

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik
mit Poliklinik Tübingen

**Lot- und Profiländerung der Wirbelsäule durch das
Tragen eines Schulrucksacks bei 11- bis 14-jährigen
Kindern**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Wohlfarth, Anne

2018

Dekan:	Professor Dr. I. B. Autenrieth
1. Berichterstatter:	Professor Dr. N. Wülker
2. Berichterstatter:	Professor Dr. I. Krauß
Tag der Disputation:	24.04.2018

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Das ideale Schulranzengewicht.....	1
1.2	Rückenschmerzen im Kindesalter: Der Schulranzen als Ursache?	2
1.3	Exkurs: Anatomische Grundlagen Rücken	4
1.3.1	Die Wirbelsäule.....	5
1.3.2	Rückenmuskulatur	8
1.3.3	Die Rückenbewegungen in den drei Körperebenen.....	10
1.4	Diagnostik bei Wirbelsäulenbeschwerden	12
1.4.1	Körperliche Untersuchung der Wirbelsäule.....	12
1.4.2	Bildgebende Diagnostik der Wirbelsäule	14
1.5	Wirbelsäulenerkrankungen im Kindesalter	19
1.5.1	Kyphose.....	19
1.5.2	Morbus Scheuermann.....	20
1.5.3	Spondylolisthesis	21
1.5.4	Skoliose	22
1.6	Auswirkungen des Schulranzens auf das Rückenprofil	25
1.7	Fragestellung.....	27
2	Material und Methoden	30
2.1	Probanden	30
2.2	Rückenschmerzfragebogen.....	31
2.3	Die Rasterstereographie.....	32
2.3.1	Grundlage Photogrammetrie.....	32
2.3.2	Die Funktionsweise der Rasterstereographie	33
2.3.3	Rasterstereographie in der orthopädischen Ambulanz der Universitätsklinik Tübingen	36
2.4	Untersuchungsparameter	38
2.5	Die Schulranzennachbildung	43
2.6	Versuchsablauf.....	46
2.7	Statistische Auswertung	52
3	Ergebnisse	55
3.1	Probanden	55
3.2	Beidseitige Belastung	56

3.3	Einseitige Belastung	59
3.3.1	Kyphosewinkel VP-ITL und Lordosewinkel ITL-DM	59
3.3.2	Lotabweichung VP-DM	59
3.3.3	Seitabweichung (rms)	63
3.3.4	Oberflächenrotation (rms)	65
3.4	Gruppeneinteilung Rückenschmerzen.....	68
3.4.1	Beidseitige Belastung	70
3.4.2	Einseitige Belastung	70
3.5	Gruppeneinteilung Geschlecht	72
3.5.1	Lordosewinkel ITL-DM	73
3.5.2	Seitabweichung.....	75
3.5.3	Kyphosewinkel, Lotabweichung und Oberflächenrotation.....	75
4	Diskussion	76
5	Zusammenfassung	90

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Die Wirbelsäulenabschnitte: Halslordose, Brustkyphose, Lendenlordose und Sakralkyphose [3]	5
Abbildung 2: Die Grundform eines Wirbels besteht aus Wirbelkörper, Wirbelbogen und Wirbelbogenfortsätze [3].....	6
Abbildung 3: Der Bandapparat verbindet die Wirbel untereinander und stabilisiert die Wirbelsäule [3].....	8
Abbildung 4: Die Rückenmuskulatur mit den wichtigsten Streckmuskeln M. longissimus (1) und M. iliocostalis (2).....	9
Abbildung 5: Die drei Hauptebenen des menschlichen Körpers sind die Sagittal-, Frontal- und Transversalebene [1].	11
Abbildung 6: Posteriore-anteriore Röntgenaufnahme bei Skoliose zur Bestimmung des Cobb-Winkels	14
Abbildung 7: Latero-laterale Röntgenaufnahme bei Skoliose zur Bestimmung von Kyphose und Lordose	14
Abbildung 8: CT-Aufnahme mit Deckplattenfraktur 12. Brustwirbelkörper, Keilwirbel 1. Lendenwirbelkörper, Kompressionsfraktur 3. Lendenwirbelkörper, Osteoporosezeichen	16
Abbildung 9: MRT-Aufnahme mit Nucleus-Pulposus-Prolaps (Bandscheibenvorfall) L4/L5 und Spinalkanalstenose	17
Abbildung 10: MRT-Aufnahme mit Spinalkanalstenose	17
Abbildung 11: MRT-Aufnahme Normalbefund.....	17
Abbildung 12: Röntgen-Aufnahme eines Mb. Scheuermanns mit Kyphose- und Keilwirbelbildung	20
Abbildung 13: Der Cobb Winkel definiert die Krümmungen der Wirbelsäule bei der Skoliose. Er wird durch die Schnittpunkte der Tangenten berechnet, die auf den Neutralwirbeln aufliegen [2].....	24
Abbildung 14: Prinzip der Photogrammetrie [4].....	32
Abbildung 15: Grundtypen der Flächenform [4].....	34
Abbildung 16: Rasterstereographische Formanalyse durch die anatomischen Bezugspunkte Lumbalgrübchen (blau) und Vertebra prominens (dunkelrot) [83]	35
Abbildung 17: Rasterstereographiegerät Formetric II der orthopädischen Abteilung der Universitätsklinik Tübingen.....	36
Abbildung 18: Digitale Rekonstruktion des Rückenprofils am angeschlossenen Computer des Rasterstereographen	37
Abbildung 19: Die Symmetrielinie zwischen Vertebra prominens und der Lumbalgrübchen.....	38
Abbildung 20: Schematische Lateralprojektion Rücken: Kyphose- und Lordosewinkel	39

Abbildung 21: Lotabweichung am Beispiel Skoliose [5]	40
Abbildung 22: Seitabweichung am Beispiel Skoliose [5]	41
Abbildung 23: Oberflächenrotation am Beispiel Skoliose [5]	42
Abbildung 24: Schulranzennachbildung, an der die Gewichte über eine Öse an den Haken der Träger eingehängt werden konnte. Dies repräsentierte die beidseitige Trageweise. Für die Messungen der einseitigen Belastung wurden die Gewichte auf den Tragegriff aufgeschraubt.	43
Abbildung 25: Schulranzennachbildung mit eingehängten Gewichten in der Seitansicht.....	44
Abbildung 26: Die Gewichtsscheiben lagen in den Stufen 125 g, 250 g, 500 g, 1 kg, 2 kg und 3 kg vor. So konnte das Schulranzengewicht bis auf 125 g genau simuliert werden.	45
Abbildung 27: Auf den Rücken geworfene Lichtsreifen des Projektors bei beidseitig simulierter Schulranzen-belastung mit 2,5 kg auf jeder Seite.....	47
Abbildung 28: Beidseitig simulierte Schulranzenbelastung mit 2,5 kg auf jeder Seite	47
Abbildung 29: Rechtsseitige Belastung von 2,5 kg.....	48
Abbildung 30: Fixpunktkorrektur am Computer: Lageüberprüfung des Vertebra prominens und der Lumbalgrübchen.....	49
Abbildung 31: Ausdruck zur Ablesung der Wirbelsäulenparameter Kyphose- und Lordosewinkel	50
Abbildung 32: Ausdruck zur Ablesung der Wirbelsäulenparameter Lot-, Seitabweichung und Oberflächenrotation.....	51
Abbildung 33: Die Geschlechterverteilung ist fast ausgeglichen: 46,5 % Jungen zu 53,5 % Mädchen	55
Abbildung 34: Der Boxplot zeigt, dass es kaum Veränderungen des Lordosewinkels ITL-DM bei beidseitiger Belastung gibt.....	57
Abbildung 35: Geschätzte Mittelwerte Lotabweichung VP-DM bei rechtsseitiger Belastung	60
Abbildung 36: Geschätzte Mittelwerte Lotabweichung VP-DM bei linksseitiger Belastung	62
Abbildung 37: Geschätzte Mittelwerte Seitabweichung (rms) bei rechtsseitiger Belastung	63
Abbildung 38: Geschätzte Mittelwerte Seitabweichung (rms) bei linksseitiger Belastung	64
Abbildung 39: Geschätzte Mittelwerte der Oberflächenrotation (rms) bei rechtsseitiger Belastung.....	66
Abbildung 40: Geschätzte Mittelwerte der Oberflächenrotation (rms) bei linksseitiger Belastung.....	66
Abbildung 41: Diagramm Rückenschmerzen: 39,5 % der Kinder gaben an an Rückenschmerzen zu leiden, 60,5 % der Kinder verneinten dies.....	69

Abbildung 42: Geschätzte Mittelwerte Lotabweichung VP-DM (\pm Standardabweichung) bei rechtsseitiger Belastung bei der Unterteilung der Probanden in eine Gruppe mit und eine ohne Rückenschmerzen. Ab 10 % KG Belastung liegen Unterschiede zwischen den beiden Gruppen vor. Signifikant ist der Unterschied bei 15 % KG Belastung.	71
Abbildung 43: Verteilung von Gewicht, Größe und BMI aufgeteilt nach Geschlechtern. Es liegen nur minimale Unterschiede vor.	72
Abbildung 44: Verteilung des Alters aufgeschlüsselt nach Geschlecht. Bei Jungen und Mädchen liegt das durchschnittliche Alter bei 12 Jahren.	72
Abbildung 45: Geschätzte Mittelwerte Lordosewinkel ITL-DM mit Standardabweichung bei rechtsseitiger Belastung bei der Unterteilung der Probanden nach Geschlecht. Ein signifikanter Unterschied ist bei 0, 5 und 15 % KG Belastung zu finden.	74

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Der Bewegungsumfang nach Neutral-Null-Methode der Wirbelsäule aufgliedert in HWS, BWS, LWS. Die HWS hat dabei den größten Bewegungsumfang [41].....	12
Tabelle 2: Paarweise Vergleiche der Studie.....	53
Tabelle 3: Die Mittelwerte des Kyphosewinkels VP-ITL bei beidseitiger Belastung unterschieden sich nicht wesentlich.	56
Tabelle 4: Die Mittelwerte der Lotabweichung VP-DM bei beidseitiger Belastung unterschieden sich nicht wesentlich.	57
Tabelle 5: Die Mittelwerte der Seitabweichung (rms) bei beidseitiger Belastung waren kaum vorhanden.	58
Tabelle 6: Die Mittelwerte der Oberflächenrotation (rms) bei beidseitiger Belastung zeigten keinen aussagekräftigen Unterschied.	58
Tabelle 7: Paarweise Vergleiche der Lotabweichung VP-DM der geschätzten Mittelwerte bei rechtsseitiger Belastung. Signifikante und den Grenzwert von ≥ 5 mm überschreitende Werte sind grau unterlegt.....	61
Tabelle 8: Paarweise Vergleiche der Lotabweichung VP-DM der geschätzten Mittelwerte bei linksseitiger Belastung. Signifikante und den Grenzwert von ≥ 5 mm überschreitende Werte sind grau unterlegt.....	62
Tabelle 9: Paarweise Vergleiche der Seitabweichung (rms) der geschätzten Mittelwerte bei rechtsseitiger Belastung. Signifikante und den Grenzwert von $\geq 1,5$ mm überschreitende Werte sind grau unterlegt.....	64
Tabelle 10: Paarweise Vergleiche der geschätzten Mittelwerte der Seitabweichung (rms) bei rechtsseitiger Belastung. Signifikante und den Grenzwert von $\geq 1,5$ mm überschreitende Werte sind grau unterlegt.	65
Tabelle 11: Paarweise Vergleiche der geschätzten Mittelwerte der Oberflächenrotation (rms) bei rechtsseitiger Belastung. Signifikante und den Grenzwert von $\geq 1,5^\circ$ überschreitende Werte sind grau unterlegt. Fett gedruckte Werte sind signifikant, aber erreichen nicht den Grenzwert.	67
Tabelle 12: Paarweise Vergleiche der geschätzten Mittelwerte der Oberflächenrotation (rms) bei linksseitiger Belastung. Signifikante und den Grenzwert von $\geq 1,5^\circ$ überschreitende Werte sind grau unterlegt. Fett gedruckte Werte sind signifikant, aber erreichen nicht den Grenzwert.	68
Tabelle 13: Angabe der Schmerzstärke in einer Skala von 1 (sehr wenige) - 10 (unerträgliche Schmerzen). 64,7 % der Kinder gaben ihre Schmerzstärke bei 3 oder 4 an.	69
Tabelle 14: Geschätzte Mittelwerte Lordosewinkel ITL-DM bei beidseitiger Belastung bei der Unterteilung der Probanden nach Geschlecht. Signifikante und den Grenzwert von $\geq 5^\circ$ überschreitende Werte sind grau unterlegt.	73
Tabelle 15: Mittelwertdifferenzen Lordosewinkel ITL-DM bei linksseitiger Belastung bei der Unterteilung der Probanden nach Geschlecht.....	75

Abkürzungsverzeichnis und Erklärung medizinischer Begriffe

a.p.	anterior-posterior
DL	Dimple left, Lumbalgrübchen linke Seite
DM	Midpoint between lumbar dimples, Mittelpunkt zwischen den Lumbalgrübchen
DR	Dimple right, Lumbalgrübchen rechte Seite
ITL	Inflectional point, thorako-lumbaler Wendepunkt
KG	Körpergewicht
Lig.	Ligamentum, Band
Ligg.	Ligamenta, Bänder
M.	Musculus
mm	Millimeter
rms	Root mean square, mittlere quadratische Abweichung
VP	Vertebra prominens, siebter Halswirbel

anterior	vordere(r)
dorsal	zum Rücken hin gelegen
ipsilateral	gleichseitig
konkav	Wölbung nach innen
kontralateral	gegenseitig
konvex	Wölbung nach außen
lateral	die Seite betreffend
medial	in der Mitte liegend
posterior	hintere(r)
ventral	bauchwärts gelegen

1 Einleitung

1.1 Das ideale Schulranzengewicht

Jedes Jahr zu Schulbeginn kommt es zu einer erneuten Diskussion um das ideale Schulranzengewicht. Viele Eltern machen sich Gedanken um die Schwere des Schulranks und sorgen sich, ob ihr Kind durch das Tragen der vielen Bücher und Hefte nicht überlastet wird. Als Faustregel galt bis 2010 „für normalwüchsige, gesunde Kinder, dass das Gewicht des zu tragenden, gefüllten Schulranks zehn Prozent des Körpergewichts (KG) des Kindes nicht übersteigen sollte“ [7]. Diese Empfehlung war bis dato in der Deutschen Industrienorm (DIN 58124) festgelegt und wurde 2010 gestrichen. Es kann vermutet werden, dass dies auf der 2009 veröffentlichten Kidcheck-Studie der Universität des Saarlandes beruht [8]. Diese besagte, dass selbst ein deutlich höheres Gewicht (17 % KG) zu keinen Änderungen der Körperhaltung führe und Kinder verschiedene Bewältigungsstrategien nutzen um die Belastung auszugleichen. Es wurde ausdrücklich darauf hingewiesen, dass Bewältigungsstrategien nicht auf Überlastung schließen lassen und die bisher geltenden Normen eine falsche Sicherheit vortäuschen. Doch die Ablehnung von Richtwerten zur Begrenzung des Schulranzengewichts ist in der Literatur eher die Ausnahme. International liegen mehrere Studien vor, die Empfehlungen des maximalen Schulranzengewicht von 10 % [9-11] über 15 % [12, 13] bis 20 % KG [14, 15] aussprachen. Vielleicht auch aus diesem Grund gibt die Kinderkommission des deutschen Bundestages seither trotzdem eine Broschüre mit der Empfehlung des idealen Ranzengewichts von 10-15 % des Körpergewichts (KG) des Kindes heraus [16].

Die Vielzahl dieser Empfehlungen betrachtend zeigt, dass eine Begrenzung des Schulranzengewichts ein stets aktuelles Thema ist, vor allem da in der Realität Schulkinder oft mehr tragen. Es kommt dabei auf das Heimatland und die

Region an. Eine italienische Studie beschrieb ein durchschnittliches Schulranzengewicht von 22 % KG [17], während in Indien hingegen eine maximale Belastung von 16,8 % KG bei 14-jährigen Schulkindern vorlag [18]. In Frankreich trug über die Hälfte der Fünftklässler einen Rucksack über 10 % KG, die durchschnittliche Belastung betrug 19 % KG und bei 49 % der Kinder wurde ein Schulranzen mit einem Gewicht über 20 % KG gefunden [19]. Pascoe et al [20] fanden in den USA ein Rucksackgewicht von durchschnittlich 17 % KG und Forjough et al [21] stellten fest, dass über ein Viertel der Kinder über 10 % KG trugen. In einer weiteren amerikanischen Studie [22] wurden bei über der Hälfte der Kinder eine Rucksackbelastung von mehr als 15 % KG gemessen. Vor allem jüngere Kinder trugen im Vergleich zu ihrem Körpergewicht schwerere Schulranzen. Doch nicht nur diese objektiven Zahlen belegen, dass der Kinderrücken durch Schulranzen stark belastet wird, sondern auch die subjektive Wahrnehmung der Kinder spricht dafür. So fand über drei Viertel der italienischen Kinder, dass ihr Schulranzen zu schwer sei und über 65 % fühlten sich beim Tragen erschöpft [23]. In Australien bestätigten dies über die Hälfte der Schulkinder [24].

1.2 Rückenschmerzen im Kindesalter: Der Schulranzen als Ursache?

Rückenschmerzen sind ein weltweit diskutiertes Thema. Dies ist zu verstehen, wenn man die wirtschaftlichen Folgen im Erwachsenenalter betrachtet. So waren zum Beispiel in Deutschland 2014 knapp ein Viertel aller beruflichen Fehlzeiten auf Muskel- und Skeletterkrankungen zurückzuführen [25] und die Gesundheitsausgaben betragen 2008 für Rückenleiden 9 Mrd. Euro [26]. Jedoch sind diese Ausgaben nicht nur in Deutschland so hoch. So wurden im Vereinigten Königreich 1998 die direkten Gesundheitskosten für Rückenschmerzen auf 1.632 Millionen Pfund beziffert [27]. Hierbei ist wichtig zu wissen, dass Kinder, die während ihrer Jugendzeit unter Rückenschmerzen

leiden, ein sehr viel größeres Risiko haben im Erwachsenenalter ebenfalls darunter zu erkranken [28]. Dass Rückenschmerzen im Kindesalter ein ernstzunehmendes Problem darstellen, wurde in mehreren internationalen Studien gezeigt. Die Lebenszeitprävalenz von Rückenschmerzen lag mit dem Alter von 15 Jahren schon bei 36 % [29]. Aber auch die Anstiegsrate in der Zeit von Schulbeginn bis zur Jugendzeit ist groß. Taimela et al untersuchten das Vorkommen von unteren Rückenschmerzen (Lumbalgie) bei Kindern und Jugendlichen und zeigten, dass die Prävalenz von 1 % bei 7-jährigen auf 18 % bei 14- bis 16-jährigen stieg [30]. In einer weiteren Studie sind diese Zahlen sogar weitaus höher und es fand ein Anstieg der Lumbalgie-Rate von 12 % bei 11-jährigen auf 50 % bei 14-jährigen statt [31]. Über die Hälfte der französischen Schulkinder berichtete schon einmal unter Rückenschmerzen gelitten zu haben [32]. In Australien gaben bis zu 43 % der Mädchen an in letzter Zeit Rückenschmerzen gehabt zu haben [33]. Des Weiteren zeigte eine iranische Studie von 2010, dass 45 % der Schulkinder Rücken- und Schulterbeschwerden äußerten [34].

Wegen dieser hohen Zahlen muss schon im Kindesalter nach den Ursachen für Rückenschmerzen gesucht werden. Die Risikofaktoren sind vielseitig und reichen vom Leistungssport, weiblichen Geschlecht und schlechten Gesundheitszustand über die Zeit, die man sitzt bis zum Ausmaß des Fernsehkonsums. Beeinflussend wirken ebenfalls vorangegangene Rückenverletzungen, positive Familienanamnese, psychische Faktoren und Bewegungseinschränkungen der lumbalen Wirbelsäule [35]. Aber auch das Tragen von Schulranzen spielt eine Rolle. So berichteten in der italienischen Schulranzenstudie von Negrini et al [23] fast die Hälfte der 111 befragten Kinder beim Tragen des Schulranzens unter Schmerzen zu leiden. Dies wurde ebenfalls für ein Viertel der Probanden beim Rennen und für etwa ein Fünftel beim Hochheben der Schultasche beschrieben. Bei Kindern, die mindestens schon einmal Erfahrung mit Rückenschmerzen hatten, führten diese Aktivitäten bei über 72 % zu Rückenschmerzen. Es gelang eine Verbindung zwischen Rückenschmerzen, die im vergangenen Jahr auftraten und einem Rucksackgewicht ≥ 20 % KG ausfindig zu machen [19]. Negrini et al [23]

beschrieben des Weiteren eine Signifikanz zwischen Lebenszeitprävalenz von Rückenschmerzen und der Tragedauer des Ranzens. Dies bestätigten ebenfalls Sheir-Neiss et al [36] und zeigten in ihrer Studie, dass eine häufige Schulranzennutzung zu Rückenschmerzen führt. Des Weiteren stellten sie fest, dass Heranwachsende mit Rückenschmerzen schwerere Schulranzen als ihre Mitschüler tragen. Auch in der Studie von Grimmer et al [33] konnte eine Assoziation zwischen Lumbalgie und Rucksackgewicht festgestellt werden. In der griechischen Schulranzenstudie mit 3441 Probanden bekamen vor allem jüngere und kleinere Kinder durch das Tragen eines Schulranzens mit einem vorgegebenem Gewicht mehr Rückenschmerzen, da der Rucksack prozentual zur Größe mehr wog [37]. Besonders das einseitige Tragen führte bei 12- bis 14-jährigen in einer amerikanischen Studie zu mehr Schmerzen [38]. Neben objektiven Parametern ist jedoch auch die persönliche Wahrnehmung von Bedeutung. Eine hohe Belastungsempfindung beim Tragen eines Rucksacks ist signifikant assoziiert mit Rückenschmerzen [24].

1.3 Exkurs: Anatomische Grundlagen Rücken

Eine Definition für Jedermann ist die des deutschen Nachschlagewerks Duden. Hier wird der Rücken als die „hintere Seite des Rumpfes beim Menschen zwischen Nacken und Lenden“ bezeichnet [39]. Der Rücken setzt sich dabei aus den beiden wesentlichen Bauelementen Wirbelsäule und Rückenmuskulatur zusammen, die in den weiteren Abschnitten medizinisch genauer erläutert werden.

1.3.1 Die Wirbelsäule

Das Gewicht der oberen Extremität und des Rumpfes wird über die Wirbelsäule auf die Beine übertragen. Die Wirbelsäule macht etwa zwei Drittel der Körperlänge aus und wird aus 33 Wirbeln, die durch zahlreiche Gelenke und Bänder miteinander verbunden sind, gebildet [40]. Hieraus ergibt sich ein Kompromiss aus Stabilität und Beweglichkeit. Es gibt vier Abschnitte und zwei Krümmungen, in die die Wirbelsäule eingeteilt wird. Als Lordose wird eine nach ventral (bauchwärts) gerichtete Krümmung und als Kyphose eine nach dorsal (zum Rücken) gerichtete Krümmung bezeichnet (Abbildung 1):

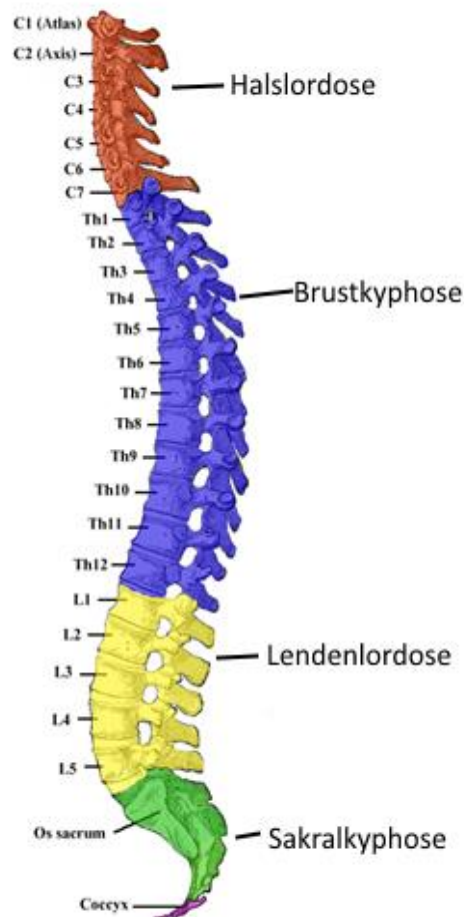


Abbildung 1: Die Wirbelsäulenabschnitte: Halslordose, Brustkyphose, Lendenlordose und Sakralkyphose [3]

-
- Halswirbelsäule (HWS) → Zervikallordose
 - Brustwirbelsäule (BWS) → Thorakalkyphose
 - Lendenwirbelsäule (LWS) → Lumballordose
 - Sakralwirbelsäule (Os sacrum) → Sakralkyphose

Die Wirbelsäule setzt sich aus den verschiedenen Elementen Wirbel, Zwischenwirbelscheiben und Bänder zusammen. Die Wirbel haben eine Grundform bestehend aus Wirbelkörper, Wirbelbogen und Wirbelbogenfortsätzen (Abbildung 2).

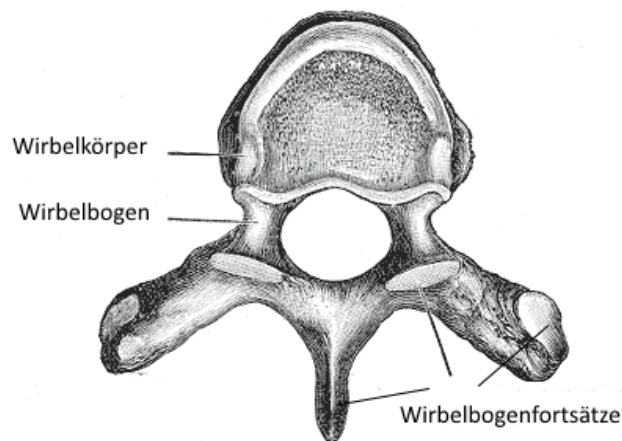


Abbildung 2: Die Grundform eines Wirbel besteht aus Wirbelkörper, Wirbelbogen und Wirbelbogenfortsätze [3].

Die Wirbelbogenfortsätze lassen sich in Dorn- und Querfortsätze unterteilen. Der Dornfortsatz ist zum Rücken, der paarige Querfortsatz ist zur Seite gerichtet. Die Wirbelbogenfortsätze dienen als Ansatzpunkt von Bändern und Muskeln. Die Form und Orientierung der Wirbelbogenfortsätze beeinflusst wesentlich die Bewegungsmöglichkeit der Wirbelsäule. Die Form der Wirbel unterscheidet sich im Hals-, Brust- und Lendenbereich und ist deren besonderen Anforderungen angepasst.

Ein wichtiger Punkt der Halswirbelsäule ist der Dornfortsatz des siebten Halswirbels (Proc. spinosus - C7), da dieser besonders gut tastbar ist und somit der Orientierung bei klinischen Untersuchungen dient. Um die Position

weiterer Dornfortsätze zu bestimmen, dienen anatomische Hilfsmarker. Die medialen Enden der Spinae scapulae markieren den dritten Brustwirbel und die Linie durch die beiden unteren Winkel der Schulterblätter zeigen die Lage des siebten Brustwirbels. Der zwölfte thorakale Dornfortsatz der Wirbelsäule wird durch die 12. Rippe repräsentiert und der vierte Lendenwirbel liegt auf der Verbindungslinie der Cristae iliacaе [41].

Die Zwischenwirbelscheiben (Disci intervertebrales), synonym als Bandscheiben bezeichnet, liegen zwischen zwei Wirbelkörpern. Sie bestehen aus einem äußeren Faserring (Anulus fibrosus) und einem Gallertkern (Nucleus pulposus). Der Anulus fibrosus besteht aus straffem Bindegewebe und faserknorpeligem Gewebe, das in die Wirbelkörper einstrahlt und zu einer Befestigung mit den ober- und unterhalb liegenden Wirbeln führt. Er stellt zusätzlich eine zugfeste Hülle für den wässrigen Nucleus pulposus dar. Dieser verliert durch die Druckbelastung während des Tages reversibel Wasser. Aus diesem Grund nimmt im Laufe des Tages die Körpergröße um etwa 1 % ab. Bei Entlastung wie nachts beim Liegen kommt es zu einer Rehydrierung. Die Funktion der Bandscheibe ist die Abfederung von axialen Stößen, die gleichmäßige Druckverteilung auf die Wirbelkörper [42] und die Begrenzung der sagittalen, frontalen und transversalen Wirbelbewegungen.

Die Wirbelsäule wird erst durch den Bandapparat (Abbildung 3) zu einer geschlossenen Einheit, da er die Wirbel untereinander verbindet [40]. Das vordere Längsband ist hierbei für eine Begrenzung der Überstreckung der Wirbelsäule verantwortlich. Die Vorwärtsbeugung des Oberkörpers wird durch das hintere Längsband und die zwischen den Dornfortsätzen liegenden Ligg. supraspinale und interspinale beschränkt. Die Begrenzung der Seitneigung und Rotation wird durch die Ligg. intertransversaria zwischen den Querfortsätzen erreicht.

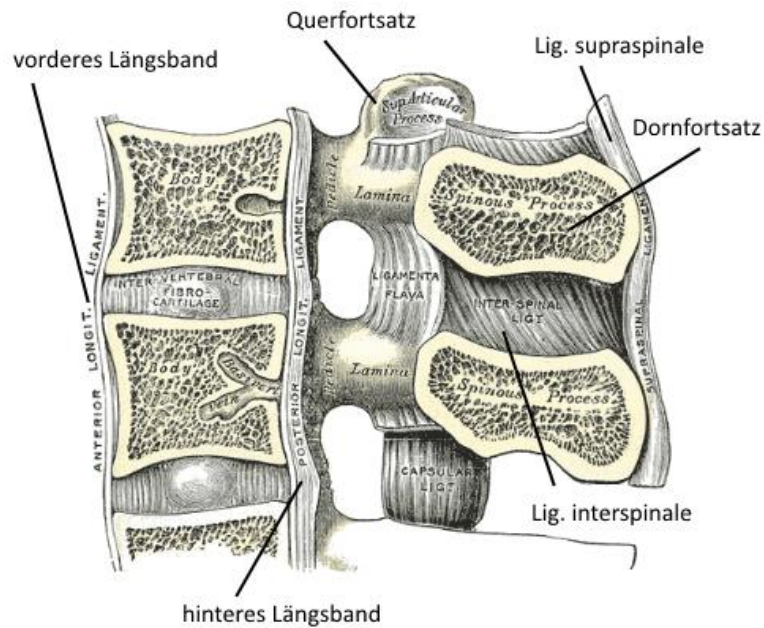


Abbildung 3: Der Bandapparat verbindet die Wirbel untereinander und stabilisiert die Wirbelsäule [3].

