

Erfassung biomechanischer Belastungen und Asymmetrien bei Nachwuchs-Eliteläufern mithilfe mehrachsiger Inertialsensoren

Olaf Ueberschär¹, Julia Roediger¹, Daniel Fleckenstein^{1,2}, Frank Warschun¹, Nico Walter¹, Matthias W. Hoppe^{3,4}

¹Institut für Angewandte Trainingswissenschaft (IAT), Marschnerstraße 29, 04109 Leipzig

²Deutscher Leichtathletik-Verband, Alsfelder Str. 27, 64289 Darmstadt

³Institut für Sportwissenschaft, Universität Wuppertal, Fuhlrottstraße 10, 42119 Wuppertal

⁴Klinikum Osnabrück, Am Finkenhügel 1, 49076 Osnabrück

Zusammenfassung

Problemstellung: Trotz ihrer gesundheitsförderlicheren Aspekte bedingt die Sportart Laufen eine erhebliche muskuloskeletale Beanspruchung. Die Inzidenz von Überlastungsverletzungen fällt entsprechend hoch aus, wobei statistisch u. a. die Schienbeine als häufige Verletzungslokalisation in Erscheinung treten. Die Erfassung tibialer Beschleunigungen gilt als etabliertes indirektes Messverfahren zur Ermittlung von Stauchungskräften. Unter Kenntnis der individuell auftretenden tibialen Belastung kann der Trainer bzw. Therapeut die mit einem Trainingsprogramm einhergehende biomechanisch-orthopädische Beanspruchung besser auf den jeweiligen Sportler bzw. Patienten abstimmen.

Lösungsansatz und Methodik: Es wurden handelsübliche, funkbasierte 9-achsige Inertialsensoren (3D-Akzelerometer, 3D-Gyroskope und 3D-Magnetometer) an die distalen Schienbeine (2x), den Kreuzbeinbereich (1x) sowie die Schulterblätter (2x) von 45 gesunden Nachwuchs-Eliteläufern nicht-invasiv angebracht. Mit ihnen wurden die tibialen, sakralen und skapularen Stauchungsbelastungen sowie deren Dämpfung und seitliche Asymmetrien bei Laufgeschwindigkeiten von 14 bis 16 km h⁻¹ rückwirkungsfrei auf einem motorisierten Laufband gemessen.

Ergebnisse: Es wurden mittlere tibiale Spitzenbeschleunigungen von 14±3 bis 16±3 g bei 14 bis 16 km h⁻¹ ermittelt. Die entsprechenden Spitzenwerte an Kreuzbein und den Schultern betragen 4±1 g bis 5±1 g (d. h. 32±8 % der Schienbeinbelastung) bzw. 4±1 g (27±6 %). Die beobachteten lateralen Asymmetrien der tibialen und skapularen Beschleunigungen beliefen sich im Absolutwert-Mittel auf 9±8 % (95. Perzentile: 24 %) bzw. 9±10 % (32 %).

Schlussfolgerungen: Inertialsensoren in Form von vollintegrierten Smart Systems stellen einen vielversprechenden Ansatz für die Erfassung biomechanischer Belastungen und Asymmetrien für orthopädische und bewegungswissenschaftliche Fragestellungen unter Feldbedingungen dar. Mithilfe der Orientierungswerte, wie sie in der vorliegenden Arbeit präsentiert werden, könnten Inertialsensoren zukünftig zur Verletzungsprophylaxe und Laufeffizienzoptimierung eingesetzt werden.

Schlagworte: Akzelerometer; tibiale, sakrale, skapulare Beschleunigung; Stoßdämpfung, Asymmetrie

1 Einleitung

Der (Langstrecken-)Lauf gehört als olympische Kernsportart zu den weltweit populärsten Freizeitsportarten, sicherlich auch aufgrund des niederschweligen und kostengünstigen Zugangs, des schnell erlebbaren Fitnesszuwachses und des enormen gesundheitsförderlichen Aspekts [1-3]. Aus allgemeinmedizinischer Sicht trägt die Sportart Laufen durch die einhergehende ganzkörperliche Belastung und einen

mittleren bis hohen kardiovaskulären Reiz wesentlich zur Gesunderhaltung bei. Die weitläufige Annahme eines vergleichsweise geringen Verletzungsrisikos bestätigt sich statistisch jedoch nicht [1, 2, 4]. Tatsächlich geht aus epidemiologischen Studien hervor, dass Laufen ein nicht unerhebliches orthopädisches Verletzungsrisiko infolge der erheblichen biomechanischen Beanspruchung des muskuloskeletalen

