

Ludwig O, Quadflieg R, Koch M

Einfluss einer sensomotorischen Einlage auf die Aktivität des M. peroneus longus in der Standphase

Influence of a Sensorimotor Insole on the Activity of the Peroneus Longus Muscle during the Stance Phase

Universität des Saarlandes, Sportwissenschaftliches Institut

ZUSAMMENFASSUNG

Problemstellung: Neue sensomotorische Einlagenkonzepte postulieren, über integrierte Druckpunkte auf die Sehnen der Fuß- und Wadenmuskulatur Änderungen der Muskelaktivität bewirken zu können. Allerdings liegen bislang keine Wirkungsnachweise vor. Ziel der Studie war daher die Untersuchung einer möglichen Aktivitätsänderung des M. peroneus longus durch sensomotorische Einlagen. **Methoden:** Bei 32 gesunden Probanden wurde die EMG-Aktivität des M. peroneus longus in mehreren Teilversuchen beim Gehen in Neutralschuhen mit sensomotorischen Einlagen und mit Dummy-Einlagen gemessen. Als Versuchsdesign wurde ein doppelt verblindetes, randomisiertes Cross-Over-Design gewählt. **Ergebnisse:** Beim Tragen der sensomotorischen Einlage war eine statistisch signifikant erhöhte Aktivität des M. peroneus longus in der mittleren Stützphase zu beobachten. Diese begann im Mittel bei $17,51 \pm 4,30\%$ der Stützphasendauer und erreichte ihr Maximum bei $29,67 \pm 4,51\%$ mit Maximalwerten von $21,56 \pm 10,03\%$ MVC (Dummy $16,09 \pm 7,06\%$ MVC). Der Unterschied war statistisch hochsignifikant ($p < 0,001$). **Diskussion:** Der in die sensomotorische Einlage eingearbeitete Weichschaumkeil übt unter Belastung einen Druck auf die Haut über der Sehne des M. peroneus longus aus, der die afferenten Informationen beeinflusst. Die Wirkung erfolgte daher nur in der Mitte der Stützphase und beeinflusste nicht die Muskelaktivität zu Beginn und gegen Ende der Stützphase. Eine stärkere Aktivierung zum Zeitpunkt der Lastübertragung kann geeignet sein, eine zusätzliche Stabilisierung des Fußes zu bewirken. Dies könnte therapeutisch und vorbeugend bei Sprunggelenkinstabilitäten hilfreich sein. Die vorliegende Studie hat zum ersten Mal zeigen können, dass eine gezielte Muskelaktivierung über sensomotorische Einlagenkonzepte möglich ist.

Schlüsselwörter: Sensomotorische Einlage, Oberflächenelektromyographie, Standphase, afferente Stimulation.

EINLEITUNG

Während klassische orthopädische Einlagen den Fuß in verschiedenen Schrittphasen stützen und dämpfen, werden in den letzten Jahren zunehmend neue Konzepte diskutiert, die eine zielgerichtete Muskelaktivierung bewirken sollen. Diese Einlagenkonzepte, ursprünglich in der Therapie zerebralparetischer Kinder entwickelt (8) und mittlerweile in der Sportversorgung eingesetzt (30), integrieren Elemente, die während der Schrittabwicklung auf Sehnenstrukturen einen definierten Druckreiz erzeugen sollen. Eine postulierte reflektorische Aktivierung des zugehörigen

SUMMARY

Objective: A new type of orthopedic (sensorimotor) insole is said to influence muscle activity in foot and calf by means of functional elements. Until now, however, there has been no evidence to show this. Therefore, the objective of this study was to examine changes in peroneus longus muscle activation patterns caused by sensorimotor insoles. **Methods:** EMG activity of the peroneus longus muscle was recorded for 32 healthy subjects in a double-blind randomized cross-over design. In several sub-tests, subjects walked in neutral shoes both with sensorimotor insoles and with dummy insoles. **Results:** Increased activity of the peroneus longus could be found in mid-stance with sensori-motor insoles. The change in muscle activation patterns was statistically significant at $17,51 \pm 4,30\%$ stance phase and reached its maximum at $29,67 \pm 4,51\%$ with maximal values of $21,56 \pm 10,03\%$ MVC (Dummy $16,09 \pm 7,06\%$ MVC). The differences were statistically highly significant ($p < 0,001$). **Conclusions:** The sensori-motor wedge imposes pressure on the skin above the peroneus longus tendon, inducing changes in afferent information when body weight is transferred to the foot. Therefore, a change of muscle activity could be found in mid-stance but not in initial contact or push off. This effect might help to stabilize foot position and ankle in case of ankle instabilities. This study was able to demonstrate for the first time that sensori-motor insoles are able to change muscle activation patterns in a selective matter.

Key Words: Sensorimotor insole, surface electromyography, stance phase, afferent stimulation.

Muskels über die Muskelspindel-Afferenzen soll einen Einfluss auf die Schrittabwicklung nehmen können. Solche Einlagenkonzepte werden als „afferenzstimulierend“ oder allgemeiner als „sensomotorisch“ bezeichnet.

accepted: December 2012

published online: March 2013

DOI: 10.5960/dzsm.2012.049

Ludwig O, Quadflieg R, Koch M: Einfluss einer sensomotorischen Einlage auf die Aktivität des M. peroneus longus in der Standphase. Dtsch Z Sportmed 64 (2013) 77-82.