1.3.2 Rückenmuskulatur

Für die Bewegungen des Rumpfes und zur dauerhaften Stabilisierung der Wirbelsäule ist die Rückenmuskulatur unerlässlich. Als aktives Verspannungssystem sichert sie die permanent belastete Wirbelsäule gegen Deformation [41]. Die Rückenmuskulatur kann in die tiefen und oberflächlichen Rückenmuskeln eingeteilt werden. Die tiefen Rückenmuskeln werden auch als *Musculus erector spinae* bezeichnet. Sie führen bei beidseitiger Kontraktion zu einer Überstreckung des Rückens und bei einseitiger Kontraktion zur ipsilateralen (gleichseitigen) Seitneigung. Dabei wirken sie stets zusammen mit den Bauchmuskeln, da sie durch eine Faszie miteinander verbunden sind. So wirkt eine kräftige Bauchmuskulatur einer übermäßigen Lendenlordose entgegen und kann Rückenschmerzen vermindern [40]. Es gibt weiterhin eine Einteilung der tiefen Rückenmuskeln in einen medialen (mittleren) und einen lateralen (seitlichen) Trakt. Der mediale Anteil spannt sich zwischen den Quer- und Dornfortsätzen auf und ist zusätzlich für die Rotation der Wirbelkörper zur Gegenseite verantwortlich. Der laterale Trakt befindet sich seitlich der

Querfortsätze und beinhaltet die effizientesten Streckmuskeln M. longissimus und M. iliocostalis (Abbildung 4). Der M. iliocostalis kann ebenfalls eine starke Seitwärtsbeugung hervorrufen.

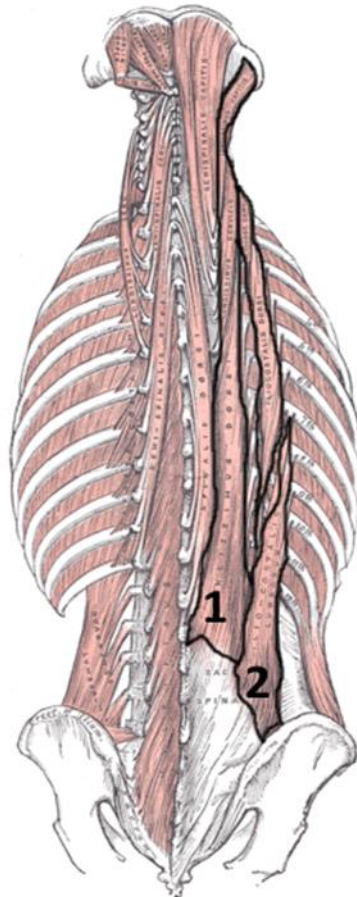


Abbildung 4: Die Rückenmuskulatur mit den wichtigsten Streckmuskeln M. longissimus (1) und M. iliocostalis (2)

Fast alle oberflächlichen Rückenmuskel entspringen am Dornfortsatz und setzen entweder an den Rippen (spinokostale Muskeln) oder der oberen Extremität (spinokapsulär, spinohumerale Muskeln) an. Die spinokostale Muskulatur unterstützt dabei die Atmung und die spinokapsuläre, -humerale die Bewegungen der Schultern und Oberarme. Wie wichtig die Rückenmuskulatur für die Stabilität der Wirbelsäule ist, kann bei degenerativen Muskelerkrankungen, wie progressiver Muskeldystrophie, betrachtet werden.

Hier kann es durch den Abbau der Rückenmuskulatur zu skoliotischen und kyphotischen Deformitäten kommen. Auch führen Erkrankungen der Wirbelsäule häufig zu Verspannungen der Rückenmuskulatur. Durch die sogenannte Rückenschule, also das Erlernen der richtigen Körperhaltung und optimierten Bewegungsabläufen, sowie physiotherapeutische Behandlung kann Besserung erzielt werden.

1.3.3 Die Rückenbewegungen in den drei Körperebenen

Es gibt drei Hauptebenen, in die der menschliche Körper eingeteilt werden kann (Abbildung 5). Der Ort der Betrachtung ist klar definiert, wodurch die Orientierung leichter fällt. Durch die internationale Verwendung der medizinischen Fachbegriffe ist die Kommunikation somit nicht durch sprachliche Barrieren beeinträchtigt.

- **Sagittalebene:** Sie beschreibt alle vertikalen Ebenen, die parallel zur Sutura sagittalis (Pfeilnaht) von dorsal nach ventral laufen. Damit sind umgangssprachlich Ebenen beschrieben, die vom Rücken zum Bauch reichen.
- **Frontalebene (koronare Ebene):** Parallel zur Sutura coronalis (Kranznaht) laufende Ebenen, die von der einen zur anderen Körperseite verlaufen. Etwas einfacher beschrieben: Diese Ebene definiert sich durch den parallelen Verlauf zur Stirn.
- **Transversalebene:** Sie teilt den Körper in eine kraniale (obere) und kaudale (untere) Hälfte und steht senkrecht zur Körperlängsachse.

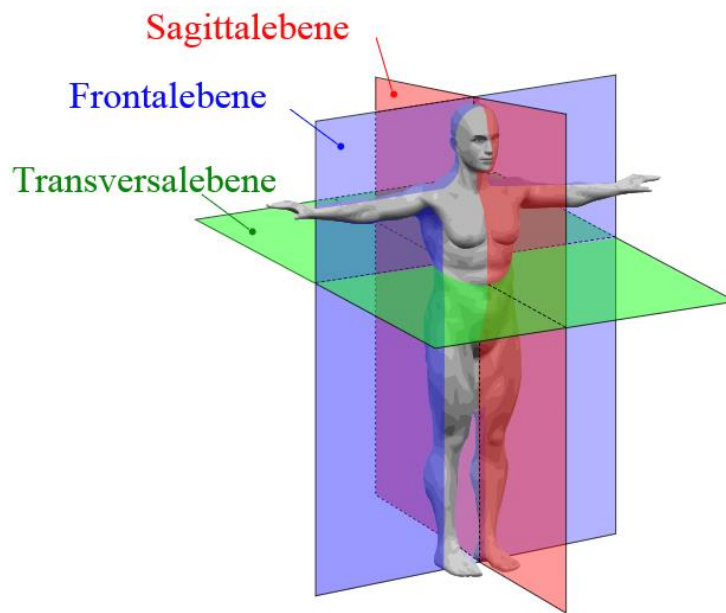


Abbildung 5: Die drei Hauptebenen des menschlichen Körpers sind die Sagittal-, Frontal- und Transversalebene [1].

Die zur Sagittalebene gehörende Bewegung des Rückens ist die Flexion und Extension des Stammes. Die Flexion beschreibt dabei das Vornüberbeugen und die Extension die Überstreckung des Stammes nach hinten. Die Seitneigung ist die Bewegung in der Frontalebene und die Rotation um die eigene Körperachse die der Transversalebene. Die Halswirbelsäule hat die umfangreichste Beweglichkeit, während die der Brustwirbelsäule durch die Einbindung des Thorax und die der Lendenwirbelsäule durch die sagittale Stellung der Gelenkfortsätze eingeschränkt ist (Tabelle 1) [41].

Tabelle 1: Der Bewegungsumfang nach Neutral-Null-Methode der Wirbelsäule aufgegliedert in HWS, BWS, LWS. Die HWS hat dabei den größten Bewegungsumfang [41].

Bewegungsumfang nach Neutral-Null-Methode			
Flexion/ Extension	HWS 40/0/70°	BWS 35/0/25°	LWS 50/0/30°
Rotation	HWS 70/0/70°	BWS 40/0/40°	LWS 10/0/10°
Seitneigung	HWS 35/0/35°	BWS 20/0/20°	LWS 20/0/20°

1.4 Diagnostik bei Wirbelsäulenbeschwerden

Die Untersuchung der Wirbelsäule beginnt mit der Inspektion, Palpation, Bewegungs- bzw. Funktionsprüfung und endet mit der bildgebenden Diagnostik um die Verdachtsdiagnose zu bestätigen oder gegebenenfalls auszuschließen.

1.4.1 Körperliche Untersuchung der Wirbelsäule

Die Inspektion ist die Betrachtung des Oberkörpers beim stehenden Patienten. Dies sollte von hinten, von der Seite und auch von vorne erfolgen. Markante Punkte wie die Dornfortsätze, Schulterblätter, paravertebrale Muskelwülste, Beckenkämme und Sakroiliakalgrübchen helfen bei der Einschätzung der Wirbelsäulenform. Der Verlauf der Dornfortsätze gibt Aufschluss über das Vorliegen einer Abweichung von der physiologischen Wirbelsäulenform. Dies nennt man Skoliose. Wichtig ist die Unterscheidung der strukturellen echten und funktionellen Skoliose. Die funktionelle Skoliose lässt sich durch Beseitigen der Ursache, wie zum Beispiel durch Absatzerhöhungen bei der

Beinlängendifferenz, beseitigen. Die echte strukturelle Skoliose wird im Kapitel 1.5.4 näher behandelt.

Von der Seite betrachtend können Kyphose und Lordose beurteilt werden. Die Kyphose wird als rückenwärts gerichtete Krümmung der Wirbelsäule definiert. Die Lordose der Wirbelsäule ist das Gegenstück. Ihre Krümmung ist nach ventral, also bauchwärts gerichtet. Zur besseren Verdeutlichung: Eine thorakale Hyperkyphose wird umgangssprachlich als Rundrücken und eine lumbale Hyperlordose als Hohlkreuz bezeichnet.

Klagt ein Patient über Rückenschmerzen ist die Palpation, die Tastuntersuchung, des Rückens unerlässlich, da es bei Rückenschmerzen häufig zu Verhärtungen der Muskulatur kommt. Liegt ein Klopfschmerz vor kann dies verschiedene Gründe haben. Schmerzen über einer bestimmten Wirbelregion sprechen für Frakturen, Entzündungen oder Metastasen, diffuse Schmerzen hingegen für eine Osteoporose.

Die einfachste Methode zur Bewegungsprüfung der Wirbelsäule ist die Messung des Finger-Boden-Abstandes. Hierzu muss sich der Patient mit gestreckten Kniegelenken nach vorne beugen und es wird der Finger-Boden-Abstand gemessen. Beim Schober-, bzw. Ott-Zeichen wird jeweils eine Strecke abgemessen. Für das Schober-Zeichen wird 10 cm kranial des Wirbelkörpers S1 und für das Ott-Zeichen 30 cm kaudal des Wirbelkörpers C7 (Proc. spinosus) eine Markierung gesetzt. Nun muss sich der Patient ebenfalls nach vorne beugen. Im Bereich der Lendenwirbelsäule sollte sich die Strecke um mindestens 4 cm, im Bereich der Brustwirbelsäule um 0-2 cm verlängern. Eine typische Erkrankung, bei der es zu einer Einschränkung des Bewegungsmaßes kommt, ist Morbus Bechterew [43].

1.4.2 Bildgebende Diagnostik der Wirbelsäule

Die bildgebende Diagnostik im Bereich der Wirbelsäule konzentriert sich vor allem auf die Methoden des Röntgens, der Computertomographie (CT) und der Magnetresonanztomographie (MRT).

Das Röntgen gehört zur Basis-Diagnostik vieler Wirbelsäulenerkrankungen. Bei der Skoliose ist eine Anfertigung einer Ganzwirbelsäulen-Röntgenaufnahme im



Abbildung 6: Posteriore-anteriore Röntgenaufnahme bei Skoliose zur Bestimmung des Cobb-Winkels



Abbildung 7: Latero-laterale Röntgenaufnahme bei Skoliose zur Bestimmung von Kyphose und Lordose

aufrechtem Stand obligat (Abbildung 6). Beckenkamm und Schlüsselbein sollten dabei mit abgebildet werden um einerseits das Skeletalter (Risser-Zeichen) und andererseits den Schulterstand zu bestimmen [44]. Diese posteriore-anteriore Röntgenaufnahme dient ebenfalls der Bestimmung des Cobb-Winkels, der die seitliche Wirbelsäulenkrümmung widerspiegelt (siehe 1.5.4). Um Kyphose und Lordose röntgenologisch darzustellen, wird zusätzlich eine seitliche Aufnahme angefertigt (Abbildung 7). Eine röntgenologische Spezialaufnahme, die zur Therapieplanung und postoperativen Kontrolluntersuchung bei der Skoliose zum Einsatz kommt, ist die Bending-Aufnahme. Bei dieser Untersuchung wird die maximale mögliche Seitwärtsbewegung gemessen. So kann präoperativ die Korrigierbarkeit der Skoliose eingeschätzt werden. Meist als Zufallsbefund bei der Anfertigung einer konventionellen Röntgenaufnahme wird eine Spondylolisthese diagnostiziert. Eine spezielle 45°-Schrägaufnahme der Lumbalregion zeigt das Ausmaß der Bogenspaltbildung. Das im Röntgenbild sichtbare „Halsband eines Hundes“ stellt die Bruchlinie des Wirbelbogens dar. Funktionsaufnahmen, Röntgenaufnahmen in Retro- und Anteflexion, sind oft zusätzlich notwendig um die Stabilität zu beurteilen [45]. Zur Einteilung des Schweregrads der Spondylolisthese dienen die Meyerding-Stadien, die anhand des Röntgenbildes vergeben werden (siehe 1.5.3). Liegt das klinische Bild einer Adoleszentenkyphose, dem so genannten Morbus Scheuermann, vor, sind neben der BWS-Kyphose weiterhin eine Keilbildung der Wirbelkörper und die typischen Schmorl-Knötchen zu sehen (siehe 1.5.2). Dabei handelt es sich um die Röntgenspätzeichen. Im früheren Stadium der Erkrankung können Röntgenfrühzeichen wie eine ventrale Höhenabnahme des Diskus und des Wirbelkörpers, konvexe Wirbelkörpervorderkanten sowie eine Bewegungseinschränkung in der Funktionsaufnahme bei der Diagnosestellung helfen [45].

Wird bei Wirbelsäulenerkrankungen im Kindesalter die Indikation zur Operation gestellt, ist zu genaueren Darstellung präoperativ häufig die Anwendung einer Computertomographie (CT) notwendig. Da sie zur Darstellung knöcherner Strukturen besonders geeignet ist, findet sie bei Nicht-Ausreichen des

konventionellen Röntgens Anwendung. Weitere Indikationen zur Verwendung einer CT im Kinder- sowie Erwachsenenalter sind Wirbelfrakturen (Abbildung 8) und tumoröse Veränderungen.



Abbildung 8: CT-Aufnahme mit Deckplattenfraktur 12. Brustwirbelkörper, Keilwirbel 1. Lendenwirbelkörper, Kompressionsfraktur 3. Lendenwirbelkörper, Osteoporosezeichen

Im Gegensatz zur CT kann die Magnetresonanztomographie (MRT) besonders gut Weichteile darstellen und ist somit die Methode der Wahl zur Darstellung des Spinalkanals. Bei Kindern findet sie im klinischen Alltag Verwendung, wenn der Verdacht auf Tumoren in diesem Bereich geäußert wird oder nach traumatischen Ereignissen wahrscheinliche Verletzungen des Myelons vorliegen. Auch bei Entzündungen der Bandscheibe (Spondylodizitis), Wurzelkompressionssyndromen bei zum Beispiel einem Bandscheibenvorfall

(Abbildung 9, Abbildung 10, Abbildung 11) und bei postoperativen Veränderungen wie Narbenbildung kommt die MRT zum Einsatz.



Abbildung 9: MRT-Aufnahme mit Nucleus-Pulposus-Prolaps (Bandscheibenvorfall) L4/L5 und Spinalkanalstenose

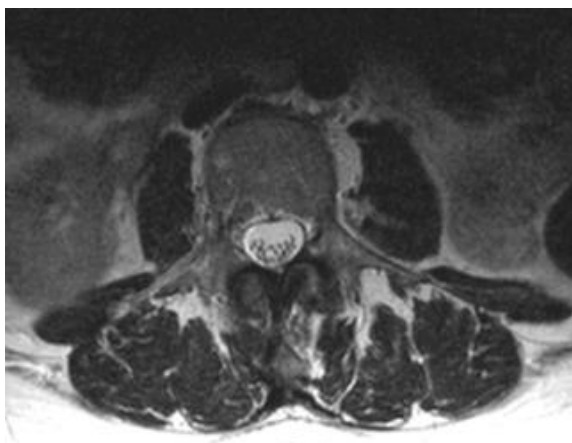


Abbildung 11: MRT-Aufnahme Normalbefund

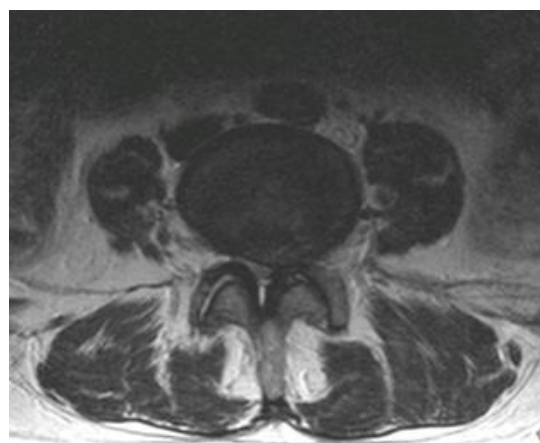


Abbildung 10: MRT-Aufnahme mit Spinalkanalstenose

Sind Kontraindikationen (wie z.B. Herzschrittmacher oder Cochlea-Implantate) vorhanden, steht als Alternative die Myelografie zur Verfügung. Bei der Myelografie wird dabei ein Röntgenbild nach der Gabe von Kontrastmittel in den Wirbelkanal angefertigt und es können Kontrastmittelaussparungen oder – abbrüche erkannt werden.

Viele Patienten, und im Falle von Kindern deren Eltern, äußern Bedenken bezüglich der Strahlenbelastung. Die Strahlenbelastung bei Wirbelsäulenaufnahmen in 2 Ebenen per Röntgen liegt zwischen minimal 0,09 mSv (HWS) bis maximal 1,8 mSv (LWS). Die durchschnittliche Strahlenbelastung der deutschen Bevölkerung liegt bei 4 mSv pro Jahr. Hierbei machen medizinische Anwendungen etwa 50 % aus [45]. Um die Strahlenbelastung möglichst gering zu halten, gibt es für Kinder gewichtsadaptierte Belichtungstabellen und Zusatzfilter. Außerdem werden kurze Belichtungszeiten eingehalten. Streustrahlenraster, die normalerweise die Bildqualität optimieren, dürfen des Weiteren erst ab 40 kg Körpergewicht eingesetzt werden [46]. Bei der CT wird eine vielfach höhere Strahlenbelastung als beim konventionellen Röntgen erzeugt (6–10 mSv). Auf Grund dessen ist die Indikationsstellung bei der Computertomographie sehr streng zu handhaben und es wird im Kindesalter nur auf sie zurück gegriffen, wenn kein alternatives Verfahren zur Verfügung steht. Die Reduktion der Strahlenbelastung kann bei der CT durch Schutzauflagen, Verringerung der Stromstärke und Spannung, Minimierung des Scanbereiches und Reduktion der Mehrphasen-CT-Untersuchungen erreicht werden [47]. Bei der MRT hingegen werden keine ionisierenden Strahlen verwendet, so dass dies ein großer Vorteil der MRT gegenüber dem konventionellen Röntgen und der CT darstellt.

In der Verlaufskontrolle des Morbus Scheuermanns und auch der Skoliose steht des Weiteren die Methode der Raststereographie zur Verfügung. Durch die Projektion eines Lichtrasters kann dabei das Rückenrelief dargestellt werden. Per Computer erfolgt eine Umrechnung auf die darunter liegende Wirbelsäulenform. Der Vorteil der Rasterstereographie ist somit eine rein optische Vermessung. Dies bedeutet, dass keine Strahlenbelastung für die sich

noch im Wachstum befindenden Kindern anfällt. Die Ergebnisse der Wirbelsäulenvermessung durch die Rasterstereographie sind mit denen der Röntgenuntersuchung vergleichbar [48-51]. Die Messgenauigkeit der Parameter ist unabhängig vom Untersucher herausragend [52, 53]. Bei der Skoliose werden die korrespondierenden Parameter Lotabweichung, Seitabweichung, Oberflächenrotation, Beckenschiefstand und Beckentorsion genauer betrachtet. Zur Auswertung des sagittalen Profils, wie es bei Kyphosen oder Morbus Scheuermann notwendig ist, stehen Kyphose- und Lordosewinkel zur Verfügung. In Kapitel 2.3 ist eine genaue Erklärung der Rasterstereographie aufgeführt.

1.5 Wirbelsäulenerkrankungen im Kindesalter

1.5.1 Kyphose

Die Bestimmung des Kyphoseausmaßes gelingt durch das konventionelle Röntgen oder die Rasterstereographie. Per seitlicher Röntgenaufnahme kann der Cobb Winkel für die Sagittalebene bestimmt werden. Hierzu wird die Oberkante des ersten die Krümmung definierenden Wirbels und die Unterkante des letzten die Krümmung definierenden Wirbels verlängert. Am Schnittpunkt der beiden Tangenten wird der Winkel gemessen.

Die Kyphose kann durch Fehlbildungen der Wirbelkörper angeboren vergrößert vorliegen oder im Zuge verschiedener Erkrankungen über das physiologische Maß zunehmen. Erworbene Kyphosen können postoperativ, entzündlich, durch traumatische Ereignisse, Morbus Scheuermann, Morbus Bechterew und komplexe Krankheitsbilder wie Neurofibromatose oder das Marfan Syndrom entstehen. Da sich unsere Studie auf die Haltungsveränderungen bei 11- bis 14-jährigen Kindern konzentriert, werden in diesem Kapitel typische adoleszente Wirbelsäulenerkrankungen vorgestellt.

1.5.2 Morbus Scheuermann

Morbus Scheuermann wird auch Adoleszentenkyphose genannt [54]. In diesem Namen steckt schon die klinische Symptomatik der Kyphose. Diese tritt vor allem thorakal auf, kann sich aber auch thorakolumbal oder lumbal manifestieren [54, 55] (Abbildung 12).



Abbildung 12: Röntgen-Aufnahme eines Mb. Scheuermanns mit Kyphose- und Keilwirbelbildung

Meist haben die betroffenen Kinder keine Rückenschmerzen, können aber durch eine kompensatorisch verstärkte Lendenlordose bei thorakaler Kyphose entstehen und als Folgeerscheinungen der Bandscheibendegeneration im Erwachsenenalter auftreten.

Die Pathophysiologie beruht auf einer wachstumsbedingten Störung, durch die es zu einer verminderten Belastbarkeit der Grund- und Deckplatten der Wirbelkörper kommt [56]. Bandscheibengewebe dringt in die Wirbelkörper ein und es entstehen die zur Diagnosesicherung im Röntgenbild erkennbaren Schmorl-Knötchen. Eine weitere diagnostische Veränderung im seitlichen Röntgenbild ist die Keilwirbelbildung, die durch die Deckplatteneinbrüche zu Stande kommt. Die Bandscheiben verlieren an Höhe und der Rundrücken nimmt synchron zu.

Die Therapie ist von der Ausprägung der Kyphose abhängig. Grundsätzlich wird zur Stärkung der Rückenmuskulatur Krankengymnastik empfohlen. Bei einem Cobb-Winkel über 50°, der das Ausmaß der Kyphose widerspiegelt, wird zu einem Korsett geraten. Dieses sollte zur Entlastung des vorderen Wirbelkörperabschnitts 23h pro Tag getragen werden. Eine Indikation zur operativen Aufrichtung liegt bei einem Cobb-Winkel über 80° vor [56].

1.5.3 Spondylolisthesis

Spondylolisthesis ist eine Erkrankung, die vor allem Mädchen zwischen dem 12.-17. Lebensjahr betrifft [57]. Neben einer genetischen Prädisposition führt eine chronische Belastung durch Leistungssport, wie beim Delphinschwimmen, Speerwerfen und Kunstturnen, zu einer Verstärkung der Hyperlordose (umgangssprachlich Hohlkreuz) [56, 58]. Es kann zu einem Spalt zwischen oberem und unterem Gelenkfortsatz, einer Spondylolyse, kommen. Gleitet nun der Wirbelkörper und die darüber liegende Wirbelsäule nach ventral spricht man von einer Spondylolisthesis [56]. Aus diesem Grund wird diese Erkrankung umgangssprachlich auch als Wirbelgleiten bezeichnet.

Bei 3 % der Bevölkerung liegt eine Spondylolisthesis vor [56], bei der in über 90 % der Fälle der Lendenwirbelkörper 4 oder 5 betroffen sind [58, 59]. Es kommt zu einer Kyphose im betroffenen Segment und einer kompensatorischen Hyperlordose im darüber liegenden Anteil. Dies kann zu belastungsabhängigen Rückenschmerzen im Lendenbereich führen, die bis in das Gesäß und den Oberschenkel ausstrahlen können [56]. Eine Komplikation der Spondylolisthesis ist die Spondyloptose, das Abkippen des Wirbelkörpers nach vorne. Es sind jedoch über 90 % der Spondylolisthesebetroffenen beschwerdefrei [59].

Zur Diagnose trägt neben der typischen Ätiologie und den Rückenschmerzen im Lendenbereich die klinische Untersuchung bei. Typisch ist ein Sprungschanzenphänomen, ein tastbarer Spalt der Dornfortsätze der Lendenwirbelsäule, und eine Hüftlendenstrecksteife [57]. Die Hüftlendenstrecksteife beschreibt ein reflektorisches Hochheben des Rumpfes bei Anheben des Beines im Liegen (Lasègue-Test). Liegt diese vor kann das Bein beim Gehen in der Hüfte bei der Schwungphase nicht gebeugt werden und es findet sich der sogenannte Schiebegang. Zur Diagnosesicherung wird auf das konventionelle Röntgen oder schnittbildgebende Verfahren zurückgegriffen. Die Ausprägung der Spondylolisthesis wird durch die Meyerding-Stadien eingestuft. Das Gleiten nach ventral wird dabei in 4/4 eingeteilt. Jedes erreichte Viertel repräsentiert das nächste Stadium.

Eine Besserung der Beschwerden wird durch die physiotherapeutische Kräftigung der Bauch- und Rückenmuskulatur und den Verzicht von rückenbelastenden Sportarten erreicht. Eine Operation ist nur bei den ausgeprägten Meyerding-Stadien III und IV oder/und neurologischen Beschwerden notwendig.

1.5.4 Skoliose

Die idiopathische Skoliose ist wohl die bekannteste Wirbelsäulenerkrankung im Kindesalter. Sie beschreibt eine Seitabweichung der Wirbelsäule in der

Frontalebene. Der Cobb Winkel im a.p.-Röntgenbild muss hierbei größer 10° betragen. Definitionsgemäß kommt es neben der Seitabweichung zu einer Wirbelkörperrotation in der Transversalebene [54]. Oft finden sich auch Veränderungen der Sagittalebene, sprich Kyphosen und Lordosen.

Bei etwa 2-4 % der Bevölkerung kann eine Skoliose festgestellt werden [54]. Sie wird nach Alter der Betroffenen in eine infantile (vor dem 3. Lebensjahr), juvenile (4.-9. Lebensjahr) und adoleszente (ab dem 10. Lebensjahr) Form eingeteilt [56, 58, 59]. Am häufigsten kommt der idiopathische adoleszente Skoliosetyp vor, der zwischen Pubertät und Wachstumsabschluss auftritt. Meist fällt die Erkrankung bei Mädchen zwischen dem 10. und 12. Lebensjahr auf, da hier der größte Wachstumsschub auftritt. Mädchen sind von Skoliosen etwa 4 mal häufiger betroffen als Jungen [60]. Die Adoleszentenskoliose liegt zu über 90 % in einer rechtskonvexen Krümmung im Thorakalbereich vor und ist mit Lordosen assoziiert [54, 58].

Die genauen Ursachen sind unbekannt. Es wird jedoch von einem Missverhältnis beim Wachstum des ventralen und dorsalen Wirbelkörperanteils ausgegangen. In der Folge rotiert der Wirbelkörper, was eine Seitabweichung der Wirbelsäule bedingt [58]. Des Weiteren werden als weitere Ursache genetische Faktoren, eine Beinlängendifferenz und ein verfrühter präpubertärer Wachstumsschub diskutiert. Oft finden sich bei Diagnosestellung keine Beschwerden [54]. Rückenschmerzen können jedoch im Laufe des Lebens auftreten und bei ausgeprägten Skoliosen kann es auf Grund der Thoraxdeformität zu einer Einschränkung der Atemmechanik kommen. Der Verdacht einer Skoliose kann durch eine klinische Untersuchung bekräftigt werden. Eine Asymmetrie des Schultergürtels und des Taillendreiecks, das durch die Tailen- und Beckenkontur sowie des Armes gebildet wird, sowie die Abweichung des Lots vom Halswirbelkörper 7 bis Rima ani sind typisch. Die wichtigste klinische Untersuchung ist der Vorneige-Test zur Erfassung eines Rippenbuckels und eines Lendenwulstes [58].

Jedoch bleiben bildgebende Verfahren zur Diagnosestellung unerlässlich. Die Röntgenaufnahmen der Wirbelsäule finden in der Sagittal- und Frontalebene statt. Im Röntgenbild wird das Ausmaß der seitlichen Wirbelsäulenkrümmung durch den Cobb Winkel festgelegt [56]. Er entspricht dem Winkel in den Schnittpunkten der Tangenten, die auf den Deckplatten des oberen und des unteren Neutralwirbels aufgelegt werden. Der Neutralwirbel ist der Wirbel, an dem es zu einem Richtungswechsel der Krümmung kommt. Die stärkere Krümmung wird als Hauptkrümmung, die schwächere als Nebenkrümmung bezeichnet (Abbildung 13) [54].

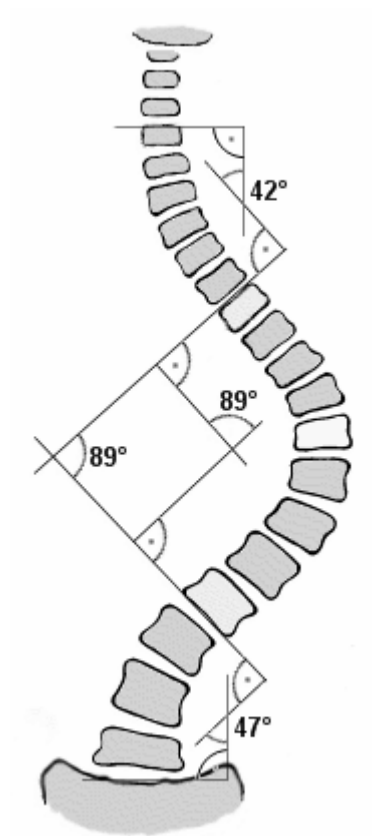


Abbildung 13: Der Cobb Winkel definiert die Krümmungen der Wirbelsäule bei der Skoliose. Er wird durch die Schnittpunkte der Tangenten berechnet, die auf den Neutralwirbeln aufliegen [2]

Neben der seitlichen Krümmung kann die Rotation der Wirbelkörper nach Nash und Moe und die Skelettreife nach Risser abgeschätzt werden. Das Ausmaß der Rotation entspricht dem Schweregrad der Skoliose, während die

Skelettreife zeigt inwieweit die Verkrümmungen noch zunehmen werden [56]. In der seitlichen Röntgenaufnahme werden zusätzlich Kyphose und Lordose gemessen. In einer Bending-Aufnahme, einer Aufnahme in Bewegung, kann die Korrigierbarkeit der Skoliose eingeschätzt werden [58, 60]. Zur Verlaufskontrolle steht neben dem konventionellen Röntgen die Rasterstereographie zur Verfügung.

