

Belastung und Beanspruchung beim Lauf in frischem und ermüdetem Zustand

1 Problem- und Fragestellung

Eindeutiges Kennzeichen der Ermüdung während sportlicher Belastung ist die Abnahme der Leistung bzw. Geschwindigkeit. Ermüdungserscheinungen treten jedoch bereits bei unveränderter Leistungsabgabe auf, die der Sportler auf vielfältige Weise zu kompensieren versucht und vielfach Ursache von Überbeanspruchungen und Verletzungen sind. Ziel dieser Studie ist es, die Phase der kompensierbaren Ermüdung, in der trotz steigender physisch-psychischer Beanspruchung die Laufgeschwindigkeit aufrecht erhalten wird, hinsichtlich leistungsphysiologischer, kinematischer, mechanischer und neuromuskulärer Veränderungen unter Berücksichtigung spezieller Leistungsvoraussetzungen zu analysieren. Die Ergebnisse sollen zur weiteren Aufhellung der Belastungs-Beanspruchungs-Problematik beim Laufen unter Ermüdungseinfluss beitragen.

2 Probanden und Methodik

Für die experimentellen Untersuchungen wurden 24 Ausdauersportler rekrutiert:

- Inline Skater (n = 6) aus dem A- und B-Bundeskader der Inline Skater;
- Triathleten (n = 6) aus der Bundesliga- und Bundeskadermannschaft;
- Langstreckenläufer (n = 6) mit einer Leistung unter 33 min im 10-km-Lauf;
- Jogger (n = 6) aus einer Gruppe regelmäßig trainierender Freizeitläufer.

Alle 24 Ausdauersportler absolvierten eine auf die Leistungsfähigkeit des Einzelnen abgestimmte Ermüdungsbelastung bestehend aus einem Laufbandstufentest, (Beginn 2,8-3,3 m/s, Steigerung alle 3 min um 0,56 m/s, Pause 1 min, 0° Neigung), einem unmittelbar folgenden Radstufentest (Beginn 100 Watt, Steigerung alle 3 min um 20 Watt, 90 U/min) und einem 2. Laufbandstufentests mit analogem Belastungsschema. Die Pausen zwischen den Stufentests betragen fünf bzw. eine Minute beim 2. Wechsel. Erfasst wurden fortwährend die Herzfrequenz (POLAR Electro) und die Atemgase (METAMAX) sowie nach jeder Belastungsstufe die Laktatkonzentration (EPPENDORF). Die EMG-Aktivität von sechs Skelettmuskeln der unteren Extremität sowie kinematische und pedografische Kenngrößen wurden simultan in der letzten Minute über eine Dauer von 5 sec (in Einzelfällen über 30 s) gemessen (Tab.1).

Tab. 1. Messgrößen, eingesetzte Messsysteme sowie Frequenz, Zeitpunkt und Dauer der Messungen im Laufband- und Radergometer-Stufentest (GA: M. gastrocnemius (caput medialis), TA: M. tibialis anterior, VM: M. vastus medialis, VL: M. vastus lateralis, RF: M. rectus femoris, BF: M. biceps femoris).

Messgrößen / Messsystem	Laufband-Stufentest
Fußdruckverteilung (Novel Pedar)	Messung: einbeinig mit 100 Hz Zeitpunkt: nach 2:30 min auf jeder Belastungsstufe Messdauer 5 s (tlw. 30 s)
EMG (Biovision)	Messung: einbeinig mit 1000 Hz Muskeln: TA, GA, VM, VL, RF, BF Zeitpunkt: nach 2:30 min auf jeder Belastungsstufe Messdauer 5 s (tlw. 30 s)
Goniometrie (Penny & Giles und Biovision)	Messung: einbeinig mit 1000 Hz Kniegelenk (tlw. Sprung- u. Hüftgelenk) Zeitpunkt: nach 2:30 min je Stufe Messdauer 5 s (tlw. 30 s)

Die Datenverarbeitung wurde wie folgt vorgenommen:

