

UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-EPPENDORF

Fakultät für Psychologie und Bewegungswissenschaft
Institut für Bewegungswissenschaft
Arbeitsbereich für Sport- und Bewegungsmedizin

Direktor: ehem. Prof. Dr. med. Klaus-Michael Braumann

Einfluss von Ermüdung auf die nichtlineare Modellierung der Laufbiomechanik mittels des maximalen Lyapunov-Exponenten

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

vorgelegt von:

Tim Hoenig
aus Pinneberg

Hamburg 2020

**Angenommen von der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am: 17.12.2020**

**Veröffentlicht mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.**

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. Klaus-Michael Braumann

Prüfungsausschuss, zweite/r Gutachter/in: Prof. Dr. Stefan Bonn

INHALTSVERZEICHNIS

1 Paper	4
2 Zusammenfassende Darstellung der Publikation	14
2.1 Einleitung.....	14
2.2 Material und Methoden	16
2.3 Ergebnisse	18
2.4 Diskussion	20
2.5 Literaturverzeichnis.....	23
3 Abstract (deutsch)	30
4 Abstract (englisch).....	31
5 Erklärung des Eigenanteils an der Publikation.....	32
6 Danksagung	33
7 Lebenslauf.....	34
8 Eidesstattliche Versicherung	35

1 Paper

Volume 19 Issue 4 May 2019

ISSN 1746-1391



European Journal of Sport Science

The Official Journal of the European College of Sport Science

 **Routledge**
Taylor & Francis Group

ORIGINAL ARTICLE

Analysis of running stability during 5000 m running*

TIM HOENIG¹, DANIEL HAMACHER ², KLAUS-MICHAEL BRAUMANN¹,
ASTRID ZECH², & KARSTEN HOLLANDER ^{1,3}

¹Department of Sports and Exercise Medicine, Institute of Human Movement Science, University of Hamburg, Hamburg, Germany; ²Institute of Sport Science, Friedrich Schiller University Jena, Jena, Germany & ³Department of Sports and Rehabilitation Medicine, BG Trauma Hospital of Hamburg, Hamburg, Germany

Abstract

In the analysis of human walking, the assessment of local dynamic stability (LDS) has been widely used to determine gait stability. To extend the concepts of LDS to the analysis of running biomechanics, this study aimed to compare LDS during exhaustive running between competitive and recreational runners. Fifteen recreational and fifteen competitive runners performed an exhaustive 5000 m run. Inertial measurement units at foot, pelvis, and thorax were used to determine local dynamic running stability as quantified by the largest Lyapunov exponent. In addition, we measured running velocity, lactate levels, perceived exertion, and foot strike patterns. LDS at the start, mid, and end of a 5000 m run was compared between the two groups by a two-way repeated-measures analysis of variance (ANOVA). Local dynamic stability increased during the run (thorax, pelvis) in both recreational and competitive runners ($P_{\text{Thorax}} = 0.006$; $P_{\text{Pelvis}} = 0.001$). During the whole run, competitive runners showed a significantly higher LDS ($P = 0.029$) compared to recreational runners at the foot kinematics. In conclusion, exhaustive running can lead to improvements in LDS, indicating a higher local dynamic stability of the running technique with increasing exhaustion. Furthermore, LDS of the foot differs between the two groups at all measurement points. The results of this study show the value of determining LDS in athletes as it can give a better understanding into the biomechanics of running.

Keywords: Local dynamic stability, Lyapunov exponent, fatigue, biomechanics

Highlights

- The analysis of local dynamic stability during running, quantified by the largest Lyapunov exponent λ , may provide valuable information on sports performance and injury risk.
- Local dynamic stability was determined for 30 athletes during exhaustive 5000 m running. Valid kinematic data can be acquired by wearable technology, ensuring the measurement of stability in athletes outside of a lab.
- Trunk and pelvis local dynamic stability increased during exhaustive running in both recreational and competitive runners. During the whole run, competitive runners showed a higher local dynamic stability of the foot kinematics than recreational runners.

Introduction

In sports science, the analysis of running biomechanics is generally used either for performance analyses (Moore, 2016) or to understand the underlying mechanisms of injuries (Noehren, Schmitz, Hempel, Westlake, & Black, 2014). Traditionally, linear methods have been used to analyse running biomechanics. This includes, for instance, video-based observations of limb kinematics, joint angles,

or foot strike patterns. Almost two decades ago, the application of non-linear methods, derived from dynamic systems theory, has been shown to be a reasonable completion to the analysis of human locomotion (Dingwell & Cusumano, 2000).

One popular non-linear method to measure human locomotion is the calculation of local dynamic stability (LDS; Bruijn, Meijer, Beek, & van Dieën, 2013). LDS can be quantified by the determination of the largest

*The research was conducted at the Department of Sports and Exercise Medicine, University of Hamburg.

Correspondence: Tim Hoenig Department of Sports and Exercise Medicine, Institute of Human Movement Science, University of Hamburg, Turmweg 2, Hamburg 20148, Germany. E-mail: tim.hoenig@stud.uke.uni-hamburg.de

Lyapunov exponent λ and is interpreted as the ability to compensate small internal or external perturbations to maintain functional locomotion (England & Granata, 2007). Nowadays, non-linear measures are frequently used in the analysis of human walking – for instance to determine gait stability in elderly people and to distinguish between fallers and non-fallers (Hamacher, Hamacher, Singh, Taylor, & Schega, 2015; Hamacher, Singh, Van Dieen, Heller, & Taylor, 2011; Mehdizadeh, 2018; Toebe, Hoozemans, Furrer, Dekker, & van Dieen, 2012). There are also some studies addressing LDS in cyclic sports techniques, such as kayak paddling (Hamacher, Krebs, Meyer, & Zech, 2018) or cross-country skiing (Cignetti, Schena, & Rouard, 2009).

If measurements of LDS will further be established in sports sciences, e.g. for monitoring athletes or to analyse the runner's gait, it is crucial to know the potential interaction of factors affecting LDS such as fatigue. The effects of fatigue on sensorimotor control have already been studied in many different ways. Fatigue was, among others, shown to affect muscle strength, proprioception, and cognitive functions (Abd-Elfattah, Abdelazeim, & Elshennawy, 2015). More specifically, several studies addressed the influence of exhaustive running on sensorimotor control. Running-induced fatigue was shown to influence postural control (Degache et al., 2014; Zech, Steib, Hentschke, Eckhardt, & Pfeifer, 2012) and force generating capability (Place, Lepers, Deley, & Millet, 2004). Moreover, fatigue can lead to kinematic alterations during exhaustive running (Winter, Gordon, & Watt, 2017). However, when looking at LDS in human locomotion, the influence of fatigue is not yet fully understood. Nessler, Huynh, and McDougal (2011) showed that moderate muscle fatigue (induced by lower extremity strength exercises) does not affect LDS of walking in young individuals. On the other hand, fatigue was shown to increase LDS of walking in young individuals but to decrease in older adults (Hamacher, Törpel, Hamacher, & Schega, 2016). In a sports specific setting, a fatigue-induced instability was already shown as Cignetti et al. (2009) reported decreased LDS at the end of an exhaustive cross-country skiing treadmill test.

As the biomechanics of walking and running show differences, but also lots of similarities (Novacheck, 1998), we assumed that the assessment of LDS in runners can lead to a better understanding of the running technique and its underlying motor control characteristics. However, just a few studies examined LDS in runners (Ekizos, Santuz, & Arampatzis, 2017; Jordan, Challis, Cusumano, & Newell, 2009; Look et al., 2013; Mehdizadeh, Arshi, & Davids, 2014, 2016; Santuz, Ekizos, Eckardt, Kibele, & Arampatzis,

2018). Previous studies focused on the effect of speed (Look et al., 2013; Mehdizadeh et al., 2014), movement direction (Mehdizadeh, Arshi, & Davids, 2016), barefoot running (Ekizos et al., 2017), and an uneven surface (Santuz et al., 2018) on LDS or compared between walking and running (Jordan et al., 2009). Nevertheless, until now, LDS was not addressed in a practical setting outside the lab to analyse the running technique of recreational or competitive runners, which may be more valuable for coaches. As LDS was already shown to be an important factor when analysing the specific technique in other cyclic movements (such as walking, cross-country skiing, kayak paddling), this study intends to expand the knowledge about LDS with the aim to establish measurements of LDS in running. As a prerequisite for further use of LDS in sports, especially in running, it is important to collect data on LDS in real running situations. While using evidence from measurements of gait stability in human walking, it is necessary to have in mind that fatigue may influence motor behaviour in athletes. Therefore, the primary goal of this study was to show the influence of fatigue on LDS in recreational and competitive runners during track running. We thus created LDS profiles during a 5000 m track run aiming for fast times. With regard to literature (Asgari, Sanjari, & Esteki, 2017; Cignetti et al., 2009; Granata & Gottipati, 2008), our hypothesis was that local dynamic running stability (measured by the largest Lyapunov exponent λ) decreases during exercise due to fatigue. As it was already shown that LDS may positively correlate with sports performance (Hamacher et al., 2018), we hypothesise that recreational runners show a pronounced decrease in local dynamic stability during running compared to competitive runners.

Methods

Study design

The participants were asked to run 5000 m on a 400 m synthetic track (lane 1) as fast as possible. Every participant ran alone without a pacemaker. The race began at the starting line of the straight lane and was finished after 12.5 laps at the end of a curved lane. Ethical approval has been obtained from the University's ethical committee (protocol number 2017–96). All participants signed a consent form to participate in this study.

Participants

Competitive and recreational runners were included in the study. Participants were recruited

from local sports clubs and via social media. Inclusion criteria were: male sex, 18–35 years of age, no injury or pain that impaired movement within the previous three months, no current or past medical diagnosis with a gait disorder, and no current or past use of insoles to correct orthopaedic disorders.

Runners were defined as recreational or competitive runners based on one race performance within the previous two years for 5 km, if not applicable 10 km, half-marathon, or marathon in this order. To create the groups, the World Masters Association Age Grading Performance Tables were used as described by Clermont, Osis, Phinyomark, and Ferber (2017). In this study, we allocated runners with a score $\geq 60\%$ to the competitive group and runners with a score $< 60\%$ to the recreational group.

To get further insight into the athletes' fitness level, all participants performed an incremental treadmill test including measurements of blood lactate, heart rate, ventilation, respiratory exchange ratio and VO_2 at least 72 h prior to the testing. The participants already wore the inertial sensors during this performance diagnostic to get used to the testing situation.

Materials

Wireless Inertial Measurement Units (IMUs; MTw, Xsens Technologies B.V., Enschede, The Netherlands) were fixed on the (1) sternum (using Lycra suit; Xsens Technologies B.V., Enschede, The Netherlands), (2) sacrum (using elastic straps; Xsens Technologies B.V., Enschede, The Netherlands), and on the participant's (3) right foot. The foot sensors were placed on the runner's forefoot on the running shoe and were fixed with tape. Inertial data were recorded throughout the whole run with a sampling rate of 100 Hz.

