

Orthopäde 2021 · 50:446–454
<https://doi.org/10.1007/s00132-020-04047-8>
 Angenommen: 4. November 2020
 Online publiziert: 9. Dezember 2020
 © Der/die Autor(en) 2020



Anna K. Hell¹ · Lena Braunschweig¹ · Birgit Grages¹ · Reinald Brunner² ·
 Jacqueline Romkes²

¹ Kinderorthopädie, Operatives Kinderzentrum, Klinik für Unfallchirurgie, Orthopädie und Plastische Chirurgie, Universitätsmedizin Göttingen, Göttingen, Deutschland

² Universitäts-Kinderspital beider Basel (UKBB), Basel, Schweiz

Einfluss des Schulrucksackgewichtes bei Grundschulkindern: Gang, Muskelaktivität, Haltung und Stabilität

Hintergrund

In den vergangenen Jahren nahmen Rückenschmerzen und Fehlhaltungen bei Kindern und Jugendlichen zu [4]. Als Ursachen werden u. a. eine geringe körperliche Aktivität und das tägliche Tragen eines Schulrucksacks angenommen [15]. Die generelle Empfehlung für das Maximalgewicht eines Schulrucksacks liegt bei 10–15% des Körpergewichts [17], was bei Messungen in der Mehrheit der Studien deutlich überschritten wurde. Cavallo et al. stellten fest, dass mehr als ein Viertel der Schülerinnen einer vierten Klasse einen Rucksack mit mehr als 15% des Körpergewichts trugen [5], während andere Studien sogar von einer durchschnittlichen Rucksackbelastung von über 20% des eigenen Körpergewichts ausgingen [17, 29].

Neben Rückenschmerzen können auch eine gestörte Schulterhaltung, Fehlkontrolle des Gleichgewichts sowie Wirbelsäulendeformitäten mit der Belastung durch den Schulrucksack bei Jugendlichen einhergehen, was sich wiederum auf das Gangbild auswirken könnte [9, 16, 24, 25].

Obwohl das Thema des Tragens eines Schulrucksacks seit langem von wissenschaftlichem Interesse ist und die Traglast biomechanische Anpassungen in Rücken und Körperhaltung bewirkt [17], konnte eine Kausalität für das Auftreten von

Rückenschmerzen bisher nicht eindeutig belegt werden [32, 34].

Ziel der vorliegenden prospektiven Studie war es, den Einfluss einer Rucksacklast auf das Gangbild, die Muskelaktivität und die Standstabilität bei gesunden Grundschulkindern zu untersuchen.

Methode

Nach Genehmigung durch die institutionelle Ethikkommission nahmen zwölf Kinder zwischen 7,0 und 10,1 Jahren ohne neurologische oder orthopädische Probleme an der Studie teil. Das Kollektiv wird in **Tab. 1** dargestellt.

Die Messungen umfassten eine klinische Untersuchung, eine dreidimensionale (3D) Ganganalyse mit oberflächen-elektromyografischen (EMG) Aufzeichnungen und die Prüfung des ruhigen Stehens auf einer Kraftmessplatte.

Klinische Untersuchung

Die klinische Untersuchung umfasste die Messung der unteren Extremitäten und der Wirbelsäule. Die anthropometrischen Daten beinhalteten Gewicht, Größe, Beinlänge (Distanz Spina iliaca anterior superior zum Malleolus medialis), Distanz Spina iliaca anterior superior zum Trochanter major, Kniebreite (lateraler und medialer femoraler Epikondylus), Malleolenbreite, Tibiatorsion (Rotation der Tibia) und femora-

le Antetorsion (Schenkelhalsachse im Vergleich zur hinteren Kondylenebene des distalen Femurs). Die Messung der Augenhöhe wurde zur Stabilitätsmessung benötigt. Zusätzlich wurde anamnestisch nach sportlicher Betätigung, Unfällen und Operationen, Rücken-/Schulerschmerzen und Krankheiten gefragt.

Ganganalyse

Die 3D-Ganganalyse erfolgte unter Verwendung des optoelektronischen Bewegungsanalysesystems VICON 460 (Vicon, Oxford, UK), das mit sechs hochauflösenden Infrarotkameras ausgestattet ist, die in einem Kreis um den Gehweg angeordnet sind (Aufzeichnungsfrequenz 120 Hz). Die 3D-Bewegungsspuren von passiven reflektierenden Markern (14 mm) wurden unter Verwendung der VICON-Workstation-Software (Vicon, Oxford, UK) rekon-

Abkürzungen

EMG	Elektromyographie
KIGGS	Studie zur Gesundheit von Kindern und Jugendlichen in Deutschland
SD	Standardabweichung
SENIAM	Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles
SPM	Statistical Parametric Mapping

struiert. Das Plug-in-Gait-Markierungsmodell [18] wurde verwendet, um 3D-Gelenkwinkel der unteren Extremitäten zu berechnen (Abb. 1). Zusätzlich wurden fünf Marker an (1) linker Schulter-Akromion, (2) rechter Schulter-Akromion, (3) Jugulargrube, (4) Dornfortsatz Halswirbelkörper C7 und (5) Stirnmitte angebracht. Aus den zusätzlichen Markern 1 bis 4 wurde ein fiktiver Mittelpunkt berechnet. Ebenso wurde ein fiktiver Mittelpunkt aus den drei Beckenmarkern (Sakrum, linke und rechte Spina iliaca anterior superior) berechnet. Die Linie dieser beiden fiktiven Punkte repräsentiert die Oberkörperverneigung in Grad relativ zur Horizontalen.

Die Kinder wurden gebeten, barfuß, geradeausschauend und mit einer selbst gewählten Geschwindigkeit zu gehen, ohne den Kopf zu drehen. Insgesamt wurden jeweils sechs Gehversuche einer 10 m geraden Strecke ohne und sechs Gehversuche mit 4 kg Sand im Rucksack aufgezeichnet. Bei dem Rucksack handelte es sich um ein sehr kleines Standardmodell und nicht um einen klassischen Schulrucksack, damit die Marker adäquat sichtbar waren. Die Daten der 3D-Gelenksrotationen, wie auch die EMG-Daten, wurden zeitnormalisiert zu dem Gangzyklus. Der Gangzyklus ist die Zeitspanne zwischen zwei Fußauftritten desselben Fußes, wobei der Zeitpunkt des Zehenabhebens den Gangzyklus in die Stand- und Schwungphase unterteilt.

Elektromyographie (EMG)

Die EMG wurde an den folgenden Muskeln des dominanten Beins (ermittelt durch einbeiniges Hüpfen) gemessen: 1) M. gastrocnemius medialis, 2) M. tibialis anterior, 3) M. gluteus medius, 4) M. semitendinosus, 5) M. rectus femoris und 6+7) rechte und linke Paraspinalmuskulatur in Höhe von L2. Eine Erdungselektrode wurde auf der Tuberositas tibiae angebracht. Dazu wurde die Haut an den Elektrodenstellen rasiert und mit Alkohol entfettet. Die EMG-Elektroden (10 mm Durchmesser, 22 mm Elektrodenabstand) wurden auf die Haut in Faserrichtung des Zielmuskels entsprechend des SENIAM-Standards geklebt [14].

