–207.

Eriksson, M., Halvorsen, K. A., & Gullstrand, L. (2011). Immediate effect of visual and auditory feedback to control the running mechanics of well-trained athletes. *Journal of Sports Sciences*, 29(3), 253–262. doi:10.1080/02640414.2010.523088

García-Pinillos, F., Roche-Seruendo, L., Marcén-Cinca, N., Marco-Contreras, L., & Latorre-Román, P. (2018). Absolute Reliability and Concurrent Validity of the Stryd System for the Assessment of Running Stride Kinematics at Different Velocities. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 35(1), 78–84.
<https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000002595>

García-Pinillos, F., Latorre-Román, P. Á., Soto-Hermoso, V. M., Párraga-Montilla, J. A., Pantoja-Vallejo, A., Ramírez-Campillo, R., & Roche-Seruendo, L. E. (2019b). Agreement between the spatiotemporal gait parameters from two different wearable devices and high-speed video analysis. *PloS one*, 14(9), e0222872.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0222872>

García-Pinillos, F., Soto-Hermoso, V. M., Latorre-Román, P. Á., Párraga-Montilla, J. A., & Roche-Seruendo, L. E. (2019a). How Does Power During Running Change when Measured at Different Time Intervals? *International Journal of Sports Medicine*. doi:10.1055/a-0946-2159

García-Pinillos, F., Cartón-Llorente, A., Jaén-Carrillo, D., Delgado-Floody, P., Carrasco-Alarcón, V., Martínez, C., & Roche-Seruendo, L. E. (2020). Does fatigue alter step characteristics and stiffness during running?. *Gait & posture*, 76, 259–263.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.12.018>

Gibala, M. J., Gillen, J. B., & Percival, M. E. (2014). Physiological and health-related adaptations to low-volume interval training: influences of nutrition and sex. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 44 Suppl 2(Suppl 2), S127–S137.
<https://doi.org/10.1007/s40279-014-0259-6>

- Girard, O., Millet, G., Slawinski, J., Racinais, S., & Micallef, J. P. (2010). Changes in leg-spring behavior during a 5000m self-paced run in differently trained athletes. *Science & Sports*, 25(2), 99–102. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2009.10.001>
- Girard, O., Millet, G., Slawinski, J., Racinais, S., & Micallef, J. (2013). Changes in Running Mechanics and Spring-Mass Behaviour during a 5-km Time Trial. *International Journal of Sports Medicine*, 34(09), 832–840. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1329958>
- Girden, E. (2003). ANOVA: Repeated measures (8. [print.]. ed., *A Sage university paper: Quantitative applications in the social sciences*; 84). Newbury Park, Calif.: Sage.
- Gollhofer, A., Taube, W., & Leukel, C. (2007). Zentrale Ermüdung als leistungslimitierender Faktor bei schnellkräftigen Kontraktionen: Evaluation der Ermüdungswiderstandsfähigkeit vor und nach Training mit Hilfe von elektrischer Nervenstimulation und transkranieller Magnetstimulation. *BISp-Jahrbuch : Forschungsförderung ...*, 2006/2007, pp. S. 203-207.
- Grüning, M. (2020, 8. März). Perfekte Marathonvorbereitung. [runnersworld.de. https://www.runnersworld.de/training-basiswissen/das-steckt-hinter-yassos-800ern-wirklich/](https://www.runnersworld.de/training-basiswissen/das-steckt-hinter-yassos-800ern-wirklich/) (letzter Zugriff am 27.03.2021)
- Hanley, B., Smith, L. C., & Bissas, A. (2011). Kinematic Variations Due to Changes in Pace during Men's and Women's 5 km Road Running. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 6(2), 243–252. <https://doi.org/10.1260/1747-9541.6.2.243>
- Heise, G. D., & Martin, P. E. (2001). Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *European Journal of Applied Physiology*, 84(5), 438–442. doi:10.1007/s004210100394
- Hollis, C., Koldenhoven, R., Resch, J. & Hertel, J. (2021) Running biomechanics as measured by wearable sensors: effects of speed and surface, *Sports Biomechanics*, 20:5, 521-531, DOI: 10.1080/14763141.2019.1579366
- Hughes, D. C., Ellefsen, S., & Baar, K. (2017). Adaptations to Endurance and Strength Training. *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine*, 8(6), a029769. doi:10.1101/cshperspect.a029769

