

J. Schröder¹, S. Brune¹

High-Heels und die Form der Lendenlordose

Eine Pilotkasuistik zur Abschätzung von Einflussgrößen auf Veränderungen des Lordosewinkels bei statischem und dynamischem Assessment

Effects of high-heeled shoes on the lumbar lordosis angle

Zusammenfassung

Eine hyperlordosierende Wirkung mit möglichen Rückenbeschwerderisiken wird für das Tragen hoher Absätze postuliert, wissenschaftliche Befunde sind jedoch uneinheitlich. Von einem Assessment unter dynamischen Bedingungen werden neue Erkenntnisse erwartet. In einem Messwiederholungsdesign (Kasuistiken) wurde der Lordosewinkel sowohl unter statischen als auch dynamischen Bedingungen (Baseline – High-Heel vs. Kontrollbedingung) rückwirkungsfrei, videorasterstereografisch mit variierenden Randbedingungen (Kontrollschuh: Ballettschuh ohne Dämpfung vs. Turnschuh mit Dämpfung, Laufband-Geschwindigkeit: 2 km/h vs. 3 km/h) erfasst. In Relation zur statischen Situation war in der Dynamik eine deutliche Entlordosierung (5–10°) zu beobachten. Eine Lordosierung durch das Tragen hochhackiger Schuhe konnte gefunden werden (statisch bis 4°, dynamisch bis 5°), war jedoch abhängig von konfundierenden Variablen, wie der Ganggeschwindigkeit und dem Fußaufsatz in Abhängigkeit von Dämpfungseigenschaften der Kontrollbedingungsschuhe. Die dynamische Erfassung der Effekte hoher Absätze wird als methodische Bereicherung bewertet, wobei die interindividuelle Ausgangslage der Wirbelsäulenform für Folgeuntersuchungen kovarianz-analytisch berücksichtigt werden sollte.

Schlüsselwörter: Lordosewinkel, High-Heel Absätze, statische und dynamische Erfassung

Zitierweise

Schröder J, Brune S: High-Heels und die Form der Lendenlordose – eine Pilotkasuistik zur Abschätzung von Einflussgrößen auf Veränderungen des Lordosewinkels bei statischem und dynamischem Assessment. OUP 2013; 10: 464–469. DOI 10.3238/oup.2013.0464–0469

Abstract

Wearing high-heeled shoes is meant to provide increased lumbar lordosis angles, probably associated with an increased low back pain risk, while scientific evidence is still lacking. A dynamic assessment of the lumbar form under high-heeled walking conditions is supposed to be helpful for a better understanding of effects. In a repeated measurements design (baseline – high-heel vs. control) lumbar alignment was observed under static and dynamic conditions using video rasterstereography. For a single-case, varying conditions (control shoes: indoor-sport shoe vs. ballet shoe, walking speed: 2 km/h vs. 3 km/h) were analyzed and controlled afterwards in an additional single-case analysis. Compared to static conditions, we found intra-individually decreased lumbar lordosis angles (5–10°) under dynamic assessment conditions. High-heeled shoe wearing effects could be observed as increased lordosis angle for the static assessment up to 4°, and up to 5° under dynamic conditions, respectively. But effects were depending on confounding variables, like sole absorption, walking speed and inter-individually varying lordosis sway. So, dynamic assessment was considered as an important enrichment to investigate high-heeled shoe effects, but confounders should be taken into account for the conduction of further investigations, maybe using analysis of covariance models.

Key Words: Lumbar lordosis, high-heeled shoes, static and dynamic testing

Citation

Schröder J, Brune S: Effects of high-heeled shoes on the lumbar lordosis angle. OUP 2013; 10: 464–469. DOI 10.3238/oup.2013.0464–0469

Einführung

Der lordosierende Effekt hoher Absätze (High-Heels) mit prospektiv negativen Effekten für eine Rückenschmerzprognose wird schon seit längerer Zeit diskutiert [1].