Die Signale wurden bei einer Abtastrate von 2520 Hz digital (10–700 Hz Bandbreite) mit dem Zebris/Bioversion-Oberflächen-EMG-System (Zebris Medizintechnik GmbH, Tübingen, Deutschland) gefiltert. Das EMG-System war mit dem VICON-System gekoppelt und die Daten wurden zeitsynchron mit den Bewegungsdaten aufgenommen. Die EMG-Rohdaten wurden gefiltert (Bandpassfilter 20–500 Hz), Vollwellengleichgerichtet und geglättet (4th Order Butterworth Filter). Für jedes Kind wurde die Amplitude der EMG-Daten der beiden Versuche mit 0 und 4 kg Rucksackgewicht auf das Signalmaximum der 0-kg-Mittelwert-Kurve normalisiert. Sämtliche EMG-Daten wurden mit der Software MATLAB analysiert (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

Stabilitätsmessung

Die Messung der Standstabilität erfolgte in der Mitte einer Kraftmessplatte (Typ 9287A, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Schweiz). Die Kinder wurden gebeten, so still wie möglich zu stehen und auf einen 3 m entfernten Fixierungspunkt in Augenhöhe zu schauen. Für beide Versuchsbedingungen (0 und 4 kg) wurden drei Versuche von 10 s bei unveränderter Fußposition aufgenommen (Abtastrate: 600 Hz). Der Mittelwert der Position des Kraftmittelpunkts in anterior-posteriorer Richtung relativ zu der Fußlängsachse (Linie zwischen Zehen- und Fersenmarker) über die 10 s wurde berechnet. Ebenso wurde die Standardabweichung dieser Position des Kraftmittelpunkts in anterior-posteriorer und mediolateraler Richtung berechnet. Sie ist ein Maß für die Stabilität des freien Stehens [10].

Statistische Analyse

Für jeden Proband und Parameter wurde jeweils der Mittelwert aus sechs Wiederholungen, respektive drei Wiederholungen bei der Stabilitätsmessung, berechnet. Für die kinematische und EMG-Analyse wurden die Daten des dominanten Beins verwendet. Eine Normalverteilung konnte für die Zeit-Raum-Parameter, die durchschnittliche Oberkörperverneigung, die durchschnittliche

Hier steht eine Anzeige.

 Springer

Tab. 1 Probandenkollektiv (n = 12)

Proband	Alter (Jahre)	Geschlecht	Körpergröße (cm)	Körpergewicht (kg)	Rucksackgewicht (% vom Körpergewicht)
1	8,2	M	139,0	31,8	12,6
2	8,2	W	128,5	26,2	15,3
3	8,3	W	134,5	27,2	14,7
4	7,8	W	122,5	20,5	19,5
5	9,2	W	143,0	28,9	13,8
6	8,3	W	129,0	24,6	16,3
7	7,9	M	123,5	22,5	17,8
8	10,1	W	145,5	44,5	9,0
9	8,7	M	134,0	27,7	14,4
10	9,6	M	134,0	30,1	13,3
11	7,3	M	124,0	23,7	16,9
12	7,0	W	124,5	24,0	16,7
Mittelwert	8,4 (±0,9)	M = 5; W = 7	131,8 (±7,8)	27,6 (±6,2)	15,0 (±2,7)

Beckenkipfung und die Daten der Stabilitätsmessung mittels des Shapiro-Wilk-Tests bestätigt werden. Daraufhin wurden diese Parameter mit einem zweiseitigen, gepaarten (Rucksack ohne und mit 4 kg Gewicht) Student-t-Test ($p < 0,05$) statistisch geprüft und anschließend die statistische Power berechnet. Die Daten werden als Gruppenmittelwerte und Standardabweichung (SD) dargestellt. Für den statistischen Vergleich der kinematischen und EMG-Kurven wurde das Statistical Parametric Mapping (SPM) angewendet (zweiseitiger gepaarter t-Test, $p < 0,05$). Alle statistischen Analysen wurden mit der Software MATLAB und der Open-Source Software spm1D 0.4 (www.spm1d.org) durchgeführt. Mittels der SPM-Methode können Signifikanz-Cluster in den ganzen Kurvenverläufe definiert werden. Hierbei wird unter Verwendung der Random-Field-Theorie der p -Wert an Mehrfachvergleiche angepasst.

Ergebnisse

An der vorliegenden Studie nahmen zwölf gesunde Kinder (sieben Mädchen, fünf Jungen) im Durchschnittsalter von 8,4 Jahren (7,0–10,1 Jahren) ohne neurologische oder orthopädische Auffälligkeiten teil (Tab. 1). Die durchschnittliche Körperlänge betrug 132 cm (SD 8 cm) und das Durchschnittsgewicht 27,6 kg (SD 6,2 kg). Vor der Teilnahme gaben alle Kinder und ihre Eltern ihre schriftliche Einverständniserklärung ge-

mäß der Helsinki-Erklärung ab, die von der institutionellen Ethikkommission genehmigt wurde.

Zeit-Raum-Parameter

Verglichen mit dem leeren Rucksack wiesen die Probanden mit der 4-kg-Traglast eine reduzierte Ganggeschwindigkeit (0 kg: 1,16 [SD 0,17] m/s; 4 kg: 1,11 [SD 0,14] m/s; $p = 0,014$, Power: 0,99) und eine verkürzte Schrittlänge (0 kg: 0,54 [SD 0,07] m; 4 kg: 0,51 [SD 0,05] m; $p = 0,008$, Power: 0,99) bei unveränderte Kadenz (0 kg: 126 [SD 9] Schritte/min; 4 kg: 129 [SD 8] Schritte/min; $p = 0,405$) auf. Außerdem bewirkte die Rucksacklast eine erhöhte Doppelunterstützungsphase (0 kg: 18,7 [SD 2,9] s; 4 kg: 20,9 [SD 2,2] s; $p = 0,003$, Power: 0,75), d. h. die Phase im Gangzyklus mit beiden Füßen den Boden berührend, auf Kosten der Einzelunterstützungsphase (0 kg: 41,3 [SD 1,2] s; 4 kg: 39,7 [SD 1,3] s; $p < 0,001$, Power: 0,40). Mit dem Rucksackgewicht von 4 kg erfolgte der Zeitpunkt des Zehenabhebens verspätet (0 kg: 59,5 [SD 1,3] % Gangzyklus; 4 kg: 60,5 [SD 1,3] % Gangzyklus; $p = 0,010$, Power: 0,60) und die Standphase war verlängert.

Kinematische Daten

Mit einer Rucksacklast von 4 kg war der Oberkörper durchschnittlich $9,1^\circ$ (SD 3,0) ($p < 0,001$, Power: 0,99) mehr nach vorne geneigt im Vergleich zu ohne Last (Abb. 3b). Die Abb. 2 zeigt

exemplarisch für einen Proband das Markermodell mit der Vorneigung in der Sagittalebene mit und ohne Gewicht.

