

K. Karamanidis, A. Arampatzis, G.-P. Brüggemann

Reproduzierbarkeit elektromyographischer und dynamischer Parameter bei bewusster Änderung der Lauftechnik auf dem Laufband

Reproducibility of electromyographic and dynamic parameters during running on a treadmill with deliberate changes in running technique

Institut für Biomechanik, Deutsche Sporthochschule Köln

Zusammenfassung

Um die Lauftechnik zu untersuchen, wird gewöhnlich ein Laufzyklus herangezogen. Ob dieser Laufzyklus repräsentativ für eine individuelle Lauftechnik steht und eine bewusste Änderung der Lauftechnik die Reproduzierbarkeit beeinflusst, muss allerdings noch gezeigt werden. 12 Läuferinnen absolvierten auf einem Laufband drei Geschwindigkeitsstufen (2.5, 3.0 und 3.5 m/s) mit jeweils drei Frequenzen (bevorzugte, +/-10%). Registriert wurde die elektrische Aktivität von 5 Muskeln der unteren Extremität (1000 Hz) und die vertikale Bodenreaktionskraft (Paromed, 1000 Hz). Für alle Geschwindigkeiten und Frequenzen wurden drei Laufzyklen über einen Zeitraum von fünf Minuten analysiert. Die Reproduzierbarkeit der dynamischen Parameter ist bei allen Schrittfrequenzen und Geschwindigkeiten hoch. Über die Hälfte der Intraclass Korrelationskoeffizienten (ICC) liegt über 0,90 und 95% der Pearson Korrelationskoeffizienten (PCC) sind statistisch ($p < 0,05$) signifikant. Die Reproduzierbarkeit der EMG Daten ist abhängig vom Muskel und analysierten Parameter. Die ICC (68% $> 0,69$) und PCC ($p > 0,05$, ICC $> 0,69$) der Mm. gastrocnemius medialis und lateralis sind für alle Kombination hoch. Dagegen sind die von M. vastus lateralis, ischiokruraler Muskelgruppe und M. tibialis anterior deutlich geringer (22%, 42% und 51% der ICC $> 0,69$). Bei allen Muskeln ist die Reproduzierbarkeit des Integrals der Vorinnervation hoch, allerdings zeigt die Vorinnervationszeit einen geringen Korrelationskoeffizienten. Signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) wurden zumeist zwischen Zyklus 1 und 2 und 1 und 3 jedoch selten zwischen 2 und 3 festgestellt. Die Probanden benötigen offensichtlich eine kurze Gewöhnungszeit (2-3 min), um sich den mechanischen Eigenschaften des Laufbands anzupassen.

Schlüsselwörter: Bodenreaktionskraft, EMG, Schritzfrequenz, Laufen, Reliabilität

Einleitung

Vielversprechende Forschungsansätze zeigen, dass sowohl die Belastung (8) als auch die Ausdauerleistung (13) beim Laufen von mehreren Faktoren beeinflusst werden. Während einige Faktoren invariabel sind, wie z. B. die Kinanthropometrie, können andere, insbesondere solche, die mit der Dynamik und Kinematik von Bewegungen zusammenhängen,

Summary

To study a running technique one typical running cycle is often chosen and analysed. Whether or not this running cycle is representative for a individual running technique and whether the reproducibility is influenced by a deliberate change in running technique has to be shown. Twelve female runners ran on a treadmill at three running velocities (2.5, 3.0 and 3.5 m/s) with three stride frequencies (preferred, +/-10%). Surface EMG was used to measure muscular activity (1000 Hz) of five muscles and the vertical ground reaction forces were measured using Paromed-pressure measuring insoles (1000 Hz). For all frequencies and velocities three step cycles were recorded over a period of five minutes. The reproducibility of the dynamic parameters is high during all frequencies and speeds. More than half of the intraclass correlation coefficients (ICC) were > 0.90 and in 95% of the cases the Pearson correlation coefficient (PCC) was significant ($p < 0.05$). The reproducibility of the EMG data is dependent on the muscle and its analysed parameters. The ICC (68% > 0.69) and PCC ($p > 0.05$, PCC > 0.69) of the M. gastrocnemius medialis and M. gastrocnemius lateralis are high for all combinations, while those for Mm. vastus lateralis, hamstrings and tibialis anterior were clearly lower (22%, 42% and 51% of the ICC > 0.69). For all of the measured muscles pre-activation times showed a low reproducibility, whereas the integral of the pre-activation phase clearly showed a high correlation. Significant differences ($p < 0.05$) were frequently observed between the step cycles 1 and 2 and 1 and 3 but were rare between the step cycles 2 and 3. The athletes apparently need a short time (2-3 min) to adapt to the mechanical qualities of the treadmill.

Key words: ground reaction force, EMG, stride frequency, running, reliability

bewusst verändert werden. Um die Lauftechnik genau zu untersuchen, wird gewöhnlich nur ein Schrittzzyklus - Bodenkontakt bis zum gleichseitigen Bodenkontakt - herangezogen (21, 22, 29). Dabei wird das Problem der Reproduzierbarkeit von elektromyographischen und dynamischen Daten oft vernachlässigt, und es liegen verhältnismäßig wenige Ergebnisse dazu vor. Gerade die Prüfung der Gütekriterien der Elektromyographie wird in der Fachliteratur kaum behan-

delt. Reliabilitätskoeffizienten wurden, wenn überhaupt, nur für das integrierte Oberflächen-Elektromyogramm berechnet, und dies vorwiegend in der Gangforschung (19, 20).

Eine bewusste Änderung der Lauftechnik bewirkt Unterschiede sowohl in den kinematischen als auch dynamischen Parametern (8, 9, 12, 16) und lässt vermuten, dass die Muskelfunktion verändert wird (12). Bisher hat sich noch kein Autor der Prüfung der Wiederholbarkeit von dynamischen und elektromyographischen Parametern bei Änderung der Lauftechnik bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten gewidmet. Inwieweit die elektromyographischen und dynamischen Ergebnisse von z. B. (6, 16, 12, 8) repräsentativ für eine individuelle Lauftechnik stehen, muss deshalb noch gezeigt werden.

