

Aus dem Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie der Universitätsmedizin der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz

**Einfluss lateraler Sitzkeile auf den rasterstereographisch gemessenen
Skoliosewinkel bei Jugendlichen im Alter von 10-18 Jahren mit einer
adoleszenten idiopathischen Skoliose**

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der
Medizin
der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
vorgelegt von

Andreas Wolfgang Feustel
aus Darmstadt

Mainz, 2023

Tag der Promotion:

30.03.2023

Inhaltsverzeichnis

I.	Abkürzungsverzeichnis.....	I
II.	Abbildungsverzeichnis.....	II
III.	Tabellenverzeichnis.....	V
1	Einleitung	1
2	Literaturdiskussion.....	3
2.1	Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule.....	3
2.1.1	Anatomie der Wirbelsäule	3
2.1.2	Anatomie des Beckens	5
2.1.3	Biomechanik der Wirbelsäule.....	5
2.1.3.1	Biomechanik der unteren Extremität, des Beckens und der Wirbelsäule im Stand	6
2.1.3.2	Biomechanik des Beckens und der Wirbelsäule im Sitz	9
2.2	Die adoleszente idiopathische Skoliose.....	9
2.2.1	Definition Skoliose	10
2.2.2	Epidemiologie	11
2.2.3	Ätiologie	11
2.2.4	Symptome.....	14
2.2.5	Anatomische und biomechanische Besonderheiten bei Patientin mit AIS	16
2.2.5.1	Anatomische Besonderheiten	17
2.2.5.2	Funktionelle Aspekte der Wirbelsäule bei AIS	17
2.2.6	Diagnostik	20
2.2.6.1	Zusätzliche Möglichkeiten der Befundung und Befunddokumentation...	23
2.2.7	Klassifikation	29
2.2.8	Therapie.....	31
2.2.9	Prognose.....	34
2.3	Ziele und Hypothesen des Forschungsvorhabens.....	36
3	Material und Methoden.....	37

3.1	Ethische Grundlagen	37
3.2	Datenschutz	38
3.3	Finanzierung der Studie	38
3.4	Studiendesign	38
3.5	Material	38
3.5.1	Messgerät	38
3.5.2	Marker	39
3.5.3	Hocker	39
3.5.4	Keile	40
3.5.5	Reihenfolge der Keile	41
3.5.6	Dokumentationsprüfbogen	41
3.6	Studienpopulation	41
3.6.1	Einschlusskriterien	41
3.6.2	Ausschlusskriterien	42
3.6.3	Rekrutierung	42
3.6.4	Drop-Outs	43
3.7	Messungsablauf	43
3.8	Nachbearbeitung	46
3.9	Zielparameter	46
3.10	Statistische Analyse	49
3.10.1	Statistische Analyse der demographischen Daten	49
3.10.2	Statistische Auswertung der primären Hypothese	49
3.10.3	Statistische Analyse der sekundären Hypothesen	50
3.11	Fallzahlplanung	51
4	Ergebnisse	51
4.1	Demographische Daten	51
4.1.1	Geschlecht	52
4.1.2	Alter, Größe, Gewicht und BMI	52

4.2 Skoliose	53
4.2.1 Klassifikation nach Skoliosetyp	53
4.2.2 Klassifikation nach Schweregrad	54
4.2.3 Kombination Skoliosetyp und Schweregrad.....	55
4.3 Primäre Hypothese	55
4.3.1 Parameter Skoliosewinkel.....	55
4.3.2 Parameter laterale Deviation RMS.....	57
4.3.3 Zwischenauswertung der primären Hypothese	58
4.4 Sekundäre Hypothese 1	59
4.4.1 Parameter Skoliosewinkel.....	59
4.4.1.1 Veränderung des mittleren Skoliosewinkels	62
4.4.2 Parameter laterale Deviation RMS.....	64
4.4.2.1 Veränderung der mittleren lateralen Deviation RMS.....	66
4.5 Sekundäre Hypothese 2	69
4.5.1 Parameter Skoliosewinkel.....	69
4.5.2 Parameter laterale Deviation RMS.....	71
4.6 Sekundäre Hypothese 3	72
4.6.1 Parameter Skoliosewinkel.....	74
4.6.2 Parameter laterale Deviation RMS.....	76
4.7 Sekundäre Hypothese 4	79
5 Diskussion	81
5.1 Zusammenfassung und Bewertung der Ergebnisse	81
5.1.1 Zusammenfassung und Bewertung der primären Ergebnisse	81
5.1.2 Zusammenfassung und Bewertung der sekundären Ergebnisse.....	83
5.1.2.1 Abhängigkeit der Seitzuteilung, des Neigungsgrades und des Korrekturausmaßes der optimalen Korrektur vom Schweregrad und Skoliosetyp	83
5.1.2.2 Einfluss der Sitzflächenneigung auf den Grad der Verbesserung des Skoliosewinkels und der lateralen Deviation RMS.....	87
5.1.2.3 Sitzgefühl im Sitz und bei optimaler Korrektur	89
5.1.2.4 Vergleich Stand - Sitz	90

5.2	Diskussion der Ergebnisse im Literaturkontext	91
5.3	Diskussion von Material und Methoden	95
5.3.1	Beurteilung der Studienpopulation	96
5.3.2	Beurteilung des verwendeten Materials und der Methode	98
5.3.3	Beurteilung der verwendeten Parameter	104
5.3.4	Beurteilung der Erfassung des Sitzgefühls	106
5.4	Diskussion der klinischen Relevanz.....	108
6	Schlussfolgerung	109
7	Zusammenfassung	111
8	Literaturverzeichnis.....	113
9	Anhang	122

I. Abkürzungsverzeichnis

3-D = drei-dimensional

AIS = adolescent idiopathic scoliosis (adoleszente idiopatische Skoliose)

Artt. = Articulationes

BMI = body mass index

CI = confidence interval

DR / DL = dimple right / dimple left

DM = dimple midpoint

HWK = Halswirbelkörper

ICC = interclass correlation

Lig. / Ligg. = Ligamentum / Ligamenta

M. / Mm. = Musculus / Musculi

MW = Mittelwert

NRS = numeric rating scale

OR = odds ratio

p.-a. = posterior-anterior (Strahlengang beim Röntgen)

Proc. / Procc. = Processus / Processus

PSSE = physiotherapeutic scoliosis-specific exercises

RMS = root mean square

SD = standard deviation (Standardabweichung)

SIPS = Spina iliaca anterior superior

SOSORT = International Society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment

VP = vertebra prominens

II. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Wirbelsäule in der Sagittalebene	3
Abbildung 2: schematischer Aufbau eines Wirbelkörpers	4
Abbildung 3: Becken in der Frontalansicht von ventral.....	5
Abbildung 4: „cone of economy“	6
Abbildung 5: Einfluss von Beinlängendifferenzen auf das Becken und die Wirbelsäule	8
Abbildung 6: Dreidimensionale Darstellung einer skoliotischen Wirbelsäule mit dreidimensionaler Achsabweichung	10
Abbildung 7: Dreidimensionale-Darstellung einer skoliotischen Wirbelsäule	16
Abbildung 8: morphologische Veränderung der Wirbelkörper bei AIS.....	17
Abbildung 9: Patientin mit Skoliose im Stand (a) und beim Adams Test (b)	21
Abbildung 10: Bestimmung des Cobb-Winkels.....	22
Abbildung 11: Prinzip der Triangulation.....	23
Abbildung 12: Aufbau des formetric 4D average Messgerätes	24
Abbildung 13: Flächennormale und Berechnung des Wirbelkörpermittelpunktes.....	25
Abbildung 14: 3-D-Modell und Skoliosewinkel.....	26
Abbildung 15: Hocker	39
Abbildung 16: Sitzkeile	40
Abbildung 17: Sitz auf einer ebenen Sitzfläche	44
Abbildung 18: Sitzfläche 3° Neigung	45
Abbildung 19: Sitzfläche 6° Neigung	45
Abbildung 20: Sitzfläche 9° Neigung	45
Abbildung 21: DICAM Auto-Korrektur.....	46
Abbildung 22: Histogramm der Geschlechtsverteilung.....	52
Abbildung 23: relative Häufigkeiten der Skoliosetypen.....	53
Abbildung 24: Häufigkeiten der Schweregrade der Skoliose im Gesamtkollektiv	54
Abbildung 25: mittlerer Cobb-Winkel in Abhängigkeit von der Höhe des Scheitelwirbels und des Schweregrades.....	54
Abbildung 26: Häufigkeit der Schweregrade bei den verschiedenen Skoliosetypen .	55
Abbildung 27: Häufigkeiten der Seite des optimalen Keils (Optimum Skoliosewinkel) im Gesamtkollektiv	56

Abbildung 28: Häufigkeiten der Seite des optimalen Keils (Optimum laterale Deviation RMS) im Gesamtkollektiv	57
Abbildung 29: Häufigkeit des optimal korrigierenden Keils (Optimum Skoliosewinkel) in Abhängigkeit vom Schweregrad der Skoliose	60
Abbildung 30: Häufigkeit des optimal korrigierenden Keiles (Optimum Skoliosewinkel) in Abhängigkeit vom Skoliosetyp.....	61
Abbildung 31: Veränderung des mittleren Skoliosewinkels im Sitz und bei optimaler Korrektur in Abhängigkeit vom Schweregrad der Skoliose.....	62
Abbildung 32: Veränderung des mittleren Skoliosewinkels im Sitz und bei optimaler Korrektur in Abhängigkeit vom Skoliosetyp	63
Abbildung 33: Häufigkeit des optimal korrigierenden Keils (Optimum laterale Deviation RMS) in Abhängigkeit vom Schweregrad	64
Abbildung 34: Häufigkeit des optimal korrigierenden Keils (Optimum laterale Deviation RMS) in Abhängigkeit vom Skoliosetyp.....	66
Abbildung 35: Veränderung der mittleren lateralen Deviation RMS im Sitz und bei optimaler Korrektur in Abhängigkeit vom Schweregrad der Skoliose	67
Abbildung 36: Veränderung der mittleren lateralen Deviation RMS im Sitz und bei optimaler Korrektur in Abhängigkeit vom Skoliosetyp	68
Abbildung 37: Skoliosewinkel in Abhängigkeit von der Sitzflächenneigung gruppiert nach Schweregraden	69
Abbildung 38: Skoliosewinkel in Abhängigkeit von der Sitzflächenneigung gruppiert nach Skoliosetypen	70
Abbildung 39: laterale Deviation RMS in Abhängigkeit von der Sitzflächenneigung gruppiert nach Schweregraden	71
Abbildung 40: laterale Deviation RMS in Abhängigkeit von der Sitzflächenneigung gruppiert nach Skoliosetyp	72
Abbildung 41: Mittlerer Wert NRS in Abhängigkeit von der Sitzflächenneigung	73
Abbildung 42: mittlerer NRS-Wert im Sitz und bei optimaler Korrektur des Skoliosewinkels, gruppiert nach Schweregrad	74
Abbildung 43: mittlerer NRS-Wert im Sitz und bei optimaler Korrektur des Skoliosewinkels, gruppiert nach Skoliosetyp.....	75
Abbildung 44: mittlerer NRS-Wert im Sitz und bei optimaler Korrektur der lateralen Deviation RMS, gruppiert nach Schweregrad.....	76
Abbildung 45: mittlerer NRS-Wert im Sitz und bei optimaler Korrektur der lateralen Deviation RMS, gruppiert nach Skoliosetyp	77

Abbildung 46: Mittlerer Skoliosewinkel im Stand und Sitz; gruppiert nach Schweregraden	79
Abbildung 47: Mittlerer Skoliosewinkel im Stand und Sitz; gruppiert nach Skoliosetypen	80

III. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Klassifikationen der Skoliose; modifiziert nach SOSORT Leitlinien	30
Tabelle 2: Behandlungs-Schema nach SOSORT Leitlinien 2018.....	34
Tabelle 3: Progressionsrisiko der Skoliose.....	35
Tabelle 4: Darstellung der rasterstereographischen Messparameter	48
Tabelle 5: Größe, Gewicht, BMI, Alter im Gesamtkollektiv und unterteilt nach Geschlecht	53
Tabelle 6: Beobachtete und erwartete Häufigkeiten der Seite des optimalen Keils (Optimum Skoliosewinkel) im Gesamtkollektiv	56
Tabelle 7: Beobachtete und erwartete Häufigkeiten der Seite des optimalen Keils (Optimum laterale Deviation RMS) im Gesamtkollektiv	58
Tabelle 8: Absolute und relative Häufigkeiten mit optimaler Korrektur des Skoliosewinkels bei verschiedener Neigung; gruppiert nach Schweregrad.....	60
Tabelle 9: Absolute und relative Häufigkeiten mit optimaler Korrektur des Skoliosewinkels bei verschiedener Neigung; gruppiert nach Skoliosetyp	61
Tabelle 10: Absolute und relative Häufigkeiten mit optimaler Korrektur der lateralen Deviation RMS bei verschiedener Neigung, gruppiert nach Schweregrad	65
Tabelle 11: Absolute und relative Häufigkeiten mit optimaler Korrektur der lateralen Deviation RMS bei verschiedener Neigung; gruppiert nach Skoliosetyp	66
Tabelle 12: mittlere NRS-Werte im Sitz und bei optimaler Korrektur des Skoliosewinkels; zusätzlich ist die absolute und relative Veränderung dargestellt	76
Tabelle 13: mittlere NRS-Werte im Sitz und bei optimaler Korrektur der lateralen Deviation RMS; zusätzlich ist die absolute und relative Veränderung dargestellt	78
Tabelle 14: mittlerer Skoliosewinkel im Stand und Sitz, zusätzlich ist die absolute und relative Veränderung dargestellt.....	80

1 Einleitung

Bei der adoleszenten idiopathischen Skoliose (AIS) handelt es sich um eine dreidimensionale Achsabweichung der Wirbelsäule. Sie äußert sich durch Asymmetrien des gesamten Oberkörpers wie seitlichen Verkrümmungen, einem Rippenbuckel oder einem Beckenschiefstand (1). Die Prävalenz der idiopathischen Skoliose beträgt etwa 2-3 % (2), damit ist sie die häufigste Wachstumsdeformität (3). Die Ätiologie ist noch unbekannt, ein multifaktorieller Ursprung wird vermutet (1). Die idiopathische Skoliose ist eine strukturelle Skoliose, ein Formfehler, der im Vergleich zu funktionellen Skoliosen (ohne strukturelle Veränderung; Aufhebung durch Beseitigung der Ursache) mit einer Deformierung der Wirbelkörper und der Wirbelsäule einhergeht (4). Die Symptome der idiopathischen Skoliose sind vielschichtig und abhängig vom Alter der Patienten. Während bei Erwachsenen Rückenschmerzen, Verspannungen und Verkürzung der Muskulatur gehäuft zu beobachten sind, spielen bei Kindern und Jugendlichen Rückenschmerzen eine untergeordnete Rolle (1). Die durch die Thoraxdeformitäten hervorgerufenen Veränderungen des äußeren Erscheinungsbildes können zu psychosozialen Problemen führen (2, 5). Darunter fallen unter anderem mangelndes Selbstbewusstsein, Neigung zu depressiven Episoden und suizidale Gedanken (5). Insgesamt ist die Lebensqualität bei Patienten mit Skoliose eingeschränkt (2, 6). Die Therapie der Skoliose richtet sich nach dem Schweregrad und reicht von regelmäßigen Kontrolluntersuchungen über physiotherapeutische Behandlung oder Korsettbehandlungen bis zur Operation bei Patienten mit schwerer Skoliose mit einem Cobb-Winkel $> 50^\circ$ (2).

Die Wirbelsäule ist keine statische Säule sondern als „zentrales Bewegungsorgan“ (3) dynamisch und flexibel. Sie reagiert unter anderem auf Veränderung, die von kaudal auf sie einwirken. Ein Beispiel ist ein Beckenschiefstand oder eine Beinlängendifferenz (7-9). Dies lässt sich anhand des biomechanischen Modells der Becken-Wirbelsäulen-Einheit erklären: vereinfacht ausgedrückt, kommt es durch einen Beckenschiefstand im Sinne eines hochstehenden Beckenkamms bei einer frei beweglichen Wirbelsäule zu einer kompensatorischen Lateralflexion zur ipsilateralen Seite des Beckenhochstande. Die Konvexität des Bogens liegt auf der kontralateralen Seite. Dadurch kann der Körper den Schwerpunkt über dem Becken halten. (9) Die skoliotische Wirbelsäule verhält sich dabei in gewissem Maße wie die gesunde

Wirbelsäule (10). Trotz des strukturellen Charakters der idiopathischen Skoliose ist Bewegung in der Wirbelsäule möglich (11, 12).

Das Zusammenspiel von Becken und Wirbelsäule kann für therapeutische Zwecke genutzt werden. In der physiotherapeutischen Behandlung der Skoliose nach Schroth spielt das Prinzip der Beckenkorrektur (aktiv und passiv) bereits eine wichtige Rolle. Es wird versucht, einen positiven Einfluss auf die Skoliose zu nehmen. (10) Bei Differenzen der Beinlängen mit konsekutiven Beckenschiefständen werden Schuhehöhungen oder Einlagen genutzt, um skoliotische Fehlhaltungen zu behandeln (8, 13). Solche Verkürzungsausgleiche können ihren Effekt allerdings nur in stehender Position entfalten.

Beachtet man, dass Kinder und Jugendliche heutzutage einen Großteil ihres Tages sitzend verbringen (14-17), ist es von großem Interesse, zu untersuchen, ob die Skoliose durch die Sitzhaltung beeinflusst werden kann.

In dieser Studie wurde erstmalig der Einfluss von seitlich geneigten Sitzflächen durch Sitzkeile auf die Wirbelsäule rasterstereographisch vermessen. Die Ziele waren die Ermittlung der Seite der Erhöhung des Sitzkeiles, der eine optimale Korrektur erzielt. Weiterhin wurden die Abhängigkeit des zur optimalen Korrektur benötigten Neigungsgrads von den verschiedenen Typen und Schweregraden der Skoliose sowie die Größe der Veränderung der Wirbelsäule je nach Neigungsgrad des Sitzkeils untersucht. Zusätzlich zu den objektiven Parametern wurde das subjektive Sitzgefühl erfragt und in Zusammenhang mit der Veränderung der Wirbelsäule gesetzt. Durch eine objektive Messung mittels der Videorasterstereographie mit dem System DIERS formetric III 4D average der Firma DIERS International GmbH konnte der Einfluss erfasst und quantifiziert und somit eine Grundlage für weitere Forschung gelegt werden.

Eine veränderte Sitzfläche durch einen Keil, den man in das alltägliche Sitzen integriert, könnte die multi-disziplinäre Skoliosetherapie positiv beeinflussen und unterstützend begleiten. Zum Beispiel könnte die Tragedauer von Korsetten eventuell in ihrer Gesamtdauer oder auch in der alltäglichen Nutzung verkürzt werden. Dies könnte die psychosoziale Beeinträchtigung durch die Korsett-Therapie (18-21) verringern und einen positiven Effekt auf das psychische Wohlbefinden des Patienten haben. Somit erscheint es sinnvoll, zu untersuchen, wie genau der grundlegende Einfluss solcher Sitzkeile auf die Skoliose ist und ob eine Korrektur erzielt werden kann.

2 Literaturdiskussion

Für das Verständnis der Studie sind grundlegende Kenntnisse über den Aufbau der Wirbelsäule und das Krankheitsbild „Skoliose“ nötig. In den folgenden Abschnitten wird die Anatomie und die Biomechanik der Wirbelsäule beschrieben. Ein besonderer Fokus wird dabei auf das Zusammenspiel der Becken-Wirbelsäulen-Einheit gelegt. Im Anschluss folgt die Präsentation des Krankheitsbildes „Skoliose“ inklusive der Darstellung der rasterstereographischen Messmethode.

2.1 Anatomie und Biomechanik der Wirbelsäule

Um zu verstehen, wie ein seitlicher Sitzkeil auf die skoliotische Wirbelsäule wirken kann, ist es notwendig, die Anatomie und die Biomechanik der Wirbelsäule sowie des angrenzenden Beckens zu betrachten.

2.1.1 Anatomie der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule des Menschen ist das zentrale Bewegungsorgan des Körpers (3). Sie besteht aus insgesamt 24 Wirbeln: 7 Halswirbel, 12 Brustwirbel und 5 Lendenwirbel. Im Sakrum und dem Os coccygis sind 8-9 Wirbel miteinander verschmolzen.

Die Doppel-S-Krümmung der Wirbelsäule beschreibt die physiologisch vorkommende cervikale Lordose, die thorakale Kyphose sowie die lumbale Lordose mit kaudal angrenzender Sakralkyphose (vgl. Abbildung 1). Die Wirbel bestehen mit Ausnahme des Atlas (1. Halswirbel) aus einem Corpus vertebrae, einem Arcus vertebrae, zwei Processus (Procc.) transversi und einem Processus (Proc.) spinosus.

Am Arcus zwischen dem Pediculus und der Lamina arcus vertebrae befinden sich die

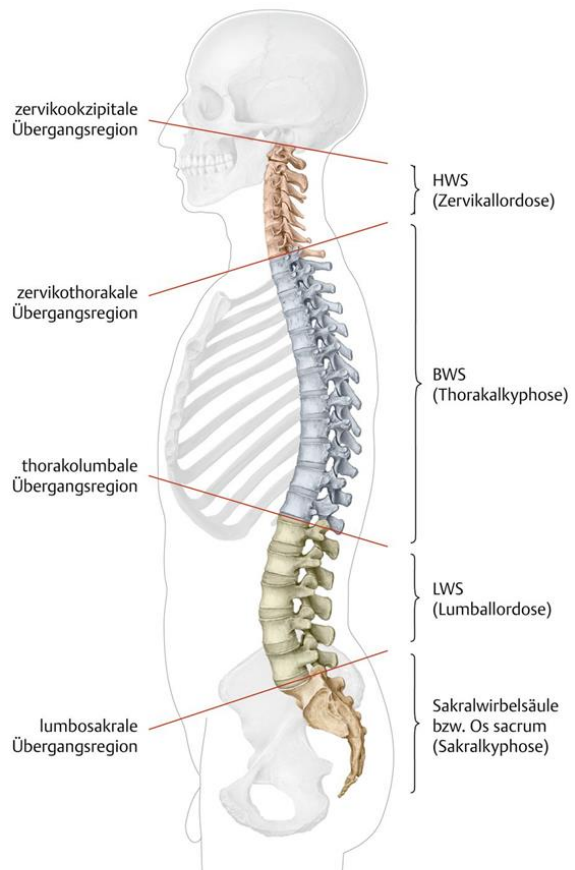


Abbildung 1: Wirbelsäule in der Sagittalebene
Die Wirbelsäule stellt eine Doppel-S Kurve mit 2 lordotischen und 2 kyphotischen Teilabschnitten mit jeweiligen Übergangsregionen dar. (22)

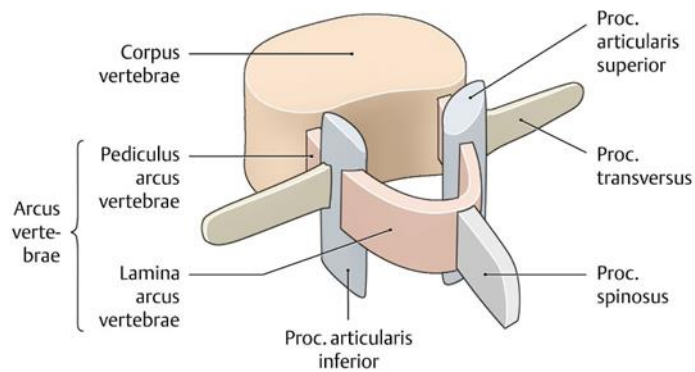


Abbildung 2: schematischer Aufbau eines Wirbelkörpers (22)

Procc. articulares superior et inferior (vgl. Abbildung 2), sie bilden mit dem jeweils kranialen bzw. kaudalen Proc. articularis des Nachbarwirbels die Intervertebralgelenke, die Articulationes (Artt.) zygapophysiales. Zwischen den Wirbelkörpern liegt der Discus intervertebralis

(Bandscheibe). Die Wirbelkörper sind durch einen ventralen und dorsalen Bandapparat verbunden. Ventral befindet sich das Ligamentum (Lig.) longitudinale anterior, dorsal fixiert das Lig. longitudinale posterior die Wirbelkörper und strahlt in die Bandscheibe ein. Die Ligamenta (Ligg.) flava verbinden die Arcus miteinander. Zwischen den Procc. spinosi liegen die Ligg. interspinalia und die Ligg. supraspinalia. Die Ligg. intertransversaria verbinden die Procc. transversi. Die zusätzlichen Bandverbindungen der Halswirbelsäule werden hier nicht dargestellt.

Die Rumpfwandmuskulatur der Wirbelsäule dient sowohl als aktives Bewegungselement, als auch als Stabilisator. Die dorsal gelegene autochtone Rückenmuskulatur ist in zwei Systeme gegliedert, den lateralen und den medialen Trakt: Zum lateralen Trakt gehören der Musculus (M.) iliocostalis, der M. longissimus, der M. splenius, die Musculi (Mm.) intertransversarii sowie die Mm. levatores costarum. Die Mm. interspinalies, die Mm rotatores breves et longi, die Mm. multifidii und der M. semisponalis werden dem medialen Trakt zugeordnet. Die Innervation erfolgt durch die Rami dorsales der Spinalnerven. Funktionell spielt auch die ventrale Rumpfmuskulatur, bestehend aus der Brustkorbmuskulatur (Mm. intercostales, M. transversus thoracis, Mm. subcostales, Mm. scaleni) und der Bauchwandmuskulatur (Mm. obliquus internus/externus abdominis, M. transversus abdominis, M. rectus abdominis, M. quadratus lumborum und M. psoas major), eine wichtige Rolle bei der Bewegung und Stabilisierung der Wirbelsäule. (22)

Zwei benachbarte Wirbelkörper bilden zusammen mit den Facettengelenken, der Bandscheibe und allen Bändern und angrenzenden Muskeln sowie Nerven und Gefäße das Bewegungssegment (22).

2.1.2 Anatomie des Beckens

Das knöcherne Becken wird aus 2 Ossae coxae sowie dem Sakrum gebildet. Das Os coxa entsteht durch die Synostose von Os ilii, Os ischii und Os pubis. Beide Ossae coxae bilden den Beckengürtel (22) Die Verbindung zur kontralateralen Seite wird ventral durch die amphiarthrotische Symphysis pubica (mit faserknorpeligem Discus interpubicus) gebildet (23), dorsal liegt das Sakrum, welches über die Artt. sacroiliaca mit den Ossae coxae gelenkig verbunden ist. Diese Gelenke sind nur in sehr geringem Maße beweglich und besitzen einen starken Bandapparat. Er besteht aus den Ligg. sacroiliaca anteriora et posteriora., den Ligg. iliolumbales sowie den Ligg. sacroiliaca interossea. Weiter kaudal stabilisieren noch beidseits das Lig. sacrotuberale und das Lig. sacrospinale das Sakrum (22).

Durch die ventrale und dorsale Verknüpfung der rechten und linken Seite des Beckens entsteht ein Ring (siehe Abbildung 3), der die Belastung gleichmäßig verteilt und sie im Stand auf die Beine, sowie im Sitz auf die Sitzbeinhöcker weitergeben kann (23). Dieser Beckenring dient als Basis der Wirbelsäule, die durch die direkte Verbindung über das Sakrum mit dem Becken in enger Beziehung steht. Dubousset spricht sogar vom „pelvic vertebra“ und unterstreicht damit die wichtige „strategische Rolle des Beckens“, besonders für „Kompensationsmechanismen für skelettale Pathologien der Wirbelsäule“¹ (24).

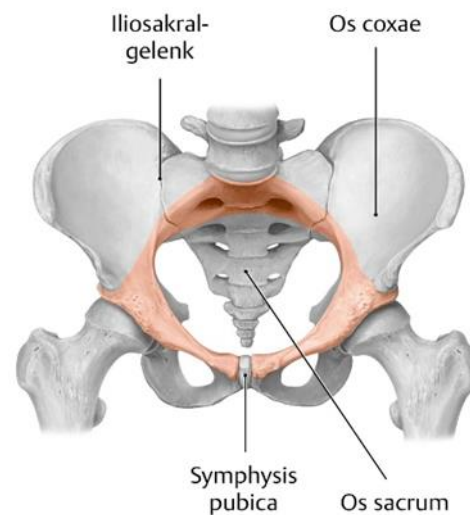


Abbildung 3: Becken in der Frontalansicht von ventral
Der Beckenring ist rot markiert. (22)

2.1.3 Biomechanik der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule ist nicht nur das zentrale Bewegungsorgan, sondern auch an der Statik des Körpers direkt beteiligt (3). Durch die Doppel-S Form (vgl. Abbildung 1) wird der aufrechte Gang ermöglicht und Stöße können abgefangen werden (3). Dabei ist es von Bedeutung, dass die Wirbelsäule im Lot ist. In der Sagittalebene verläuft das Schwerelot der Wirbelsäule durch den äußeren Gehörgang, den Dens Axis und das Promontorium. In letzterem liegt zudem der Gesamtkörperschwerpunkt.

¹ Eigene Übersetzung aus dem Englischen. Original: „strategic role of the pelvic vertebra [...] in the development of compensatory reactions in skeletal pathology (above)“ (24)

Radiologisch wird die sagittale Balance mittels des Lots vom Halswirbelkörper (HWK) 7 bestimmt. Physiologisch fällt dies auf die ventrale Promontoriumspitze. (3)

Die frontale Balance lässt sich anhand des Körperlots durch die Procc. spinosi in einer Ganzwirbelsäulen-Röntgenaufnahme in posterior-anterior Projektion (p.-a.; Strahlengang von posterior nach anterior) darstellen. Bei einer idealen geraden Wirbelsäule verläuft dieses Lot vom Dornfortsatz des HWK 7 durch alle weiteren kaudalen Dornfortsätze bis mittig in das Sakrum. (3)

Ziel der frontalen und sagittalen Balance ist es, den Körperschwerpunkt über der „kleinsten Fläche, die die Kontaktstellen der Körperabschnitte mit der Unterlage einrahmt“ (26), der sogenannten Unterstützungsfläche, zu kontrollieren (27). Die Fähigkeit, diese Balance in statischen und dynamischen Situation zu halten, zu erreichen oder wiederherzustellen, wird als posturale Stabilität beschrieben (28).

Dubouset beschreibt einen „ökonomischen Balancebereich – cone of economy“ (vgl. Abbildung 4). Innerhalb dieses Kegels benötigt man wenig Muskelaktivität, um die vertikale Position zu halten. Das Becken spielt als zentraler Knochen eine besonders wichtige Rolle. (24, 29)

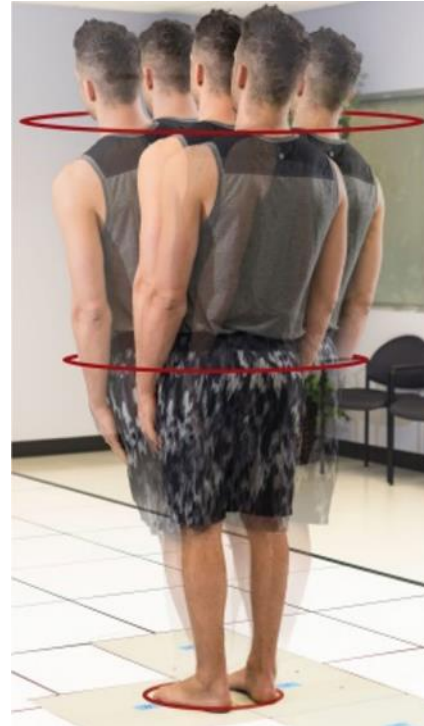


Abbildung 4: „cone of economy“
Die Erhaltung der aufrechten Position erfordert nur wenig Muskelaktivität. (25)

2.1.3.1 Biomechanik der unteren Extremität, des Beckens und der Wirbelsäule im Stand

Zwischen der unteren Extremität, welche den Beckengürtel und die freien unteren Gliedmaße umfasst (22), dem Becken und der Wirbelsäule besteht ein biomechanischer Zusammenhang, der kontrovers diskutiert und dabei als komplex beschrieben wird (30, 31). Er erscheint intuitiv zunächst offensichtlich: Ein Beckenhochstand oder ein einseitig längeres Bein führt zu einer Lateralflexion der Wirbelsäule zur Seite des höheren Beckenkamms. Eine solche reaktive Wirbelsäulenverkrümmung im Sinne einer „funktionellen Skoliose“ wird von mehreren Autoren beschrieben. (8, 13, 32-34). Solche funktionellen, kompensatorischen

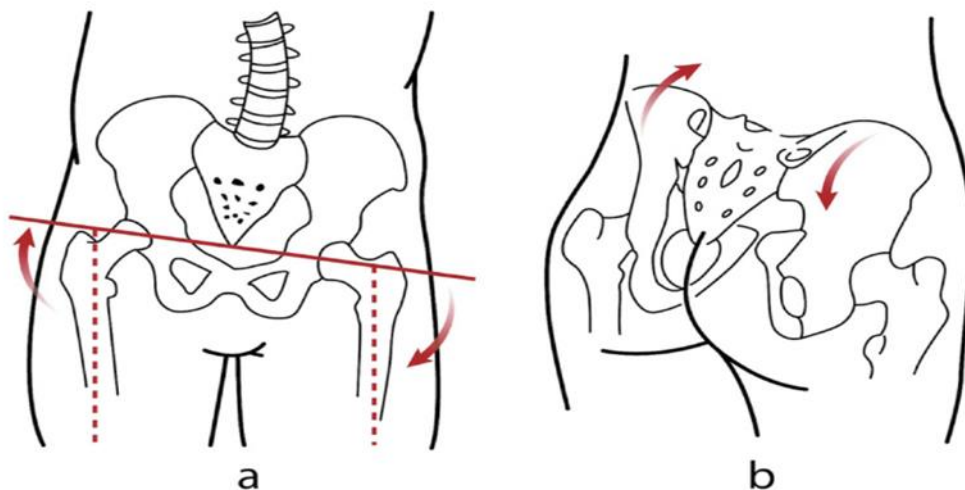
Veränderungen können eine strukturelle oder funktionelle Ursache im Becken oder der unteren Extremität haben (7, 8, 13, 35).

Eine Studie von Friberg (1983) untersuchte neben der Prävalenz von Beinlängendifferenzen bei Probanden² mit Rücken- oder einseitigen Hüftschmerzen im Vergleich zu gesunden Probanden, ob ein Ausgleich einer Beinlängendifferenz die Beschwerden lindern konnte. Beinlängendifferenzen traten bei Patienten mit Beschwerden signifikant häufiger auf, ein Ausgleich der Längenunterschiede konnte die Beschwerden beheben. Die Autoren vermuten in den Beinlängendifferenzen eine biomechanische Ursache, die über Beckenschiefstände und/oder funktionelle Skoliosen Beschwerden erzeugen kann. (34) Ähnliche Ergebnisse konnten Zabjek et al. (2001) erzielen. Bei Patienten mit einer strukturellen Wirbelsäulenverkrümmung und einer Beinlängendifferenz wurde durch eine Schuherhöhung die Stärke der Wirbelsäulenverkrümmung verringert (n = 14). Die Höhe der Schuherhöhung betrug 5-15 mm, die Untersuchungsmethode war radiologisch. (35) Damit vereinbar ist eine Studie aus 2010 von Raczkowski et al. Bei Kindern mit funktioneller Skoliose und Beinlängenunterschieden von 5-20 mm hob ein Ausgleich der Beinlänge die Asymmetrie der Wirbelsäule bei über 80 % auf. Die Erfassung der Skoliose sowie der erforderlichen Höhe des Beinlängenausgleichs erfolgte klinisch, die Kontrolluntersuchung wurde 2 Wochen nach dem Ausgleich getätigt. (8) Papaioannou et al. (1982) beobachteten bei 20 Patienten mit Beinlängenunterschieden von 15-52 mm eine kompensatorische und damit funktionelle Skoliose (konvex zum kürzeren Bein). Ein Ausgleich des Beinlängenunterschiedes verringerte das Ausmaß der Krümmung, wobei nur bei 8 von 20 Patienten (Beinlängenunterschied < 2,2 cm) eine „gute Korrektur“ des Winkels (< 4° Residualwinkel oder < 3° Überkorrektur) erfolgte. Es wurde radiologisch gemessen (32).

Neuere Studien kommen allerdings zu ergänzenden, teilweise widersprüchlichen Ergebnissen. 2012 untersuchten Betsch et al. rasterstereographisch, welchen Einfluss eine künstlich durch höhenverstellbare Platten erzeugte Beinlängendifferenz auf das Becken sowie die Wirbelsäule hat. Dabei wurde festgestellt, dass eine signifikante Korrelation der Beinlängendifferenz zum Beckenstand besteht. Eine relevante Veränderung der Wirbelsäule konnte bei Längenunterschieden von < 15 mm

² In der vorliegenden Dissertationsschrift werden Begriffe wie „Proband“ oder „Patient“ als generischer Maskulin genutzt und schließen jeweils alle Geschlechter ein. Weiterhin wird der Begriff „Proband“ und „Patient“ synonym verwendet, da innerhalb dieser Dissertationsschrift Probanden in den meisten Fällen gleichzeitig an einer Krankheit leiden und somit Patienten sind. Probanden mit fehlender Krankheit werden ausdrücklich als gesund bezeichnet.

allerdings nicht gezeigt werden. (36) In einer Folgestudie der Autoren aus dem Jahr 2013 kam es erst ab 20 mm Veränderung der Beinlänge zu einer signifikanten Veränderung der rasterstereographisch gemessenen Parameter der Wirbelsäule (7). Drerup et al. kamen 2001 zu dem Ergebnis, dass der Beinlängenausgleich zwar den Beckenstand verändert, jedoch der Betrag des Beinlängenunterschiedes sich nicht im Betrag des resultierenden Beckenschiefstandes direkt wiederfindet (31). Die Autoren vermuten, dass ein Teil der Beinlängenveränderung durch die Iliosakralgelenke abgefangen und somit nicht in gleichem Maße in das Becken und die Lendenwirbelsäule übertragen wird (31, 36). Grivas et al. untersuchten 2018 den Einfluss von milden Beinlängenunterschieden (< 2 cm) auf die Symmetriemaße des Beckens und der Wirbelsäule. Es fand sich keine Korrelation zwischen der Beinlängendifferenz und einem rasterstereographischen Skoliosewinkel. (37) Auch Hoikka et al. entdeckten 1989, dass zwischen einer Beinlängendifferenz und dem lumbalen Skoliosewinkel nur eine schwache Korrelation besteht (38). Die letztgenannte Studie nutzte röntgenologische Messverfahren. Die Arbeitsgruppen um Betsch, Drerup und Grivas maßen rasterstereographisch.



*Abbildung 5: Einfluss von Beinlängendifferenzen auf das Becken und die Wirbelsäule
 a Bei vermehrter Beinlänge rechts entsteht eine Beckenstandsänderung in der Frontalebene (Ansicht von ventral). b Aus einer vermehrten Beinlänge rechts resultiert eine Verwringung (Torsion) des Beckens (die beiden Ossa ilia rotieren gegensinnig). (13)*

In Übereinstimmung mit vielen Autoren lässt sich festhalten, dass eine Beinlängendifferenz zu Veränderungen des Beckens sogar in vielen Ebenen im Sinne von Beckenverwringungen (Beckentorsionen) (Abbildung 5 (b): gegensinnige Rotation der Ossa ilia (39)) und Beckenschiefständen (Abbildung 5 (a)) führt (7, 13, 36, 37, 40-42).

Der Einfluss von Beinlängendifferenzen auf die Wirbelsäule jedoch wird unterschiedlich aufgefasst. Eine funktionelle Skoliose als Reaktion auf eine Beinlängendifferenz ist eine weit verbreitete und anerkannte Ansicht (8, 13, 34, 35, 43-45). Betsch et al. konnten zeigen, dass sich der Beinlängenunterschied allerdings erst ab einer gewissen Größe auf die Lendenwirbelsäule im Sinne einer Lateralflexion auswirkt (7). Somit ist der genaue Zusammenhang zwischen der unteren Extremität, dem Becken und der Wirbelsäule sehr komplex und vermutlich noch nicht vollends verstanden.

2.1.3.2 Biomechanik des Beckens und der Wirbelsäule im Sitz

Da die oben genannten Studien nur den Einfluss von Beinlängenunterschieden untersuchen und somit Messungen im Stand getätigt wurden, kann noch keine Aussage über den Effekt von Beckenständen auf die Wirbelsäule im Sitz gemacht werden. Die Beziehung zwischen dem Becken und der Wirbelsäule ist enger als zwischen der unteren Extremität und der Wirbelsäule, es bestehen starke Korrelationen zwischen einem sakralen Schiefstand in der Frontalebene und dem Ausmaß einer lumbalen Krümmung (32, 46, 47). Die Biomechanik der Wirbelsäule verändert sich mit der Einnahme der sitzenden Position: Durch eine Aufrichtung des Beckens entlordosiert die Lendenwirbelsäule, die Kyphose der Brustwirbelsäule verringert sich (48), nach Schoberth komme es sogar zur einem „totalrunden Rücken“ mit „im ganzen kyphotischen Bogen“ (49). Weitere Arbeiten bestätigen die Entlordosierung der Lendenwirbelsäule im Sitz (50-52). Bei allen genannten Studien wurde vor allem die Veränderung in der Sagittalebene untersucht. Eine 2012 veröffentlichte Arbeit von Baumgartner et al. zeigte, dass die Sitzflächenneigung in der Sagittalebene bei gesunden Probanden einen Einfluss auf die Position der Wirbelsäule sowie auf den Neigungswinkel in der Sagittalebene hat (53). In einer weiteren Studie erhöhte ein nach ventral geneigter Keil den Lordosewinkel, wohingegen ein nach dorsal geneigter Keil die lumbale Flexion verstärkte (54). Die anderen Ebenen spielen in der Literatur bei gesunden Probanden keine Rolle.

2.2 Die adoleszente idiopathische Skoliose

Kapitel 2.2 behandelt die adoleszente idiopathische Skoliose. Zunächst wird das Krankheitsbild definiert. Im Anschluss werden die Epidemiologie, Ätiologie und Symptome beleuchtet. Darauf folgt die Beschreibung der Diagnostik, Klassifikation, Therapie und Prognose.

2.2.1 Definition Skoliose

Unter „Skoliose“ (aus dem griechischen: *skolios* „krumm“, „schief“) versteht man eine seitliche Achsabweichung der Wirbelsäule, die mindestens 10° nach Cobb (radiologisch gemessener Winkel) erreicht und mit Rotation und Torsion einzelner Wirbelkörper einhergeht (3). Auch wenn die seitliche Krümmung in der Frontalebene für die Diagnostik entscheidend ist, so muss man die Skoliose jedoch als eine dreidimensionale Achsabweichung betrachten (1). Es finden sich Lateralflexionen, Rotationen und Torsionen von Wirbelsäulenabschnitten und einzelnen Wirbelkörpern sowie Veränderungen der physiologischen Lordose der Lendenwirbelsäule und der Kyphose der Brustwirbelsäule (vgl. Abbildung 6) (2).

Prinzipiell kann zwischen funktioneller und struktureller Skoliose unterschieden werden. Eine funktionelle Skoliose liegt vor, wenn die Achsabweichung der Wirbelsäule ohne strukturelle Veränderung der Wirbelkörper zustande kommt (3) bzw. die Gründe der Skoliose nicht in der Wirbelsäule selbst liegen (2). Beispiele hierfür sind anatomische Beinlängenunterschiede oder Fehlhaltungen (8, 9). Die funktionelle Skoliose löst sich durch Beheben der Ursache wieder auf (2, 3). Die strukturelle Skoliose hingegen ist fixiert im Sinne einer fehlenden Möglichkeit des aktiven Ausgleichs (3). Neben der neuromuskulären Skoliose (auch sekundäre Skoliose genannt), die bei Patienten mit z. B. Muskeldystrophien oder Cerebralpareesen häufig auftritt (3, 55), gehört auch die kongenitale Skoliose zu den strukturellen Skoliosen (3). Die mit Abstand häufigste Form der strukturellen Skoliose, als auch aller Skoliosen insgesamt, ist die idiopathische Skoliose. (3, 4, 56) Gleichzeitig ist die idiopathische Skoliose die häufigste Wachstumsdeformität (3, 4).

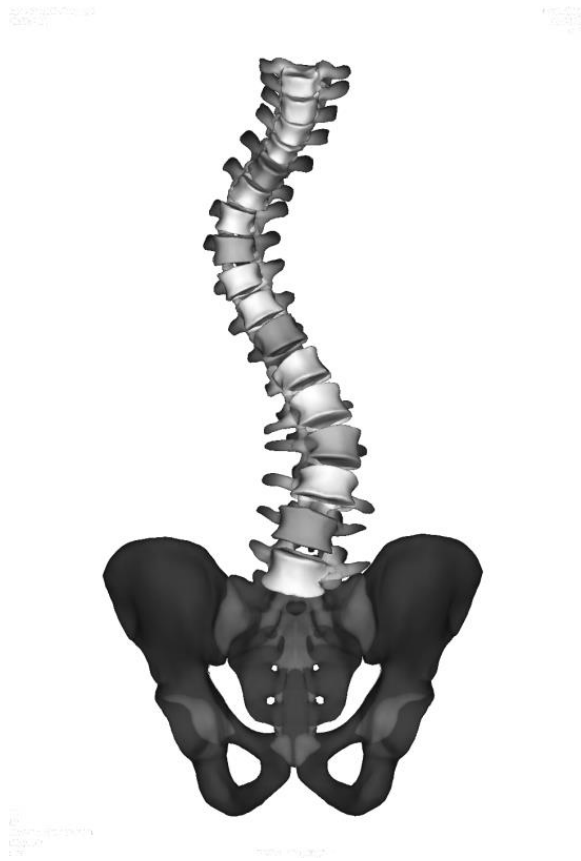


Abbildung 6: Dreidimensionale Darstellung einer skoliotischen Wirbelsäule mit dreidimensionaler Achsabweichung (mit freundlicher Genehmigung Orthopädietechnik Weitner GmbH)

Der Begriff „idiopathische Skoliose“, 1922 von Kleinberg eingeführt (57), beschreibt eine Achsabweichung, bei der keine Ursache gefunden werden kann. Es ist eine Ausschlussdiagnose (1).

Die idiopathische Skoliose tritt bei scheinbar gesunden Patienten auf und kann sich prinzipiell in jedem Alter manifestieren. Häufig wird sie jedoch in Perioden klinisch apparent, die von rapidem Wachstum gekennzeichnet sind (2). Die Ätiologie ist bisher noch nicht bekannt, ein multifaktorieller Ursprung wird vermutet (1, 3, 4, 58, 59) (siehe Kapitel 2.2.3).

Klassifiziert wird die idiopathische Skoliose in den Guidelines der International Society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment (SOSORT) von 2016 nach Alter, Schweregrad und Lokalisation der Hauptkrümmung (2) (siehe Kapitel 2.2.7).

2.2.2 Epidemiologie

Unter allen Skolioseformen ist die idiopathische Skoliose die häufigste Form. Die adoleszente idiopathische Skoliose macht wiederum mit 90 % den größten Anteil aller idiopathischen Skoliosen aus. Sie hat eine Prävalenz von etwa 0,5-5 % (60), wobei in der Literatur die Angaben je nach geographischer Breite schwanken. (2, 61) Am ehesten kann man von einer Prävalenz von 200-300 pro 100.000 Personen (2-3 %) in der Altersgruppe 10-18 Jahre ausgehen (2, 3). Die Geschlechterverteilung ist abhängig von der Ausprägung der Skoliose. Mit Zunahme des Cobb-Winkels verschiebt sich das Verhältnis (weiblich:männlich) von 1:1 (Cobb-Winkel < 20°) zu 4:1 (Cobb- Winkel 20-40°). Bei Skoliosen mit einem Cobb-Winkel > 40° beträgt es sogar 7:1. (60)

Die idiopathische Skoliose manifestiert sich größtenteils als eine thorakale Skoliose, sie ist in den meisten Fällen rechtskonvex (3). Die zweithäufigste Erscheinungsform ist die thorako-lumbale Krümmung. Diese beiden häufigsten Typen liegen in 80 % der betroffenen Patienten vor, die lumbalen und doppelbogigen sind somit seltener. (62) Zu erwähnen ist, dass nur etwa 10 % der Patienten mit einer idiopathischen Skoliose eine behandlungsbedürftige Ausprägung der Skoliose haben (2).

2.2.3 Ätiologie

Die Ätiologie der idiopathischen Skoliose ist zum heutigen Stand nicht geklärt. In der Literatur werden viele ätiopathogenetische Faktoren diskutiert (58, 63-65). Dabei lassen sie sich in verschiedene Untergruppen aufteilen. Die am häufigsten erwähnten sind genetische, biomechanische, biochemische, neurologische und exogene

Faktoren. Auf eine detaillierte Erläuterung aller ätiologischen Gesichtspunkte wird im Folgenden bei geringer Relevanz für diese Studie verzichtet.

Einer genetischen Beteiligung in der Ätiopathogenese kommt meistens eine zentrale Bedeutung zu (58, 63-65). Es kommt zu einer familiären Häufung bei Verwandten ersten Grades (3, 63). Bei eineiigen Zwillingen beträgt die Konkordanzrate 40% (95% confidence interval (CI) [0,1-0,7]) (66), bei etwa 40 000 von 100 000 Zwillingen sind somit beide Geschwister betroffen. Eine eindeutige Aussage zu einem bestimmten Gen oder einer Gen-Mutation kann dabei nicht getroffen werden. Vielmehr werden unterschiedliche Gen-loci diskutiert. Dennoch scheint die genetische Prädisposition eine wichtige Rolle zu spielen. (58)

In der Pathogenese der Skoliose werden auch molekular- und biomechanische Mechanismen diskutiert. Die bei den Autoren Kikanloo et al. (2019), Dayer et al. (20013), Kouwenhoven (2008) und Wang et al. (2011) übereinstimmend erwähnten Faktoren sind Melatonin sowie Calmodulin (58, 63-65). In einer Studie von Machida et al. fand sich im Tiermodell nach Entfernung der Melatonin-produzierenden Drüse (Pinealektomie) gehäuft eine sekundäre Skoliose (67). Bei bisher multiplen Hypothesen über den genauen Mechanismus wird ein Mangel an Melatonin bzw. eine Störung des Melatonin-Signalweges vermutet (58, 65). Calmodulin wirkt als second-messenger in der Muskelkontraktion und im Melatonin-Signalweg und liegt bei Patienten mit Skoliose in erhöhter Konzentration vor. Auch hier ist der genaue ätiologische Mechanismus noch unklar. (58, 65) In jüngeren Reviews werden auch Arbeiten zu dem Einfluss von Sexualhormonen und Leptin genannt (58, 65). Trotz der häufigen Erscheinung dieser Ansätze in der Literatur ist hier weitere Forschung nötig (58).

Biomechanische Aspekte werden in der ätiopathogenetischen Forschung zur AIS ebenfalls untersucht (63-65). Der aufrechte bi-pedale Gang, der dem Menschen eigen ist, kann eine Erklärung für die Exklusivität der Skoliose beim Menschen sein. Es kommt durch die aufgerichtete Position zu einer veränderten Belastung der Wirbelsäule durch Druck und Zug (64).

Ein vermutlich eher für die Progression der Skoliose verantwortlicher Mechanismus beschreibt, dass es durch veränderte Geschwindigkeit des Knochenwachstums des Wirbelkörpers im Vergleich zu den dorsalseitig gelegenen Anteilen des Wirbels (Wirbelbogen, Processus (Proc). Transversus, Proc. Spinosus) zu einer Lordosierung der Wirbelsäule kommt. Dies zieht, bedingt durch den Verlust der rotatorischen Kontrollfunktion der Facettengelenke und durch eine mediastinale Asymmetrie, eine

Rotation der Wirbel nach sich. Daraus resultieren, das Hueter-Volkman-Gesetz beachtend, Wirbelkörperdeformitäten. (3, 64, 65).

Zusätzlich werden veränderte Knochendichte (Osteopenie/Osteoporose) und laxes Bindegewebe in die ätiologische Forschung miteinbezogen (63-65).

Ebenso betrachtet, aber bisher ungeklärt, ist eine eventuelle neurologische bzw. das zentrale Nervensystem betreffende Komponente (58, 63-65). Wang et al. (2011) unterscheiden dabei zwischen neuromorphologischen und neurophysiologischen Aspekten (65).

Eine weitere Theorie ist eine Dysbalance im neuro-knöchernen Zusammenspiel (58, 65). Die letztgenannten Punkte werden an dieser Stelle nur benannt und nicht weiter ausgeführt.

Auch bei den die Neurologie betreffenden ätiologischen Faktoren bedarf es in den Augen der Autoren weiterer Forschung, da noch keine definitive Aussage über den Effekt der genannten Ursachen gemacht werden kann (64, 65).

Auch exogene Einflüsse wie Ernährung und Sport werden in verschiedenen Reviews erwähnt (58, 65). Diese Einflüsse verknüpfen sich durchaus mit anderen ätiopathogenetischen Faktoren. Ein Beispiel ist, dass Patienten mit Skoliose gehäuft Turnen als Sport betreiben. Hier könnte ein Zusammenhang zu einem möglichen laxen Bandapparat mit konsekutiver guter Beweglichkeit bestehen. (63)

Weiterhin werden endokrinologische sowie exogene Einflüsse wie Ernährung oder Osteopenie diskutiert (58).

Die jeweiligen Autoren gewichten die einzelnen Ursachengruppen verschieden (58, 63-65). Kouwenhoven et al. (2008) sehen vor allem Gene sowie den biomechanischen Aspekt des aufrechten Gangs als ursächlich an (64).

Wang et al. (2011) formulieren hingegen ein integratives Modell der Ätiopathogenese der AIS:

„AIS ist eine multifaktorielle Erkrankung, die durch Mutationen in vielen verschiedenen Genen und das Zusammenwirken mehrerer biologischer, biomechanischer Mechanismen, die durch Umweltfaktoren modifiziert werden, verursacht wird, in linearer Kausalität oder in Summenkausalität auftritt und zu einer abnormalen Kontrolle und Modulation des Wachstums führt und sich

phänotypisch als Skoliose manifestiert, die mit einem abnormalen allgemeinen Skelett- und/oder Wirbelsäulenwachstum einhergeht.“³

Die Autoren betonen, dass weitere Forschung nötig ist (65).

Auch Dayer et al. befinden 2013 in ihrem Review, dass die Ursache nicht eindeutig zu erklären ist (63).

Nach Kikanloo et al. (2019) sind vermutlich viele Ursachen möglich: Gene, Störungen von molekularen Prozessen (Hormone, Signalstoffe) und Umweltfaktoren sind dabei zugrundeliegende Ursachen für eine gestörte Homöostase, die sich als Skoliose offenbart (58).

Die Vielzahl an Erklärungsmodellen und Theorien zeigt, dass bisher keine vollständig erklärende Ätiopathogenese gefunden werden konnte. Die oben genannten Ursachen schließen sich nicht gegenseitig aus. Vielmehr sind sie ergänzend und lassen eine multifaktorielle Genese vermuten. (2)

2.2.4 Symptome

Die Symptome bei Patienten mit Skoliose sind vielschichtig. Äußerlich sichtbar sind dabei zunächst die Veränderungen der Körperform. Die dreidimensionale Achsabweichung der Wirbelsäule kann sich in Form von Asymmetrien oder Thoraxdeformitäten äußern. Diese können, müssen aber nicht, mit den Abweichungen der Wirbelsäule korrelieren (2). Eine typische Deformität ist der Rippenbuckel, der auf der konvexen Seite der thorakalen Biegung entsteht. Grund dafür ist die zur konvexen Seite gleichsinnige Rotation der Wirbelsäule. Dieser Rotation folgen die Rippen, die über die Rippenwirbelgelenke mit der Wirbelsäule verbunden sind und den Rippenbuckel formen. Lumbal kann ein Lendenwulst auftreten. Dieser ist ein Korrelat der durch die Rotation der Wirbelkörper nach außen gedrückten Rückenstrecker-muskulatur. Den Lendenwulst findet man kontralateral zum Rippenbuckel. (68) Ein Becken- oder Schulterhochstand und seitenungleiche Taillendreiecke sind Ausdruck der Asymmetrie des Rumpfes. Außerdem kommt es zu einer Verkürzung des Rumpfes. (4, 10) Sowohl die äußerlichen Veränderungen als auch weitere Symptome sind abhängig von der Ausprägung sowie dem Alter der Patienten. Wohingegen bei Erwachsenen Rückenschmerzen, Verspannungen und

³ Eigene Übersetzung aus dem Englischen. Original: „AIS is a multifactorial disorder caused by mutations in many different genes, interaction of several biological, biomechanical mechanisms modified by environmental factors, occurring in linear causality or in summation causality resulting in abnormal control and modulation of growth, and manifested phenotypically as scoliosis associated with abnormal general skeletal and/or spinal growth“ (65)

Verkürzung der Muskulatur gehäuft zu beobachten sind, spielen bei Kindern und Jugendlichen Rückenschmerzen eine untergeordnete Rolle (1). Liegt die stärkste Krümmung im thorakalen Bereich und ist stark ausgeprägt, kann es zu restriktiven Einschränkungen der Respiration kommen (1, 4).

