

Der Einfluss einer Schuheinlage aus Karbon auf die plantare Druckverteilung im Radschuh

Heiner Baur, Jan Hoffmann, Anne Reichmuth, Steffen Müller, Frank Mayer

Einleitung

Im Radsport sind Überlastungsbeschwerden ein häufiges Problem. So wird je nach untersuchtem Kollektiv abhängig vom Leistungs- und Aktivitätsniveau der Radsportler über eine Verletzungsinzidenzrate von 21 bis 94% pro Trainingsjahr berichtet [1–4]. Neben Rückenbeschwerden ist insbesondere die Knieregion (Iliotibiales Bandsyndrom, vorderer Knieschmerz) betroffen, die bei professionellen Radsportlern am häufigsten mit Trainingsreduktion und Trainingsausfall assoziiert ist [3]. Da die einwirkenden Kräfte auf die untere Extremität im Vergleich zum Gehen und Laufen geringer eingestuft werden, wird vermutet dass möglicherweise die repetitive Charakteristik der Belastung problematischer für die Beschwerdeentstehung einzuschätzen ist, als die Höhe der Belastung selbst [5]. Fußbezogene Beschwerden im Radsport sind Metatarsalgien, Achillessehnenbeschwerden und häufig durch Schuhe und deren Verschlussmechanismen hervorgerufene Taubheitsgefühle im Fußbereich [6, 7]. Die Entstehung von Überlastungsbeschwerden wird einer nicht optimalen Position auf dem Rad zugeschrieben [8, 9]. In Reviews werden zwar Maßnahmen zur Reduktion von überlastungsbedingten Beschwerden vorgeschlagen (Sitzposition optimieren [9], Schuh-Pedal-Interface optimieren [8], Fußposition ändern, um Bewegungsablauf zu optimieren [10–12]). Allerdings gibt es keine Studien, welche die Effektivität dieser Optimierungsstrategien zur Reduktion von Beschwerden oder deren Präventionspotenzial im Längsschnitt überprüfen [13]. Lediglich wenige Querschnittsuntersuchungen zu biomechanischen Effekten durch Radschuheinlagen sind bisher publiziert.

Eine aktuelle Studie analysierte Einflüsse verschiedener Fußbettungen (Varuskeile in Vor- oder Rückfuß) auf die Kinematik der unteren Extremität während der Pedalierbewegung auf dem Rad. Die Ergeb-

nisse zeigten im interindividuellen Vergleich keine systematischen Effekte. Lediglich ein statistisch nicht signifikanter „Trend“ hinsichtlich einer reduzierten Tibiinnenrotation durch Schuheinlagen konnte konstatiert werden. Intraindividuelle subjektspezifische Unterschiede zwischen den Einlagenkonditionen wurden jedoch verzeichnet und es wird deshalb ein individuelles Vorgehen in der Hilfsmittelversorgung von Radsportlern vorgeschlagen [12]. Eine erhöhte lokale Spitzendruckbelastung im Fuß wurde mit der Entstehung von Metatarsalgien und anderen fußbezogenen Beschwerden in Verbindung gebracht. Die Steifheit der Schuhsohle sowie die Konfiguration der Schuh/Pedal-Verbindung seien dabei beeinflussende Faktoren für die Druckbelastung des Fußes [8]. Jarboe & Quesada (2003) untersuchten deshalb die Effekte unterschiedlicher Schuhkonstruktionen (Karbonsohle vs. Kunststoffsohle) und konnten im Schuh mit der objektiv steiferen Sohle aus Karbon höhere Spitzendruckbelastungen im Vorfuß (+18%) im Vergleich zum Schuh mit Kunststoffsohle messen [14]. Gleichzeitig wird ein steifes Interface zwischen Fuß und Pedal (Schuh/Einlagenkombination, Orthese, Prothese, etc.) benötigt, um die entwickelte Kraft des Körpers möglichst ideal auf das Pedal übertragen zu können [15, 16].

Eine individualisierte Schuheinlagenversorgung sollte deshalb im Idealfall zusammen mit dem Schuh ein steifes Interface zwischen Fuß und Pedal bilden, gleichzeitig jedoch nicht zu einer erhöhten Druckbelastung direkt am Fuß führen. Dies sind spezifische Anforderungen an Material und Formgebung einer Radschuheinlage. Der Werkstoff Karbon wird in Schuhen für das normale Gehen zur Versteifung des Vorfußes eingesetzt [17]. Das sehr steife und dennoch leichte Material führt zu einer Gewichtsreduktion der Hilfsmittelversorgung [18]. Eine daraus gefertigtes Hilfsmittel ist dauerhaft einsetzbar und sehr widerstandsfähig, führt dabei jedoch

zu Mehrkosten in der Herstellung [19, 20]. Bisher beschäftigten sich Studien hauptsächlich mit dem Einsatz von Karbon bei Orthesenversorgungen [19, 21]. Noch nicht geklärt ist jedoch, ob Karbon als Werkstoff auch bei Schuheinlagen im Radschuh eingesetzt werden kann. Ziel der Untersuchung war deshalb die Analyse der Spitzendruckbelastung unter dem Fuß bei der Anwendung einer Radschuheinlage aus Karbon im Vergleich zu einer herkömmlichen Standardeinlegesohle.

