

Oliver Ludwig, Roman Quadflieg, Michael Koch:

# Sensomotorische Einlage mit Peroneus-Spot – erster elektromyografischer Evidenznachweis

## Zusammenfassung

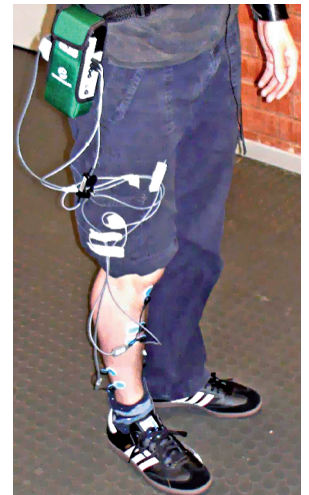
Die Wirkung sensomotorischer Einlagenkonzepte ist nach wie vor umstritten. Die postulierte Wirkungsweise umfasst die gezielte Detonisierung oder Aktivierung von einzelnen Muskeln oder ganzen Muskelketten. In der vorgestellten Studie, die in der März-Ausgabe der Deutschen Zeitschrift für Sportmedizin und im April auf dem internationalen ECOSEP-Kongress vorgestellt wurde, haben die Autoren gezielt untersucht, ob es möglich ist, durch sensomotorische Pelottierungen die Muskelaktivität gezielt zu beeinflussen.

Die Aktivierung des Peroneus longus ist ein zentrales Merkmal sensomotorischer Fußbettungen. Diesem Muskel kommt eine wichtige Funktion in der initialen und mittleren Standphase zu, denn er prioniert den Fuß und sichert so den stabilen Stand im Moment der Gewichtsübertragung auf den Standfuß („loading response“, Perry & Burnfield, 2010). Insbesondere eine zu späte oder zu schwache Aktivierung des Peroneus longus wird als eine mögliche Ursache für eine Sprunggelenksinstabilität und als ein Risikofaktor für das Auftreten von Supinationstraumen betrachtet (DeLahunt et al., 2006, Konradsen & Ravn, 1990, Löfvenberg et al., 1995).

In der vorgestellten Studie haben wir die Wirkung eines speziellen sensomotorischen Elementes auf die Aktivität des Peroneus longus untersucht. An der Studie nahmen 32 Teilnehmer zwischen 18 und 61 Jahren teil (Tabelle 1). Die normale Muskelaktivität der Fuß- und Wadenmuskulatur ist gut untersucht (Perry & Burnfield, 2010, Bencke et al., 2011, Louwerens et al., 1995) und hängt von mehreren Faktoren ab. Um Quereinflüsse unerwünschter Faktoren ausschließen zu können, wurde besondere Sorgfalt auf die Ein- und Ausschlusskriterien sowie die Versuchsdurchführung gelegt:

a. Die Fußform beeinflusst die elektromyografisch messbare Aktivität während des Gangzykluses (Murley et al., 2009b). Daher wurden in diese Grundlagenstudie nur Probanden ohne starke Fußstellungsabweichung einbezogen. Zur Identifizierung dienten der Arch Index (AI) und die Normalized Navicular Height truncated (NNHt). Beide Parameter beschreiben die Ausprägung des Längsgewölbes und die Rückfußposition (Murley et al., 2009a); sie wurden über eine fotometrische Messung der Fußdimensionen und eine statische pedobarogra-

1 Platzierung der Elektroden und Bodenkontaktsensoren am rechten Bein.



grafische Messung bestimmt (Abb. 1). Eine dynamische pedobarografische Messung (Zebris PDM Plattform) diente zum Ausschluss dynamischer Gelenkinstabilitäten, indem der Verlauf der Ganglinie bewertet wurde.