Systems birgt [1, 2, 4, 5]. Vor allem in Trainingsphasen hoher Laufumfänge erweisen sich die unteren Extremitäten als anfällig für orthopädische Leiden. Jenseits eines „kritischen“ (individuellen) wöchentlichen Trainingspensums von ca. 60 km steigt das Risiko einer Überlastungsverletzung nachweislich. In der Wettkampfvorbereitung werden von Spitzenathleten jedoch bis zu 150–200 Wochenkilometer zurückgelegt [5, 6]. Verschiedene epidemiologischen Arbeiten haben ergeben, dass zwischen 27 % bis 70 % der Freizeit- und Wettkampfläufer im Jahresverlauf eine Überlastungsverletzung erleiden [6, 7]. Dabei gehören das Kniegelenk, die Achillessehne und das Schienbein zu den häufigsten Verletzungslokalisationen [2, 6, 7].

Die an den Schienbeinen auftretenden Beschleunigungen werden von Sportmedizinern und Bewegungswissenschaftlern als valides Maß für die auftretenden biomechanischen (Stauchungs-)Belastungen angesehen [8]. Obwohl die Messung jener tibialen Beschleunigungen letztlich nur eine indirekte Abschätzung der auf Knochen und Bindegewebe wirkenden Kräfte ermöglicht, liefert sie dennoch eine direktere Aussage über die Schienbeinbelastung als der konventionelle Ansatz mittels dynamometrisch erfasster Bodenreaktionskräfte [9].

Je nach Kontext werden entweder der Betrag $a \equiv |\vec{a}|$ des dreiachsigen Beschleunigungsvektors $\vec{a} \equiv (a_x, a_{ML}, a_{AP})^T$ oder seine drei Komponenten entlang der ausgewiesenen anatomischen Achsen betrachtet, d. h. die axiale (a_x), die medio-laterale (a_{ML}) und die anterior-posteriore (a_{AP}) Komponente. Entsprechend gilt die

Beziehung $a = \sqrt{a_x^2 + a_{ML}^2 + a_{AP}^2}$ [8].

In Hinblick auf die Stauchungsweiterleitung im Körper liefern die im Moment des ersten Bodenkontaktes im Schrittzyklus (Impact-Moment) an Becken und Schultern gemessenen „Rest-Beschleunigungen“ in Relation zur Schienbeinbeschleunigung wertvolle biomechanische Einblicke: Anhand dieser „Stoßdämpfungskaskade“ von den Füßen bis zu den Schultern können belastbare Aussagen über die Steifigkeit der unteren Extremitäten unter Beteiligung von Sprunggelenk, Knie- und Hüftgelenk, über die Rumpfstabilität, die sportliche Leistungsfähigkeit und auch über den körperlichen Erschöpfungszustand des Läufers abgeleitet werden. Die Rolle der Stoßdämpfung wird daher auch bei laufbedingten Verletzungen diskutiert [9, 10].

Zur Messung der am Körper auftretenden Beschleunigungen bieten sich seit jüngerer Zeit mehrachsige Inertialsensoren an (engl.: *inertial measurement units, IMUs*), wobei diese in der Regel aus ein- bis dreiachsigen Beschleuni-

gungssensoren, Gyroskopen und Magnetometern bestehen. Trotz zahlreicher Anwendungsbeispiele lagen bislang nur unzureichende Studienergebnisse vor, ob handelsübliche, kostengünstige IMUs auch tatsächlich in der Sport- und Bewegungspraxis für die Beurteilung biomechanischer Belastungen und Asymmetrien im (Langstrecken-)Lauf geeignet sind. Für die Bewegungs-, Sport- und Rehabilitationswissenschaften nehmen entsprechend valide Informationen jedoch eine Schlüsselrolle ein, da nur mit ihrer Hilfe die biomechanische Belastung und insbesondere die muskuloskelettale Beanspruchung einer Trainingseinheit unter Feldbedingungen abgeschätzt werden können. Aus dem Laborbetrieb bekannte Technologien wie Kraftmessplatten oder Dynamometer sind im Feld-Einsatz weder verfügbar noch sinnvoll einsetzbar.