Every race was performed in dry and almost non-windy conditions. Weather conditions were recorded by a university weather station, located approximately 100 m next to the track. Before the race, a non-exhausting warm-up consisting of 1200 m easy running was performed. Immediately after the race, participants communicated their subjective exhaustion using Borg's scale to measure perceived exertion. Additionally, three minutes after the race, lactate measurement was performed to quantify exhaustion objectively. A high-speed camera (GoPro HD Hero 4, GoPro Inc., San Mateo, California, USA) was placed 2.40 m from the inner line of lane 1 to record foot strike patterns. The foot strikes were differentiated in rearfoot and non-

rearfoot strike and rated by three reviewers as performed in previous studies (Hollander et al., 2016; Hollander et al., 2017). As the runners passed the camera several times, we defined the dominant foot strike as the most often used foot strike of the right foot. Participants used their own racing shoes. The use of spikes was not allowed.

Data measurement and variables

Data from the IMUs (including 3-axial accelerometers, gyroscopes and magnetometers) were collected by using the provided software (MT Manager, Version 4.7, Xsens Technologies B.V., Enschede, The Netherlands). Due to limited range of this wireless system, data were transmitted to a tablet computer fixed on the handlebar of a bicycle. The cyclist was always the same and accompanied the runner while using lane 2 of the track but did not pace the runners. The following data were exported as ASCII files: acceleration, angular velocity, magnetic field, and quaternions.

To get an insight about LDS during the 5000 m race, LDS was calculated at the beginning (500 m), in the middle (2500 m), and towards the end (4500 m) of the run. To reduce possible effects of fast starting and finishing, we did not include data at the very beginning or end. As the 400-m track has installed magnetic barriers at least every 50 m, the running distances could be seen throughout the race as the IMUs detected changes of the magnetic field. Based on this information, the running velocity was determined.

LDS was separately calculated from three-dimensional (3-axial) angular velocity data of the sensors at thorax, pelvis, and foot. The method used to determine LDS is described in detail elsewhere (Dingwell & Cusumano, 2000; Hamacher et al., 2015). To summarise the method: consecutive strides (150 in this study) were identified, and one stride was defined as the phase between ground contact and the following ground contact of the same foot. The determination of one stride by using inertial data is described elsewhere (for human gait; Hamacher, Hamacher, Taylor, Singh, & Schega, 2014). Thereafter, data were time-normalized to 15000 data points which corresponds in average to 100 data points each stride.

For each measurement point (500 m, 2500 m, 4500 m), 150 continuously measured strides (the 75th stride coinciding with the measurement point) were used to determine LDS. This ensured that both curved and straight lines were almost equally used as the measurement points were at the end of a straight lane.

A state-space reconstruction of the time-series analysis of the running gait data was done using the method of time-delayed embedding (Takem, 1981):

$$s(t) = [x(t), x(t + \tau), x(t + 2\tau), \dots, x(t + (m - 1)\tau)]$$

where τ is the time-delay and m the number of dimensions. Standard procedures were used to determine time-delay (first minimum mutual information; Fraser & Swinney, 1986) and an appropriate number of dimensions (global false nearest neighbours; Kennel, Brown, & Abarbanel, 1992). To choose τ , the median time-delay across all participants for each measurement point was calculated ($\tau_{\text{Foot}} = 5$, $\tau_{\text{Pelvis}} = 9$, $\tau_{\text{Thorax}} = 11$). The individual time-delays ranged from 5 to 6 (foot), 8 to 11 (pelvis), and 10 to 12 (thorax) for both groups at all measurement points. To determine an appropriate number of dimensions, the maximum number of dimensions across all participants and measurement points was chosen ($m_{\text{Foot}} = 6$, $m_{\text{Pelvis}} = 6$, $m_{\text{Thorax}} = 9$). Therefore, we made sure that the embedding dimension ensured a sufficiently large state space for all participants. The individual embedding dimension was 6 (foot, pelvis) or ranged from 6 to 9 (thorax), respectively.

After reconstructing a state-space, the largest Lyapunov exponent λ was quantified using the algorithm described by Rosenstein, Collins, and De Luca (1993). Thereto, the Euclidean distance of initially nearest neighbours of each point in the state space was tracked. The logarithm of the mean divergence curve was computed and λ was defined as the slope of the linear fit through 0–0.11, 0–0.15 and 0–0.30 strides of the resulting divergence curve for foot, pelvis and thorax, respectively (Figure 1). High values of λ indicate low LDS and vice versa.

Statistical methods

Characteristics of the two groups were compared using Student's t-test or, when appropriate (at least one cell frequency <5), Fisher's exact test. Running velocity and LDS during the 5000 m run were compared between groups by a two-way repeated-measures analysis of variance (ANOVA). Time effect, group x time interaction, and group effect were determined. When appropriate, the Greenhouse–Geisser adjustment was used due to violations of sphericity.

Results

Thirty athletes (15 recreational, 15 competitive runners) participated within this study. Athletes of the two groups differ in performance markers, such as time to completion (5-km performance), weekly training mileage, number of training sessions, lactate, and $\text{VO}_{2\text{peak}}$ (see Table I). The groups are comparable for all other values. Regarding the running velocity (Figure 2), we did not observe a significant time effect ($F_{1,272,35,625} = 0.988$, $P = 0.347$, $\eta^2_{\text{partial}} = 0.034$) nor a time x group interaction ($F_{1,272,35,625} = 3.565$, $P = 0.058$, $\eta^2_{\text{partial}} = 0.113$) – but a group effect ($F_{1,28} = 77.286$, $P < 0.001$, $\eta^2_{\text{partial}} = 0.734$). The LDS results are listed depending on the sensor location (Figure 3).

Foot kinematics: Competitive runners show a significantly higher LDS ($F_{1,28} = 5.318$, $P = 0.029$, $\eta^2_{\text{partial}} = 0.160$) compared to recreational runners. No significant time x group interaction ($F_{2,56} = 0.899$, $P = 0.413$, $\eta^2_{\text{partial}} = 0.031$) and no changes of LDS over time can be observed ($F_{2,56} = 1.139$, $P = 0.327$, $\eta^2_{\text{partial}} = 0.039$).

Pelvic kinematics: There are no statistically significant differences of LDS between competitive and recreational runners ($F_{1,28} = 3.074$, $P = 0.090$, $\eta^2_{\text{partial}} = 0.099$). LDS increases over time ($F_{1,545,43,262} = 10.256$, $P = 0.001$, $\eta^2_{\text{partial}} = 0.268$). No significant time x group interaction can be observed ($F_{1,545,43,262} = 0.447$, $P = 0.592$, $\eta^2_{\text{partial}} = 0.016$).

Thorax kinematics: No significant difference in LDS between competitive and recreational runners can be seen ($F_{1,28} = 0.305$, $P = 0.585$, $\eta^2_{\text{partial}} = 0.011$), but LDS increases significantly during the run ($F_{2,56} = 6.185$, $P = 0.004$, $\eta^2_{\text{partial}} = 0.181$). Recreational runners tend to have a higher increase of LDS than competitive runners over time. However, this effect is not statistically significant ($F_{2,56} = 2.649$, $P = 0.080$, $\eta^2_{\text{partial}} = 0.086$).

Discussion

Contrary to our hypothesis, the findings from this study suggest that thorax and pelvis LDS increases during exhaustive running. Notably, no statistically significant time by group interaction in LDS of competitive and recreational runners was observed. However, although not statistically significant, recreational runners tended to show a larger increase in trunk LDS than competitive runners. Additionally, competitive runners showed a higher local dynamic foot stability.

Fatigue was seen by some authors as having a negative impact on LDS (Asgari et al., 2017; Granata & Gottipati, 2008; Yoshino, Motoshige, Araki, & Matsuoka, 2004). By taking a closer look

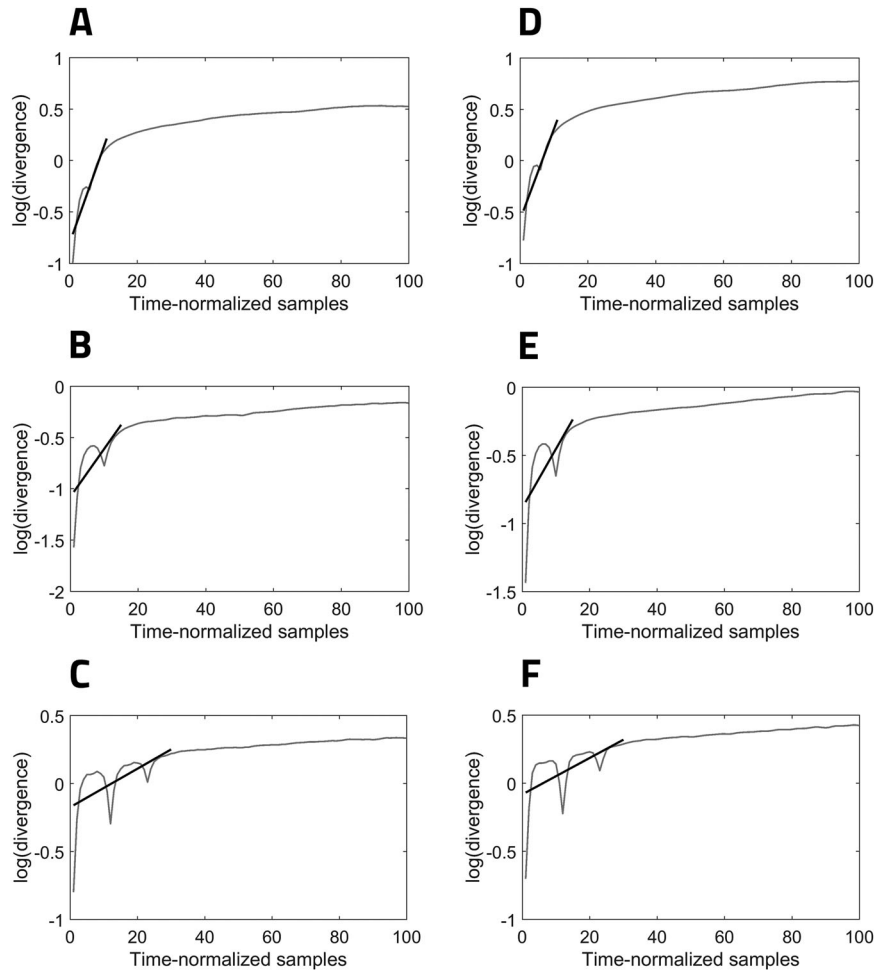


Figure 1. Mean divergence curves and linear fitting to calculate the largest Lyapunov exponent λ . The mean logarithmic rate of divergence of the nearest neighbours is presented over time. The largest Lyapunov exponent λ is represented by the slope of the curve through linear fitting. Sensor locations are foot (A, D), pelvis (B, E), and thorax (C, F). A-C are mean curves of recreational runners ($n = 15$). D-F are mean curves of competitive runners ($n = 15$).

into the available literature, it becomes clear that a decrease in LDS as a response to fatigue was interpreted as the failure of the motor control system to maintain functional locomotion despite small perturbations (Asgari et al., 2017). However, the physiological background of an exercise-induced decrease in LDS is not well understood (Granata & Gottipati, 2008). Among others, changes in muscle stiffness, muscle recruitment, or feedback control were mentioned as possible reasons (Granata & Gottipati, 2008).