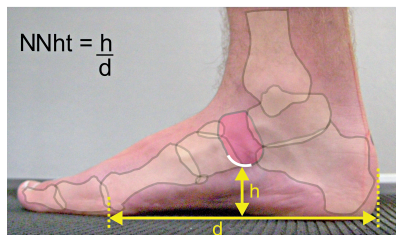
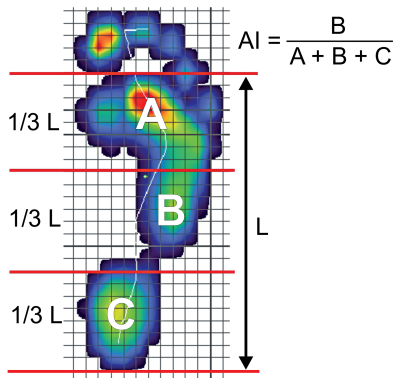
- b. Alle Probanden waren beschwerdefrei und ohne bekannte Verletzungen der Sprunggelenke. Die Stabilität der Gelenke wurde über klinische Tests (Talusvorschub, Supinations-Stress-Test, Einbein-zehenspitzenstand) geprüft.
- c. Da bekannt ist, dass die Schuhform, sowie die Struktur und Beweglichkeit der Laufsohle das Gangbild beeinflussen, wurden die Versuche

### Anschrift für die Verfasser:

Dr. rer. nat. Oliver Ludwig  
 Universität des Saarlandes  
 Sportwissenschaftliches Institut  
 Campus  
 Gebäude 8.1  
 66041 Saarbrücken  
 E-Mail: oliver.ludwig1@uni-saarland.de

Mittelwert		(von – bis)
Alter [Jahre]	36,3 ± 15,02	(18,0 – 61,3)
Größe [cm]	175,4 ± 7,0	(157,5 – 186,5)
Gewicht [kg]	73,7 ± 11,9	(53,8 – 110,5)
NNHt [-]	0,27 ± 0,03	(0,24 – 0,30)
AI [-]	0,25 ± 0,02	(0,21 – 0,28)

**Tabelle 1** Anthropometrische Kenngrößen sowie Parameter der Fußform der Probanden (NNHt – Normalized Navicular Height truncated, AI – Arch Index). Aus (1).



2 Parameter, die zur Bestimmung der Fußform dienen. AI = Arch Index, NNht = Normalized Navicular Height truncated.

nicht in den eigenen Schuhen absolviert. Stattdessen wurde ein neutraler Sportschuh mit gut beweglicher Sohle und ohne stützende Elemente eingesetzt (Adidas Samba). Unter dem proximalen Interphalangealgelenk des Hallux und mittig unter der Ferse des rechten Schuhs wurden Drucksensoren angebracht (FSR-402, Ø 18 mm, Conrad electronic). Diese dienten zur Identifizierung der einzelnen Gangphasen.

- d. Es wurden neben den funktionellen sensomotorischen Einlegesohlen auch Dummy-Sohlen verwendet, die aus dem gleichen Material bestanden, die gleiche Dicke und den gleichen Bezug hatten. Lediglich das laterale sensomotorische Element war bei den Dummy-Einlagen nicht vorhanden.



3 Beispiel für einen im Rahmen der Studie eingesetzten Rohling. Der laterale hohe Keil wurde im unteren Bereich konkav geschliffen, um keinen Druck von plantar auszuüben. Die obere konvexe Ausprägung wurde individuell an die anatomische Lage der Sehnen angepasst. Alle anderen Elemente (Zehensteg, medialer Keil) wurden für die Versuche entfernt.

- e. Um unbewusste Beeinflussung der Probanden zu vermeiden, wurden die Versuche als randomisierte Doppelblindversuche durchgeführt. Weder der messende Versuchsleiter noch die Probanden wussten, welche Sohlen im Schuh waren. Die Probanden waren zudem nicht darüber informiert, dass auch mit Dummies gearbeitet wurde. Ein zweiter Versuchsleiter löste im Vorfeld aus, ob die ersten Versuche mit Dummies oder mit funktionellen Einlegesohlen absolviert wurden und legte diese in die Schuhe ein. Er wechselte auch zwischen den Versuchen die Einlagen, ohne dass der Proband oder der messende Versuchsleiter dies sehen konnten.
- f. Um Gangbildveränderungen durch das Gehen auf dem Laufband zu vermeiden, wurden alle Versuche auf einer fünfzehn Meter langen Gehstrecke absolviert. Die Probanden gingen mit selbst gewähltem Tempo entlang dieser Strecke, jeweils dreimal mit jeder Einlagenvariante.