- *Leistungsphysiologie*: Auf jeder Geschwindigkeitsstufe wurde der Mittelwert der Herzfrequenz und Sauerstoffaufnahme aus den Werten der letzten Belastungsminute berechnet. Aus dem arteriellen Ohrblut wurde mittels der PAP-Methode die Laktatkonzentration bestimmt.
- *Goniometrie und Pedografie*: Die gemessenen Rohdaten wurden auf Artefakte überprüft. Dabei wurde der Schwellwert zur Schritterkennung manuell auf $60 \text{ N} \pm 5\%$ festgesetzt. Die Daten wurden anschließend schrittweise separiert, transformiert und mit der systemzugehörigen Software Novel Win (Novel®, München) weiterverarbeitet. Gruppirt wurden jeweils 4 aufeinanderfolgenden Schritte.
- *Elektromyografie*: Die EMG-Rohsignale wurden mit dem Softwareprogramm Zz® (Steppat, Frankfurt) erfasst und auf mögliche Artefakte untersucht. Mit einem speziell entwickelten „Zyklusprogramm“ auf objektorientierter Basis (Microsoft Visual Basic 5.0®) wurden die kinematischen, pedografischen und elektromyografischen Messdaten unter Berücksichtigung der Angaben von Basmajian und De Luca (1985) und Hermens et al. (1996) weiterverarbeitet.

Die deskriptive und inferenzstatische Analyse erfolgte mit SPSS (V. 10.0). Mittels einfacher Varianzanalysen (ANOVA) und dem t-Test für abhängige Stichproben wurden Mittelwerte auf Unterschied geprüft. Für nicht normalverteilte Daten wurde der Wilcoxon-Test (U-Test) herangezogen. Das Signifikanzniveau für eine statistische Entscheidung wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

3 Ergebnisse

Leistungsphysiologische Beanspruchung: Nach den Lauf- und Radvorbelastungen erhöhen sich im 2. Laufbandstufentest (müde) bei gleicher Geschwindigkeit ($v_3 = 4,2 \text{ m/s}$) im Vergleich zum 1. Laufbandstufentest (frisch) Herzfrequenz und Laktat hoch signifikant und die Sauerstoffaufnahme bleibt unverändert (Tab.2).

Tab. 2. Mittelwerte und Standardabweichung ($n = 24$) einzelner leistungsphysiologischer Parameter im frischen und müden Zustand bei gleicher Laufbandgeschwindigkeit ($v_3 = 4,2$ m/s).

Geschwindigkeit $v_3 = 4, 2$ m/s	Frisch	Müde	Sig.
Herzfrequenz (min-1)	166,0 \pm 11,7	175,0 \pm 13,1	$p < 0,01$
Laktat (mmol/l)	2,4 \pm 1,0	3,7 \pm 1,3	$p < 0,01$
Sauerstoffaufnahme (ml/kg/min))	53,2 \pm 5,5	53,0 \pm 4,1	n.s.

Bewegungsstruktur (Schrittzklusparameter): Im müden Zustand nehmen im Vergleich zum frischen Zustand bei gleicher Laufbandgeschwindigkeit die Stützzeit sowie die Zyklusdauer zu, die Zyklusfrequenz ab, die Knieflexion beim initialen Bodenkontakt und im Mittelstütz zu, die maximale Kniewinkelgeschwindigkeit in der vorderen und hinteren Stützphase (VST) zu und in der hinteren Schwungphase (HSW) ab (Tab. 3). Die Veränderungen sind auf der 3. Belastungsstufe relativ und absolut höher als auf den vorangehenden Laufstufen.

Tab. 3. Mittelwerte und Standardabweichung ($n = 24$) einzelner Schrittzklusparameter im frischen und müden Zustand bei gleicher Laufbandgeschwindigkeit ($v_3 = 4,2$ m/s).

Geschwindigkeit $v_3 = 4, 2$ m/s	Frisch	Müde	Sig.
Stützzeit (ms)	224 \pm 26	232 \pm 28	$P < 0,01$
Zyklusfrequenz (Hz)	1,44 \pm 0,08	1,40 \pm 0,07	$P < 0,01$
Zykluslänge (m)	2,92 \pm 0,14	2,99 \pm 0,16	$P < 0,01$
Knieflexion (Ground contact) (°)	164,6 \pm 6,6	161,0 \pm 8,1	$P < 0,05$
Max. Knieflexion (Mittelstütz) (°)	136,2 \pm 7,5	132,5 \pm 9,0	$P < 0,05$
Knieextension (Toe off) (°)	171,9,1 \pm 4,3	168,0 \pm 6,2	$P < 0,05$
Max. Knieflexion (VST) (°/s)	325,6 \pm 30,1	359,7 \pm 24,2	$P < 0,05$
Max. Knieextension (HST) (°/s)	224,3 \pm 37,7	254,9 \pm 35,4	$P < 0,05$
Max. Knieflexion (HSW) (°/s)	421,8 \pm 47,7	374,2 \pm 42,9	$P < 0,05$
Max. Knieextension (VSW) (°/s)	403,7 \pm 53,7	410,4 \pm 60,1	n.s.