Das Becken kippte durch die Rucksacklast um durchschnittlich $2,5^\circ$ (SD 1,9) ($p < 0,001$, Power: 0,98) nach vorne im Vergleich zu ohne Last (Abb. 3a). Über die Mehrheit des Gangzyklus war eine erhöhte Hüftflexion durch die Traglast festzustellen (Abb. 3c). Dies zeigte sich am Anfang (0–4 %) und Ende (74–100 %) des Gangzyklus sowie in der Mitte der Standphase (24–56 % Gangzyklus). Die Bewegungsmuster der Kniegelenke waren unverändert in der Standphase, nach dem Befüllen des Rucksacks aber mehr flektiert in der Schwungphase zwischen 80 und 98 % des Gangzyklus (Abb. 3d). Im oberen Sprunggelenkbereich zeigte sich bei beiden Versuchsbedingungen mit und ohne Traglast ein Fersen-Ballen-Gang, wobei in der terminalen Standphase zwischen 40 und 48 % des Gangzyklus mit der Traglast eine verminderte Dorsalflexion beobachtet werden konnte (Abb. 3e).

EMG

Die De- und Repolarisationsvorgänge der Muskeln zeigten durch die Traglast ein erhöhtes Aktivitätsmuster des M. gastrocnemius medialis in der mittleren Standphase (16–22 % des Gangzyklus) (Abb. 4a). Die Muskelaktivität der ipsilateralen und kontralateralen Paraspinalmuskulatur wurde durch das Rucksackgewicht in der zweiten Hälfte der terminalen Standphase (45–53 % des Gangzyklus) verringert (Abb. 4c, f). Die Aktivitäten der übrigen Muskeln zeigten keine signifikanten Veränderungen (Abb. 4b, d, e, g).

Stabilität

Die Abb. 5 zeigt exemplarisch die grafische Darstellung des Verlaufs des Kraftangriffspunktes während des ruhigen Stehens einer 7-jährigen Probandin ohne Gewicht (Abb. 5a) und mit 4 kg Gewicht im Rucksack (Abb. 5b). Durch die Traglast erhöhte sich in der Probandengruppe sowohl in anterior-posteriorer als auch mediolateraler Richtung die durchschnittliche Schwankung

des Kraftangriffspunktes signifikant. Die Standardabweichung der Position über 10 s erhöhte sich von durchschnittlich 6,3 (SD 2,2) mm ohne Last auf 7,5 (SD 2,7) mm mit Last ($p = 0,019$, Power: 0,91) in anterior-posteriorer Richtung, respektive von 3,8 (SD 1,8) mm ohne Gewicht auf 5,0 (SD 1,9) mm mit Gewicht ($p < 0,001$, Power: 0,99) in mediolateraler Richtung. Die durchschnittliche anterior-posteriore Position des Kraftangriffspunktes lag ohne Rucksackgewicht 2,6 cm (SD 3,0) anterior zur Hälfte der Fußlängsachse und war mit 4 kg Rucksackgewicht unverändert 2,8 cm (SD 3,3; $p = 0,47$, Power: 0,99).

Diskussion

Bis vor einigen Jahrzehnten waren Rückenschmerzen im Kindes- und Jugendalter eine Seltenheit. In der ersten Folgebefragung (KIGGS Welle 1) berichteten Krause et al. jedoch von einer Prävalenz wiederholter Rückenschmerzen in den letzten 3 Monaten von 17,7% bei 11- bis 17-Jährigen, von 3,8% in der Altersgruppe 7–10 Jahre und von 1% in der Altersgruppe 3–6 Jahre [22]. Somit spielt mit steigendem Alter eine Rückenschmerzproblematik eine zunehmende Rolle bis hin zu 80–90% in der erwachsenen Bevölkerung, was einen gravierenden sozioökonomischen Faktor ausmacht.

Es wird angenommen, dass der Grundstein für die Rückengesundheit in der Kindheit gelegt wird. Die gesellschaftliche Sorge um den gegenwärtigen und zukünftigen gesunden Rücken von Kindern ist weit verbreitet [25]. Einen möglichen Einflussfaktor stellt das tägliche Tragen eines Schulrucksacks und die damit wiederholte (unphysiologische) Belastung der Wirbelsäule dar. Die Korrelation von Rucksacklast und Rückenschmerzen oder falscher Körperhaltung wird diskutiert, jedoch fehlen in den meisten Ländern spezifische Vorschriften zum Gewicht und zur Tragezeit des Schulrucksacks [15, 17].

In unserer Studie über den Effekt des Rucksackgewichts auf die Muskelaktivität und Gelenkrotation beim Gehen sowie die Standstabilität von Grundschulkindern, lag die Traglast bei

Orthopäde 2021 · 50:446–454 <https://doi.org/10.1007/s00132-020-04047-8>
© Der/die Autor(en) 2020

A. K. Hell · L. Braunschweig · B. Grages · R. Brunner · J. Romkes

Einfluss des Schulrucksackgewichtes bei Grundschulkindern: Gang, Muskelaktivität, Haltung und Stabilität

Zusammenfassung

Hintergrund. Das tägliche Tragen eines schweren Schulrucksacks kann möglicherweise Haltungsstörungen hervorrufen, die sich auf das Gangbild und die Standstabilität der Kinder und Jugendlichen auswirken.

Ziel der Arbeit (Fragestellung). Ziel der vorliegenden Studie war es, den Einfluss einer Rucksacklast von 4 kg auf das Gangbild und die Standstabilität bei Grundschulkindern zu analysieren.

Material und Methoden. In der prospektiven Arbeit wurde ein Kollektiv von zwölf Grundschulkindern zwischen 7 und 10 Jahren ohne neurologische oder orthopädische Probleme untersucht. Die Messungen beinhalteten eine klinische Untersuchung, eine dreidimensionale Ganganalyse mit elektromyografischen Aufzeichnungen und die Prüfung des ruhigen Stehens auf einer Kraftmessplatte.

Ergebnisse. Die Rucksacklast von durchschnittlich 15% des Körpergewichts führte zu reduzierter Ganggeschwindigkeit, verkürzter Schrittlänge und verlängerter

Doppelunterstützungsphase. Zudem kam es zu einer erhöhten Oberkörperverneigung, Beckenkippung und Hüftbeugung. Auch die Muskelaktivität und Stabilität der Kinder wurde durch die erhöhte Traglast beeinflusst.

Diskussion. Schulrucksäcke mit einem Gewicht von 4 kg führten bei Grundschulkindern zu Änderungen von Gang, Muskelaktivität, Haltung und Standstabilität. Das Gewicht des Rucksacks verlagert den Körperschwerpunkt nach hinten und führt zur Instabilität. Dies wird beim Gehen durch eine vermehrte Oberkörperverneigung, Beckenkippung nach vorne und vermehrte Hüftbeugung kompensiert. Die verminderte Paraspinalmuskelaktivität deutet darauf hin, dass der Rucksack passiv getragen wird. Dies könnte sich im Langzeitverlauf negativ auswirken.

