

Akute Effekte einer sensomotorischen Einlegesohle auf Haltungskennziffern des Achsenskeletts

– Prospektive Pilotkasuistiken –
 Jan Schröder, Meike Gerkens, Rüdiger Reer, Klaus Mattes
 Universität Hamburg, Fachbereich Bewegungswissenschaft

EINFÜHRUNG
 Effekte von Einlagenversorgungen zur Unterstützung des Fußgewölbes auf die lokale und regionale Statik des Fußes stellen die Grundlage der Orthopädieschuhtechnik dar. Dass orthopädische Einlagen auch auf die Gesamtkörperstatik Einfluss haben, ist nicht nur plausibel, sondern empirisch überprüft. Da afferenzverstärkende Einlagen im Gegensatz zu konventionellen Einlagen so konzipiert sind, dass sie ganz gezielt zu einer sensomotorischen Stimulation führen, wird von ihnen erwartet, dass sie die Gesamtkörperstatik wesentlich beeinflussen (Bourdiol, 2001; 2003; Natrup, Ohlendorf & Fischer, 2004). Afferenzsuppression der Fußsohlensensorik führt nachweisbar zu Effekten in der Druckverteilung und im Ausmaß der Körperschwankungen beim Stehen und Gehen (Eils et al., 2003). Im Bereich der Manuellen Medizin werden Zusammenhänge zwischen Beschwerden am Bewegungsapparat und Haltungsmerkmalen der Gesamtkörperstatik besonders berücksichtigt; Ziel manualtherapeutischer Interventionen ist die Einflussnahme auf Haltungsmerkmale zur Beschwerdelinderung (Lewit, 1992; Ohlendorf et al., 2008). Zur Haltungsmessung haben sich in der jüngeren Zeit biomechanisch-computergestützte Messsysteme etabliert: Die Ultraschalltopometrie (Zebris®-System) (vgl. auch Dalchau et al., 2007) und die Ultraschalltopometrie (Zebris®-System) (vgl. auch Dalchau et al., 2007). Manipulationen an diesen anatomischen Merkmalen können mit Hilfe des FormelB-Systems über die Rückmeldung über die Ebene auf die Körperstatik des Achsenskeletts beeinflusst werden. Berührungssensoren (Chenop et al., 2001) oder Infrarotstrahlen (Chenop et al., 2001) messen die Positionen der Gelenkflächen der Wirbelsäule. In der vorliegenden Pilotstudie wird der Effekt afferenzverstärkender Einlagen auf die Körperstatik bei Personen mit Sensiblen Füßen analysiert. Die Argumentation der Untersuchungen liegt im Ohlendorf et al. (2008) 161 und Pohl (2008) 105 in: Eine sensomotorische Einlegesohle wirkt auf den Fuß, um einen Anstieg der Muskelaktivität zu bewirken, was sich auf den Körper aus, der sensomotorischen Elemente der Einlage aktivieren die Muskulatur und durch deren Organe der Fußsohle und helfen über die afferenzverstärkenden Einfluss auf die Muskelaktivität der haltungs- und druckverteilungsbewusstheit. Pilotstudie Effekte werden über Haltungskennziffern des Achsenskeletts verfolgt. Im Rahmen der Pilotstudie wird auf eine Langzeitstudie (AHR et al., 2002; Ohlendorf et al., 2008) rezipiert, analysiert werden akute Effekte (unmittelbar nach der Einlagenversorgung).



Videorasterstereographie (FormelB): Zur Ermittlung von Wirbelsäulen- und Beinachsenpositionen im Rahmen der Haltungsmessung wurde ein hochpräzises, videorasterstereographisches FormelB-System (Zebris®) eingesetzt. Durch ein Infrarotlichterzeugendes Videokamera-System rekonstruiert werden die 3D-Positionen der Wirbelsäulen- und Beinachsenpositionen. Die Messgenauigkeit beträgt ± 0,2 mm (Chenop & Fischer, 2004). Die Haltungsmerkmale des FormelB-Systems werden der statistischen Analyse als abhängige Variablen genutzt. Es werden eine Kasuistik für drei Probanden mit einer durchschnittlichen Häufigkeit wiederholter Haltungsmessungen durchgeführt: Mittel aus 3 Messungen ohne Einlage, Mittel aus 3 Messungen mit Einlage und Mittel aus 3 Messungen ohne Einlage (Abb. 4).



DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNGEN
 Für die Pilotstudie wurden drei Versuchspersonen in einem Design mit drei Messungen der Haltung (FormelB-System, Zebris®) untersucht. Für die Haltungsmessungen wurden zwei verschiedene Varianten in drei verschiedenen Haltungskennziffern ohne Einlage für einen systematischen Effekt in Abhängigkeit von der Einlagenversorgung (Abb. 4) verwendet. Die Ergebnisse zeigen, dass die Verwendung einer sensomotorischen Einlegesohle zu einer signifikanten Veränderung der Haltungskennziffern führt. Die Ergebnisse zeigen, dass die Verwendung einer sensomotorischen Einlegesohle zu einer signifikanten Veränderung der Haltungskennziffern führt. Die Ergebnisse zeigen, dass die Verwendung einer sensomotorischen Einlegesohle zu einer signifikanten Veränderung der Haltungskennziffern führt.

Akute Effekte einer sensomotorischen Einlegesohle auf Haltungskennziffern des Achsenskeletts

Jan Schröder, Meike Gerkens, Rüdiger Reer & Klaus Mattes (2010). In K. Mattes & B. Wollesen (Hrsg.), *Bewegung und Leistung – Sport, Gesundheit & Alter* (S. 160). Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft. Bd. 204. Hamburg: Feldhaus-Verlag.
 Universität Hamburg, Fachbereich Bewegungswissenschaft, Abt. Bewegungs- und Trainingswissenschaft

Einleitung

Effekte von Einlagenversorgungen zur Unterstützung des Fußgewölbes auf die lokale und regionale Statik des Fußes stellen die Grundlage der Orthopädieschuhtechnik dar. Dass orthopädische Einlagen auch auf die Gesamtkörperstatik Einfluss haben, ist nicht nur plausibel, sondern empirisch überprüft. Da afferenzverstärkende Einlagen im Gegensatz zu konventionellen Einlagen so konzipiert sind, dass sie ganz gezielt zu einer sensomotorischen Stimulation führen, wird von ihnen erwartet, dass sie die Gesamtkörperstatik wesentlich beeinflussen (Bourdiol, 2001; 2003; Natrup, Ohlendorf & Fischer, 2004). Afferenzsuppression der Fußsohlensensorik führt nachweisbar zu Effekten in der Druckverteilung und im Ausmaß der Körperschwankungen beim Stehen und Gehen (Eils et al., 2003). Im Bereich der Manuellen Medizin werden Zusammenhänge zwischen Beschwerden am Bewegungsapparat und Haltungsmerkmalen der Gesamtkörperstatik besonders berücksichtigt; Ziel manualtherapeutischer Interventionen ist die Einflussnahme auf Haltungsmerkmale zur Beschwerdelinderung (Lewit, 1992; Ohlendorf et al., 2008). Zur Haltungsmessung haben sich in der jüngeren Zeit biomechanisch-computergestützte Messsysteme etabliert: Die Ultraschalltopometrie (Zebris®-System) (vgl. auch Dalchau et al., 2007) und die Ultraschalltopometrie (Zebris®-System) (vgl. auch Dalchau et al., 2007). Manipulationen an diesen anatomischen Merkmalen können mit Hilfe des FormelB-Systems über die Rückmeldung über die Ebene auf die Körperstatik des Achsenskeletts beeinflusst werden. Berührungssensoren (Chenop et al., 2001) oder Infrarotstrahlen (Chenop et al., 2001) messen die Positionen der Gelenkflächen der Wirbelsäule. In der vorliegenden Pilotstudie wird der Effekt afferenzverstärkender Einlagen auf die Körperstatik bei Personen mit Sensiblen Füßen analysiert. Die Argumentation der Untersuchungen liegt im Ohlendorf et al. (2008) 161 und Pohl (2008) 105 in: Eine sensomotorische Einlegesohle wirkt auf den Fuß, um einen Anstieg der Muskelaktivität zu bewirken, was sich auf den Körper aus, der sensomotorischen Elemente der Einlage aktivieren die Muskulatur und durch deren Organe der Fußsohle und helfen über die afferenzverstärkenden Einfluss auf die Muskelaktivität der haltungs- und druckverteilungsbewusstheit. Pilotstudie Effekte werden über Haltungskennziffern des Achsenskeletts verfolgt. Im Rahmen der Pilotstudie wird auf eine Langzeitstudie (AHR et al., 2002; Ohlendorf et al., 2008) rezipiert, analysiert werden akute Effekte (unmittelbar nach der Einlagenversorgung).