Insgesamt besitzen Inertialsensoren das Potenzial, sowohl im Leistungssportlichen als auch im rehabilitativem Kontext zu einer besseren Belastungsüberwachung und Trainingssteuerung in der Sportart Laufen beizutragen. Diese Arbeit geht dabei der Frage nach, ob, und falls ja wie dies mit kommerziell erhältlichen Inertialsensoren gelingen kann. Insbesondere stehen dabei die an Schienbeinen, Kreuzbein und Schultern von Nachwuchs-Eliteläufern auftretenden Impact-Beschleunigungen, ihre seitlichen Asymmetrien sowie die Stoßdämpfung im Mittelpunkt.

2 Methodik

2.1 Probanden

Fünfundvierzig Nachwuchs-Eliteläufer aus dem Langstreckenbereich der deutschen Nationalmannschaft wurden in diese Studie einbezogen (27 Männer: 18,5±1,8 Jahre, 182±5 cm, 67,8±6,9 kg, BMI 20,3±1,5 kg m⁻²; 18 Frauen: 18,2±2,7 Jahre, 170±5 cm, 52,8±6,1 kg, BMI 18,3±1,6 kg m⁻²). Ihre durchschnittliche maximale Sauerstoffaufnahme betrug 67,0±4,8 ml min⁻¹ kg⁻¹ bzw. 57,7±2,7 ml min⁻¹ kg⁻¹, während der wöchentliche Trainingsumfang zum Zeitpunkt der Untersuchung bei 50,2±19,5 km lag.

2.2 Inertialsensoren

Für die Beschleunigungsmessungen wurden funkbasierte, nicht-invasive, dreiachsige Inertialsensoren eingesetzt. Weltweit bieten verschiedene Hersteller derartige vollintegrierte Sensorsysteme zur Erfassung von Beschleunigungen, Winkelgeschwindigkeiten und (teilweise) Magnetfeldstärken für sportliche und orthopädische Zwecke an. In dieser Studie wurde das validierte System MTw Awinda von einem der führenden Anbieter (Xsens Technologies B.V., Enschede, Niederlande) verwendet, ins-

besondere um die Vergleichbarkeit zu vorherigen Studien sicherzustellen. Die eingesetzten Sensoren sind klein (4,7 cm · 3,0 cm · 1,3 cm), leicht (16 Gramm) und haben eine ausreichende Akkulaufzeit im Dauerbetrieb von ca. vier Stunden. Die Datenrate der per Sensor-Fusion verrechneten Daten wurde auf 120 Hz gesetzt, während die interne Abtastrate der Beschleunigungsachsen bei 1000 Hz lag [11]. Jede der drei Akzelerometerachsen besaß einen Messbereich von $\pm 160 \text{ m s}^{-2}$ und eine rauschbedingte Messunsicherheit von lediglich $\pm 0,02 \text{ m s}^{-2}$. Ausgehend von den drei gemessenen Komponenten a_x , a_y und a_z des Beschleunigungsvektors $\vec{a} = (a_x, a_y, a_z)^T$ im mitbewegten Sensorkoordinatensystem ergibt sich der Impactbetrag zu

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}. \quad (1)$$

Da die Sensorachsen und die äußere Beschleunigungsrichtung in der Regel nicht zusammenfallen, erhöht sich der effektiv verfügbare Messbereich für den Betrag dabei von $\pm 16 \text{ g}$ der einzelnen Sensorachsen auf etwa 18–22 g ($\approx \sqrt{2} \cdot 16 \text{ g}$) bis bestenfalls (Raumdiagonale) 28 g ($\approx \sqrt{3} \cdot 16 \text{ g}$).