Insbesondere dem M. peroneus longus kommt eine wichtige Bedeutung bei der Stabilisation des Fußes zu. Er dient in der Landephase als Evertor und Pronator und sichert so die Stabilität des unteren Sprunggelenks, indem er die Inversionsbewegung des Rückfußes bremst (22,24). Muskulär unkontrollierte Inversionsbewegungen des Fersenbeins in der Landephase des Fußes beim Gehen, Laufen oder nach einem Sprung sind die Ursache für Distorsionen des Sprunggelenks (28). Supinationstraumen zählen zu den häufigsten Verletzungen im Sport (28) und führen oft nachhaltig zu einer Instabilität des unteren Sprunggelenks (17). Für die funktionelle Gelenkstabilität sind mechanische und sensorische Eigenschaften der Ligamente und der Gelenkkapsel ebenso verantwortlich wie die sensomotorischen Regelkreise der stabilisierenden Muskelgruppen (23,24). Daher versuchen sensomotorische Einlagenkonzepte, eine verstärkte Aktivierung des M. peroneus zu erzielen. Bislang liegen jedoch keine Evidenznachweise vor, ob diese Einlagenkonzepte überhaupt eine zielgerichtete Aktivierungsänderung des Muskels bewirken können.

Problemstellung

Vor allem eine zu späte oder zu schwache Aktivierung des M. peroneus wurde als eine mögliche Ursache für eine Sprunggelenksinstabilität und als ein Risikofaktor für das Auftreten eines Supinationstraumas identifiziert (14,16). Einlagen oder andere Hilfsmittel, die geeignet sein könnten, die Aktivität des M. peroneus zielgerichtet in den kritischen Gangphasen zu erhöhen, könnten therapeutisch oder prophylaktisch gelenk stabilisierend wirken.

Zielstellung

Eine Wirkung von druckgebenden Einlagenelementen auf die Aktivität des M. peroneus longus mit dem Ziel einer klar definierten Aktivierungsänderung während des Schrittzzyklus soll untersucht werden.

MATERIAL UND METHODE

Teilnehmer

Die vorliegende Untersuchung wurde als randomisierte, doppelt verblindete Cross-over-Studie konzipiert.

32 Probanden nahmen an der Studie teil (Tab. 1). Sie wurden zuvor gemäß den Vorgaben der Deklaration von Helsinki über Studienziel und -verlauf informiert und gaben ihre schriftliche Einwilligung. Die lokale Ethik-Kommission hatte den Studienablauf genehmigt.

Alle Versuchspersonen (VP) waren beschwerdefrei und hatten keine bekannten Verletzungen des Sprunggelenks. Mögliche Gelenkinstabilitäten wurden im Vorfeld über klinische Testverfahren (Talusvorschub, Supinations-Stress-Test, Einbeinzehenspitzenstand) ausgeschlossen. Da Einflüsse der Fußform auf die Muskelaktivität der Unterschenkelmuskeln bekannt sind (20), wurden nur Probanden ohne starke Fußfehlstellung in die Studie einbezogen. Dazu wurden vorab der Arch Index AI (19) über eine dynamische pedobarografische Messung (PDM-Plattform, Zebris Medical GmbH, Isny) und die Normalized Navicular Height truncated NNHt (19) über eine fotometrische Auswertung bestimmt (Abb. 1). Alle Studienteilnehmer zeigten Werte zwischen 0,21 und 0,28 (AI), beziehungsweise 0,24 und 0,30 (NNHt), die ein normales mediales Fußlängsgewölbe und eine aufrechte Rückfußposition kennzeich-

Tabelle 1: Anthropometrische Kenngrößen sowie Parameter der Fußform (NNHt - Normalized Navicular Height truncated, AI - Arch Index) des Probandenkollektivs (N=32).

	MW	SD	Bereich
Alter [a]	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)

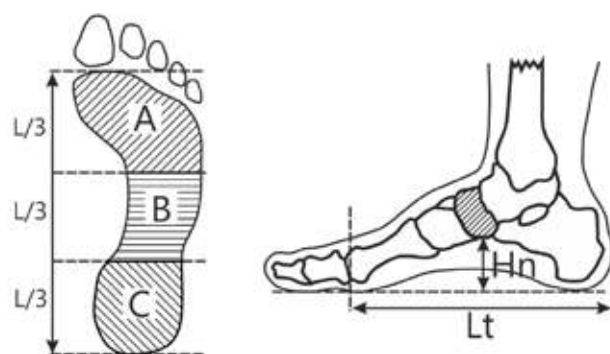


Abbildung 1: Parameter zur Charakterisierung der Fußform. Arch Index AI = $B/(A+B+C)$. Normalized Navicular Height truncated NNHt = Hn/Lt .

nen (19) und wiesen in der Pedobarografie keine medialisierte Ganglinie auf.

Schuhe und Einlegesohlen

Alle Teilnehmer absolvierten die Versuche mit dem gleichen Neutralschuhtyp passender Größe, um einen möglichen Einfluss individueller Schuhe auszuschließen. Zum Einsatz kam der Adidas Samba, ein Hallenfußballschuh, der eine neutrale Rück- und Mittelfußposition fördert, keine zusätzlichen stabilisierenden Elemente im Mittelfuß aufweist und eine sehr gute Vorfußbeweglichkeit hat. Unter dem proximalen Interphalangealgelenk des Hallux und mittig unter der Ferse des rechten Schuhs wurden Drucksensoren angebracht (FSR-402, Ø 18 mm, Conrad electronic).