Statistisch eindeutig abgesicherte Effekte im Sinne einer systematischen Vergrößerung des Lordosewinkels (Hohlkreuz) liegen bislang nicht vor. Vielmehr wurden inkonsistente Befunde bezüglich der Richtung – Lordosierung oder Entlordo-

sierung durch erhöhte Absätze – ermittelt [2, 3, 4, 5, 6, 7, 8]. In einer aktuellen Publikation, die sowohl die Fallzahl (n > 50) als auch die Reproduzierbarkeit des Datenassessments (Medi-Mouse, Intra- und Intertester Reliabilität mit Holzattrappe:

¹ Universität Hamburg, Bewegungswissenschaft, Abteilung für Sport- und Bewegungsmedizin

ICC = 0,99) herausgestellt hat, aber dennoch keine systematischen Effekte aufdecken konnte, wurde daher gefordert, dass zukünftige Studien versuchen sollten, einen lordosierenden Effekt hoher Absätze unter dynamischen Bedingungen zu untersuchen [8].

Ziel dieser Pilotevaluation war daher eine Abschätzung der Effekte hoher Absätze auf den Lordosewinkel unter statischen und dynamischen Bedingungen, wobei unterschiedliche äußere Einflussfaktoren systematisch kontrolliert werden sollten.

Methoden

Design

In der vorliegenden Pilotstudie wurde ein Messwiederholungsdesign mit einer Baseline-Testung und nachfolgenden Interventionstestungen (High-Heel vs. Kontrollbedingung) verfolgt, wobei die Reihenfolge der wiederholten Interventionstestungen randomisiert wurde, bzw. in dieser Piloteinzelfallstudie zufällig gewählt wurde. Das Design wurde für Testwiederholungen an mehreren Tagen mit variierenden Randbedingungen beibehalten.

Stichprobe

In der Pilotkasuistik nahm eine Person teil (VP1: weiblich, 19 Jahre, BMI 16,5 kg/m², Lateintänzerin, High-Heel gewöhnt: 5 Std./Woche seit 5 Jahren, keine Rückenbeschwerden), die mit dem Prozedere der Datenerhebungsmethode vertraut war. Eine weitere Probandin wurde a posteriori zur Überprüfung der beobachteten Effekte im Anschluss an die Evaluationsphase untersucht (VP2: weiblich, 23 Jahre, BMI 19,4 kg/m², High-Heel gewöhnt: 4 Std./Woche seit 10 Jahren, keine Rückenbeschwerden). Die Kontrollprobandin absolvierte die Interventionstestungen stratifiziert in umgekehrter Reihenfolge.

Testbedingungen

Schuhwerk

Baseline und Kontrollinterventionstestungen wurden in der ersten Evaluationsphase mit Ballettschuhen (ohne



Abbildung 1 High-Heel mit 7 cm hohem Pfennigabsatz.

Fußbett, kein Absatz, 0,1 cm dicke Sohle, ohne Dämpfung) durchgeführt, in der 2. Evaluationsphase mit flachen Turnschuhen (Hallensportschuh-Fußbett, kein expliziter Absatz, 0,8 cm dicke Sohle mit Dämpfungseigenschaften).

Als hochhackiger Testschuh (High-Heel) dienten eigene Schuhe (Absatzhöhe: 7 cm) der Probandin, sodass Schuhgewöhnungseffekte ausgeschlossen werden konnten (Abb. 1).

Laufband

Es kam ein handelsübliches Laufband (Typ Omega 2, Horizon Fitness, 0–12 km/h Bandgeschwindigkeit, Nothalt-Stoppfunktion) zum Einsatz, das sich durch geringe Geräusentwicklung und eine geringe Höhe der Lauffläche (31 cm) auszeichnete. Im Testbetrieb bei 2 km/h, respektive 3 km/h lag keine Steigung (0°) an.

Testsystem

Die sagittale Wirbelsäulenform wurde mit Hilfe der videorasterstereografischen Rückenoberflächenrekonstruktion ermittelt (Formetric, Diers International, Schlangenbad, Deutschland). Die statische Erfassung der Wirbelsäulenform erfolgte mit dem Aufnahme-Modus 4D-Average, bei dem atemabhängige Oberkörperbewegungen herausgerechnet wurden (10 Bilder pro Sekunde, 5 Sekunden Aufnahmedauer).

Unabhängig von der Stellung im Raum – körpereigenes Koordinatensystem bestehend aus der x-Achse, der Verbindungslinie zwischen den Lumbalgrübchen und der y-Achse, Verbindung zwischen Vertebra prominens (VP) und der Dimple-Mitte (DM), also der Mitte zwischen den Lumbalgrübchen (Abb. 2) – konnte die Rückenoberfläche hochauflösend (10 Pkt./cm²) und mit geringem Punktfindungsfehler (< 0,2 mm) rekonstruiert werden [9].