Mechanische Belastung: Beim Vergleich der mittels der Pedografie erhobenen Werte ergeben sich keine statistisch nachweisbaren Mittelwertunterschiede im frischen und müden Zustand bezüglich des Gesamtimpulses, der vertikal zur Sohle wirkenden Gesamtkräfte und der maximalen Druckwerte (Tab. 4).

Tab. 4. Mittelwerte und Standardabweichung ($n = 24$) von Impuls, Vertikalkraft und Druck im frischen und müden Zustand bei gleicher Laufbandgeschwindigkeit ($v_3 = 4,2$ m/s).

Geschwindigkeit $v_3 = 4, 2$ m/s	Frisch	Müde	Sig.
Impuls (in-shoe) (% BW·s)	27,8 \pm 4,3	27,7 \pm 4,4	n.s.
Vertikalkraft (in-shoe) (% BW)	217,2 \pm 27,9	224,3 \pm 31,2	n.s.
Druck (in-shoe) (N/cm ²)	35,0 \pm 4,3	36,2 \pm 4,6	n.s.

Eine Analyse der Druckverteilung in 9 anatomischen Fußzonen entsprechend den Vorgaben von Bontrager et al. (1997) zeigt eine signifikante Erhöhung des Druckes auf der letzten Belastungsstufe im Bereich des Fußbogens (MA, LA) und hoch signifikant erhöhte Werte im Bereich der Ferse (MH, LH) (Abb. 1, links). Die Veränderungen in der Druckverteilung werden auch im Druck-Zeit-Verlauf deutlich (Abb. 1, rechts).

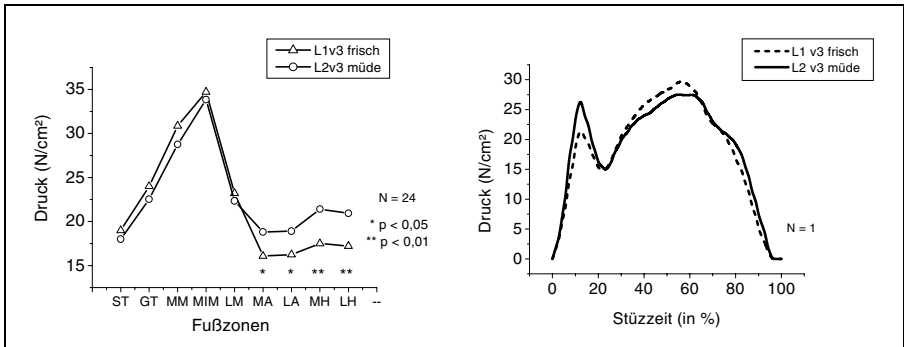


Abb. 1. Druckverteilung im frischen und müden Zustand bei gleicher Laufgeschwindigkeit ($v_3 = 4,2$ m/s) in einzelnen Fußzonen (links) und beispielhaft im Druck-Zeit-Verlauf (rechts). Legende: LH: laterale Ferse (heel), MH: mediale Ferse, LA: laterale Fußwölbung(arch), MA: mediale Fußwölbung, LM: laterale Mittelfußknochen (metatarsal), MIM: mittlere Mittelfußknochen, MM: mediale Mittelfußknochen, GT: Großzehe (great toe), ST: Kleinzehen (small toes).

Neuromuskuläre Aktivität: Die Muskelaktivität steigt mit Erhöhung der Laufbandgeschwindigkeit in allen Phasen des Laufzyklus an, wobei der Aktivitätsanstieg sowohl in den einzelnen Laufphasen als auch zwischen den sechs abgeleiteten Beinmuskeln unterschiedlich stark ausfällt. Im ermüdeten Zustand nimmt die Aktivität der Beinextensoren (VM, VL, RF, GA) signifikant in der Phase der Voraktivierung (100 ms vor Bodenkontakt) und der vorderen Stützphase zu, während die Beinflexoren (TA, BF) keine Veränderungen zeigen (Abb. 2).