Neben den somatischen können auch psycho-soziale Symptome/Komplikationen auftreten (2, 5, 6, 69). Payne et al. beschreiben die Skoliose als unabhängigen Risikofaktor für suizidale Gedanken (Odds ratio (OR):1,4), Sorgen über gestörte „peer relations“ (OR: 1,56) und ein negatives Bild über die eigene Körperentwicklung (OR: 1,82). Außerdem wurde bei weiblichen Patienten mit AIS ein mehr als dreifach erhöhtes Risiko für Alkoholkonsum gefunden (5). Eine Studie, in der 226 weibliche Skoliose-Patientinnen mittels altersgerechter Fragebögen hinsichtlich der gesundheitsbezogenen Lebensqualität (health related quality of life (HRQL)) mit einer Kontrollgruppe verglichen wurden, zeigte eine reduzierte Lebensqualität in der Gruppe der Skoliose-Patientinnen. Die Autoren Freidel et al. maßen eine weniger positive Einstellung zum Leben, ein niedrigeres Selbstbewusstsein sowie eine verstärkte Neigung zu depressiven Verstimmungen ($p < 0,03$). (6) Tones et al. kommen in ihrem Review ebenfalls zu dem Schluss, dass eine Beeinträchtigung der Lebensqualität, des eigenen Körperempfindens und des psycho-sozialen Befindens bei Patienten mit AIS auftreten können (69). Erwachsene mit AIS hingegen, die in ihrer Jugend eine Skoliose-Therapie – unabhängig von der Art der Therapie – erfahren haben, zeigten keine psycho-sozialen Einschränkungen gegenüber Gesunden (70, 71). Inwiefern die Therapie mittels eines Korsetts zusätzlich die Lebensqualität und das psycho-soziale Wohlbefinden beeinflusst, wird kontrovers diskutiert. Einige Autoren fanden keine Beeinflussung des Körperempfindens (72-74), der Lebensqualität (74, 75) oder nur ein anfänglich erhöhtes Stresslevel durch eine Korsett-Behandlung (74, 76). Gegenätzlich dazu schließen andere Autoren, dass durchaus ein verstärkender negativer Effekt auf die gesundheitsbezogene Lebensqualität oder das psycho-soziale Wohlbefinden zu beobachten ist (18-20, 69, 77, 78). Piantoni et al. (2018) halten fest, dass 72 % durch ein Korsett in irgendeiner Weise eingeschränkt seien, sich 90 % ohne Korsett besser fühlen würden und 48 % in der Schule Probleme aufgrund des Korsetts hätten. Insgesamt beschreiben die Autoren einen negativen Einfluss auf die Lebensqualität. (20) Auch Pham et al. fanden einen signifikanten Unterschied der Lebensqualität (gemessen mit drei verschiedenen Scores) zwischen Patienten mit und ohne Korsett ($p < 0,001$) bei vergleichbarem Schweregrad. Die Autoren gehen davon

aus, dass das Tragen eines Korsetts ein Faktor ist, der die Lebensqualität beeinflusst. (77)

Kotwicki et al. zeigten in ihrer Studie, dass der Stress durch eine Korsett-Therapie den Stress durch die Skoliose übersteigt (19). Ein Review von Wang et al. bestätigt den negativen Einfluss der Korsett-Therapie auf die mentale Gesundheit, das Selbstbild und die Vitalität (78).

2.2.5 Anatomische und biomechanische Besonderheiten bei Patientin mit AIS

Die anatomischen Gegebenheiten der Wirbelsäule bei Patienten mit AIS können von der Norm abweichen (79), woraus funktionelle Folgen für die Biomechanik resultieren. Zunächst sind terminologische Definitionen zu nennen, die für die Beschreibung von skoliotischen Wirbelsäulen vonnöten sind. Für jede Krümmung gibt es einen oberen und einen unteren Neutralwirbel sowie einen Scheitelwirbel. Ein Neutralwirbel ist definiert als der Wirbel, der die stärkste Neigung in der Frontalebene und keine bzw. eine nur sehr kleine Rotation aufweist. Der Wirbel, der am „weitesten horizontal steht und die ausgeprägteste Rotation“ zeigt, wird als Scheitelwirbel bezeichnet und stellt den Apex der Krümmung dar (vgl. Abbildung 7). (80)

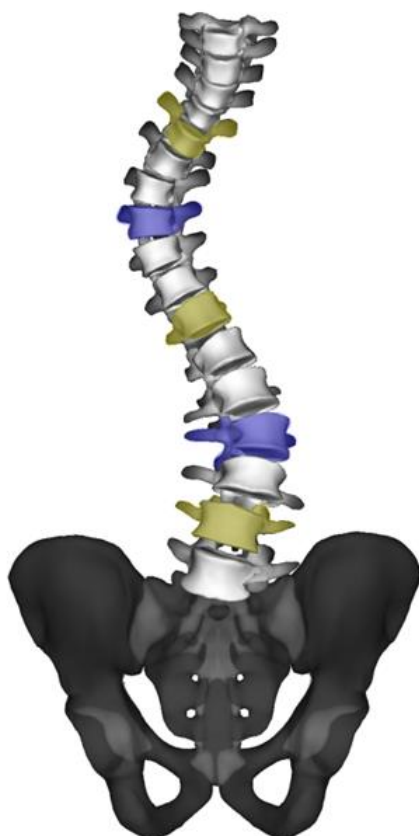


Abbildung 7: Dreidimensionale-Darstellung einer skoliotischen Wirbelsäule
blau: Scheitelwirbel (starke Rotation, wenig Seitneigung); gelb: Neutralwirbel (starke Seitneigung, wenig Rotation)
(mit freundlicher Genehmigung Orthopädietechnik Weitner GmbH)

2.2.5.1 Anatomische Besonderheiten

Wie in Kapitel 2.2.1 bereits beschrieben, besteht bei der AIS als strukturelle Form der Skoliose nicht nur eine Fehlhaltung der Wirbelsäule, sondern auch eine morphologische Veränderung der Wirbelkörper. Dabei wird auch hier der dreidimensionale Charakter deutlich. In allen Ebenen zeigen sich Normabweichung der anatomischen Form der Wirbelkörper. In der Frontalebene imponiert ein sogenanntes „coronal wedging“ (Abbildung 8 a), bei dem der Wirbelkörper auf der Seite der Konvexität höher ist. Dieses „wedging“ ist im Bereich des Apex am stärksten ausgeprägt. In der Sagittalebene besteht ein „relativ anteriorer overgrowth“ (Abbildung 8 b). Das bedeutet, dass der ventrale Wirbelkörper im Verhältnis zum dorsalen Wirbelkörper übermäßig wächst, wobei meist dennoch eine physiologische Kyphosierung des Wirbelkörpers mit absolut höherem dorsalem Anteil besteht. In der Transversalebene kommt es zu intravertebraler Rotation mit einer Achsabweichung des Proc. spinosus zu einer Seite sowie mechanischer Torsion, bei der Deck- und Grundplatte gegeneinander verdreht sind. Außerdem finden sich bei der skoliotischen Wirbelsäule Veränderung der Pedikel. Die Pedikel auf der konkaven Seite der Krümmung sind länger, dünner und stehen weiter nach außen gekippt (Abbildung 8 c). (79)

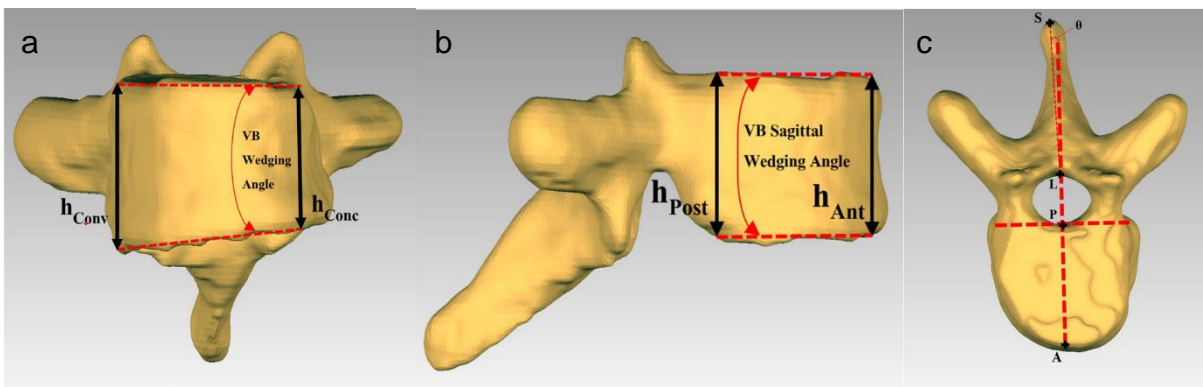


Abbildung 8: morphologische Veränderung der Wirbelkörper bei AIS
a: „coronal wedging“ in der Frontalebene; b: „relativ anterior overgrowth“ in der Sagittalebene; c: Achsabweichung des Proc. spinosus und asymmetrische Pedikel in der Transversalebene (79)

2.2.5.2 Funktionelle Aspekte der Wirbelsäule bei AIS

Die AIS zählt zu den strukturellen Skoliosen. Diese sind per Definition nicht durch äußere Einflüsse veränderbar. „Strukturell“ ist dabei definiert als die fehlende Möglichkeit, das Ausmaß der Kurve durch Bewegungen oder äußere Kräfte in einer Bending-Aufnahme (siehe Kapitel 2.2.6) unter 25° zu bringen (3). Hasler et al. (2010) beschreiben diese Definition allerdings als nicht voraussetzend, da es auch Patienten

mit „typischer“ idiopathischer Skoliose gibt, deren Krümmung auf $< 25^\circ$ korrigiert werden kann (11). Dies macht deutlich, dass auch bei Patienten mit einer „strukturellen“ Skoliose durchaus Bewegung in der Wirbelsäule stattfindet. Dies bestätigen Galvis et al. (2016) in einer Studie, bei der die Beweglichkeit einzelner Wirbelsäulenabschnitte von Patienten mit AIS mit einer Kontrollgruppe verglichen wurde und keine verringerte Beweglichkeit, im lumbalen Bereich sogar mehr Mobilität beobachtet werden konnte (12).

Detailliertere Untersuchungen der segmentalen Flexibilität ergaben im Bereich des Scheitelwirbels/Apex der Skoliose die geringste Beweglichkeit, welche sich mit zunehmenden Abstand nach kranial und kaudal erhöht (11, 81-83). Yao et al. (2017) zeigten, dass die Flexibilitätszunahme mit wachsender Entfernung asymmetrisch ist. Dabei wird die Mobilität in den unteren Segmenten (kaudal des Apex) größer als in den oberen (81). Somit ist neben den erwähnten anatomischen Unterschieden der einzelnen Wirbelkörper je nach Lokalisation in Relation zum Apex der Gesamtkrümmung auch die segmentale Beweglichkeit abhängig von der relativen Lokalisation zum Apex.

Insgesamt lässt sich erkennen, dass auch bei einer idiopathischen Skoliose das Potential für segmentale Bewegung und somit funktionelle Korrekturen der Skoliose besteht und dementsprechend auch die Möglichkeit gegeben ist, auf eine geneigte Sitzfläche zu reagieren.

Diese Reaktion könnte bei Patienten mit Skoliose anders ausfallen als bei gesunden Probanden, weil die posturale Kontrolle und somit die Fähigkeit, den Körperschwerpunkt über der Unterstützungsfläche zu halten, bei Patienten mit AIS vermindert ist (84, 85). Laut Dufvenberg et al. und Nault et al. kommt es zu größeren Schwankungen und einer asymmetrischen Lokalisation des „center of pressure“ (Punkt, auf dem der Druck auf den Boden konzentriert ist) (84) und des Körperschwerpunktes (86).

Haddas et al. wiesen bei Patienten mit degenerativer Skoliose im Vergleich zu gesunden Probanden eine erhöhte Muskelaktivität sowie eine höhere Schwankung des Körperschwerpunktes innerhalb des ökonomischen Balancebereich (cone of Economy) bei der Durchführung von Balance-Tests nach. Dabei nutzten die Patienten mit Skoliose besonders Balance-Strategien der Hüfte und ein größeres Bewegungsausmaß der Knie und Sprunggelenke. Hüft-Strategien beinhalten die Kontrolle der Schwankung durch das Becken und den Rumpf. (25)

Die Balance der Wirbelsäule im Sitz bei Patienten mit Skoliose ist noch nicht in dem gleichen Umfang wie bei Gesunden untersucht, wobei für Skoliose-Patienten aufgrund des dreidimensionalen Charakters der Skoliose Veränderungen in allen drei Ebenen von Interesse sind. Vaughn et al. (2014) zeigten, dass sich die Wirbelsäule von Patienten mit idiopathischer Skoliose im Sitz vergleichbar mit der Wirbelsäule von gesunden Probanden verhält. Es kommt ebenfalls zu einer Entkyphosierung, einer Entlordosierung und einer Aufrichtung des Beckens (87).

Einen Vergleich der Wirbelsäule bei Patienten mit Skoliose im Stand gegenüber dem Sitz tätigten Gram et al. Zunächst wird darauf hingewiesen, dass verschiedene Typen von Skoliosen (v.a. einbogig vs. zweibogig) verschieden reagieren. Den Typen gemein ist, dass sich der Winkel der Krümmung (bei doppelbogigen nur einer Krümmung) verringert. Dies geschieht durch ein „seitliches Lehnen“ zur Seite der Konvexität der Krümmung (bei doppelbogigen auf die Seite der lumbalen Konvexität). Die Autoren sehen darin einen unterbewussten Mechanismus des Körpers, die Wirbelsäule im Sitz zu begradigen. (88).

Die Gewichtsverteilung betrachtend fanden Bennet et al. (2004), dass bei Skoliose-Patienten die Gewichtsverteilung im Sitz im Vergleich zu gesunden Probanden nicht differiert. Der Sitz wird sogar als stabiler beschrieben, mit weniger Schwankung des Druckzentrums. (89) Andere Arbeiten hingegen zeigten, dass eine asymmetrische Gewichtsverteilung im Sitz bei Patienten mit Skoliose vorkommt (90, 91). Dabei liegt nach Smith et al. (1992) das Gewicht auf der konvexen Seite der Lumbalkrümmung. Zu erwähnen ist allerdings, dass bei der Mehrzahl der Patienten mit Skoliose (63 %) keine ungleiche Gewichtsverteilung vorlag. (90) Neuhous et al. zeigten (2010) bei einer kleinen Probandenzahl (n=25), dass bei Patienten mit Skoliose, die im Stand eine asymmetrische Gewichtsverteilung haben, diese sich im Sitzen verstärkt. Die Erklärung ist, dass das Becken im Sitz fixiert ist. Dadurch können keine Kompensationsmechanismen des Beckens und der unteren Extremität stattfinden. (91) Jung et al. dokumentierten 2015 einen Einfluss von Beckenschiefständen und idiopathischen Skoliosen sowohl auf die symmetrische Druckverteilung als auch auf die sagittale und frontale Balance im Sitz. Eine Kombination von Skoliose und Beckenschiefstand verstärkt diesen Einfluss. (92)

Eine Studie von Bruyneel et al. zeigte bestätigend, dass Patienten mit Skoliose im Sitz auf einer sich plötzlich in der Sagittalebene ändernden Sitzflächenneigung größere Schwierigkeiten haben, die Balance zu halten. Sie bemerkten ebenso, dass sich der Sitzdruck stärker asymmetrisch im Vergleich zu gesunden Probanden verteilt. Das

Gewicht liegt dabei den größeren Anteil der Zeit auf der gegenüberliegenden Seite zur thorakalen Konvexität. (93) Dies ist vereinbar mit den Ergebnissen, dass bei Patienten mit AIS im Stand eine verringerte posturale Balance und asymmetrische Gewichtsverteilung bestehen kann (84, 85, 94).

Generell ist festzuhalten, dass das Verhalten der Wirbelsäule im Sitz bei Patienten mit Skoliose noch nicht genügend untersucht wurde, um zu erklären, wie sich die Skoliose in ihrer Dreidimensionalität im Sitz verhält. Die meisten Arbeiten beziehen sich auf die Sitzbalance und die Gewichtsverteilung. Im Besonderen die Reaktion von skoliotischen Wirbelsäulenverkrümmungen auf Veränderungen der Sitzflächenneigung in der Frontalebene in Analogie zu induzierten Beinlängenunterschieden im Stand ist noch nicht hinreichend erforscht und vor dem Hintergrund der zunehmenden Sitzdauer (14-17) von besonderem Interesse. Nimmt man an, dass die funktionelle Reaktion der Wirbelsäule auf Beinlängenunterschiede über die Iliosakralgelenke und das Becken auf die Wirbelsäule übertragen werden, könnte eine Veränderung der Sitzflächenneigung einen direkten Effekt auf die Wirbelsäule haben. Zu rasterstereographischen Messungen im Sitzen gibt es nach dem jetzigen Stand noch keine Daten.

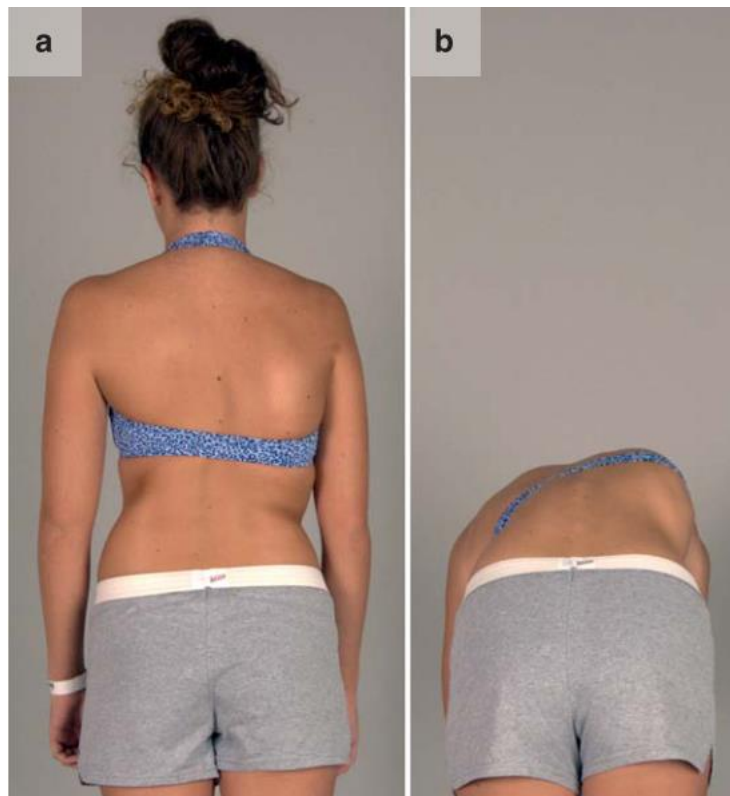
2.2.6 Diagnostik

Die Diagnostik der adoleszenten idiopathischen Skoliose basiert auf der Anamnese, der klinischen Untersuchung sowie einer radiologischen Bildgebung.

In der Anamnese wird dabei auf die bestehenden Symptome eingegangen. Die Erstmanifestation, die bisherige Progression sowie eventuelle bereits vorangegangene Behandlungen werden abgefragt. Besondere Aufmerksamkeit wird der Familienanamnese zuteil, wodurch eine Einschätzung der Progredienz erfolgen kann. Weiterhin werden Vorerkrankungen, Unfälle und Operationen erfragt. Das Alter, die Reifeentwicklung, besonders die Frage nach der Menarche sind ebenfalls Bestandteile der Anamnese. (1, 3) Die Menarche markiert dabei etwa 2/3 der rapiden Wachstumsphase der Pubertät und liegt zeitlich etwas hinter der Spitze des Wachstums (2). Nach Einsetzen der Menarche beträgt das Restwachstum noch etwa 2-2 ½ Jahre (3).

Die klinische Untersuchung umfasst in der Inspektion die Begutachtung des Schulterstandes, des Taillendreiecks, des Beckenstandes und einen eventuellen Überhang des Rumpfes zu einer Seite (3, 4). Es kann bereits eine erste Einschätzung des Krümmungstyps erfolgen. Durch den Adams-Test, bei dem der Patient sich mit

gestreckten Beinen, die Hände vor den Knien mit den Handflächen zueinander zeigend, nach vorne beugt (95), kann ein Rippenbuckel oder ein Lendenwulst leichter identifiziert werden (3, 4, 95). Diese befinden sich auf der konvexen Seite des Bogens. Auf der Seite der Konkavität entsteht ein Rippen- oder Lendental. Der Adams-Test ist ein zentraler Bestandteil der klinischen Untersuchung.



*Abbildung 9: Patientin mit Skoliose im Stand (a) und beim Adams Test (b)
a: Ansicht von dorsal mit Schulterhochstand links und asymmetrischen Taillendreieck; b: Adams Test mit deutlichem Rippenbuckel rechts (1)*

Durch die Nutzung eines Skoliometers, welches – vergleichbar mit einer Wasserwaage – entlang der Wirbelsäule über den flektierten Oberkörper geführt wird, kann die Rotation des Rumpfes erfasst werden. Bei klinisch auffälligen Rotationen $> 5^\circ$ sollte eine radiologische Abklärung erfolgen (2, 3).

Neben den Befunden in der Frontal- und Transversalebene sollte auch das sagittale Profil untersucht werden: Häufig findet sich eine Veränderung der physiologischen Kyphose der Brustwirbelsäule und der Lordose der Lendenwirbelsäule (3, 4). Die funktionelle Untersuchung zielt auf die aktive und passive Beweglichkeit der Wirbelsäule ab (3). Die Körpergröße sollte im Stand und im Sitz erhoben werden (3). Zusätzlich kann besonders bei dem Verdacht auf eine neurogene Skoliose im Sinne einer sekundären Skoliose bei beispielsweise Cerebralparesen ein orientierender

pädiatrisch-internistischer Befund (Schwerpunkt auf Lunge und Herz) und ein orientierender neurologischer Befund erhoben werden (3).

Die Sicherung der Diagnose entsteht durch das Anfertigen einer p.-a. und einer seitlichen Röntgenaufnahme. In der p.-a.-Aufnahme soll die gesamte Wirbelsäule, die Schädelbasis sowie das Becken erfasst sein (3). Dadurch kann man den Krümmungstyp, das Krümmungsausmaß (gemessen mit dem Cobb-Winkel) und die Lokalisation der Krümmung. Zur Bestimmung des Cobb-Winkels werden in der p.-a.-Aufnahme die Neutralwirbel identifiziert. An die Deckplatte des kranialen Neutralwirbels und die Grundplatte des kaudalen Neutralwirbels wird jeweils eine Tangente angelegt. Der Cobb-Winkel ist der Schnittwinkel,

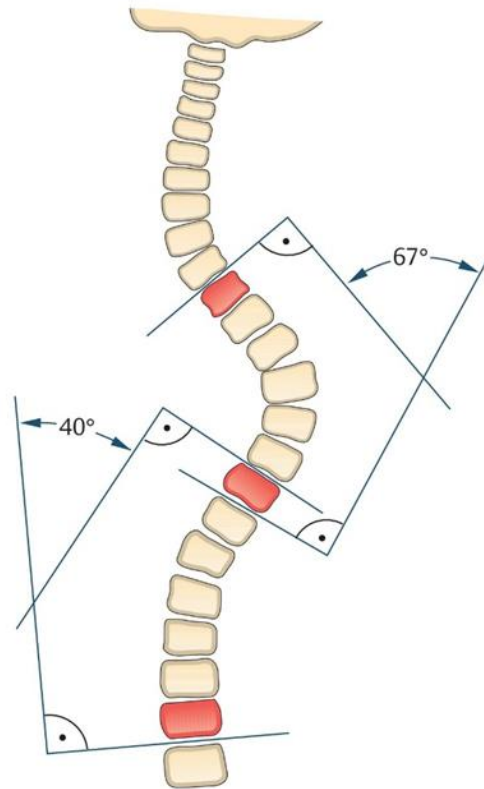


Abbildung 10: Bestimmung des Cobb-Winkels
Die Neutralwirbel sind rot markiert. Der Winkel nach Cobb entspricht dem Winkel zwischen den Senkrechten auf den Tangenten der Neutralwirbel (96)

der durch die Senkrechten auf den Tangenten gebildet wird (in Abbildung 10 ist der kraniale Cobb-Winkel 67° , der kaudale 40°). (3) Dabei ist zu beachten, dass bei manueller Bestimmung eine Messungenauigkeit von bis zu 5° besteht (97, 98). Der Cobb-Winkel ist das beschreibende Maß der Skoliose und definiert nicht nur die Skoliose, indem ein Cobb-Winkel von mindestens 10° obligat für eine Skoliose ist, sondern wird auch für Klassifikationen genutzt und fließt maßgeblich in die Prognose sowie die Therapieentscheidung mit ein (2).

Die Rotation der einzelnen Wirbelkörper ist ein weiterer Parameter, der in der p.-a.-Aufnahme bestimmt wird. Nach der Methode von Nash und Moe werden 5 Grade (Grad 0: nicht rotierter Wirbelkörper (Normalbefund); mit steigender Rotation ergibt sich ein höherer Grad)) anhand der Stellung der Pedikelaugen unterschieden (99). Die Darstellung des Beckens erlaubt Rückschlüsse auf eventuelle Beinlängendifferenzen (3). Außerdem kann anhand der Ossifikation der Beckenkammapophyse, die mit Hilfe der Risser-Stadien erfasst wird, die Skelettreife bestimmt werden. Die Stadien 0-5 beschreiben aufsteigend die Entwicklung, ab Stadium 4 ist das Wachstum der

Wirbelsäule finalisiert (100). Das Risser-Stadium ist somit prognostisch relevant für das Restwachstum des Patienten und findet Beachtung in der Therapieentscheidung (siehe Kapitel 2.2.8). Die seitliche Aufnahme dient der Erkennung der sagittalen Balance sowie der Beurteilung der Kyphose der Brustwirbelsäule und der lumbalen Lordose (3). Eine „Bending“-Aufnahme, bei der der Patient eine Lateralflexion zu beiden Seite durchführt, kann funktionelle Anteile der Skoliose wie zum Beispiel eine Gegenkrümmung aufdecken und spielt eine wichtige Rolle bei der Planung von Operationen (3).

Zu häufig durchgeführte Röntgenuntersuchungen stellen eine vergrößerte Strahlenbelastung dar. Es konnte gezeigt werden, dass Patienten mit Skoliose aufgrund der Strahlenexposition einem erhöhten Risiko, an Krebs zu erkranken, unterliegen (101-103). Daher sollten Röntgenuntersuchungen nicht beliebig oft wiederholt werden. Der zeitliche Abstand zu weiteren röntgenologischen Darstellungen wird durch den Schweregrad sowie das Alter des Patienten bestimmt.

(2) Optional kann eine Dokumentation per Foto oder auch Rasterstereographie erfolgen (3). Besonders Letzteres eignet sich gut für Verlaufskontrollen (104). Im Eine genauere Beschreibung der Rasterstereographie schließt sich im folgenden Kapitel an.

2.2.6.1 Zusätzliche Möglichkeiten der Befundung und Befunddokumentation

Aufgrund der beschriebenen Problematik der radiologischen Vermessung der Wirbelsäule bei Patienten mit Skoliose wurde bereits frühzeitig nach alternativen Möglichkeiten der Verlaufskontrolle gesucht. Drerup und Hierholzer entwickelten in den 80er Jahren ein Modell zur Oberflächenanalyse und der Körperhaltung (105). Dabei nutzten sie die rasterstereographische Methode.

Die Grundlage der Rasterstereographie liegt im physikalischen Prinzip der Photogrammetrie, welches wiederum auf der sogenannten Triangulation beruht: Die Position eines Punktes P kann mittels eines Dreiecks, bei dem eine Seite (B) sowie zwei Winkel (α_1 und α_2) bekannt sind, berechnet werden (vgl. Abbildung 11). Bei der Photogrammetrie erfassen zwei Kameras die Winkel des einfallenden Lichtes und

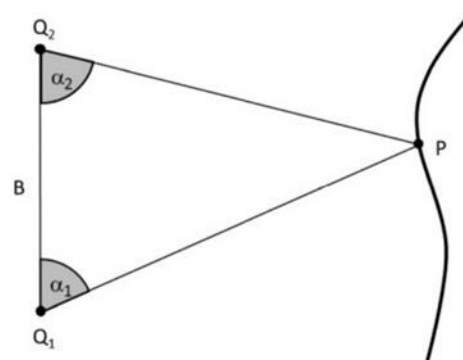


Abbildung 11: Prinzip der Triangulation
Durch eine bekannte Strecke B kann durch Bestimmung der beiden Winkel α_1 und α_2 der Punkt P lokalisiert werden. (106)

erzeugen somit die zwei nötigen Winkel. Die Kameras werden an den Punkten Q1 und Q2 positioniert und bilden die sogenannte Stereobasis. Durch einen definierten Abstand der Kameras wird damit auch die benötigte Seite B festgelegt. Durch dieses Prinzip kann aus zwei Bildern eine exakte dreidimensionale Bestimmung eines oder vieler Punkte relativ zu der Stereobasis bestimmt werden. (106)

Bei der Rasterstereographie ersetzt ein Projektor, der ein Lichtraster auf die zu vermessende Oberfläche wirft, eine der beiden Kameras (31, 106). Die Firma DIERS entwickelte auf der Grundlage der Rasterstereographie ein leistungsfähiges Vermessungssystem (108). Der Aufbau

des DIERS formetric III 4D average Systems ist in Abbildung 12 dargestellt. Das Lichtraster, im Falle des DIERS formetric III 4D average aus parallelen Linien bestehend, wird durch die Topographie der Oberfläche (dem Rücken des Patienten) verzerrt. Durch das Lichtraster entstehen sehr viele Messpunkte (bei einem durchschnittlichen Rücken ca. 25 000), die für die einfachere Analyse durch Interpolation auf etwa 8000 reduziert werden (106). Zusätzlich erfasst das DIERS formetric III 4D average System nicht nur ein Bild, sondern erzeugt innerhalb einer 6 Sekunden dauernden



Abbildung 12: Aufbau des formetric 4D average Messgerätes
Lichtrasterprojektor, Kamera und Computer Einheit (mit freundlicher Genehmigung DIERS International GmbH) (107)

Aufnahme einer Serie von 12 Bildern (Frequenz 2 frames per second (fps)) und schafft durch Einbezug der Zeit eine vier-dimensionale (4D) Betrachtung (107). Für jedes Bild dieser Serie werden verschiedene Oberflächencharakteristika vermessen. Ausgewählt und für die folgende Analyse genutzt wird das Bild, welches am nächsten am Mittelwert der Oberflächencharakteristika ist. Dadurch können kleinere Bewegungen (z. B. zur posturalen Kontrolle oder durch Atmungsbewegung) ausgeglichen werden. (109) Dieses letztendlich gewählte Bild des „deformierten Rasters“ (110) wird computergestützt analysiert. Basierend auf der Photogrammetrie kann nun ein dreidimensionales Bild der Rückenoberfläche erzeugt werden, vergleichbar mit einem „virtuellen Gipsabdruck“ (31) des Rückens. Zunächst lässt sich anhand dieses

„Abdruckes“ die Form des Rückens erkennen: konkave, konvexe oder sattelförmige Anteile der Fläche sind darstellbar, die sich unterschiedlich, aber charakteristisch zu den darunter liegenden anatomischen Strukturen verhalten (31). Das DIERS formetric III 4D average nutzt dies und kann anatomische Fixpunkte automatisch detektieren. Folgende fallen darunter: die Lumbalgrübchen rechts und links (dimple right (DR), dimple left (DL)), die Vertebra prominens (VP; entspricht meist dem Proc. spinosus von HWK 7, manchmal auch von HWK 6 oder Brustwirbelkörper 1) und der Sakrumpunkt (entspricht dem kranialen Beginn der Rima ani) (31, 107, 111). Die Lumbalgrübchen stimmen dabei nicht exakt mit der Lage der Spinae iliacae posteriores superiores überein, sondern liegen etwa 5-10 mm cranial und lateral der knöchernen Äquivalente, wobei dennoch eine enge Beziehung vorliegt, was die Nutzung zur Bestimmung von Beckenständen ermöglicht (106). Drerup et al. konnten zeigen, dass die automatisch ermittelten Fixpunkte mit einer hohen Genauigkeit mit einer Abweichung von 1 mm im Vergleich zu radiologischer Kontrolle erfasst werden (111, 112). Daten zur Genauigkeit dieser automatischen Erkennung der Fixpunkte im Sitzen liegen nicht vor.

Durch Verbindungen der Fixpunkte lassen sich zusätzliche Punkte wie beispielsweise der Mittelpunkt zwischen den Lumbalgrübchen (dimple-middle (DM); entspricht der Mitte der Verbindungslinie zwischen DR und DL) berechnen. Zusätzlich wird eine Symmetrielinie gebildet. Sie entspricht nahezu einer virtuellen Achse durch die Procc. spinosi der Wirbelkörper (112).

Ergänzend wird die Oberflächenrotation mittels einer Flächennormalen – einer Senkrechten auf die Oberfläche – erfasst. Unter der Annahme, dass die Flächennormalen, die auf der Symmetrielinie gebildet werden, der Rotation der Wirbelkörper entsprechen, lässt sich aus der Oberflächenrotation auf die Rotation der Wirbelkörper schließen (vgl. Abbildung 13) (112).

Für eine dreidimensionale Darstellung der Wirbelsäule, die für die Erfassung der skoliotischen Deformität von großer Bedeutung ist, werden die gemessenen bzw. errechneten Parameter der Symmetrielinie, die Oberflächennormalen auf die

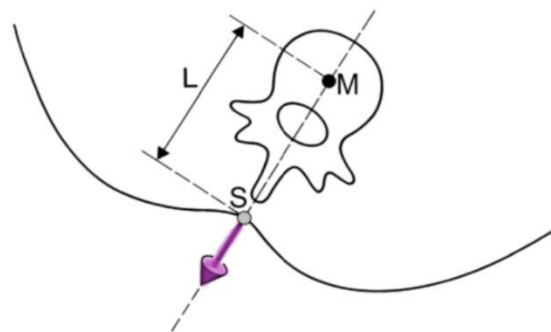


Abbildung 13: Flächennormale und Berechnung des Wirbelkörpermittelpunktes
Auf Basis der Flächennormalen (lila) auf dem Oberflächenpunkt S kann mittels einer anatomisch gemittelten Länge des Wirbelkörpers L der Wirbelkörpermittelpunkt M bestimmt werden. (106)

Symmetrielinie sowie anatomische Normwerte der Maße von Wirbelkörpern verwendet, um zunächst eine Achse durch die Wirbelkörpermitten (spinal line) zu legen. Diese spinal line ermöglicht eine Darstellung der seitlichen Abweichung (laterale Deviation (lateral deviation)), sowie der Parameter Kyphose- und Lordosewinkel in der Sagittalebene. Somit kann man Informationen über die Verwindung der Wirbelsäule in allen drei Ebenen des Raumes erhalten. Zusätzlich wird ein digitales dreidimensionales (3-D) Modell der Wirbelsäule erzeugt (vgl. Abbildung 14) (31, 106). Anhand der Linien und der 3-D-Berechnung lassen sich multiplanare Achsabweichungen der Wirbelsäule oder Beckenschiefstände sehr gut zeigen (107, 113).

Die rasterstereographische Erfassung kann die Aspekte des dreidimensionalen Charakters der Verbiegung der Wirbelsäule bei Skoliose erfassen, wohingegen in einem zwei-dimensionalen Röntgenbild nur eine eingeschränkte Aussage über die Asymmetrien in den verschiedenen Ebenen möglich ist (105).

Das DIERS formetric III 4D average System berechnet auch einen Skoliosewinkel, der wie der Cobb-Winkel durch die sich schneidenden Tangenten auf der Grund- und Deckplatte der am stärksten in der Frontalebene gekippten Wirbelkörper entsteht. Bei dem formetric-Skoliosewinkel wird im Gegensatz zum Cobb-Winkel dabei die Deckplatte des kaudalen und die Grundplatte des kranialen Wirbels genutzt (vgl. Abbildung 14) (107, 114).

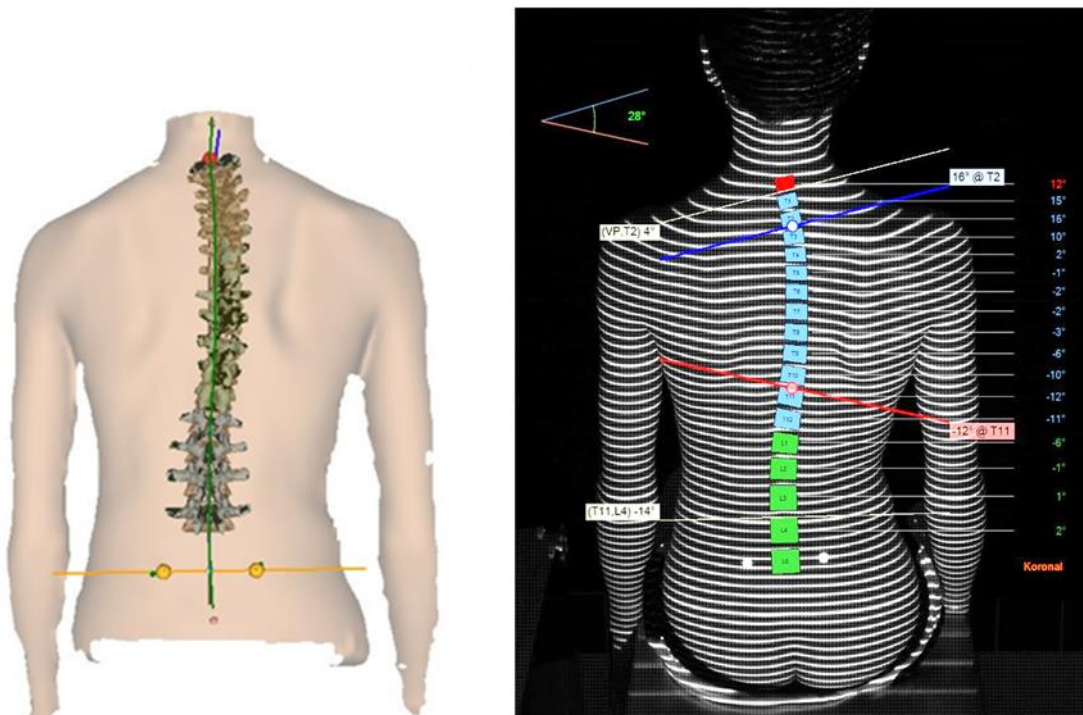


Abbildung 14: 3-D-Modell und Skoliosewinkel
 Links: Darstellung eines 3-D-Modells einer skoliotischen Wirbelsäule mittels DIERS/DICAM.
 Rechts: automatisch generierter formetric-Skoliosewinkel

Die rasterstereographische Messmethode ist keine Technik, die die Wirbelsäule in ihrer exakten knöchernen Struktur wiedergibt. Dies berücksichtigend ergibt sich die Frage nach der Genauigkeit der Messungen und der errechneten Werte. Die angegebene Validität und Reliabilität für das DIERS formetric System variieren in der Literatur: Eine Studie von Drerup et al. 1994 zeigte eine gute Genauigkeit im Vergleich zu Röntgenbildern. Bei 113 Probanden (mit 478 Röntgenbildern und 478 rasterstereographischen Aufnahmen) mit einer Skoliose von $< 52^\circ$ Cobb-Winkel unterschied sich die mittlere quadratische (root mean square: RMS) Abweichung bei der Rotation um $4,6^\circ$, bei der spinal midline um 3,1 mm (112). Liljenqvist et al. hingegen beobachteten höhere Werte, die Rotation divergierte um $7,9^\circ$, der Cobb-Winkel im Vergleich zum rasterstereographisch gemessenen Skoliosewinkel um $7-8^\circ$. Hackenberg et al. fanden 2002 in einer Studie mit 25 Skoliose-Patienten mit einem Cobb-Winkel $> 50^\circ$ eine Differenz der RMS-Werte von 5,8 mm (laterale Deviation) bzw. $4,4^\circ$ (Rotation) (115). Schulte et al. bescheinigen der Rasterstereographie (formetric) eine gute Eignung für die Langzeitbeobachtung bei Skoliosen. Die Differenz der RMS-Werte im Vergleich zu Röntgenaufnahmen lag in der Studie von Schulte et al. für die Rotation bei $2,5^\circ$, für die laterale Deviation bei 3,2 mm mit einer Korrelation von $R^2 = 0,5$ respektive 0,7. (104) Ein weiterer Vergleich der beiden Methoden (Röntgen und Rasterstereographie) zeigt eine gute Korrelation ($r = 0,52$; $p < 0,0001$) für die vertebrale Rotation. Die absoluten Werte differierten jedoch signifikant mit niedrigen Werten bei der Rasterstereographie. (116)

Frerich et al. fanden 2012 ebenfalls eine hohe und signifikante Korrelation des lumbalen und thorakalen Skoliosewinkels beim Vergleich der Röntgenaufnahmen gegenüber den rasterstereographischen Aufnahmen ($r > 0,7$; $p < 0,0001$) bei 64 Patienten mit Skoliosewinkeln von $10-50^\circ$. Der rasterstereographische Skoliose-Winkel wurde dabei niedriger gemessen als der radiologische. Die Autoren gehen ebenfalls von einer verlässlichen Nutzung der Rasterstereographie bei der Überwachung von Skoliosen aus. (117) Eine große Multicenter-Studie ($n = 193$) von Knott et al. aus dem Jahr 2016 zeigte für die Parameter thorakaler und lumbaler Skoliosewinkel und pelvic obliquity (Beckenschiefstand) Differenzen der absoluten Werte von $\pm 5,8^\circ$; $\pm 8,8^\circ$ und $\pm 2,3^\circ$. Damit war die Differenz größer als der Messfehler beim Röntgen. Es fand sich aber eine hohe Korrelation für den thorakalen und lumbalen Skoliosewinkel (Korrelation: $r = 0,73$; $r = 0,492$). Es wird darauf hingewiesen, dass die Unterschiede dadurch zu erklären sind, dass die Rasterstereographie eine dreidimensionale Methode (gegenüber der zwei-Dimensionalität der

Röntgenaufnahme) darstellt und somit ähnliche, aber nicht identische Parameter gemessen werden. (118) Tabard-Fougere et al. hingegen attestieren der Rasterstereographie eine sehr gute Validität und Reliabilität bei Patienten mit Skoliose ohne signifikanten Unterschied zwischen Cobb-Winkel und dem rasterstereographischen Skoliosewinkel ($16,6^\circ$ vs. 16° ; $p = 0,6$). Die mittlere Differenz lag bei $5,4^\circ$, was in etwa der Intrarater-Variabilität beim Röntgen entspricht. Die Korrelation war hoch ($r = 0,7$; $p < 0,01$). (119) Gegenätzlich dazu fanden Bassani et al. 2019 einen signifikant geringeren Winkel (15° Rasterstereographie vs. 33° radiologischer Cobb-Winkel; mittlere Differenz 18° , $n = 192$). Bei einer Korrelation von $0,55$ sei die Rasterstereographie in der Diagnostik ungeeignet und für Progressionskontrollen schlecht nutzbar. Bei etwa 67% zeigte sich trotzdem eine vergleichbare Progression im Röntgenbild und der rasterstereographischen Aufnahme. (120) In einem Review, welches 12 Studien umfasst, betonen Mohokun et al. die Problematiken, die sich beim Vergleich von Studien zur Validität von rasterstereographischen Messungen bei Patienten mit Skoliose ergeben: Neben der Untersuchung verschiedener Parameter kommen verschiedene statistische Methoden zu Anwendung. Dennoch eignet sich aus der Sicht der Autoren die Methode der Rasterstereographie zur strahlenfreien Kontrolle der Progression von Skoliosen. (121) Eine Meta-Analyse über die Validität sowie die Reliabilität von Krott et al. (19 Studien inkludiert) bestätigt die Problematik, dass in vielen Studien statistische Daten fehlen und somit nur eine vergleichsweise geringe Anzahl von Studien in eine Meta-Analyse einfließen können. Nichtsdestotrotz ist die Validität für die Parameter Skoliosewinkel (3 Studien; Korrelation $r = 0,82$; 95% CI $[0,61, 0,92]$), thorakaler Kyphosewinkel (7 Studien; Korrelation $r = 0,75$; 95% CI $[0,64, 0,83]$) und lumbaler Lordosewinkel (7 Studien; Korrelation $r = 0,71$; 95% CI $[0,57, 0,82]$) hoch. Der Parameter pelvic obliquity (3 Studien; Korrelation $r = 0,27$, 95% CI $[0,04, 0,48]$) zeigt eine schlechtere Genauigkeit. (122)

Die Reliabilität war ebenfalls mehrfach Gegenstand von Studien. Mohokun et al. (2010) untersuchten die Parameter für die Sagittalebene (Kyphose und Lordose Parameter) sowie Trunk inclination und trunk lenght und fanden eine sehr hohe Intertester (Chronbachs alpha $> 0,9$) sowie Intratester Reliabilität (Chronbachs alpha $0,82-0,992$) (123). Ein ähnlich hoher Reliabilitäts-Koeffizient wurde in der Studie von Frerich et al. (2012) nachgewiesen (Chronbachs alpha $\cong 0,996$) (117). Weitere Studien nennen Inter-class-correlations von ICC = $0,918-0,988$ (124), ICC = $0,855-0,944$ (118), ICC $> 0,8$ (125), ICC = $0,857-0,946$ (126) für die Inter- und Intratester

Reliabilität. Eine hohe Reproduzierbarkeit der Ergebnisse bei wiederholten Messungen werden von Knott et al. 2010 (n=12) (127), und Frerich et al. 2012 (n = 14; Standard deviation (SD) der Parameter pelvic tilt 2,2°; Rotation 2,4°; laterale Deviation 2,3 mm; Skoliosewinkel 3,4°) (117) beschrieben. Die relativen Werte differieren dabei nach einer Studie von Schröder et al. für die Rotation RMS und die laterale Deviation RMS zwischen 14 % und 21 % (126).

Die Meta-Analyse von Krott et al. 2020 bestätigt die hohe Reliabilität für die Parameter Skoliosewinkel (4 Studien; Reliabilität: $p < 0,001$; Korrelation: $r = 0,96$; 95 % CI [0.79, 0.99]), pelvic obliquity (4 Studien; Reliabilität: $p < 0,001$; Korrelation: $r = 0,98$; 95 % CI [0.82, 0.99]) sowie für weitere Parameter (trunk length, trunk inclination, thoracic kyphosis angle, lumbar lordosis angle) (122).

Die Daten zur Reliabilität und Validität beachtend kann man davon ausgehen, dass die Methode der Rasterstereographie im Stand eine zuverlässige und genaue Methode ist, um Deformitäten der Wirbelsäule zu erkennen. Die Mehrzahl der Autoren ist sich einig, dass die Rasterstereographie das Röntgenbild in der Diagnostik nicht ersetzen kann. Allerdings können Veränderungen der Wirbelsäule im Sinne einer Progression mit Hilfe dieser Technik verlässlich aufgezeigt werden (104, 108, 118, 128).

Vor dem Hintergrund der erhöhten Strahlenbelastung durch wiederholte Röntgenmessungen bei Patienten mit Skoliose und dem damit erhöhten Risiko für Krebs (101, 103) ist diese Methode daher eine wertvolle Ergänzung (108) und besonders für Fragestellung wie in dieser Studie sehr gut geeignet.

2.2.7 Klassifikation

Für die idiopathische Skoliose existieren viele Klassifikationssysteme. SOSORT Guidelines von 2016 (2) beziehen sich auf die konservative Therapie der Skoliose im Wachstum. Darin werden folgende Klassifikationen als sinnvoll beschrieben:

- Einteilung nach Alter
- Einteilung nach Schweregrad (Winkel nach Cobb)
- Einteilung nach Topographie der Krümmung.

Bei der Einteilung nach dem Alter werden die infantile, die juvenile und die adoleszente Skoliose unterschieden (1-4, 56, 129, 130). In der Literatur finden sich verschiedene Altersangaben (2-4, 129, 130). Da der Zeitpunkt der Erstmanifestation häufig schwer zu definieren ist (129), wird in den SOSORT Guidelines die Klassifikation nach James genutzt. Diese setzt den Diagnosezeitpunkt als Maß. Die Gruppen sind folgendermaßen definiert (vgl. Tabelle 1):

- Infantile Skoliose: 0-2 Jahre
- Juvenile Skoliose: 3-9 Jahre
- Adoleszente Skoliose: 10-17 Jahre
- Adulte Skoliose: > 18 Jahre

Andere Einteilungen variieren besonders bei der Unterscheidung zwischen infantiler und juveniler Skoliose. Zusätzlich wird die adoleszente Skoliose teilweise bis zum Ende des Wachstums definiert (3, 4, 129).

Die Einteilung nach dem Winkelausmaß bezieht sich auf den radiologisch gemessenen Cobb-Winkel. Anhand des Winkels kann die Skoliose in Schweregrade eingeteilt werden (vgl. Tabelle 1).

Die Einteilung der Skoliose nach Topographie berücksichtigt die Lokalisation der Hauptkrümmung der Skoliose. Nach Ponseti werden 5 Skoliosetypen beschrieben: die thorakale, die thorako-lumbale, die lumbale, die kombiniert thorakal/lumbale (zwei Hauptkrümmungen) und die cervico-thorakale Skoliose (131). Diese Klassifikation wird im klinischen Alltag häufig genutzt, sowohl in der konservativen als auch in der operativen Versorgung der Skoliose. In den SOSORT-Leitlinien wurde diese Klassifikation leicht modifiziert. Für jede Krümmung wird die Höhe des Apex' definiert (vgl. Tabelle 1).

Tabelle 1: Klassifikationen der Skoliose; modifiziert nach SOSORT Leitlinien

(2)

Alter		Schweregrad		Topographie	
	Diagnosealter		Cobb-Winkel		Apex
infantil	0-2	leicht	≤ 20°	cervico-thorakal	C7-T1
juvenil	3-9	moderat	21 - 35°	thorakal	T1/2- T11/12
adoleszent	10-17	moderat - schwer	36 - 40°	thorako-lumbal	T12-L1
adult	> 18	schwer	41 - 50°	lumbal	L2-L4
		schwer bis sehr schwer	51 - 55°	kombiniert thorakal/lumbal (s-Form)	
		sehr schwer	≥ 56 °		

In der Asklepios-Katharina-Schroth Klinik wird analog dazu folgende Erweiterung der Klassifikation nach Topographie angewandt:

thorakal: Der Scheitel der Hauptkrümmung liegt im thorakalen Bereich (T1-T11) und die Krümmung ist $> 10^\circ$ größer als eine eventuell vorhandene Gegenkrümmung.

thorako-lumbal: Der Scheitel der Hauptkrümmung liegt im thorako-lumbalen Bereich (T12-L1) und die Krümmung ist $> 10^\circ$ größer als eine eventuell vorhandene Gegenkrümmung.

lumbal: Der Scheitel der Hauptkrümmung liegt im lumbalen Bereich (L2-L4) und die Krümmung ist $> 10^\circ$ größer als eine eventuell vorhandene Gegenkrümmung.

kombiniert (s-Form): Es finden sich zwei Krümmungen, die eine Differenz $\leq 10^\circ$ aufweisen. Die Scheitel können thorakal, thorako-lumbal oder lumbal liegen.

Eine weitere Einteilung ist die in der akademischen Literatur häufig genutzte Lenke-Klassifikation (132). Sie löste 2001 die King-Klassifikation weitestgehend ab und unterteilt die Skoliose in 6 Typen (3). Besonders in der Planung der operativen Therapie spielt die Klassifikation nach Lenke eine wichtige Rolle. Da sich die vorliegende Promotionsarbeit mit dem Einfluss von Sitzkeilen auf die Skoliose von nicht operierten Patienten beschäftigt und somit im konservativen Behandlungsbereich der Skoliosen anzusiedeln ist, wird hier auf eine genauere Erläuterung der Lenke-Klassifikation verzichtet. Sie ist in der konservativen Therapie bei milden Skoliosen nur begrenzt einsetzbar (2).

2.2.8 Therapie

Die Therapie der Skoliose ist von vielen Faktoren abhängig. Neben der Art und der Ausprägung der Skoliose in Form des Cobb-Winkels spielen das Alter, die Skelettentwicklung, das damit verbundene Restwachstum und die Progredienz eine Rolle (3). Berücksichtigt man dies, wird deutlich, dass die Therapie der Skoliose individuell angepasst sein muss. Die SOSORT Guidelines geben hierfür einen Rahmen, durch den sowohl eine Unterversorgung als auch eine Überversorgung vermieden werden soll (vgl. Tabelle 2) (2).

Die beiden Säulen der Skoliosetherapie sind die konservative und die operative Behandlung. Als Grenze, ab der eine operative Korrektur der Achsabweichung aufgrund von vermutlich starker Progredienz indiziert ist, liegt bei einem Cobb-Winkel von $> 45^\circ$ thorakal oder $> 30^\circ$ lumbal (3). Skoliosen die milder ausgeprägt sind, sollten konservativ behandelt werden.

In der konservativen Versorgung werden nach den Leitlinien die Ziele grob in zwei Gruppen unterteilt: morphologische und funktionelle Behandlungsziele. Funktionelle Behandlungsziele umfassen den Erhalt oder die Verbesserung von eingeschränkten

Funktionen (z. B. Schmerz, Respiration) (2). Unter den morphologischen Aspekt fällt besonders die Ästhetik, die für den Patienten sehr bedeutend sein kann (3). Nicht zu vernachlässigen sind die Ziele der Therapie, die sowohl durch morphologische als auch funktionelle Aspekte beeinflusst werden: die Lebensqualität, das psychosoziale Wohlbefinden oder das durch die Skoliose verursachte Behinderungslevel. Diese Ziele werden in der Leitlinie vorrangig genannt. Somit können als Basisziele folgende genannt werden (2):

- Verhinderung der Progression oder sogar Reduzierung der Skoliose
- Verhinderung und Therapie von Respirationseinschränkung aufgrund von starken Thoraxdeformitäten
- Verhinderung und Therapie von spinalen Schmerzen
- Verbesserung der Ästhetik durch Haltungskorrektur

Zu Beginn der Behandlung sollten Minimal-, Primär- und Sekundärziele gemeinsam mit dem Patienten vereinbart werden (2).

Die Art der Therapie richtet sich dabei nach dem Ausmaß der Skoliose. Mögliche Therapieformen sind Verlaufskontrollen in regelmäßigen Abständen, skoliose-spezifische Physiotherapie (auch als Rehabilitationsaufenthalt), Korsette (Braces) oder Gipsverbände (Casts) (3).

Verlaufskontrollen beinhalten eine klinische Untersuchung und sind bei Skoliosen mit Cobb-Winkeln $< 20^\circ$ indiziert. Der Abstand zwischen den einzelnen Kontrollen variiert je nach Skelettreife und reicht von vierteljährlichen bis zu jährlichen Kontrollen (2).

Skoliose-spezifische Übungen (physiotherapeutic scoliosis specific exercises: PSSE) stellen einen weiteren Baustein der konservativen Therapie niedriggradiger Skoliosen dar. Bei höhergradigen Skoliosen werden PSSE additiv zu anderen Therapieformen eingesetzt. In den SOSORT-Leitlinien wird dem Nutzen der PSSE eine Level 1 Evidenz (mehrere randomisierte kontrollierte Studien oder systematische Reviews) attestiert. Die Studienbasis für diese hohe Evidenz wird dabei in letzter Zeit immer deutlicher. PSSE haben als primäre, alleinstehende Therapie, um eine Progression und Bracing zu verhindern, einen Empfehlungsgrad C (weniger wichtig, es kann auf freiwilliger Basis angewandt werden). Für die Kombination mit einer Korsettbehandlung besteht der Empfehlungsgrad B (wichtig, muss aber nicht bei allen Patienten, bei denen es indiziert wäre, angewandt werden). Der stärkste Empfehlungsgrad A würde ein „Muss“ für die entsprechenden Patienten bedeuten (2). Die dreidimensionale Therapie nach Schroth ist in Deutschland und Europa eine etablierte Form der Skoliose-spezifischen krankengymnastischen Behandlung (133).