Material und Methoden

Probanden

In die Studie wurden 11 gesunde männliche Probanden eingeschlossen (29±9 Jahre, 1,77±0,04 m, 68±5 kg). Alle Probanden betreiben Triathlon als Wettkampfsportart und verfügen über einen wöchentlichen Radtrainingsumfang von 6,2 ±3,6 h. Dazu kommen 9,0 ±6,2 h Alternativtraining (Langstreckenlauf, Schwimmen, allgemeines Athletiktraining). Die mittlere Fußlänge betrug links 0,262±0,008 m und rechts 0,262±0,009 m. Dies entspricht Schuhgröße EU 43. Der Einschluss erfolgte freiwillig. Es wurde von allen Teilnehmern eine „Informed Consent Form“ unterschrieben, die nach GCP-Richtlinien und Vorgaben der universitären Ethikkommission erstellt wurde. Ein internistischer und orthopädischer Check-up schloss Beschwerden und akute Infekte aus. Somit waren alle Probanden fähig das Testprotokoll zu absolvieren.

Protokoll

Die Probanden wurden auf einem Fahrradergometer (Lode Excalibur Sport, Lode B.V., Groningen, NL) mit einem ihrer Fußlänge entsprechenden Standardradschuh in Größe 43 (Sidi Genius 4, Sidi Sport Srl, Maser/Treviso, IT) mit Klickpedalfixierung getestet (System SPD, Pedal PDM324 mit Doppelfunktion, Shimano, Sakai, Osa-

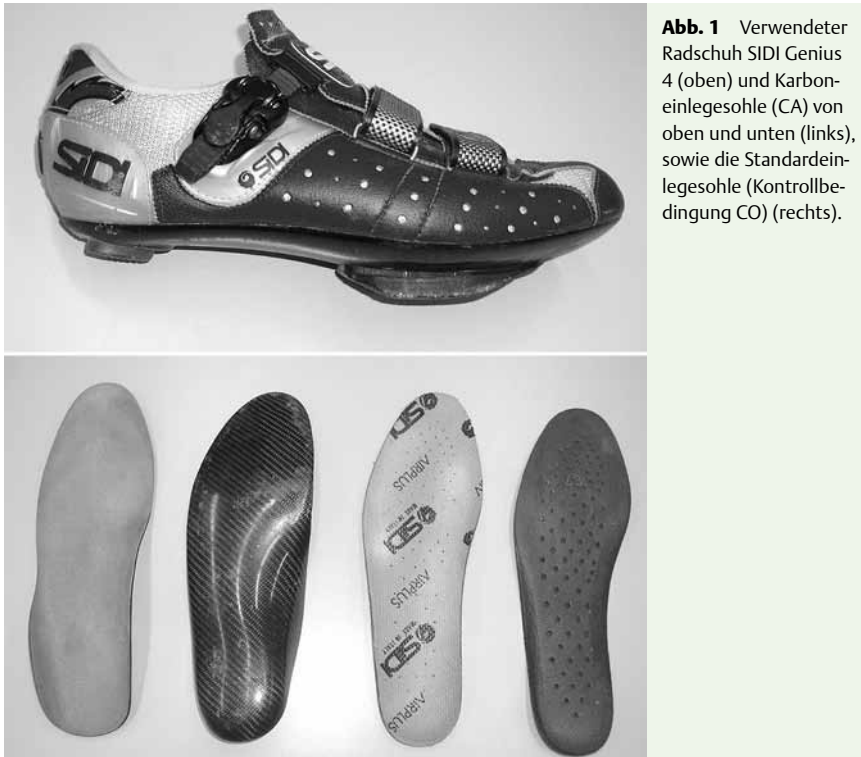


Abb. 1 Verwendeter Radschuh SIDI Genius 4 (oben) und Karbon-einlegesohle (CA) von oben und unten (links), sowie die Standardeinlegesohle (Kontrollbedingung CO) (rechts).

ka, JP). In randomisierter Reihenfolge trugen die Probanden entweder den Schuh mit der Standardeinlegesohle aus perforiertem thermoplastisch geformtem EVA (Abb. 1 Kontrollkondition CO) oder den Schuh mit einer Schuheinlegesohle aus Karbon (Kondition CA) (Technische Orthopädie Volkery, Unna, DE). Die Karbonsohle wurde im Prepreg-Verfahren aus 6 Lagen Karbonfaser (Easypreg, Exact Plastics, Bröckel, DE) mit 4 multidirektionalen Glasfaserzwischenlagen über einen Standardleisten geformt. Die Karbonlagen sind primär im Verlauf der Kraftübertragung angeordnet. Sie nehmen gestaffelt lagenweise in Richtung Vorfuß ab und richten sich zum lateralen Fußrand aus. Eine Schalenform in der Ferse, eine Längswölbeanhebung (30 mm) und eine leichte Außenrandhöhung im Vorfuß (3mm) bildeten Funktionselemente in der Karbonsohle. Ein Alcantara-Microfaserbezug (2mm) bildet die Kontaktfläche zum Fuß. Diese Experimentalkondition ist bezüglich der Sprengung an den Schuh angepasst und verfügt über die gleiche Materialstärke wie die Standardeinlegesohle (4 mm) und führt damit nicht zu einer Veränderung des Schuhinnenvolumens.