Methodik

12 Mittelstreckenläuferinnen der Landesspitze (Alter: 25 ± 3 Jahre; Körpergröße: 167 ± 7 cm; Körpergewicht: $58,58 \pm 6,01$ kg) nahmen an der Untersuchung teil. Die Probandinnen absolvierten auf einem Laufband drei Geschwindigkeitsstufen (2,5 m/s, 3,0 m/s, 3,5 m/s) mit jeweils drei Schrittfrequenzen (bevorzugte, +/- 10%). Die bevorzugte Frequenz wurde in einer Voruntersuchung ermittelt.

Das Innervationsverhalten der Mm. vastus lat. (VL), ischiokruralen Muskelgruppe (HA), gastrocnemius lat. (GL),

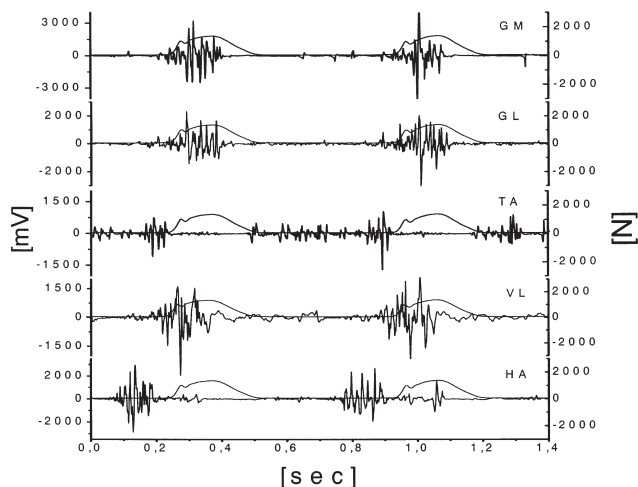


Abbildung 1: Die Roh-Elektromyogramme für alle Muskeln und die vertikale Bodenreaktionskraft bei bevorzugter Frequenz und 3,0 m/s. GM: M. gastrocnemius med., GL: M. gastrocnemius lat., TA: M. tibialis ant., VL: M. vastus lat., HA: ischiokrurale Muskelgruppe

gastrocnemius med. (GM) und tibialis ant. (TA) wurde mittels bipolarer Oberflächen Elektroden an der rechten Körperseite registriert (1000 Hz). Die Bestimmung der Ableitpunkte, wobei wir uns an der Mitte der Muskelbäuche orientierten, erfolgte mittels Palpation. Die mit Leitpaste versehenen Elektroden wurden mit einem Inter-Elektrodenabstand von 2 cm auf die zuvor bestimmten Ableitpunkte befestigt. Die Elektrodenapplikation erfolgte entlang der Faserrichtung (34). Alle elektromyographischen Signale (Abb. 1) wurden

gleichgerichtet und anschließend mit einem Butterworth-Filter vierter Ordnung und einer cut-off Frequenz von 10 Hz (10) gefiltert. Die gefilterten EMG-Daten wurden wie folgt normalisiert:

$$EMG_{NK} = \frac{EMG_{FK} \cdot 100}{MAX_k}$$

EMG_{NK}: normalisierte Elektromyographiedaten von k-Muskel
 EMG_{FK}: gleichgerichtete und gefilterte EMG-Daten von k-Muskel
 MAX_k: Maximum der gleichgerichteten und gefilterten Elektromyographiedaten des k-Muskels jedes Athleten, beim Lauf mit bevorzugter Frequenz, 2,5 m/s und der ersten Schrittmessung.

Aus den normalisierten Elektromyographiedaten wurden die Vorinnervationszeit (EMG_{zeit}), das Integral in der Vorinnervationsphase (I-EMG_{vor}), die maximale Aktivität (EMG_{max}) und das Integral in der Stützphase (I-EMG_{stütz}) berechnet. Das Onset für die Vorinnervationzeit wurde für jeden Muskel an die Stelle gesetzt, bei der der normalisierte elektromyographische Wert größer als der Mittelwert plus zwei Standardabweichungen von den normalisierten elektromyographischen Daten in Ruhe war (Betrachtungsfenster 200 ms). Weiterhin wurde die mittlere Frequenz des Leistungsspektrums (MPF) (Vorinnervation + Stützphase) berechnet. Das Betrachtungsfenster für die Bestimmung der Vorinnervation lag bei 200 ms vor Beginn der Stützphase.

Die vertikale Bodenreaktionskraft wurde an der rechten Körperseite durch Paromed Druckmesssohlen (1000 Hz) registriert. Unmittelbar nach jeder Untersuchung erfolgte bei allen Probanden mit Hilfe einer Kistler-Kraftmessplattform eine dynamische Kalibration. Die Probanden wurden aufgefordert, über die Kistler-Kraftmessplattform zu laufen und verschiedene einbeinige Landungen auszuführen. Die Kalibrationsfaktoren der Messsohlen wurden alle mit einem Faktor verändert, der so bestimmt wurde, dass die Impulsänderung aus der Kistler-Kraftplattform und der Messsohle zu einem Minimum gebracht wurden.

Für die Dynamometrie wurden sieben Parameter berechnet: maximale vertikale Kraft im Rückfuß (F-Rückfuß), maximale vertikale Kraft im Vorfuß lateral (F-Vorfuß_{lat}), maximale vertikale Kraft im Vorfuß medial (F-Vorfuß_{med}), maximale vertikale Kraft im Vorfuß (F-Vorfuß_{gesamt}), Maximum der Bodenreaktionskraft (F-max), Änderung der vertikalen Massenmittelpunktgeschwindigkeit (KSP_{A-v}) und Stützzeit (T_{stütz}). Alle gewonnenen Kraftdaten wurden auf das Körpergewicht der Probanden normalisiert.

Für jede Kombination wurden innerhalb eines Zeitraumes von 5 min drei Schritte analysiert: Zyklus 1 ≈ 0,5-1,5 min; 2 ≈ 2,5-3,5 min; 3 ≈ 4-5 min.

