

Biegemomente

Messung von *Biegemomenten im Schuh*

Autoren: K. Peikenkamp, N. Dawin, M. Altenhöfer, T. Stief

Einleitung

Der Schuhsektor stellt einen Sektor mit sehr hohem wirtschaftlichem Potenzial dar, da die meisten Menschen Schuhe tragen und sogar verschiedene Schuhe für unterschiedliche Anlässe besitzen. Daher sind auch die Auswahlkriterien an Schuhen sehr breit gestaffelt. Aus medizintechnischer Sicht sind hierbei insbesondere die funktionellen Anforderungen von Bedeutung. In logischer Konsequenz wird versucht, die Interaktion zwischen Fuß und Schuh messtechnisch zu erfassen – und zwar im Schuh.

Am weitesten verbreitet sind hierbei sogenannte Druckverteilungseinlegesohlen. Hierbei handelt es sich um flexible Sohlen, die in den Schuh eingelegt werden. Die Sohlen selber bestehen aus mehreren Drucksensoren sehr geringer Dicke, sodass das Bewegungsverhalten durch diesen Fremdkörper nicht sehr stark beeinflusst wird. Für die Untersuchung der Belastungssituation des Fußes im Schuh und den Wirkungsnachweis von orthopädiotechnischen Versorgungen wie zum Beispiel Einlagen für Diabetiker werden häufig diese Druckverteilungseinlegesohlen verwendet. Diese Meßsysteme stellen die aktuell am häufigsten verwendete Möglichkeit dar, die Schuhversorgung von Diabetikern objektiv zu beurteilen. Auf dem Markt existiert bereits eine Reihe von Produkten, die als Innensohlenmeßsysteme die vertikale Druckverteilung unter dem Fuß im Schuh aufzeichnen. Über mehrere auf der Messsohle verteilte Sensoren kann dann über die gemessenen Einzeldrücke auf die Druckverteilung unter dem Fuß geschlossen werden. In der Regel bestehen diese Messsohlen aus einer dünnen Sensorschicht mit wenigen Einzelsensoren oder aus mehr als 100 Sensoren, die zu einer Sensormatrix verschaltet sind. Die dabei eingesetzten Sensoren lassen sich anhand ihres Messprinzips in kapazitive, resistive und

>> Für eilige Leser
Es wird ein neues Messsystem vorgestellt, das erstmals die Erfassung von Biege- und Torsionsmomenten am Fuß im Schuh ermöglicht. Das System besteht aus einer Einlegesohle, auf der an verschiedenen Stellen beidseitig Dehnungsmessstreifen appliziert werden. Im Bereich der Schuhversorgung können nun auch Analysen durchgeführt werden, die nicht nur auf Druckmessung im Schuh basieren. Der Artikel stellt neben den technischen Grundlagen exemplarisch einige Anwendungsgebiete vor, in denen das Meßsystem bereits in Studien zum Einsatz kam. Weitere Informationen finden sich auf www.vebitosolution.com.

piezoresistive Meßwertempfänger einteilen [1]. Die Aufzeichnung von mehrdimensionalen Belastungsparametern ist mit diesen Systemen jedoch nicht möglich. Dazu existiert aber seit kurzer Zeit ein weiteres Innensohlenmeßsystem (Bild 1), das in der Lage ist, die Biege- und Torsionsbelastungen des Fußes im Schuh zu erfassen. Mit dem Meßsystem *vebitoSCIENCE* (*vebitosolution GmbH*, Steinfurt) können erstmals Biege- und Torsionsbelastungen an biomechanisch besonders interessanten Stellen unter dem Fuß, im Schuh (z. B. unter den Zehengrund- und -endgelenken) erfasst werden. Das Messprinzip basiert auf

Dehnungsmessstreifen (DMS), die auf einem Trägermaterial appliziert werden. Über eine doppelseitige Anbringung von speziellen Linear- oder Rosetten-DMS kann über die in dem Trägermaterial bei einer Bewegung entstehende Dehnung sehr präzise auf die Biegungs- und Torsionsbelastung geschlossen werden. Dies erlaubt Aussagen über den mehrdimensionalen Belastungszustand des Fußes im Schuh [2]. Das Meßsystem ist eine Erfindung der Fachhochschule Münster. Eine nationale und internationale Patentanmeldung seitens der Fachhochschule sind anhängig. Der aus dem Labor für Biomechanik der FH Münster ausgegründeten Firma *vebitosolution GmbH* wurde seitens der FH Münster die Exklusivlizenz der o. a. Erfindung erteilt.