Für die Fertigung der Einlagen wurden Rohlinge der Fa. Springer Aktiv AG, Berlin in einem Vorabtermin individuell an die Fußanatomie jedes Probanden angepasst. Die Einlagen verfügten über ein im Rückfußbereich lateral angebrachtes Element aus Weichschaum (EVA, 35 Shore), das im plantaren Bereich konkav geformt war, um keine mechanische Fußaußenrandanhebung zu bewirken, und im dorsalen Teil konvex geformt, so dass es unter Belastung einen Druck auf die Sehne des M. peroneus longus etwa 8 mm distal des Retinaculum inferius ausübte (Abb. 2). Für jeden Probanden wurde eine materialgleiche Dummy-Einlegesohle ohne das laterale Druckelement angefertigt. Um sicherzustellen, dass das laterale Einlagenelement einen Druck auf die Sehne des M. peroneus longus ausübte, wurde in Vorversuchen bei 10 Versuchspersonen der laterale zwischen Einlagenelement und Haut wirkende Druck in der Stützphase mittels Drucksensoren (GP MobilData, Gebiom, Münster) gemessen. Es wurden Maximalwerte zu Beginn der Stützphase zwischen 2,0 und 6,6 N/cm² registriert (Vergleichswerte zwischen lateralem Schuhrand und Fuß bei der Dummy-Einlage: <0,4 N/

cm²), sodass von potenziell wirksamen Druckbelastungen ausgegangen werden konnte.

Versuchsablauf

Um Cross-talk zwischen benachbarten Muskeln zu verringern, wurden die EMG-Klebelektroden (Ag/AgCl, Ambu Blue Sensor N) mittig auf dem Muskelbauch des M. peroneus longus platziert, nachdem zuvor der Hautwiderstand durch Entfetten und Abrasion verringert wurde. Eine Referenzelektrode wurde über der Tuberositas tibiae platziert. Die Ableittechnik entsprach dem SENIAM-Standard (9). Die EMG-Signale und die Signale der Bodenkontaktsensoren wurden durch ein telemetrisches EMG-System (TeleMyo 2400T, Noraxon; integrierter Bandpass 10-500 Hz) mit 1000 Hz aufgenommen und auf einen PC übertragen.

Jeder Versuchsteilnehmer ging mit Schuhen und Einlegesohlen sechsmal entlang einer fünfzehn Meter langen Gehstrecke mit selbstgewählter Geschwindigkeit. Nach dem dritten Versuch wurde von einem zweiten Versuchsleiter die Einlegesohle im Schuh gewechselt. Für die Versuchsteilnehmer und den messenden Versuchsleiter war es zu keinem Zeitpunkt ersichtlich, ob sich die funktionelle Einlage oder der Dummy im Schuh befand. 16 randomisiert festgelegte Versuchspersonen begannen mit funktionellen Einlagen im Schuh, die anderen 16 mit Dummy-Einlegesohlen. Die Bewegung auf der Gehstrecke wurde mit einer in Bodennähe angebrachten Kamera (Sony HDR-XR-520) von hinten gefilmt, um mögliche Störungen im Nachhinein identifizieren zu können.

Nach Versuchsende wurde die maximale isometrische Willkürkontraktion (MVC) des M. peroneus bestimmt. Dazu wurde im Sitzen der bei senkrecht gestelltem Unterschenkel flach aufgesetzte Fuß im Mittelfuß vom Versuchsleiter manuell fixiert. Der Proband wurde aufgefordert, gegen den Widerstand des Versuchsleiters eine maximale Außenrandanhebung (Pronation) des Fußes durchzuführen, dabei die Kraft innerhalb von drei Sekunden auf ein Maximum zu steigern und dieses zwei Sekunden zu halten. Aus der Mitte der Maximalkontraktion wurde ein 500 ms-Intervall mittels Root Mean Square (RMS) gemittelt (20).

Auswertung

Für jede Versuchsperson wurde jeweils der mittlere Teilversuch (2 und 5) jeder Versuchsbedingung ausgewertet, der erste Teilversuch (1 und 4) diente jeweils zur Gewöhnung an die getragenen Einlagen. Wenn die Schrittdauer in beiden Teilversuchen um mehr als 5% voneinander abwich, wurden der dritte oder sechste Teilversuch ausgewertet; dies war in 4 Fällen nötig. Die EMG-Rohsignale wurden gleichgerichtet und mittels RMS geglättet (Fensterbreite 100 ms). Die EMG-Amplituden wurden auf den gemittelten MVC-Wert normiert; die Zeitachse wurde auf die Dauer der Stützphase normiert.

Anschließend wurden die EMG-Werte von zehn Schritten aus der Mitte der registrierten Sequenzen jeweils für die Varianten „Einlage“ und „Dummy“ gemittelt und die 95%-Vertrauensintervalle berechnet (Abb. 3).