Schlüsselwörter

Kindergesundheit · Ganganalyse · Schulranzen · Grundschule · Gehgeschwindigkeit

The influence of backpack weight in school children: gait, muscle activity, posture and stability

Abstract

Background. Wearing a school backpack every day may cause postural problems and affect the gait pattern of children and adolescents. The aim of the present study was to analyze the influence of a 4 kg backpack load on the gait pattern and postural sway.

Objectives. The aim of the present study was to analyze the influence of a backpack load of 4 kg on the gait and postural sway of elementary school children.

Material and methods. In this prospective study, a group of 12 elementary school children aged between 7 and 10 years without neurological or orthopedic problems participated. The measurements included a clinical examination, three-dimensional gait analysis with electromyographic recordings and measurement of postural sway on a force plate.

Results. The backpack load, on average 15% of the body weight, led to a slower walking speed, shorter step length and increased

double-support phase. Increased anterior pelvic and trunk tilt, as well as hip flexion were also observed. Furthermore, the muscle activity and postural sway of the children were affected by the increased load.

Conclusions. School backpacks weighing 4 kg caused changes in gait, muscle activity, posture and stability in elementary school children. Due to the weight of the backpack, the centre of mass shifted backwards and the children became less stable. During gait, this was compensated by increased anterior pelvic and trunk tilt and increased hip flexion. The activity of the paraspinal muscles was decreased and indicates that the backpack is carried passively. This may cause a negative long-term effect.

Keywords

Childrens health · Gait analysis · School backpack · Primary schools · Walking speed

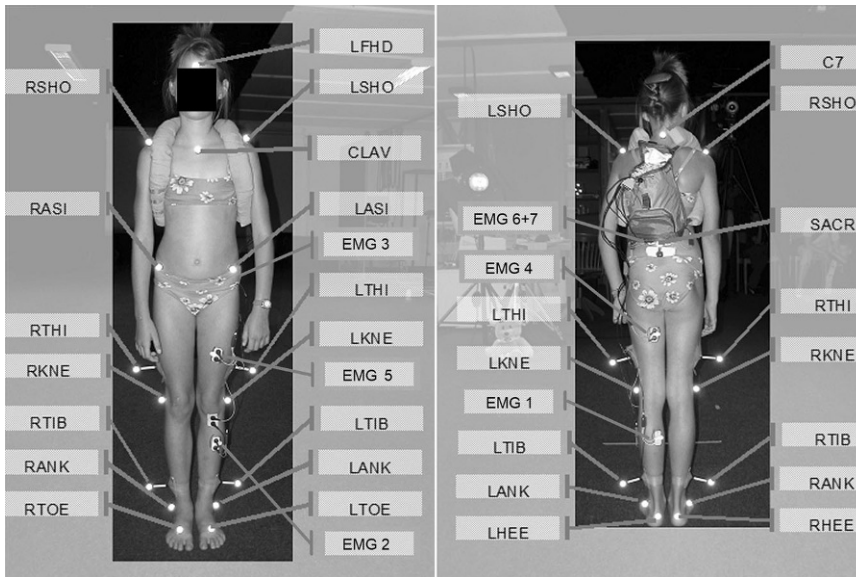


Abb. 1 ▲ Das Plug-in-Gait-Markerset zur Ganganalyse. Elektromyographie (EMG) wurde an den folgende Muskeln des dominanten Beins gemessen: *EMG 1* M. gastrocnemius medialis, *EMG 2* M. tibialis anterior, *EMG 3* M. gluteus medius, *EMG 4* M. semitendinosus, *EMG 5* M. rectus femoris und *EMG 6 + 7* rechte und linke Paraspinalmuskulatur in Höhe von L2. *L-/RASI* Spina iliaca anterior superior links und rechts, *SACR* Mittelpunkt zwischen beiden Spinae iliaca posteriorae superiores, *L-/RTHI* mittlerer Oberschenkel links und rechts, *L-/RKNE* lateraler distaler Femurkondylus links und rechts, *L-/RTIB* Tibiaschaftmitte links und rechts, *L-/RANK* Malleolus lateralis links und rechts, *L-/RTOE* Mitte des linken Metatarsus II, *L-/RHEE* Mitte des linken und rechten Kalkaneus von dorsal, *L-/RSHO* Schulter Akromion links und rechts, *CLAV* Jugulargrube, *C7* Dornfortsatz Halswirbelkörper 7, *LFHD* Stirnmitte

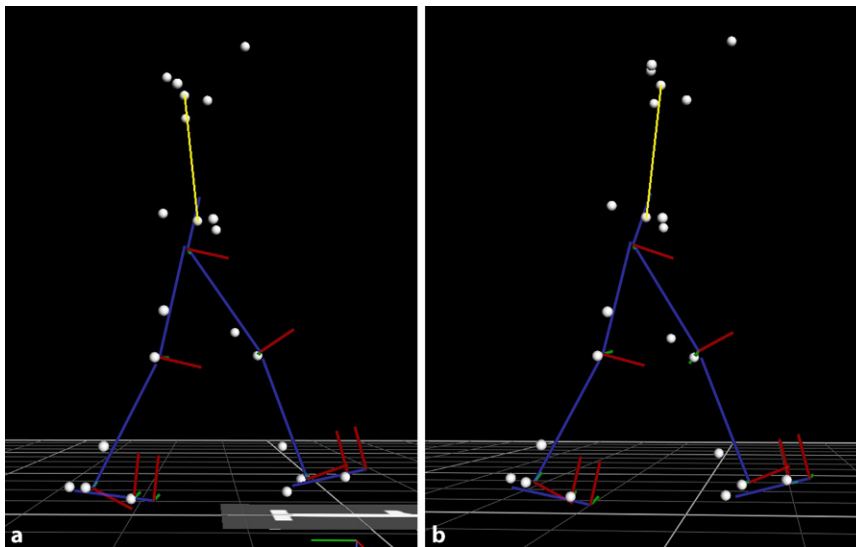


Abb. 2 ▲ Darstellung des verwendeten Markermodells: Die gelbe Linie zeigt die Neigung des Oberkörpers ohne (a) und mit der Rucksacklast von 4 kg (b). Im Vergleich zu ohne Gewicht (a) ist der Oberkörper mit Rucksacklast mehr nach vorne geneigt

durchschnittlich 15,0 (SD 2,7) % des Körpergewichts. Dieser Wert ist vergleichbar mit [3, 11] bzw. niedriger [29] als in vorherigen Studien zur Belastung durch den Schulrucksack angeben.

Die Rucksacklast führte in unserer Studie durch eine verkürzte Schrittlänge

zu einer reduzierten Ganggeschwindigkeit. Eine mögliche Erklärung für das verlangsamte Gehen ist die Auswirkung des Rucksackgewichts auf die Gangstabilität [28, 31]. Konsequenterweise konnten wir auch auf der Kraftmessplatte eine erhöhte Standinstabilität beobachten, sobald der

4 kg schwere Rucksack getragen wurde. Auch die Verlängerung der Doppelunterstützungsphase, bei der beide Füße gleichzeitig am Boden verbleiben, ist ein Indiz für die Zunahme der Instabilität. Eine reduzierte Ganggeschwindigkeit mit verkürzter Schrittlänge und verlängerter Doppelunterstützungsphase konnten auch in anderen Studien sowohl bei Kindern als auch Erwachsenen gezeigt werden [1, 6, 27, 33].