Unter der Hautoberfläche liegende knöcherne Strukturen konnten mittels der regionalen Flächenkrümmungen (konkav, konvex, sattelförmig) und der Flächenneutralen (Senkrechte auf der jeweiligen Flächenkrümmung an jedem Punkt) automatisch detektiert werden. Über geometrische Triangulationen und Kurvendiskussionsalgorithmen konnten Wirbelsäulenformkennziffern für die Sagittal-, Frontal- und Coronalebene parametrisiert werden (Abb. 2).

Als Out-Come Variable wurde der Lordosewinkel analysiert. Die Reliabilität der Wirbelsäulenformanalyse im freien bipedalen Stand wurde überprüft. Für den Lordosewinkel wurde ein Koeffizient (ICC) von 0,99 ermittelt [10].

In der aktuellen Version des Formetric-Systems (4D-Motion) war es möglich, ruhige Bewegungen des Achsenskeletts in ihrer Kinematik zu verfolgen. Das Messprinzip blieb unverändert, es wurden jedoch über den Messzeitraum von 5 Sekunden 250 Bilder der Rücken-

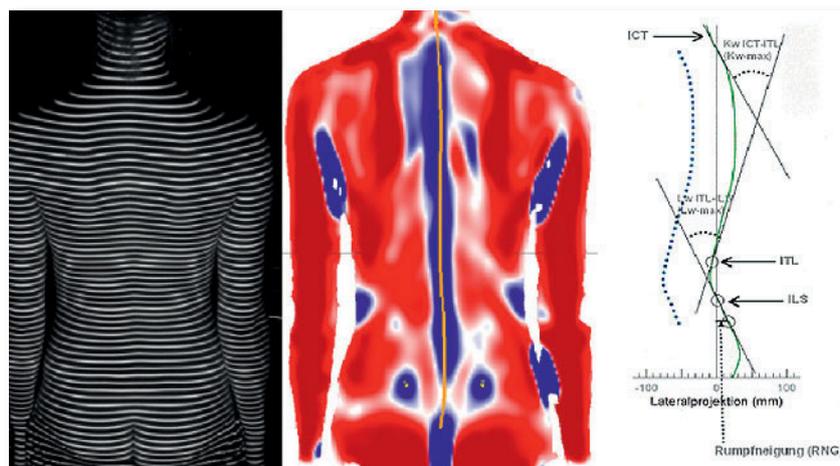


Abbildung 2 Streifenprojektion, Oberflächenrekonstruktion mit „landmarks“ und Parametrisierung des Lordosewinkels.

Rasterprojektionsstreifen auf der Rückenoberfläche (links) und die Rekonstruktion der konvex (rot) oder konkav (blau) gekrümmten Oberfläche mit den Hervorhebungen (gelbe Punkte) der Zentren der Lumbalgrübchen und der Dornfortsatzlinie (gelbe Linie) vom Vertebra prominens bis zum Sakrumpunkt (Mitte) sowie die Parametrisierung des Lordosewinkels (Lw ITL-ILS) als nach oben offener Winkel, der an der Rückenoberfläche (grüne Linie) angelegten Tangenten an den geometrischen Wendepunkten von der Brust- zur Lendenwirbelsäule (ITL) und von der Lenden- zur Sakralwirbelsäule (ILS) (rechts). Die unter den Weichteilen liegende Wirbelsäule (blau gepunktete Linie) wird basierend auf Korrelationsmodellen indirekt errechnet.

oberfläche aufgezeichnet (50 Bilder/s) (Abb. 3).

Testablauf

Es gab 3 Untersuchungstage mit variierenden Kontrollschuhen, bzw. Geschwindigkeiten:

1. High-Heel vs. Ballettschuh (Kontrollbedingung) bei 2 km/h Laufbandgeschwindigkeit,
2. High-Heel vs. Turnschuh (Kontrollbedingung) bei 2 km/h Laufbandgeschwindigkeit,
3. High-Heel vs. Turnschuh (Kontrollbedingung) bei 3 km/h Laufbandgeschwindigkeit.