Der Fahrradergometer wurde zunächst bezüglich der Sitzposition von jedem Probanden individuell analog der Sitzposition auf dem Trainingsrad adjustiert. Danach erfolgte eine standardisierte Erwärmung (Leistung/Intensität: 80 Watt [W],

Trittfrequenz 90 „rotations per minute“ [rpm], Dauer 15 Min.). Anschließend absolvierten die Probanden je Schuhkondition 2 Tests bei 200 W (bei einer Trittfrequenz von 60 und 90 rpm und 2 Tests bei 300 W [ebenfalls bei 60 und 90 rpm] in jeweils randomisierter Abfolge. Abschließend erfolgte ein 3-minütiges Cool-down bei 50 W und 90 rpm. Während der Tests wurde bei konstanter Trittfrequenz jeweils für 25 s die plantare Druckverteilung im Schuh gemessen (pedar-X, Novel, München, DE). Das normalerweise zur Gang- und Laufanalyse verwendete In-Schuh-Sohlenmesssystem wurde aufgrund der zu erwartenden niedrigeren Spitzendruckbelastungen speziell kalibriert. Analog zu dem von Jarboe et al. 2003 vorgeschlagenen Procedere wurden mithilfe der Kalibrationseinheit des Herstellers (trublu, Novel, München, DE) die Messsohlen für einen Messbereich von 0–250 kPa kalibriert (vgl.: vorgeschlagener Kalibrationsbereich für die Ganganalyse: 0–600 kPa) [14, 15, 22].

Nach der Datenaufzeichnung mit der Herstellersoftware (pedar-x-expert, Version 11.3.12, Novel, München, DE) erfolgte ein ASCII-Export der Daten. Ein speziell konfiguriertes Datenblattmodul (Microsoft Excel, Redmond, US) erlaubte das Auslesen der Spitzendruckwerte pro Trittzklus. Als Messgröße diente der gemittelte Spitzendruck aus 30 Trittzklus. Dieser Mittelwert wurde pro Proband und Mess-

kondition für den Gesamtfuß, den Rückfuß, den Mittelfuß, den Vorfuß (gesamter Vorfuß; lateraler Vorfuß, zentraler Vorfuß, medialer Vorfuß) und den Zehenbereich erfasst und in eine Statistikdatenbank überführt (JMP Version 5.0.1, Cary, US).

Die Ergebnisse werden deskriptiv (Mittelwert, Standardabweichung, Upper und Lower 95%-Konfidenzintervall) dargestellt. Mittels dreifaktoriellen ANOVAs (Kondition, Trittfrequenz, Leistung) mit Messwertwiederholung ($\alpha=0,05$) wurde der Einfluss der Einlagenbedingung auf die Spitzendruckbelastung im Gesamtfuß (Hauptfragestellung) und in verschiedenen Fußarealen (Rückfuß, Mittelfuß, Vorfuß, Zehenbereich) geprüft.

Ergebnisse

Zunächst wurde untersucht, ob möglicherweise Seitenunterschiede zwischen linker und rechter Extremität auftraten. Dies war nicht der Fall ($p=0,36$). Deshalb beinhaltet die folgende Ergebnisdarstellung die gemeinsame Betrachtung von Spitzendruckwerten beider Extremitäten.

Gesamtfuß

Für den Gesamtfuß ergaben sich im Mittel bei 200 W Spitzendruckwerte im Bereich von 70–75 kPa. Bei 300 W lagen die Spitzendruckwerte im Bereich von 85–110 kPa (Abb. 2). Die Spitzendruckbelastung war mit der Karbonsohle um 4,1% gegenüber der Standardeinlegesohle geringer. Die Analyse der Hauptfragestellung nach dem Einfluss der Karboneinlage auf den Spitzendruck im Gesamtfuß zeigte im Vergleich zur Standardeinlegesohle (Faktor Einlage) jedoch keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p=0,10$, Tab. 1). Innerhalb der dreifaktoriellen ANOVA ergaben sich signifikante Effekte für die beiden Faktoren Leistung und Trittfrequenz: Die Spitzendruckwerte bei 300 W lagen höher als bei 200 W ($p<0,001$) und bei 60 rpm waren die Spitzendruckwerte ebenfalls höher als bei 90 rpm ($p<0,001$) (Abb. 2).