Bild 1: Neu entwickeltes Messsystem zur Erfassung von Biege- und Torsionsbelastung des Fußes im Schuh.

Ein dritter belastungsrelevanter Aspekt stellt die Scherbelastung dar, die durch die Reibung zwischen Fuß und Schuh hervorgerufen wird. In diesem Bereich wird seit Jahren geforscht, allerdings ist noch kein entsprechendes System auf dem Markt erhältlich. Neben messtechnischen Aspekten dürfte das Hauptproblem darin bestehen, entsprechende Einlegesohlen mit ei-

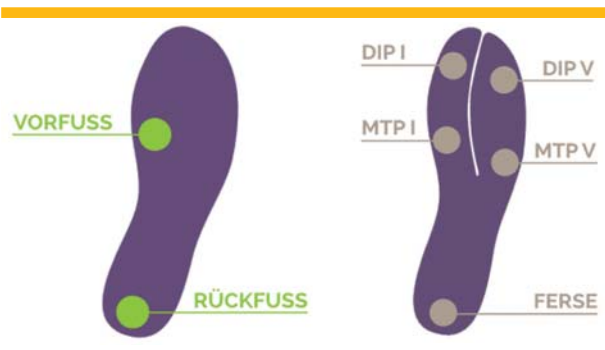


Bild 2:
Messpunkte bei **vebitoEASY (a)** und **vebitoSCEINCE (b)** (aus: www.vebitosolution.com)

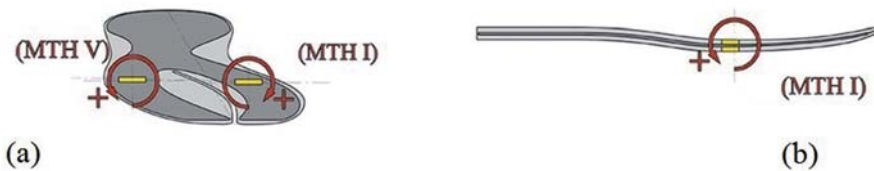


Bild 3: Aufbau der Messsohlen am Beispiel der Messstellen Großzehengrundgelenk (MTH I) und Kleinzehengrundgelenk (MTH V). Dunkelgrau: Trägermaterial. Hellgrau: Schutzschicht. Gelb: DMS. (modifiziert nach [3])

ner ausreichend geringen Bauhöhe zu konzipieren. Es ist allerdings davon auszugehen, dass in den nächsten Jahren die ersten kommerziell verfügbaren Meßsysteme zur Bestimmung der Scherbelastung des Fußes im Schuh auf dem Markt erhältlich sein werden.

Dieser Beitrag befasst sich mit dem neu auf dem Markt erhältlichen Innensohlenmesssystem zur Erfassung der Biege- und Torsionsbelastung des Fußes im Schuh. Hierbei wird auch aufgezeigt, welche zusätzlichen wichtigen Belastungsinformationen zu den etablierten

Druckmeßsystemen gewonnen werden können.

Die Messsysteme vebitoEASY und vebitoSCIENCE

Die beiden Variationen zur Erfassung von Biege- und Torsionsbelastung unterscheiden sich in der Anzahl der Messstellen und der Komplexität in der Auswertesoftware. Während bei der EASY-Variante die Biegebelastung an der Ferse und dem Großzehengrundgelenk gemessen

wird (**Bild 2a**), werden in der SCIENCE-Sohle noch das Kleinzehengrundgelenk sowie Großzehen- und Kleinzehenendgelenk integriert (**Bild 2b**) und neben der Biege- zeitgleich auch die Torsionsbelastung aufgenommen.