Statistik

Für jede der zwei Versuchssequenzen (Variante „Einlage“ oder „Dummy“) eines jeden Probanden wurden Amplitudenwert und Zeitpunkt des ersten (Beginn Standphase) und zweiten (Abstoßphase) Aktivierungspeaks bestimmt (18,20) sowie Zeitpunkt des Auftretens und Amplitude eines möglichen zusätzlichen Aktivierungspeaks (Lastaufnahmephase).

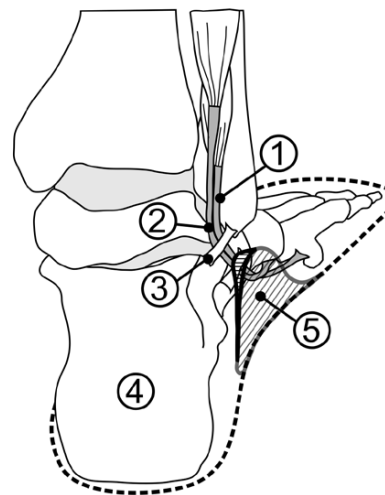


Abbildung 2: Schematische Positionierung des lateralen Einlagenelements. 1 - Sehne des M. peroneus brevis, 2 - Sehne des M. peroneus longus, 3 - Retinaculum mm. peroneum superius, 4 - Calcaneus, 5 - Sensorisches Element (schraffiert).

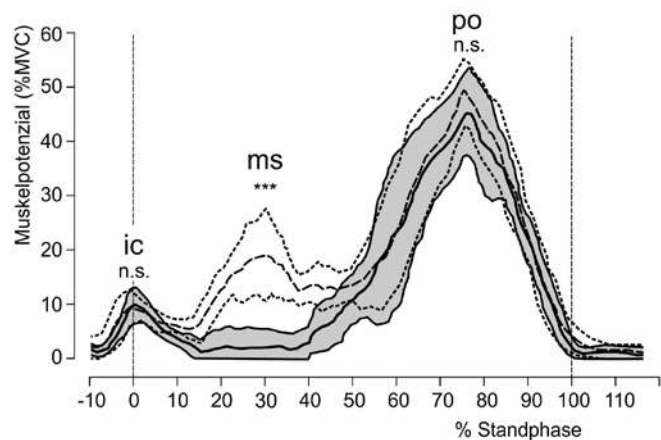


Abbildung 3: Gemittelte EMG-Kurven des M. peroneus longus eines Probanden über 10 Schritte. Durchgezogene Linie: mittlere Aktivität und 95%-Vertrauensintervall (grau hinterlegt) mit Dummy-Einlage. Gestrichelte Linie: mittlere Aktivität und 95%-Vertrauensintervall (punktierter Hintergrund) mit Einlage mit sensorischem Element. ic - initial contact, ms - mid stance, po - push off. Hochsignifikante Abweichung ($p < 0,001$) im Bereich der mid stance-Phase.

Statistische Kennzahlen wurden mit Hilfe des Programms WinStat (V 2009.1) für Microsoft Excel berechnet. Der T-Test für abhängige Stichproben wurde angewendet. Zuvor war die Normalverteilung der Werte mittels Kolmogorov-Smirnov-Test und die Varianzhomogenität mittels Bartlett-Test überprüft worden. Um Confounding-Effekte auszuschließen, wurde für die intraindividuellen Differenzen der Untergruppen „Dummy → Einlage“ und „Einlage → Dummy“ ein T-Test für unabhängige Stichproben gerechnet. Eine Irrtumswahrscheinlichkeit unter 5% ($p < 0,05$) wurde als statistisch signifikant betrachtet.

ERGEBNISSE

Die Aktivierungsmuster des M. peroneus longus in den Versuchsvarianten „Einlagen“ und „Dummy“ wiesen die typischen Peaks zu Beginn der Standphase (initial contact) und in der Abstoßphase

		Dummy		Einlage		p
		MW	SD	MW	SD	
Peak ic	Zeitpunkt (% Stützphase)	0,48	± 4,53	1,53	± 4,54	n.s. (p>0,05)
	Amplitude (% MVC)	28,78	± 10,73	27,17	± 10,09	n.s. (p>0,05)
Peak po	Zeitpunkt (% Stützphase)	74,32	± 6,04	74,50	± 8,03	n.s. (p>0,05)
	Amplitude (% MVC)	86,27	± 58,14	80,63	± 44,66	n.s. (p>0,05)
Peak ms	Zeitpunkt (% Stützphase)	---	---	29,67	± 4,51	---
	Amplitude (% MVC)	16,09	± 7,06	21,56	± 10,03	*** (p=4,072E-05)

Tabelle 2: Gemittelte EMG-Charakteristika (Zeitpunkte der maximalen Aktivierung und Amplitudenmaxima) der Aktivitätspeaks des M. peroneus longus in den Schrittphasen initial contact (ic), push off (po) und mid stance (ms) sowie statistische Unterschiede zwischen den Teilversuchen mit Dummy und Einlage mit sensomotorischem Element (N=32, T-Test, ***: hochsignifikant, p<0,001).

(push off) auf. Weder Zeitpunkt noch Maximalamplitude der beiden Aktivierungspeaks unterschieden sich signifikant (Tab.2).