Rück-, Mittel-, Vorfuß und Zehenbereich

Bei deskriptiver Betrachtung der verschiedenen Fußareale wurden im Vorfuß mit mittleren Spitzendruckbelastungen im Bereich von 79 bis 85 kPa die höchsten

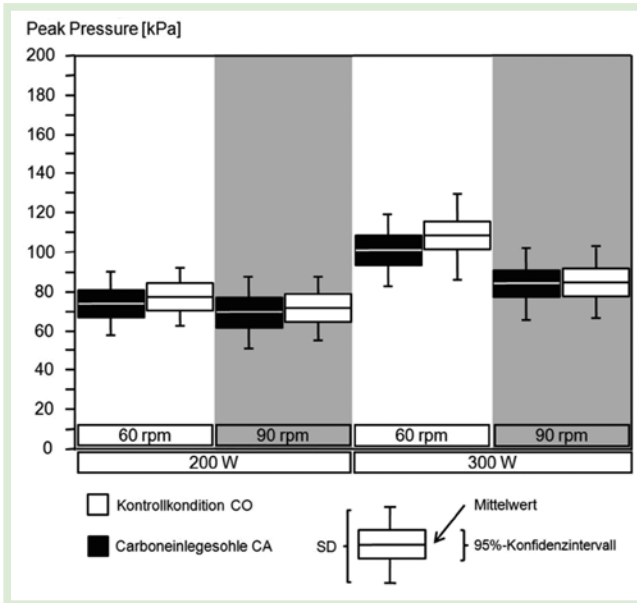


Abb. 2 Spitzendruckbelastung [kPa] im Gesamtfuß pro Schuheinlagenkondition (CA = Karboneinlegesohle, CO = Kontrolleinlage) bei 60 und 90 rpm sowie bei 200 W und 300 W.

Spitzendruckwerte verzeichnet. Daneben ist der Zehenbereich als die am zweithöchsten belastete Region, mit Werten von circa 51 bis 59 kPa bereits erheblich weniger Druckbelastung ausgesetzt. Dagegen ist der Mittelfußbereich mit 38–47 kPa und der Rückfuß mit Werten von 26 bis 31 kPa nur gering belastet (◉ Tab. 1).

Die differenzierte Analyse in den verschiedenen Fußbereichen zeigte im Gegensatz zur Analyse im Gesamtfuß jeweils statistisch signifikante Unterschiede für den Faktor Einlage (◉ Tab. 1). Im Rückfuß ergab sich eine Spitzendruckreduktion von 16,6% durch die Karboneinlage, ($p < 0,001$). Im Mittelfuß sorgte die Experimentalkondition CA für eine Reduktion der Spitzendruckbelastung um 20%. Der Spitzendruck in dem am höchsten belasteten Vorfußbereich war bei Einsatz der Karboneinlage um 5,9% reduziert ($p = 0,03$). Dagegen erhöhte sich die Spitzendruckbelastung im Zehenbereich durch die Karboneinlage um 16,2% ($p < 0,001$) (◉ Tab. 1).

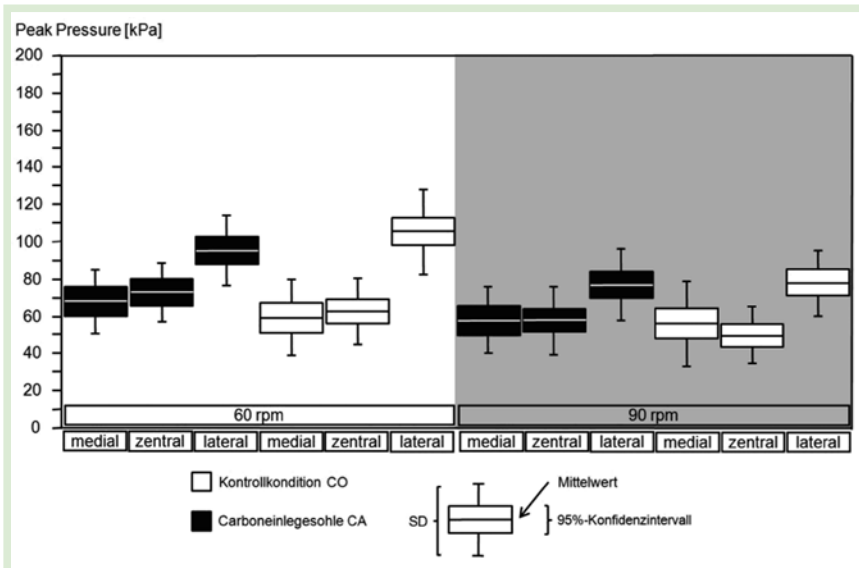


Abb. 3 Spitzendruckbelastung [kPa] in den Vorfußarealen medialer Vorfuß, zentraler Vorfuß, lateraler Vorfuß pro Schuheinlagenkondition (CA = Karboneinlegesohle, CO = Kontrolleinlage) bei 60 und 90 rpm und 300 W.