Alle Laufzyklen wurden für jede Laufgeschwindigkeit und Schrittfrequenz in drei Gruppen aufgeteilt: Zyklus 1, 2 und 3. Die Prüfung der Mittelwerte zwischen den Gruppen erfolgte durch das parameterfreie Verfahren (k-verbundenen Stichprobentest) nach Friedman. Wurden signifikante (p<0,05) Unterschiede festgestellt, erfolgte der parameterfreie Test für zwei abhängige Stichproben nach Wilcoxon. Das Signifikanzniveau wurde auf p<0,05 gesetzt. Intraclass

Korrelationskoeffizient (ICC) und Pearson-Korrelations-Koeffizient (PCC) wurden berechnet, um den Zusammenhang zwischen den Gruppen anzugeben. Die PCC wurden weiterhin auf ihre Signifikanz untersucht ($p < 0,05$ und $p < 0,01$)

Ergebnisse

Abbildung 2 zeigt den Verlauf der Bodenreaktionskraft in den verschiedenen Arealen bei der Geschwindigkeit 3,5 m/s und allen drei Schrittfrequenzen. In der Tabelle 1 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der drei Laufzyklen bei der Geschwindigkeit 3,0 m/s aufgeführt. Bei bevorzugter Frequenz sind die Stützzeiten (12, 26, 1), die maximale ver-

tikale Kraft (26, 27) und die Änderung der vertikalen Massenmittelpunktgeschwindigkeit (4) vergleichbar mit denen anderer Studien.

Die Korrelationskoeffizienten der Dynamometrie sind bei allen Geschwindigkeiten und Frequenzen hoch (Tab. 2). Über 50% der ICC sind größer als 0,90 (Δ 0,87) und 95% der PCC sind statistisch signifikant ($p < 0,05$, $PCC \geq 0,64$ oder $p < 0,01$, $PCC \geq 0,70$). Nur die maximale Kraft im Vorfuß lateral zeigt bei der 10% geringeren Frequenz nicht signifikante PCC ($p > 0,05$, $PCC < 0,64$), und geringe ICC (\emptyset 0,69) (Tab. 2). Darüber hinaus zeigt die statistische Auswertung, dass sich die Parameter der Dynamometrie zumeist zwischen Zyklus 1 und 2 sowie 1 und 3 jedoch selten zwischen 2 und 3 signifikant ($p < 0,05$) unterscheiden (Tab. 1).

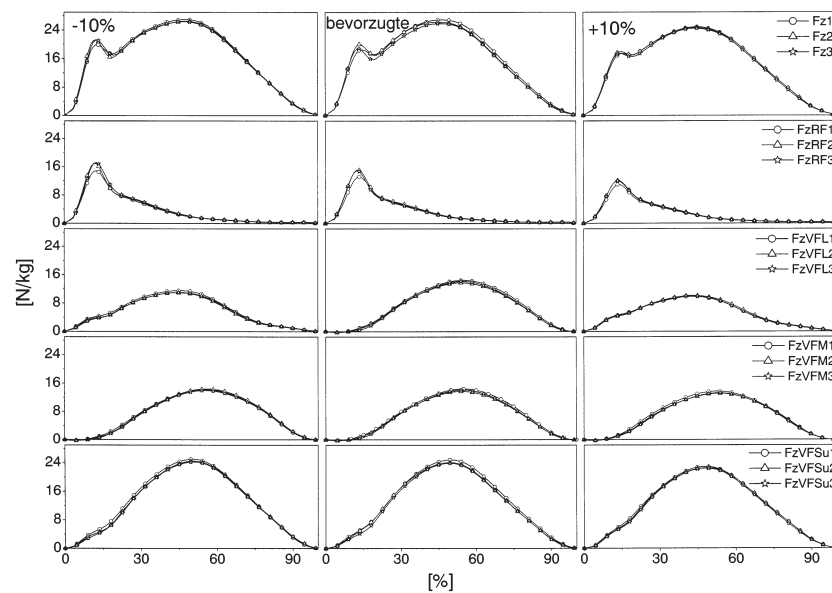


Abbildung 2: Verlauf der vertikalen Kraft für die drei Zyklen (1, 2, 3) bei allen Frequenzen (-10%, bevorzugte, +10%) und der Geschwindigkeit 3,5 m/s (n=12). Fz: Bodenreaktionskraft, FzRF: Rückfuß Kraft, FzVFL: Kraft im Vorfuß lateral, FzVFM: Kraft im Vorfuß medial, FzVFS: Kraft im Vorfuß gesamt. Die x-Achse wurde normalisiert von 0% bis 100%: Stützphase rechts.

Tabelle 1: Mittelwerte und Standardabweichungen der Parameter der Dynamometrie bei der Geschwindigkeit 3,0 m/s und allen drei Schrittfrequenzen [Mittelwert (SD), n=12].

Parameter	10% geringere Frequenz			bevorzugte Frequenz			10% höhere Frequenz		
	Schritt 1	Schritt 2	Schritt 3	Schritt 1	Schritt 2	Schritt 3	Schritt 1	Schritt 2	Schritt 3
$T_{stütz}$ (ms)	269 (24)	275 (27)	279 (27)	257 (16)	260 (18)	265 [1] (21)	241 (20)	245 (23)	248 (25)
F-max (N/Kg)	27,45 (2,49)	26,75 (2,18)	26,88 (2,15)	26,52 (1,98)	25,65 (2,32)	25,42[1] (2,20)	25,81 (2,74)	25,15 (3,14)	24,75 (2,76)
$KSP_{\dot{A}-v}$ (m/s)	1,69 (0,25)	1,58 (0,24)	1,55 [1] (0,22)	1,31 (0,20)	1,31 (0,21)	1,25 [1,2] (0,20)	1,11 (0,25)	1,08 (0,27)	1,04 (0,26)
F-Rückfuß (N/Kg)	14,53 (8,28)	14,51 (6,97)	14,57 (7,26)	12,65 (6,87)	13,34 (6,74)	13,36 (6,40)	9,03 (5,62)	10,17 (6,39)	10,74 (6,02)
F-Vorfuß _{lat} (N/Kg)	11,60 (2,69)	10,95 (1,94)	10,83 (1,74)	11,11 (2,72)	10,29 (1,58)	10,57 (1,81)	10,95 (2,47)	10,50 (1,67)	10,47 (2,43)
F-Vorfuß _{med} (N/Kg)	14,32 (3,32)	14,35 (3,11)	14,28 (2,30)	13,76 (3,79)	13,74 (3,15)	13,57 (3,59)	13,56 (3,56)	13,28 (3,64)	12,86 (3,86)
F-Vorfuß _{gesamt} (N/Kg)	25,02 (3,06)	24,41 (2,74)	24,22 (2,98)	24,00 (2,46)	23,28 (2,79)	23,30 (2,55)	23,80 (3,13)	23,07 [1] (3,47)	22,70 [1] (2,98)

(1), (2): statistisch signifikante ($p < 0,05$) Unterschiede zwischen den Laufzyklen

Tabelle 3 zeigt die mittleren EMG Werte des GM bei allen drei Frequenzen (3,0 m/s) und Abbildung 3 illustriert die normalisierten elektromyographischen Muster (fünf Muskeln) der drei Laufzyklen für alle drei Frequenzen (3,5 m/s).