Kinematisch wiesen die Kinder in unserer Studie durch die 4-kg-Traglast eine erhöhte Beckenvorwärtsskipung auf, welche eine stärkere Hüftflexion bei gleichbleibendem absolutem Bewegungsumfang in der Hüfte zur Folge hatte. Das Gewicht des Rucksacks verlagerte den Körperschwerpunkt nach hinten und bewirkte eine Anpassung des Oberkörpers und des Beckens nach vorne, um das Gleichgewicht zu halten [8]. Auch andere Studien beobachteten bei Schulkindern mit einer Rucksacklast zwischen 8,5 und 20% des Körpergewichts eine Vorneigung des Oberkörpers mit einer erhöhten vorderen Beckenkipung und ausgeprägter Hüftflexion [16, 21, 24]. Auch bei älteren Jugendlichen und Erwachsenen konnte eine traglastbedingte Rumpfvorneigung beobachtet werden [6, 12, 30]. Dabei intensivierte sich die Rumpfvorneigung mit der Rucksacklast [16, 24]. Häufig wird die Rucksacklast durch eine Hohlkreuzhaltung kompensiert [20]. Die Beckenkipung nach vorne induziert eine Hyperlordose der Lendenwirbelsäulen, die bei anhaltendem Zustand Lumbalschmerzen auslösen kann. Als alternativer Kompensationsmechanismus gilt der Rundrücken, wobei das Becken aufgerichtet und die Lendenlordose aufgehoben wird und bei vorgeschobenem Kopf ein nach vorne gewölbter thorakaler Rundrücken entsteht. Für beide Mechanismen, die Hohlkreuzhaltung als auch der thorakale Rundrücken, sollte eine Stärkung der Rückenmuskulatur als Präventionsmaßnahme gegen Rückenschmerzen diskutiert werden [19]. Auch das Design des Schulrucksacks in Bezug auf Ergonomie und Passgenauigkeit an der Rückenpartie sowie die Tragegewohnheiten, insbesondere die symmetrische

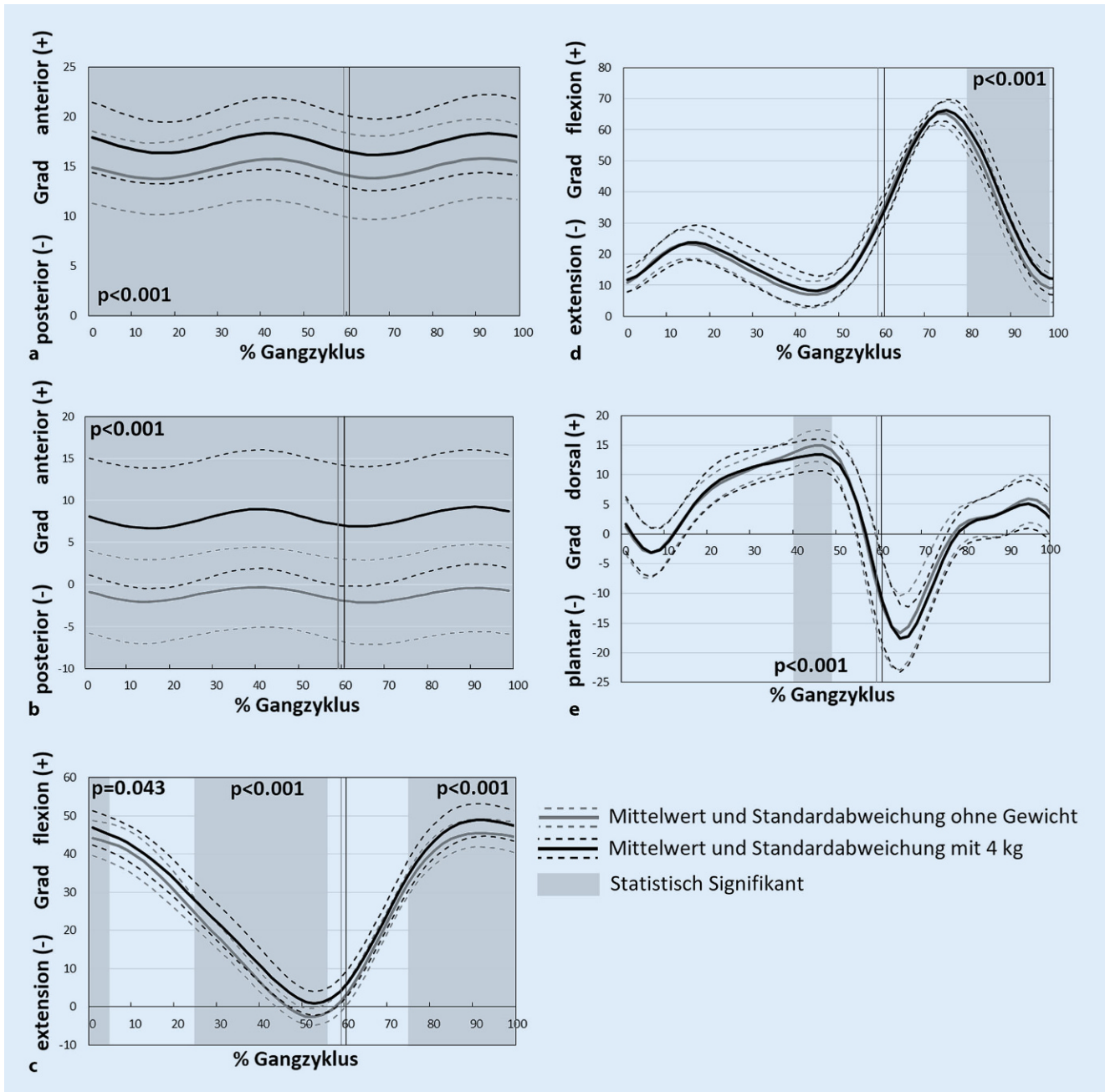


Abb. 3 ▲ Kinematische Bewegungsabläufe von **a** Beckenkipfung, **b** Oberkörperneigung, **c** Hüftflexion, **d** Knieflexion und **e** Dorsalflexion – oberes Sprunggelenk in sagittaler Ebene ohne (*grau*) und mit (*schwarz*) Rucksackgewicht von 4 kg. Die vertikale Linie zeigt den Übergang von der Stand- zur Schwungphase. Die grauen Bereiche zeigen, wo die Mittelwertkurven sich signifikant voneinander unterscheiden unter Verwendung des Statistical Parametric Mapping ($p < 0,05$)

Verteilung der Last auf beide Schultern, spielen eine Rolle [2, 26].