Aufbau der Messsohle

Der Aufbau jeder einzelnen Messstelle der in **Bild 2** abgebildeten Sohlen ist identisch und wird in **Bild 3** dargestellt. Die dunkelgraue, gabelförmige Form (**Bild 3a**) stellt das aus Edelstahl bestehende Trägermaterial der Sohle dar, an der Rosetten-DMS befestigt werden. Diese sind als gelbe Striche dargestellt. **Bild 3b** stellt die Messsohle in der seitlichen Ansicht dar. Hier wird deutlich, dass an jeder Messstelle sowohl oberhalb als auch unterhalb des Trägermaterials DMS appliziert werden. Die elektrische Verschaltung der gegenüberliegenden DMS erfolgt durch die *Wheatstone'sche Messbrücke*. Dieses ist notwendig, um bei Verformung der DMS zwischen Biege- und Zugbelastung zu unterscheiden. Die beiden hellgrauen Schichten ober- und unterhalb des Trägermaterials stellen die elastische Schicht dar, die notwendig ist, um die DMS-Sensoren, die Verkabelung und das Trägermaterial zu schützen.

Kalibrierung der Messsohle

In **Bild 4** sind die Ergebnisse der Kalibrierung der Messsohle dargestellt.

Im linken Diagramm sind die Kalibrierergebnisse für das Großzehengrundgelenk (MTH I) dargestellt. Die schwarzen x zeigen die Kalibrierstufen und die entsprechende schwarze Anpassungsgerade ist stark linear mit einer Steigung von nahezu 1. Das bedeutet, dass die aufgebrachten Momente fast perfekt gemessen

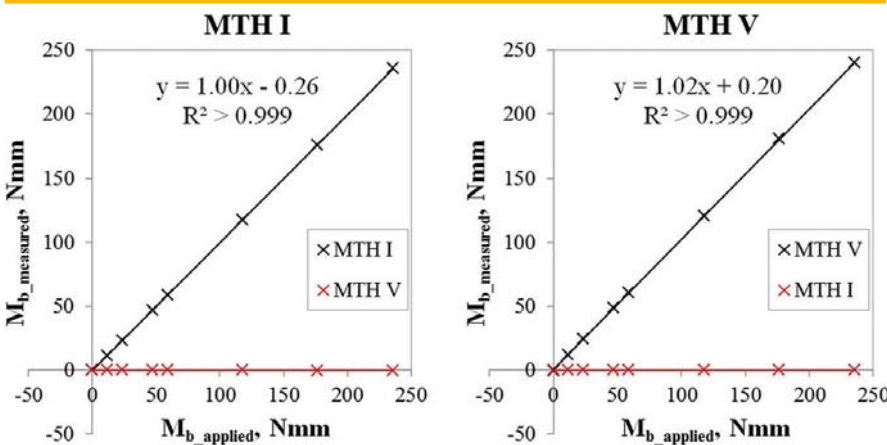


Bild 4:
Ergebnisse der Kalibrierung der Messstellen Großzehengrundgelenk (MTH I, links) und Kleinzehengrundgelenk (MTH V, rechts). Auf der x-Achse ist das erzeugte Moment, auf der y-Achse das gemessene Moment aufgetragen. Durch die x werden die Kalibrierstufen dargestellt. (aus [3])

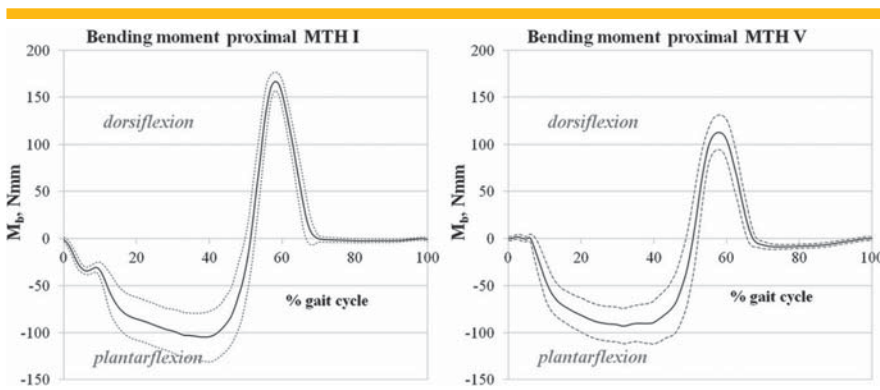


Bild 5: Biegemomentverläufe (Bending moment) am Großzehengrundgelenk (MTH I, links) und Kleinzehengrundgelenk (MTH V, rechts) während eines Schrittzklus. Auf der x-Achse ist die Zeit in % eines Schrittzklus aufgetragen. Bei 0 erfolgt der Fußaufsatz, bei etwa 60 % ist das Ende der Standphase für den entsprechenden Fuß erreicht. Bei 100 % ist das Ende der Schwungphase erreicht und es erfolgt der nächste Aufsatz desselben Fußes. Auf der y-Achse sind die gemessenen Biegemomente aufgetragen. Positive Werte: Dorsalextensionsmoment. Negative Werte: Plantarflexionsmoment. (aus [3])