Trotz einer bisher geringen Anzahl an hochgradig-qualitativen Studien bezüglich des Effekts der Schroth-Therapie lässt sich wohl von einem positiven Einfluss im Vergleich zu anderen konservativen Methoden ausgehen (134-136). Diese positive Wirkung bezieht sich nicht nur auf die Skoliose selbst im Sinne einer Verringerung oder einer verlangsamten Progression des Cobb-Winkels (134, 137). Die Patienten erfahren auch eine Verbesserung der Lebensqualität (134, 136) sowie eine subjektiv positive Veränderung ihres Rückens durch die Übungen (138). Auch eine zur Korsetttherapie additiv durchgeführte Behandlung nach Schroth führt zu besseren Ergebnissen als eine Korsetttherapie allein (139). Der Erfolg der Therapie wird dabei entscheidend beeinflusst durch die Intensität, Frequenz und Dauer sowie die Art der Kontrolle, Therapie und Schwere der Skoliose (134, 135, 137).

Bei Skoliosen mit einem Cobb-Winkel von 20-45° thorakal oder 15-30° lumbal (3), bei denen sich die Patienten noch in der Wachstumsphase (Festlegung anhand des Risser-Stadiums) befinden, ist eine Therapie mit einem Korsett zusätzlich zu einer Skoliose-spezifischen Physiotherapie angezeigt. Das Ziel hierbei ist, durch die äußere Anlage die Wirbelsäule in ihrem Wachstum zu steuern und somit den Achsabweichungen entgegenzuwirken. Die Korrektur geschieht durch Druck und freie Räume („Expansionsräumen“) in den Korsetten (3). Analog zur Physiotherapie wird hierbei versucht, die Progression einzudämmen, eine eventuelle Operation zu verhindern oder sogar die Ausprägung zu verringern. Wichtige Faktoren für die erfolgreiche Therapie mittels eines Korsetts sind eine bestmögliche Anpassung des Korsetts (bestimmt durch die tatsächliche Korrektur im Korsett), aber auch eine gute Compliance des Patienten und einer damit verbundenen langen Tragedauer pro Tag (je nach Schweregrad zwischen 12 und 24 Stunden) (2, 3). Die Angaben zu der Größe des Effektes durch das Bracing variieren in der Literatur, Negrini et al. fassen in einem Review zusammen, dass die Progression der Krümmung erfolgreich verhindert werden kann. Als Erfolg wird dabei die Verhinderung der Progression auf < 50° definiert. Allerdings wird die Qualität der Evidenz als moderat bis sehr gering beschrieben. Grund hierfür sind die geringe Anzahl an randomisierten kontrollierten Studien und die geringe Teilnehmerzahl bei den Studien. Ursächlich wird hier die fehlende Bereitschaft der Eltern, ihr Kind in einer Kontrollgruppe behandeln zu lassen, vermutet. Die Autoren merken an, dass zukünftige Studien einen Einfluss auf die Aussagekraft bezüglich des Effektes der Korsetttherapie haben werden. (140) In den Leitlinien wird die Korsettversorgung mit einem Empfehlungsgrad B bei einem Evidenzlevel 1 (s. o.) bei allerdings „hoher Variabilität des Effektes“ empfohlen (2).

Es existiert eine Vielzahl verschiedener Modelle, wobei es keine Evidenz für den favorisierten Einsatz eines bestimmten Korsetts gibt (3).

In Tabelle 2 sind die Therapieoptionen für die adoleszente idiopathische Skoliose nach den aktuellen SOSORT Guidelines dargestellt. Zu erkennen ist eine minimale und eine maximale (anhand der Invasivität, als auch der Effektivität eingeteilt) Versorgung, die alle dazwischenliegenden Therapiemöglichkeiten als Alternative sowie Kombinationen (z. B. PSSE additiv zu Bracing) ermöglicht (2).

Tabelle 2: Behandlungs-Schema nach SOSORT Leitlinien 2018 (2)

Risser Stadium	leicht		moderat		schwer	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
0	Obs6	SSB	HTRB	FTRB	TTRB	Su
1	Obs6	SSB	PSSE	FTRB	FTRB	Su
2	Obs6	SSB	PSSE	FTRB	FTRB	Su
3	Obs6	SSB	PSSE	FTRB	FTRB	Su
4	Obs12	SIR	PSSE	FTRB	FTRB	Su

Abkürzungen, sortiert von minimaler nach maximaler Intervention: Obs6/12: observation after 6/12 months, PSSE: physiotherapeutic scoliosis-specific exercises, SIR: special inpatient rehabilitation, SSB: scoliosis soft braces, HTRB: half time rigid bracing, FTRB: full time rigid bracing, Su: Surgery

Die Indikation für eine Operation, die eine weitere Progredienz und somit Folgeschäden verhindern soll, richtet sich nach mehreren Aspekten des Patienten: die Krümmungsausprägung, die abzusehende Progredienz sowie das weitere Wachstum und das Ergebnis des Versuchs der konservativen Therapie. All diese Indikatoren spielen bei der Entscheidung eine Rolle. Bei der adoleszenten idiopathischen Skoliose ist die operative Versorgung ab einem Cobb-Winkel von $> 45^\circ$, sowie einem fortgeschrittenen Skelettwachstum oder Progredienz bei Versagen der konservativen Therapiemöglichkeiten angezeigt (3). Da für diese Studie die chirurgische Therapie der Skoliose nicht relevant ist, sondern der Fokus vielmehr auf Patienten mit einer konservativen Versorgung liegt, soll an dieser Stelle auf nähere Erläuterungen der Operationstechniken, deren Outcomes und Komplikationen verzichtet werden.

2.2.9 Prognose

Die Prognose der idiopathischen Skoliosen ist von vielen Faktoren abhängig. Während die infantile idiopathische Skoliose häufig eine Remission zeigt (1), sind juvenile

idiopathische Skoliosen mit einer starken Progredienz verbunden. Dies liegt an dem noch starken restlichen Wachstumspotential. Die bestimmenden Faktoren für die Progression von adoleszenten idiopathischen Skoliosen sind die Ausprägung und die Lokalisation der Krümmung, das Alter bzw. die Skelettreife zum Diagnosezeitpunkt und das Geschlecht des Patienten (141-144). Die Skelettreife und somit das Restwachstumspotential wird anhand verschiedener Surrogatparameter wie dem Risser-Zeichen oder dem Zeitpunkt der Menarche erfasst (141, 144). Bunnell resümiert, die demographischen und entwicklungsphysiologischen Prognosefaktoren betonend, dass Patienten, die zum Diagnosezeitpunkt unter 12 Jahre alt sind, ein dreifach höheres Progressionsrisiko haben (141). Im Wachstumsschub der Pubertät ist das Risiko des Progresses insgesamt am höchsten. Nach der Menarche (weibliche Patienten) oder für Patienten mit Risser > 2 sinkt es um zwei Drittel. Das weibliche Geschlecht hat eine schlechtere Prognose mit 3-10-fach erhöhtem Progressionsrisiko. Thorakale und doppel-bogige Skoliosen sind am häufigsten betroffen. Mit zunehmendem Schweregrad ist auch häufiger eine Verschlechterung der Krümmung zu beobachten (20 % bei 20° nach Cobb, 60 % bei 30° nach Cobb, 90 % bei 50° nach Cobb). (143) Diese Zahlen verringern sich mit Zunahme des Alters, sodass am Ende der Pubertät nur noch 2 % (10° Cobb-Winkel), 20 % (20° Cobb-Winkel) und 30 % (30° Cobb- Winkel) von einer Verschlechterung des Befundes betroffen sind. (2, 141, 143) Allgemein kann für die AIS festgehalten werden, dass je jünger der Patient und je stärker die Skoliose bei Diagnosestellung ist, desto höher ist das Risiko für eine Progression der Deformität.

Tabelle 3 zeigt das Progressionsrisiko der Skoliose in Abhängigkeit vom Cobb-Winkel und dem Restwachstum (Risser-Stadium).

Genetische Assessments und Progressions-Scores werden als prognostische Instrumente diskutiert. Genaue Aussagen über die Präzision können aktuell noch nicht getätigt werden. (2)

Tabelle 3: Progressionsrisiko der Skoliose (145)

Cobb-Winkel	Wachstumspotential (Risser-Stadium)	Risiko
10-19°	limitiert (Risser 2-4)	niedrig
10-19°	hoch (Risser 0-1)	moderat
20-29°	limitiert (Risser 2-4)	niedrig/moderat
20-29°	hoch (Risser 0-1)	hoch
>29°	limitiert (Risser 2-4)	hoch
>29°	hoch (Risser 0-1)	sehr hoch

niedriges Risiko: 5-15%, moderates Risiko: 15-40%, hohes Risiko: 40-70%; sehr hohes Risiko 70-90%

2.3 Ziele und Hypothesen des Forschungsvorhabens

Die primäre Zielsetzung dieser Studie war herauszufinden, auf welcher Seite die Erhöhung eines lateralen Sitzkeiles liegen muss, um bei Patienten mit AIS eine größtmögliche Korrektur der skoliotischen Achsabweichung zu erreichen. Es sollte untersucht werden, ob sich der „optimale“ Keil auf der ipsilateralen oder kontralateralen Seite der Konvexität des lumbalen oder thorako-lumbalen Bogens befindet. Der „optimale“ Keil ist der Keil, der den kleinsten Skoliosewinkel bzw. die geringste laterale Deviation RMS generiert. Diese verwendeten Parameter der Rasterstereographie sind in Kapitel 3.9 näher erläutert.

Es ergab sich die folgende primäre Hypothese:

Die Erhöhung des optimal korrigierenden Keils liegt auf der ipsilateralen Seite der thorako-lumbalen bzw. lumbalen Konvexität.

Ein sekundäres Ziel war es zu ermitteln, ob der die Skoliose optimal korrigierende Neigungsgrad abhängig vom Skoliosetyp und dem Schweregrad ist und wie stark die Veränderung des rasterstereographischen Skoliosewinkels und der lateralen Deviation RMS bei den unterschiedlichen Schweregraden sowie Skoliosetypen ist. Hierfür kamen Keile mit verschiedenen Neigungswinkeln zum Einsatz.

Weiterhin sollte untersucht werden, ob ein Keil mit einer stärkeren Neigung auch zu einer stärkeren Korrektur führt und ob dies für alle Skoliosetypen und Schweregrade gilt.

Zusätzlich zu den objektiven Parametern der Rasterstereographie wurde das subjektive Sitzgefühl anhand einer numerischen Skala von 0 (sehr angenehm) –10 (sehr unangenehm) abgefragt. Es sollte als Indikator für die mögliche Patientencompliance bei potenziell längerer Nutzung stehen.

Ein weiteres Teilziel bestand darin zu untersuchen, ob sich der Skoliosewinkel bei Veränderung der Position (Stand vs. Sitz) ändert.

Zusammengefasst ergaben sich folgende sekundäre Fragestellungen:

1. Sind die Seitzuordnung, der Neigungsgrad und das Korrekturausmaß des optimal korrigierenden Keiles abhängig vom Skoliosetyp und dem Schweregrad der Skoliose?
2. Führt ein stärker geneigter Keil zu einer stärkeren Korrektur der Parameter Skoliosewinkel und laterale Deviation RMS?
3. Geht eine Verbesserung des Parameters Skoliosewinkel bzw. laterale Deviation RMS mit einem subjektiv angenehmeren Sitzgefühl einher?

4. Verändert sich der rasterstereographische Skoliosewinkel beim Wechsel vom Stand in den Sitz?

Die Veränderungen wurden rasterstereographisch mit dem DIERS formetric III 4D average-System gemessen und statistisch ausgewertet. Das genutzte System wird in Kapitel 3.5.1 spezifiziert.

Durch die Beantwortung der Fragestellungen ergibt sich ein weites Feld der Nutzung dieser Erkenntnisse. Zunächst kann anhand der Studie das Verhalten der skoliotischen Wirbelsäule auf Veränderungen der Sitzflächenneigung im Sitzen besser verstanden werden, was vor dem Hintergrund der langen Sitzdauer von großer Bedeutung ist. Bei bisher noch unbekannter Studienlage zu den rasterstereographisch gemessenen, die Skoliose beschreibenden Parametern legt die Studie eine Grundlage für weitere Untersuchungen. Neben der Eruierung des potenziellen Effektes eines seitlichen Keiles in der Langzeitnutzung könnte darüber hinaus auch nach der Konsequenz für therapeutische Zwecke geforscht werden. Ein Beispiel hierfür wäre ein Einsatz im Schulalltag, der eine Korsettbehandlung unterstützen könnte.

3 Material und Methoden

In diesem Kapitel werden die Rahmenbedingungen der Studie, die Ein- und Ausschlusskriterien, das Rekrutierungsverfahren sowie die genutzten Materialien und Methoden erläutert.

3.1 Ethische Grundlagen

Die vorliegende Studie berücksichtigt die 2013 vom Weltärzteverband revidierte Deklaration von Helsinki und hält somit die ethischen Aspekte bei der medizinischen Forschung an Menschen ein.

Der Ethikantrag mit dem Titel „Einfluss von Sitzkeilen auf den rasterstereographisch gemessenen Skoliosewinkel bei Jugendlichen im Alter von 10-18 Jahren mit einer adoleszenten idiopathischen Skoliose“ (Antragsummer: 2020-15047) wurde am 27.05.2020 von der Ethik-Kommission der Landesärztekammer Rheinland-Pfalz positiv bewertet.

Die Studie wurde im deutschen Register für klinische Studien (DRKS; Nr. 00021462) angemeldet. Die Universal Trial Number der WHO lautet U1111-1273-2432 ([The Universal Trial Number \(UTN\) \(who.int\)](https://www.who.int/utn)).

3.2 Datenschutz

Die europäische Datenschutzgrundverordnung aus 2018, das Datenschutzgesetz des Landes Rheinland-Pfalz, sowie die Bestimmungen zum Datenschutz der Universitätsmedizin Mainz wurden eingehalten.

Alle Daten wurden in pseudonymisierter Form gespeichert. Jeder Proband erhielt eine individuelle Codenummer. Eine Zuordnung zu den Patientennamen wurde gespeichert, die Speicherung erfolgte passwortgeschützt und erlaubte nur direkt Studienbeteiligten den Zugriff. Studienbezogene Daten werden 10 Jahre an der Universitätsmedizin Mainz gespeichert. Alle Patienten hatten dem zugestimmt. Die Veröffentlichung findet in anonymisierter Form statt.

3.3 Finanzierung der Studie

Der Kostenträger der Studie war die Universitätsmedizin Mainz. Es gab keine weiteren Sponsoren.

3.4 Studiendesign

Bei der Studie handelte es sich um eine klinische, prospektive Studie. Die Fragestellung lag im Bereich der Grundlagenforschung. Die Daten wurden im Zeitraum vom November 2020 bis Februar 2021 in der Asklepios Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim unter der Leitung von Dr. Omar Zabar erhoben.

3.5 Material

In den nachstehenden Abschnitten werden das genutzte Messgerät und die verwendeten Materialien beschrieben.

3.5.1 Messgerät

Die Messungen wurden mit dem DIERS formetric III 4D average (Serien-Nr.: 303 0614 1099 als Bestandteil des Systems DIERS Famus (CE 0535 MD 574422; Serien-Nr. 101 0714 401) (DIERS International GmbH, Dillenberglweg 4, D-65388 Schlangenbad)) sowie der Software DICAM V.3.12.2 der Firma DIERS getätigt. Hierbei handelt es sich um ein System, welches die oben beschriebene Methode der Videorasterstereographie nutzt. Die Funktionsweise ist in Kapitel 2.2.6.1 erläutert.

3.5.2 Marker

Die ersten 9 Probanden erhielten ihre Messungen ohne Markierung der Lumbalgrübchen durch Marker. Dabei fiel auf, dass bei 6 Probanden mindestens bei einer Einzelmessung (insgesamt 22; 45,8 % der ersten 48 Einzelmessungen) die Fixpunkte DR und DL aufgrund einer offensichtlichen Fehllage manuell nachbearbeitet werden mussten. Dies betraf vor allem Messungen im Sitz. Um eine fixe Position dieser wichtigen Fixpunkte zu erreichen, wurden nach Abschluss der ersten 9 Probanden die Lumbalgrübchen für alle folgenden Messungen markiert. Hierfür wurden sie vor der ersten Messung vom Studiendurchführenden palpiert und mit jeweils einem reflektierenden Marker rechts und links versehen. So konnte ein intrapersoneller Vergleich der einzelnen Bilder untereinander besser erfolgen. Der Fixpunkt VP dagegen wurde automatisch sicher erkannt und musste somit nicht manuell markiert werden.

3.5.3 Hocker

Es wurde ein Hocker mit quadratischer Sitzfläche (40x40 cm) genutzt. Die Höhe des Hockers betrug 55 cm (Abbildung 15). Diese Höhe war nötig, um eine vollständige Erfassung des Rückens durch das DIERS formetric III 4D average-System im Sitzen zu gewährleisten. Es besteht eine untere Begrenzung in der Einstellungshöhe der Projektor-Kamera-Einheit, wodurch bei niedrigerer Sitzhöhe der Anfang der Rima nicht mehr erfasst werden kann. Der Hocker wurde für diese Studie vom Hersteller maßgefertigt.



Abbildung 15: Hocker

3.5.4 Keile

Die Keile bestanden aus Plexiglas und hatten eine Fläche von 40x40 cm. Die Neigung wurde durch eine entsprechend dicke Holzleiste an einer Seite des Plexiglasses erzeugt. Mit 4 Keilen verschiedener Neigungsgrade konnte die zu erreichende Neigung erzielt werden.

Die verschiedenen zur Verfügung stehenden Neigungsgrade waren:

1 x 5° Neigung

2 x 2° Neigung

1 x 1° Neigung

Die für diese Studie benötigten Neigungen waren 3°, 6° und 9°. 3° entstand durch 1° + 2°; 6° durch 1° + 5° und 9° durch 2 x 2° + 5° (Abbildung 16).

Der Ausdruck „Sitz“ bezeichnet im Folgenden stets das Sitzen auf einer ebenen Sitzfläche mit 0° Sitzflächenneigung (vgl. Abbildung 15). Beim Einsatz von Keilen entspricht die Seitenbeschreibung der Seite der Erhöhung.

Beispiel: „3° links“ beschreibt den Keil mit einer Neigung von 3° und der Erhöhung auf der linken Seite (vgl. Abbildung 16).

In der Auswertung der Ergebnisse wurden anstelle von „links“ und „rechts“ die Bezeichnungen „ipsilateral“ und „kontralateral“ in Bezug zur Konvexität der thorako-lumbalen/lumbalen Krümmung gewählt.

Beispiel: „3° ipsilateral“ beschreibt den Keil mit einer Neigung von 3° und der Erhöhung auf der ipsilateralen Seite der thorako-lumbalen/lumbalen Konvexität.

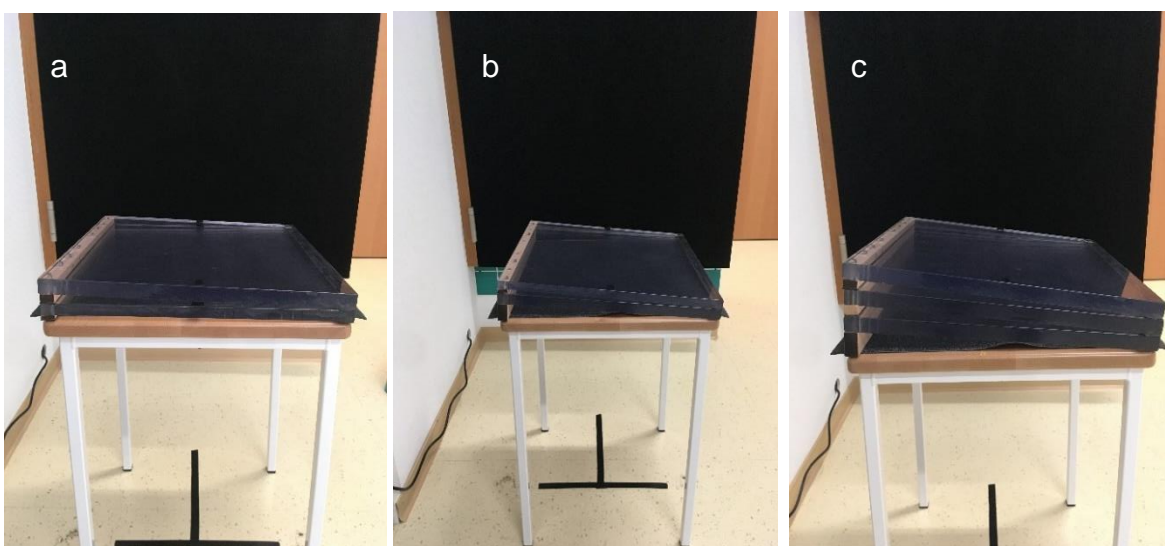


Abbildung 16: Sitzkeile

a: Sitzkeile auf dem Hocker mit einer Neigung von 3°, links erhöht („3° links“); **b:** Sitzkeile auf dem Hocker mit einer Neigung von 6°, links erhöht („6° links“); **c:** Sitzkeile auf dem Hocker mit einer Neigung von 9°, links erhöht („9° links“)

3.5.5 Reihenfolge der Keile

Die Reihenfolge der Keile sowie die Seitenzuordnung wurde einfach randomisiert, wodurch ein Gewöhnungs- oder ein Reihenfolge-Effekt (z. B. veränderte Muskelspannung) minimiert werden sollte. Hierfür zogen die Probanden aus 6 Umschlägen vor jeder Messung jeweils einen. Dadurch wurde die Neigung sowie die Seitzuordnung der Keile festgelegt.

Der Inhalt der Umschläge war folgender:

„3° rechts“

„3° links“

„6° rechts“

„6° links“

„9° rechts“

„9° links“

3.5.6 Dokumentationsprüfbogen

Am Termin der Messung wurde vor dem Start der Erhebung der Messdaten ein Dokumentationsprüfbogen (Anhang 4) ausgefüllt. Alle Ausschlusskriterien wurden abgefragt und auf dem Dokumentationsprüfbogen vermerkt. Weiterhin wurde der aktuelle Skoliose typ dokumentiert. Zusätzlich wurde das abgefragte subjektive Sitzgefühl im Messverlauf eingetragen.

3.6 Studienpopulation

Das Probandenkollektiv bestand aus 128 Patienten mit einer adoleszenten idiopathischen Skoliose mit einem Cobb-Winkel von $\leq 50^\circ$.

Zusammengesetzt wurde das Kollektiv aus Patienten der Asklepios Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim, ein orthopädisches Rehabilitationszentrum für die Behandlung von Skoliosen.

3.6.1 Einschlusskriterien

Eingeschlossen in die Studie wurden Patienten mit einer adoleszenten idiopathischen Skoliose der Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim im Alter von 10-18 Jahren. Die Zustimmung zur Teilnahme an Studie musste gegeben sein.

Das Geschlecht oder die Herkunft spielten keine Rolle bei der Auswahl.

3.6.2 Ausschlusskriterien

Ausgeschlossen aus der Studie wurden Patienten, die zum Zeitpunkt der Messung:

- einen Cobb-Winkel $< 10^\circ$ oder $> 50^\circ$ hatten.
- nicht schmerzfrei (numeric rating scale (NRS) ≥ 4) waren. NRS ≥ 4 wurde gewählt, da bei Patienten mit Skoliose leichte Schmerzen vorhanden sein können, diese aber nicht auf ein akutes Krankheitsgeschehen zurückzuführen sind.
- an einem akuten Krankheitsgeschehen (abweichend von der Grunderkrankung Skoliose) litten, wie zum Beispiel Fieber, Infektionen, Verletzungen oder Übelkeit.
- an einer weiteren chronischen Erkrankung litten, die das Gleichgewicht beeinflussen (z. B. Multiple Sklerose).
- unter Medikation standen, die die Vigilanz, den Muskeltonus oder das Gleichgewicht beeinträchtigen.
- Rückenkonturveränderungen im Sinne von großen Narben oder flächigen Tattoos hatten.
- einen BMI $\geq 30\text{kg/m}^2$ hatten.
- bereits an der Wirbelsäule operiert wurden.
- eine Skoliose ohne thorako-lumbale oder lumbale Beteiligung hatten.

3.6.3 Rekrutierung

Die Rekrutierung der Probanden erfolgte gekoppelt an den Rehabilitationsaufenthalt an der Asklepios Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim. Bei den ersten Probanden wurde während des Aufnahmegesprächs in der Klinik über die Studie informiert, bei Interesse aufgeklärt und das Einverständnis von den Kindern und den Erziehungsberechtigten schriftlich eingeholt. Aufgrund des zeitlichen Abstands von mindestens 2 Tagen zur eigentlichen Vermessung bestand genügend Bedenkzeit. Bei Wunsch auf mehr Bedenkzeit konnte das Informationsschreiben zur Studie (s. Anhang 1-3) auch mit nach Hause genommen werden und bei Teilnahmezustimmung in einem beigelegten vorfrankierten Umschlag zurückgesendet werden. Im weiteren Verlauf wurden die Patienteninformationsbögen sowie die Einverständniserklärung ca. 4 Wochen vor dem Aufenthalt postalisch an die Patienten und Eltern verschickt. Dadurch war eine noch längere Bedenkzeit möglich und die Abläufe bei der stationären Aufnahme wurden vereinfacht. Bei Aufnahme in der Klinik führte der Studiendurchführende die mündliche Aufklärung durch und stand für aufgetretene Fragen zur Verfügung. Die Teilnahme wurde anschließend wiederum durch die Unterschrift bestätigt.

3.6.4 Drop-Outs

Insgesamt wurden 128 Probanden vermessen. Nachträglich wurden 29 aus der Auswertung ausgeschlossen. Die Gründe hierfür waren eine nachträglich anders klassifizierte Skoliose (Schweregrad, Typ, Alter) (n = 24), Abbruch auf Patientenwunsch (n = 1), Sprachbarriere (n = 1), Schmerz (NRS \geq 4) am Tag der Messung (n = 1, die Messung wurde auf Patientenwunsch dennoch durchgeführt), und fehlerhafte oder fehlende Einzelmessung (n = 2).

3.7 Messungsablauf

Bei vorliegender Einwilligung des Patienten und der/des Erziehungsberechtigten sowie erfüllten Einschlusskriterien fanden die Messungen in den ersten 10 Tagen des Rehabilitationsaufenthaltes statt. Vor der Messung erfolgten eine erneute mündliche Aufklärung sowie die aktuelle Überprüfung der Ausschlusskriterien. Dabei standen die aktuelle Schmerzsituation sowie eventuelle akute Krankheitsgeschehen im Mittelpunkt.

Um für die Untersuchung eine bessere Erkennung des linken und rechten Lumbalgrübchens (DL und DR) durch das Messgerät zu gewährleisten, wurden diese Landmarken mit reflektierenden Markern versehen (vgl. Kapitel 3.5.2).

Es folgten 8 Messungen pro Patienten. Die Messungen wurden bei entblößtem Oberkörper, mit hochgebundenen Haaren und ohne Schuhe durchgeführt.

Die erste Messung war eine Standaufnahme. Der Proband stellte sich mit dem Rücken zu dem Messgerät auf eine Markierung auf dem Boden. Nach Einnahme der Position wurde das Licht im Raum ausgeschaltet, um eine optimale Messung durchführen zu können. Die Hose sollte hinten etwa eine Hand breit nach unten gezogen werden, damit das Gerät die erforderlichen Landmarken am Becken und den Sakrumpunkt erfassen konnte. Daraufhin wurde der Proband durch eine standardisierte Ansage aufgefordert, sich aufrecht hinzustellen und die Arme seitlich locker hängen zu lassen („Bitte stelle dich aufrecht hin und lasse die Arme seitlich locker hängen!“).

Die Dauer einer Einzelmessung betrug etwa 6 Sekunden.

Daraufhin setzte sich der Proband auf den Hocker. Dieser wurde durch Markierungen am Boden konstant an der gleichen Stelle positioniert. Die Sitzfläche war zuerst eben (Baseline-Messung). Der Patient wurde erneut aufgefordert, eine aufrechte Position einzunehmen. Dabei sollte nur das Becken sowie maximal ein Drittel des Oberschenkels auf der Sitzfläche platziert sein, die distalen zwei Drittel der Oberschenkel lagen nicht auf. Die Winkel in Hüfte und Knie sollten annähernd 90°

betragen. Die Füße standen hüftbreit auf dem Boden bzw. auf einer höhenverstellbaren Fußbank. Die Arme hingen während der Messung entspannt neben dem Körper (Abbildung 17). Nach 30 Sekunden Gewöhnungszeit wurde vor der eigentlichen Messung mit der numerischen Skala (0–10) nach dem subjektiven Sitzgefühl gefragt.

Die Messung verlief analog zu der oben beschriebenen (Ausschalten des Lichtes, Freimachen des Oberkörpers, Einnahme der aufrechten Position, locker hängende Arme). Als nächstes erfolgten die Messungen unter Einsatz der Sitzkeile (Abbildung 18, Abbildung 19, Abbildung 20). Der Proband zog vor jeder Messung einen Umschlag, durch dessen Inhalt die Reihenfolge und Seitzuordnung bestimmt wurde. Nach jeder Änderung der Sitzunterlage hatte der Proband 30 Sekunden, um sich an die neue Neigung anzupassen. Es folgte erneut die Aufforderung zur Einnahme der aufrechten Position mit lockerem Hängelassen der Arme.

Für jede Position fand jeweils eine Messung statt. Die 8 Messungen wurden alle an einem Termin direkt hintereinander getätigt.

Der zeitliche Rahmen der Untersuchung eines Probanden lag bei ca. 20-30 Minuten.

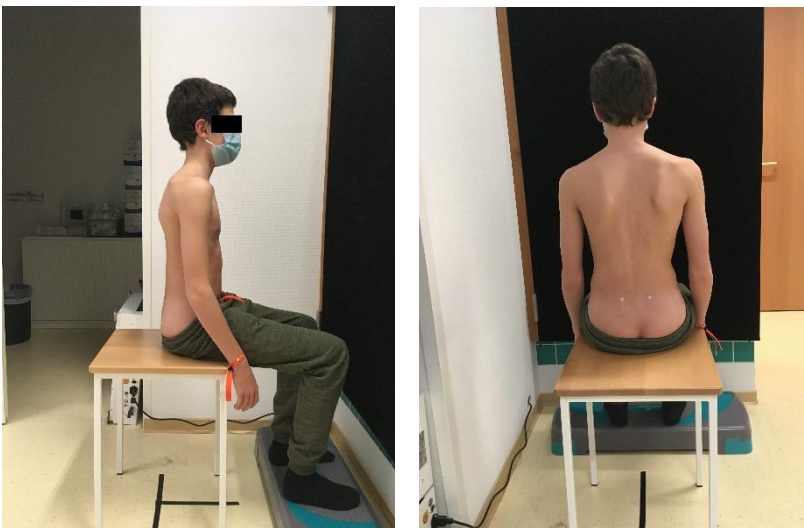


Abbildung 17: Sitz auf einer ebenen Sitzfläche
Ansicht von lateral (links) und von dorsal (rechts)

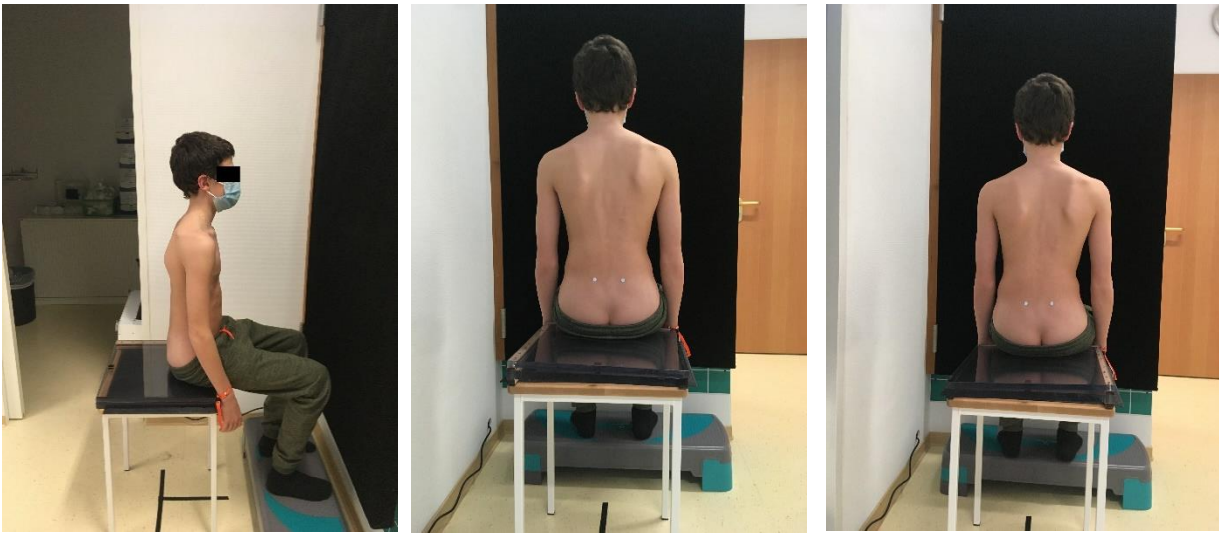


Abbildung 18: Sitzfläche 3° Neigung
 Patient mit lumbaler Konvexität links; „3° ipsilateral“, Ansicht von lateral (links); „3° ipsilateral“, Ansicht von dorsal (Mitte); „3° kontralateral“, Ansicht von dorsal (rechts)



Abbildung 19: Sitzfläche 6° Neigung
 Patient mit lumbaler Konvexität links; „6° kontralateral“, Ansicht von lateral (links); „6° ipsilateral“, Ansicht von dorsal (Mitte); „6° kontralateral“, Ansicht von dorsal (rechts)



Abbildung 20: Sitzfläche 9° Neigung
 Patient mit lumbaler Konvexität links; „9° ipsilateral“, Ansicht von lateral (links); „9° ipsilateral“, Ansicht von dorsal (Mitte); „9° kontralateral“, Ansicht von dorsal (rechts)

3.8 Nachbearbeitung

Wie in Kapitel 3.5.2 erwähnt wurden bei den ersten 9 Patienten bei insgesamt 22 Einzelmessungen eine nachträgliche Bearbeitung der Fixpunkte DR und DL vorgenommen. Die Möglichkeit einer solchen Korrektur ist in der Bedienungsanleitung bei klarer Fehllage von Fixpunkten explizit aufgeführt. Die falsch liegenden Fixpunkte werden in der topographischen „Karte“ der Rückenoberfläche manuell an die – an der blauen Farbe zu erkennenden – konkaven Areale im Bereich der Spina iliaca posterior superior (SIPS) verschoben. Das System erkennt nun wiederum automatisch die maximale lokale Vertiefung in diesem Areal und positioniert den Fixpunkt dort. Diese Form der Korrektur wird auch Auto-Korrektur genannt.

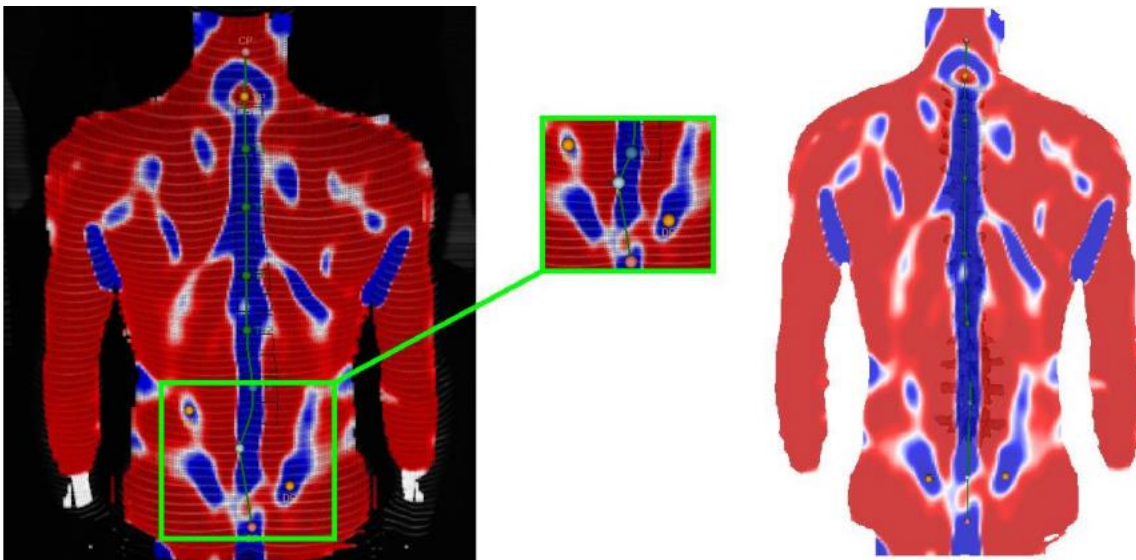


Abbildung 21: DICAM Auto-Korrektur
links: vor der Korrektur der Fixpunkte; rechts: nach der Korrektur der Fixpunkte
(mit freundlicher Genehmigung DIERS International GmbH) (146)

Aufgrund der häufigen Notwendigkeit der Nachbearbeitung der Fixpunkte mit teilweise unmöglicher Auto-Korrektur, was eine Messwiederholung zu Folge hatte, wurden nach 9 Probanden die Fixpunkte DR und DL wie oben beschrieben mit reflektierenden Markern versehen. Durch diese Markierung waren bei den folgenden Probanden keine nachträglichen Bearbeitungen der Fixpunkte nötig.

3.9 Zielparameter

Die primären Zielgrößen waren der rasterstereographisch gemessene Skoliosewinkel und die mittlere quadratische Abweichung der Seitabweichung (laterale Deviation RMS) in Abhängigkeit von der Seitzuordnung des Sitzkeils (ipsilateral/kontralateral).

Diese Parameter wurden gewählt, um vor allem die Veränderung in der Frontalebene zu erfassen.

Für die Auswertung des Parameters Skoliosewinkel wurde ungeachtet von der Seite der Krümmung (das Vorzeichen gibt die Seite der Konvexität an) nur der Betrag des Wertes gewählt. Es sollte ein möglichst geringer Skoliosewinkel (nahe an 0°) erreicht werden. Die optimale Korrektur ist definiert als das intraindividuelle Minimum des Parameters Skoliosewinkel bzw. des Parameters laterale Deviation RMS.

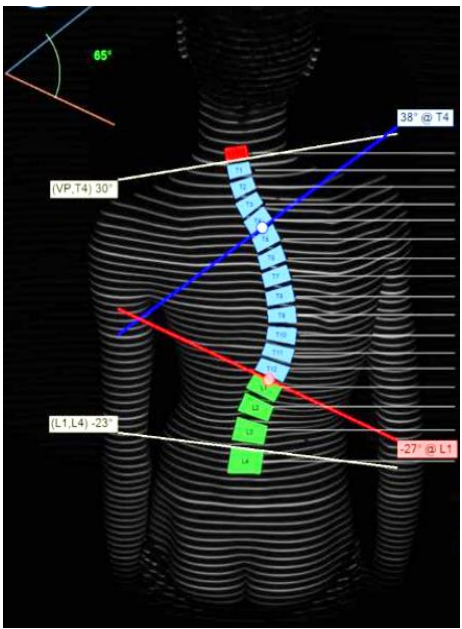
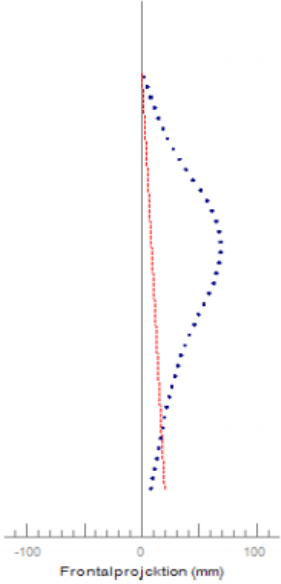
In Tabelle 4 sind die Parameter dargestellt.

Zusätzlich wurde das subjektive Sitzgefühl mittels einer numerischen Analogskala abgefragt. Auf einer Skala von 0-10 sollte der Patient angeben, wie angenehm sich die Sitzfläche anfühlt.

Demographische Daten wurden ebenfalls erfasst. Darunter fielen das Geschlecht, das Alter, die Größe, das Gewicht und der BMI. Die Klassifizierung der Skoliosen erfolgte nach Topographie anhand der Höhe des Scheitelwirbels in die Skoliosetypen thorakal, thorako-lumbal, lumbal und kombiniert (s-Form). Anhand des Cobb-Winkels wurde die Skoliosen zusätzlich nach Schweregrad klassifiziert.

Die Cobb-Winkel wurden anhand des aktuellen Röntgenbildes von den Ärzten der Asklepios Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim gemessen.

Tabelle 4: Darstellung der rasterstereographischen Messparameter nach DIERS International GmbH. Gebrauchsanweisung DIERS formetric III. 2015. (mit freundlicher Genehmigung DIERS International GmbH) (134)

Parameter	Einheit		Bedeutung
Skoliosewinkel	° (+ = Bogen re konvex; - = Bogen li konvex)		<p>- Winkel zwischen den Tangenten an den am stärksten gegeneinander geneigten Wirbelkörpern (die Rotation der Wirbelkörper wird in das Ausmaß der Kippung mathematisch integriert).</p> <p>- Grundplatte des kranialen Wirbels, Deckplatte des kaudalen Wirbels</p> <p>- Winkelberechnung analog zu der Bestimmung des Cobb-Winkels</p>
Seitabweichung (laterale Deviation)	mm (+ = Bogen re konvex; - = Bogen li konvex)		<p>- Abstand zwischen Wirbelsäulenlinie und der Linie VP - DM</p> <p>- RMS: root mean square (mittlere quadratische Abweichung)</p>

3.10 Statistische Analyse

Die erhobenen Daten wurden mittels der Software DICAM V.3.12.2 der Firma DIERS exportiert. Für die statistische Analyse wurde das Programm IBM SPSS Statistics V.27 verwendet.

3.10.1 Statistische Analyse der demographischen Daten

Sowohl die demographischen Daten wie Alter, Größe, Gewicht und BMI als auch die Skoliose beschreibenden Parameter Skoliosetyp, Schweregrad der Skoliose und Cobb-Winkel wurden deskriptiv analysiert. Nominal skalierte Parameter (Geschlecht, Skoliosetyp, und Seite der lumbalen Konvexität) und ordinal skalierte Parameter (Schweregrad) wurden in absoluter und relativer Häufigkeit angegeben und mittels Histogrammen, Kreisdiagrammen und Tabellen dargestellt. Für metrisch skalierte Parameter (Alter, Größe, Gewicht BMI und Cobb-Winkel) wurde der Mittelwert, die Standardabweichung (SD) sowie Minima und Maxima berechnet. Die Darstellung erfolgte mit Balkendiagrammen und Tabellen.

3.10.2 Statistische Auswertung der primären Hypothese

Die primären Parameter Skoliosewinkel und laterale Deviation wurden unter Berücksichtigung der Hauptfragestellung ausgewertet. Dabei ergab sich als Ausgangspunkt der Analyse eine Variable, die bestimmt, ob sich der Keil auf der Seite der Konvexität oder der Konkavität des thorako-lumbalen bzw. lumbalen Bogens der Skoliose befindet. Die Nullhypothese (H_0) war, dass es keinen Zusammenhang zwischen der Seite der Konvexität der Skoliose und der Seite des optimal korrigierenden Keiles gibt. Als Hypothese H_1 wurde angenommen, dass die Seitverteilung nicht gleichmäßig ist, sondern die Erhöhung durch den Keil auf der ipsilateralen Seite der Konvexität der thorako-lumbalen bzw. lumbalen Krümmung häufiger zu einer optimalen Verbesserung führt. Als optimale Korrektur war dabei das Minimum des Parameters laterale Deviation RMS sowie die minimale Differenz zu Null bei dem Parameter Skoliosewinkel definiert. Durch die Anwendung eines Chi-Quadrat-Tests zum Vergleich der Seitverteilung der Nullhypothese und der tatsächlich gemessenen Seitverteilung wurde die Fragestellung statistisch ausgewertet.

Die Ergebnisse wurden in Form von Kreuztabellen sowie Säulen- und Streudiagrammen veranschaulicht.

3.10.3 Statistische Analyse der sekundären Fragestellungen

Sekundäre Fragestellung 1:

Die Häufigkeiten der genauen Winkelgrade der Neigungen sowie der Seite der Erhöhung, die in Abhängigkeit von dem Schweregrad und dem Skoliosetyp zur optimalen Korrektur des Skoliosewinkels bzw. der lateralen Deviation RMS führten, wurden deskriptiv ausgewertet und in Streudiagrammen sowie tabellarisch dargestellt. Die erhobenen formetric-Parameter Skoliosewinkel und laterale Deviation RMS wurden weiterführend für die Messungen im Sitz und bei optimaler Korrektur explorativ und deskriptiv ausgewertet, durch Mittelwerte und SD beschrieben und graphisch präsentiert (Liniendiagramme). Die Verbesserung beim optimalen Keil wurde sowohl absolut als auch relativ erfasst.

Sekundäre Fragestellung 2:

Um den Einfluss der verschiedenen Neigungen auf die Parameter Skoliosewinkel und laterale Deviation RMS in Abhängigkeit von dem Schweregrades und dem Skoliosetyp zu demonstrieren, wurden die Parameter bei der jeweiligen Neigung explorativ ausgewertet und jeweils für die Gruppierung nach Schweregrad und nach Skoliosetyp in einem Streudiagramm gezeigt. Zusätzlich wurde für die einzelnen Untergruppen eine lineare Regression durchgeführt und das Bestimmtheitsmaß (R^2) und der p-Wert bestimmt.

Sekundäre Fragestellung 3:

Für die sekundäre Fragestellung 3 wurde das subjektive Sitzgefühl mit dem Mittelwert und SD charakterisiert und zunächst in einem Balkendiagramm für alle Messungen graphisch visualisiert. Der Vergleich des mittleren Sitzgefühls im normalen Sitz gegenüber dem Sitzgefühl bei optimaler Korrektur (Skoliosewinkel und laterale Deviation RMS) wurde zusätzlich deskriptiv in einem Liniendiagramm und tabellarisch dargestellt. Die Veränderung der Mittelwerte wurde absolut und relativ bestimmt.

Sekundäre Fragestellung 4:

Für den Vergleich des Parameters Skoliosewinkel im Sitz und im Stand wurden die Mittelwerte und die einfache Standardabweichung deskriptiv tabellarisch gezeigt. Außerdem wurden die Mittelwerte der Parameter im Stand und im Sitz und somit deren Veränderung in Liniendiagrammen visualisiert. Die Mittelwerte wurden mittels eines t-Testes auf Verschiedenheit geprüft.

Die Analyse der sekundären Fragestellungen erfolgte explorativ. Ein Alphafehlerkorrektur wurde nicht durchgeführt. Entsprechend sind Ergebnisse der sekundären Fragestellungen mit $p < 0,05$ als statistische Trends zu verstehen. Eine detaillierte statistische Auswertung könnte Gegenstand zukünftiger Studien sein.

3.11 Fallzahlplanung

Um die Nullhypothese mit einer Power von 80 % und einem Signifikanzniveau von 5 % abzulehnen, wenn die angenommene Hypothese H_1 wahr ist, wurde für die Fallzahlplanung definiert, dass sich die Seitverteilung folgendermaßen darstellt: bei 70 % trifft die Alternativhypothese H_1 zu, sodass von einer Seitverteilung von 70/30 ausgegangen wird. Für diese Annahme werden 81 Probanden benötigt, um mit dem Chi-Quadrat-Test ein signifikantes Ergebnis zu erreichen. Um einen Verlust nach Rekrutierung der Patienten auszugleichen, errechnete sich die tatsächliche Fallzahl $81 : 0,9 = 90$. Somit mussten 90 Probanden in die Studie eingeschlossen werden.

Aufgrund der fehlenden Möglichkeit der sicheren Vorhersage über die Deutlichkeit des Effekts sowie über die Rekrutierungsmöglichkeit wurde nach 30 und 60 Patienten eine Zwischenauswertung für den primären Endpunkt nach dem Haybittle-Peto-Verfahren durchgeführt. Als Grenze für das Signifikanzniveau des Testes wurde hierbei $p < 0,001$ gewählt. In der finalen Auswertung galt das Signifikanzniveau $< 0,05$.

4 Ergebnisse

In den folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse der Studie dargestellt und erläutert. Hierbei werden zunächst die demographischen Daten sowie die Verteilung der Skoliosetypen und -schweregrade innerhalb des Studienkollektivs beschrieben. Folgend werden die Ergebnisse der einzelnen Hypothesen behandelt.

4.1 Demographische Daten

Kapitel 4.1. umfasst die Präsentation der demographischen Daten der Probanden sowie die Klassifikationen der Skoliosen innerhalb des Probandenkollektivs.

4.1.1 Geschlecht

Für die Studie wurden 99 Patienten ausgewertet. 11 Probanden waren männlich (11,1 %), 88 weiblich (88,9 %), was einer Verteilung von ca. 8:1 (weiblich : männlich) entspricht.

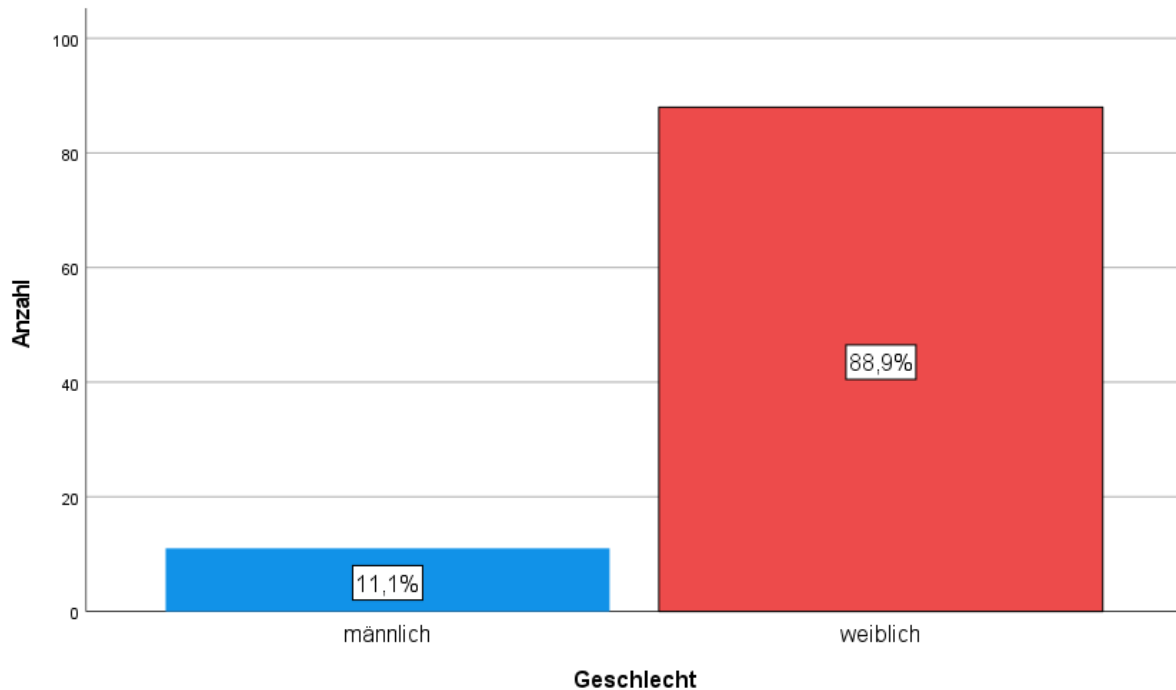


Abbildung 22: Histogramm der Geschlechtsverteilung
In den Säulen ist die relative Häufigkeit dargestellt.

4.1.2 Alter, Größe, Gewicht und BMI

Das mittlere Alter betrug 15,1 Jahre. Die mittlere Größe der Probanden war 167,1 cm, das durchschnittliche Gewicht entsprach 55,9 kg. Der mittlere BMI betrug 20,0. Der mittlere BMI lag sowohl im Gesamtkollektiv als auch bei beiden Geschlechtern im Normalbereich.

In Tabelle 5 sind die Mittelwerte (MW), die Standardabweichung (SD) der Mittelwerte und die Minima und Maxima des Gesamtkollektivs sowie der einzelnen Geschlechter dargestellt.

Tabelle 5: Größe, Gewicht, BMI, Alter im Gesamtkollektiv und unterteilt nach Geschlecht

	Mittelwert \pm SD	min/max	Mittelwert \pm SD	
	Gesamt		Nach Geschlecht	
Größe (in cm)	167,1 \pm 8,3	147/190	männlich	179,6 \pm 8,8
			weiblich	165,5 \pm 6,8
Gewicht (in kg)	55,9 \pm 9,6	38/84	männlich	63,1 \pm 11,8
			weiblich	55,0 \pm 8,9
BMI (in kg/m ²)	20,0 \pm 2,8	16,2/29,36	männlich	19,5 \pm 3,4
			weiblich	20,0 \pm 2,7
Alter (in Jahren)	15,1 \pm 1,6	11,7/18,8	männlich	16,0 \pm 1,4
			weiblich	15,0 \pm 1,6

Mittelwert \pm Standardabweichung (SD); Minima (min), Maxima (max)

4.2 Skoliose

Die Skoliosen innerhalb des Studienkollektivs wurden nach Typ und Schweregrad klassifiziert. Für die Veranschaulichung der Verzahnung dieser beiden Klassifikationen erfolgte zusätzlich eine kombinierte Darstellung.

4.2.1 Klassifikation nach Skoliosetyp

Im Gesamtkollektiv hatten 17 Probanden (17,2 %) eine thorakale, 17 (17,2%) eine thorako-lumbale, 7 (7,1 %) eine lumbale und 58 Probanden (58,6 %) eine kombinierte (s-förmige) Skoliose.

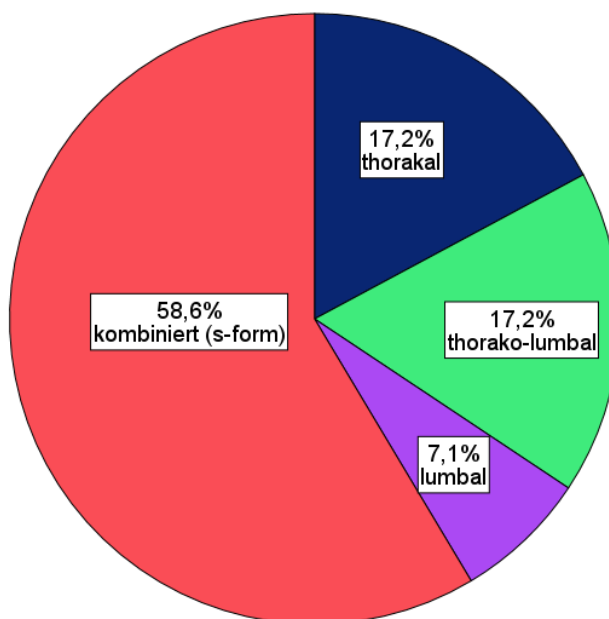


Abbildung 23: relative Häufigkeiten der Skoliosetypen

4.2.2 Klassifikation nach Schweregrad

Das Gesamtkollektiv umfasste 24 (24,2 %) leichte, 55 (55,6 %) moderate und 20 (20,2 %) schwere Skoliosen (vgl. Abbildung 24). Die Verteilungen der mittleren thorakalen, thorako-lumbalen und lumbalen Cobb-Winkel bei den unterschiedlichen Schweregraden ist in Abbildung 25 dargestellt

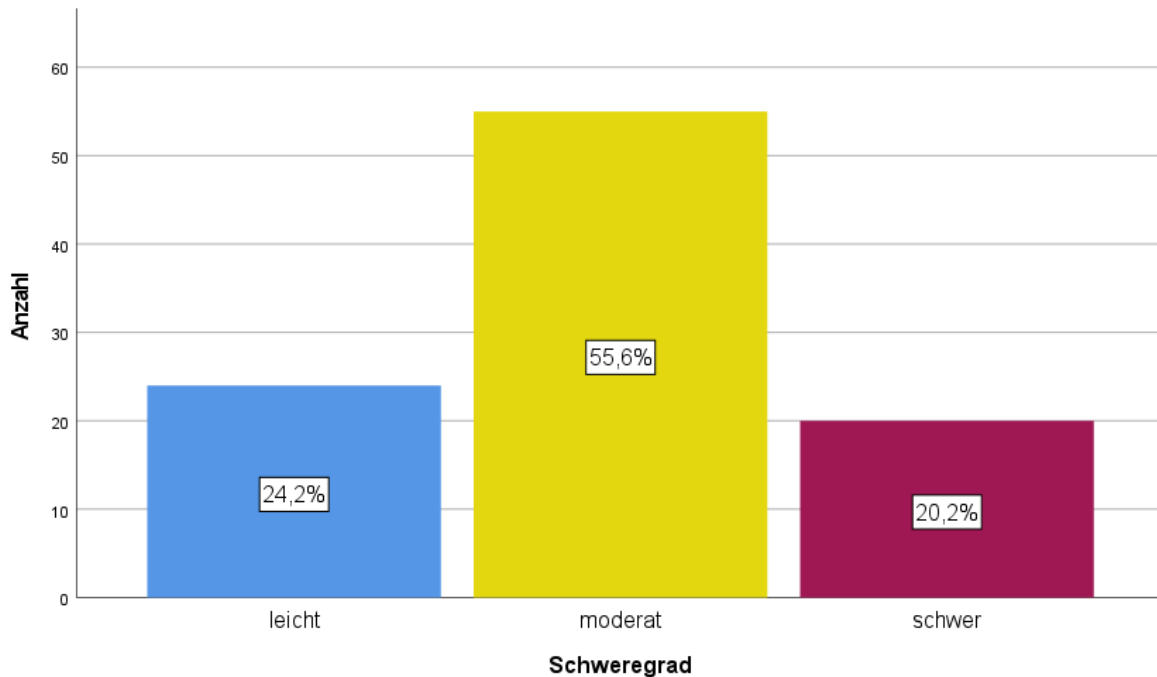


Abbildung 24: Häufigkeiten der Schweregrade der Skoliose im Gesamtkollektiv
In den Säulen sind die relativen Häufigkeiten dargestellt.