Im Allgemeinen unterliegen aktuelle mikroelektronische Beschleunigungssensoren (und Gyroskope) einer Sensordrift, d. h. einer nicht vorhersehbaren, systematischen Langzeit-Messunsicherheit für kleine, quasikonstante Beschleunigungen $a \ll g$ (bzw. kleine Winkelgeschwindigkeiten). Für die in dieser Studie verwendeten Akzelerometer ist die angegebene Offset-Stabilität jedoch hoch und entspricht einer systematischen Abweichung von lediglich 0,0001 g [11]. Darüber hinaus sind Beschleunigungsmessungen innerhalb eines Schrittzklus durch mehrere intrazyklische, kurzfristige Vorzeichenänderungen gekennzeichnet, wobei die Beschleunigungsbeträge $a \geq g$ jeweils deutlich größer als die Fallbeschleunigung sind. Beide Aspekte minimieren den Störeinfluss der Akzelerometer-Drift bei Lauf-Anwendungen, insbesondere in Hinblick auf die für die vorliegende Arbeit relevanten Impact-Spitzenwertmessungen. Messfehler durch Sensordrift können in dieser Studie daher als vernachlässigbar klein betrachtet werden. Hinsichtlich der Achsenlage beträgt der statische Ausrichtungsfehler zwischen Gehäuse- und Sensorachsen ferner maximal $0,1^\circ$ [11] und ändert sich während der Messungen nicht. Insgesamt ist somit auch für Langzeitmessungen bei laufspezifischen Anwendungen keine Kalibrierung oder Neuausrichtung der Akzelerometer erforderlich. Da nur Akzelerometriedaten verwendet werden, ist

auch eine etwaige Gyroskop-Drift gleichfalls irrelevant für diese Studie.

2.3 Sensoranbringung

In der vorliegenden Arbeit wurden bei jedem Sportler und jeder Sportlerin zwei Inertialsensoren nicht-invasiv am distalen anteromedialen Ende des rechten und linken Schienbeins mittels enganliegender Klettbänder derart befestigt, dass ihre Unterkanten etwa 8 cm über der Malleolus-Ebene lagen (Abb. 1 (c)). An jener Position ist die Relativbewegung zwischen Schienbein und Sensor während des Laufens minimal, da sich kein voluminöses Muskel- oder Weichteilgewebe zwischen Sensor und Knochen befindet. Darüber hinaus wurde jeweils ein Sensor auf jedem Schulterblatt und dem Kreuzbein angebracht, wobei hierzu entweder spezielle Funktionshemden (Abb. 1 (a)) oder eine Kombination aus Standard-Leukotape™ und Klettbändern (Abb. 1 (b)) eingesetzt wurden.

Aufgrund der geringen Bauhöhe des eigentlichen mikroelektronischen Sensorchips im Sensorgehäuse ist ein systematischer Messfehler infolge eines künstlich verlängerten Hebelarmes für die betrachteten tibialen, sakralen und skapularen Messpunkte vernachlässigbar: Während der zusätzliche Hebelarm des Sensors als Abstand zwischen Sensorchip und Haut maximal 6 mm beträgt, ist der Abstand vom Sensorsystem zur jeweiligen anatomischen Drehachse mit $\geq 150 \text{ mm}$ über eine Größenordnung größer. Der resultierende maximale Messfehler liegt damit unter 5 %.

Ungeachtet dessen muss kritisch bemerkt werden, dass ein gewisser Dämpfungs- bzw. Verzerrungseffekt durch Weichteil- und/oder Hautbewegungen nicht vollständig ausgeschlossen werden kann. Diese Störeinflüsse können für die vorliegende Studie jedoch als ausreichend klein angesehen werden, insbesondere angesichts der genutzten anatomischen Messpunkte und den vorliegenden läufertypischen schlanken Somatypen der Sportler.

Um weiterhin im Kontext der Symmetrieanalysen etwaige Fehler aufgrund von systematischen Messunsicherheiten der einzelnen Sensoren auszuschließen, wurden diese nach einer Testreihe in zufälliger Reihenfolge zwischen den Messpunkten ausgetauscht. Ferner wurden vor jedem Test alle Sensoren synchronisiert und auf ihre ordnungsgemäße Funktionalität überprüft.