Die Testung fand in einem halbdunklen Raum statt, damit die videorasterstereografische Rekonstruktion bei möglichst kontrastreichen Lichtverhältnissen stattfinden konnte. Initial wurde eine statische Wirbelsäulenvermessung durchgeführt, um zu prüfen, ob bei der Probandin messtechnisch relevante Oberflächenstrukturen (Vertebra prominens, Dimples) zweifelsfrei automatisch – ohne Marker zu setzen – korrekt bestimmt werden konnten.

Dann erfolgte eine Laufbandgewöhnungsphase von 5 Minuten unter der Baseline-Bedingung (Kontrollschuh), wobei die Laufbandbedienung von der Probandin selbstständig erbracht wurde (Systemstart und Geschwindigkeitssteigerung). Am Ende dieser Habitualisierung wurde das Projektionsraster des Messsystems gestartet, damit die Probandin sich auch an die veränderte räumliche Orientierung mit den Projektionslinien an der Wand vor sich gewöhnen konnte. Es wurde darauf geachtet, dass die Probandin nach vorne sah, sodass die Wirbelsäulenform nicht durch eine Blickrichtung auf den Boden, bzw. die Laufbandkonsole beeinflusst wurde.

Am Ende der Gewöhnungsphase wurde die dynamische Baseline-Testung – ohne explizite Ankündigung – gestartet (5 Sekunden Messwertaufnahme). Die Messung war beendet, wenn der Projektor am Ende der 5-Sekunden-Phase automatisch abgeschaltet wurde. Die Probandin löste den Nothalt aus, das Band kam geordnet zum Stoppen. Die Analyse der 250 aufgezeichneten Bilder nahm etwa 30 Sekunden in Anspruch. Direkt im Anschluss folgte eine statische Wirbelsäulenvermessung. Der Gesamtablauf wurde sodann noch 2mal mit je-

weils erneuter Habitualisierung für die Interventionsbedingungen (Kontrollschuh vs. High-Heel) wiederholt.

Die Untersuchungstermine 1–3 fanden jeweils im Abstand von 2–3 Tagen statt. Der Gesamtzeitaufwand für die Probandin lag pro Untersuchungstermin bei rund 30 Minuten.

Nach Abschluss der Evaluation wurden die Effekte der Bedingung 3 (Turnschuh vs. High-Heel bei 3 km/h) an einer weiteren Probandin im Hinblick auf eine Reproduzierbarkeit der Effekte überprüft.

Statistische Methoden

Die Daten wurden deskriptiv-tabellarisch aufbereitet. Der mittlere Lordosewinkel aus der dynamischen Erfassung der Wirbelsäulenform wurde als Median aus der angegebenen Variationsbreite (Abb. 3) ermittelt.

Ergebnisse

In der ersten Evaluationsstufe wurde die Lordosierung beim Tragen von Schuhen mit hohen Absätzen gegen Ballett-Schuh getestet. Veränderungen von der Baseline-Testung zur Interventionstestung waren in der dynamischen Erhebungssituation (2 km/h) eher gering (Baseline vs. Ballett-Schuh: $0,7^\circ$ und Baseline vs. High-Heel: $2,0^\circ$). Beim statischen Assessment ergab sich überhaupt keine Differenz zwischen der Baseline-Testung und den Interventionen (Tab. 1: Tag 1).

In der zweiten Evaluationsstufe wurde die Lordosierung in der Gegenüberstellung von High-Heels und Turnschuhen untersucht, wobei sich in der dynamischen Testung (2 km/h) zwischen der Baseline-Testung und der Turnschuh-Bedingung ein nur geringfügiger Unterschied ($0,3^\circ$) ergab, während die Lordose unter der High-Heel-Bedingung im Vergleich zur Baseline-Bedingung deutlicher ausgeprägt war ($2,8^\circ$). Für den Vergleich unter statischen Bedingungen zwischen Baseline und Turnschuh, bzw. High-Heel wurden identische Differenzen von $2,0^\circ$ ermittelt (Tab. 1: Tag 2).