Die Rucksacklast führte auch zu einigen Änderungen in der Muskelaktivität. Die Paraspinalmuskulatur zeigte eine erste Aktivitätsspitze beim initialen Bodenkontakt und eine zweite Spitze beim initialen Bodenkontakt des kontralateralen Fußes. Dies korrespondiert

mit den beiden Doppelunterstützungsphasen am Anfang und gegen Ende der Standphase. Die Aktivität der ipsi- und kontralateralen Paraspinalmuskeln wurde durch die erhöhte Traglast beim Aufsetzen des kontralateralen Fußes in der zweiten Doppelunterstützungsphase vermindert. In dieser Gangzyklusphase wird das Körpergewicht auf das Gegen-

bein verlagert, wobei sowohl das Becken als auch der Oberkörper sich leicht nach hinten neigen. Möglicherweise wird die Gewichtsverlagerung auf das Gegenbein und die Becken-Rumpf-Kontrolle unter anderem durch die Paraspinalmuskeln kontrolliert. Weil der Körperschwerpunkt durch die Last auf dem Rücken nach hinten verschoben wird [7], nimmt

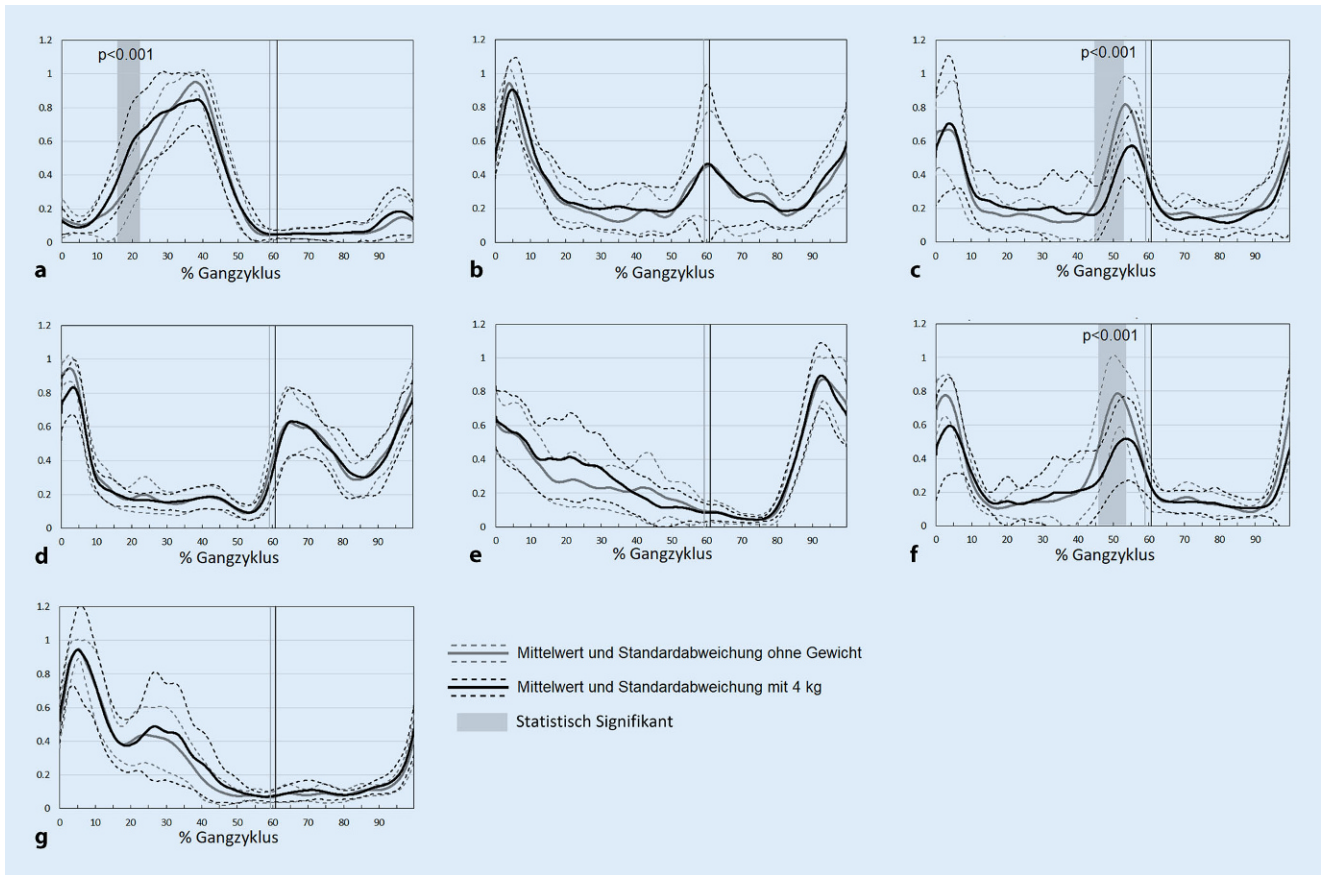


Abb. 4 ▲ Aktivitätsmuster der verschiedenen Muskeln über den Gangzyklus ohne und mit Rucksacklast von 4 kg. Die vertikale Linie zeigt den Übergang von der Stand- zur Schwungphase. Die grauen Bereiche zeigen, wo die Mittelwertkurven sich signifikant voneinander unterscheiden unter Verwendung des Statistical Parametric Mapping ($p < 0,05$). a M. gastrocnemius medialis, b M. rectus femoris, c ipsilaterale Paraspinalmuskulatur, d M. tibialis anterior, e M. semitendinosus, f kontralaterale Paraspinalmuskulatur, g M. gluteus medius

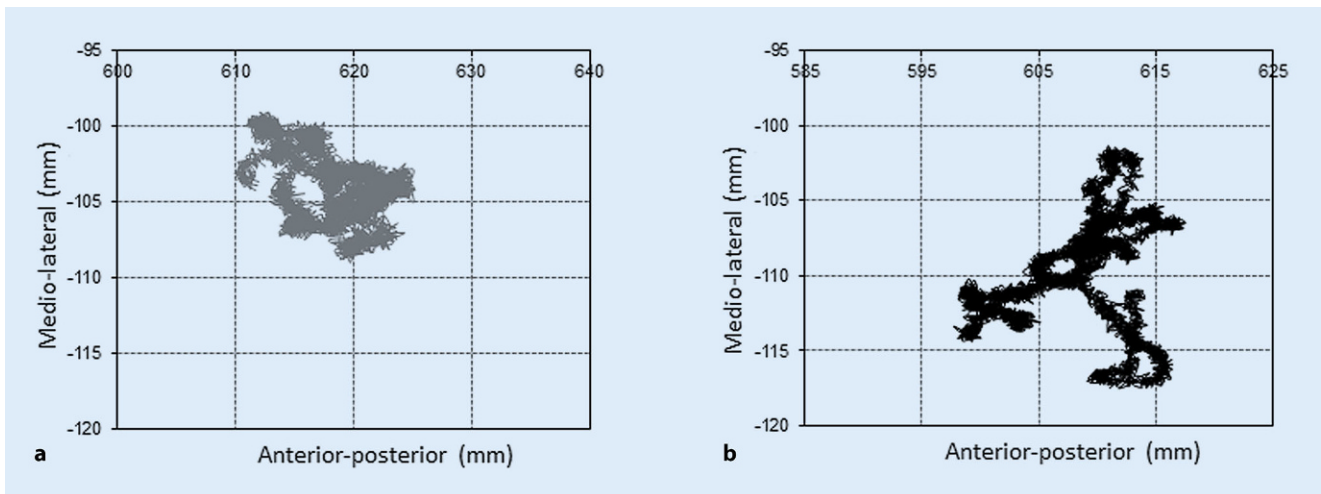


Abb. 5 ▲ Grafische Darstellung des Verlaufs des Kraftangriffspunktes eines Versuchsdurchgangs auf der Kraftmessplatte über einer Dauer von 10 s Sowohl in anterior-posteriorer als auch mediolateraler Richtung konnte eine zunehmende Standinstabilität beobachtet werden. a Schwankungen ohne Gewicht, b Schwankungen mit 4 kg Gewicht