Die ICC der EMG ist abhängig vom Muskel und analysierten Parameter. Die Vorinnervationszeit zeigt bei allen Muskeln geringe ICC (Tab. 4). Nur drei von 45 ICC sind größer 0,70 und die PCC ($< 0,64$) sind selten signifikant. Die Reproduzierbarkeit der maximalen Aktivität ist nur für die Muskeln GM, GL und TA noch „zufriedenstellend“ (ICC = 0,69; $PCC \geq 0,64$ bei 75% der Daten). Beim Parameter MPF ergeben sich nur bei den Muskeln GM und GL hohe ICC ($> 0,77$) und signifikante PCC ($p < 0,01$, $PCC \geq 0,70$). Beide Parameter der Integration ($I-EMG_{vor}$ und $I-EMG_{stütz}$) zeigen für die Muskeln GM, GL und TA für alle Frequenzen und Geschwindigkeiten eine hohe Reproduzierbarkeit (ICC überwiegend $> 0,75$; $PCC \geq 0,64$).

Der Muskel TA war länger als das Betrachtungsfenster der Vorinnervation aktiv (Vorinnervationszeit ≥ 200 ms). Deswegen wurde das Integral der Vorinnervation für 200 ms vor Beginn der Stützphase bestimmt bzw. die Vorinnervationszeit statistisch nicht ausgewertet.

Beide Parameter der Integration ($I-EMG_{vor}$ und $I-EMG_{stütz}$) zeigen für die Muskeln VL und HA bei der hohen Frequenz eine hohe Reproduzierbarkeit (ICC überwiegend $> 0,80$ und 96% der PCC $\geq 0,70$, $p < 0,01$). Dagegen ist bei den beiden anderen Frequenzen (bevorzugte, -10%), vor allem beim Muskel

Tabelle 2: Intraclass Korrelationskoeffizienten und in Klammern minimale und maximale Pearson Korrelationskoeffizienten der Parameter der Dynamometrie bei drei Geschwindigkeiten und drei Frequenzen (n=12).

Parameter	10% geringere Frequenz			bevorzugte Frequenz			10% höhere Frequenz		
	2,5m/s	3,0m/s	3,5m/s	2,5m/s	3,0m/s	3,5m/s	2,5m/s	3,0m/s	3,5m/s
T _{stütz}	0,90 (0,88-0,94)	0,92 (0,90-0,98)	0,92 (0,89-0,94)	0,83 (0,83-0,84)	0,90 (0,87-0,93)	0,90 (0,88-0,98)	0,94 (0,95-0,96)	0,88 (0,82-0,95)	0,96 (0,96-0,98)
F-max	0,77 (0,66-0,86)	0,92 (0,91-0,96)	0,72 (0,64-0,87)	0,93 (0,92-0,95)	0,86 (0,80-0,95)	0,88 (0,86-0,91)	0,89 (0,84-0,96)	0,93 (0,92-0,96)	0,89 (0,84-0,93)
KSP _{Ä-v}	0,80 (0,70-0,88)	0,78 (0,67-0,87)	0,74 (0,71-0,81)	0,86 (0,77-0,93)	0,93 (0,91-0,97)	0,85 (0,76-0,91)	0,79 (0,67-0,90)	0,89 (0,88-0,90)	0,78 (0,70-0,89)
F-Rückfuß	0,95 (0,95-0,97)	0,96 (0,96-0,97)	0,97 (0,96-0,99)	0,84 (0,80-0,88)	0,92 (0,89-0,98)	0,93 (0,93-0,96)	0,93 (0,88-0,96)	0,97 (0,96-0,98)	0,96 (0,95-0,98)
F-Vorfuß _{lat}	0,69 (0,56-0,83)	0,81 (0,85-0,88)	0,58 (0,39-0,79)	0,78 (0,69-0,89)	0,77 (0,80-0,88)	0,82 (0,81-0,92)	0,66 (0,64-0,70)	0,84 (0,81-0,94)	0,88 (0,89-0,92)
F-Vorfuß _{med}	0,84 (0,79-0,87)	0,92 (0,90-0,95)	0,90 (0,85-0,96)	0,91 (0,86-0,98)	0,92 (0,92-0,95)	0,95 (0,94-0,98)	0,85 (0,78-0,91)	0,95 (0,95-0,96)	0,96 (0,96-0,97)
F-Vorfuß _{gesamt}	0,90 (0,88-0,94)	0,95 (0,94-0,98)	0,79 (0,69-0,89)	0,94 (0,93-0,96)	0,91 (0,89-0,95)	0,96 (0,94-0,97)	0,91 (0,91-0,95)	0,94 (0,93-0,97)	0,96 (0,95-0,97)

VL, eine deutliche Verringerung zu registrieren (ICC überwiegend < 0,70; PCC überwiegend > 0,64, p > 0,05). Signifikante Unterschiede (p < 0,05) zwischen den Zyklen konnten für alle EMG Parameter nur in wenigen Ausnahmen festgestellt werden (Tab. 3).