Vorfuß differenziert

Bei differenzierter Betrachtung des Vorfuß zeigt sich unabhängig von der Einlagenkondition, der Trittfrequenz oder der Leistung eine nahezu gleich hohe Spitzendruckbelastung für den medialen und den zentralen Vorfuß. Demgegenüber ist der laterale Vorfuß erhöhter Druckbelastung ausgesetzt. Die ◉ Abb. 3 verdeutlicht dies in der Darstellung der Spitzendruckwerte pro Kondition und Trittfrequenz bei der getesteten Leistung von 300 W.

Der prozentuale Anstieg der Spitzendruckwerte von medial und zentral nach lateral beträgt bei der Karboneinlegesohle im Mittel 34% und bei der Kontrollkondition im Mittel 59%.

Diskussion

Die Untersuchung prüfte den Einfluss einer Schuheinlage aus Karbon auf die Spitzendruckbelastung des Fußes im Radschuh während des Pedalierens. Dies wurde im Vergleich zu einer herkömmlichen Standardeinlegesohle eines handelsüblichen Radschuhs getestet. Die Spitzendruckbelastung im Gesamtfuß war mit Karboneinlegesohle um 4% gegenüber der Standardeinlegesohle reduziert, ohne jedoch statistische Signifikanz aufzuweisen.

Tab. 1 Mittlere Spitzendruckbelastung [kPa] pro Fußareal und Schuheinlagenkondition (CA = Karboneinlegesohle, CO = Kontrolleinlage – Standard).

Fußbereich	Kondition	Mittelwert [kPa]	SD	Lower 95%-Konfidenzintervall	Upper 95%-Konfidenzintervall	p-Wert
Gesamtfuß	CA	82,4	21,1	77,6	87,1	0,10
	CO	85,9	22,6	81,3	90,6	
Rückfuß	CA	26,2	7,4	24,2	28,1	<0,01
	CO	31,4	10,1	29,5	33,3	
Mittelfuß	CA	37,6	12,2	34,5	40,7	<0,001
	CO	47,0	16,3	44,0	50,1	
Vorfuß	CA	79,7	22,8	74,7	84,7	0,03
	CO	84,7	23,7	79,8	89,6	
Zehenbereich	CA	59,4	21,1	55,2	63,6	<0,001
	CO	51,1	17,6	47,1	55,2	

Zusammenfassung

Hintergrund: Zur Reduktion von Überlastungsbeschwerden im Radsport werden verschiedene Equipment-Interventionen (Optimierung Sitzposition, Optimierung Schuh/Einlage/Pedalkombination, etc.) empfohlen. Allerdings fehlen weitgehend Studien über klinische oder biomechanische Effekte der genannten Maßnahmen. Schuheinlagen aus Karbon können eine Möglichkeit sein, das Interface zwischen Fuß und Pedal zu optimieren. Ziel der Studie war deshalb die Analyse der plantaren Druckverteilung unter dem Fuß bei der Anwendung einer Radschuhleinlage aus Karbon im Vergleich zu einer herkömmlichen Standardeinlegesohle. **Material und Methoden:** 11 beschwerdefreie Triathleten (29±9 Jahre, 1,77±0,04 m, 68±5 kg) wurden auf einem Radergometer bei einer Trittfrequenz von 60 und 90 rpm („rotations per minute“) bei 200 W und 300W gemessen. Dabei

trugen die Probanden in randomisierter Reihenfolge einen Radschuh mit handelsüblicher Einlegesohle (Kontrolle CO) oder den Radschuh mit einer Schuheinlage aus Karbon (CA). Erfasst wurde der mittlere Spitzendruck aus 30 Trittzyklen im Gesamtfuß und in einzelnen Fußregionen (Rück-, Mittel-, Vorfuß [medial, zentral, lateral] und Zehenbereich). Dreifaktorielle ANOVAs (Faktor Einlage, Trittfrequenz, Leistung) mit Messwertwiederholung ($\alpha=0,05$) dienten zur Prüfung der Hauptfrage nach dem Einfluss der Einlagenkondition auf die plantare Spitzendruckbelastung. **Ergebnisse:** Die Spitzendruckbelastung im Gesamtfuß lag im Mittel bei 200 Watt (W) im Bereich von 70–75 kPa (300 W: 85–110 kPa). Die Spitzendruckbelastung war mit der Karbonsohle um 4,1% gegenüber der Standardeinlegesohle reduziert. ($p=0,10$). Bei Betrachtung der spezifischen Fußareale war der Spitzen-