- Hunter, I., & Smith, G. A. (2007). Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *European journal of applied physiology*, 100(6), 653–661. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0456-1>
- Imbach, F., Candau, R., Chailan, R., & Perrey, S. (2020). Validity of the Stryd Power Meter in Measuring Running Parameters at Submaximal Speeds. *Sports*, 8(7), 103. <https://doi.org/10.3390/sports8070103>
- Jones, A. M., & Carter, H. (2000). The effect of endurance training on parameters of aerobic fitness. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 29(6), 373–386. <https://doi.org/10.2165/00007256-200029060-00001>
- Kellis, E., & Liassou, C. (2009). The Effect of Selective Muscle Fatigue on Sagittal Lower Limb Kinematics and Muscle Activity During Level Running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(3), 210–220. doi:10.2519/jospt.2009.2859
- Kunkel-Razum, K., & Bibliographisches Institut Dudenredaktion herausgebendes Organ. (2020). *Duden - Die deutsche Rechtschreibung : Auf der Grundlage der aktuellen amtlichen Rechtschreibregeln* (28., völlig neu bearbeitete und erweiterte Auflage. ed., Duden ; Band 1). Berlin: Dudenverlag.
- Lara, F., Shearer, L., Coppi, M., Hayden, N., Ogden, J., Murr, S., ... Sobolewski, E. (2018). Reliability Of A Running Power Meter Between Trials Of Submaximal Running On Three Different Surfaces. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 50, 436. doi:10.1249/01.mss.0000536517.64053.d9
- Laursen, P. B., & Jenkins, D. G. (2002). The scientific basis for high-intensity interval training: optimising training programmes and maximising performance in highly trained endurance athletes. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 32(1), 53–73. <https://doi.org/10.2165/00007256-200232010-00003>
- Laursen, P. B., & Rhodes, E. C. (2001). Factors affecting performance in an ultraendurance triathlon. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 31(3), 195–209. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131030-00004>
- Linnamo, V., Hakkinen, K. & Komi, P. V. (1998). Neuromuscular fatigue and recovery in maximal compared to explosive strength loading. *Eur. J Appl. Physiol Occup. Physiol*, 77, 176-181.

- Markotić, V., Pokrajčić, V., Babić, M., Radančević, D., Grle, M., Miljko, M., Kosović, V., Jurić, I., & Karlović Vidaković, M. (2020). The Positive Effects of Running on Mental Health. *Psychiatria Danubina*, 32(Suppl 2), 233–235.
- Masuki, S., Morikawa, M., & Nose, H. (2017). Interval Walking Training Can Increase Physical Fitness in Middle-Aged and Older People. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 45(3), 154–162. doi:10.1249/jes.0000000000000113
- McKenna, M., & Riches, P. E. (2007). A comparison of sprinting kinematics on two types of treadmill and over-ground. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17(6), 649–655. doi:10.1111/j.1600-0838.2006.00625.x
- Microgate OptoGait - What is OptoGait.* (n.d.). Opto Gait. from <http://www.optogait.com/what-is-optogait> (letzter Zugriff am 02.08.2021)
- Millet, G.P., Millet, G.Y., Hofmann, M.D., Candau, R.B. (2000). Alterations in Running Economy and Mechanics After Maximal Cycling in Triathletes: Influence of Performance Level. *International Journal of Sports Medicine*, 21(2), 127–132. doi:10.1055/s-2000-8866
- 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(2), 139–151. [https://doi.org/10.1016/s0167-9457\(00\)00013-0](https://doi.org/10.1016/s0167-9457(00)00013-0)
- Moore, I. S. (2016). Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports Medicine*, 46(6), 793–807. doi:10.1007/s40279-016-0474-4
- Nemoto, K., Gen-no, H., Masuki, S., Okazaki, K., & Nose, H. (2007). Effects of high-intensity interval walking training on physical fitness and blood pressure in middle-aged and older people. *Mayo Clinic proceedings*, 82(7), 803–811. <https://doi.org/10.4065/82.7.803>
- Ng, M., Fleming, T., Robinson, M., Thomson, B., Graetz, N., Margono, C., Mullany, E. C., Biryukov, S., Abbafati, C., Abera, S. F., Abraham, J. P., Abu-Rmeileh, N. M., Achoki, T., AlBuhairan, F. S., Alemu, Z. A., Alfonso, R., Ali, M. K., Ali, R., Guzman, N. A., Ammar, W., ... Gakidou, E. (2014). Global, regional, and national prevalence of