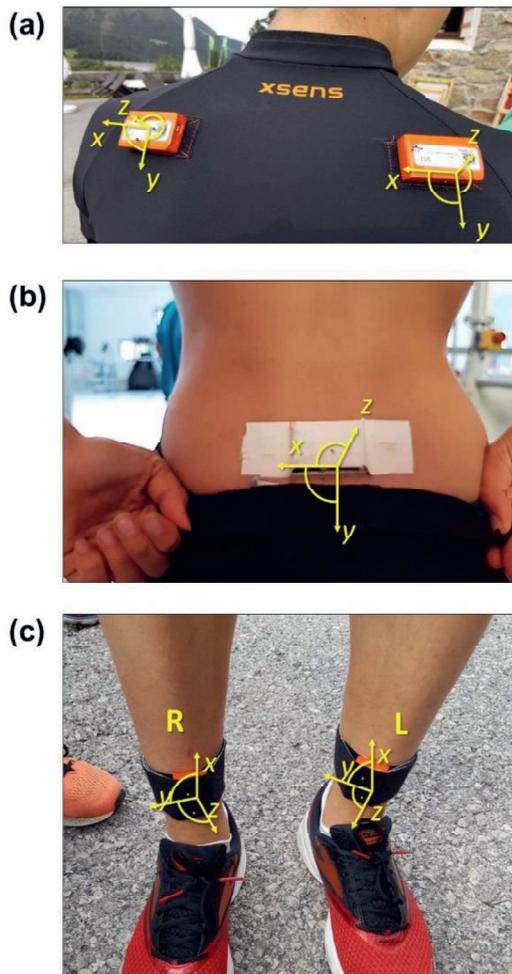


Abb. 1 Sensorplatzierung an Schienbeinen, Schulterblättern und Kreuzbein: (a) Schuldersensoren, (b) Kreuzbein-Sensor, (c) Schienbein-Sensoren. Die gelben Pfeile geben die Lage der Sensorkoordinatensysteme wider.

2.4 Versuchsdurchführung

Die Untersuchungen fanden im Rahmen der regulären sog. komplexen Leistungsdiagnostik der Nachwuchs-Eliteläufer am Institut für Angewandte Trainingswissenschaft (IAT) in Leipzig statt, dem nationalen Forschungsinstitut für den deutschen Spitzen- und Nachwuchsleistungssport. Jene Leistungsdiagnostik beinhaltet dabei u. a. einen submaximalen Laufbandtest, bestehend aus vier Stufen von 2000–3000 m auf einem motorisierten Laufband ohne Neigung, wobei die genaue Distanz und Geschwindigkeit individuell auf die Athleten in Abhängigkeit ihrer Wettkampfdistanz und ihres Leistungsvermögens festgesetzt wurde. Zwischen den einzelnen Stufen hatten die Athleten eine Pause von einer Minute, nach der jeweils die Geschwindigkeit um $0,9 \text{ km h}^{-1}$ erhöht wurde. Die Anfangsgeschwindigkeit wurde von einem erfahrenen

Trainer auf der Grundlage des aktuellen Leistungsniveaus des Athleten gewählt und betrug im Mittel $13,9 \pm 1,4 \text{ km h}^{-1}$.

Von den 45 Athleten absolvierten alle die Stufen 1 und 2, während die Stufen 3 und 4 noch von 44 bzw. 37 Athleten erfolgreich beendet wurden. Die durchschnittliche Zeit für die Durchführung aller vier Stufen einschließlich der Pausen betrug $34 \pm 4 \text{ min}$. Alle Athleten trugen beim Laufen ihre eigenen individuellen Laufschuhe. Während der Läufe wurden die Beschleunigungen an Schienbeinen, Kreuzbein und Schulterblättern wie oben beschrieben gemessen. Es war keine Kalibrierung oder Neukalibrierung der verwendeten mikroelektronischen Beschleunigungssensoren erforderlich, wie zuvor erläutert.