Diskussion

Stichhaltige Untersuchungen über die Reproduzierbarkeit elektromyographischer und dynamischer Parameter beim Laufen sind in der Literatur unterrepräsentiert und bei bewusster Änderung der Lauftechnik liegen aktuell keine Ergebnisse vor. Vergleiche zwischen Reproduzierbarkeits-Ergebnissen von automatisierten Bewegungen und selten geübten Bewegungsabläufen sollten mit Vorsicht vorgenommen werden (14, 15). Es besteht die Möglichkeit, dass eine Änderung der Bewegungstechnik die Variabilität der neuronalen und dynamischen Muster erhöht und die Ergebnisse

fuß ist vergleichbar mit dem Ergebnis von *Bennell et al.* (5). Sie untersuchten die Reliabilität der ersten vertikalen Kraftspitze bei bevorzugter Frequenz und zeigte einen ICC von 0,93 (vs. ICC = 0,94 aktuelle Studie mit allen Lauftechniken). Die Reproduzierbarkeit der maximalen Kraft im Vorfuß gesamt ist auch durch eine bewusste Änderung der Lauftechnik bei allen drei Geschwindigkeiten hoch (Δ ICC = 0,92; PCC \geq 0,70). Auch für das Kraftmaximum ist die Reproduzierbarkeit bei allen Lauftechniken hoch (0,72 < ICC < 0,93) und stimmt in etwa mit der Reliabilitätsanalyse von *Bennell et al.* (5) überein (ICC = 0,95 vs. 0,87 aktuelle Studie). Die etwas höheren Korrelationen von *Bennell et al.* (5) können auf eine unterschiedliche Methodik zurückgeführt werden. Die statistische Prüfung der Reliabilität beinhaltete den Vergleich von zehn Schrittmessungen. Eine enge Abhängigkeit der Ergebnisse einer Reproduzierbarkeits- bzw. Reliabilitätsmessung verschiedener dynamischer Parameter zur Seriengröße wird in vielen Lauf- und Gangstudien bestätigt (11, 4, 3). Auch andere Studien (3, 11) bescheinigen dem Maximum der vertikalen Kraft bei bevorzugter Lauftechnik eine hohe Reproduzierbarkeit bzw. Reliabilität. Die ICC der Stützzeiten können bei allen Geschwindigkeiten und Frequenzen als hoch eingestuft werden (0,83 < ICC < 0,96). Alle PCC sind statistisch hoch signifikant (PCC \geq 0,70, p < 0,01). *Morgan et al.* (25) kamen bei bevorzugter Lauftechnik zu ähnlich hohen ICC (0,97 vs. 0,91 aktuelle Studie mit allen Lauftechniken).

Tabelle 3: Mittelwerte und die Standardabweichungen der EMG Parameter des Muskels gastrocnemius medialis bei der Geschwindigkeit 3.0 m/s und allen drei Frequenzen [Mittelwert (SD), n = 12]^a.

Parameter	10 % geringere Frequenz			bevorzugte Frequenz			10 % höhere Frequenz		
	Schritt 1	Schritt 2	Schritt 3	Schritt 1	Schritt 2	Schritt 3	Schritt 1	Schritt 2	Schritt 3
I-EMG _{vor} (% · s)	3,01 (2,03)	2,50 (1,46)	2,46 (1,48)	2,67 (1,28)	2,70 (1,48)	2,18 (1,14)	2,68 (1,19)	2,83 (1,41)	2,58 (1,29)
I-EMG _{stütz} (% · s)	13,66 (5,38)	13,36 (4,18)	13,01 (4,37)	11,75 (3,25)	12,15 (3,92)	11,30 (3,29)	10,70 (3,69)	10,68 (3,62)	10,15 (3,87)
EMG _{max} (%)	97,60 (32,02)	93,49 (24,34)	100,90 (31,85)	98,35 (24,35)	101,65 (27,50)	95,69 (36,38)	91,59 (26,96)	88,82 (26,70)	81,24 (23,75)
EMG _{zeit} (ms)	94 (57)	103 (51)	100 (49)	97 (49)	93 (46)	89 (39)	94 (35)	83 (35)	108 (48)
MPF (Hz)	122,31 (23,26)	121,85 (23,60)	118,27 (25,04)	111,85 (25,85)	103,97 (21,41)	110,30 (23,26)	115,80 (30,37)	107,10 (18,77)	111,89 (23,90)

nicht ohne weiteres miteinander verglichen werden dürfen (11, 36).

Die Reproduzierbarkeit der dynamischen Parameter ist in der aktuellen Studie für alle Geschwindigkeiten und Frequenzen sehr hoch. Der ICC der maximalen Kraft im Rück-

Die statistische Analyse der Parameter der Dynamometrie zeigt aber auch, dass zumeist zwischen Zyklus 1 und 2 bzw. 1 und 3 signifikante (p < 0,05) Unterschiede bestehen. Die Messung der Zyklen 2 erfolgte nach etwa 2 bis 3 min (siehe Methodik). Die Probanden benötigen offensichtlich eine kurze

Gewöhnungszeit, um sich den mechanischen Eigenschaften des Laufbandes anzupassen (4, 24, 25).

Die Übertragbarkeit der Lauftechnik auf dem Laufband auf die des freien Laufens wird in der Literatur kontrovers diskutiert (32, 28, 33, 31). Die vorliegende Arbeit zeigt, dass unabhängig von der Lauftechnik die Reproduzierbarkeit der dynamischen Parameter hoch ist, jedoch erscheint eine kurze Gewöhnungszeit notwendig. Dies könnte, neben weiteren Faktoren wie z.B. der Laufgeschwindigkeit (33), zu den Uneinstimmigkeiten führen. Die Aufzeichnung der Lauftechnik auf dem Laufband erfolgte bei einigen Arbeiten schon kurz nach Erreichen der Messgeschwindigkeit (32, 28).

Obwohl unsere Personenstichprobe als homogen in Bezug auf Alter, Geschlecht, Leistungsstand und Sportart betrachtet werden kann, ist die interindividuelle Variabilität der EMG Parameter für alle Muskeln sehr hoch (30% < SD < 80%, Tab. 3). In der internationalen Literatur wird auf eine Vielzahl von Faktoren hingewiesen, die die Reproduzierbarkeit von EMG beeinflussen können (7, 2, 18). Selbst bei sehr hohem Standardisierungsniveau ist davon auszugehen, dass diese Faktoren eine in ihrem Einfluss schwierig ab-

Tabelle 4: Intraclass Korrelationskoeffizienten und in Klammern minimale und maximale Pearson Korrelationskoeffizienten der EMG Parameter bei der Geschwindigkeit 3.5 m/s für alle drei Frequenzen (n = 12). HA: ischiokrurale Muskelgruppe; VL: M. vastus lateralis; GM: M. gastrocnemius medialis; GL: M. gastrocnemius lateralis; TA: M. tibialis anterior.