Like the findings in human walking by Hamacher et al. (2016), the present study showed an increase of LDS in exhaustive running in young healthy adults. This means that the ability to withstand local perturbations increased during the run. However, as already stated, we expected a decrease in LDS during ongoing exhaustive running. Hence, explanations for the findings in the present study are speculative. Running velocity showed no

significant time effect, and neuromuscular abilities are rather known to decrease during exercise (Boyas & Guével, 2011; Twomey et al., 2017), including running (Place et al., 2004). However, physical exercise is also thought to increase some physiological and neurophysiological mechanisms (Boyas & Guével, 2011). While on the one hand some neuromuscular abilities may decrease due to fatigue (e.g. neurotransmitter release, action potential propagation), on the other hand the human body reacts with strategies such as higher motor unit recruitment, potentiation, or muscular wisdom to ensure best performance (Boyas & Guével, 2011; Twomey et al., 2017). Those findings could be part of an explanation for increased gait stability during or after exercise. In a more general point of view, fatigue-induced changes of running biomechanics, need for greater efficiency (Hamacher et al., 2016), or the use of different muscles or strategies could explain an increase of LDS.

Table I. Characteristics of 34 participants* for the study groups

	Recreational (n = 15)	Competitive (n = 15)	P-value
Age, years, mean (SD)	25.3 (± 7.6)	28.7 (± 4.3)	$P = 0.053$
BMI, kg/m^2 , mean (SD)	23.7 (± 2.8)	22.4 (± 1.8)	$P = 0.145$
Weekly training mileage during the last 2 years, km, mean (SD)	15.9 (± 10.0)	53.2 (± 26.9)	$P < 0.001$
Number of training sessions per week during the last 2 years, mean (SD)	3.4 (± 1.8)	5.4 (± 1.9)	$P = 0.006$
$\text{VO}_{2\text{peak}}$, $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$, mean (SD)	50 (± 4.2)	61.4 (± 5.8)	$P < 0.001$
5 km-performance, min:s, mean (SD)	24:52 ($\pm 2:43$)	18:20 ($\pm 1:27$)	$P < 0.001$
Perceived exertion (Borg scale), mean (SD)	18.7 (± 1.0)	18.9 (± 0.8)	$P = 0.540$
Lactate (3 min after the run), mmol/l , mean (SD)	6.3 (± 1.9)	8.3 (± 2.2)	$P = 0.017$
Number of participants with a rearfoot strike (dominant foot strike during the run, right foot), n	13	12	$P > 0.999$
Number of participants with a change of foot strike during the run (participants with at least one rearfoot and one non-rearfoot foot strike, right foot), n	0	2	$P = 0.483$

* 4 participants were excluded due to technical problems (problems in data recording, signal loss, and data processing)

Overall, various studies have offered different conclusions when it comes to projecting how fatigue influences LDS (Asgari et al., 2017; Cignetti et al., 2009; Granata & Gottipati, 2008; Hamacher et al., 2016; Yoshino et al., 2004). The reasons are probably multiple and may include level of fatigue (maximal vs. submaximal), type of exercise (cycling vs. running vs. strength exercises), age, as well as data recording and processing (Mehdizadeh, 2018). Furthermore, it should be emphasised that the current study was performed out of the lab. This ensures a high flexibility within the system as the athlete can vary running pattern and running velocity – perhaps as an adaptation to internal or external disturbances. LDS may behave differently in a system with limited degrees of freedom (e.g. treadmill running) compared to out of the lab conditions – even if this is highly speculative due to the small number of studies so far. Nevertheless, the results of the current study prove the ability of the

neuromuscular system (especially the flexibility of responding to small perturbations) to adapt to fatigue.

A significant time by group interaction in trunk LDS was not observed. However, even if not statistically significant, recreational runners tended to show a larger increase of LDS than competitive runners. In addition, we showed a higher LDS for competitive runners measured by the foot sensor compared to recreational runners. It can therefore be concluded that competitive runners have achieved a more stable sensorimotor control of balance. A number of different reasons could explain this finding. In particular, factors such as running velocity, running experience, foot strike, or shoe model should be taken into consideration to explain the differences in LDS between competitive and recreational runners.

The results of this and previous studies show that non-linear methods are a reasonable completion to biomechanical analyses in running. For a widespread

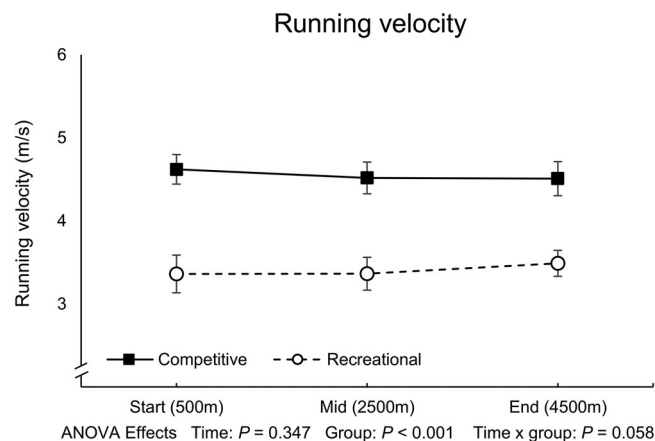


Figure 2. Running velocity was determined by the time difference as the athletes passed the magnetic barrier 50 m before and 50 m behind the measurement point. While competitive athletes show a higher running velocity, there is no significant time nor a time x group effect.

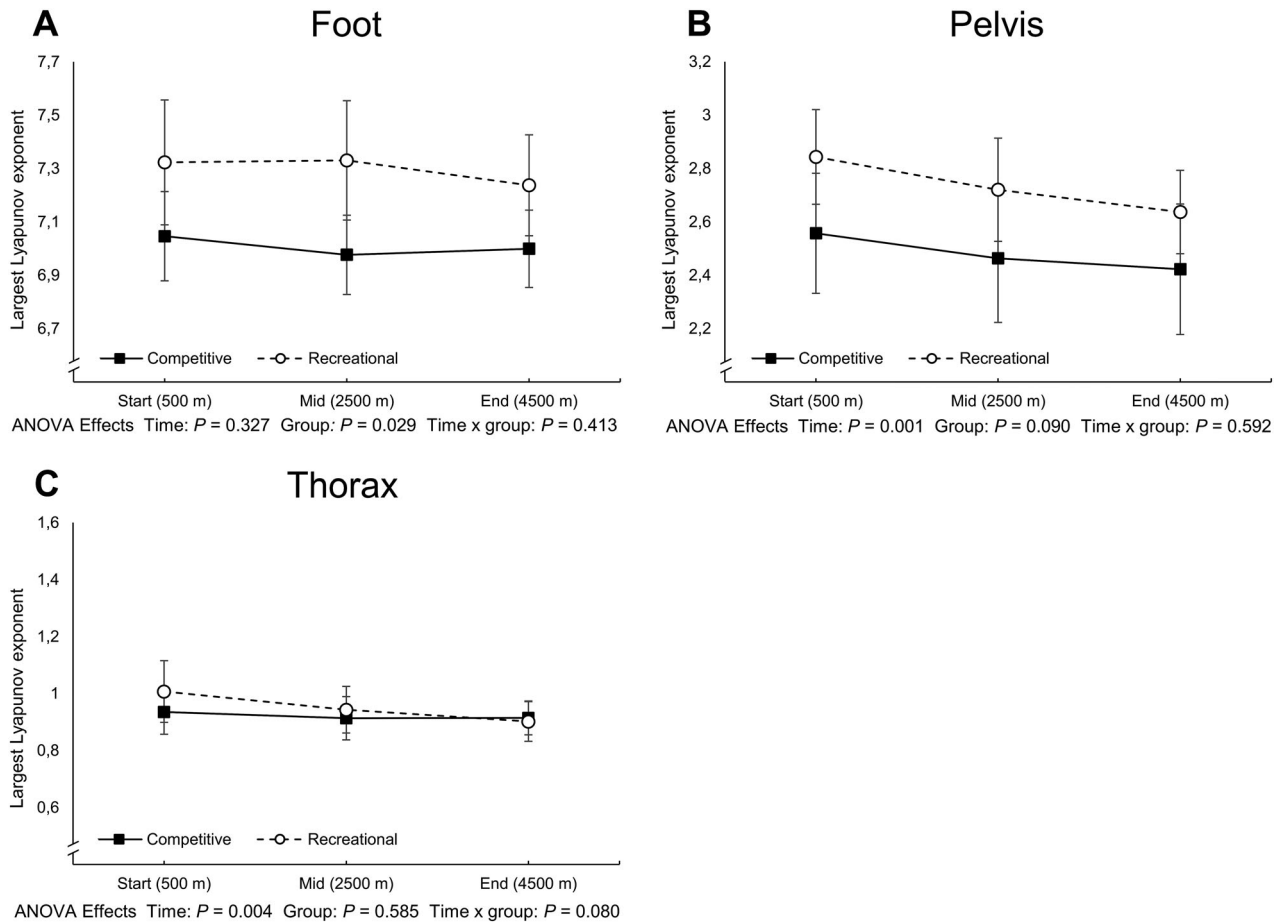


Figure 3. Largest Lyapunov exponent λ at 500 m (start), 2500 m (mid), and 4500 m (end). Low values of λ indicate a high local dynamic stability. Data were collected from IMUs, located at the participants' foot (A), sacrum (B), and thorax (C). LDS is significantly different between recreational and competitive runners (foot). LDS increases significantly over time (pelvis and thorax). There is no statistically significant time x group interaction.

use of LDS analysis in sports, it seems necessary to develop a measurement method that is easy to use, mobile, and inexpensive. Wearable technology is expected to fulfil these requirements. LDS cannot only be measured by motion capture systems (for instance within a gait lab), but also outside the lab with IMUs (as performed in this study). As the integration of IMUs in sports gear (for instance: watches, shoes, shirts, mobile phones) is already popular, a widespread use of LDS data is possible. Moreover, if further research corroborates our results, LDS could give a better understanding of the development of acute, maybe even chronic, fatigue. As the measurement of fatigue in athletes is a challenging task, several physiological, biochemical, and psychological markers have already been addressed to measure acute or chronic fatigue. Recent research with IMUs demonstrates that also biomechanical markers can be used to show fatigue-induced alterations during exhaustive running (Reenalda, Maartens, Homan, & Buurke, 2016). To provide a better

understanding of the role of fatigue in running, the assessment of neuromuscular factors, including LDS, may be useful. Furthermore, as differences in LDS between recreational and competitive runners were shown or suggested, LDS might be further evaluated and used by coaches for performance improvements in athletes and by clinicians to reduce the risk of injuries. As LDS was already advocated to be associated with pathologic conditions such as fall-risk (Toebe et al., 2012) or low back-pain (Graham, Oikawa, & Ross, 2014), a relationship to other injuries can be assumed. To date there is no evidence if and how sports injuries correlate with LDS. However, common sports-related injuries may be influenced by altered neuromuscular control (Zech et al., 2010). As stability in locomotion is a challenging task for the central nervous system and depends on neuromuscular control (Rossignol, Dubuc, & Gossard, 2006), the determination of LDS could give a better understanding of the aetiology of sports injuries.