druck bei CA im Rück- (-16,6%, $p<0,001$), Mittel- (-20,0%, $p<0,001$) und Vorfuß (-5,9%, $p<0,03$) gegenüber CO verringert. Im Zehenbereich war der Spitzendruck in CA gegenüber CO um +16,2% erhöht ($p<0,001$). Innerhalb des Vorfuß zeigte sich der Spitzendruck im lateralen Vorfuß sowohl bei CA (+34%) als auch bei CO (+59%) gegenüber dem medialen und zentralen Vorfuß erhöht. **Schlussfolgerung:** Karbon kann als Fertigungswerkstoff in der Schuheinlagenversorgung im Radsport eingesetzt werden. Die plantare Fußsohle wird durch das steife Material gegenüber einer Standardeinlegesohle nicht übermäßig belastet. Bei individueller Anpassung an die Fußform können möglicherweise Fußregionen bei Bedarf sogar entlastet werden. **Schlüsselwörter:** In-Schuh Sohlenmesssystem, Karbon, Plantare Druckverteilung, Radsport, Schuheinlage

Influence of Carbon Fiber Foot Orthoses on Plantar Pressure Distribution in Cycling

Background: Several equipment interventions like optimizing seat position or optimizing shoe/insole/pedal interface are suggested to reduce overuse injury in cycling. Data analyzing clinical or biomechanical effects of those interventions is sparse. Foot orthoses out of carbon fiber are one possibility to alter the interface between foot and pedal. The aim of this study was therefore to analyze plantar pressure distribution in carbon fiber foot orthoses in comparison to standard insoles of commercially available cycling shoes. **Materials and Methods:** 11 pain-free triathletes (Age: 29±9, 1.77±0.04 m, 68±5 kg) were tested on a cycle ergometer at 60 and 90 rotations per minute (rpm) at workloads of 200 and 300 Watts. Sub-

jects wore in randomized order a cycling shoe with its standard insole (control condition CO) or the shoe with carbon fiber foot orthoses (Condition CA). Mean peak pressure out of 30 movement cycles were extracted for the total foot and specific foot regions (rear, mid, fore foot (medial, central, lateral) and toe region). Three-factor ANOVAs (factor foot orthoses, rpm, workload) for repeated measures ($\alpha=0.05$) were used to analyze the main question of a foot orthoses effect on peak in-shoe plantar pressure. **Results:** Peak pressures in the total foot were in a range of 70–75 kPa for 200 Watts (W) (300 W: 85–110 kPa). The carbon fiber foot orthoses reduced peak pressures by -4,1% compared to the standard insole

($p=0,10$). In the foot regions rear (-16,6%, $p<0.001$), mid (-20,0%, $p<0.001$) and fore foot (-5.9%, $p<0.03$) CA reduced peak pressure compared to CO. In the toe region, peak pressure was higher in CA (+16,2%) compared to CO ($p<0,001$). The lateral fore foot showed higher peak pressures in CA (+34%) and CO (+59%) compared to medial and central fore foot. **Conclusion:** Carbon fiber can serve as a suitable material for foot orthoses manufacturing in cycling. Plantar pressures do not increase due to the stiffness of the carbon. Individual customization may have the potential to reduce peak pressure in certain foot areas. **Keywords:** Carbon, Cycling, Foot orthoses, In-shoe measurement, Plantar Pressure Distribution

Die gemessenen Spitzendruckwerte liegen bei 300 W mit 95–110 kPa etwas unter den in der Literatur beschriebenen Vergleichswerten von Jarboe & Quesada (2003) [14]. Dort wurde eine Range von 103 bis 121 kPa gemessen. Allerdings wurde dort auch bei einer Leistung von 400 W geprüft. In dieser Untersuchung wurden auch keine Seitendifferenzen festgestellt [14]. Die Reduktion der Spitzendruckwerte bei gleichbleibender Leistung und höherer Trittfrequenz erscheint plausibel, da bei gleichbleibender belaste-

ter Fläche unter dem Fuß die notwendige Kraft pro Trittzzyklus sinkt. Ebenso ist der Anstieg der Spitzendruckbelastung bei gleichbleibender Trittfrequenz und Erhöhung der Leistung (von 200 W nach 300 W) folgerichtig, da pro Trittzzyklus mehr Kraft auf das Pedal gebracht werden muss. Die vorliegenden Messungen spiegeln damit grundlegende physikalische Gesetzmäßigkeiten wider und bestätigen Befunde in der Literatur [23]. Es zeigte sich ebenfalls, dass im Vorfuß relevante Spitzendrücke entstehen und die anderen

Fußregionen weit weniger belastet werden [14, 15, 23]. Die Daten der vorliegenden Untersuchung können somit als valide bewertet werden.

Bei Betrachtung der einzelnen Fußregionen zeigt sich im Rück-, Mittel-, und Vorfuß jeweils eine Reduktion der Belastung durch die Karboneinlegesohle im Vergleich zur normalen Standardeinlegesohle. Dies kann möglicherweise, zumindest in Rück- und Mittelfuß, an der dreidimensionalen Ausformung der Interventions-

einlage liegen (Schalenform im Rückfuß, Längsgewölbeanhebung im Mittelfuß). Die Belastung wird dadurch auf eine größere Fläche verteilt, was die Spitzendruckbelastung sinken lässt. Eine Anformung der Schuheinlage an die individuelle Fußform kann diesen Effekt möglicherweise verstärken. Obwohl die Effekte durch die Karboneinlage zu einem statistisch signifikanten Unterschied führen, kann angemerkt werden, dass die Unterschiede im Bereich von < 20% sind und somit deren klinische Relevanz kritisch zu hinterfragen ist.