Parameter	HA			VL			GM		
	-10%	bevorzugt	+10%	-10%	bevorzugt	+10%	-10%	bevorzugt	+10%
I-EMG _{vor}	0,80 (0,74-0,85)	0,85 (0,81-0,94)	0,81 (0,73-0,87)	0,79 (0,74-0,89)	0,44 (0,51-0,73)	0,93 (0,90-0,95)	0,78 (0,76-0,93)	0,68 (0,49-0,84)	0,76 (0,62-0,90)
I-EMG _{stütz}	0,89 (0,85-0,96)	0,84 (0,83-0,89)	0,89 (0,90-0,91)	0,69 (0,70-0,80)	0,69 (0,58-0,86)	0,82 (0,83-0,94)	0,92 (0,91-0,95)	0,81 (0,76-0,93)	0,94 (0,91-0,96)
EMG _{max}	0,76 (0,69-0,84)	0,63 (0,48-0,91)	0,80 (0,74-0,88)	0,52 (0,26-0,83)	0,76 (0,63-0,87)	0,72 (0,65-0,79)	0,90 (0,90-0,94)	0,69 (0,61-0,90)	0,85 (0,79-0,94)
EMG _{zeit}	0,18 (-0,14-0,41)	0,15 (0,03-0,26)	0,60 (0,59-0,67)	0,07 (-0,10-0,49)	0,69 (0,49-0,87)	0,50 (0,25-0,94)	-0,04 (0,04-0,35)	0,30 (0,12-0,49)	0,80 (0,75-0,88)
MPF	0,72 (0,67-0,77)	0,36 (0,21-0,61)	0,65 (0,47-0,80)	0,38 (0,20-0,59)	0,24 (-0,07-0,72)	0,36 (0,29-0,45)	0,91 (0,88-0,96)	0,82 (0,75-0,93)	0,88 (0,83-0,95)

Parameter	GL			TA		
	-10%	bevorzugt	+10%	-10%	bevorzugt	+10%
I-EMG _{vor}	0,83 (0,73-0,92)	0,75 (0,67-0,85)	0,54 (0,42-0,83)	0,85 (0,78-0,98)	0,63 (0,42-0,84)	0,78 (0,80-0,89)
I-EMG _{stütz}	0,91 (0,88-0,95)	0,90 (0,89-0,92)	0,81 (0,73-0,90)	0,71 (0,61-0,87)	0,86 (0,86-0,92)	0,77 (0,88-0,98)
EMG _{max}	0,76 (0,64-0,83)	0,85 (0,81-0,93)	0,73 (0,73-0,75)	0,73 (0,61-0,96)	0,80 (0,71-0,94)	0,66 (0,78-0,92)
EMG _{zeit}	0,45 (-0,14-0,41)	0,33 (0,03-0,26)	0,40 (0,59-0,67)	-	-	-
MPF	0,92 (0,89-0,96)	0,87 (0,86-0,88)	0,88 (0,91-0,93)	0,56 (0,54-0,65)	0,21 (0,24-0,35)	0,67 (0,54-0,95)

0,64 ≤ r < 0,70: statistisch signifikant p < 0,05
r ≥ 0,70: statistisch hoch signifikant p < 0,01

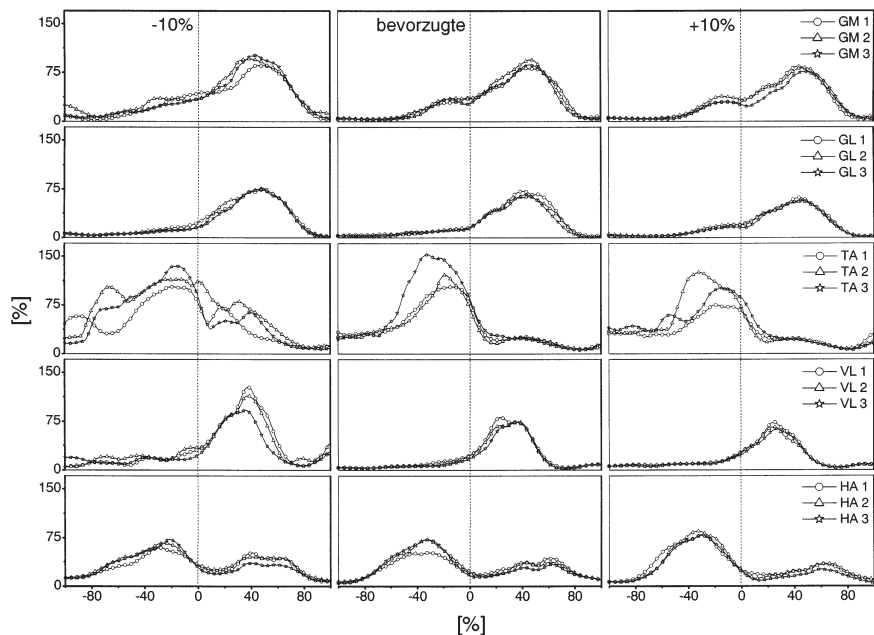


Abbildung 3: Verlauf der normalisierten elektromyographischen Aktivität aller Muskeln für die drei Zyklen (1, 2, 3) bei allen Frequenzen (-10%, bevorzugte, +10%) und der Geschwindigkeit 3,5 m/s (n=12). GM: M. gastrocnemius med., GL: M. Gastrocnemius lat., TA: M. tibialis ant., VL: M. vastus lat., HA: ischiokrurale Muskelgruppe. Normalisierung x-Achse: von -100% bis 0%: Schwungphase, Betrachtungsfenster 200 ms vor der Kontaktzeit; von 0% bis 100%: Stützphase rechts. Normalisierung y-Achse 100%: siehe Methodik

zuschätzende Variabilität bei der Ableitung bioelektrischer Signale verursachen können. Vor allem die Messung von Beginn und Ende von Muskelkontraktionen ist zahlreichen Störeinflüssen unterlegen, was sich im besonderem Maße auf die Vorinnervationszeit auswirkt (ICC selten > 0,60). Als Ur-

sache kann die zu Beginn einer Kontraktion niedrige Amplitude herangezogen werden, die vor allem eine geringe Störfestigkeit gegenüber biologischen Störspannungen aufweist (7). De Luca (7) macht mehrere Vorschläge, wie der Beginn der Vorinnervation

(bzw. On und Off allgemein) berechnet werden kann. Er kommt jedoch zu dem Ergebnis, dass die Bestimmung des Innervationsbeginns immer zahlreichen Restriktionen ausgesetzt ist. Die aktuellen Ergebnisse zeigen aber auch, dass die Reproduzierbarkeit des Integrals der Vorinnervation mit Ausnahme des Muskels VL bei allen Lauftechniken hoch ist, und dies, obwohl die Vorinnervationszeit nicht reproduzierbar ist. Möglicherweise wird die Gesamtfläche der Vorinnervation, durch die Fläche beim Beginn der Vorinnervation, wo das Signal schwach ist, nicht signifikant beeinflusst.