Die Behandlung der Skoliose ist abhängig vom Cobb Winkel [56]:

- Cobb Winkel $<20^\circ$: Physiotherapie
- Cobb Winkel $>20^\circ$: Physiotherapie und Korsettbehandlung
- Cobb Winkel $>40^\circ$ lumbal, $>50^\circ$ thorakal oder schnell progrediente Skoliosen: Operation

Die Krankengymnastik dient der Haltungsschulung und Kräftigung der Muskulatur [54]. Das Korsett kann nur bei noch nicht beendetem Wachstum verwendet werden. Es sollte 23h am Tag getragen werden, bringt jedoch in der Regel keine langfristige Besserung der schon vorhandenen Krümmungen, sondern verhindert ein Voranschreiten der Fehlstellung. Bei großen Cobb Winkeln können durch eine Korsettbehandlung die Krümmungen bis kurz vor Abschluss des Wachstums in einem tolerablen Maß gehalten werden. Zu diesem Zeitpunkt ist dann die Operation zur Wiederherstellung des physiologischen Profils indiziert [56].

1.6 Auswirkungen des Schulrucksacks auf das Rückenprofil

Grundsätzlich muss zwischen der Möglichkeit des einseitigen asymmetrischen Tragens des Schulrucksacks auf der rechten oder linken Schulter und des beidseitigen Tragens unterschieden werden. Beim beidseitigen Tragen liegt der Rucksack symmetrisch über beide Schultern auf dem Rücken.

International gesehen tragen Kinder ihren Schulranzen meist beidseitig symmetrisch. Es zeigen sich in verschiedenen Ländern jedoch unterschiedliche Verteilungen der Präferenzen. In den europäischen Studien trugen über 90 % der Schulkinder ihren Schulranzen über beide Schultern [23, 37], während die Rate auf dem australischen Kontinent geringer lag [24, 33]. In den USA bevorzugten 1997 noch 73 % der Schüler das einseitige Tragen [20], wohingegen 5-6 Jahre später mehr als 80 % der Befragten die symmetrische Trageweise angaben [22, 36].

Ob einseitige oder beidseitige Belastung, der Körper reagiert auf das Gewicht des Rucksackes. Bei der asymmetrischen einseitigen Belastung kommt es zu einem Vornüberbeugen [61]. Die Muskelaktivität des M. erector spinae steigt an [62]. Bezüglich der Wirbelsäulenformveränderung liegen Studien vor, die eine Seitwärtsbewegung der Wirbelsäule weg von der beladenen Seite maßen [20, 61, 63-67]. In der Arbeit von O'Shea wurde unter anderem die These aufgestellt, dass das einseitige Tragen eines Schulranzens durch ungeeignete Haltung zu einer funktionellen Skoliose führt [61]. Im Gegensatz zur strukturellen Skoliose ist die funktionelle Skoliose nur vorübergehend vorhanden. Nach Beendigung der Belastung kommt es dabei zu einem Rückgang zur ursprünglichen Wirbelsäulenform. Filaire et al und Knott et al sprachen jedoch von einer ipsilateralen Ausgleichsbewegung [68, 69].

Bei der symmetrischen beidseitigen Trageweise kommt es ebenfalls zu einem Vorbeugen des Stammes [10, 20, 70-75]. Der Druck auf die Schultern nimmt zu [38]. Es kommt zu einer Erhöhung der Aktivität der Bauchmuskeln [76] und zu einer Erniedrigung der Rückenmuskulaturaktivität [62, 75, 76]. Uneinigkeit herrscht bei der Frage nach der Reaktion der Wirbelsäule auf eine Gewichtsbelastung durch einen beidseitig getragenen Rucksack. Es gibt auf der einen Seite Studien, in denen es bei einer beidseitigen Belastung zu keiner Änderung von Kyphose [65, 71, 77, 78] und Lordose [65, 71, 77-79] kam. Auf der anderen Seite sind Studien mit einer Abflachung dieser beiden Parameter [61, 66, 80] oder auch Beschreibungen einer Verstärkung der Wirbelsäulenwölbung bekannt [81].

Diese Diskrepanz der Ergebnisse zeigt, dass diesbezüglich noch viele Fragen ungeklärt sind.

1.7 Fragestellung

Es liegen zum Teil widersprüchliche Aussagen der Studien zur Auswirkung einer Belastung durch einen Schulranzen auf die Wirbelsäule vor. Bei den wenigen vorhanden Studien fand eine Betrachtung der Fragestellung mit unterschiedlichen Methoden und verschiedenen Gewichtsbelastungen statt. Auf Grund der differenten Herangehensweisen der Studien, die zu dem Thema Auswirkungen des Schulranzens auf die Wirbelsäulenform durchgeführt wurden, ist es das Ziel dieser Studie die Veränderungen der Wirbelsäulenparameter durch das Gewicht eines Schulranzens mittels Rasterstereographie genauer zu untersuchen.

Hierbei ist diese Studie eine der ersten Studien, die auf die für die Kinder wenig belastende Möglichkeit der Raststereographie zurückgreift. In der Raststereographie können die Parameter Kyphose- und Lordosewinkel, Lot- und Seitabweichung und Oberflächenrotation gemessen werden. Der Kyphose- und Lordosewinkel spiegeln eine Änderung der Wirbelsäule in der sagittalen Ebene wieder und zeigen, ob es bei einer Gewichtsbelastung zu einer Verstärkung, Abflachung oder einem Gleichbleiben der Rückenform kommt. Zu Bedenken gilt die grundsätzliche Tendenz der Unterschiede der männlichen und weiblichen Rückenform. Die Besorgnis das Tragen von Schulranzen könnten durch eine ungeeignete Haltung zu einer skoliotischen Fehlhaltung oder gar zu einer funktionellen Skoliose führen, soll durch die Betrachtung der Lotabweichung, Seitabweichung und Oberflächenrotation überprüft werden.

Wir legen außerdem besonders Wert auf die Ermittlung des genauen Gewichtswertes, bei dem es zu signifikanten Veränderungen der Wirbelsäulenform kommt.

Es gilt zudem die grundsätzliche Frage zu klären, ob Kinder mit Rückenschmerzen unterschiedlich auf eine Belastung des Rückens reagieren als Kinder ohne Rückenschmerzen.

Hieraus ergeben sich folgende Fragestellungen und deren Hypothesen:

- Ruft eine beidseitige Belastung in der Studie bei 11- bis 14-jährigen Kindern eine hypertone (nach vorne gerichtete) oder hypotone (nach hinten gerichtete) Haltung hervor?
 - Es wird die Ansicht vertreten, dass es beim beidseitigen Tragen zu einer Zunahme des Kyphosewinkels kommt und somit zu einer hypertonen Haltung führt. Eine Änderung des Lordosewinkels wird nicht angenommen.

- Kommt es bei der Betrachtung der Lotabweichung, Seitabweichung und Oberflächenrotation bei beidseitiger Belastung zu einer Änderung der Parameter?
 - Wir denken, dass es bei einer beidseitigen Belastung durch einen Schulranzen zu keinen Änderungen der Parameter kommt.

- Führt eine einseitige Belastung zu einer Änderung der Wirbelsäulenparameter und bei welcher Gewichtsbelastung tritt diese auf?
 - Bei der einseitigen Belastung wird ein stabiler Verlauf des Kyphose- und Lordosewinkels, jedoch die Zunahme der Lot- und Seitabweichung sowie Oberflächenrotation im Laufe einer Gewichtszunahme des Schulranzens erwartet.

-
- Gibt es ein Unterschied der Entwicklung der Wirbelsäulenparametern bei Kindern mit Rückenschmerzen im Vergleich zu Kindern ohne Rückenschmerzen?
 - Es liegt die Mutmaßung nahe, dass es bei Probanden mit Rückenschmerzen früher zu einer Änderung der Parameter kommt.

 - Gibt es bei der Betrachtung aller Parameter aufgeteilt nach Geschlechtern signifikante Unterschiede?
 - Es wird angenommen, dass bei Mädchen im Vergleich zu Jungen ein signifikanter Unterschied des Lordosewinkels vorliegt.

 - Ist es sinnvoll aus Sicht des Orthopäden das Schulranzengewicht auf 10-15 % des Körpergewichts zu begrenzen?
 - Wir glauben, dass eine Begrenzung des Schulranzengewichts in der Altersgruppe der 11- bis 14-jährigen gerechtfertigt ist.

2 Material und Methoden

Zur Klärung der Frage, ob Wirbelsäulenveränderungen durch das Tragen von Schulranzen entstehen, untersuchten wir in der Orthopädie in Tübingen 43 Kinder per Rasterstereographie. Um die Rasterstereographie nutzen zu können, musste der Rücken frei liegen. Aus diesem Grund wurde eine Rucksacknachbildung konstruiert, die die Wirbelsäule nicht verdeckt. Sie erlaubte die Messung der Rückenform unter Belastung, indem die Gewichte an den Seiten eingehängt wurden. Wir wählten die Messstufen von 0, 5, 10, 15 und 20 % des Körpergewichts. Um eine asymmetrische Trageweise zu simulieren, wurde ein Tragegriff mit aufschraubbaren Gewichten verwendet. Die Probanden hielten diesen nacheinander in der rechten sowie der linken Hand während mit den oben genannten Gewichtsstufen Rasterstereographieaufnahmen durchgeführt wurden.

2.1 Probanden

Zur Probandenakquirierung wurden zwei Tübinger Gymnasien kontaktiert, in denen in allen Klassen der Stufen sechs bis acht Briefe mit der Vorstellung der Studie an die Kinder und deren Eltern verteilt wurden. Es wurden Kinder zwischen 12 und 14 Jahren gesucht, die bereit waren entgeltlos an der Studie teilzunehmen. Der Kontakt erfolgte über E-Mail. Alle Kinder wurden in die Studie aufgenommen, außer sie hatten noch nicht das erforderliche Alter erreicht. Insgesamt konnten so 52 Teilnehmer für die Studie gewonnen werden. Während den Messungen mussten sieben Kinder von der Studie ausgeschlossen werden, da bei Ihnen die notwendigen anatomischen Fixpunkte nicht berechnet werden konnten. Dies war bei zwei Probanden auf Grund von Adipositas der Fall, fünf lehnten die vollkommene Entkleidung des

Oberkörpers oder das Freilegen der Rima ani ab. Des Weiteren sind zwei Probanden aus der Auswertung ausgenommen worden, da deren Daten durch einen technischen Defekt nicht abgespeichert werden konnten. Es wurden für die beid-, und rechtsseitige Belastung insgesamt die Daten von 43 Kindern ausgewertet. Linksseitig die von 41, da bei 2 Probanden nicht alle Parameter durch den Rasterstereographen erfasst und erkannt wurden.

2.2 Rückenschmerzfragebogen

Die Kinder füllten am Ende der Messungen einen Rückenschmerzfragebogen aus (siehe Anhang). Bei einer positiven Rückenschmerzenanamnese wurde in Bezug auf die Lokalisation der Schmerzen zwischen Nacken-, Brust- und Lendenbereich unterteilt. Es konnten mehrere Angaben gemacht werden.

Bei der zeitlichen Dauer konnte zwischen täglich, 1-6x/Woche und 1-3x/Monat ausgewählt werden. Um eine Chronifizierung abzuschätzen, ist jedoch das zeitliche Kriterium zu unscharf, so dass zusätzlich der Beginn der Schmerzen (akut, allmählich) und das Auftreten der Schmerzen (in Ruhe, bei Belastung) erfragt wurden. Hier konnten die Probanden ebenfalls mehrere Kreuze setzen.

Bei der Beurteilung der Schmerzstärke wurde auf die im klinischen Alltag hauptsächlich angewendete Skala von 0 bis 10 (0 - keine, 10 - die schlimmsten vorstellbaren Schmerzen) zurückgegriffen.

Ein weiterer Punkt von Interesse war, ob eine Behandlung stattfindet oder ein Befund vorliegt. Es stand eine Auswahl zwischen Skoliose, Beckenschiefstand oder sonstiges zur Verfügung.

2.3 Die Rasterstereographie

Im klinischen Alltag wird zur Analyse der Wirbelsäulenform vor allem die Röntgendiagnostik eingesetzt. Da in der Studie gesunde Probanden untersucht wurden, musste auf eine Untersuchungsmethode mit Strahlenbelastung verzichtet werden. Die Rasterstereographie stellt die Möglichkeit der berührungslosen Vermessung der Wirbelsäule dar [82], die gesundheitlich nicht bedenklich ist. Ein weiterer Vorteil der Rasterstereographie ist, neben dem Verzicht von Strahlung, die Möglichkeit mehrere Aufnahmen in kurzer Zeit zu erstellen, so dass es möglich ist die Studienteilnehmer innerhalb einer Stunde komplett zu untersuchen.

2.3.1 Grundlage Photogrammetrie

Die Rasterstereographie ist aus der Photogrammetrie entstanden. Diese beruht auf der Triangulation, einer Messtechnik, die bei bekannten Abständen durch Winkelmessung die Lage beliebiger anderer Punkte im Raum errechnen kann (Abbildung 14). Zur Erstellung von topographischen Karten wird dieses Prinzip zum Beispiel in der Geodäsie genutzt. Bei der Photogrammetrie kann somit aus Bildaufnahmen eine dreidimensionale Form errechnet werden.

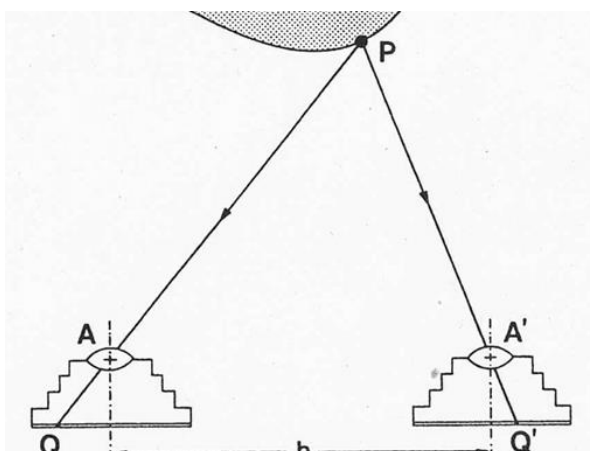


Abbildung 14: Prinzip der Photogrammetrie [4]

Benötigt werden zwei Kameras, die das Objekt aus zwei verschiedenen Blickwinkeln erfassen. Zur Auswertung ist die Übertragung von den korrespondierenden Bildpunkten in ein dreidimensionales Koordinatensystem notwendig. Dies geschieht durch die sogenannte innere Orientierung (die Ermittlung des Bildhauptpunktes, der Brennweite und optischen Verzeichnung), die vom Hersteller schon kameraspezifisch vorgegeben wird. Ist die innere Orientierung bekannt, kann die bildliche Wiederherstellung des Objektes in Relation zur Position der Kamera während der Aufnahme erfolgen. Damit eine berührungslose Rekonstruktion von Objekten stattfinden kann, werden mindestens drei Fixpunkte benötigt. [4]

2.3.2 Die Funktionsweise der Rasterstereographie

Die Prinzipien der Photogrammetrie wurden bei der Entwicklung der Raststereographie von Hierholzer benutzt. Der Unterschied liegt in dem Ersatz der zweiten Kamera durch einen Projektor, der ein Lichtmuster auf den Rücken projiziert um das Oberflächenrelief darzustellen. Die Lichtstrahlen können berechnet werden, so dass der Diaprojektor der zweiten Kamera entspricht [4].

Die folgenden anatomischen Parameter stellen die drei benötigten Fixpunkte dar:

- Vertebra prominens (VP), der siebte Halswirbel
- Lumbalgrübchen der linken Seite (DL)
- Lumbalgrübchen der rechten Seite (DR)

Sie korrespondieren mit knöchernen Strukturen des Rückens, so dass durch die Vermessung der Rückenoberfläche eine Möglichkeit der Darstellung der darunter liegenden Wirbelsäule geschaffen wurde. Die Genauigkeit der Punkte beträgt zwischen 0,2-0,5 mm [83]. Des Weiteren sind die Parameter von der Lage unabhängig, so dass die Stellung der zu vermessenden Person im Raum keine Auswirkungen auf die Ergebnisse hat [84]. Durch die Darstellung der Krümmungen werden die Fixpunkte visualisiert und es kann eine

Unterscheidung zwischen konkaven, konvexen und sattelförmigen Krümmungen stattfinden (Abbildung 15) [4, 84]:

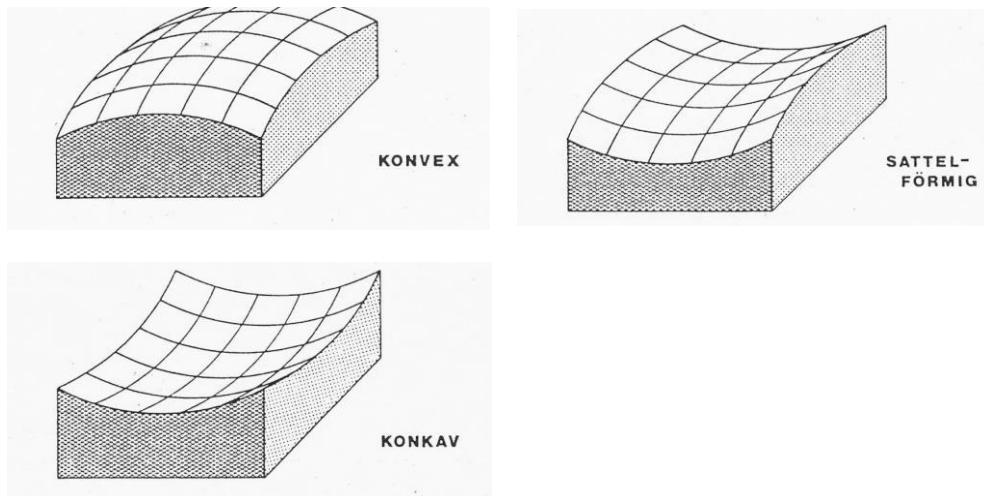


Abbildung 15: Grundtypen der Flächenform [4]

Bei der Rasterstereographie stellt die Farbintensität die Ausprägung der Krümmung dar. Der konvexe Vertebra prominens ist rot und die konkaven Lumbalgrübchen sind blau gefärbt (Abbildung 16).

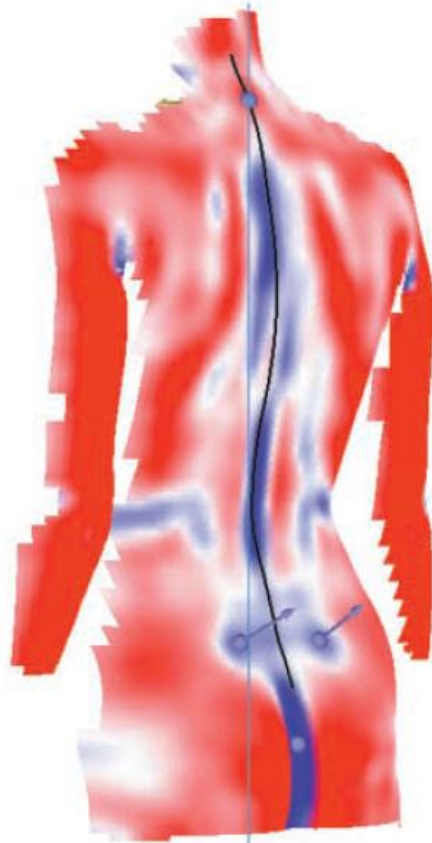


Abbildung 16: Rasterstereographische Formanalyse durch die anatomischen Bezugspunkte Lumbalgrübchen (blau) und Vertebra prominens (dunkelrot) [83]

Die automatische Darstellung der Fixpunkte macht die Gewinnung von objektiven Daten über die Lage anatomischer Parameter ohne eine manuelle Markierung des Patienten möglich [83]. Daraus werden weitere Formparameter errechnet, unter anderem der Mittelpunkt zwischen den Lumbalgrübchen (DM), der zusammen mit dem Vertebra prominens die Symmetrielinie bildet. Die Symmetrielinie teilt den Rücken in eine rechte und in eine linke Hälfte und kann Ungleichheiten aufzeigen [85]. Die Rasterstereographie findet aus diesem Grund vor allem bei der Verlaufskontrolle der Skoliose Anwendung. Bei Mb. Scheuermann wird zusätzlich das sagittale Profil ausgewertet.

2.3.3 Rasterstereographie in der orthopädischen Ambulanz der Universitätsklinik Tübingen

In der Universitätsklinik Tübingen wird das Gerät Formetric II von Diers (Abbildung 17) und das Auswertungsprogramm VRS Version 4.0 benutzt. Formetric II erfasst dabei photogrammetrisch den Rücken.

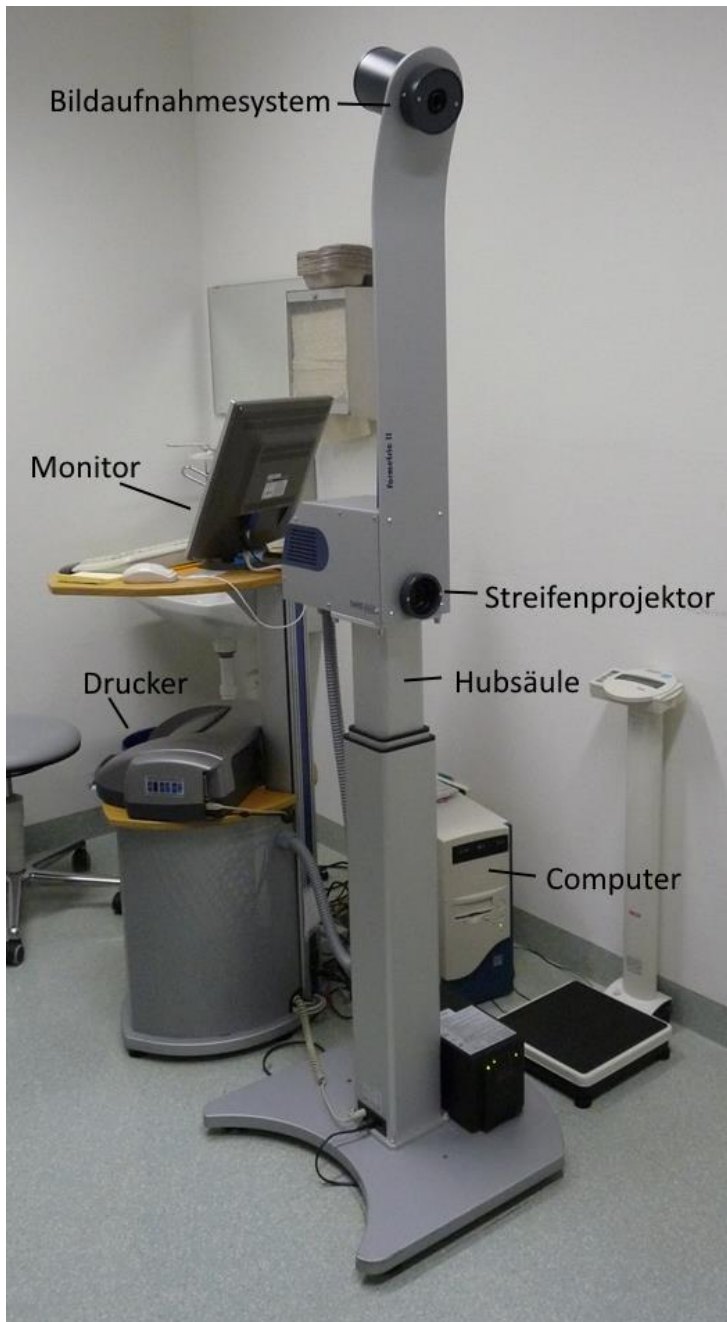


Abbildung 17: Rasterstereographiegerät Formetric II der orthopädischen Abteilung der Universitätsklinik Tübingen

Formetric II besteht aus den zwei wesentlichen Komponenten Bildaufnahmesystem und Streifenprojektor. Beide sind an eine elektronische höhenverstellbare Hubsäule montiert, so dass eine optimale Einstellung auf die Körpergröße möglich ist. Durch den Projektor werden parallele Lichtstreifen auf den Rücken geworfen, die sich entsprechend der Oberfläche deformieren. Damit es zu keiner Reflektion kommt, ist eine schwarze Wand als Hintergrund angebracht. Das gewonnene Bild wird auf den Computer übertragen um dort die Rekonstruktion des Rückens auf digitaler Ebene durchzuführen (Abbildung 18).

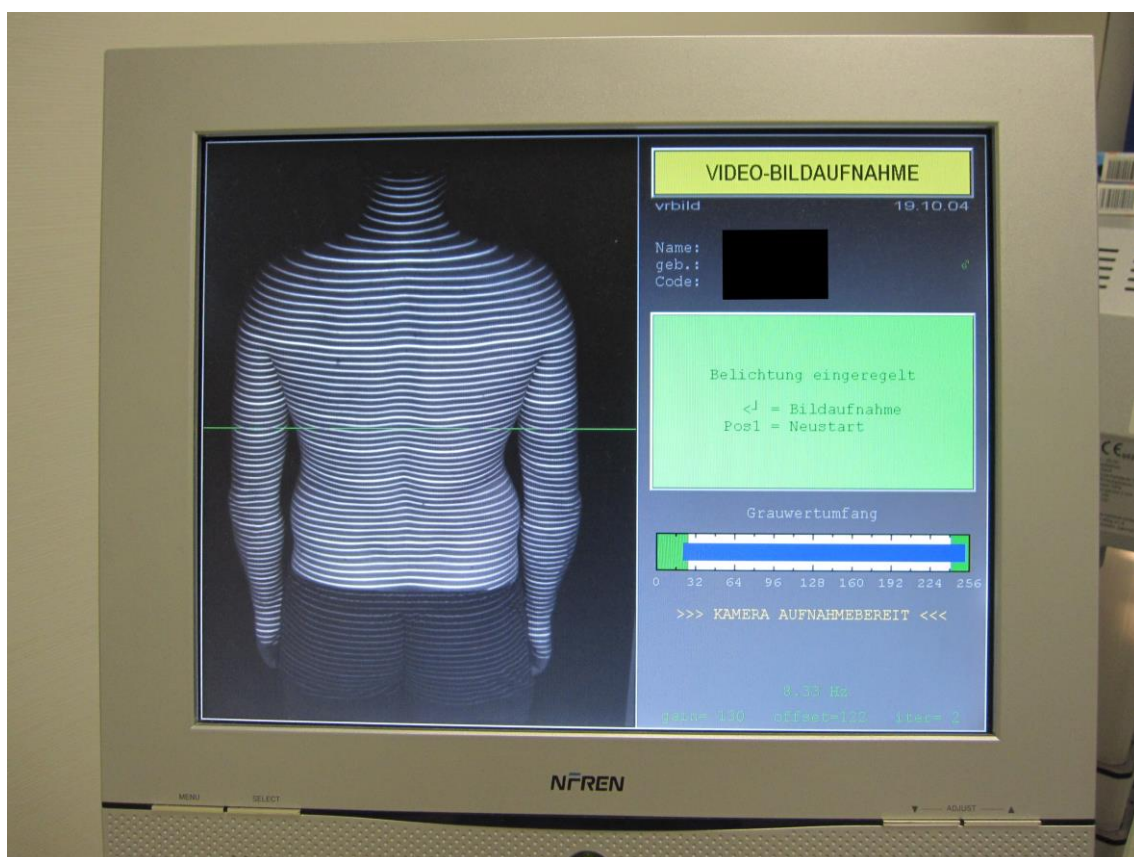


Abbildung 18: Digitale Rekonstruktion des Rückenprofils am angeschlossenen Computer des Rasterstereographen

Die Bildverarbeitung wird durch das Programmsystem VRS 4.0 des Rasterstereographen durchgeführt. Die Bildbeschneidung um störende Strukturen, wie Haare und Kleidungsstücke, zu eliminieren, stellt den ersten Schritt in der Verarbeitung dar. Dieses Bild wird archiviert. In der darauf angezeigten Krümmungskarte wird der konvexe Vertebra prominens und die

konkaven Lumbalgrübchen dargestellt. Die anatomischen Parameter können überprüft und gegebenenfalls korrigiert werden.

Es folgt die Errechnung der Symmetrielinie (Abbildung 19) zwischen Vertebra prominens und dem Mittelpunkt der Lumbalgrübchen.

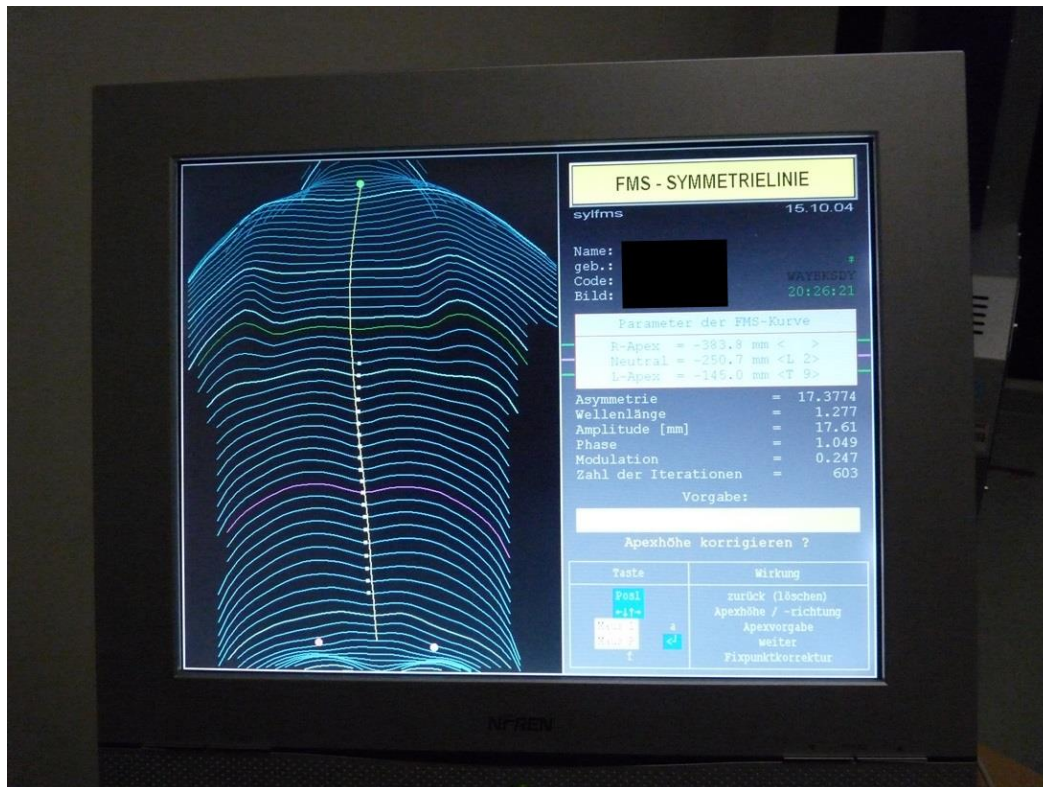


Abbildung 19: Die Symmetrielinie zwischen Vertebra prominens und der Lumbalgrübchen

Die Ergebnisse werden abgespeichert und Protokolle mit den Wirbelsäulenkurven und den daraus resultierenden Formparametern durch einen Laserdrucker ausgegeben.