Some limitations must be taken into consideration when interpreting the results of this study. The data may have been influenced by the way we used different anatomical positions and different methods to attach the sensors (Lycra suit, elastic straps, taping). Further research is recommended to compare anatomical sensor positioning (Mehdizadeh, 2018) and methods of attaching the sensors, especially in runners. Furthermore, this study is based on some assumptions, described by research on LDS in human walking. We suggest to further evaluate similarities and differences of walking and running regarding LDS. It should also be mentioned that we cannot entirely be sure that the athletes were completely fatigued although monitoring of the athletes during the incremental treadmill test and during the test situation (e.g. running velocity, perceived exertion, lactate, heart rate) indicated exhaustion. Furthermore, it should be noted that our test protocol differs from other publications. For instance, Hamacher et al. (2016) used a cycle ergometer to induce fatigue. Thereafter, LDS was measured during treadmill walking. Cignetti et al. (2009) determined the Lyapunov exponent of cross-country skiers for a time period of 40 s at the end of the test protocol.

Finally, it should be mentioned that a definitive definition for the term gait stability is still under discussion (Bruijn et al., 2013; Ihlen, van Schooten, Bruijn, Pijnappels, & van Dieën, 2017; Mehdizadeh, 2018). In the past, several models besides the largest Lyapunov exponent have been used to address stability of human locomotion (Bruijn et al., 2013). The largest Lyapunov exponent is seen as a valid and promising method to measure stability of a system under the influence of small perturbations (Bruijn et al., 2013). This method was used many times for research purposes within recent years (Bruijn et al., 2013; Hamacher et al., 2011; Mehdizadeh, 2018). Nevertheless, the applicability of the Lyapunov exponent to clinical practice (Ihlen et al., 2017) as well as the robustness of the Lyapunov exponent calculation is still discussed (Holger, Günter, & Hongliu, 2013). Thus, further research on this topic is recommended.

Conclusion

LDS of runners measured at thorax and pelvis increased during exhaustive 5000 m running. Recreational runners tended to show a higher increase of LDS than competitive runners (thorax). Competitive runners showed higher values of LDS measured at the foot compared to recreational runners. The results of this study show the value of determining LDS in athletes. By using evidence from studies of human gait, LDS in a clinical or research setting

within athletes might give a better understanding of running biomechanics. As discussed in this study, the influence of fatigue, running velocity, footwear, and competition level on local dynamic stability should be further evaluated.

Acknowledgments

We would like to thank all athletes for their participation in this study. Special thanks also go to Dr. Sarah Wiesner (Meteorological Institute, University of Hamburg) and Akio Hansen (Klimabotschafter e.V.) for providing weather data.

Disclosure statement

No potential conflict of interest was reported by the authors.

ORCID

Daniel Hamacher  <http://orcid.org/0000-0002-2296-4316>

Karsten Hollander  <http://orcid.org/0000-0002-5682-9665>

References

- Abd-Elfattah, H. M., Abdelazeim, F. H., & Elshennawy, S. (2015). Physical and cognitive consequences of fatigue: A review. *Journal of Advanced Research*, 6(3), 351–358.
- Asgari, N., Sanjari, M. A., & Esteki, A. (2017). Local dynamic stability of the spine and its coordinated lower joints during repetitive lifting: Effects of fatigue and chronic low back pain. *Human Movement Science*, 54, 339–346.
- Boyas, S., & Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 54(2), 88–108.
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2013). Assessing the stability of human locomotion: A review of current measures. *Journal of the Royal Society Interface*, 11(90), 20130900.
- Cignetti, F., Schena, F., & Rouard, A. (2009). Effects of fatigue on inter-cycle variability in cross-country skiing. *Journal of Biomechanics*, 42(10), 1452–1459.
- Clermont, C. A., Osis, S. T., Phinyomark, A., & Ferber, R. (2017). Kinematic gait patterns in competitive and recreational runners. *Journal of Applied Biomechanics*, 33(4), 268–276.
- Degache, F., Van Zaen, J., Oehen, L., Guex, K., Trabucchi, P., Millet, G., & Hug, F. (2014). Alterations in postural control during the world's most challenging mountain ultra-marathon. *PLoS One*, 9(1), e84554.
- Dingwell, J. B., & Cusumano, J. P. (2000). Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 10(4), 848–863.
- Ekizos, A., Santuz, A., & Arampatzis, A. (2017). Transition from shod to barefoot alters dynamic stability during running. *Gait & Posture*, 56(Supplement C), 31–36.

- England, S. A., & Granata, K. P. (2007). The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait & Posture*, 25(2), 172–178.
- Fraser, A. M., & Swinney, H. L. (1986). Independent coordinates for strange attractors from mutual information. *Physical Review A*, 33(2), 1134–1140.
- Graham, R. B., Oikawa, L. Y., & Ross, G. B. (2014). Comparing the local dynamic stability of trunk movements between varsity athletes with and without non-specific low back pain. *Journal of Biomechanics*, 47(6), 1459–1464.
- Granata, K. P., & Gottipati, P. (2008). Fatigue influences the dynamic stability of the torso. *Ergonomics*, 51(8), 1258–1271.
- Hamacher, D., Hamacher, D., Singh, N. B., Taylor, W. R., & Schega, L. (2015). Towards the assessment of local dynamic stability of level-grounded walking in an older population. *Medical Engineering & Physics*, 37(12), 1152–1155.
- Hamacher, D., Hamacher, D., Taylor, W. R., Singh, N. B., & Schega, L. (2014). Towards clinical application: Repetitive sensor position re-calibration for improved reliability of gait parameters. *Gait & Posture*, 39(4), 1146–1148.
- Hamacher, D., Krebs, T., Meyer, G., & Zech, A. (2018). Does local dynamic stability of kayak paddling technique affect the sports performance? A pilot study. *European Journal of Sport Science*, 18(4), 491–496.
- Hamacher, D., Singh, N. B., Van Dieen, J. H., Heller, M. O., & Taylor, W. R. (2011). Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: A systematic review. *Journal of the Royal Society Interface*, 8(65), 1682–1698.
- Hamacher, D., Törpel, A., Hamacher, D., & Schega, L. (2016). The effect of physical exhaustion on gait stability in young and older individuals. *Gait & Posture*, 48, 137–139.
- Holger, K., Günter, R., & Hongliu, Y. (2013). The problem of spurious Lyapunov exponents in time series analysis and its solution by covariant Lyapunov vectors. *Journal of Physics A: Mathematical and Theoretical*, 46(25), 254009.
- Hollander, K., de Villiers, J. E., Venter, R., Sehner, S., Wegscheider, K., Braumann, K. M., & Zech, A. (2017). Foot strike patterns differ between children and adolescents growing up Barefoot vs. Shod. *Int J Sports Med*, 39(2), 97–103.
- Hollander, K., van der Zwaard, B. C., de Villiers, J. E., Braumann, K.-M., Venter, R., & Zech, A. (2016). The effects of being habitually barefoot on foot mechanics and motor performance in children and adolescents aged 6–18 years: Study protocol for a multicenter cross-sectional study (Barefoot LIFE project). *Journal of Foot and Ankle Research*, 9(1), 36.
- Ihlen, E. A. F., van Schooten, K. S., Bruijn, S. M., Pijnappels, M., & van Dieen, J. H. (2017). Fractional stability of trunk acceleration dynamics of daily-life walking: Toward a unified concept of gait stability. *Frontiers in Physiology*, 8, 516.
- Jordan, K., Challis, J. H., Cusumano, J. P., & Newell, K. M. (2009). Stability and the time-dependent structure of gait variability in walking and running. *Human Movement Science*, 28(1), 113–128.
- Kennel, M. B., Brown, R., & Abarbanel, H. D. I. (1992). Determining embedding dimension for phase-space reconstruction using a geometrical construction. *Physical Review A*, 45(6), 3403–3411.
- Look, N., Arellano, C. J., Grabowski, A. M., McDermott, W. J., Kram, R., & Bradley, E. (2013). Dynamic stability of running: The effects of speed and leg amputations on the maximal Lyapunov exponent. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 23(4), 043131.
- Mehdizadeh, S. (2018). The largest Lyapunov exponent of gait in young and elderly individuals: A systematic review. *Gait & Posture*, 60, 241–250.
- Mehdizadeh, S., Arshi, A. R., & Davids, K. (2014). Effect of speed on local dynamic stability of locomotion under different task constraints in running. *European Journal of Sport Science*, 14(8), 791–798.
- Mehdizadeh, S., Arshi, A. R., & Davids, K. (2016). Constraints on dynamic stability during forward, backward and lateral locomotion in skilled football players. *European Journal of Sport Science*, 16(2), 190–198.
- 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.
- Nessler, J. A., Huynh, H., & McDougal, M. (2011). A single bout of resistance exercise does not affect nonlinear dynamics of lower extremity kinematics during treadmill walking. *Gait & Posture*, 34(2), 285–287.
- Noehren, B., Schmitz, A., Hempel, R., Westlake, C., & Black, W. (2014). Assessment of strength, flexibility, and running mechanics in men with iliotibial band syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 44(3), 217–222.
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77–95.
- Place, N., Lepers, R., Deley, G., & Millet, G. Y. (2004). Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(8), 1347–1356.
- Reenalda, J., Maartens, E., Homan, L., & Buurke, J. H. J. (2016). Continuous three dimensional analysis of running mechanics during a marathon by means of inertial magnetic measurement units to objectify changes in running mechanics. *Journal of Biomechanics*, 49(14), 3362–3367.
- Rosenstein, M. T., Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993). A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 65(1), 117–134.
- Rossignol, S., Dubuc, R., & Gossard, J. P. (2006). Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. *Physiological reviews*, 86(1), 89–154.
- Santuz, A., Ekizos, A., Eckardt, N., Kibele, A., & Arampatzis, A. (2018). Challenging human locomotion: Stability and modular organisation in unsteady conditions. *Scientific Reports*, 8(1), 2740.
- Takem, F. (1981). *Detecting strange attractors in turbulence*. Berlin: Springer Verlag.
- Toebes, M. J., Hoozemans, M. J., Furrer, R., Dekker, J., & van Dieen, J. H. (2012). Local dynamic stability and variability of gait are associated with fall history in elderly subjects. *Gait & Posture*, 36(3), 527–531.
- Twomey, R., Aboodarda, S. J., Kruger, R., Culos-Reed, S. N., Temesi, J., & Millet, G. Y. (2017). Neuromuscular fatigue during exercise: Methodological considerations, etiology and potential role in chronic fatigue. *Neurophysiologie Clinique / Clinical Neurophysiology*, 47(2), 95–110.
- Winter, S., Gordon, S., & Watt, K. (2017). Effects of fatigue on kinematics and kinetics during overground running: A systematic review. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 57(6), 887–899.
- Yoshino, K., Motoshige, T., Araki, T., & Matsuoka, K. (2004). Effect of prolonged free-walking fatigue on gait and physiological rhythm. *Journal of Biomechanics*, 37(8), 1271–1280.
- Zech, A., Hübscher, M., Vogt, L., Banzer, W., Hänsel, F., & Pfeifer, K. (2010). Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: A systematic review. *Journal of Athletic Training*, 45(4), 392–403.
- Zech, A., Steib, S., Hentschke, C., Eckhardt, H., & Pfeifer, K. (2012). Effects of localized and general fatigue on static and dynamic postural control in male team handball athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(4), 1162–1168.