- overweight and obesity in children and adults during 1980-2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *Lancet* (London, England), 384(9945), 766–781. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(14\)60460-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(14)60460-8)
- Nicol, C., Komi, P. and Marconnet, P. (1991) Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance. I. Changes in muscle force and stiffness characteristics. *Scandinavian Journal of Medicines & Science in Sports* 1, 10-17.
- Nummela, A., Keränen, T., & Mikkelsen, L. (2007). Factors Related to Top Running Speed and Economy. *International Journal of Sports Medicine*, 28(8), 655–661. <https://doi.org/10.1055/s-2007-964896>
- Paavolainen, L., Nummela, A., Rusko, H., & Häkkinen, K. (1999). Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running. *International journal of sports medicine*, 20(8), 516–521. <https://doi.org/10.1055/s-1999-8837>
- Palladino, S. (2018, 25. Juli). Understanding Powermeter Metrics. Part 1: Basic Stryd Metrics. https://docs.google.com/document/u/3/d/e/2PACX-1vSS2mB3I3M_193Al8Kx02fSuDrK9uS8zJLqKv5WSQPcCEgPh19RPxMMbzk7OxKg3-A2QZkQ6_vDLR0q/pub (letzter Zugriff am 01.07.2021)
- Pape, H., Kurtz, A. & Silbernagl, S. (2019). *Physiologie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Pinot, J., & Grappe, F. (2011). The Record Power Profile to Assess Performance in Elite Cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 32(11), 839–844. doi:10.1055/s-0031-1279773
- Rabita, G., Slawinski, J., Girard, O., Bignet, F., & Hausswirth, C. (2011). Spring-mass behavior during exhaustive run at constant velocity in elite triathletes. *Medicine and science in sports and exercise*, 43(4), 685–692. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181fb3793>
- Rabita, G., Couturier, A., Dorel, S., Hausswirth, C., & Le Meur, Y. (2013). Changes in spring-mass behavior and muscle activity during an exhaustive run at VO₂max. *Journal of biomechanics*, 46(12), 2011–2017. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.011>

- Reagan, A. (2019, 17. August). Exploring the science behind the Yasso 800. Medium.
<https://medium.com/@andyreagan/exploring-the-science-behind-the-yasso-800-5d295240fcd2> (letzter Zugriff am 27.03.2021)
- Reindell H. & Roskamm H. (1959). Ein Beitrag zu den physiologischen Grundlagen des Intervalltrainings unter besonderer Berücksichtigung des Kreislaufes. *Schweiz Z Sportmed.*; 7: 1-8
- Reindell H., Roskamm H. & Gerschler W. (1962). *Das Intervalltraining*. München: John Ambrosius Barth Publishing.
- Richard H. & Kullmer G. (2013). Kinematik und Kinetik der Bewegungen. In: *Biomechanik. Springer Vieweg*, Wiesbaden. https://doi.org/10.1007/978-3-8348-8611-8_4
- Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J., Croce, U. D., Wilder, R. P. & Kerrigan, D. C. (2008). A Kinematics and Kinetic Comparison of Overground and Treadmill Running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(6), 1093–1100.
doi:10.1249/mss.0b013e3181677530
- Salkind, N. J. (2010). *Encyclopedia of Research Design*. SAGE Publications, Inc.
- Saunders, P., Pyne, D., Telford, R., & Hawley, J. (2004). Factors Affecting Running Economy in Trained Distance Runners. *Sports Medicine*, 34(7), 465–485.
doi:10.2165/00007256-200434070-00005
- Schnabel, G., Harre, H.-D., & Krug, J. (2008). *Trainingslehre - Trainingswissenschaft: Leistung - Training - Wettkampf*. Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
- Scholze-Stubenrecht, W. (1999). *Duden, Das große Wörterbuch der deutschen Sprache*: In zehn Bänden: 4: Gele - Impr. Mannheim Wien [u.a.]: Dudenverl.
- Seiler, S. (2010). What is Best Practice for Training Intensity and Duration Distribution in Endurance Athletes? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 5(3), 276–291. doi:10.1123/ijsp.5.3.276