In der letzten Evaluationsstufe wurde die Lordosierung wiederum für die Turnschuh- und High-Heel-Bedingung getestet, jedoch mit gesteigerter Laufbandgeschwindigkeit (3 km/h). In der Dynamik wurde wiederum eine geringe

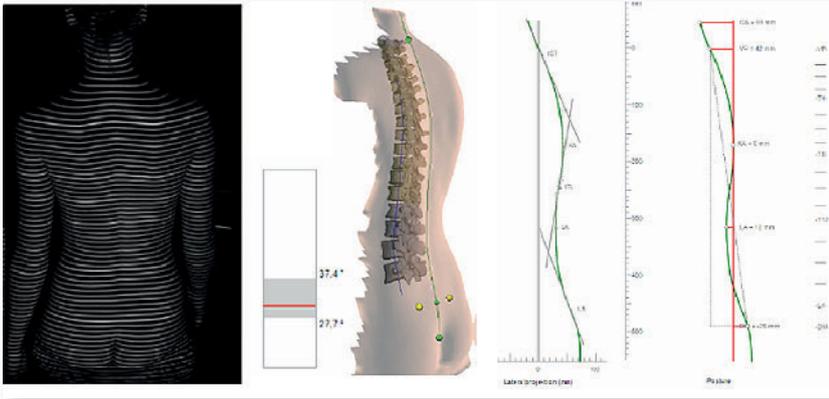


Abbildung 3 Streifenprojektion während des Gehens, momentaner Lordosewinkel und Korridor der überstrichenen Lordosewinkel, sowie die momentane Geometrie der Wirbelsäule in der Sagittalebene.

Rasterprojektion während des freien Gehens und der Korridor der errechneten Lordosewinkel (von 37,4–27,7°, rote Linie: momentaner Winkel) und die animierte Rekonstruktion der Wirbelsäule und der Rückenoberfläche mit den "landmarks" der y-Achse (grüne Punkte), Vertebra prominens, Dimple-Mitte und Sakrumpunkt, bzw. der x-Achse (gelbe Punkte) linkes und rechtes Grübchen (Dimples), sowie die Lateralprojektion der Rückenoberfläche mit den momentanen Tangenten zur Berechnung des Lordose- und Kyphosewinkels und verschiedener Apices.

Differenz zwischen Baseline- und Turnschuh-Bedingung ermittelt (0,6°). Der Unterschied war zwischen dynamischer Baseline- und High-Heel-Bedingung mit 5,4° deutlich ausgeprägter. Auch unter statischen Bedingungen ergab sich im Vergleich der Baseline- und der High-Heel-Bedingung eine Differenz von 2,0°, während sich der Kontrollschuh nicht von der Baseline-Testung unterschied (Tab. 1: Tag 3).

Darüber hinaus ergaben sich systematische Unterschiede in der Ausprägung der Lordose bei dynamischem und statischem Assessment (Differenz dynstat): $9,8^\circ \pm 1,9^\circ$ gemittelt über alle Messwertpaare der Zeitpunkte und Bedingungen (Tab. 1).

VP2 absolvierte das Testprotokoll mit 3 km/h und Turnschuhen als Kontrollbedingung in der Alternativabfolge Turnschuh (Baseline), High-Heel, Turnschuh (Kontrolle). In Relation zu VP1 hatte VP2 a priori eine deutlich flachere Lordose: VP2 30° vs. VP1 43° (Tab. 1, Tab. 2). Bei VP2 fand sich im Mittel eine deutlich weniger ausgeprägte Differenz zwischen den statisch und dynamisch erfassten Lordosewinkeln: $4,9^\circ \pm 2,3^\circ$. Unterschiede in der Lordosierung unter dynamischen Erhebungsbedingungen (3 km/h) waren nur minimal: 0,6° für Baseline vs. Turnschuh und $-0,1^\circ$ für Baseline vs. High-Heel. Unterschiede im

statischen Assessment waren ausgeprägter: 1,0° für Baseline vs. Turnschuh und 4,0° für Baseline vs. High-Heel (Tab. 2).