2005) und lichtoptische Verfahren zur dreidimensionalen Rückenoberflächenrekonstruktion mit manuell zu setzenden Markern (MiniRotKombi®) (vgl. auch Ohlendorf et al., 2008) und mit automatischer Erkennung anatomischer ‚Landmarks‘ (Formetric®-System) (vgl. auch Drerup & Hierholzer, 1994). Manipulationen an distalen anatomischen Strukturen können mit Hilfe des Formetric®-Systems, bzw. des Rückenscans (MiniRotKombi®) über die Effekte auf die Körperstatik des Achsen skeletts beurteilt werden: Beinlängenausgleichsmaßnahmen (Drerup et al., 2001), Atlas-Impulstherapie und neuroreflektorische Einlagen (Arndt, Berkhof & Schröder, 2002), neuromuskuläre Trainingsmaßnahmen ‚Kurzer Fuß nach JANDA‘ zur Aktivierung neuro-myofaszialer Funktionsketten (Pfaff, 2008) und sensomotorische Einlegesohlen (Ohlendorf et al., 2008).

In der vorliegenden Pilotstudie wird der Effekt afferenzstimulierender Einlagen auf die Körperstatik bei Personen mit Senk-Spreizfußformvarianten analysiert. Die Argumentationskette der Untersuchungs idee knüpft an Ohlendorf et al. (2008, 94) und Pfaff (2008, 159) an: Eine sensomotorische Einlegesohle wirkt auf den Fuß - als initialem Ansatzpunkt - und wirkt von dort aus auf den Körper ein; die sensomotorischen Elemente der Einlage aktivieren die Muskelspindeln und Golgi-Sehnen-Organ e der Fußmuskeln und nehmen über die Afferenzstimulation Einfluss auf die Muskelaktivität der haltungs- und gleichgewichtsregulierenden Muskelschlingen. Posturale Effekte werden über Haltungskennziffern des Achsen skeletts verfolgt. Im Rahmen der Pilotstudie wird auf eine Langzeiteffektanalyse (Arndt et al., 2002; Ohlendorf et al., 2008) verzichtet; analysiert werden akute Effekte (unmittelbar nach der Einlagenversorgung).

Methoden

Stichprobe: Die Stichprobenkennziffern der insgesamt 107 Rückenschmerzpatienten und die Verteilung der klinischen Problemkreise unterschieden sich nicht wesentlich in den Vergleichsstichproben (über 60 vs. unter 60), außer dass die jüngeren Patienten doppelt so häufig thorakale Beschwerden hatten (Tab. 1 und Tab. 2).

Tab. 1: Stichprobe/Kasuistik Versuchspersonen

	Sex	Alter [Jahre]	Größe [m]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]	Senk-Spreiz	Schuhgröße
VP 1 (JS)	♂	45	1,83	85	25,4	ja	43
VP 2 (GE)	♂	42	1,83	82	24,5	ja	42
VP 3 (JN)	♂	25	1,68	65	23,0	ja	43

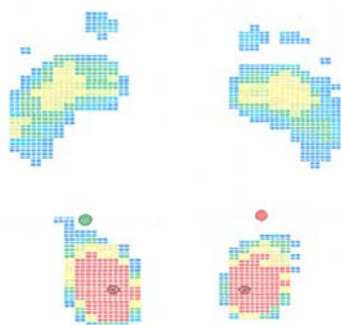


Abb. 1: Spreizfuß in einer plantaren Druckverteilungsdarstellung (PedoScan®, Diers International)