Bei 26 der 32 VP konnte in der Versuchsvariante „Einlage“ ein zusätzlicher Aktivierungs-Peak in der Lastaufnahme-Phase gefunden werden, der im Durchschnitt bei 29,67% ($\pm 4,5\%$) der Standphase (mid stance) sein Maximum hatte. Als erste statistisch signifikante Abweichung der EMG-Aktivitäten zwischen den Varianten „Einlagen“ und „Dummy“ wurde der Zeitpunkt festgelegt, an dem sich die 95%-Vertrauensintervalle der gemittelten Werte nicht mehr überschneiden (20). Diese Abweichung trat im Durchschnitt zum Zeitpunkt 17,51% ($\pm 4,30\%$) Standphase auf. Die maximale Amplitude des zusätzlichen Aktivierungspeaks betrug gemittelt 21,56% MVC. Die Ergebnisse eines Probanden zeigt exemplarisch Abb.3. Da der zusätzliche Peak ein qualitativ anderes Aktivierungsmuster im Vergleich zur bekannten und in der Literatur beschriebenen Peroneus-Aktivität (18,20,22) darstellte, wurden die Daten der entsprechenden VP separat ausgewertet. Zum Zeitpunkt der jeweils maximalen Aktivierung innerhalb des Peaks bestand ein hochsignifikanter Unterschied zwischen den EMG-Werten der Varianten „Einlagen“ und „Dummy“ (Tab.2).

Zwischen den intraindividuellen Differenzen der Amplitudenmaxima in den Untergruppen „Dummy \rightarrow Einlage“ und „Einlage \rightarrow Dummy“ wurden keine statistischen Unterschiede gefunden (p=0,205); es lagen homogene Varianzen vor (F=1,842, p=0,349). Damit konnten Confounding-Effekte ausgeschlossen werden (29).

Von den 6VP, die keinen zusätzlichen Aktivierungspeak zeigten, konnte bei 4VP post hoc über die Videoaufzeichnung eine stark vergrößerte Fußaußenrotation in der Stützphase (Gangwinkel >15°), festgestellt werden. Dazu wurde ein perspektivisch korrekt angepasstes Winkelgitter mittels einer Computersoftware in ein Standbild (Mitte der Stützphase, Mitte der Gehstrecke) der Videoaufzeichnung eingeblendet und der Gangwinkel als Winkel zwischen Fersenmitte und Interdigitalraum 2/3 bestimmt. Alle anderen VP wiesen Gangwinkel zwischen 0° und 15° auf.

DISKUSSION

Bei 26 der 32VP konnte im ersten Drittel der Standphase (loading response) eine signifikant stärkere Aktivität des M. peroneus longus mit den Einlegesohlen beobachtet werden. Die Aktivitäten des M. peroneus zu Beginn der Standphase (initial contact) und in der Abstoßphase (push off) unterschieden sich hingegen nicht in den Versuchsvarianten „Einlage“ und „Dummy“. Daraus lässt sich schließen, dass die Wirkung der Einlage phasenabhängig war und das muskuläre Aktivierungsmuster des M. peroneus longus

innerhalb des motorischen Programmes nur in dem Zeitfenster beeinflusste, in dem das laterale Einlageelement Druck auf die Haut über der Sehne des Muskels ausübte. Zu diesem Zeitpunkt innerhalb des Gangzyklus kann normalerweise nur eine schwache Aktivität des M. peroneus longus beobachtet werden (15).

Um die unterschiedlichen Wirkungsweisen von klassisch stützenden Einlagenkonzepten und sensomotorisch gezielt wirkenden Einlagen zu differenzieren, ist es wichtig festzuhalten, dass die Aktivierungsänderung des M. peroneus longus nicht über eine rein mechanische Änderung der Mittelfußposition im Sinne einer orthopädischen Außenranderhöhung hervorgerufen worden sein konnte. In diesem Fall wäre der Fuß in eine verstärkte Pronation gebracht worden und eine Verminderung der Aktivität der Fußpronatoren wäre zu erwarten gewesen (22). Ebenso ist die beobachtete Reaktion von dem Wirkprinzip von Tapeverbänden zu unterscheiden, die über mechanorezeptive Reize die Latenzzeit der Peroneusaktivierung verändern und Amplitudenvergrößerungen bewirken können, jedoch keine zusätzlichen Aktivierungsmuster generieren (12).

Die Rolle des M. peroneus longus zu Beginn und in der Mitte der Standphase hat sich in den Untersuchungen der letzten Jahre als sehr komplex dargestellt. Louwerens et al. (18) fanden eine große Variabilität in der Peroneus-Aktivität zu Beginn der Standphase und schlossen daraus auf seine Bedeutung für die Fußpositionierung. Zusätzliche Aktivitätspeaks zu unterschiedlichen Zeiten interpretierten sie als Beitrag zur dynamischen Gleichgewichtskontrolle. Ähnliche Resultate fanden Santilli et al. (24).