### Einlagenfertigung

Nach einem Vorabtermin, bei dem die Fußparameter der Probanden erfasst wurden, wurde jeweils eine individuelle sensomotorische Einlage mit einem lateral platzierten Element hergestellt. Dabei kamen Proprio-Einlagen der Firma Springer Aktiv AG, Berlin zum Einsatz. Die dazu verwendeten Rohlinge (Abb. 3) verfügten über ein im Rückfußbereich lateral angebrachtes, hoch ausgeformtes Element aus Weichschaum (EVA, 35 Shore), das im plantaren Bereich konkav geformt wurde, um keine mechanische Fußaußenrandanhebung zu bewirken, und im dorsalen Teil konvex geschliffen, so dass es unter Belastung einen messbaren Druck auf die Sehne des M. peroneus longus etwa 8 Millimeter distal des Retinaculum inferius ausübte (Abb. 4). Die Stärke dieser Drücke wurde in Vorversuchen überprüft und erreichte Werte bis zu 6,6 Newton pro Quadratzentimeter mit Spitzen zu Beginn der mittleren Standphase (Abb. 5).

### Messtechnik

Mit einem telemetrisch arbeitenden Oberflächen-EMG wurde die Aktivität des M. peroneus longus und des M. tibialis anterior erfasst. Vorab war die Haut der Probanden entsprechend präpariert worden (rasiert, entfettet

und durch Reibung gut durchblutet). Die Elektroden wurden mittig auf dem palperten Muskelbäuchen platziert, eine zusätzliche Referenzelektrode auf der Tuberositas tibiae angebracht. Die Messtechnik entsprach dem SENIAM-Standard (Hermens et al., 1999). Die EMG-Signale und die Signale der Bodenkontaktsensoren wurden über ein TeleMyo 2400T-EMG-System der Firma Noraxon mit 1000 Hertz aufgenommen und auf einen PC übertragen. Über eine in Bodennähe angebrachte Kamera wurden die Probanden zusätzlich gefilmt.

Nach Absolvieren der insgesamt sechs Teilversuche wurde die maximale isometrische Willkürkontraktion der Muskeln bestimmt. Dazu mussten die Probanden versuchen, den fixierten Fuß mit maximaler Kraft einmal in Pronation (für den M. peroneus) und einmal in Supination (für den M. tibialis) zu bewegen. Das dabei gemessene gemittelte EMG-Signal dient als 100-Prozent-Marke, um alle anderen Werte darauf zu normieren.

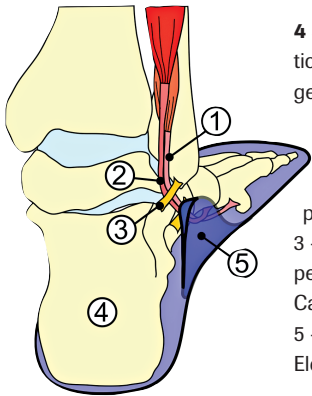
### Auswertung

Jeweils der zweite und der fünfte Teilversuch wurden ausgewertet, die Versuche 1 und 4 diente jeweils zur Gewöhnung an die neuen beziehungsweise gewechselten Einlagen. Wenn die Schrittdauer in den Teilversuchen um mehr als 5 Prozent voneinander abwich, wurden der dritte beziehungsweise sechste Teilversuch ausgewertet.

Die gemessenen EMG-Rohsignale wurden nach internationalem Standard ausgewertet (Gleichrichtung, Glättung, Normierung). Für jeden Teilversuch (Dummy/Senso-Einlage) wurden zehn Schritte anhand der Signale der Bodenkontaktsensoren gemittelt und die Streuung berechnet.