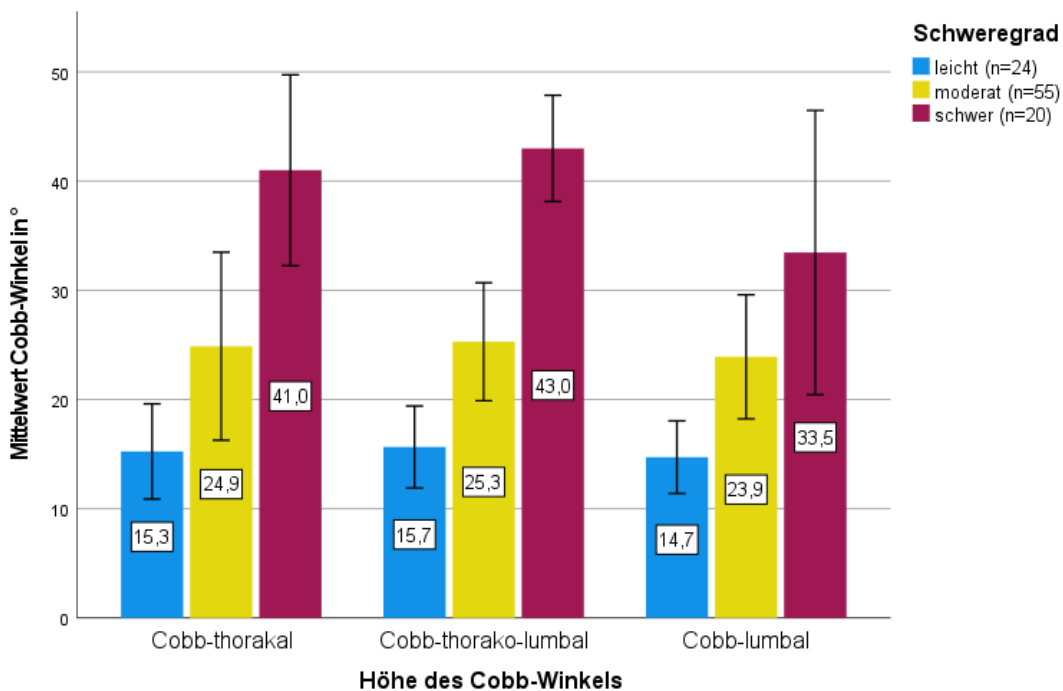


Abbildung 25: mittlerer Cobb-Winkel in Abhängigkeit von der Höhe des Scheitelwirbels und des Schweregrades
Fehlerbalken ± 1 SD

4.2.3 Kombination Skoliosegrad und Schweregrad

In Abbildung 26 ist die Verteilungen der Schweregrade bei den einzelnen Skoliosegraden dargestellt. Zu erkennen ist, dass die Verteilung der Schweregrade bei den unterschiedlichen Skoliosegraden deutlich variierte. Bei der Gruppe der thorakalen Skoliosen waren schwere Skoliosen deutlich häufiger vertreten als bei den anderen Skoliosegraden. Bei lumbalen Skoliosen hingegen trat gehäuft der leichte Schweregrad auf.

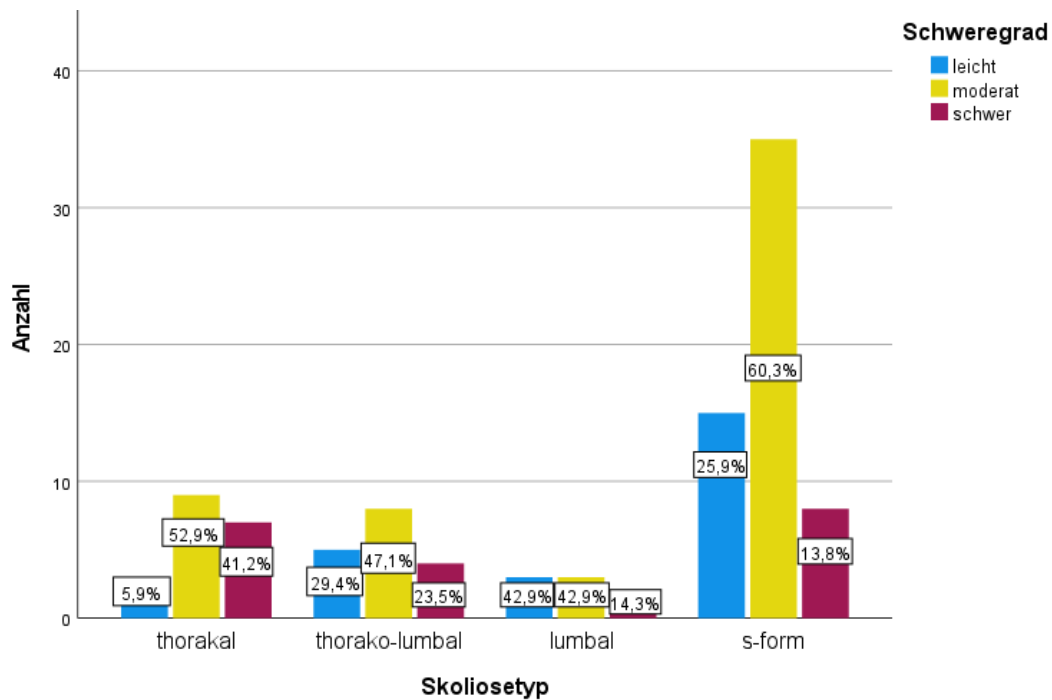


Abbildung 26: Häufigkeit der Schweregrade bei den verschiedenen Skoliosegraden
In den Säulen sind die relativen Anteile dargestellt.

4.3 Primäre Hypothese

Die primäre Hypothese, dass die Erhöhung des optimal korrigierenden Keils auf der ipsilateralen Seite der thorako-lumbalen bzw. lumbalen Konvexität liegt, wurde durch die Ermittlung der Häufigkeiten der Seite der optimal korrigierenden Keile überprüft.

Der optimal korrigierende Keil war definiert als:

1. der Keil, der das Minimum des Parameters „Skoliosewinkel“ erzeugt.
2. der Keil, der das Minimum des Parameters „laterale Deviation RMS“ erzeugt.

4.3.1 Parameter Skoliosewinkel

Bei Betrachtung des Gesamtkollektivs unabhängig von der Seite der thorako-lumbalen/lumbalen Konvexität zeigte sich, dass 61 Probanden (61,6 %) bei einem

ipsilateralen Keil mit einer optimalen Korrektur reagierten. Bei 20 Probanden (20,2 %) lag der optimale korrigierende Keil auf der kontralateralen Seite und 18 (18,2 %) hatten den optimalen Skoliosewinkel im ebenen Sitz. In Tabelle 6 sind die beobachteten und erwarteten Häufigkeiten bei der Annahme einer Gleichverteilung (Hypothese H0) dargestellt.

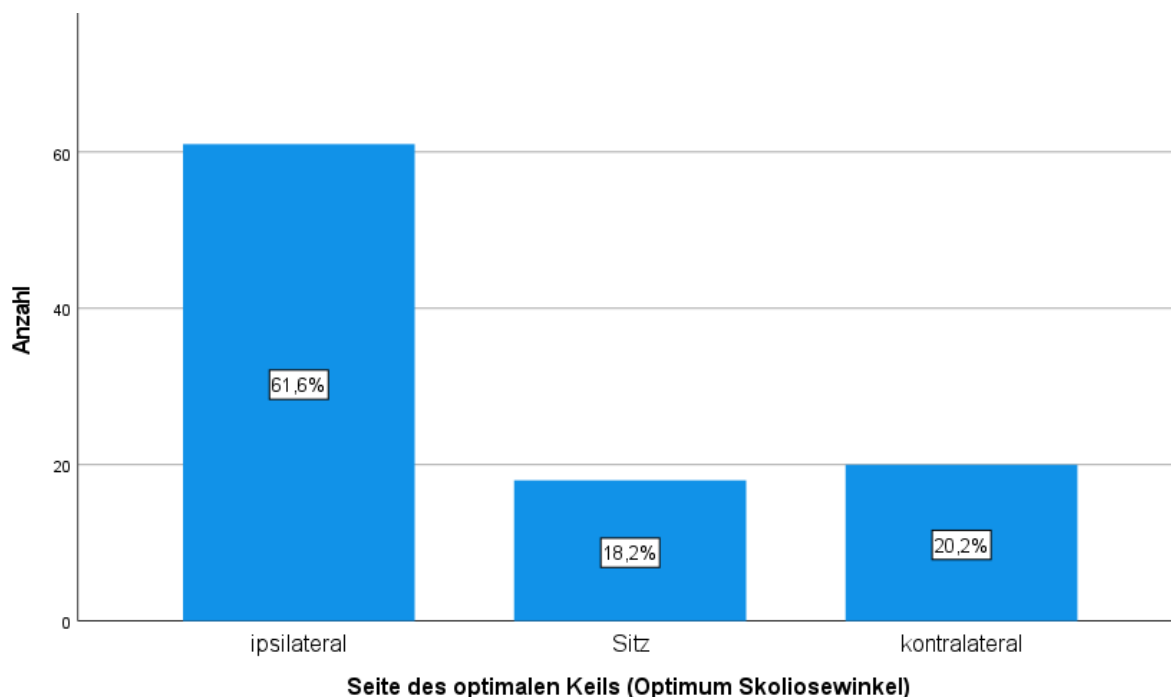


Abbildung 27: Häufigkeiten der Seite des optimalen Keils (Optimum Skoliosewinkel) im Gesamtkollektiv. In den Säulen ist die relative Häufigkeit dargestellt.

Tabelle 6: Beobachtete und erwartete Häufigkeiten der Seite des optimalen Keils (Optimum Skoliosewinkel) im Gesamtkollektiv

	Beobachtetes N	Erwartete Anzahl
Sitz	18 (18,2 %)	33,0 (33,3 %)
ipsilateral	61 (61,6 %)	33,0 (33,3 %)
kontralateral	20 (20,2 %)	33,0 (33,3 %)
Gesamt	99 (100 %)	

Es ist die tatsächlich beobachtete Anzahl (prozentualer Anteil) und die bei einer Gleichverteilung erwartete Anzahl (prozentualer Anteil) dargestellt.

Die statistische Auswertung durch einen ein-dimensionalen Chi-Quadrat-Test zeigte, dass der den Parameter Skoliosewinkel optimal korrigierende Keil nicht gleichverteilt war. Die beobachteten Häufigkeiten und deren Verteilung wichen signifikant von den erwarteten Häufigkeiten ab. (Pearson-Chi-Quadrat = 35,697; df = 2; $p < 0,001$). Am häufigsten trat die optimale Korrektur bei ipsilateralen Keilen auf.

4.3.2 Parameter laterale Deviation RMS

Bei Betrachtung des Gesamtkollektivs zeigte sich, dass 67 Probanden (67,7 %) bei einem ipsilateralen Keil mit einer optimalen Korrektur des Parameters laterale Deviation RMS reagierten. Bei 22 Probanden (22,2 %) lag der optimal korrigierende Keil auf der kontralateralen Seite, 10 (10,1 %) hatten die geringste laterale Deviation RMS im ebenen Sitz. Die bei der Annahme einer Gleichverteilung erwarteten Häufigkeiten sind in Tabelle 7 den beobachteten gegenübergestellt.

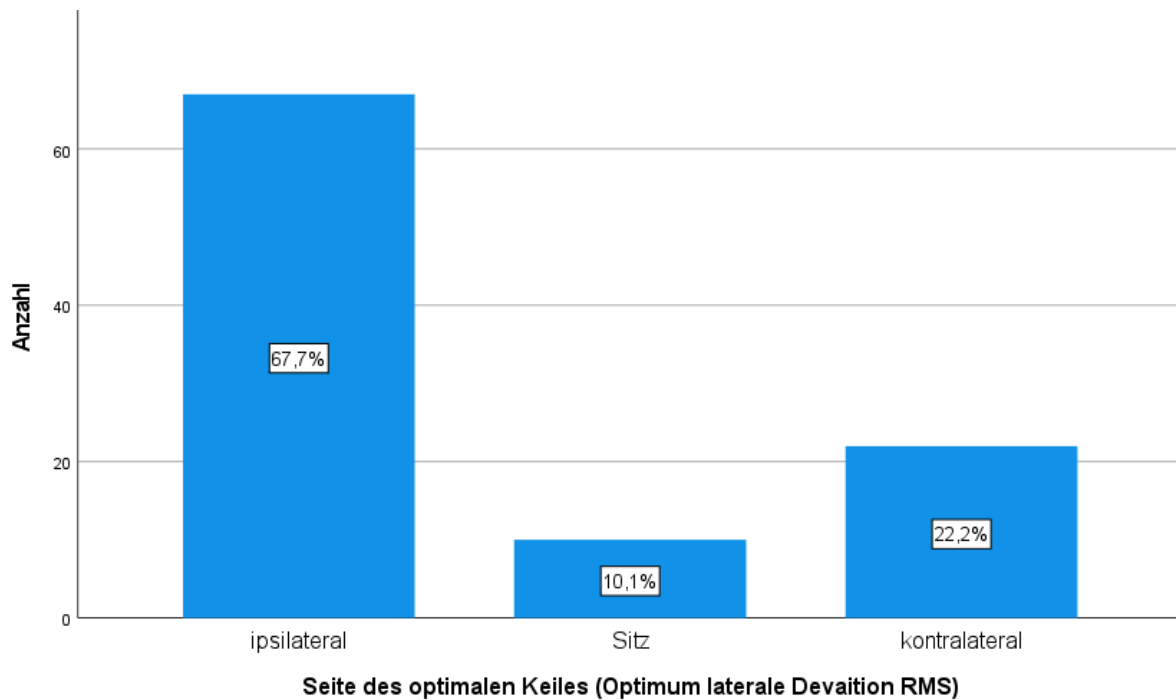


Abbildung 28: Häufigkeiten der Seite des optimalen Keils (Optimum laterale Deviation RMS) im Gesamtkollektiv
In den Säulen ist die relative Häufigkeit dargestellt.

Tabelle 7: Beobachtete und erwartete Häufigkeiten der Seite des optimalen Keils (Optimum laterale Deviation RMS) im Gesamtkollektiv

	Beobachtetes N	Erwartete Anzahl
Sitz	10 (10,1 %)	33,0 (33,3 %)
ipsilateral	67 (67,7 %)	33,0 (33,3 %)
kontralateral	22 (22,2 %)	33,0 (33,3 %)
Gesamt	99 (100 %)	

Es ist die tatsächlich gemessene Anzahl (prozentualer Anteil) und die bei einer Annahme einer Gleichverteilung erwartete Anzahl (prozentualer Anteil) dargestellt.

Die statistische Auswertung aller Probanden durch einen ein-dimensionalen Chi-Quadrat-Test zeigte, dass auch der den Parameter laterale Deviation RMS optimal korrigierende Keil häufiger auf der ipsilateralen Seite lag. Dabei war die beobachtete Verteilung signifikant different zur erwarteten Verteilung (Pearson-Chi-Quadrat = 54,727; df = 2; $p < 0,001$).

4.3.3 Zwischenauswertung der primären Hypothese

Bei der Zwischenauswertung nach dem Haybittle-Peto Verfahren zeigte sich nach 30 Probanden keine signifikant differente Seitverteilung (Pearson-Chi-Quadrat = 5,6; df = 2; $p = 0,061$) für den Parameter Skoliosewinkel. Nach 60 Probanden hingegen lag bereits eine signifikant unterschiedliche Verteilung des optimalen Sitzkeiles mit einer Häufung auf der ipsilateralen Seite vor (Pearson-Chi-Quadrat = 16,9; df = 2; $p < 0,001$).

Für den Parameter laterale Deviation RMS wurde nach 30 Probanden keine signifikant differente Seitverteilung (Pearson-Chi-Quadrat = 8,6; df = 2; $p = 0,014$) beobachtet. Nach 60 Probanden hingegen lag auch hier eine signifikant von der Gleichverteilung abweichende Häufigkeit des optimalen Sitzkeiles mit einer Häufung auf der ipsilateralen Seite vor (Pearson-Chi-Quadrat = 21,9; df = 2; $p < 0,001$).

Aufgrund der guten Möglichkeit der Probandenrekrutierung wurde die Erhebung der Daten trotz des signifikanten Zwischenergebnisses fortgesetzt, um eine größere Aussagekraft der Studie zu erreichen. Es erfolgte keine Veränderung der Methodik. Final wurden in der Studie 99 Probanden ausgewertet.

4.4 Sekundäre Fragestellung 1

Die sekundäre Fragestellung 1 zielte darauf ab, zu untersuchen, ob die Seitzuteilung und der Neigungsgrad des optimal korrigierenden Keiles sowie die optimale Korrektur der rasterstereographischen Parameter Skoliosewinkel und laterale Deviation RMS abhängig sind vom Skoliosetyp und dem Schweregrad der Skoliose. Es wurde eine Auswertung, gruppiert nach dem Schweregrad und dem Skoliosetyp, durchgeführt. Zusätzlich wurde die Veränderung des Skoliosewinkels und der lateralen Deviation RMS bei optimaler Korrektur gegenüber dem Sitz erfasst.

4.4.1 Parameter Skoliosewinkel

Gruppiert nach Schweregraden: Unabhängig von der Schwere der Skoliose befand sich der optimal korrigierende Keil häufiger auf der ipsilateralen Seite als auf der kontralateralen Seite. Bei schweren Skoliosen lagen 60,0 % der optimal korrigierenden Keile auf der ipsilateralen Seite, bei moderaten Skoliosen lag der optimale Keil in 56,4 % auf der ipsilateralen Seite. Leichte Skoliosen erfuhren die beste Korrektur in 75,0 % bei ipsilateralen Keilen.

Bei moderaten und leichten Skoliosen führte der Keil „9° ipsilateral“ am häufigsten zu einer optimalen Korrektur des rasterstereographischen Skoliosewinkels (32,7 % bzw. 37,5 %). Bei der Betrachtung des Anteils von „9° ipsilateral“ nur an den ipsilateralen Keilen betrug dieser Anteil für moderate Skoliosen 58,1 % und für leichte Skoliosen 50,0 %. Bei schweren Skoliosen führte der Keil „3° ipsilateral“ am häufigsten (30 %) zur optimalen Korrektur. Der Anteil von „3° ipsilateral“ nur an den ipsilateralen Keilen war 50 %. (Abbildung 29) Die weitere Verteilung ist Tabelle 8 zu entnehmen.

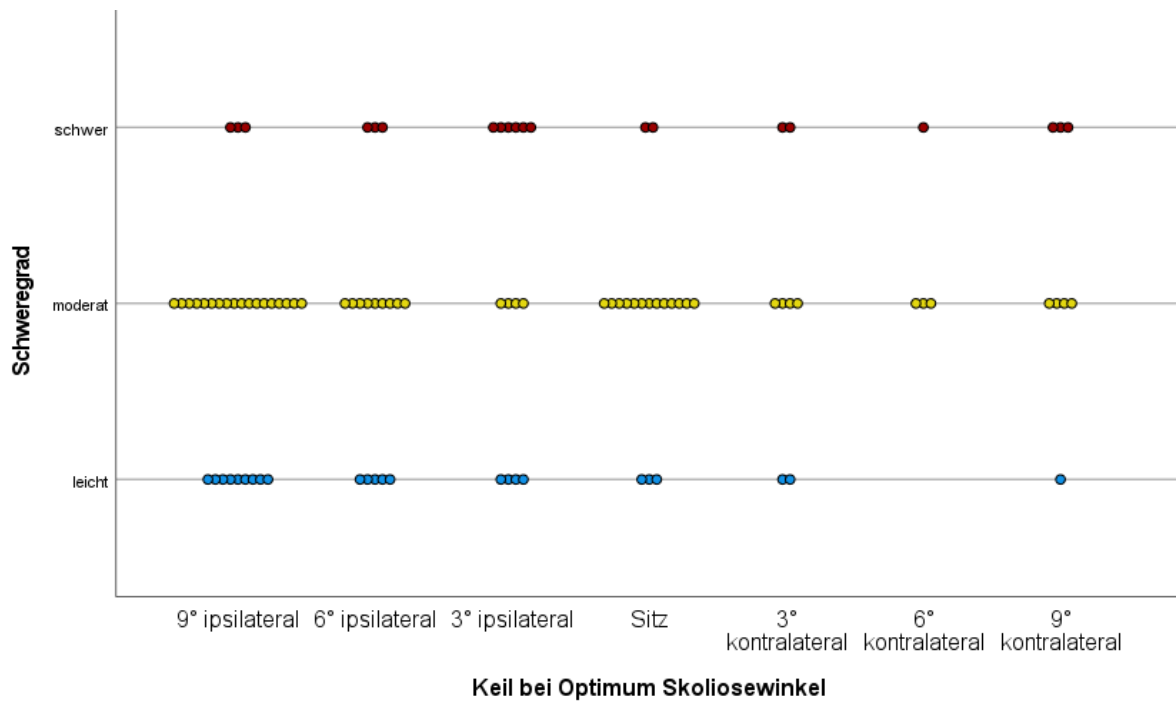


Abbildung 29: Häufigkeit des optimal korrigierenden Keils (Optimum Skoliosewinkel) in Abhängigkeit vom Schweregrad der Skoliose
 Jeder Punkt markiert einen Probanden.

Tabelle 8: Absolute und relative Häufigkeiten mit optimaler Korrektur des Skoliosewinkels bei verschiedener Neigung; gruppiert nach Schweregrad

Schweregrad	Sitzflächenneigung						
	Anzahl (prozentualer Anteil)						
	9° ipsi	6° ipsi	3° ipsi	Sitz	3° kontra	6° kontra	9° kontra
schwer	3 (15)	3 (15)	6 (30)	2 (10)	2 (10)	1 (5)	3 (15)
moderat	18 (32,7)	9 (16,4)	4 (7,3)	13 (23,6)	4 (7,3)	3 (5,5)	4 (7,3)
leicht	9 (37,5)	5 (20,8)	4 (16,7)	3 (12,5)	2 (8,3)	0 (0)	1 (4,2)

ipsi = ipsilateral, kontra = kontralateral

Gruppiert nach Skliosetypen: Die Unterteilung nach Skliosetypen offenbarte folgenden Trend: Je kaudaler die Hauptkrümmung der Skoliose, desto eher verschob sich die Verteilung der optimale korrigierenden Sitzkeile auf die ipsilaterale Seite. Die thorakalen Skliososen (n = 17) ließen sich nur in 53 % der Fälle mit einem ipsilateralen Keil optimal korrigieren, die thorako-lumbalen Skliososen (n = 17) in 70,6 % der Fälle. Bei lumbalen Skliososen (n = 7) lag das Optimum zu 85,7 % auf der ipsilateralen Seite, bei kombinierten Skliososen (s-Form) (n = 58) zu 58,6 %.

Bei thorakalen Skliososen war der optimal korrigierende Keil am häufigsten „9° ipsilateral“ (23,5 %). Thorako-lumbale und kombinierte Skliososen zeigten in den meisten Fällen ebenfalls bei „9° ipsilateral“ die beste Korrektur (52,9 % bzw. 27,6 %).

Bei lumbalen Skoliosen führten „6° ipsilateral“ in 42,9 % der Fälle - und damit am häufigsten - zur optimalen Verbesserung des Skoliosewinkels. (vgl. Tabelle 9 und Abbildung 30).

Der Anteil der jeweils am häufigsten optimal korrigierenden Keilen nur an den ipsilateral erhöhten Sitzunterlagen war folgender: Für den Skoliose Typ thorako-lumbal waren 75 % der optimal korrigierenden ipsilateralen Keile um 9° geneigt, beim thorakalen Typ hatten 57,1 % der optimal korrigierenden Keile eine Neigung von 9°, bei der kombinierten Form waren es 47,1 %. Die häufigste optimale Neigung von 6° bei den lumbalen Skoliosen entsprach 50 % der ipsilateralen Keile, die zur besten Verbesserung des Skoliosewinkels führten.

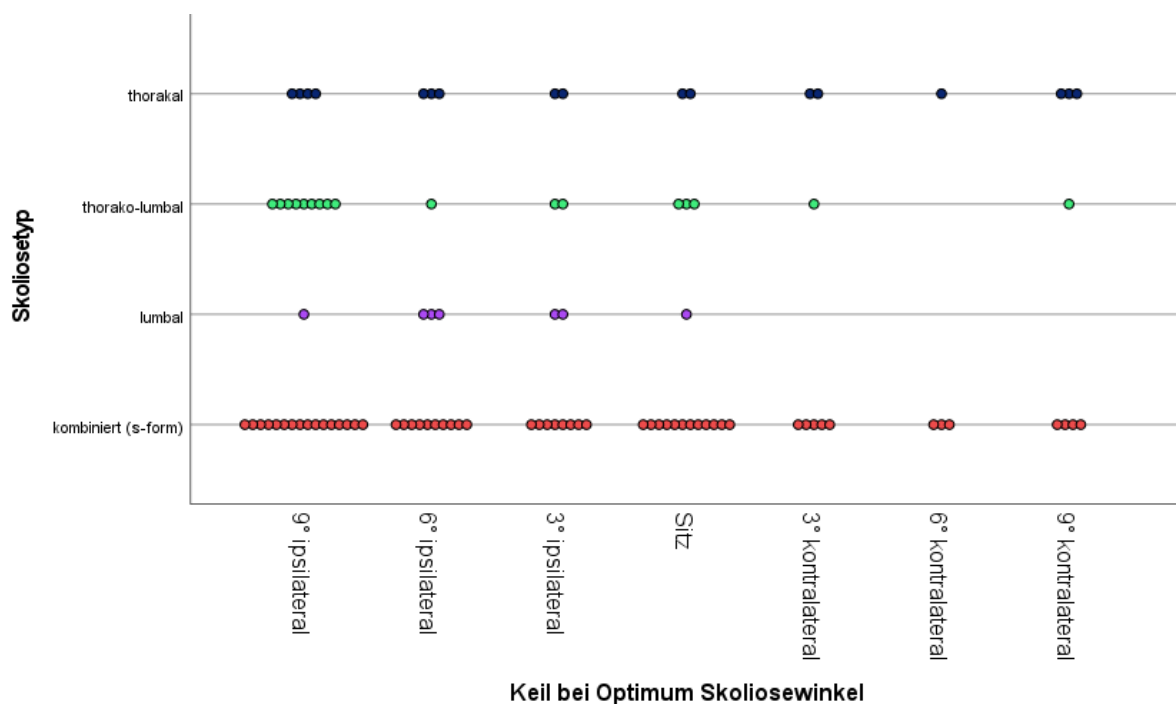


Abbildung 30: Häufigkeit des optimal korrigierenden Keiles (Optimum Skoliosewinkel) in Abhängigkeit vom Skoliose Typ
 Jeder Punkt markiert einen Probanden.

Tabelle 9: Absolute und relative Häufigkeiten mit optimaler Korrektur des Skoliosewinkels bei verschiedener Neigung; gruppiert nach Skoliose Typ

Skoliose Typ	Sitzflächenneigung						
	Anzahl (prozentualer Anteil)						
	9° ipsi	6° ipsi	3° ipsi	Sitz	3° kontra	6° kontra	9° kontra
thorakal	4 (23,5)	3 (17,6)	2 (11,8)	2 (11,8)	2 (11,8)	1 (5,9)	3 (17,6)
thorako-lumbal	9 (52,9)	1 (5,9)	2 (11,8)	3 (17,6)	1 (5,9)	0 (0)	1 (5,9)
lumbal	1(14,3)	3 (42,9)	2 (28,6)	1 (14,3)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
kombiniert (s-Form)	16 (27,6)	10 (17,2)	8 (13,8)	12 (20,7)	5 (8,6)	3 (5,2)	4 (6,9)

ipsi = ipsilateral, kontra = kontralateral

4.4.1.1 Veränderung des mittleren Skoliosewinkels

Im Folgenden sind die Veränderungen des mittleren Skoliosewinkels im Sitz mit ebener Sitzfläche gegenüber dem Sitzkeil mit optimaler Korrektur dargestellt. Die Veränderung ergab sich aus der Differenz des Skoliosewinkels bei optimaler Korrektur und des Skoliosewinkels im Sitz. War der Skoliosewinkel im Sitz optimal, war diese Differenz null.

Gruppirt nach Schweregraden: Abbildung 31 zeigt die Veränderung des mittleren Skoliosewinkels in Abhängigkeit vom Schweregrad der Skoliose. Bei allen Schweregraden war zu erkennen, dass es zu einer Verbesserung des Skoliosewinkels kam. Leichte Skoliosen erfuhren im Mittel eine Verbesserung des Skoliosewinkels um $6,5^\circ$ (33,7 %) von $19,3 \pm 7,1^\circ$ auf $12,8 \pm 5,2^\circ$. Moderate Skoliosen wurden mit dem optimal korrigierenden Keil von $24,4 \pm 10,0^\circ$ auf $18,4 \pm 8,3^\circ$ um durchschnittlich $6,0^\circ$ (24,6 %) korrigiert. Bei schweren Skoliosen konnte der rasterstereographische Skoliosewinkel um 25,9 % von $37,1 \pm 8,5^\circ$ auf $27,5 \pm 9,1^\circ$ verringert werden. Dies entsprach einer mittleren Differenz von $9,6^\circ$.

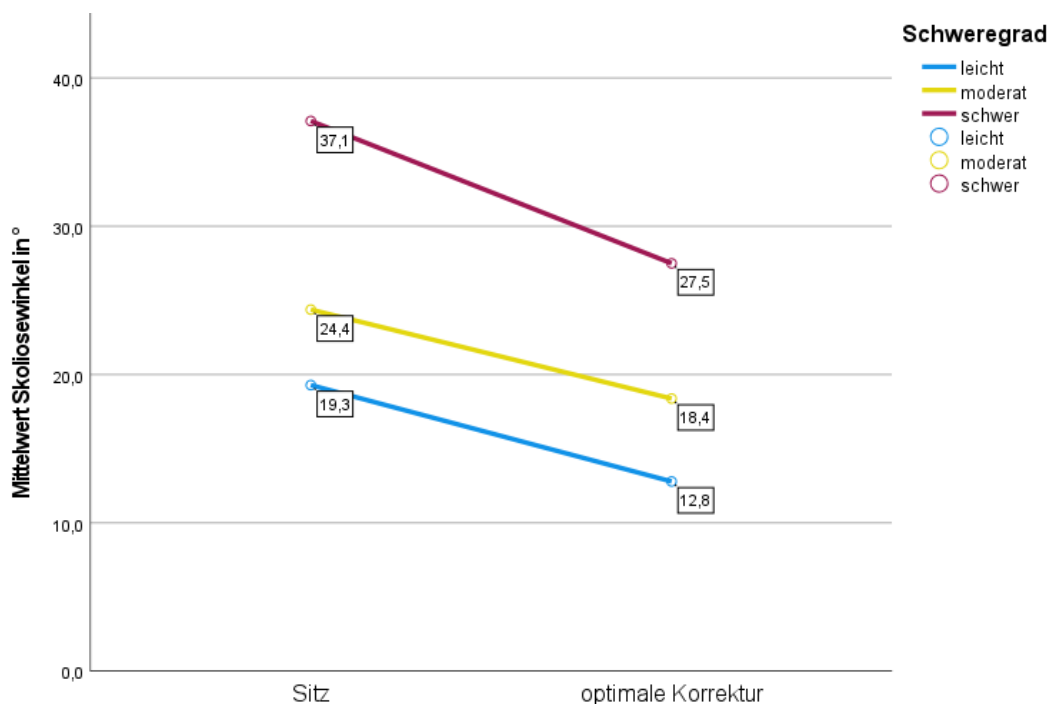


Abbildung 31: Veränderung des mittleren Skoliosewinkels im Sitz und bei optimaler Korrektur in Abhängigkeit vom Schweregrad der Skoliose

Gruppiert nach Skoliosestypen: Abbildung 32 zeigt die Veränderung des Mittelwertes des Skoliosewinkels in Abhängigkeit vom Skoliosestyp. Auch hier war bei allen Typen eine Verbesserung zu sehen. Thorakale Skoliosen wurden durch den Keil mit der besten Korrektur des Skoliosewinkels um $8,0^\circ$ (22,7 %) von $35,2 \pm 11,7^\circ$ auf $27,2 \pm 8,8^\circ$ korrigiert. Bei thorako-lumbalen Skoliosen verbesserte sich der mittlere Skoliosewinkel von $21,9 \pm 7,2^\circ$ auf $15,2 \pm 6,0^\circ$, was $6,7^\circ$ (30,6 %) entsprach. Lumbale Skoliosen erfuhren beim optimal korrigierenden Keil eine Verbesserung um $8,3^\circ$ (44,6 %) von $18,6 \pm 7,2^\circ$ auf $10,3 \pm 3,4^\circ$. Der beste Keil verringerte bei kombinierten Skoliosen (s-Form) den Skoliosewinkel von $24,9 \pm 10,3^\circ$ auf $18,6 \pm 8,9^\circ$. Dies entsprach einer mittleren Verbesserung von $6,3^\circ$ (25,6 %).

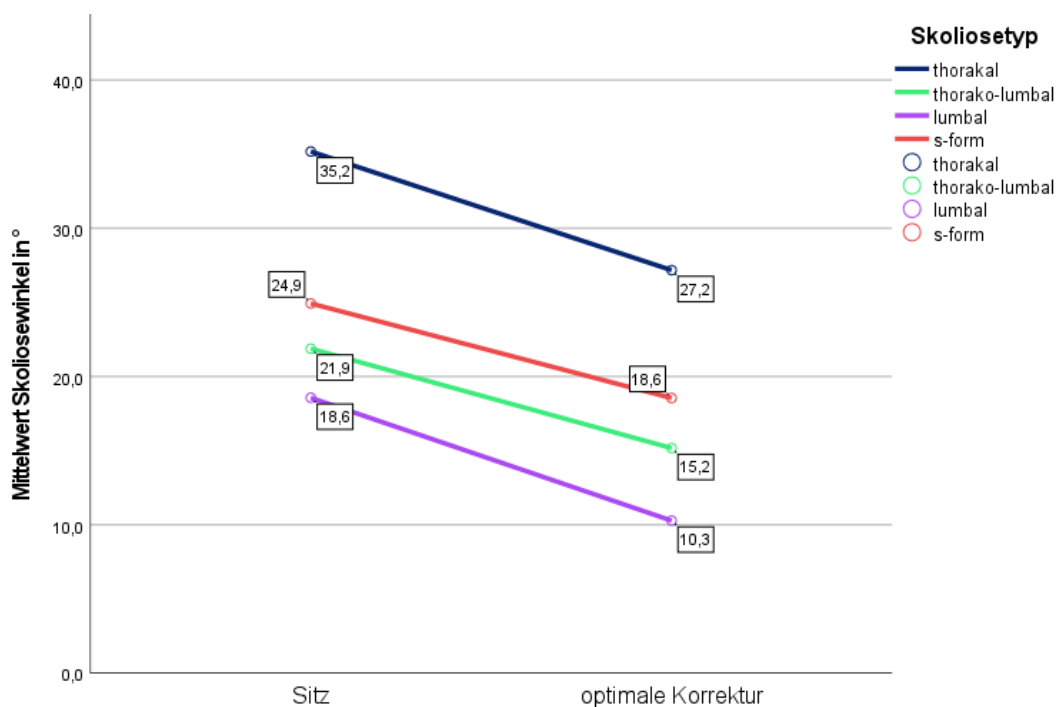


Abbildung 32: Veränderung des mittleren Skoliosewinkels im Sitz und bei optimaler Korrektur in Abhängigkeit vom Skoliosestyp

4.4.2 Parameter laterale Deviation RMS

Gruppirt nach Schweregraden: Unabhängig von der Schwere der Skoliose befand sich der die laterale Deviation optimal korrigierende Keil häufiger auf der ipsilateralen als auf der kontralateralen Seite. Bei schweren Skoliosen lag der optimal korrigierende Keil zu 60,0 % auf der ipsilateralen Seite, bei moderaten Skoliosen zu 65,5 %. Bei leichten Skoliosen befand sich der optimale Keil in 79,2 % der Fälle auf der ipsilateralen Seite.

Bei moderaten und leichten Skoliosen führte der Keil „9° ipsilateral“ am häufigsten zu einer optimalen Korrektur der lateralen Deviation RMS (34,5 % respektive 33,3 %). Der Keil „6° ipsilateral“ führte bei 25 % der Probanden mit schwerer Skoliose zur bestmöglichen Korrektur und war damit der häufigste optimale Keil (Abbildung 33).

In Tabelle 10 findet sich die detaillierte Verteilung der verschiedenen Neigungen, die zur optimalen Korrektur bei den unterschiedlichen Schweregraden führten.

Der Anteil des am häufigsten optimal korrigierenden Keils nur an den ipsilateralen Keilen lag bei leichten Skoliosen bei 42 % („6 ipsilateral“). Bei moderaten Skoliosen hatte der Keil „9° ipsilateral“ mit 52 % den größten Anteil an den ipsilateralen Keilen. Bei schweren Skoliosen war dieser Anteil 42 % (ebenfalls „9° ipsilateral“)

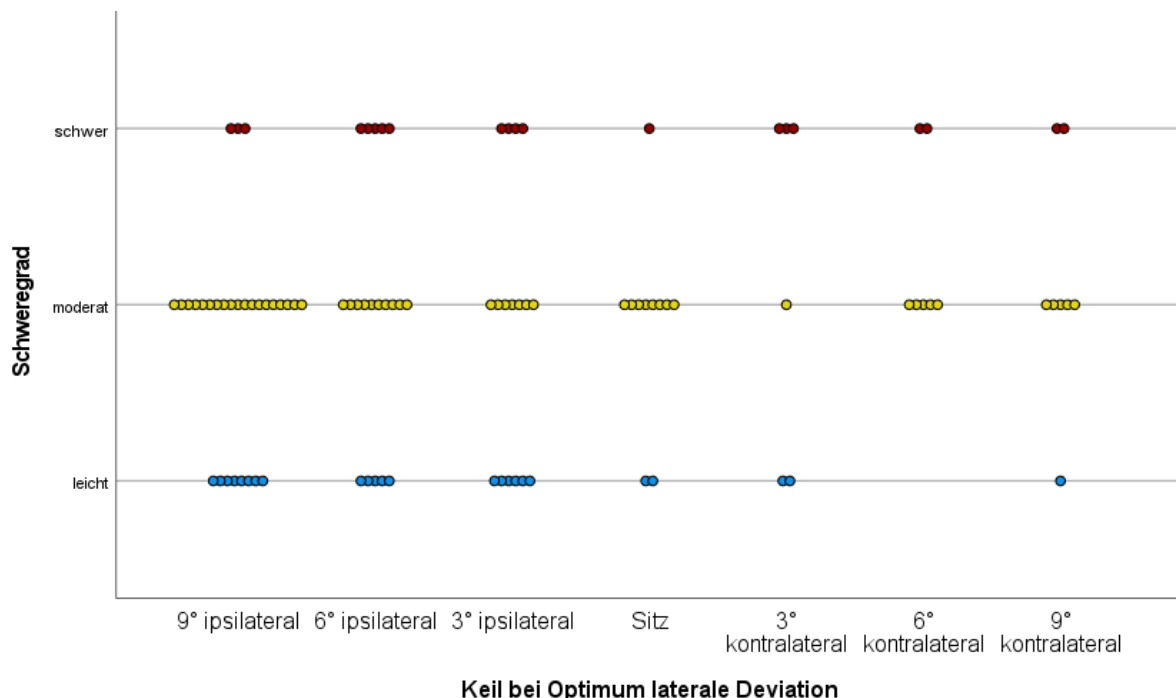


Abbildung 33: Häufigkeit des optimal korrigierenden Keils (Optimum laterale Deviation RMS) in Abhängigkeit vom Schweregrad
Jeder Punkt markiert einen Probanden.

Tabelle 10: Absolute und relative Häufigkeiten mit optimaler Korrektur der lateralen Deviation RMS bei verschiedener Neigung, gruppiert nach Schweregrad

Schweregrad	Sitzflächenneigung						
	Anzahl (prozentualer Anteil)						
	9° ipsi	6° ipsi	3° ipsi	Sitz	3° kontra	6° kontra	9° kontra
Schwer	3 (15)	5 (25)	4 (20)	1 (5)	3 (15)	2 (10)	2 (10)
moderat	19 (34,5)	10 (18,2)	7 (12,7)	8 (14,5)	1 (1,8)	5 (9,1)	5 (9,1)
leicht	8 (33,3)	5 (20,8)	6 (25,0)	2 (8,3)	2 (8,3)	0 (0)	1 (4,2)

ipsi = ipsilateral, kontra = kontralateral

Gruppiert nach Skoliosetypen: Die Verteilung der optimal korrigierenden Sitzkeile verschob sich je nach Höhe der Hauptkrümmung. Je kaudaler diese lag, desto eher lag der optimale korrigierende Keil auf der ipsilateralen Seite. Thorakale Skoliosen (n = 17) ließen sich in 35,3 % der Fälle mit einem ipsilateralen Keil optimal korrigieren, bei thorako-lumbalen Skoliosen (n = 17) lag der optimale Keil bereits in 82,4 % auf der ipsilateralen Seite. Bei lumbalen Skoliosen (n = 7) lag das Optimum zu 85,7 % auf der ipsilateralen Seite. Der optimale Keil befand sich bei kombinierten Skoliosen (n = 58) bei 69,0 % der Probanden auf der ipsilateralen Seite.

Bei thorakalen, thorako-lumbalen und kombinierten Skoliosen erreichte der Keil „9° ipsilateral“ am häufigsten die beste Korrektur (23,5 % (thorakal), 52,9 % (thorako-lumbal), 27,6 % (kombiniert)). Lumbale Skoliosen wurden am häufigsten (42,9 %) durch „6° ipsilateral“ verbessert.

Innerhalb der ipsilateralen Keile lag der Anteil des optimal korrigierenden Keils „9° ipsilateral“ bei den thorakalen Skoliosen bei 50,0 %, den thorako-lumbalen bei 64,3 % und den lumbalen bei 40,0 %. „6° ipsilateral“ als häufigster optimaler Keil entsprach bei lumbalen Skoliosen 50,0 % der optimal korrigierenden ipsilateralen Keile. Die genaue Verteilung Tabelle 11 zu entnehmen.

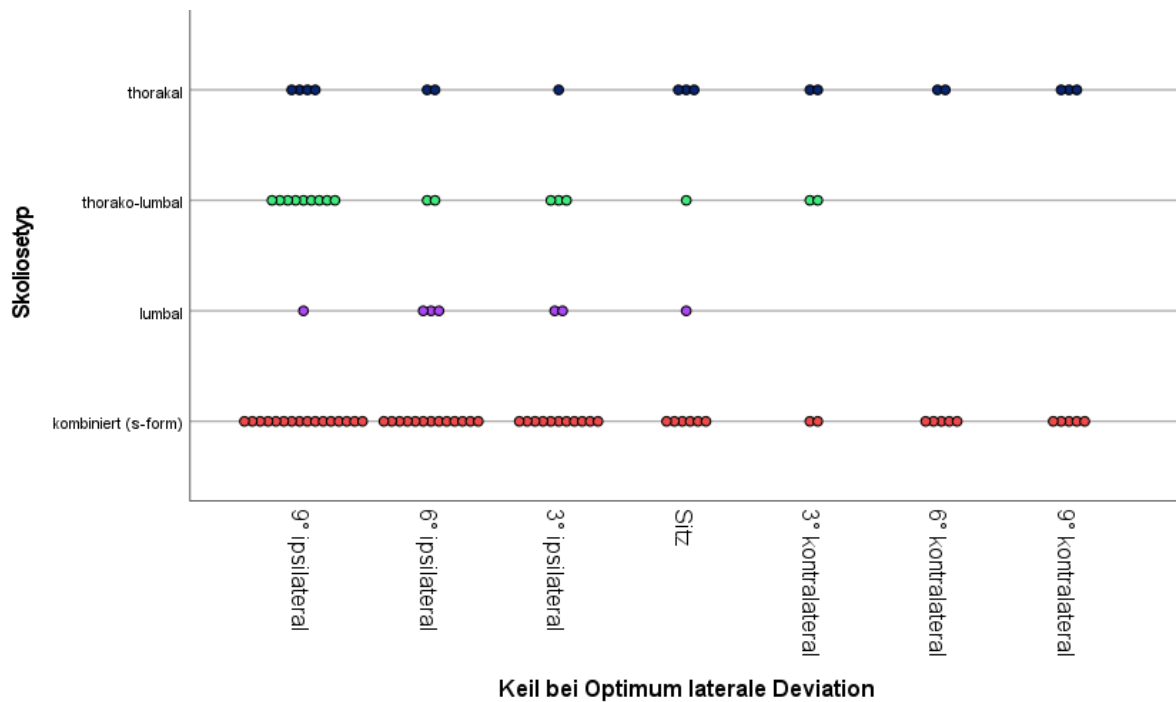


Abbildung 34: Häufigkeit des optimal korrigierenden Keils (Optimum laterale Deviation RMS) in Abhängigkeit vom Skoliose Typ
 Jeder Punkt markiert einen Probanden.

Tabelle 11: Absolute und relative Häufigkeiten mit optimaler Korrektur der lateralen Deviation RMS bei verschiedener Neigung; gruppiert nach Skoliose Typ

Skoliose Typ	Sitzflächenneigung						
	Anzahl (prozentualer Anteil)						
	9° ipsi	6° ipsi	3° ipsi	Sitz	3° kontra	6° kontra	9° kontra
thorakal	4 (23,5)	2 (11,8)	1 (5,9)	3 (17,6)	2 (11,8)	2 (11,8)	3 (17,6)
Thorako-lumbal	9 (52,9)	2 (11,8)	3 (17,6)	1 (5,9)	2 (11,8)	0 (0)	0 (0)
lumbal	1(14,3)	3 (42,9)	2 (28,6)	1 (14,3)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
kombiniert	16 (27,6)	13 (22,4)	11 (19,0)	6 (10,3)	2 (3,4)	5 (8,6)	5 (8,6)

ipsi = ipsilateral, kontra = kontralateral

4.4.2.1 Veränderung der mittleren lateralen Deviation RMS

Im Folgenden wird die Verbesserung der mittleren lateralen Deviation RMS in Abhängigkeit vom Skoliose Typ und von der Schwere der Skoliose beschrieben. Die Veränderung ergab sich aus der Differenz der lateralen Deviation RMS bei optimaler Korrektur und der lateralen Deviation RMS im Sitz. War die laterale Deviation RMS im Sitz optimal, war diese Differenz null.

Gruppiert nach Schweregraden: Bei der Unterteilung nach dem Schweregrad der Skoliose ließ sich erkennen, dass bei allen Schweregraden eine Verbesserung eintrat. Leichte Skoliosen erfuhren relativ die beste Korrektur (36,5%). Die absolute Verbesserung betrug 2,7 mm von $7,4 \pm 3,4$ mm auf $4,7 \pm 2,9$ mm. Es folgten schwere Skoliosen mit der zweitgrößten relativen Korrektur (32,6%). Die absolute Korrektur war hier die größte von $14,1 \pm 4,8$ mm auf $9,5 \pm 4,3$ mm, was einer Verbesserung von 4,6 mm entsprach. Moderate Skoliosen verbesserten sich am Optimum um durchschnittlich 3 mm (30%) von $10,0 \pm 5,2$ mm auf $7,0 \pm 4,6$ mm (Abbildung 35).

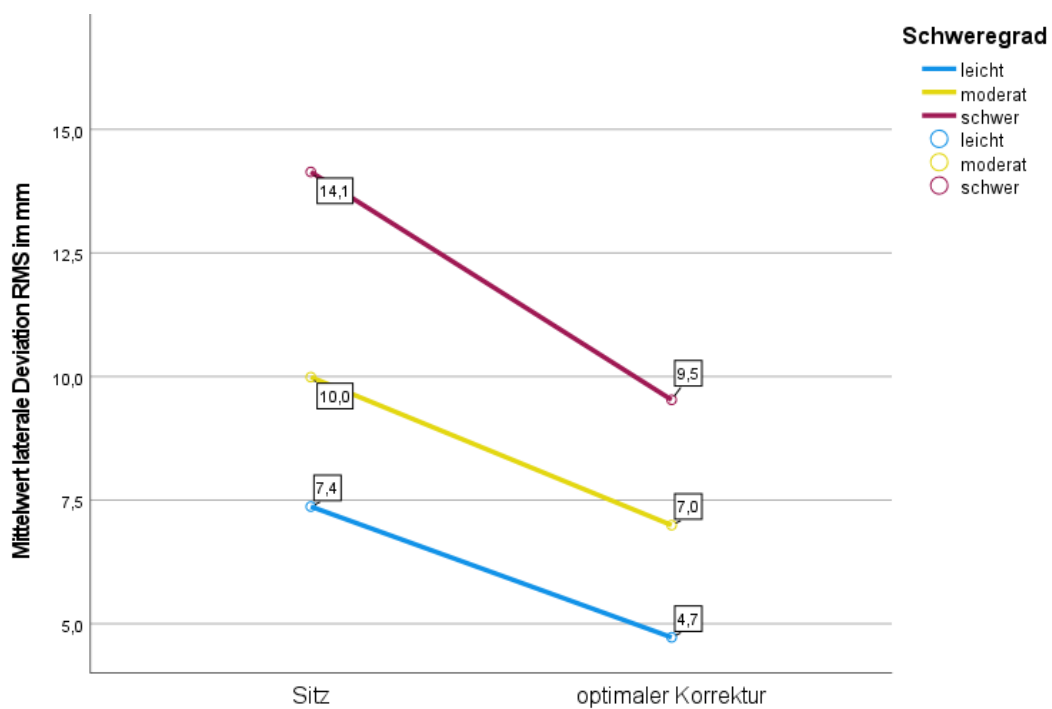


Abbildung 35: Veränderung der mittleren lateralen Deviation RMS im Sitz und bei optimaler Korrektur in Abhängigkeit vom Schweregrad der Skoliose

Gruppier nach Skoliose Typen: Bei der Gruppierung nach dem Skoliose Typ zeigten ebenfalls alle Typen eine Verbesserung der mittleren lateralen Deviation RMS. Lumbale Skoliosen wiesen hier die größte relative Verbesserung auf. Sie betrug 51,6 % von $6,4 \pm 4,1$ mm auf $3,1 \pm 2,0$ mm. Die absolute mittlere Korrektur betrug 3,3 mm. Thorako-lumbale Skoliosen verbesserten sich durchschnittlich um 2,5 mm (31,3 %) von $8,0 \pm 3,8$ mm auf $5,5 \pm 2,6$ mm. Um 4 mm (25,5 %) verbesserten sich thorakale Skoliosen von $15,7 \pm 6$ mm auf $11,7 \pm 5,8$ mm. Um durchschnittlich 3,3 mm (34,0 %) wurden kombinierte Skoliosen (s-Form) von $9,7 \pm 4,3$ auf $6,4 \pm 3,6$ mm korrigiert (Abbildung 36).

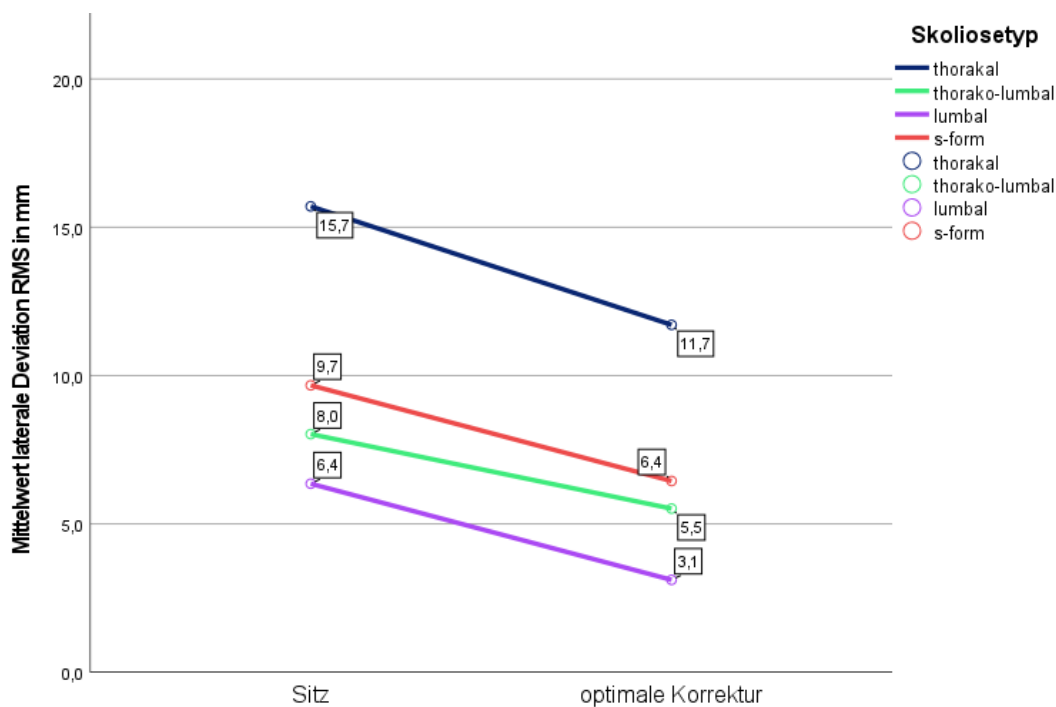


Abbildung 36: Veränderung der mittleren lateralen Deviation RMS im Sitz und bei optimaler Korrektur in Abhängigkeit vom Skoliose Typ

4.5 Sekundäre Fragestellung 2

Anhand der sekundären Fragestellung 2 wurde untersucht, ob ein stärker geneigter Keil zu einer stärkeren Korrektur führt. Um den Effekt des Neigungswinkels auf den Skoliosewinkel und die laterale Deviation RMS zu ermitteln, wurden hierfür der Skoliosewinkel und die laterale Deviation nicht nur bei optimaler Korrektur betrachtet, sondern über alle Messungen ausgewertet. Es wurde nach Schweregrad und Skoliosetyp gruppiert.

4.5.1 Parameter Skoliosewinkel

Gruppiert nach Schweregraden: Über alle Schweregrade war zu erkennen, dass ein stärker geneigter Keil eine größere Veränderung des Skoliosewinkels hervorrief. Lag die Erhöhung auf der ipsilateralen Seite, verringerte sich der Skoliosewinkel, lag sie auf der kontralateralen Seite, vergrößerte er sich. Der R^2 -Wert war bei leichten Skoliosen ($R^2 = 0,123$) mehr als doppelt so groß wie bei moderaten ($R^2 = 0,042$) oder schweren Skoliosen ($R^2 = 0,053$). Bei allen Schweregraden war $p < 0,05$ ($p < 0,001$ (leicht); $p < 0,001$ (moderat); $p = 0,006$ (schwer) (vgl. Abbildung 37).