Diskussion

Unsere Ergebnisse bilden vorläufig 3 unterschiedliche Aspekte ab:

- Einerseits wurde verdeutlicht, dass wiederholte Messungen unter gleichen Bedingungen zu annähernd identischen Ergebnissen bei der videorasterstereografischen Erfassung des Lordosewinkels führten (0–2° Variation).
- Andererseits konnte festgestellt werden, dass es unter dynamischen Bedingungen – im Vergleich zur statischen Erfassung – zu einer systematischen Entlordosierung im Sinne einer Aufrichtung der lumbalen Wirbelsäule von $4,9^\circ \pm 2,3^\circ$ bis $9,8^\circ \pm 1,9^\circ$ kam, was durch die muskuläre Aktivierung beim Gehen erklärt werden kann.
- In der Hauptsache konnte jedoch ein High-Heel-Effekt beobachtet werden. In der vorliegenden Pilotstudie wurde einmal eine High-Heel-assoziierte Lordosierung unter statischen Bedingungen gefunden (4,0°), ohne dass sich ein vergleichbarer Effekt in der dynamischen Testung ergab ($-0,1^\circ$). Auf der anderen Seite zeigte sich bei

der Probandin mit einer a priori deutlicher ausgeprägter Lordose (VP1: 43°) eine High-Heel-assoziierte Lordosierung von 2,0–5,4°, während sich hier unter statischen Bedingungen kein systematischer Effekt im Sinne einer Lordosierung durch das Tragen hoher Absätze zeigen ließ.

Die Literaturbefundlage ist uneinheitlich: Ein flacheres Becken bzw. eine vermehrte Lordosierung durch das Tragen von hochhackigen Schuhen konnte mehrfach beobachtet werden [2, 5, 11], manchmal aber auch nur bei jüngeren Frauen, während bei Älteren das Gegenteil zu beobachten war [3]. Allerdings wurde auch häufig gar keine systematische Tendenz ermittelt [4, 12]. Ein dynamisches Assessment kam nur selten zum Einsatz [3].

Wenn die vorliegenden Einzelfallanalysen – bei sämtlichen immanenten Limitierungen – als erste Indikatoren herangezogen werden dürfen, dann erscheint die videorasterstereografische Erfassung der menschlichen Haltung (Lordosierung) im dynamischen Vollzug (ruhiges Gehen) zu reproduzierbaren Ergebnissen zu führen (Tab. 1). Gleiche Bedingungen führten zu annähernd identischen Winkelangaben für die lumbale Wirbelsäulenschwungung, in der Dynamik genauso wie dies in der als hoch reliabel ausgewiesenen statischen Wirbelsäulenformanalyse gezeigt werden konnte [10].

Inhaltlich bedeutsam erscheint der augenfällige, systematische Unterschied der Lordosierung unter dynamischen respektive statischen Bedingungen. Die muskuläre Aktivierung scheint deutliche Effekte auf die Form der Lendenlordose zu haben, die umso ausgeprägter waren, je größer der Lordosewinkel a priori war. Wir fanden eine lumbale Aufrichtung während des Gehens von etwa 10° bei einem Lordosewinkel im freien bipedalen Stand von 43° und etwa 5° Aufrichtung während des Gehens bei einem Lordosewinkel von a priori 30° (Tab. 1, Tab. 2). Die hier gemachten Beobachtungen stützen die Forderung nach einem Assessment sowohl unter statischen als auch unter dynamischen Bedingungen, wenn lordosierende Effekte hochhackiger Schuhe untersucht werden sollen [8].

Der interindividuell variierende Lordosewinkel könnte eine konfundierende Variable sein, die Auswirkungen auf

		Lordose [°] dynamisch	Lordose [°] statisch	Differenz [°] dyn. – stat.
TAG 1 (Ballett, 2km/h)	Baseline	32,6	43,0	10,5
	Kontrolle	33,3	43,0	9,8
	High-Heel	34,5	43,0	8,5
Ballett (Base) vs. Ballet (KON)		0,7	0,0	
Ballett (Base) vs. High-Heel		2,0	0,0	
TAG 2 (Turn, 2km/h)	Baseline	33,0	41,0	8,0
	Kontrolle	32,7	43,0	10,3
	High-Heel	35,8	43,0	7,3
Turn (Base) vs. Turn (KON)		-0,3	2,0	
Turn (Base) vs. High-Heel		2,8	2,0	
TAG 3 (Turn, 3km/h)	Baseline	27,8	40,0	12,3
	Kontrolle	27,1	40,0	12,9
	High-Heel	33,1	42,0	8,9
Turn (Base) vs. Turn (KON)		-0,6	0,0	
Turn (Base) vs. High-Heel		5,4	2,0	

Tabelle 1 Der Lordosewinkel unter dynamischen und statischen Bedingungen (VP1).