2.4 Untersuchungsparameter

Zur Auswertung des sagittalen Rückenprofils und der Betrachtung der Kyphose und Lordose wurden die Parameter Kyphosewinkel und Lordosewinkel

herangezogen. Zur Beschreibung der Auswirkung eines Schulranzens auf die horizontale und frontale Rückenebene wurden die Parameter Lotabweichung, Seitabweichung und Oberflächenrotation betrachtet. Eine genaue Definition dieser fünf Parameter folgt auf den nächsten Seiten.

- Kyphosewinkel VP-ITL (Abbildung 20): Der Winkel wird gemessen zwischen den Oberflächentangenten des Vertebra prominens (VP) und des thorako-lumbalen Übergangs (engl. inflectional point = ITL). Der ITL ist der Wendepunkt zwischen Brustkyphose und Lendenlordose. Wir legten einen Wert von $\geq 5^\circ$ als einen klinisch relevanten Unterschied fest.
- Lordosewinkel ITL-DM (Abbildung 20): Der Winkel wird gemessen zwischen den Oberflächentangenten des thorako-lumbalen Wendepunktes (ITL) und des Mittelpunktes zwischen den Lumbalgrübchen (engl. midpoint between lumbar dimples = DM). Der klinisch relevante Unterschied wurde bei $\geq 5^\circ$ gesetzt.

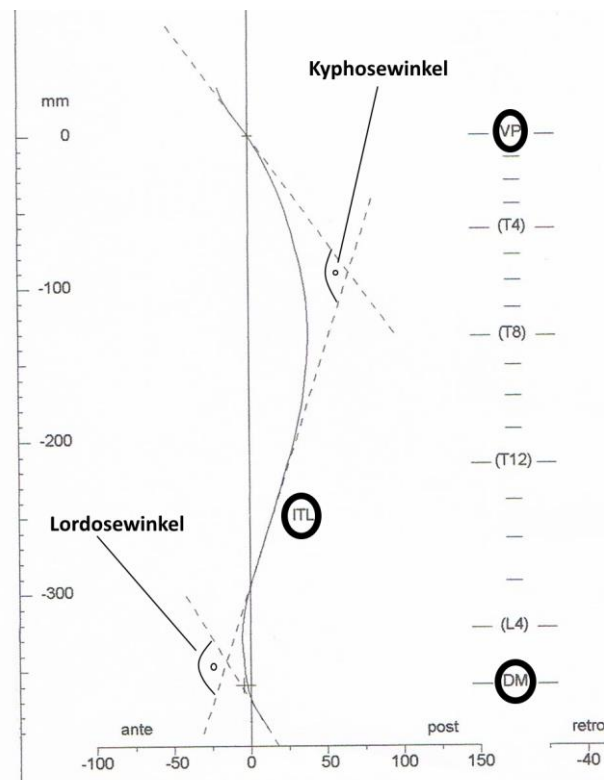


Abbildung 20: Schematische Lateralprojektion Rücken: Kyphose- und Lordosewinkel

-
- Lotabweichung VP-DM (Abbildung 21): Die Lotabweichung bezeichnet eine Lateralabweichung der Verbindung zwischen Vertebra prominens (VP) und dem Mittelpunkt zwischen den Lumbalgrübchen (DM) von der senkrechten Schwerelinie durch den Vertebra prominens. Gemessen wird dieser Parameter in Millimeter (mm) auf Höhe der Lumbalgrübchen. Ein positiver Wert spricht für eine Verschiebung des Vertebra prominens nach rechts, ein negativer Wert für eine Verschiebung nach links. Als Grenze für einen klinisch bedeutsamen Wert wurde ≥ 5 mm bestimmt.

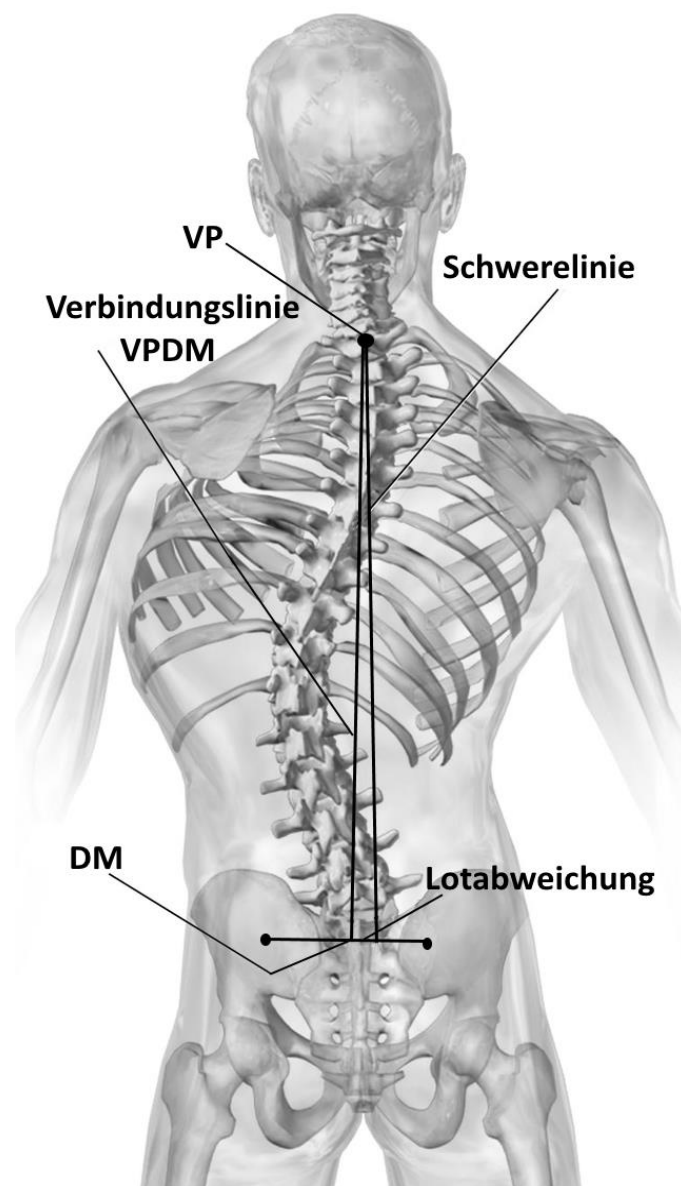


Abbildung 21: Lotabweichung am Beispiel Skoliose [5]

-
- Seitabweichung (rms) (Abbildung 22): Bei der Raststereographie wird die mittlere quadratische Abweichung (engl. root mean square = rms) der Wirbelsäule von der Verbindungslinie zwischen dem Vertebra prominens und dem Mittelpunkt zwischen den Lumbalgrübchen (DM) als Seitabweichung (rms) bezeichnet. Dieser Parameter wird in Millimetern ausgewertet. Ein Unterschied $\geq 1,5$ mm wurde als klinisch relevant eingestuft.

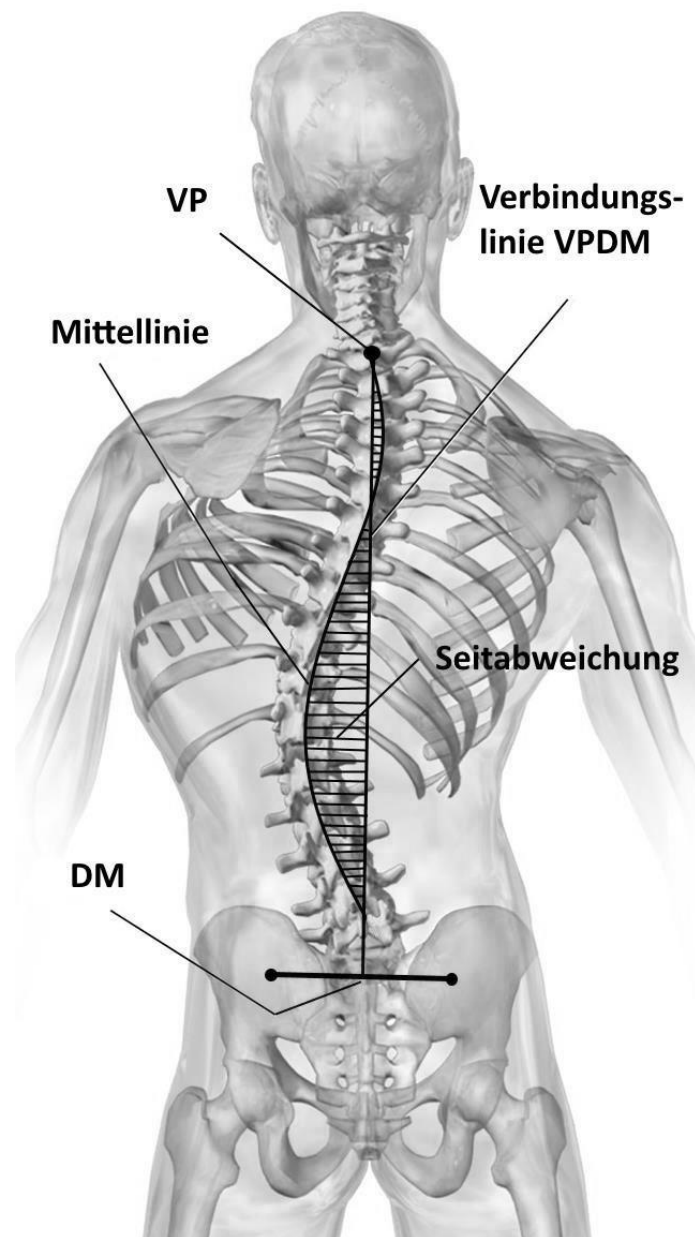


Abbildung 22: Seitabweichung am Beispiel Skoliose [5]

-
- Oberflächenrotation (rms) (Abbildung 23): Die Oberflächenrotation gibt die Wirbelkörperrotation wieder. Sie kann als der mittlere quadratische Wert (rms) der horizontalen Rotation auf der Symmetrielinie angegeben werden. Die Symmetrielinie ist die Senkrechte der Verbindungslinie zwischen den beiden Lumbalgrübchen. Die Oberflächenrotation wird in Grad gemessen. Wir entschieden uns die Grenze der klinisch bedeutsamen Werte bei $\geq 1,5^\circ$ zu setzen.

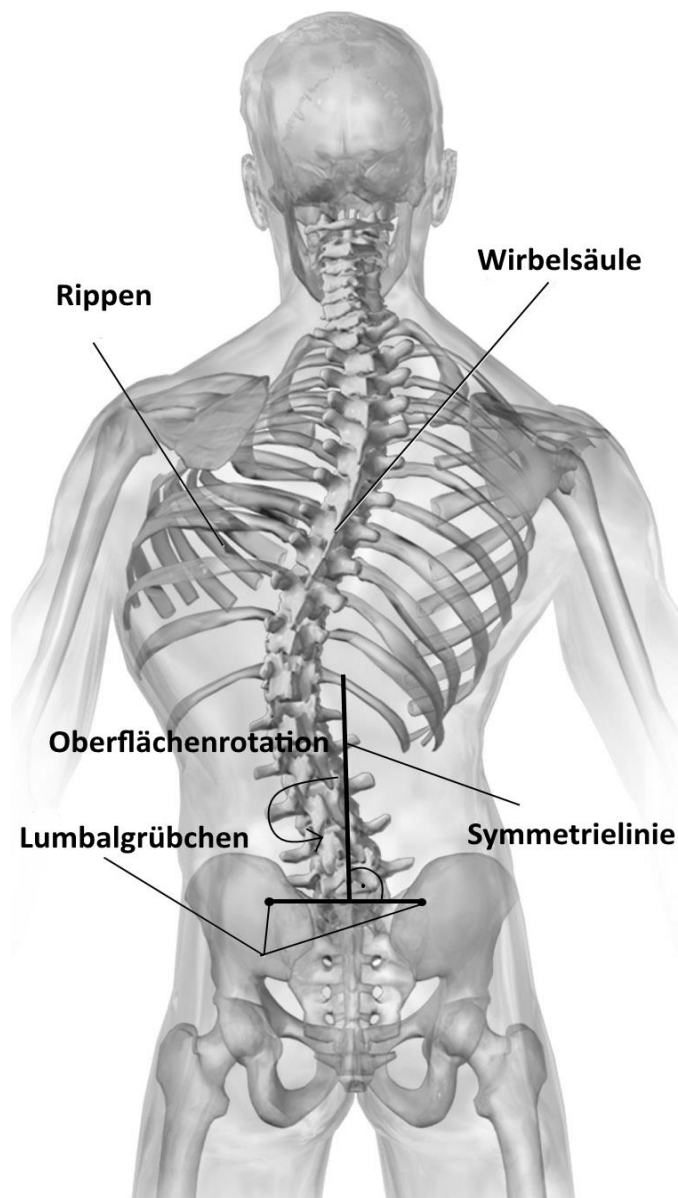


Abbildung 23: Oberflächenrotation am Beispiel Skoliose [5]

2.5 Die Schulranzennachbildung

Da die Wirbelsäule freiliegen musste, konnte kein alltäglicher Rucksack verwendet werden um die Messungen durchzuführen. Es wurde aus diesem Grund eine Nachbildung konstruiert (Abbildung 24, Abbildung 25).



Abbildung 24: Schulranzennachbildung, an der die Gewichte über eine Öse an den Haken der Träger eingehängt werden konnte. Dies repräsentierte die beidseitige Trageweise. Für die Messungen der einseitigen Belastung wurden die Gewichte auf den Tragegriff aufgeschraubt.

Diese bestand aus zwei Trägern, die an der oberen Seite gebogen waren, damit sie über die Schultern gehängt werden konnten. Um eine bequemere Trageweise zu erreichen, wurden die beiden Träger in Schaumstoff

eingekleidet. An etwa der Hälfte der Träger war ein Haken angebracht. An diesen konnten die Gewichte eingehängt werden, die zuvor auf die Öse aufgedreht wurden (Abbildung 25).



Abbildung 25: Schulranzennachbildung mit eingehängten Gewichten in der Seitansicht

Zur Messung der Wirbelsäulenform bei einseitiger Trageweise konnte nicht auf die Nachbildung zurückgegriffen werden. Dies lag an der losen Lagerung der Schulranzenkonstruktion auf der Schulter, so dass befürchtet wurde diese rutsche bei Zunahme der Gewichte ab. Aus diesem Grund wurde ein Tragegriff,

auf den die Gewichte aufgeschraubt wurden, benutzt. Er repräsentierte in unserer Studie die asymmetrische Belastung. Es konnten ebenfalls die zu den Gewichtsstufen passenden Gewichtsscheiben aufgedreht werden.

Die Gewichtsscheiben wurden speziell für diese Studie gefertigt. Sie lagen in den folgenden Stufen vor: 125 g, 250 g, 500 g, 1 kg, 2 kg und 3 kg (Abbildung 26). So konnte das Schulranzengewicht bis auf 125 g genau eingestellt werden.

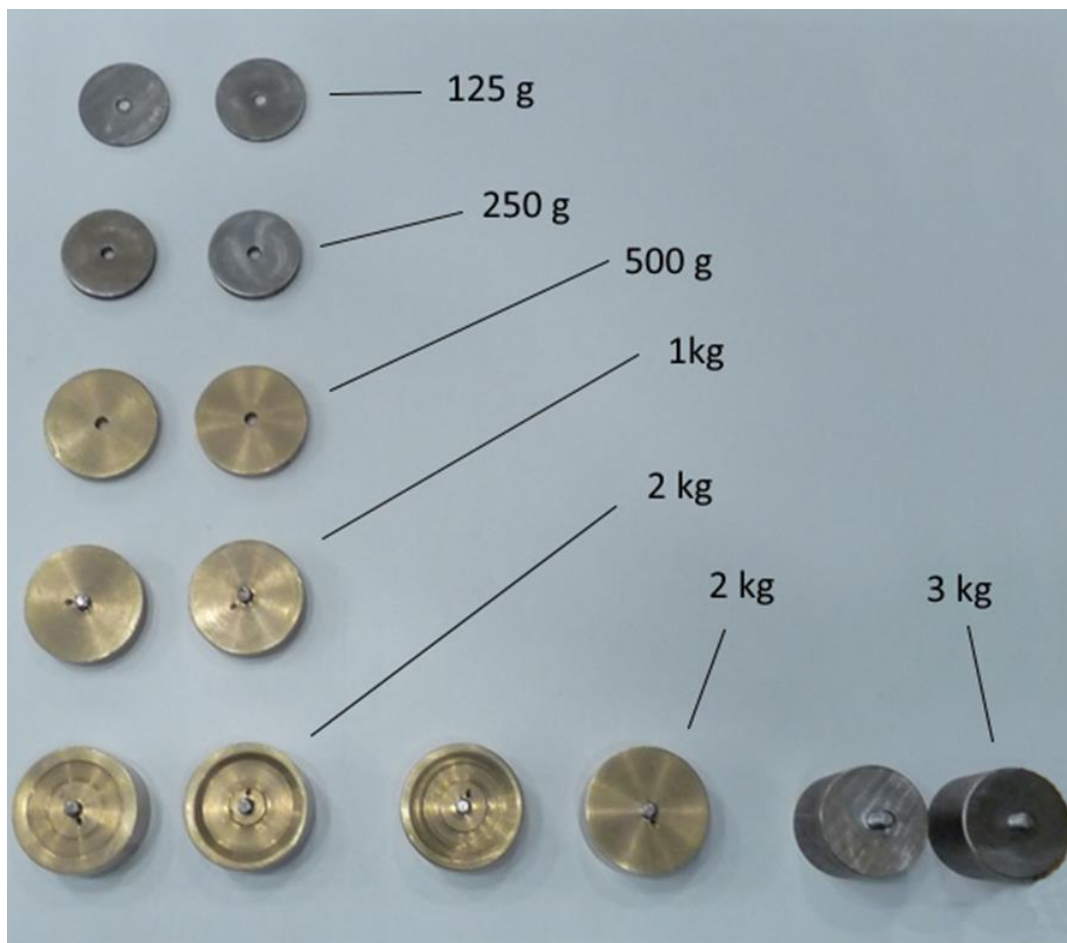


Abbildung 26: Die Gewichtsscheiben lagen in den Stufen 125 g, 250 g, 500 g, 1 kg, 2 kg und 3 kg vor. So konnte das Schulranzengewicht bis auf 125 g genau simuliert werden.

2.6 Versuchsablauf

Nach Terminvereinbarung kamen Eltern und Kinder in die orthopädische Ambulanz der Universitätsklinik Tübingen. Eine schriftliche Einverständnis- und Datenschutzerklärung wurde jeweils von Eltern und Kindern eingeholt. Im Rahmen der Einverständniserklärung wurden die Probanden auf das Recht aufmerksam gemacht, dass sie jederzeit ohne Angaben von Gründen die Studie abbrechen können. Keines der Kinder machte davon Gebrauch. Gewicht und Größe wurden gemessen, der BMI berechnet. Die an das Körpergewicht angepassten Untersuchungsgewichte wurden anhand dieser Daten zusammengestellt. Es wurde erfragt, ob die Probanden Rechts- oder Linkshänder waren. Des Weiteren wurden Kinder und Eltern gebeten den gepackten Schulranzen des Untersuchungstages in die orthopädische Ambulanz mitzubringen um dort dessen Gewicht zu ermitteln.

Für die Messung mit dem Raststereographen mussten die Kinder den Oberkörper und das Becken freilegen, so dass die Rima ani einsehbar war. Damit der Vertebra prominens frei lag, wurden lange Haare nach oben gesteckt. Die Kinder stellten sich etwa hüftbreit mit dem Rücken zum Rasterstereographen gewandt auf eine rote Markierung am Boden. Diese war etwa 2 Meter vom Messgerät entfernt. Die Kinder sollten eine lockere natürliche Körperhaltung einnehmen und den Blick nach vorne richten. Das Licht im Raum wurde vor jeder Aufnahme abgedunkelt. Das Gerät Formetric II zeigte an, sobald dies nicht ausreichend der Fall war, woraufhin das Licht justiert wurde. Die erste Messung am Rasterstereographen fand ohne Schulranzen statt. Es folgten die Messungen mit simuliertem Schulranzen (Abbildung 27, Abbildung 28). Das simulierte Gewicht des Schulranzens wurde schrittweise erhöht. Es entsprach 5, 10, 15 und 20 % des Körpergewichts. In diesen vier Gewichtsstufen wurde jeweils ein Bild angefertigt. Konnten die Fixpunkte nicht korrekt erkannt werden, folgte eine erneute Aufnahme.

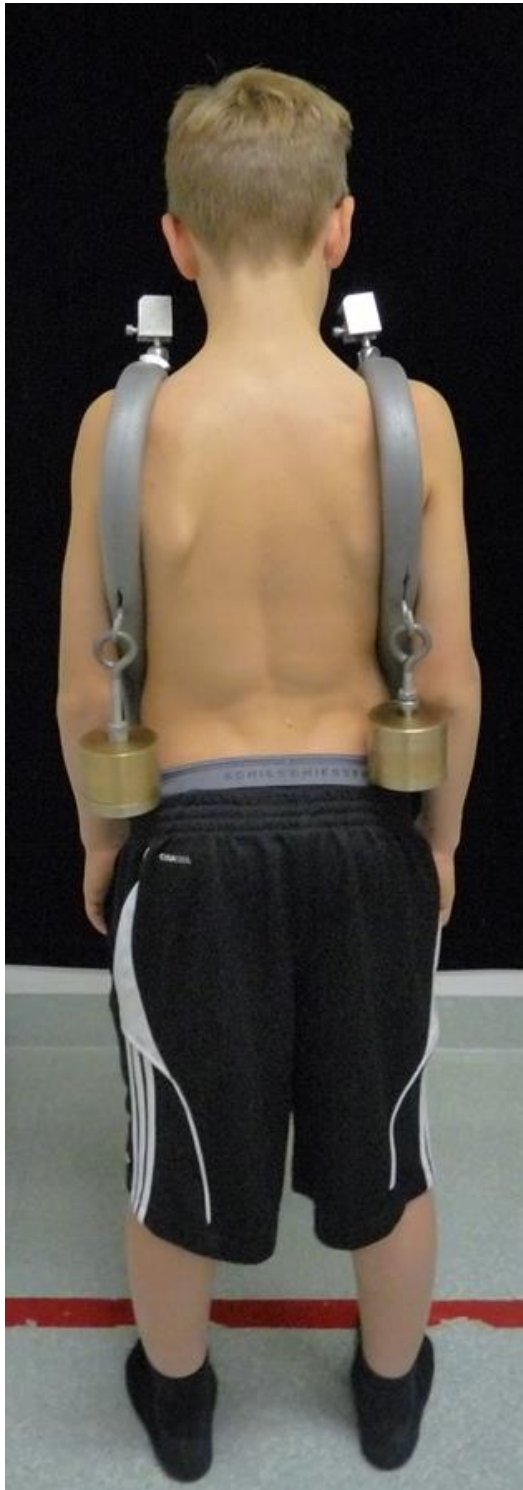


Abbildung 28: Beidseitig simulierte Schulranzenbelastung mit 2,5 kg auf jeder Seite



Abbildung 27: Auf den Rücken geworfene Lichtstreifen des Projektors bei beidseitig simulierter Schulranzenbelastung mit 2,5 kg auf jeder Seite

Das Halten des Griffes, auf dem die Gewichte aufgedreht waren, simulierte die einseitige Belastung (Abbildung 29). Es folgten die Messungen jeweils rechts und links mit dem Gewicht von 5, 10, 15 und 20 % des Körpergewichts analog dem beidseitigen Vorgehen.



Abbildung 29: Rechtsseitige Belastung von 2,5 kg

Die Kinder mussten für eine Aufnahme die Schulranzennachbildung zwischen 20 und 60 Sekunden lang tragen. Zwischen den Bildern lag eine Pause zur

Erholung von 50 bis 70 Sekunden um die Gewichtsscheiben auf die Öse, bzw. den Tragegriff neu aufzudrehen.

Nach der Bildaufnahme erfolgte die Verarbeitung am Computer. Nach der Überprüfung der Belichtung, folgte die Darstellung des Rückens in 3D. Als nächster Schritt kam die Fixpunktkorrektur (Abbildung 30). Hier wurde die Lage des Vertebra prominens und der Lumbalgrübchen überprüft.

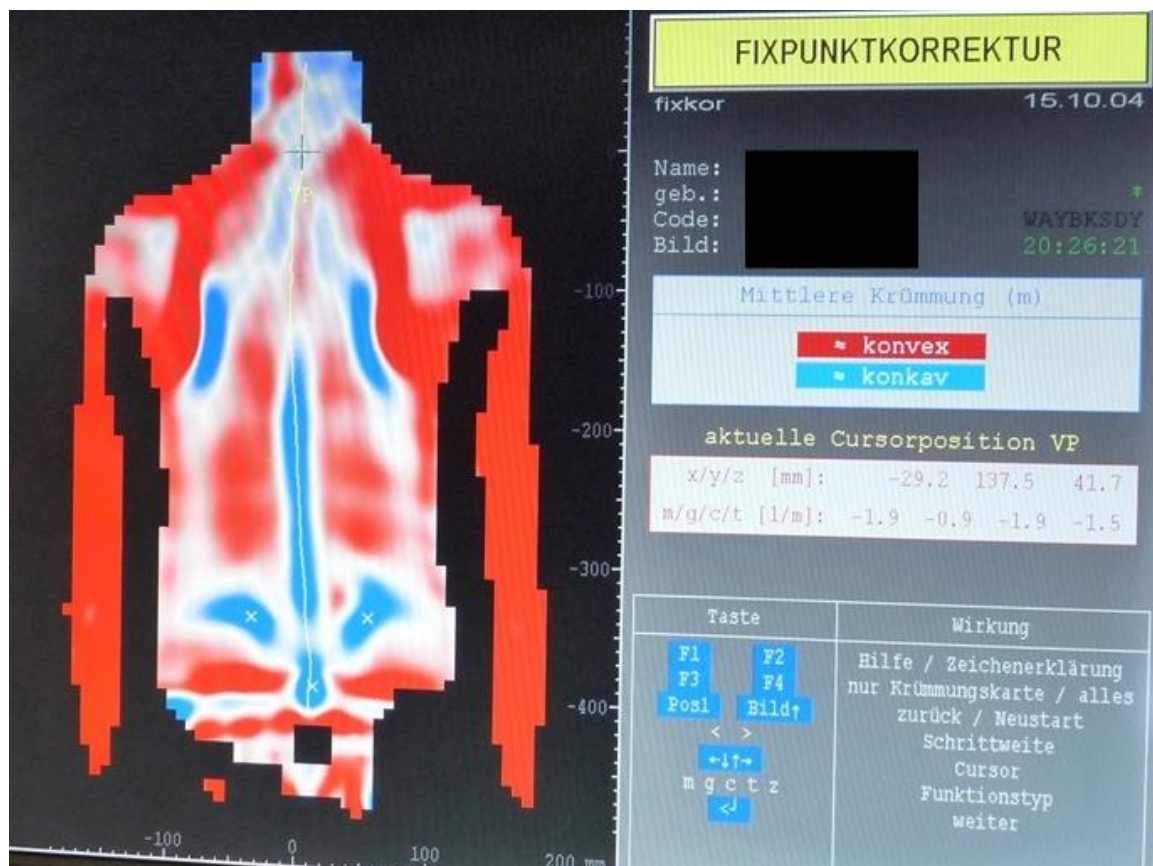


Abbildung 30: Fixpunktkorrektur am Computer: Lageüberprüfung des Vertebra prominens und der Lumbalgrübchen

Daraufhin wurden die Symmetrielinie und ein Wirbelsäulenmodell dargestellt, bevor ein Ausdruck angefertigt wurde aus dem die Untersuchungsparameter entnommen werden konnten (Abbildung 31, Abbildung 32).