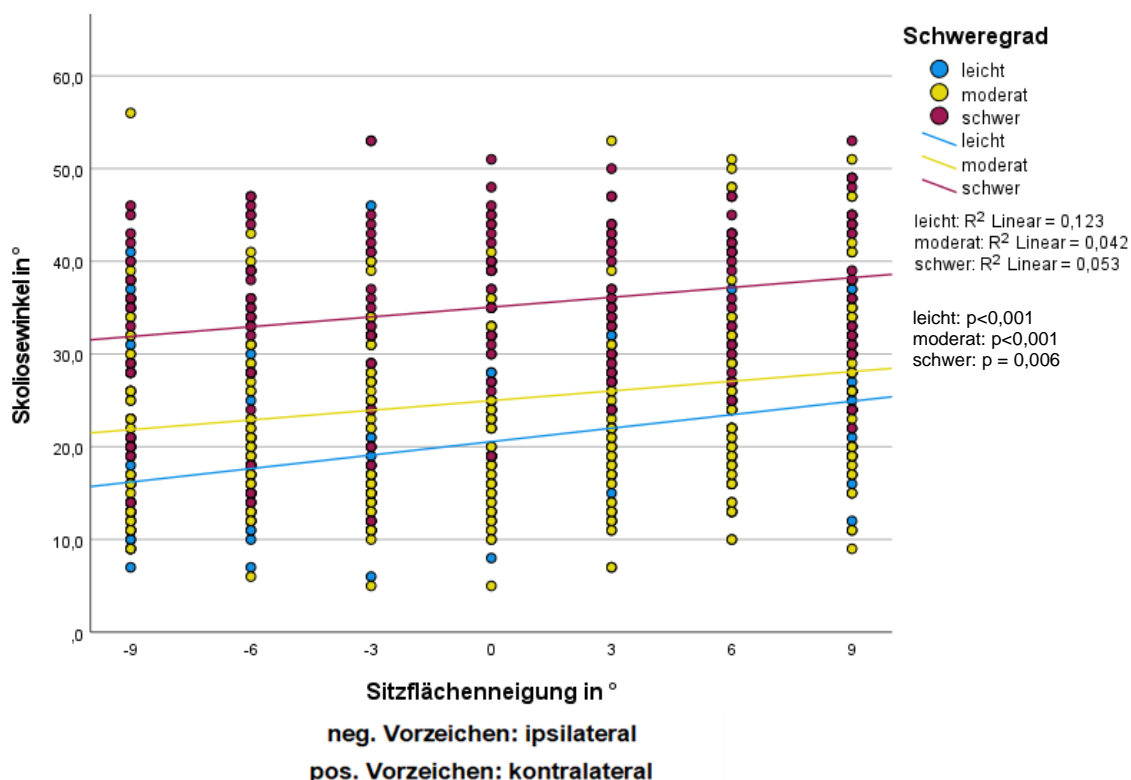


Abbildung 37: Skoliosewinkel in Abhängigkeit von der Sitzflächenneigung gruppiert nach Schweregraden
Jeder Punkt markiert einen Probanden; eingefügt sind gruppierte Regressionsgeraden.

Gruppiert nach Skoliosestypen: Wie bei den Schweregraden präsentierten auch die unterschiedlichen Skoliosestypen eine größere Beeinflussung des Skoliosewinkels, je stärker die Neigung des Keiles war. Auch hier lag bei ipsilateralen Keilen eine Verringerung, bei kontralateralen eine Vergrößerung des Skoliosewinkels vor. Die Skoliosestypen wiesen differente Bestimmtheitsmaße auf. Thorakale und kombinierte (s-förmige) Skoliosen hatten R^2 -Werte $< 0,05$. Bei thorako-lumbalen Skoliosen war $R^2 = 0,116$, bei lumbalen $R^2 = 0,313$. Bei allen Skoliosestypen war $p < 0,05$ ($p = 0,04$ (thorakal; $p < 0,001$ (thorako-lumbal, lumbal, kombiniert) (vgl. Abbildung 38).

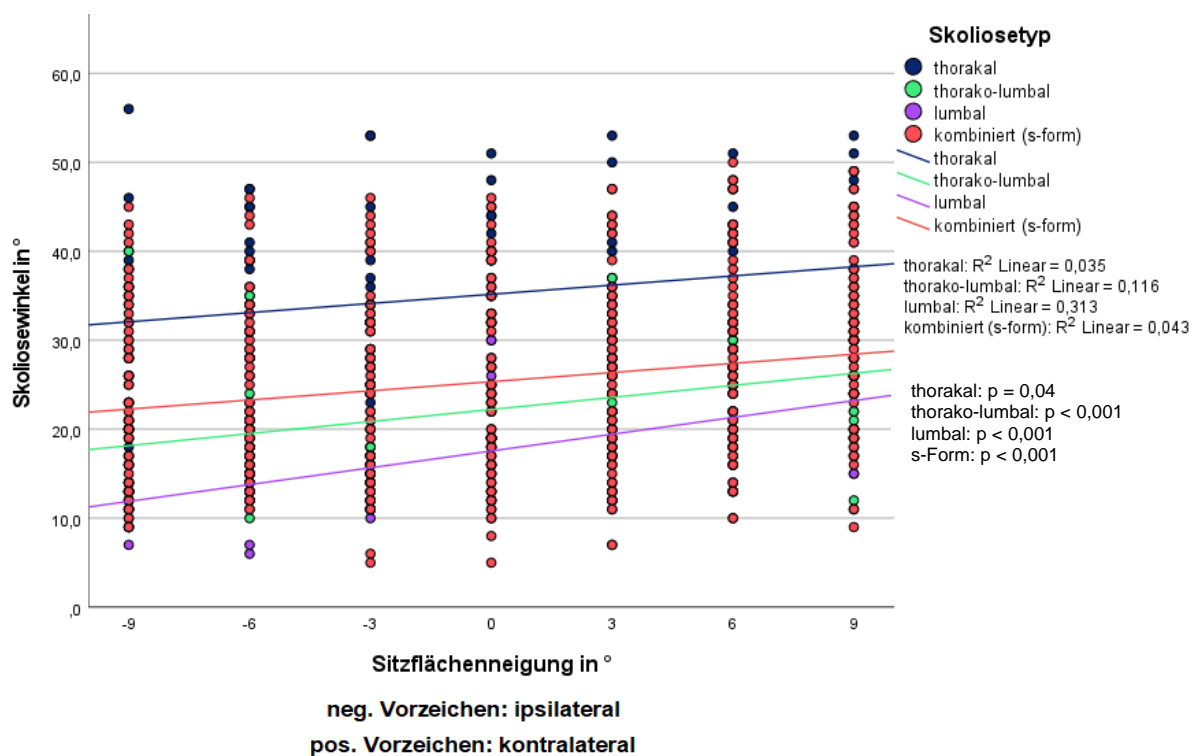


Abbildung 38: Skoliosewinkel in Abhängigkeit von der Sitzflächenneigung gruppiert nach Skoliosestypen. Jeder Punkt markiert einen Probanden; eingefügt sind gruppierte Regressionsgeraden.

4.5.2 Parameter laterale Deviation RMS

Gruppirt nach Schweregraden: Es zeigte sich, dass unabhängig von der Schwere der Skoliose eine stärkere Neigung der Sitzfläche mit Erhöhung auf der ipsilateralen Seite auch eine stärkere Korrektur (geringere laterale Deviation RMS) zur Folge hatte. Eine stärkere Neigung mit der Erhöhung auf der kontralateralen Seite führte umgekehrt auch zu einer größeren lateralen Deviation RMS, was eine Verschlechterung bedeutete.

Trotz der oben genannten Gemeinsamkeit waren die R^2 -Werte für die unterschiedlichen Schweregrade verschieden, jedoch immer $< 0,05$ ($R^2 = 0,047$ (leicht); $R^2 = 0,024$ (moderat); $R^2 = 0,013$ (schwer)). Nur für die Schweregrade leicht und moderat lag der p-Wert bei $p < 0,05$ ($p = 0,005$ (leicht), $p = 0,002$ (moderat)). Bei schweren Skoliosen war $p = 0,173$ (vgl. Abbildung 39).

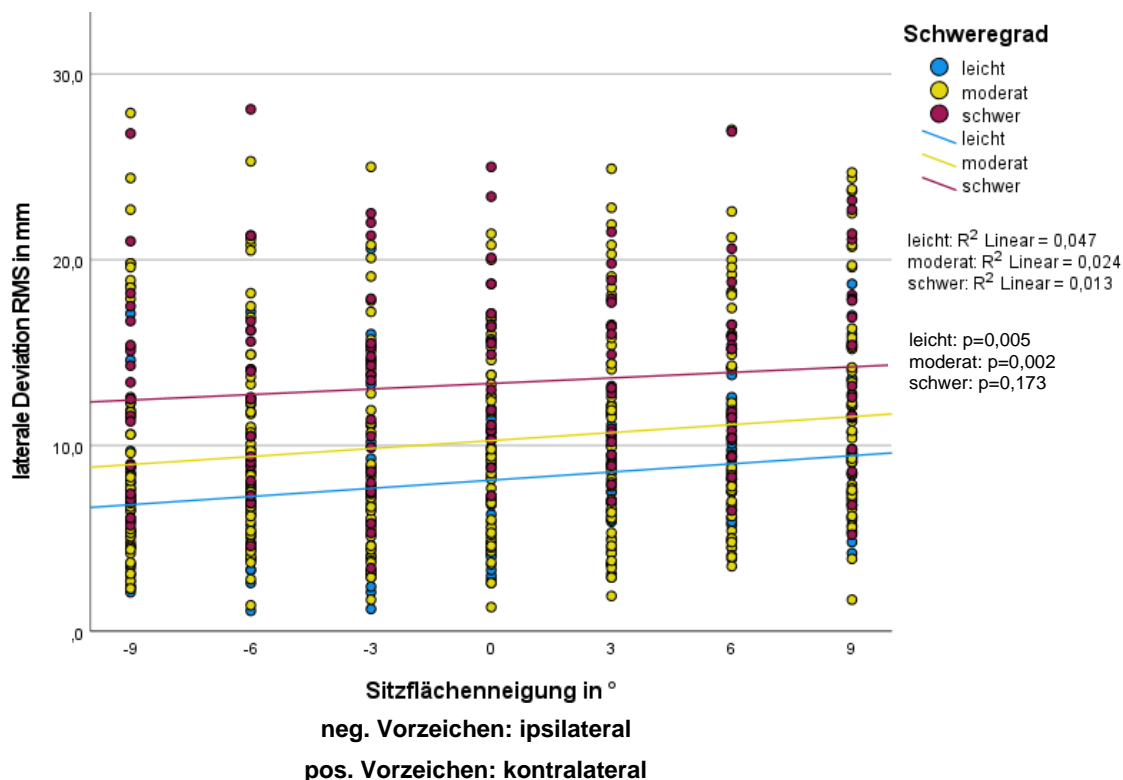


Abbildung 39: laterale Deviation RMS in Abhängigkeit von der Sitzflächenneigung gruppiert nach Schweregraden
Jeder Punkt markiert einen Probanden; eingefügt sind gruppierte Regressionsgeraden.

Gruppirt nach Skoliosestypen: Für die unterschiedlichen Skoliosestypen war die laterale Deviation RMS bei stärkerer Neigung der Sitzfläche mit ipsilateraler Erhöhung ebenso am geringsten und nahm mit sinkendem Neigungsgrad bis hin zum ebenen Sitz zu. Bei steigender Neigung mit der Erhöhung auf der kontralateralen Seite wurde die laterale Deviation RMS größer.

Bei der Gruppierung nach Skoliosestypen war der Unterscheid zwischen den einzelnen Gruppen teilweise deutlich, was sich im R^2 -Wert widerspiegelte. Während thorakale Skoliosen bei der linearen Regression einen R^2 -Wert von 0,009 zeigten, lag dieser Wert bei lumbalen Skoliosen bei 0,207. Nur für thorako-lumbale, lumbale und kombinierte Skoliosen ließ sich ein p -Wert von $p < 0,05$ feststellen ($p = 0,002$ (thorako-lumbal); $p = 0,001$ (lumbal); $p < 0,001$ (kombiniert)). Bei thorakalen Skoliosen war $p = 0,302$ (vgl. Abbildung 40).

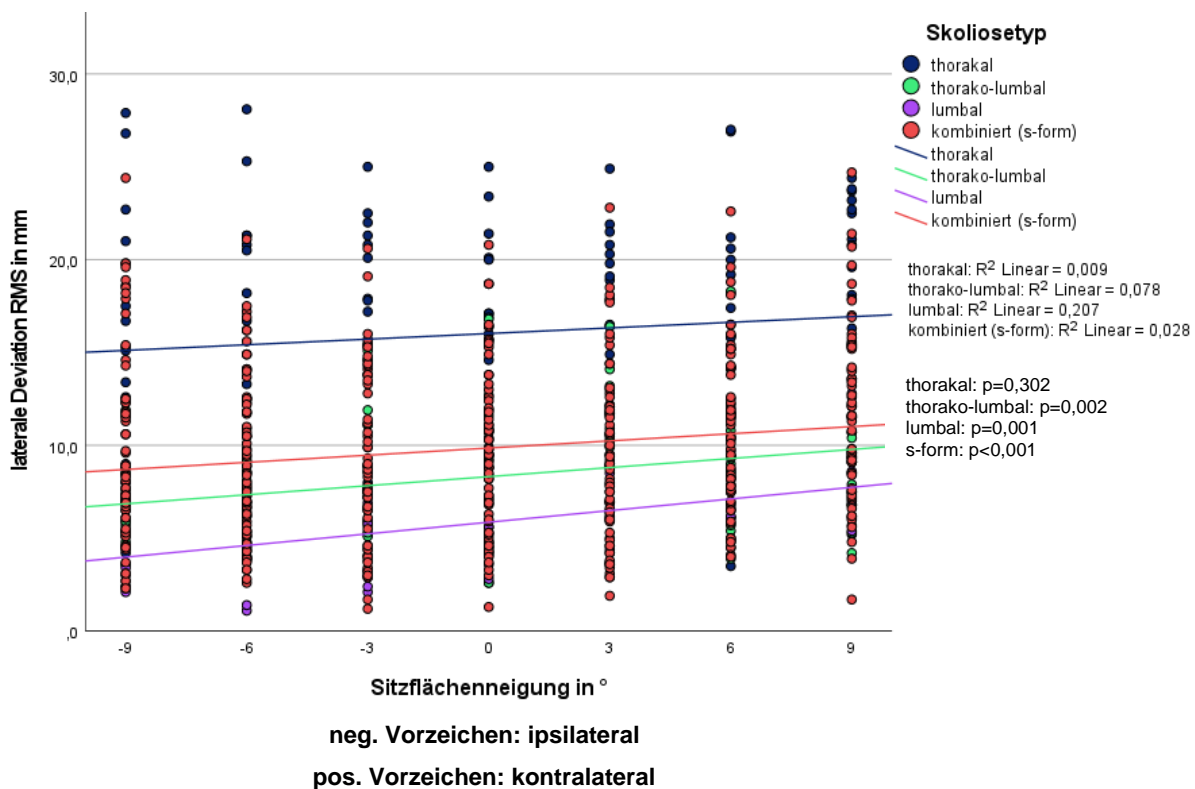


Abbildung 40: laterale Deviation RMS in Abhängigkeit von der Sitzflächenneigung gruppiert nach Skoliosestyp
Jeder Punkt markiert einen Probanden; eingefügt sind gruppierte Regressionsgeraden.

4.6 Sekundäre Fragestellung 3

Für die sekundäre Fragestellung 3 wurde das Sitzgefühl erfasst und zunächst für alle Messungen betrachtet. Weiterführend wurde das subjektive Empfinden im neutralen Sitz dem bei optimaler Korrektur gegenübergestellt.

In Abbildung 41 sind die Mittelwerte der NRS in Abhängigkeit von der Sitzflächenneigung gezeigt. Hierfür wurden die Werte aller Messungen gemittelt und unabhängig von der Verbesserung der Parameter Skoliosewinkel oder laterale Deviation RMS untersucht.

Probanden mit leichter Skoliose empfanden den Sitz mit ebener Sitzfläche am angenehmsten. Bei 3° Neigung wurde der kontralaterale Keil bei dieser Probandengruppe als angenehmer als der entsprechende ipsilaterale Keil empfunden. Bei 6° und 9° wiesen jeweils die ipsilateralen Keile den geringeren NRS-Mittelwert gegenüber den kontralateralen auf.

Bei moderaten Skoliosen wurden alle ipsilateralen Keile angenehmer empfunden als die jeweiligen kontralateralen Keile. „3° ipsilateral“ und der ebene Sitz wurden beide mit dem niedrigsten NRS-Wert als am angenehmsten beschrieben.

Bei Probanden mit schwerer Skoliose war der mittlere NRS-Wert bei „3° ipsilateral“ am geringsten. Auch hier zeigte sich eine deutliche Erhöhung der NRS-Werte bei kontralateralen Keilen gegenüber den ipsilateralen gleich stark geneigten Keilen.

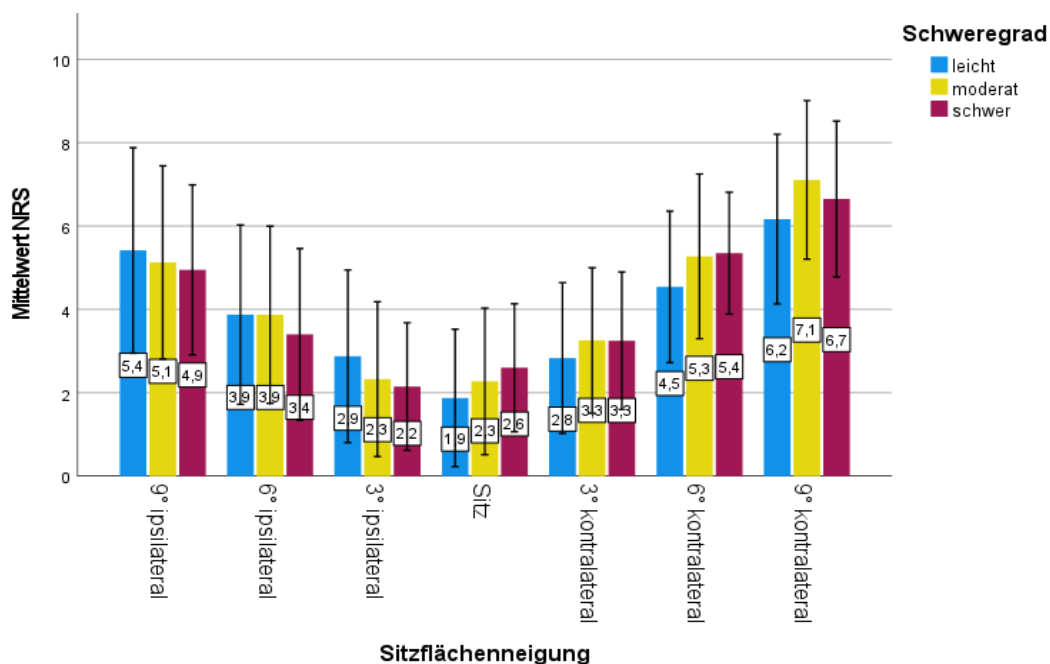


Abbildung 41: Mittlerer Wert NRS in Abhängigkeit von der Sitzflächenneigung
Gruppirt nach Schweregrad der Skoliose; Fehlerbalken: ± 1 SD

Zusätzlich wurden die NRS-Werte im ebenen Sitz und bei dem Keil mit der optimalen Korrektur verglichen, um zu analysieren, ob eine optimal korrigierende Sitzflächenneigung ein besseres Sitzgefühl bewirkt als der normale Sitz.

4.6.1 Parameter Skoliosewinkel

Gruppieren nach Schweregraden: Bei allen Schweregraden war das Sitzgefühl bei optimaler Korrektur schlechter als im normalen Sitz. Das Ausmaß der Verschlechterung des NRS-Wertes war jedoch bei den verschiedenen Schweregraden unterschiedlich. Bei Probanden mit schweren Skoliosen erhöhte sich der mittlere NRS-Wert um 0,8 von 2,6 auf 3,4. Bei moderaten Skoliosen betrug der durchschnittliche Anstieg 1,1 von 2,3 auf 3,4. Bei leichten Skoliosen verschlechterte sich das Sitzgefühl um 2,3 von 1,9 auf 4,2 (vgl. Abbildung 42 und Tabelle 12).

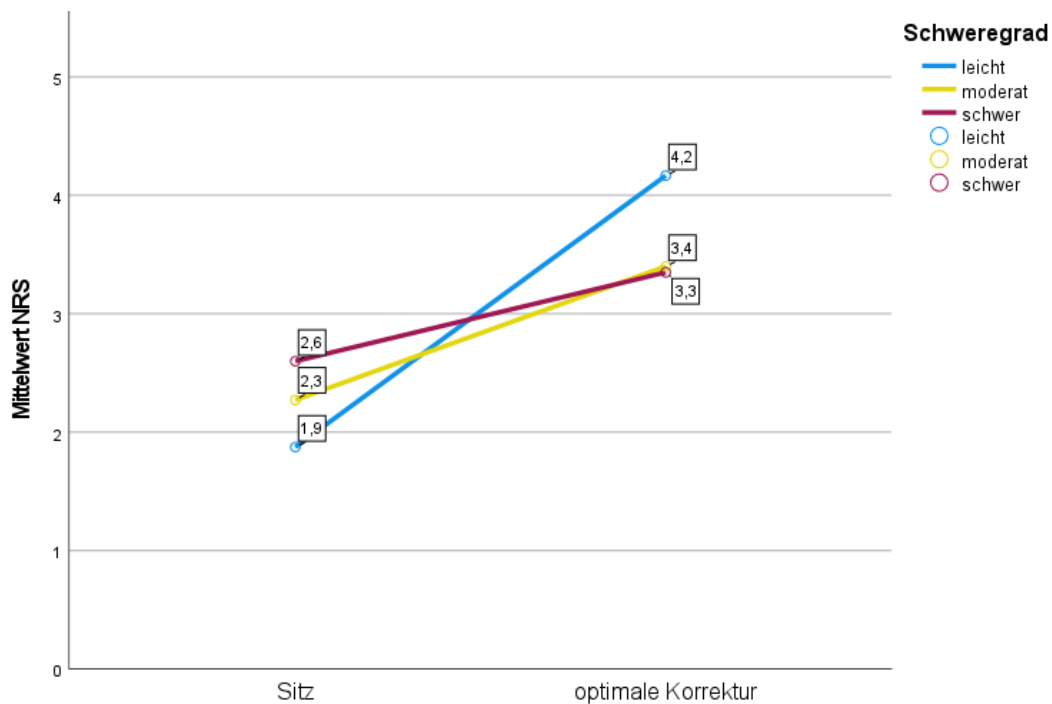


Abbildung 42: mittlerer NRS-Wert im Sitz und bei optimaler Korrektur des Skoliosewinkels, gruppiert nach Schweregrad

Gruppirt nach Skoliosestypen: Wie bei der Gruppierung nach Schweregraden war auch bei den Skoliosestypen das Sitzgefühl bei optimaler Korrektur unangenehmer als im normalen Sitz. Thorakale Skoliosen wiesen eine mittlere Verschlechterung des Sitzgefühls um 2,5 von 1,9 auf 4,4 auf. Bei thorako-lumbalen Skoliosen stieg der durchschnittliche NRS-Wert um 1,9 von 1,8 auf 3,7. Lumbale Skoliosen zeigten einen Anstieg um 0,8 von 1,9 auf 2,7, kombinierte um 0,9 von 2,5 auf 3,4 (vgl. Abbildung 43 und Tabelle 12).

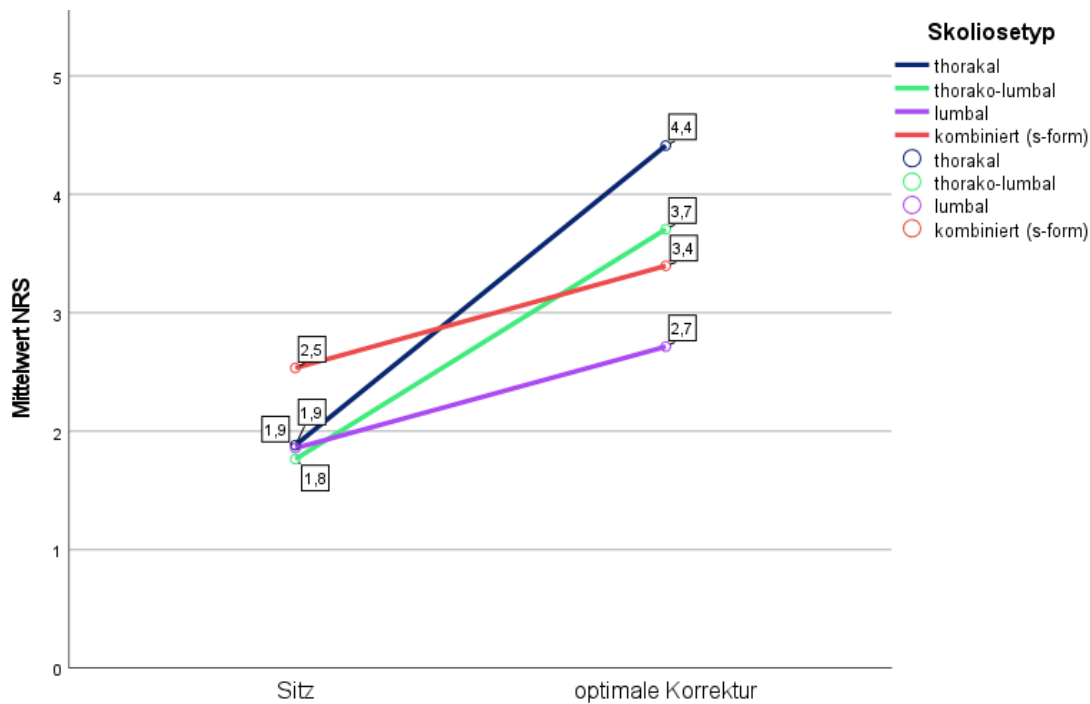


Abbildung 43: mittlerer NRS-Wert im Sitz und bei optimaler Korrektur des Skoliosewinkels, gruppiert nach Skoliosestyp

Der größte relative und absolute Anstieg des NRS-Wertes fand sich bei den thorakalen Skoliosen bzw. leichten Skoliosen. In Tabelle 12 sind die mittleren NRS-Werte und deren SD im Sitz und bei optimaler Korrektur sowie die absolute und relative Veränderung dargestellt.

Tabelle 12: mittlere NRS-Werte im Sitz und bei optimaler Korrektur des Skoliosewinkels; zusätzlich ist die absolute und relative Veränderung dargestellt

Skoliose Typ	NRS-Wert			Schweregrad	NRS-Wert		
	Sitz	optimale Korrektur	Veränderung (prozentualer Anteil)		Sitz	Optimale Korrektur	Veränderung (prozentualer Anteil)
thorakal	1,9 ± 1,2	4,4 ± 2,3	2,5 (131,6 %)	leicht	1,9 ± 1,6	4,2 ± 2,7	2,3 (121,1 %)
thorako-lumbal	1,8 ± 1,2	3,7 ± 2,2	1,9 (105,6 %)	moderat	2,3 ± 1,7	3,4 ± 2,3	1,1 (47,8 %)
lumbal	1,9 ± 1,8	2,7 ± 2,1	0,8 (42,1 %)	schwer	2,6 ± 1,5	3,4 ± 2,6	0,8 (30,8 %)
kombiniert (s-Form)	2,5 ± 1,8	3,4 ± 2,6	0,9 (36,0 %)				

gruppiert nach Skoliose Typ (links) und Schweregrad (rechts); Darstellung der Mittelwerte ± Standardabweichung

4.6.2 Parameter laterale Deviation RMS

Gruppiert nach Schweregraden: Bei optimaler Korrektur des Parameters laterale Deviation RMS war das Sitzgefühl – wie für den Parameter Skoliosewinkel – schlechter im Vergleich zum ebenen Sitz. Probanden mit schweren Skoliosen gaben einen mittleren Anstieg des unangenehmen Sitzgefühls um 0,6 von 2,6 auf 3,2 an. Bei moderaten Skoliosen stieg der mittlere NRS-Wert um 1,4 von 2,3 auf 3,7, bei leichten Skoliosen um 2,4 von 1,9 auf 4,3 (vgl. Abbildung 44 und Tabelle 13).

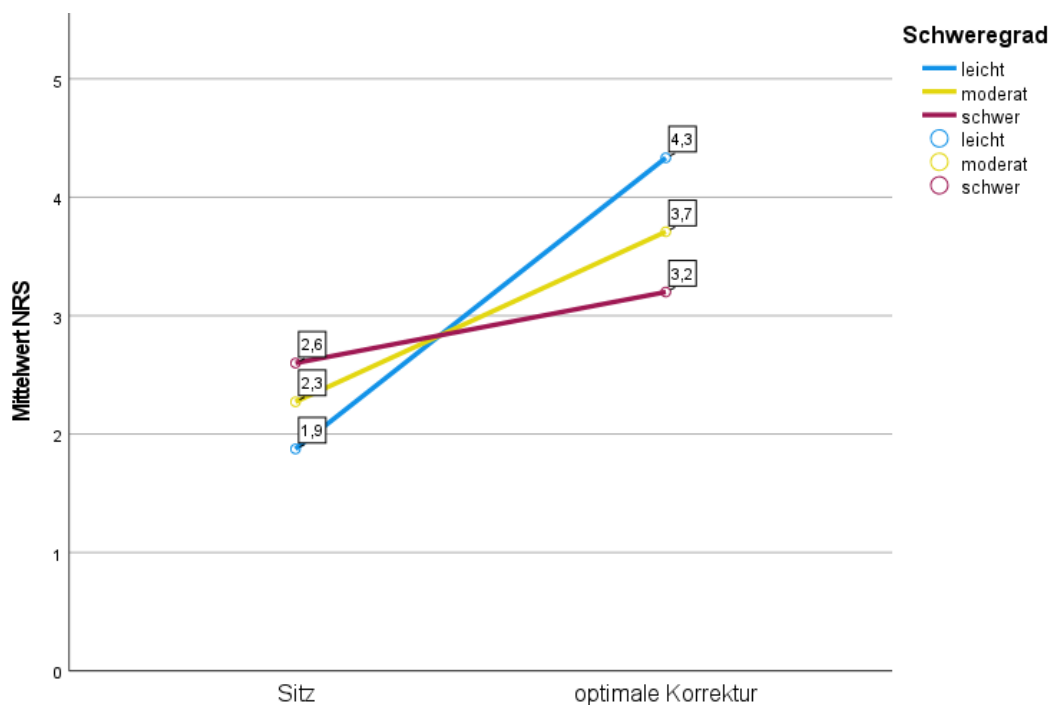


Abbildung 44: mittlerer NRS-Wert im Sitz und bei optimaler Korrektur der lateralen Deviation RMS, gruppiert nach Schweregrad

Gruppirt nach Skoliosestypen: Die verschiedenen Skoliosestypen zeigten alle einen Anstieg des NRS-Wertes beim ebenen Sitz zum NRS-Wert bei optimaler Korrektur. Bei thorakalen Skoliosen stieg der mittlere NRS-Wert im Vergleich vom ebenen Sitz zur optimalen Korrektur um 2,1 von 1,9 auf 4,0 an. Thorako-lumbale Skoliosen zeigten einen Anstieg um 2,0 von 1,8 auf 3,8, lumbale um 0,8 von 1,9 auf 2,7. Bei kombinierten Skoliosen kam es zu einer Zunahme um 1,3 von 2,5 auf 3,8 (siehe Abbildung 45 und Tabelle 13).

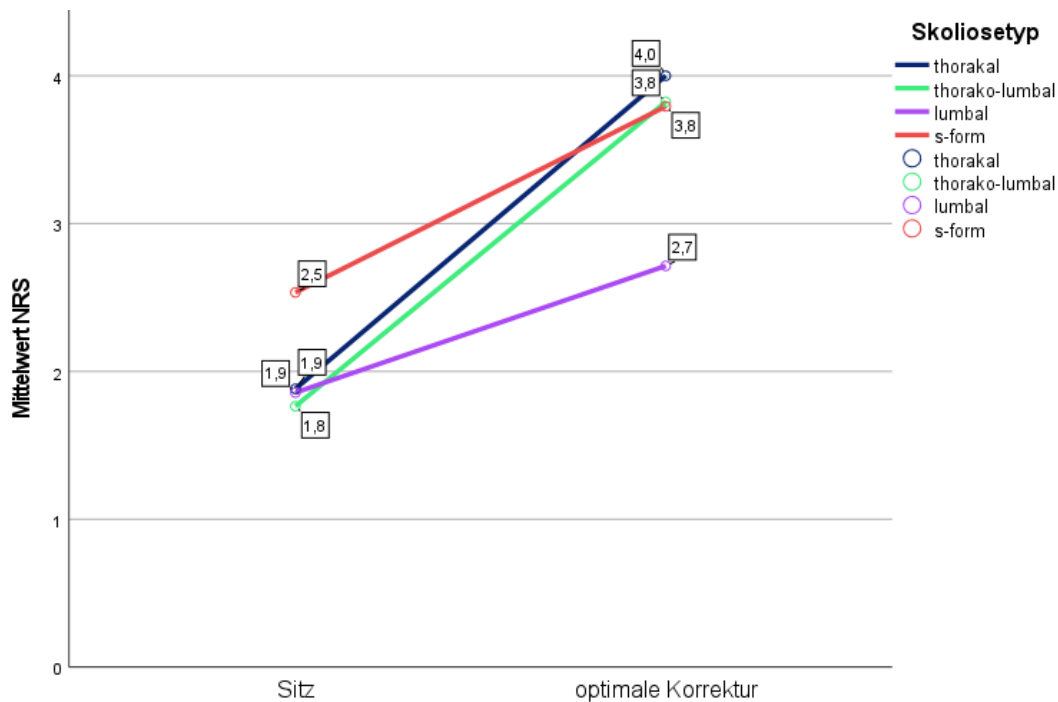


Abbildung 45: mittlerer NRS-Wert im Sitz und bei optimaler Korrektur der lateralen Deviation RMS, gruppiert nach Skoliosestyp

Bei der Unterteilung nach Schweregraden zeigten leichte Skoliosen den größten relativen und absoluten Anstieg.

Die größte absolute Steigerung des NRS-Wertes lag bei den thorakalen Skoliosen, thorako-lumbale Skoliosen hatten den größten relativen Anstieg, wobei für diese beiden Skoliosestypen sowohl die absolute als auch die relative Veränderung sehr ähnlich war (vgl. Tabelle 13).

Tabelle 13: mittlere NRS-Werte im Sitz und bei optimaler Korrektur der lateralen Deviation RMS; zusätzlich ist die absolute und relative Veränderung dargestellt

Skoliosetyp	NRS-Wert			Schweregrad	NRS-Wert		
	Sitz	optimale Korrektur	Veränderung (prozentualer Anteil)		Sitz	Optimale Korrektur	Veränderung (prozentualer Anteil)
thorakal	1,9 ± 1,2	4,0 ± 2,3	2,1 (110,5 %)	leicht	1,9 ± 1,6	4,3 ± 2,6	2,4 (126,3 %)
thorako-lumbal	1,8 ± 1,2	3,8 ± 2,1	2,0 (111,1 %)	moderat	2,3 ± 1,7	3,7 ± 2,4	1,4 (60,9 %)
lumbal	1,9 ± 1,8	2,7 ± 2,1	0,8 (42,1 %)	schwer	2,6 ± 1,5	3,2 ± 2,2	0,6 (23,1 %)
kombiniert (s-Form)	2,5 ± 1,8	3,8 ± 2,6	1,3 (52,0 %)				

gruppiert nach Skoliosetyp (links) und Schweregrad (rechts); NRS (numeric rating scale) des Sitzgefühls; Darstellung der Mittelwerte +/- Standardabweichung

4.7 Sekundäre Fragestellung 4

Um zu untersuchen, ob sich der Parameter Skoliosewinkel beim Wechsel der Position Stand zum Sitz verändert, wurden die Veränderung des mittleren Skoliosewinkels im Stand und im Sitz ermittelt.

Abbildung 46 und Abbildung 47 zeigen die Veränderung des mittleren Skoliosewinkels in den beiden Stellungen. Gruppirt wurde nach Skliosetypen sowie nach Schweregraden der Skoliose.

Gruppirt nach Schweregraden: Bei der Unterteilung nach Schweregraden der Skoliose war zu erkennen, dass sich der Skoliosewinkel bei schweren Skoliosen in der Position Sitz gegenüber dem Stand vergrößerte ($p = 0,042$). Bei moderaten und leichten Skoliosen kam es zu einer leichten Verringerung des Skoliosewinkels (vgl. Abbildung 46, Tabelle 14). Bei der Veränderung bei leichten und moderaten Skoliosen war $p > 0,05$ ($p = 0,806$ (leicht); $p = 0,655$ (moderat)).

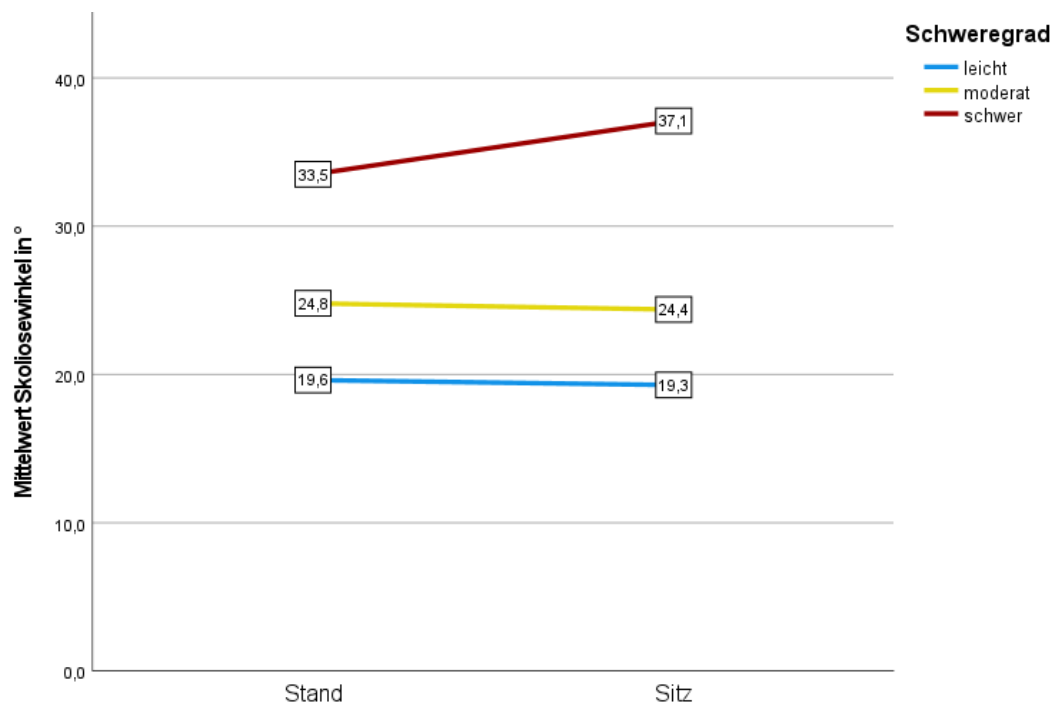


Abbildung 46: Mittlerer Skoliosewinkel im Stand und Sitz; gruppiert nach Schweregraden

Gruppiert nach Skoliosestypen: Bei thorakalen und lumbalen Skoliosen war der mittlere Skoliosewinkel im Sitz kleiner als im Stand.

Bei den anderen Skoliosestypen vergrößerte sich der Skoliosewinkel mit der Einnahme der sitzenden Position (vgl. Abbildung 47, Tabelle 14). Für alle Skoliosestypen war $p > 0,05$.

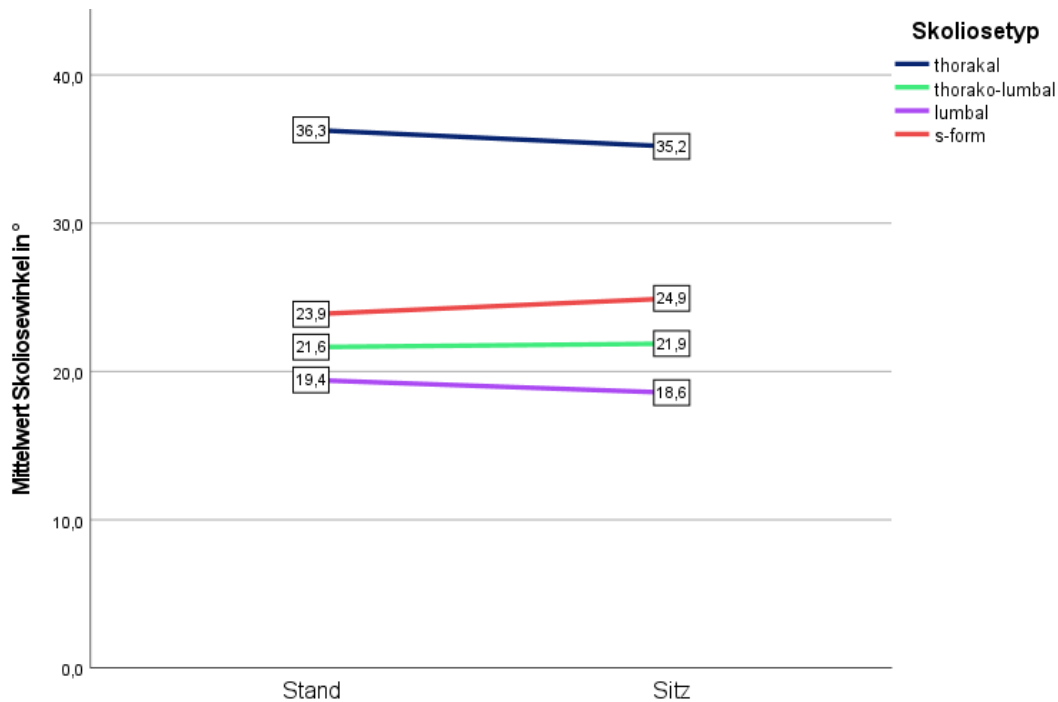


Abbildung 47: Mittlerer Skoliosewinkel im Stand und Sitz; gruppiert nach Skoliosestypen

Tabelle 14: mittlerer Skoliosewinkel im Stand und Sitz, zusätzlich ist die absolute und relative Veränderung dargestellt

Skoliosestyp	Skoliosewinkel °			Schweregrad	Skoliosewinkel °		
	Stand	Sitz	Veränderung (prozentualer Anteil)		Stand	Sitz	Veränderung (prozentualer Anteil)
thorakal	36,3 ± 14,1	35,2 ± 11,7	1,1 ± 10,2 (3,3 %)	leicht	19,6 ± 7,8	19,3 ± 7,1	0,3 ± 6,4 (1,5 %)
	21,6 ± 10,9	21,9 ± 7,2	0,2 ± 5,9 (0,9 %)		24,8 ± 12,4	24,4 ± 10,0	0,4 ± 6,9 (1,6 %)
thorako-lumbal	19,4 ± 4,5	18,6 ± 7,2	0,9 ± 6,1 (4,6 %)	schwer	33,5 ± 9,6	37,1 ± 8,5	3,6 ± 7,4 (10,7 %)
lumbal	23,9 ± 10,1	24,9 ± 10,3	1,1 ± 6,3 (4,6 %)				
kombiniert (s-Form)							

gruppiert nach Skoliosestyp (links) und Schweregrad (rechts); Mittelwerte +/- Standardabweichung

5 Diskussion

Die vorliegende Studie untersuchte den Einfluss von seitlichen Sitzkeilen auf die rasterstereographisch gemessenen Parameter Skoliosewinkel und laterale Deviation RMS bei Patienten mit AIS. Die primäre Zielsetzung bestand in der Ermittlung der Seite der Erhöhung des Keils in Relation zur thorako-lumbalen/lumbalen Konvexität. Die Hypothese war, dass sich der optimale Keil auf der ipsilateralen Seite befindet.

Die Nebenfragenstellungen beleuchteten die Abhängigkeit der genauen Neigung des optimalen Keils sowie der Größe der Verbesserung bei optimal korrigierender Sitzflächenneigung von dem Schweregrad und dem Typ der Skoliose. Außerdem wurde untersucht, ob es einen Zusammenhang zwischen der Neigung der Sitzkeile und den Veränderungen der jeweiligen Parametern Skoliosewinkel und laterale Deviation RMS gibt.

Des Weiteren wurde das subjektive Sitzgefühl der Probanden erfragt und im normalen Sitz mit dem bei optimaler Korrektur verglichen, um einen Indikator dafür zu haben, ob sich ein korrigierender Keil auch subjektiv besser anfühlt.

Zusätzlich wurden die Positionen Stand und Sitz hinsichtlich des rasterstereographischen Skoliosewinkels vergleichend betrachtet.

5.1 Zusammenfassung und Bewertung der Ergebnisse

Nachstehend werden die Ergebnisse der primären Hypothese und der sekundären Fragestellungen zusammenfassend dargestellt und bewertet. Die Bewertung umfasst auch die Diskussion der mutmaßlich zugrundeliegenden Ursachen für die Ergebnisse der vorliegenden Studie.

5.1.1 Zusammenfassung und Bewertung der primären Ergebnisse

Mit der Beantwortung der primären Fragestellung sollte zunächst untersucht werden, auf welcher Seite die Erhöhung eines Sitzkeiles liegen muss, um eine optimale Korrektur der die Skoliose beschreibenden rasterstereographischen Parametern Skoliosewinkel und laterale Deviation RMS zu erreichen. Die optimale Korrektur war dabei definiert als der minimale Skoliosewinkel bzw. die minimale laterale Deviation RMS.

Unabhängig von der Schwere und des Skoliosetyps führte in dem vorliegenden Patientenkollektiv eine Erhöhung der ipsilateralen Seite signifikant häufiger zu einer optimalen Korrektur als eine ebene Sitzfläche oder eine kontralaterale Erhöhung. Der

Skoliosewinkel verbesserte sich bestmöglich bei 61 % der Probanden auf der ipsilateralen Seite, die laterale Deviation bei 67 % der Probanden.

Für die beiden Parameter konnten dabei sehr ähnliche Ergebnisse erzielt werden. Die dennoch bestehenden Unterschiede lassen sich durch die Charakteristik der Parameter erklären: Während die laterale Deviation RMS ein Parameter ist, der die Wirbelsäule über ihren gesamten Verlauf in der Frontalebene beschreibt, ist der Skoliosewinkel ein Winkel, der zwar in der Frontalebene gemessen wird, aber auf einer dreidimensionalen Berechnung beruht (146). Er erfasst zudem nur die größte seitliche Krümmung und lässt somit kein Rückschluss auf die gesamte Wirbelsäule zu. Eventuell entstehende Gegenkrümmungen werden nicht erfasst. Aufgrund der automatischen Detektion der größten Krümmung können die den Winkel beschreibenden Segmente variieren. Bei der lateralen Deviation hingegen wird die Wirbelsäule von VP (meist HWK 7) bis DM, dem Mittelpunkt zwischen den Lumbalgrübchen, erfasst. Der root mean square (RMS) ist eine gemittelte Achsabweichung der gesamten Wirbelsäule in der Frontalebene.

In dieser Studie wurden die beiden Parameter genutzt, um die Veränderung der Wirbelsäule beim Sitz auf seitlich geneigten Sitzkeilen zu detektieren. Im Stand führt eine einseitige Beckenerhöhung zu einer Verkrümmung der Wirbelsäule mit der Konvexität auf der ipsilateralen Seite des tieferen Beckenkamms (8, 13, 34, 35, 43-45). Einer Korrektur in Form einer einseitigen Erhöhung des Beckens auf der tieferstehenden Seite durch einen Beinlängenausgleich mittels Einlegesohle oder Schuherhöhung folgt eine Begradigung der Wirbelsäule (8). Eine solche biomechanische Korrektur ist allerdings nur im Stand möglich. In der vorliegenden Studie konnte erstmalig gezeigt werden, dass auch im Sitz eine Erhöhung des ipsilateralen Beckens (relativ zur thorako-lumbalen/lumbalen Konvexität) häufiger eine messbare optimale Korrektur des Skoliosewinkels und der lateralen Deviation RMS hervorruft als eine ebene oder kontralateral erhöhte Sitzfläche.

Die Ergebnisse demonstrieren allerdings auch, dass bei 20 % (Skoliosewinkel) bzw. 22 % (laterale Deviation RMS) der Probanden die optimale Korrektur bei Erhöhung der kontralateralen Seite erzielt wurde. Auch wenn dies zunächst zu der biomechanischen Erklärung konträr erscheint, unterstreicht es den Unterschied zwischen einem menschlichen Probanden und einer Puppe oder einem rein mechanischen Modell: Die Position der Wirbelsäule eines Menschen wird nicht nur durch die statische Komponente bestimmt und reagiert auf eine externe Veränderung wie zum Beispiel eine geneigte Sitzfläche nicht immer gleich. Ganz im Gegenteil ist die aktive Haltung

ein zwingend zu berücksichtigender Faktor (147). Dazu zählt die bereits erwähnte posturale Stabilität, die sich durch reaktive (kompensatorische) oder prädiktive (antizipatorische) Strategien einstellt und beispielsweise muskuläre Aktivität beinhaltet (28). Aber auch die Therapieerfahrung sowie das subjektive Sitzgefühl, das aktuelle Befinden und Schamgefühl spielen eine wichtige Rolle (137, 148, 149). Im Kapitel 5.3.2 werden diese Punkte näher ausgeführt.

Trotz dieser interpersonal verschiedenen Aspekte ließ sich dennoch eine signifikante Häufung ($p < 0,001$) eines ipsilateralen Keils für die optimale Korrektur nachweisen.

5.1.2 Zusammenfassung und Bewertung der sekundären Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der sekundären Fragestellungen zusammengefasst und bewertet. Sie werden, aufgeteilt nach den einzelnen Fragestellungen, dargestellt. Bei der Bewertung liegt der Fokus dabei auf der Diskussion der möglichen Erklärung der Messergebnisse. Es ist zu betonen, dass die Ergebnisse der explorativen Auswertung nur Hinweise liefern und dementsprechend bewertet werden müssen.

5.1.2.1 Abhängigkeit der Seitzuteilung, des Neigungsgrades und des Korrekturausmaßes der optimalen Korrektur vom Schweregrad und Skoliosetyp

Da die Reaktion der Wirbelsäule von Patienten mit AIS auf einen seitlich geneigten Sitzkeil sowohl von dem Schweregrad als auch von dem Skoliosetyp abhängig sein könnte, wurde für die sekundäre Fragestellung 1 dieser Zusammenhang untersucht. Bei der Betrachtung der nach dem Schweregrad unterteilten Subgruppen ergab sich, dass jeweils die Mehrheit der optimalen Keile auf der ipsilateralen Seite der thorakolumbalen/lumbalen Konvexität lag. Mit steigendem Schweregrad der Skoliose wurde die optimale Verbesserung der lateralen Deviation RMS jedoch seltener durch einen ipsilateralen Keil erreicht (optimale Korrektur laterale Deviation auf ipsilateraler Seite: leicht 79 %, moderat 65 %, schwer 60 %). Für den Parameter Skoliosewinkel lag die optimale Korrektur bei 75 % der leichten Skoliosen, 56 % der moderaten und 60 % der schweren Skoliosen auf der ipsilateralen Seite. Insgesamt wurden Skoliosen häufiger durch einen ipsilateralen Keil bestmöglich korrigiert, wenn der Cobb-Winkel $< 20^\circ$ betrug.

Um einen möglichen Zusammenhang zwischen der Schwere der Skoliose und dem benötigten Neigungsgrad für die beste Korrektur zu erkennen, wurden Keile mit den

Neigungsgraden 3°, 6° und 9° genutzt. Zu vermuten wäre, dass schwere Skoliosen eine größere Neigung für eine optimale Korrektur benötigen. Zwischen dem Schweregrad und der benötigten Neigung für eine optimale Korrektur zeigte sich jedoch kein Zusammenhang. Überraschenderweise führte bei schweren Skoliosen der Keil mit der geringsten Neigung (3°) am häufigsten zum minimalen Skoliosewinkel. Die optimale laterale Deviation RMS wurde bei schweren Skoliosen durch 6° erreicht. Somit wurden in dieser Studie schwere Skoliosen nicht nur seltener durch einen ipsilateralen Keil, sondern auch seltener durch eine stärkere Neigung optimal korrigiert als Skoliosen mit leichtem oder moderatem Schweregrad. Es zeigte sich die Tendenz, dass bei leichten und moderaten Skoliosen eine stärkere Neigung auch häufiger zu einer optimalen Korrektur führte.

Für das Ausmaß der Verbesserung bei optimaler Korrektur zeigten sich Differenzen für die verschiedenen Schweregrade. Leichte Skoliosen reagierten sowohl bei optimaler Verbesserung des Skoliosewinkels als auch der lateralen Deviation RMS mit der größten relativen Verbesserung von 33,7 % beziehungsweise 36,5 %. Schwere Skoliosen offenbarten hier nur eine Verbesserung von 25,9 % beziehungsweise 32,6 %. Die absolute Korrektur war jedoch bei schweren Skoliosen deutlich größer: Der Skoliosewinkel verbesserte sich um 9,6° gegenüber 6,5° bei leichten Skoliosen. Die laterale Deviation verringerte sich bei schweren Skoliosen um 4,6 mm gegenüber 2,7 mm bei leichten Skoliosen. Der Unterschied in der relativen und absoluten Veränderung liegt ursächlich in der Relation zu dem Ausgangswinkel. Eine absolute Korrektur von 5° entspräche bei einem Ausgangs-Cobb-Winkel von 50° einer relativen Verbesserung um 10 %. Bei einem Ausgangs-Cobb-Winkel von 20° wären es bereits 25 %.

Zusammengefasst fanden sich Hinweise, dass leichte und moderate Skoliosen häufiger mit einem ipsilateralen Keil korrigiert werden können. Außerdem könnte das relative Ausmaß der Korrektur bei diesen beiden Schweregraden größer als bei schweren Skoliosen ausfallen.

Eine mögliche Ursache hierfür könnte darin liegen, dass bei stärkeren Skoliosen eine geringere Flexibilität der Wirbelsäule vorliegt. Hamazoglu et al. (2005) untersuchten verschiedene Methoden, um die Flexibilität bei Skoliosen zu objektivieren. Neben der klassischen Bending-Aufnahme kamen drei weitere Methoden zum Einsatz. Bei allen zeigte sich, dass die Wirbelsäule bei schweren Skoliosen (Cobb-Winkel > 65°) eine geringere Flexibilität gegenüber moderaten Skoliosen (Cobb-Winkel 40-65°) hatte. Ursächlich werden Facettendegeneration und arthritische Veränderung der

Wirbelsäule genannt. (150) Auch Deviren et al. fanden, dass Skoliosen mit steigendem Cobb-Winkel eine geringere Flexibilität der strukturellen Krümmung aufwiesen (151). Diese Erkenntnis spiegelt sich auch in der Therapie wider. In den SOSORT-Therapieempfehlungen ist zu erkennen, dass Patienten mit moderaten und schweren Skoliosen bei gleichem Risser-Stadium eine invasivere Therapie benötigen als mit leichten Skoliosen (2).

Ein weiterer Grund könnte in der Verteilung der Schweregrade bei den unterschiedlichen Skoliosetypen liegen: bei den thorakalen Skoliosen lag der Anteil der schweren Skoliosen deutlich höher als bei lumbalen Skoliosen. Wie zu erkennen war, ließen sich thorakale Skoliosen seltener durch einen ipsilateralen Keil optimal korrigieren als lumbale. Auch fand sich bei thorakalen Skoliosen keine klare Tendenz zugunsten einer bestimmten Neigung des Sitzkeiles, der die optimale Korrektur erzielte. Somit beeinflussen in dieser Studie die Skoliosetypen indirekt auch die Untergruppen nach Schweregrad, was eine isolierte Betrachtung der Untergruppen nach Schweregrad nur begrenzt möglich macht.