		Lordose [°] dynamisch	Lordose [°] statisch	Differenz [°] dyn. – stat.
TAG 1 (Turn, 3km/h)	Baseline	26,7	30,0	3,4
	Kontrolle	26,6	34,0	7,5
	High-Heel	27,3	31,0	3,8
Turn (Base) vs. Turn (KON)		0,6	1,0	
Turn (Base) vs. High-Heel		-0,1	4,0	

Tabelle 2 Der Lordosewinkel unter dynamischen und statischen Bedingungen (VP2).

zentrale Tendenzen bei der Erfassung von High-Heel-Effekten hat. In der vorliegenden Analyse erwies sich die statische Testung als eher sensitiv für eine a priori flachere Lordose (4,0° High-Heel-Effekt bei 30° Lordosewinkel) (Tab. 2), während die dynamische Testung eher Effekte bei einer a priori ausgeprägteren Lordose (43°) aufgedeckt hatte (5,4° High-Heel-Effekt) (Tab. 1).

Der Effekt unter dynamischen Bedingungen schien darüber hinaus geschwindigkeitsabhängig zu sein (2,8° bei 2 km/h und 5,4° bei 3 km/h) (Tab. 1). Außerdem war das zu beobachtende Abrollverhalten (Vorfuß-Gang bei fehlender Dämpfung vs. Fersen-Abrollen bei Sohlendämpfung) von Bedeutung (ohne Dämpfung 2,0° Lordosierung vs. 2,8° Lordosierung mit Dämpfung im Kon-

trollschuh) (Tab. 1). Die komplett fehlende Dämpfung der getesteten Ballettschuhe entspricht dem Barfußgehen. Für Barfußlaufen ist ein Abrollverhalten bekannt, das als Vorfuß- bzw. Mittelfußaufsetzen beschrieben wurde und sich deutlich vom Laufen mit dämpfenden Sohlen abgrenzt [13]. Für den überstreckten Fußaufsatz in High-Heels muss ebenfalls ein Vorfuß- bzw. Mittelfußaufsetzen erwartet werden, sodass die Bedingungen eventuell nicht ausreichend stark kontrastieren könnten.

Schlussfolgerungen

Es wird festgehalten, dass die Erfassung des Lordosewinkels mithilfe biomechanischer Rückenoberflächenrekonstruk-

tionsverfahren als reproduzierbar qualifiziert werden dürfte: das Formetric-System in dieser Untersuchung, sowie die Medi-Mouse in jüngst veröffentlichten Studien [8]. Die Videorasterstereografie erlaubt zudem eine dynamische Testung, die als hilfreiche Erweiterung der sonst üblichen statischen Assessment-Verfahren betrachtet werden muss. Nicht nur, weil sich deutliche und systematische Unterschiede zwischen statischem und dynamischen Lordosewinkel ergeben haben, sondern auch, weil der Einfluss einer interindividuell variierenden Wirbelsäulenform gegebenenfalls durch eine statische oder dynamische Testung sensitiver aufgedeckt werden könnte.

Diese Voruntersuchung war geeignet, ein Design für eine Folgestudie

(RCT) zu verfeinern. Eine verstärkte Lordosierung durch das Tragen hochhackiger Schuhe wird als systematischer Effekt für wahrscheinlich gehalten, wenn konfundierende (Stör-) Effekte kovarianzanalytisch und methodisch kontrolliert werden können. 

Interessenkonflikt: Die Autoren erklären, dass kein Interessenkonflikt im Sinne der Richtlinien des International Committee of Medical Journal Editors besteht.

Korrespondenzadresse

Dr. med. Jan Schröder
Universität Hamburg
Bewegungswissenschaft
Abteilung Sportmedizin
Mollerstraße 2, 20148 Hamburg
jan.schroeder@uni-hamburg.de