Der ICC der beiden Parameter der Integration (I-EMG_{vor} und I-EMG_{stütz}) ist bei der bevorzugten Schrittfrequenz für alle Muskeln geringer als der von anderen Studien (23, 14). Dies kann vermutlich auf die differenzierte Methodik zurückgeführt werden. *Gollhofer et al.* (14) benutzten die Summationstechnik. Auf der Basis von acht Aufnahmen konnte ein mittleres EMG-Muster errechnet werden, welches sie mit den folgenden acht Aufnahmen verglichen. Durch die Anwendung der Summationstechnik kann erwartet werden, dass nichtsystematische Variationen zwischen den unterschiedlichen Zyklen gemindert werden, wohingegen systematische Aktivität präzise reproduziert wird (14, 17). Sie untersuchten das Integral der Vorinnervation und das Integral der Vorinnervation plus Stützphase des M. gastrocnemius und kamen zu Korrelationen von 0,97 (vs. 0,80 GM und GL aktuelle Studie) und 0,94 (vs. 0,82 GM und GL aktuelle Studie). Obwohl *Horstmann et al.* (17) ebenfalls die Summationstechnik anwendeten, berechneten sie für den Parameter Integral der Innervation des GM geringere Korrelationen (0,85), der den Ergebnissen der aktuellen Studie deutlich näher kommt. Allerdings bezieht sich das Ergebnis auf eine Korrekturbewegung im aufrechten Stand, nachdem ein Störeinfluss vorgenommen wurde (17). Auch die Laufuntersuchung von *Mero und Komi* (23) zeigen hohe Korrelationen für das Integral der Vorinnervation sowie der Stützphase für fünf Muskeln der unteren Extremität (0,90 und 0,85). Allerdings setzte man den Aktivierungsbeginn der Vorinnervation mit 50 ms vor Beginn der Stützphase fest, womit ein höherer Wert erwartet werden kann.

Die aktuelle Studie stellt deutlich heraus, dass die Reproduzierbarkeit für unterschiedliche Muskeln deutlich voneinander abweichen können. Die ICC des GM und GL sind bei allen Geschwindigkeiten und Frequenzen hoch (73% der ICC > 0,69). Dagegen sind die ICC für die Muskeln VL, HA und TA deutlich geringer anzusehen (22%, 42% und 51% der ICC > 0,69). Ein ähnlicher Trend konnte bereits in einigen Gangstudien bei bevorzugter Frequenz gezeigt werden (35, 34, 19, 20).

Die Ergebnisse zeigen aber auch, dass die Reproduzierbarkeit der beiden Parameter der Integration (I-EMG_{vor} und I-EMG_{stütz}) sowohl für den Muskel VL als auch für die HA während der hohen Frequenz deutlich besser bzw. nur dort hoch ist. Die Ursachen können nur hypothetisch begründet werden. Es wird berichtet, dass sich bei einer Erhöhung der Schrittfrequenz mit konstanter Laufgeschwindigkeit der Abstand zwischen Kniegelenkszentrum und Wirkungslinie der Bodenreaktionskraft verkleinert (8, 9), die Bodenreaktionskraft abnimmt (12) und die vertikale Oszillation des Massenzentrums verringert (12). Dies könnte zu dem stabileren EMG Muster des VL und HA bei der hohen Frequenz führen.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit lassen folgende Schlussfolgerungen zu:

- Die Reproduzierbarkeit elektromyographischer Parameter bei Änderung der Lauftechniken hängt vom betrachteten Parameter und vom jeweiligen Muskel ab. Tendenz: Distal liegende Beinmuskeln zeigen eine höhere Reproduzierbarkeit als proximal liegende.

- Auch wenn der Beginn der Vorinnervationszeit bei allen Lauftechniken und Muskeln nicht reproduzierbar ist, wird das Integral der Vorinnervation signifikant nicht beeinflusst.
- Die Reproduzierbarkeit der Parameter der Dynamometrie ist für alle Lauftechniken hoch.
- Eine Laufbandgewöhnung von zwei bis drei Minuten könnte die Reproduzierbarkeit der Dynamometrie erhöhen.