Die separate Unterteilung nach Skoliosetypen ließ folgende Tendenz erkennen: Je kaudaler die Hauptkrümmung der Skoliose war, desto häufiger lag der optimale Keil auf der ipsilateralen Seite. Thorakale Skoliosen wurden nur in 53 % (Optimum Skoliosewinkel) bzw. sogar nur in 35 % (Optimum laterale Deviation) durch einen ipsilateralen Keil bestmöglich verbessert, wohingegen 85 % der lumbalen Skoliosen die optimale Korrektur sowohl für den Skoliosewinkel als auch für die laterale Deviation RMS durch einen ipsilateralen Keil erreichten.

Dass kombinierte Skoliosen nur in 59 % bzw. 69 % der Fälle durch einen ipsilateralen Keil optimal korrigiert wurden, könnte daran liegen, dass bei kombinierten Skoliosen trotz der ähnlichen Cobb-Winkel (Differenz $< 10^\circ$) eine Krümmung führend ist. Bei einem Teil der Probanden mit kombinierter Skoliose könnte die führende Krümmung thorakal, beim anderen Teil lumbal gelegen haben. Ponseti und Friedman beobachteten in ihrer Studie, dass bei kombinierten Skoliosen die thorakale Krümmung meist um einige Grad größer als die lumbale Krümmung ist (131). Wie oben beschrieben zeigten thorakale seltener als lumbale Skoliosen eine optimale Korrektur bei ipsilateralen Keilen. Dies würde erklären, warum der Wert zwischen den Werten von thorakalen und lumbalen Skoliosen liegt. Die Untergruppe der kombinierten Skoliosen scheint kein homogenes Kollektiv zu sein. Die in dieser Studie genutzte Klassifikation für den Skoliosetyp erlaubt keine genauere Betrachtung, welche die führende Krümmung bei kombinierten Skoliosen ist. Eine detailliertere Analyse der

Höhe der führenden Krümmung bei kombinierten Skoliosen wäre für folgende Studien an dieser Stelle nötig.

Das Ausmaß der Verbesserung war für die verschiedenen Skoliosetypen ebenfalls unterschiedlich. Lumbale Skoliosen wurden im Mittel um 44,6 % (Skoliosewinkel) bzw. 52,6 % (laterale Deviation) verbessert, thorakale hingegen nur um 22,7 % (Skoliosewinkel) bzw. 25,5 % (laterale Deviation). Die absolute Veränderung des Skoliosewinkels und der lateralen Deviation war für thorakale Skoliosen am stärksten. Eine mögliche, zugrunde liegende Ursache hierfür ist, dass bei thorakalen Skoliosen ein größerer Anteil von schweren Skoliosen vorlag (s. Kapitel 4.2.4). Wie oben beschrieben zeigten schwere Skoliosen eine größere absolute Korrektur als leichte. Dadurch wird die größere absolute Verbesserung erklärt. Kombinierte Skoliosen zeigten eine Verbesserung, die zwischen der für lumbale und thorakale Skoliosen lag. Die vermutete Erklärung ist erneut, dass kombinierte Skoliosen eine führende thorakale oder lumbale Krümmung haben können, welche die Verbesserung beeinflusst.

Der Grund für die unterschiedlichen Reaktionen der verschiedenen Skoliosetypen ist vermutlich im Abstand der Hauptkrümmung zum Becken zu sehen: Lumbale Skoliosen reagieren möglicherweise aufgrund der anatomischen Nähe stärker auf eine Veränderung des Beckenstandes in der Frontalebene als thorakale Skoliosen. Zusätzlich konnte in der Studie von Hamazoglu et al. demonstriert werden, dass thorakale Krümmungen gegenüber lumbalen Krümmungen eine geringere Flexibilität aufweisen (150). Außerdem ist erneut die Verknüpfung der beiden Subgruppen Schweregrad und Skoliosetyp relevant: thorakale Skoliosen zeigten häufiger einen schweren Schweregrad, welcher – wie oben gezeigt wurde – mit einer schlechteren relativen Korrektur reagierte. Dies könnte die Ergebnisse beeinflusst haben, jedoch spielen die beiden erstgenannte Begründung vermutlich eine größere Rolle.

Insgesamt sind die Ergebnisse für die verschiedenen Schweregrade und Skoliosetypen vor dem Hintergrund der Verteilung dieser im Gesamtkollektiv zu bewerten. Dies wird besonders bei den Skoliosetypen deutlich: Lumbale Skoliosen waren nur in einer kleinen Anzahl ($n = 7$) und nur einmal mit dem Schweregrad „schwer“ vertreten. Bei thorakalen Skoliosen hingegen waren knapp die Hälfte (ca. 43 %) der Probanden von einer schweren Skoliose betroffen. Deshalb ist eine allgemeine Aussage über das Verhalten der Wirbelsäule bei Einsatz eines seitlichen Sitzkeils isoliert für die einzelnen Skoliosetypen und Schweregrade nur eingeschränkt möglich. Vielmehr besteht eine Verzahnung dieser beiden Klassifikationen und die

jeweils andere könnte ein Confounder für die beobachteten Ergebnisse darstellen. Dennoch lässt sich der Trend erkennen, dass der Einfluss von Keilen bei lumbalen und thorako-lumbalen Skoliosen größer als bei thorakalen ist. Leichte Skoliosen scheinen mit dem optimalen Keil eine bessere Korrektur zu erfahren als schwere.

Für eine detaillierte Betrachtung des Effektes von seitlich geneigten Sitzkeilen auf die skoliotische Wirbelsäule müssen weitere Untersuchungen mit vergleichbarer Gruppengröße und -charakteristik durchgeführt werden.

Weiterhin beeinflussen auch die in der Zusammenfassung und Bewertung der primären Ergebnisse genannten Aspekte die sekundären Ergebnisse: Die Wirbelsäule kann nicht singular mechanisch betrachtet werden, ohne die Haltung, die durch interindividuell unterschiedliche Faktoren wie Sitzgefühl und psychische Einflüsse bestimmt wird, zu berücksichtigen. Die Ergebnisse sind vielmehr ein Produkt aus dem mechanischen Einfluss und den genannten Elementen (137, 148, 149).

Zusammenfassend lässt sich vermuten, dass sowohl das Ausmaß der Verbesserung als auch die Seite der Erhöhung, die deutlich gehäuft eine optimale Korrektur erzielt, von dem Schweregrad der Skoliose und vom Skoliosetyp abhängen. Überraschenderweise benötigten innerhalb der vorliegenden Studie schwere Skoliosen dabei keinen stärker geneigten Keil als leichte Skoliosen. Skoliosen, bei denen die Hauptkrümmung im thorako-lumbalen oder lumbalen Bereich lag, scheinen am besten auf seitlich geneigte Keile zu reagieren. Einschränkend ist die mögliche gegenseitige Abhängigkeit der beiden Klassifikationen Schweregrad und Skoliosetyp zu nennen.

5.1.2.2 Einfluss der Sitzflächenneigung auf den Grad der Verbesserung des Skoliosewinkels und der lateralen Deviation RMS

Die sekundäre Fragestellung 2 betrachtete, ob ein stärker geneigter Keil auch einen größeren Einfluss auf die Parameter Skoliosewinkel und laterale Deviation hat. Hierfür wurde eine lineare Regression durchgeführt, um den Zusammenhang der Neigung und des resultierenden Skoliosewinkels bzw. der lateralen Deviation zu erkennen. Dabei erfolgte eine Gruppierung nach Skoliosetyp und Schweregrad.

Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass sowohl für die verschiedenen Skoliosetypen als auch für die verschiedenen Schweregrade gilt: Je größer die Neigung der Keile, desto größer ist der Einfluss auf den Skoliosewinkel bzw. die laterale Deviation RMS. Ipsilaterale Keile führen dabei zu einer Verringerung des Skoliosewinkel und der

lateralen Deviation RMS, kontralaterale Keile zu einer Vergrößerung der beiden Parameter.

Allerdings ist der Zusammenhang bei den Subgruppierungen nach Schweregrad und Skoliose typ unterschiedlich.

Der Einfluss der Sitzflächenneigung sowohl auf den Skoliosewinkel als auch auf die laterale Deviation RMS ist bei leichten Skoliosen deutlicher als bei moderaten und schweren Skoliosen. Allerdings ist der Zusammenhang bei den verschiedenen Schweregraden gering. Bei moderaten und schweren Skoliosen können nur etwa 1-5 % der Varianz des Skoliosewinkels oder der lateralen Deviation RMS durch das Regressionsmodell erklärt werden ($R^2 < 0,053$). Bei leichten Skoliosen ist der Bezug der Sitzflächenneigung zum Skoliosewinkel deutlicher ($R^2 = 0,123$). Zusätzlich scheint der Einfluss der Sitzflächenneigung auf die laterale Deviation RMS nur für die Schweregrade „leicht“ und „moderat“ bedeutend zu sein ($p < 0,05$). Der Einfluss auf den Skoliosewinkel ist hingegen vermutlich für alle Schweregrade relevant ($p < 0,05$). Bei den unterschiedlichen Skoliose typen zeigt sich ein anderes Bild: Sowohl beim Skoliosewinkel als auch der lateralen Deviation ist deutlich zu erkennen, dass bei lumbalen Skoliosen der Zusammenhang zwischen der Sitzflächenneigung und den genannten Parametern stärker ist als bei Skoliosen mit weiter kranial liegender Hauptkrümmung. Thorakale Skoliosen weisen einen R^2 -Wert von ca. 0,01 bzw. 0,03 auf, was bedeutet, dass nur etwa 1-3 % der Varianz des Skoliosewinkels bzw. der lateralen Deviation RMS durch das Regressionsmodell erklärt werden können. Der p-Wert lag bei thorakalen Skoliosen bei $p = 0,302$, was bedeutet, dass bei diesem Skoliose typ der Einfluss auf die laterale Deviation RMS vermutlich nebensächlich ist. Für alle anderen Typen zeichnet sich jedoch ein stärkerer Zusammenhang zwischen der Sitzflächenneigung und den Parametern Skoliosewinkel und laterale Deviation RMS ab ($p < 0,05$). Dieser Zusammenhang ist besonders bei lumbalen Skoliosen deutlich ausgeprägt ($R^2 > 0,3$ (Skoliosewinkel); $R^2 > 0,2$ (laterale Deviation)).

Die Ergebnisse der linearen Regression unterstützen die Beobachtungen der sekundären Fragestellung 1 dahingehend, dass leichte Skoliosen und Skoliosen, bei denen die Hauptkrümmung näher am Becken gelegen ist, auch einen stärkeren Zusammenhang zwischen der Sitzflächenneigung und den gemessenen Parametern aufweisen. Der Einfluss des Skoliose typs scheint jedoch größer als der des Schweregrades zu sein.

5.1.2.3 Sitzgefühl im Sitz und bei optimaler Korrektur

Neben der Messung der objektiven rasterstereographischen Parameter erfolgte die Abfrage des Sitzgefühls. Die Intention dieser Erfassung lag in der Fragestellung, ob ein korrigierender Keil für den Patienten auch angenehmer ist.

Durch die Abfrage des Sitzgefühls konnte gezeigt werden, dass im Gesamtkollektiv das Sitzgefühl im Mittel unangenehmer wurde, je stärker die Keile geneigt waren. Der „normale“ Sitz auf ebener Sitzfläche war bei leichten und moderaten Skoliosen der angenehmste. Ipsilateral erhöhte Keile zeigten mit einer einzigen Ausnahme (3° Neigung bei leichten Skoliosen) durchweg einen geringeren NRS-Wert als gleich stark geneigte, kontralateral erhöhte Keile.

Auch der Vergleich des mittleren Sitzgefühls zwischen dem Sitz mit ebener Sitzfläche und der die beiden Parameter Skoliosewinkel und laterale Deviation optimal korrigierenden Sitzflächenneigung offenbarte, dass für alle Schweregrade und Skoliosetypen bei ebenem Sitz ein angenehmeres Sitzgefühl angegeben wurde als bei optimaler Korrektur. Eine Verbesserung der Symmetrie der Wirbelsäule ging also nicht mit einer Verbesserung des Sitzgefühls einher.

Bei der Unterteilung nach dem Schweregrad zeigte sich, dass leichte Skoliosen mit einem deutlicheren Anstieg des NRS-Wertes auf den optimal korrigierenden Keil reagierten. Schwere Skoliosen zeigten dagegen bei einem im normalen Sitz höheren NRS-Ausgangswert einen geringeren Anstieg. Dies könnte darauf zurückzuführen sein, dass Patienten mit leichter Skoliose eine stärkere relative Korrektur erfahren, die als unangenehm oder ungewohnt empfunden werden kann.

Die Veränderung des Sitzgefühls fiel auch nach Skoliosetyp verschieden aus. Bei den thorako-lumbalen und thorakalen Skoliosen verschlechterte es sich um mehr als 50 %, wohingegen lumbale und kombinierte Skoliosen nur eine Verschlechterung von weniger als 30 % zeigten (Ausnahme: optimale Korrektur laterale Deviation RMS bei kombinierten Skoliosen: 36,1 %). Dies ist insofern überraschend, da lumbale und thorako-lumbale Skoliosen eigentlich besser korrigiert werden konnten. Wie bei den leichteren Skoliosen könnte genau diese stärkere Korrektur zu einem unangenehmeren Sitzgefühl führen.

Es war den Probanden freigestellt, den Grund für ein angenehmes oder unangenehmes Sitzgefühl zu wählen. Komfort und „discomfort“ (am ehesten als „Unbehagen“ zu übersetzen) unterliegen einem vielschichtigen Einfluss verschiedenster Faktoren (152). So können Schmerzen, die Stellung der Gelenke (152), die Härte der Sitzunterlage und die daraus resultierende Druckverteilung mit

Druckspitzen an den Tuber ischiadicae (153, 154) in die Beurteilung einfließen. Weiterhin ist ein ebener Sitz für die Patienten die gewohnte bzw. normale Position. Eine Veränderung dieser Gewohnheit könnte allein aufgrund der Neuerung, auf einer seitlich geneigten Sitzfläche zu sitzen, als unangenehm empfunden werden. Aber auch das therapeutische Vorwissen spielt für das Sitzgefühl eine Rolle: So werteten manche Probanden die Position als „unangenehm“, da die „falsche“ Beckenseite erhöht sei. Somit sind die Ergebnisse, die das Sitzgefühl betreffen, in Anbetracht der uneinheitlichen Bewertungsgrundlage der Probanden eher als Trend des Sitzgefühls zu beurteilen.

Insgesamt ließen sich keine Hinweise finden, dass der optimal korrigierende Keil auch eine Verbesserung des Sitzgefühls bewirkt. In Beziehung zu den vorangegangenen sekundären Fragestellungen ist jedoch zu erwähnen, dass auch Keile mit geringerer Neigung und folglich einer geringeren Verschlechterung des subjektiven Sitzgefühls gegenüber stark geneigten Keilen trotzdem zu einer optimalen Korrektur führen, oder zumindest eine Abschwächung der Krümmung der Wirbelsäule bewirken können.

5.1.2.4 Vergleich Stand - Sitz

Die sekundäre Fragestellung nach der Differenz des rasterstereographischen Parameters Skoliosewinkel im Stand und im Sitz wurde durch den Vergleich der Mittelwerte, gruppiert nach Schweregrad und Skoliosetyp, untersucht.

Bei leichten und moderaten Skoliosen zeigte sich eine leichte Reduzierung des Skoliosewinkels beim Wechsel der Position vom Stand in den Sitz. Schwere Skoliosen reagierten hingegen mit einer Vergrößerung.

Bei den verschiedenen Skoliosetypen reagierten lumbale und thorako-lumbale mit einer Vergrößerung und thorakal und kombinierte Skoliosen mit einer Verringerung des Winkels.

Dabei lag der p-Wert bei allen Untergruppen bei $p > 0,05$, was nahelegt, dass die Unterschiede für den Parameter Skoliosewinkel zwischen den beiden Ausgangstellungen Stand und Sitz wahrscheinlich unbedeutend sind. Die einzige Ausnahme bildeten schwere Skoliosen, bei denen der rasterstereographische Skoliosewinkel sich im Sitz deutlicher vergrößerte ($p = 0,042$).

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass eine potenziell bestehende Differenz des Skoliosewinkels vom Stand zum Sitz bei den meisten Skoliosetypen und -schweregraden vermutlich meist unerheblich ist.

Besonders bei dieser sekundären Fragestellung spielt die oben genannte, manuelle Markierung der Landmarken eine wichtige Rolle. Durch den Sitz kommt es zu einer veränderten Position des Beckens: Es rotiert nach posterior, wodurch sich die Spinae iliacaе posteriores superiores nach kaudal bewegen. Inwiefern die auf die Haut geklebten Marker diese Bewegung nachvollziehen und somit auch im Sitz die im Stand palperten SIPS repräsentieren, ist unbekannt. Sogenannte Weichteilartefakte könnten die Lokalisation beeinträchtigen (155-157). Durch diese potenzielle Verschiebung der Weichteile kann das Ergebnis beeinträchtigt sein. Eine genauere Beleuchtung dieser Thematik findet sich im Kapitel 5.3.2. Für weitere Untersuchungen, die nur Messungen im Sitz durchführen, wäre die Palpation und Markierung der SIPS im Sitz sinnvoll.

5.2 Diskussion der Ergebnisse im Literaturkontext

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass ein seitlich geneigter Keil mit der Erhöhung auf der ipsilateralen Seite der Lumbalkonvexität signifikant häufiger zu einer optimalen Korrektur der rasterstereographischen Parameter Skoliosewinkel und laterale Deviation RMS führt. Weiterhin konnte der Trend beobachtet werden, dass die verschiedenen Skoliosetypen und Schweregrade unterschiedlich auf die Sitzkeile reagierten. Dass sich die Statik der Wirbelsäule im Sitz verändert, ist bekannt und hinreichend beschrieben (48, 51, 88). Gram et al. untersuchten bereits 1999 aufgrund der langen Sitzzeit von Jugendlichen die Wirbelsäule von 19 Patienten mit AIS. Mittels Marker, welche manuell auf die Procc. spinosi der Wirbelkörper, die die Krümmung begrenzen, platziert wurden, wurde ein per Infrarot gemessener Skoliosewinkel (in der Studie „Apex-winkel“) bestimmt, anhand dessen die Veränderung erfasst werden konnte. Die Probanden wurden neben dem Stand in 3 verschiedenen Sitzpositionen (entspannt, aufrecht und in schreibender Position) vermessen. Auffallend war, dass im Gesamtkollektiv bei allen sitzenden Positionen der Apex-Winkel signifikant kleiner war als im Stehen. Bei der Subgruppierung in ein- und doppelbogige Skoliosen konnte zwar keine signifikante Reduzierung mehr beobachtet werden, jedoch war die gleiche Tendenz mit geringeren Apex-Winkeln im Sitz erkennbar. (88) Eine solche Tendenz mit einem geringeren Skoliosewinkel im Sitz konnte in der hier vorliegenden Studie nicht gefunden werden, wobei zu bemerken ist, dass die gemessenen Parameter nicht direkt zu vergleichen sind. Nur bei thorakalen und lumbalen Skoliosen gab es Hinweise auf eine Verringerung des Skoliosewinkels im Sitz. An dieser Stelle ist jedoch auf die bereits erwähnte Möglichkeit der Weichteilverschiebung der Marker zu verweisen. Hierdurch könnten die Ergebnisse beeinflusst sein.

Gram et al. vermuten als Grund für die Reduzierung des Apex-Winkels, dass die Verbesserung bei einbogigen Skoliosen durch ein laterales Lehnen („lateral lean“) zur Konvexität und ein Lehnen nach ventral („anterior lean“) erreicht wurde. Bei doppelbogigen Skoliosen erzeugte das laterale Lehnen – zumeist zur Konvexität der Lumbalkrümmung – zwar eine Verbesserung der einen, jedoch eine Verschlechterung der anderen Krümmung. Die Autoren betonen, dass man Patienten mit Skoliose nicht als homogenes Kollektiv betrachten kann, sondern die Veränderung der Wirbelsäule beim Wechsel vom Stand in den Sitz von der Form und der Skoliose abhängig ist (88). Dies deckt sich mit den Erkenntnissen der aktuellen Studie. Auch hier kann gesehen werden, dass verschiedene Skoliosetypen und Schweregrad unterschiedlich auf eine seitliche geneigte Sitzfläche in Form von Sitzkeilen reagieren.

Vergleichbare Studien, die die Veränderung der Wirbelsäule bei Patienten mit AIS unter Einsatz eines lateralen Sitzkeiles untersuchen, sind nicht bekannt.

Die meisten Studien, die die Reaktion auf eine veränderte Sitzflächenneigung untersuchen, betrachten die Veränderung in der Sagittalebene. So konnten zum Beispiel Kim et al. bei gesunden Probanden zeigen, dass sich bei einem Sitzkeil mit nach ventral abfallender Neigung die Lendenlordose gegenüber einem nach dorsal geneigtem Keil verstärkt (54). Auch Bendix et al. untersuchten 1983 den Einfluss von nach vorne geneigten Sitzflächen auf die Haltung des Rumpfes. Sie nutzten dabei drei verschiedene Neigungsgrade (5°, 10°, 15°). Alle führten zu einer Verstärkung der Lordose. Die auf den gesamten Rumpf bezogene Aufrichtung war bei 5° Neigung am größten, der Sitzkomfort war bei dieser Neigung ebenfalls am angenehmsten. Laut den Autoren fanden etwa 1/3 der Anpassung in der Lendenwirbelsäule statt, 2/3 in der Hüfte (158).

Beide Studien bestätigen, dass die Wirbelsäule in der Sagittalebene durch Sitzkeile beeinflusst werden kann. Die vorliegende Studie legt nahe, dass auch seitlich geneigte Keile einen Einfluss – dann in der Frontalebene – haben.

Bisherige Studien, die sich mit der Reaktion der Wirbelsäule auf Beckenstandänderung in der Frontalebene befassten, wurden stets mit stehenden Probanden durchgeführt.

Zabjek et al. untersuchten 2001 die akute Reaktion von Schuherhöhung auf die Wirbelsäule von Patienten mit AIS und einem Beckenschiefstand. 14 Probanden erhielten ein Röntgenbild mit und ohne Schuherhöhung am selben Tag. Dabei zeigte sich, dass der radiologische Cobb-Winkel durch die Schuherhöhung thorako-lumbal und lumbal um 7°, thorakal um 4° verbessert wurde. Die Autoren betonen, dass ein

Teil der Schuherhöhung durch Beckenrotationen und -verwringungen kompensiert wird und dies die geringe Korrelation ($r = 0,1$) zwischen der Schuherhöhung und der Veränderung des Cobb-Winkels erklärt. Die Anpassung erfolgt nicht nur durch eine „Horizontalisierung“ des Sakrums, sondern beinhaltet auch Muskelaktivität und Mobilität des Bewegungsapparats. Wie in der vorliegenden Studie reagierten lumbale Skoliosen mit einer besseren Horizontalisierung als thorakale. Diese größere Veränderung der lumbalen Wirbelsäule wird mit der höheren Bewegungsfreiheit der weiter kranial gelegenen Wirbelbogengelenke in Verbindung gebracht. (35)

Da nur die akute Reaktion innerhalb eines Tages erfasst wurde, könnte sich erfasste Korrektur bei längerer Wirkung der veränderten Beinlänge anders präsentieren. Ein Grund hierfür könnte zum Beispiel eine muskuläre Anpassung sein. So konnten Raczkowski et al. klinisch beobachten, dass sich eine funktionelle Asymmetrie nach zweiwöchiger Schuherhöhung korrigierte (8)

Betsch et al. fanden in ihrer Studie, bei der die akute Anpassung der Wirbelsäule auf künstlich induzierte Beinlängendifferenzen in der Frontal- und Transversalebene rasterstereographisch gemessen wurden, ebenfalls, dass ein Teil der Erhöhung im Becken in Form von Verwringungen, also Rotationen der Ossa ilia nach posterior bzw. anterior oder in Torsionen im Iliosakralgelenk „verläuft“. (36). Dies passt zu Erkenntnissen aus anderen Arbeiten (31, 159). Erst ab einer Differenz von > 20 mm zeigte sich bei gesunden Probanden eine signifikante Veränderung der Parameter laterale Deviation und Oberflächenrotation (für beide Parameter wurde jeweils das Maximum ausgewertet).

In der vorliegenden Studie veränderte sich die laterale Deviation RMS in Abhängigkeit von der Sitzflächenneigung. Ab welcher Neigung Veränderung der lateralen Deviation RMS mit Signifikanz erfolgte, wurde nicht untersucht. Allerdings führte auch eine geringe Sitzflächenneigung bei einigen Probanden zu einer optimalen Korrektur der lateralen Deviation RMS.

Die in den beiden genannten Studien beobachteten Torsionen des Beckens könnten durch Messungen im Sitz möglicherweise reduziert werden und der Einfluss der Sitzkeile stärker auf die Wirbelsäule wirken. In einer weiteren Studie sollten hierfür die Beckenparameter (z. B. Beckenhochstand und Beckentorsion) im Sitz auf lateral geneigten Sitzkeilen genauer untersucht werden.

Im Schroth-Konzept ist im Gegensatz zu einer Schuherhöhung, die nur bei strukturellen Beinlängenunterschieden erfolgen sollte, die Option für den Einsatz eines Säckchens im Sitzen gegeben, wenn die lumbale Krümmung schlecht auf aktive

Korrektur anspricht oder das Becken abgesenkt werden muss. Es wird unter den lumbalkonvexen Sitzbeinhöcker gelegt und entspricht einer Beckenkorrektur. Auch wenn die Patienten es manchmal für ein besseres Gleichgewicht auf die kontralaterale Seite verorten würden, führt dies jedoch zu einer Verschlechterung des lumbalen Bogens. (160) Die vorliegende Studie konnte erstmalig nachweisen, dass die Erhöhung der ipsilateralen Seite der lumbalen Konvexität signifikant häufiger zu einer Verbesserung der rasterstereographischen Parameter Skoliosewinkel und laterale Deviation führt. Diese Seitzuordnung deckt sich somit mit den Angaben von Lehnert-Schroth.

Lehnert-Schroth hebt ebenfalls hervor, dass eine solche Unterpolsterung nicht pauschal bei allen Patienten erfolgen sollte, sondern nur bei Patienten indiziert ist, die ein entsprechendes Skoliosemuster zeigen. Zum Beispiel sollten 4-bogige Skoliosen aufgrund einer Verstärkung des am weitesten kaudal liegenden Bogens ohne Polster sitzen (10). Auch diese Aussage ist kongruent mit den Ergebnissen der Studie. Besonders Skoliose Typen, bei denen die Hauptkrümmung lumbal liegt, scheinen deutlich häufiger mit einer positiven Korrektur der Wirbelsäule auf einen ipsilateral erhöhten Keil zu reagieren.

Banno et al. fanden 2020, dass ein Beckenschiefstand (funktionell oder strukturell wurde nicht unterschieden) signifikant häufiger bei Patienten mit lumbalen Skoliosen vorkommt. Die Erhöhung des Beckens liegt dabei auf der kontralateralen Seite der Lumbalkonvexität. (161) Die Häufung der optimalen Korrektur durch ipsilaterale Keile bei lumbalen Skoliosen in der vorliegenden Studie könnte auch teilweise durch den Einfluss auf den Beckenschiefstand, der bei lumbalen Skoliosen häufiger vorkommt, bedingt sein.

Hamazoglu et al. zeigten in ihrer Studie, dass lumbale Krümmungen eine größere Flexibilität als thorakale Krümmungen haben (150). Diese Ergebnisse sind in Übereinstimmung mit der aktuellen Studie und gleichzeitig eine Erklärung für die beschriebenen Resultate. Zusätzlich konnten Hamazoglu et al. nachweisen, dass Krümmungen mit moderatem Cobb-Winkel weniger steif sind als schwere Krümmungen (150). Auch Deviren et al. (2002) fanden eine inverse Korrelation von der Größe des Cobb-Winkels und der Flexibilität der strukturellen Krümmung. Die Flexibilität nimmt bei Cobb-Winkeln $> 40^\circ$ für jede weiteren 10° um 10 % ab. (151) Eine weitere Studie bestätigt ebenfalls die Lokalisation und die Größe des Cobb-Winkels als „prädiktive Faktoren“ für die Flexibilität (162). Diese Erkenntnisse spiegeln sich in den vorliegenden Ergebnissen wider und liefern eine Begründung für die bessere

Korrektur von sowohl leichten und moderaten Skoliosen gegenüber schweren Skoliosen als auch thorako-lumbalen und lumbalen gegenüber thorakalen Skoliosen. Das Ausmaß der Korrektur ist relevant für einen potenziellen therapeutischen Nutzen. Bei der Korsetttherapie von Patienten mit AIS ist die sogenannte „in-brace correction“ (IBC) ein wichtiger prognostischer Faktor für die Effektivität der Behandlung (2, 163-165). Sie beschreibt die Korrektur der Wirbelsäule durch die Anlage eines Korsetts und ist vor allem von der Flexibilität der Wirbelsäule abhängig (165). Um diesen Korrekturgrad zu ermitteln, wird nach erstmaliger Anlage des Korsetts eine radiologische Kontrolle der Korrektur durchgeführt (165). Bei verschiedenen Autoren variiert die für gute Ergebnisse notwendige IBC zwischen 20 % bis 50 % Reduktion des Cobb-Winkels (2, 165). Knott et al. definieren eine Korrektur von mindestens 50 % als Voraussetzung für ein „effektives“ Bracing (164). Mauroy et al. fanden bei den Krümmungen in verschiedenen Wirbelsäulenabschnitten verschieden starke IBC. Lumbale Krümmungen wurden um 76 %, thorakale um 64 % korrigiert. Die mittleren Ausgangs-Cobb-Winkel waren für die beiden Gruppen vergleichbar (28,4° (lumbal) vs. 30,4° (thorakal)). (166)

In der vorliegenden Studie konnte eine kurzfristige mittlere Verbesserung des rasterstereographischen Skoliosewinkels um etwa 44 % bei lumbalen und ca. 23 % bei thorakalen Skoliosen erreicht werden. Bei der Gruppierung nach Schweregrad wurde bei leichten Skoliosen eine mittlere Verbesserung von ca. 33% gemessen. Diese Beobachtungen deuten darauf hin, dass die kurzfristige Korrektur des rasterstereographischen Skoliosewinkels durch seitlich geneigte Sitzkeile bei lumbalen Skoliosen in einem ähnlichen Bereich wie die IBC liegen könnte. Bessere Korrekturen durch Korsette, die in manchen Studien beschrieben wurden (166), könnten durch die individuelle Anpassung eines Korsetts sowie die Dreidimensionalität der Korrektur (3) bedingt sein.

5.3 Diskussion von Material und Methoden

In Kapitel 5.3 werden die Materialien inklusive der Studienpopulation sowie die Methoden diskutiert. Innerhalb der jeweiligen Abschnitte werden auch die Limitierungen dieser Studie aufgezeigt, die sich durch die Studienpopulation, die Wahl der Methode und der genutzten Parameter ergeben.

5.3.1 Beurteilung der Studienpopulation

Die zunächst durchgeführte Rekrutierung mittels mündlicher und schriftlicher Studieninformationsausgabe und Aufklärung während des stationären Aufnahmeverfahrens gestaltete sich aufgrund von organisatorischen Gründen (z. B. zeitlicher Planung) erschwert. Die Option der postalischen Rücksendung der Zustimmung erwies sich als nicht zielführend, da sie teilweise mit deutlicher Verzögerung eintraf und die zur Verfügung stehenden Messtermine bereits vergeben waren. Es erfolgte die Umstellung des Rekrutierungsprozesses. Die im Verlauf genutzte Methode der prästationären Zusendung der Studieninformation mit mündlicher Aufklärung bei Aufnahme stellte sich aufgrund einer gesteigerten Rekrutierungsrate als effektiver heraus.

Letztlich wurden für die vorliegende Studie 128 Probanden mit einer AIS rekrutiert. Nach Ausschluss von 29 Probanden nach der Messung (s. o.) blieben 99 Probanden für die statistische Auswertung der Hypothesen. Trotz eines in der Zwischenauswertung nach 60 Probanden bereits signifikanten Ergebnisses der primären Hypothese (vgl. Kapitel 4.3.3), wurde aufgrund der guten Patientenakquise die Studie fortgeführt und weitere Probanden vermessen. Hierdurch konnte die statistische Power der Studie erhöht werden.

3 Probanden hatten einen Verkürzungsausgleich in Form einer erhöhten Schuheinlage, weshalb sie bei der Messung im Stand ihre Schuhe inklusive der Einlagen trugen. Da ein solcher Verkürzungsausgleich im Sitzen irrelevant ist, wurde die Hauptfragestellung der Studie dadurch nicht beeinflusst.

Die Geschlechterverteilung von 8:1 (weiblich : männlich) lässt sich durch die Geschlechterverteilung des Krankheitsbildes erklären (3) und deckt sich mit der groben Größenordnung anderer Studien (11, 35, 72, 88, 94, 117, 118, 120, 139).

Die mittlere Größe lag bei 1,67 m, das Gewicht bei 55,9 kg. Der durchschnittliche BMI betrug 20,0 kg/m². Damit ist das Patientenkollektiv normalgewichtig. Eine Studie von Knott et al. zeigte eine sehr gute Reproduzierbarkeit von rasterstereographischen Messungen bis zu einem BMI von 29, wobei mit steigendem BMI die Abweichungen des rasterstereographischen Skoliosewinkels zunahm (167). In der vorliegenden Studie hatte nur ein Proband einen BMI > 29 kg/m², jedoch < 30 kg/m². Ein möglicher Einfluss dieses einen Probanden ist zu vernachlässigen.

Im Gesamtkollektiv dieser Studie befanden sich 17,2 % thorakale Skoliosen, 17,2 % thorako-lumbale Skoliosen, 7,1 % Patienten mit lumbaler und 58,6 % Patienten mit einer kombinierten (s-förmigen) Skoliose. Die topographische Klassifikation erfolgte

nach den SOSORT Guidelines von 2018. In der ursprünglichen Arbeit von Ponseti und Friedman, die 394 Patienten umfasst, ist die Verteilung folgende: 22,1 % thorakale, 15,9 % thorako-lumbale, lumbale 23,6 % und 37,1 % kombinierte Skoliosen (131). Die Werte sind somit mit denen der aktuellen Studie vergleichbar mit Abweichungen besonders bei der Häufigkeit der lumbalen Skoliosen. In der epidemiologischen Studie von Suh et al. (62), die bei über 1 Millionen Jugendlichen von 10-14 Jahren über 8 Jahre die Prävalenz von Skoliose in der koreanischen Bevölkerung erfasste, differierte die Verteilung der Skoliosetypen: thorakale und thorako-lumbale/lumbale (thorako-lumbale und lumbale sind zusammengefasst) machten etwa 48 % bzw. 40 % der Skoliosen aus, doppelbogige nur etwa 9 %. Die Art der Klassifikation wird nicht explizit erwähnt, weshalb ein direkter Vergleich mit der vorliegenden Studie nur eingeschränkt möglich ist. Im Speziellen kann die Definition einer doppelbogigen bzw. einer kombinierten Skoliose verschieden sein. Für die hier präsentierte Studie wurde die Definition für eine kombinierte Skoliose folgendermaßen gewählt: Eine kombinierte Skoliose liegt vor, wenn zwei Krümmungen mit Apizes in verschiedenen Abschnitten der Wirbelsäule (thorakal/thorako-lumbal oder thorakal/lumbal) vorhanden sind und die Differenz der Cobb-Winkel der beiden Krümmungen $\leq 10^\circ$ ist. Diese Einteilung wird in der Katharina-Schroth-Klinik genutzt. Eine genauere Einteilung nach King oder Lenke würde eine Bending-Aufnahme benötigen (3), welche jedoch bei konservativ therapierten Skoliosepatienten nicht regelhaft durchgeführt wird.

Die Verteilung der Skoliosetypen im Gesamtkollektiv der aktuellen Studie zeigt ähnliche Anteile wie in der Studie von Ponseti et al. und spiegelt somit trotz der Differenzen zu der epidemiologischen Studie von Suh et al. eine für die genutzte Klassifikation realistische Verteilung der Skoliosetypen wider.

Eine weitere Klassifikation erfolgte über den Schweregrad der Krümmung. Im Probandenkollektiv befanden sich 24,4 % leichte Skoliosen, 55,6 % moderate Skoliosen und 20,0 % schwere Skoliosen. Epidemiologische Studien zeigen hingegen eine abnehmende Prävalenz bei Zunahme des Schweregrades der Skoliose (60). Suh et al. fanden bei Patienten mit Skoliose nur in etwa 0,5 % einen Cobb-Winkel $> 40^\circ$ (62). Dieser Unterschied lässt sich durch das Patientenkollektiv der Asklepios Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim erklären. Es handelt sich hierbei um eine stationäre Rehabilitationsklinik. Die Therapie von Patienten mit leichter Skoliose umfasst nach den Leitlinien jedoch aktives Beobachten und „soft bracing“ (2), weshalb leichte Skoliosen in der Klinik im Verhältnis nicht so oft vertreten sind wie in der Gesamtverteilung innerhalb des Krankheitsbildes. Dadurch kommt es im

Gesamtkollektiv dieser Studie zu einer relativen Häufung von moderaten und schweren Skoliosen, die gemeinsam etwa 75 % ausmachten.

Wie oben beschrieben bestand im Gesamtkollektiv eine große Heterogenität, bezogen sowohl auf den Schweregrad als auch auf den Skoliosetyp, im Besonderen bei der kombinierten Betrachtung der beiden Klassifikationen. Dies könnte die Ergebnisse der primären Fragestellung beeinflussen. Gram et al. betonen in ihrer Studie ebenfalls, dass sich verschiedene Skoliosetypen beim Vergleich der beiden Stellungen Stand und Sitz variabel verhalten (88). Wie die Subgruppen-Analyse der vorliegenden Studie zeigt, bestehen Unterschiede in der Seitverteilung des optimal korrigierenden Keiles für die verschiedenen Schweregrade sowie für die verschiedenen Skoliosetypen. Besonders bei der Analyse der verschiedenen Skoliosetypen ergaben sich allerdings teilweise kleine Untergruppen. So befanden sich beispielsweise nur 7 Probanden mit einer lumbalen Skoliose im Gesamtkollektiv. Auch wenn die Interpretation der Daten hinsichtlich des Effekts von seitlichen Sitzkeilen bei verschiedenen Skoliosetypen dadurch nur eingeschränkt möglich ist, kann man dennoch erkennen, dass die Reaktion auf geneigte Sitzkeile auch durch den Skoliosetyp mitbestimmt wird.

5.3.2 Beurteilung des verwendeten Materials und der Methode

Für die Messungen wurde das DIERS formetric III 4D average System genutzt. Dabei handelt es sich um ein videorasterstereographisches Verfahren, bei dem die Oberflächentopographie des Rückens erfasst und konsekutiv die Wirbelsäule mit Hilfe von automatisch identifizierten sowie errechneten Punkten in ihrer Dreidimensionalität berechnet wird.

Diese Methode der Videorasterstereographie wurde in den 80er Jahren von Drerup und Hierholzer entwickelt und von der Firma DIERS in Zusammenarbeit mit der Universität Münster sowie auch extern vielfach auf Validität, Reliabilität und Reproduzierbarkeit getestet (31, 104, 112, 117-119, 121-123, 127, 167-171). Das DIERS formetric System, welches sich durch die genaue automatische Erkennung von Landmarken auszeichnet (108), entwickelte sich zu einem der führenden Oberflächentopographie-Systemen (105, 108).

Der große Vorteil der Messung mit dem formetric III 4D average System besteht in der Strahlenfreiheit der Methode. Eine Studie von 1979 wies bei wiederholten Röntgenaufnahmen bei Patienten mit Skoliose ein erhöhtes Risiko nach, an Brustkrebs zu erkranken (103). Ronckers et al. bestätigen dies 2012 und zeigten sogar eine erhöhte Mortalität bei Brustkrebs bei Patienten mit Skoliose (101). Auch wenn die

Weiterentwicklung von Röntgengeräten bis hin zu modernen Low-Dose EOS Aufnahmen die Strahlendosis deutlich reduzieren konnte (172), besteht dennoch eine Belastung durch Radiostrahlen. Um mehrere Aufnahmen hintereinander zu tätigen, ist deshalb ein lichtoptisches Verfahren besser geeignet.

Bisher fand das formetric System die häufigste Anwendung bei Messungen im Stand (31, 104, 117-119, 127, 147, 168, 169, 171, 173). Im Stand ist die automatische Erkennung der Landmarken mit hoher Präzision gegeben (111, 174). Bereits 1987 wurde die Genauigkeit der automatischen Landmarkendetektion gegenüber dem Röntgenbild mit nur leicht über 1 mm Abweichung beschrieben. Damit ist man genauer, als es durch manuelle Palpation möglich ist (111). Allerdings positioniert die automatische Erkennung des DIERS formetric III 4D average Systems den Fixpunkt nicht bei allen Messungen automatisch an die richtige Stelle. Degenhardt et al. beobachteten nebenbefundlich in einer Studie, dass bei circa 43 % mindestens ein automatisch erkannter Fixpunkt nachträglich manuell adjustiert werden musste (109). Die Bearbeitung der Fixpunkte ist in der Software DICAM verankert und in der Bedienungsanleitung explizit erwähnt, um nicht richtig liegende Fixpunkte zu verschieben (146). Eine Studie von Knott et al. aus dem Jahr 2012 zeigte, dass zwischen der automatischen Lokalisation und der nachträglich manuellen Positionierung der Landmarken in der Software des Systems jedoch keine signifikanten Unterschiede für 12 verglichene Parameter bestehen (175).

Im Rahmen der hier vorliegenden Studie wurde das System erstmals bei sitzenden Probanden genutzt. Die Genauigkeit der automatischen Detektion der Landmarken des DIERS-Systems – im speziellen der Lumbalgrübchen – im Sitzen ist noch nicht hinreichend erforscht.

Bei einer Studie von Hackenberg et al. wurden Probanden im aufrechten Stand und mit 90° nach vorne geneigtem Oberkörper (entsprechend dem Adams Test) rasterstereographisch (zwei Messgeräte, davon eines an der Decke befestigt) untersucht. Dadurch kommt es – wie im Sitzen – zu einer Hüftbeugung von ca. 90°. Probleme bei der Identifizierung der Landmarken DL und DR wurden nicht erwähnt (176). Der Adams Test führt jedoch nicht zu den gleichen Veränderungen in Becken und Wirbelsäule wie die sitzende Position. Im Sitz vollzieht das Becken eine posteriore Rotation und die Lendenwirbelsäule entlordosiert (48, 49, 87). Durch diese Bewegungen wird die automatische Erkennung der Landmarken möglicherweise beeinträchtigt. Bei der vorliegenden Studie zeigte sich bei den Messungen der ersten 9 Probanden (automatische Erkennung), dass bei 6 Probanden bei mindestens einer

Messung ein oder mehrere Fixpunkte durch den Studiendurchführenden manuell bearbeitet werden mussten, da sie an offensichtlich falschen Stellen positioniert waren. Dies betraf stets die Fixpunkte DR und DL. Zusätzlich ließen sich diese Fixpunkte auch in der Nachbearbeitung nicht zweifelsfrei anhand ihrer charakteristischen Oberflächenkrümmung erkennen und korrigieren. Es waren etwa 45 % der Messungen betroffen. Dieser Wert deckt sich mit dem Wert aus der Studie von Degenhardt et al. (109). Vermutlich ist dies auf die veränderte Position des Beckens im Sitz zurückzuführen. Die Probleme bei der Erkennung der Fixpunkte DR und DL könnten aufgetreten sein, da die typische Oberflächencharakteristik im Sitzen nicht konstant gegeben ist. Um einen besseren intraindividuellen Vergleich zu ermöglichen, wurden deshalb für die weiteren Messungen die Lumbalgrübchen im Stand mit reflektierenden Markern versehen. Aufgrund der hohen Probandenzahl wurde das Ergebnis durch dieses Vorgehen mutmaßlich nicht beeinflusst.

Das palpatorische Auffinden und Markieren der Fixpunkte durch Marker bergen mehrere mögliche Fehlerquellen. Zum einen kann es bei der Palpation sowie bei dem Kleben der Markierungen zu Ungenauigkeiten kommen (111). Kim et al. geben in ihrer Studie eine mittlere Intertester-Differenz von 6 mm für die Palpation der Spina iliaca posterior superior an (177). Zum anderen besteht das Risiko, dass sich die Marker anders verhalten als die ursprünglich palpieren Strukturen (178). Durch sogenannte Weichteilartefakte, welche besonders an der unteren Extremität zu beobachten sind (156, 157), entstehen durch Bewegungen der Haut, des Subkutangewebes oder durch Muskelkontraktion Abweichung von bis 40 mm (am Kniegelenk) in Relation zu der zu markierenden Struktur (155). Diese Weichteilartefakte spielen jedoch in der Bewegungsanalyse eine größere Rolle als bei statischen Aufnahmen. Mörl et al. fanden bei ihrer Studie keinen signifikanten Weichteilshift der Oberflächenmarker der Procc. Spinosi der Lendenwirbelsäule bei sitzenden Probanden. Es wurden 5 unterschiedliche Positionen vermessen. Der Shift der Marker, der durch Weichteile bedingt war, lag im Mittel bei 0,86 mm. Die Genauigkeit der Marker wurde mittels MRT-Kontrolle untersucht. Es zeigte sich zusätzlich eine sehr gute Korrelation der Oberflächenmarker zu den korrespondierenden knöchernen Punkten, die Genauigkeit der Marker lag bei $\pm 8,6$ mm. (179) Für die aktuelle Studie wurde der Vorteil der besseren intraindividuellen Vergleichbarkeit bei der Nutzung von Hautmarkern gegenüber der im Sitzen unsicheren automatischen Detektion als größer erachtet als die oben genannten Probleme.

Weitere Fehlerquellen ergeben sich aus der Charakteristik der rasterstereographischen Messung mit dem DIERS fometric III 4D. Da es sich um eine lichtoptische Vermessung handelt, könnten nicht gut hochgebundenen Haare, nicht abgelegte Ketten oder eine nicht weit genug nach unten gezogene Hose das Messergebnis beeinflussen. Auch die Lichtverhältnisse im Raum, in dem die Messung durchgeführt wird, sind von Bedeutung (146). Auf die Einhaltung korrekter Voraussetzungen wurde geachtet. Alle Messungen wurden durch den Studiendurchführenden selbst durchgeführt, wodurch eine Interobserver-Variabilität ausgeschlossen wurde.

Für die Studie wurden Sitzkeile aus Plexiglas mit verschiedenen Neigungswinkeln hergestellt. Durch die Materialwahl wurde gewährleistet, dass die Winkel konstant bei jedem Probanden gleich waren. Eine einseitige Sitzerrhöhung durch beispielsweise einen Sandsack hätte eine ungleiche Erhöhung zur Folge, da sich solche Unterlagen in ihrer Form verändern und an den Patienten anpassen können. Dies könnte ein angenehmeres Sitzgefühl hervorrufen, würde jedoch einen Vergleich von verschiedenen Neigungen erschweren oder sogar unmöglich machen. Für Folgestudien sollte die Möglichkeit der Reduzierung der Härte der Oberfläche durch eine weichere, jedoch nicht zu stark verformbare Polsterung (z. B. Gymnastikmatte) genutzt werden.

Es wurden 3 verschiedenen Winkel gewählt: 3° und 6° sollten stellvertretend eine leichte und eine mittelstarke Neigung repräsentieren, 9° wurde ausgesucht, um die Reaktion auf einen stark geneigten Keil zu untersuchen. Eine Sitzflächenneigung von $> 10^\circ$ stellte sich in einem Vortest als unpraktikabel heraus, da das sichere Sitzen auf einer solchen Neigung kaum noch möglich war. Die genutzten Neigungsgrade wurden gewählt, um einen gleichen Unterschied (3°) zwischen den einzelnen Keilen zu haben. Der „optimal korrigierende“ Keil beschreibt somit nur den optimalen Keil aus den drei oben genannten Winkelgraden. Zweifellos könnte die „wahre“ optimale Korrektur auch bei anderen Neigungen liegen. Dennoch konnte durch die Wahl der Neigungsgrade ein Einblick darüber gewonnen werden, ob eher eine starke oder eine weniger starke Seitneigung der Sitzfläche zu einer Verbesserung des Skoliosewinkels bzw. der lateralen Deviation RMS führt.

Eine mögliche Beeinflussung der Ergebnisse könnte auch durch die Haltung des Probanden bedingt sein. Im Schroth-Konzept werden verschiedene Haltungen vermittelt, die die Symmetrie des Rückens beeinflussen. Neben der bewussten Alltagshaltung gibt es in der Schroth-Therapie eine Entlastungshaltung sowie eine

Korrekturhaltung (160). Eine Studie von Schumann et al. untersuchte den Effekt von verschiedenen Körperhaltungen auf die rasterstereographisch gemessenen Werte laterale Deviation RMS und Oberflächenrotation RMS. Verglichen wurden die Korrekturhaltung, die bewusste Alltagshaltung und eine Haltung ohne genaue Instruktionen bei standardisierter Fußposition. Es fanden sich signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Haltungen, die bis zu 64 % größer waren als ein potenzieller Messfehler. Die Messungen für die Studie fanden am Ende eines 3-4-wöchigen stationären Rehabilitationsaufenthaltes statt (147). Das Ergebnis zeigt, dass die eingenommene Haltung einen großen Einfluss auf das Ergebnis einer oberflächentopographischen Aufnahme hat. Um haltungsbedingte Abweichungen so weit wie möglich zu minimieren und eine möglichst geringe intrapersonelle Varianz zu erreichen, wurde unmittelbar vor jeder Einzelmessung die Aufforderung „Setzen Sie sich aufrecht hin und lassen Sie die Arme locker seitlich hängen“ wiederholt ausgesprochen.

Trotz der Standardisierung des Messverfahrens durch eine standardisierte Ansage vor der Messung, die exakte Position des Hockers auf dem Boden sowie der Keile auf dem Hocker und der genauen Positionierung der Probanden auf dem Hocker ließ sich eine konstant gleich aufgerichtete Sitzposition mit gleichmäßiger Druckverteilung nicht sicher gewährleisten. Zwei Studien konnten zeigen, dass die Druckverteilung im Sitz bei Patienten mit Skoliose häufig asymmetrisch ist (90, 91). Nach Smith et al. liegt dabei der Druck – und damit auch das Gewicht – meist auf der Seite der Lumbalkonvexität. Bei Patienten mit thorakaler Skoliose findet sich nur selten eine asymmetrische Verteilung (90). Bruyneel et al. beobachteten in ihrer Studie, dass bei einer plötzlichen Destabilisierung der Sitzfläche in der Sagittalebene die Gewichtsverteilung bei Patienten mit thorakalen Skoliosen häufiger auf der Seite der Konkavität der Krümmung liegt. Die Skoliose-Gruppe wies in der Studie außerdem ein erhöhtes Sturzrisiko gegenüber der Kontrollgruppe auf. (93) Jung et al. untersuchten den Einfluss von Beckenschiefständen und Skoliosen auf die posturale Kontrolle im Sitz auf einer kippbaren Sitzfläche (Therapiekreisel). Gemessen wurden die erzielten Neigungswinkel des Kreisels bei aktiver Neigung, die Druckverteilung sowie eine elektromyographische Ableitung bei aktiver Kippung in der Sagittal- und Frontalebene. Die Autoren kommen zu dem Schluss, dass sowohl ein Beckenschiefstand als auch eine Skoliose die posturale Kontrolle beeinflussen können. Die Kombination von Beckenschiefstand und Skoliose verstärkt diesen Einfluss (92).

Besonders der Einsatz von seitlich geneigten Sitzkeilen könnte zu einer Verschiebung des Körperschwerpunktes und somit auch zu einer Ungleichverteilung des Sitzdruckes führen. Auch die harte Beschaffenheit der Plexiglaskeile in dieser Studie könnte zu einer solchen Verlagerung, um ein unangenehmes Sitzgefühl zu verhindern, beitragen. Für ein verbessertes Sitzgefühl könnte die Oberfläche der Keile dünn gepolstert werden. Zusätzlich sollte für weitere Studien mit ähnlichen Fragestellungen entweder die Druckverteilung oder die Lotabweichung (rasterstereographischer Parameter) gemessen werden, um eventuelle Körperschwerpunktverschiebungen oder Shifts zu einer Seite zu erfassen.

Als weiterer, die Messergebnisse beeinflussender Faktor kann die Therapie-Erfahrung eine Rolle spielen. Die in der Asklepios Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim genutzte Schroth-Therapie impliziert das Erlernen von vorteilhaften Haltungen, welche aktiv eingenommen werden können (10).

Es konnte gezeigt werden, dass Patienten nach einer langen Schroth-Therapie nicht nur einen verbesserten Skoliosewinkel, sondern auch eine stärkere Core-Muskulatur und verbesserte Balance haben und somit eine bessere Haltung kontrollieren können. Diese Effekte sind abhängig von der Dauer der Therapie (größter Effekt > 1 Jahr). (137) Je besser ein Patient diese Haltungen beherrscht, umso eher kann er möglicherweise unterschiedlich geneigte Sitzflächen kompensieren. Dies kann sich auf die Haltung während der Messung niederschlagen. Für diese Studie wurden die Messungen innerhalb der ersten 10 Tage des Aufenthaltes durchgeführt. Dadurch wurde ein zu großer Einfluss auf die Sitzposition durch ein mehrwöchiges, täglich stattfindendes Training verhindert.

Kurzfristige Anpassungen stellen ebenfalls einen denkbaren Einfluss auf die Ergebnisse dar. Bruyneel et al. beobachteten in ihrer Studie, dass Lerneffekte bei wiederholter Durchführung zu einem stabileren Sitz führen (93). Um einem Lerneffekt oder einer Gewöhnung, welche möglicherweise eine Auswirkung auf die Haltung des Probanden auf dem Sitzkeil hat, vorzubeugen, wurde die Reihenfolge der Keile wie in Kapitel 3.5.5 beschrieben randomisiert.

Auch das aktuelle Befinden und die psychische Verfassung haben einen potenziellen Einfluss auf die eingenommene Position. So konnten Canales et al. 2010 zeigen, dass Patienten mit einer schweren depressiven Störung signifikant mehr Flexion der Halswirbelsäule und der Brustwirbelsäule aufweisen (148).

Ebenfalls von Bedeutung ist das Schamgefühl. Da Patienten mit einer Skoliose häufig ein schlechteres Körperbild von sich haben (5, 72-74) und zusätzlich die meisten

Patienten in der Phase der Pubertät sind, stellt eine Messung mit entkleidetem Oberkörper eine Situation dar, in der ein Unwohlsein des Patienten nicht ausgeschlossen werden kann (149). In der vorliegenden Studie konnten die Probanden die Messung bei Unwohlsein jederzeit abbrechen. In einem Fall führte dies tatsächlich zum Abbruch der Messungen. Um eine potenzielle Auswirkung des persönlichen Empfindens der Probanden in der Messsituation zu erfassen, wäre eine Quantifizierung mittels einer Skala notwendig. Schülein et al. merken an, dass für weibliche Probanden eine hautenge Bekleidung eine angenehmere Messsituation schaffen könnte, die Genauigkeit der Messung mit einer solchen Bekleidung jedoch noch untersucht werden muss (124).

Zusammenfassend ist festzustellen, dass die rasterstereographische Messmethode für die Fragestellung der vorliegenden Studie geeignet ist. Die Ergebnisse können jedoch sowohl durch Probanden-externe Faktoren wie mögliche Ungenauigkeiten bei der Erkennung der Fixpunkte im Sitz bzw. der manuellen Fixpunktmarkierung als auch durch Probanden-interne Faktoren wie z. B. das aktuelle Befinden oder die Therapieerfahrung beeinflusst werden.

5.3.3 Beurteilung der verwendeten Parameter

Es wurden die Parameter Skoliosewinkel und laterale Deviation RMS als primäre Parameter genutzt. Der formetric-Skoliosewinkel ist ein Skoliosewinkel, der auf einer dreidimensionalen Wirbelsäulenberechnung beruht. Im Gegensatz zum radiologischen Cobb-Winkel, der nur Verkrümmung in der Frontalebene erfasst, wird beim formetric-Skoliosewinkel bei der Anlage der Tangente die Rotation des Wirbelkörpers mit einbezogen (146).