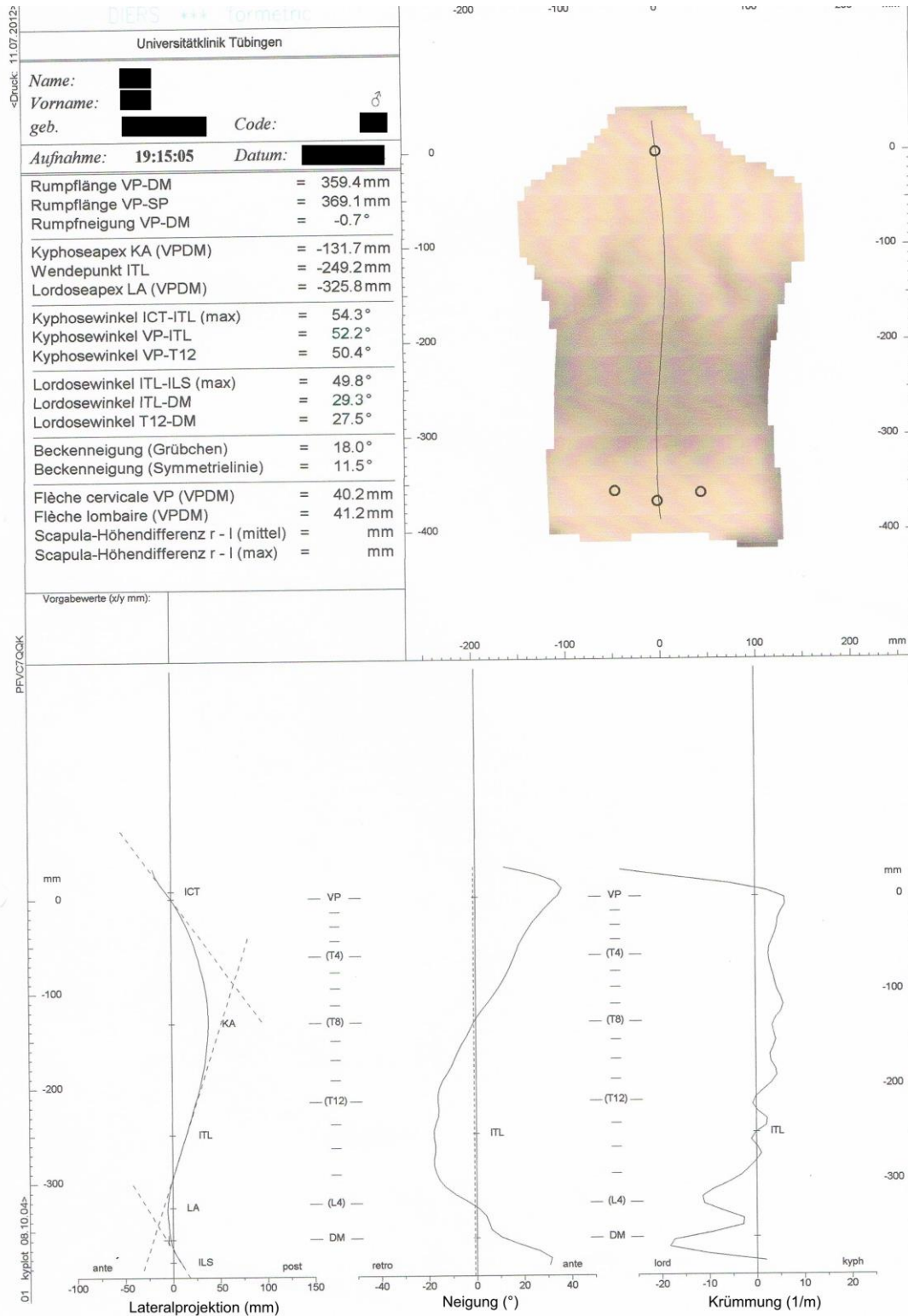


Abbildung 31: Ausdruck zur Ableitung der Wirbelsäulenparameter Kyphose- und Lordosewinkel

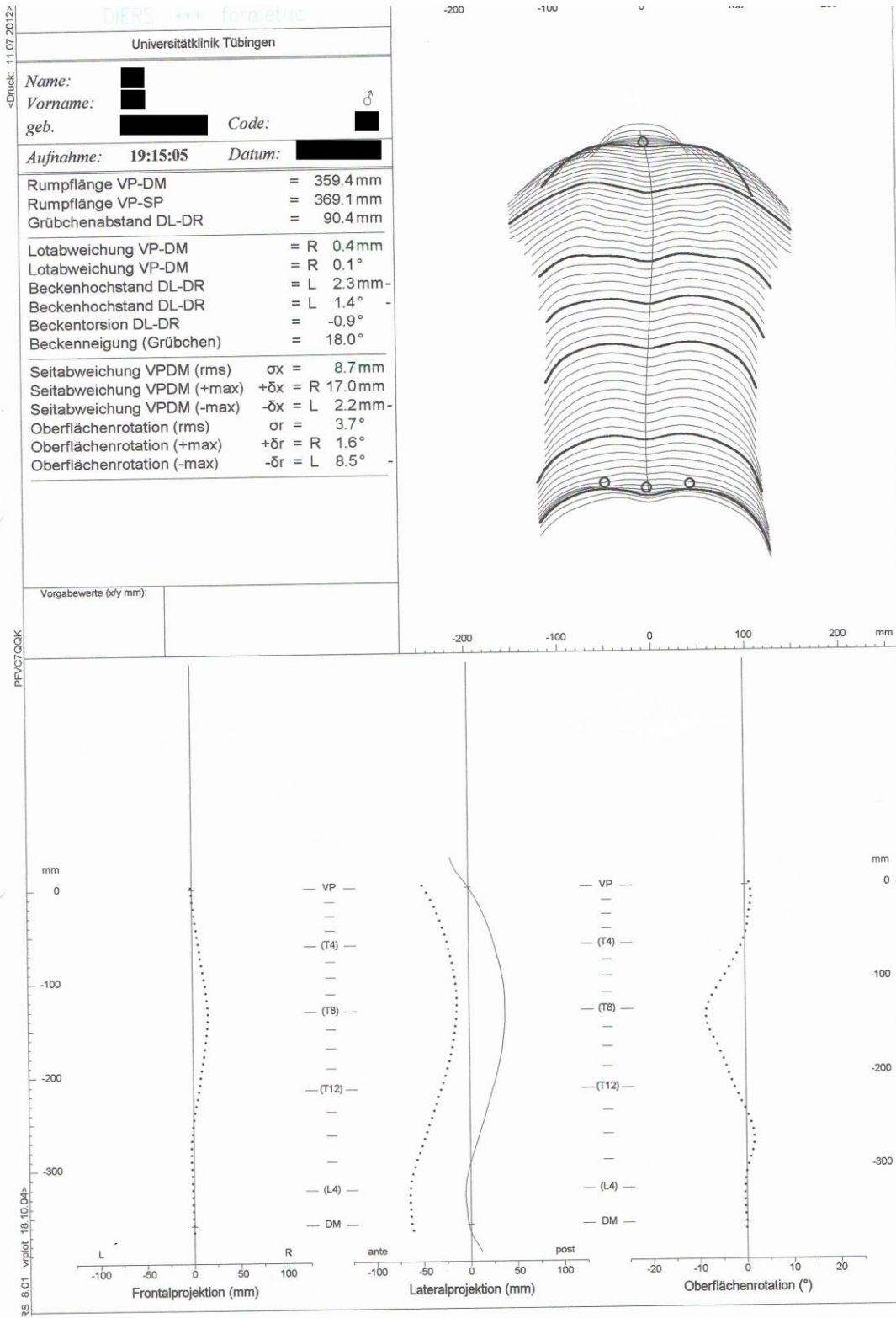


Abbildung 32: Ausdruck zur Ablesung der Wirbelsäulenparameter Lot-, Seitabweichung und Oberflächenrotation

2.7 Statistische Auswertung

Zur statistischen und graphischen Verarbeitung wurde SPSS 22 verwendet. Die Eingabe der Messwerte erfolgte manuell in das SPSS-Programm. Die Auswertung wurde wie folgt vorgenommen:

- Auswertung der Messungen der beidseitigen Belastung
- Auswertung der Messungen der einseitigen Belastung
- Auswertung der Messungen anhand des Gesichtspunktes Rückenschmerzen
- Auswertung der Messungen anhand einer Unterteilung der Probanden in eine männliche und eine weibliche Gruppe

Die Konzentration lag hierbei auf den Parametern Kyphosewinkel VP-ITL, Lordosewinkel ITL-DM, Lotabweichung VP-DM, Seitabweichung (rms) und Oberflächenrotation (rms). Zuerst wurden die Mittelwerte mit Standardabweichung berechnet. Eine Varianzanalyse, eine sogenannte ANOVA (analysis of variance), für wiederholte Messungen wurde benutzt um den Effekt der unterschiedlichen Gewichtsbelastungen zu ermitteln. Die ANOVA für wiederholte Messungen ist anfällig für die Verletzung der Sphärizität, so dass diese vor der statistischen Analyse durch den „Mauchly's test of sphericity“ geprüft wurde. Sphärizität ist die Kondition, in der gleiche Varianzunterschiede zwischen all den Gewichtspaaren vorliegen. Werte $\geq 0,05$ sprechen dabei für die Einhaltung der Sphärizität nach Mauchly. Die Sphärizität kann auch als ein Faktor beschrieben werden, der bei der ANOVA die Homogenität der Abweichungen zwischen den Subjekten darstellt. Liegt eine Verletzung vor, kann eine Korrektur vorgenommen werden. Hierzu wurde auf den Test nach Greenhouse-Geisser zurückgegriffen. Lag ein signifikanter Wert ($p \leq 0,05$) nach Greenhouse-Geisser vor, konnte von einem statistischem signifikanten Ergebnis der Varianzanalyse ausgegangen werden. Um zu ermitteln welche Mittelwerte der Gewichtspaare sich signifikant unterscheiden, folgte ein Post-

Hoc-Test der paarweisen Vergleiche (Zweistichproben t-Test). Um eine Kumulierung der Alphafehler zu reduzieren, wurde die Bonferroni-Korrektur angewendet. Die Alphafehler-Kumulierung beschreibt die erhöhte Wahrscheinlichkeit, dass durch multiples Testen in einer Stichprobe ein Fehler erster Art auftritt. Ergebnisse des paarweisen Vergleichs auf dem Niveau von $p \leq 0,05$ waren signifikant. In der Studie erfolgte dabei eine Betrachtung der folgenden paarweisen Vergleiche (Tabelle 2):

Tabelle 2: Paarweise Vergleiche der Studie

0	<ul style="list-style-type: none">• 5 % KG• 10 % KG• 15 % KG• 20 % KG
5	<ul style="list-style-type: none">• 10 % KG• 15 % KG• 20 % KG
10	<ul style="list-style-type: none">• 15 % KG• 20 % KG
15	<ul style="list-style-type: none">• 20 % KG

Neben der Unterscheidung zwischen den beiden Messungen der symmetrischen und asymmetrischen Belastung, fand eine weitere Unterteilung der Probanden in eine Gruppe mit und eine Gruppe ohne Rückenschmerzen sowie eine Aufteilung nach Geschlechtern statt. Die Auswertung der Messungen wurde analog nach der oben beschriebenen und hier zusammengefassten Struktur durchgeführt:

- Berechnung der Mittelwerte mit Standardabweichung

-
- Zur Untersuchung von signifikanten Unterschieden zwischen den Mittelwerten Anwendung der einfaktoriellen Varianzanalyse ANOVA
 - Prüfung auf Sphärizität nach Mauchly
 - bei Verletzung der Sphärizität Signifikanzprüfung nach Greenhouse-Geisser
 - Post-Hoc-Test mit Bonferroni-Korrektur

3 Ergebnisse

3.1 Probanden

Bei der symmetrischen und rechtsseitigen Belastung wurden die Daten von 43 Kindern, bei der linksseitigen von 41 Kindern ausgewertet. Es waren 20 (46,5%) männliche und 23 (53,5%) weibliche Probanden (Abbildung 33).

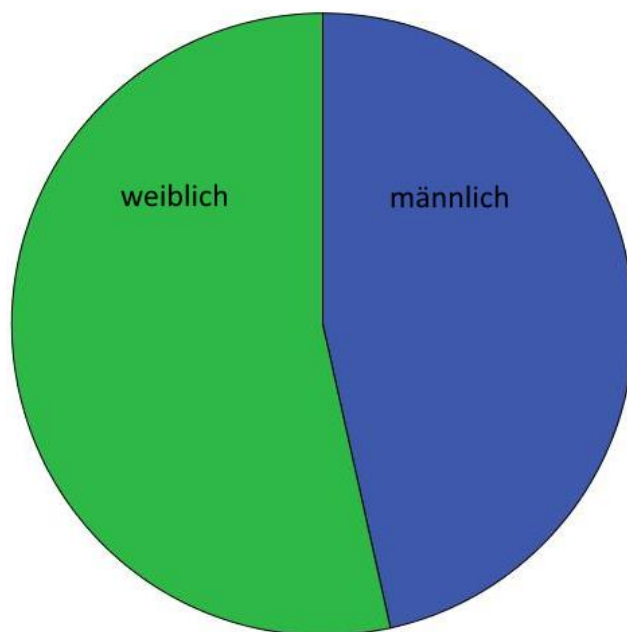


Abbildung 33: Die Geschlechterverteilung ist fast ausgeglichen: 46,5 % Jungen zu 53,5 % Mädchen

Das durchschnittliche Körpergewicht betrug 44,4 kg ($\pm 7,8$). Das leichteste Kind wog 30 kg, das schwerste 59 kg. Der mittlere BMI war 18,3 ($\pm 2,4$). Es waren 90,5 % Rechtshänder und 9,5 % Linkshänder. Das durchschnittliche Schulranzengewicht betrug 5,8 kg ($\pm 1,5$), was 13 % des Körpergewichtes entspricht. Als leichtestes Schulranzengewicht wurden 2,9 kg ermittelt, während das Kind mit dem schwersten Schulranzen 10 kg trug. Dies entspricht bezogen auf das Gewicht der jeweiligen Probanden einer Belastung beim geringsten Schulranzengewicht von 7,8 % KG und beim höchsten von 22,2 % KG.

3.2 Beidseitige Belastung

Der kleinste gemessene Kyphosewinkel der Grundaufnahme (0 % Belastung) betrug 27,2° der größte 62,4°. Die Mittelwerte des Kyphosewinkels unterschieden sich bei den verschiedenen Belastungen nur gering (Tabelle 3). Es lag im Mittel keine Veränderung oberhalb der festgelegten Grenze von 5° des Kyphosewinkels bei einer beidseitigen Belastung vor. Obwohl ein signifikanter Unterschied ($p = 0,025$) zwischen keiner Belastung und der 10 % KG Belastungsstufe vorlag, war auch hier kein aussagekräftiger Unterschied von $\geq 5^\circ$ vorhanden.

Tabelle 3: Die Mittelwerte des Kyphosewinkels VP-ITL bei beidseitiger Belastung unterschieden sich nicht wesentlich.

Belastung in % KG	Mittelwert	Standardabweichung
keine	43,84	8,53
5 %	44,50	8,25
10 %	46,96	9,33
15 %	46,00	9,64
20 %	45,02	9,62

Die Messungen zeigten für die Aufnahme ohne Belastung einen minimalen Wert des Lordosewinkels von 17° und einen maximalen von 54°. Es ergab sich ein Mittelwert für die Grundaufnahme von 34° ($\pm 7,69$). Dass kaum Veränderungen der Mittelwerte des Lordosewinkels im Laufe der verschiedenen Belastungsstufen vorkamen, kann in Abbildung 34 abgelesen werden.

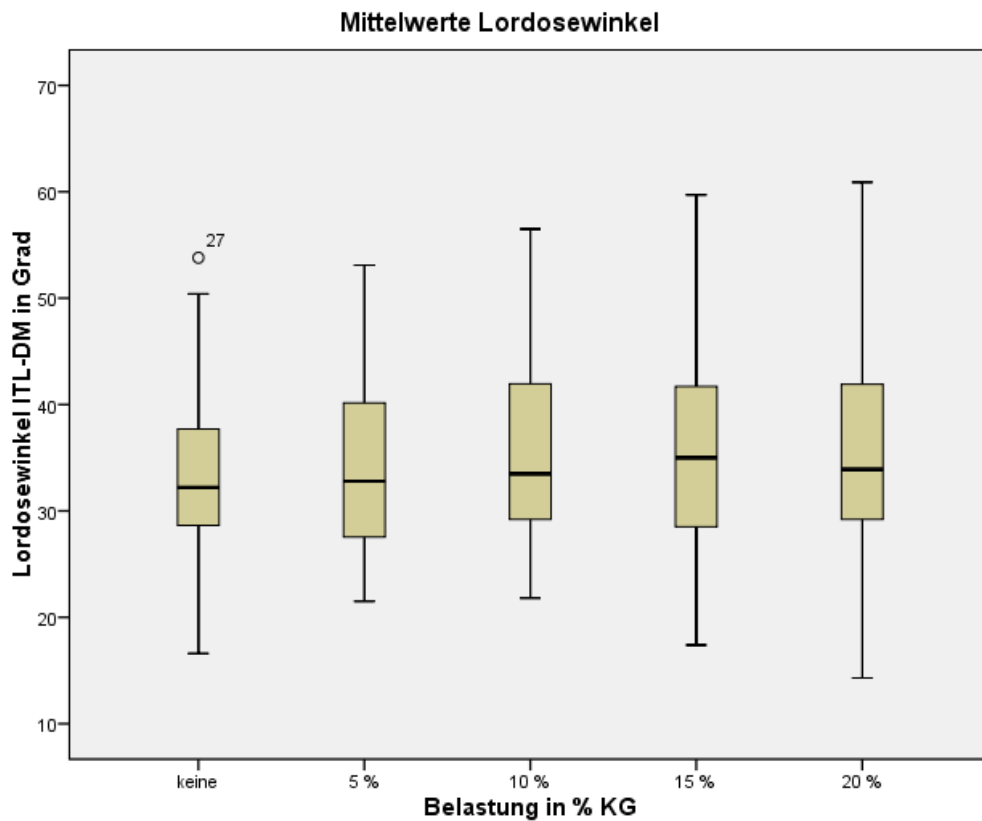


Abbildung 34: Der Boxplot zeigt, dass es kaum Veränderungen des Lordosewinkels I/TL-DM bei beidseitiger Belastung gibt

Die Mittelwerte der Lotabweichung VP-DM betragen zwischen -3,19 mm ($\pm 1,07$) und 0,34 mm ($\pm 1,1$). Ein aussagekräftiger Unterschied der beidseitigen Lotabweichungsmittelwerte von ≥ 5 mm war nicht vorhanden (Tabelle 4).

Tabelle 4: Die Mittelwerte der Lotabweichung VP-DM bei beidseitiger Belastung unterschieden sich nicht wesentlich.

Lotabweichung VP-DM in mm bei beidseitiger Belastung		
Belastung in % KG	Mittelwert	Standardabweichung
keine	-3,19	6,91
5 %	-1,73	6,67
10 %	0,09	8,36
15 %	0,34	7,14
20 %	-0,76	9,12

Die Abweichung der Seitabweichungsmittelwerte war von geringem Ausmaß und eine klinisch bedeutende Veränderung von $\geq 1,5$ mm wurde ebenfalls nicht zu gefunden (Tabelle 5).

Tabelle 5: Die Mittelwerte der Seitabweichung (rms) bei beidseitiger Belastung waren kaum vorhanden.

Seitabweichung (rms) in mm bei beidseitiger Belastung

Belastung in % KG	Mittelwert	Standardabweichung
keine	4,54	2,31
5 %	4,37	2,29
10 %	4,83	2,16
15 %	4,71	2,31
20 %	5,08	2,11

Die Mittelwerte zwischen $2,75^\circ$ ($\pm 1,13$) und $2,95^\circ$ ($\pm 1,36$) der Oberflächenrotation zeigten keinen aussagekräftigen Unterschied von $\geq 1,5^\circ$ (Tabelle 6).

Tabelle 6: Die Mittelwerte der Oberflächenrotation (rms) bei beidseitiger Belastung zeigten keinen aussagekräftigen Unterschied.

Oberflächenrotation (rms) in Grad bei beidseitiger Belastung

Belastung in % KG	Mittelwert	Standardabweichung
keine	2,94	1,74
5 %	2,82	1,36
10 %	2,75	1,13
15 %	2,81	1,42
20 %	2,95	1,36

3.3 Einseitige Belastung

Interessant ist die rasterstereographische Analyse der einseitigen Belastung. Hier waren signifikante Veränderungen bei den verschiedenen Belastungsstufen sowohl für den Parameter Lotabweichung VP-DM als auch für die Seitabweichung (rms) sowie die Oberflächenrotation (rms) vorhanden. Kyphose- und Lordosewinkel veränderten sich hingegen nicht groß. Eine genauere Beschreibung findet sich in den folgenden Abschnitten.

3.3.1 Kyphosewinkel VP-ITL und Lordosewinkel ITL-DM

Die Mittelwerte des Kyphosewinkels reichten von $43,84^\circ$ ($\pm 8,53$) bis $45,82^\circ$ ($\pm 9,49$) bei einseitiger Belastung der rechten Seite und bei linksseitiger Belastung bis $46,71^\circ$ ($\pm 8,39$). Ein Unterschied der Kyphosewinkelmittelwerte von $\geq 5^\circ$ war weder bei rechter noch bei linker Belastung vorhanden (siehe Anhang).

Es überschritt ebenfalls kein Mittelwert des Lordosewinkels die festgelegte Grenze von $\geq 5^\circ$. Hier betrug der minimale Mittelwert bei rechtsseitiger 20 % KG Belastung $31,84^\circ$ ($\pm 8,55$) und bei linksseitiger 20 % KG Belastung $31,96^\circ$ ($\pm 7,41$). Der maximale Mittelwert lag bei rechtsseitiger Belastung bei $34,62^\circ$ ($\pm 7,85$) und links bei $34,29^\circ$ ($\pm 7,78$) (siehe Anhang).

3.3.2 Lotabweichung VP-DM

Abbildung 35 kann die rechtsseitigen Mittelwerte nach einfaktorieller Varianzanalyse entnommen werden. Ein negativer Wert zeigt eine Verschiebung nach links.

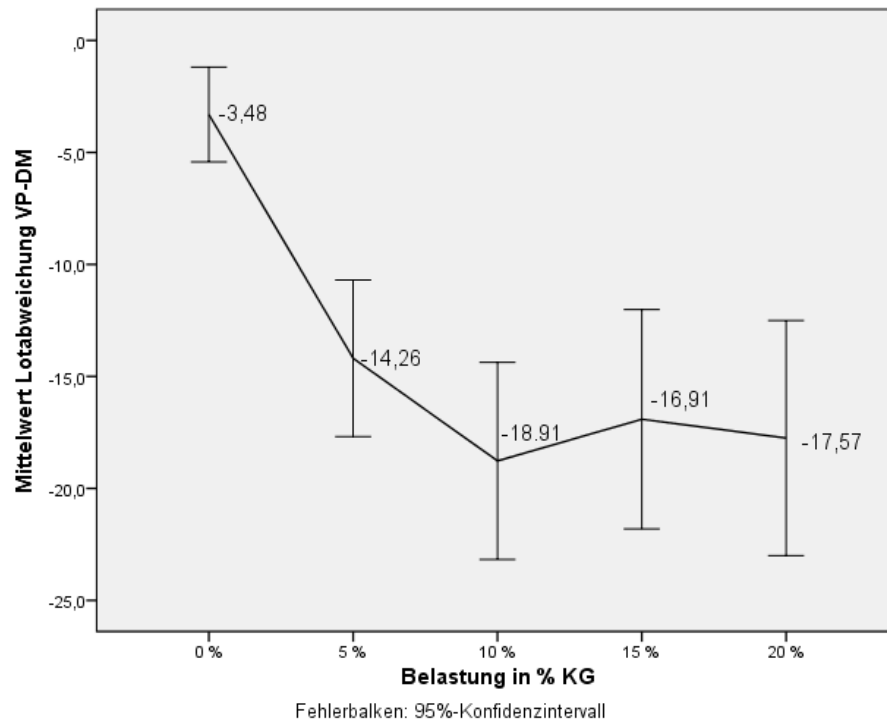


Abbildung 35: Geschätzte Mittelwerte Lotabweichung VP-DM bei rechtsseitiger Belastung

Der Post-Hoc-Test zeigte signifikante Veränderungen der geschätzten Mittelwerte auf der Stufe von $p \leq 0,05$. Diese sind grau markiert in Tabelle 7 abzulesen. Ein aussagekräftiger Unterschied der rechtsseitigen geschätzten Lotabweichungsmittelwerte von ≥ 5 mm war bei allen Paaren mit der Stufe 0 % -also keiner Belastung- vorhanden.

Tabelle 7: Paarweise Vergleiche der Lotabweichung VP-DM der geschätzten Mittelwerte bei rechtsseitiger Belastung. Signifikante und den Grenzwert von ≥ 5 mm überschreitende Werte sind grau unterlegt.

(I) lot	(J) lot	Mittelwertdifferenz (I-J)	Standardfehler	Sig. ^b	95 % Konfidenzintervall für Differenz ^b	
					Untergrenze	Obergrenze
0 %	5 %	10,779*	1,746	,000	5,598	15,959
	10 %	15,429*	2,251	,000	8,751	22,106
	15 %	13,436*	2,441	,000	6,193	20,678
	20 %	14,090*	2,786	,000	5,824	22,357
5 %	10 %	4,650	1,867	,169	-,890	10,190
	15 %	2,657	2,282	1,000	-4,112	9,427
	20 %	3,312	2,468	1,000	-4,011	10,634
10 %	15 %	-1,993	1,902	1,000	-7,636	3,651
	20 %	-1,338	2,272	1,000	-8,080	5,404
15 %	20 %	,655	2,055	1,000	-5,442	6,752

Basierend auf geschätzten Randmitteln

b. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

*. die Mittelwertdifferenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

Für die Belastungen der linken Seite wurde die Sphärizität nach Mauchly verletzt, so dass die Korrektur nach Greenhouse-Geisser durchgeführt werden musste. Signifikante Veränderungen lagen vor und es gab Differenzen zur Ausgangsmessung (Abbildung 36). Der Post-Hoc-Test zeigte Signifikanzen ($p \leq 0,05$) der geschätzten Mittelwerte und einen klinisch relevanten Unterschied von ≥ 5 mm bei allen Gewichtspaaren mit 0 %-iger Belastung (Tabelle 8).

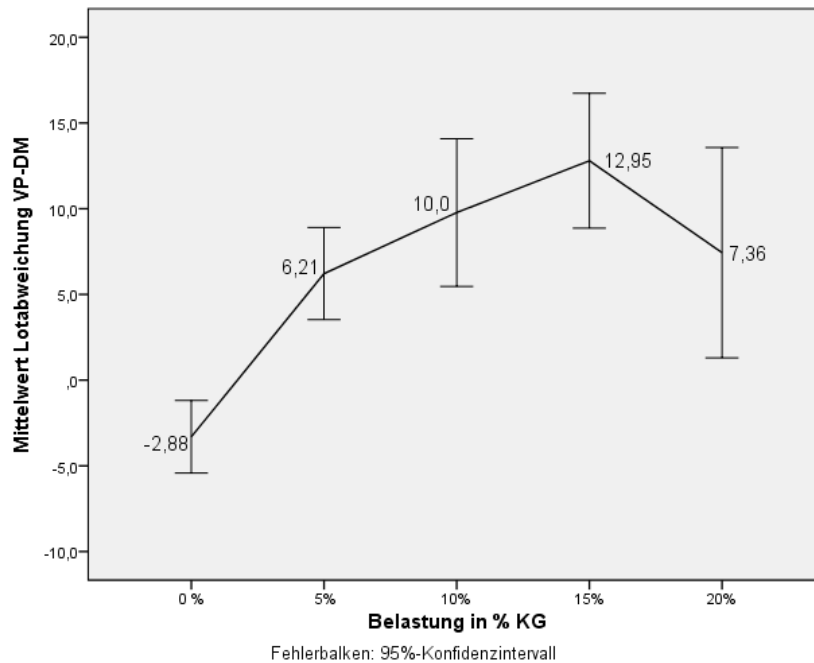


Abbildung 36: Geschätzte Mittelwerte Lotabweichung VP-DM bei linksseitiger Belastung

Tabelle 8: Paarweise Vergleiche der Lotabweichung VP-DM der geschätzten Mittelwerte bei linksseitiger Belastung. Signifikante und den Grenzwert von ≥ 5 mm überschreitende Werte sind grau unterlegt.

(I) lot	(J) lot	Mittelwertdifferenz (I-J)	Standardfehler	Sig. ^b	95 % Konfidenzintervall für Differenz ^b	
					Untergrenze	Obergrenze
0 %	5 %	-9,095*	1,327	,000	-13,034	-5,157
	10 %	-12,876*	2,017	,000	-18,860	-6,892
	15 %	-15,833*	1,903	,000	-21,480	-10,186
	20 %	-10,238*	2,917	,011	-18,892	-1,584
5 %	10 %	-3,781	1,942	,584	-9,543	1,981
	15 %	-6,738*	1,890	,009	-12,345	-1,131
	20 %	-1,143	2,915	1,000	-9,791	7,505
10 %	15 %	-2,957	1,954	1,000	-8,753	2,839
	20 %	2,638	2,461	1,000	-4,663	9,940
15 %	20 %	5,595	2,450	,276	-1,673	12,864

Basierend auf geschätzten Randmitteln
Bonferroni.

b. Anpassung für Mehrfachvergleiche:

*. die Mittelwertdifferenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

3.3.3 Seitabweichung (rms)

Nach ANOVA ergaben sich für die rechte Seite folgende Mittelwerte (Abbildung 37):

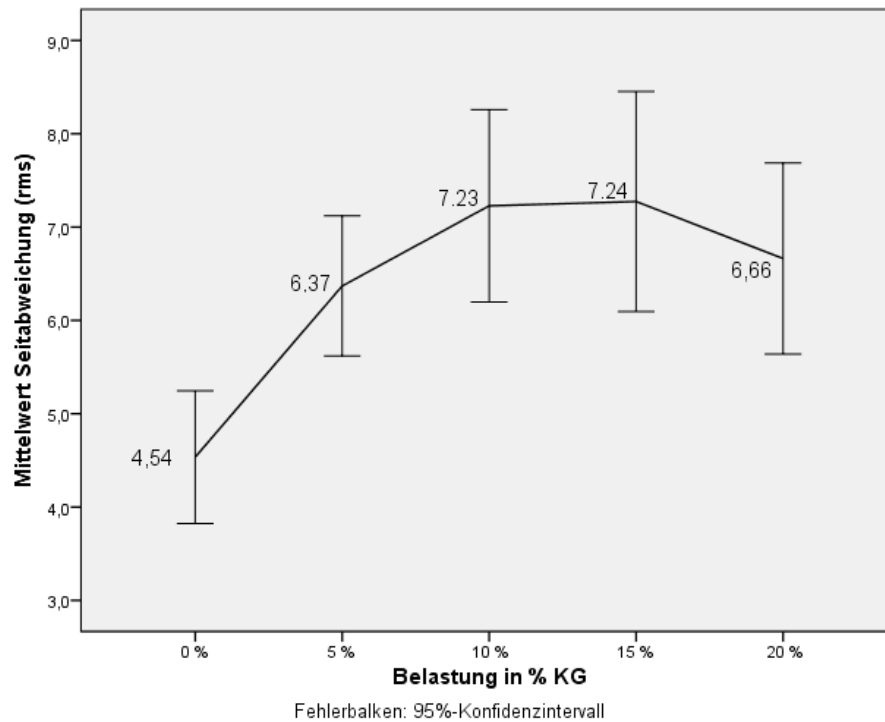


Abbildung 37: Geschätzte Mittelwerte Seitabweichung (rms) bei rechtsseitiger Belastung

Die Veränderungen der geschätzten Mittelwerte waren zwischen allen Paaren der Grundaufnahme und den verschiedenen Belastungsstufen signifikant (Tabelle 9). Ein aussagekräftiger Unterschied der rechtsseitigen geschätzten Seitabweichungsmittelwerte von $\geq 1,5$ mm war bei diesen Paaren ebenfalls vorhanden.

Tabelle 9: Paarweise Vergleiche der Seitabweichung (rms) der geschätzten Mittelwerte bei rechtsseitiger Belastung. Signifikante und den Grenzwert von $\geq 1,5$ mm überschreitende Werte sind grau unterlegt.

(I) seit	(J) seit	Mittelwertdifferenz (I-J)	Standardfehler	Sig. ^b	95 % Konfidenzintervall für Differenz ^b	
					Untergrenze	Obergrenze
0 %	5 %	-1,835*	,459	,003	-3,195	-,475
	10 %	-2,693*	,607	,001	-4,491	-,895
	15 %	-2,700*	,672	,002	-4,692	-,708
	20 %	-2,128*	,616	,013	-3,954	-,302
5 %	10 %	-,858	,475	,779	-2,265	,549
	15 %	-,865	,609	1,000	-2,671	,941
	20 %	-,293	,586	1,000	-2,028	1,442
10 %	15 %	-,007	,569	1,000	-1,694	1,680
	20 %	,565	,644	1,000	-1,344	2,474
15 %	20 %	,572	,654	1,000	-1,365	2,509

Basierend auf geschätzten Randmitteln

b. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

*. die Mittelwertdifferenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

Siehe Abbildung 38 für die geschätzten Mittelwerte bei linksseitiger Belastung.