Die Karboneinlage sorgte bei differenzierter Betrachtung der Vorfußregionen für einen leichten Ausgleich der Druckverteilung zwischen medialem, zentralem und lateralem Vorfuß, wenngleich die gleiche Charakteristik mit höchster Belastung im lateralen Vorfuß wie mit der Standardsohle erhalten bleibt. Dies steht im Gegensatz zu den Ergebnissen von Sanderson et al. (2000). Dort wurden die höchsten Belastungen unter MFK I gemessen [23]. Im Sinne einer effektiven Übertragung der Kraft auf das Pedal ist mit Sicherheit die höchste Belastung im medialen Vorfuß anzustreben. Dabei muss der intrinsische Zusammenhang von Fuß(form), Schuh(form) und Pedalkonfiguration beachtet werden [23]. Eine individualisierte Versorgung mit Abformung der Vorfußform unter Last kann das angestrebte Belastungsprofil erreichen [15].

Vergleicht man die gemessenen Spitzendruckwerte im Radschuh mit anderen Belastungsformen, so sind in absoluter Hinsicht die Spitzendruckwerte in beiden Schuhkonditionen als gering einzustufen. Die Werte sind vergleichbar mit Spitzendrücken wie sie bei Kleinkindern im Gang auftreten [24]. Bei Erwachsenen können im Gehen und Laufen bis zum mehr als 3-Fachen der Spitzendruckwerte im Schuh auftreten [25, 26]. Bei dynamischen Bewegungen (run, cut, sprint, kick) steigen die Druckwerte sogar bis zum 6-Fachen der Druckbelastung im Radschuh [27]. Es kann daher die Frage gestellt werden, ob die im Radschuh bei mittlerer Leistung gemessenen Werte trotz des repetitiven Charakters ursächlich für Beschwerden sind [5]. Dies ist im besten Fall durch prospektive Daten zu beantworten, die bisher nicht verfügbar sind.

Zu den Limitationen der Studie gehört sicher der moderate Workload-Bereich in dem gemessen wurde (200–300 W). Zu-

mindest kurzfristig können sowohl im Mountainbikesport, im Straßenradsport und insbesondere im Bahnrad sport weit höhere abgegebene Leistungen resultieren [28–30]. Gleiches gilt für die gemessenen Trittfrequenzen, die insbesondere in Sprintsituationen und auf der Radbahn weit über die gemessenen 90 rpm hinausgehen [29]. Die Aussagekraft der Ergebnisse für den Freizeitrad sport bleibt dennoch erhalten. Eine weitere Limitation der Untersuchung ist die Intervention mit einer standardisierten Karboneinlagenkondition. Differenzierte Ergebnisse sind sicher durch die Untersuchung individualisierter Hilfsmittelversorgungen zu erwarten. Die Studie soll jedoch ein erster Schritt zur Abschätzung des Potenzials von Karbon als Werkstoff für Radschuh einlagen sein.

Schlussfolgerung

▼ Karbon kann als Werkstoff für Radschuh einlagenversorgungen gut eingesetzt werden. Die plantare Fußsohle wird durch das steife Material nicht übermäßig belastet. Bei individueller Anpassung an die Fußform können möglicherweise Fußregionen bei Bedarf sogar entlastet werden.

Interessenkonflikt

▼ Es besteht kein Interessenkonflikt

Literatur

- 1 Dannenberg AL, Needle S, Mullady D et al. Predictors of injury among 1638 riders in a recreational long-distance bicycle tour: Cycle Across Maryland. *Am J Sports Med* 1996; 24: 747–753
- 2 Wilber CA, Holland GJ, Madison RE et al. An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists. *Int J Sports Med* 1995; 16: 201–206
- 3 Clarsen B, Krosshaug T, Bahr R. Overuse injuries in professional road cyclists. *Am J Sports Med* 2010; 38: 2494–2501
- 4 Weiss BD. Nontraumatic injuries in amateur long distance bicyclists. *Am J Sports Med* 1985; 13: 187–192
- 5 Farrell KC, Reisinger KD, Tillman MD. Force and repetition in cycling: possible implications for iliotibial band friction syndrome. *Knee* 2003; 10: 103–109
- 6 Schweltnus MP, Derman EW. Common injuries in cycling: prevention, diagnosis and management. *SA Fam Pract* 2005; 47: 14–19
- 7 Mellion MB. Common cycling injuries. Management and prevention. *Sports Med* 1991; 11: 52–70
- 8 Gregor RJ, Wheeler JB. Biomechanical factors associated with shoe/pedal interfaces. Im-