Mehrere Parameter wurden für jeden Teilversuch berechnet: das integrierte EMG für die Phasen 0 - 15 Prozent (loading response), 15 - 50 Prozent (mid stance) und 50 - 100 Prozent (terminal stance), sowie Amplitudenwert und Zeitpunkt des ersten (Beginn Standphase) und zweiten (Abstoßphase) Aktivierungspeaks, ebenso der Zeitpunkt des Auftretens und die Amplitude eines möglichen zusätzlichen Aktivierungspeaks (Lastaufnahmephase).

Nach Prüfung der statistischen Testvoraussetzungen wurde für jeden Probanden jeder erhobene Parameter



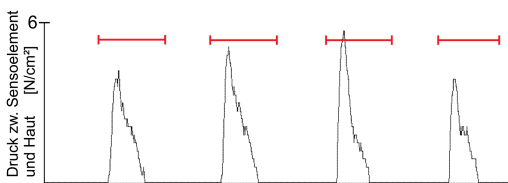
**4** Schematische Positionierung des Einlageelements (1).  
 1 – Sehne des M. peroneus brevis,  
 2 – Sehne des M. peroneus longus,  
 3 – Retinaculum mm. peroneum superius, 4 – Calcaneus,  
 5 – Sensomotorisches Element.

in den Versuchssituationen „Dummy“ gegen „Senso-Einlage“ mit dem t-Test für abhängige Variablen getestet. Dieser statistische Test überprüft, ob Unterschiede zwischen beiden Versuchssituationen bestehen, also vereinfacht gesagt, ob die Aktivität der untersuchten Muskeln sich durch die Einlage mit sensomotorischem Element verändert hat.

**Ergebnisse**

Der M. peroneus longus zeigt normalerweise zwei Peaks während der Standphase: einen zu Beginn des Bodenkontaktes (initial contact), um den Fuß zu positionieren (Bencke et al., 2011, Knight & Weimar, 2011), und einen in der Abstoßphase, um den Mittelfuß zu stabilisieren. Beide Peaks (Abb. 6) konnten sowohl mit der Dummy-Einlage als auch mit der Senso-Einlage gefunden werden.

Bei 26 der 32 Probanden konnte mit der Senso-Einlage ein weiterer Aktivierungs-Peak registriert werden, der bei etwa 18 Prozent der Standphasendauer begann und bei etwa 30 Prozent sein Maximum hatte (also in der mittleren Standphase). Zum Zeitpunkt der jeweils maximalen Aktivierung innerhalb des Peaks bestand ein hochsignifikanter Unterschied zwischen den EMG-Werten der Varianten „Einlagen“ und „Dummy“.



**5** Druckwerte zwischen dem Senso-Element und der Haut distal des Retinaculum inferius. Waagerechte Balken kennzeichnen die Bodenkontaktphasen.

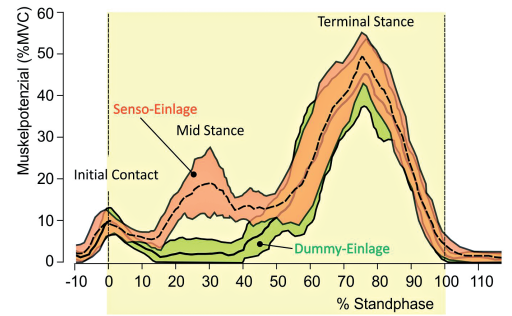
Das integrierte EMG zeigte in der mittleren Standphase eine statistisch hochsignifikant gesteigerte Peroneus-Aktivität beim Tragen der Senso-Einlagen (Abb. 7). Die Effektgröße (Cohens d) bestätigte mit 0.80 (statistische Power = 0.98) einen starken Effekt. Die Aktivität des M. tibialis anterior wurde durch den lateralen Senso-Spot nicht beeinflusst. Confounding-Effekte (zeitliche Einflüsse der Versuchsreihenfolge, Welk & Blettner, 2012) konnten nicht festgestellt werden.

Von den sechs Probanden, bei denen wir keinen zusätzlichen Aktivierungspeak finden konnten, stellten wir bei vier Probanden über die Videoaufzeichnung in der Standphase eine deutlich verstärkte Fußaußenrotation (Gangwinkel > 15°) fest.