2 Zusammenfassende Darstellung der Publikation

2.1 Einleitung

Ein physiologisches Bewegungsmuster im Sinne von Gang oder Lauf ist in der Regel „flüssig, ungehemmt, bilateral symmetrisch und zielsicher“ (Rüther und Lohmann 2014). Aufgrund interindividueller Unterschiede von biomechanischen Parametern verfügt jeder Mensch über einen eigenen Bewegungsablauf, der zwar intraindividuellen Veränderungen und Variabilität unterliegen kann (Hausdorff 2005), aber ähnlich eines „persönlichen Fingerabdruckes“ über charakterisierende Eigenschaften verfügt (Wan et al. 2019, Sprager und Juric 2015, Wang et al. 2010).

Die biomechanische Gang- und Laufstilanalyse, beispielsweise die Erstellung dreidimensionaler Körpermodelle mit einem Multikamerasystem oder Inertialsensoren, ist ein vielfach durchgeführtes Verfahren mit Anwendungspotential in unterschiedlichen Fachrichtungen wie Neurologie, Rehabilitation, Physiotherapie, Orthopädie und Unfallchirurgie, Sportwissenschaft und Sportmedizin (Chen et al. 2013, Fernandez-Baena et al. 2012, Astephen et al. 2008, Hollander et al. 2015, Tate und Milner 2010, Hoenig et al. 2020). Traditionell kamen und kommen überwiegend lineare Methoden der Kinetik, Kinematik und Elektromyographie zur Anwendung. Dies beinhaltet beispielsweise die Analyse von Gelenkwinkeln, Schrittlängen und Schrittfrequenzen, Krafteinwirkungen oder Beschleunigungsparametern (Souza 2016, Pfister et al. 2014). Ergänzend wurde gezeigt, dass auch die Bestimmung nichtlinearer, zeitabhängiger Stabilitätsparameter, z.B. der lokalen dynamischen Stabilität, eine sinnvolle Ergänzung der Gang- oder Laufstilanalyse darstellen kann (Dingwell und Cusumano 2000, Jordan et al. 2009). Lokale dynamische Stabilität bezeichnet die Fähigkeit des menschlichen Körpers, kleinste Störungen der Gang- oder Laufbewegung – z.B. durch Wind, Unebenheiten, Reibung oder neuromuskuläre Ansteuerung (Bruijn et al. 2013) – adäquat zu kompensieren (Ekizos et al. 2017, Jordan et al. 2009, England und Granata 2007, Hoenig et al. 2019, Dingwell und Cusumano 2000,

Josiński et al. 2019). Die Quantifizierung der lokalen dynamischen Stabilität kann mithilfe der Bestimmung des maximalen Lyapunov-Exponenten λ erfolgen (England und Granata 2007).

Grundsätzlich versteht man unter Stabilität die Fähigkeit eines Systems, sich Störungen zu widersetzen bzw. nach erfolgter Störung in den Ausgangszustand oder eine Form des „steady state“ zurückzukehren (Josiński et al. 2019, Bruijn 2010). In Bezug auf die menschliche zyklische Lokomotion durch Gang und Lauf könnte man unter einem stabilen System beispielsweise einen Zustand verstehen, der eine adäquate Fortbewegung innerhalb eines definierten Funktionsbereiches ermöglicht, z.B. das Vermeiden von Stürzen (Bruijn et al. 2013). Zwar stellen Stürze eines der häufigsten medizinischen, gleichzeitig auch schwerwiegende, Probleme der (alternden) Bevölkerung dar (Al-Aama 2011, Tinetti und Speechley 1989). Andererseits ist auch unter Betrachtung dieser Daten für die Mehrzahl an alltäglichen Situation und bei einem Großteil der Bevölkerung die zyklische Fortbewegung ohne Sturz möglich und wäre unter alleiniger Betrachtung des vorangehend erwähnten Aspektes zunächst einmal als stabil anzusehen (Bruijn 2010). Gleichzeitig stellen sich darüber hinaus jedoch, nicht nur, aber auch innerhalb dieser Personengruppe Fragen hinsichtlich Qualität, Robustheit und Ökonomie der Gang- und Laufstabilität (Bruijn 2010). Entsprechende Fragestellungen („Wie schnell kann eine interne oder externe Störung der Fortbewegung ausgeglichen werden?“, „Bis zu welchem Größenausmaß kann ein Supinationstrauma ohne Sturz toleriert werden?“) sind von nicht zu unterschätzender klinischer Relevanz sowohl in der „ganggesunden“ Bevölkerung als auch bei sturzgefährdeten Patienten.

Kommt die Quantifizierung eines stabilen bzw. instabilen Gangmusters im Bereich der Neurologie, Rehabilitation, Orthopädie und Traumatologie insbesondere zur Risikoabschätzung von Stürzen zur Anwendung, dienen in Sportmedizin und Sportwissenschaft die Deskription und Optimierung der sportartspezifischen Technik dem Verständnis assoziierter Verletzungen sowie der Verbesserung der Technikökonomie (Van Hooren et al. 2020, Ceysens et al. 2019, Hoenig et al. 2020). Der Einfluss individueller anatomischer und biomechanischer Faktoren auf die sportliche Leistungsfähigkeit und das

individuelle Verletzungsrisiko wurde vielfach gezeigt (Ceyssens et al. 2019, Maganaris et al. 2004) und im konkreten wurde ein Einfluss der lokalen dynamischen Laufstabilität auf ebendiese Parameter postuliert. Bevor diesbezüglich jedoch fundierte Aussagen getroffen werden können, sind grundlegende Kenntnisse und Validierungsstudien notwendig. Zwar ist insbesondere die Bestimmung der lokalen dynamischen Stabilität ein vermehrt durchgeführtes Verfahren der Ganganalyse (Bruijn et al. 2013, Hamacher et al. 2011). Da die Biomechanik von Gang und Lauf sowohl über Gemeinsamkeiten als auch Unterschiede verfügt (Novacheck 1998), stellt sich jedoch die Frage, inwieweit entsprechende Erkenntnisse von der Gang- auf die Laufbewegung transferiert werden können. So gibt es beispielsweise zum aktuellen Zeitpunkt nur begrenzte wissenschaftliche Informationen zum Einfluss von Ermüdung auf entsprechende Stabilitätsparameter bei Sportlern. Aus diesem Grunde ist es das Ziel dieser Studie, den Einfluss von Ermüdung auf die lokale dynamische Stabilität bei Sportlern zu bestimmen. Um die Bedeutung der sportlichen Leistungsfähigkeit auf die lokale dynamische Stabilität zu untersuchen, werden in dieser Studie sowohl Breiten- und Wettkampfsportler eingeschlossen. Basierend auf ersten Erkenntnissen zur Gangstabilität anderer Studien vermuten wir eine zunehmende Instabilität bei fortlaufender Ermüdung – ausgeprägt insbesondere bei Breitensportlern (Asgari et al. 2017, Cignetti et al. 2009, Granata und Gottipati 2008, Hamacher et al. 2018).

2.2 Material und Methoden

Die Probanden absolvierten einen subjektiv maximal ermüdenden 5000-m-Lauf (12,5 Runden auf einer 400-m-Tartanbahn). Jeder Proband absolvierte den Ermüdungslauf einzeln, Tempomacher waren nicht erlaubt. Die Sportler liefen auf der inneren Bahn, starteten mit einer 100-m-Geraden und beendeten folglich nach einer 100-m-Kurve den Lauf. Ein positiver Beschluss des Ethikkomitees der Universität Hamburg lag vor (Nr. 2017-96). Es wurden gleichermaßen Breiten- als auch Wettkampfsportler eingeschlossen. Die Probandenrekrutierung erfolgte über lokale Sportvereine und soziale Netzwerke. Einschlusskriterien waren: männliches Geschlecht, 18-35 Jahre, keine die Biomechanik beeinflussende Verletzung innerhalb der letzten drei Monate, kein die Gang- und

Laufbiomechanik beeinflussender Schmerz innerhalb der letzten drei Monate, keine medizinisch diagnostizierte Gangstörung, keine Nutzung orthopädischer Einlagen weder aktuell noch in der Vergangenheit zur Korrektur von Gangstörungen. Die Einteilung der Sportler in eine Breitensportgruppe und eine Wettkampfgruppe erfolgte anhand der persönlichen Bestzeit (innerhalb der letzten zwei Jahre) über 5 km, 10 km, Halbmarathon oder Marathon. Dieser Kategorisierung liegt ein Scoring-System, das die persönliche Bestzeit in Relation zu Weltrekordzeiten setzt, zugrunde, welches auch von anderen Autoren genutzt wird (Clermont et al. 2017, Clermont et al. 2019). Etwa eine Woche vor Studiendurchführung wurde bei jedem Probanden eine Leistungsdiagnostik, u.a. mit Bestimmung der VO_{2peak} , durchgeführt. Im Rahmen dieser Untersuchung wurden die Probanden bereits mit der Sensortechnologie vertraut gemacht.