Abb. 2: Sensomotorische Einlage (Prototyp, Bauerfeind®)



Messsystem: Videorasterstereographie (Formetric®)

Zur Ermittlung von Wirbelsäulenform- und Beckenstellungskennziffern im Rahmen der Haltungsanalyse wurde das lichtoptische, videorasterstereographische Formetric®-System (Diers International, Schlangenbad, Deutschland) genutzt, wobei die Rückenoberflächenform über ein Projektor-Kamera-System rekonstruiert wurde (Auflösung: 7.500 Pkt./ cm²; Rekonstruktionsfehler: < 0,2 mm) (Drerup & Hierholzer, 1994). Die Reliabilität und Merkmalsvariabilität wurden überprüft (Schröder, Reer & Mattes, 2009). Die Haltungskennziffern des Formetric®-Systems wurden der statistischen Analyse als abhängige Variablen zugeführt. Es wurde eine Kasuistik für drei Probanden mit einer chronologischen Abfolge wiederholter Haltungsmessungen durchgeführt: Mittel aus 3 Messungen ohne Einlage, Mittel aus 3 Messungen mit Einlage und erneut Mittel aus 3 Messungen ohne Einlage (Abb. 4).

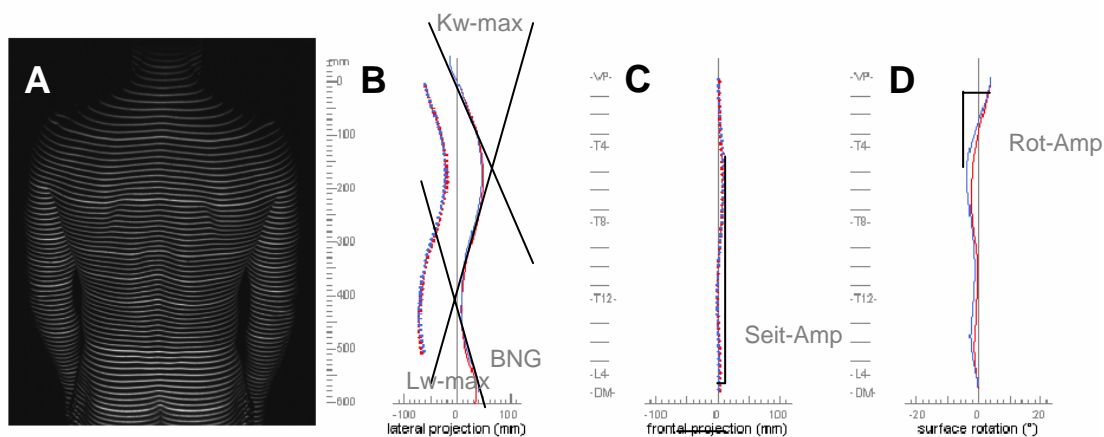


Abb. 3: Rasterprojektion des Formetric®-Systems auf der Rückenoberfläche (A) und die qualitativen Kurvenverläufe zweier aufeinander folgender Messungen in der Lateralprojektion (B), der Frontalprojektion (C) und der Oberflächenrotation (D)

Rot-Amp [°] = maximale Amplitude der Oberflächenrotation des Oberkörpers (vgl. Abb. 3 D)

Seit-Amp [mm] = maximale Amplitude der Abweichung der Dornfortsätze von der Symmetrielinie (vgl. Abb. 3 C)

BNG [°] = Beckenneigung, Kw-max [°] = Kyphosewinkel, Lw-max [°] = Lordosewinkel (vgl. Abb. 3