- Siler, W. and Martin, P. (1991) Changes in running pattern during a treadmill run to volitional exhaustion: fast versus slower runners. *International Journal of Sport Biomechanics* 7, 12-28.
- Slawinski, J. S., & Billat, V. L. (2005). Changes in internal mechanical cost during overground running to exhaustion. *Medicine and science in sports and exercise*, 37(7), 1180–1186. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000170101.99529.a3>
- Strohrmann, C., Harms, H., Kappeler-Setz, C., & Troster, G. (2012). Monitoring Kinematic Changes With Fatigue in Running Using Body-Worn Sensors. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 16(5), 983–990. <https://doi.org/10.1109/titb.2012.2201950>
- Stryd | Power Meter for running. (n.d.). Stryd. <https://www.stryd.com/de/> (letzter Zugriff am 29.03.2021)
- Tomasits, J., & Haber, P. (2005). *Leistungsphysiologie*. Wien: Springer Publishing.
- Williams, K. R., Snow, R., & Agruss, C. (1991). Changes in Distance Running Kinematics with Fatigue. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(2), 138–162. <https://doi.org/10.1123/ijsb.7.2.138>
- Winter, S., Gordon, S., & Watt, K. (2017). Effects of fatigue on kinematics and kinetics during overground running: a systematic review. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 57(6), 887–899. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.16.06339-8>
- Yasso, B. (2019, 14. Juli). *Looking Back at Badwater, 30 Years Later*. Runner's World. <https://www.runnersworld.com/races-places/a28368687/badwater-ultramarathon-history/> (letzter Zugriff am 01.07.2021)

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Mittelwerte (Minimum; Maximum).....	32
Tabelle 2: Übersicht der behandelten Studien, Veränderung der SF mit fortschreitender Ermüdung.....	46
Tabelle 3: Übersicht der behandelten Studien, Veränderung der BKZ mit fortschreitender Ermüdung.....	48
Tabelle 4: Übersicht der behandelten Studien, Veränderung der VB mit fortschreitender Ermüdung.....	49
Tabelle 5: Übersicht der behandelten Studien, Veränderung der LSS mit fortschreitender Ermüdung.....	53
Tabelle 6: Veränderung der Parameter mit fortschreitender Ermüdung durch ein intensives Intervalltraining von 10 x 800m bei gleichbleibender Geschwindigkeit (Pilotstudie, 2021) ..	59

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Mittelwerte der Zeit mit Konfidenzintervall/Fehlerbalken (SPSS)	33
Abbildung 2: Mittelwerte der Leistung mit Konfidenzintervall (SPSS).....	34
Abbildung 3: Mittelwerte der Geschwindigkeit mit Konfidenzintervall (SPSS).....	35
Abbildung 4: Mittelwerte der Schrittfrequenz mit Konfidenzintervall (SPSS)	35
Abbildung 5: Mittelwerte der Leistungsform mit Konfidenzintervall (SPSS)	36
Abbildung 6: Mittelwerte der FPR mit Konfidenzintervall (SPSS).....	37
Abbildung 7: Mittelwerte der BKZ mit Konfidenzintervall (SPSS).....	37
Abbildung 8: Mittelwerte der LSS mit Konfidenzintervall (SPSS).....	38
Abbildung 9: Mittelwerte der LSS/kg KM mit Konfidenzintervall (SPSS)	39
Abbildung 10: Mittelwerte der vertikalen Bewegung mit Konfidenzintervall (SPSS).....	40
Abbildung 11: Die Interdependenz der Parameter (Quelle: Palladino, 2018)	50
Abbildung 12: Die Abhängigkeit der Leistung und Laufökonomie von diversen Faktoren (Quelle: Palladino, 2018)	57