

FORSCHUNGSBERICHT

des
Instituts für Biomechanik und Orthopädie
Deutsche Sporthochschule Köln

Wavelet – Basierte Analyse der Muskelaktivität beim Laufen auf verschiedenen Untergründen

Autoren:

I Wissemann
W Potthast
G-P Brüggemann

WAVELET - BASIERTE ANALYSE DER MUSKELAKTIVITÄT BEIM LAUFEN AUF VERSCHIEDENEN UNTERGRÜNDEN

I. Wissemann, W. Potthast, G.-P. Brüggemann

Institut für Biomechanik und Orthopädie, Deutsche Sporthochschule Köln
wissemann@dshs-koeln.de

EINLEITUNG

In der Literatur wird von mehreren Studien berichtet, die keine systematische Änderung der Bodenreaktionskraft in Abhängigkeit der Mittelsohlenhärte zeigen (Kersting, 1999; Nigg et al., 1987). Als mögliche Erklärung hierfür wird schuhspezifische Muskelaktivierung in Betracht gezogen. Die Effekte sich verändernder Muskelaktivierung beim Laufen scheinen nicht hinreichend verstanden zu sein. Wegen der potentiellen Interaktion zwischen Rahmenbedingungen und Muskelaktivierung beim Laufen wird dieses als weiteres Forschungsgebiet gesehen (Nigg et al., 1995). Daher war das Ziel dieser Studie, die Muskelaktivität in Abhängigkeit des Laufuntergrundes zu untersuchen, um a) untergrundabhängige Änderungen in den EMG Signalen zu quantifizieren und b) interindividuelle / geschlechtsspezifische Unterschiede in der Muskelaktivierung zu untersuchen.

METHODIK

Aufnahme der Daten: 20 weibliche (26 + 5 Jahre, 62 + 5 kg, 170 + 5 cm) und 27 männliche (26 + 5 Jahre, 75 + 8 kg, 180 + 5 cm) Probanden nahmen an der Studie teil. Oberflächen – EMG (Aufnahmefrequenz 3000 Hz) wurde von den Mm. tibialis anterior, peroneus longus, gastrocnemius lateralis, semitendinosus, vastus medialis und tensor fasciae latae beim Laufen unter drei verschiedenen Bedingungen aufgenommen (barfuß auf Rasen, barfuß auf Tartan und mit Schuh (Straprunner V, Nike) auf Tartan). Die vorgeschriebene Laufgeschwindigkeit betrug 3.75 + 0.25 m/s und wurde mittels Lichtschranken überprüft.

Bevor die Elektroden unter Berücksichtigung der Faserrichtung der Muskulatur appliziert wurden, wurde die Haut rasiert und mit Alkohol gereinigt, um den Hautwiderstand herabzusetzen. Um die Bewegungsbeeinträchtigung zu minimieren, wurden alle Kable fixiert und ein kabelloses System der Datenübertragung genutzt (Telemetry 2400T, Noraxon®). Für die zeitliche Bestimmung des Fußaufsatzes wurde ein Beschleunigungsaufnehmer lateral an der Ferse befestigt; für die zeitliche Identifizierung des toeoff wurde ein Drucksensor unter dem Hallux angebracht.

Auswertung der Daten: Zunächst wurden für jeden Probanden und alle drei Bedingungen die Signale von 10 Schritten ohne auffällige Artefakte ausgewählt und aus den EMG Aufnahmen separiert. Anschließend wurden die Daten anhand Wavelet - basierter Software (Wavelet Analysis 2.2.0, BRI®) analysiert. Die verwendete Software bietet die Möglichkeit der simultanen Frequenz-, Zeit- und Intensitätsanalyse, indem die Rohsignale in Aktivitätsmuster transformiert werden (Abb.1) (VonTscharnar et al., 2003). Diese Aktivitätsmuster wurden zunächst für jeden Probanden einzeln berechnet. Nach einer qualitativen Analyse der berechneten Aktivitätsmuster wurden die Probanden in verschiedenen Gruppen eingeteilt, in denen Probanden mit ähnlichen Aktivitätsmustern zusammengefasst wurden. Anschließend wurden mittlere Aktivitätsmuster für die jeweiligen Gruppen berechnet.