Ob Supinationstraumen alleine durch eine verstärkte Aktivierung der Sprunggelenkevertoren verhindert werden können, ist umstritten. Gelenkverletzungen im Rahmen sportlicher Aktivitäten entstehen oft als Folge von so schnellen Bewegungen, dass eine Reflexantwort zur Stabilisation zu spät kommt (24) und vermutlich primär intrinsische Effekte der Gelenksteifigkeit eine verletzungspräventive Rolle spielen (21,23). Dennoch konnte gezeigt werden, dass gerade bei rhythmischen Bewegungen eine antizipatorische Präaktivierung des M. peroneus zu beobachten ist (20). In der vorliegenden Arbeit konnte dies bestätigt werden, da bei fast allen Versuchspersonen ein Aktivierungspeak kurz vor und zu Beginn der Standphase (terminal swing, initial contact) zu beobachten war. Dies wurde bereits früher für andere Muskeln der unteren Extremität gefunden (5). Die Aktivierung vor und während der initialen Landephase (initial contact) kann unter dem Gesichtspunkt der stabilen Fußpositionierung vor der Landung interpretiert werden (2,11). Ebenso muss der Aspekt einer „Bereitschaftshaltung“ der Muskulatur in Betracht gezogen werden, da ein voraktiviertes sensomotorisches System schneller auf Störreize in dieser kritischen Schrittphase reagieren kann (21,27). In diesem Zusammenhang

kann eine zusätzliche Peroneus-Aktivierung durch die Einlage einen positiven Effekt auf die Stabilisation des Rückfußes während der Schrittabwicklung haben. Dies mag insbesondere dann sinnvoll sein, wenn die sensomotorische Regelung der Gelenkstabilität verletzungsbedingt reduziert ist (13).

Die gefundene mittlere Aktivität des zusätzlichen Aktivierungsspeaks von 21,6% MVC entspricht nur einem Drittel der beim Abstoßvorgang messbaren Muskelaktivität, welche den Rückfuß aufrichtet, und mag daher zunächst vergleichbar gering erscheinen. Jüngere Arbeiten konnten im Vergleich von kinematischen und elektromyografischen Messungen indirekt zeigen, dass deutliche Zunahmen der Gelenkinversion bereits mit Erhöhungen der Peroneus-Aktivität um etwa 50% der Ruheaktivität einhergingen (4). Untersuchungen der Peroneus-Aktivierung beim Landen nach einem Sprung auf einer supinierenden Plattform finden (auf den Maximalwert gemittelte) Amplitudenzunahmen in der Größenordnung von 5 bis 20% im Vergleich zum Landen auf einem festen Untergrund (7). Dies zeigt, dass offensichtlich funktionelle Reaktionen des *M. peroneus longus* in einer Größenordnung liegen, die der in dieser Arbeit gefundenen entspricht, sodass von einer kinematisch wirkungsvollen Aktivitätsänderung ausgegangen werden kann.

Zum Zeitpunkt der maximalen Amplitudenzunahme bei 29,67% der Standphase hat der Fuß flächigen Bodenkontakt und das Körpergewicht wird auf den Fuß übertragen (loading response). Es stellt sich die Frage, ob zu diesem Zeitpunkt noch eine wirkungsvolle Korrektur der Rückfußposition möglich ist. Delahunt et al. (4) konnten jedoch eine funktionell wirksame Zunahme der Peroneus-Aktivität in der Lastaufnahmephase (loading response) messen, die bei Personen mit funktioneller Sprunggelenkinstabilität bei verstärkten Inversionswinkeln auftrat. Sie interpretieren dies als Schutzmechanismus in einer kritischen Phase, wenn die Körperlast zunehmend über das obere Sprunggelenk in den Fuß eingeleitet wird. Insofern kann die in der vorliegenden Arbeit beobachtete erhöhte Peroneus-Aktivität zum Zeitpunkt ihres Auftretens durchaus einen stabilitätsfördernden Beitrag leisten.

Für den in dieser Arbeit gefundenen Aktivierungsspeak in der mittleren Standphase kommen prinzipiell mehrere neurophysiologische Regelmechanismen in Betracht. Änderungen der Muskelaktivität im Vergleich zum regulären motorischen Aktivierungsmuster können neben intrinsischen Ursachen (beispielsweise einem veränderten Energiestoffwechsel im Muskel) durch corticospinale Regelkreise und/oder propriospinale Regelkreise bewirkt werden (6, 10). Letztere werden durch veränderte Afferenzen ausgelöst. Im konkreten Fall kommen Afferenzänderungen von verschiedenen Rezeptorsystemen in Frage. Der Druck des lateralen Einlagenelementes auf die Haut kann Mechanorezeptoren in Dermis und Epidermis reizen (Merkel-Zellen, Ruffini-, Meissner-, Pacini-Körperchen), die über afferente Bahnen eine Muskelreaktion auslösen können (25). Eine geringfügige Stellungsänderung des Os calcaneare kann ebenfalls Reizantworten durch Gelenkrezeptoren (korporale Rezeptoren, freie Nervenendigungen), beispielsweise in der *Articulatio subtalaris* oder der *Articulatio calcaneocuboidea* auslösen. Da das Einlagenelement über dem Sehnenverlauf platziert wurde, kann die beobachtete muskuläre Reaktion auch als Antwort auf einen über spinale Pfade verlaufenden Dehnreflex interpretiert werden (3). Im mittleren Teil des Gangzyklus übt das laterale Einlagenelement einen dorsomedial gerichteten Druck auf die Sehnen der *Mm. peroneus brevis* und *longus* aus, der zu einer Reizung der Muskelspindelrezeptoren führen kann. Capady und Stein (3)

konnten zeigen, dass monosynaptische Typ I-Reflexe des Muskel-spindel-systems während des Gehens teilweise gehemmt werden, um die dynamische Stabilität der Bewegung nicht zu gefährden. Dietz und Kollegen machen vornehmlich Typ II-Afferenzen für eine Dehnreflexantwort bei Störexperimenten verantwortlich (6), die bei der vorliegenden Studie ebenfalls als Mediator für die beobachtete Aktivitätsänderung des *M. peroneus longus* in Frage kommen können.