**Diskussion**

Da das Auftreten eines zusätzlichen Aktivierungs-Peaks des M. peroneus longus nur in der mittleren Standphase erfolgte und die initiale und terminale Bodenkontaktphase nicht beeinflusste, schließen wir zunächst auf eine phasenabhängige Wirkung des sensomotorischen Elementes. Das muskuläre Aktivierungsmuster des M. peroneus longus wurde innerhalb des beim Gehen ablaufenden motorischen Programmes (Laquaniti et al., 2012) in der Schrittphase verändert, in der das sensomotorische Element einen Druck auf die Sehne des Muskels ausübte. Aufgrund der spezifischen Form des sensomotorischen Elementes kann nicht von einer rein mechanischen Ursache, zum Beispiel einer Änderung der Fußposition im Sinne einer Außenranderhöhung ausgegangen werden. Dass der M. tibialis anterior durch das laterale Element nicht beeinflusst wurde, spricht ebenfalls dafür.

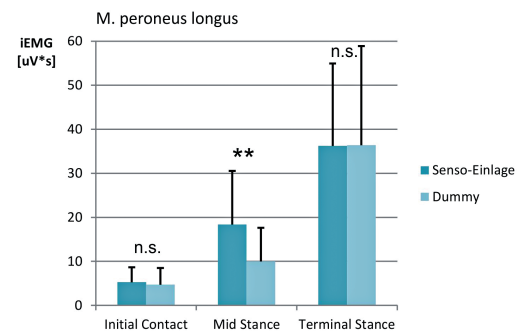
Für den in der mittleren Standphase gefundenen zusätzlichen Aktivierungspeak kommen prinzipiell mehrere neurophysiologische Regelmechanismen in Betracht. Vor allem Änderungen der Afferenzen verschiedener Mechanorezeptoren (Merkel-Zellen, Ruffini-, Meissner-, Pacini-Körperchen) könnten dafür verantwortlich sein, welche durch den Druck des lateralen Einlageelementes über afferente Bahnen Muskelreaktionen auslösen können (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Da das Einlageelement genau über dem Sehnenverlauf platziert wurde, kann die verstärkte muskuläre Akti-



**6** Gemittelte EMG-Kurven eines exemplarischen Probanden mit den 95 Prozent-Vertrauensintervallen für jeweils zehn Schritte. (1) Grün: Muskelaktivität des M. peroneus longus mit der Dummy-Einlage. Orange: Muskelaktivität mit der Senso-Einlage. Hochsignifikante Abweichung im Bereich der mittleren Stützphase.

vität auch als Reaktion auf einen über propriospinale Pfade verlaufenden Dehnreflex interpretiert werden (Capady & Stein, 1986). Hier sollten vor allem Typ II-Afferenzen in Betracht gezogen werden (Dietz et al., 1991), da monosynaptische Typ I-Reflexantworten des Muskelspindel-systems während des Gehvorganges gehemmt werden, um die dynamische Stabilität der Bewegung nicht zu gefährden (Capady & Stein, 1986).

Im Zeitfenster des zusätzlich gefundenen Muskelpeaks ist der Fuß nur schwach durch Muskelaktivität gesichert, da er in der Frontalebene mechanisch durch die axial wirkende Kraft des Körpergewichtes stabilisiert wird (Stormont et al., 1985). Es ist bekannt, dass der M. peroneus in dieser



**7** Aufsummiertes EMG in den Schrittphasen initial contact, mid stance und terminal stance/push off mit den Standardabweichungen. Linke Balken: Senso-Einlage, rechte Balken: Dummy-Einlage. Signifikant erhöhte Aktivität in der mittleren Stützphase (2).

Phase gerade bei von außen einwirkenden Störungen, aber auch zum Ausgleich von Rumpf- oder Armbewegungen, stabilisierend aktiviert wird (Louwerens et al., 1995, Santilli et al., 2005). Die durch die Einlage bewirkte sensomotorische Aktivierung des M. peroneus longus ist also im Sinne einer Bewegungsstabilisierung durchaus sinnvoll.