sen wurden. Die roten x und die entsprechende rote Anpassungsgerade dokumentieren das Übersprechen (*crossstalk*) auf die Messstelle am Kleinzehengrundgelenk. Das Diagramm verdeutlicht, dass keine nennenswerten Fehler durch *crossstalk*-Effekte auftreten.

In dem rechten Diagramm erfolgt nach demselben Aufbau die Darstellung der Kalibrierergebnisse für das Kleinzehengrundgelenk. Auch hier zeigt sich eine stark lineare Anpassungsgerade mit einer Steigung von nahezu 1 und ebenso keine auffälligen *crossstalk*-Effekte.

Biegemomentverläufe beim Gehen

In **Bild 5** sind typische Biegemomentverläufe am Großzehengrundgelenk (MTH I, links) und Kleinzehengrundgelenk (MTH V, rechts) während eines Schrittzklus dargestellt.

Die Biegemomente zeigen an beiden untersuchten Gelenken einen ähnlichen Verlauf, wobei am Kleinzehengrundgelenk geringere Momente zu beobachten sind. Nach dem Fußaufsatz ist zunächst ein Plantarflexionsmoment zu erkennen, das zum Ende der Standphase bei etwa 50 % in ein Dorsalextensionsmoment wechselt und unmittelbar vor Beginn der Schwungphase (60 %) das Maximum erreicht. Der Wechsel vom Plantarflexions- zum Dorsalextensionsmoment stellt ein relevantes Ergebnis dar, da aus den Materialwissenschaften bekannt ist, dass auch Biomaterialien wie zum Beispiel die Haut sensitiv auf Wechselbelastung reagieren. Diese Belastungsform ist jedoch mit Druckverteilungsmessungen nicht nachweisbar.

Anwendungen

Nachfolgend werden exemplarische Ergebnisse aus einigen Anwendungsstudien aufgezeigt, die mit der neuen Einlegesohle durchgeführt wurden.

Wirkungsnachweis eines Fußteilentlastungsschuh

In einer Anwendungsstudie wurde der *Darco – Relief Dual Fußteilentlastungsschuh* mit einem vergleichbaren, bereits als Hilfsmittel zugelassenen, Mitbewerbermodell u. a. bezüglich des Grades der Vorfußentlastung verglichen. Das Ziel bestand darin zu untersuchen, ob der *Darco – Relief Dual Fußteilentlastungsschuh* mindestens ebenso gute Messwerte liefert wie der Vergleichsschuh, um so auch erfolg-

reich die Aufnahme ins Hilfsmittelverzeichnis beantragen zu können. An dieser Studie nahmen 22 gesunde Versuchspersonen mit einem durchschnittlichen Alter von 35 ± 8 Jahren teil. Aufgezeichnet wurden pro Versuchsperson und Fußteilentlastungsschuh 30 Doppelschritte auf einem Laufband, die anschließend gemittelt wurden. Als Messgrößen dienten u. a. Biegemomentenverläufe am Großzehengrundgelenk. **Bild 6** zeigt typische Verläufe, die beim Tragen der beiden Fußteilentlastungsschuhe während des Gehens gemessen wurden. Es fällt die Ähnlichkeit zu den Verläufen in **Bild 5** auf. Es ist jedoch auch zu erkennen, dass die Biegemomente beim Tragen dieser speziellen Schuhe geringer ausfallen, was einen Wirkungsnachweis im Sinne einer vereinfachten Abrollung darstellt. Die Ergebnisse zeigen, dass der *Darco – Relief Dual Fußteilentlastungsschuh* signifikant geringere Biegemomente während der Standphase des Gehens im Vergleich zum Mitbewerbermodell erzeugt. Durch dieses und weitere Ergebnisse konnte nachgewiesen werden, dass der *Darco – Relief Dual Fußteilentlastungsschuh* die untersuchten Funktionen mindestens ebenso gut erfüllt wie der Vergleichsschuh, wodurch letztendlich die Aufnahme in das Hilfsmittelverzeichnis realisiert werden konnte.