2.5 Datenauswertung

Zunächst wurden die erhobenen Binär-Rohdaten der Beschleunigungsmessungen mit einer herstellerseitigen Software (MT Software Suite MTw™ Awinda™ 4.8, Xsens Technologies B.V., Enschede, Niederlande) aufbereitet und in ASCII-Daten umgewandelt. Die anschließenden Analysen wurden mithilfe einer selbstprogrammierten Software durchgeführt (LabVIEW 2016, National Instruments, Austin, USA). Diese ermittelte die höchsten Impact-Werte jedes Schrittes und des kompletten Laufes in der aufgenommenen Zeitreihe des Beschleunigungsbetrags. Anschließend wurden die Mittelwerte für die Spitzenbeschleunigungen und Standardabweichungen (SD) für das linke und rechte Schienbein, für die Schulterblätter und das Kreuzbein für repräsentative Zeiträume berechnet. Zusätzlich zu diesen Daten für den Vektorbetrag $a \equiv |\vec{a}|$ wurde ferner die einachsige Beschleunigungskomponente a_x entlang der Schienbeine („axiale Komponente“) analog für jedes Bein deskriptiv statistisch ausgewertet. Die intra- und interindividuellen Statistiken wurden dabei mit Microsoft Excel 2016 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) und IBM SPSS Statistics 23 (IBM, Armonk, USA) durchgeführt. Als Fehlerbalken wurde die einfachere SD angesetzt.

Zur Untersuchung von etwaigen Asymmetrien zwischen linkem und rechtem Bein wurden der Asymmetrie-Index Δ_b für den Beschleunigungsbetrag (Schienbeine und Schultern) sowie Δ_{b_x} für die axiale Beschleunigung (nur tibial) definiert:

$$\Delta_b \equiv \frac{a^{(L)} - a^{(R)}}{\frac{1}{2}(a^{(L)} + a^{(R)})}; \quad \Delta_{b_x} \equiv \frac{a_x^{(L)} - a_x^{(R)}}{\frac{1}{2}(a_x^{(L)} + a_x^{(R)})}, \quad (2)$$

wobei $a^{(L)}$, $a_x^{(L)}$ und $a^{(R)}$, $a_x^{(R)}$ die entsprechenden mittleren Impact-Spitzenbeschleunigungen (Betrag und axial) des linken (L) und rechten (R)

Schienbeins bzw. Schulterblatts bezeichnen. Anhand Gl. (2) ist ersichtlich, dass eine völlig symmetrische Beschleunigungsverteilung zu Indexwerten von $\Delta_a = 0$ und $\Delta_x = 0$ führen würde. Bei einem dominanten linken Bein würden stattdessen Δ_a und/oder Δ_x positiv werden, bei einem dominanten rechten Bein hingegen negativ.

3 Ergebnisse

Die wichtigsten Ergebnisse sind in Abb. 3 zusammengefasst. Das Diagramm (a) zeigt die maximalen tibialen, sakralen und skapularen Beschleunigungen in Form von Mittelwerten \pm SD bei unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten, während das Diagramm (b) die relative Stoßdämpfungskaskade darstellt, die sich aus ersteren Größen ableitet. Für die beiden Schienbein- und Schulter-Sensoren wird das arithmetische Mittel beider Sensoren (d. h. linkes und rechtes Bein; linke und rechte Schulter) verwendet.

Die jeweiligen Beschleunigungen nehmen mit der Laufgeschwindigkeit signifikant zu ($p < 0,004$) und in Richtung Kopf signifikant ab ($p < 0,001$, zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung). Die geschwindigkeitsbedingte relative Erhöhung von Stufe 1 zu Stufe 4 beträgt im Mittel 15 % an den Schienbeinen, 9 % am Kreuzbein und 13 % an den Schulterblättern. Von der erfassten Impact-Spitzenbeschleunigung der Schienbeine ist noch ein Anteil von 32 ± 9 % am Kreuzbein messbar. Diese verbleibende Impact-Beschleunigung wird weiter auf 27 ± 6 % reduziert, wenn sie an den Schulterblättern gemessen wird.

Zu beachten ist hierbei, dass sich die am Kreuzbein und an den Schulterblättern gemessenen Beschleunigungswerte im Allgemeinen aus einer Überlagerung aus den (gedämpft) übertragenen Impact-Kräfte der Beine und zusätzlichen mit- und/oder gegenläufigen (Ausgleichs-) Bewegungen des Beckens und der Schultern ergeben. Dies trifft insbesondere auf die laufbildtypische sog. „Kreuzkoordination“ von Armen und Beinen zu. Da die Impact-Spitzenbeschleunigungen am Kreuzbein und an den Schultern in dieser Arbeit jedoch in unmittelbarem zeitlichem Zusammenhang mit den vorausgehenden tibialen Impact-Ereignissen ermittelt werden, kann dieser systematische Messfehler als vernachlässigbar klein eingestuft werden: Kontrollierte Ausgleichsbewegungen des Oberkörpers fallen in ihrem Maximum in der Regel nicht zeitlich mit tibialen Belastungsspitzen zusammen.