Die zeitliche Lokalisierung des Amplitudenmaximums bei etwa 30% der Standphase fällt in die Phase der Übertragung des Körpergewichtes auf den Fuß (mid stance von 20-50% der Standphase (22)) und stützt die Interpretation der Beeinflussung propriospinaler Regelkreise. Die exakte Identifizierung der afferenten Strukturen, die für die beobachtete Reaktion verantwortlich ist, kann mit dem vorliegenden Versuchs-Setup nicht vorgenommen werden und bedürfte weiterer Untersuchungen unter Anwendung neurophysiologischer Techniken.

In der Phase des beobachteten zusätzlichen Amplitudenmaximums ist der Fuß nur schwach durch Muskelaktivität gesichert, da er in der Frontalebene bei axialer Last mechanisch stabilisiert ist (26). Louwerens et al. (18) weisen aber darauf hin, dass bei externen lateral einwirkenden Störreizen oder auch bei antizipatorischen Ausgleichsbewegungen als Folge einer Rumpfbewegung die Peroneus-Muskulatur stabilisierend eingreifen muss. Insofern ist die durch die Einlage bewirkte sensomotorische Aktivierung des Muskelregelkreises im Sinne einer Bewegungsstabilisierung auch funktionell sinnvoll.

Bei 6 VP konnte keine Aktivitätsänderung des *M. peroneus* durch die Einlagen beobachtet werden. Eine mögliche Ursache wären die post hoc festgestellten Außenrotationsfehlstellungen des Fußes in der Standphase. Durch eine verstärkte Fußaußenrotation könnte der mechanisch induzierte Druck auf die Sehnenstrukturen zu gering ausgefallen sein, um einen Dehnreflex auszulösen. Ebenso wären veränderte und weniger flexible motorische Programme als Anpassung des Zentralnervensystems an die Rotationsfehlstellungen denkbar. Hier wäre in Folgeuntersuchungen eine genaue Differenzierung zwischen anatomisch und muskulär bedingten Rotationsfehlstellungen unter Einbeziehung kinematischer Messungen wichtig, um einen Einfluss auf die Aktivierung der Unterschenkelmuskulatur quantifizieren zu können. Aufgrund des Verlaufes der Sehnen der *Mm. peroneus longus* und *brevis* wäre auch die Wirkung auf den *M. peroneus brevis* als Synergist über intramuskuläre EMG-Ableitungen von Interesse.

Schlussfolgerung

Die vorliegende Studie hat erstmals zeigen können, dass eine schrittphasenabhängige Erhöhung der Aktivität des *M. peroneus longus* durch ein lateral druckerzeugendes Einlagenelement möglich ist. Dies eröffnet interessante therapeutische Ansatzpunkte bei Patienten mit Instabilität der Sprunggelenke oder Fußfehlformen, die zu einer verstärkten Supination tendieren und könnte bisherige konservative Ansätze (1) ergänzen.

Danksagung

Die Autoren danken Orthopädieschuhmachermeister Stefan Woltring, Ibbenbüren, für die handwerkliche Anfertigung der Einlagen. Angaben zu möglichen Interessenkonflikten: Teile der Studie wurden von der Firma Springer Aktiv AG, Berlin finanziell unterstützt.