Es wurden Inertial Measurement Units (MTw; Xsens Technologies B.V., Enschede, Niederlande) am (1) Sternum (mittels Lycra Suit; Xsens Technologies B.V., Enschede, Niederlande), (2) Sakrum (mit elastischen Gurten; Xsens Technologies B.V., Enschede, Niederlande) und am (3) rechten Fuß befestigt. Die Fußsensoren wurden am Schuh oberhalb des Vorfußes mittels Tapes fixiert. Die Datengewinnung erfolgte während des gesamten Laufes mit einer Samplingrate von 100 Hz. Die Studie wurde unter trockenen Wetterbedingungen und annähernder Windstille durchgeführt. Eine Wetteraufzeichnung erfolgte für jeden Probanden durch eine universitäre Wetterstation, die sich in ca. 100 m Entfernung von der Laufbahn befand. Vor dem 5000-m-Lauf erfolgte ein standardisiertes Warm-Up – bestehend aus 1200 m Laufen bei selbstgewählter, langsamer Geschwindigkeit. Unmittelbar nach dem Lauf wurde die subjektive Ermüdung mittels Borg-Skala erhoben. Herzfrequenzdaten (Polar H7; Polar, Kempele, Finnland) während des Laufes und eine Laktatmessung (Biosen C-Line; EKF Diagnostics, Magdeburg, Deutschland), drei Minuten nach Beendigung des Rennens, dienten zusätzlich der Quantifizierung des Ermüdungszustandes. Der Fußaufsatz wurde mittels gängiger Methoden (Hollander et al. 2016, Hollander et al. 2018, Hoenig et al. 2020) visuell von drei Reviewern unterteilt in: Fersenlaufstil oder kein Fersenlaufstil. Die Teilnehmer nutzten ihre eigenen Lafschuhe. Die

Benutzung von Spikes war nicht erlaubt. Alle erhobenen Daten der Inertial Measurement Units wurden per Hersteller-Software (MT Manager, Version 4.7; Xsens Technologies B.V., Enschede, Niederlande) gesammelt. Während des Laufes wurden die Daten der Inertial Measurement Units unmittelbar per Bluetooth auf ein an einem Fahrradlenker befestigtes Tablet übertragen. Alle Berechnungen erfolgten mittels für die Fragestellung entwickelten Matlab (Matlab R2017; MathWorks, Natick, Massachusetts, USA) Skripten und Funktionen. Der Fahrradfahrer (TH) begleitete den 5000-m-Lauf auf Bahn 2 der Laufbahn, fungierte jedoch nicht als Tempomacher. Drei Messpunkte wurden zur Bestimmung der lokalen dynamischen Stabilität ausgewählt. Ein Messpunkt befand sich zu Beginn (500 m), ein Messpunkt in der Mitte (2500 m) und ein Messpunkt zum Ende des Laufes (4500 m). Der Lauf erfolgte auf einer Laufbahn mit integrierten Magnetschranken, alle 10 m oder 50 m, welche von den Inertial Measurement Units detektiert wurden. Basierend auf diesen Informationen wurden auch die Laufgeschwindigkeiten der Sportler berechnet.

Die Bestimmung der lokalen dynamischen Stabilität als Primärouitcome erfolgte mittels Winkelgeschwindigkeiten und ist im Detail in der beigefügten Publikation (Hoenig et al. 2019) sowie von Dingwell und Cusumano (2000) und Hamacher et al. (2015) beschrieben worden. Sie beruht auf der Bestimmung des nichtlinearen Zustandsraummodells nach Takens (1981)

$$s(t) = [x(t), x(t + \tau), x(t + 2\tau), \dots, x(t + (m - 1)\tau)]$$

mit der zeitlichen Verzögerung τ sowie der Anzahl an Dimensionen m . Im Anschluss folgt die Bestimmung des maximalen Lyapunov-Exponenten λ nach Rosenstein et al. (1993). Die Unterscheidung beider Gruppen erfolgte mittels t-Test bzw. exaktem Fisher-Test. Die Analyse der Laufgeschwindigkeiten und der lokalen dynamischen Stabilität erfolgte mittels zweifacher ANOVA mit wiederholten Messungen. Die statistische Analyse erfolgte mittels IBM SPSS Statistics 25 (IBM Corp., Armonk, NY, USA).

2.3 Ergebnisse

Insgesamt wurden die Daten von 15 Breiten- und 15 Wettkampfsportler (entsprechend der oben beschriebenen zugrunde liegenden Klassifikation) ausgewertet. Die erhobenen

Leistungsparameter beider Gruppen unterschieden sich (5-km-Zeit, Trainingsumfänge, Laktat, VO_{2peak}). Für alle anderen deskriptiven Parameter zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied. Die Ergebnisse der Bestimmung der lokalen dynamischen Stabilität werden nachfolgend anhand der Sensorlokalisierung präsentiert, die tabellarische und grafische Darstellung der deskriptiven Parameter sowie von Primäroutcome bzw. Sekundäroutcome inklusive des Signifikanzniveaus ist in der beigefügten Publikation wiederzufinden.

Fuß: Im Vergleich zu Breitensportlern zeigten Wettkampfsportler eine signifikant höhere lokale dynamische Stabilität ($F_{1,28} = 5.318$, $P = 0.029$, $\eta_{\text{partial}}^2 = 0.160$). Es wurden keine signifikanten Zeit x Gruppe Interaktionen ($F_{2,56} = 0.899$, $P = 0.413$, $\eta_{\text{partial}}^2 = 0.031$) und keine Veränderungen der lokalen dynamischen Stabilität während des Laufes beobachtet ($F_{2,56} = 1.139$, $P = 0.327$, $\eta_{\text{partial}}^2 = 0.039$).

Pelvis: Es zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede der lokalen dynamischen Stabilität zwischen Breiten- und Wettkampfsportlern ($F_{1,28} = 3.074$, $P = 0.090$, $\eta_{\text{partial}}^2 = 0.099$). Die lokale dynamische Stabilität stieg im Laufe der drei Messpunkte an ($F_{1,545,43,262} = 10.256$, $P = 0.001$, $\eta_{\text{partial}}^2 = 0.268$). Es kam zu keiner statistisch signifikanten Zeit x Gruppe Interaktion ($F_{1,545,43,262} = 0.447$, $P = 0.592$, $\eta_{\text{partial}}^2 = 0.016$).

Thorax: Es zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede der lokalen dynamischen Stabilität zwischen Breiten- und Wettkampfsportlern ($F_{1,28} = 0.305$, $P = 0.585$, $\eta_{\text{partial}}^2 = 0.011$). Die lokale dynamische Stabilität stieg während der drei Messpunkte an ($F_{2,56} = 6.185$, $P = 0.004$, $\eta_{\text{partial}}^2 = 0.181$). Dieser Effekt schien bei Breitensportlern stärker ausgeprägt zu sein als bei Wettkampfsportlern, wenngleich ein statistisch signifikanter Unterschied nicht gezeigt werden konnte ($F_{2,56} = 2.649$, $P = 0.080$, $\eta_{\text{partial}}^2 = 0.086$).

Bezüglich der Laufgeschwindigkeit zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen Breiten- und Wettkampfsportlern ($F_{1,28} = 77.286$, $P < 0.001$, $\eta_{\text{partial}}^2 = 0.734$), jedoch kein Zeiteffekt ($F_{1,272,35,625} = 0.988$, $P = 0.347$, $\eta_{\text{partial}}^2 = 0.034$) und auch keine signifikanten Zeit x Gruppe Interaktionen ($F_{1,272,35,625} = 3.565$, $P = 0.058$, $\eta_{\text{partial}}^2 = 0.113$).

2.4 Diskussion

Die Ergebnisse dieser Studie legen nahe, dass die lokale dynamische Stabilität von Thorax und Pelvis während eines ermüdenden 5000-m-Laufes zunimmt. In der Tendenz zeigte sich dieser Effekt bei Breitensportlern stärker ausgeprägt als bei Wettkampfsportlern, wenngleich eine statistische Signifikanz diesbezüglich nicht gezeigt werden konnte. Die lokale dynamische Stabilität des Fußes war über alle drei Messpunkte hinweg bei Wettkampfsportlern signifikant höher als bei Breitensportlern.

Eine der zentralen Fragestellungen dieser Studie bezog sich auf den Einfluss von (akuter) Ermüdung auf die lokale dynamische Stabilität. Im Vorfeld dieser Studie wurde eine negative Korrelation von Ermüdung und lokaler dynamischer Stabilität postuliert. Diese Annahme basierte im Wesentlichen auf der allgemeinen Vermutung, dass unter dem Einfluss von Ermüdung kleine Störungen in der Laufbiomechanik schlechter kompensiert werden könnten (Asgari et al. 2017, Granata und Gottipati 2008, Yoshino et al. 2004). Allerdings hatten bereits Hamacher et al. (2016) gezeigt, dass bei jungen gesunden Erwachsenen die subjektiv maximale Belastung auf einem Fahrradergometer zu einer Zunahme an lokaler dynamischer Gangstabilität führen kann. Die inhomogene Studienlage lässt sich im Ansatz durch unterschiedliche Studienprotokolle erklären, macht aber auch deutlich, wie unzureichend der Einfluss von Ermüdung auf die neuromuskuläre Kontrolle generell, und die lokale dynamische Stabilität im speziellen, bislang verstanden ist (Wan et al. 2017, Carroll et al. 2017, Twomey et al. 2017, Hoenig et al. 2019).

Während es offensichtlich erscheint, dass akute zentrale und periphere Ermüdung zu einer Verringerung (neuro-)muskulärer Leistungsfähigkeit bis hin zum Abbruch sportlicher Tätigkeit führt, ist zu bedenken, dass der menschliche Körper Ermüdungserscheinungen mit Kompensations- und Adaptationsvorgängen begegnet (Boyas und Guével 2011). Akute Ermüdung im Sinne einer sportlichen Belastung führt somit sowohl zu einer Abnahme, aber auch zu einer (zwischenzeitlich) kompensierenden Zunahme neuromuskulärer Fähigkeiten (Boyas und Guével 2011, Twomey et al. 2017, Place et al. 2004). Während ersteres beispielsweise durch eine veränderte Neurotransmitterfreisetzung, Aktivität des Motorkortex,

Ausbreitung der Aktionspotentiale oder Substratverluste und -akkumulationen erklärt wird, könnte für letzteres eine veränderte Muskelfaserrekrutierung, Entladungsfrequenz oder Potenzierung verantwortlich sein (Boyas und Guével 2011, Twomey et al. 2017). Entsprechende neuromuskuläre Adaptationen könnten ebenso wie ermüdungsinduzierte Modifikationen der Laufbiomechanik auch durch die Nutzung anderer Muskelgruppen bzw. Ansteuerungsvorgänge und die Notwendigkeit einer Steigerung der Technikökonomie (Hamacher et al. 2016) Erklärungsansätze für eine veränderte dynamische Stabilität darstellen. Zwar wurden Parameter wie Muskelrekrutierung, Feedback-Mechanismus und Muskelsteifigkeit als mögliche Einflussfaktoren auf die lokale dynamische Stabilität beschrieben (Granata und Gottipati 2008). Entsprechende Parameter sind aufgrund unzureichender Evidenzlage jedoch als spekulativ einzuschätzen (Granata und Gottipati 2008).

Eine grundsätzliche Aussage zum Einfluss von Ermüdung auf die lokale dynamische Stabilität kann basierend auf der aktuellen Studienlage nicht getroffen werden. Es sollte beachtet werden, dass aktuelle Studien zu diesem Thema unterschiedliche Studienprotokolle aufweisen, die einen Vergleich erschweren. Mögliche Faktoren, die hierzu beitragen können, sind Ermüdungszustand (akut, chronisch, maximal, submaximal), Sportart, Trainingszustand, Alter, Messzeitpunkt, anatomische Region, Datenerfassung und -prozessierung (Mehdzadeh 2018, Josiński et al. 2019).