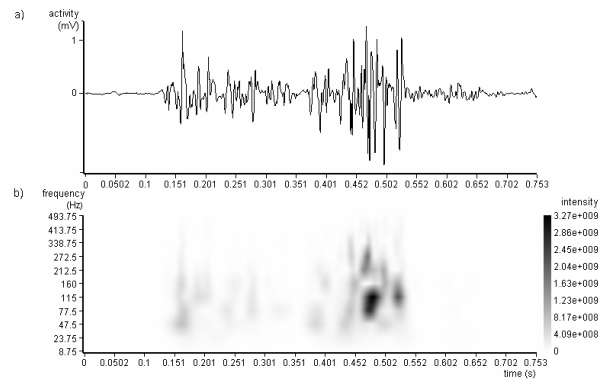


Abb. 1: a) Aufgenommenes EMG Signal des m. tibialis anterior (ein Schritt, Barfußlauf auf Tartan) und b) korrespondierendes Aktivitätsmuster. Im Aktivitätsmuster ist auf der Abszisse Zeit und auf der Ordinate Frequenz abzulesen. Die Grauskala repräsentiert die Intensität des aufgenommenen EMG Signals.

RESULTATE / DISKUSSION

Die Auswertung der Aktivitätsmuster der mm. tibialis anterior, semitendinosus und tensor fasciae latae ließ Unterschiede in der Muskelaktivierung zwischen den Probanden erkennen. Das elektromyographische Verhalten dieser drei Muskeln wurde genutzt, um die Probanden in verschiedene Gruppen einzuteilen (zwei Gruppen für m. tibialis anterior, drei Gruppen für m. semitendinosus, zwei Gruppen für m. tensor fasciae latae). Es traten systematische Unterschiede in den Aktivitätsmustern mehrerer Muskeln zwischen den einzelnen Gruppen zutage. Insbesondere die Aktivitätsmuster des m. tibialis anterior zeigten für alle drei Untergrundbedingungen auffällige Unterschiede in der Muskelaktivierung zwischen den Probanden (Beispiel für Gruppierung der Probanden in Abb. 2: Probanden, in deren Aktivitätsmuster des m. tibialis anterior während der Stützphase kaum sichtbare Intensität zu erkennen war, wurden in Gruppe 1 zusammengefasst. Probanden, in deren Aktivitätsmuster des m. tibialis anterior sichtbare Intensität während der Stützphase auftrat, wurden in Gruppe 2 zusammengefasst).

Systematische Unterschiede in der Muskelaktivierung mehrerer Muskeln zwischen den Gruppen verweisen auf unterschiedliches Bewegungsverhalten. Dieses genauer zu untersuchen bietet Anlass zu weiteren Studien mit simultanen kinematischen / kinetischen Messungen.

Auf alle untersuchten Muskeln bezogen traten Unterschiede in der Muskelaktivierung zwischen Männern und Frauen zutage. Unterschiedliche Muskelaktivierungsmuster von Männern und Frauen, die in dieser Studie gefunden wurden, könnten mit Unterschieden in Körpermasse, Bindegewebsstruktur, anthropometrischen Daten oder Segmentanordnung zusammenhängen und verweisen auf geschlechtsspezifisches Bewegungsverhalten. Geschlechtsspezifische Unterschiede in Bewegungsausführungen werden z.B. von Chappell et al. (2002) beschrieben. Ferber et al. (2003) betrachten geschlechtsspezifische Verletzungen in Verbindung mit geschlechtsspezifischer Laufmechanik. Es scheint vorteilhaft, in aufbauenden Studien Muskelaktivität in Verbindung mit kinetischen / kinematischen Analysen zu untersuchen, insbesondere um Informationen über (geschlechtsspezifisches) Bewegungsverhalten und dadurch hervorgerufene Belastungen / Verletzungen zu sammeln.