die Aktivität der Rückenmuskulatur ab und die Aktivität der Bauchmuskeln zu, um den Körperschwerpunkt entgegen der Last halten zu können. Die Paraspinalmuskulatur muss dabei die Wirbelsäule weniger stabilisieren [23], was darauf hindeutet, dass der schwere Rucksack eher passiv und nicht aktiv durch Muskelarbeit getragen wird. Devroey et al. zeigten gleiche Resultate mit einer verminderten Aktivität der Rückenmuskulatur und einer Zunahme der Aktivität der Bauchmuskulatur, was auf eine verminderte Ko-Kontraktion zwischen Bauch- und Rückenmuskulatur hindeutet, mit eventuell negativen Langzeitfolgen [8]. In unserer Studie ließ sich diese verminderte Paraspinalmuskulaturaktivität nur bei der Gewichtsverlagerung auf den kontralateralen Fuß in der zweiten Doppelunterstützungsphase, nicht aber bei der Gewichtsverlagerung vom kontralateralen Fuß auf den ipsilateralen Fuß zu Beginn des Gangzyklus aufweisen. Harman et al. zeigten mit zunehmender Ganggeschwindigkeit eine erhöhte Paraspinalmuskulaturaktivität beim Tragen eines Rucksacks [13]. Da unsere Ergebnisse eine reduzierte Ganggeschwindigkeit durch das Tragen der Rucksacklast demonstrierten, kann auch die Ganggeschwindigkeit die reduzierte Muskelaktivität beeinflusst haben.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass ein Rucksackgewicht von 15 % des Körpergewichts bei Grundschulkindern zu Änderungen von Gang, Muskelaktivität, Haltung und Standstabilität führte. Dies war eine Momentaufnahme unter Laborbedingungen. Über dauerhafte Schädigungen oder Haltungsveränderungen im Langzeitverlauf kann keine Aussage getroffen werden. Weitere Limitationen der Studie sind die relativ geringe Anzahl an Probanden ($n = 12$), die nicht erfolgte Messung der Muskelaktivität der Bauchmuskeln und die fehlende Beachtung weiterer Einflussfaktoren, wie zum Beispiel die individuelle Körperkonstitution und Fitness der Probanden. Zudem wurde für alle Probanden eine Traglast von 4 kg und nicht eine an das Probandengewicht angepasste Traglast gewählt. Mit diesem Vorgehen sollte eine möglichst reelle Situation abgebildet werden.

Da in der vorliegenden Arbeit eindeutig Veränderungen auf das muskuloskeletale System festgestellt werden konnten, ist eine Reduktion des Schulrucksackgewichtes z. B. durch einen doppelten Schulbüchersatz, Online-Bücher oder Schulspinde, sowie eine tägliche Reduktion unnötigen Materials aus dem Schulrucksack wünschenswert. Zu diskutieren sind weiterhin alternative Schulrucksacktransportmittel, wie beispielsweise der Fahrradkorb.

Korrespondenzadresse



Prof. Dr. Anna K. Hell, MD
Kinderorthopädie, Operatives
Kinderzentrum, Klinik für
Unfallchirurgie, Orthopädie
und Plastische Chirurgie,
Universitätsmedizin
Göttingen
Robert-Koch-Straße 40,
37075 Göttingen,
Deutschland
anna.hell@med.uni-
goettingen.de

Funding. Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL.

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. A.K. Hell, L. Braunschweig, B. Grages, R. Brunner und J. Romkes geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Alle beschriebenen Untersuchungen am Menschen oder an menschlichem Gewebe wurden mit Zustimmung der zuständigen Ethikkommission, im Einklang mit nationalem Recht sowie gemäß der Deklaration von Helsinki von 1975 (in der aktuellen, überarbeiteten Fassung) durchgeführt. Von allen beteiligten Patienten liegt eine Einverständniserklärung vor. Für die Bilder in **Abb. 1** liegt die Einverständniserklärung der Eltern des betroffenen Kindes vor.

Open Access. Dieser Artikel wird unter der Creative Commons Namensnennung 4.0 International Lizenz veröffentlicht, welche die Nutzung, Vervielfältigung, Bearbeitung, Verbreitung und Wiedergabe in jeglichem Medium und Format erlaubt, sofern Sie den/die ursprünglichen Autor(en) und die Quelle ordnungsgemäß nennen, einen Link zur Creative Commons Lizenz beifügen und angeben, ob Änderungen vorgenommen wurden.

Die in diesem Artikel enthaltenen Bilder und sonstiges Drittmaterial unterliegen ebenfalls der genannten Creative Commons Lizenz, sofern sich aus der Abbildungslegende nichts anderes ergibt. Sofern das betreffende Material nicht unter der genannten Creative Commons Lizenz steht und die betreffende Handlung nicht nach gesetzlichen Vorschriften erlaubt ist, ist für die oben aufgeführten Weiterverwendungen des Ma-

terials die Einwilligung des jeweiligen Rechteinhabers einzuholen.

Weitere Details zur Lizenz entnehmen Sie bitte der Lizenzinformation auf <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/deed.de>.