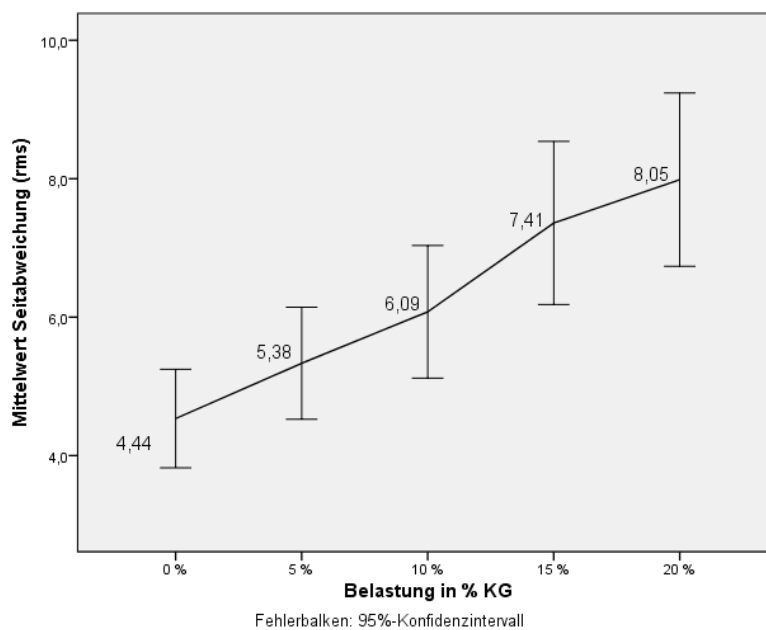


Abbildung 38: Geschätzte Mittelwerte Seitabweichung (rms) bei linksseitiger Belastung

Der Post-Hoc-Test zeigte linksseitig signifikante Unterschiede von $p \leq 0,05$ beim paarweisen Vergleich der geschätzten Mittelwerte (Tabelle 10). Eine klinische Relevanz von $\geq 1,5$ mm war linksseitig bei den signifikanten geschätzten Seitabweichungsmittelwerten vorhanden.

Tabelle 10: Paarweise Vergleiche der geschätzten Mittelwerte der Seitabweichung (rms) bei linksseitiger Belastung. Signifikante und den Grenzwert von $\geq 1,5$ mm überschreitende Werte sind grau unterlegt.

seit (I)	seit (J)	Mittelwertdifferenz	Standardfehler	Sig. ^b	95 % Konfidenzintervall für Differenz ^b	
					Untergrenze	Obergrenze
0 %	5 %	-,944	,475	,539	-2,356	,468
	10 %	-1,646*	,540	,040	-3,249	-,043
	15 %	-2,968*	,644	,000	-4,882	-1,054
	20 %	-3,607*	,662	,000	-5,573	-1,642
5 %	10 %	-,702	,580	1,000	-2,425	1,020
	15 %	-2,024*	,652	,035	-3,963	-,086
	20 %	-2,663*	,702	,005	-4,749	-,577
10 %	15 %	-1,322	,614	,374	-3,147	,503
	20 %	-1,961	,784	,165	-4,290	,368
15 %	20 %	-,639	,774	1,000	-2,939	1,661

Basierend auf geschätzten Randmitteln

b. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

* die Mittelwertdifferenz ist auf der Stufe ,05 signifikant

3.3.4 Oberflächenrotation (rms)

Die geschätzten Mittelwerte nach Varianzanalyse mit Messwiederholung sind für die rechte Seite in Abbildung 39 und für links in Abbildung 40 abzulesen.

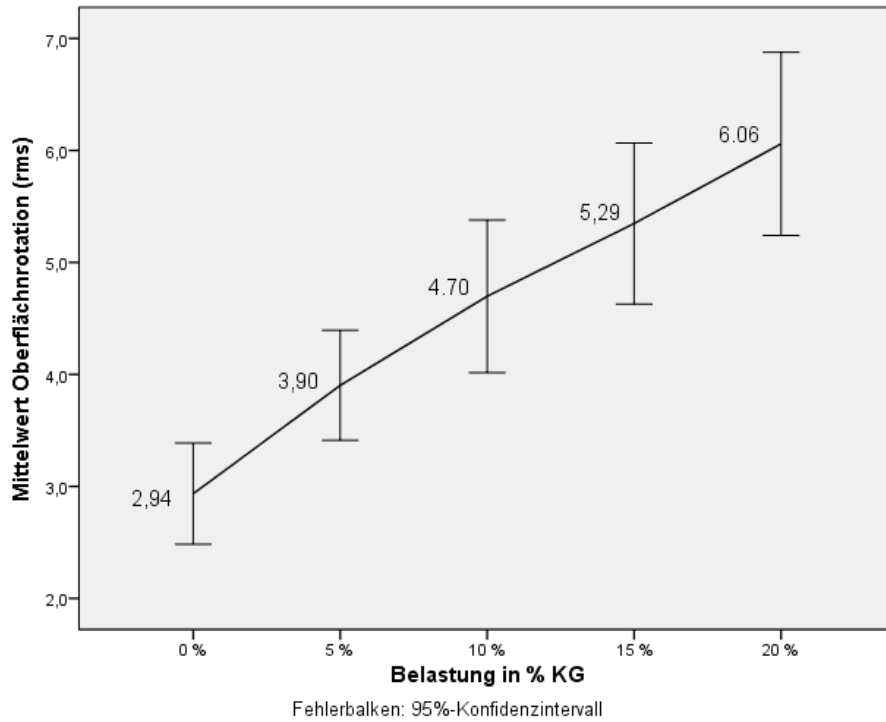


Abbildung 39: Geschätzte Mittelwerte der Oberflächenrotation (rms) bei rechtsseitiger Belastung

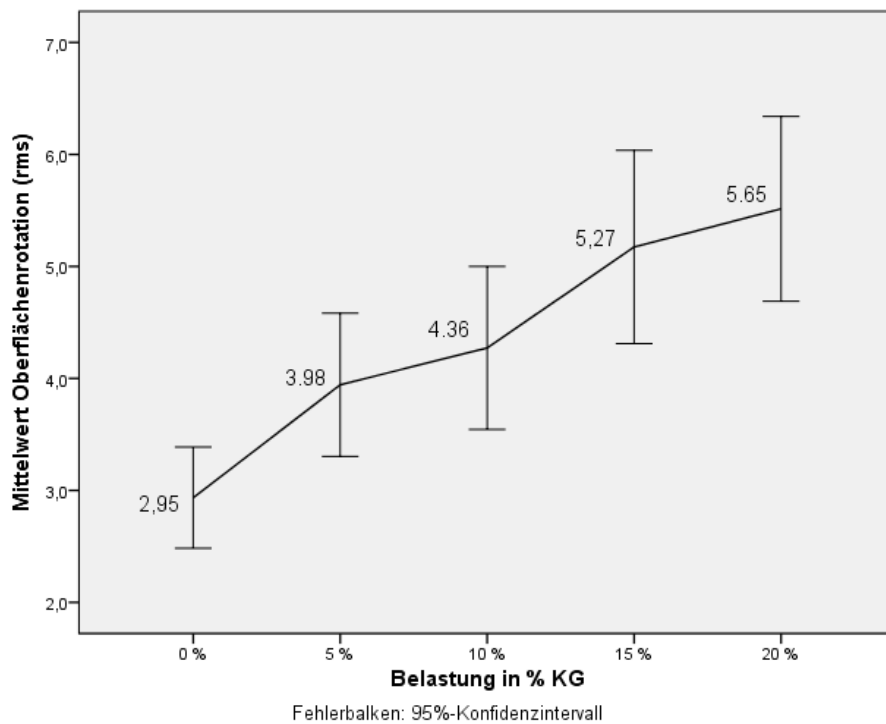


Abbildung 40: Geschätzte Mittelwerte der Oberflächenrotation (rms) bei linksseitiger Belastung

Rechts-, wie linksseitig wurde der Mauchly Test auf Sphärizität verletzt. Eine Signifikanz nach Greenhouse-Geisser von 0,000 war jedoch gegeben. Der Post-Hoc-Test zeigte rechtsseitig signifikante Veränderungen auf der Stufe von $p \leq 0,05$ zwischen allen Paaren ohne Belastung, allen Paaren mit 5 % KG Belastung und 10 & 20 % KG Belastung. Signifikante und klinisch relevante Veränderungen $\geq 1,5^\circ$ lagen bei den in Tabelle 11 grau unterlegten Werten vor.

Tabelle 11: Paarweise Vergleiche der geschätzten Mittelwerte der Oberflächenrotation (rms) bei rechtsseitiger Belastung. Signifikante und den Grenzwert von $\geq 1,5^\circ$ überschreitende Werte sind grau unterlegt. Fett gedruckte Werte sind signifikant, aber erreichen nicht den Grenzwert.

(I) rot	(J) rot	Mittelwertdifferenz (I-J)	Standardfehler	Sig. ^b	95 % Konfidenzintervall für Differenz ^b	
					Untergrenze	Obergrenze
0 %	5 %	-,967*	,203	,000	-1,570	-,365
	10 %	-1,763*	,294	,000	-2,634	-,892
	15 %	-2,358*	,311	,000	-3,279	-1,437
	20 %	-3,123*	,388	,000	-4,274	-1,973
5 %	10 %	-,795*	,208	,004	-1,411	-,180
	15 %	-1,391*	,265	,000	-2,177	-,605
	20 %	-2,156*	,321	,000	-3,106	-1,205
10 %	15 %	-,595	,280	,395	-1,425	,235
	20 %	-1,360*	,309	,001	-2,277	-,444
15 %	20 %	-,765	,287	,108	-1,615	,085

Basierend auf geschätzten Randmitteln

b. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

*. die Mittelwertdifferenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

Linksseitig lagen ebenfalls Signifikanzen beim paarweisen Vergleich vor, die aus Tabelle 12 abgelesen werden können. Hier waren ab 10 % KG Belastung bei den Paaren ohne Belastung signifikante Unterschiede zu sehen. Klinisch relevante Unterschiede sind auch hier grau unterlegt.

Tabelle 12: Paarweise Vergleiche der geschätzten Mittelwerte der Oberflächenrotation (rms) bei linksseitiger Belastung. Signifikante und den Grenzwert von $\geq 1,5^\circ$ überschreitende Werte sind grau unterlegt. Fett gedruckte Werte sind signifikant, aber erreichen nicht den Grenzwert.

(I) rot	(J) rot	Mittelwertdifferenz (I-J)	Standardfehler	Sig. ^b	95 % Konfidenzintervall für Differenz ^b	
					Untergrenze	Obergrenze
0 %	5 %	-1,032	,388	,112	-2,184	,121
	10 %	-1,415*	,403	,011	-2,613	-,216
	15 %	-2,324*	,445	,000	-3,648	-1,001
	20 %	-2,700*	,457	,000	-4,058	-1,342
5 %	10 %	-,383	,238	1,000	-1,089	,323
	15 %	-1,293*	,337	,004	-2,293	-,292
	20 %	-1,668*	,433	,004	-2,956	-,381
10 %	15 %	-,910*	,264	,013	-1,693	-,126
	20 %	-1,285*	,400	,026	-2,475	-,096
15 %	20 %	-,376	,336	1,000	-1,374	,623

Basierend auf geschätzten Randmitteln

b. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

*. die Mittelwertdifferenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

3.4 Gruppeneinteilung Rückenschmerzen

Von 43 Probanden litten 17 (39,5 %) an Rückenschmerzen, während 26 (60,5 %) beschwerdefrei waren (Abbildung 41).

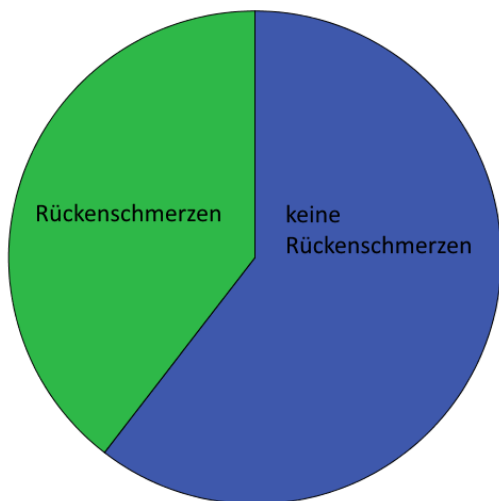


Abbildung 41: Diagramm Rückenschmerzen: 39,5 % der Kinder gaben an unter Rückenschmerzen zu leiden, 60,5 % der Kinder verneinten dies.

Die häufigsten Beschwerden lagen im Nacken- (58,8 %) und Lendenbereich (47,4 %) vor. 4 Probanden gaben Schmerzen im Bereich der Brustwirbelsäule an. Bei 76,4 % der Kinder überwog der beidseitige Schmerz. Über die Hälfte der Probanden (52,9 %) litten 1-3x/Monat unter Rückenschmerzen, folgend von 1-6x/Woche (35,3 %). Der Schluss wurde von der Gruppe mit täglichen Rückenschmerzen gebildet (17,6 %). Die Schmerzstärke wurde hauptsächlich in einer Skala von 1 (sehr wenige) – 10 (unerträgliche Schmerzen) mit 3 oder 4 angegeben (Tabelle 13). Über 70 % der Probanden klagten über ein akutes Auftreten der Schmerzen. Bei 3 Kindern traten die Rückenschmerzen in Ruhe, bei 11 Kindern bei Belastung und bei 3 Kindern sowohl in Ruhe als auch bei Belastung auf. Eine Behandlung wurde in 23,5 % der Fälle durchgeführt.

Tabelle 13: Angabe der Schmerzstärke in einer Skala von 1 (sehr wenige) - 10 (unerträgliche Schmerzen). 64,7 % der Kinder gaben ihre Schmerzstärke bei 3 oder 4 an.

Schmerzstärke	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Anzahl	1	1	6	5	2	2	0	0	0	0
Prozent	5,9	5,9	35,3	29,4	11,8	11,8	0	0	0	0

3.4.1 Beidseitige Belastung

Analog zu den Ergebnissen bei beidseitiger Belastung ohne eine Unterteilung fanden sich keinerlei signifikante Veränderungen zwischen den beiden Untergruppen mit und ohne Rückenschmerzen. Kyphosewinkel, Lordosewinkel, Lotabweichung, Seitabweichung und Oberflächenrotation blieben konstant.

3.4.2 Einseitige Belastung

Wurden Kyphose- und Lordosewinkel sowie Oberflächenrotation bei asymmetrischer Belastung betrachtet, gab es kaum Unterschiede bei unter Rückenschmerz leidenden und beschwerdefreien Probanden. Obwohl meistens nicht statistisch signifikant, zeigten sich interessante Unterschiede bei Seit- und Lotabweichung.

Bei der Seitabweichung war sowohl auf der rechten Seite wie auch auf der linken Seite ein nicht signifikanter Unterschied von $\geq 1,5$ mm bei einer Belastung von 15 % KG vorhanden. Für die rechte Seite betrug die Werte 8,21 mm ($\pm 0,9$) für die Gruppe mit Rückenschmerzen und 6,6 mm ($\pm 0,73$) für die Gruppe ohne Rückenschmerzen. Linksseitig war bei einer 15 % KG Belastung für die beschwerdefreie Gruppe ein Wert von 6,78 mm ($\pm 0,76$) und für unter Rückenschmerzen leidenden Probanden ein Wert von 8,4 mm ($\pm 0,95$) zu messen.

Die Lotabweichung bei rechtsseitiger Belastung wies Differenzen ab 10 % KG Belastung auf und war mit 10,94 mm am deutlichsten bei einer Belastung von 15 % KG (Abbildung 42). Hier lag ein signifikanter Unterschied von $p = 0,027$ vor.

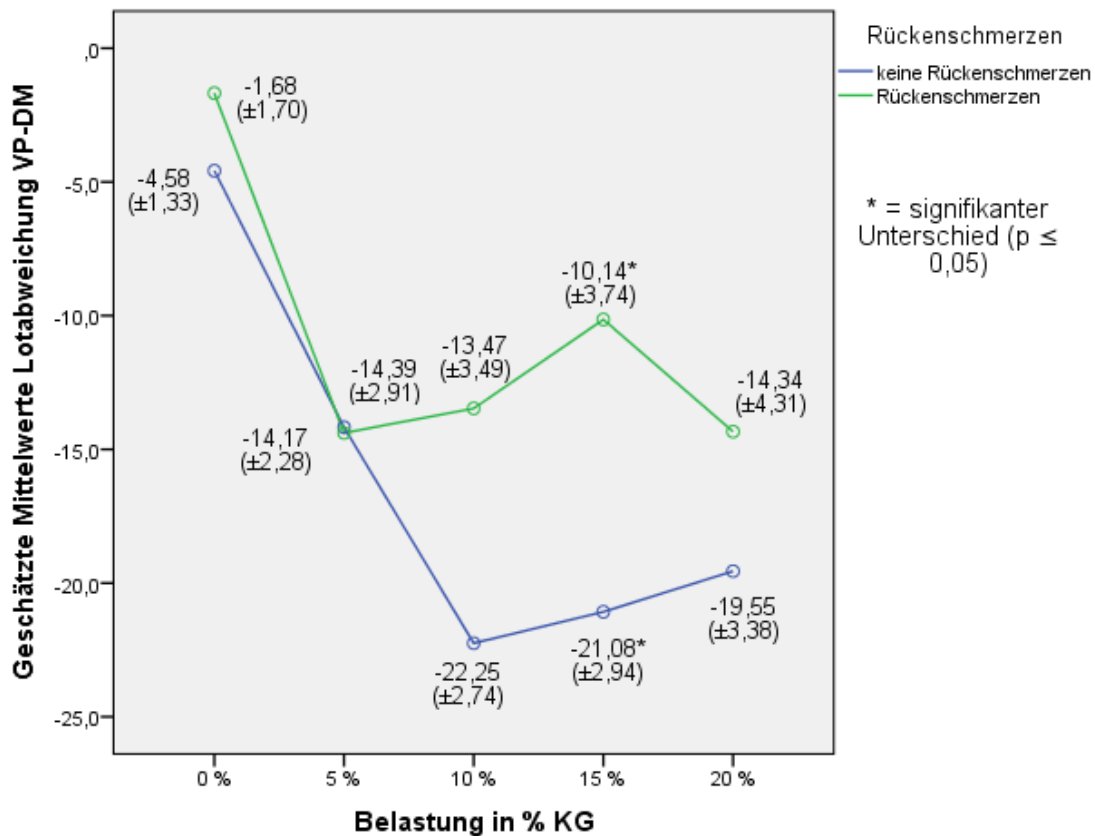


Abbildung 42: Geschätzte Mittelwerte Lotabweichung VP-DM (\pm Standardabweichung) bei rechtsseitiger Belastung bei der Unterteilung der Probanden in eine Gruppe mit und eine ohne Rückenschmerzen. Ab 10 % KG Belastung liegen Unterschiede zwischen den beiden Gruppen vor. Signifikant ist der Unterschied bei 15 % KG Belastung.

Bei der asymmetrischen Belastung der linken Seite ließen sich ähnliche, jedoch nicht signifikante, Ergebnisse finden. Dort war ein maximaler Unterschied von 6,26 mm bei 15 % KG Belastung und einer von 6,14 mm bei 20 % KG Belastung zu sehen.

3.5 Gruppeneinteilung Geschlecht

Von den 43 Probanden waren 20 männlich und 23 weiblich. Dies entspricht einer Verteilung von 46,5% zu 53,5%. Gewicht, Größe und BMI waren fast ausgeglichen (Abbildung 43). Der Mittelwert der Altersverteilung lag bei beiden Geschlechtern bei 12 Jahren (Abbildung 44).

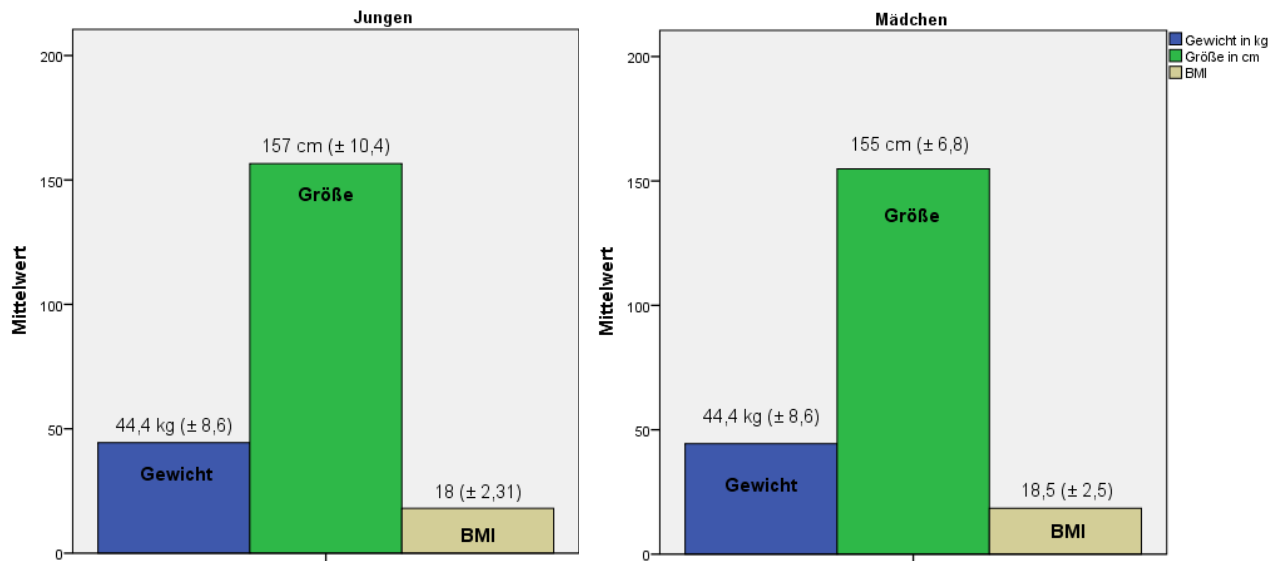


Abbildung 43: Verteilung von Gewicht, Größe und BMI aufgeteilt nach Geschlechtern. Es liegen nur minimale Unterschiede vor.

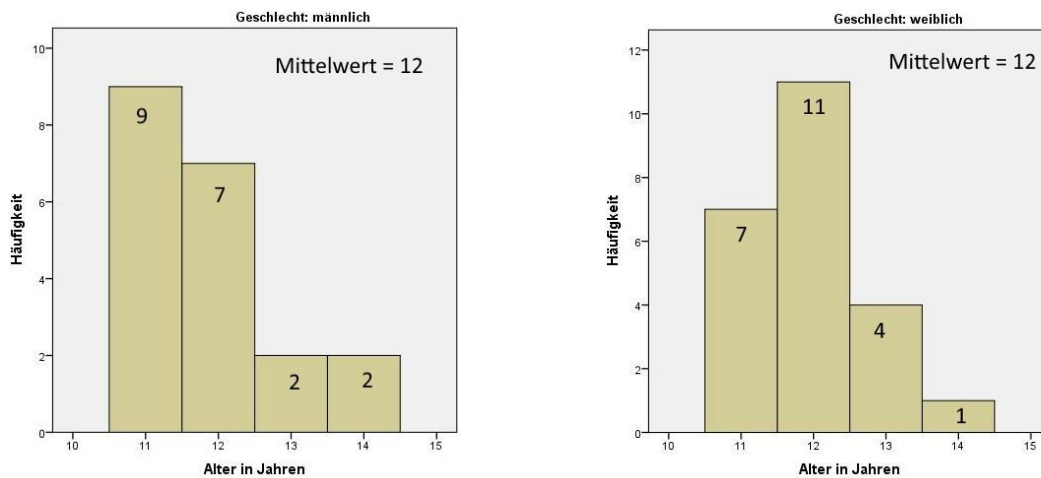


Abbildung 44: Verteilung des Alters aufgeschlüsselt nach Geschlecht. Bei Jungen und Mädchen liegt das durchschnittliche Alter bei 12 Jahren.

3.5.1 Lordosewinkel ITL-DM

Bei der Betrachtung des Lordosewinkels ITL-DM fiel auf, dass ein Unterschied zwischen männlichen und weiblichen Probanden zu finden ist. Dies war bei beid-, rechts-, und linksseitiger Belastung zu sehen. Relevante Unterschiede waren als $\geq 5^\circ$ definiert. In Tabelle 14 sind die signifikanten ($p \leq 0,05$) und relevanten Unterscheidungen der geschätzten Mittelwerte bei beidseitiger Belastung grau unterlegt.

Tabelle 14: Geschätzte Mittelwerte Lordosewinkel ITL-DM bei beidseitiger Belastung bei der Unterteilung der Probanden nach Geschlecht. Signifikante und den Grenzwert von $\geq 5^\circ$ überschreitende Werte sind grau unterlegt.

Geschlecht	lor	Mittelwert	Standardfehler	95 % Konfidenzintervall	
				Untergrenze	Obergrenze
männlich	0 %	29,716	1,598	26,486	32,945
	5 %	31,521	1,797	27,889	35,153
	10 %	31,879	1,989	27,858	35,899
	15 %	32,458	2,191	28,029	36,887
	20 %	31,621	2,300	26,972	36,270
weiblich	0 %	36,896	1,452	33,960	39,831
	5 %	36,035	1,633	32,734	39,335
	10 %	39,209	1,808	35,554	42,863
	15 %	39,143	1,992	35,118	43,169
	20 %	38,822	2,091	34,597	43,047

Bei asymmetrischer Belastung der rechten Seite zeigten sich signifikante Differenzen von $6,88^\circ$ ($p = 0,002$) bei keiner, von $5,32^\circ$ ($p = 0,025$) bei 5 % und von $5,32^\circ$ ($p = 0,031$) bei 15 % KG Belastung. Dies sind klinisch bedeutende Unterschiede von $\geq 5^\circ$ (Abbildung 45).

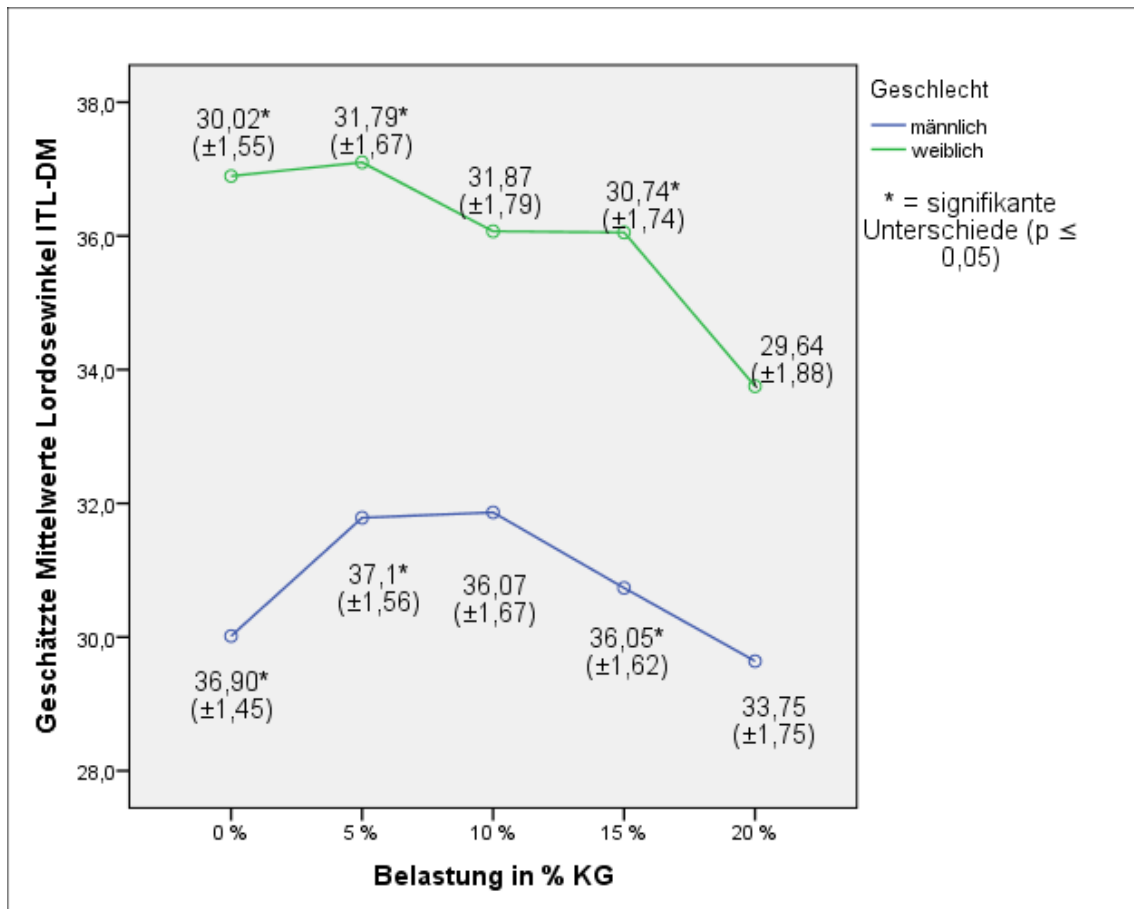


Abbildung 45: Geschätzte Mittelwerte Lordosewinkel ITL-DM mit Standardabweichung bei rechtsseitiger Belastung bei der Unterteilung der Probanden nach Geschlecht. Ein signifikanter Unterschied ist bei 0, 5 und 15 % KG Belastung zu finden.

Auf der linken Seite lagen die geschätzten Mittelwerte für den Lordosewinkel ohne Belastung bei 30,02° für männliche versus 36,27° für weibliche Probanden. Bei der Belastung mit 10 und 15 % KG wurde für Jungen 31,23° und 30,46° und für Mädchen 37,29° und 36,14° gemessen. Die signifikanten und klinisch relevanten Mittelwertdifferenzen sind grau unterlegt (Tabelle 15).

Tabelle 15: Mittelwertdifferenzen Lordosewinkel ITL-DM bei linksseitiger Belastung bei der Unterteilung der Probanden nach Geschlecht.

lor	(I) Geschlecht	(J) Geschlecht	Mittelwertdifferenz (I-J)	Standardfehler	Sig.
0 %	männlich	weiblich	-6,255*	2,089	,005
5 %	männlich	weiblich	-4,675	2,404	,059
10 %	männlich	weiblich	-6,060*	2,225	,010
15 %	männlich	weiblich	-5,685*	2,208	,014
20 %	männlich	weiblich	-4,675*	2,276	,047

Basierend auf geschätzten Randmitteln

*. die Mittelwertdifferenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

3.5.2 Seitabweichung

Bei der Seitabweichung konnte bei einer beidseitigen Belastung des Rückens von 10 % KG ein signifikanter Unterschied zwischen Jungen und Mädchen beobachtet werden. Der Wert betrug 5,61 mm für männliche und 4,2 mm für weibliche Probanden. Der Unterschied von 1,48 mm erreichte nicht ganz die relevante Marke von $\geq 1,5$ mm, wird jedoch auf Grund des geringen Unterschiedes von 0,02 als bedeutend anerkannt.