Interessant ist es festzuhalten, dass die besondere Schliefform des sensomotorischen Elementes, wie sie in der verwendeten Springer-Einlage realisiert wurde, entscheidend für die muskuläre Aktivierung des M. peroneus war. Durch die plantar konkave Form wurde zunächst ein Druck auf die plantare Muskulatur (z. B. M. abductor digiti minimi) verhindert und gleichzeitig eine den Fußaußenrand mechanisch anhebende Wirkung vermieden. Viele in konventioneller Form gefertigte „sensomotorische“ Einlagen besitzen einen deutlich von plantar wirkenden Keil, bei dem wir in Vorversuchen keine Wirkung auf die Peroneus-Muskulatur elektromyografisch messen konnten. Eine doppelt geschwungene Form, die im Bereich des Sehnenverlaufes unter dem Malleolus lateralis konvex geformt ist, kann jedoch einen selektiven Druck in die Sehnen Scheide geben, der zu der gemessenen Aktivierung des dazu gehörenden Muskels führt. Insofern kommt der genauen Fertigungsform auf der Basis geeigneter Rohlinge und der an die individuel-

le Anatomie angepassten Positionierung eine entscheidende Bedeutung für die Wirkung der Einlage zu. Dies unterstreicht den besonderen handwerklichen Anspruch an die sensomotorische Einlagenfertigung, der nicht durch Einlagen „aus der Schublade“ realisiert werden kann. Nicht jede Einlage, die als „sensomotorisch“, „afferenzstimulierend“ oder „propriozeptiv“ bezeichnet wird, wird aber eine messbare Wirkung auf die Muskelaktivität haben können, da die dafür verwendeten Rohlinge meist eine entsprechende Schliefform nicht erlauben.

Ebenso wichtig erscheint uns die Tatsache, dass die Rotationsstellung des Fußes während der Schrittabwicklung einen großen Einfluss auf die Wirksamkeit eines lateralen Einlagenelementes hat. Dies leuchtet ein, da durch eine verstärkte Außenrotation bei gleichzeitiger Valgusstellung des Fersenbeins der Druck, den das laterale Element auf die Sehnen Scheide ausüben kann, vermindert ist. Dies unterstreicht die Wichtigkeit, sensomotorische Einlagen nicht nur an die Fußform, sondern auch an die Schrittabwicklung anzupassen. Ganganalysen erfahren gerade in diesem Kontext eine zunehmend wichtige Bedeutung. Die Einflüsse individueller Gangparameter auf die Wirkungsweise sensomotorischer Versorgungen eröffnen ein interessantes und für die Zukunft wichtiges Forschungsfeld.

## Zusammenfassung

Die vorliegende Studie hat zum ersten Mal zeigen können, dass eine schrittphasenabhängige Erhöhung der Aktivität des M. peroneus longus durch ein speziell geformtes lateral druckerzeugendes Einlagenelement möglich ist. Damit konnte gezeigt werden, dass die einer sensomotorischen Einlagenversorgung zu Grunde liegenden Konzepte prinzipiell funktionieren, wenn Sorgfalt in die anatomisch korrekte Anpassung der Einlagenelemente gelegt wird.

Dies eröffnet interessante therapeutische Ansatzpunkte bei Patienten mit Instabilität der Sprunggelenke (Ritchie, 2001) oder Fußfehlformen, die zu einer verstärkten Supination tendieren und könnte bisherige konservative Ansätze (Best et al., 2011) ergänzen. ■

## Originalarbeiten

- (1) Ludwig O., Quadflieg R, Koch M (2013): Einfluss einer sensomotorischen Einlage auf die Aktivität des M. peroneus longus in der Standphase. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 64(3), 77-82. DOI: 10.5960/dzsm.2012.049
- (2) Ludwig O., Quadflieg R, Koch M (2013): Sensori-motor insoles may increase peroneus longus activity during stance phase of human gait, 3rd ECOSEP congress, April 2013

Literaturquellen in der Originalpublikation.