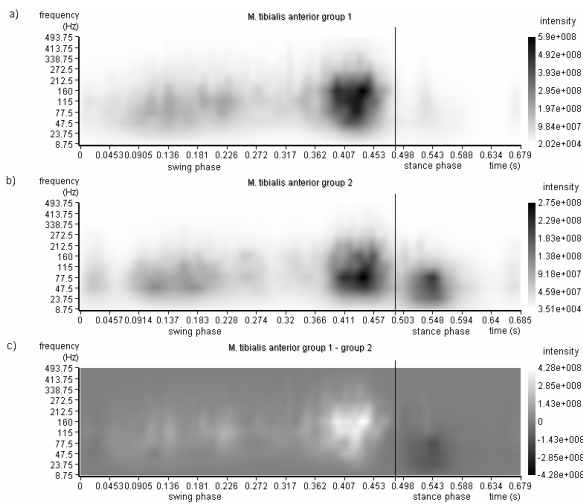


Abb. 2: Aktivitätsmuster des m. tibialis anterior beim Barfußlauf auf Tartan für verschiedene Gruppen: a) Gruppe 1 (n = 21), b) Gruppe 2 (n = 18), c) Differenz der Aktivitätsmuster von Gruppe 1 und Gruppe 2: helle Bereiche kennzeichnen höhere Intensität im Aktivitätsmuster von Gruppe 1, dunkle Bereiche repräsentieren höhere Intensität im Aktivitätsmuster von Gruppe 2.

Systematische Zu- oder Abnahme der Muskelaktivität der untersuchten Muskeln in Abhängigkeit des Laufuntergrundes wurden in dieser Studie nicht festgestellt. Jedoch konnten Beeinflussungen der Muskelaktivität durch wechselnden Untergrund identifiziert werden: alle Probanden zeigten untergrundabhängige Änderungen in den Aktivitätsmustern. Diese Änderungen waren in hohem Maße individuell und muskelspezifisch. Im Mittel war die muskuläre Antwort auf Untergrundänderungen geschlechtsspezifisch. Besonders in Bezug auf die mm. peroneus longus und vastus medialis zeigte sich die Modifikation der Muskelaktivierung in Abhängigkeit der Untergrundbedingung gegensätzlich für Männer und Frauen: für beide Muskeln war die Intensität im Aktivitätsmuster von Männern beim Barfußlauf auf Rasen höher als beim Barfußlauf auf Tartan und beim Lauf mit Schuh. Im Gegensatz dazu zeigte sich für beide Muskeln die Intensität im Aktivitätsmuster der Frauen beim Barfußlauf auf Rasen am niedrigsten (im Vergleich zum Barfußlauf auf Tartan und Lauf mit Schuh).

Geschlechtsspezifische muskuläre Antworten auf Untergrundänderungen sind in Zusammenhang mit Unterschieden in den Muskelaktivierungsmustern von Männern und Frauen zu betrachten und können mit geschlechtsspezifischen Verschiedenheiten in Faktoren wie z.B. Körpermasse, Bindegewebsstruktur, anthropometrischen Daten oder Segmentanordnung verbunden sein.

FAZIT / AUSBLICK

In dieser Studie wurden untergrundabhängige Änderungen der Muskelaktivität beim Laufen untersucht. Muskelaktivierungsmuster sowie muskuläre Antworten auf wechselnde Untergründe zeigten sich geschlechtsspezifisch. Untergrundabhängige Änderungen der Muskelaktivität waren muskelspezifisch. Weitere Studien könnten eine mögliche Interaktion zwischen Muskelaktivität und anthropometrischen / kinematischen / kinetischen Daten behandeln, was zu einem tieferen Verständnis von geschlechtsspezifischem Bewegungsverhalten führen könnte und zu neuen Erkenntnissen bezüglich Schuhdesign oder Verletzungsgenese beitragen kann.

LITERATUR

1. Chappell, J.D., Yu, B., Kirkendall, D.T., Garrett, W.E. (2002). A Comparison of Knee Kinetics between Male and Female Recreational Athletes in Stop-Jump Tasks. *The American Journal of Sports Medicine*, 30 (2), 261-267. Ferber et al. *Clin Biomech* 18: 350-357, 2003.
2. Ferber, R., McClay Davis, I., Williams, D. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 18, 350-357.
3. Kersting, U.W., Brüggemann, G.-P. (1999). Adaptation of the human calcaneus to variation of impact forces during running. *Journal of Clinical Biomechanics*, 14, 494-503.
4. Nigg, B.M., Bahlsen, H.A., Luethi, S.M., Stokes, S. (1987). The Influence of Running Velocity and Midsole Hardness on External Impact Forces in Heel-Toe Running. *Journal of Biomechanics*, 20 (10), 951-959.
5. Nigg, B.M., Cole, G.K., Brüggemann, G.-P. (1995). Impact Forces During Heel-Toe Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 11, 407-432.
6. VonTscharner, V., Goepfert, B., Nigg, B. (2003). Changes in EMG signals for the muscle tibialis ante-rior while running barefoot or with shoes resolved by non-linearly scaled wavelets. *Journal of Biomechanics*, 36, 1169-1176.