Literatur

1. Liebig EM, Kothe R, Mannion AF et al.: The clinical significance of the lumbar lordosis: relationship between lumbar spinal curvature and low back pain [conference abstract]. Eur Spine J 2000; 9: 286
2. Bendix T, Sorenson SS, Klaussen K: Lumbar curve, trunk muscles, and the line of gravity with different heel heights. Spine 1984; 9: 223–227
3. Opila-Correia KA: Kinematics of high-heeled gait with consideration for age and experience of wearers. Arch Phys Med Rehabil 1990; 71: 905–909
4. Snow RE, Williams KR: High-heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion, and ground reaction forces. Arch Phys Med Rehabil 1994; 75: 568–576
5. Franklin ME, Chenier TC, Brauningner L et al.: Effect of positive heel inclination on posture. J Orthop Sports Phys Ther 1995; 21: 94–99
6. Cowley EE, Chevalier TL, Chockalingam N.: The effect of heel height on gait and posture: a review of the literature. J Am Podiatr Med Assoc 2009; 99: 512–518
7. Russel BS: The effect of high-heeled shoes on lumbar lordosis: a narrative review and discussion of the disconnect between Internet content and peer-reviewed literature. J Chiropract Med 2010; 9: 166–173
8. Russel BS, Muhlenkamp KA, Hoiriis KT et al.: Measurement of lumbar lordosis in static standing posture with and without high-heeled shoes. J Chiropract Med 2012; 11: 145–153
9. Drerup B, Hierholzer E: Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. Clinical Biomechanics 1994; 9: 28–36
10. Schröder J, Reer R, Mattes K: Biomechanische Diagnostik in der orthopädischen Praxis: Zur Zuverlässigkeit der Messung von Rumpfkraft und Haltung in der Behandlung von Rückenschmerzen. Orthopädische Praxis 2009; 45: 288–294
11. Opila KA, Wagner SS, Schiowitz S et al.: Postural alignment in barefoot and high-heeled stance. Spine 1988; 13: 542–547
12. de Lateur BJ, Giacconi RM, Questad K et al.: Footwear and posture: compensatory strategies for heel height. Am J Phys Med Rehabil 1991; 70: 246–254
13. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA et al.: Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. Nature 2010; 463: 531–535



Dickdarmprobleme?

IHR HOMÖOPATHISCHES ARZNEIMITTEL



PZN: 648 677 1

vitOrgan - unsere Zellkraft®

Herz heilt Herz, Niere heilt Niere...

Das Therapiekonzept der **Biomolekularen vitOrgan-Therapie (BvT)** besteht darin, kranken Organen mit Bestandteilen der entsprechenden gesunden Organe zu helfen. Die erkrankten Zellstrukturen sollen durch diese biologische Vitalisierung regeneriert werden.

vitOrgan Arzneimittelgruppe
Brunnwiesenstraße 21, 73760 Ostfildern/Stuttgart
Telefon (0711) 4 48 12-0, Telefax (0711) 4 48 12-41



www.vitOrgan.de

NeyDIL®Nr.33 D7 **Wirkstoff/ Zusammensetzung:** 1 Amp. (2 ml) enthält: **Arzneilich wirksamer Bestandteil:** Extractum lyophilisatum ex mucos. intestinal. crassi lysat. bovis fetal. Dil. D7 aquos. (HAB, V. 5b) 20 mg. **Sonstige Bestandteile:** Natriumchlorid 18,10 mg, Wasser für Injektionszwecke 1961,90 mg. **Gegenanzeigen:** Nicht anwenden bei einer bekannten Überempfindlichkeit gegen einen der Inhaltsstoffe des Arzneimittels. Bei Kinderwunsch oder Schwangerschaft und in der Stillzeit darf NeyDIL® Nr. 33 D7 nicht angewendet werden. **Nebenwirkungen:** In Ausnahmefällen kann es bei allergisch disponierten oder vorsensibilisierten Patienten unter der vorgeschlagenen Dosierung zu Übelkeit, Pulsbeschleunigung, Beklemmungsgefühl oder Exanthem kommen. Diese sind durch Antiallergika (Antihistaminika), gegebenenfalls Glucocorticoide, beherrschbar. Bei lokalen Reizerscheinungen sind entzündungshemmende Externa anzuwenden. **Anwendungsgebiete:** Registriertes homöopathisches Arzneimittel, daher ohne Angabe einer therapeutischen Indikation. Bei während der Anwendung des Arzneimittels fortdauernden Krankheitssymptomen ist medizinischer Rat einzuholen. **Gegenanzeigen:** Nicht anwenden bei Überempfindlichkeit gegen Eiweißbestandteile vom Rind. **Hinweise und Angaben zur Haltbarkeit des Arzneimittels:** Nicht über 25° C aufbewahren. Das Arzneimittel nach Ablauf des auf Behältnis und äußerer Umhüllung angegebenen Verfalldatums nicht mehr anwenden.