Der Effekt einer Ballenrolle auf die Belastung des Vorfußes

Eine Ballenrolle wird eingesetzt, wenn Schmerzen bei der Fußabrollung während des Gehens auftreten. Die Ursache der Schmerzen können in einer Arthrose der Zehengrundgelenke, Hallux Rigidus, Hallux Valgus oder ähnliches begründet sein. Das Ziel der Ballenrolle ist es, durch eine Erleichterung der Fußabrollung die Zehengrund- und -endgelenke zu entlasten und dadurch die Schmerzen zu reduzieren. Zu diesem Zweck wird eine Sohle bestehend aus Ethylvinylacetat (*EVA*) unter den Schuh ge-

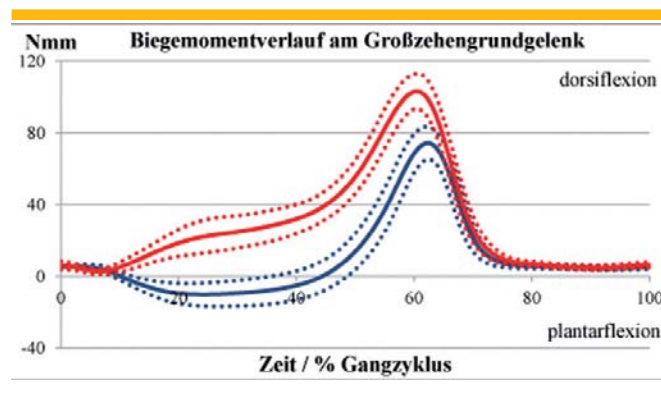


Bild 6: Biegemomentverläufe am Großzehengrundgelenk für den Darco - Relief Dual Fußteilentlastungsschuh (Blau) und das Mitbewerbermodell (Rot). Zur Achsenbeschriftung siehe Bild 5.



Bild 7:
Verwendete Schuhe im Rahmen der Studie.
Links ist der Schuh mit Ballenrolle dargestellt, rechts die Vergleichsbedingung ohne Ballenrolle.

klebt (**Bild 7**, links). Die Dicke beträgt von der Ferse bis zur Scheitellinie der Ballenrolle etwa 10 mm und verjüngt sich bis auf 0 an der Zehenspitze. Durch das zusätzliche Material unter dem Schuh wird eine Versteifung erreicht, wodurch in Zusammenhang mit der Verjüngung im Vorfußbereich die Biegung im Vorfuß während des Abrollvorgangs reduziert werden soll. Der entsprechende Wirkungsnachweis konnte allerdings bisher durch Druckverteilungsmessungen nicht eindeutig erbracht werden [4]. Daher führten wir eine Studie durch, bei der über Biegemomentmessung im Vorfußbereich ein Standardschuh (*adidas Samba*, **Bild 7**, rechts) ohne und mit Ballenrolle verglichen wurden.

An der Studie nahmen 14 gesunde Versuchspersonen teil. **Bild 8** zeigt, dass durch die Verwendung der Ballenrolle sowohl am ersten als auch am fünften Zehengrundgelenk die Dorsalextensionsmomente signifikant ($p < 0,05$) reduziert werden konnten und damit auch die hierdurch hervorgerufene Biegebelastung im Vorfußbereich. Da, wie oben erwähnt, in der Literatur der Wirkungsnachweis über Druckverteilungsmessungen kontrovers diskutiert wird, scheint die Biegemomentmessung der geeignetere Weg zu sein, die Wirkung von Ballenrollen nachzuweisen.

Seitenvergleich bei Prothesenträgern

In dieser Pilotstudie wurde bei zehn Prothesenträgern auf der unversehrten Seite und auf der

Prothesenseite der Biegemomentverlauf beim Gehen an der Ferse gemessen (**Bild 9**). Es fällt auf, dass auf der Prothesenseite deutlich höhere Biegemomente auftreten im Vergleich zur erhaltenen Seite.