Die laterale Deviation RMS beschreibt die mittlere Abweichung der Wirbelsäule über ihren gesamten Verlauf in der Frontalebene. Sie kann als Maß für die Gesamtkrümmung der Wirbelsäule interpretiert werden. Die beiden oben genannten Parameter wurden aus folgenden Gründen gewählt:

1. Die Nutzung des formetric-Skoliosewinkels ermöglicht eine dreidimensionale Erfassung mit nur einem Wert. Dadurch kann die Datenmenge deutlich reduziert werden, ohne den dreidimensionalen Aspekt der Skoliose außer Acht zu lassen.
2. Die Neigung der Sitzkeile liegt in der Frontalebene, sodass hier der größte Effekt erwartet werden konnte.

3. Die Winkel in der Frontalebene (Cobb-Winkel oder Skoliosewinkel) sind für die Patienten leicht zu verstehende Größen, die die Korrektur schnell und verständlich vermitteln.

Der rasterstereographische Skoliosewinkel wird in vielen Studien als zu ungenau im Vergleich zum Röntgenbild kritisiert, besitzt aber eine hohe Reproduzierbarkeit und Reliabilität (117, 118, 120, 127). Knott et al. konnten 2010 eine gute Reproduzierbarkeit des Skoliosewinkels mit einer Standardabweichung von $3,2^\circ$ zeigen (127). Frerich et al. attestieren dem Parameter Skoliosewinkel eine sehr hohe Reliabilität (Cronbach's alpha = 0,996) und eine im Vergleich zur Studie von Knott nahezu gleiche Standardabweichung bei der Reproduzierbarkeit von $3,4^\circ$. Beim Vergleich zum Röntgenbild wurde der Skoliosewinkel gegenüber dem radiologischen Cobb-Winkel jedoch um 7° (thorakal) bzw. $9,4^\circ$ (lumbal) unterschätzt. (117) 2016 untersuchten Knott et al. in einer Multicenter Studie den Unterschied des rasterstereographischen Skoliosewinkels gegenüber dem radiologischen Cobb-Winkel. Wie auch die Studie von Frerich et al. konnte die Arbeit eine starke Reliabilität (ICC > 0,85) nachweisen, die Standardabweichung des Skoliosewinkels gegenüber dem Cobb-Winkel lag für thorakale Krümmungen bei $5,8^\circ$, für lumbale Krümmungen bei $8,8^\circ$. Die Autoren kommen zu dem Schluss, dass die rasterstereographische Messung die genaue morphologische Darstellung der knöchernen Wirbelsäule zwar nicht leisten kann, für Verlaufskontrollen oder wiederholte Messungen aber sehr gut geeignet ist. (118) Die Problematik, die sich aus der Nutzung des Parameters Skoliosewinkel ergibt, ist das variierende Niveau der Neutralwirbel. Aufgrund der automatischen Erkennung des größten Skoliosewinkels kann dieser im extremen Fall bei einer Messung im thorakalen, bei einer anderen Messung im lumbalen Bereich liegen. Dies beeinträchtigt die Vergleichbarkeit. Bassani et al. (2019) kritisieren aufgrund dieser Tatsache bisherige Studien zur Genauigkeit des rasterstereographischen Skoliosewinkels. Bei Verschiebung der Neutralwirbel auf das radiologisch bestimmte Segment fanden sie eine mittlere Differenz von 18° zwischen dem radiologischen Cobb-Winkel und dem rasterstereographischen Skoliosewinkel. (120) Eine solche manuelle Wahl der Wirbelkörper, die den rasterstereographischen Skoliosewinkel bestimmen, ist in der Software DIERS DICAM integriert.

Für die aktuelle Studie dient der Skoliosewinkel als reliabler, schnell zu erfassender Parameter für den intraindividuellen Vergleich. Gerade in dem sich an die Messung anschließenden Patientengespräch, bei dem die Ergebnisse der eigenen Messung dem Probanden erläutert wurden, erwies sich dieser Parameter als am besten

geeignet, um die eventuell vorliegende Verbesserung zu vermitteln. Es sollte aber in der Patientenbesprechung die Funktion der manuellen Bestimmung der Neutralwirbel genutzt werden, um thorakale mit thorakalen und lumbale mit lumbalen Winkeln vergleichen zu können.

Weitere Parameter, die detailliert die Veränderungen der Wirbelsäule in der Sagittal- und Transversalebene beschreiben, wurden in dieser Studie nicht separat analysiert. Um ein umfassenderes Verständnis für die Biomechanik des Sitzens unter dem Einfluss von lateralen Sitzkeilen in allen drei Ebenen zu schaffen, sollte bei weiteren Studien nicht nur der Effekt auf die Wirbelsäule in der Frontalebene, sondern auch in der Sagittal- und Transversalebene genauer untersucht werden.

Es stellt sich die Frage, ob ein Keil, der die Skoliose in der Frontalebene optimal korrigiert, auch vorteilhaft für Parameter der Sagittal- und Transversalebene ist, oder ob die Wirbelsäule stärker rotiert oder in eine zu flektierte oder extendierte Position gebracht wird. Somit bezieht sich die Bezeichnung „optimaler“ Keil auch nur auf die bestmögliche Verbesserung des Skoliosewinkels sowie der lateralen Deviation RMS. Besonders durch die oben erwähnte Art der Messung des rasterstereographischen Skoliosewinkels, bei der nur der größte Winkel gemessen wird, werden kleinere, neu entstehende Bögen nicht erfasst. Es ist möglich, dass sich funktionelle Gegenkrümmungen ergeben. Nach Lehnert-Schroth führt beispielsweise ein Verkürzungsausgleich eines Beines bei Vorhandensein einer lumbo-sakralen Gegenkrümmung trotz Verbesserung des lumbalen Bogens zu einer Verschlechterung der kaudalen Gegenkrümmung und umgekehrt (160). Dies unterstreicht die Komplexität der Erkrankung. Die vermeintliche Verbesserung einer Krümmung muss nicht zwingend eine Verbesserung der gesamten Wirbelsäule nach sich ziehen.

5.3.4 Beurteilung der Erfassung des Sitzgefühls

In der vorliegenden Studie wurde für die Erfassung des Sitzgefühls eine numerische rating Skala genutzt.

1969 entwickelten Shakel et al. 1969 eine „general Comfort“ (GC)-Skala, die das subjektive Sitzgefühl („comfort-discomfort“) erfasst, um das Comfort-Gefühl von Stühlen zu messen. In der originalen Anwendung wird schriftlich eine Markierung auf einer Linie gesetzt, die von „Ich fühle mich komplett entspannt“ bis „Ich fühle unerträgliche Schmerzen“ reicht (180). In der aktuellen Studie wurde die GC-Skala zu einer verbalen NRS modifiziert. Diese ist angelehnt an die „numeric rating scale“, die im Regelfall eine Schmerz-Skala darstellt. Meta-Analysen aus 2017 und 2019 konnten

zeigen, dass die NRS in der Erfassung der Schmerzen bereits bei Kindern ab acht Jahren effektiv eingesetzt werden kann, um sogenannten „self-reported pain“ besonders in der akuten Schmerzphase (181) zu bestimmen (181, 182). Somit ist eine numerische Bewertung des Sitzgefühls durch Kinder und Jugendliche als aussagekräftig anzusehen. Die numerische Skala erhielt gegenüber der klassischen GC-Skala den Vorzug, da sie leichter durchführbar war und die Sitzhaltung durch die verbale Bewertung nicht verändert werden musste. Eine weitere Modifikation bestand in der Bezeichnung der höchsten Wertung („10“) mit „sehr unangenehm“, was einem mittleren Wert der originalen GC-Skala entspricht. In der Studie von Shakel et al. beschrieb selbst bei langem Sitzen kein Proband den Sitz unangenehmer als „unruhig und fahrig“⁴, was einer „5“ der GC-Skala entspricht (180). Daher wurde der Endpunkt der NRS auf den oben genannten versetzt, wodurch zwischen den beiden begrenzenden Werten „0 - sehr angenehm“ und „10 - sehr unangenehm“ eine genauere Bestimmung des subjektiven Sitzgefühls erfolgen konnte.

Eine durch die Nutzung der NRS entstandene Problematik war, dass die Patienten besonders bei der erstmaligen Abfrage im normalen Sitz keine Referenz außer dem gewohnten alltäglichen Sitzgefühl kannten. Somit sind die niedrigen Werte der NRS im normalen Sitz eventuell anders zu bewerten als die Angaben für die weiteren Messungen. Eine möglicherweise besser geeignete Methode zur Abfrage des Sitzgefühls wäre eine Global Rating of Change (GRC) Skala gewesen. Die GRC-Skala misst eine Veränderung und kann in die positive und negative Richtung ausschlagen (183). Dabei wäre das Sitzgefühl im normalen Sitz auf 0 gesetzt und eine Verbesserung oder eine Verschlechterung abgefragt worden. Besonders der kurze Zeitraum, in dem die Messungen stattfanden, hätte einem recall-Bias, der als Schwäche der GRC Skala gilt (183), entgegengewirkt.

Das Sitzgefühl kann ein Hinweis auf die Compliance bei möglicher Nutzung eines solchen Keiles sein. Ein unangenehmes Sitzgefühl könnte die Compliance stark beeinträchtigen. Es ist bekannt, dass bei einer Korsetttherapie die Compliance und somit auch die Adhärenz eine erfolgsentscheidende Rolle spielt (184-186). Brox et al. veröffentlichten 2012 eine Studie zur Progression der Skoliose und der Operationsrate bei 495 Patienten mit idiopathischer Skoliose nach Korsetttherapie. Patienten mit guter Compliance hatten sowohl nach maximal 2 Jahren als auch nach Langzeitverfolgung (Median 24 Jahre) ein geringeres Risiko für eine Verschlechterung der Skoliose (Cobb-

⁴ Eigene Übersetzung aus dem Englischen. Original: „restless and fidgety“ (180)

Winkel-Vergrößerung $> 6^\circ$) (OR: 5,2 (nach 2 Jahren) / 5,8 (Langzeitverfolgung)) als auch für eine Operation (OR: 9,0/8,6). (185) Die Compliance wird durch eine Vielzahl von Faktoren beeinflusst. Seifert et al. (2009) konnten in ihrer Studie zur Compliance der Korsetttherapie verschiedene Faktoren identifizieren. Dazu zählen das Alter bei Therapiebeginn, psychische Probleme, lange Therapiedauer und eine Operationsindikation (186). Rahimi et al. (2019) benennen zusätzlich das Tragemuster (Tragezeit nachts und/oder tags) eines Korsetts sowie den Korsetttyp als entscheidend für die Compliance. Druckstellen, Steifigkeit und Einschränkungen bei der Kleiderwahl stellen einen Compliance-beeinflussenden Aspekt des Korsetts dar. (187)

Ein unangenehmes Sitzgefühl auf einem seitlich geneigten Keil oder eine psychosoziale Beeinträchtigung durch Auffallen bzw. „anders-Sein“ aufgrund der Nutzung eines Sitzkeiles in der Schule könnten ebenfalls als Nebenwirkungen bezeichnet werden und somit eine potenzielle Nutzung beeinträchtigen. Inwiefern die gemessene Verschlechterung des Sitzgefühls bei optimaler Korrektur die Compliance tatsächlich beeinflusst und einen eventuellen therapeutischen Einsatz beeinträchtigt, müsste in einer weiteren Studie untersucht werden.

5.4 Diskussion der klinischen Relevanz

Die Untersuchung des Verhaltens der skoliotischen Wirbelsäule im Sitzen hat eine hohe klinische Relevanz. Huber und Köppel untersuchten 2017 die Sitzzeiten von Kindern und Jugendlichen von 4-20 Jahren. Etwa 4400 Schüler aus Deutschland, Luxemburg und Österreich wurden mit Hilfe eines Fragebogens zu ihren Sitzzeiten befragt. Es zeigte sich eine durchschnittliche Sitzzeit von 9,7 Stunden pro Tag. An Werktagen betrug sie sogar 10,6 Stunden, was 71 % der wachen Zeit entspricht. Den größten Einzelanteil an dieser Zeit hatte die mit Schule assoziierte Sitzzeit (40 % der Wachzeit). Mit steigendem Alter stieg die im Sitzen verbrachte Zeit an. (14)

Eine Studie über die Sitzzeiten in den USA kommt zu ähnlichen Ergebnissen. Jugendliche von 6-19 Jahren saßen im Schnitt 6-8 Stunden am Tag bei ebenfalls zunehmender Sitzzeit mit zunehmendem Alter (16).

Hey et al. fanden 2017 heraus, dass bei gesunden Probanden die sagittalen Parameter der Wirbelsäule im Stand und im Sitz differieren. Die Autoren folgern, dass dieser Fakt für die Therapie von Patienten mit Deformitäten bekannt sein muss, um keine falsche Korrektur aufgrund von singulären Standaufnahmen zu tätigen (48). Gram et al. bemerkten auch bei Patienten mit Skoliose eine Veränderung des „Apexwinkels“ beim Wechsel der Stellung Stand und Sitz. Der Winkel verkleinerte sich im

Mittel in der sitzenden Position. Die Autoren heben aber die unterschiedlichen Reaktionen der Probanden je nach Anzahl, Lokalisation und Seite der Krümmung hervor. (88) In der aktuellen Studie konnten keine Unterschiede der frontalen Parameter im Stand und im Sitz gefunden werden. Trotzdem sind eine veränderte Biomechanik und eine veränderte Position der Wirbelsäule anzunehmen. Vor dem Hintergrund der langen Sitzzeit ist deshalb das Verständnis der Haltung in dieser Position bei Patienten mit Skoliose essenziell.

6 Schlussfolgerung

Diese Studie konnte erstmalig nachweisen, dass die Neigung der Sitzfläche mit Erhöhung auf der ipsilateralen Seite der thorako-lumbalen/lumbalen Konvexität signifikant häufiger zu einer optimalen Verbesserung des Skoliosewinkels und der lateralen Deviation führt. Zunächst ist zu betonen, dass Patienten mit AIS in der Ausprägung sowie im Skoliosetyp deutlich variieren können. Dadurch entsteht eine sehr heterogene Gesamtheit, die eine allgemeingültige Aussage über Patienten mit AIS nicht zulässt. Vielmehr ist eine feine Untergliederung nötig. Je nach Skoliosetyp und Schweregrad scheint die Sitzflächenneigung ein relevanter Faktor zu sein, der einen Einfluss auf die beiden Parameter Skoliosewinkel und laterale Deviation RMS hat. Bei Skoliosen, bei denen der Cobb-Winkel 40° nicht übersteigt, ist der Effekt eines Sitzkeils mutmaßlich deutlicher. Weiterhin fanden sich Hinweise, dass die Höhe der Hauptkrümmung entscheidend sein könnte: Bei thorako-lumbaler oder lumbaler Hauptkrümmung war der Einfluss größer als bei thorakalen Skoliosen. Folgestudien sollten sich demnach auf lumbale und thorako-lumbale Skoliosen konzentrieren.

Durch die Betrachtung der Parameter Skoliosewinkel und laterale Deviation RMS wird vor allem die Korrektur in der Frontalebene betrachtet. Auch wenn der rasterstereographische Skoliosewinkel auf einem dreidimensionalen Wirbelkörpermodell beruht, so kann man aufgrund der aktuellen Studie keinen Schluss über den Effekt von seitlich geneigten Sitzkeilen auf die Rotation und die Extension/Flexion der Wirbelsäule ziehen. Aufgrund der Wichtigkeit der dreidimensionalen Betrachtung der skoliotischen Deformität sollte weiterführend auch der Einfluss in der Sagittal- und Transversalebene analysiert werden. Weiterhin wäre die Untersuchung der Reaktion des Beckens bedeutsam.

In der vorliegenden Arbeit wurde die akute Reaktion auf eine seitlich veränderte Sitzflächenneigung untersucht. Weitere Forschung ist notwendig, um die längerfristige

Reaktion der skoliotischen Wirbelsäule auf solche Sitzflächenveränderung zu beleuchten. Es ist möglich, dass die in dieser Studie gemessenen Ergebnisse in der Langzeitanwendung differieren. Ein möglicher Grund hierfür wäre eine Anpassung der Sitzhaltung. In dieser Studie wurde eine „aufrechte“ Sitzhaltung eingefordert, welche bei einer längerfristigen Nutzung womöglich nicht konstant eingehalten werden kann. Weiterhin spielt die Aktivität während der Sitzzeit auf dem Keil eine Rolle. Besonders einseitige Aktivitäten wie Schreiben verändern potenziell die Haltung (88) und somit auch die Wirkung eines seitlich geneigten Keils.

Die Ergebnisse der Abfrage des Sitzgefühls deuten darauf hin, dass mit zunehmender Neigung der Sitzfläche das Sitzgefühl unangenehmer wird. Der optimale Keil war in der hier getesteten, kurzen Sitzphase für alle Subgruppen unangenehmer als der ebene Sitz. Eine Aussage über das Sitzgefühl bei längerer Nutzung lässt sich auf Basis dieser Studie nicht treffen und müsste untersucht werden. Möglicherweise würde ein Keil mit einer großen Neigung trotz guter Korrektur aufgrund des unangenehmen Sitzgefühls nur eine kürzere Nutzungszeit zulassen. Somit sollte, wenn zwei Keile eine ähnliche Korrektur erreichen, der geringer geneigte Keil gewählt werden. Der „optimale“ Keil wäre somit eine Kombination aus bestmöglicher Korrektur bei möglichst geringer Verschlechterung des Sitzgefühls.

Für die weitere Erforschung des Einflusses von seitlichen Sitzkeilen auf die Wirbelsäule von Patienten mit AIS sollte zunächst die Frage nach dem Effekt auf die noch nicht untersuchten Ebenen behandelt werden. Anschließend sollte der Einfluss bei längerfristiger Nutzung im Mittelpunkt stehen. Hierbei könnte ein Keil über einen längeren Zeitraum genutzt werden und die Position der Wirbelsäule zu mehreren Zeitpunkten rasterstereographisch erfasst werden. Die Dauer könnte sich am zeitlichen Rahmen einer Schulstunde (ca. 30 – 45 Minuten) orientieren. Der Fokus sollte dabei auf thorako-lumbale und lumbale Skoliosen gelegt werden, da bei diesen Skoliosetypen der größte Effekt beobachtet wurde. Der genutzte Keil sollte dabei das Sitzgefühl möglichst gering beeinträchtigen. Beispielsweise könnte eine leichte Polsterung der Sitzfläche erfolgen.

Weiterführend könnte sich die Frage nach einer möglichen therapeutischen Nutzung eines solchen Keiles stellen. Wenn eine solche Nutzung möglich wäre, könnte sie eine Unterstützung zu den bisherigen Therapieansätzen bieten.

7 Zusammenfassung

Das Ziel der Studie bestand darin, den Einfluss von seitlich geneigten Sitzkeilen auf die Wirbelsäule von Patienten mit AIS zu untersuchen.

Dabei sollte zunächst gezeigt werden, auf welcher Seite die Erhöhung des Keiles in Relation zur thorako-lumbalen/lumbalen Konvexität liegt, um eine optimale Korrektur des rasterstereographischen Skoliosewinkels und der lateralen Deviation RMS zu erreichen. Weiterführend wurde die Seitzuordnung, der Neigungsgrad und das Ausmaß der Korrektur des optimal korrigierenden Keils in Abhängigkeit von den verschiedenen Schweregraden und Skoliosetypen betrachtet. Es wurden Keile mit unterschiedlichen Neigungsgraden eingesetzt, um zum einen herauszufinden, ob schwere Skoliosen stärker geneigte Keile für eine optimale Korrektur benötigen und zum anderen um zu untersuchen, ob stärker geneigte Keile prinzipiell auch eine größere Veränderung des Skoliosewinkels und der lateralen Deviation RMS hervorrufen. Der Effekt wurde mit der strahlenfreien Methode der Rasterstereographie erfasst.

Die Studie konnte zeigen, dass Sitzkeile mit einer Erhöhung ipsilateral zur thorako-lumbalen/lumbalen Konvexität bei 62 % bzw. 67 % der Probanden zu einer optimalen Korrektur der rasterstereographischen Parameter Skoliosewinkel und laterale Deviation führen. Es lag eine signifikante Abweichung in der Häufigkeitsverteilung des optimalen Keils zugunsten der ipsilateralen Erhöhung gegenüber dem ebenen Sitz oder der Erhöhung der kontralateralen Seite vor.

Die explorative Auswertung der sekundären Fragestellungen lieferte weiterführend folgende Ergebnisse. Bei Einsatz des optimalen Keils konnte eine mittlere Verbesserung von 22-52 % erzielt werden. Interessanterweise wurden starke Skoliosen nicht häufiger durch stärker geneigte Keile optimal korrigiert. Bei der Subgruppierung nach Schweregrad und Skoliosetyp zeigte sich, dass leichte Skoliosen (Verbesserung um ca. 34 % (Skoliosewinkel) bzw. 37 % (laterale Deviation RMS)) und solche, deren Hauptkrümmung lumbal lag (Verbesserung um 45 % (Skoliosewinkel) bzw. 52 % (laterale Deviation RMS)), am besten auf die Intervention reagierten. Bei allen Schweregraden und Skoliosetypen führten im Mittel stärker geneigte Keile zu einer stärkeren Veränderung der beiden oben genannten Parameter im Sinne einer Verbesserung bei einer ipsilateralen Erhöhung des Keiles und umgekehrt. Der Zusammenhang zwischen der Sitzflächenneigung und den Parametern Skoliosewinkel und laterale Deviation RMS war für leichte und lumbale Skoliosen am größten. Diese Erkenntnisse weisen darauf hin, dass je kaudaler die

Hauptkrümmung liegt und je leichtgradiger die Skoliose ausgeprägt ist, desto stärker ist der Effekt einer seitlichen Erhöhung der Sitzfläche. Es ist zu berücksichtigen, dass die Position der Wirbelsäule nicht nur von der Sitzunterlage abhängig ist, sondern auch von vielen weiteren, externen und internen, interindividuell unterschiedlichen Faktoren beeinflusst wird.

Zusätzlich zu den rasterstereographischen Parametern wurde das Sitzgefühl erfasst, wobei ein mit steigender Neigung der Keile unangenehmeres Sitzgefühl beobachtet wurde.

Aufgrund der Variabilität des Effektes eines lateral geneigten Sitzkeiles für die einzelnen Untergruppen lässt sich keine allgemeingültige Aussage über den Effekt eines Sitzkeils bei Patienten mit AIS treffen. Es ist in diesem Zusammenhang zu betonen, dass die adoleszente idiopathische Skoliose als ein sehr komplexes und heterogenes Krankheitsbild anzusehen ist.

Die genutzte Methode der Rasterstereographie ermöglichte eine Vermessung von mehreren Positionen hintereinander ohne Strahlenbelastung und ist somit trotz der oben genannten Einschränkungen für Studien mit derartigen Fragestellungen sehr gut geeignet.

Die Möglichkeit, im Sitzen positiv auf die Skoliose einzuwirken, birgt bei einer Sitzzeit, die allein durch die Schule 40 % der wachen Zeit einnimmt (14), ein hohes Potenzial, welches es sich zu untersuchen lohnt.

8 Literaturverzeichnis

1. Trobisch P, Suess O, Schwab F. Idiopathic scoliosis. *Deutsches Arzteblatt international*. 2010;107(49):875-83; quiz 84.
2. Negrini S, Donzelli S, Aulisa AG, Czaprowski D, Schreiber S, de Mauroy JC, et al. 2016 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis and spinal disorders*. 2018;13:3.
3. Stein GH, Eysel PH, Scheyerer MJH. *Expertise Orthopädie und Unfallchirurgie - Wirbelsäule*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2019.
4. Matzen P, Alzen G. *Kinderorthopädie : mit 73 Tabellen / Peter Matzen (Hrsg.). Mit Beitr. von: Gerhard Alzen ...* . 1 ed. München: Elsevier GmbH; 2007.
5. Payne WK, 3rd, Ogilvie JW, Resnick MD, Kane RL, Transfeldt EE, Blum RW. Does scoliosis have a psychological impact and does gender make a difference? *Spine*. 1997;22(12):1380-4.
6. Freidel K, Petermann F, Reichel D, Steiner A, Warschburger P, Weiss HR. Quality of life in women with idiopathic scoliosis. *Spine*. 2002;27(4):E87-91.
7. Betsch M, Rapp W, Przibylla A, Jungbluth P, Hakimi M, Schneppendahl J, et al. Determination of the amount of leg length inequality that alters spinal posture in healthy subjects using rasterstereography. *European Spine Journal*. 2013;22(6):1354-61.
8. Raczkowski JW, Daniszewska B, Zolynski K. Functional scoliosis caused by leg length discrepancy. *Arch Med Sci*. 2010;6(3):393-8.
9. Kisner CM, Colby LAM, Steffens MÜ. *Grundlagen der Physiotherapie : vom Griff zur Behandlung ; 65 Tabellen / Carolyn Kisner ; Lynn Allen Colby. Übers. von Michael Steffens* 3. ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2010.
10. Lehnert-Schroth C, Gröbl P. *Dreidimensionale Skoliosebehandlung : Atmungs-Orthopädie System Schroth ; ein physiotherapeutisches Konzept zur Verbesserung von Wirbelsäulenverkrümmungen*. 8. ed. München: Elsevier GmbH; 2014.
11. Hasler CC, Hefti F, Büchler P. Coronal plane segmental flexibility in thoracic adolescent idiopathic scoliosis assessed by fulcrum-bending radiographs. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2010;19(5):732-8.
12. Galvis S, Burton D, Barnds B, Anderson J, Schwend R, Price N, et al. The effect of scoliotic deformity on spine kinematics in adolescents. *Scoliosis and spinal disorders*. 2016;11:42-.
13. Rothschild D, Ng SY, Ng YLE. Indications of sole lift and foot orthoses in the management of mild idiopathic scoliosis-a review. *Journal of physical therapy science*. 2020;32(3):251-6.
14. Huber G, Köppel MJDZS. Analyse der Sitzzeiten von Kindern und Jugendlichen zwischen 4 und 20 Jahren. 2017;68:101-6.
15. Abbott RA, Straker LM, Mathiassen SE. Patterning of children's sedentary time at and away from school. *Obesity (Silver Spring)*. 2013;21(1):E131-3.
16. Matthews CE, Chen KY, Freedson PS, Buchowski MS, Beech BM, Pate RR, et al. Amount of time spent in sedentary behaviors in the United States, 2003-2004. *Am J Epidemiol*. 2008;167(7):875-81.
17. Witzel N, Isensee B, Suchert V, Weisser B, Hanewinkel R. Sitzendes Verhalten und die Gesundheit Jugendlicher. *Dtsch Med Wochenschr*. 2016;141(15):e143-e9.
18. Climent JM, Sánchez J. Impact of the type of brace on the quality of life of Adolescents with Spine Deformities. *Spine*. 1999;24(18):1903-8.
19. Kotwicki T, Kinel E, Stryła W, Szulc A. Estimation of the stress related to conservative scoliosis therapy: an analysis based on BSSQ questionnaires. *Scoliosis*. 2007;2:1.
20. Piantoni L, Tello CA, Remondino RG, Bersusky ES, Menéndez C, Ponce C, et al. Quality of life and patient satisfaction in bracing treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Scoliosis and spinal disorders*. 2018;13:26-.
21. Sapountzi-Krepia DS, Valavanis J, Panteleakis GP, Zangana DT, Vlachojiannis PC, Sapkas GS. Perceptions of body image, happiness and satisfaction in adolescents wearing a Boston brace for scoliosis treatment. *J Adv Nurs*. 2001;35(5):683-90.

22. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 2014. Available from: <https://www.thieme-connect.de/products/ebooks/book/10.1055/b-004-129726>.
23. Hochschild J. Strukturen und Funktionen begreifen funktionelle Anatomie - therapierelevante Details : 2. Funktionelle Anatomie - Therapierelevante Details. 3. Auflage ed. Stuttgart u.a.2012.
24. Dubousset J. 3D ANALYSIS OF SCOLIOTIC DEFORMITY DEVELOPMENT AND 3D CHAIN OF BALANCE IN A SCOLIOSIS PATIENT. *Hirurgiâ pozvonočnika (Spine Surgery)*. 2016;13(3):108-13.
25. Haddas R, Lieberman I. A method to quantify the "cone of economy". *European Spine Journal*. 2017;27.
26. Suppé B. Beobachtungskriterien. In: Spirgi-Gantert I, Suppé B, editors. *FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics Die Grundlagen: Bewegungsanalyse, Untersuchung, Behandlung*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2014. p. 55-86.
27. Thomas S, Mehrholz J. Balance und posturale Kontrolle. *neuroreha*. 2016;08(04):163-7.
28. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? *Clinical Rehabilitation*. 2000;14(4):402-6.
29. Dubousset J. Reflections of an Orthopaedic Surgeon on Patient Care and Research Into the Condition of Scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2011;31:S1-S8.
30. Jones KB, Sponseller PD, Hobbs W, Pyeritz RE. Leg-length discrepancy and scoliosis in Marfan syndrome. *J Pediatr Orthop*. 2002;22(6):807-12.
31. Drerup B, Ellger B, Bentrup FMZ, Hierholzer E. [Functional examinations with rasterstereography. A new method for the biomechanical analysis of skeletal geometry]. *Orthopade*. 2001;30(4):242-50.
32. Papaioannou T, Stokes I, Kenwright J. Scoliosis associated with limb-length inequality. *J Bone Joint Surg Am*. 1982;64(1):59-62.
33. Timgren J, Soynila S. Reversible pelvic asymmetry: an overlooked syndrome manifesting as scoliosis, apparent leg-length difference, and neurologic symptoms. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 2006;29(7):561-5.
34. Friberg O. Clinical symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality. *Spine*. 1983;8(6):643-51.
35. Zabjek KF, Leroux MA, Coillard C, Martinez X, Griffet J, Simard G, et al. Acute postural adaptations induced by a shoe lift in idiopathic scoliosis patients. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2001;10(2):107-13.
36. Betsch M, Wild M, Grosse B, Rapp W, Horstmann T. The effect of simulating leg length inequality on spinal posture and pelvic position: a dynamic rasterstereographic analysis. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2012;21(4):691-7.
37. Grivas TB, Angouris K, Chandrinou M, Kechagias V. Truncal changes in children with mild limb length inequality: a surface topography study. *Scoliosis and spinal disorders*. 2018;13:27.
38. Hoikka V, Ylikoski M, Tallroth K. Leg-length inequality has poor correlation with lumbar scoliosis. A radiological study of 100 patients with chronic low-back pain. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 1989;108(3):173-5.
39. Coenen W, Sammer A, Rautmann M, Schütte A. Idiopathische Adoleszentskoliose und Manuelle Medizin. *Manuelle Medizin*. 2020;58(3):146-53.
40. Kwon YJ, Song M, Baek IH, Lee T. The effect of simulating a leg-length discrepancy on pelvic position and spinal posture. *Journal of physical therapy science*. 2015;27(3):689-91.
41. Sekiya T, Aota Y, Yamada K, Kaneko K, Ide M, Saito T. Evaluation of functional and structural leg length discrepancy in patients with adolescent idiopathic scoliosis using the EOS imaging system: a prospective comparative study. *Scoliosis and spinal disorders*. 2018;13:7.
42. Young RS, Andrew PD, Cummings GS. Effect of simulating leg length inequality on pelvic torsion and trunk mobility. *Gait Posture*. 2000;11(3):217-23.
43. Gurney B. Leg length discrepancy. *Gait Posture*. 2002;15(2):195-206.
44. Landauer F. Diagnosis and treatment of leg-length discrepancy in scoliosis. *Scoliosis*. 2013;8(2):O41.

45. McCaw ST, Bates BT. Biomechanical implications of mild leg length inequality. *Br J Sports Med.* 1991;25(1):10-3.
46. Cho JH, Lee CS, Joo YS, Park J, Hwang CJ, Lee DH. Association between Sacral Slanting and Adjacent Structures in Patients with Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Clinics in orthopedic surgery.* 2017;9(1):57-62.
47. Schwender JD, Denis F. Coronal plane imbalance in adolescent idiopathic scoliosis with left lumbar curves exceeding 40 degrees: the role of the lumbosacral hemicurve. *Spine.* 2000;25(18):2358-63.
48. Hey HWD, Teo AQA, Tan KA, Ng LWN, Lau LL, Liu KG, et al. How the spine differs in standing and in sitting-important considerations for correction of spinal deformity. *Spine J.* 2017;17(6):799-806.
49. Schoberth H. Biomechanik des Sitzens. *Orthopädie des Sitzens.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1989. p. 89-182.
50. Endo K, Suzuki H, Nishimura H, Tanaka H, Shishido T, Yamamoto K. Sagittal lumbar and pelvic alignment in the standing and sitting positions. *Journal of Orthopaedic Science.* 2012;17(6):682-6.
51. Harrison DD, Harrison SO, Croft AC, Harrison DE, Troyanovich SJ. Sitting biomechanics part I: review of the literature. *Journal of manipulative and physiological therapeutics.* 1999;22(9):594-609.
52. Szczygieł E, Zielonka K, Mętel S, Golec J. Musculo-skeletal and pulmonary effects of sitting position – a systematic review. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine.* 2017;24(1):8-12.
53. Baumgartner D, Zemp R, List R, Stoop M, Naxera J, Elsig JP, et al. The spinal curvature of three different sitting positions analysed in an open MRI scanner. *TheScientificWorldJournal.* 2012;2012:184016.
54. Kim JW, Kang MH, Noh KH, Kim JS, Oh JS. A sloped seat wedge can change the kinematics of the lumbar spine of seated workers with limited hip flexion. *Journal of physical therapy science.* 2014;26(8):1173-5.
55. KOOP SE. Scoliosis in cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology.* 2009;51(s4):92-8.
56. Yaman O, Dalbayrak S. Idiopathic scoliosis. *Turkish neurosurgery.* 2014;24(5):646-57.
57. KLEINBERG S. THE OPERATIVE TREATMENT OF SCOLIOSIS. *JAMA Surgery.* 1922;5(3):631-45.
58. Kikanloo SR, Tarpada SP, Cho W. Etiology of Adolescent Idiopathic Scoliosis: A Literature Review. *Asian Spine J.* 2019;13(3):519-26.
59. Romain D, Thierry H, Wilson B, Pierre L. Idiopathic scoliosis: etiological concepts and hypotheses. *Journal of children's orthopaedics.* 2013;7(1):11-6.
60. Konieczny MR, Senyurt H, Krauspe R. Epidemiology of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of children's orthopaedics.* 2013;7(1):3-9.
61. Grivas TB, Vasiliadis E, Savvidou O, Mouzakis V, Koufopoulos G. Geographic latitude and prevalence of adolescent idiopathic scoliosis. *Studies in health technology and informatics.* 2006;123:84-9.
62. Suh S-W, Modi HN, Yang J-H, Hong J-Y. Idiopathic scoliosis in Korean schoolchildren: a prospective screening study of over 1 million children. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society.* 2011;20(7):1087-94.
63. Dayer R, Haumont T, Belaieff W, Lascombes P. Idiopathic scoliosis: etiological concepts and hypotheses. *Journal of children's orthopaedics.* 2013;7(1):11-6.
64. Kouwenhoven JW, Castelein RM. The pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis: review of the literature. *Spine.* 2008;33(26):2898-908.
65. Wang WJ, Yeung HY, Chu WC, Tang NL, Lee KM, Qiu Y, et al. Top theories for the etiopathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop.* 2011;31(1 Suppl):S14-27.
66. Simony A, Carreon LY, Højmark K, Kyvik KO, Andersen MØ. Concordance Rates of Adolescent Idiopathic Scoliosis in a Danish Twin Population. *Spine.* 2016;41(19):1503-7.
67. Machida M, Dubousset J, Imamura Y, Iwaya T, Yamada T, Kimura J. Role of melatonin deficiency in the development of scoliosis in pinealectomised chickens. *J Bone Joint Surg Br.* 1995;77(1):134-8.
68. Kafchitsas K, Vetter T, Kurth A. „Das gerade Kind“– kindliche Wirbelsäule und Skoliose. *Pädiatrie up2date.* 2010;5(02):191-212.

69. Tones M, Moss N, Polly DWJ. A Review of Quality of Life and Psychosocial Issues in Scoliosis. *Spine*. 2006;31(26):3027-38.
70. Danielsson AJ, Hasserijs R, Ohlin A, Nachemson AL. Health-related quality of life in untreated versus brace-treated patients with adolescent idiopathic scoliosis: a long-term follow-up. *Spine*. 2010;35(2):199-205.
71. Simony A, Hansen EJ, Carreon LY, Christensen SB, Andersen MO. Health-related quality-of-life in adolescent idiopathic scoliosis patients 25 years after treatment. *Scoliosis*. 2015;10(1):22.
72. Ólafsson Y, Saraste H, Ahlgren R-M. Does bracing affect self-image? A prospective study on 54 patients with adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*. 1999;8(5):402-5.
73. Weinstein SL, Dolan LA, Wright JG, Dobbs MB. Effects of bracing in adolescents with idiopathic scoliosis. *N Engl J Med*. 2013;369(16):1512-21.
74. Schwieger T, Campo S, Weinstein SL, Dolan LA, Ashida S, Steuber KR. Body Image and Quality of Life and Brace Wear Adherence in Females With Adolescent Idiopathic Scoliosis. *J Pediatr Orthop*. 2017;37(8):e519-e23.
75. Ugwionali OF, Lomas G, Choe JC, Hyman JE, Lee FY, Vitale MG, et al. Effect of bracing on the quality of life of adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine J*. 2004;4(3):254-60.
76. MacLean Jr WE, Green NE, Pierre CB, Ray DC. Stress and coping with scoliosis: psychological effects on adolescents and their families. *Journal of pediatric orthopedics*. 1989;9(3):257-61.
77. Pham VM, Houlliez A, Carpentier A, Herbaux B, Schill A, Thevenon A. Determination of the influence of the Chêneau brace on quality of life for adolescent with idiopathic scoliosis. *Ann Readapt Med Phys*. 2008;51(1):3-8, 9-15.
78. Wang H, Tetteroo D, Arts JJC, Markopoulos P, Ito K. Quality of life of adolescent idiopathic scoliosis patients under brace treatment: a brief communication of literature review. *Qual Life Res*. 2020.
79. Labrom FR, Izatt MT, Claus AP, Little JP. Adolescent idiopathic scoliosis 3D vertebral morphology, progression and nomenclature: a current concepts review. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2021;30(7):1823-34.
80. Kafchitsas K, Vetter T, Kurth A. Wirbelsäulenerkrankungen im Kindesalter. *Monatsschrift Kinderheilkunde*. 2011;159(1):34-43.
81. Yao G, Cheung JPY, Shigematsu H, Ohrt-Nissen S, Cheung KMC, Luk KDK, et al. Characterization and Predictive Value of Segmental Curve Flexibility in Adolescent Idiopathic Scoliosis Patients. *Spine*. 2017;42(21):1622-8.
82. Büchler P, de Oliveria ME, Studer D, Schumann S, Zheng G, Schneider J, et al. Axial suspension test to assess pre-operative spinal flexibility in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*. 2014;23(12):2619-25.
83. Little JP, Pearcy MJ, Izatt MT, Boom K, Labrom RD, Askin GN, et al. Understanding how axial loads on the spine influence segmental biomechanics for idiopathic scoliosis patients: A magnetic resonance imaging study. *Clinical biomechanics*. 2016;32:220-8.
84. Dufvenberg M, Adeyemi F, Rajendran I, Öberg B, Abbott A. Does postural stability differ between adolescents with idiopathic scoliosis and typically developed? A systematic literature review and meta-analysis. *Scoliosis and spinal disorders*. 2018;13(1):19.
85. Chen PQ, Wang JL, Tsuang YH, Liao TL, Huang PI, Hang YS. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clinical biomechanics*. 1998;13(1 Suppl 1):S52-s8.
86. Nault ML, Allard P, Hinse S, Le Blanc R, Caron O, Labelle H, et al. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 2002;27(17):1911-7.
87. Vaughn JJ, Schwend RM. Sitting sagittal balance is different from standing balance in children with scoliosis. *J Pediatr Orthop*. 2014;34(2):202-7.
88. Gram MC, Hasan Z. The spinal curve in standing and sitting postures in children with idiopathic scoliosis. *Spine*. 1999;24(2):169-77.
89. Bennett BC, Abel MF, Granata KP. Seated postural control in adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine*. 2004;29(20):E449-54.
90. Smith RM, Emans JB. Sitting balance in spinal deformity. *Spine*. 1992;17(9):1103-9.

91. Neuhaus T, Sulam LN. Is there consistency between asymmetrical weight bearing in standing compare to sitting, in IS patients; and it's PT implementation? *Scoliosis*. 2010;5(1):O60.
92. Jung JY, Cha EJ, Kim KA, Won Y, Bok SK, Kim BO, et al. Influence of pelvic asymmetry and idiopathic scoliosis in adolescents on postural balance during sitting. *Biomed Mater Eng*. 2015;26 Suppl 1:S601-10.
93. Bruyneel AV, Chavet P, Bollini G, Ebermeyer E, Mesure S. Idiopathic scoliosis and balance organisation in seated position on a seesaw. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2010;19(5):739-46.
94. Haddas R, Satin A, Lieberman I. What is actually happening inside the "cone of economy": compensatory mechanisms during a dynamic balance test. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2020.
95. Grivas TB, Wade MH, Negrini S, O'Brien JP, Maruyama T, Hawes MC, et al. SOSORT consensus paper: school screening for scoliosis. Where are we today? *Scoliosis*. 2007;2:17.
96. Niethard FU, Carstens C, Döderlein L, Peschgens T. Skoliose. In: Niethard FU, Carstens C, Döderlein L, Peschgens T, editors. *Kinderorthopädie. 2. aktualisierte und erweiterte Auflage* ed: Georg Thieme Verlag; 2009.
97. Carman DL, Browne RH, Birch JG. Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs. Intraobserver and interobserver variation. *J Bone Joint Surg Am*. 1990;72(3):328-33.
98. Morrissy RT, Goldsmith GS, Hall EC, Kehl D, Cowie GH. Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. Evaluation of intrinsic error. *J Bone Joint Surg Am*. 1990;72(3):320-7.
99. Nash C, Moe JH. A study of vertebral rotation. *J Bone Joint Surg Am*. 1969;51(2):223-9.
100. Bischoff HPH, Abdolvahab FM. *Praxis der konservativen Orthopädie : 175 Tabellen / hrsg. von Hans-Peter Bischoff ... Mit Beitr. von F. Abdolvahab ...*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2007.
101. Ronckers CM, Land CE, Miller JS, Stovall M, Lonstein JE, Doody MM. Cancer mortality among women frequently exposed to radiographic examinations for spinal disorders. *Radiat Res*. 2010;174(1):83-90.
102. Simony A, Hansen EJ, Christensen SB, Carreon LY, Andersen MO. Incidence of cancer in adolescent idiopathic scoliosis patients treated 25 years previously. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2016;25(10):3366-70.
103. Nash CL, Jr., Gregg EC, Brown RH, Pillai K. Risks of exposure to X-rays in patients undergoing long-term treatment for scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*. 1979;61(3):371-4.
104. Schulte TL, Hierholzer E, Boerke A, Lerner T, Liljenqvist U, Bullmann V, et al. Raster stereography versus radiography in the long-term follow-up of idiopathic scoliosis. *Journal of spinal disorders & techniques*. 2008;21(1):23-8.
105. Betsch M, Wild M, Rath B, Tingart M, Schulze A, Quack V. Strahlenfreie Diagnostik bei Skoliosen. *Der Orthopäde*. 2015;44(11):845-51.
106. Drerup B. Rasterstereographic measurement of scoliotic deformity. *Scoliosis*. 2014;9(1):22.
107. DIERS International GmbH. DIERS formetric 4D. The pioneer technology for light-optical 3D/4D Spine & Posture Analysis.: DIERS International GmbH; 2017 [Available from: <http://diers.eu/en/products/spine-posture-analysis/diers-formetric-4d/>].
108. Applebaum A, Ference R, Cho W. Evaluating the role of surface topography in the surveillance of scoliosis. *Spine deformity*. 2020;8(3):397-404.
109. Degenhardt B, Starks Z, Bhatia S, Franklin GA. Appraisal of the DIERS method for calculating postural measurements: an observational study. *Scoliosis and spinal disorders*. 2017;12:28.
110. Liljenqvist U, Halm H, Hierholzer E, Drerup B, Weiland M. Three-dimensional surface measurement of spinal deformities using video rasterstereography. *Z Orthop Grenzgeb*. 1998;136(1):57-64.
111. Drerup B, Hierholzer E. Automatic localization of anatomical landmarks on the back surface and construction of a body-fixed coordinate system. *J Biomech*. 1987;20(10):961-70.

112. Drerup B, Hierholzer E. Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. *Clinical biomechanics*. 1994;9(1):28-36.
113. Knott P, Betsch M. Evaluating Spinal Deformity Using Surface Topography: Spine and Surface Topography Study Group (SSTSG); 2013 [Available from: <http://www.sstsg.org/related-literature.html>].
114. Schröder J, Liebig M, Sander J, Reer R, Braumann K. Non-invasive scoliosis-screening. A validity study for early diagnosis by means of raster stereography. *OUP*. 2015;12:516-21.
115. Hackenberg L, Hierholzer E. 3-D back surface analysis of severe idiopathic scoliosis by rasterstereography: comparison of rasterstereographic and digitized radiometric data. *Studies in health technology and informatics*. 2002;88:86-9.
116. Mangone M, Raimondi P, Paoloni M, Pellanera S, Di Michele A, Di Renzo S, et al. Vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis calculated by radiograph and back surface analysis-based methods: correlation between the Raimondi method and rasterstereography. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2013;22(2):367-71.
117. Frerich JM, Hertzler K, Knott P, Mardjetko S. Comparison of radiographic and surface topography measurements in adolescents with idiopathic scoliosis. *Open Orthop J*. 2012;6:261-5.
118. Knott P, Sturm P, Lonner B, Cahill P, Betsch M, McCarthy R, et al. Multicenter Comparison of 3D Spinal Measurements Using Surface Topography With Those From Conventional Radiography. *Spine deformity*. 2016;4(2):98-103.
119. Tabard-Fougere A, Bonnefoy-Mazure A, Hanquinet S, Lascombes P, Armand S, Dayer R. Validity and Reliability of Spine Rasterstereography in Patients With Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine*. 2017;42(2):98-105.
120. Bassani T, Stucovitz E, Galbusera F, Brayda-Bruno M. Is rasterstereography a valid noninvasive method for the screening of juvenile and adolescent idiopathic scoliosis? *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2019;28(3):526-35.
121. Mohokum M, Schulein S, Skwara A. The validity of rasterstereography: a systematic review. *Orthop Rev*. 2015;7(3):68-73.
122. Krott NL, Wild M, Betsch M. Meta-analysis of the validity and reliability of rasterstereographic measurements of spinal posture. *European Spine Journal*. 2020;29(9):2392-401.
123. Mohokum M, Mendoza S, Udo W, Sitter H, Paletta JR, Skwara A. Reproducibility of rasterstereography for kyphotic and lordotic angles, trunk length, and trunk inclination: a reliability study. *Spine*. 2010;35(14):1353-8.
124. Schülein S, Mendoza S, Malzkorn R, Harms J, Skwara A. Rasterstereographic evaluation of interobserver and intraobserver reliability in postsurgical adolescent idiopathic scoliosis patients. *Journal of spinal disorders & techniques*. 2013;26(4):E143-9.
125. Manca A, Monticone M, Cugusi L, Doria C, Tranquilli-Leali P, Deriu F. Back surface measurements by rasterstereography for adolescent idiopathic scoliosis: from reproducibility to data reduction analyses. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2018;27(9):2130-8.
126. Schroeder J, Reer R, Braumann KM. Video raster stereography back shape reconstruction: a reliability study for sagittal, frontal, and transversal plane parameters. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2015;24(2):262-9.
127. Knott P, Mardjetko S, Rollet M, Baute S, Riemenschneider M, Muncie L. Evaluation of the reproducibility of the formetric 4D measurements for scoliosis. *Scoliosis*. 2010;5(Suppl 1):O10.
128. De Korvin G, Randriaminahisoa T, Cugy E, Cheze L, de Seze M. Detection of progressive idiopathic scoliosis during growth using back surface topography: a prospective study of 100 patients. *Ann Phys Rehabil Med*. 2014;57(9-10):629-39.
129. Asher MA, Burton DC. Adolescent idiopathic scoliosis: natural history and long term treatment effects. *Scoliosis*. 2006;1(1):2.
130. Wild A, Krauspe, R. Idiopathische Skoliose. In: Krämer J, editor. *Orthopädie und orthopädische Chirurgie: Wirbelsäule, Thorax*: Georg Thieme Verlag; 2004.

131. Ponseti IV, Friedman B. Prognosis in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am.* 1950;32a(2):381-95.
132. Lenke LG, Edwards CC, 2nd, Bridwell KH. The Lenke classification of adolescent idiopathic scoliosis: how it organizes curve patterns as a template to perform selective fusions of the spine. *Spine.* 2003;28(20):S199-207.
133. Berdishevsky H, Lebel VA, Bettany-Saltikov J, Rigo M, Lebel A, Hennes A, et al. Physiotherapy scoliosis-specific exercises – a comprehensive review of seven major schools. *Scoliosis and spinal disorders.* 2016;11(1):20.
134. Burger M, Coetzee W, du Plessis LZ, Geldenhuys L, Joubert F, Myburgh E, et al. The effectiveness of Schroth exercises in adolescents with idiopathic scoliosis: A systematic review and meta-analysis. *S Afr J Physiother.* 2019;75(1):904-.
135. Kuru T, Yeldan İ, Dereli EE, Özdingler AR, Dikici F, Çolak İCr. The efficacy of three-dimensional Schroth exercises in adolescent idiopathic scoliosis: a randomised controlled clinical trial. 2016;30(2):181-90.
136. Schreiber S, Parent EC, Moez EK, Hedden DM, Hill D, Moreau MJ, et al. The effect of Schroth exercises added to the standard of care on the quality of life and muscle endurance in adolescents with idiopathic scoliosis-an assessor and statistician blinded randomized controlled trial: "SOSORT 2015 Award Winner". *Scoliosis.* 2015;10:24.
137. Park JH, Jeon HS, Park HW. Effects of the Schroth exercise on idiopathic scoliosis: a meta-analysis. *European journal of physical and rehabilitation medicine.* 2018;54(3):440-9.
138. Schreiber S, Parent EC, Hill DL, Hedden DM, Moreau MJ, Southon SC. Patients with adolescent idiopathic scoliosis perceive positive improvements regardless of change in the Cobb angle – Results from a randomized controlled trial comparing a 6-month Schroth intervention added to standard care and standard care alone. SOSORT 2018 Award winner. *BMC Musculoskeletal Disorders.* 2019;20(1):319.
139. Kwan KYH, Cheng ACS, Koh HY, Chiu AYY, Cheung KMC. Effectiveness of Schroth exercises during bracing in adolescent idiopathic scoliosis: results from a preliminary study—SOSORT Award 2017 Winner. *Scoliosis and spinal disorders.* 2017;12(1):32.
140. Negrini S, Minozzi S, Bettany-Saltikov J, Chockalingam N, Grivas TB, Kotwicki T, et al. Braces for idiopathic scoliosis in adolescents. *Cochrane Database of Systematic Reviews.* 2015(6).
141. Bunnell WP. The natural history of idiopathic scoliosis before skeletal maturity. *Spine.* 1986;11(8):773-6.
142. Lonstein JE, Carlson JM. The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(7):1061-71.
143. Bunnell WP. Selective screening for scoliosis. *Clin Orthop Relat Res.* 2005(434):40-5.
144. Weinstein SL. The Natural History of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *J Pediatr Orthop.* 2019;39(Issue 6, Supplement 1 Suppl 1):S44-S6.
145. Reamy BV, Slakey JB. Adolescent idiopathic scoliosis: review and current concepts. *Am Fam Physician.* 2001;64(1):111-6.
146. DIERS International GmbH. Gebrauchsanweisung DIERS formetric III. 2015.
147. Schumann K, Püschel I, Maier-Hennes A, Weiss HR. Postural changes in patients with scoliosis in different postural positions revealed by surface topography. *Studies in health technology and informatics.* 2008;140:140-3.
148. Canales J, Cordás T, Cavalcante A, Moreno R. Posture and body image in individuals with major depressive disorder: A controlled study. *Revista brasileira de psiquiatria (São Paulo, Brazil : 1999).* 2010;32:375-80.
149. Popescu D. Bildgebende strahlungsfreie Vermessung der Rotation der Wirbelkörper idiopathischer Skoliosen: Analyse und Vergleich von optischen Wirbelsäulenvermessungen per Videorasterstereografie (Formetric 3D) versus offener Magnetresonanztomografie (MRT) im Stehen [Dissertation]: Charité - Universitätsmedizin Berlin; 2020.
150. Hamzaoglu A, Talu U, Tezer M, Mirzanli C, Domanic U, Goksan SB. Assessment of curve flexibility in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine.* 2005;30(14):1637-42.

151. Deviren V, Berven S, Kleinstueck F, Antinnes J, Smith JA, Hu SS. Predictors of flexibility and pain patterns in thoracolumbar and lumbar idiopathic scoliosis. *Spine*. 2002;27(21):2346-9.
152. Zhang L, Helander MG, Drury CG. Identifying Factors of Comfort and Discomfort in Sitting. *Human Factors*. 1996;38(3):377-89.
153. Floyd WF, Ward J. POSTURE IN INDUSTRY. *International Journal of Production Research*. 1967;5(3):213-24.
154. Habsburg S, Middendorf L. What really connects in seating comfort?—Studies of correlates of static seat comfort. *SAE Transactions*. 1977:1115-66.
155. Peters A, Galna B, Sangeux M, Morris M, Baker R. Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: a systematic review. *Gait Posture*. 2010;31(1):1-8.
156. Sangeux M, Marin F, Charleux F, Dürselen L, Ho Ba Tho MC. Quantification of the 3D relative movement of external marker sets vs. bones based on magnetic resonance imaging. *Clinical biomechanics*. 2006;21(9):984-91.
157. Stagni R, Fantozzi S, Cappello A, Leardini A. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. *Clinical biomechanics*. 2005;20(3):320-9.
158. Bendix T, Biering-Sørensen F. Posture of the trunk when sitting on forward inclining seats. *Scand J Rehabil Med*. 1983;15(4):197-203.
159. Beaudoin L, Zabjek KF, Leroux MA, Coillard C, Rivard CH. Acute systematic and variable postural adaptations induced by an orthopaedic shoe lift in control subjects. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 1999;8(1):40-5.
160. Lehnert-Schroth C, Auner-Gröbl P. Dreidimensionale Skoliosebehandlung : Atmungs-Orthopädie System Schroth : ein physiotherapeutisches Konzept zur Verbesserung von Wirbelsäulenverkrümmungen. 9. ed. München: Elsevier GmbH; 2021.
161. Banno T, Yamato Y, Hasegawa T, Yoshida G, Kobayashi S, Yasuda T, et al. Impact of pelvic obliquity on coronal alignment in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine deformity*. 2020;8(6):1269-78.
162. Chen ZQ, Zhao YF, Bai YS, Liu KP, He SS, Wang CF, et al. Factors affecting curve flexibility in skeletally immature and mature idiopathic scoliosis. *J Orthop Sci*. 2011;16(2):133-8.
163. Karavidas N. Bracing In The Treatment Of Adolescent Idiopathic Scoliosis: Evidence To Date. *Adolesc Health Med Ther*. 2019;10:153-72.
164. Knott P, Techy F, Cotter T, Jansen L, Kove P, Loving J, et al. Retrospective analysis of immediate in-brace correction of scoliosis attainable in patients with AIS: a SOSORT initiative. *Scoliosis*. 2013;8(1):O49.
165. van den Bogaart M, van Royen BJ, Haanstra TM, de Kleuver M, Faraj SSA. Predictive factors for brace treatment outcome in adolescent idiopathic scoliosis: a best-evidence synthesis. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2019;28(3):511-25.
166. de Mauroy JC, Lecante C, Barral F, Pourret S. Prospective study and new concepts based on scoliosis detorsion of the first 225 early in-brace radiological results with the new Lyon brace: ARTbrace. *Scoliosis*. 2014;9:19.
167. Knott P, Mardjetko S, Tager D, Hund R, Thompson S. The influence of Body Mass Index (BMI) on the reproducibility of surface topography measurements. *Scoliosis*. 2012;7 Suppl 1:O18.
168. Liljenqvist U, Halm H, Hierholzer E, Drerup B, Weiland M. [3-dimensional surface measurement of spinal deformities with video rasterstereography]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 1998;136(1):57-64.
169. Hackenberg L, Liljenqvist U, Hierholzer E, Halm H. Surface measurement of idiopathic scoliosis after VDS with rasterstereography. *Z Orthop Grenzgeb*. 2000;138(4):353-9.
170. Betsch M, Wild M, Jungbluth P, Thelen S, Hakimi M, Windolf J, et al. The rasterstereographic-dynamic analysis of posture in adolescents using a modified Matthiass test. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2010;19(10):1735-9.
171. Guidetti L, Bonavolontà V, Tito A, Reis VM, Gallotta MC, Baldari C. Intra- and interday reliability of spine rasterstereography. *Biomed Res Int*. 2013;2013:745480.