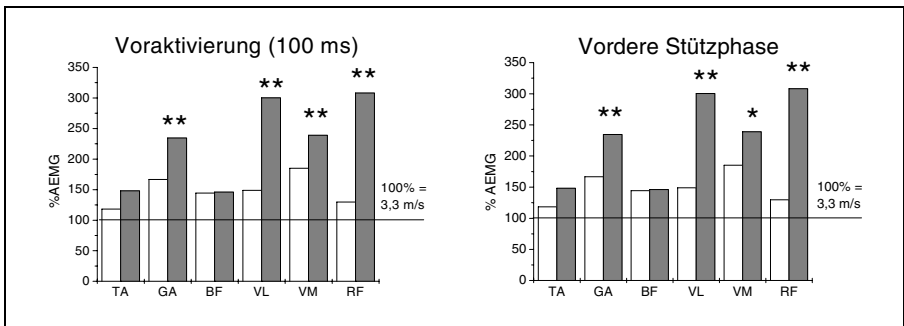


Abb. 2. Mittlere relative Veränderungen der zeitnormierten neuromuskuläre Aktivität (% AEMG) für sechs Beinmuskeln in der Phase der Voraktivierung (100 ms vor Bodenkontakt) und in der vorderen Stützphase beim Laufen im frischen Zustand (helle Säulen) und müden Zustand (dunkle Säulen) mit gleicher Laufbandgeschwindigkeit ($v_3 = 4,2$ m/s), normiert auf die 1. Geschwindigkeitsstufe v_1 ($3,3$ m/s) = 100%, ($n = 24$, * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$).

4 Diskussion

Die Ergebnisse stützen die Erkenntnis, dass unter Ermüdung die Stützzeit beim Laufen zunimmt (Gollhofer et al., 1989; Dutto & Smith, 1999). Darüber hinaus zeigen die Ergebnisse einen Ermüdungseinfluss auf die kinematischen Größen: die signifikant höhere Knieflexion und Kniebeugegeschwindigkeit in der vorderen Stützphase lassen auf eine veränderte mechanische Beanspruchung visko-elastischer Strukturen schließen. Laufbelastungen im ermüdeten Zustand scheinen die Streckmuskulatur stärker als die Beugemuskulatur zu beanspruchen. Es wird davon ausgegangen, dass die muskuläre Aktivitätsdysbalance bei weiterer Ermüdung zunimmt und langfristig Veränderungen in der Körperstatik und Bewegungsstruktur hervorruft, sofern kein Ausgleich geschaffen wird. Die Ergebnisse erlauben zu dem eine Aussage zu den Kompensationsmechanismen bei gleichbleibender äußerer Belastungsvorgabe (Laufbandgeschwindigkeit) und zunehmender Ermüdung. Es lassen sich drei Phasen unterscheiden: Die erste Phase ist durch einen Anstieg der physiologischen Beanspruchungsparameter gekennzeichnet, die Bewegungsstruktur ist unverändert und stabil. In der zweiten Phase nimmt die physiologische Beanspruchung weiter zu und es zeigt sich eine instabile reversible Bewegungsausführung. In der dritten Phase hat sich bei grenzwertiger organischer Beanspruchung die Bewegungsstruktur irreversibel verändert. Eine veränderte Bewegungsstruktur in Ermüdung erhöht nicht nur das Sturz- und Verletzungsrisiko, sondern begünstigt Überbeanspruchungen auf Grund der andersartigen und in der Regel höheren Anforderungen an das Stütz- und Bewegungssystem.

Literatur

- Basmajian, J.V. & De Luca, C.J. (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bontranger, E.L., Boyd, L.A., Heino, J.P., Mulroy, S.J. & Perry, J. (1997). Determination of novel pedar masks using Harris Mat imprints. *Gait & Posture*, 4, 167-168.
- Dutto, D. & Smith, G. (1999). *Changes in vertical ground reaction forces during endurance running to exhaustion on a treadmill*. Paper presented at the 23rd annual meeting of the American Society of Biomechanics. University of Pittsburgh, October, 21-23.
- Hermens, H.J., Merletti, R. & Freriks, B. (1996). *SENIAM – European Activities on Surface ElectroMyoGraphie*. Enschede: Roessingh Research and Development.
- Gollhofer, A., Komi, P.V. & Hyrvärinen, T. (1989). Auswirkungen eines Marathonlaufes auf die Leistungscharakteristik und das Innervationsverhalten der Beinstreckmuskulatur. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 40, 348-352.