Literatur

- Ahmad HN, Barbosa TM (2019) The effects of backpack carriage on gait kinematics and kinetics of schoolchildren. *Sci Rep* 9:3364. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-40076-w>
- Alami A, Tehrani H, Lael-Monfared E et al (2020) Ergonomic factors of school bags and their adaptation to the weight of students. *Work* 65:809–820. <https://doi.org/10.3233/WOR-203133>
- Barbosa JP, Marques MC, Neiva HP et al (2019) Effects of backpacks on ground reaction forces in children of different ages when walking, running, and jumping. *Int J Environ Res Public Health*. <https://doi.org/10.3390/ijerph16245154>
- Calvo-Muñoz I, Gómez-Conesa A, Sánchez-Meca J (2013) Prevalence of low back pain in children and adolescents: a meta-analysis. *BMC Pediatr* 13:14. <https://doi.org/10.1186/1471-2431-13-14>
- Cavallo CM, Hlavaty TM, Tamase MGM (2003) A pilot study for the development of a primary prevention program: what is the average weight of a fourth grader's backpack? *Work* 20:137–158
- Chow DHK, Kwok MLY, Au-Yang ACK et al (2005) The effect of backpack load on the gait of normal adolescent girls. *Ergonomics* 48:642–656. <https://doi.org/10.1080/00140130500070921>
- Cook TM, Neumann DA (1987) The effects of load placement on the EMG activity of the low back muscles during load carrying by men and women. *Ergonomics* 30:1413–1423. <https://doi.org/10.1080/00140138708966035>
- Devroey C, Jonkers I, de Becker A et al (2007) Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures. *Ergonomics* 50:728–742. <https://doi.org/10.1080/00140130701194850>
- Goh J-H, Thambyah A, Bose K (1998) Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking. *Clin Biomech* 13:S26–S31. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00071-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00071-5)
- Goldie PA, Bach TM, Evans OM (1989) Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil* 70:510–517
- Goodgold SA, Nielsen D (2003) Effectiveness of a school-based backpack health promotion program: backpack intelligence. *Work* 21:113–123
- Grimmer K, Dansie B, Milanese S et al (2002) Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study. *BMC Musculoskelet Disord* 3:10. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-3-10>
- Harman E, Han KH, Frykman P, Pandorf C (2000) The effect of walking speed on the biomechanics of backpack load carriage
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10:361–374. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
- Hernández TL, Ferré MC, Martí SG, Salvat IS (2020) Relationship between school backpacks

- and musculoskeletal pain in children 8 to 10 years of age: an observational, cross-sectional and analytical study. *Int J Environ Res Public Health*. <https://doi.org/10.3390/ijerph17072487>
16. Hong Y, Cheung C-K (2003) Gait and posture responses to backpack load during level walking in children. *Gait Posture* 17:28–33. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00050-4](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00050-4)
 17. Janakiraman B, Ravichandran H, Demeke S, Fasika S (2017) Reported influences of backpack loads on postural deviation among school children: a systematic review. *J Educ Health Promot* 6:41. https://doi.org/10.4103/jehp.jehp_26_15
 18. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME (1990) Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 8:383–392. <https://doi.org/10.1002/jor.1100080310>
 19. Kędra A, Kolwicz-Gańko A, Sitarski D et al (2019) Prevalence of back pain and the knowledge of preventive measures in a cohort of 11619 Polish school-age children and youth—An epidemiological study. *Medicine (Baltimore)* 98:e15729. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000015729>
 20. Kinoshita H (1985) Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. *Ergonomics* 28:1347–1362. <https://doi.org/10.1080/00140138508963251>
 21. Kistner F, Fiebert I, Roach K, Moore J (2013) Postural compensations and subjective complaints due to backpack loads and wear time in schoolchildren. *Pediatr Phys Ther* 25:15–24. <https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e31827ab2f7>
 22. Krause L, Seeling S, Prütz F, Rommel A (2017) Prevalence and trends in the utilization of gynecological services by adolescent girls in Germany. Results of the German health survey for children and adolescents (KiGGS). *Geburtshilfe Frauenheilkd* 77:1002–1011. <https://doi.org/10.1055/s-0043-118284>
 23. Kuriyama N, Ito H (2005) Electromyographic functional analysis of the lumbar spinal muscles with low back pain. *J Nippon Med Sch* 72:165–173. <https://doi.org/10.1272/jnms.72.165>
 24. Li JX, Hong Y, Robinson PD (2003) The effect of load carriage on movement kinematics and respiratory parameters in children during walking. *Eur J Appl Physiol* 90:35–43. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0848-9>
 25. Lindstrom-Hazel D (2009) The backpack problem is evident but the solution is less obvious. *Work* 32:329–338. <https://doi.org/10.3233/WOR-2009-0831>
 26. Mohammadi S, Mokhtarinia H, Nejatbakhsh R, Scuffham A (2017) Ergonomics evaluation of school bags in Tehran female primary school children. *Work* 56:175–181. <https://doi.org/10.3233/WOR-162469>
 27. Paez-Moguer J, Montes-Alguacil J, Garcia-Paya I et al (2019) Variation of spatiotemporal parameters in school children carrying different backpack loads: a cross sectional study. *Sci Rep* 9:12192. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-48675-3>
 28. Palumbo N, George B, Johnson A, Cade D (2001) The effects of backpack load carrying on dynamic balance as measured by limits of stability. *Work* 16:123–129
 29. Perrone M, Orr R, Hing W et al (2018) The impact of backpack loads on school children: a critical narrative review. *Int J Environ Res Public Health*. <https://doi.org/10.3390/ijerph15112529>
 30. Shojaei I, Suri C, Bazrgari B (2018) The effects of backpack type on lumbo-pelvic coordination during trunk bending and return tasks. *Ergonomics* 61:1355–1363. <https://doi.org/10.1080/00140139.2018.1489070>
 31. Singh T, Koh M (2009) Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean. *Gait Posture* 29:49–53. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.06.006>
 32. Suri C, Shojaei I, Bazrgari B (2019) Effects of school backpacks on spine biomechanics during daily activities: a narrative review of literature. *Hum Factors*. <https://doi.org/10.1177/0018720819858792>
 33. Wang Y, Pascoe DD, Weimar W (2001) Evaluation of book backpack load during walking. *Ergonomics* 44:858–869. <https://doi.org/10.1080/00140130118572>
 34. Yamato TP, Maher CG, Traeger AC et al (2018) Do schoolbags cause back pain in children and adolescents? A systematic review. *Br J Sports Med* 52:1241–1245. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098927>

Strukturiertes Behandlungsprogramm bei rheumatoider Arthritis

Auch für rheumatoide Arthritis gibt es jetzt ein strukturiertes Behandlungsprogramm: Dieses soll durch koordinierte Betreuung und Schulung von Patienten dazu beitragen, Therapieziele zu erreichen.

Die Deutsche Gesellschaft für Rheumatologie e. V. (DGRh) begrüßt den Beschluss des Gemeinsamen Bundesausschuss, ein Disease-Management-Programm (DMP) für die rheumatoide Arthritis (RA) zu initiieren: Sie sieht darin eine große Chance für die Versorgung von Patienten mit RA. Denn wirksame Therapien können eine RA zum Stillstand bringen – vorausgesetzt, sie kommen rechtzeitig und gezielt zum Einsatz.

Um Patienten zu einer zügigen Diagnose und Behandlung zu verhelfen, definiert das Programm Schnittstellen zwischen Haus- und Fachärzten. Außerdem wird die Therapie beim niedergelassenen Arzt, im Krankenhaus oder einer Reha-Einrichtung koordiniert und stets an den individuellen Gesundheitszustand angepasst. Mithilfe von Patientenschulungen werden die Betroffenen zudem aktiv involviert und darin gestärkt, ihre chronische Erkrankung zu bewältigen und ihre Lebensqualität zu verbessern.

Nach der Definition von Inhalten und Prozessen müssen nun die praktischen Umsetzungen erfolgen und Verträge zwischen Krankenkassen, Praxen und Kliniken geschlossen werden. In etwa einem Jahr können sich erste Patienten in das Programm einschreiben.

Quelle: Deutsche Gesellschaft für Rheumatologie e. V. (DGRh), www.dgrh.de