Literatur

1. *Arampatzis A, Knicker A, Metzler V, Brüggemann G-P*: Mechanical power in running: a comparison of different approaches. *J Biomech* 33 (2000) 457-463
2. *Basmajian JV, De Luca CJ*: Muscles alive, their function revealed by electromyography (5th ed.). Baltimore. Williams and Wilkins, 1985
3. *Bates BT, McCaw ST, Simpson KJ, Dufek JS*: Intraday variability of two performer-measurement system. In: G. D. Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijting, G. J. van Ingen Schenau (eds) International Series on Biomechanics, Biomechanics XI-B. University Park Press, Baltimore, 1987, pp 1089-1092
4. *Bates BT, Ostering LR, Sawhill JA*: An assessment of subject variability, subject-shoe interaction, and the evaluation of running shoes using ground reaction force data. *J Biomech* 16 (1983) 181-191
5. *Bennell K, Crossley K, Wringley T, Nitschke J*: Test-retest reliability of selected ground reaction force parameters and their symmetry during running. *J Appl Biomech* 15 (1999) 330-336
6. *Clarke TE, Cooper LB, Clark DE, Hamill CL*: The effect of varied stride rate and length upon shank deceleration during ground contact in running. *Med Sci Sport Exerc, Am Coll Sports Med, Annual Meeting* 15 (1983) 170
7. *De Luca CJ*: The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 13 (1997) 135-163
8. *Derrick TR, Caldwell DE, Hamill J*: Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Med Sci Sports Exerc* (1998) 128-135
9. *Derrick TR, Caldwell DE, Hamill J*: Modelling the stiffness characteristics of the human body while running with various stride lengths. *J Appl Biomech* 16 (2000) 36-51
10. *De Vita P*: The selection of a standard convention for analysing gait data based on the analysis of relevant biomechanical factors. *J Biomech* 27 (1994) 501-508
11. *DeVita P, Bates BT*: Intraday reliability of ground reaction force data. *Hum Mov Sci* 7 (1988) 73-85
12. *Farley CT, Gonzales O*: Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech* 29 (1996) 181-186
13. *Frederick EC*: Bewegungsökonomie und Ausdauerleistung, in: Schephard RJ, Astrand P-O (Hrsg): Ausdauer im Sport. Deutsche Ärzte-Verlag, Köln, 1993, 182-186
14. *Gollhofer A, Horstmann GA, Schmidbleicher D, Schönthal D*: Reproducibility of electromyographic patterns in stretch-shortening type contractions. *Eur J Appl Physiol* 60 (1990) 7-14
15. *Goodwin PC, Koorts K, Mack R, Mai S, Morrissey MC, Hooper DM*: Reliability of leg muscle electromyography in vertical jumping. *Eur J Appl Physiol* 79 (1999) 374-378
16. *Hamill J, Derrick TR, Holt KG*: Shock attenuation and stride frequency during running. *Hum Mov Sci* 14 (1995) 45-60
17. *Horstmann GA, Gollhofer A, Dietz V*: Reproducibility and adaptation of the EMG response of the lower leg following perturbations of upright stance. *Electroencephal Clin Neurophysiol* 70 (1988) 447-452
18. *Horstmann T, Venter C, Axmann D, Mayer F, Dickhuth H-H*: Reproduzierbarkeit von isokinetischen Kraftmessungen und EMG-Signalen der hüftgelenksumgreifenden Muskulatur. *Dtsch Z Sportmed* 50 (1999) 17-22
19. *Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wooten ME, Gaine J, Gorton G, Cochran GVB*: Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res* 7 (1989) 849-860
20. *Kadaba MP, Wooten ME, Gaine J, Cochran GVB*: Repeatability of Phasic Muscle Activity: Performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. *J Orthop Res* 3 (1985) 350-359
21. *Mann RA, Hagy JL*: Biomechanics of walking, running, and sprinting. *Am J Sports Med* 8 (1980) 345-350
22. *Montgomery WH, Pink M, Pery J*: Electromyographic analysis of hip and

- knee musculature during running. Am J Sports Med 22 (1994) 272-278
23. Mero A, Komi PV: Electromyographic activity in sprinting at speeds ranging from submaximal to supramaximal. Med Sci Sports Exerc 19 (1987) 266-274
 24. Morgan D, Baldini F, Martin P: Day-to-day stability in running economy and step length among well-trained male runners. Int J Sports Med 8 (1987) 242
 25. Morgan D, Martin PE, Krahenbuhl GS, Baldini FD: Variability in running economy and mechanics among trained male runners. Med Sci Sports Exerc 23 (1991) 378-383
 26. Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ: Ground reaction forces in running: A reexamination. J Biomech 20 (1987) 147-155
 27. Nigg BM, Bahlsen HA, Luethi LM, Stokes S: The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. J Biomech 20 (1987) 951-959
 28. Nigg BM, De Boer RW, Fischer V: A kinematic comparison of overground and treadmill running. Med Sci Sports Exerc 27 (1995) 98-105
 29. Nummela A, Rusko H, Mero A: EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. Med Sci Sports Exerc 26 (1994) 605-609
 30. Steinwender G, Saraph V, Scheiber S, Zwick EB, Uitz C, Hackl K: Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children. Clin Biomech 15 (2000) 134-139
 31. Van Ingen Schenau GJ: Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. Med Sports Exerc 4 (1980) 257-261
 32. Wank V, Frick U, Schmidtbleicher D: Vergleichende Betrachtung der Bewegungsmuster beim laufen auf dem Laufband und auf der Bahn. Leistungssport 28 (1998) 48-53
 33. Williams KR: Biomechanics of Running. Exerc Sports Sci Rev 13 (1985) 389-441
 34. Winter DA: The Biomechanics and Motor Control of Human Gait. 2nd Edition, Ontario, 1992
 35. Winter DA, Yack HJ: EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. Electroencephal Clin Neurophysiol 67 (1987) 402-411
 36. Yang JF, Winter DA: Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. Electroencephal Clin Neurophysiol 60 (1985) 485-491

Korrespondenzadresse:
Dr. Adamantios Arampatzis
 Deutsche Sporthochschule Köln
 Institut für Biomechanik
 Carl-Diem-Weg 6
 50933 Köln
 E-mail: Arampatzis@dshs-koeln.de

Internet-Adressen

Hier werden Sie regelmäßig die für die moderne Medizin interessanten Internet-Adressen finden. Besuchen Sie uns im Netz!

**Ärztammer
 Westfalen-Lippe**
 Internet: www.aekwl.de
 E-mail: pressestelle@aekwl.de

Ärztammer Nordrhein
 Internet: www.aekno.de
 E-mail: rheinisches-aerzteblatt@aekno.de

**Deutsche Zeitschrift
 für Sportmedizin**
 Internet: www.zeitschrift-sportmedizin.de
 E-mail: redaktion@zeitschrift-sportmedizin.de

Pure Sports GmbH
Multifunktionale Trainings- und Therapiegeräte
www.pure-sports.de
info@pure-sport.de

ASA – Sportmedizinische Weiterbildungen
 Internet: www.asa-gera.de
 E-mail: info@asa-gera.de

Wenn auch Sie Ihre Internet-Adresse hier veröffentlichen möchten, dann melden Sie sich bei der
WWF Verlagsgesellschaft · Am Eggenkamp 37-39 · 48268 Greven
 Fon (02571) 93 76 30 · Fax (02571) 93 76 55 · E-mail: verlag@wwf-medien.de