Über den Biegemomentverlauf ist es möglich, das Abrollverhalten des Prothesenfußes zu beurteilen. Hierdurch existiert ein weiteres Kriterium für die Wahl aber auch für die individuelle Anpassung des Prothesenfußes.

Schlussfolgerung

Es konnte gezeigt werden, dass mit den Meßsystemen *vebitoSCIENCE* und *vebitoEASY* hochgenaue und zuverlässige Systeme zur Bestimmung der Biegemomente am Fuß im Schuh zur Verfügung stehen. Dieses System stellt keinen Ersatz sondern eine Ergänzung zu den bisher üblicherweise verwendeten Druckverteilungseinlegesohlen dar. Damit können Fußversorgungen auch hinsichtlich anderer relevanter Belastungsparameter abseits des Drucks untersucht werden. Neben den dargestellten Anwendungen wurden auch Messungen zu Fußballschuhen und Walkern durchgeführt. Ebenso erfolgten Vergleiche zwischen verschiedenen Bewegungsbedingungen wie beispielsweise Gehen versus Laufen sowie zwischen dem Gehen auf dem Laufband und auf freier Strecke. Informationen hierzu sind beim Autor erhältlich.

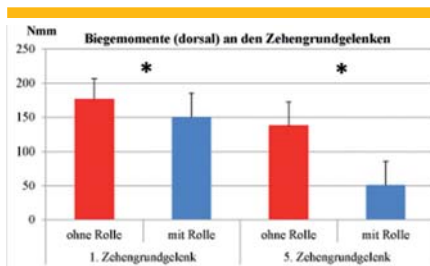


Bild 8: Maximale Dorsalextensionsmomente am ersten (links) und fünften (rechts) Zehengrundgelenk. Die roten Säulen stellen die Ergebnisse ohne Ballenrolle, die blauen mit Ballenrolle dar. * indiziert, dass die Unterschiede statistisch signifikant sind ($p < 0,05$).

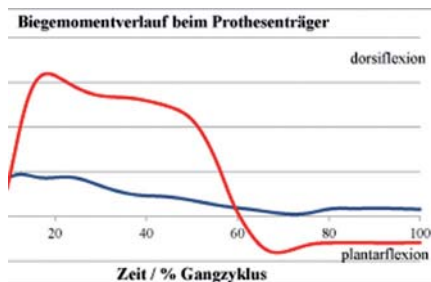


Bild 9: Biegemomentverlauf bei einem Prothesenträger auf der erhaltenen Seite (Blau) und der Prothesenseite (Rot). Zur Achsenbeschriftung siehe Bild 5.

Literaturverzeichnis

[1] Nagel, A. & Möller, N. Laufbandanalyse und Fußdruckmessung. Orthopädieschuhtechnik (2. Auflage., S. 145–154). Geislingen: C. Maurer. 2013.
 [2] Stief, T., Vogelbusch, A., Peikenkamp, K. Messsystem zur Bestimmung von fußbelastenden Biegemomenten im Schuh - betois. Geislingen: C. Maurer. 2013.
 [3] Stief, T. & Peikenkamp, K. (2015). A new insole measurement system to detect bending and torsional moments at the human foot during footwear adapted condition: a technical report. DOI 10.1186/s13047-015-0105-6.
 [4] Hutchins S., Bowker P., Geary N., Richards J. The biomechanics and clinical efficacy of footwear adapted with rocker profiles—evidence in the literature. Foot. Edingburgh. 2009.

Dokumentation: K. Peikenkamp, N. Dawin, M. Altenhöfer, T. Stief. Messung von Biegemomenten im Schuh, mt|medizinische 137 (2016), Nr. 2, S 24., 9 Bilder, 4 Lit.-ang.

Schlagwörter: Biegemoment/Torsion/Fuß, Schuh/Belastung

Autoren



K. Peikenkamp

FH Münster, Labor für Biomechanik,
 E-Mail: peikenkamp@fh-muenster.de

N. Dawin, Vebitosolution GmbH, Steinfurt
 M. Altenhöfer, Vebitosolution GmbH, Steinfurt
 T. Stief, Forschungs- und Bildungsmanagement
 Orthopädieschuhtechnik, Hannover