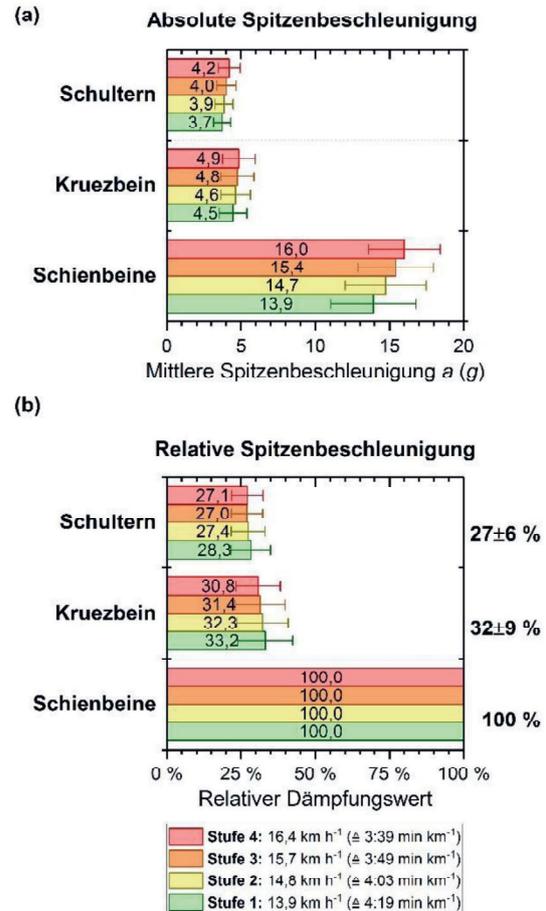


Abb. 2. Stauungsbelastungen von Schienbeinen, Kreuzbein und Schultern bei Nachwuchs-Eliteläufern bei verschiedenen Laufgeschwindigkeiten. (a) Mittlere Impact-Spitzenbeschleunigungen für Schienbeine, Kreuzbein und Schultern. (b) Verbleibende Stauungsbelastung in Bezug auf den Schienbeinwert in Prozent.

Bezüglich der Seitensymmetrie zeigen die ermittelten Asymmetrie-Indizes der Schienbeine keine relevante Seitigkeit, weder für den Beschleunigungsbetrag (Δ_a) noch für die axiale Beschleunigung (Δ_x). Das arithmetische Mittel für alle Probanden und alle Stufen beträgt dabei $\langle \Delta_a \rangle = -2,5 \pm 11,8$ % und entspricht somit einer geringfügigen Dominanz des rechten Beins. Axial liefert der Mittelwert $\langle \Delta_x \rangle = +0,4 \pm 14,8$ %, sodass praktisch keine Seitendominanz vorliegt. Für die Schulterblätter beträgt der Gesamtmittelwert des Asymmetrieindex $\langle \Delta_a \rangle = +4,7 \pm 12,8$ %, was einer leichten Dominanz der

linken Schulter entspricht und somit die erwähnte Kreuzkoordination von Beinen und Armen geringfügig widerspiegelt.

Bemerkenswert ist, dass zwar alle drei Mittelwerte nahe bei null liegen, die Standardabweichungen jedoch deutlich größere Werte zwischen 11 % und 15 % aufweisen. Dies deutet auf ein beträchtliches Spektrum der individuellen Ausprägung von lateralen Asymmetrien hin. Die Absolutwert-Mittelwerte der Asymmetrie-Indizes betragen $\langle |A_y| \rangle = 9,0 \pm 8,1$ % (95. Perzentil: 24,3 %), $\langle |A_x| \rangle = 11,6 \pm 9,2$ % (29,3 %) und $\langle |A_z| \rangle = 9,2 \pm 9,9$ % (31,7 %) für den Betrag von Schienbeinbeschleunigungen, ihre axialen Komponenten bzw. den Schulterbeschleunigungen. Sie sind praktisch unabhängig von der Laufgeschwindigkeit.