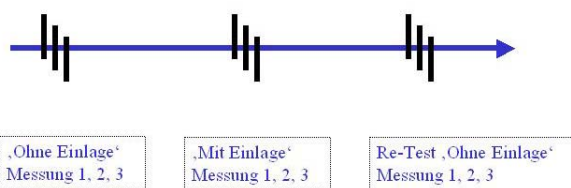


Abb. 4: Untersuchungsdesign für die Kasuistiken

Ergebnisse

Tab. 2: Wirbelsäulenkennziffern (Formetric®) in den unterschiedlichen Testbedingungen Mittelung über alle drei Versuchspersonen mit vorheriger Mittelung über die drei Testwiederholungen (Mittel \pm Standardabweichung)

	mit Einlage		ohne Einlage		Re-Test ohne Einlage	
	Mittel	SD	Mittel	SD	Mittel	SD
Rot-Amp [°]	9,3	1,2	8,4	0,7	9,8	1,5
Seit-Amp [mm]	12,9	0,4	12,1	1,3	12,2	2,2
BNG [°]	19,8	0,6	20,8	0,7	21,1	1,3
Kw-max [°]	47,4	0,4	46,8	1,1	47,0	0,9
Lw-max [°]	38,2	0,9	37,8	0,6	37,2	0,9

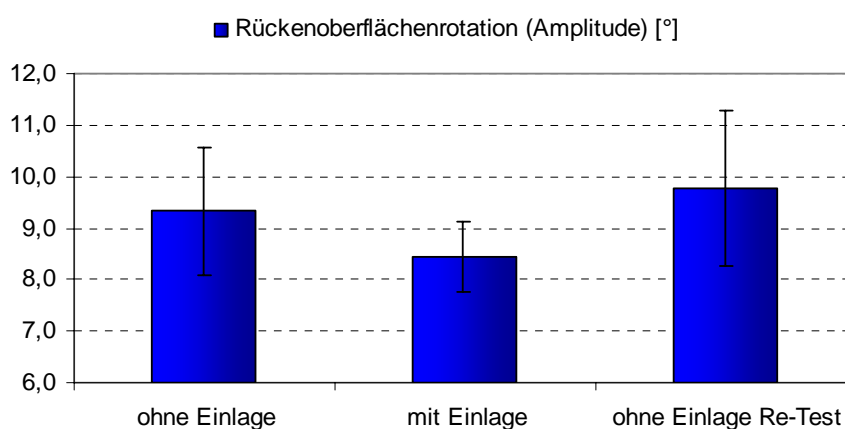


Abb. 5: Die Oberflächenrotation (Rot-Amp) Mittelung über alle drei Versuchspersonen mit vorheriger Mittelung über die drei Testwiederholungen (Mittel \pm SD)

Diskussion und Schlussfolgerungen

Für die Pilotstudie wurden drei Versuchspersonen in einem Design mit drei Messwiederholungen im Hinblick auf Veränderungen der Haltung (Formetric®-System, Diers International GmbH) untersucht. Für die Haltungstestungen wurden viele heterogene Variationen in den meisten der analysierten Haltungskennziffern ohne Anhalt für einen systematischen Effekt in Abhängigkeit von der Einlagenutilisation beobachtet (Tab. 2).

Neben den vielen uneinheitlichen Tendenzen konnte jedoch auch ein literaturkonformer Effekt im Sinne einer Oberkörper-De-Rotation festgestellt werden (Ohlendorf et al., 2008). In der hier vorliegenden Pilotstudie wird der Effekt als akuter Effekt im Vergleich zu den Testsituationen ohne Einlagenversorgung direkt vor, bzw. direkt nach der Testung mit sensomotorischer Einlage einheitlich für alle drei Testpersonen in der Kennziffer ‚Amplitude der Oberflächenrotation‘ beobachtet (Abb. 5). Die Ermittlung dieser Kennziffer darf als reliabel eingestuft werden (ICC=0,85) (Schröder, Reer & Mattes, 2009). Die Unterschiede zwischen der Testbedingung mit Einlage und den Testsituationen ohne Einlage betragen im Mittel 0,9° bis 1,4° und waren somit größer als die habituelle Variabilität der Amplitude der Rotation von 0,7° (Schröder, Reer & Mattes, 2009). Die Testbedingungs-differenzen werden daher als systematische Effekte interpretiert.