- lications for injury. *Sports Med* 1994; 17: 117–131
- 9 Silberman MR, Webner D, Collina S et al. Road bicycle fit. *Clin J Sport Med* 2005; 15: 271–276
 - 10 Faria IE. Applied physiology of cycling. *Sports Med* 1984; 1: 187–204
 - 11 Sanner WH, O'Halloran WD. The biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries. *J Am Podiatr Med Assoc* 2000; 90: 354–376
 - 12 O'Neill BC, Graham K, Moresi M et al. Custom formed orthoses in cycling. *J Sci Med Sport* 2011; 14: 529–534
 - 13 Dettori NJ, Norvell DC. Non-traumatic bicycle injuries: a review of the literature. *Sports Med* 2006; 36: 7–18
 - 14 Jarboe NE, Quesada PM. The effects of cycling shoe stiffness on forefoot pressure. *Foot Ankle Int* 2003; 24: 784–788
 - 15 Baur H, Stapelfeldt B, Hirschmuller A et al. Functional benefits by sport specific orthoses in a female paralympic cyclist: a case report. *Foot Ankle Int* 2008; 29: 746–751
 - 16 Childers WL, Kistenberg RS, Gregor RJ. Pedaling Asymmetries in Cyclists with Unilateral Transtibial Amputation: Effect of Prosthetic Foot Stiffness. *J Appl Biomech* 2011; 27: 314–321
 - 17 Ibuki A, Bach T, Rogers D et al. An investigation of the neurophysiologic effect of tone-reducing AFOs on reflex excitability in subjects with spasticity following stroke while standing. *Prosthet Orthot Int* 2010; 34: 154–165
 - 18 Granata C, De Lollis A, Campo G et al. Analysis, design and development of a carbon fibre reinforced plastic knee-ankle-foot orthosis prototype for myopathic patients. *Proc Inst Mech Eng H* 1990; 204: 91–96
 - 19 Brehm MA, Beelen A, Doorenbosch CA et al. Effect of carbon-composite knee-ankle-foot orthoses on walking efficiency and gait in former polio patients. *J Rehabil Med* 2007; 39: 651–657
 - 20 Hachisuka K, Arai K, Arai M. Carbon fibre reinforced plastic knee-ankle-foot orthosis with a partially flexible thigh cuff: a modification for comfort while sitting on a toilet seat. *Prosthet Orthot Int* 2007; 31: 133–137
 - 21 Faustini MC, Neptune RR, Crawford RH et al. Manufacture of Passive Dynamic ankle-foot orthoses using selective laser sintering. *IEEE Trans Biomed Eng* 2008; 55: 784–790
 - 22 Rozema A, Ulbrecht JS, Pammer SE et al. In-shoe plantar pressures during activities of daily living: implications for therapeutic footwear design. *Foot Ankle Int* 1996; 17: 352–359
 - 23 Sanderson DJ, Hennig EM, Black AH. The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *J Sports Sci* 2000; 18: 173–181
 - 24 Bosch K, Gerss J, Rosenbaum D. Development of healthy children's feet-nine-year results of a longitudinal investigation of plantar loading patterns. *Gait Posture* 2010; 32: 564–571

- 25 Fiedler KE, Stuijzand WJ, Harlaar J et al. The effect of shoe lacing on plantar pressure distribution and in-shoe displacement of the foot in healthy participants. *Gait Posture* 2011; 33: 396–400
- 26 Rethnam U, Makwana N. Are old running shoes detrimental to your feet? A pedobarographic study. *BMC Res Notes* 2011; 4: 307
- 27 Eils E, Streyl M, Linnenbecker S et al. Characteristic plantar pressure distribution patterns during soccer-specific movements. *Am J Sports Med* 2004; 32: 140–145
- 28 Stapelfeldt B, Schwirtz A, Schumacher YO et al. Workload demands in mountain bike racing. *Int J Sports Med* 2004; 25: 294–300
- 29 Craig NP, Norton KI. Characteristics of track cycling. *Sports Med* 2001; 31: 457–468
- 30 Vogt S, Roecker K, Schumacher YO et al. Cadence-power-relationship during decisive mountain ascents at the Tour de France. *Int J Sports Med* 2008; 29: 244–250

Heiner Baur^{1,2}
Jan Hoffmann¹
Anne Reichmuth¹
Steffen Müller¹
Frank Mayer¹

¹Hochschulambulanz der Universität Potsdam, Sportmedizin und Sportorthopädie, Universität Potsdam, Deutschland
²Berner Fachhochschule, Gesundheit, aF&E Physiotherapie, Bern, Schweiz

Korrespondenzadresse:
Heiner Baur
Bern University of Applied Sciences
Health, aR&D Physiotherapy
Murtenstrasse 10
CH-3008 Bern, Switzerland
E-Mail: heiner.baur@bfh.ch