4 Ausblick

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass Inertialsensoren eine vielversprechende, praxistaugliche Messoption für die Sport-, Bewegungs- und Rehabilitationswissenschaften unter Feldbedingungen darstellen. Durch ihre geringen Kosten, einfache Bedienbarkeit und hohen Tragekomfort besitzen Inertialsensoren ein großes Potenzial, vermehrt als rückwirkungsfreie Messsysteme „am Sportler, im Feld und rund um die Uhr“ Anwendung zu finden. Gegebenenfalls eröffnen Inertialsensoren somit gegenwärtig in ähnlicher Weise eine neue Ära der nutzerfreundlichen Messwerterfassung für Sportler und Patienten, wie es tragbare Herzfrequenzmesser vor 40 Jahren oder die ersten GPS-fähigen Sportuhren vor 20 Jahren taten. Mit ihrer Hilfe könnte in Zukunft eine verbesserte Bewertung der Laufeffizienz im Leistungssport stattfinden. Außerdem könnte das individuelle Risiko von Überlastungsschäden im Leistungs- wie auch im Breitensport frühzeitig erkannt und verringert werden. Letzten Endes, so hoffen die Autoren, könnte diese Studie einen kleinen Beitrag dazu leisten, zukünftig das Verletzungsrisiko in der beliebten „Volkssportart“ Laufen weiter zu reduzieren.

Hinweis

Der vorliegende Beitrag stellt einen Auszug einer deutschsprachigen Kurzfassung des Fachartikels [12] dar.

Literaturnachweis

1. B. M. Nigg, *Impact forces in running*. Current Opinion in Orthopaedics **8**(6) (1997) 43-47.
2. J. E. Taunton, M. B. Ryan, D. B. Clement, D. C. McKenzie, D. R. Lloyd-Smith, B. D. Zumbo, *A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries*. British Journal of Sports Medicine **36**(2) (2002) 95-101.
3. M. Van Middelkoop, J. Kolkman, J. Van Ochten, S. M. Bierma-Zeinstra, B. W. Koes, *Risk factors for lower extremity injuries among male marathon runners*. Scand J Med Sci Sports **18**(6) (2008) 691-697.
4. A. Hreljac, *Etiology, prevention, and early intervention of overuse injuries in runners: a biomechanical perspective*. Phys Med Rehabil Clin N Am **16**(3) (2005) 651-667, vi.
5. L. I. Tjelta, *The training of international level distance runners*. International Journal of Sports Science & Coaching **11**(1) (2016) 122-134.
6. W. van Mechelen, *Running injuries. A review of the epidemiological literature*. Sports Med **14**(5) (1992) 320-335.
7. R. Ferber, A. Hreljac, K. D. Kendall, *Suspected mechanisms in the cause of overuse running injuries: a clinical review*. Sports health **1**(3) (2009) 242-246.
8. K. R. Sheerin, D. Reid, T. F. Besier, *The measurement of tibial acceleration in runners—A review of the factors that can affect tibial acceleration during running and evidence-based guidelines for its use*. Gait & Posture **67**(2019) 12-24.
9. C. E. Milner, R. Ferber, C. D. Pollard, J. Hamill, I. S. Davis, *Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners*. Med Sci Sports Exerc **38**(2) (2006) 323-328.
10. J. Mizrahi, O. Verbitsky, E. Isakov, *Fatigue-induced changes in decline running*. Clin Biomech (Bristol, Avon) **16**(3) (2001) 207-212.
11. M. Paulich, M. Schepers, N. Rudigkeit, G. Bellusci, *Xsens MTw Awinda: Miniature Wireless Inertial-Magnetic Motion Tracker for Highly Accurate 3D Kinematic Applications*. Xsens Technologies B.V.: Enschede, the Netherlands. (2018) 1-9.
12. O. Ueberschär, D. Fleckenstein, F. Warschun, S. Kränzer, N. Walter, M. Hoppe, *Measuring biomechanical loads and asymmetries in junior elite long-distance runners through multi-axis inertial sensors*. Sports Orthopaedics and Traumatology (under review) (2019).