Bei der asymmetrischen Untersuchungsreihe war keine Signifikanz für die rechte Seite zu messen. Eine linksseitige Belastung führte jedoch bei Jungen zu einer signifikanten Seitabweichung von 5,06 mm und bei Mädchen von 7,06 mm. Dies ist eine Differenz von 2 mm ($p = 0,042$) und liegt oberhalb der klinischen Grenze von 1,5 mm.

3.5.3 Kyphosewinkel, Lotabweichung und Oberflächenrotation

Es gab zwischen den Geschlechtern keine Unterschiede, die signifikant waren hinsichtlich beid-, rechts- und linksseitiger Belastung.

4 Diskussion

„Schulranzenstudie“ ist ein Begriff, der vor allem Eltern aufhorchen lässt. Die meisten Studien lassen sich zum Thema des Zusammenhangs zwischen Gewicht eines Schulranzens und Rückenschmerzen finden [19, 23, 33, 36, 37, 86-89]. Hinter dem Begriff „Schulranzenstudie“ steckt jedoch mehr. Es geht hierbei um die grundsätzliche Auswirkung des Schulranzengewichts auf den Rücken. Die bisherigen Studien bezogen sich meist auf Gewichtsstufen ab 10 % KG [10, 64, 70, 74, 77, 79] oder sogar höher [10, 20, 66, 71, 81]. Sie konzentrierten sich größtenteils auf die Auswertung der Parameter der sagittalen Ebene Kyphose und Lordose [10, 20, 65, 66, 68-71, 74, 77, 78, 80, 90, 91], wenige betrachteten Parameter der transversalen Ebene [20, 61, 63-69, 76]. Wichtig ist zu unterscheiden, ob eine rein einseitige [20, 61, 63-65, 67-69], rein beidseitige Belastung [10, 70, 71, 74, 77, 78, 80, 81, 90] oder beide Belastungsmöglichkeiten [20, 65, 66] des Rückens durch den Schulranzen gemessen wurden. Es gibt eine gleich große Anzahl an Studien, die die Messungen in Ruhe [65, 71, 77, 78, 80] im Vergleich zu denen in Bewegung [10, 20, 66, 70, 81] durchführten.

Auf Grund zum Teil widersprüchlicher Aussagen der vorangegangenen Studien war das Ziel unserer Studie Haltungs- und Lotveränderungen der Wirbelsäule durch das Tragen eines Schulranzens bei 11- bis 14-jährigen Kindern genauer zu evaluieren. Im Vergleich zu den bisherigen Studien wurden die Messungen mit einem Schulranzenmodell zum ersten Mal unter Benutzung der Raststereographie durchgeführt. Dies ist eine Messmethode, die im Vergleich zu den standardmäßig genutzten bildgebenden Diagnostikmöglichkeiten Röntgen, CT und MRT bei Wirbelsäulenbeschwerden keine Gesundheitsrisiken birgt und einfacher und schneller auszuwerten ist. Sie bietet trotz allem eine hohe Präzision. Neben der Methode unserer Studie ist des Weiteren der Beginn der Messreihe mit leichten Gewichten und einer hohen Anzahl an Belastungsstufen zu erwähnen. Es gab einerseits die Versuchsreihe, in der eine

beidseitige Belastung durch einen Schulranzen simuliert und andererseits eine Reihe, in der eine einseitige Belastung nachgestellt wurde. Es wurden sowohl Wirbelsäulenparameter der Sagittalebene zur Auswertung als auch die der Transversalebene herangezogen. Lotabweichung, Seitabweichung und Oberflächenrotation entsprechen dabei der transversalen und Kyphosewinkel sowie Lordosewinkel der sagittalen Ebene. Zusätzlich richteten wir unser Augenmerk auf die Veränderungen der Wirbelsäulenparameter bei Kindern mit und ohne Rückenschmerzen, so dass eine Aufteilung der Probanden in diese beiden Gruppen erfolgte. Die Auswirkung des Geschlechts auf die Wirbelsäulenparameter wurde ebenfalls untersucht.

Bei der Betrachtung der beidseitigen Belastung auf die Wirbelsäule fiel auf, dass es zu keiner signifikanten Änderung der gemessenen Parameter kam. Interessant war die Auswirkung der einseitigen Belastung durch eine Schulranzennachbildung. Hier wurden bei der Messung des Kyphose- und Lordosewinkels ebenfalls keine relevanten Veränderung nachgewiesen, jedoch zeigten sich signifikante Werte bei Lotabweichung, Seitabweichung und Oberflächenrotation. Die Lotabweichung stieg bei rechts- und linksseitiger Belastung verglichen mit dem Ausgangswert bei allen Belastungsstufen signifikant um ≥ 9 mm an. Bei der Seitabweichung wurde rechtsseitig ein Unterschied von $\geq 1,5$ mm zwischen der Aufnahme ohne Gewichtsbelastung und allen Gewichtsstufen gefunden. Linksseitig lag ein Unterschied zwischen der Messung ohne Belastung und den Gewichtsstufen 10, 15 und 20 % KG vor. Die Oberflächenrotation reagierte bei Zunahme der Gewichtsbelastung mit einer Steigerung. Signifikante Veränderungen von $\geq 1,5$ mm ließen sich rechtsseitig bei dem Vergleich mit dem Ausgangswert ab 10 % KG mit allen Gewichtspaaren und linksseitig ab 15 % KG feststellen. 39,5 % der Probanden gaben an Rückenschmerzen zu leiden, so dass eine Betrachtung der Wirbelsäulenparameter aufgeschlüsselt in zwei Gruppen stattfand. Bei beidseitiger Belastung konnte zwischen den beiden Gruppen keine unterschiedliche Reaktionen der Wirbelsäule gemessen werden. Eine rechtsseitige Belastung von 15 % KG führte bei Kindern mit Rückenschmerzen zu einer signifikant geringeren Lotabweichung von 10,9 mm. Bei der Aufteilung

der Kinder nach ihrem Geschlecht zeigte sich, dass bei Jungen der Lordosewinkel kleiner war als bei Mädchen.

Bevor jedoch die Auswirkungen der Größe des Lordosewinkels bei unterschiedlichen Geschlechtern beurteilt wird, muss zuerst über Normwerte des sagittalen Profils diskutiert werden. In der Literatur liegen mehrere Normwertangaben des Lordosewinkels vor. In der Arbeit von Harzmann liegen die Normwerte für Kinder zwischen 38 und 42° [92]. Schröder et al verifizieren Werte für Erwachsene von 29-43° für Männer und von 35-51° für Frauen [93]. Stagnara sieht hingegen Lordosewinkel zwischen 18 und 69° als normwertig an. Heckmann gibt außerdem eine Übersicht weiterer Angaben, in denen der normale Lordosewinkel zwischen 40 und 60° beträgt [94]. Für den Kyphosewinkel sind analog zum Lordosewinkel ebenfalls mehrere Normwertangaben vorhanden. Die Richtwerte für Kinder betragen laut Harzmann 47-50° [92] und laut Schröder et al für Erwachsene 39-57° [93]. Stagnara definiert hingegen einen Normbereich von 30-50° [95] und es liegen mehrere Arbeiten vor, die den physiologischen Kyphosewinkel zwischen 20 und 40° sehen [94]. Die Mittelwerte des Kyphosewinkels betragen in unserer Studie für die Grundaufnahme, dies bedeutet ohne Belastung, 44° ($\pm 8,53$). Der minimalste Wert lag dabei bei 27° und der maximalste bei 62°. Unsere Messungen zeigten des Weiteren eine Spanne des Lordosewinkels von 17-54°. Es ergab sich ein Mittelwert für die Grundaufnahme von 34° ($\pm 7,69$). Die von Harzmann [92] generierten Begrenzungen sind sehr eng gezogen. So befinden sich 11,6 % unserer Probanden innerhalb der Begrenzung für den Lordosewinkel zwischen 38 und 42° und 7,0 % innerhalb der Werte für einen normierten Kyphosewinkel von 47-50°. Bernhardt und Stagnara vertreten hingegen die Ansicht es sollten keine zu engen Grenzen gesetzt und das Augenmerk auf den Verlauf gerichtet werden [95, 96]. Eine weitere Arbeit sieht ebenfalls weite Spannen für Kyphose und Lordose als normale Variation an [97]. Diese Aussagen können wir mit den Werten unserer Messungen unterstützen. Die Werte für Kyphose- und Lordosewinkel können nicht in sehr enge Begrenzungen gesetzt werden, da sonst zu viele gesunde Kinder als krank eingestuft werden. Im Vordergrund steht vielmehr die Entwicklung dieser

beiden Parameter während der Pubertät. Zu bedenken gilt jedoch, dass in unserer Studie als einzige Messmethode die Raststereographie angewendet wurde, da es grundsätzlich um die Reaktion der Wirbelsäule auf das Schulranzengewicht ging. Um klare Normwertangaben des Kyphose- und Lordosewinkels für die Rasterstereographie zu erhalten, sind weitere Studien des sagittalen Rückenprofils mit Kindern zum Vergleich mit mehreren Messmethoden zu empfehlen.

Wurden die Probanden nach ihren Geschlechtern aufgeteilt, lagen, wie erwartet, signifikante Unterschiede beim Lordosewinkel vor. Dieser war bei Mädchen wesentlich ($> 5^\circ$) größer. Unterschiede wurden sowohl bei keiner, beidseitiger und einseitiger Belastung gefunden. In der Arbeit von Schröder et al [93] wurden ebenfalls mit der Rasterstereographie bei Frauen zwischen 19 und 40 Jahren größere Werte der Lordose gemessen. Eine weitere Arbeit, in der Jugendliche im Alter von 11 bis 22 Jahren vermessen wurden, zeigt, dass durch alle Altersstufen hinweg höhere Lordosewerte bei Mädchen vorliegen [98]. Unsere Studie bekräftigt dies und bestätigt, dass für Mädchen im Vergleich zu Jungen zwischen dem 12. und 15. Lebensjahr höhere Lordosewinkel zu verzeichnen sind. Dies erklärt teilweise die Genese bestimmter Erkrankungen, die vor allem bei Mädchen vorkommen. Hierzu zählt unter anderem die Spondylolisthesis, da das Risiko einer Spondylolisthesis durch eine Hyperlordose der Lendenwirbelsäule verstärkt wird [99].

Das Hauptaugenmerk dieser Studie lag jedoch auf Wirbelsäulenveränderungen, die mit einer Gewichtsbelastung im Sinne eines Schulranzens auftreten. Bei der symmetrischen Belastung durch die Schulranzennachbildung mit zunehmendem Gewicht kam es in unseren Messungen zu keiner signifikanten Veränderung der Parameter. Wir erwarteten jedoch eine Zunahme des Kyphosewinkels, da durch eine Vorwärtsbeugung die Kyphose vergrößert wird [55]. Es liegen mehrere Arbeiten vor, die ein Vorwärtsbeugen bei Belastung der Wirbelsäule dokumentieren: Durch die Rumpfneigung versucht der Körper den ursprünglichen Schwerpunkt, der durch den Rucksack verändert wurde, wiederherzustellen [100]. So konnten Pascoe et al durch Messungen bei

Kindern mit einem 17 % KG schweren Rucksack eine Rumpfneigung nach vorne zeigen [20]. Hong et al bestätigten dies für 15 und 20 % KG [10]. Die Messungen von Li et al bei 12-jährigen riefen sogar bei einer Belastung von 10, 15 und 20 % KG eine Inklination hervor [70]. Ein Grund, dass es in unserer Arbeit zu keiner Veränderung des Kyphosewinkels kam, könnte sein, dass die Studien von Pascoe et al, Hong et al und Li et al unter dynamischen Voraussetzungen (Gehen auf einem Laufband) durchgeführt wurden, während wir uns auf eine statische Momentaufnahme konzentrierten. In einer Pilotstudie mit zwei Teilnehmern und Belastungsstufen von 0, 8, 5 und 17 % KG wurde auf ein Ceiling Effekt (Sättigungseffekt) hingewiesen. Dieser besagt, dass trotz zunehmender Gewichtssteigerung keine Wirkungsverstärkung erreicht wird. Ein Vorwärtsbeugen ist nicht gewichtsabhängig, sondern von steigender Anforderung (Gehen, Rennen) und individuellen Charakteristiken abhängig [90]. Laut Singh und Koh steigt ebenfalls die Rumpfneigung zwischen statisch und dynamischen Bedingungen, da der Körper, die durch Bewegung herbeigeführte Ganginstabilität kompensiert [74]. Die Annahme, dass es aber erst bei einer weiteren Herausforderung, wie Gehen, zu einer Rumpfneigung kommt, widerlegten sowohl die Studien von Singh et al und Brackley et al. Singh und Koh maßen auch unter statischen Bedingungen bei den Belastungsstufen 10, 15, 20 % KG eine Vorwärtsbeugung [74]. Brackley et al konnten in ihrer Studie bei Kindern, die mit einem 15 % KG schweren Rucksack belastet wurden, auch im Stehen eine signifikante Veränderung der Vorwärtsbeugung messen. Diese stieg weiter an, nachdem über 1000 m zurück gelegt wurden. Die Rumpfneigung wird demzufolge mit Ermüdungserscheinungen größer [71]. Es erlauben sich hieraus zwei Schlussfolgerungen: Da unsere Messungen statische und keine dynamische Momentaufnahmen darstellen, wurde keine vergrößerte Rumpfneigung herbeigeführt. Des Weiteren ist vorstellbar, dass bei unseren Probanden keine Zeichen von Erschöpfung auftraten, da die Aufnahmen in zeitlich kurzen Abständen hintereinander erfolgten. Es kann so zu einer geringen Vorwärtsbeugung gekommen sein, die sich jedoch nicht in signifikanten Veränderungen des Kyphosewinkels widerspiegeln. Einen alternativen Lösungsansatz bietet die Studie von Korovessis et al, die sowohl

Kyphose- und Lordosewinkel wie Vorwärtsbeugung vor und während einer Belastung mit einem Schulranzen maß. Hier kam es ebenfalls trotz signifikanter Vorwärtsbeugung, zu keiner Veränderung des Kyphosewinkels. Sie mutmaßten, dass die Vorwärtsbeugung des oberen Anteil des Rumpfes einer kompensatorischen Bewegung der Hüfte zuzuordnen ist [65] und sich somit nicht auf die Kyphose auswirkt.

Neuere Studien setzten ihren Schwerpunkt auf die Auswirkung der Belastung auf die Lordose. Wir konnten bei beidseitigem Tragen des Schulranzenmodells keine Veränderung des Lordosewinkels feststellen, was vor der Durchführung der Studie auch angenommen wurde. Shymon et al zeigten durch MRT-Untersuchungen, dass bei Erwachsenen bei einer 10 % KG Belastung durch einen Rucksack ebenfalls keine relevante Veränderung des Lordosewinkels vorliegt [78]. In der Studie von Neuschwander et al wich auch bei Kindern der Lordosewinkel bei den Belastungsstufen von 10, 20 und 30 % KG nicht ab [77]. In der Arbeit von Brackley et al und Korovessis et al war trotz Rumpfnäigung ebenfalls keine signifikante Veränderung des Lordosewinkels während des Stehens zu verzeichnen [65, 71]. Bei Chow et al hingegen kam es mit zunehmendem Gewicht des Schulranzens (10, 15 und 20 % KG) zu einer Abflachung der lumbalen Lordose und thorakalen Kyphose sowie zu einer Abnahme der Anpassungsmöglichkeit der lumbalen und thorako-lumbalen Wirbelsäule [80]. Auch Negrini et al beobachteten bei einer Belastung von 8 und 12 kg bei Schulkindern eine Elongation der Wirbelsäule und somit eine Abflachung der Lordose [66]. Die Ergebnisse unserer Studie stützen die Resultate von Shymon et al und Neuschwander et al, die im Gegensatz zu den anderen Gruppen ein MRT benutzten. Chow et al und Negrini et al wählten mit einem sich auf Oberflächenmarker beziehendem Kamerabewegungssystem eine weniger präzise Messmethode aus. Sie kann durch Körperfettverteilung und Hautdeformitäten beeinflusst werden. Interessant ist das Ergebnis einer weiteren MRT-Studie. Sie beschrieb Variationen zwischen zwei Personengruppen ohne und mit 8 und 16 kg Belastung. So richteten sich Erwachsene mit geringeren Wirbelsäulenkrümmungen als der Durchschnitt mehr auf, während es bei diesen mit einer ausgeprägteren Krümmung zu einer

Zunahme der Wirbelsäulenkrümmung kam [91]. Dies bedeutet, dass vor einer Auswertung eine Unterteilung stattfinden sollte, da sonst die Gefahr der Aufhebung von signifikanten Veränderungen vorliegt. Es sind daher um noch bessere Aussagen treffen zu können weitere MRT- oder Rasterstereographie-Messungen an mehr Probanden notwendig. Eine vorliegende Einschränkung ist, dass die meisten Studien [65, 71, 77, 78, 80], sowie auch unsere, unter statischen Voraussetzungen durchgeführt wurden, während Kinder auf dem Schulweg ihren Schulranzen in Bewegung tragen. Negrini et al maßen den Lordosewinkel zusätzlich nach 8-minütiger Belastung mit 8 kg auf einem Laufband und stellten eine weit höhere Abflachung der Lordose fest als im Stehen [66]. Die Entwicklung der Lordose unter dynamischen Bedingungen beschäftigte auch Orloff et al. Hier trugen junge Frauen einen 9 kg schweren Rucksack auf dem Rücken. Die Wirbelsäulenform wurde durch auf den Rucksack montierte Stangen rekonstruiert und nach 3 und 18 Minuten gemessen. In ihrer Studie zeigte sich jedoch im Gegensatz zu Negrini et al, dass es mit der zeitlichen Belastung zu einer Zunahme der Wirbelsäulenwölbungen kam [81]. Um die zeitliche Veränderung des Lordosewinkels genauer zu dokumentieren, ist es notwendig, dass weitere Studien mit einer Messtechnik wie MRT oder Rasterstereographie durchgeführt werden, die ein hohes Maß an Präzision liefern.

Auch die Parameter des transversalen Profils Lotabweichung, Seitabweichung und Oberflächenrotation veränderten sich in unserer Studie unter steigender symmetrischer Belastung nicht. Bis zum Abschluss dieser Arbeit existierten nur wenige weitere Studien, in der zusätzlich zu Kyphose- und Lordosewinkel bei Tragen eines Schulranzens Stammesrotation und Lateralflexion gemessen wurden. Es existieren dabei zwei Studien, in denen sich diese beiden Parameter unter einer symmetrischen Belastung nicht signifikant veränderten [66, 76]. Die Parameter Lotabweichung, Seitabweichung und Oberflächenrotation sind wohl nicht mit Stammesrotation und Lateralabweichung gleichzusetzen, sie beruhen allerdings auf Änderungen der Wirbelsäule, so dass unsere ausgewerteten Wirbelsäulenwerte einen guten Marker dafür darstellen und es zu vergleichbaren Ergebnissen kam.

Bei asymmetrischer Belastung zeigten unsere Messungen keine signifikanten Veränderungen des Kyphose- und Lordosewinkels. Bei Knott et al [69] kam es bei einer asymmetrischen 15 und 20 % KG Belastung ebenfalls zu keiner Änderung. Negrini et al [66] zeigten allerdings, dass eine asymmetrische 8 kg Belastung der Schulter zu einer Abflachung der Lordose und einer Vergrößerung der Kyphose führt. Dieses Ergebnis ist jedoch nicht mit unserem vergleichbar, da unsere Probanden im Gegensatz hierzu die Last in der Hand trugen. Eine 16 kg schwere Last in der Hand führte in der Studie von Filaire et al [68] zu einer Vergrößerung der Lendenlordose. Der Unterschied zu unserer Studie besteht darin, dass Filaire et al [68] ein Gewicht von 16 kg benutzten, das weit über der höchsten Gewichtsstufe von 20 % KG unserer Studie liegt. Somit ist auch dieses Ergebnis nicht mit unserem zu vergleichen. Wir sehen damit die These bestärkt, dass eine asymmetrische Belastung bis 20 % KG getragen in der Hand zu keiner Veränderung in der sagittalen Ebene führt.

Einseitige Belastungen spiegeln sich rein in der transversalen Ebene wieder. Die zu messenden Parameter der transversalen Ebene sind Lotabweichung, Seitabweichung sowie Oberflächenrotation. Erwartet wurde ein Anstieg dieser Parameter mit zunehmender Gewichtsbelastung. Zu signifikanten Veränderungen kam es in unserer Studie durch das einseitige Tragen eines Gewichtes sowohl rechtsseitig wie auch linksseitig. Eine biomechanische Studie zeigte, dass ein passives kontralaterales Seitwärtsbeugen der Wirbelsäule erlaubt eine axiale Gewichtseinwirkung mit weniger Muskelkraft auszubalancieren [101]. Mehrere Studien [20, 61, 63-66] verifizierten die Annahme einer Lateralflexion des Stammes weg vom Gewicht des Rucksackes und der Elevation der belasteten Schulter beim asymmetrischen Tragen. Im Gegensatz zum Tragen der Last auf der Schulter führt das Halten in einer Hand von der mittleren statischen Achse des Körperschwerpunktes zu einer ipsilateralen Seitwärtsbewegung [68, 69]. Unsere 43 Probanden trugen die Last in der Hand. Der Wirbelsäulenparameter Lotabweichung ist ein lageabhängiger Parameter. Ein positiver Wert verkörpert eine rechtsseitige, ein negativer Wert eine linksseitige Verschiebung. Die Lotabweichung kann uns somit die Richtung der Wirbelsäulenbewegung bei asymmetrischer Belastung anzeigen. Bei Tragen

der Gewichte auf der rechten Seite kam es dabei gleichermaßen zu einer ipsilateralen Abweichung zur rechten Seite. Analog liegt dies für die Belastung der linken Seite vor. Das heißt bei einer einseitigen linken Belastung kam es zu einer Abweichung der Wirbelsäule zur linken Seite.

Bei Bettany-Saltikov et al [67] kam es bei einer rechtsseitigen 17 % KG Belastung durch einen auf der Schulter liegenden Schulranzen zu einer funktionellen linksgerichteten thorakalen Skoliose. Jedoch war keine signifikante Veränderung bei gleicher linksseitiger Belastung zu sehen. Dieses zeigt, dass eine unterschiedlich starke Ausprägung der Seitabweichung bei rechts- oder linksseitiger Belastung hervorgerufen wird. Diese These unterstützend traten in unserer Studie für die Seitabweichung signifikante Veränderungen bei einer rechtsseitigen Belastung ab 5 % KG und linksseitig ab 10 % KG auf. Für die rechte und linke Seite verschiedene signifikante Veränderungen waren auch bei der Oberflächenrotation zu beobachten. Hier wurden rechtsseitig ab einer Belastung von 10 % KG und linksseitig von 15 % KG signifikante Unterschiede gemessen. Die Lotabweichung betrachtend fanden sich wohl signifikante Ergebnisse auf beiden Seiten ab Belastungen zwischen 0 und 5 % KG, sie waren jedoch rechtsseitig ausgeprägter. Die Differenz zwischen Grundaufnahme und 5 % Belastungsstufe betrug 10,8 mm auf der rechten und 9,1 mm auf der linken Seite. Es ist dadurch anzunehmen, dass asymmetrische Belastungen unterschiedliche Reaktionen auf die rechte und linke Körperhälfte hervorrufen. Gründe hierfür können die generelle Bevorzugung der rechten Seite und das hauptsächliche Vorkommen von Rechtshändern sein, so dass diese Seite als trainierter anzusehen ist. Dafür spricht auch die schnellere und stärkere Erhöhung der Muskelaktivität rechts [62, 76]. Dies können Erklärungen der unterschiedlichen Anstiege unserer Messungen bei Belastungen der rechten und linken Seite sein.

Die rapide Anpassung der Wirbelsäule bei rechtsseitiger Belastung, die in unserer Studie nachgewiesen werden konnte, ist erstaunlich. Die bisherigen Studien, die bei einseitiger Belastung zu Veränderungen der Wirbelsäule führten, maßen meist mit nur einer oder höheren Gewichtsbelastung. Es

wurden in den verschiedenen Arbeiten Gewichte von 10 % KG [63], 15 % KG [69], 17 % KG [20, 67], 20 % [69], 8 kg [66] und 16 kg [68] angewendet. Unsere Studie ist die erste mit einer ersten Gewichtsstufe von 5 % KG und einer höheren Variation der Belastung. Die frühen Veränderungen, vor allem der Lotabweichung auf beiden Seiten, der rechtsseitigen Seitabweichung und der Oberflächenrotation der rechten Seite, sollten dabei nicht einzeln sondern zusammenhängend betrachtet werden. Durch eine frühe Aktivierung wird eine schnelle Ermüdbarkeit der Muskeln vermieden. Einseitiges Hochheben stellt hierbei für den Körper eine größere Anstrengung dar als symmetrisches [102]. Weiterhin verläuft die Muskelaktivität nicht proportional zu den Belastungsstufen [76]. Unsere Ergebnisse unterstreichen die Schlussfolgerung, dass es schon bei leichten Gewichten zu einer Umlagerung der Beanspruchung von Muskelgruppen auf die Wirbelsäule kommt.

Weiterhin kommt es bei einer asymmetrischen Belastung einer Schulter zu einer Rotation der Wirbelsäule [68, 103]. Ebenso bestätigten Negrini et al [66] eine Drehung des Stammes bei einer einseitigen 8 kg schweren Belastung. Diese Ergebnisse gehen mit denen unserer Studie einher, in dem eine signifikante Veränderungen der Oberflächenrotation rechtsseitig ab einer Belastung mit 10 % KG und linksseitig mit 15 % KG sichtbar werden. Bei einer skoliotischen Fehlhaltung sollte die Oberflächenrotation unter 5° liegen; beim Vorliegen einer manifesten Skoliose ist sie größer 4° [92]. Da die Oberflächenrotation bei Belastung mit 10 % KG auf der rechten sowie linken Seite die Marke von 4° überschritten hat und mit zunehmendem Gewicht sogar weiter ansteigt, kann von einer skoliotischen Fehlhaltung durch das Tragen einer Last in der Hand gesprochen werden. Eine skoliotische Fehlhaltung, beziehungsweise funktionelle Skoliose, kann dabei durch das Beenden der Belastung korrigiert werden und die Wirbelsäule kehrt in ihre ursprüngliche Form zurück.

Die Betrachtung der Wirbelsäulenparameter bei steigender Belastung erfolgte des Weiteren vergleichend zwischen Probanden mit und ohne Rückenschmerzen. Mehrere internationale Studien überprüften, ob eine

Assoziation zwischen Rückenschmerzen und Schulranzen vorliegt. In der Arbeit von Sheir-Neiss et al trugen Kinder mit Rückenschmerzen einen schwereren Schulranzen [36]. In einer spanischen Studie an 1403 Kindern zwischen 12 und 17 Jahren konnte gezeigt werden, dass die Probanden mit den schwersten Schulranzen ein 50 % höheres Risiko haben mehr als 15 Tage im Jahr an Rückenschmerzen zu leiden [88]. Die meisten Studien konnten jedoch keine Korrelation zwischen Gewicht des Schulranzens und Rückenschmerzen erfassen [23, 86, 87, 89]. Erforscht wurden jedoch nicht die Veränderung der Wirbelsäulenparameter bei steigender Belastung durch einen Schulranzen bei Kindern. Wir konnten in unserer Studie zeigen, dass es weder in der Gruppe ohne noch in der mit Rückenschmerzen zu einer klinisch bedeutsamen Veränderung des sagittalen Profils durch einen Schulranzen kommt. Auch ohne Belastung wurden keine signifikanten Unterschiede gemessen. Dies ließ sich ebenfalls in der Studie von Korovessis et al, die in Griechenland eine große Studie mit 3441 Schülern zwischen 9 und 15 Jahren leiteten, erkennen. Hier korrelierten die Ausprägung von Kyphose, Lordose und Skoliose ebenfalls nicht mit Rückenschmerzen oder Lumbalgie [37]. Im Gegensatz hierzu konnte 2014 per MRT-Messungen bei 15 Kindern mit idiopathischer Lumbalgie gezeigt werden, dass diese Kinder eine geringere Ausprägung der Lendenlordose sowohl ohne als auch bei einer 4 kg schweren Schulranzenbelastung besitzen als gesunde Kinder [79]. Shymon et al wählten ihre Probanden dabei gezielt aus: Die Diagnose der idiopathischen Lumbalgie wurde zuvor durch einen Arzt gestellt. Bei Korovessis et al und unserer Studie wurde die Probandengruppe durch einen Fragebogen selektiert, in dem Kinder selbständig Rückenschmerzen angaben. Bei den wenigsten war eine Diagnose bekannt. Es gilt außerdem zu bedenken, dass nicht unterschieden wurde um welche Art von Rückenschmerzen es sich handelt. So nahmen Kinder mit Schulter-, Nacken-, Rückenschmerzen und Lumbalgie an den Messungen teil. Dies kann mitunter ein Grund für differente Ergebnisse sein. Des Weiteren trugen die Kinder bedingt durch die längeren Messzeiten der MRT-Untersuchung den Rucksack durchschnittlich 10 Minuten. In der Literatur liegen Studien vor, die eine Assoziation zwischen Rückenschmerzen und Tragedauer eines Schulranzens

zeigen [23, 33, 36, 89]. Eine Überprüfung der Wirbelsäulenparameter bei steigender Belastung unter, beziehungsweise nach, einer länger andauernden Belastung sollte in Betracht gezogen werden. Zusätzliche Aktivitäten führen ebenfalls zu Rückenschmerzen [23] und wichtig erscheint das Gefühl der Müdigkeit zu sein, das während der Benutzung eines Schulranzens auftritt [23, 89], so dass diese Faktoren in zukünftige Studien miteingearbeitet werden sollten.

Interessant sind die Beobachtungen bei einseitiger Belastung in der Probandengruppe mit Rückenschmerzen. Signifikante Unterschiede zwischen Kindern mit und ohne Rückenschmerzen wurden bei der Lotabweichung bei rechtsseitiger Belastung von 15 % KG gemessen. Linksseitig war diese Tendenz auch zu erkennen, jedoch nicht signifikant. Die Kinder mit Rückenschmerzen wichen weniger stark von der senkrechten Schwerelinie des Vertebra prominens ab als Kinder ohne Rückenschmerzen. Es ist zu vermuten, dass sich in der Lotabweichung eine geringere Anpassungsfähigkeit der Kinder mit Rückenschmerzen an eine Belastungssituation widerspiegelt. In der Literatur liegen bisher keine Studien vor, die die Veränderungen der Wirbelsäulenparameter der transversalen Ebene bei steigender einseitiger Belastung im Vergleich zwischen Kindern mit und ohne Rückenschmerzen betrachtet, so dass hier ein günstiger Ansatzpunkt für künftige Studien liegt.