Literaturkonforme, inhaltlich konsistente Ergebnisse – aus Volumengründen hier nicht differenziert vorgestellt - konnten auch elektromyographisch ermittelt werden. Für zwei Probanden (VP 1, VP 2) wurde in einer Ganganalyse (Laufband: 3 km/h; 2% Steigung) mit Einlagen eine verringerte Aktivität der Mm. multifidi gegenüber der Eingangsmessung ohne Einlagen beobachtet (Schröder et al., 2010). Ohlendorf (2007) kam bei der Analyse ihrer sechswöchigen Anwendungsstudie mit sensomotorischen Einlagen zu einem vergleichbaren

Ergebnis. Die reduzierte Muskelaktivität in den Mm. multifidii wurde durch eine weniger ausgeprägte Oberkörperrotation erklärt, wie sie auch in der hier vorliegenden Pilotstudie als Kurzzeit-, bzw. Akuteffekt zu beobachten war.

Referenzen

1. Arndt, Berkhof & Schröder (2002). Videorasterstereographische Untersuchungen vor und nach Atlasimpulstherapie (Arlen-Technik). *Manuelle Medizin*, 40 (4), 220-223.
2. Bourdiol, R.J. (2001). Das Fußgewölbe. *Orthopädienschuhtechnik*, (9), 14-18.
3. Bourdiol, R.J. (2003). Klinisch therapeutische Aspekte der Podoorthesiologie. *Orthopädienschuhtechnik*, (5), 23-26.
4. Dalichau, S., Stein, B., Schäfer, K., Buhlmann, J.J. & Menken, P. (2005). Die ultraschalltopometrische Quantifizierung der Wirbelsäulenform und der Halteleistungsfähigkeit für die Evaluation verschiedener Muskelkräftigungsprogramme in der Therapie von Rückenschmerzen. *Zeitschrift für Orthopädie*, 143, 79-85.
5. Drerup, B., Ellger, B., Meyer zu Bentrup, F. & Hierholzer, E. (2001). Rasterstereographische Funktionsaufnahmen. *Der Orthopäde*, 30 (4), 242-250. Drerup, B. & Hierholzer, E. (1994). Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. *Clinical Biomechanics*, 9, 28-36. Eils, E., Tewes, M., Nolte, S. & Rosenbaum, D. (2003). Der Einfluss reduzierter Fußsohlensensorik auf Schwankungs- und Druckverteilungsparameter beim Stehen und Gehen. *Medizinisch Orthopädische Technik*, (4), 46-54.
8. Lewit, K. (1992). *Manuelle Medizin*. Leipzig u.a.: Johann Ambrosius Barth.
9. Natrup, J., Ohlendorf, D. & Fischer, F. (2004). Auswirkungen neurologischer Einlagen auf die Körperstatik. *Orthopädienschuhtechnik*, Sonderheft Einlagen, S 56-63.
10. Ohlendorf, D. (2007). Methoden und Mittel zur Verbesserung des statischen und dynamischen Muskelverhaltens bei haltungsbedingten Beschwerden: ein Trainings- und bewegungswissenschaftlicher Vergleich zwischen haltungsverbessernden, sensomotorischen Einlegesohlen und einem gesundheitsorientiertem, rehabilitativen Muskelaufbautraining. Dissertation. Göttingen. Ohlendorf, D., Natrup, J., Niklas, A. & Kopp, S. (2008). Veränderung der Körperhaltung durch haltungsverbessernde, sensomotorische Einlegesohlen. *Manuelle Medizin*, 46, 93-98. Pfaff, G. (2008). „Kurzer Fuß nach Janda“ – Sensomotorik und 3-D-Wirbelsäulenvermessung – Auswirkungen der aktivierten Fußmuskelfunktion auf die Körperhaltung in der lichtoptischen 3-D-Wirbelsäulenvermessung. *Orthopädische Praxis*, 44, 159.
13. Schröder, J., Reer, R. & Mattes, K. (2009). Biomechanische Diagnostik in der orthopädischen Praxis: Zur Zuverlässigkeit der Messung von Rumpfkraft und Haltung in der Behandlung von Rückenschmerzen. *Orthopädische Praxis*, 45 (6), 288-294.
14. Schröder, J., Gerkens, M., Reer, R. & Mattes, K. (2010). Unmittelbare Effekte einer sensomotorischen Einlage auf die Wirbelsäulenform und die Aktivität posturaler Muskulatur beim Spreizfuß. *Orthopädische Praxis*, 46 (5), 244-251.