172. Melhem E, Assi A, El Rachkidi R, Ghanem I. EOS[®] biplanar X-ray imaging: concept, developments, benefits, and limitations. *Journal of children's orthopaedics*. 2016;10(1):1-14.
173. Degenhardt BF, Starks Z, Bhatia S. Reliability of the DIERS Formetric 4D Spine Shape Parameters in Adults without Postural Deformities. *BioMed research international*. 2020;2020:1796247-.
174. Drerup B, Hierholzer E. Movement of the human pelvis and displacement of related anatomical landmarks on the body surface. *J Biomech*. 1987;20(10):971-7.
175. Knott P, Mardjetko S, Thompson S. A comparison of automatic vs. manual detection of anatomical landmarks during surface topography evaluation using the formetric 4D system. *Scoliosis*. 2012;7(Suppl 1):O19-O.
176. Hackenberg L, Hierholzer E, Bullmann V, Liljenqvist U, Gotze C. Rasterstereographic analysis of axial back surface rotation in standing versus forward bending posture in idiopathic scoliosis. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2006;15(7):1144-9.
177. Kim HW, Ko YJ, Rhee WI, Lee JS, Lim JE, Lee SJ, et al. Interexaminer Reliability and Accuracy of Posterior Superior Iliac Spine and Iliac Crest Palpation for Spinal Level Estimations. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 2007;30(5):386-9.
178. Cerveri P, Pedotti A, Ferrigno G. Non-invasive approach towards the in vivo estimation of 3D inter-vertebral movements: methods and preliminary results. *Med Eng Phys*. 2004;26(10):841-53.
179. Mörl F, Blickhan R. Three-dimensional relation of skin markers to lumbar vertebrae of healthy subjects in different postures measured by open MRI. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2006;15(6):742-51.
180. Shackel B, Chidsey K, Shipley P. The assessment of chair comfort. *Ergonomics*. 1969;12(2):269-306.
181. Birnie KA, Hundert AS, Lalloo C, Nguyen C, Stinson JN. Recommendations for selection of self-report pain intensity measures in children and adolescents: a systematic review and quality assessment of measurement properties. *PAIN*. 2019;160(1):5-18.
182. Castarlenas E, Jensen MP, von Baeyer CL, Miró J. Psychometric Properties of the Numerical Rating Scale to Assess Self-Reported Pain Intensity in Children and Adolescents: A Systematic Review. *The Clinical Journal of Pain*. 2017;33(4):376-83.
183. Kamper SJ, Maher CG, Mackay G. Global rating of change scales: a review of strengths and weaknesses and considerations for design. *J Man Manip Ther*. 2009;17(3):163-70.
184. Aulisa AG, Giordano M, Falciglia F, Marzetti E, Poscia A, Guzzanti V. Correlation between compliance and brace treatment in juvenile and adolescent idiopathic scoliosis: SOSORT 2014 award winner. *Scoliosis*. 2014;9:6.
185. Brox JJ, Lange JE, Gunderson RB, Steen H. Good brace compliance reduced curve progression and surgical rates in patients with idiopathic scoliosis. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2012;21(10):1957-63.
186. Seifert J, Selle A, Flieger C, Günther KP. [Compliance as a prognostic factor in the treatment of idiopathic scoliosis]. *Orthopäde*. 2009;38(2):151-8.
187. Rahimi S, Kiaghadi A, Fallahian N. Effective factors on brace compliance in idiopathic scoliosis: a literature review. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2019:1-7.

9 Anhang

Anhang 1:	Patienteninformation und Einwilligung für Jugendliche ab 16 Jahre	123
Anhang 2:	Patienteninformation und Einwilligung für Kinder und Jugendliche bis 16 Jahre.....	132
Anhang 3:	Information und Einwilligungserklärung für die Erziehungsberechtigten.....	137
Anhang 4:	Dokumentationsprüfbogen.....	146

Anhang 1: Patienteninformation und Einwilligung für Jugendliche ab 16 Jahre



Zentrum für Orthopädie und
Unfallchirurgie
Direktoren:
Univ.-Prof. Dr. med. Dr. h. c.
Pol M. Rommens – Unfallchirurgie

Univ.-Prof. Dr. med.
Philipp Drees - Orthopädie

Studiendurchführender
Andreas Feustel
Cand. med., Doktorand
Langenbeckstr. 1, 55116 Mainz
E-Mail: afeustel@students.uni-mainz.de

Patienteninformation und Einwilligungserklärung **für Jugendliche ab 16 Jahren**

„Einfluss lateraler Sitzkeile auf den rasterstereographisch gemessenen Skoliosewinkel bei Jugendlichen im Alter von 10-18 Jahren mit einer adoleszenten idiopathischen Skoliose“

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient,

Mit diesem Schreiben möchten wir Sie über die oben benannte Studie an unserer Klinik informieren und nach Ihrem Interesse an der **freiwilligen** Studienteilnahme fragen. Bitte lesen Sie sich dieses Informationsschreiben sorgfältig durch. Ihr Studiendurchführender wird mit Ihnen auch direkt über diese Studie sprechen. Bitte fragen Sie ihn, wenn Sie etwas nicht verstehen oder wenn Sie zusätzlich etwas wissen möchten.

Die Studie wurde durch die zuständige Ethik-Kommission bei der Landesärztekammer Rheinland-Pfalz ethisch geprüft und am 27.05.2020 zustimmend bewertet.

Ziel und Zweck der Studie

An der Universitätsmedizin Mainz betreiben wir, ein Team aus Physiotherapeuten, Ärzten und wissenschaftlichen Mitarbeitern, ein Forschungsprojekt über eine Haltungsanalyse bei Patienten mit Skoliose. Das Forschungsprojekt wird vom Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Mainz in Zusammenarbeit mit der Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim durchgeführt.

Die Skoliose ist eine dreidimensionale Achsabweichung der Wirbelsäule. Dadurch kommt es zu Fehlstellung und Asymmetrien. Die Skoliose lässt sich anhand von bestimmten Skoliosewinkeln messen.

Ziel der Therapie der Skoliose ist es, Fehlstellung zu verringern bzw. deren Fortschreiten zu vermeiden und Achsabweichungen zu korrigieren. Dabei gibt es bisher keine Untersuchung, wie sich Veränderungen der seitlichen Sitzflächenneigung auf die Wirbelsäule auswirken.

Diese Studie soll herausfinden, ob der Einsatz von seitlichen Sitzkeilen den Skoliosewinkel möglicherweise reduzieren bzw. die Wirbelsäule begradigen kann.

Um diese Fragestellung zu beantworten, werden Patienten und Patientinnen der Katharina-Schroth-Klinik im Rahmen ihres Rehabilitationsaufenthaltes an einem einmaligen Termin vermessen.

Ablauf der Studie

Wie werden die Daten erhoben?

Die Messungen erfolgen mit dem DIERS formertric 4D. Dabei wird eine lichteoptische Methode verwendet (Rasterstereographie).

Durch eine strahlenfreie, berührungslose Vermessung des Rückens wird ein digitales, dreidimensionales Wirbelsäulenmodell erstellt. Anhand dessen können die Wirbelsäulenkrümmung, -rotation, die Beckenstellung sowie ein Skoliosewinkel dargestellt werden.

Wie ist der genaue Ablauf der Studie?

Vor Beginn Ihres Aufenthaltes in der Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim erhalten Sie diesen Informationsbogen. Bei Antritt des Rehabilitationsaufenthaltes in der Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim erhalten Sie ein mündliches Aufklärungsgespräch, bei dem Sie offene Fragen stellen können. Nach der Unterschrift der Einverständniserklärung werden Sie im Rahmen der Eingangsuntersuchung auf die Ein- und Ausschlusskriterien der Studie untersucht und befragt.

Die Vermessungen werden im Rahmen des Rehabilitationsaufenthaltes an der Katharina-Schroth-Klinik in Bad Sobernheim durchgeführt. Auch ohne Studienteilnahme erfolgt im Rahmen der regulären Eingangsuntersuchung eine Analyse mit dem DIERS formertric III 4D. Die Messungen finden in den Räumlichkeiten der Katharina-Schroth-Klinik in den ersten 10 Tagen Ihres Aufenthaltes statt.

Im Rahmen der Studie werden 8 Messungen durchgeführt: Sie werden gebeten, in einer Umkleidekabine ihren Oberkörper zu entkleiden. Der BH darf zunächst noch angezogen werden. Die Vorderseite kann optional durch ein Tuch bedeckt sein. Um eine optimale Analyse zu ermöglichen, müssen lange Haare eventuell nach oben gebunden werden. Bringen Sie hierfür bitte ein Haargummi oder ähnliches mit.

Die erste Analyse ist im Stehen und entspricht der topographischen Analyse der Eingangsuntersuchung. Sie stehen mit dem Rücken zum Untersuchungsgerät und zum Untersucher. Bei Start der Messung wird das Licht im Raum ausgeschaltet, um eine optimale Messung zu ermöglichen. Jetzt soll auch der BH ausgezogen werden. Eine einzelne Messung dauert etwa 15 Sekunden. Nach Vollendung wird das Licht wieder eingeschaltet, der BH darf wieder angelegt werden.

Alle weiteren Haltungsanalysen erfolgen im Sitzen auf einem Stuhl mit dem Rücken zum Messgerät. Vor jeder Messung im Sitz werden Sie zusätzlich nach Ihrem persönlichen Sitzgefühl gefragt. Sie werden gebeten auf einer Skala von 0 – 10 anzugeben wie sich das Sitzen anfühlt. 0 bedeutet „sehr angenehm“, 10 bedeutet „sehr unangenehm“.

Die erste Messung ist ohne Sitzkeile und dient der Bestimmung eines Ausgangswertes. Für die weiteren Messungen werden 3 Keile mit verschiedenen Neigungsgraden (3°, 6°, 9°) auf jeder Seite einmal eingesetzt und der Rücken vermessen. Die Reihenfolge sowie die Seitenzuteilung werden per Zufall bestimmt. Sie ziehen dazu vor jeder Einzelanalyse einen Umschlag mit dem jeweiligen Neigungsgrad und der Seitzuteilung. Nach dem Unterlegen eines Keils hat die Patientin/der Patient jeweils 30 Sekunden Zeit, um sich an die neue Sitzunterlage zu gewöhnen. Erst dann wird Messung durchgeführt. Die Durchführung ist wie oben beschrieben.

Am Ende der Untersuchung haben Sie die Möglichkeit, sich die persönlichen Ergebnisse erläuterten zu lassen.

Wie lange dauert die Studie?

Die 8 Messungen werden an einem Termin hintereinander durchgeführt. Dabei ist mit einer Dauer von ca. 30 Minuten zu rechnen.

Sonstige wichtige Informationen

- Alle Messungen dienen dem wissenschaftlichen Interesse. Es wird keine Diagnose gestellt.
- Die Messung hat keinen Einfluss auf die weitere Therapie.
- Wir möchten darauf hinweisen, dass während der Studienmessungen der Versicherungsschutz der Katharina-Schroth-Klinik gilt. Eine Versicherung für nicht schuldhaft verursachte Schäden, die im Zusammenhang mit der Studie auftreten können, wurde nicht abgeschlossen. Ein Versicherungsschutz besteht nur, wenn den Arzt oder einen anderen Mitarbeiter der Prüfstelle der Vorwurf eines schuldhaften Fehlverhaltens trifft. Zugunsten des Studienteilnehmers können dabei in bestimmten Fällen Beweiserleichterungen eintreten (Bürgerliches Gesetzbuch, § 630h: zur Beweislast bei Haftung für Aufklärungs- oder Behandlungsfehler)
- Es wird keine Aufwandsentschädigung gezahlt.
- Bei Schmerzen oder Unwohlsein kann die Messung jederzeit abgebrochen werden.

Nutzen und Risiken

- Bei der Haltungsanalyse mit dem DIERS formetric 4D besteht kein Risiko.
- Die Messmethode ist strahlenfrei, berührungs- und geräuschlos.

- Die Patienten erhalten eine genaue Analyse ihrer Wirbelsäule im Sitzen. Die Ergebnisse der Messung werden den Patienten erläutert. Eine individuelle Empfehlung zur Nutzung eines Keils kann zunächst nicht gegeben werden, da es sich vorerst um Grundlagenforschung handelt. Durch weitere Untersuchungen könnte ein therapeutischer Nutzen in der Zukunft erreicht werden.

Freiwilligkeit der Studienteilnahme und Widerrufsmöglichkeit

Die Teilnahme an dieser Studie ist **freiwillig**. Sie können jederzeit und ohne Angabe von Gründen Ihre Einwilligung zur Teilnahme an der Studie **widerrufen** (mündlich, schriftlich oder in Textform) und der Weiterverarbeitung Ihrer Daten (und Proben -> wurde gelöscht, auch in Patienteninformation und Einwilligung der Erziehungsberechtigten) widersprechen, ohne dass Ihnen dadurch Nachteile im Hinblick auf Ihre medizinische Behandlung oder Ihr Verhältnis zu Ihrem behandelnden Arzt entstehen. Ihre personenbeziehbaren Daten werden in diesem Fall gelöscht. Die zu diesem Zeitpunkt bereits anonymisierten Daten können nicht gelöscht werden, da Ihnen diese Daten nicht mehr zugeordnet werden können. Ihr Widerruf wird wirksam ab dem Zeitpunkt des Eingangs der mündlichen oder schriftlichen Mitteilung an die Studienleitung. Die Verarbeitung Ihrer Daten bis zu diesem Zeitpunkt bleibt rechtmäßig.

Der Widerruf ist zu richten an:

Dr. Jürgen Konradi
Leitung Interprofessionelles Studienzentrum für Bewegungsforschung
Langenbeckstr. 1, 55116 Mainz
E-Mail: juergen.konradi@unimedizin-mainz.de

Datenschutzrechtliche Informationen

Wie wird der Datenschutz umgesetzt?

Wir garantieren die Einhaltung datenschutzrechtlicher Bestimmungen. Ihre personenbezogenen Daten werden jederzeit vertraulich behandelt.

Sämtliche Daten werden in **pseudonymisierter Form** erhoben. Pseudonymisiert bedeutet, dass Ihre personenbezogenen Daten (z.B. Name, Geburtsdatum und Anschrift) durch einen wertneutralen Code (z.B. XYZ01) ersetzt werden. Über diesen Code können Ihre Studiendaten zugeordnet werden, ohne dass Ihre persönlichen Daten öffentlich zugänglich sind. Der Zugang zu der Kodierungsliste und damit zu einer potentiellen Rückentschlüsselung liegt einzig bei den mit der Studie befassten Mitarbeitern/Studienleitern. Für die Veröffentlichung oder die Weitergabe an Dritte werden die Daten anonymisiert. Dadurch sind keine Rückschlüsse auf Ihre Person möglich. Eine Beratung durch den Datenschutzbeauftragten der Universitätsmedizin Mainz hat stattgefunden.

Gemäß der Europäischen Datenschutz-Grundverordnung (DSGVO) informieren wir Sie im Folgenden über Ihre Rechte in Bezug auf die Verarbeitung Ihrer personenbezogenen Daten:

I. Art der Daten:

Bei den Daten die wir von Ihnen verarbeiten, handelt es sich um personenbezogene Daten gemäß Art. 4 Nr. 1 DSGVO bzw. um besondere Kategorien von personenbezogenen Daten in Form von Gesundheitsdaten nach Art. 4 Nr. 15 DS-GVO.

II. Verarbeitungszweck:

Die Verarbeitung Ihrer personenbezogenen Daten erfolgt ausschließlich zum oben beschriebenen Studienzweck. Eine Verarbeitung Ihrer Daten über den Studienzweck hinaus findet nicht statt.

III. Rechtsgrundlage:

Rechtsgrundlage für die von Ihnen im Rahmen der oben benannten Studie verarbeiteten personenbezogenen Daten, ist Ihre Einwilligungserklärung gemäß Art. 6 Abs. 1a, Art. 7 und Art. 9 Abs. 2a DS-GVO, § 37 Abs. 1 LGK RLP die Rechtsgrundlage.

IV. Empfänger/Kategorien von Empfängern:

Eine Weitergabe der Daten an Dritte (Personen, die nicht zur Durchführung der oben benannten Studie eingesetzt werden) oder eine Veröffentlichung findet, wenn überhaupt, nur in anonymisierter Form statt.

V. Speicherdauer und Löschung:

- a) Die studienbezogenen Daten werden nach Erreichen des Studienzieles, spätestens jedoch nach 10 Jahren gelöscht, soweit gesetzliche Vorgaben nicht längere Aufbewahrungsfristen vorsehen.
- b) Bitte beachten Sie, dass die in die Auswertung eingebrachten Informationen bei erfolgter Anonymisierung keine Rückverfolgung zu ihrer Person mehr möglich machen, weshalb nach der Anonymisierung auch keine Löschung Ihrer zu Studienzwecken erhobenen Daten aus der Studie möglich ist.

VI. Betroffenenrechte:

Bezüglich Ihrer Daten haben Sie folgende Rechte (Artikel 13 ff. DSGVO, §§ 22 ff. BDSG):

Recht auf Auskunft nach Artikel 15 DSGVO, §§ 27, 34 BDSG:

Sie haben das Recht Auskunft darüber zu verlangen, ob und welche personenbezogenen Daten von Ihnen durch uns verarbeitet werden. Das Recht auf Auskunft kann im Sinne des § 27 Abs. 2 BDSG eingeschränkt werden.

Recht auf Berichtigung nach Artikel 16, 19 DSGVO, § 27 BDSG:

Sie haben das Recht, Sie betreffende, unrichtige, personenbezogene Daten berichtigen zu lassen. Das Recht auf Berichtigung kann im Sinne des § 27 Abs. 2 BDSG eingeschränkt werden.

Recht auf Löschung nach Artikel 17, 19 DSGVO, § 35 BDSG:

Sie haben das Recht die Löschung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten zu verlangen.

Recht auf Einschränkung der Verarbeitung nach Artikel 18, 19 DSGVO, § 27 BDSG

Sie haben das Recht, die Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten einzuschränken. Das Recht auf Einschränkung der Verarbeitung kann im Sinne des § 27 Abs. 2 BDSG eingeschränkt werden.

Recht auf Datenübertragbarkeit nach Art. 20 DS-GVO:

Sie haben das Recht, die sie betreffenden personenbezogenen Daten, die sie dem Verantwortlichen für die Studie bereitgestellt haben, zu erhalten. Damit können Sie beantragen, dass diese Daten entweder Ihnen oder, soweit technisch möglich, einer anderen von Ihnen benannten Stelle übermittelt werden.

Widerspruchsrecht nach Art. 21 DS-GVO:

Sie haben das Recht, gegen die Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten Widerspruch einzulegen.

VII. Automatisierte Entscheidungsfindung

Ihre personenbezogenen Daten sind nicht Gegenstand von Entscheidungen, die ausschließlich auf einer automatisierten Verarbeitung basieren (z.B. Profiling).

VIII: Verantwortlicher

Für die Verarbeitung Ihrer personenbezogenen Daten ist rechtlich verantwortlich:

Die Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg Universität Mainz, vertreten durch den Vorstand

Langenbeckstraße 1, 55131 Mainz

Telefon: 06131 17-0

Webseite: <http://www.unimedizin-mainz.de/>

Dem Betroffenen steht ein Beschwerderecht bei der zuständigen Aufsichtsbehörde – Dem Landesbeauftragten für den Datenschutz und die Informationsfreiheit Rheinland-Pfalz – zu:

Postfach 30 40, 55020 Mainz

Hintere Bleiche 34, 55116 Mainz

Tel.: +49 (0) 6131 208-2449

Fax: +49 (0) 6131 208-2497

Email: poststelle@datenschutz.rlp.de

<https://www.datenschutz.rlp.de>

Kontakt Daten des Datenschutzbeauftragten der Universitätsmedizin Mainz:

Langenbeckstraße 1

55131 Mainz

Tel.: +49 (0)6131-17-4652;

+49 (0)6131-17-47-4652

E-Mail: datenschutz@unimedizin-mainz.de

Kontaktinformationen

Bei Rückfragen oder bei der Geltendmachung Ihrer Betroffenenrechte stehen Ihnen folgende Ansprechpartner gerne zur Verfügung:

Dr. Jürgen Konradi
Leitung Interprofessionelles Studienzentrum für Bewegungsforschung
Langenbeckstr. 1, 55116 Mainz
E-Mail: juergen.konradi@unimedizin-mainz.de

Studiendurchführender:
Andreas Feustel
Langenbeckstr. 1, 55116 Mainz
E-Mail: afeustel@students.uni-mainz.de

Mit freundlichen Grüßen
Andreas Feustel
(Studiendurchführender)

Patienteninformation und Einwilligungserklärung zur Studie

„Einfluss lateraler Sitzkeile auf den rasterstereographisch gemessenen Skoliosewinkel bei Jugendlichen im Alter von 10-18 Jahren mit einer adoleszenten idiopathischen Skoliose“

Hiermit erkläre ich,

Vorname und Name:,
Bitte in Druckbuchstaben ausfüllen

Geburtsdatum:,

Teilnehmercode:,
(Pseudonym, wird von der Studienleitung eingetragen)

mich bereit an der o. g. Studie freiwillig teilzunehmen. Ich wurde in einem persönlichen Gespräch durch

Herr/Frau,
(Name des Studienarztes/der Studienärztin)

ausführlich und verständlich über Wesen, Bedeutung, Risiken und Tragweite der Studie aufgeklärt. Ich hatte die Gelegenheit zu einem Beratungsgespräch. Alle meine Fragen wurden zufriedenstellend beantwortet, ich kann jederzeit neue Fragen stellen. Ich habe darüber hinaus den Text der Informationsschrift gelesen und verstanden.

Ich hatte ausreichend Zeit, mich zu entscheiden.

Ein Exemplar des Informationsblattes und der Einwilligungserklärung habe ich erhalten, gelesen und verstanden. Das Original der unterschriebenen Einwilligungserklärung verbleibt im Prüfzentrum.

Ich erkläre, dass ich freiwillig bereit bin, an der wissenschaftlichen Studie teilzunehmen. Über meine mir zustehenden Betroffenenrechte wurde ich im Sinne des Art. 13 DSGVO umfassend informiert.

DATENSCHUTZ:

Ich habe verstanden und bin damit einverstanden,

- 1. dass meine für den Zweck der o. g. Studie nötigen personenbezogenen Daten durch den Studienarzt erhoben und pseudonymisiert aufgezeichnet und verarbeitet werden, auch auf elektronischen Datenträgern;**
- 2. dass die Studienergebnisse in anonymer Form, die keinen Rückschluss auf meine Person zulässt, veröffentlicht werden;**
- 3. dass ich jederzeit und ohne Angabe von Gründen meine Einwilligung zur Teilnahme an der Studie zurückziehen kann (mündlich oder schriftlich) und**

Anhang 2: Patienteninformation und Einwilligung für Kinder und Jugendliche bis 16 Jahre



Zentrum für Orthopädie und
Unfallchirurgie
Direktoren:
Univ.-Prof. Dr. med. Dr. h. c.
Pol M. Rommens – Unfallchirurgie

Univ.-Prof. Dr. med.
Philipp Drees - Orthopädie

Studiendurchführender
Andreas Feustel
Cand. med., Doktorand
Langenbeckstr. 1, 55116 Mainz
E-Mail: afeustel@students.uni-mainz.de

Patienteninformation und Einwilligungserklärung **für Kinder und Jugendliche von 10-16 Jahren**

(mit angepassten Angaben zum Datenschutz)

„Einfluss lateraler Sitzkeile auf den rasterstereographisch gemessenen Skoliosewinkel bei Jugendlichen im Alter von 10-18 Jahren mit einer adoleszenten idiopathischen Skoliose“

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient,

Hiermit möchte ich dich über eine Studie an unserer Klinik informieren und nach deinem Interesse an deiner **freiwilligen** Studienteilnahme fragen. Bitte lies dir dieses Informationsschreiben sorgfältig durch. Dein Studiendurchführender wird mit dir auch direkt über diese Studie sprechen. Bitte frage nach, wenn du etwas nicht verstehst oder wenn du zusätzlich etwas wissen möchtest.

Die Studie wurde durch die zuständige Ethik-Kommission bei der Landesärztekammer Rheinland-Pfalz ethisch geprüft und am 27.05.2020 zustimmend bewertet.

Ziel und Zweck der Studie

An der Universitätsmedizin Mainz betreiben wir, ein Team aus Physiotherapeuten, Ärzten und wissenschaftlichen Mitarbeitern, ein Forschungsprojekt über eine Untersuchung der Haltung bei Patienten mit Skoliose. Das Forschungsprojekt wird vom Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Mainz in Zusammenarbeit mit der Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim durchgeführt.

Die Skoliose ist eine Verbiegung der Wirbelsäule. Dadurch kommt es zu Fehlstellung und Asymmetrien, sodass dein Körper auf der einen Hälfte etwas anders aussehen kann als auf der anderen. Die Skoliose lässt sich anhand von bestimmten Winkeln messen.

Ziel der Therapie der Skoliose ist es, Fehlstellung zu verringern bzw. deren Fortschreiten zu vermeiden und Verbiegungen zu korrigieren. Dabei gibt es bisher keine Untersuchung, wie sich deine Skoliose verändert, wenn du mit der einen Pohälfte höher sitzt als mit der anderen.

Diese Studie soll herausfinden, ob ein schräger Sitzkeil deinen Skoliosewinkel verkleinern oder deine Wirbelsäule begradigen kann.

Um diese Fragestellung zu beantworten, wirst du und andere Patienten und Patientinnen der Katharina-Schroth-Klinik im Rahmen dein Rehabilitationsaufenthalts vermessen. Du musst dafür nur einmal einen Termin ausmachen.

Ablauf der Studie

Wie werden die Daten erhoben?

Die Messungen erfolgen mit dem DIERS formertric 4D. Dabei wird eine Methode verwendet, bei der Lichtstrahlen auf deinen Körper geworfen werden und von einer Kamera aufgenommen werden (Rasterstereographie).

Durch diese röntgenstrahlenfreie, berührunglose Vermessung deines Rückens erstellt ein Computer ein digitales, dreidimensionales Wirbelsäulenmodell. Damit können die Wirbelsäulenkrümmung, -verdrehung, deine Beckenstellung sowie ein Skolioswinkel dargestellt werden.

Wie ist der genaue Ablauf der Studie?

Vor Beginn deines Aufenthaltes in der Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim erhältst du diesen Informationsbogen. Bei Antritt des Rehabilitationsaufenthaltes in der Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim erhältst du mit deinen Eltern ein mündliches Aufklärungsgespräch, bei dem du jederzeit Fragen stellen kannst. Wenn du an der Studie teilnehmen möchtest und deine Eltern einverstanden sind, könnt ihr die Einverständniserklärung unterschreiben. Danach wirst du auf die Ein- und Ausschlusskriterien der Studie untersucht und befragt.

Die Vermessungen werden während deines Rehabilitationsaufenthaltes an der Katharina-Schroth-Klinik in Bad Sobernheim durchgeführt. Du wirst bereits am Anfang, unabhängig von dieser Studie mit dem DIERS formertric III 4D vermessen und lernst das Gerät kennen. Die Messungen finden in den Räumlichkeiten der Katharina-Schroth-Klinik in den ersten 10 Tagen deines Aufenthaltes statt.

Im Rahmen der Studie wirst du 8 mal vermessen: Du wirst gebeten, in einer Umkleidekabine deinen Pullover und T-Shirt auszuziehen. Deinen BH darfst du erst mal noch anlassen. Um ein

optimales Bild zu ermöglichen, müssen lange Haare eventuell nach oben gebunden werden. Bring hierfür bitte ein Haargummi oder ähnliches mit.

Die erste Analyse ist im Stehen und entspricht der der Messung, die du in der Eingangsuntersuchung bereits gemacht hast. Du stehst mit dem Rücken zum Gerät und zum Untersucher. Wenn die Messung losgeht, wird das Licht ausgemacht, dass die Lichtstrahlen auf deinem Körper gut zu sehen sind. Dann musst du noch den BH ausziehen, dass wir deinen Rücken gut vermessen können. Nach etwa 15 Sekunden ist die Messung vorbei. Du darfst dir dann deinen BH wieder anziehen.

Alle weiteren Haltungsanalysen werden im Sitzen auf einem Stuhl mit dem Rücken zum Messgerät gemacht. Vor jeder Messung im Sitz wirst du zusätzlich nach deinem persönlichen Sitzgefühl gefragt. Du wirst gebeten, auf einer Skala von 0 – 10 anzugeben, wie sich das Sitzen anfühlt. 0 bedeutet „sehr angenehm“, 10 bedeutet „sehr unangenehm“.

Die erste Messung ist ohne Sitzkeile und dient der Bestimmung eines Ausgangswertes, damit wir die anderen Werte vergleichen können. Für die weiteren Messungen werden 3 Keile mit verschiedenen Neigungsgraden (3° , 6° , 9°) auf jeder Seite einmal eingesetzt und der Rücken vermessen. Die Reihenfolge sowie die Seitenzuteilung darfst du mitbestimmen: Du ziehst dazu vor jeder Messung einen Umschlag mit dem jeweiligen Winkel und der Zuteilung rechts oder links. Dein gezogener Keil wird auf den Stuhl gelegt. Danach hast du 30 Sekunden Zeit, um dich an die neue Sitzunterlage zu gewöhnen. Erst dann wird die Messung durchgeführt. Hierfür müsstest du deinen BH wieder ausziehen. Nach diesem Ablauf machen wir noch 5 weitere Bilder deines Rückens.

Am Ende der Untersuchung kannst du dir deine eigenen Bilder anschauen und sie dir erklären lassen.

Wie lange dauert die Studie?

Die 8 Messungen werden an einem Termin hintereinander durchgeführt. Dies dauert etwa 30 Minuten.

Wichtige Informationen und dein Nutzen und Risiko

- Alle Messungen dienen dem wissenschaftlichen Interesse. Du erhältst keine neue Diagnose.
- Die Messung hat keinen Einfluss auf deinen weiteren Behandlungsplan oder deine Übungen.
- Falls etwas passiert, bist du über die Katharina-Schroth-Klinik versichert. Näheres dazu haben wir deinen Eltern mitgeteilt
- Eine Bezahlung für die Teilnahme können wir dir leider nicht geben.
- Bei der Haltungsanalyse mit dem DIERS formetric 4D besteht kein Risiko.
- Die Messmethode ist strahlenfrei, berührungs- und geräuschlos. Es tut zu keinem Zeitpunkt weh. Das Sitzen auf dem Keil könnte durch die Neigung höchstens etwas unangenehm oder ungewohnt sein.
- Falls es dir trotzdem nicht gut geht, kann die Messung jederzeit abgebrochen werden.
- Du erhältst eine genaue Analyse deiner Wirbelsäule im Sitzen. Die Ergebnisse der Messung werden dir, wenn du möchtest, erklärt. Ob du danach einen Sitzkeil verwenden solltest, können wir dir leider noch nicht sagen, da wir hierfür noch mehrere Kinder und

weitere Dinge untersuchen müssen. Aber vielleicht wird in den nächsten Jahren ein Sitzkeil ein Teil deiner Skoliose-Behandlung.

Freiwilligkeit der Studienteilnahme und Widerrufsmöglichkeit

Die Teilnahme an dieser Studie ist **freiwillig**. Du kannst jederzeit und ohne Angaben von Gründen aus der Studie wieder austreten. Sprich dafür einfach deinen Studienleiter oder den Arzt an. Du kannst natürlich auch deinen Eltern sagen, dass du nicht mehr mitmachen willst. Sie werden dann mit uns sprechen. Dir entstehen dadurch keine Nachteile in der Behandlung oder in deinem Verhältnis zu den Therapeuten oder den Ärzten. Falls wir bereits Daten von dir erhoben haben, werden wir diese löschen.

Datenschutzrechtliche Informationen

Während der Studie werden Angaben über dich und deine Krankheit aufgeschrieben und elektronisch gespeichert. Dein Name wird dort aber nicht angegeben, damit nicht jeder etwas über dich erfährt. Außerdem passen wir gut auf, dass niemand außer den Verantwortlichen für die Studie deine Daten einsehen kann.

Für die Informationen zur Europäischen Datenschutz-Grundverordnung (DS-GVO) oder wie wir deine Daten speichern, kannst du deine Eltern fragen, oder in der Elterninformation nachlesen. Falls du dazu noch Fragen hast, kannst du sie gerne dem Studiendurchführenden stellen.

Kontaktinformationen

Wenn du Fragen hast oder dich etwas stört, stehen dir folgende Ansprechpartner gerne zur Verfügung:

Dr. Jürgen Konradi

Leitung Interprofessionelles Studienzentrum für Bewegungsforschung

Langenbeckstr. 1, 55116 Mainz

E-Mail: juergen.konradi@unimedizin-mainz.de

Studiendurchführender:

Andreas Feustel

Langenbeckstr. 1, 55116 Mainz

E-Mail: afeustel@students.uni-mainz.de

Mit freundlichen Grüßen

Andreas Feustel

(Studiendurchführender)

Anhang 3: Information und Einwilligungserklärung für die Erziehungsberechtigten



Zentrum für Orthopädie und
Unfallchirurgie

Direktoren:

Univ.-Prof. Dr. med. Dr. h. c.

Pol M. Rommens – Unfallchirurgie

Univ.-Prof. Dr. med.
Philipp Drees - Orthopädie

Studiendurchführender

Andreas Feustel

Cand. med., Doktorand

Langenbeckstr. 1, 55116 Mainz

E-Mail: afeustel@students.uni-mainz.de

Information und Einwilligungserklärung für die Erziehungsberechtigten

„Einfluss lateraler Sitzkeile auf den rasterstereographisch gemessenen Skoliosewinkel bei Jugendlichen im Alter von 10-18 Jahren mit einer adoleszenten idiopathischen Skoliose“

Sehr geehrte Erziehungsberechtigte,

Mit diesem Schreiben möchten wir Sie über die oben benannte Studie an unserer Klinik informieren und nach Ihrem Interesse an der **freiwilligen** Studienteilnahme Ihrer Tochter/Ihres Sohnes fragen. Bitte lesen Sie sich dieses Informationsschreiben sorgfältig durch. Ihr Studiendurchführender wird mit Ihrer Tochter/Ihrem Sohn sowie auch mit Ihnen direkt über diese Studie sprechen. Bitte fragen Sie Ihn, wenn Sie etwas nicht verstehen oder wenn Sie zusätzlich etwas wissen möchten.

Die Studie wurde durch die zuständige Ethik-Kommission bei der Landesärztekammer Rheinland-Pfalz ethisch geprüft und am 27.05.2020 zustimmend bewertet.

Ziel und Zweck der Studie

An der Universitätsmedizin Mainz betreiben wir, ein Team aus Physiotherapeuten, Ärzten und wissenschaftlichen Mitarbeitern, ein Forschungsprojekt über eine Haltungsanalyse bei Patienten mit Skoliose. Das Forschungsprojekt wird vom Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Mainz in Zusammenarbeit mit der Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim durchgeführt.

Die Skoliose ist eine dreidimensionale Achsabweichung der Wirbelsäule. Dadurch kommt es zu Fehlstellung und Asymmetrien. Die Skoliose lässt sich anhand von bestimmten Skoliosewinkeln messen.

Ziel der Therapie der Skoliose ist es, Fehlstellung zu verringern bzw. deren Fortschreiten zu vermeiden und Achsabweichungen zu korrigieren. Dabei gibt es bisher keine Untersuchung, wie sich Veränderungen der seitlichen Sitzflächenneigung auf die Wirbelsäule auswirken.

Diese Studie soll herausfinden, ob der Einsatz von seitlichen Sitzkeilen den Skoliosewinkel möglicherweise reduzieren bzw. die Wirbelsäule begradigen kann.

Um diese Fragestellung zu beantworten, werden Patienten und Patientinnen der Katharina-Schroth-Klinik im Rahmen ihres Rehabilitationsaufenthalts an einem einmaligen Termin vermessen.

Ablauf der Studie

Wie werden die Daten erhoben?

Die Messungen erfolgen mit dem DIERS formertric 4D. Dabei wird eine lichteoptische Methode verwendet (Rasterstereographie).

Durch eine strahlenfreie, berührungslose Vermessung des Rückens wird ein digitales, dreidimensionales Wirbelsäulenmodell erstellt. Anhand dessen können die Wirbelsäulenkrümmung, -rotation, die Beckenstellung sowie ein Skolioswinkel dargestellt werden.

Wie ist der genaue Ablauf der Studie?

Vor Beginn Ihres Aufenthaltes in der Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim erhalten Sie diesen Informationsbogen. Bei Antritt des Rehabilitationsaufenthaltes in der Katharina-Schroth-Klinik Bad Sobernheim erhalten Sie und Ihre Tochter/Ihr Sohn ein mündliches Aufklärungsgespräch, bei dem Sie und ihr Kind offene Fragen stellen können. Nach der Unterschrift der Einverständniserklärung wird Ihre Tochter/Ihr Sohn im Rahmen der Eingangsuntersuchung auf die Ein- und Ausschlusskriterien der Studie untersucht und befragt. Die Vermessungen werden im Rahmen des Rehabilitationsaufenthaltes an der Katharina-Schroth-Klinik in Bad Sobernheim durchgeführt. Auch ohne Studienteilnahme erfolgt im Rahmen der regulären Eingangsuntersuchung eine Analyse mit dem DIERS formertric III 4D. Die Messungen finden in den Räumlichkeiten der Katharina-Schroth-Klinik in den ersten 10 Tagen des Aufenthaltes statt.

Im Rahmen der Studie werden 8 Messungen durchgeführt: Ihre Tochter/Ihr Sohn wird gebeten, in einer Umkleidekabine ihren Oberkörper zu entkleiden. Der BH darf zunächst noch angezogen werden. Die Vorderseite kann optional durch ein Tuch bedeckt sein. Um eine optimale Analyse zu ermöglichen, müssen lange Haare eventuell nach oben gebunden werden. Ihre Tochter/Ihr Sohn soll hierfür bitte ein Haargummi oder ähnliches mitbringen.

Die erste Analyse ist im Stehen und entspricht der topographischen Analyse der Einganguntersuchung. Ihre Tochter/Ihr Sohn steht mit dem Rücken zum Untersuchungsgerät und zum Untersucher. Bei Start der Messung wird das Licht im Raum ausgeschaltet, um eine optimale Messung zu ermöglichen. Jetzt soll auch der BH ausgezogen werden. Eine einzelne Messung dauert etwa 15 Sekunden. Nach Vollendung wird das Licht wieder eingeschaltet, der BH darf wieder angelegt werden.

Alle weiteren Haltungsanalysen erfolgen im Sitzen auf einem Stuhl mit dem Rücken zum Messgerät. Vor jeder Messung im Sitz wird Ihre Tochter/Ihr Sohn zusätzlich nach ihrem/seinem persönlichen Sitzgefühl gefragt. Sie/er wird gebeten auf einer Skala von 0 – 10 anzugeben wie sich das Sitzen anfühlt. 0 bedeutet „sehr angenehm“, 10 bedeutet „sehr unangenehm“. Die erste Messung ist ohne Sitzkeile und dient der Bestimmung eines Ausgangswertes. Für die weiteren Messungen werden 3 Keile mit verschiedenen Neigungsgraden (3°, 6°, 9°) auf jeder Seite einmal eingesetzt und der Rücken vermessen. Die Reihenfolge sowie die Seitenzuteilung werden per Zufall bestimmt. Ihre Tochter/Ihr Sohn zieht dazu vor jeder Einzelanalyse einen Umschlag mit dem jeweiligen Neigungsgrad und der Seitzuteilung. Nach dem Unterlegen eines Keils hat Ihre Tochter/ihr Sohn jeweils 30 Sekunden Zeit, um sich an die neue Sitzunterlage zu gewöhnen. Erst dann wird Messung durchgeführt. Die Durchführung ist wie oben beschrieben. Am Ende der Untersuchung hat Ihre Tochter/Ihr Sohn die Möglichkeit, sich die persönlichen Ergebnisse erläutern zu lassen.

Wie lange dauert die Studie?

Die 8 Messungen werden an einem Termin hintereinander durchgeführt. Dabei ist mit einer Dauer von ca. 30 Minuten zu rechnen.

Sonstige wichtige Informationen

- Alle Messungen dienen dem wissenschaftlichen Interesse. Es wird keine Diagnose gestellt.
- Die Messung hat keinen Einfluss auf die weitere Therapie.
- Wir möchten darauf hinweisen, dass während der Studienmessungen der Versicherungsschutz der Katharina-Schroth-Klinik gilt. Eine Versicherung für nicht schuldhaft verursachte Schäden, die im Zusammenhang mit der Studie auftreten können, wurde nicht abgeschlossen. Ein Versicherungsschutz besteht nur, wenn den Arzt oder einen anderen Mitarbeiter der Prüfstelle der Vorwurf eines schuldhaften Fehlverhaltens trifft. Zugunsten des Studienteilnehmers können dabei in bestimmten Fällen Beweiserleichterungen eintreten (Bürgerliches Gesetzbuch, § 630h: zur Beweislast bei Haftung für Aufklärungs- oder Behandlungsfehler)
- Es wird keine Aufwandsentschädigung gezahlt.
- Bei Schmerzen oder Unwohlsein kann die Messung jederzeit abgebrochen werden.

Nutzen und Risiken

- Bei der Haltungsanalyse mit dem DIERS formetric 4D besteht kein Risiko.
- Die Messmethode ist strahlenfrei, berührungs- und geräuschlos.

- Die Patienten erhalten eine genaue Analyse ihrer Wirbelsäule im Sitzen. Die Ergebnisse der Messung werden den Patienten erläutert. Eine individuelle Empfehlung zur Nutzung eines Keils kann zunächst nicht gegeben werden, da es sich vorerst um Grundlagenforschung handelt. Durch weitere Untersuchungen könnte ein therapeutischer Nutzen in der Zukunft erreicht werden.

Freiwilligkeit der Studienteilnahme und Widerrufsmöglichkeit

Die Teilnahme an dieser Studie ist **freiwillig**. Sie können jederzeit und ohne Angabe von Gründen Ihre Einwilligung zur Teilnahme Ihres Sohnes/Ihrer Tochter an der Studie **widerrufen** (mündlich, schriftlich oder in Textform) und der Weiterverarbeitung der Daten widersprechen, ohne dass Ihnen oder Ihrem Kind dadurch Nachteile im Hinblick auf Ihre medizinische Behandlung oder Ihr Verhältnis zu Ihrem behandelnden Arzt entstehen. Die personenbeziehbaren Daten Ihres Sohnes/Ihrer Tochter werden in diesem Fall gelöscht. Die zu diesem Zeitpunkt bereits anonymisierten Daten können nicht gelöscht werden, da diese Daten Ihrem Sohn/Ihrer Tochter nicht mehr zugeordnet werden können. Ihr Widerruf wird wirksam ab dem Zeitpunkt des Eingangs der mündlichen oder schriftlichen Mitteilung an die Studienleitung. Die Verarbeitung der Daten bis zu diesem Zeitpunkt bleibt rechtmäßig.

Der Widerruf ist zu richten an:

Dr. Jürgen Konradi
Leitung Interprofessionelles Studienzentrum für Bewegungsforschung
Langenbeckstr. 1, 55116 Mainz
E-Mail: juergen.konradi@unimedizin-mainz.de

Datenschutzrechtliche Informationen

Wie wird der Datenschutz umgesetzt?

Wir garantieren die Einhaltung datenschutzrechtlicher Bestimmungen. Die personenbezogenen Daten Ihres Sohnes/Ihrer Tochter werden jederzeit vertraulich behandelt.

Sämtliche Daten werden in **pseudonymisierter Form** erhoben. Pseudonymisiert bedeutet, dass personenbezogenen Daten (z.B. Name, Geburtsdatum und Anschrift) durch einen wertneutralen Code (z.B. XYZ01) ersetzt werden. Über diesen Code können die Studiendaten zugeordnet werden, ohne dass die persönlichen Daten Ihres Sohnes/Ihrer Tochter öffentlich zugänglich sind. Der Zugang zu der Kodierungsliste und damit zu einer potentiellen Rückentschlüsselung liegt einzig bei den mit der Studie befassten Mitarbeitern/Studienleitern. Für die Veröffentlichung oder die Weitergabe an Dritte werden die Daten anonymisiert. Dadurch sind keine Rückschlüsse auf Ihre Tochter/Ihren Sohn möglich. Eine Beratung durch den Datenschutzbeauftragten der Universitätsmedizin Mainz hat stattgefunden.

Gemäß der Europäischen Datenschutz-Grundverordnung (DSGVO) informieren wir Sie im Folgenden über Ihre Rechte in Bezug auf die Verarbeitung Ihrer personenbezogenen Daten:

I. Art der Daten:

Bei den Daten die wir von Ihnen verarbeiten, handelt es sich um personenbezogene Daten gemäß Art. 4 Nr. 1 DSGVO bzw. um besondere Kategorien von personenbezogenen Daten in Form von Gesundheitsdaten nach Art. 4 Nr. 15 DS-GVO.

II. Verarbeitungszweck:

Die Verarbeitung Ihrer personenbezogenen Daten erfolgt ausschließlich zum oben beschriebenen Studienzweck. Eine Verarbeitung Ihrer Daten über den Studienzweck hinaus findet nicht statt.

III. Rechtsgrundlage:

Rechtsgrundlage für die von Ihnen im Rahmen der oben benannten Studie verarbeiteten personenbezogenen Daten, ist Ihre Einwilligungserklärung gemäß Art. 6 Abs. 1a, Art. 7 und Art. 9 Abs. 2a DS-GVO, § 37 Abs. 1 LGK RLP die Rechtsgrundlage.

IV. Empfänger/Kategorien von Empfängern:

Eine Weitergabe der Daten an Dritte (Personen, die nicht zur Durchführung der oben benannten Studie eingesetzt werden) oder eine Veröffentlichung findet, wenn überhaupt, nur in anonymisierter Form statt.

V. Speicherdauer und Löschung:

- c) Die studienbezogenen Daten werden nach 10 Jahren gelöscht, soweit gesetzliche Vorgaben nicht längere Aufbewahrungsfristen vorsehen.
- d) Bitte beachten Sie, dass die in die Auswertung eingebrachten Informationen bei erfolgreicher Anonymisierung keine Rückverfolgung zu ihrer Person mehr möglich machen, weshalb nach der Anonymisierung auch keine Löschung Ihrer zu Studienzwecken erhobenen Daten aus der Studie möglich ist.

VI. Betroffenenrechte:

Bezüglich Ihrer Daten haben Sie folgende Rechte (Artikel 13 ff. DSGVO, §§ 22 ff. BDSG):

Recht auf Auskunft nach Artikel 15 DSGVO, §§ 27, 34 BDSG:

Sie haben das Recht Auskunft darüber zu verlangen, ob und welche personenbezogenen Daten von Ihnen durch uns verarbeitet werden. Das Recht auf Auskunft kann im Sinne des § 27 Abs. 2 BDSG eingeschränkt werden.

Recht auf Berichtigung nach Artikel 16, 19 DSGVO, § 27 BDSG:

Sie haben das Recht, Sie betreffende, unrichtige, personenbezogene Daten berichtigen zu lassen. Das Recht auf Berichtigung kann im Sinne des § 27 Abs. 2 BDSG eingeschränkt werden.

Recht auf Löschung nach Artikel 17, 19 DSGVO, § 35 BDSG:

Sie haben das Recht die Löschung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten zu verlangen.

Recht auf Einschränkung der Verarbeitung nach Artikel 18, 19 DSGVO, § 27 BDSG

Sie haben das Recht, die Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten einzuschränken. Das Recht auf Einschränkung der Verarbeitung kann im Sinne des § 27 Abs. 2 BDSG eingeschränkt werden.

Recht auf Datenübertragbarkeit nach Art. 20 DS-GVO:

Sie haben das Recht, die sie betreffenden personenbezogenen Daten, die sie dem Verantwortlichen für die Studie bereitgestellt haben, zu erhalten. Damit können Sie beantragen, dass diese Daten entweder Ihnen oder, soweit technisch möglich, einer anderen von Ihnen benannten Stelle übermittelt werden.

Widerspruchsrecht nach Art. 21 DS-GVO:

Sie haben das Recht, gegen die Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten Widerspruch einzulegen.

VII. Automatisierte Entscheidungsfindung

Ihre personenbezogenen Daten sind nicht Gegenstand von Entscheidungen, die ausschließlich auf einer automatisierten Verarbeitung basieren (z.B. Profiling).

VIII. Verantwortlicher

Für die Verarbeitung Ihrer personenbezogenen Daten ist rechtlich verantwortlich:

Die Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg Universität Mainz, vertreten durch den Vorstand

Langenbeckstraße 1, 55131 Mainz

Telefon: 06131 17-0

Webseite: <http://www.unimedizin-mainz.de/>

Dem Betroffenen steht ein Beschwerderecht bei der zuständigen Aufsichtsbehörde – Dem Landesbeauftragten für den Datenschutz und die Informationsfreiheit Rheinland-Pfalz – zu:

Postfach 30 40, 55020 Mainz

Hintere Bleiche 34, 55116 Mainz

Tel.: +49 (0) 6131 208-2449

Fax: +49 (0) 6131 208-2497

Email: poststelle@datenschutz.rlp.de

<https://www.datenschutz.rlp.de>

Kontakt Daten des Datenschutzbeauftragten der Universitätsmedizin Mainz:

Langenbeckstraße 1

55131 Mainz

Tel.: +49 (0)6131-17-4652;

E-Mail: datenschutz@unimedizin-mainz.de

Kontaktinformationen

Bei Rückfragen oder bei der Geltendmachung Ihrer sowie der Betroffenenrechte Ihres Sohnes/Ihrer Tochter stehen Ihnen folgende Ansprechpartner gerne zur Verfügung:

Dr. Jürgen Konradi

Leitung Interprofessionelles Studienzentrum für Bewegungsforschung

Langenbeckstr. 1, 55116 Mainz

E-Mail: juergen.konradi@unimedizin-mainz.de

Studiendurchführender:

Andreas Feustel

Langenbeckstr. 1, 55116 Mainz

E-Mail: afeustel@students.uni-mainz.de

Mit freundlichen Grüßen

Andreas Feustel

(Studiendurchführender)

Informationen für die Erziehungsberechtigten und Einwilligungserklärung zur Studie
„Einfluss lateraler Sitzkeile auf den rasterstereographisch gemessenen Skoliosewinkel
bei Jugendlichen im Alter von 10-18 Jahren mit einer adoleszenten idiopathischen
Skoliose“

Hiermit erklären wir,,
(Vor- und Nachname des Erziehungsberechtigten)

.....
(Vor- und Nachname des Erziehungsberechtigten)

dass unser Kind,
(Name des Kindes in Druckbuchstaben)

Teilnehmercode:
(Pseudonym Ihres Kindes, wird von der Studiendurchführenden eingetragen)

an der o. g. Studie teilnehmen darf. Wir / Ich wurde in einem persönlichen Gespräch durch

Herr/Frau
(Name des/der Studienarztes/Studienärztin)

ausführlich und verständlich über Wesen, Bedeutung, Risiken und Tragweite der Studie aufgeklärt. Wir hatte die Gelegenheit zu einem Beratungsgespräch. Alle unsere Fragen wurden zufriedenstellend beantwortet, wir können jederzeit neue Fragen stellen. Wir haben darüber hinaus den Text der Informationsschrift gelesen und verstanden.

Wir hatten ausreichend Zeit, uns zu entscheiden.

Ein Exemplar des Informationsblattes und der Einwilligungserklärung haben wir erhalten, gelesen und verstanden. Das Original der unterschriebenen Einwilligungserklärung verbleibt im Prüfzentrum.

Wir erklären, dass wir freiwillig bereit sind, dass unser Sohn/unsere Tochter an der wissenschaftlichen Studie teilnimmt. Über unsere uns zustehenden sowie die unserem Sohn/unsere Tochter zustehenden Betroffenenrechte wurden wir im Sinne des Art. 13 DSGVO umfassend informiert.

DATENSCHUTZ:

Wir haben verstanden und sind damit einverstanden,

- 1. dass für den Zweck der o. g. Studie nötigen personenbezogenen Daten unseres Sohnes/unsere Tochter durch den Studienarzt erhoben und pseudonymisiert aufgezeichnet und verarbeitet werden, auch auf elektronischen Datenträgern;**
- 2. dass die Studienergebnisse in anonymer Form, die keinen Rückschluss auf die Person zulässt, veröffentlicht werden;**
- 3. dass wir jederzeit und ohne Angabe von Gründen unsere Einwilligung zur Teilnahme an der Studie zurückziehen kann (mündlich oder schriftlich) und**

einer Weiterverarbeitung der Daten und Proben unseres Sohnes/unsere Tochter widersprechen können, ohne dass uns oder unserem Sohn/unsere Tochter daraus Nachteile entstehen. Die personenbeziehbaren Daten werden für diesen Fall gelöscht.

4. dass nach erfolgter Anonymisierung eine Löschung der in die Studie eingeflossenen Daten nicht mehr möglich ist;
5. dass die Daten ausschließlich zum oben benannten Zwecke und nur durch Studienmitarbeiter bzw. die benannten Empfänger bzw. Kategorien von Empfängern verarbeitet werden;
6. dass die personenbezogenen Daten unseres Sohnes/unsere Tochter nach 10 Jahren gelöscht werden, soweit gesetzliche Vorgaben nicht längere Aufbewahrungsfristen vorsehen;
7. dass wir jederzeit die unsere nach Art. 15 ff DSGVO bestehenden Betroffenenrechte gegenüber dem Verantwortlichen geltend machen können;
8. dass wir uns mit einer Beschwerde an den Datenschutzbeauftragten des Verantwortlichen bzw. an den Landesbeauftragten für Datenschutz und Informationssicherheit des Landes Rheinland-Pfalz wenden können;

.....
Bad Sobernheim/Datum

.....
Unterschrift der Erziehungsberechtigten

.....
Unterschrift der Erziehungsberechtigten
(bei Unterschrift durch nur einen Erziehungsberechtigten wird durch die Unterschrift die Zustimmung des zweiten Erziehungsberechtigten bestätigt)

Hiermit erkläre ich,
Name des aufklärenden Studienarztes/der aufklärenden Studienärztin

den Erziehungsberechtigten am

über Wesen, Bedeutung und Risiken der o.g. Studie mündlich und schriftlich aufgeklärt, alle Fragen beantwortet und ihm/ihr eine Kopie der Studieninformation und der Einwilligungserklärung übergeben habe.

.....
Ort/Datum

.....
Unterschrift des aufklärenden Studienarztes/
der aufklärenden Studienärztin

Anhang 4: Dokumentationsprüfbogen

Zentrum für Orthopädie und
Unfallchirurgie
Direktoren:
Univ.-Prof. Dr. med. Dr. h. c.
Pol M. Rommens – Unfallchirurgie

Univ.-Prof. Dr. med.
Philipp Drees - Orthopädie

Studiendurchführender
Andreas Feustel
Cand. med., Doktorand
Langenbeckstr. 1, 55116 Mainz
E-Mail: afeustel@students.uni-mainz.de

„Einfluss lateraler Sitzkeile auf den rasterstereographisch gemessenen Skoliosewinkel bei Jugendlichen im Alter von 10-18 Jahren mit einer adoleszenten idiopathischen Skoliose“

Dokumentationsprüfbogen

Datum	
Name des Studiendurchführenden	
Probanden ID	
Geschlecht	
Alter	
Körpergröße	
Gewicht	
BMI	

Akutes Krankheitsgeschehen (z.B. Infektion, Fieber, Verletzungen, Übelkeit)	
Schmerz (NRS)	
Medikamenteneinnahme mit Wirkung auf Vigilanz oder Gleichgewicht	
Rückenkonturveränderungen (Narben, Tattoos)	
Sonstige chronische Erkrankung (z.B. multiple Sklerose)	

Erfassung Sitzgefühl

Messung	Ratingskala
Baseline Sitz	
3° re	
3° li	
6° re	
6° li	
9° re	
9° li	

Bad Sobernheim,.....

Ort, Datum

Unterschrift