LITERATUR

1. **BEST R, BRÜGGEMANN P, PETERSEN W, REMBITZKI I, ELLERMANN A, GÖSELE-KOPPENBURG A, LIEBAU C:** Aktuelle und neue Konzepte in der Behandlung akuter Außenbandverletzungen des Sprunggelenkes. *Dtsch Z Sportmed* 62 (2011) 57-62.
2. **BENCKE J, TANG L, STROEM M, NIELSEN KK, CURTIS D:** Ankle muscle activity during dynamic and static exercises on unstable rehabilitation equipment. *Med Sci Sports Exerc* 43 (2011). doi:10.1249/01.MSS.0000403031.16776.ca.
3. **CAPADY C, STEIN RB:** Amplitude modulation of the soleus H-reflex in the human during walking and standing. *J Neurosci* 6 (1986) 1308-1313.
4. **DELAHUNT E, MONAGHAN K, CAULFIELD B:** Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. *Am J Sports Med* 34 (2006) 1970-1976. doi:10.1177/0363546506290989.
5. **DIETZ V, SCHMIDTBLEICHER D, NOTH J:** Neuronal mechanism of human locomotion. *J Neurophysiol* 42 (1979) 1212-1222.
6. **DIETZ V, TRIPPEL M, HORSTMANN GA:** Significance of proprioceptive and vestibulo-spinal reflexes in the control of stance and gait, in: Patla AE (Editor): *Adaptability of human gait*. Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam, New York, 1991, 37-52.
7. **GUTIERREZ GM, KNIGHT CA, SWANIK CB, ROYER T, MANAL K, CAULFIELD B, KAMINSKI TW:** Examining neuromuscular control during landings on a supinating platform in persons with and without ankle instability. *Am J Sports Med* 40 (2012) 193-201. doi:10.1177/0363546511422323.
8. **HAFKEMEYER U, POPPENBORG D, DRERUP B, MÖLLER M, WETZ HH:** Improvements of gait in paraplegic patients using proprioceptive insoles. *Gait Posture* 16 (2002) 157-158.
9. **HERMENS HJ, FRERIKS B, MERLETTI R, STEGEMANN D, BLOK J, RAU G, DISSSELHORST-KLUG C, HÄGG G:** SENIAM 8 - European recommendations for surface electromyography. 2nd edition. Roessingh Research and Development, Enschede, 1999.
10. **IVANENKO YP, POPPELE RE, LACQUANITI F:** Motor control programs and walking. *Neuroscientist* 12 (2006) 339-348. doi:10.1177/1073858406287987.
11. **KNIGHT AC, WEIMAR WH:** Difference in response latency of the peroneus longus between the dominant and nondominant legs. *JSR* 20 (2011) 321-332.
12. **KARLSSON J, ANDREASSON GO:** The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint stability. *Am J Sports Med* 20 (1992) 257-261. doi:10.1177/036354659202000304.
13. **KONRADSEN L:** Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. *J Electromyogr Kinesiol* 12 (2002) 199-203. doi:10.1016/S1050-6411(02)00021-4.
14. **KONRADSEN L, RAVN JB:** Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop Scand* 61 (1990) 388-390. doi:10.3109/17453679008993546.
15. **LAQUANITI F, IVANENKO YP, ZAGO M:** Patterned control of human locomotion. *J Physiol* 590 (2012) 2189-2199. doi:10.1113/jphysiol.2011.215137.
16. **LÖFVENBERG R, KÄRRHOLM J, SUNDELIN G, AHLGREN O:** Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *Am J Sports Med* 23 (1995) 414-417. doi:10.1177/036354659502300407.
17. **LOHRER H, NAUCK T:** Das Supinationstrauma des Fußes. Eine Übersicht unter besonderer Berücksichtigung der calcaneocuboidalen Kapselverletzung. *Dtsch Z Sportmed* 57 (2006) 271-276.
18. **LOUWERENS JW, VAN LINGE B, DE KLERK LW, MULDER PG, SNIJDERS CJ:** Peroneus longus and tibialis anterior muscle activity in the stance phase: a quantified electromyographic study of 10 controls and 25 patients with chronic ankle instability. *Acta Orthop Scand* 66 (1995) 517-523. doi:10.3109/17453679509002306.
19. **MURLEY GS, MENZ HB, LANDORF KB:** A protocol for classifying normal- and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. *J Foot Ankle Res* 2 (2009) 22. doi:10.1186/1757-1146-2-22.
20. **MURLEY GS, MENZ HB, LANDORF KB:** Foot posture influences electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res* 2 (2009) 35. doi:10.1186/1757-1146-2-35.
21. **MYERS JB, RIEMANN BL, HWANG JH, FU FH, LEPHART SM:** Effect of peripheral afferent alteration of the lateral ankle ligaments on dynamic stability. *Am J Sports Med* 31 (2003) 498-506.
22. **PERRY J, BURNFIELD JM:** *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd edition. Slack Inc, Grove Road, 2010.
23. **RICHIE DH:** Functional instability of the ankle and the role of neuromuscular control: a comprehensive review. *J Foot Ankle Surg* 40 (2001) 240-251. doi:10.1016/S1067-2516(01)80025-9
24. **SANTILLI V, FRASCARELLI MA, PAOLINI M, FRASCARELLI F, CAMEROTA F, DE NATALE L, DE SANTIS F:** Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability. *Am J Sports Med* 33 (2005) 1183-1187. doi:10.1177/0363546504274147.
25. **SHUMWAY-COOK A, WOOLLACOTT MH:** *Motor Control: translating research into clinical practice*, 4th ed. Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia, Baltimore (2012) 51-55.
26. **STORMONT DM, MORREY BF, AN K, CASS JR:** Stability of the loaded ankle: relation between articular restraint and primary and secondary static restraints. *Am J Sports Med* 23 (1985) 295-300. doi:10.1177/036354658501300502.
27. **SUTHERLAND DH:** The evolution of clinical gait analysis, part I: kinesiological EMG. *Gait Posture* 14 (2001) 61-70. doi:10.1016/S0966-6362(01)00100-X.
28. **VAN RIJN RM, VAN OS AG, BERNSEN RMD, LUIJSTERURG PA, KOES BA, BIERMA-ZEINSTRASMA:** What is the clinical course of acute ankle sprains? A systematic literature review. *Am J Med* 121 (2008) 324-331. doi:10.1016/j.amjmed.2007.11.018.
29. **WELLEK S, BLETTNER M:** Vom richtigen Umgang mit dem Crossover-Design in klinischen Studien. *Dtsch Arztebl Int* (2012) 276-281.
30. **WOLTRING S:** Sensorimotorische Fußbettungen im Sport. *Orthopädie-schuhtechnik* 10 (2005) 34-35.

Korrespondenzadresse:

Dr. Oliver Ludwig
Universität des Saarlandes
Sportwissenschaftliches Institut
Campus Geb. B 8 1
66041 Saarbrücken
E-Mail: oliver.ludwig1@uni-saarland.de