Wenngleich statistische Signifikanz im Rahmen dieser Untersuchung nicht gezeigt werden konnte, konnten in der Tendenz unterschiedliche Veränderungen der lokalen dynamischen Stabilität zwischen Breiten- und Wettkampfsportlern beobachtet werden. Zusätzlich wurden am Fußsensor über alle drei Messzeitpunkte signifikant höhere Werte der lokalen dynamischen Stabilität für Wettkampfsportler detektiert. Erklärungsansätze für diese Beobachtungen sind spekulativ und vielfältiger Natur. Sie beinhalten unter anderem Laufgeschwindigkeit, Fußaufsatz, Schuhwerk und Erfahrung. Basierend auf diesen Beobachtungen sollte in kommenden Untersuchungen beachtet werden, dass die sportliche Leistungsfähigkeit Einfluss auf Stabilitätsparameter nehmen könnte. Sowohl diese Studie als

auch die vorhergehend zitierten Studien machen deutlich, dass die Untersuchung von Stabilitäts- und Variabilitätsparametern eine relevante Ergänzung der biomechanischen Gang- und Laufstilanalyse darstellen kann.

Zur Nutzung linearer und nichtlinearer Methoden in Klinik und Sportpraxis, aber auch zur Verbesserung der Datenlage im Sinne von Big-Data-Analyse, bietet sich eine Datenerhebung mittels Wearable Technology an. Wearable Technology, konkret der Einsatz von Inertial Measurement Units, ermöglicht die Analyse des Gang- und Laufmusters unter „realen“ Bedingungen (Reenalda et al. 2016, Ahamed et al. 2019, Benson et al. 2019). Zum aktuellen Zeitpunkt finden jedoch zahlreiche Studien nach wie vor unter Laborbedingungen statt. Inwieweit Rückschlüsse biomechanischer Daten auf „out-of-the-lab“-Situationen möglich sind, ist fraglich und abhängig von der untersuchten Fragestellung (Alton et al. 1998, Riley et al. 2008, Van Hooren et al. 2020, Hoenig et al. 2019). Wearable Technology bietet darüber hinaus die Möglichkeit einer breiten Nutzung nicht nur durch Wissenschaftler und Therapeuten, sondern auch Sportler und Trainer. Die Nutzung von Wearable Technology ist auch vor dem Hintergrund interessant, dass einzelne Autoren einen Zusammenhang zwischen lokaler dynamischer Stabilität und pathologischen Zuständen wie Sturzrisiko und Rückenschmerz postuliert sowie gezeigt haben (Toebe et al. 2012, Graham et al. 2014). Zum aktuellen Zeitpunkt gibt es keine evidenzbasierte Grundlage für mögliche Zusammenhänge zwischen Sportverletzungen und lokaler dynamischer Stabilität. Da Stabilität aber eine sensomotorische Herausforderung für das zentrale Nervensystem darstellt und eine adäquate neuromuskuläre Kontrolle erfordert, könnte die Bestimmung der lokalen dynamischen Stabilität möglicherweise auch zu einem besseren Verständnis der Pathophysiologie von Sportverletzungen führen. Die Gewinnung großer Stichprobendaten sowie Big-Data-Analysen könnte diesbezüglich einer großen Bedeutung zukommen.

Bei der Interpretation der vorliegenden Studie sollten einige Limitationen in Betracht gezogen werden. Zunächst ist eine mögliche Beeinflussung der Ergebnisse dieser Studie durch die Positionierung der Sensoren, auch der genutzten Techniken zur Anbringung, denkbar. Wenngleich bei den ausgewerteten Daten keine Lockerung der Sensoren erkennbar war,

wurde im Rahmen dieser Studie – wie in fast allen biomechanischen Studien – auf eine postexperimentelle Kontrolle der Sensorpositionierung verzichtet. Darüber hinaus basieren einige Annahmen aufgrund der nach wie vor geringen Anzahl an wissenschaftlichen Untersuchungen bei Sportlern auf Studienergebnissen, die beim menschlichen Gang erhoben worden sind. Insbesondere vor diesem Hintergrund erscheint es sinnvoll, Gemeinsamkeiten und Unterschiede der neuromuskulären Parameter bei Gang und Lauf in zukünftigen Untersuchungen weiter zu evaluieren. Ferner sollte auch an dieser Stelle erwähnt werden, dass der Begriff Gangstabilität nicht immer einheitlich definiert und quantifiziert wird (Bruijn et al. 2013, Ihlen et al. 2017, Mehdizadeh 2018). Zur Messung der Stabilität eines Systems, das kleinsten Störungen unterliegt, hat sich die Bestimmung der lokalen dynamischen Stabilität als valide und vielversprechend gezeigt – wenngleich eine Vielzahl weiterer Ansätze regelmäßig diskutiert werden (Bruijn et al. 2013). Wie in drei Übersichtsarbeiten gezeigt, wird die Bestimmung der lokalen dynamischen Stabilität mittlerweile vielfach in der wissenschaftlichen Forschung angewendet (Bruijn et al. 2013, Hamacher et al. 2011, Mehdizadeh 2018). Ihre praktische Anwendbarkeit, insbesondere im Laufsport, sowie einzelne Berechnungsgrundlagen werden jedoch nach wie vor diskutiert und bedürfen weiterer Forschung (Holger et al. 2013, Ihlen et al. 2017).

Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass die lokale dynamische Stabilität von Thorax und Pelvis während eines 5000-m-Laufes unter Ermüdung ansteigt. Dieser Effekt zeigte sich sowohl bei Breiten- als auch Wettkampfsportlern – in der Tendenz stärker ausgeprägt bei Breitensportlern. Am Fußsegment zeigte sich eine höhere lokale dynamische Stabilität bei Wettkampfsportlern über alle Messzeitpunkte. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die Bestimmung der lokalen dynamischen Stabilität ein besseres Verständnis der Gang- und Laufbiomechanik ermöglichen kann, sodass die weitere Erforschung von Variabilitäts- und Stabilitätsparametern empfohlen wird.

2.5 Literaturverzeichnis

Ahamed NU, Benson LC, Clermont CA, Pohl AJ, Ferber R (2019) New Considerations for Collecting Biomechanical Data Using Wearable Sensors: How Does Inclination Influence the

Number of Runs Needed to Determine a Stable Running Gait Pattern? Sensors (Basel) 19(11): 1-9.

Al-Aama T (2011) Falls in the elderly: spectrum and prevention. Can Fam Physician 57(7): 771-776.

Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC (1998) A kinematic comparison of overground and treadmill walking. Clin Biomech (Bristol, Avon) 13(6): 434-440.

Asgari N, Sanjari MA, Esteki A (2017) Local dynamic stability of the spine and its coordinated lower joints during repetitive Lifting: Effects of fatigue and chronic low back pain. Hum Mov Sci 54: 339-346.

Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ (2008) Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. J Orthop Res 26(3): 332-341.

Benson LC, Ahamed NU, Kobsar D, Ferber R (2019) New considerations for collecting biomechanical data using wearable sensors: Number of level runs to define a stable running pattern with a single IMU. J Biomech 85: 187-192.

Boyas S, Guével A (2011) Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. Ann Phys Rehabil Med 54(2): 88-108.

Bruijn SM (2010). Is stability an unstable concept? Quantifying dynamic stability of human locomotion. Dissertation. Vrije Universiteit Amsterdam. 10-43.

Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, van Dieen JH (2013) Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. J R Soc Interface 10(83): 20120999.

Carroll TJ, Taylor JL, Gandevia SC (2017) Recovery of central and peripheral neuromuscular fatigue after exercise. J Appl Physiol (1985) 122(5): 1068-1076.

Ceyssens L, Vanelderden R, Barton C, Malliaras P, Dingenen B (2019) Biomechanical Risk Factors Associated with Running-Related Injuries: A Systematic Review. Sports Med 49(7): 1095-1115.

Chen PH, Wang RL, Liou DJ, Shaw JS (2013) Gait disorders in Parkinson's disease: assessment and management. *Int J Gerontol* 7(4): 189-193.

Cignetti F, Schena F, Rouard A (2009) Effects of fatigue on inter-cycle variability in cross-country skiing. *J Biomech* 42(10): 1452-1459.

Clermont CA, Benson LC, Osis ST, Kobsar D, Ferber R (2019) Running patterns for male and female competitive and recreational runners based on accelerometer data. *J Sports Sci* 37(2): 204-211.

Clermont CA, Osis ST, Phinyomark A, Ferber R (2017) Kinematic Gait Patterns in Competitive and Recreational Runners. *J Appl Biomech* 33(4): 268-276.

Dingwell JB, Cusumano JP (2000) Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos* 10(4): 848-863.

Ekizos A, Santuz A, Arampatzis A (2017) Transition from shod to barefoot alters dynamic stability during running. *Gait Posture* 56(Supplement C): 31-36.

England SA, Granata KP (2007) The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait Posture* 25(2): 172-8.

Fernandez-Baena A, Susín Sánchez A, Lligadas X (2012) Biomechanical validation of upper-body and lower-body joint movements of kinect motion capture data for rehabilitation treatments. *CD Proceedings of the INCoS 2012. IEEE Computer Society Publications*, 656-661.

Graham RB, Oikawa LY, Ross GB (2014) Comparing the local dynamic stability of trunk movements between varsity athletes with and without non-specific low back pain. *J Biomech* 47(6): 1459-64.

Granata KP, Gottipati P (2008) Fatigue influences the dynamic stability of the torso. *Ergonomics* 51(8): 1258-71.

Hamacher D, Hamacher D, Singh NB, Taylor WR, Schega L (2015) Towards the assessment of local dynamic stability of level-grounded walking in an older population. *Med Eng Phys* 37(12): 1152-5.

Hamacher D, Krebs T, Meyer G, Zech A (2018) Does local dynamic stability of kayak paddling technique affect the sports performance? A pilot study. *Eur J Sport Sci* 18(4): 491-496.

Hamacher D, Singh NB, Van Dieen JH, Heller MO, Taylor WR (2011) Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. *J R Soc Interface* 8(65): 1682-98.

Hamacher D, Törpel A, Hamacher D, Schega L (2016) The effect of physical exhaustion on gait stability in young and older individuals. *Gait Posture* 48: 137-139.

Hausdorff JM (2005) Gait variability: methods, modeling and meaning. *J Neuroeng Rehabil* 2(1): 19.

Hoening T, Hamacher D, Braumann K-M, Zech A, Hollander K (2019) Analysis of running stability during 5000 m running. *Eur J Sport Sci* 19(4): 413-421.

Hoening T, Rolvien T, Hollander K (2020) Foot strike patterns in runners: concepts, classifications, techniques, and implications for running-related injuries. *Dtsch Z Sportmed* 71(3): 55-61.