Es bestehen auch bei dieser Studie gewisse Limitationen. So wurde eine rein statische Momentaufnahme der Wirbelsäule vorgenommen und somit können keine Aussage zu Belastungen bei dynamischen Tätigkeiten und zu Belastungen über einen zeitliche Dauer, wie Jahre des Schulbesuchs, getroffen werden. Außerdem können keine Schlussfolgerungen der Reaktionen der Rückenmuskulatur auf die Belastung durch einen Schulranzen gezogen werden. Eine weitere zu vernehmende Einschränkung ist das von uns gefertigte Schulranzenmodell. Die Nachbildung besteht aus zwei gebogenen Stangen, die sich über die Schultern hängen lassen und an denen in der Mitte Gewichte eingehängt werden können. Das Gewicht wurde gleichmäßig auf beiden Schultern verteilt. Ein Rucksack hat nur einen Stauraum, indem das gesamte

Gewicht untergebracht ist. Da die Wirbelsäule jedoch komplett freiliegen musste um die Rückenkonturen zu vermessen, konnten wir dieses Detail nicht berücksichtigen. Für die Adaption des Körpers bei einer Rucksackbelastung spielt eine Rolle, ob sich das Gewicht im oberen oder unteren Anteil des Rucksackes, beziehungsweise Rückens, befindet [75, 104, 105]. Unser Modell hingegen ist starr, so dass wir nicht die Trägerposition an die Körpergröße der Probanden anpassen konnten. Es besteht die Möglichkeit, dass dadurch die Reaktion auf die Belastung variierte. Des Weiteren besitzt ein Rucksack oft Hüft- und Schultergurt, die die Belastung auf den Körper verteilen [38, 104, 106]. Ein gleiches Rucksackgewicht im Alltag könnte so andere Auswirkungen auf die Wirbelsäule haben als bei den Messungen. Ein limitierender Faktor zur Aussagekraft der Messungen bei asymmetrischer Belastung ist ebenfalls, dass kein alltäglicher Rucksack verwendet wurde. Da unsere Schulranzennachbildung zu unsicher auf einer Schulter lag, war dies leider keine Option. Die Entscheidung den Probanden die Gewichte an einem Tragegriff in die Hand zu geben, beruhte auf der somit erreichten kompletten und stabilen Freilegung des Rückenprofils.

In Zusammenschau der vorherigen Punkte konnten wir im Rahmen unserer Studie drei besonders interessante Aspekte herausarbeiten. Durch die Unterteilung der Probanden nach Geschlechtern ergab sich die Möglichkeit die geschlechtsspezifische Diskrepanz bezüglich der Lordoseausprägung zu untersuchen. Die zu erwartende stärker ausgeprägte Lordose bei Mädchen konnte unsererseits bestätigt werden. Klinisch betrachtet kann dies zu einer Entstehung der Wirbelsäulenerkrankung Spondylolisthesis beitragen. Noch interessanter gestaltete sich die Auswertung der Ergebnisse in der Probandengruppenunterteilung hinsichtlich Rückenschmerzen. Unter der Verwendung eines speziell entwickelten Fragebogens wurden hierbei 39,5 % der Probanden mit Rückenschmerzen herausgefiltert. Bei dieser relativ hohen Anzahl von Kindern konnte erstaunlicherweise keine Unterschiede in der Wirbelsäulenform sowohl ohne Belastung als auch während der verschiedenen Belastungsstufen bei einer symmetrischen Trageweise gemessen werden. Nur eine einseitige Belastung zeigte eine differierende Reaktion der Wirbelsäule

und es kam bei Kindern mit Rückenschmerzen zu einer geringeren Ausprägung der Lotabweichung, was möglicherweise auf eine Erhöhung des Muskeltonus schließen lässt. Die aufschlussreichsten Ergebnisse unserer Studie unter Verwendung der Rasterstereographie beziehen sich jedoch auf die Lot- und Profiländerungen der Wirbelsäule durch das Tragen eines Schulrucksacks. Wir konnten hierbei nachweisen, dass es beim beidseitigen Tragen eines Schulrucksacks bis 20 % KG zu keinen signifikanten Veränderungen der Wirbelsäulenform weder in der sagittalen noch in der transversalen Ebene kommt. Die in Deutschland empfohlene Begrenzung der prozentualen Belastung von 10-15 % KG durch einen Schulrucksack kann deswegen durch unsere Ergebnisse unterstützt werden. Jedoch von noch größerer Wichtigkeit erscheint eine Empfehlung der rein symmetrischen Trageweise sinnvoll, da bei den Messungen der einseitigen Belastung sich auffallend früh eine Zunahme der Wirbelsäulenparameter der transversalen Ebene zeigte. Schon eine Belastung ab 5 % KG wirkte sich dabei auf die Wirbelsäule aus. Es ist aus diesem Grund eine zentrale Belastung mit beiden Tragegurten im Gegensatz zu einer einseitigen Trageweise zu favorisieren. Auch schon bei kurzen Strecken oder einer geringen Tragedauer des Schulrucksacks wird unsererseits empfohlen auf das beidseitige Tragen zurückzugreifen.

5 Zusammenfassung

Ein bedeutendes sozioökonomisches Problem der Gesellschaft stellen Rückenschmerzen dar. Die Ursachen sind vielfältig, so dass sich die Suche nach auslösenden Faktoren, die schon im Kindesalter eine Rolle spielen, umfangreich gestaltet. Es tritt jedoch immer wieder die Frage auf welche Auswirkung das Tragen eines Schulranzens auf die Wirbelsäule hat. Bisherige Studien geben dabei kein einheitliches Bild wieder. So gibt es Studien, die eine Veränderung der Wirbelsäulenform auf eine Belastung durch einen beidseitig getragenen Schulranzen belegen, jedoch auch solche die keine Änderung der Parameter verzeichnen. Analog hierzu sind die Ergebnisse der Untersuchungen der einseitigen Belastung durch eine Schultasche ebenfalls divergent. Es ist anzunehmen, dass dies mit ein Grund ist, dass es bisher keine einheitliche Empfehlung zum idealen Schulranzengewicht gibt. Um sich dieser Problematik aus Sicht des Orthopäden zu nähern, hat diese klinische Studie die Frage nach Lot- und Profiländerungen der Wirbelsäule durch das Tragen eines Schulranzens bei 11- bis 14-jährigen Kindern näher untersucht.

Es wurden hierzu 43 Kinder dieser Altersstufe an der Orthopädischen Klinik der Universität Tübingen untersucht. Für die Messungen wurde im Vergleich zu den vorliegenden Studien zum ersten Mal die Rasterstereographie verwendet. Dies ist ein berührungsloses Verfahren, mit dem in kurzer Zeit und ohne Strahlenbelastung computerbasiert die Wirbelsäulenform rekonstruiert werden kann. Die Belastung der Wirbelsäule durch einen Schulranzen wurde mit Hilfe von Schulranzenmodellen simuliert. Es erfolgten Messungen der beid- und einseitigen Belastung in den Gewichtsstufen von 5, 10, 15 und 20 % des Körpergewichts. Als Marker des sagittalen Profils wurden Kyphose- und Lordosewinkel ausgewertet. Lotabweichung, Seitabweichung und Oberflächenrotation repräsentierten die transversale Wirbelsäulenform. Zusätzlich wurde von den Probanden ein Rückenschmerzen-Fragebogen

ausgefüllt um eine gezielte Auswertung der Ergebnisse nach Vorliegen von Rückenschmerzen vorzunehmen.

Die Messergebnisse durch beidseitige Belastung bis 20 % Körpergewicht ergaben keine signifikanten Veränderungen weder im sagittalen noch im transversalen Profil. Ein auf dem Rücken getragener Schulranzen führt dementsprechend unter statischen Bedingungen zu keiner sofortigen Änderung der Wirbelsäulenform. In der Versuchsreihe mit einer einseitigen Belastung blieben Kyphose- und Lordosewinkel konstant. Die Belastung spiegelte sich rein in der transversalen Ebene wieder. Unsere Messungen bestätigen die Annahme der ipsilateralen Seitwärtsbewegung bei Tragen einer Last in der Hand. Es konnte interessanterweise gezeigt werden, dass schon bei einer niedrigen Gewichtsbelastung ab 5 % Körpergewicht signifikante Veränderungen der Wirbelsäulenform in der transversalen Ebene hervorgerufen werden. Rechtsseitig tritt hierbei eine frühere Wirbelsäulenbeanspruchung auf als linksseitig. Des Weiteren kann es während einer einseitigen Belastung zu einer skoliotischen Fehlhaltung kommen. Es erfolgte weiterhin eine Betrachtung der Wirbelsäulenparameter bei weiblichen und männlichen Probanden. Unsere Ergebnisse bekräftigen die Annahme, dass bei Mädchen im Vergleich zu Jungen ein größerer Lordosewinkel vorliegt. Klinisch relevant ist dies bei der Genese verschiedener Wirbelsäulenerkrankungen im Kindesalter, wie zum Beispiel die der Spondylolisthesis. Bei der Aufteilung der Probanden in jeweils eine Gruppe ohne und mit Rückenschmerzen gaben 39,5 % der Probanden an unter Rückenschmerzen zu leiden. Es konnte keine differente Entwicklung der Wirbelsäulenparameter bei einer beidseitigen Belastung gezeigt werden. Das Tragen einer Last in der Hand führte allerdings bei Kindern mit Rückenschmerzen zu einem geringeren Abweichen der Schwerelinie durch den Vertebra prominens als bei Kindern ohne Rückenschmerzen, wenn auch diese Ergebnisse nicht signifikant waren. Denkbar ist bei diesen Kindern ein erhöhter Muskeltonus.

Die Empfehlung das ideale Ranzengewicht auf 10-15 % des Körpergewichts zu beschränken, erscheint sinnvoll, da durch die Ergebnisse unserer Studie

gezeigt werden konnte, dass es bei dieser Gewichtsbelastung und einer beidseitigen Trageweise zu keinen signifikanten Änderungen der Wirbelsäulenparameter kommt. Die Parameter der Wirbelsäulenform bei einer einseitigen Belastung betrachtend ist jedoch eindeutig zu befürworten, dass auch schon für kurze Strecken oder eine geringe Tragedauer der Schulranzen auf beiden Schultern getragen und komplett auf ein einseitiges Benutzen der Schultasche verzichtet werden sollte.

In zukünftigen Studien ist eine Betrachtung der Lot- und Profiländerung der Wirbelsäule durch das Tragen eines Schulranzens unter dynamischen Bedingungen und verlängerter Tragedauer empfehlenswert. Zu Bedenken ist weiterhin eine Aufteilung der Probanden bezüglich genauer Lokalisation der Rückenschmerzen und ärztlicher Diagnose.

Literaturverzeichnis

1. https://de.wikipedia.org/wiki/Sagittalebene#mediaviewer/File:Human_anatomy_Koerperebenen.svg (Zugriff 04.10.2016).
2. https://commons.wikimedia.org/wiki/File%3AScoliosis_cobb.gif (Zugriff 04.10.2016).
3. Gray, H. and W. Lewis, *Anatomy of the human body*. 1918, Philadelphia: Lea & Febiger.
4. Hierholzer, E., *Objektive Analyse der Rückenform von Skoliosepatienten*. 1993, Stuttgart: G. Fischer.
5. https://en.wikiversity.org/wiki/WikiJournal_of_Medicine/Medical_gallery_of_Blausen_Medical_2014#Vertebral (Zugriff 04.10.2016). Wikiversity Journal of Medicine.
6. Lewis, W.H., *Gray's anatomy of the human body*. Philadelphia: Lea and Febiger, 1918.
7. DIN 58124. 2001-02, Deutsches Institut für Normung e.V.: Berlin, Wien Zürich.
8. Ludwig, O. and J. Ruffing, *Einfluss des Schulranzengewichtes auf haltungs-und gleichgewichtsrelevante Parameter bei Grundschulern im Stehen*. *Haltung und Bewegung*, 2009. **4**: p. 5-17.
9. Lai, J.P.-h. and A.Y.-m. Jones, *The effect of shoulder-girdle loading by a school bag on lung volumes in Chinese primary school children*. *Early human development*, 2001. **62**(1): p. 79-86.
10. Hong, Y. and G.-P. Brueggemann, *Changes in gait patterns in 10-year-old boys with increasing loads when walking on a treadmill*. *Gait & posture*, 2000. **11**(3): p. 254-259.
11. Bauer, D.H. and A. Freivalds, *Backpack load limit recommendation for middle school students based on physiological and psychophysical measurements*. *Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation*, 2009. **32**(3): p. 339-350.
12. Hong, Y. and C.-K. Cheung, *Gait and posture responses to backpack load during level walking in children*. *Gait & posture*, 2003. **17**(1): p. 28-33.
13. Chansirinukor, W., et al., *Effects of backpacks on students: measurement of cervical and shoulder posture*. *Australian Journal of physiotherapy*, 2001. **47**(2): p. 110-116.
14. Li, J. and Y. Hong. *Changes of trunk position and breathing pattern in children walking under conditions of load carriage*. in *ISBS-Conference Proceedings Archive*. 2001.
15. Hong, Y. and J. Li. *Movement Kinematics of Treadmill Walking Under Load Carriage in 6-year-old children—A preliminary report*. in *ISBS-Conference Proceedings Archive*. 2001.
16. Bundestag, K.z.W.d.B.d.K.D., „So packe ich den Ranzen richtig!“ *Hinweise für Schüler, Eltern und Lehrer zum korrekten Packen des Schulrucksacks*. 2010.
17. Negrini, S., R. Carabalona, and P. Sibilla, *Backpack as a daily load for schoolchildren*. *The Lancet*, 1999. **354**: p. 1974.

-
18. Koley, S. and N. Kaur, *An association of backpack weight and postural habits in school going children of Amritsar, Punjab, India*. *Anthropologist*, 2010. **12**(2): p. 107-111.
 19. Viry, P., C. Creveuil, and C. Marcelli, *Nonspecific back pain in children. A search for associated factors in 14-year-old schoolchildren*. *Revue du rhumatisme (English ed.)*, 1998. **66**(7-9): p. 381-388.
 20. Pascoe, D.D., et al., *Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths*. *Ergonomics*, 1997. **40**(6): p. 631-640.
 21. Forjuoh, S.N., B.L. Lane, and J.A. Schuchmann, *Percentage of body weight carried by students in their school backpacks*. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 2003. **82**(4): p. 261-266.
 22. Goodgold, S., et al., *Backpack use in children*. *Pediatric Physical Therapy*, 2002. **14**(3): p. 122-131.
 23. Negrini, S. and R. Carabalona, *Backpacks on! Schoolchildren's perceptions of load, associations with back pain and factors determining the load*. *Spine*, 2002. **27**(2): p. 187-195.
 24. Haselgrove, C., et al., *Perceived school bag load, duration of carriage, and method of transport to school are associated with spinal pain in adolescents: an observational study*. *Australian Journal of Physiotherapy*, 2008. **54**(3): p. 193-200.
 25. Meyer, M., M. Böttcher, and I. Glushanok, *Krankheitsbedingte Fehlzeiten in der deutschen Wirtschaft im Jahr 2014*, in *Fehlzeiten-Report 2015*. 2015, Springer. p. 341-548.
 26. Raspe, H., *Themenheft 53" Rückenschmerzen"*. 2012, Berlin: Rober Koch Institut.
 27. Maniadakis, N. and A. Gray, *The economic burden of back pain in the UK*. *Pain*, 2000. **84**(1): p. 95-103.
 28. Harreby, M., et al., *Are radiologic changes in the thoracic and lumbar spine of adolescents risk factors for low back pain in adults?: A 25-year prospective cohort study of 640 school children*. *Spine*, 1995. **20**(21): p. 2298-2302.
 29. Olsen, T.L., et al., *The epidemiology of low back pain in an adolescent population*. *American journal of public health*, 1992. **82**(4): p. 606-608.
 30. Taimela, S., et al., *The Prevalence of Low Back Pain Among Children and Adolescents: A Nationwide, Cohort-Based Questionnaire Survey in Finland*. *Spine*, 1997. **22**(10): p. 1132-1136.
 31. Burton, K.A., et al., *The natural history of low back pain in adolescents*. *Spine*, 1996. **21**(20): p. 2323-2328.
 32. Troussier, B., et al., *Back pain in school children. A study among 1178 pupils*. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 1994. **26**(3): p. 143-146.
 33. Grimmer, K. and M. Williams, *Gender-age environmental associates of adolescent low back pain*. *Applied Ergonomics*, 2000. **31**(4): p. 343-360.
 34. Shamsoddini, A., M. Hollisaz, and R. Hafezi, *Backpack Weight and Musculoskeletal Symptoms in Secondary School Students, Tehran, Iran*. *Iranian journal of public health*, 2010. **39**(4): p. 120.
-

-
35. Mackenzie, W.G., et al., *Backpacks in children*. Clinical orthopaedics and related research, 2003. **409**: p. 78-84.
 36. Sheir-Neiss, G.I., et al., *The association of backpack use and back pain in adolescents*. Spine, 2003. **28**(9): p. 922-930.
 37. Korovessis, P., G. Koureas, and Z. Papazisis, *Correlation between backpack weight and way of carrying, sagittal and frontal spinal curvatures, athletic activity, and dorsal and low back pain in schoolchildren and adolescents*. Journal of spinal disorders & techniques, 2004. **17**(1): p. 33-40.
 38. Macias, B.R., et al., *Asymmetric loads and pain associated with backpack carrying by children*. Journal of Pediatric Orthopaedics, 2008. **28**(5): p. 512-517.
 39. <http://www.duden.de/node/641784/revisions/1343711/view> (Zugriff 04.10.2016).
 40. Schiebler, T.H. and H.-W. Korf, *Anatomie*. Vol. 10. 2007: Steinkopf Verlag.
 41. Aumüller, G., et al., *Anatomie*. Duale Reihe. Vol. 2., überarb. Aufl. 2010, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
 42. Schünke, S., Schumacher, Voll, Wesker, *Prometheus Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. Vol. 2. Auflage. 2007, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
 43. Fießl, H. and M. Middeke, *Anamnese und klinische Untersuchung*. Vol. 4. Auflage. 2010, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
 44. Trobisch, P., O. Suess, and F. Schwab, *Die idiopathische Skoliose*. Dtsch Arzetbl, 2010. **107**: p. 875-884.
 45. Reiser, M., F.-P. Kuhn, and J. Debus, *Duale Reihe Radiologie*. Vol. 3. vollst. überarb. und erw. Aufl. . 2011, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
 46. Oppelt, B. and D. Zebedin, *Protokolle bei Kindern am Beispiel kindlicher Thoraxuntersuchungen*. Radiopraxis, 2009. **2**(03): p. 149-164.
 47. Oppelt, B., *Pädiatrische Radiologie für MTRA/RT*. Vol. 1. Aufl. . 2010, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
 48. Drerup, B., *Die Bestimmung des Kyphosewinkels aus der berührungslosen Rückenvermessung*. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, 1982. **120**(01): p. 64-70.
 49. Drerup, B. and E. Hierholzer, *Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 1994. **9**(1): p. 28-36.
 50. Liljenqvist, U., et al., *Die dreidimensionale Oberflächenvermessung von Wirbelsäulendeformitäten anhand der Videorasterstereographie*. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, 1998. **136**(01): p. 57-64.
 51. Schulte, T.L., et al., *Raster stereography versus radiography in the long-term follow-up of idiopathic scoliosis*. Journal of spinal disorders & techniques, 2008. **21**(1): p. 23-28.
 52. Melvin, M., et al., *Reproducibility of rasterstereography for kyphotic and lordotic angles, trunk length, and trunk inclination: a reliability study*. Spine, 2010. **35**(14): p. 1353-1358.
-

-
53. Guidetti, L., et al., *Intra-and interday reliability of spine rasterstereography*. BioMed research international, 2013. **2013**: p. 1-5.
 54. Ruchholtz, S. and D.C. Wirtz, *Orthopädie und Unfallchirurgie essentials: Intensivkurs zur Weiterbildung*. Vol. 2., vollst. überarb. u. erw. Aufl. . 2013, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
 55. Buckup, K., *Kinderorthopädie*. 2001, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
 56. Wülker, N., *Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie*. Vol. 2. Auflage. 2010, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
 57. Kraemer, J. and J. Grifka, *Orthopädie, Unfallchirurgie*. 2013, Berlin, Heidelberg: Springer Verlag.
 58. Hefti, F., et al., *Kinderorthopädie in der Praxis*. Vol. 3. Auflage. 2015, Berlin, Heidelberg: Springer Science & Business Media.
 59. Imhoff, A., R. Baumgartner, and R. Linke, *Checkliste Orthopädie*. 2006, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
 60. Niethard, F.U., J. Pfeil, and P. Biberthaler, *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie*. Vol. 7. Auflage. 2014, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
 61. O'Shea, C., J. Bettany-Saltikov, and J. Warren, *Effect of Same-Sided and Cross-Body load carriage on 3D Back Shape in Young Adults*. Research into Spinal Deformities 2006. **5**: p. 159-163.
 62. Motmans, R., S. Tomlow, and D. Vissers, *Trunk muscle activity in different modes of carrying schoolbags*. Ergonomics, 2006. **49**(2): p. 127-138.
 63. Drzał-Grabiec, J., et al., *Effects of Carrying a Backpack in an Asymmetrical Manner on the Asymmetries of the Trunk and Parameters Defining Lateral Flexion of the Spine*. Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society, 2015. **57**(2): p. 218-226.
 64. Hong, Y., D.T.-P. Fong, and J.X. Li, *The effect of school bag design and load on spinal posture during stair use by children*. Ergonomics, 2011. **54**(12): p. 1207-1213.
 65. Korovessis, P., et al., *Backpacks, back pain, sagittal spinal curves and trunk alignment in adolescents: a logistic and multinomial logistic analysis*. Spine, 2005. **30**(2): p. 247-255.
 66. Negrini, S. and A. Negrini, *Postural effects of symmetrical and asymmetrical loads on the spines of schoolchildren*. Scoliosis, 2007. **2**(8): p. 1-7.
 67. Bettany-Saltikov, J., J. Warren, and M. Stamp, *Carrying a rucksack on either Shoulder or the Back, Does it matter? Load Induced Functional Scoliosis in Inormal" young*. Research into Spinal Deformities, IOS Press 2008. **6**: p. 221-224.
 68. Filaire, M., et al., *Influence of the mode of load carriage on the static posture of the pelvic girdle and the thoracic and lumbar spine in vivo*. Surgical and radiologic Anatomy, 2001. **23**(1): p. 27-31.
 69. Knott, P., et al., *The effect of a unilateral upper extremity load (backpack) on the resulting spinal posture*. Scoliosis, 2013. **8**(2): p. 26.

-
70. Li, J.X. and Y. Hong, *Age difference in trunk kinematics during walking with different backpack weights in 6-to 12-year-old children*. Research in Sports Medicine, 2004. **12**(2): p. 135-142.
 71. Brackley, H.M., J.M. Stevenson, and J.C. Selinger, *Effect of backpack load placement on posture and spinal curvature in prepubescent children*. Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation, 2009. **32**(3): p. 351-360.
 72. Kistner, F., et al., *Postural compensations and subjective complaints due to backpack loads and wear time in schoolchildren*. Pediatric Physical Therapy, 2013. **25**(1): p. 15-24.
 73. Ramprasad, M., J. Alias, and A. Raghuvveer, *Effect of backpack weight on postural angles in preadolescent children*. Indian pediatrics, 2010. **47**(7): p. 575-580.
 74. Singh, T. and M. Koh, *Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean*. Gait & posture, 2009. **29**(1): p. 49-53.
 75. Devroey, C., et al., *Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures*. Ergonomics, 2007. **50**(5): p. 728-742.
 76. Al-Khabbaz, Y.S., T. Shimada, and M. Hasegawa, *The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture*. Gait & posture, 2008. **28**(2): p. 297-302.
 77. Neuschwander, T.B., et al., *The effect of backpacks on the lumbar spine in children: a standing magnetic resonance imaging study*. Spine, 2010. **35**(1): p. 83-88.
 78. Shymon, S., et al., *Body posture and backpack loading: an upright magnetic resonance imaging study of the adult lumbar spine*. European Spine Journal, 2014: p. 1-7.
 79. Shymon, S.J., et al., *Altered disc compression in children with idiopathic low back pain: an upright magnetic resonance imaging backpack study*. Spine, 2014. **39**(3): p. 243-248.
 80. Chow, D., K. Leung, and A. Holmes, *Changes in spinal curvature and proprioception of schoolboys carrying different weights of backpack*. Ergonomics, 2007. **50**(12): p. 2148-2156.
 81. Orloff, H.A. and C.M. Rapp, *The effects of load carriage on spinal curvature and posture*. Spine, 2004. **29**(12): p. 1325-1329.
 82. Elad, D. and S. Einav, *Three-dimensional measurement of biological surfaces*. ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing, 1990. **45**(4): p. 247-266.
 83. Drerup, B., et al., *Rasterstereographische Funktionsaufnahmen*. Der Orthopäde, 2001. **30**(4): p. 242-250.
 84. Frobin, W. and E. Hierholzer, *Analysis of human back shape using surface curvatures*. J Biomech, 1982. **15**(5): p. 379-90.
 85. Drerup, B. and E. Hierholzer, *Automatic localization of anatomical landmarks on the back surface and construction of a body-fixed coordinate system*. J Biomech, 1987. **20**(10): p. 961-70.

-
86. van Gent, C., et al., *The weight of schoolbags and the occurrence of neck, shoulder, and back pain in young adolescents*. Spine, 2003. **28**(9): p. 916-921.
 87. Skoffer, B., *Low back pain in 15-to 16-year-old children in relation to school furniture and carrying of the school bag*. Spine, 2007. **32**(24): p. 713-717.
 88. Rodríguez-Oviedo, P., et al., *School children's backpacks, back pain and back pathologies*. Archives of disease in childhood, 2012. **97**(8): p. 730-732.
 89. Papadopoulou, D., et al., *The association between grade, gender, physical activity, and back pain among children carrying schoolbags*. Archives of Exercise in Health and Disease, 2013. **4**(1): p. 234-242.
 90. Goodgold, S., et al., *Effects of backpack load and task demand on trunk forward lean: Pilot findings on two boys*. Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation, 2002. **18**(3): p. 213-220.
 91. Meakin, J.R., et al., *The effect of axial load on the sagittal plane curvature of the upright human spine in vivo*. Journal of biomechanics, 2008. **41**(13): p. 2850-2854.
 92. Harzmann, H.C., *Stellenwert der Videorasterstereographie als schulärztliche Screeningmethode von skoliotischen Fehlhaltungen und strukturellen Skoliosen*, in *Dissertation, Orthopädische Klinik, LMU München*. 2000.
 93. Schröder, J., T. Stiller, and K. Mattes, *Referenzdaten in der Wirbelsäulenformanalyse*. Manuelle Medizin, 2011. **49**(3): p. 161-166.
 94. Heckmann, T., et al., *Analyse der Körperhaltung bei Jugendlichen mit Hilfe der Videorasterstereographie unter Berücksichtigung der Prävalenz des Rückenschmerzes und der körperlichen Aktivität*. Osterr J Sportmed, 2008. **38**: p. 25-36.
 95. Stagnara, P., et al., *Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis*. Spine, 1982. **7**(4): p. 335-342.
 96. Bernhardt, M. and K.H. Bridwell, *Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction*. Spine, 1989. **14**(7): p. 717-721.
 97. Willner, S. and B. Johnson, *Thoracic kyphosis and lumbar lordosis during the growth period in children*. Acta Paediatrica, 1983. **72**(6): p. 873-878.
 98. Poussa, M.S., et al., *Development of spinal posture in a cohort of children from the age of 11 to 22 years*. European Spine Journal, 2005. **14**(8): p. 738-742.
 99. Stücker, R., *Haltungsschäden bei Kindern und Jugendlichen—Untersuchung und Bewertung*. Kinder und Jugendarzt 2003. **12**: p. 936-938.
 100. Goh, J., A. Thambyah, and K. Bose, *Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking*. Clinical Biomechanics, 1998. **13**(1): p. S26-S31.

-
101. Noone, G., et al., *Asymmetrical loads and lateral bending of the human spine*. Medical & biological engineering & computing, 1993. **31**(1): p. S131-S136.
 102. Kromodihardjo, S. and A. Mital, *Biomechanical analysis of manual lifting tasks*. Journal of biomechanical engineering, 1987. **109**(2): p. 132-138.
 103. Brackley, H.M. and J.M. Stevenson, *Are children's backpack weight limits enough?: A critical review of the relevant literature*. Spine, 2004. **29**(19): p. 2184-2190.
 104. Knapik, J.J., K.L. Reynolds, and E. Harman, *Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects*. Military medicine, 2004. **169**(1): p. 45-56.
 105. Chow, D., et al., *Short-term effects of backpack load placement on spine deformation and repositioning error in schoolchildren*. Ergonomics, 2010. **53**(1): p. 56-64.
 106. Legg, S., L. Perko, and P. Campbell, *Subjective perceptual methods for comparing backpacks*. Ergonomics, 1997. **40**(8): p. 809-817.

Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift

Die Arbeit wurde in der Universitätsklinik für Orthopädie Tübingen unter Betreuung von Prof. Dr. N. Wülker durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte durch Dr. med. C. Leichtle, Bereichsleitende Oberärztin für Wirbelsäulenchirurgie bis 2014, Priv.-Doz. Dr. med. U. Leichtle, Oberarzt, Stv. Direktor und Dipl.- Ing. Dr. techn. Andrea Lorenz, Forschungsingenieurin im Biomechanik Labor der Orthopädischen Klinik.

Sämtliche Versuche wurden von mir nach Einarbeitung durch Dr. med. C. Leichtle eigenständig durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte nach Beratung durch das Institut für Biometrie durch mich.

Ich versichere, das Manuskript selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Tübingen, den 16.02.2017

Kyphosewinkel VP-ITL in Grad bei rechtsseitiger

Belastung

Belastung in % KG	Mittelwert	Standardabweichung
keine	43,84	8,53
5 %	46,62	7,34
10 %	45,49	7,98
15 %	45,79	9,26
20 %	45,83	9,49

Kyphosewinkel VP-ITL in Grad bei linksseitiger

Belastung

Belastung in % KG	Mittelwert	Standardabweichung
keine	43,84	8,53
5 %	45,61	7,81
10 %	46,71	8,39
15 %	45,42	8,41
20 %	45,41	9,81

Lordosewinkel ITL-DM in Grad bei rechtsseitiger

Belastung

Belastung in % KG	Mittelwert	Standardabweichung
keine	33,70	7,69
5 %	34,63	7,85
10 %	34,11	8,20
15 %	33,58	8,13
20 %	31,84	8,56

Lordosewinkel ITL-DM in Grad bei linksseitiger

Belastung

Belastung in % KG	Mittelwert	Standardabweichung
keine	33,12	7,16
5 %	34,29	7,78
10 %	34,21	7,50
15 %	33,33	7,34
20 %	31,96	7,41