Holger K, Günter R, Hongliu Y (2013) The problem of spurious Lyapunov exponents in time series analysis and its solution by covariant Lyapunov vectors. *J Phys A* 46(25): 254009.

Hollander K, Argubi-Wollesen A, Reer R, Zech A (2015) Comparison of minimalist footwear strategies for simulating barefoot running: a randomized crossover study. *PLoS one* 10(5): e0125880.

Hollander K, de Villiers JE, Venter R, Sehner S, Wegscheider K, Braumann KM, Zech A (2018) Foot Strike Patterns Differ Between Children and Adolescents Growing up Barefoot vs. Shod. *Int J Sports Med* 39(2): 97-103.

Hollander K, van der Zwaard BC, de Villiers JE, Braumann K-M, Venter R, Zech A (2016) The effects of being habitually barefoot on foot mechanics and motor performance in children and adolescents aged 6–18 years: study protocol for a multicenter cross-sectional study (Barefoot LIFE project). *J Foot Ankle Res* 9(1): 36.

Ihlen EAF, van Schooten KS, Bruijn SM, Pijnappels M, van Dieën JH (2017) Fractional Stability of Trunk Acceleration Dynamics of Daily-Life Walking: Toward a Unified Concept of Gait Stability. *Front Physiol* 8(516): 1-15.

Jordan K, Challis JH, Cusumano JP, Newell KM (2009) Stability and the time-dependent structure of gait variability in walking and running. *Hum Mov Sci* 28(1): 113-128.

Josiński H, Świtoński A, Michalczyk A, Grabiec P, Pawlyta M, Wojciechowski K (2019) Assessment of Local Dynamic Stability in Gait Based on Univariate and Multivariate Time Series. *Comput Math Methods Med* 2019: 1-13.

Maganaris CN, Narici MV, Almekinders LC, Maffulli N (2004) Biomechanics and pathophysiology of overuse tendon injuries. *Sports medicine* 34(14): 1005-1017.

Mehdizadeh S (2018) The largest Lyapunov exponent of gait in young and elderly individuals: A systematic review. *Gait Posture* 60: 241-250.

Novacheck TF (1998) The biomechanics of running. *Gait Posture* 7(1): 77-95.

Pfister A, West AM, Bronner S, Noah JA (2014) Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis. *J Med Eng Technol* 38(5): 274-80.

Place N, Lepers R, Deley G, Millet GY (2004) Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise. *Med Sci Sports Exerc* 36(8): 1347-1356.

Reenalda J, Maartens E, Homan L, Buurke JHJ (2016) Continuous three dimensional analysis of running mechanics during a marathon by means of inertial magnetic measurement units to objectify changes in running mechanics. *J Biomech* 49(14): 3362-3367.

Riley PO, Dicharry J, Franz J, Della Croce U, Wilder RP, Kerrigan DC (2008) A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 40(6): 1093-100.

Rosenstein MT, Collins JJ, De Luca CJ (1993) A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Physica D* 65(1): 117-134.

Rüther W, Lohmann CH (2014) *Orthopädie und Unfallchirurgie*, 20. Auflage, Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, München. 15.

Souza RB (2016) An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 27(1): 217-236.

Sprager S, Juric MB (2015) Inertial sensor-based gait recognition: A review. *Sensors* 15(9): 22089-22127.

Takens F (1981) Detecting strange attractors in turbulence. *Dynamical Systems and Turbulence*, Warwick 1980, Berlin, Heidelberg. Springer Berlin Heidelberg, 366-381.

Tate JJ, Milner CE (2010) Real-time kinematic, temporospatial, and kinetic biofeedback during gait retraining in patients: a systematic review. *Phys Ther* 90(8): 1123-34.

Tinetti ME, Speechley M (1989) Prevention of falls among the elderly. *N Engl J Med* 320(16): 1055-9.

Toebe MJ, Hoozemans MJ, Furrer R, Dekker J, van Dieen JH (2012) Local dynamic stability and variability of gait are associated with fall history in elderly subjects. *Gait Posture* 36(3): 527-31.

Twomey R, Aboodarda SJ, Kruger R, Culos-Reed SN, Temesi J, Millet GY (2017) Neuromuscular fatigue during exercise: Methodological considerations, etiology and potential role in chronic fatigue. *Neurophysiol Clin* 47(2): 95-110.

Van Hooren B, Fuller JT, Buckley JD, Miller JR, Sewell K, Rao G, Barton C, Bishop C, Willy RW (2020) Is Motorized Treadmill Running Biomechanically Comparable to Overground

Running? A Systematic Review and Meta-Analysis of Cross-Over Studies. *Sports Med* 50(4): 785-813.

Van Hooren B, Goudsmit J, Restrepo J, Vos S (2020) Real-time feedback by wearables in running: Current approaches, challenges and suggestions for improvements. *J Sports Sci* 38(2): 214-230.

Wan C, Wang L, Phoha VV (2019) A survey on gait recognition. *ACM Comput Surv* 51(5): 89.

Wan J, Qin Z, Wang P, Sun Y, Liu X (2017) Muscle fatigue: general understanding and treatment. *Exp Mol Med* 49(10): e384-e384.

Wang J, She M, Nahavandi S, Kouzani A (2010) A review of vision-based gait recognition methods for human identification. 2010 International conference on digital image computing: techniques and applications. IEEE, 320-327.

Yoshino K, Motoshige T, Araki T, Matsuoka K (2004) Effect of prolonged free-walking fatigue on gait and physiological rhythm. *J Biomech* 37(8): 1271-80.

3 Abstract (deutsch)

In der biomechanischen Analyse des menschlichen Ganges ist die Bestimmung der lokalen dynamischen Stabilität ein häufig genutzter Parameter zur Stabilitätsmessung. Um dieses Konzept auf die Laufstilanalyse auszuweiten, wurde im Rahmen dieser Studie die lokale dynamische Laufstabilität von Breiten- und Wettkampfsportlern unter dem Einfluss von Ermüdung bestimmt. Jeweils 15 Breiten- und Wettkampfsportler absolvierten einen subjektiv ermüdenden 5000-m-Lauf. Inertialsensoren an Fuß, Pelvis und Thorax wurden genutzt, um die lokale dynamische Stabilität, quantifiziert durch den maximalen Lyapunov-Exponenten λ , zu bestimmen. Laufgeschwindigkeit, Laktat, subjektive Ermüdung und der Fußaufsatz wurden zusätzlich erfasst. Die statistische Auswertung der lokalen dynamischen Stabilität zu Beginn, in der Mitte und zum Ende des Laufes erfolgte per zweifacher ANOVA mit Messwiederholung. Sowohl bei Breiten- als auch Wettkampfsportlern zeigte sich eine Zunahme der lokalen dynamischen Stabilität an Becken und Thorax ($P_{\text{Thorax}} = 0.006$; $P_{\text{Pelvis}} = 0.001$). Über alle Messzeitpunkte hinweg zeigte sich die lokale dynamische Stabilität des Fußes bei Wettkampfsportlern ausgeprägter als bei Breitensportlern ($P = 0.029$). Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass akute Ermüdung zu einer Zunahme der lokalen dynamischen Stabilität führen kann. Eine Beeinflussung der lokalen dynamischen Stabilität durch die sportliche Leistungsfähigkeit muss in Betracht gezogen werden. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die Bestimmung der lokalen dynamischen Stabilität ein besseres Verständnis der Gang- und Laufbiomechanik ermöglichen kann, sodass die weitere Erforschung von Variabilitäts- und Stabilitätsparametern empfohlen wird.

4 Abstract (englisch)

In the analysis of human walking, the assessment of local dynamic stability (LDS) has been widely used to determine gait stability. To extend the concepts of LDS to the analysis of running biomechanics, this study aimed to compare LDS during exhaustive running between competitive and recreational runners. Fifteen recreational and fifteen competitive runners performed an exhaustive 5000 m run. Inertial measurement units at foot, pelvis, and thorax were used to determine local dynamic running stability as quantified by the largest Lyapunov exponent. In addition, we measured running velocity, lactate levels, perceived exertion, and foot strike patterns. LDS at the start, mid, and end of a 5000 m run was compared between the two groups by a repeated-measures analysis of variance (ANOVA). Local dynamic stability increased during the run (thorax, pelvis) in both recreational and competitive runners ($P_{\text{Thorax}} = 0.006$; $P_{\text{Pelvis}} = 0.001$). During the whole run, competitive runners showed a significantly higher LDS ($P = 0.029$) compared to recreational runners at the foot kinematics. In conclusion, exhaustive running can lead to improvements in LDS, indicating a higher local dynamic stability of the running technique with increasing exhaustion. Furthermore, LDS of the foot differs between the two groups at all measurement points. The results of this study show the value of determining LDS in athletes as it can give a better understanding into the biomechanics of running.

5 Erklärung des Eigenanteils an der Publikation

Ich bin alleiniger Erstautor der beigefügten Publikation. Folgende Anteile an der Publikation wurden von mir geleitet: Konzept und Design der Studie, Probandenrekrutierung, Datenerhebung, Interpretation der Daten, Erstellung von Tabellen und Grafiken, Verfassung des Manuskripts, Einreichung des Papers inkl. Review-Verfahren.

Anteil der Co-Autoren:

Konzept und Design der Studie: Klaus-Michael Braumann, Daniel Hamacher, Karsten Hollander, Astrid Zech

Analyse und Interpretation der Daten: Klaus-Michael Braumann, Daniel Hamacher, Karsten Hollander, Astrid Zech

Revision des Manuskripts: Klaus-Michael Braumann, Daniel Hamacher, Karsten Hollander, Astrid Zech

6 Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt allen Co-Autoren, nachfolgend genannt in alphabetischer Reihenfolge ohne jegliche Priorisierung: Prof. Dr. Klaus-Michael Braumann, Dr. Daniel Hamacher, Prof. Dr. Dr. Karsten Hollander und Prof. Dr. Astrid Zech.

Prof. Dr. Klaus-Michael Braumann und Prof. Dr. Dr. Karsten Hollander danke ich darüberhinausgehend explizit für die Betreuung meiner Doktorarbeit.

Dem Team des Arbeitsbereiches für Sport- und Bewegungsmedizin der Universität Hamburg danke ich für die viele gemeinsame Zeit im Labor, die zu jedem Zeitpunkt von gegenseitigem Verständnis geprägt war.

Allen Probanden danke ich herzlich für die Teilnahme an dieser Studie.

Zum Schluss gilt ein besonderer Dank meiner Mutter, meinem Vater, meiner Schwester und meinem Bruder, die mich nicht nur während meines Studiums begleitet und moralisch unterstützt haben.

7 Lebenslauf

Lebenslauf wurde aus datenschutzrechtlichen Gründen entfernt

8 Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Ich erkläre mich einverstanden, dass meine Dissertation vom Dekanat der Medizinischen Fakultät mit einer gängigen Software zur Erkennung von Plagiaten überprüft werden kann.

Unterschrift: