

Aus dem HELIOS Klinikum Emil von Behring Berlin  
Klinik für Kinderorthopädie und Kindertraumatologie  
Akademisches Lehrkrankenhaus der Charité Universitätsmedizin Berlin

## **DISSERTATION**

**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**

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

**Diana Popescu**  
aus Bukarest

Datum der Promotion: 18.12.2020

## Inhaltsverzeichnis

Kapitel		Seite
	<b>Abstrakt/ Abstract</b>	<b>I-III</b>
<b>1.</b>	<b>Einleitung und Fragestellung</b>	<b>1</b>
1.1	Skoliose – Definition	2
1.2	Echte, strukturelle Skoliose vs. skoliotische Fehllhaltung	2
1.3	Lokalisation der Krümmung	2
1.4	Häufigkeit/ Epidemiologie der Skoliose	3
1.5	Einteilung der Skoliose anhand der Erstmanifestation	3
1.6	Einteilung der Skoliose nach Ponseti-Friedmann und Scheier	3
1.7	Einteilung der Skoliose nach Ursachen	4
1.8	Klassifikationen der Skoliose	4
1.8.1	King-Klassifikationen der idiopathischen Skoliose	4
1.8.2	Lenke-Klassifikationen der idiopathischen Skoliose	5
1.8.2.1	Bestimmung der Flexibilität der Kurve	6
1.8.2.2	Festlegung des „Lumbar spine modifier“	6
1.8.2.3	Festlegung des „Sagittal thoracic modifier“	6
1.9	Skoliose und die Diagnostik	7
1.9.1	Röntgendiagnostik	7
1.9.2	Bestimmung des Skoliosegrades mithilfe des Cobb-Winkels	7
1.9.3	Skoliosewinkel nach Ferguson	8
1.9.4	Rib Vertebra Angel Difference (RVAD) nach Mehta	8
1.9.5	Rotationswinkel nach Nash und Moe	9
1.9.6	Rotationswinkel nach Perdriolle	9
1.9.7	Rotationsbestimmung nach Raimondi	10
1.9.8	Wirbelkörperrotation nach Turner-Smith, Drerup	12
1.10	Entwicklung der optischen Oberflächenvermessung des Rückens	12
1.10.1	Moiré-Topografie	13
1.10.2	Fotogrammetrie	14
1.10.3	Ultraschall	14
1.10.4	Laser	14
1.10.5	SIPS – Spinal Imaging Processing System	14
1.10.6	Stereofotogrammetrie: opTRImetric-System	15
1.10.7	ISIS – Integrated Shape Imaging System	15
1.10.8	Flächenmessmethoden	16
1.10.9	Quantec-System	16
1.10.10	Videorasterstereografie (VRS)/ Triangulation	16
1.11	Computertomografie (CT)	19
1.12	Magnetresonanztomografie (MRT)	19
1.12.1	Die historische Entwicklung der Magnetresonanztomografie	19
1.12.2	Magnetresonanztomografie (MRT): Prinzip	20
1.12.3	MRT Gerätetechnik	20
<b>2.</b>	<b>Methoden</b>	<b>21</b>
2.1	Patientenkollektiv	21
2.1.1	Ausschlusskriterien	22
2.2	Ablauf der klinischen Studie samt Untersuchungen	22
2.3	Verwendete Untersuchungstechnik Formetric 3D	23
2.3.1	Messmethode Formetric 3D	23

<b>Kapitel</b>		<b>Seite</b>
2.3.2	Seitabweichung und Oberflächenrotation	27
2.4	Verwendete Untersuchungstechnik Magnetresonanztomografie (MRT)	29
2.4.1	Untersuchungsmethode Magnetresonanztomografie	29
2.4.2	Rotationsmessung der Wirbelkörper per MRT	33
2.5	Statistische Methoden	36
2.5.1	Analyse der Basisdaten	36
2.5.2	Korrelationsanalyse der Messverfahren	37
<b>3.</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>38</b>
3.1	Untersuchung eines Patientenkollektivs	38
3.1.1	Alters- und Geschlechterverteilung	39
3.1.2	Körpergröße, Körpergewicht, Body Mass Index (BMI)	40
3.2	Ergebnisse der Rotationsmessungen: Analyse der Übereinstimmung zwischen Formetric-3D-Oberflächenrotation der idealisierten WK und der Dornfortsatzrotation im Magnetresonanztomografen	42
3.2.1	Analyse LWK 1	44
3.2.2	Analyse LWK 2	47
3.2.3	Analyse LWK 3	50
3.2.4	Analyse LWK 4	53
3.2.5	Analyse des Zusammenhangs zwischen den Messmethoden per Korrelationskoeffizienten	56
<b>4.</b>	<b>Diskussion</b>	<b>57</b>
4.1	Diskussion der Methoden	57
4.1.1	Diskussion von Messfehlern bei der Formetric	57
4.1.2	Diskussion von Messfehlern bei der Magnetresonanztomografie	58
4.2	Diskussion der Diagnostik der strukturellen Skoliosen	58
4.2.1	Körperhaltung	59
4.3	Klinik	59
4.4	Bildgebende Verfahren	59
4.4.1	Sonografie	59
4.4.2	Röntgen	60
4.4.3	Computertomografie (CT)	60
4.5	Oberflächenvermessung: Vorteile und Nachteile der Formetric-3D-Vermessung	61
4.5.1	Vorteile und Nachteile Magnetresonanztomografie	63
4.6	Weitere Studien zum Thema Oberflächenvermessung	64
4.6.1	Vergleiche zwischen Rasterstereografie und Magnetresonanztomografie in anderen Studien	66
4.7	Weitere Ansätze zum Thema Formetric, manuelle Therapien sowie zahnmedizinische Aspekte	75
<b>4.8</b>	<b>Schlussfolgerungen</b>	<b>78</b>
<b>4.9</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>80</b>
<b>5.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>83</b>
<b>6.</b>	<b>Eidesstattliche Versicherung</b>	<b>94</b>
<b>7.</b>	<b>Lebenslauf</b>	<b>95</b>
<b>8.</b>	<b>Danksagung</b>	<b>96</b>

## Verzeichnis der Abbildungen, Tabellen und Abkürzungen

Abbildung	Bezeichnung	Seite
Abbildung 1	a) thorakale Skoliose; b) thorakolumbale Skoliose; c) lumbale Skoliose; d) Doppelkrümmung mit lumbalem und thorakalem Anteil	2
Abbildung 2	Bestimmung des Skoliosegrades mithilfe des Cobb-Winkels	8
Abbildung 3	Skoliosewinkel nach Ferguson	8
Abbildung 4	Rib-Vertebra-Angle Differenz (RVAD) nach Mehta	8
Abbildung 5	Abschätzung des Ausmaßes der Rotation der einzelnen Wirbelkörper in Prozent nach Nash und Moe	9
Abbildung 6	Messschablone, Rotationswinkelbestimmung nach Perdriolle	10
Abbildung 7	Raimondi-Tabelle zur Messung der Wirbelrotation	11
Abbildung 8	X- und Y- Vermessung in Millimeter anhand der apikalen WK	11
Abbildung 9	Vergrößerter Ausschnitt aus der Raimondi-Tabelle	11
Abbildung 10	Korrelationsmodell zur Berechnung der Wirbelkörperrotation nach Turner-Smith, Drerup	12
Abbildung 11	Prinzip der Triangulation: Beispiel eines Streifenprojektionssensors	16
Abbildung 12	Rasterstereografie: Projektor (P) und Kamera (K) sind nach dem Grundsatz der Triangulation in bestimmten Winkeln angelegt	17
Abbildung 13	Anatomische Landmarken	17
Abbildung 14	Seitabweichung Abstand DL-DR und VP-DM	19
Abbildung 15	Lotabweichung VP-DM	19
Abbildung 16	Aufnahmesystem für die Videorasterstereografie (VRS): Videokamera, Projektor, Bildschirm, Computer	24
Abbildung 17	Raster von horizontalen Lichtlinien auf der Oberfläche des Rückens	24
Abbildung 18	Lichttraster-Linien mit idealisierter Darstellung der Wirbelsäule	25
Abbildung 19	Übersichtsdarstellung der 3D-Ergebnisse samt Einzelparametern	25
Abbildung 20	Darstellung der Höhenkarte des Rückens	26
Abbildung 21	Darstellung muskulärer Dysbalancen	26
Abbildung 22	Gauß'sche Krümmung zur Identifikation anatomischer Strukturen des Rückens sowie der Arme	26
Abbildung 23	Seitabweichung	27
Abbildung 24	Symmetrielinie	28
Abbildung 25	Darstellung Schnittbilder durch die idealisierten Wirbelkörper	29
Abbildung 26	Bild LWS-Spule MRT	30
Abbildung 27	Patientin liegend im offenen Magnetresonanztomografen	30
Abbildung 28	Magnetresonanztomograf offen, Patientin während des Umschwenkens des Magneten aus der horizontalen in die vertikale Ebene	31
Abbildung 29	Magnetresonanztomograf offen, Patientin in stehender Position	32
Abbildung 30	MRT Rotationsmessung LWK 1	33
Abbildung 31	MRT Rotationsmessung LWK 2	34
Abbildung 32	MRT Rotationsmessung LWK 3	34
Abbildung 33	MRT Rotationsmessung LWK 4	35
Abbildung 34	Histogramm Analyse Alter (Jahre) in Bezug zur Häufigkeit	40
Abbildung 35	Histogramm Analyse Größe (cm) in Bezug zur Häufigkeit	41
Abbildung 36	Histogramm Analyse Gewicht (kg) in Bezug zur Häufigkeit	41
Abbildung 37	Histogramm Analyse Body Mass Index (BMI) ( $\text{kg/m}^2$ ) in Bezug zur Häufigkeit	42



**Verzeichnis der Abbildungen, Tabellen und Abkürzungen**

Abbildung	Bezeichnung	Seite
Abbildung 38	Streudiagramm Dornfortsatzrotation LWK 1 bei den MRT-Messungen in Grad im Vergleich zur Oberflächenrotation LWK 1 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad	45
Abbildung 39	Bland-Altman-Plot: Rotation LWK 1: Formetric/ Rotation LWK 1 MRT, Differenz in Bezug zum Mittelwert LWK 1 in Grad	46
Abbildung 40	Streudiagramm Dornfortsatzrotation LWK 2 bei den MRT-Messungen in Grad im Vergleich zur Oberflächenrotation LWK 2 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad	48
Abbildung 41	Bland-Altman-Plot: Rotation LWK 2: Formetric/ Rotation LWK 2 MRT, Differenz in Bezug zum Mittelwert LWK 2 in Grad	49
Abbildung 42	Streudiagramm Dornfortsatzrotation LWK 3 bei den MRT-Messungen in Grad im Vergleich zur Oberflächenrotation LWK 3 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad	51
Abbildung 43	Bland-Altman-Plot: Rotation LWK 3: Formetric/ Rotation LWK 3 MRT, Differenz in Bezug zum Mittelwert LWK 3 in Grad	52
Abbildung 44	Streudiagramm Dornfortsatzrotation LWK 4 bei den MRT-Messungen in Grad im Vergleich zur Oberflächenrotation LWK 4 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad	54
Abbildung 45	Bland-Altman-Plot: Rotation LWK 4: Formetric/ Rotation LWK 4 MRT, Differenz in Bezug zum Mittelwert LWK 4 in Grad	55

**Verzeichnis der Tabellen**

Tabelle	Bezeichnung	Seite
Tabelle 1	King Klassifikationen der idiopathischen Skoliose	4
Tabelle 2	Lenke Klassifikationen Typ I bis Typ VI anhand der Krümmungskurven (Krümmungstypen)	5
Tabelle 3	Rotationswinkel nach Nash und Moe in Grad	9
Tabelle 4	Analyse Geschlecht im Gesamtkollektiv	39
Tabelle 5	Analyse Alter im Gesamtkollektiv	39
Tabelle 6	Körpergröße (cm), Körpergewicht (kg) und Body Mass Index (BMI)	40
Tabelle 7	Dornfortsatzrotation LWK 1 bei den MRT-Messungen in Grad im Vergleich zur Oberflächenrotation LWK 1 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad	44
Tabelle 8	Bland-Altman-Analyse LWK 1	46
Tabelle 9	Dornfortsatzrotation LWK 2 bei den MRT-Messungen in Grad im Vergleich zur Oberflächenrotation LWK 2 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad	47
Tabelle 10	Bland-Altman-Analyse LWK 2	49
Tabelle 11	Dornfortsatzrotation LWK 3 bei den MRT-Messungen in Grad im Vergleich zur Oberflächenrotation LWK 3 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad	50
Tabelle 12	Bland-Altman-Analyse LWK 3	52
Tabelle 13	Dornfortsatzrotation LWK 4 bei den MRT-Messungen in Grad im Vergleich zur Oberflächenrotation LWK 4 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad	53
Tabelle 14	Bland-Altman-Analyse LWK 4	55
Tabelle 15	Korrelationen LWK 1 bis LWK 4 Formetric/ MRT	56

## Verzeichnis der Abkürzungen

Abkürzung	Bezeichnung
3D	dreidimensional
a.-p.	anterior-posterior
Abb.	Abbildung
BMI	Body Mass Index
bzw.	beziehungsweise
ca.	Circa, ungefähr, annähernd
C 7	7. Cervikalwirbel = VP Vertebra prominens
cm	Zentimeter
d. h.	das heißt
DL	dimple left, linkes Lumbalgrübchen
DM	dimple middle, Mitte zwischen Lumbal-Grübchen DL und DR
DR	dimple right, rechtes Lumbalgrübchen
et al.	et alii
etc.	et cetera
kg	Kilogramm
LWK	Lendenwirbelkörper
LWS	Lendenwirbelsäule
m	Meter
max.	maximal
min.	minimal
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomografie/ Magnetresonanztomograf
MW	Mittelwert
p	Signifikanzwert, Überschreitungswahrscheinlichkeit
p.-a.	posterior-anterior
r	Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient nach Pearson
resp.	respektive
rms	root mean square, mittlere quadratische Abweichung
SD	Standard deviation, Standardabweichung
SP	Sakrum Punkt
SPSS	Statistical Package of the Social Sciences
u. a.	und andere/ unter anderem
VP	Vertebra prominens, 7. Halswirbel
VRS	Videorasterstereografie
vs.	versus
WK	Wirbelkörper
WK-Rotation	Wirbelkörperrotation
WS	Wirbelsäule
z. B.	zum Beispiel
%	Prozent
<	kleiner
>	größer
=	gleich
±	plus minus
≤	kleiner gleich
≥	größer gleich

**Abstrakt: Diana Popescu****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**

**Einleitung:** Strahlungsfreie Untersuchungstechniken zur Vermessung der Wirbelkörperrotation etablieren sich zunehmend. Durch regelmäßig halbjährlich stattfindende röntgenologische Untersuchungen der gesamten Wirbelsäule im Stehen bei Patienten mit idiopathischer Skoliose ist die Strahlendosis extrem hoch.

Ziel der Studie war ein Vergleich der strahlungsfreien Untersuchungsmethoden zwischen der Wirbelkörperrotation im offenen MRT in normaler, stehender Körperhaltung und der Wirbelkörperrotation bei der Videorasterstereografie, um den Goldstandard Röntgen abzulösen. Gleichzeitig wäre es vorteilhaft, eine geeignete Möglichkeit zu finden, eine dreidimensionale Wirbelkörperrotation routinemäßig – frei von Strahlenexposition – mit befriedigender Genauigkeit mitzuerfassen, und diese auch zur Erkennung von Skoliosen sowie bei Screening- und Verlaufskontrollen einzusetzen.

**Methodik:** Die Wirbelkörperrotation von 49 Patienten im Alter von 8 bis 66 Jahren mit idiopathischer Skoliose, einem Cobb-Winkel  $< 40$  Grad und mit einem durchschnittlichen BMI von  $21,00 \text{ kg/m}^2$ , wurde mit dem optischen Wirbelsäulenvermessungsgerät Formetric 3D per Videorasterstereografie sowie mit der offenen Magnetresonanztomografie (MRT) im Stehen vermessen.

**Ergebnisse:** Die Auswertung der erhobenen Daten zeigt, dass die Formetric 3D tendenziell kleinere Werte liefert. Die Korrelationen der Messwerte sind nahe null (LWK 1  $r = 0,046$ ; LWK 2  $r = 0,193$ ; LWK 3  $r = 0,211$ ; LWK 4  $r = 0,097$ ) und nicht statistisch signifikant. Durch die Bland-Altman Analyse der LWK 1 bis LWK 4 konnte der Nachweis erbracht werden, dass keine Übereinstimmung zwischen beiden Messverfahren besteht.

**Schlussfolgerung:** Erklären lässt sich dieses Resultat mit den unterschiedlichen Methoden: Die Darstellung der Schnittbilder der LWK im MRT sind durch die real aufgezeigte interne Morphologie nicht mit dem Modell der Rückenoberfläche per lichtoptischer

Oberflächenvermessung des Rückens Formetric 3D und den daraus resultierenden modellhaften Wirbelkörpern vergleichbar. Durch Adaptieren des Formetric-3D-Modells ließe sich die Vermessung der Wirbelkörperrotation vermutlich präzisieren. Formetric 3D bietet allerdings für Screeningzwecke und routinemäßige Verlaufskontrollen eine hervorragende Möglichkeit, strahlungsfrei und berührungslos dem Patienten eine Darstellung des Ausmaßes seiner Skoliose aufzuzeigen.

**Abstract: Diana Popescu**

**Radiation-free imaging measurement of the rotation of vertebral bodies in case of idiopathic scoliosis: Analysis and comparison of optical spinal measurements per video rasterstereography (Formetric 3D) versus open magnetic resonance imaging (MRI) in a standing position.**

**Introduction:** Radiation-free examination techniques to measure the vertebral body rotation are becoming more and more established. The radiation dose is extremely high due to regularly conducted biannual radiographic examinations of the complete spinal column in a standing position in patients with idiopathic scoliosis.

The objective of the study was a comparison of the radiation-free examination techniques between the vertebral body rotation in the open MRI in a normal human standing posture and the vertebral body rotation during the video rasterstereography, to replace the gold stand of X-ray. At the same time, it would be advantageous to find a suitable option to capture a three-dimensional vertebral body rotation routinely – free of radiation exposure – with sufficient accuracy and also to use this to detect scoliosis during screening and follow-ups.

**Method:** The vertebral body rotation was measured in 49 patients between 8 and 66 years of age with idiopathic scoliosis, with a Cobb angle below 40° and a mean BMI of 21.00 kg/m<sup>2</sup>, using the optical spinal measurement device Formetric 3D per video rasterstereography and open magnetic resonance imaging (MRI), in which image sequences were obtained in a standing position.

**Result:** The evaluation of the data collected shows that the Formetric 3D tends to yield lower values. The correlations of the measured values are closed to zero (L 1 r = 0.046; L 2 r = 0.193;

L 3  $r = 0.211$ ; L 4  $r = 0.097$ ) and not statistically significant. The Bland-Altman analysis of L 1 to L 4 was able to demonstrate that there is no correspondence between the two measurement methods.

**Conclusion:** This result is explained by the different methods: the lumbar vertebral bodies presented on the MRI, because of the internal morphology shown in reality, cannot be compared to the model of the back surface obtained per Formetric 3D photo-optical surface measurement and the resulting model-like vertebral bodies. By adapting the Formetric 3D model, the measurement of the vertebral body rotation could presumably be made more precise. However, Formetric 3D offers an excellent possibility for screening purposes and routine follow-ups to show the extent of the scoliosis to the patient in a radiation-free and contactless way.

## 1. Einleitung und Fragestellung

Die Wirbelrotation ist bei der idiopathischen Skoliose als wesentliches Merkmal einer echten strukturellen Skoliose hervorzuheben. Vor allem die Messung der Wirbelrotation ist von grundlegender Bedeutung für die Prognose und Behandlung von Skoliosekurven (Drerup 1985, Perdriolle und Vidal 1985, Skalli et al. 1995). Die Wirbelrotation ist als Indikator für den Kurvenverlauf ebenso bei prä- wie bei postoperierten Skoliosepatienten einsetzbar (Drerup 1985, Kuklo et al. 2005). Die Autoren Ho et al. (1993) sowie Kotwicki et al. (2004) haben sie zum Schul-Screening-Zweck mit eingebracht. Die Vermessung der Wirbelrotation wird hinsichtlich der präoperativen Planung immer wichtiger. Eine ungenaue Kenntnis der Wirbelrotation kann zu unnötigen chirurgischen Eingriffen und im Falle von Pedikelschrauben zu Fehlstellungen führen, bei denen sich das Risiko einer Verletzung des Rückenmarks ergeben kann (Sugimoto et al. 2007). Mit den aktuellen Technologien wird die Vermessung der Wirbelrotation durchaus realisierbar (Lam et al. 2008). Das Diagnostikum der Wahl ist aktuell der goldene Standard Röntgen. Die bisherige Möglichkeit der Rotationsmessung erfolgte beispielsweise am Röntgenbild anhand von Rotationsschablonen nach Perdriolle (1979). Eine genaue Vermessung der Wirbelrotation ist anhand des zweidimensionalen Röntgenbilds nur annäherungsweise möglich (s. verschiedene Diagnostikmethoden). Zur Beurteilung der Wirbelsäule wird hierbei lediglich die sagittale und coronale Ebene begutachtet, während es durch die MRT-Diagnostik, CT und auch durch deren Modellcharakter bei der Videorasterstereografie (VRS) möglich wird, eine Dreidimensionalität der Wirbelsäule darzustellen, indem die axiale Ebene mit ausgewertet wird.

Ziel dieser Arbeit ist es, über die seitliche Verschiebung hinaus die für die strukturelle Skoliose wesentliche Rotation, die letztlich die Torsion begründet, über die bisherigen Möglichkeiten hinaus darzustellen, und damit verlässliche Parameter der Diagnostik zu erlangen. Diese können dann für die Prognose sowie Behandlung der Skoliose eingesetzt werden. Dies ist der wesentliche Ansatz und die neue Möglichkeit dieser Arbeit, da bisher keine verlässliche objektive Beurteilung der In-vivo-Wirbelkörperrotation im Stehen in der Bildgebung möglich war (erstmalig durch MRT im Stehen). Diese ist bisher auch nicht mit entsprechenden anderen Untersuchungen – wie hier der Oberflächenvermessung – korreliert worden.

Weitere Ziele dieser Studie lauten: Wie kann man die häufigen und starken Röntgenstrahlen-Belastungen für Skoliosepatienten minimieren? Wie lassen sich zugleich Verlaufskontrollen durchführen mit der Möglichkeit, die Rotation der Wirbelkörper produzierbar bildgebend mitzuerfassen? Wie kann sichergestellt werden, dass die modernen, berührungslosen und strahlungsfreien Untersuchungstechniken gleichzeitig die benötigten Parameter wie

Seitabweichung und Wirbelrotation mit abdecken? Da die Patienten / Patientinnen bei einer entsprechenden Indikation vorwiegend in der Wachstumsphase über mehrere Jahre hinweg wiederholt geröntgt werden müssen, wäre eine alternative Verlaufskontrolle wünschenswert, um das potenzielle Risiko eines Mammakarzinoms sowie anderer durch die Röntgenstrahlung bedingter Krankheitsbilder zu minimieren. Es ist eine Herausforderung eine geeignete Messtechnik für die Wirbelsäule, die beim Gesunden normalerweise zweidimensional, bei der Skoliose durch die Wirbelverdrehungen und Wirbelseitabweichungen jedoch häufig dreidimensional ist, frei von jeglicher Strahlenexposition, zu finden.

Bei dem neuen EOS-Imaging – Röntgen mit 3D-Darstellung konnte die Strahlendosis pro Körperscan der gesamten Wirbelsäule bereits um 50 bis 80 % reduziert werden, bezogen auf eine herkömmliche zweidimensionale Röntgenaufnahme (Melhem 2016).

### **1.1 Skoliose – Definition**

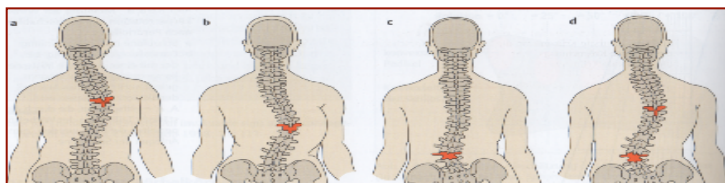
Die Skoliose (altgriechisch σκολιός, skolios – krumm) ist eine entweder c-förmige oder s-förmige seitliche Verformung der Wirbelsäule. Sie wird weltweit definiert als Wachstumsdeformität mit fixierter Seitenausbiegung, Rotation des Achsorgans und Torsion der Wirbel (Niethard 2017). Die Skoliose ist eine komplexe dreidimensionale Deformität der Wirbelsäule, die strukturelle Veränderungen in den drei Ebenen der Wirbelsäule (Frontal-, Sagittal- und Transversalebene) nach sich zieht und in allen Wirbelsäulensegmenten auftreten kann (Harms 2017). Die idiopathische Skoliose wird laut Leitlinien der DGOOC (Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie 2017) definiert durch eine dabei seitliche Verkrümmung der Wirbelsäule von mehr als 10 Grad Cobb-Winkel.

### **1.2 Echte, strukturelle Skoliose vs. skoliotische Fehlhaltung**

Das wesentliche Merkmal der echten strukturellen Skoliose ist die Wirbelrotation. Dabei ist die Wirbelsäule langfristig seitlich verbogen, und die einzelnen Wirbelkörper sind verdreht (Torsion). Abzugrenzen davon ist eine funktionelle skoliotische Fehlhaltung, bei der sich die seitliche Verbiegung der Wirbelsäule durch aktive und passive Maßnahmen ausgleichen lässt (Matussek 2013, Harms 2017).

### **1.3 Lokalisation der Krümmung**

Aufgrund der Lokalisation der Krümmung unterscheidet man die verschiedenen Formen einer Skoliose. Bei einer thorakalen Skoliose befindet sich die Hauptkrümmung in der BWS. Handelt es sich um eine thorakolumbale Skoliose, liegt die Hauptkrümmung zwischen BWS und LWS und bei der lumbalen Skoliose im LWS-Bereich. Eine Doppelkrümmung mit lumbalem und thorakalem Anteil kommt ebenfalls vor (Abb. 1). Zu unterscheiden ist eine nach links oder rechts verbogene Wirbelsäule, die als links- oder rechtskonvex bezeichnet wird.



**Abbildung 1: a) thorakale Skoliose; b) thorakolumbale Skoliose; c) lumbale Skoliose; d) Doppelkrümmung mit lumbalem und thorakalem Anteil.**

(Quelle: Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie, Simone Waldt, Matthias Eiber, Klaus Wörtler, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart 2017)

#### 1.4 Häufigkeit / Epidemiologie der Skoliose

Es wird von einer Erkrankungshäufigkeit von 0,13 % bis 13,6 % berichtet. Die Angaben zur Schwankungsbreite der Erkrankungshäufigkeit lassen sich meist auf Definitionsunterschiede beziehen und auf nicht klar definierte Werte, ab welchem exakten Winkel einer Seitverbiegung der Wirbelsäule man von einer Skoliose spricht (Niethard 2017).

Mädchen erkranken viermal häufiger als Jungen an einer idiopathischen Skoliose. Von einer Skoliose sind circa 4 % der Bevölkerung betroffen. Deutschlandweit sind es ungefähr 400.000 Menschen, die eine Skoliose haben (Harms 2017).

#### 1.5 Einteilung der Skoliose anhand der Erstmanifestation

Man unterscheidet bei der idiopathischen Skoliose drei Unterkategorien anhand der Erstmanifestation: 1. infantile Skoliosen, die bis zum 3. Lebensjahr auftreten und meist thorakal und linkskonvex sind; 2. juvenile Skoliosen, die zwischen dem 4. und 9. Lebensjahr beginnen und meist thorakal und linkskonvex sind, sowie 3. adoleszente Skoliosen, die ab dem 10. Lebensjahr auftreten und meist thorakal und rechtskonvex sind (Böttner 2014). Abzugrenzen ist dabei die Säuglingsskoliose vor dem ersten Lebensjahr laut Stagnara. Bei dieser handelt es sich um eine teilfixierte meist c-förmige Seitverbiegung der Wirbelsäule ohne strukturelle Veränderungen (Stagnara 1973).

#### 1.6 Einteilung der Skoliose nach Ponseti-Friedmann und Scheier

Die Einteilung der Skoliosen erfolgt nach Ponseti-Friedmann (1950). Der 1. Grad mit einer Gradzahl bis 40 Grad nach Cobb ist eine leichte Skoliose. Eine mäßige Skoliose ergibt sich beim 2. Grad von 40–60 Grad nach Cobb. Der 3. Grad einer schweren Skoliose wird von 60–80 Grad nach Cobb und der 4. Grad einer schwersten Skoliose bei über 80 Grad nach Cobb bewertet. Scheier (1967) hat einen anderen Ansatz verfolgt, bei dem man sich an der Höhe des Krümmungsscheitels als Einteilung nach dem Sitz der Primärkrümmung orientiert. Der cervicothorakale Skoliose-Krümmungstyp weist bei BWK 3, die thorakale bei BWK 8 und 9, der thorakolumbale bei BWK 11 und 12 sowie der lumbale Skoliose-Krümmungstyp bei LWK 1 und LWK 2 die Lage des Krümmungsscheitels auf.



## 1.7 Einteilung der Skoliose nach Ursachen


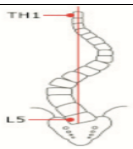
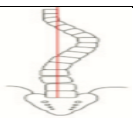
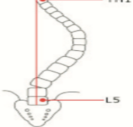

Weiterhin wird die Skoliose in folgende Gruppen eingeteilt: 90 % aller Skoliosen sind idiopathisch (griechisch: idios – selbst, páthos – Leiden, Erkrankung). Die restlichen 10 % teilen sich in kongenitale, neuromuskuläre und myopathische Skoliosen auf (Böttner 2014, Niethard 2017, Harms 2017).

## 1.8 Klassifikationen der Skoliose

Die Intraobserver- sowie die Interobserver-Zuverlässigkeit wird durch die Klassifikationen beurteilt. Es wurden verschiedene Ansätze im Laufe der Zeit verfolgt, die bis zum heutigen Zeitpunkt weiter verfeinert wurden. Im Einzelnen werden die wichtigsten Ansätze und Klassifikationen beschrieben.

### 1.8.1 King-Klassifikationen der idiopathischen Skoliose

Die Einteilung in fünf Skoliosetypen bei der idiopathischen Skoliose nach King erfolgt seit 1983 anhand des am Röntgenbild ermittelten Cobb-Winkels sowie durch die Feststellung des Flexibilitätsindex durch entstandene Röntgen-Bending-Aufnahmen.

Krümmung	King-Klassifikationen
	<b>King-Typ I</b> stellt eine s-förmige Krümmung dar. Die Mittellinie wird von der thorakalen und lumbalen Krümmung überquert. Dabei ist die thorakale Krümmung kleiner im Verhältnis zur größeren und rigideren lumbalen Krümmung. Bei den Bending-Aufnahmen ist der Flexibilitätsindex negativ.
	Beim <b>King-Typ II</b> zeigt sich eine s-förmige Krümmung. Die Mittellinie wird sowohl durch die größere thorakale Hauptkrümmung als auch durch die lumbale Sekundärkrümmung überschritten.
	Beim <b>King-Typ III</b> wird die thorakale Krümmung dargestellt, bei der die lumbale Krümmung die Mittellinie nicht überquert.
	Beim <b>King-Typ IV</b> wird eine langbogige thorakale Krümmung gezeigt mit einer Zentrierung des 5. Lendenwirbels über das Os sacrum (Kreuzbein), dagegen ist der 4. Lendenwirbel bereits in Richtung der Krümmung gekippt.
	Beim <b>King-Typ V</b> zeigt sich eine thorakale Doppelkrümmung. Dabei neigt sich der 1. Brustwirbel (Th 1) in die Konvexität der oberen Krümmung.






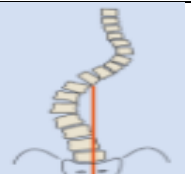
**Tabelle 1: King-Klassifikationen der idiopathischen Skoliose**

(Quelle: [www.harms-spinesurgery.com](http://www.harms-spinesurgery.com), 13.06.2016)

Nachteilig bei der King-Klassifikation ist die fehlende Beurteilung des sagittalen Profils. Weiterhin werden „Double and Triple Major Curves“-Skoliosen mit zwei oder drei Primärkrümmungen nicht miteinbezogen. Die King-Klassifikation weist eine geringe Inter-Observer-Reliabilität auf, daher wurden einige Aspekte verbessert und in die seit 2001 bestehende, wesentlich komplexere Lenke-Klassifikation eingearbeitet (Harms 2017).

### 1.8.2 Lenke-Klassifikationen der idiopathischen Skoliose

Dafür werden zwei Röntgen-Wirbelsäulen-Ganzaufnahmen in zwei Ebenen sowie eine rechte und eine linke Bending-Aufnahmen erstellt. Für die Bestimmung der sechs Kurventypen werden anhand der Lokalisation, der Ausprägung und der Flexibilität die vorhandenen Krümmungen bestimmt. Die Lokalisation der Krümmungsscheitel ist festgelegt auf die hochthorakale Lokalisation (Krümmungsscheitel zwischen Th 2 und Th 6), die thorakale Lokalisation (Krümmungsscheitel Th 6 und der Bandscheibe Th 11/12), thorakolumbale Lokalisation (Krümmungsscheitel zwischen Th 12 und L 1) oder lumbale Lokalisation (Krümmungsscheitel zwischen der Bandscheibe L 1/2 und L 4) (Harms 2017).

Kurventypen	Lenke-Klassifikation Typ I bis Typ VI
	<b>Typ I</b> mit einer ausschließlich thorakalen strukturellen Hauptkrümmung (main thoracic). Lumbar spine modifier A-C.
	<b>Typ II</b> weist zwei thorakale Krümmungen auf (double thoracic), wobei die hochthorakale Nebenkrümmung sowie die thorakale Hauptkrümmung strukturell sind. Lumbar spine modifier A-C.
	Beim <b>Typ III</b> kommt es zu zwei Hauptkrümmungen (double major). Lumbar spine modifier A-C.
	<b>Typ IV</b> besteht aus drei strukturellen Hauptkrümmungen (triple major) mit Hauptkrümmung der thorakalen Krümmung. Lumbar spine modifier A-C.
	Beim <b>Typ V</b> besteht die Hauptkrümmung ausschließlich thorakolumbal oder lumbal (primary thoracolumbar/ lumbar). Dabei liegt die Hauptkrümmung im Übergangsbereich der Brust- zur Lendenwirbelsäule oder im Lendenwirbelbereich und ist strukturell, wobei die hochthorakale sowie thorakale Nebenkrümmung nicht strukturell ist. Lumbar spine modifier B.
	Bei dem <b>Typ VI</b> der Lenke-Klassifikation ist die thorakolumbale oder lumbale Hauptkrümmung strukturell (primary thoracolumbar/ lumbar – main thoracic). Die thorakale Nebenkrümmung ist auch strukturell, weist jedoch einen um mindestens 5 Grad kleineren Cobb-Winkel auf. Lumbar spine modifier B.

**Tabelle 2: Lenke-Klassifikationen Typ I bis Typ VI anhand der Krümmungskurven (Kurventypen)** (Quelle: Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie, Simone Walddt, Matthias Eiber, Klaus Wörtler, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart 2017)

### 1.8.2.1 Bestimmung der Flexibilität der Kurve

Um die Flexibilität der Kurve zu bestimmen, wird entweder die Restkrümmung in der Bending-Aufnahme oder die Stärke der Kyphose herangezogen. Eine Krümmung wird als strukturell beurteilt, wenn der Bending-Cobb-Winkel über 25 Grad oder der Kyphosewinkel über 20 Grad liegt. Anhand dieser beiden Parameter lassen sich sechs Kurventypen voneinander unterscheiden (siehe Tabelle 2) (Harms 2017).

### 1.8.2.2 Festlegung des „Lumbar spine modifier“

Bei diesem Parameter werden die Veränderungen im lumbalen Anteil der Skoliose verzeichnet. Zu unterscheiden sind die **Modifier-Typen A, B und C**. Zur Typbestimmung anhand der a.p.-Ebene des Röntgenbildes zieht man eine senkrechte Linie über die Mitte des Kreuzbeins nach oben. Als „stabiler Wirbel“ (SV) wird der Wirbel bezeichnet, der durch die Senkrechte in annähernd gleiche Anteile geteilt wird. Sollte die mittige Aufteilung für eine Bandscheibe zutreffen, deklariert man den darunter gelegenen Wirbel als stabilen Wirbel. **Lumbar spine modifier Typ A:** Wenn die Senkrechte zwischen den Pedikeln zum stabilen Wirbel (SV) verläuft, handelt es sich um eine geringe lumbale Krümmung und wird als Lumbar spine modifier Typ A bezeichnet. Vom **Lumbar spine modifier Typ B** spricht man, wenn die Senkrechte zwischen dem konkavseitigen Rand des Scheitelwirbels und dem medialen Rand des konkavseitigen Pedikels verläuft. Dabei handelt es sich um eine moderate lumbale Krümmung. Beim **Lumbar spine modifier Typ C** verläuft die Senkrechte vollständig medial des Scheitelwirbels. Dabei handelt es sich um eine starke Krümmung (Harms 2017).

### 1.8.2.3 Festlegung des „Sagittal thoracic modifier“

Im sagittalen Profil anhand einer seitlichen Röntgenaufnahme wird zusätzlich das Ausmaß der bestehenden Kyphose bestimmt. Sämtliche Messwerte werden mit den Indizes „-“, „N“ oder „+“ gekennzeichnet. Eine Kyphose zwischen Th 5 und Th 12 kleiner als 10 Grad nach Cobb wird mit „-“ gekennzeichnet. Eine Kyphose zwischen Th 5 und Th 12 zwischen 10 Grad und 40 Grad nach Cobb wird mit „N“ bezeichnet. Eine Kyphose zwischen Th 5 und Th 12 größer als 40 Grad nach Cobb wird mit „+“ ausgewiesen.

Insgesamt entstehen dadurch 42 Untertypen mit sämtlichen Parametern zur Unterscheidung des Kurventyps (Typ I–IV), des sagittalen Profils der Kyphose (–, N, +) sowie der lumbalen Modifier (A, B, C). Als Lenke-Klassifikation werden diese international zunehmend angewendet (Harms 2017).

## **1.9 Skoliose und die Diagnostik**

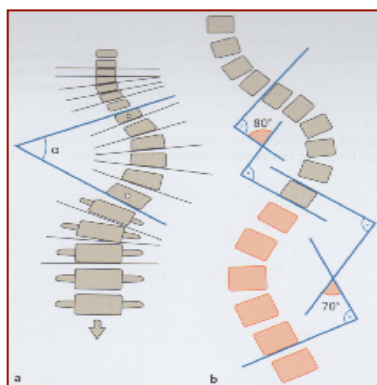
### **1.9.1 Röntgendiagnostik**

Bisher ist die Röntgendiagnostik auch in Bezug auf die Rotation [nur deskriptiv] das Mittel der Wahl. Es werden Ganzwirbelsäulenaufnahmen a.-p. und laterale Aufnahmen im Stehen angefertigt, um die Seitabweichung der Mittellinie zu bestimmen und das Ausmaß der Wirbelsäulendeformität zu ermitteln. Möglicherweise können Bending-Aufnahmen zur Beurteilung der Rigidität der Krümmung herangezogen werden. Dabei neigt sich der Patient seitlich und korrigiert die Krümmung, indem er sich zur konvexen Seite verbiegt. Beim Reverse Bending verstärkt der Patient die Krümmung und neigt sich zur konkaven Seite.

Das neue EOS-Imaging Röntgen mit 3D-Darstellung des Skeletts besteht aus einer Technologie, die innerhalb von 10 Sekunden bei Kindern und 20 Sekunden bei Erwachsenen, einen Ganzkörperscan gleichzeitig frontal und lateral mit sehr geringer Strahlendosis ermöglicht. Dadurch wird die typisch stehende Körperposition als digitales Ganzkörperbild dargestellt. Dieses ist besonders wichtig, da speziell die stehende Körperposition Krümmungen und Seitabweichungen der Wirbelsäule aufzeigt, durch die einwirkenden Kräfte auf die Wirbelsäule und das Becken. Die stärkste Stelle der Deformation der Wirbelsäule wird zur weiteren Behandlung als Ansatz genommen (Wade 2013, Morven 2013, Melhem 2016).

### **1.9.2 Bestimmung des Skoliosegrades mithilfe des Cobb-Winkels**

Die Entwicklung des Cobb-Winkels erfolgte nach John Robert Cobb anhand eines a.-p.-Röntgenbildes zur Ermittlung des Skoliosegrades. Dabei wird der Winkel zwischen den Linien an die Grund- bzw. Deckplatte der beiden stärksten verkippten Wirbelkörper (Endwirbel) an den Ecken der jeweiligen Krümmung vermessen. Der korrespondierende Winkel resultiert, wenn man an den Scheitelwirbeln eine Vertikale zur Grundplattenebene des unteren Neutralwinkels und eine Vertikale zur Deckplatte des oberen Neutralwinkels zieht. Der Schnittpunkt beider Vertikalen ergibt den Skoliosewinkel, indem die Seitabweichung ausgemessen wird (Harms 2017). Üblicherweise wird eine Krümmung als wesentlich eingestuft, wenn sie mehr als 25 bis 30 Grad beträgt. Krümmungen, die über 45 bis 50 Grad hinausgehen, gelten als schwer (Cobb 1948).

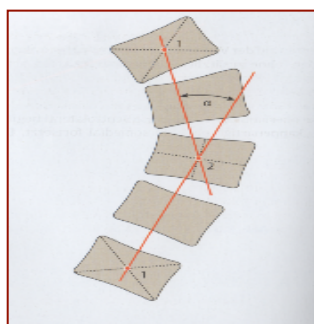


**Abbildung 2: Bestimmung des Skoliosegrades mithilfe des Cobb-Winkels**

(Quelle: Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie, Simone Waldt, Matthias Eiber, Klaus Wörtler, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart 2017)

### 1.9.3 Skoliosewinkel nach Ferguson

Die Mittelpunkte der Endwirbel (1) werden festgelegt durch die Wirbelkörperdiagonalen mit den Mittelpunkten des Scheitelwirbels (2) und ergeben den Skoliosewinkel nach Ferguson. Festgelegt durch die Seiten- und Bodenplattenhalbierenden (Waldt et al. 2017).

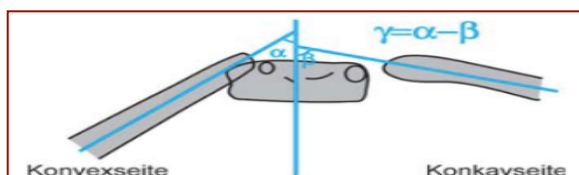


**Abbildung 3: Skoliosewinkel nach Ferguson**

(Quelle: Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie, Simone Waldt, Matthias Eiber, Klaus Wörtler, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart 2017)

### 1.9.4 Rib Vertebra Angel Difference (RVAD) nach Mehta

Die bei der infantilen Skoliose differentialdiagnostisch benigne Säuglingsskoliose spricht für eine infantile Skoliose, wenn der Rippenabgangswinkel (RVAD) nach Mehta  $> 20$  Grad auf der Konkavseite als auf der Konvexseite ist. Um den Rippenabgangswinkel zu bestimmen, wird die Senkrechte angesetzt, welche durch den Wirbelkörper verläuft sowie die Achse der Rippe, welche an der Konvex- und an der Konkavseite ausgemessen wird. Sollte die Differenz ( $\gamma$ ) zwischen den beiden Winkeln  $\alpha - \beta > 20$  betragen, kann man mit hoher Wahrscheinlichkeit von einer progredienten Skoliose ausgehen (Hefti 2015).

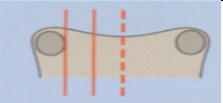
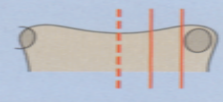
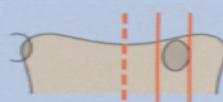

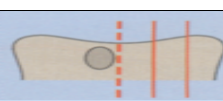


**Abbildung 4: Rib Vertebra Angel Difference (RVAD) nach Mehta**

(Quelle: Hefti, Kinderorthopädie in der Praxis, Springer-Verlag Berlin, 2015)

### 1.9.5 Rotationswinkel nach Nash und Moe

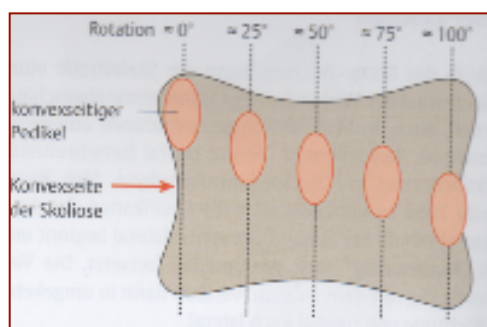
Anhand eines Röntgenbildes kann die Wirbelkörperrotation in Grad nach Nash und Moe bestimmt werden, indem die Rotation des apikalen Wirbelkörpers bestimmt wird. Es werden fünf Grade unterschieden, indem die Bogenwurzelpositionen in Bezug zum Wirbelkörper bestimmt werden (Tabelle 3).

Lage Wirbelkörper	Rotationswinkel nach Nash und Moe in Grad
	<b>Grad 0:</b> symmetrische Abbildung der Bogenwurzeln
	<b>Grad 1:</b> ca. 5 Grad Rotation, dabei geringe Asymmetrie der Bogenwurzeln. Die konvexe Bogenwurzel bewegt sich diskret auf die Konkavseite zu.
	<b>Grad 2:</b> 15 Grad Rotation. Der konvexe Pedikel stellt sich im mittleren Drittel der entsprechenden Wirbelkörperhälfte dar, die konkave Bogenwurzel ist gerade noch abgrenzbar.
	<b>Grad 3:</b> 30 Grad Rotation. Der konvexe Pedikel findet sich in der Wirbelkörpermitte; der konkave Pedikel kommt nicht mehr zur Abbildung.
	<b>Grad 4:</b> 40 Grad Rotation. Die konvexe Bogenwurzel hat die Wirbelkörpermittellinie vollständig überschritten.

**Tabelle 3: Rotationswinkel nach Nash und Moe in Grad**

(Quelle: Messverfahren & Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie, Simone Waldt, Matthias Eiber, Klaus Wörtler, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart 2017)

Das Ausmaß der Rotation der Wirbelkörper kann quantitativ auch direkt in Prozent abgeschätzt werden (Abbildung 5).



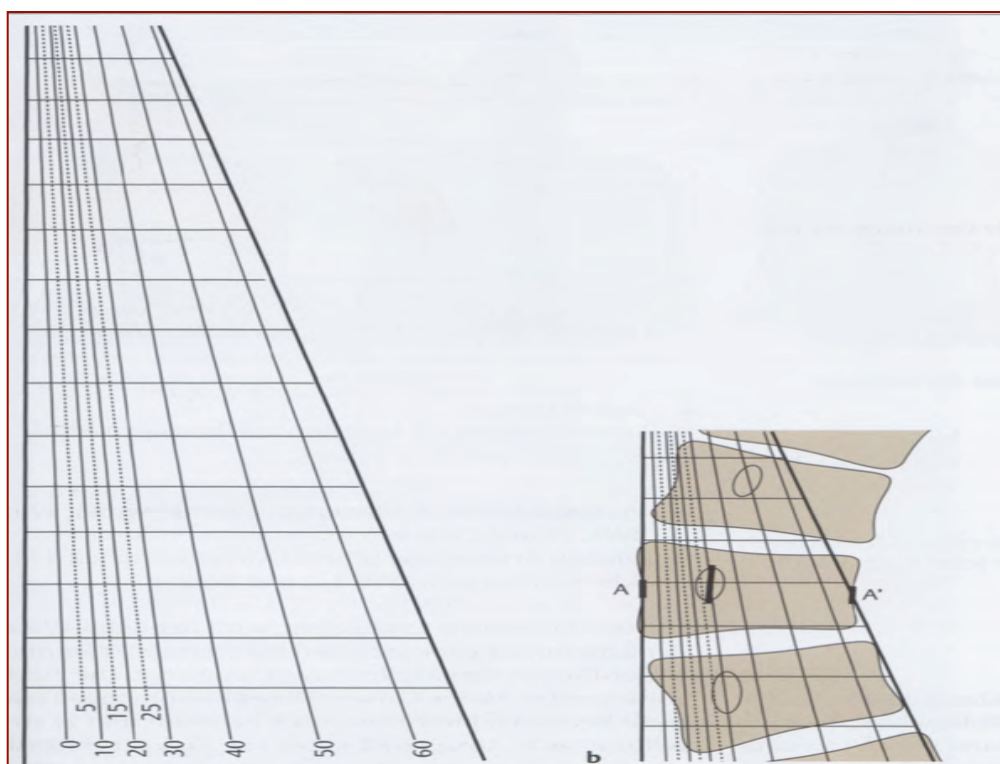
**Abbildung 5: Abschätzung des Ausmaßes der Rotation der einzelnen Wirbelkörper in Prozent nach Nash und Moe**

(Quelle: Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie, Simone Waldt, Matthias Eiber, Klaus Wörtler, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart 2017)

### 1.9.6 Rotationswinkel nach Perdriolle

Unter Zuhilfenahme einer Rotationsmessschablone wird die Stellung der inneren Pedikelbegrenzung auf den Wirbelkörpertrand vermessen. Das Ausmaß der Wirbelkörperrotation kann anhand eines Röntgenbildes mit dieser Perdriolle-Messschablone bestimmt werden. Beide Pedikel sollten dabei erkennbar sein. Die Ränder sollen exakt über dem am stärksten rotierten

Wirbel der Wirbelsäulenkrümmung übereinandergelegt werden. Die Linie, die durch das Zentrum der konvexseitigen Bogenwurzel führt, bestimmt das Ausmaß der Rotation mit einem Winkelgrad von 0 Grad bis 60 Grad (Reiser et al. 2017).



**Abbildung 6: Messschablone, Rotationswinkelbestimmung nach Perdriolle**

(Quelle: Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskeletalen Radiologie, Simone Waldt, Matthias Eiber, Klaus Wörtler, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart 2017)

### 1.9.7 Rotationsbestimmung nach Raimondi

Die Wirbelkörperrotation wird bestimmt anhand eines a.-p.-Röntgenbildes. Am Scheitelwirbel, dem am stärksten rotierten Wirbel eines Bogens, der durch seine geringe Neigung am stärksten waagrecht steht, werden die linke und rechte seitliche Begrenzung eines Wirbelkörpers sowie der Mittelpunkt einer konvexseitigen Bogenwurzel als Messpunkte angesetzt. Mittels dieser Bezugspunkte errechnet man die Breite des Wirbelkörpers (x) sowie den Abstand der Mitte des Pedikels zum konvexseitigen Wirbelkörperperrand (y). Anhand einer Raimondi-Tabelle können die in Millimeter ausgemessenen Werte zugeordnet und die Wirbelkörperrotation in Grad angegeben werden. Die Abschätzung der Rotation kann bis zu einer Genauigkeit von einem Grad erfolgen (Raimondi 2007, Prosperini et al. 2010).



Distanza dal bordo vertebrale all'asse maggiore del peduncolo	Larghezza del corpo vertebrale																																													Gradi di rotazione
	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45																				
2,3	2,4	2,5	2,6	2,7	2,8	2,9	3,0	3,1	3,2	3,4	3,5	3,6	3,7	3,8	3,9	4,0	4,1	4,2	4,3	4,5	4,6	4,7	4,8	4,9	5,0	2°																				
2,6	2,7	2,8	2,9	3,0	3,2	3,3	3,4	3,5	3,6	3,8	3,9	4,0	4,1	4,2	4,4	4,5	4,6	4,7	4,8	5,0	5,1	5,2	5,3	5,4	5,6	4°																				
2,9	3,0	3,1	3,2	3,4	3,5	3,6	3,8	3,9	4,0	4,2	4,3	4,4	4,5	4,7	4,8	4,9	5,1	5,2	5,3	5,5	5,6	5,7	5,8	6,0	6,1	6°																				
3,2	3,3	3,4	3,6	3,7	3,9	4,0	4,1	4,3	4,4	4,6	4,7	4,8	5,0	5,1	5,3	5,4	5,6	5,7	5,8	6,0	6,1	6,2	6,4	6,5	6,7	8°																				
3,5	3,6	3,8	3,9	4,1	4,2	4,4	4,5	4,7	4,8	5,0	5,1	5,3	5,4	5,6	5,7	5,9	6,0	6,2	6,3	6,5	6,6	6,8	6,9	7,1	7,2	10°																				
3,7	3,8	4,0	4,2	4,3	4,5	4,7	4,8	5,0	5,2	5,4	5,5	5,7	5,9	6,0	6,2	6,4	6,5	6,7	6,9	7,1	7,2	7,4	7,6	7,7	7,9	12°																				
3,9	4,0	4,2	4,4	4,6	4,8	5,0	5,2	5,4	5,6	5,8	5,9	6,1	6,3	6,5	6,7	6,9	7,1	7,3	7,5	7,7	7,8	8,0	8,2	8,4	8,6	14°																				
4,1	4,2	4,5	4,7	4,9	5,1	5,3	5,5	5,7	5,9	6,2	6,4	6,6	6,8	7,0	7,2	7,4	7,6	7,8	8,0	8,3	8,5	8,7	8,9	9,1	9,3	16°																				
4,3	4,5	4,7	4,9	5,2	5,4	5,6	5,9	6,1	6,3	6,6	6,8	7,0	7,2	7,5	7,7	7,9	8,2	8,4	8,6	8,9	9,1	9,3	9,5	9,8	10,0	18°																				
4,5	4,7	5,0	5,2	5,5	5,7	6,0	6,2	6,5	6,7	7,0	7,2	7,5	7,7	8,0	8,2	8,5	8,7	9,0	9,2	9,5	9,7	10,0	10,2	10,5	10,7	20°																				
4,9	5,1	5,4	5,7	5,9	6,2	6,5	6,7	7,0	7,3	7,6	7,8	8,1	8,4	8,6	8,9	9,2	9,4	9,7	10,0	10,3	10,5	10,8	11,1	11,3	11,6	22°																				
5,3	5,5	5,8	6,1	6,4	6,7	7,0	7,3	7,6	7,9	8,2	8,4	8,7	9,0	9,3	9,6	9,9	10,2	10,5	10,8	11,1	11,3	11,6	11,9	12,2	12,5	24°																				
5,7	6,0	6,3	6,6	6,9	7,2	7,5	7,8	8,1	8,4	8,8	9,1	9,4	9,7	10,0	10,3	10,6	10,9	11,2	11,5	11,9	12,2	12,5	12,8	13,1	13,4	26°																				
6,0	6,4	6,7	7,0	7,4	7,7	8,0	8,4	8,7	9,0	9,4	9,7	10,0	10,3	10,7	11,0	11,4	11,7	12,1	12,4	12,8	13,1	13,5	13,8	14,2	14,5	28°																				
6,5	6,8	7,2	7,5	7,9	8,2	8,6	8,9	9,3	9,6	10,0	10,3	10,7	11,0	11,4	11,7	12,1	12,4	12,8	13,1	13,5	13,8	14,2	14,5	14,9	15,2	30°																				
7,1	7,4	7,8	8,2	8,5	8,9	9,3	9,6	10,0	10,4	10,8	11,1	11,5	11,9	12,2	12,6	13,0	13,3	13,7	14,1	14,5	14,8	15,2	15,6	15,9	16,3	32°																				
7,7	8,0	8,4	8,8	9,2	9,6	10,0	10,4	10,8	11,2	11,6	11,9	12,3	12,7	13,1	13,5	13,9	14,3	14,7	15,1	15,5	15,8	16,2	16,6	17,0	17,4	34°																				
8,3	8,7	9,1	9,5	9,9	10,3	10,7	11,1	11,5	11,9	12,4	12,8	13,2	13,6	14,0	14,4	14,8	15,2	15,6	16,0	16,5	16,9	17,3	17,7	18,1	18,5	36°																				
8,9	9,3	9,7	10,1	10,6	11,0	11,4	11,9	12,3	12,7	13,2	13,6	14,0	14,4	14,9	15,3	15,7	16,2	16,6	17,0	17,5	17,9	18,3	18,7	19,1	19,6	38°																				
9,5	9,9	10,4	10,8	11,3	11,7	12,2	12,6	13,1	13,5	14,0	14,4	14,9	15,3	15,8	16,2	16,7	17,1	17,6	18,0	18,5	18,9	19,4	19,8	20,3	20,7	40°																				
10,3	10,7	11,2	11,7	12,2	12,7	13,2	13,7	14,2	14,8	15,3	15,8	16,4	16,9	17,4	17,9	18,5	19,0	19,5	20,1	20,6	21,1	21,7	22,2	22,7	23,2	23,8	42°																			
11,1	11,6	12,1	12,6	13,2	13,7	14,2	14,8	15,3	15,8	16,4	16,9	17,4	17,9	18,5	19,0	19,5	20,1	20,6	21,1	21,7	22,2	22,7	23,2	23,8	24,3	44°																				
11,9	12,4	13,0	13,6	14,1	14,7	15,3	15,8	16,4	17,0	17,6	18,1	18,7	19,3	19,8	20,4	21,0	21,5	22,1	22,7	23,3	23,8	24,4	25,0	25,5	26,1	46°																				
12,7	13,3	13,9	14,5	15,1	15,7	16,3	16,9	17,5	18,1	18,8	19,4	20,0	20,6	21,2	21,8	22,4	23,0	23,6	24,2	24,9	25,5	26,1	26,7	27,3	27,9	48°																				
13,5	14,1	14,8	15,4	16,1	16,7	17,4	18,0	18,7	19,3	20,0	20,6	21,3	21,9	22,6	23,2	23,9	24,5	25,2	25,8	26,5	27,1	27,8	28,4	29,1	29,7	50°																				
14,3	14,9	15,6	16,3	17,0	17,7	18,4	19,1	19,8	20,5	21,2	21,8	22,5	23,2	23,9	24,6	25,3	26,0	26,7	27,4	28,1	28,7	29,4	30,1	30,8	31,5	52°																				
15,1	15,8	16,5	17,2	18,0	18,7	19,4	20,2	20,9	21,6	22,4	23,1	23,8	24,5	25,3	26,0	26,7	27,5	28,2	28,9	29,7	30,4	31,1	31,8	32,6	33,3	54°																				
15,9	16,6	17,4	18,2	18,9	19,7	20,5	21,2	22,0	22,8	23,6	24,3	25,1	25,9	26,6	27,4	28,2	28,9	29,7	30,5	31,3	32,0	32,8	33,6	34,3	35,1	56°																				
16,7	17,5	18,3	19,1	19,9	20,7	21,5	22,3	23,1	23,9	24,8	25,6	26,4	27,2	28,0	28,8	29,6	30,4	31,2	32,0	32,9	33,7	34,5	35,3	36,1	36,9	58°																				
17,5	18,3	19,2	20,0	20,9	21,7	22,6	23,4	24,3	25,1	26,0	26,8	27,7	28,5	29,4	30,2	31,1	31,9	32,8	33,6	34,5	35,3	36,2	37,0	37,9	38,7	60°																				

Abbildung 7: Raimondi-Tabelle zur Messung der Wirbelrotation  
(Quelle: Raimondi et al., 2007)

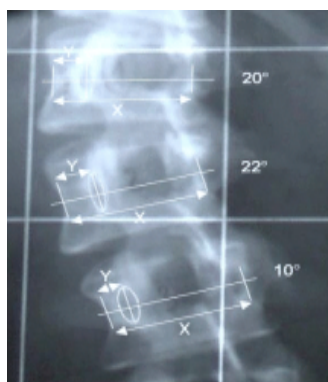


Abbildung 8: X- und Y-Vermessung in Millimeter anhand der apikalen WK  
(Quelle: [www.skoliose-info-forum.de](http://www.skoliose-info-forum.de), 02.06.2017)

	46	47	48	49	50
0	5,1	5,2	5,3	5,4	2° 5,6
6	5,7	5,8	5,9	6,0	4° 6,2
1	6,2	6,4	6,5	6,6	6° 6,8
7	6,8	6,9	7,1	7,2	8° 7,4
2	7,4	7,5	7,7	7,8	10° 8,0
9	8,1	8,2	8,4	8,6	12° 8,8
6	8,8	9,0	9,2	9,4	14° 9,6

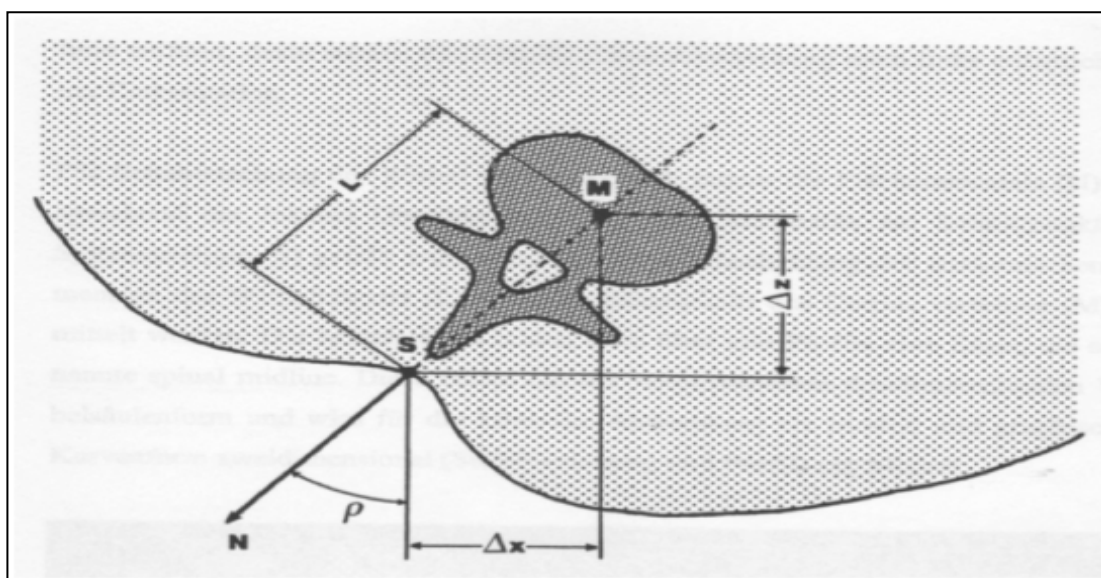
X = 47 mm → 10°  
Y = 7,6 mm

Abbildung 9: Vergrößerter Ausschnitt aus der Raimondi-Tabelle  
(Quelle: [www.skoliose-info-forum.de](http://www.skoliose-info-forum.de), 02.06.2017)



### 1.9.8 Wirbelkörperrotation nach Turner-Smith, Drerup

Die Vermessung der Wirbelkörperrotation lässt sich anhand eines im Jahre 1988 von Turner-Smith und Drerup erstellten geometrischen Modells erklären. Dabei wird der Mittelpunkt eines Wirbelkörpers mithilfe eines Korrelationsmodells errechnet. Zusätzlich zur Lage der Dornfortsätze wird der Abstand der Dornfortsatzspitze vom Wirbelkörpermittelpunkt benötigt sowie die vermutete Rotation der Wirbel. Die Wirbelrotation wird der Rotation ( $\rho$ ) der Rückenoberfläche über dem Dornfortsatz gleichgesetzt, also entsprechend der Symmetrielinie (S). Von der exakten Berechnung der Symmetrielinie ist die Korrektheit der Messung der Wirbelrotation abhängig.



**Abbildung 10: Korrelationsmodell zur Berechnung der Wirbelkörperrotation nach Turner-Smith, Drerup**

(Quelle: Formetric Handbuch der Firma Diers International 2016)

Kleinste Abweichungen der Rückenform nach medial und lateral führen zu klinisch relevanten Fehlern in der Messung der Wirbelrotation und somit ebenfalls unmittelbar in der Seitabweichung. Insbesondere bei beachtlichen Verformungen der Wirbelsäule kann es zu Ungenauigkeiten bei der Messung kommen. In der grafischen Darstellung wird die Oberflächen- bzw. Wirbelrotation als Kurve ausgewiesen und stellt die Abweichung der Dornfortsatzreihe aus der Frontalebene dar. Die Kurve entfernt sich umso mehr von der vertikalen Nulllinie, je ausgeprägter die Rotation ist (Turner-Smith 1983).

### 1.10 Entwicklung der optischen Oberflächenvermessung des Rückens

In der Diagnostik der idiopathischen Skoliose kannte man bislang lediglich die klinischen und radiologischen Untersuchungsmöglichkeiten, wobei es keine Möglichkeit zur Darstellung der dreidimensionalen Rückenform per optischer Oberflächenvermessung gab. Die klinische

Untersuchung fand – wie auch in der heutigen Zeit – mit direkter Berührung des Patienten statt. Dabei kam es zu subjektiven Einschätzungen über die Ausprägung der Skoliose und Abweichungen durch Untersucher-Messfehler (Hierholzer 1993).

### **1.10.1 Moiré-Topografie:**

1970 kam erstmalig ein Verfahren auf, das eine neue Möglichkeit darstellte, Skoliosen optisch zu vermessen. Die Moiré-Topografie wurde erstmalig durch Takasaki (1970) und Meadows et al. (1970) beschrieben. Veröffentlichungen zufolge war es eine moderne Möglichkeit, den Skoliosewinkel zu berechnen, ohne den Patienten dabei berühren zu müssen (Willner 1981, Drerup 1981a, Moreland et al. 1981). Jedoch wurden die erhaltenen Daten von Shinoto nicht vollständig ausgewertet bzw. subjektiv interpretiert (Shinoto 1981). Die Rückenoberfläche wird durch die Erzeugung von Interferenzmustern analysiert (Neugebauer 1983).

Für die Moiré-Topografie wurden benötigt: eine Kamera, eine Lichtquelle sowie ein Liniengitter, das Ganze in spezifischer Anordnung aufgebaut. Dabei entstehen auf dem Rücken des Patienten durch Interferenzüberlagerungen des Lichtes sogenannte Moiré-Streifen (Schattenlinien), die je nach Ausprägung der Skoliose eine Asymmetrie des Interferenzmusters hervorbringen. Die Körperoberfläche wurde als System von Höhenlinien in Bezug zur Frontalebene dargestellt. Durch das subjektive Ausmessen der Anzahl der asymmetrischen Linien sowie des Musters ergibt sich ein Winkel der Skoliose bzw. eine Darstellung der Ausprägung der Skoliose. Daher ist der Anteil falscher positiver Werte mit 17 bis 25 % sehr hoch, die Sensitivität beträgt 94 %. Zu den radiologisch ausgewerteten Skoliose-Winkeln beträgt die Korrelation laut Drerup 0,7 (1984).

Eine Vermessung des Systems durch Digitalisierung vollzogen Neugebauer und Windischbauer (1982) sowie Turner-Smith und Harris (1983) durch die Entwicklung eines automatischen Abtastgerätes zur Rotationsbestimmung von Querprofilen.

Abgelöst wurde es durch Drerup (1981a und 1981b) durch die Ausarbeitung eines Verfahrens zur Interpolation und Analyse digitaler Topogramme. Es wurde ein Symmetrieindex eingeführt, der auch postoperativ bei Patienten einsetzbar war sowie zur Verlaufskontrolle diente. Dabei wurden der medio-laterale Längenunterschiedsindex an der Achselhöhle sowie der Taille und der Ausgleichsindex bei C7 als Frontalassymmetrieindex (FAI-C7, FAI-A, FAI-T) festgelegt. Definiert wurde der Höhenunterschied an der Schulter, der Achselhöhle und der Taille als Höhenunterschiedsindex (HDI-S, HDI-A, HDI-T). Diese sechs Indizes wurden als Posterior Trunk Symmetry Index (POTSI) definiert. Der durchschnittliche Intra-Observer- und Inter-Observer-Fehler von POTSI betrug 5,5 bzw. 6,4. Stamm-Asymmetrien geringerer Ausprägung

wurden auch bei gesunden Kindern nachgewiesen, wobei der POTSI bei Skoliose-Patienten aber signifikant größer war (Suzuki et al. 1999, Inami et al. 1999).

### **1.10.2 Fotogrammetrie**

Es folgte die Fotogrammetrie mit normalem Licht – eine Folge von fotografisch registrierten Querprofilen, die durch eine große Zahl nahezu gleich verteilter Punkte auf der Rückenoberfläche dargestellt wurde –, die durch die Asymmetrie und Rotationsdifferenzen ebenfalls Messungenauigkeiten durch manuelle Marker an bestimmten Punkten des Rückens aufwies (Armstrong et al. 1981, Hefti et al. 1983).

### **1.10.3 Ultraschall**

Eine Vermessung per Ultraschall wurde mittels Sonografiegeräten durchgeführt, wies jedoch Messungenauigkeiten auf durch die geringe Ortsauflösung. Zudem war die Handhabung aufwendiger (Stokes und Moreland 1989, Mauritzson 1991).

Die Wirbelsäulen-Analyse „Zebris“ basiert auf einer Verarbeitung von Ultraschallsignalen mittels eines Computers, bei der eine dreidimensionale Rekonstruktion der Wirbelsäule möglich ist (Liljenquist und Halm 1998). Dabei werden an die Dornfortsätze in klar definiertem Abstand Elektronenmarker an den Grübchen rechts, links und mittig angebracht. Diese Marker sowie drei Richtmikrofone in gewissem Abstand hinter dem Patienten sind mit einem Computer verbunden. Sämtliche Änderungen der Markerpositionen werden von den Mikrofonen erfasst und ermöglichen die Berechnung der Winkelwerte zwischen den Markern sowie deren Änderung bei Bewegung. Die durch das Zebris-System gelieferten Resultate lassen sich nicht konkret mit den per Röntgenbild diagnostizierten Werten des Cobb-Winkels vergleichen. Die Vorbereitung der Messung erfordert Erfahrung und nimmt einige Zeit in Anspruch. Die Wirbelsäulenrotation sowie Symmetrieabweichungen des Körpers können errechnet werden. Weiterhin kann eine dynamische Prüfung der Mobilität erfolgen (Asamoah et al. 2000). Die Sensitivität beträgt 98%, die Spezifität 88% laut Neugebauer und Windisch (1982).

### **1.10.4 Laser**

Eine dynamische Vermessung der Rückenoberfläche wurde auch per Laser durchgeführt, was jedoch zu nur geringem Erfolg führte, da nicht gleichzeitig alle Punkte oder Marker des Rückens erfasst werden können. Eine zusätzliche Röntgendiagnostik war erforderlich (Aliverti et al. 1995, Poncet et al. 2000).

### **1.10.5 SIPS – Spinal Image Processing System**

Ebenfalls eine dreidimensionale Rekonstruktion der Rückenform auf Fotogrammetrie beruhend wurde mit dem SIPS – Spinal Image Processing System – von Dangerfield et al. präsentiert,

verbunden mit der von den Autoren selbst deklarierten hohen Anfälligkeit gegenüber Bewegungsartefakten der Patienten (Pearson et al. 1992, Dangerfield et al. 1995).

#### **1.10.6 Stereofotogrammetrie: opTRImetric-System**

Beim opTRImetric-System werden knöcherne Fixpunkte vor der Messung markiert. Über einen Deckenspiegel werden per Diaprojektor Messlinien auf den Patientenrücken projiziert, die Verformungen und Asymmetrien der Rückenoberfläche aufzeigen. Der Patient steht auf einem Fußteil – einer Balanceplatte –, die über eine Leuchtdiodenplatte die Justierung auf einen Gleichgewichtsstand ermöglicht. Die Autoren Rohlmann und Siraky (1985) haben die Reproduzierbarkeit der Messgrößen ermittelt. Es stellte sich heraus, dass der Patient durch den Einsatz einer Balancewaage während der Untersuchung eine von seiner normalen, üblichen Körperhaltung abweichende Haltung einnimmt. Diese Körperhaltung scheint noch weniger reproduzierbar zu sein, als wenn die normale Körperhaltung durch eigene gleichgewichtige Beinbelastung ohne Balancewaage positioniert wird, und ist somit im Klinikalltag nicht gut verwendbar. Schumpe und Messler (1987) halten den Einsatz des opTRImetric-Systems für Verlaufsbeobachtungen sowie zu Screeningzwecken für möglich, jedoch werden keine dem Cobb-Winkel vergleichbaren Skolioseparameter produziert.

#### **1.10.7 ISIS – Integrated Shape Imaging System**

Auf der Stereofotogrammetrie basierend, wurde das ISIS – Integrated Shape Imaging System – im Jahre 1988 bekannt. Mittels horizontaler Lichtstrahlen wird die Rückenform automatisch abgetastet, dabei von einer Kamera aufgenommen und per Computer sowohl vermessen als auch dreidimensional rekonstruiert. Die Korrelation beläuft sich auf 0,79 bis 0,88. Falsch positive Werte liegen bei 23 %. Zu Screeningzwecken ist das System geeignet, da man dem radiologisch diagnostizierten Skoliosewinkel vergleichbare Resultate bekommt (Drerup 1985c, Kehl 1987, Venus 1998). Turner-Smith publizierte mehrfach über das berührungslose ISIS-Verfahren. Es wurden bei diesem Verfahren manuelle Marker an den Dornfortsätzen der Wirbelkörper gesetzt, um die gemessene Fläche in Bezug zur Wirbelsäule zu setzen. Zehn Querprofile wurden auf der Rückenoberfläche bei einem Patienten im Stehen gemessen. Es wurde dadurch möglich, das sagittale Wirbelsäulenprofil, die Oberflächenrotation und die Seitabweichung der Dornfortsätze zu berechnen. Da der Cobb-Winkel mit dieser Methode nicht zu ermitteln war, wurde die „laterale Asymmetrie“ berechnet. Jedoch wurde keine Evaluierung anhand von Röntgenbildern oder anderen bildgebenden Verfahren vorgenommen. Das ISIS-System eignete sich zur Früherkennung und zur Verlaufskontrolle idiopathischer Skoliosen sowie zu Untersuchungszwecken bei progredienten Skoliosen anhand von dreidimensionalen

Veränderungen des Rumpfes und wurde dafür klinisch eingesetzt (Johnson et al. 1987, Turner-Smith 1988a, Turner-Smith 1988b, Upadhyay et al. 1988).

### 1.10.8 Flächenmessmethoden

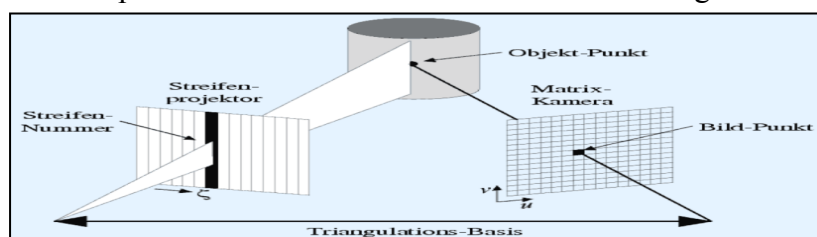
Flächenmessmethoden werden von Punktmessmethoden bei den optischen Wirbelsäulenmessverfahren unterschieden. Anhand von anatomischen Strukturen werden vor einer Messung bestimmte Punkte festgelegt. Aus der Beziehung der Fixpunkte zueinander lassen sich Winkel, Rotation und andere Formparameter bestimmen (Drerup und Hierholzer 1987a, Drerup und Hierholzer 1987b, Hierholzer 1993). Beim Prinzip der Flächenmessung wird hingegen die Wirbelsäulenoberfläche mit ebenmäßig dicht beieinanderliegenden Punkten erfasst. Somit werden die Eigenschaften der Oberflächenform ermittelt. Die Parameter werden mithilfe geeigneter Punktdaten analysiert und berechnet. Der Vorteil bei dieser Methode liegt durch den Wegfall der Auswahl manueller oder visueller Fixpunkte in einer vom Untersucher subjektiv weniger beeinflussten Messung. Der Messaufwand ist erhöht, ebenso der Aufwand bei der Auswertung (Hierholzer 1993).

### 1.10.9 Quantec-System

Das Quantec-System wurde 1994 publiziert. Ebenfalls auf der Stereofotogrammetrie basierend, wird ein hochauflösendes Linienraster auf der Rückenform des stehenden Patienten benötigt sowie eine Videokamera. Der Computer liefert folgende Resultate: Seitabweichung (lateral curve), Beckenschiefstand, Rumpflage und Wirbelsäulenprofil per erfolgter Abschätzung des Ausmaßes der Wirbelsäulendeformität anhand der vermessenen Rückenform (Sakka und Wojcik 1995). Einige Publikationen zur Reproduzierbarkeit und deren Einsatz sind erschienen (Griffiths et al. 1997, Goldberg et al. 2001, Goldberg et al. 2002, McArdle et al. 2002).

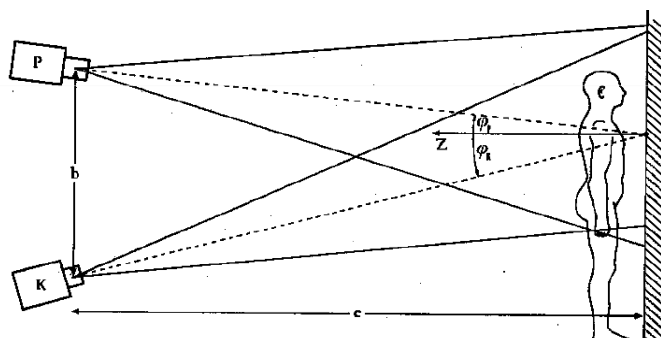
### 1.10.10 Videorasterstereografie (VRS) / Triangulation

Die Videorasterstereografie, das Integrated Shape Imaging System (ISIS) und das Quantec Imaging System beruhen auf der Grundlage der Stereofotogrammetrie basierend auf dem Grundsatz der Triangulation. Der Vorteil dieser Methode ist darin zu sehen, dass Markierungen nicht benötigt werden, da die Eigenschaften der Krümmung automatisch erkannt werden sowie deren erforderliche Eckpunkte. Zudem besteht eine höhere Auflösung.



**Abbildung 11: Prinzip der Triangulation, Beispiel eines Streifenprojektionssensors**  
(Quelle: Formetric Handbuch der Firma Diers International, 2016)

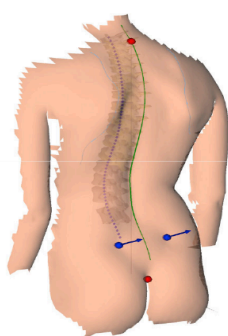
Bei dem Prinzip der Triangulation werden Linienraster von einem Lichtprojektor auf den gesamten Patientenrücken projiziert. Diese werden wiederum von einer Kamera aufgenommen, und per Computersoftware werden die Linienkrümmungen analysiert.



**Abbildung 12: Rasterstereografie: Projektor (P) und Kamera (K) sind nach dem Grundsatz der Triangulation in bestimmten Winkeln angelegt**

(Quelle: Formetric Handbuch der Firma Diers International, 2016)

Dabei werden die anatomischen Fixpunkte Vertebra prominens (VP) Dornfortsatz C7, Dimple Left (DL) linkes Lumbalgrübchen, Dimple Right (DR) rechtes Lumbalgrübchen, Sakrum-Punkt (SP) sowie der Beginn der Rima ani per Computer exakt bestimmt und ausgewertet. Die Fixpunkte werden detektiert und bilden den Übergang von der Oberflächenberechnung zum skelettalen System. Dabei ist der VP der Anfangspunkt und DM (dimple middle) = Mittelpunkt der Lumbalgrübchen zwischen linkem und rechtem Lumbalgrübchen der Dornfortsatzreihe der Endpunkt. Anhand eines Korrelationsmodells, das die Beziehung zwischen den Wirbelkörpern und der Oberflächenkrümmung beschreibt, lässt sich die Wirbelsäule ebenso wie die Beckenstellung virtuell rekonstruieren.



**Abbildung 13: Anatomische Landmarken**

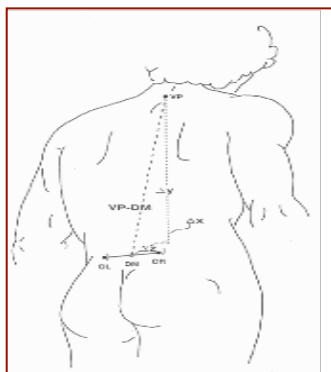
(Quelle: Formetric Handbuch der Firma Diers International, 2016)

In lediglich einem Messvorgang wird die Wirbelsäulenstatik und die Körperhaltung wie auch insbesondere bei Skoliosen die Deformität der Wirbelsäule (lateral und frontal) sowie die Rotation der Wirbelkörper und der Beckenstellung dargestellt. Sobald die Rückenoberfläche rekonstruiert ist, erfolgt eine rechnerische Nachbildung der sich unter der Oberfläche

befindlichen dreidimensionalen Wirbelsäule. Die formgebende Linie wird dabei durch die Zentren der Wirbelkörper bestimmt. Eine objektive Beurteilung der Rückenform wird ermöglicht und ebenso eine reproduzierbare Rekonstruktion. Ferner muss der Patient nicht berührt werden. Beim herkömmlichen Röntgen werden dafür zwei Aufnahmen mit einer hohen Strahlungsexposition für den Patienten benötigt.

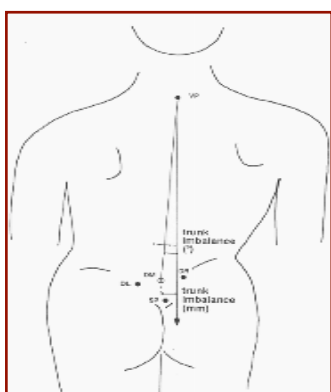
Durch die Fotogrammetrie-Methode wird ein dreidimensionales Abbild der Oberfläche erzeugt – vorstellbar wie ein Gipsabdruck, jedoch in virtueller Form. Diese Messmethode stellt eine dreidimensionale Rekonstruktion der Rasterlinien dar, wobei jede Linie aus etlichen Punkten besteht, die durch die Raumkoordinaten näher bezeichnet sind. Diese Rasterlinien werden geglättet und transformiert. Als Ergebnis erhält man ein regelmäßiges Punkteraster, das die gewünschte dreidimensionale Rückenform anhand der vermessenen Rückenoberfläche darstellt. Als Nachteil zu erwähnen ist, dass sich, wenn sich die räumliche Lage der Rückenoberfläche zur Videokamera ändert, alle berechneten Raumkoordinaten ändern. Dabei bleibt die räumliche Lage der Raumkoordinaten untereinander konstant und beschreibt die Rückenform. Nach einer Vermessung ist die Lage der Rückenform im Raum nicht wesentlich von Bedeutung, da lediglich mit räumlichen konstanten Messdaten gearbeitet wird. Diese sogenannten Invarianten bilden die Grundlage der automatischen Analyse des Rückens. Die mathematische Analyse der Rückenform erfolgt aufgrund der Basis lokaler Invarianten, welche die Flächenform ohne Bezug auf ein Koordinatensystem liefern. Sie erlauben daher eine mathematische Darstellung der reinen Formeigenschaften.

Formparameter wie lokale Flächenkrümmungen dienen als Verwendung und beschreiben sämtliche Formen in charakteristischer Weise. Die Videorasterstereografie arbeitet mit einer automatischen Bildauswertung nach den Prinzipien der Fotogrammetrie und vermisst die Rückenoberfläche mit einer hohen Auflösung. Dabei werden die teils sehr indirekten Zusammenhänge zwischen der Rückenoberfläche und dem Knochengestüt berücksichtigt. Um verlässlich untersuchen und vergleichen zu können, wird eine sehr hohe Genauigkeit benötigt, welche die Formetric liefert (Frobin und Hierholzer 1982, 1983a, 1983b, 1983c, 1989, Drerup und Hierholzer 1985, 1987a, 1987b, Hierholzer 1999).



**Abbildung 14: Seitabweichung Abstand DL-DR und VP-DM**

(Quelle: Formetric Handbuch der Firma Diers International, 2016)



**Abbildung 15: Lotabweichung VP-DM**

(Quelle: Formetric Handbuch der Firma Diers International, 2016)

Die Lotabweichung wird in der Frontalebene ausgehend vom Vertebra prominens (VP) in Relation zur dimple middle (DM) berechnet. Als Lateralabweichung des VP von DM ist die Lotabweichung festgelegt. Somit bedeutet ein negativer Wert eine Verschiebung des VP nach links (in posterior-anterior-Richtung betrachtet). Ein positiver Wert drückt eine Verschiebung von VP nach rechts aus (siehe Abbildungen 14 und 15).

### 1.11 Computertomografie (CT)

Die Entwicklung des Computertomografen und der MRT-Diagnostik zur Schnittbilddiagnostik ermöglicht überhaupt erst eine Darstellung der WK und damit der Rotation. Als Schichtbildtechnik bietet die CT eine gute Methode der Darstellung der Knochen- und Weichteile und eine sehr gute Möglichkeit einer dreidimensionalen Darstellung der Wirbelsäule bzw. deren Deformität. Der Nachteil dieser Untersuchungstechnik liegt bei der hohen Strahlenexposition in Höhe von 2–11 mS bei einem CT der Wirbelsäule (Reiser et al. 2017).

### 1.12 Magnetresonanztomografie (MRT)

#### 1.12.1 Die historische Entwicklung der Magnetresonanztomografie

Die ersten mathematischen Grundlagen in Bezug auf die Magnetresonanztomografie wurden bereits um 1800 von Jean-Baptiste Fourier veröffentlicht. Nikola Tesla ergänzte diese mit



physikalischen Grundlagen um 1900. Felix Bloch und Edward Mills Purcell entdeckten 1946 das technische Prinzip. Dafür wurden sie im Jahre 1952 mit dem Nobelpreis ausgezeichnet. Darauf aufbauend entwickelten Paul C. Lauterbur und Sir Mansfield die Technik für ein bildgebendes Verfahren. Raymond Damadian machte 1974 die erste MRT-Aufnahme eines Tumors an einem lebenden Tier und im Jahre 1977 einen Thoraxquerschnitt eines Menschen. Die Aufnahmezeiten betragen damals noch mehrere Stunden, und die Ortsauflösung musste für eine ausreichende Diagnostik weiter modifiziert werden. Seit 1984 ist die Magnetresonanztomografie in der Medizin einsatzfähig. Im Jahre 2003 erhielten Paul C. Lauterbur und Sir Mansfield für ihre Leistung den Nobelpreis für Medizin und Physiologie.

### **1.12.2 Magnetresonanztomografie (MRT): Prinzip**

Die Magnetresonanztomografie erzeugt Schnittbilder in einer frei wählbaren Raumebene, und zwar ohne den Einsatz von Röntgenstrahlung. Die MRT beruht auf dem physikalischen Prinzip der Ausnutzung eines physikalischen Effektes. Als Kernspin bezeichnet man den Eigendrehimpuls eines Protons um seinen eigenen Schwerpunkt. Die Elektronen werden dabei ignoriert. Da das häufigste Molekül im menschlichen Körper das Wasserstoffproton ( $H^+$ ) ist, bietet es dafür die beste Eignung. Es entsteht ein messbares magnetisches Feld, da ein Wasserstoffproton eine positive Ladung besitzt und bewegte Ladung über ein magnetisches Moment verfügt. Vor allem können daher in wasserhaltigen Geweben sehr präzise und differenzierte Abbildungen erfolgen (Reiser et al. 2017).

### **1.12.3 MRT-Gerätetechnik**

Zur Erzeugung einer Magnetresonanztomografie werden benötigt: 1.) ein supraleitender Magnet, 2.) Gradientenspulen, 3.) Hochfrequenzspulen, 4.) Empfangsspulen, 5.) Untersuchungstisch, 6.) ein Rechnersystem, 7.) ein abgeschirmter MRT-Untersuchungsraum (Reiser et al. 2017).

Zu weiteren Einzelheiten bezüglich der Magnetresonanztomografie verweise ich auf die einschlägigen Lehrbücher.

Mit dem offenen Magnetresonanztomografen können durch die Möglichkeit des Schwenkens des Magneten sowohl im Liegen als auch in unterschiedlichen Aufrichtungen bis hin zur stehenden Position Untersuchungen durchgeführt werden. Die meisten Kliniken sind lediglich für Aufnahmen im Liegen eingerichtet. Einige wenige Kliniken bieten jedoch auch Aufnahmen in offenen Magnetresonanztomografen im Stehen der Firma Esoate an. Die Firma Tecserena ihrerseits ermöglicht mit dem Fonar Upright® Multi-Position™ MRI Untersuchungen des gesamten Körpers in einem offenen Magnetresonanztomografen im Stehen, im Sitzen, in Schräglage sowie im Liegen.

## 2. Methoden

Die vorliegende Studie vergleicht die Möglichkeiten zur strahlungsfreien und berührungslosen Erkennung, zur Prävention sowie zur Verlaufskontrolle von Skolioseerkrankungen. Es soll die Wirbelkörperrotation im Lendenwirbelsäulenbereich (LWK 1 bis LWK 4) vermessen werden: einerseits per offener, stehender Magnetresonanztomografie (MRT), andererseits mittels der Methode der optischen Wirbelsäulenvermessung Formetric 3D per Videorasterstereografie (VRS). Verglichen werden soll die Rechts- bzw. Linksrotation der Dornfortsätze per Schnittbildverfahren (MRT) mit der links- bzw. rechtsseitigen Oberflächenrotation der LWK mittels der durch die VRS erzeugten virtuellen Darstellung der Wirbelkörper. Durch die Einbeziehung der Einwirkung der eigenen Körperlast im Stehen – statt bisher im Liegen im Magnetresonanztomografen – lassen sich neue funktionelle Formen der bildlichen Darstellung generieren. Die Untersuchung dient der Klärung der Unterschiede zwischen den Resultaten der bildgebenden Verfahren der Wirbelkörperrotation beider Vermessungstechniken, deren Quantifizierung und letztlich deren Aussagekraft.

### 2.1 Patientenkollektiv

In einer klinischen prospektiven Querschnittsstudie in der Kinderorthopädie im HELIOS Klinikum Emil von Behring Berlin wurden insgesamt 49 Patienten/Patientinnen einem Vergleich unterzogen hinsichtlich der Wirbelrotation zwischen der optischen Wirbelsäulenvermessung mit der Formetric 3D der Firma Diers per Videorasterstereografie (VRS) sowie mittels offenem Magnetresonanztomografen (MRT) der Firma Esaote<sup>®</sup> mit in stehender Körperposition angefertigten Bildsequenzen.

Die Vermessungen wurden von mir nach Schulung durch das Personal (MTRAs) sowie unter deren Aufsicht im Zeitraum Juli 2007 bis September 2008 in der Klinik für Kinderorthopädie sowie in der Klinik für Radiologie im HELIOS Klinikum Emil von Behring durchgeführt. In die vorliegende Studie wurden 41 weibliche und 8 männliche Patienten mit einem Durchschnittsalter von 22,1 Jahren (Median 15,8 Jahre, Spannweite 8,5 Jahre bis 66,3 Jahre) mit idiopathischer Skoliose mit einem Cobb-Winkel bis zu 40 Grad und ohne Voroperationen an der Wirbelsäule aufgenommen. Die meisten Patienten waren Kinder und Jugendliche, die sich in stationärer Behandlung befanden, beispielsweise aufgrund eines verordneten Chêneau-Korsetts, das erstmalig aufgrund einer diagnostizierten Skoliose angefertigt bzw. angepasst und eingetragen wurde. Darüber hinaus wurden Kinder/Jugendliche vermessen, die eine ausgeprägte idiopathische Skoliose aufwiesen und sich entweder in der Skoliose-Sprechstunde befanden oder präoperativ in der Klinik aufhielten.

**Ablauf der Untersuchung:** Bei den in die Studie einbezogenen Patienten fand zur standardmäßigen klinischen Untersuchung zeitnah, nach der Anamneseerhebung und der körperlichen Untersuchung, eine MRT im offenen Magnetresonanztomografen in stehender Körperposition statt sowie zwei Initialaufnahmen der optischen Wirbelsäulenvermessung mittels Videorasterstereografie (VRS) Formetric 3D.

Zunächst waren 100 Patienten im gesamten untersuchten Kollektiv. Entsprechend der Ausschlusskriterien lagen bei diesen 49 Patienten jeweils eine verwertbare Formetric-3D-Aufnahme vor sowie vier transversale MRT-Aufnahmen im Liegen und im Stehen (pro Wirbelkörper durch die vier Lendenwirbelkörper von LWK 1 bis LWK 4). So wurden insgesamt acht Messergebnisse der MRT vergleichend ausgewertet pro Patient: Zum einen eine der beiden Initialmessungen der Formetric 3D, zum anderen eine transversale MRT mit vier Schichten pro Wirbelkörper im Liegen und im Stehen. Die optische Wirbelsäulenvermessung erfolgte – so gut wie möglich – unter den gleichen Bedingungen wie im Magnetresonanztomografen. Auf eventuell resultierende Fehler durch Haltungsunterschiede wird in der Diskussion noch detailliert eingegangen.

### **2.1.1 Ausschlusskriterien**

Als Ausschlusskriterium galten Voroperationen an der Wirbelsäule, die bei keinem Patienten des Kollektivs vorlagen. Ein weiteres Ausschlusskriterium war ein höherer Body Mass Index des Patienten als 30. (BMI Formel =  $\text{kg/m}^2$ , also Körpergewicht in Kilogramm geteilt durch die Körpergröße in Metern zum Quadrat).

Ein drittes Ausschlusskriterium stellte die Qualität der aufgenommenen Bilder dar: Durch unauswertbare Messergebnisse aufgrund von Bewegungsartefakten kam es zu einer Reduktion auf 49 Patienten, deren Messergebnisse in die Studie einfließen.

## **2.2 Ablauf der klinischen Studie samt Untersuchungen**

Es erfolgte eine ausführliche Anamneseerhebung in der kinderorthopädischen Sprechstunde. Das Alter, die Körpergröße und das Gewicht wurden erfasst. Nach der ambulanten körperlichen Untersuchung erfolgte der klinische Befund, anschließend bildgebende Untersuchungen. Zunächst fand die optische dreidimensionale Oberflächenvermessung der Wirbelsäule per Videorasterstereografie Formetric 3D statt mit jeweils zwei Initialaufnahmen. Danach wurden Aufnahmen im offenen Magnetresonanztomografen in stehender Position angefertigt. Die Aufnahmen beider Verfahren erlaubten die Messung der Wirbelkörperrotation. Abschließend wurde deren Auswertung vorgenommen und die Statistik erstellt.

### **2.3 Verwendete Untersuchungstechnik Formetric 3D**

Zur optischen Wirbelsäulenvermessung wurde das Videorasterstereografie-Gerät Formetric 3D® der Firma Diers International GmbH (Schlangenbad, Deutschland) verwendet, das versehen ist mit der Software- Version DICAM V2.2.0.

Das Messverfahren DIERS® Formetric 3D ist zur lichtoptischen dreidimensionalen Wirbelsäulen- und Haltungstechnik das weltweit am meisten verbreitete Videorasterstereografie-Verfahren (VRS). Es bietet eine strahlenfreie Modellberechnung der Wirbelsäule sowie eine berührungslose und großflächige optische Vermessung des menschlichen Rückens und der Wirbelsäule. Die Aufnahmezeit beträgt bei der VRS Formetric 3D 20 ms mit einer Aufnahmefrequenz von 60 Bildern pro Sekunde und einer Aufnahmesequenz bis zu 60 s. Die Auflösung beträgt bis zu 600.000 Messpunkte bei einem Platzbedarf von 3 x 1,5 m.

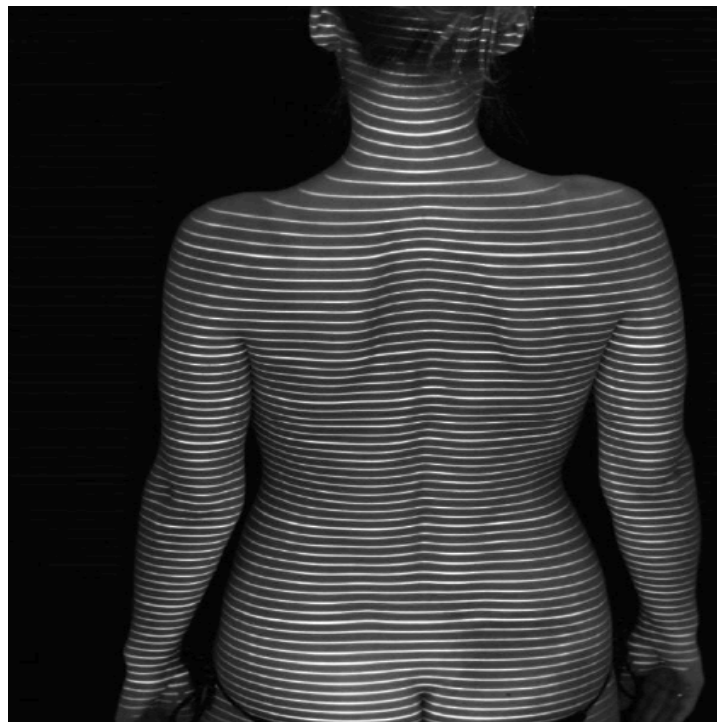
Es sind funktionelle Messungen der Formetric 3D ohne aufgeklebte Marker durchgeführt worden, wobei ein „Averaging“ angewendet wurde. Dabei wird aus mehreren Aufnahmen eine Mittelwertbildung ausgewiesen, um Haltungsschwankungen zu minimieren.

#### **2.3.1 Messmethode Formetric 3D**

Bei der Formetric-3D-Messung wurden die Patienten gebeten, sich im abgedunkelten Untersuchungszimmer bis auf die Unterhose vollständig unbedeckt, mit hochgesteckten Haaren und ohne jeden Schmuck barfuß auf das Fußteil zu stellen. Es wurde auf ein gut beheiztes Untersuchungszimmer geachtet, damit die Haltung der Patienten nicht durch die Kälte beeinflusst wurde. Auf ruhige, entspannte Bedingungen innerhalb des Untersuchungszeitraums wurde geachtet. Der Patient stand entspannt mit hängenden Armen, die Füße mit durchgestreckten Beinen hüftbreit auf den dafür vorgesehenen Fußmarkierungen auf der Simulationsplattform. Bei der anschließenden Streifenprojektion musste darauf geachtet werden, dass in posteriorer Ansicht sämtliche anatomischen Fixpunkte auf dem gesamten Rücken vollständig von den Streifen erfasst wurden. Für die kurze Aufnahmezeit erhielt der Patient die Aufforderung, die Unterhose unter das Gesäß zu ziehen, um die Messung zu optimieren, und für die wenigen Sekunden der Aufnahme still zu stehen in seiner ansonsten völlig individuellen habituellen Haltung.



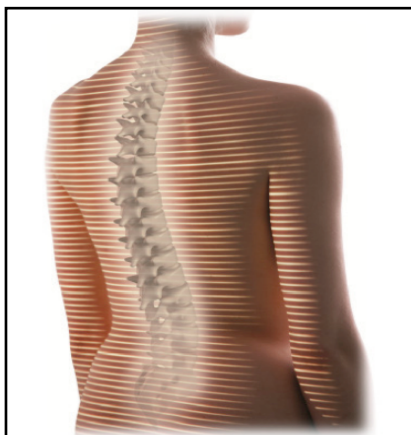
**Abbildung 16: Aufnahmesystem für die Videorasterstereografie (VRS): Videokamera, Projektor, Bildschirm, Computer**  
(Quelle: Diers, Biomedical Solutions, Firma Diers International GmbH, 2016)



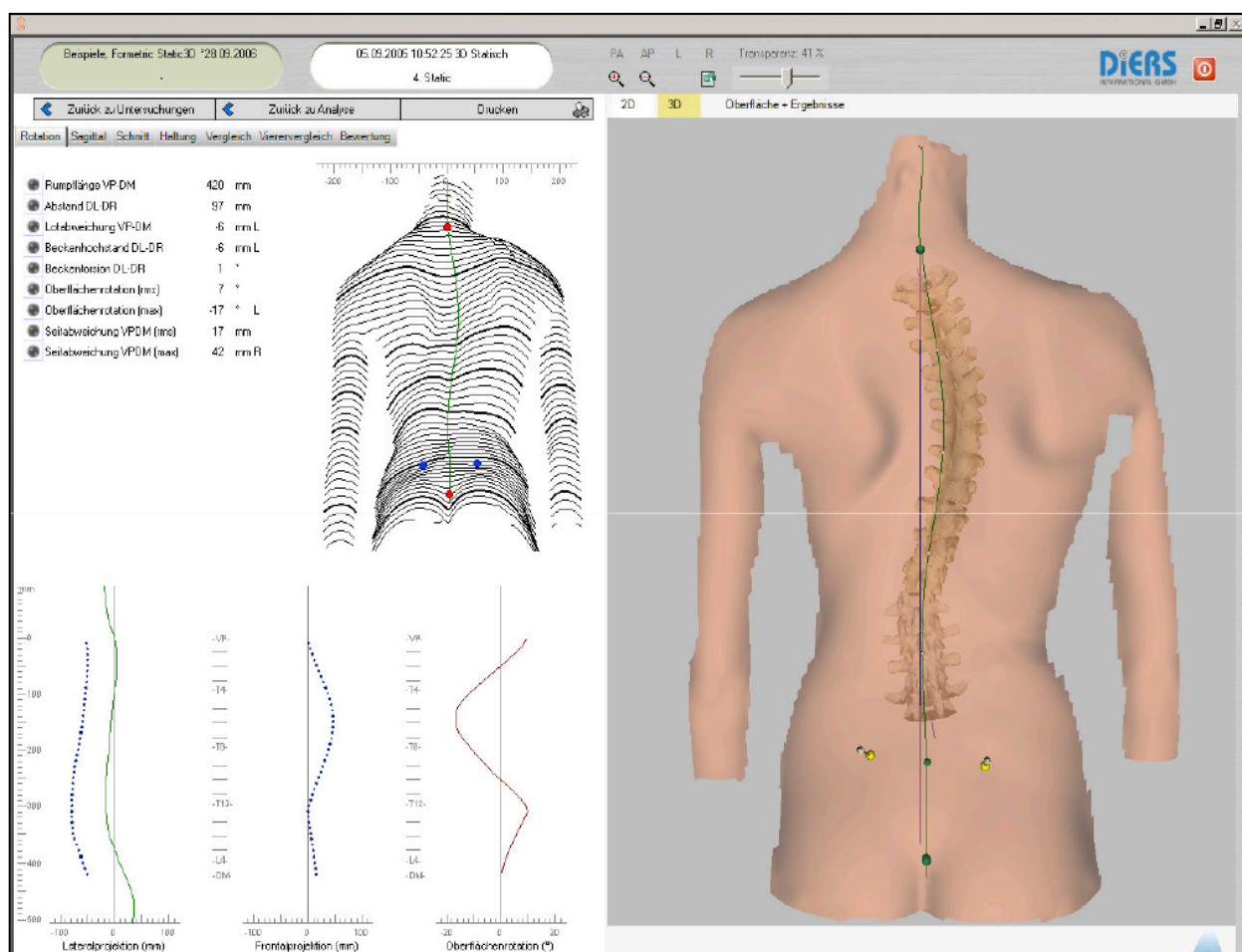
**Abbildung 17: Raster von horizontalen Lichtlinien auf der Oberfläche des Rückens**  
(Quelle: Diers: Formetric-Handbuch der Firma Diers International, 2016)

Nach dem Start der Aufnahme verläuft der Messvorgang automatisch. Anschließend erfolgt die direkte Analyse der Verwertbarkeit.

Es wurden stets zwei Initialaufnahmen gemacht, um das der normalen Körperhaltung am ehesten entsprechende Bild zu erfassen. Nach der Messung wurden die Bilder mit den Patienten bewertet in den verschiedenen Ausführungen, beispielsweise die p.-a.-Ansicht im dreidimensionalen Bild bis hin zum sagittalen Profil des Rückens.



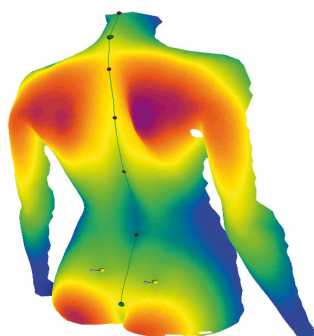
**Abbildung 18: Lichttraster-Linien mit idealisierter Darstellung der Wirbelsäule**  
(Quelle: Diers: Formetric-Handbuch der Firma Diers International, 2016)



**Abbildung 19: Übersichtsdarstellung der 3D-Ergebnisse samt Einzelparametern**  
(Quelle: Diers: Formetric-Handbuch der Firma Diers International, 2016)

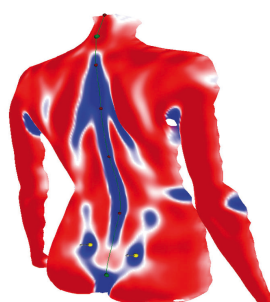
Zunächst begutachtet man die Übersichtsdarstellungen der 3D-Ergebnisse p.-a. bestehend aus folgenden Einzelparametern: Rumpflänge VP-DM (Vertebra prominens – Dimple Middle), Abstand DL-DR (Dimple Left – Dimple Right), Lotabweichung VP-DM (Vertebra prominens – Dimple Middle), Beckenhochstand DL-DR (Dimple Left – Dimple Right), Beckentorsion DL-

DR (Dimple Left – Dimple Right), Oberflächenrotation (min.), Oberflächenrotation (max.), Seitabweichung VP-DM (min.), Seitabweichung VP-DM (max.) sowie der Lateral- und Frontalprojektion und Oberflächenrotation (Abb. 19). Als Nächstes wurde die Darstellung der Höhenkarte des Rückens (Abb. 20), die Darstellung muskulärer Dysbalancen (Abb. 21) sowie die Gauß'sche Krümmung (Abb.22) betrachtet.



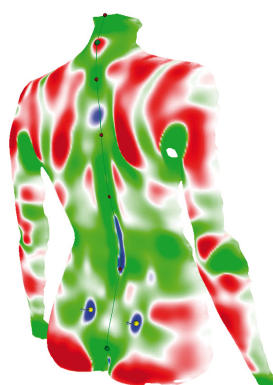
**Abbildung 20: Darstellung der Höhenkarte des Rückens**

(Quelle: Diers: Formetric-Handbuch der Firma Diers International, 2016)



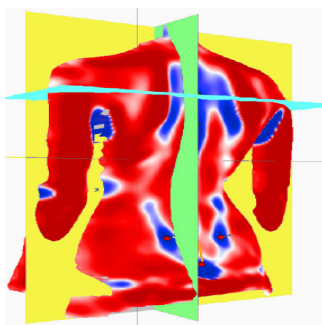
**Abbildung 21: Darstellung muskulärer Dysbalancen**

(Quelle: Diers: Formetric-Handbuch der Firma Diers International, 2016)



**Abbildung 22: Gauß'sche Krümmung zur Identifikation anatomischer Strukturen des Rückens sowie der Arme.** Der Vertebra prominens (VP) C7 ist konvex, die anderen drei Fixpunkte, Dimple Left (DL), Dimple Right (DR) sowie der Sakrum-Punkt (SP) sind konkav in sattelförmigem Milieu gelegen. Man unterscheidet drei Typen der Flächenform: konvexe (rot), konkave (blau) und sattelförmige (grün) Flächen.

(Quelle: Diers: Formetric-Handbuch der Firma Diers International, 2016)



**Abbildung 23: Seitabweichung:** Einer Linksrotation entspricht somit eine Abweichung nach links. (Quelle: Diers: Formetric-Handbuch der Firma Diers International, 2016)

Die Seitabweichung (Abb. 23), die Darstellung der Schnittbilder durch die idealisierten Wirbelkörper (Abb. 25) und die Einzelmessergebnisse diverser Aufnahmen im Vergleich zu Voruntersuchungen über die Formetric 3D werden abschließend ausgewertet. Eine Messung inklusive Patientenausrichtung und Datenauswertung per Computer dauert ca. 10 bis 15 Sekunden. Eine Beinlängendifferenz wurde nicht ausgeglichen. Am Fußteil (3D-Simulations-Plattform) kann eine Beinlängendifferenz per manueller Bedienung am Computer eingestellt und ausgeglichen werden. Es wurde jedoch bei sämtlichen Untersuchungen das Fußteil in Nullposition fixiert.

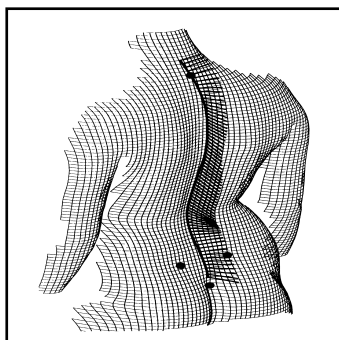
### 2.3.2 Seitabweichung und Oberflächenrotation

Besonders wichtige Punkte für die automatische Erfassung sind die beiden Lumbalgrübchen am Modell über der Spina iliaca posterior superior und den Vertebra prominens. Die Seitabweichung der Wirbel in der Frontalebene, die Rotation der Winkel in der Transversalebene und das Profil der Wirbelsäule in der Sagittalebene können somit exakt ausgewertet werden.

Um die Seitabweichung der Winkel zu messen, bestimmt man die Lokalisation der Dornfortsätze. Dabei wird die Dornfortsatzlinie bei der VRS mathematisch als Symmetrielinie errechnet. Sie teilt alle Querprofile des aufgenommenen Lichtrasters in zwei Hälften geringster Asymmetrie und berücksichtigt dabei die anatomischen Fixpunkte.

Die Symmetrielinie ist ebenfalls für die Wirbelrotation von enormer Bedeutung, da die Rotation der Wirbel der Rotation auf der Symmetrielinie gleichgesetzt wird. Der Mittelpunkt eines Wirbelkörpers bzw. die Seitabweichung wird entsprechend der lokalen Oberflächenrotation des Querprofils am Schnittpunkt der Symmetrielinie errechnet. Die „spinal midline“ ergibt sich, wenn alle Mittelpunkte über sämtliche Profile einer Mittellinie liegen. Die Definition der Oberflächenrotation lautet: eine Horizontalabweichung der Flächennormalen auf der Symmetrielinie. Die Seitabweichung bestimmt die laterale Abweichung der Wirbelkörpermittelpunkte von der Sagittalebene entlang der idealisierten Wirbelsäule.





### **Abbildung 24: Symmetrielinie**

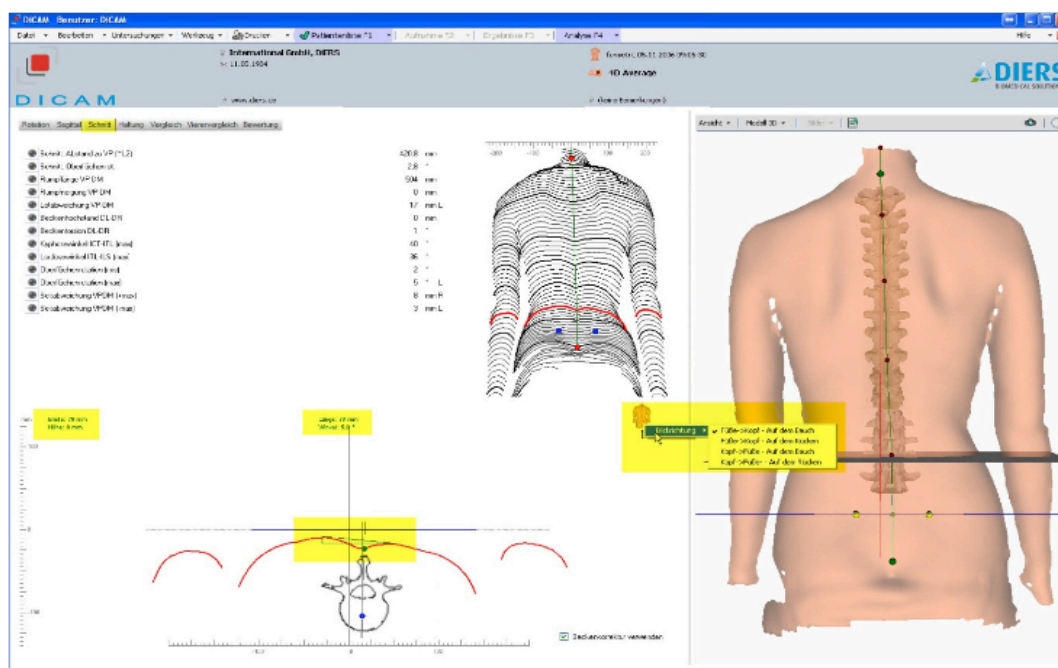
(Quelle: Diers: Formetric-Handbuch der Firma Diers International, 2016)

Diese Symmetrielinie dient zur Ermittlung der Seitabweichung der Dornfortsatzspitzen sämtlicher Wirbelkörpersegmente von C 7 bis L 4. Die Seitabweichung der Wirbelsäule wird in der Frontalprojektion abgebildet. Idealerweise sollte die Achse um null Millimeter abweichen. Dieser Parameter wäre null bei einer vollkommen geraden Wirbelsäule. Sollte der Patient eine skoliotische Fehlhaltung bzw. eine Skoliose aufweisen, gibt die maximale Seitabweichung Anhaltspunkte über deren Position und deren Ausprägung. Dabei beträgt der Normwert der maximalen Seitabweichung maximal 10 mm. Die Seitabweichung des Verlaufs der Wirbelsäule, das heißt die maximale Abweichung der Mittellinie der Wirbelsäule von der Linie VP-DM in der Frontalebene, gibt die Abweichung der Wirbelsäulenlinie von dem körpereigenen Bezugssystem an.

Bei der mittleren Seitabweichung wird der Mittelwert aus allen Wirbelsegment-Seitabweichungen über den gesamten vermessenen Verlauf festgestellt und dient der Bewertung des Gesamtverlaufs. Der Normwert für die mittlere Seitabweichung liegt bei 5 mm.

In der Formetric-Auswertung lässt sich eine Schnittbild-Darstellung durch die idealisierten Wirbelkörper vornehmen. Sie besteht aus den anatomischen Parametern der Darstellung der Querprofile und der Rückenoberfläche sowie der Rotation des entsprechenden Dornfortsatzes. Die Darstellung der Schnittebene lässt sich entlang der Wirbelsäule verschieben. Somit kann dem Patienten die Wirbelrotation entsprechend jedes einzelnen Wirbelkörpers aufgezeigt werden.

Die Formetric-3D-Oberflächenvermessung erfolgte, soweit möglich, unter den gleichen Bedingungen wie die Magnetresonanztomografien. Für sämtliche Untersuchungen war dieselbe Person zuständig. Trotz der Maßgabe, identische Gegebenheiten zu schaffen, muss mit gewissen unterschiedlichen Körperhaltungen bei sämtlichen Aufnahmen gerechnet werden – zumal für die MRT-Messungen in stehender Position drei bis vier Minuten benötigt werden. Die daraus potenziell resultierenden Fehler werden in der Diskussion näher erläutert.



**Abbildung 25: Darstellung Schnittbilder durch die idealisierten Wirbelkörper**  
(Quelle: Diers: Formetric-Handbuch der Firma Diers International, 2016)

## 2.4 Verwendete Untersuchungstechnik Magnetresonanztomografie (MRT)

Für die klinische Studie wurde der offene Magnetresonanztomograf der Firma Esaote, Biomedica Deutschland, Modell G-SCAN, der die Untersuchungsoption im Stehen bietet, eingesetzt. Der Permanentmagnet hat eine Feldstärke von 0.25 T und eine Masse von 7.800 kg. Das Gradientensystem weist die Parameter 20 mT/m, 800  $\mu$ s auf.

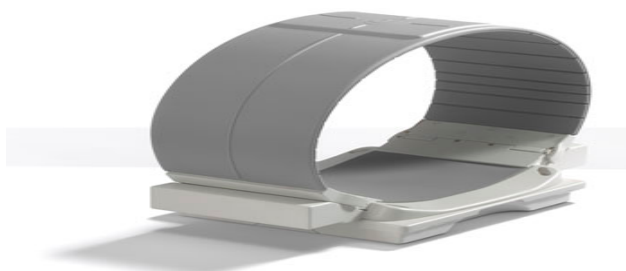
Für die vergleichende Untersuchung mit der videorasterstereografisch nachgestellten Form der Wirbelsäule mit der Magnetresonanztomografie ist die weitgehende Reproduzierbarkeit der Patientenposition, bzw. –haltung wesentlich. Dabei ist vor allem die Vergleichbarkeit der üblichen Körperhaltung des Patienten im Stehen bzw. die aufrechte Körperhaltung des Patienten während der Untersuchung von großer Bedeutung.

Die mittels dieses Systems generierten MRT-Schnittbilder in stehender Position erlauben eine exakte Lokalisation der Mittelpunkte der Wirbelkörper und können daher mit den videorasterstereografisch erzeugten Bildern verglichen werden. Dabei wird die Wirbelkörperrotation anhand der Lage der Symmetrielinie in Bezug zu den Dornfortsätzen vermessen. Dies erfolgt auf den MRT-Bildern manuell separat für jeden WK L1 – L4.

### 2.4.1 Untersuchungsmethode Magnetresonanztomografie

Die Patienten haben sich in legerer Bekleidung, frei von magnetischen Materialien sowie nach Ablage aller sonstigen magnetischen Gegenstände, zunächst in den offenen Magnetresonanztomografen gelegt. Um die zur Bilderzeugung notwendigen Signale zu erzeugen

bzw. zu empfangen, wurden Hochfrequenzspulensysteme dicht an der Körperoberfläche angebracht. Diese locker umgeschlaltete Lendenwirbelsäulen-Oberflächenspule (LWS) dient so als Sende- bzw. Empfangsantenne.



**Abbildung 26: Bild LWS-Spule MRT**

(Quelle: <http://www.esaote.com>, 28.10.2014)

Begonnen wurde mit den Liegend-Aufnahmen der LWS. Dafür wurden vier verschiedene T1 gewichtete SE-Sequenzen eingesetzt: SE = Spinecho (90 Grad – 180 Grad – Pulsfolge): 1.) Scout zur Kalibrierung, 2.) SE SAG (sagittal) 3 Schichten, 8 mm, 3.) SE COR (coronal) 3 Schichten, 8 mm sowie 4.) SE TRA (transversal) 5 Schichten, 8 mm. Die TR- bzw. die TE-Zeiten lagen bei 350 ms bzw. 18 ms und beschreiben die Pulssequenzen. Die Repetitionszeit (TR), engl. repetition time, beschreibt die Zeit zwischen zwei Anregungspulsen, während die Echozeit (TE), engl. echo time, die Zeit angibt, nach der das vom Gewebe ausgesendete Signal ausgelesen wird.



**Abbildung 27: Patientin liegend im offenen Magnetresonanztomografen**

(Quelle: <http://www.esaote.com>, 28.10.2014)

Der Magnetresonanztomograf G-SCAN der Firma Esaote bietet die außergewöhnliche Möglichkeit, den Magneten aus der Horizontalen in die Vertikale zu schwenken. Das erlaubt den direkten Vergleich von Liegend- mit Stehend-Aufnahmen.



**Abbildung 28: Magnetresonanztomograf offen, Patientin während des Umschwenkens des Magneten aus der horizontalen in die vertikale Ebene**

(Quelle: <http://www.esaote.com>, 28.10.2014)

Anschließend wurden die gleichen Sequenzen im Stehen eingesetzt, nachdem die Patienten mit der Patientenliege samt Spule aus der horizontalen in eine vertikale Position aufgerichtet wurden. Dabei lehnten sich die Patienten in ihrer typischen, aufrechten Position mit dem Rücken leicht an das Gerät.

Bei drei Patienten kam es während der Untersuchung zu Kreislaufproblemen, Übelkeit oder Schwindel, möglicherweise hervorgerufen durch vom Magnetresonanztomografen erzeugte laute Klopf- bzw. Brummgeräusche oder die Aufrichtung in die Vertikale. Diese drei Patienten konnten dennoch in das Kollektiv integriert werden.

Die Aufnahmezeit im Magnetresonanztomografen inklusive Vorbereitungszeit, An- und Auskleiden des Patienten, Festschnallen etc. betrug für die jeweils vier stehenden sowie die vier liegenden Sequenzen insgesamt circa 30 Minuten.

Der Betrieb des Magnetresonanztomografen erfolgte durch geschultes Personal aus der Radiologie. Vor der Untersuchung wurde die vorgeschriebene, und dokumentierte Patientenaufklärung über die MRT und mögliche Risiken durchgeführt, die durch ein schriftliches Einverständnis des Patienten abgeschlossen wurde. Bei minderjährigen Patienten muss die Aufklärung gemeinsam mit den erziehungsberechtigten Personen erfolgen (ebenfalls mit schriftlicher Einverständniserklärung).



**Abbildung 29: Magnetresonanztomograf offen, Patientin in stehender Position**  
(Quelle: <http://www.esaote.com>, 28.10.2014)

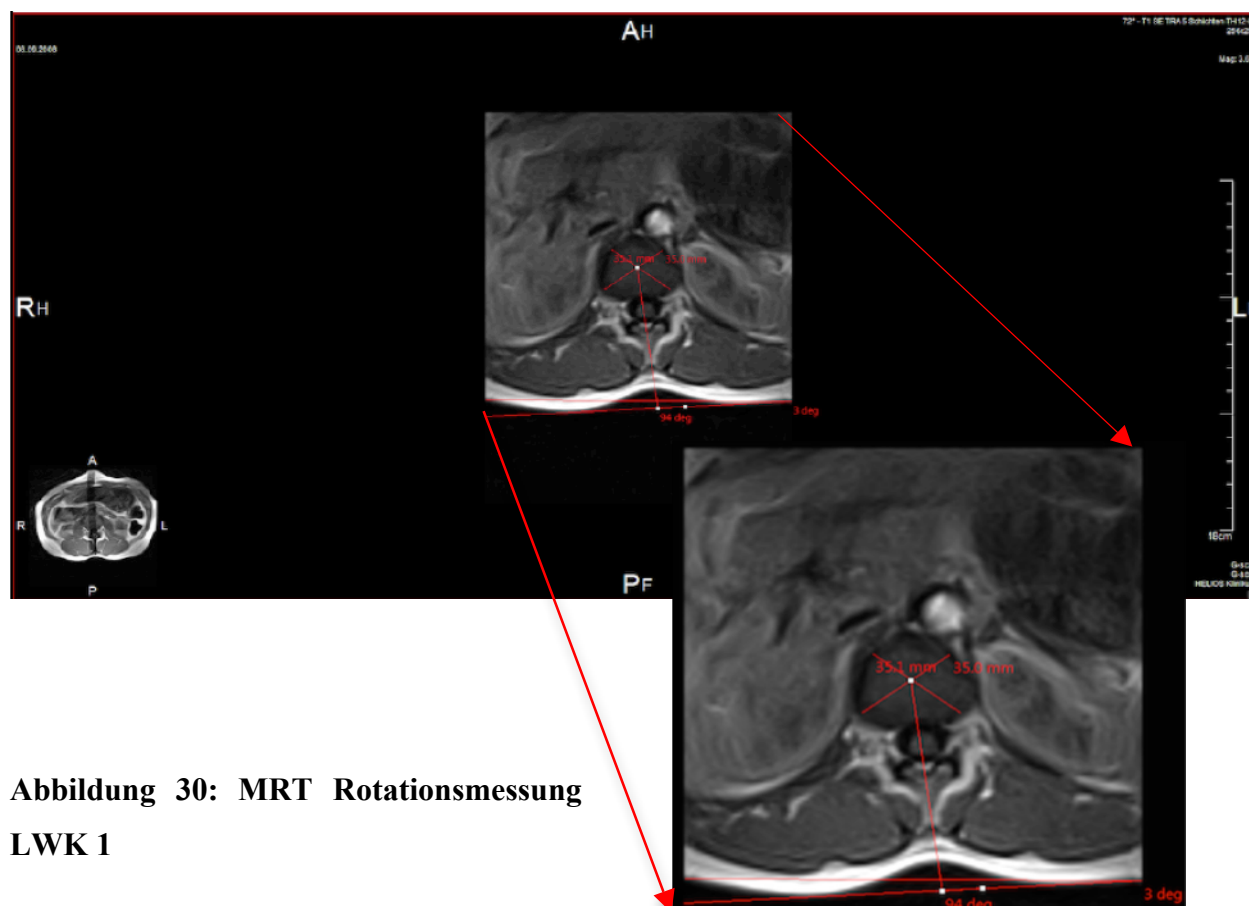
Über die gesamte Aufnahmezeit müssen die Patienten stehen bleiben, ohne sich zu bewegen, was bei einer Aufnahmedauer von ca. 3 Minuten pro Sequenz gelegentlich Probleme bereitete, insbesondere bei den jüngeren Patienten. Es kam zu Bewegungsartefakten und somit unauswertbaren Aufnahmen bei ca. der Hälfte der Patienten, was zum Ausschluss aus dem Untersuchungskollektiv führte. Bei älteren Patienten ließen sich zumeist bessere Aufnahmen erzeugen, da bei stärkerer Compliance weniger Bewegungsartefakte auftraten.

#### 2.4.2 Rotationsmessung der Wirbelkörper per MRT

Die Rotation der Wirbelkörper wurde manuell ausgewertet mittels transversaler MRT-Aufnahmen. Zunächst musste der Mittelpunkt des Corpus vertebrae im kernspintomografischen Schnittbild ermittelt werden. Anschließend wurde errechnet, in welchem Winkel der Patient angelehnt stand (Verbindungslinien der Berührungspunkte der Hautoberfläche und der LWS-Spule zueinander).

Zwischen der Verbindungsgerade des Mittelpunktes des WK zur Mitte der Spitze des WK-Dornfortsatzes und der Verbindungslinie der Berührungspunkte der Hautoberfläche besteht ein Winkel. Der Rotationswinkel der WK wurde so in der ausgemessenen Transversalebene jeweils errechnet nach Abzug des Winkels Patientenkörper zur Patientenlage.

Der Mittelpunkt jedes Corpus vertebrae von LWK 1 bis LWK 4 wurde bestimmt und die entsprechende Rotation der Dornfortsätze nach links oder rechts ausgemessen.



**Abbildung 30: MRT Rotationsmessung  
LWK 1**



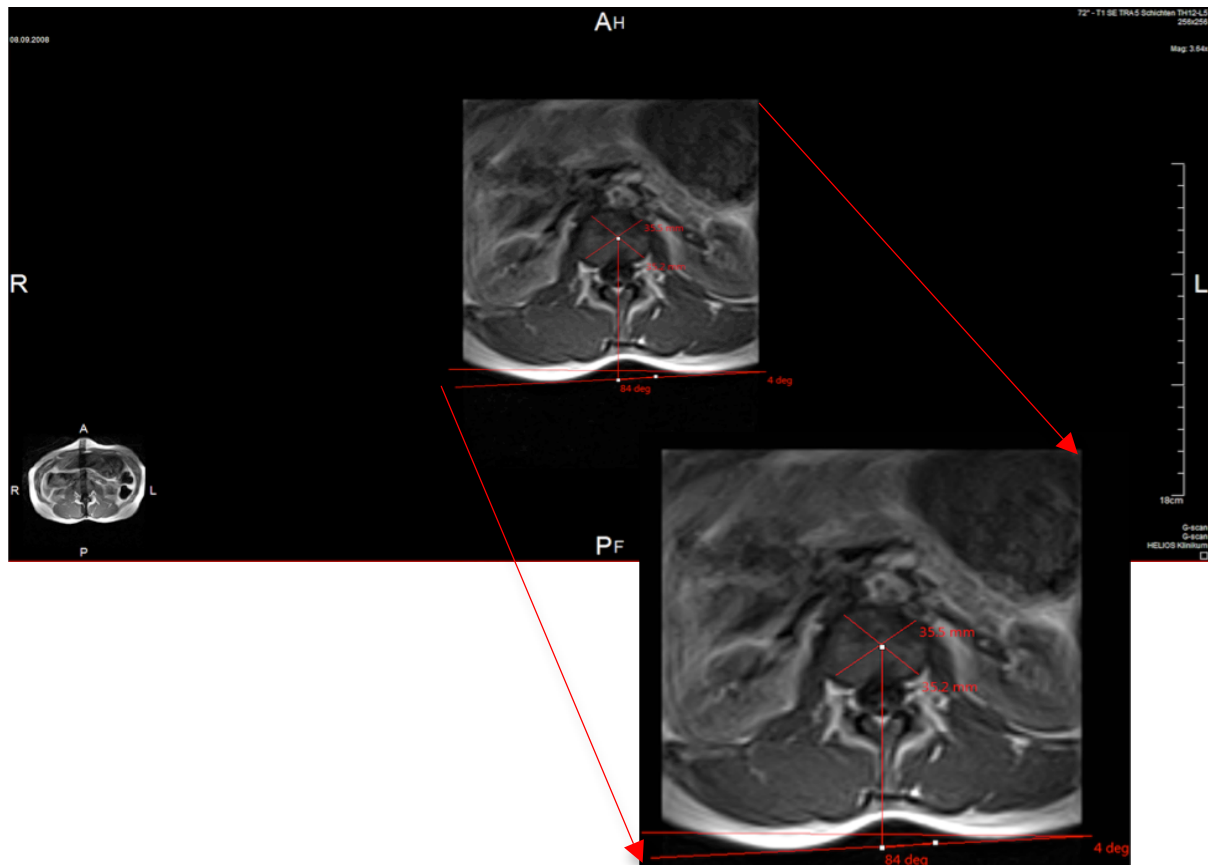


Abbildung 31: MRT Rotationsmessung LWK 2

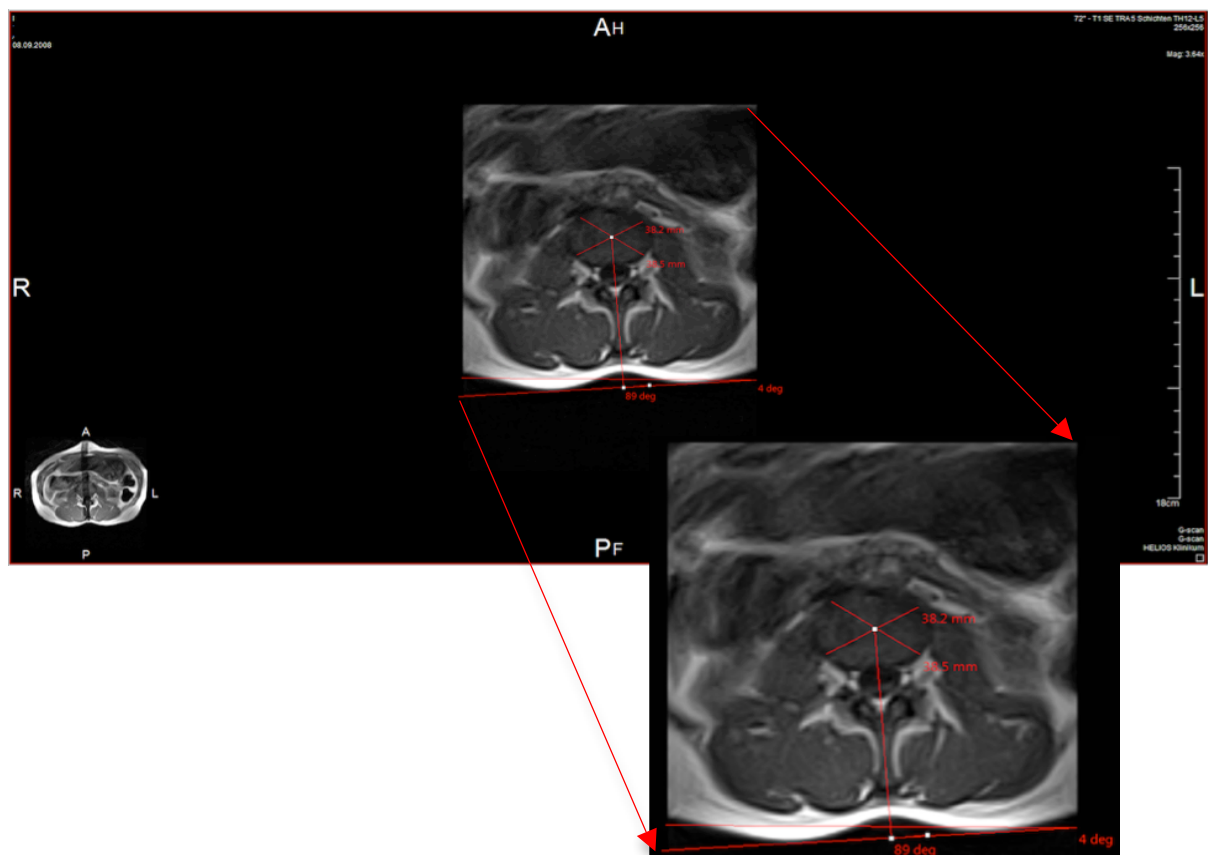
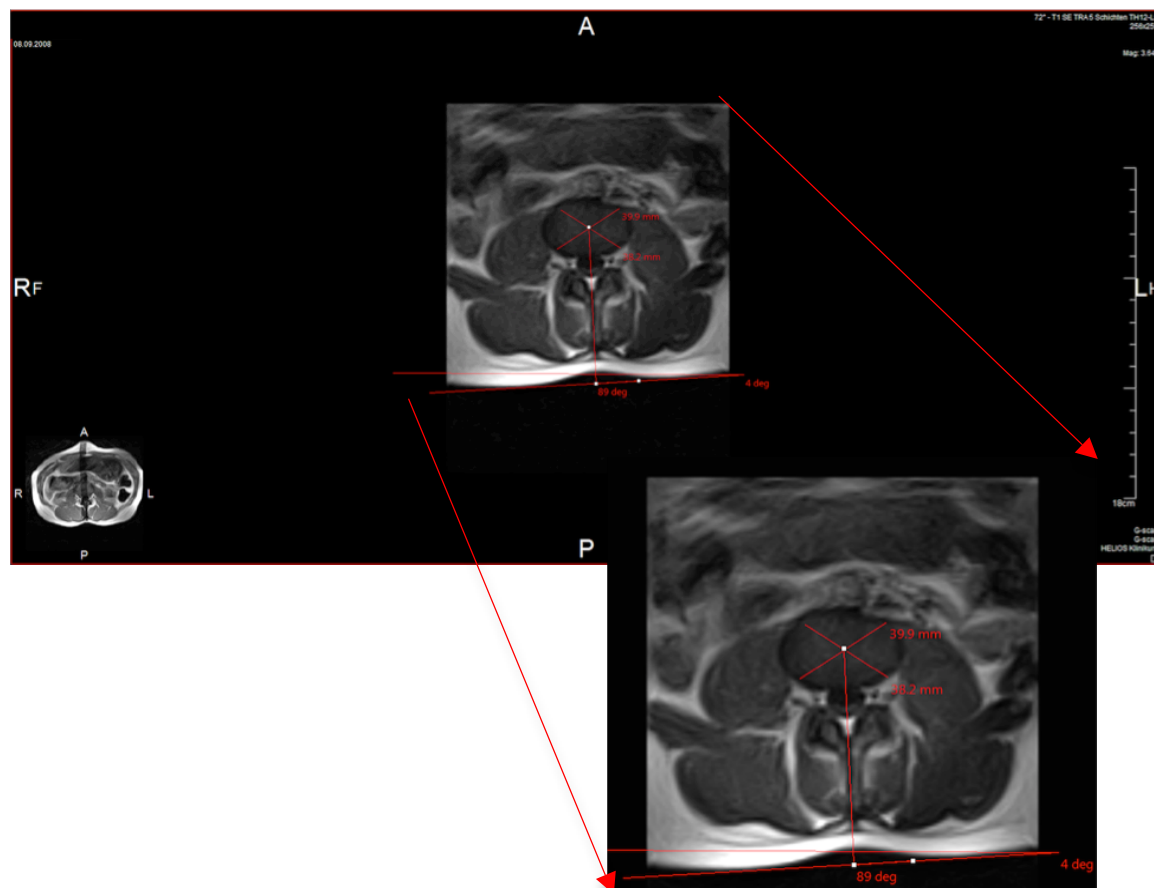


Abbildung 32: MRT Rotationsmessung LWK 3



**Abbildung 33: MRT Rotationsmessung LWK 4**

Die LWK 1–4 aller Patienten wurden auf diese Art auf den MRT-Schnittbildern vermessen. Anschließend erfolgte der Vergleich mit den Resultaten der Formetric-3D-VRS der LWK 1–4, da die VRS lediglich bis zum vierten LWK idealisiert dargestellt werden kann. Im nächsten Schritt wurde mittels eines Computers entsprechend jeder segmentale LWK einzeln mit der per VRS errechneten oberflächenanalytisierten WK-Rotation verglichen und tabellarisch dargestellt. Möglich wird dies durch die Reproduzierbarkeit der Körperhaltung und Körperposition bei der MRT und in der Videorasterstereografie. Damit werden beide Untersuchungstechniken, vor allem in aufrecht stehender Position, für die durchgeführte Studie vergleichbar.



## 2.5 Statistische Methoden

Alle erhobenen Daten wurden mittels des Statistikprogramms SPSS (Statistical Package for Sciences, Version 22) erfasst und ausgewertet.

Für nominal skalierte Merkmale (Geschlecht) wurden absolute und relative Häufigkeiten berechnet, für metrisch skalierte Merkmale (Alter, BMI, Winkel etc.) wurden Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Median, Minimum sowie Maximum berechnet und entsprechende Histogramme angefertigt.

Um die Übereinstimmung zweier Messverfahren zu überprüfen, wurde auf das Verfahren nach Bland und Altman zurückgegriffen. Hierfür werden für jeweils zwei Messverfahren an denselben Untersuchungseinheiten deren Differenzen gegen deren Mittelwerte regrediert. Es wird untersucht, ob sich die mittleren Differenzen signifikant von null unterscheiden (also ob sich die beiden Messmethoden im Mittel signifikant voneinander unterscheiden) und ob eine Verzerrung der Messungen nachweisbar ist (per Regressionsanalyse).

### 2.5.1 Analyse der Basisdaten

Für die Variablen Größe, Gewicht, BMI, Alter und Geschlecht wurden deskriptive Statistiken berechnet und tabellarisch dargestellt sowie entsprechende Grafiken (Histogramme, Säulendiagramme) angefertigt.

Die Ergebnisse der Analyse der Rotationsmessungen resultierten über die Analyse der Übereinstimmung zwischen Formetric-3D-Oberflächenrotation der idealisierten WK und der Dornfortsatzrotation in der MRT. Jeder Patient wurde an den Lendenwirbelkörpern 1–4 mit beiden Geräten vermessen. Daraus resultieren acht MRT–Messungen pro Patient im Stehen und im Liegen. Zur Klärung der Frage, ob die Form der Wirbelsäule explizit aus den über die Formetric erhaltenen Oberflächendaten und mit welcher Genauigkeit deren Rotation bestimmt werden kann, wurde von den beiden Initialaufnahmen der Formetric 3D jeweils die bessere zum Vergleich ausgewählt, ausgewertet und mit den transversalen Schichten der jeweils vier Lendenwirbelkörper verglichen.

Zunächst werden für jeden Wirbelkörper die Differenz und der Durchschnitt aus den beiden Messungen (MRT und VRS) festgestellt. Die Differenz der beiden Messwerte ist im Idealfall gleich null. Je größer die Differenz ist, desto unterschiedlicher messen die Methoden im Mittel. Der Durchschnitt der beiden Messmethoden kann dann als der „ideale Wert“ interpretiert werden.

Die Autoren Grouven et al. (2007) sowie Bland und Altman (1986) postulierten, dass die Bland-Altman-Analyse derzeit die verlässlichste Methode zum Vergleich zweier Messmethoden sei.

Daher wurden Differenz und Durchschnitt innerhalb des Bland-Altman-Plots gegeneinander abgetragen.

Entsprechend erfolgte die Darstellung, z. B. Abszisse (x) = Mittelwert zweier Messungen des gleichen Verfahrens, Ordinate (y) = Differenz dieser beiden Werte. Daraus lassen sich folgende Sachverhalte ablesen:

Den Idealzustand der Differenzen gibt die schwarz durchgezogene Null-Linie an. Sollte eine Differenz von null existieren, sind die beiden untersuchten Messwerte gleich.

Die tatsächliche mittlere Differenz der Messwerte (rot durchgezogene Linie) gibt die tatsächliche mittlere Differenz der beiden Methoden an. Je weiter diese Linie von der Null-Linie entfernt ist, desto größere mittlere Durchschnittswerte liegen zwischen den beiden Methoden vor. Nun wird per Einstichproben-t-Test überprüft, ob sich dieser Wert signifikant von null unterscheidet. Sollte dies der Fall sein (also ab einem  $p < 0,05$ ), unterscheiden sich die beiden Messmethoden im Mittel signifikant voneinander.

Die „limits of agreement“ (rot gestrichelt) berechnen sich aus der mittleren Differenz (rote Linie)  $\pm 2 \cdot$  Standardabweichung der Differenz. Innerhalb dieses Bereichs sollten 95 % der Werte liegen; damit kann von einer guten Übereinstimmung der Werte ausgegangen werden. Weiterhin wird per linearer Regressionsanalyse untersucht, ob ein sog. Bias nachweisbar ist. Ein Bias kennzeichnet eine zu- oder abnehmende Differenz der Messwerte mit zunehmenden ursprünglichen Messwerten. Im zugehörigen Bland-Altman-Plot wäre also eine Tendenz (von links unten nach rechts oben bzw. umgekehrt) sichtbar.

Die deskriptiven Werte der ursprünglichen Messungen sowie der Differenzwerte wurden tabellarisch aufgetragen.

### **2.5.2 Korrelationsanalyse der Messverfahren**

Mittels der Software SPSS wurde die Berechnung der Korrelationskoeffizienten nach PEARSON vorgenommen. Sofern der Korrelationskoeffizient den Wert  $r = \pm 1,0$  annimmt, ist von einem vollständigen linearen Zusammenhang auszugehen, wohingegen ein Korrelationskoeffizient von  $r = 0,0$  besagt, dass kein linearer Zusammenhang zwischen den beiden Messungen besteht.

Zu beachten ist jedoch, dass selbst bei einem hohen Korrelationskoeffizienten nicht von einer Gleichheit der beiden Messverfahren ausgegangen werden kann. Dies ist beispielsweise dann der Fall, wenn eine der beiden Methoden systematisch um einen konstanten Wert anders misst.

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Untersuchung eines Patientenkollektivs

Für die Untersuchung stand ein Kollektiv von 49 Patienten / Patientinnen aus dem stationären Bereich sowie der Skoliose-Sprechstunde der Kinderorthopädischen Klinik des HELIOS Klinikums Emil von Behring zur Verfügung. Es wurden nur nichtoperierte Patienten mit idiopathischer Skoliose und einem Cobb-Winkel bis maximal 40 Grad ausgewählt. Von den 49 Patienten konnten 98 Videorasterstereografien über die Formetric 3D und ebenfalls zeitnah erstellte Magnetresonanztomografien mit jeweils fünf Schichten durch jeden Wirbelkörper LWK 1 bis LWK 4 zu je drei Sequenzen ausgewertet werden. Durchschnittlich lagen pro Patient somit acht Aufnahmepaare vor, die im Mittel über einen Zeitraum von 14 Monaten erstellt und bewertet wurden.

#### **Ergebnisse:**

In der vorliegenden Arbeit wurden die Vermessungsergebnisse der Wirbelkörperrotation aufgeteilt in Messergebnisse durch die Videorasterstereografie (VRS) Formetric 3D in Messungen der Oberflächenrotation sowie die Magnetresonanztomografien im offenen Magnetresonanztomografen, in aufrechter Körperposition, mit Vermessung der Dornfortsatzrotation. Beide Messverfahren wurden im Lendenwirbelkörperbereich angewendet und miteinander verglichen bei Patienten mit idiopathischen Skoliosen. Ausschließlich Patienten ohne Voroperationen wurden in die Studie einbezogen. Die Geschlechterverteilung bestand aus 83,7 % weiblichen und 16,3 % männlichen Patienten.

Das Durchschnittsalter betrug 22,1 Jahre, der Altersmedian lag bei 15,8 Jahren. Der Altersgipfel bei der idiopathischen Skoliose ist in der Adoleszenz anzusiedeln. Da die Studie in der Klinik für Kinderorthopädie durchgeführt wurde, sind selbstverständlich vorwiegend Kinder und Jugendliche in die Studie einbezogen worden.

Die untersuchten Patienten waren zum Untersuchungszeitraum im Durchschnitt 164,1 cm groß bei einem durchschnittlichen Gewicht von 57,2 kg. Der Body Mass Index lag im Gesamtkollektiv bei 21,0 kg/m<sup>2</sup>. Aufgeteilt im Patientenkollektiv beträgt der BMI beim weiblichen Geschlecht 20,57 kg/m<sup>2</sup> sowie beim männlichen Geschlecht 23,47 kg/m<sup>2</sup>. Beide Geschlechtergruppen liegen mit ihren BMI-Werten im normalgewichtigen Bereich.

Der Body Mass Index spielte bei der Vermessung und Berechnung der Wirbelkörperrotation eine Rolle, da lediglich normal- bis untergewichtige Patienten vermessen wurden und die Oberflächenvermessung per Videorasterstereografie (VRS) frei von jeglichen Abweichungsmessergebnissen bei adipösen Patienten war.

### 3.1.1 Alters- und Geschlechterverteilung

Zum Patientenkollektiv wurde einerseits die Geschlechterverteilung, andererseits die Altersverteilung dargelegt. In die Auswertung der vorliegenden Studie gehen demnach die Untersuchungsmessergebnisse von 49 Patienten (41 weibliche, 8 männliche Fälle) mit einem durchschnittlichen Alter zum Vermessungszeitpunkt von 22,1 Jahren + Median (189 Monate) 15,8 Jahre, Spannweite (102 Monate bis 795 Monate = 8,5 Jahre bis 66,3 Jahre) ein.

Die Geschlechter sind aufgeteilt in 83,7 % weibliche sowie 16,3 % männliche Patienten.

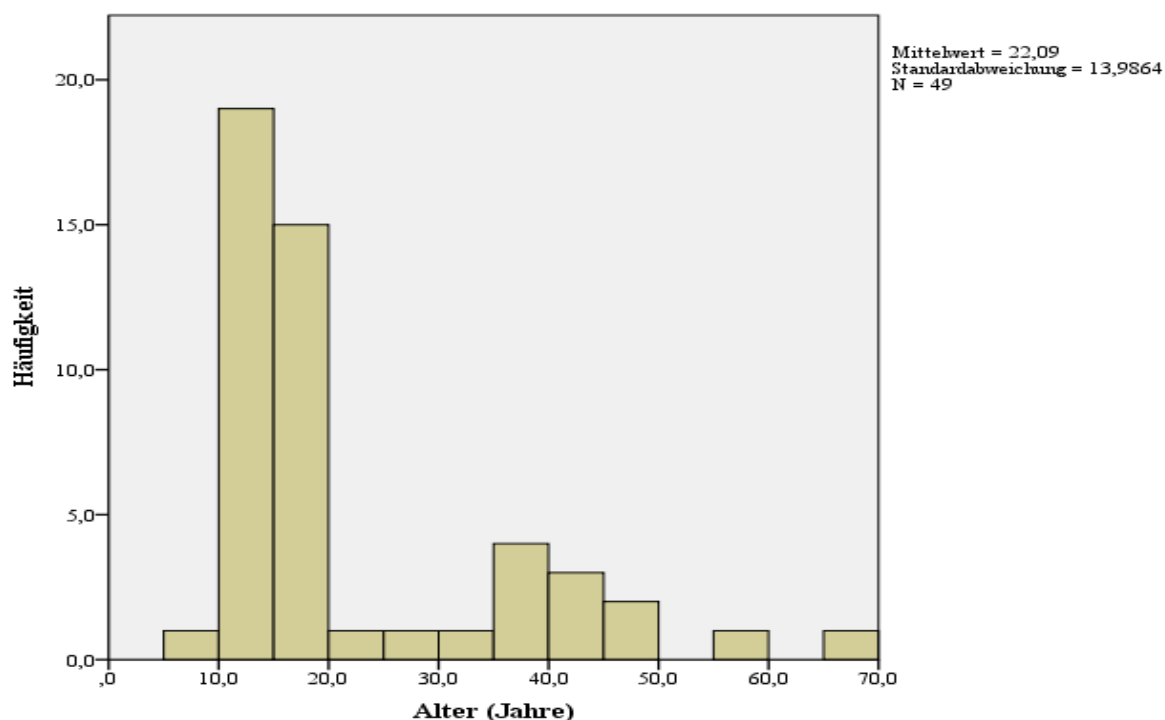
	Häufigkeit	Prozent
weiblich	41	83,7
männlich	8	16,3
Gesamtsumme	49	100,0

**Tabelle 4: Analyse Geschlecht im Gesamtkollektiv**

#### Analyse Alter

	Alter (Jahre)
Mittelwert	22,1
Standardabweichung	14,0
Median	15,8
Minimum	8,5
Maximum	66,3
Gültige Anzahl	49

**Tabelle 5: Analyse Alter im Gesamtkollektiv**



**Abbildung 34: Histogramm Analyse Alter (Jahre) in Bezug zur Häufigkeit**

### 3.1.2 Körpergröße, Körpergewicht, Body Mass Index (BMI)

Im Gesamtkollektiv betrug die durchschnittliche Körpergröße 164,1 cm und das Körpergewicht 57,2 kg zum Untersuchungszeitpunkt. Der durchschnittliche Body Mass Index lag im Gesamtkollektiv bei 21,0 kg/m<sup>2</sup>. Aufgeteilt im Patientenkollektiv beträgt der BMI beim weiblichen Geschlecht 20,57 kg/m<sup>2</sup>, beim männlichen Geschlecht 23,47 kg/m<sup>2</sup>. Beide Geschlechtergruppen liegen mit ihren BMI-Werten im Bereich des Normalgewichts. Der BMI errechnet sich in Körpergewicht in Kilogramm geteilt durch Körpergröße in Metern zum Quadrat. Das Resultat entspricht dann Kilogramm pro Meter zum Quadrat oder kurz kg/m<sup>2</sup>.

#### Analyse Größe, Gewicht, BMI

	Größe	Gewicht	BMI
Mittelwert	164,1	57,2	21,0
Standardabweichung	9,4	13,2	3,3
Median	163,0	55,0	21,0
Minimum	143	38	15,4
Maximum	190	95	29,7
Gültige Anzahl	49	49	49

**Tabelle 6:**  
**Körpergröße (cm), Körpergewicht (kg) und Body Mass Index (BMI) (kg/m<sup>2</sup>)**

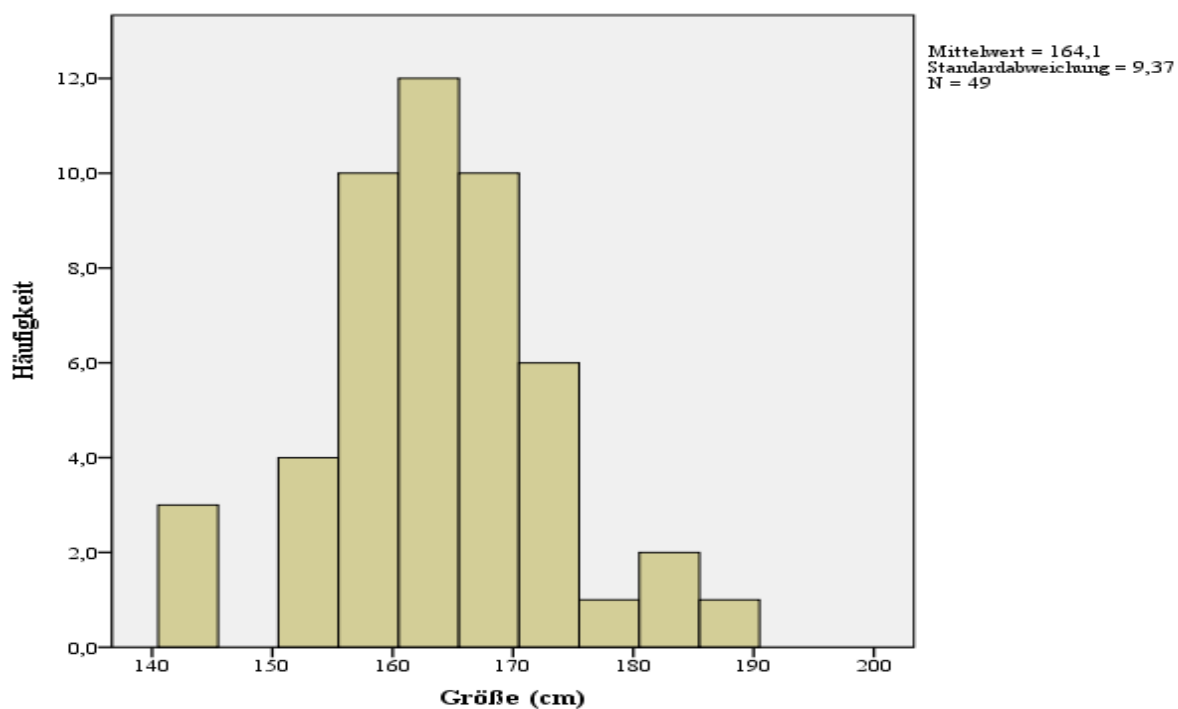


Abbildung 35: Histogramm Analyse Größe (cm) in Bezug zur Häufigkeit

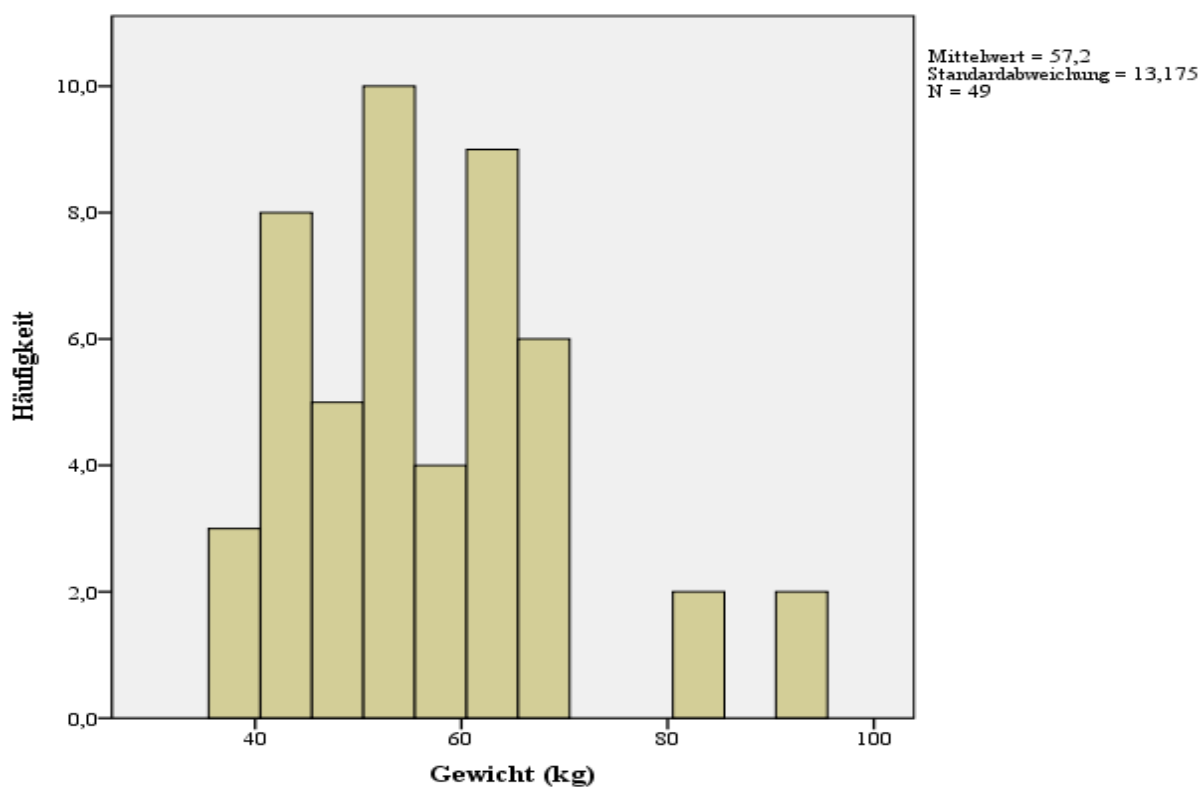
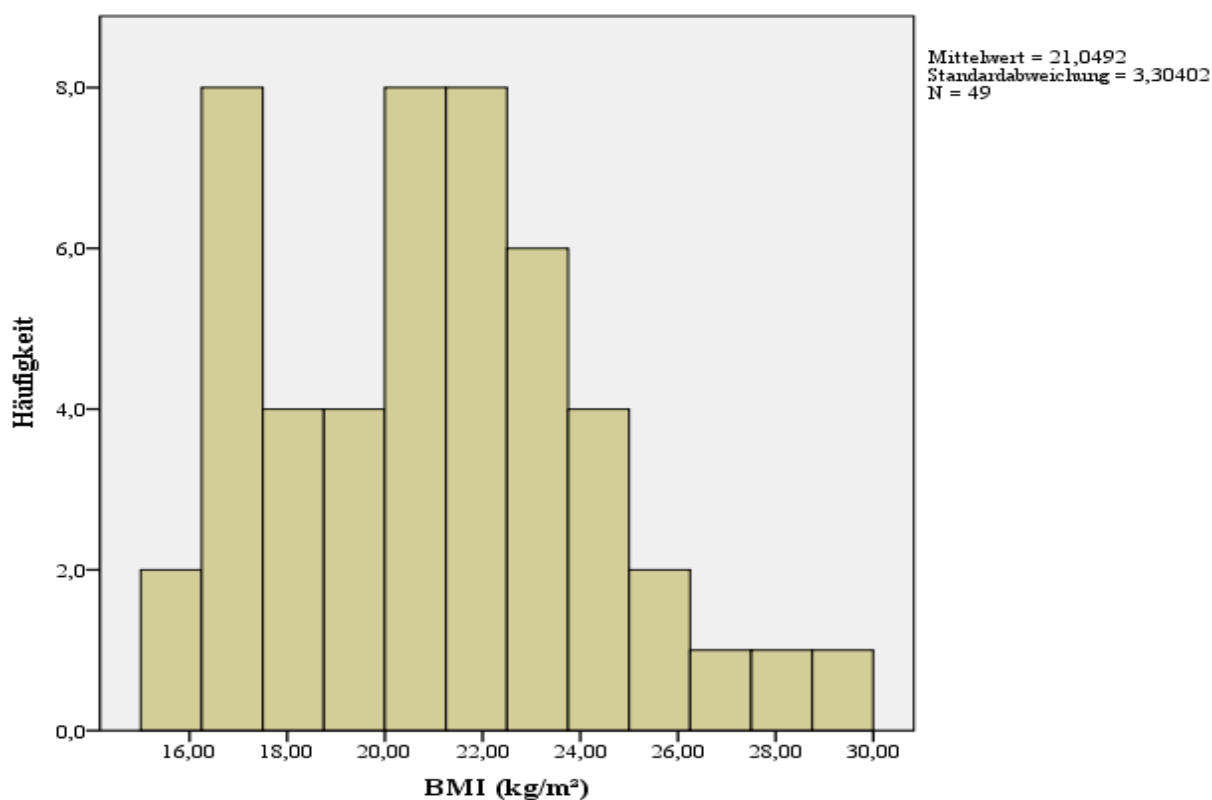


Abbildung 36: Histogramm Analyse Gewicht (kg) in Bezug zur Häufigkeit



**Abbildung 37: Histogramm Analyse Body Mass Index (BMI) (kg/m<sup>2</sup>) in Bezug zur Häufigkeit**

### 3.2 Ergebnisse der Rotationsmessungen: Analyse der Übereinstimmung zwischen Formetric-3D-Oberflächenrotation der idealisierten WK und der Dornfortsatzrotation im Magnetresonanztomografen

Jeder Patient wurde an den Lendenwirbelkörpern LWK 1, LWK 2, LWK 3 und LWK 4 jeweils mit beiden Geräten vermessen. Daraus resultieren acht Messungen pro Patient. Alle acht Messungen wurden mittels des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung geprüft. Es konnte keine signifikante Abweichung hiervon nachgewiesen werden.

Zunächst werden pro Wirbelkörper die Differenz sowie der Durchschnitt aus den beiden Messungen gebildet. Die Differenz der beiden Messwerte ist im idealen Fall gleich null. Je größer (oder kleiner) die Differenz ist, desto unterschiedlicher messen demzufolge die Methoden im Mittel. Der Durchschnitt der beiden Messmethoden kann dann als der „ideale Wert“ interpretiert werden.

Differenz und Durchschnitt werden innerhalb des Bland-Altman-Plots gegeneinander abgetragen. Daraus lassen sich folgende Sachverhalte ablesen:

Den Idealzustand der Differenzen gibt die schwarz durchgezogene Null-Linie an. Sollte eine Differenz von null existieren, sind die beiden untersuchten Messungen als gleich zu betrachten (siehe Abbildung 39, Abbildung 41, Abbildung 43, Abbildung 45).

Die tatsächliche mittlere Differenz der Messwerte (rot durchgezogene Linie im Bland-Altman-Plot) gibt die tatsächliche mittlere Differenz der beiden Methoden an. Je weiter diese Linie von der Null-Linie entfernt ist, desto größere mittlere Abweichungen zwischen den beiden Methoden liegen vor. Nun wird per einfachem t-Test überprüft, ob sich dieser Wert signifikant von null unterscheidet. Sollte dies der Fall sein (also ab einem  $p$  kleiner als 0,05), dann unterscheiden sich die beiden Messmethoden im Mittel signifikant voneinander. Ob dieser Unterschied dann auch klinisch, bzw. praktisch, relevant ist, ist damit nicht geklärt.

Die „limits of agreement“ (rot gestrichelt): Diese berechnen sich aus der mittleren Differenz (rote Linie)  $\pm 2 \cdot$  Standardabweichung der Differenz. Innerhalb dieses Bereichs sollten 95 % der Werte liegen, damit kann von einer guten Übereinstimmung der Werte ausgegangen werden. Weiterhin wird per linearer Regressionsanalyse untersucht, ob ein sogenannter Bias nachweisbar ist. Ein Bias kennzeichnet eine zu- oder abnehmende Differenz der Messwerte mit zunehmenden ursprünglichen Messwerten. Im zugehörigen Bland-Altman-Plot wäre also eine Tendenz (von links unten nach rechts oben bzw. umgekehrt) sichtbar. Per linearer Regressionsanalyse (der Durchschnitte auf Differenzen) wird geprüft, ob ein Bias nachweisbar wird. Dies würde bedeuten, dass die Differenz der beiden Methoden vom tatsächlich gemessenen Wert abhängt.

Die deskriptiven Werte der ursprünglichen Messungen sowie der Differenzwerte werden tabellarisch aufgetragen.

Zusätzlich werden die Resultate der beiden Methoden pro LWK in einem Scatterplot aufgetragen (siehe Abbildung 38, Abbildung 40, Abbildung 42, Abbildung 44). Die Messwertpaare eines Patienten sind hierin durch die Kreise repräsentiert. Bei idealer Übereinstimmung der beiden Methoden liegen alle Messwertpaare auf der ersten Winkelhalbierenden (blau eingezeichnet). Eine große Abweichung hiervon weist auf eine große Unterschiedlichkeit der beiden Methoden hin. Per Berechnung der Korrelationskoeffizienten nach Pearson wurde pro LWK ein einfaches Zusammenhangsmaß (sowie der zugehörige  $p$ -Wert) berechnet.

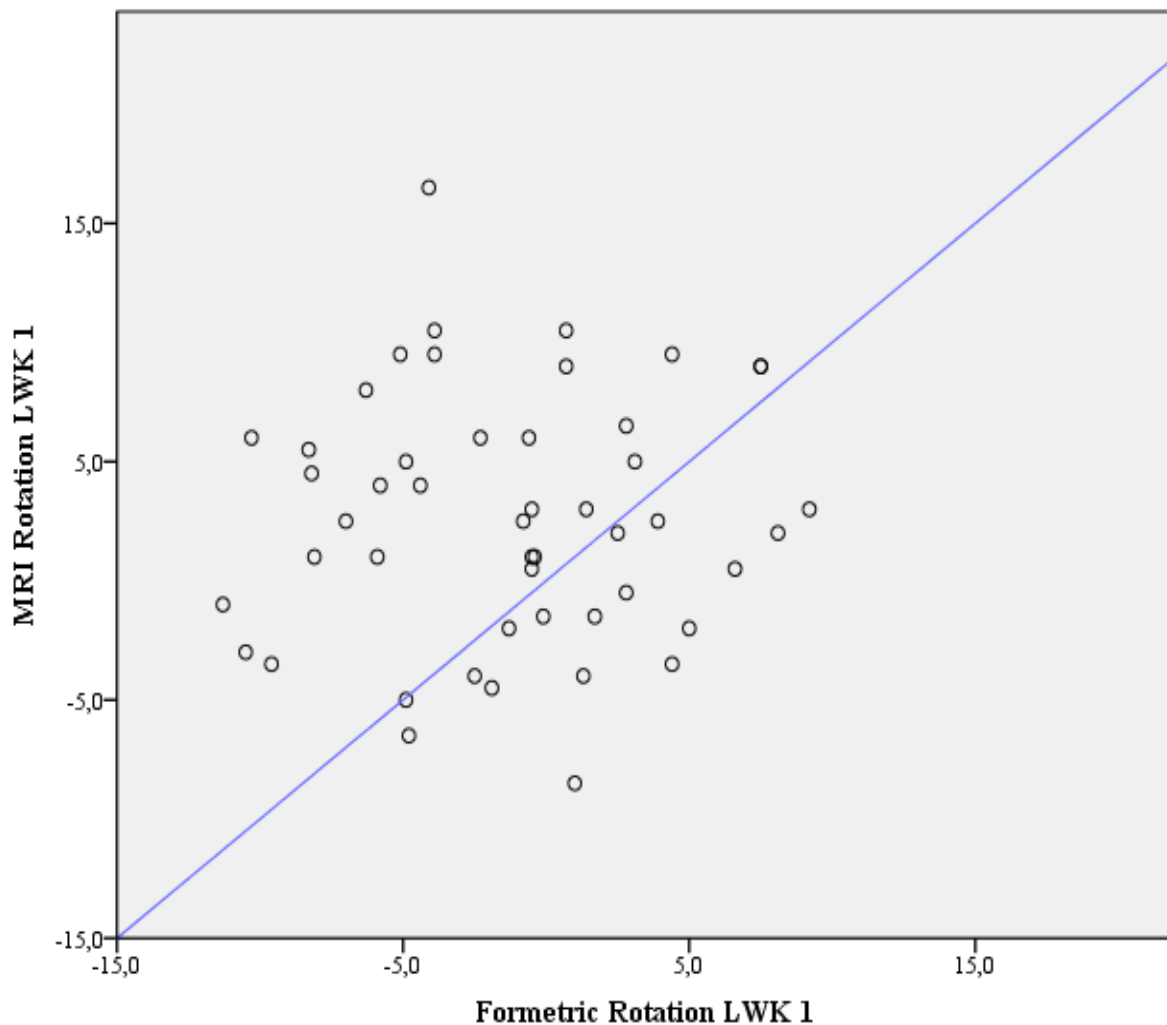


### 3.2.1 Analyse LWK 1

	Formetric-Rotation	MRT-Rotation	Differenz
	LWK1	LWK1	LWK1
Mittelwert	-1,3	2,6	-3,9
Standardabweichung	5,2	5,2	7,2
Median	-0,6	2,5	-3,3
Minimum	-11,3	-8,5	-20,6
Maximum	9,2	16,5	9,5
Gültige Anzahl	49	49	49

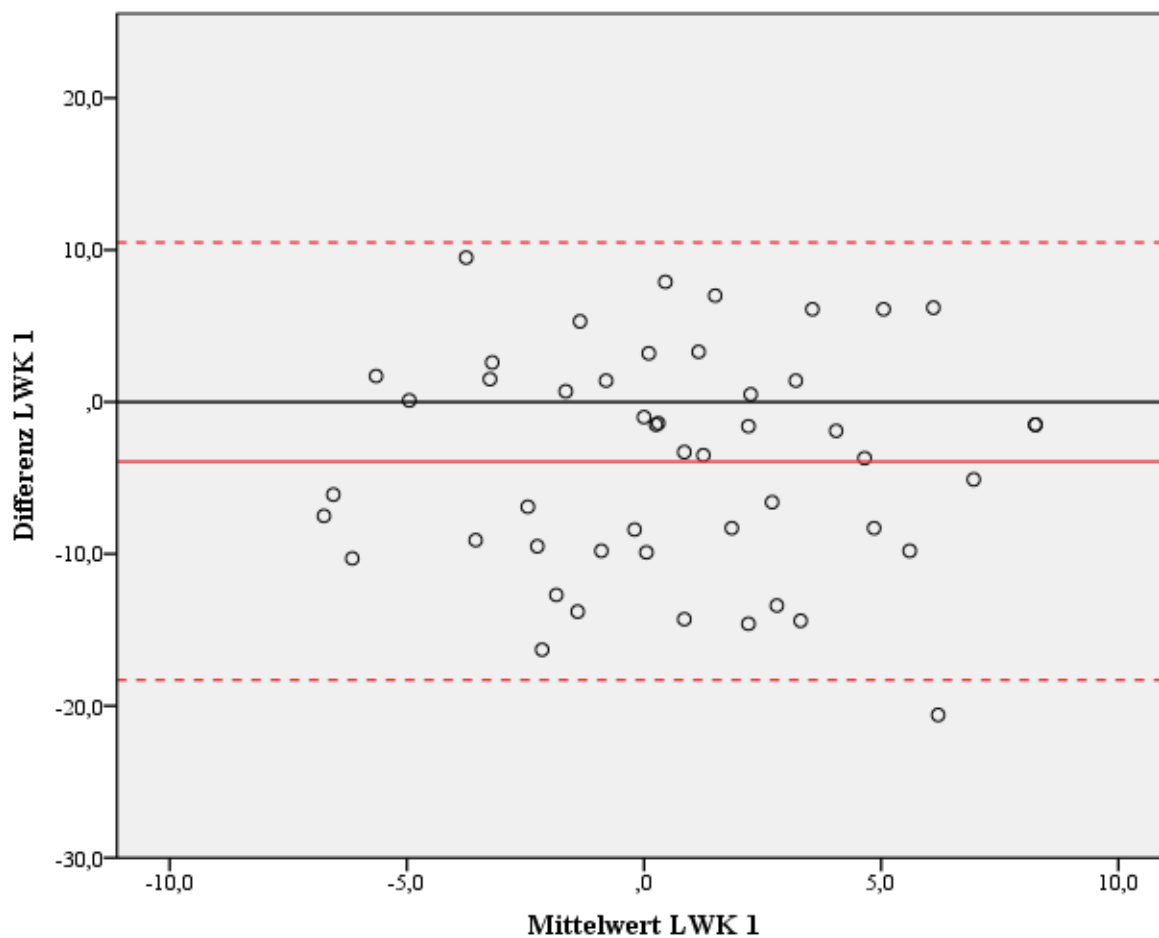
**Tabelle 7: Dornfortsatzrotation LWK 1 bei den MRT-Messungen in Grad,** Linksrotation des Dornfortsatzes = negativer Wert, Rechtsrotation des Dornfortsatzes = positiver Wert **im Vergleich zur Oberflächenrotation LWK 1 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad:** Linksrotation der Wirbelkörper = negative Werte, Rechtsrotation der Wirbelkörper = positive Werte.

Die Mittelwerte der Formetric-Rotation (-1,3) und der MRT-Rotation (2,6) unterscheiden sich also deutlich (-3,9). Die Extremwerte bewegen sich im Bereich -20,6 bis 9,5, dies kennzeichnet teilweise extreme Abweichungen der beiden Methoden. Dies wird auch im Scatterplot und im Bland-Altman-Plot deutlich:



**Abbildung 38: Streudiagramm Dornfortsatzrotation LKW 1 bei den MRT-Messungen in Grad im Vergleich zur Oberflächenrotation LKW 1 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad**

Schon an dieser Abbildung ist ersichtlich, dass es teilweise zu gravierenden Abweichungen der Messwertpaare kommt: Deutlich sind beispielsweise die Abweichungen bei einem Patienten zu sehen, dessen Wert der Formetric-Messung bei ca.  $-4$ , der der MRT-Messung jedoch bei  $+16$  liegt. Der Korrelationskoeffizient beträgt  $0,046$  ( $p = 0,755$ ).



**Abbildung 39: Bland-Altman-Plot: Rotation LWK 1: Formetric/ Rotation LKW 1 MRT, Differenz in Bezug zum Mittelwert LWK 1 in Grad**

---



---

**Bland-Altman-Analyse**

Differenz der Messungen	-3,920
Standardabweichung	7,238
t-Test (p-Wert)	<b>&lt;0,001</b>
Bias/Regression der Differenz auf Durchschnitte (p-Wert)	0,994
Gültige N	49

---



---

**Tabelle 8: Bland-Altman-Analyse LWK 1**

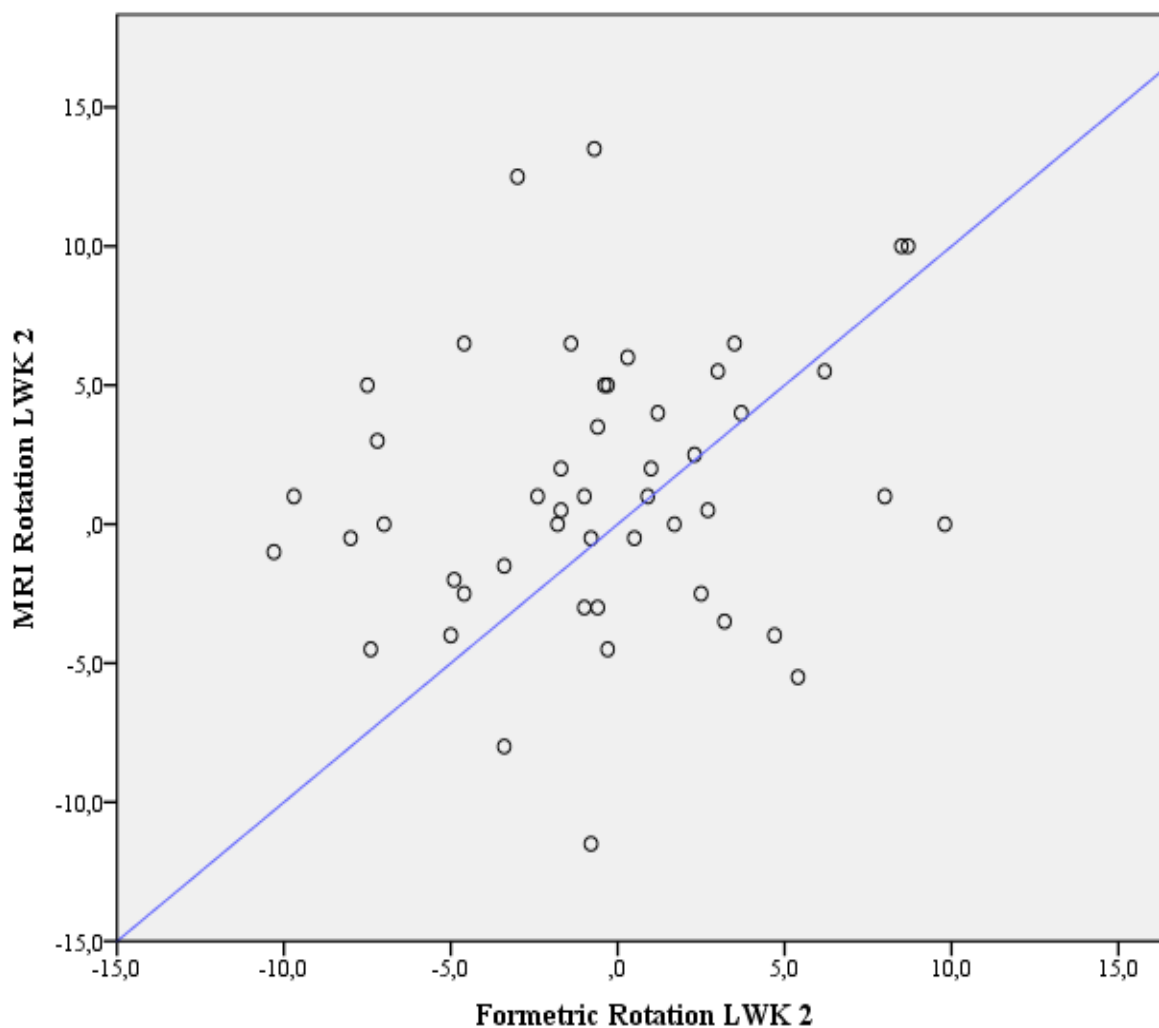
Nur ein Wertepaar liegt außerhalb der „limits of agreement“. Die mittlere Differenz ist signifikant von null, also sind die mittleren Resultate der MRT-Messungen signifikant größer als die der Formetric. Ein Bias ist nicht nachweisbar. Die limits of agreement sind so groß, dass von einer Gleichwertigkeit der Methoden nicht gesprochen werden kann.

### 3.2.2 Analyse LWK 2

	Formetric-Rotation LWK 2	MRT-Rotation LWK 2	Differenz LWK 2
Mittelwert	-0,5	1,3	-1,7
Standardabweichung	4,7	5,0	6,2
Median	-0,6	1,0	-1,9
Minimum	-10,3	-11,5	-15,5
Maximum	9,8	13,5	10,9
Gültige Anzahl	49	49	49

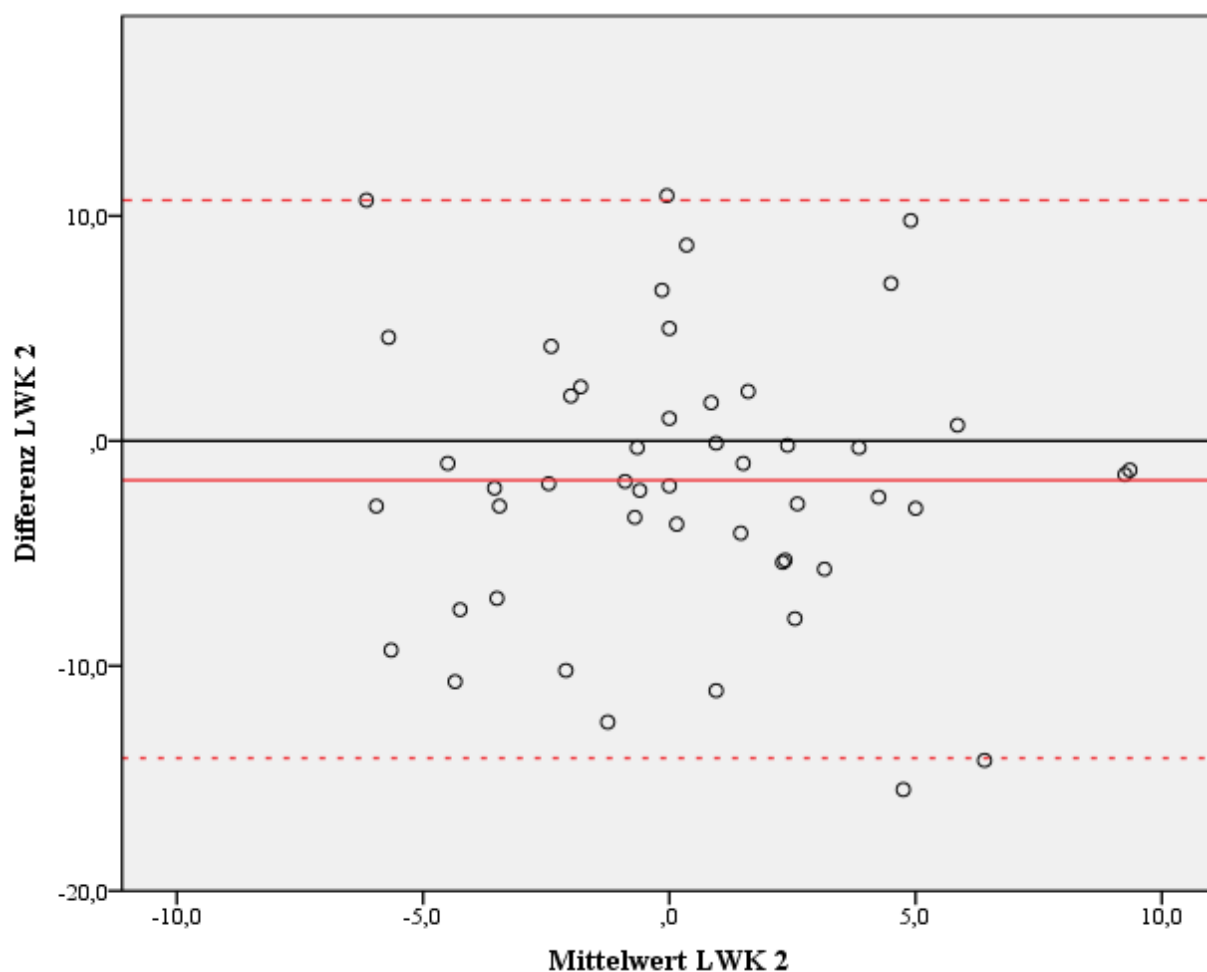
**Tabelle 9: Dornfortsatzrotation LWK 2 bei den MRT-Messungen in Grad, Linksrotation des Dornfortsatzes = negativer Wert, Rechtsrotation des Dornfortsatzes = positiver Wert im Vergleich zur Oberflächenrotation LWK 2 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad: Linksrotation der Wirbelkörper = negative Werte, Rechtsrotation der Wirbelkörper = positive Werte.**

Die Mittelwerte der Formetric-Rotation (-0,5) und der MRT-Rotation (1,3) unterscheiden sich also (-1,7), jedoch nicht so stark wie beim LWK 1. Die Extremwerte (also die maximalen Abweichungen zwischen den beiden Messungen) bewegen sich im Bereich -15,5 bis 10,9, dies kennzeichnet teilweise extreme Unterschiedlichkeit der beiden Methoden. Dies wird auch im Scatterplot und im Bland-Altman-Plot deutlich:



**Abbildung 40: Streudiagramm Dornfortsatzrotation LKW 2 bei den MRT-Messungen in Grad im Vergleich zur Oberflächenrotation LKW 2 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad**

Auch hier sind teilweise deutliche Abweichungen zwischen den beiden Methoden ersichtlich: Bei einem Patienten beläuft sich die Formetric-Messung auf ca.  $-1$ , wohingegen die MRT-Messung einen Wert von ca.  $-11$  ergab. Der Korrelationskoeffizient beträgt  $0,193$  ( $p = 0,184$ ).



**Abbildung 41: Bland-Altman-Plot: Rotation LWK 2: Formetric/ Rotation LKW 2 MRT, Differenz in Bezug zum Mittelwert LWK 2 in Grad**

<b>Bland-Altman-Analyse</b>	
Differenz der Messungen	-1,749
Standardabweichung	6,164
t-Test (p-Wert)	0,053
Bias/Regression der Differenz auf Durchschnitte (p-Wert)	0,750
Gültige N	49

**Tabelle 10: Bland-Altman-Analyse LWK 2**

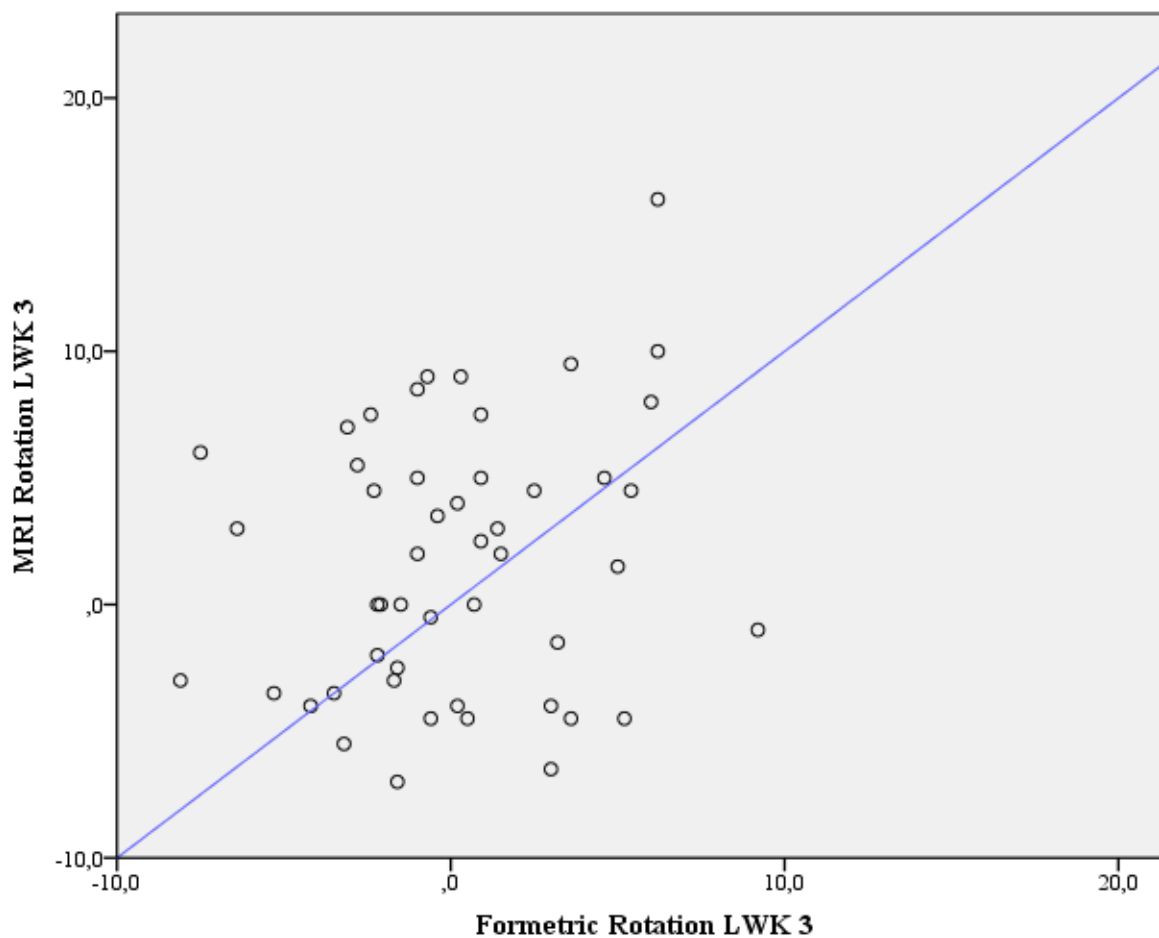
Nur ein Wertepaar liegt außerhalb der „limits of agreement“. Die mittlere Differenz ist nicht signifikant von null verschieden, also sind die mittleren Resultate der MRT-Messungen nicht statistisch signifikant größer als die der Formetric. Ein Bias ist nicht nachweisbar. Die empirisch ermittelten limits of agreement sind jedoch von keiner praktischen Relevanz.

### 3.2.3 Analyse LWK 3

	Formetric-Rotation	MRT-Rotation	Differenz
	LWK 3	LWK 3	LWK 3
Mittelwert	0,1	1,7	-1,6
Standardabweichung	3,7	5,3	5,8
Median	-0,4	2,0	-1,6
Minimum	-8,1	-7,0	-13,5
Maximum	9,2	16,0	10,2
Gültige Anzahl	49	49	49

**Tabelle 11: Dornfortsatzrotation LWK 3 bei den MRT-Messungen in Grad, Linksrotation des Dornfortsatzes = negativer Wert, Rechtsrotation des Dornfortsatzes = positiver Wert im Vergleich zur Oberflächenrotation LWK 3 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad: Linksrotation der Wirbelkörper = negative Werte, Rechtsrotation der Wirbelkörper = positive Werte.**

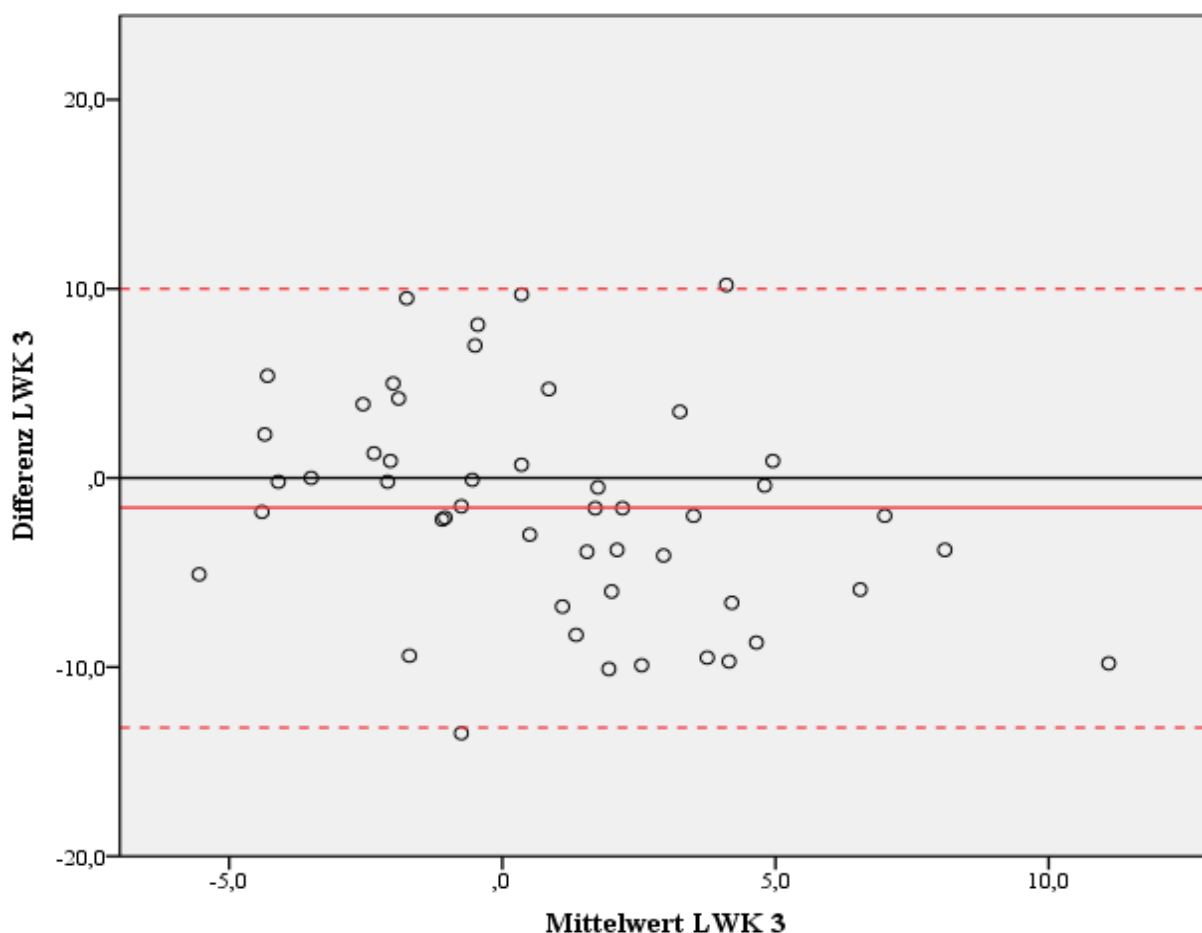
Die Mittelwerte der Formetric-Rotation (0,1) und der MRT-Rotation (1,7) unterscheiden sich also (-1,6), jedoch nicht so stark wie beim LWK 1. Die Extremwerte (also die maximalen Abweichungen zwischen den beiden Messungen) bewegen sich im Bereich -13,5 bis 10,2, dies kennzeichnet teilweise extreme Unterschiedlichkeit der beiden Methoden. Insgesamt sind die ermittelten Werte des LWK 3 und denen des LWK 2 sehr ähnlich. Die Unterschiedlichkeit der Resultate der beiden Methoden am LWK 3 wird auch im Scatterplot und im Bland-Altman-Plot deutlich:



**Abbildung 42: Streudiagramm Dornfortsatzrotation LKW 3 bei den MRT-Messungen in Grad im Vergleich zur Oberflächenrotation LKW 3 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad**

Auch hier wird durch visuelle Inspektion bereits die Unterschiedlichkeit deutlich: So ergibt bei einem Patienten die Messung mittels der Formetric-Methode einen Wert von ca. 8, wohingegen die MRT-Messung einen Wert von ca. 17 ergibt. Insgesamt ist eine deutliche Abweichung von der Winkelhalbierenden sichtbar. Der Korrelationskoeffizient beträgt 0,211 ( $p = 0,145$ ).





**Abbildung 43: Bland-Altman-Plot: Rotation LWK 3: Formetric/ Rotation LKW 3 MRT, Differenz in Bezug zum Mittelwert LWK 3 in Grad**

---



---

#### **Bland-Altman-Analyse**

Differenz der Messungen	-1,567
Standardabweichung	5,762
t-Test (p-Wert)	0,063
Bias/Regression der Differenz auf Durchschnitte (p-Wert)	<b>0,014</b>
Gültige N	49

---



---

#### **Tabelle 12: Bland-Altman-Analyse LWK 3**

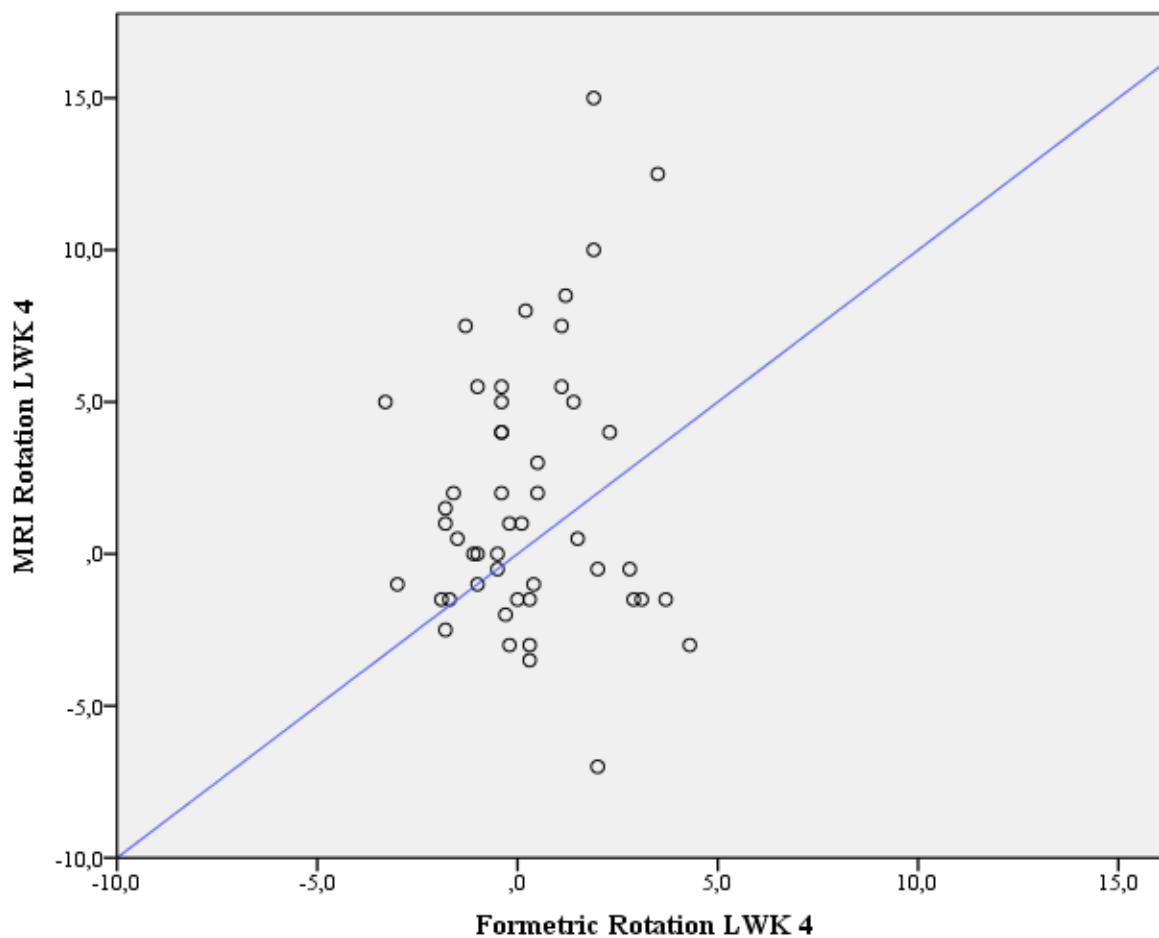
Alle Wertepaare liegen innerhalb der „limits of agreement“. Die mittlere Differenz ist nicht signifikant von null verschieden, also sind die mittleren Resultate der MRT-Messungen nicht signifikant größer als die der Formetric. Ein Bias ist nachweisbar: Bei größeren Messwerten sind größere Differenzen der beiden Methoden erkennbar. Insgesamt ergeben sich jedoch wie bereits bei LWK 1 und LWK 2 extrem große limits of agreement. Von einer Gleichwertigkeit der beiden Methoden kann nicht ausgegangen werden.

### 3.2.4 Analyse LWK 4

	Formetric-Rotation LWK 4	MRT-Rotation LWK 4	Differenz LWK 4
Mittelwert	0,2	1,8	-1,6
Standardabweichung	1,7	4,4	4,6
Median	,0	0,5	-1,2
Minimum	-3,3	-7,0	-13,1
Maximum	4,3	15,0	9,0
Gültige Anzahl	49	49	49

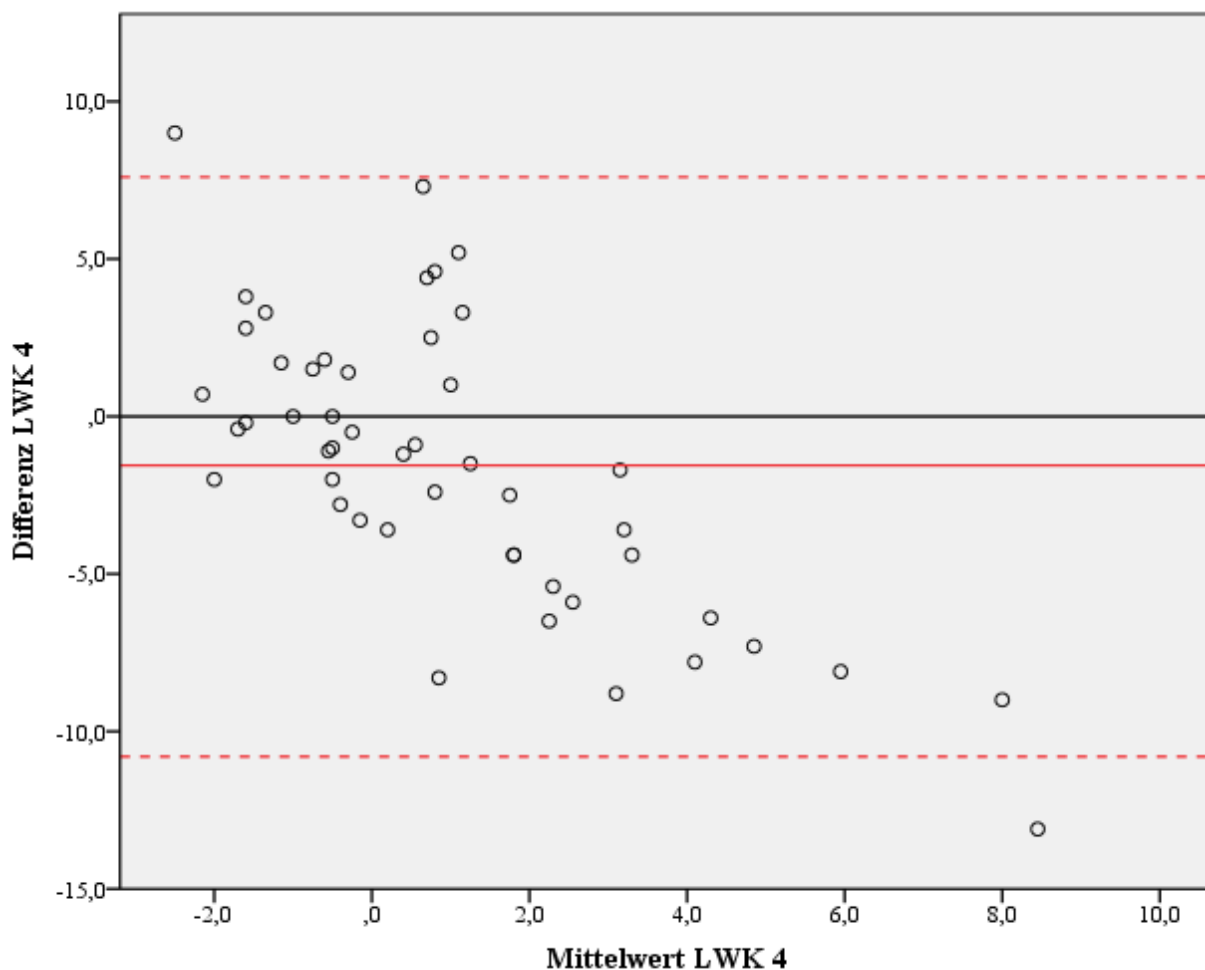
**Tabelle 13: Dornfortsatzrotation LWK 4 bei den MRT-Messungen in Grad, Linksrotation des Dornfortsatzes = negativer Wert, Rechtsrotation des Dornfortsatzes = positiver Wert im Vergleich zur Oberflächenrotation LWK 4 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad: Linksrotation der Wirbelkörper = negative Werte, Rechtsrotation der Wirbelkörper = positive Werte.**

Die Mittelwerte der Formetric-Rotation (0,2) und der MRT-Rotation (1,8) unterscheiden sich also (-1,6), jedoch nicht so stark wie beim LWK 1. Die Extremwerte (also die maximalen Abweichungen zwischen den beiden Messungen) bewegen sich im Bereich -13,1 bis 9,0, dies kennzeichnet teilweise extreme Unterschiedlichkeit der beiden Methoden. Insgesamt sind die ermittelten Werte des LWK 4 denen des LWK 3 und des LWK 2 sehr ähnlich. Die Unterschiedlichkeit der Resultate der beiden Methoden am LWK 4 wird auch im Scatterplot und im Bland-Altman-Plot deutlich:



**Abbildung 44: Streudiagramm Dornfortsatzrotation LKW 4 bei den MRT-Messungen in Grad im Vergleich zur Oberflächenrotation LKW 4 bei den Formetric-3D-Messungen in Grad**

Auch hier wird durch visuelle Inspektion bereits die Unterschiedlichkeit deutlich: So ergibt bei einem Patienten die Messung mittels der Formetric-Methode einen Wert von ca. 2, wohingegen die MRT-Messung einen Wert von ca. 15 ergibt. Insgesamt ist eine deutliche Abweichung von der Winkelhalbierenden sichtbar. Der Korrelationskoeffizient beträgt 0,097 ( $p = 0,506$ ).



**Abbildung 45: Bland-Altman-Plot: Rotation LWK 4: Formetric/ Rotation LKW 4 MRT, Differenz in Bezug zum Mittelwert LWK 4 in Grad**

---



---

#### **Bland-Altman-Analyse**

Differenz der Messungen	-1,555
Standardabweichung	4,574
t-Test (p-Wert)	<b>0,021</b>
Bias/Regression der Differenz auf Durchschnitte (p-Wert)	<b>&lt;0,001</b>
Gültige N	49

---



---

**Tabelle 14: Bland-Altman-Analyse LWK 4**

Zwei Wertepaare liegen außerhalb der „limits of agreement“. Die mittlere Differenz ist signifikant von null verschieden, also sind die mittleren Resultate der MRT-Messungen

signifikant größer als die der Formetric. Ein Bias ist ebenfalls nachweisbar: Bei größeren Messwerten sind größere Differenzen der beiden Methoden erkennbar.

Insgesamt ergeben sich jedoch wie bereits bei LWK 1, LWK 2 und LWK 3 sehr große limits of agreement. Von einer Gleichwertigkeit der beiden Methoden kann nicht ausgegangen werden.

### 3.2.5 Analyse des Zusammenhangs zwischen den Messmethoden per Korrelationskoeffizienten

In der folgenden Tabelle sind die Korrelationskoeffizienten der Messverfahren sowie die zugehörigen p-Werte abgebildet:

		MRI Rotation LWK 1	MRI Rotation LWK 2	MRI Rotation LWK 3	MRI Rotation LWK 4
<b>Formetric Rotation LWK 1</b>	Korrelation nach Pearson	0,046			
	Signifikanz (2-seitig)	0,755			
	N	49			
<b>Formetric Rotation LWK 2</b>	Korrelation nach Pearson		0,193		
	Signifikanz (2-seitig)		0,184		
	N		49		
<b>Formetric Rotation LWK 3</b>	Korrelation nach Pearson			0,211	
	Signifikanz (2-seitig)			0,145	
	N			49	
<b>Formetric Rotation LWK 4</b>	Korrelation nach Pearson				0,097
	Signifikanz (2-seitig)				0,506
	N				49

**Tabelle 15: Korrelationen LWK 1 bis LWK 4 Formetric/ MRT**

**Fazit:** Es lassen sich keine signifikanten Zusammenhänge zwischen den beiden Messmethoden nachweisen.

## 4. Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wird die Rotation der Wirbelkörper bei idiopathischer Skoliose per optischer Wirbelsäulenvermessung mit der Videorasterstereografie (VRS) versus offener Magnetresonanztomografie (MRT) im Stehen an 49 Patienten / Patientinnen verglichen. Insgesamt waren 16,3 % der Patienten männlich und 83,7 % weiblich. Das Durchschnittsalter betrug 22,1 Jahre, der Altersmedian lag bei 15,8 Jahren. Damit sind die Patienten hinsichtlich Alter und Geschlecht mit den Patientenkollektiven anderer Studien wie bei anderen Autoren (Hackenberg 2003, Diefenbach et al. 2013, Qiao et al. 2017), im Rahmen derer eine optische Wirbelsäulenvermessung per Videorasterstereografie (VRS) Formetric vorgenommen wurde, vergleichbar. Es überwiegen ebenfalls die Anzahl der Mädchen, bedingt durch das häufigere Vorkommen der Skoliose beim weiblichen Geschlecht. Das mittlere Alter liegt ebenfalls um die 15,8 bis 16 Jahre oder darüber. Die untersuchten Patienten waren im Durchschnitt 1,64 m groß bei einem Gewicht von 57,2 kg. Auch der Body Mass Index dürfte bei dem Vergleich von Bedeutung sein. Er lag mit seinem Durchschnitt in Höhe von  $22,02 \text{ kg/m}^2$  im Normbereich und unterschied sich nicht signifikant zwischen den männlichen und weiblichen Patienten. Adipöse Patienten wurden nicht in die Untersuchung aufgenommen, da es bei ihnen zu vermehrten Fehlern bei der Auswertung in der optischen Wirbelsäulenvermessung Formetric gekommen ist (Knott et al. 2012). BMI: Knott et al. (2012) haben diesen Zusammenhang in einer Publikation festgehalten und dabei Folgendes festgestellt: Je adipöser die Patienten waren, desto größer war die Abweichung der Skoliosewinkel. Die Reproduzierbarkeit von Ergebnissen der kalkulierten Skoliosekurve korrelierte dabei mit dem BMI ( $r = 0,65$ ), und diese Korrelation war signifikant ( $p = 0,012$ ). Um festzustellen, ob es beispielsweise zu einer Linsenverzerrung bei den Aufnahmen von adipösen Patienten per Videorasterstereografie kommt, wären weiterführende Studien nötig. Die Methoden inklusive der Messgenauigkeit sowie die Parameter BMI, Körperhaltung und Beinlängendifferenz werden im Einzelnen ausführlich diskutiert.

### 4.1 Diskussion der Methoden

#### 4.1.1 Diskussion von Messfehlern bei der Formetric

Mögliche Fehlerquellen bei der Formetric können Untersucherfehler sein: methodische Fehler (Modellfehler), Patientenfehler durch Haltungsunterschiede und apparative Fehler.

Untersucherfehler können durch eine falsche Patientenvorbereitung entstehen, beispielsweise dass während der Vermessung die Unterhose über dem Gesäß verblieben ist und somit ein Teil der zu analysierenden Oberfläche fehlt. Wenn die Unterhose den Sakrum-Punkt (SP) verdeckt, ist eine Fixpunkt Korrektur nicht mehr möglich. Sollte vergessen worden sein, eine Halskette abzulegen oder die Haare über dem Nacken hängen zu lassen, kann dies ebenfalls zu

Messfehlern führen, ebenso wie das Fehlen des Halses auf dem Computerausschnitt mit der Streifenprojektion durch falsche Höheneinstellung der Lichtstreifen. Das Umgebungslicht sollte genügend abgedunkelt sein, damit der Kontrast zwischen den hellen und dunklen Streifen stark genug ist. Wichtig ist die richtige Einstellung der Streifenprojektion. Sollte diese an der Wirbelsäule zu niedrig oder zu hoch angesetzt worden sein, könnte der Sakrum-Punkt (SP) nicht gefunden werden. Eine häufige Fehlerursache ist auch das Bewegen während der Aufnahme phase. Wenn die Schwankung des Patienten zu groß ist – auch bei der recht kurzen Aufnahmedauer – oder der Patient sich während der Messung bewegt, ist die Feststellung der Fixpunkte nicht gewährleistet, und es empfiehlt sich, die Messung zu wiederholen. Wesentlich ist ein weiterer Aspekt hinsichtlich der Körperhaltung des Patienten: Bei den Magnetresonanztomografien im Stehen lehnt sich der Patient an den Untersuchungstisch an, während er bei der Formetric frei (im Raum) steht. Sollte der Patient eine starke Ausprägung des Rippenbuckels haben, könnte sich der thorakale Bereich gegen den lumbalen Bereich verwinden und sich das Ausmaß der Wirbelrotation verringern oder ausbiegen, verglichen mit den Gegebenheiten beim freien Stehen. Die Raumtemperatur und Luftfeuchtigkeit waren bei den Messungen einheitlich.

#### **4.1.2 Diskussion von Messfehlern bei der Magnetresonanztomografie**

Fehler in der Untersuchungstechnik der Magnetresonanztomografie liegen insofern beim Untersucher, als er den einzelnen Wirbelkörpern nicht den richtigen Scout zuordnet und nicht die richtige Einstellung der benötigten Sequenz vornimmt. Weiterhin ist die Bewegung des Patienten zu minimieren, sei es durch beruhigende Worte oder durch den unmissverständlichen Hinweis an den Patienten, dass andernfalls das Resultat der Untersuchung nicht verwertbar ist. Bewegungsartefakte haben einige Untersuchungsaufnahmen unauswertbar gemacht.

#### **4.2. Diskussion der Diagnostik der strukturellen Skoliosen**

Sämtliche Formetric 3D-Aufnahmen sowie alle entsprechenden Magnetresonanztomografien sind eigenständig von mir durchgeführt worden. Demzufolge war nur ein Untersucher für das gesamte Patientenkollektiv vorhanden, und es können Fehler, die durch den Einsatz unterschiedlicher Untersucher entstehen, ausgeschlossen werden. Bei der Formetric ist es wesentlich, dass die Ergebnisse der durchgeführten Messungen unabhängig von der Person sind, welche die Messungen durchführt. Dieses setzt eine hohe Reproduzierbarkeit voraus. Die Formetric-3D-Oberflächenvermessung erfolgte, soweit möglich, unter den gleichen Bedingungen wie die Magnetresonanztomografien.

### **4.2.1 Körperhaltung**

Trotz der Maßnahme, stets für gleiche Gegebenheiten zu sorgen, muss mit gewissen unterschiedlichen Körperhaltungen bei sämtlichen Aufnahmen gerechnet werden, zumal der offene Magnetresonanztomograf über einen gewissen Zeitraum – drei bis vier Minuten – Sequenzen für Aufnahmen in aufrechter Körperposition fährt. Potenzielle Fehlerquellen sind, dass der Patient während der Aufnahme im Magnetresonanztomografen z. B. in einer für den Moment bequemen Haltung steht, entgegen seiner üblichen Körperhaltung. Ebenfalls könnte das Körpergewicht ungleichmäßig ausbalanciert sein und so zu abweichenden Untersuchungsergebnissen führen, was durch eine wirkungsvolle Befestigung des Körpers im Stand während der Untersuchung im Magnetresonanztomografen eventuell behoben werden könnte (beispielsweise durch eine Konstruktion zum Anlehnen oder Abstützen der Arme und des Körpers). Auch leichte Bewegungs- und Atemartefakte sind nicht zu vermeiden.

### **4.3 Klinik**

Die ausführliche Anamnese und die körperliche Untersuchung wurden im Rahmen der Skoliose-Sprechstunde abgehalten und nicht mit in die Auswertung eingeschlossen. Lediglich die Parameter Alter, Körpergröße und Gewicht sowie der Body Mass Index wurden in die Auswertung inkludiert. Aktuell spielt derzeit im klinischen Untersuchungsbereich bei der Rückenoberflächenrotation die Vermessung per Skoliometer nach Bunnel – segmentbezogen an der Stelle der prägnantesten Ausprägung – eine wesentliche Rolle für weitere Maßnahmen. Jedoch unterliegen diese Methoden oft subjektiven Messfehlern durch den Untersucher. Durch bildgebende Verfahren und berührungslose Patientenmessverfahren entfallen subjektive Messfehler.

### **4.4 Bildgebende Verfahren**

#### **4.4.1 Sonografie**

Die Diagnostik der Wirbelsäulenerkrankungen per Oberflächenvermessung des Rückens spielt zunehmend eine maßgebliche Rolle und wurde in einer Studie zwischen Formetric-3D-Messungen per Videorasterstereografie sowie dem ultraschallgestützten Zebris-System durchgeführt. Dabei wurde festgestellt, dass Screeninguntersuchungen, die Diagnostik und Verlaufskontrolle der Skoliosen und sagittaler Fehlbildungen ausreichend exakt vorgenommen werden können (s.S.13). Dynamische Analysen der Wirbelsäulenbewegungen durchzuführen, wurde durch das Zebris-System ermöglicht. Messungengenauigkeiten bestanden vor allem bei adipösen Patienten, asymmetrisch verlaufenden Muskelrelief sowie bei postoperierten Patienten (Asamoah et al. 2000).



#### 4.4.2 Röntgen

Röntgenologische Darstellungen zeigen das zweidimensionale Summationsbild der Wirbelsäule mit Darstellung des Knochengengerüsts über Formen und deren Abweichungen anstelle der tatsächlichen dreidimensionalen Rückenform. Als Diagnostikum der Wahl bei Skoliosen gilt die digitale Radiografie der gesamten Wirbelsäule mit Funktionsaufnahmen im anterior-posterioren Strahlengang (a.-p.) sowie lateralen Strahlengang jeweils im Stand. Der Autor Jentschura empfiehlt die Untersuchung von Skoliosen mithilfe eines Röntgenbilds, da sich die Deformität für gewöhnlich unbemerkt und frei von Schmerz entwickelt (Jentschura 1958). Für Verlaufskontrollen, wie sie bei Skoliosepatienten notwendig sind, besteht aufgrund der starken Strahlung sowie Ganzkörper-Wirbelsäulenaufnahmen mit zum Teil mehrfachen Aufnahmen, seien es seitliche Funktionsaufnahmen oder Bending-Aufnahmen, ein großer gesundheitlicher Nachteil. Skoliosen sollten pro Jahr zweimal auf zwei Ebenen geröntgt werden (Giehl und Bernau 1994). Pro Wirbelsäulen-Ganzaufnahme unterliegt der Patient einer Strahlenexposition von bis zu  $350 \text{ Gy/cm}^2$  Flächendosisprodukt (Bernau 1996). Das erhöhte Risiko eines Mammakarzinoms und die Angst vor Unfruchtbarkeit sind durch die relativ hohe Strahlenbelastung bei regelmäßigen Röntgenuntersuchungen von Patienten mit idiopathischen Skoliosen signifikant höher (Nash et al. 1979, Hoffmann et al. 1989, Dutkowsky et al. 1990, Levy et al. 1994, Goldberg et al. 1998, Morin et al. 2000, Ronckers et al. 2010).

#### 4.4.3 Computertomografie

Die Computertomografie ist aufgrund der hohen Strahlenexposition eine Belastung für den menschlichen Organismus und eignet sich nicht für regelmäßig vorzunehmende Verlaufskontrollen. Ferner ist ein CT im Stehen nicht durchführbar. Ließe sich die Strahlenexpositionsrate vermindern, wäre die Computertomografie aufgrund der hohen Auflösung jedoch eine geeignete Möglichkeit, eine präzise Darstellung der Skoliose zu erreichen.

Schloesser et al. (2014) haben anhand von 77 CT-Scans die Torsion sowie die Asymmetrie der Wirbelkörper und Disci bei schweren adoleszenten Skoliosen im LWS-Bereich von T 2 bis LWK 5 mittels einer halbautomatischen Analysesoftware untersucht. Es wurden dreimal häufiger die Torsion, anteriores Wachstum und coronale Verkeilung der Disci als in den Wirbelkörpern der thorakalen sowie thoracolumbalen Kurven gemessen ( $p < 0,001$ ). Diese Werte korrelierten signifikant mit dem Cobb-Winkel ( $r \geq 0,37$ ;  $p < 0,001$ ). In den apikalen Abschnitten der Wirbelsäule waren das vordere Überwachsen sowie die koronale Asymmetrie größer, wohingegen die Torsion in den Übergangsegmenten zwischen den Kurven am ausgeprägtesten war. Als Ergebnis postulierten Schloesser et al., dass die Disci mehr zu den

dreidimensionalen Fehlstellungen beitragen als die knöchernen Strukturen. Es zeigt sich eine eher adaptive Besonderheit (Schloesser et al. 2014).

#### **4.5 Oberflächenvermessung: Vorteile und Nachteile der Formetric-3D-Vermessung**

Für Wiederholungsaufnahmen sowie als Vergleich über kurze, mittelfristige und längere Zeiträume ist das Gerät optimal. Sobald die Eckdaten der Patienten im Computer integriert sind, beträgt die Vermessungszeit lediglich eine Minute bzw. die reine Aufnahmezeit einige Sekunden.

Bei der Formetric 3D sind keine manuellen Marker notwendig; es erfolgt eine automatische Detektion. Zur Reduzierung von Schwankungen bei der Haltung können durch das 3D-Averaging mit 60 Bildern/ Sekunde pro Einzelaufnahme auch Bewegungsartefakte vermieden werden. Die 3D-Rekonstruktionen eines Wirbelsäulenmodells und die Ergebnisse der klinischen Messdaten wie Beckenstellung, Beinlängendifferenz, Lotabweichung sowie Kyphose- und Lordosewinkel können Statikprobleme wie Beckenschiefstand und skoliotische Fehlhaltungen aufzeigen. Somit ist die Formetric 3D eine sehr gute Möglichkeit, dies während der Behandlungsdauer und Verlaufskontrolle aufzuzeigen. Es sollte auch darauf geachtet werden, dass Beinlängendifferenzen und Beckenschiefstände die Messung beeinflussen können. Abhilfe schafft ein Ausgleich der Beinlängendifferenz manuell per Holzbrettchen oder automatisch per Fußstepper, dessen Fußteile in Millimeterschritten einzeln in der Höhe verstellt werden können. Eine axiale Drehung durch eine Beinlängendifferenz kann fälschlicherweise als ein durch eine Skoliose verursachter Lenden- oder Rippenbuckel ausgelegt werden, wie Upadhyay (1987) ausgeführt. Da etliche Formetric-Messungen erfolgen können, kann das Becken durch die Anpassung eines eventuellen Beinlängenausgleiches samt integriertem Fußstepper gerade gestellt und langfristigen Schäden vorgebeugt werden, durch die anschließende Korrektur der Beinlängendifferenz.

Eine Unterschrifteneinholung bei den Erziehungsberechtigten sowie deren Einwilligung in die Untersuchungsmethode, wie sie bei einer MRT benötigt wird, entfällt bei der Videorasterstereografie (VRS) Formetric 3D.

VRS erzeugt Bilder, die es ermöglichen, den eigenen Körper erstmals in dreidimensionaler modellhafter Darstellung am Computer und unter gleichzeitiger 360-Grad-Drehung um die Körper-Positionsachse zu betrachten. Dieses wurde von den Patienten im Gespräch sehr positiv aufgenommen.

Ein weiterer Vorteil der Formetric-Untersuchung sind die geringen Kosten im Vergleich zur MRT.

Mit der VRS Formetric 3D lassen sich auch muskuläre Dysbalancen modellhaft darstellen (siehe Abbildung 21) und anhand der Rückenoberfläche sowie farblich auf dem Bildschirm abbilden. Der entscheidende Vorteil des Verfahrens besteht darin, dass sich die Skoliose samt wichtiger Parameter wie Wirbelrotation und Seitabweichung in der computergestützten Auswertung der Formetric 3D-Bilder darstellen lässt.

Die Formetric 3D-Videorasterstereografie zeigt ein dreidimensionales Bild der Wirbelsäule und ein vollständiges Rasterbild des Rückens. Nach der sekundenschnell erfolgten Aufnahme am Patienten kann das Ausmaß der Skoliose sofort erkannt und mit dem Patienten die weitere Vorgehensweise der Behandlung besprochen werden. Beschwerden des Rückens können frei von Strahlenexposition und mit relativ geringem technischen Aufwand visuell veranschaulicht werden. Als weiterer Vorteil ist die unkomplizierte Handhabbarkeit der Formetric bzw. deren Auswertung inklusive des Ausdrucks sämtlicher Patientenresultate ohne medizinische Fachsprache. Einfacher also, als die Erklärungen einer radiologischen Beurteilung. Durch die visuelle Darstellung sieht der Patient eventuell die Ursachen seiner gesundheitlichen Problemstellungen. Dieses Verfahren eignet sich auch gut, um Fortschritte bei einer Korsettbehandlung nachzuvollziehen. All dies ist für eine bessere Compliance des Patienten sinnvoll einzusetzen. Beinlängendifferenzen und/oder ein Beckenschiefstand können ebenfalls in den Vergleich miteinbezogen werden. Die Möglichkeit, den eigenen Rücken auf dem Foto der Videorasterstereografie zu betrachten, und die Darstellung der computergestützten Wirbelsäulenform bzw. die dreidimensionale Darstellung sind positiv zu werten, da eine Selbstanalyse am Rücken ansonsten nicht möglich ist. Haltungsschäden können somit auch früher erkannt und muskuläre Dysbalancen ausgeglichen werden. Ein weiterer Aspekt, der auffiel ist, dass bei einigen Patienten die Rückenform äußerlich betrachtet relativ unauffällig war, bei der Ansicht der Rückenform am Computer die Wirbelsäule bzw. deren Modell jedoch stärkere Krümmungen und Ausmaße aufwies. Dieses wäre hinsichtlich einer neuen Studie ein Ansatz, der für Screening-Zwecke sprechen würde. Je früher eine Skoliose entdeckt wird, desto eher kann mit ihrer Behandlung begonnen werden.

Als **Nachteile der Formetric-Untersuchungen** sind zwei Punkte zu erwähnen: Eine besondere Herausforderung besteht trotz der kurzen Aufnahmezeit für den Patienten darin, für die Dauer der Aufnahme still zu stehen. Trotz der unmissverständlichen diesbezüglichen Aufforderung kam es bei den zumeist quirligen Patienten immer wieder zu Bewegungen. Der zweite erwähnenswerte Punkt betrifft das Entkleiden bei den pubertierenden Mädchen und die Scham, sich vor mir als weibliche Doktorandin auszuziehen, bzw. die Unterhose unter das Gesäß zu ziehen – auch wenn es nur für die kurze Aufnahmedauer ist. Während der Formetric- Aufnahme

ist der Patient / die Patientin ungewohnt entblößt, was durchaus als unangenehm empfunden werden kann. Vielleicht könnte zumindest eine geeignete Unterhose aus einem Material entwickelt werden, das die Messung nicht beeinflusst.

Die Autoren Schüle et al. 2013 haben diese Problematik ebenfalls erkannt und darauf hingewiesen, dass es insbesondere bei Patientinnen während des Messvorganges durch ein enganliegendes Kleidungsstück weitaus angenehmer wäre.

#### **4.5.1 Vorteile und Nachteile Magnetresonanztomografie**

**Vorteile der MRT:** Weltweit gibt es leider nur einige wenige Magnetresonanztomografen, die eine Untersuchung des Patienten im Stehen erlauben. Ein entscheidender Vorteil besteht darin, die real wirkenden Kräfte auf den Körper – insbesondere auf die Wirbelsäule – aufzuzeigen. Zudem empfanden es die Patienten angenehmer in dem offenen Magnetresonanztomografen zu stehen, als in eine geschlossene MRT-Röhre geschoben zu werden. Besonders gut geeignet ist dieses Verfahren auch für Patienten mit Klaustrophobie sowie für unruhige Kinder.

Die Wirbelrotation wird sehr gut anhand einer MRT darstellbar gemacht. Sie stellt die Körperoberfläche und die inneren Organe dar ohne jegliche Strahlungsbelastung für den Patienten und erlaubt es, ihn berührungslos zu untersuchen. Sämtliche durch die Schwerkraft bedingten biomechanischen Veränderungen der Wirbelsäule können in stehender Position festgestellt werden.

**Nachteil der Vermessung im Magnetresonanztomografen:** Die Magnetresonanztomografie generiert hohe Kosten für die Patienten und stellt einen großen technischen Aufwand dar. Eine MRT-Untersuchung ist derzeit teurer als eine Computertomografie (CT) und auch als ein Röntgenbild. Weitere Nachteile sind die längere Untersuchungsdauer und die subjektiv zumeist als eher unangenehm empfundene Untersuchung. Auch sind etliche Kontraindikationen zu beachten. So sollten bzw. dürfen Patienten, die nach einer Wirbelsäulenoperation Titan im Körper integriert haben, keine MRT-Untersuchung machen. Weiterhin müssen Artefakte, beispielsweise Bewegungs- oder Atemartefakte, mitberücksichtigt und bestmöglich minimiert werden.

Aufgrund fehlender technischer Voraussetzungen konnte in der vorliegenden Studie die WK-Rotation bezogen auf die gesamte Wirbelsäule nicht mitberücksichtigt werden. Die Seitabweichung war im Rahmen dieser Studie ebenfalls nicht vergleichbar, da die aktuellen MRT-Schnittbilder lediglich den Lendenwirbelsäulenbereich mit abgedeckt haben. Somit konnte methodisch nur der mit der Spule möglich inkludierte LWS-Bereich untersucht und vermessen werden. Es sollte möglichst die gesamte Wirbelsäule anhand beider Untersuchungstechniken verglichen werden – dieses würde eine künftige Studie über Vergleichsaufnahmen mit

dreidimensionalen Messverfahren erfordern – welche die gesamte Wirbelsäule inkludiert, wie bei dem Fonar UPRIGHT® Multi-Position™ MRI.

Die parallele Durchführung beider Untersuchungstechniken stellt aufgrund der Abläufe des klinischen Alltags eine Herausforderung dar, da der offene Magnetresonanztomograf für viele Untersuchungen eingesetzt und ausgelastet ist und dafür ausreichend geschultes Personal benötigt wird.

#### **4.6 Weitere Studien zum Thema Oberflächenvermessung**

Drerup und Hierholzer (1994, 1996) verglichen 478 digitalisierte a.-p. Wirbelsäulenaufnahmen der gesamten Wirbelsäule im Stehen von 113 Patienten mit zeitnah durchgeführten Rasterstereografien, wobei Skoliosen mit einem Cobb-Winkel von 10 Grad bis zu 50 Grad vermessen wurden. Der mittlere Cobb-Winkel betrug 21 Grad. Es wurde anhand der Methode von Drerup die Wirbelrotation vermessen, wobei jeweils der Maximalwert in der Nähe des Apex ermittelt wurde. Hierholzer und Drerup geben an, dass die Wirbelrotation erfahrungsgemäß etwa dem halben Cobb-Winkel entspricht. Dabei lag der mittlere Fehler bei der Wirbelseitabweichung bei 4,6 mm (bzw. 3,6 mm bei Weglassen von etwa 4 % Ausreißern) und die Wirbelrotation bei 3,1 Grad (bzw. 2,7 Grad ohne Ausreißer). Der Korrelationskoeffizient ist mit  $r = 0,54$  angegeben. Die Amplituden von Wirbelrotation und Oberflächenrotation stimmen im Mittel mit einer Genauigkeit von 2,5 Grad überein, da die mittlere Streuung 2,5 Grad beträgt. Die Zuverlässigkeit und einfache Anwendung der Videorasterstereografie konnte mit dieser Studie belegt werden (Drerup und Hierholzer 1994, Drerup und Hierholzer 1996).

In einer Studie von Liljenquist und Halm (1998) wurden 85 Patienten mit einem Cobb-Winkel von 10 Grad bis 52 Grad ebenfalls einem Vergleich unterzogen zwischen nicht digitalisierten a.p.-Röntgenbildern und videorasterstereografisch erzeugten Bildern. Die Wirbelkörperrotation wurde nach Perdriolle vermessen. Die Intra- und Interobserverfehler bei dieser Methode belaufen sich auf 5 bis 10 Grad und sind damit beträchtlich. Die Studie wies eine mittlere quadratische Abweichung durch die rasterstereografische Wirbelrotation von 7,8 Grad auf. Dieser hohe Wert lässt sich auf die Messmethode zur Wirbelrotation nach Perdriolle zurückführen, da die Messung subjektive Messfehler beinhalten kann, und nicht auf die rasterstereografisch erzielte Messmethode. Die Studie hat die Seitabweichung nicht mit analysiert (Liljenquist und Halm 1998).

Cerny et al. (2014) beschreiben die Wirbelrotation als wichtigen Parameter für den prä- sowie postoperativen Bereich für chirurgische Eingriffe sowie um ein besseres Verständnis der Auswirkungen von Muskelverspannung zu erhalten. Die Wirbelrotation wurde bei sechs Skoliosepatienten anhand von CT- sowie MR-Bildern mit den röntgenologisch erzeugten Bildern

verglichen nach der Messmethode von Nash und Moe sowie Perdriolle. In liegender Untersuchungsposition des Patienten erscheint die skoliotische Deformität weniger schwerwiegend hinsichtlich der Krümmung und der Rotation. Beide Verfahren gaben das tatsächliche Maß der Wirbelrotation in Grad an (Cerny et al. 2014).

Die Messung der axialen Wirbelrotation halten die Autoren Vrtovec et al. (2009) nützlich für Klassifizierungszwecke, beispielsweise für die Definition von Referenzwerten zur Einteilung in Norm- bzw. pathologische Bereiche. Für einen besseren Einblick in die Mechanismen der Progression der Deformität ist die Vermessung der Wirbelrotation ebenfalls ein wichtiger Parameter.

Dem sagittalen Profil der Wirbelsäule wurde ebenfalls eine hohe Genauigkeit der Vermessung per Rasterstereografie nachgewiesen, wobei sich der mittlere Fehler auf 3 Grad beläuft. Speziell bei höhergradigen Deformitäten der Wirbelsäule sind hier Messfehler beobachtet worden. Fraglich ist auch, ob sich die Oberflächenrotation mit der Wirbelrotation bei höhergradigen Deformitäten der Wirbelsäule noch deckt (Drerup 1985, Drerup et al. 1985).

In einer weiteren Studie (Hackenberg 2003) wurden Röntgenbilder und videorasterstereografisch erzeugte Bilder von 72 Patienten mit höhergradiger Skoliose, einem durchschnittlichen Cobb-Winkel von 58,3 Grad (46 Grad bis 88 Grad) und einem Altersmittel von 17,2 Jahren verglichen. Die mittlere Abweichung (rms) der Wirbelseitabweichung betrug dabei 6,2 mm und die Wirbelrotation 5,4 Grad. Der rms-Wert kann als mittlerer Messfehler bezeichnet werden und ist als Durchschnittswert angegeben. Bei den Patienten, bei denen eine Torsionskorrektur durchgeführt wurde, indem Verdrehungen der Schulter (haltungsbedingt) gegenüber dem Becken korrigiert wurden, wurde das Ergebnis der Wirbelrotation nur leicht korrigiert auf 4,6 Grad. Systematische Fehler konnten nicht lokalisiert werden. Es wurden die Patienten mit den höhergradigen Deformitäten analysiert. Dies hat ergeben, dass die Wirbelrotation mittels Videorasterstereografie teilweise zu gering ermittelt wurde. Das Ausmaß der Oberflächenrotation konnte im Abschnitt des Rippenbuckels nicht exakt ausgemacht werden, da sich die Symmetrielinie im Krümmungsscheitel nicht lateral genug befand. Anzunehmen ist, dass die Berechnung der Symmetrielinie bei stärker ausgeprägten Skoliosen eine Fehlerquelle aufweist. Zudem ist bei höhergradigen Deformationen der Einsatz der Videorasterstereografie als Ergänzung zum Röntgenbild zu betrachten, nicht als Alternative dazu. Der kosmetische Defekt kann dabei eher quantifiziert und objektiv beurteilt werden. Speziell die Wirbelrotation kann per radiometrischer Diagnostik nicht exakter als 5 bis 10 Grad festgelegt werden (Perdriolle 1979, Richards 1992). Die VRS stellt eine genauere und auf einzelne Segmente bezogene Messung

dar, was von klinischer Relevanz ist, da Rippenbuckel und Lendenwulst die äußere Erscheinungsform deutlich beeinträchtigen (Drerup 1993).

#### **4.6.1 Vergleiche zwischen Rasterstereografie und Magnetresonanztomografie in anderen Studien**

Von Hackenberg (2003) wurde eine Studie durchgeführt, bei der er 26 Patienten in Bauchlage vermessen ließ, einerseits per Videorasterstereografie im Liegen, wobei die Kamera parallel über dem Körper befestigt wurde, andererseits per Magnetresonanztomografie ebenfalls in liegender Position. Diese Aufnahmen wurden miteinander verglichen, und es bestand die Schwierigkeit, eine vergleichbare Lagerungsposition in Bauchlage zu finden. Bei der Magnetresonanztomografie wurde eine nichtmagnetische Plexiglasbrücke über den Patientenrücken eingesetzt, zur schwebenden Lagerung der Spule des Kernspintomografen. Die Höhe und Breite dieser Plexiglasbrücke konnte verstellt werden, um eine Veränderung der Rückenform durch den seitlichen Druck bei der Lagerung zu vermeiden. Die Reproduzierbarkeit der Lagerung war somit nahezu gesichert, und es konnte eine annähernd ähnliche Rückenform wie im Stehen konstruiert werden. Die Quantität der Oberflächenrotation und der Seitabweichung reduzierte sich minimal. Bedingt durch Atemartefakte ließen sich keine dreidimensionalen Datensätze erzeugen. Die Patienten mussten daher für 14 Sekunden die Luft anhalten, um dabei im Magnetresonanztomografen eine ausreichende Auflösung für die manuelle Auswertung der angesetzten 20-mm-Schichten zu erhalten. Da es sich bei den 26 untersuchten Patienten mit idiopathischer Skoliose und einem mittleren Cobb-Winkel von 61 Grad (26 Grad bis 116 Grad) bei einem Durchschnittsalter von 17 Jahren um höhergradige Skoliosen handelte und die Genauigkeit der VRS ab einem Cobb-Winkel von ca. 50 Grad abzunehmen beginnt, ist diese Studie auch hinsichtlich der Wirbelkörperrotation interessant (Hackenberg 2003). Die Auswertung erfolgte mit der Bestimmung des Zentrums eines einzelnen Wirbelkörpers im sagittalen Schnittbild (MRT) mit dem Vergleich der VRS erzeugten Querprofile angepasst an die Rückenkontur. Die per Schnittbild bestimmten Zentren der Wirbelkörper wurden als dreidimensionale Kurve interpretiert. Es kam zu Ungenauigkeiten bei der Auswertung hinsichtlich des erwünschten Schichtabstandes von 20 mm einerseits durch den Positionswechsel des Patienten beim Übergang der Untersuchungstechniken, andererseits durch technische Probleme wie zum Beispiel die nicht exakte Einstellung der durch automatische Elektromotoren bewegten Patientenliege, welche extra mit einer Holzbeschichtung angefertigt wurde. Im Vergleich zwischen den Kernspintomogrammen und den Rasterstereografien ergab sich ein lateraler Fehler von 8,8 mm und ein sagittaler Fehler von 5 mm. Der Rotationsfehler betrug 6 Grad.

Bei dem Vergleich kernspintomografischer und rasterstereografischer Kurven weisen die Seitabweichung und die Wirbelrotation eine zu kleine Amplitude auf bei der VRS. Der Ausgang von einem systematischen Fehler der VRS-Rekonstruktion aus entsprechend einer Unterschätzung der Deformität. Durch die individuelle quantitative Anpassung der Kurvenamplitude ließ sich die mittlere quadratische Abweichung nur wesentlich reduzieren (6,9 mm vs. 8,8 mm und 5,5 Grad vs. 6 Grad). Die Amplituden der jeweils entstandenen Kurven wurden miteinander korreliert. Dabei zeigte sich, dass die VRS-Amplitude der Seitabweichung im Mittel nur 61,2 % und die Amplitude der Wirbelrotation nur 70,5 % der magnetresonanztomografischen betrug. Die Resultate ergeben, dass die VRS-erzeugten Werte im Mittel kleiner waren als die per MRT erzeugten. Ebenso stellt sich bei der Videorasterstereografie eine Unterschätzung der Wirbelrotation dar. Bei der Korrelation der Fehler der VRS-Wirbelrotation mit dem Cobb-Winkel entstehen bei höhergradigen Skoliosen wie auch bei der Seitabweichung der Wirbelkörper ebenfalls größere Fehler. In dieser Untersuchungsreihe wurde erstmalig ein systematischer Fehler entsprechend einer Unterschätzung der Seitabweichung und Wirbelrotation von bis zu 50 % festgestellt. Hier ist die eingeschränkte Reproduzierbarkeit der Bauchlage zu beachten, die somit angesichts der Form des Rückens eine große Problematik darstellt. Aufgrund dieser methodischen Problem ist Hackenberg (2003) der Meinung, die MRT im Liegen sei als Methode zur Evaluation der VRS für ein größeres Patientenkollektiv nicht geeignet. Hackenberg erwähnt als optimale Methode zur Bestimmung der Wirbelrotation die Möglichkeit, die Wirbelsäule dreidimensional mittels MRT im Stehen zu vermessen. Gründe für die Deformitätsunterschätzung können darin zu sehen sein, dass die Oberflächenrotation über den Dornfortsätzen nicht der Wirbelrotation entspricht oder dass die Symmetrielinie medial der Dornfortsatzreihe befindlich ist. Es kommt daher zu einer starken Unterschätzung der Lage des Wirbelkörper-Zentrums, hergeleitet durch die Rotation der Oberfläche über den Dornfortsätzen. Diese ist wesentlich geringer als die Wirbelrotation, so dass die Flächennormale am Symmetriepunkt nicht durch den Wirbelkörper führt (bezogen auf die höhergradigen Deformationen) (Hackenberg 2003). Bei stark ausgeprägten Skoliosen zeigte sich ein vergleichsweise höhergradiger rasterstereografischer Fehler. Eine größere Differenz zwischen der VRS und den durch die MRT erhaltenen Daten wurde in dieser Studie ebenfalls festgestellt. Je ausgeprägter die Deformität, desto ungenauer wird die Videorasterstereografie. Zudem wurde erstmals ein systematischer Fehler hinsichtlich einer Unterschätzung der Wirbelrotation sowie der Seitabweichung von bis zu 50 % entdeckt (Hackenberg 2003).



In einer Studie mit 26 Patienten und einem Cobb-Winkel von 26 Grad bis 104 Grad wurde die Seitabweichung anhand der Symmetrielinie (Spinal midline) verglichen per Magnetresonanztomografie in Bauchlage. Dabei wurde festgestellt, dass bei der VRS Formetric diese Wirbelsäulenmittellinie der Rückenoberfläche relativ genau wiedergegeben wurde, der seitliche rms-Wert allerdings doppelt so häufig fehlerbehaftet ist hinsichtlich der Seitabweichung im Vergleich zum herkömmlichen Röntgen. Zudem vergrößert sich der rms-Fehler, je größer der Cobb-Winkel ist. Die mittlere quadratische Abweichung wird als root mean square (rms) bezeichnet. Es ist erforderlich, dass die VRS für schere Skoliosen mit einem Cobb-Winkel ab 50 Grad präzisiert wird (Hierholzer und Hackenberg 2002).

Um Resultate per MRT und VRS miteinander zu vergleichen, wurden bereits Versuche durchgeführt, doch sind diese aufgrund der Patientenposition immer recht schwierig und ungenau gewesen. Im Magnetresonanztomografen wurden die Patienten in Bauchlage vermessen, was bei der VRS (die im Stehen durchgeführt wird) dazu führt, dass das eigene Körpergewicht bei der Vermessung die Körperposition verändert und die in liegender Position erzielten Ergebnisse nicht vergleichbar sind mit denen, die in stehender Position erzielt wurden. Es wurden Patienten im Magnetresonanztomografen mit 20 Sekunden Scan-Zeit und 20-mm-Schichten vermessen. Das zu vermessende Areal von T 1 bis L 4 betrug 400 mm. Der Vertebra prominens wurde dabei als Markierungspunkt angesetzt. Ein wassergefüllter Behälter wurde in einem festgelegten Abstand darüber positioniert. Die VRS wurde ebenfalls an dem in Bauchlage liegenden Patienten von oben herab auf die Rückenoberfläche durchgeführt. Anschließend wurden die Symmetrielinie und die Seitabweichung per VRS verglichen, indem dazu die Processi spinosi und die jeweiligen Zentren der WK angesetzt wurden. Hackenberg und Hierholzer kamen zu dem Resultat, dass es zu Abweichungen der rasterstereografischen Rückenmittellinie in Bezug zu den Zentren der Wirbelkörper der MR-Scans von mehreren Millimetern kam (sagittal und lateral). Abgemessen wurde die Wirbelrotation nach der Methode nach Drerup. Größere Abweichungen sind auf einigen Ebenen beobachtet worden. Das angezeigte Skoliosemodell per VRS hat noch Verbesserungspotential. Entweder ist der tatsächliche Ort der Symmetrielinie oder die Ausrichtung der Oberflächennormalen oder beides mit dem computergestützten Wirbelsäulenmodell per VRS inkonsistent. Zusätzlich können Positionierungsprobleme des Patienten zu Haltungsabweichungen führen. Um eine Verbesserung des bestehenden Skoliosemodells per VRS zu erhalten, sollte eine größere Patientenzahl vorhanden sein mit unterschiedlich ausgeprägten Arten und Graden der Skoliosen bzw. Deformitäten, um mehr vergleichbare Resultate zu erzielen. Zu bedenken gaben die Autoren, dass es einerseits eine kostspielige Angelegenheit ist, per Magnetresonanztomografen

Skoliosepatienten zu vermessen sowie andererseits sehr zeitaufwendig (Hierholzer und Hackenberg 2002).

Neuschwander et al. (2010) haben mit acht Kindern (Alter 11 Jahre,  $\pm$  2 Jahre) eine Studie durchgeführt, bei der im offenen Magnetresonanztomografen die Patienten im Stehen untersucht wurden mit jeweils 4 kg, 8 kg und 12 kg Rucksacklast, was 10 %, 20 % sowie 30 % des jeweiligen Körpergewichtes betrug. Dabei wurde festgestellt, dass bei zunehmender Rucksacklast die Bandscheiben erheblich komprimiert werden. Gemessen anhand der Mittellinie in der Sagittalebene ( $p < 0,05$ ). Die Lendenwirbelasymmetrie betrug 2,23 Grad ( $\pm$  1,07 Grad) im Stehen, 5,46 Grad ( $\pm$  2,50 Grad) mit 4 kg, 9,18 Grad ( $\pm$  2,25 Grad) mit 8 kg und 5,68 Grad ( $\pm$  1,76 Grad) mit 12 kg Rucksacklast. Die Rucksacklast erhöht die Lendenwirbel-Asymmetrie deutlich ( $p < 0,03$ ). Vier der acht Probanden hatten einen Cobb-Winkel von mehr als 10 Grad bei einer Rucksacklast von 8 kg.

Die Autoren Diefenbach et al. (2013) haben 25 Patienten (16 weiblich, 9 männlich, Durchschnittsalter 14,6 Jahre, Bereich 12 bis 18 Jahre) mit idiopathischer Skoliose und einem mittleren Cobb-Winkel von 30 Grad (6 Grad bis 70 Grad) einem Vergleich unterzogen anhand von Röntgenbildern in a.-p.-Position sowie lateraler Ebene. Anschließend erfolgte innerhalb einer Woche eine Magnetresonanztomografie im Stehen. Die MRT-Datenerfassung erfolgte dabei in weniger als sieben Minuten. Die Messungen wurden von zwei unabhängigen Untersuchern ausgewertet, indem sämtliche Cobb-Winkel, von T 5 bis T 12 die Kyphose-Winkel und die Wirbelrotation vermessen wurden. Dabei wurde eine sehr gute Korrelation zwischen beiden Messverfahren festgestellt ( $p = 0,01$ ); beim Haupt-Cobb-Winkel ( $r = 0,901$ ), beim kleineren Cobb-Winkel ( $r = 0,838$ ) und bei einem Kyphose-Winkel ( $r = 0,943$ ). Die Interrater-Reliabilität ergab bei dem Haupt-Cobb-Winkel  $r = 0,959$  (resp. 0,896), beim kleineren Cobb-Winkel 0,951 (resp. 0,897) und die Wirbelrotation  $r = 0,945$  und war somit hervorragend. Die Interrater-Zuverlässigkeit ergab einen Wert von  $r = 0,966$  (resp. 0,966) und bei kleineren Cobb-Winkeln  $r = 0,945$  (resp. 0,943). Die Autoren empfehlen die Wirbelrotationsmessung per MRT als wertvolle strahlungsfreie Alternative bzw. Einsatz für die Diagnostik der idiopathischen Skoliose (Diefenbach et al. 2013).

Janssen et al. (2010) haben die Wirkung von verschiedenen Positionen der menschlichen Wirbelsäule auf die Wirbelrotation untersucht. 30 Patienten wurden im offenen Magnetresonanztomografen im Stehen, im Liegen sowie im Vierbeinstand vermessen und die Wirbelrotation miteinander verglichen. Es zeigte sich, dass in allen drei Positionen die mittleren und unteren Brustwirbel überwiegend rechtsrotiert sind. Es wird vermutet, dass einerseits die

aufrechte Position der Wirbelsäule und andererseits die Rückenlage vom Rücken her gerichtete Scherlasten erhöht, welche die Tendenz hat, bestimmte Wirbelsäulensegmente zu rotieren.

Marty-Poumarat und Carlier (2010) haben Skoliosepatienten im offenen Magnetresonanztomografen sowie anhand von Röntgenbildern miteinander verglichen. Es stellte sich heraus, dass die Querschnittsbildgebung mit dreidimensionaler Rekonstruktion kombiniert mit myelografischen MR-Bildgebungssequenzen eine vollständige Auswertung der Skoliose ermöglicht. Dies führt zu einer Reduzierung des Bedarfs an konventionellen Myelografien. Die Skoliosen können durch diese Messverfahren für die Diagnostik sowie die Verlaufskontrollen der Progression von Skoliosen eingesetzt werden, bestätigen Marty-Poumarat und Carlier (2010).

Bao et al. (2014) verglichen den Zusammenhang zwischen der Bandscheibendegeneration und Wirbelsäulenfehlstellung anhand von Röntgenbildern auf koronaler und sagittaler Ebene bei 57 Patienten mit degenerativer Lumbalskoliose (DLS). Weiterhin wurden Magnetresonanztomografien im Stehen von L 1 bis L 2 sowie L 5 bis S 1 ausgewertet. Es konnte eine starke Korrelation zwischen den Röntgenbildern und den Magnetresonanztomografien belegt werden.

Qiao et al. (2017) stellten anhand von 124 Jugendlichen mit idiopathischer thorakolumbalen bzw. Lumbalskoliose dar, dass die Magnetresonanztomografie im Vergleich zu Röntgenscans durchaus als zuverlässiger Ersatz in Bezug auf die Sichtbarmachung der Wirbelkörper anzusehen ist.

Zemp (2014) hat eine Studie publiziert, bei der ein Vergleich der sagittalen Kurve vorgenommen wurde, einerseits per Marker im LWS-Bereich und andererseits bei Untersuchungen in einem offenen Steh-Magnetresonanztomografen in sitzender Körperposition. Aufgrund der Markergröße kam es zu Überschneidungen der lumbalen Marker durch die sitzende Position, und es wurde dementsprechend kein mit dieser Studie im stehenden Magnetresonanztomografen vergleichbares Resultat erzielt.

Birchall et al. (1997, 2005) erläutern ein Verfahren mit hoher Messgenauigkeit per Magnetresonanztomografie (MRT). Es weist Ähnlichkeiten auf in Bezug zu dem von Aaro und Dahlborn per Computertomografie (CT), welches allerdings durch die extrem hohe Strahlenbelastung nicht für Routineeinsätze geeignet ist (Aaro und Dahlborn 1981, Birchall et al. 1997). Der Grad der Fehlstellung im axialen Bereich ist anhand von Röntgenbildern schwierig darzustellen, und aus diesem Grund haben Birchall et al. eine Technik zur Messung der axialen Wirbelrotation per MRT untersucht. Dabei wurden zehn Patienten per Perdriolle-Verfahren vermessen. Die Interobserver Variabilität zeigte dabei einen Mittelwert von 3,02 Grad (Bereich

von 0 Grad bis 10 Grad) und ein 95 % Konfidenzintervall (2,51 Grad, 3,53 Grad). Die Intraobserver-Variabilität hatte einen Mittelwert von 2,56 Grad (Bereich 0 Grad bis 7 Grad) bei einem 95 % Konfidenzintervall (1,83 Grad, 3,29 Grad). Die mittlere Differenz, die zwischen den Messungen von Magnetresonanztomografie und der Röntgenübersichtsaufnahme erhalten wurde, beläuft sich auf 3,29 Grad (Bereich 0 bis 12 Grad) mit einem 95-prozentigen Konfidenzintervall (1,43 Grad, 5,15 Grad). Der Grad der Wirbeldrehung kann somit exakt sowie reproduzierbar durch die Magnetresonanztomografie beurteilt werden (Birchall et al. 1997). Eine weitere Studie der Autoren Birchall et al. folgte (2005) mit 10 Patienten, die magnetresonanztomografisch untersucht wurden. Es wurde demonstriert, dass die vertebrale mechanische Torsion im Durchschnitt 45 % der Gesamtrrotationsfehlstellung aufweist, was darauf hindeutet, dass ein signifikanter Anteil der Torsion einer skoliotischen Deformität als Folge der plastischen Verformung der Wirbel selbst auftritt.

Die Wirbelrotation bei Skoliosen wurde von Aaro und Dahlborn (1981), Birchall et al. (1997), Krismer et al. (1996) und Ho EKW et al. (1992, 1993) in Studien eruiert. Als wichtige Fehlerquelle der Rotationsmessung ist die richtige Justierung der transversalen Ebene für die Verkipfung der einzelnen Wirbel in Koronalebene anzusehen. Daraus wurde geschlossen, dass die Vermessung der Wirbelrotation bei Skoliosen künftig dreidimensional erfolgen sollte (Drerup und Hierholzer 1994, Drerup und Hierholzer 1996, Göcen et al. 1999).

Krismer et al. (1999) haben in einer weiteren Studie einen Vergleich zwischen der Ho- und der Aaro-Messmethode zur Messung der axialen Drehung der Wirbelkörper angestellt. Dabei wurden 259 CT-Scans von elf menschlichen Kadaver Wirbelkörpern angefertigt in Neutralstellung und bis 20 Grad in der Sagittal- und Frontalebene angewinkelt, um eine Kyphose bzw. Lordose nachzustellen. Anschließend wurde nach beiden Methoden die axiale Wirbelrotation vermessen. Die mittlere Differenz zwischen den tatsächlichen Messwerten beträgt 3,7 (+/- 6,7) (95% Konfidenzintervall) nach der Ho-Methode und 2,3 (+/- 3,7) nach der Aaro-Methode. Die Korrelation der echten Drehung der Wirbel war  $r^2 = 0,66$  nach der Ho-Methode und  $r^2 = 0,77$  nach der Aaro-Methode. Sie empfehlen daher die Aaro-Messmethode als genaueres Messverfahren für die axiale Wirbelrotation bei Skoliosen (Krismer et al. 1999).

Die Autoren Lam et al. (2008) verglichen ebenfalls die Wirbelrotation anhand von CT-Bildern nach der Methode von Aaro und Ho sowie anhand von Röntgenbildern nach dem Cobb-Winkel, Nash und Moe, Perdriolle sowie Stokes. Dabei befanden sie die radiografische Methode zur Wirbelvermessung nach Cobb als einfacheres Verfahren sowie aufgrund der geringen Röntgenstrahlenexposition, im Vergleich zu der hohen CT-Strahlung, als deutlich überlegene Methode. Als Nachteil sahen sie an, dass die Wirbelrotation keineswegs per Stufenschema zu

vermessen sei. Auch beanstandeten sie, dass die Verzerrung der Dornfortsatzspitze bei skoliotischen Wirbeln die Genauigkeit verringern kann. Weiterhin habe man eine eingeschränkte Sicht vom Dornfortsatz auf Röntgenbildern von Wirbeln mit großer Wirbelrotation.

Der Vorteil der Wirbelrotations-Messmethode nach **Nash und Moe** ist darin zu sehen, dass die Position von Pedikeln weniger durch intravertebrale Rotation betroffen ist und dadurch einen zuverlässigen Orientierungspunkt der Rotation für die Messung darstellt. Nachteilig ist, dass eine Überschätzung der Wirbelrotation dargestellt wird (kann auf 10 Grad angepasst bzw. korrigiert werden nach Drerup). Weiterhin von Nachteil ist, dass die Pedikel schlecht sichtbar sind auf stark gedrehten Wirbeln sowie bei Wirbelsäulen, die mit chirurgischen Instrumenten versehen sind.

Die Vorteile der **Perdriolle-Messmethode** liegen darin, dass sie bezahlbar ist, ein nichtinvasives sowie einfaches Verfahren darstellt und eine geringe Strahlenbelastung für den Patienten aufweist bei einer a.-p.-Röntgenaufnahme laut Lam et al. (2008). Es wurden widersprüchliche Ansichten bezüglich der Genauigkeit und Zuverlässigkeit von Rotationsmessungen unter Verwendung der Perdriolle-Messschablone präsentiert. Richards Studie (1992) beschreibt, dass der durchschnittliche individuelle Beobachterfehler 6 Grad beträgt. Nur etwa 50 % der Beobachter erzielten Messungen innerhalb von 5 Grad des tatsächlichen Wertes. Richards erkannte auch, dass ein gedrehter Patientenkörper während der Röntgenuntersuchung den Messfehler weiter erhöhte. Richards diskutierte ferner die Schwierigkeit, Pedikel-Orientierungspunkte zu visualisieren, welche für die Bestimmung der Wirbelrotation am relevantesten sind. In 20 % der postoperativen Wirbelsäulenaufnahmen zeigte sich diese Problematik. Ein Nachteil seien Schwierigkeiten bei der Herstellung von präzisen Markierungen auf Röntgenaufnahmen – ein Zwei-Millimeter-Fehler entspricht dabei einer Fünf-Grad-Wirbelrotation. Weiterhin lässt sich eine reduzierte Genauigkeit bei großen Rotationsgraden feststellen.

Der Vorteil des **Stokes-Messverfahren** besteht darin, dass eine nur geringe Strahlenbelastung benötigt wird und es sich um ein einfaches Messverfahren handelt. Lam et al. (2008) berichten dabei über eine ähnliche Genauigkeit der Dreidimensionalität des Wirbels wie bei der Stereoradiografie. Nachteilig ist, dass eine größere Fehleranfälligkeit besteht im Vergleich mit Methoden, bei denen die Kennzeichnung von Wirbelkantenbeteiligungen benötigt wird. Das Stokes-Messverfahren zielt darauf ab, die Schwierigkeiten mit asymmetrischen Wirbelgeometrien zu überwinden mittels Bestimmung des Winkels der Lote der angrenzenden Wirbelkörperkanten.

Bei der **Aaro-Dahlborn-Methode** ergibt sich eine höhere Messgenauigkeit auch bei den in koronalen und sagittalen Ebenen gekippten Wirbeln. Es ist jedoch schwieriger anzuwenden für ungeübte Untersucher aufgrund der weniger offensichtlichen Festlegung genauer Orientierungspunkte.

Die **Ho-Messmethode** bietet klar definierte Referenzpunkte und stellt somit ein einfaches Verfahren dar, das zudem eine bessere Interobserver-Zuverlässigkeit im Vergleich zum Aaro-Dahlborn-Verfahren bei der Beurteilung der normalen Wirbel bietet. Der Nachteil ist in der geringeren Korrelation zur tatsächlichen Wirbelrotation bei der Messung gekippter Wirbel zu sehen. Daher ist dieses Verfahren weniger geeignet zur Anwendung.

Die Autoren gelangen zu der Schlussfolgerung, dass CT-Bilder nicht ausreichend sind, um die Dornfortsätze der Wirbel zu bestimmen, und deshalb nicht die Radiografie bei der Beurteilung ersetzen. Wenn auch die Bilder beim Röntgen nicht von so guter Qualität sind wie beim CT, so ist die Strahlenbelastung doch wesentlich geringer. Da die Computertomografie im Liegen durchgeführt wird, das Röntgen jedoch in stehender Körperhaltung, und die Genauigkeit der CT-Messungen stark durch Inklinationen und Neigung beeinflussbar ist, überwiegen die Einschränkungen durch röntgenologische Messung größerer Wirbelrotationen, da sie eine realistischere Darstellung der Körperhaltung mit berücksichtigen. Aus diesen Gründen bleibt die Radiografie gemäß Lam et al. (2008) weiterhin die klinisch geeignete Alternative zur Computertomografie. Trotz vieler Vorteile der Computertomografie stellt das Röntgen noch immer den Standard in der Skoliose-Diagnostik dar. Hinsichtlich deren Auswertung der Genauigkeit haben einige Autoren Studien publiziert (Ho et al. 1992, Weiss 1995a, Thometz et al. 1999, Merolli et al. 1997, Adam und Askin 2006).

Mangone et al. (2013) haben in einer Studie 25 Patienten mit idiopathischer adoleszenter Skoliose und einem Cobb-Winkel von 15 bis 50 Grad bei einem BMI  $< 30 \text{ kg/m}^2$  (s. 2.1.1 BMI-Werte) anhand eines entsprechenden Röntgenbildes der Formetric 3D gegenübergestellt. Raimondi hat eine eigene Methode zur Vermessung der Rotation entwickelt. Bei seiner röntgenbasierten Methode der Vermessung der Wirbelkörperrotation bedient er sich einer a.-p.-Röntgenaufnahme. Als Messpunkte dienen hierbei die linke und die rechte seitliche Begrenzung eines zu vermessenden Wirbelkörpers und das Zentrum der konvexseitigen Bogenwurzel. Anhand dieser Bezugspunkte wird die Breite des Wirbelkörpers und der Abstand der Mittellinie von der konvexseitigen Bogenwurzel zum konvexseitigen Wirbelkörpertrand berechnet (siehe Abbildungen 7 bis 9). Es konnte eine gute Korrelation der röntgenbasierten Raimondi-Regolo-Methode und der Formetric nachgewiesen werden. Die Korrelation der Gesamtpatienten beträgt  $r = 0,52$ ;  $p < 0,0001$ , aufgeteilt in Patienten mit einem Cobb-Winkel  $< 30$  Grad  $r = 0,47$ ;  $p =$

0,0001 und Patienten mit einem Cobb-Winkel  $> 30$  Grad  $r = 0,42$ ;  $p = 0,0001$ . Auch im Vergleich zwischen lumbaler und thorakaler Wirbelkörperrotation konnte eine signifikante Korrelation zwischen den Gruppen mit  $r = 0,30$ ,  $p = 0,024$  und  $r = 0,47$ ,  $p = 0,002$  festgestellt werden (Mangone et al. 2013).

Weiss (1995b) hat anhand von 40 Kurven einen Vergleich zwischen den Messverfahren nach Perdriolle und Raimondi angestellt und kam dabei zu dem Resultat, dass das Raimondi-Verfahren etwas zuverlässiger und einfacher in der Handhabung ist.

Schulte et al. (2008) haben in einer retrospektiven Langzeitstudie über einen mittleren Nachbeobachtungszeitraum von acht Jahren (Bereich drei bis zehn Jahre) rasterstereografische und röntgenologische Beurteilungen idiopathischer Skoliosen ausgewertet. Es wurden dabei die Untersuchungsergebnisse von 16 Patienten miteinander verglichen. Dabei wurde VRS vs. der Goldstandardmethode Röntgen evaluiert anhand der Seitabweichung sowie der Wirbelrotation zwischen C 7 und L 4. Es resultierte eine recht hohe Übereinstimmung zwischen den beiden Untersuchungsmethoden und ihren Parametern. Die mittlere Seitabweichung zwischen VRS und Röntgen betrug 3,21 mm und die Wirbelrotation 2,45 Grad. Die beiden Parameter sind zwar nicht direkt miteinander vergleichbar mit dem Cobb-Winkel, dienen jedoch als Orientierungshilfe. Die VRS spiegelt exakt die per röntgenologische gemessene Progression der idiopathischen Skoliose im Langzeitvergleich.

Börke (2008) empfiehlt, alle drei bis sechs Monate eine VRS und alle 12 bis 18 Monate eine röntgenologische Untersuchung vorzunehmen unter der Voraussetzung, dass durch die VRS keine Verschlechterung der Skoliose festgestellt wird. Dadurch ist ebenfalls die Röntgenuntersuchung auf einen verlängerten Abstand des aktuell regelmäßig halbjährlichen Abstandes der Untersuchungen, auf einen verlängerten Zeitraum zwischen den Röntgenuntersuchungen anzusetzen. Als wichtig hervorzuheben in dieser Studie ist, dass bei der Rasterstereografie die Oberflächenrotation vermessen wird, beim Röntgen jedoch u. a. die Wirbelrotation. Die Seitabweichung und die Wirbelrotation werden miteinander verglichen, und hierbei wird der Cobb-Winkel vermessen und korreliert, insbesondere bei geringeren Deformitäten. Die durchschnittlichen Koeffizienten liegen jeweils bei 0,6 und deuten auf einen mittelstarken Zusammenhang hin. Der Cobb-Winkel stieg während der Nachbeobachtungszeit im Durchschnitt um 13 Grad. Es kommt weiterhin zu einer höheren Bewertung der Rotation durch die röntgenologische Beurteilung. Die Wirbelrotation, die per Röntgen vermessen wurde, war größer als die des Cobb-Winkels, während die rasterstereografische Wirbelrotation geringer ausfiel. Jedoch war eine ausgezeichnete Korrelation zwischen der rasterstereografischen und der radiologischen Progression dieser Parameter  $R^2 \geq 0,5$  festzustellen. Die deutliche Reduktion der

Strahlenbelastung durch eine Verlaufsanalyse per VRS, verbunden mit gezielten Röntgenuntersuchungen, ist durch den Autor Börke in seiner Studie als durchaus realisierbar bewertet worden. Bei der Vermessung der WK-Rotation gelangte er zu dem Resultat, dass die WK-Rotation vom Computerprogramm nicht optimal analysiert wurde, da die Oberflächenrotation zwar von der Wirbelrotation abhängt, jedoch auch von der Form der Rippen beeinflusst wird und ebenso von den Costotransversalgelenken (Börke 2008).

#### **4.7 Weitere Ansätze zum Thema Formetric, manuelle Therapien sowie zahnmedizinische Aspekte**

**Menschliche Körperhaltung:** Die lichtoptische Messtechnologie der Formetric 3D beurteilt die Körperhaltung bzw. die Körperstatik der zu untersuchenden Person. Die Haltung des Körpers resultiert einerseits aus dem Zusammenwirken von agonistischer sowie antagonistischer Muskulatur (Rizzi 1973), andererseits ist die Körperhaltung eine Momentaufnahme aus vielen Bewegungsabläufen – ein dynamischer, labiler und persönlicher Ausgleich zwischen Statik und Dynamik (König 1999).

Ebenfalls wirkt sich der psychische Zustand auf die Körperhaltung aus (Leger 1959, Matthiass 1966, Niethard 1966). Die menschliche Körperhaltung ist somit eine Kombination aus somatischen und psychischen Faktoren (Dahmen 1980). Bei einer pathologischen Körperhaltung kann es zu Tonusänderungen der Muskulatur kommen sowie zu einer Schonhaltung, wobei sich diese auf die Ergebnisse der Oberflächenvermessung auswirken (Manke 2012).

Auch die psychischen Aspekte beim Vorliegen von Rückenschmerzen sollten nicht außer Acht gelassen werden bei zukünftigen Studien, z. B. inwieweit psychische Life-Events die Haltung beeinflussen bzw. diese per Formetric nachgewiesen werden könnten. Ebenso ließen sich Formetric Studien über die zirkadiane Form der Wirbelsäule, den Tageszeiten angepasste Studien über korsettversorgte Skoliosen mit Formetric-Aufnahmen vor dem Anlegen eines Korsetts sowie nach einer bestimmten Tragedauer anstellen. Formetric-Aufnahmen vor sowie nach sportlicher Betätigung ließen für künftige Studien interessante Ergebnisse für den orthopädischen Sportalltag erwarten.

Hinsichtlich des zirkadianen Rhythmus haben die Autoren Gribble et al. (2007) bei 30 gesunden Jugendlichen festgestellt, dass die Uhrzeit respektive die Tageszeit bei einer statischen Haltungskontrolle wenig Auswirkungen hat, jedoch bei dynamischer Haltungskontrolle ein konsistenter Einfluss besteht. Die Messungen am Morgen zeigten eine bessere Erfüllung der Leistung einer dynamischen Haltungskontrolle als die Messungen am Nachmittag bzw. Abend. Wie sich der zirkadiane Rhythmus auf dynamische und statische Einflussfaktoren bei skoliotischen Deformitäten auswirkt, sollte systematisch in weiteren Studien untersucht werden.



Da die Haltung einen wesentlichen Punkt bei der Vermessung darstellt, bieten sich weitere Einsatzmöglichkeiten der VRS in der manuellen Medizin, bei denen die Haltung eine wichtige Rolle spielt, beispielsweise könnten auch im Rahmen der Chirotherapie Studien angesetzt werden, um schnelle Resultate vergleichen zu können per VRS, oder auch per MRT – vor und nach einer manuellen Behandlung zur sofortigen Nachkontrolle. Gegenstand einer künftigen Studie könnte die Frage sein, inwieweit die Chirotherapie die Körperhaltung beeinflussen kann. Der Frage, inwieweit sich das auch auf die Wirbelrotation auswirkt bzw. die Wirbelrotation bei Skoliosen beeinflussen könnte, ist dabei noch nachzugehen. Ebenso könnten im zahnmedizinischen Bereich und bei der Formetric 3D dadurch unterschiedliche Ergebnisse resultieren.

Ein weiterer Aspekt ist im zahnmedizinischen Bereich festzustellen, da eine Haltungsänderung der Wirbelsäule in Zusammenhang gebracht wurde mit einer Bissanomalie und der Ventrallagerung des Kopfes. Kobayashi (1988) und Fink (2003) erbrachten den Nachweis bezüglich künstlicher Okklusionsstörungen, die eine direkte Auswirkung auf die Halswirbelsäule und das Becken sowie den ganzen Körper haben.

Leuschner (2004), Fink (2002 und 2004), Danner (2004) stellten ebenfalls einen direkten Zusammenhang zwischen Bisslage und Wirbelsäulenstatik fest. Kleinste Fehlstellungen der Kiefergelenke oder der Füße beeinflussen den ganzen Bewegungsapparat laut den Autoren Gadomski und Reitz (2004). Es wurde per 3D-Wirbelsäulenvermessung festgestellt, dass muskuläre Fehlhaltungen der HWS, Fehlstellungen des Beckens, Beinachsenfehlstellungen und Fehlformen der Fußgewölbe sowie Fehlfunktionen der Kiefergelenke Schmerzen des Bewegungsapparates mit muskulären Dysbalancen auslösen können. Empirisch belegt ist, dass ein Beckenschiefstand und Skoliosen der Wirbelsäule zu 80 % durch Okklusionsstörungen sowie die dadurch bedingte CMD ausgelöst werden. Dadurch kann es zu einem vorzeitigen Verschleiß der Wirbelgelenke und der Bandscheiben bis hin zum Prolaps kommen. Deblockierungen und einseitige erhöhte Schuheinlagen ändern den Zusammenbiss (Dapprich 2005).

**Screening:** In der Studie von Harzmann (2000) wurde der Stellenwert der Videorasterstereografie als schulärztliche Screeningmethode von skoliotischen Fehlhaltungen und strukturellen Skoliosen an 497 Schülern Screening Untersuchungen durchgeführt. Es fand dabei sowohl eine klinische als auch eine videorasterstereografische Untersuchung statt. Hierbei ergaben sich 63 auffällige Befunde mit dem Verdacht auf eine strukturelle Skoliose sowie in 45 Fällen der Verdacht auf eine skoliotische Fehlhaltung. Es wurden 28 Röntgenbilder angefertigt und mit der schulärztlichen klinischen Untersuchung und der Videorasterstereografie (VRS) verglichen. Dabei resultierte die VRS als sensitive Untersuchungstechnik im frühdiagnostischen

und differentialdiagnostischen Bereich unterschieden in skoliotische Fehlhaltungen und idiopathische Skoliosen. Eine Ergänzung der klinischen Untersuchung durch VRS stellt ein optimales Screeningangebot in Schulen dar, und die Zahl der Röntgenuntersuchungen kann minimiert werden (Harzmann 2000).

Bevor sich eine Skoliose verstärkt, wäre es optimal, die VRS-Formetric-Messmethode bereits frühzeitig beim Schulscreening zur Anwendung zu bringen, so dass die Patienten sich lediglich einer raschen Untersuchung – verbunden mit völliger Strahlungsexpositionsfreiheit – unterziehen müssen. Dies hat bereits die Arbeit von Hr. Venus ergeben (1998). So könnte im Falle einer skoliotischen Fehlhaltung bzw. eines Skoliose-Befundes bereits frühzeitig therapiert werden.

Verschiedene Autoren postulieren die Vermessung des Ausmaßes der Skoliose mittels Skoliometer als eine nützliches und objektives Kriterium des Skoliose-Screenings. Es wird lediglich ein Untersucher benötigt, und die Messung kann schnell, zuverlässig und kostengünstig durchgeführt werden (Lonstein 1977, Bunnell 1984, Amendt et al. 1990). Côté et al. (1998) entdeckten hohe Interobserver-Fehler und sehen sich deshalb außerstande, den Einsatz des Skoliometers zu empfehlen.

**Messgenauigkeit:** Zum Thema Messgenauigkeit erhielt der Autor Hackenberg (2003) Ergebnisse von 77 Skoliosepatienten mit einem durchschnittlichen Cobb-Winkel von 62 Grad (48 bis 88 Grad) im präoperierten Zustand. Als mittlerer Fehler der Seitabweichung ergab sich ein Wert von 6 mm und als mittlerer Fehler der Wirbelrotation ein Wert von 4,5 Grad. Bei den postoperierten Patienten mit einem Cobb-Winkel von durchschnittlich 19 Grad (15 bis 25 Grad) betrug der mittlere Fehler der Seitabweichung 3,9 mm und der mittlere Fehler der Wirbelrotation 3,7 Grad.

In einer weiteren Studie von Schülein et al. (2012) zum Thema Messgenauigkeit wurden bei 39 postoperierten Skoliosepatienten jeweils drei Untersuchungen von fünf verschiedenen Untersuchern durchgeführt. Dabei zeigten die Intraklassenkorrelationskoeffizienten (ICC) eine sehr hohe Interobserver- und Intraobserver-Reliabilität. Für die Rumpflänge betrug die maximale ICC 0,988 und für die laterale Abweichung die minimale ICC 0,918. Die Pearson-Produktmomentkorrelation ergab eine hochsignifikante positive Korrelation zwischen der ersten, zweiten und dritten Messung ( $r = 0,994$  bis  $0,697$ ;  $p < 0,001$ ) für die Intraobserver-Reliabilität.

Die Reliabilität für die Formetric hinsichtlich der vermessenen Parameter für die Rumpfeigung, Rumpflänge, Seitabweichung, Kyphose- und Lordose-Winkel bei idiopathischer adoleszenter Skoliose wird von den Autoren als exzellent bezeichnet und sei auch zur Analyse bei postoperierten Skoliose-Patienten durchaus anwendbar (Schülein et al. 2012).

Mohokum et al. (2015) haben die Validität der Resultate, die per Rasterstereografie erzielt wurden, anhand von zwölf publizierten Studien mit 570 Patienten innerhalb des Erscheinungszeitraums von 1990 bis 2013 verglichen. Die strahlenfreie Technik der Rasterstereografie wurde auf Basis der Oberflächentopografie im Vergleich zu Röntgenaufnahmen beurteilt. Auf der QUADAS - Skala erzielten die meisten Studien sieben oder mehr der möglichen 14 Punkte, was eine ausreichende methodische Qualität der Studie nahelegt. Die Validität der Rasterstereografie ist schwierig zu beurteilen, da diese auf externen Messungen der Außenkontur basiert. Diese wird durch die Processi spinosi gebildet, und durch das darüber liegende subkutane Gewebe beeinflusst, so dass die Auswertung der Parameter hinsichtlich der internen Morphologie beeinflusst werden kann. So mildert das umgebende Weichteilgewebe die Ausprägung der Rotation ab. Röntgenbilder hingegen zeigen direkt die interne Morphologie auf und betrachten die Variabilität der Wirbelsäule (Mohokum 2015).

**Beinlängendifferenz:** Hackenberg und Hierholzer (2006) fanden in einer Studie heraus, dass eine Beinlängendifferenz von 2 cm eine Lendenwirbel-Oberflächenrotation von 5 Grad ergibt. Bei 91 Patienten mit idiopathischen Skoliosen und einem Cobb-Winkel von 20 bis 82 Grad wurden videorasterstereografische Aufnahmen angefertigt, einerseits im Stehen, andererseits in Adams-Vorbeugstellung. In Vorbeugstellung hatte die Beinlänge einen direkten Einfluss auf die axiale Rückflächendrehung der Lenden- und Brustwirbelsäule. Die Beziehung zwischen der Beinlängendifferenz und der Rückenflächenrotation bei L 4 ist linear. Die Oberflächenrotation verringert sich im oberen Wirbelsäulenbereich. Bei T 6 betrug die Wirbelrotation 80 % und bei C 7 lediglich 63 % der Oberfläche in Bezug zur Drehung vermessen bei L 4. Da die Beinlängendifferenz direkt auf die Rückenform einwirkt, hat der Untersucher eine Beinlängenungleichheit auszuschließen bzw. zu kompensieren, damit keine skoliotische Deformierung entsteht sowie zur Vermeidung möglicherweise unnötiger Röntgenuntersuchungen.

#### **Schlussfolgerungen:**

Wie kann man eine strukturelle Skoliose sicher diagnostizieren in Abgrenzung zu einer skoliotischen Fehlhaltung und hinsichtlich des Ausprägungsgrades klassifizieren, und welche Parameter können hierbei herangezogen werden, um einen Grenzwert zu definieren bzw. einen Irrtum auszuschließen unter Zuhilfenahme der gängigen Untersuchungsmethoden? Aus praktischer Sicht ist der Adams-Vorbeugetest als Schnelltest zur groben Orientierung in Verbindung mit der Skoliometermessung möglich. Die Rotationsmessung im Magnetresonanztomografen ist der entscheidende klinische respektive bildgebende Beweis dafür. Um eine verlässliche Diagnose hinsichtlich einer Skoliose zu erstellen, kann – sofern

moderne technische Möglichkeiten zur Verfügung stehen – eine MRT im Stehen oder das EOS-3D-Röntgen durchgeführt werden. Eine MRT ist insofern vorzuziehen, als mit ihr die beim EOS-3D-Röntgen unvermeidliche Strahlenexposition massiv verringert werden kann und die gesamte Wirbelsäule dreidimensional dargestellt wird. Den derzeit goldenen Standard stellt jedoch das herkömmliche Röntgen der gesamten Wirbelsäule im Stehen in zwei Ebenen dar. Zur Vermessung der Wirbelrotation wäre eine Computertomografie (CT) ebenfalls geeignet. Aufgrund der erheblich höheren Strahlenbelastung und Untersuchung im Liegen ist sie in diese Studie nicht miteinbezogen worden.

Nach der derzeitigen Datenlage stellt der Adams-Vorneigetest in Verbindung mit einer Formetric-3D-Aufnahme eine geeignete Methode für eine erste Orientierung bezüglich des Vorliegens einer Skoliose dar und könnte der Gesundheitsökonomie insofern von Vorteil sein, als eine frühe sichere Diagnose eine rasch einsetzende Therapie bedeutet. Zudem kann vermieden werden, dass der Patient einer höheren Strahlenexposition ausgesetzt wird. Primär können langfristige Folgen wie pulmonale Insuffizienz, Einengung der inneren Organe, Rückenschmerzen etc. für die Patienten dadurch minimiert werden. Sekundär können erhebliche Kosten eingespart werden im Hinblick auf die durch die Skoliose bedingten Folgeerkrankungen, die zum Teil nur mit einem erheblichen finanziellen Aufwand zu therapieren sind. Statt primär Röntgenbilder zu erstellen, sollte vorrangig die Formetric-Vermessung als Screening eingesetzt werden. Sofern sich die computerbasierte Auswertung noch weiter verbessert, wäre das sicherlich ein sinnvoller Ansatz im Hinblick auf eine Verminderung der Strahlenexposition.

Inwieweit eine einmalige Messung per VRS Formetric 3D, für die fehlerhafte Werte aufgrund des Modellcharakters erbracht werden, eine Über-, bzw. Unterbehandlung der Skoliose verursacht, ist noch zu bewerten.

Zwei mit Fehlern behaftete Untersuchungsmethoden wie die subjektive Skoliometeruntersuchung und die (nicht sichere) VRS-Formetric-Untersuchung zusammenzuführen würde insofern ein Problem darstellen, als dadurch keine eindeutig fehlerfreien Ergebnisse generiert würden und diese somit lediglich zu einer groben Orientierung dienen könnten hinsichtlich weiterer anzuwendender Untersuchungsmethoden. Damit könnte der Goldstandard Röntgen in dem Fall nicht abgelöst werden, sondern eher durch das EOS-3D-Röntgen oder das Steh-MRT der Firma Esaote oder das FONAR UPRIGHT™ MRI, wobei die Magnetresonanztomografen einen extremen Geräteaufwand und erhebliche Materialinvestitionen bedeuten. Als Verlaufskontrolle bietet sich die VRS Formetric jedoch durchaus an (da sie erst dann eine höhere Verlässlichkeit aufweist).

Die Literatur bietet sehr wenig Aussagen im Hinblick auf vergleichende Messungen mit MRT und VRS. Bei den wenigen anderen Studien ist die eingeschränkte Reproduzierbarkeit der Lage des Patienten von ausschlaggebender Bedeutung, und angesichts der Form des Rückens eine große Problematik, da die Wirbelrotation immer anhand liegender Patientenwirbelkörper (teils in Bauchlage) vermessen wurde. Die Vermessung der Wirbelrotation erstmalig in einem stehenden MRT zum Vergleich mit der VRS ist daher eine sehr gute Möglichkeit, die realen Drehverhältnisse der Wirbelkörper im Stehen darzustellen. Die Ergebnisse der VRS mit tendenziell kleineren Werten der Wirbelrotation decken sich mit meiner Studie bei Patienten in stehender Körperhaltung. Als strahlenärmere Röntgendiagnostik wäre das EOS-3D-Röntgen gleichfalls in der Lage, die Wirbelrotation darzustellen.

Die VRS stellt eine Alternative zur Röntgendiagnostik dar und sollte die subjektive Skoliosimetermessung als objektive und zuverlässige Untersuchungsmethode ersetzen bzw. ergänzen. Dabei können dreidimensionale Veränderungen der WS insbesondere auch bei progredienten Skoliosen schnell erfasst werden. Die Rückenformanalyse per VRS Formetric 3D ist eine zuverlässige Untersuchungsmethode zur objektiven und reproduzierbaren Analyse der Verformung der Wirbelsäule in normaler Körperposition im Verlauf, auf deren Basis anschließend anderweitige diagnostische oder therapeutische Schritte eingeleitet werden können.

Die Untersuchungsmethode mittels Magnetresonanztomografie eignet sich für den Einsatz in der Praxis aufgrund der Möglichkeit zur Vermessung der 3D-In-vivo-Wirbelkörperrotation bei reell einwirkenden Kräften auf die Wirbelsäule im Stehen.

Weiterführende Studien sollten mittels eines neu adaptierten Wirbelsäulenmodells per optischer Wirbelsäulenvermessung Formetric 3D angestrebt werden, um die Wirbelkörperrotation dem In-vivo-Zustand entsprechend besser darzustellen. Mit der VRS schnell durchzuführenden Screening-Methode sollten die hier ermittelten Rotationswerte in Hinsicht auf eine größere Verlässlichkeit adaptiert werden, wie sie jetzt schon im Längsschnitt-Verlauf möglich sind.

#### **4.8 Zusammenfassung**

Die Wirbelrotation gilt als wesentliches Merkmal der strukturellen Skoliose. Der Stellenwert moderner Messtechnologien zur Vermessung der Wirbelrotation nimmt zu, wobei strahlungsfreie Untersuchungstechniken wenig verbreitet sind. Die Strahlendosis bei regelmäßig halbjährlich stattfindenden Wirbelsäulen-Ganzbilderaufnahmen bei Patienten mit idiopathischer Skoliose ist sehr hoch. Eine geeignete Alternative zum herkömmlichen zweidimensionalen Röntgenbild stellt die Vermessung der Skoliose mittels des neuesten EOS-Imaging-Röntgens mit 3D-Darstellung der gesamten Wirbelsäule dar.

Als bildgebendes Verfahren eignet sich die Untersuchungsmethode im offenen Magnetresonanztomografen in stehender Körperposition. Sie ermöglicht eine objektive Beurteilung der In-vivo-Wirbelkörperrotation im Stehen und damit verlässliche Parameter für die Diagnostik.

Erstmalig wurde die Wirbelkörperrotation per optischer Wirbelsäulenvermessung mittels Videorasterstereografie Formetric 3D anhand eines resultierenden Wirbelsäulenmodells mit der In-vivo-Wirbelkörperrotation per Magnetresonanztomografien verglichen. Dieser Vergleich der strahlungsfreien Untersuchungsmethoden bezüglich der Wirbelkörperrotation im offenen Magnetresonanztomografen in normaler, stehender Körperhaltung und der Wirbelkörperrotation bei der Videorasterstereografie Formetric 3D war das Ziel der Studie. Sollte die Darstellung der Wirbelkörperrotation anhand dieses Modells dem In-vivo-Zustand der Wirbelkörperrotation entsprechen, könnte die derzeitige Standardmethode Röntgen für künftige Vermessungen der Wirbelkörperrotationen abgelöst werden.

Dies wäre eine geeignete Möglichkeit, eine dreidimensionale Wirbelkörperrotation routinemäßig – frei von Strahlenexposition – mit befriedigender Genauigkeit zu erfassen und zudem zur Erkennung von Skoliosen sowie bei Screening- und Verlaufskontrollen einzusetzen.

Es wurde bei 49 Patienten im Alter von 8 bis 66 Jahren mit idiopathischer Skoliose, einem Cobb-Winkel  $< 40$  Grad und einem durchschnittlichen BMI von  $21,00 \text{ kg/m}^2$  die Wirbelkörperrotation mit dem optischen Wirbelsäulenvermessungsgerät Formetric 3D per Videorasterstereografie sowie in dem offenen Magnetresonanztomografen im Stehen vermessen. Diese beiden Untersuchungsmethoden sind anschließend miteinander korreliert worden.

Tendenziell kleinere Werte resultierten bei der Videorasterstereografie durch die Formetric 3D. Beide Untersuchungsmethoden sind hinsichtlich der Korrelationen der Messwerte nahe null (LWK 1  $r = 0,046$ ; LWK 2  $r = 0,193$ ; LWK 3  $r = 0,211$ ; LWK 4  $r = 0,097$ ) und nicht statistisch signifikant. Die fehlende Übereinstimmung zwischen beiden Untersuchungsmethoden wurde nachweislich durch die Bland-Altman-Analysen der LWK 1 bis LWK 4 belegt.

Unterschiedliche Methoden erklären dieses Resultat: Die In-vivo-Darstellung einzelner LWS-Wirbelkörper per Magnetresonanztomografie ist nicht mit dem Modell der Rückenoberfläche per lichteoptischer Oberflächenvermessung Formetric 3D und den daraus resultierenden modellhaften Wirbelkörpern bzw. der Wirbelsäule vergleichbar. Durch eine weitergehende Adaptierung des 3D-Wirbelsäulenmodells per Videorasterstereografie anhand der Formetric 3D ließe sich die Vermessung der Wirbelkörperrotation möglicherweise präzisieren.

Für Vermessungen der Wirbelkörperrotation von Patienten mit idiopathischer Skoliose eignen sich beide Untersuchungsmethoden. Die Formetric 3D bietet optimale Voraussetzungen, um

schnell, strahlenfrei und markerlos die Oberfläche des Rückens zu vermessen, die Wirbelkörperrotation darzustellen und (im Vergleich zum offenen Magnetresonanztomografen), innerhalb weniger Sekunden mit der für den orthopädischen täglichen Einsatz benötigten Genauigkeit Messergebnisse zu erzielen. Obwohl die Videorasterstereografie geringere Gradwerte bei der Wirbelrotation anzeigt als die Magnetresonanztomografie, ist die Formetric 3D für den klinischen Alltag ein sowohl geeignetes als auch effizientes diagnostisches Hilfsmittel. Die Formetric 3D bietet für Screeningzwecke und routinemäßige Verlaufskontrollen eine hervorragende Möglichkeit, dem Patienten berührungsfrei, objektiv und kostengünstig das Ausmaß seiner Skoliose aufzuzeigen. Eine VRS könnte daher flächendeckend in Kliniken, Praxen und öffentlichen Einrichtungen wie Gesundheitsämtern eingesetzt werden, um frühzeitig Deformitäten der Wirbelsäule zu erkennen.

Künftige Studien sollten sich – nicht zuletzt wegen der sich stetig verbessernden Technik – mit der Wirbelkörperrotation hinsichtlich weiterer Vergleiche zwischen optischer Wirbelsäulenvermessungsmethoden und In-vivo-Wirbelkörperrotationen zum Beispiel per EOS-3D-Darstellung der gesamten Wirbelsäule im Vergleich zum funktionellen MRT im Stehen beschäftigen.

## 5. Literaturverzeichnis

1. Aaro S, Dahlborn M. Estimation of vertebral rotation and spinal rib cage deformity in scoliosis by Computer Tomography. *Spine* 1981;6:461-467.
2. Adam C, Askin G. Automatic Measurement of Vertebral Rotation In Idiopathic Scoliosis. *Spine* 2006;31:80-83.
3. Aliverti A, Ferrigno G, Rotelli F, Santambrogio GC. Back Surface Analysis by Laser Beam Scanning and Stereophotogrammetry. Three-dimensional Analysis of Spinal Deformities, Ed. D'Amico M, Merolli A, Santambrogio GC, 51-6, IOS Press/ Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1995.
4. Amendt LE, Ause-Ellias KL, Eybers JL, Wadsforth CT, Nielsen DH, Weinstein SL. Validity and reliability testing of the Scoliometer. *Phys Ther.* 1990;70:108-116.
5. Armstrong JG, Armstrong GWD, Livermore NB. Assesment of topographic symmetry of Moiré patterns in scoliosis patients. *Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity 1*, Ed. Moreland MS, Pope MH, Armstrong GWD, Pergamon Press, New York 1981;150-156.
6. Asamoah V, Mellerowicz H, Venus J, Klöckner C. Measuring the surface of the back. Value in diagnosis of spinal diseases. *Orthopäde* 2000;29:480-490.
7. Bao H, Zhu F, Liu Z, Zhu Z, He S, Ding Y, Qiu Y. Coronal curvature and spinal imbalance in degenerative lumbar scoliosis: disc degeneration is associated. *Spine.* 2014;39:1441-1447.
8. Bernau A, Seeger W. Reduzierung der Strahlenexposition bei Wirbelsäulenganzaufnahmen von Jugendlichen. *Z Orthop* 1996;4:302-304.
9. Birchall D, Hughes DG, Hindle J, Robinson L, Williamson B. Measurement of vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis using three-dimensional Magnetic resonance imaging. *Spine* 1997;22:2403-2407.
10. Birchall D, Hughes D, Gregson B, Williamson B. Demonstration of vertebral an disc mechanical torsion in adolescent idiopathic scoliosis using three-dimensional MR imaging. *Eur Spine J.* 2005;14:123-129.
11. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assesing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986;1:307-310.
12. Börke A. Vergleich rasterstereografischer und röntgenologischer Parameter im Langzeitverlauf idiopathischer Skoliosen. Medizinische Dissertation, Westfälische Wilhelms-Universität, Münster. 2008;25-34:39-90.
13. Böttner F. Facharztkompndium, Orthopädie und Unfallchirurgie für 2014, OrthoForum Verlag Berlin, 2014;538-545.
14. Bunnel WP. An objective criterion for scoliosis screening. *J Bone Joint Surg.* 1984;66:1381-1387.



15. Cerny P, Marik I, Pallova I. The radiographic method for evaluation of axial vertebral rotation – presentation of the new method. *Scoliosis*. 2014;9:11.
16. Cobb JR. Outline for the study of scoliosis. *Instruct. Course Lect. Amer. Acad. Orthop Surg* 1948;5:261.
17. Côté P, Kreitz BG, Cassidy JD, Dzus AK, Martel J. A study of the diagnostic accuracy and reliability of the scoliometer and Adams forward bending test. *Spine*. 1998;23:796-802.
18. Dahmen G. Belastbarkeit von Jugendlichen mit Wirbelsäulenveränderungen. In: *Wirbelsäule und Beruf*, Hrsg. Junghanns H. Hippokrates Verlag Stuttgart, 1980;92:25-43.
19. Dangerfield PH, Pearson JD, Dorgan JC, Hobson CA, Scutt D, Giakas G. Clinical experience of employing computerised back shape analysis to measure the 3D Deformity of scoliosis. *Three-dimensional Analysis of Spinal Deformities*, Ed. D'Amico M, Merolli A, Santambrogio GC, 231-8, IOS Press/ Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1995.
20. Danner HW, Sander M. Orthopädische und physiotherapeutische Konsiliarbehandlungen bei CMD. *ZM* 2004;22:72-81.
21. Dapprich J. Kiefergelenk und Wirbelsäule, *ZMK* 2005;7-8:490-496.
22. Diefenbach C, Lonner BS, Auerbach JD, Bharucha N, Dean LE. Is radiation-free diagnostic monitoring of adolescent idiopathic scoliosis feasible using upright positional magnetic resonance imaging? *Spine*. 2013;38:576-580.
23. Diers, *Handbuch Formetric der Firma Diers International GmbH* 2016, Biomedical Solutions.
24. Drerup B. The measurement of angles in Moiré-Topograms. *Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity 1*, Ed. Moreland MS, Pope MH, Armstrong GWD, Pergamon Press, New York 1981;190-200.
25. Drerup B. A procedure of numerical analysis of Moiré-Topograms. *Photogrammetria* 1981;36:41-49.
26. Drerup B. Principles of vertebral rotation from frontal projection of the pedicles. *J Biomech* 1984;17:923-935.
27. Drerup B. Improvements in measuring vertebral rotation from the projections of the pedicles. *Journal of Biomechanics*. 1985;18:369-378.
28. Drerup B, Hierholzer E. Objective determination of anatomical landmarks on the body surface: measurement of the vertebra prominens from surface curvature. *J Biomech* 1985;18:467-474.

29. Drerup B, Ellger B, Mever zu Brentrup F, Hierholzer E. Rasterstereografische Funktionsaufnahmen – Eine neue Methode zur biomechanischen Analyse der Skelettgeometrie. *Orthopäde* 1985;30:242-250.
30. Drerup B. Die Bestimmung des Kyphosewinkels aus der berührungslosen Rückenvermessung. *Z Orthop* 1985;120:64-70.
31. Drerup B, Hierholzer E. Automatic localization of anatomical landmarks on the back surface and construction of a body-fixed coordinate system. *J Biomech* 1987;20:961-970.
32. Drerup B, Hierholzer E. Movement of the human pelvis and displacement of related anatomical landmarks on the body surface. *J Biomech* 1987;20:971-977.
33. Drerup B. Die Form der skoliotischen Wirbelsäule: Vermessung und mathematische Analyse von Standard-Röntgenaufnahmen. Gustav Fischer Verlag. Stuttgart, New York, 1993.
34. Drerup B, Hierholzer E. Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1994;9:28-36.
35. Drerup B, Hierholzer E. Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1996;11:376-383.
36. Dutkowsky JP, Shearer D, Schepps B, Orton C, Scola F. Radiation exposure to patients receiving routine scoliosis radiography measured at depth in an anthropometric phantom. *J Pediatr Orthop.* 1990;10:532-534.
37. Fink M, Tschernitschek H, Stiesch-Scholz M. Asymptomatic cervical spine dysfunction (CSD) in patients with internal derangement of the temporomandibular joint. *Cranio.* 2002;20:192-197.
38. Fink M, Wähling K, Stiesch-Scholz M, Tschernitschek H. The functional relationship between the craniomandibular system, cervical spine and the sacroiliac joint: a preliminary investigation. *Cranio* 2003;21:202-208.
39. Fink M, Tschernitschek H, Wähling K, Stiesch-Stolz M. Einfluss okklusaler Veränderungen auf die Funktion der Wirbelsäule. *Zahnärztl Welt* 2004;113:314-319.
40. Frobin W, Hierholzer E. Analysis of human back shape using surface curvatures. *J Biomech* 1982;15:379-390.
41. Frobin W, Hierholzer E. Rasterstereography: a photogrammetric method for measurement of body surfaces. *J Biol Photogr* 1983;51:11-17.
42. Frobin W, Hierholzer E. Automatic measurement of body surfaces using rasterstereography. Part 1: Image scan and control point measurement. *Photogrammetric Engineering & Remote Sensing* 1983;49:377-384.

43. Frobin W, Hierholzer E. Automatic measurement of body surfaces using rasterstereography. Part 2: Analysis of the rasterstereographic line pattern and 3D surface reconstruction. *Photogrammetric Engineering and Remote Sensing* 1983;49:1443-1452.
44. Frobin W, Hierholzer E. Raster photogrammetry: „Systems and applications“ *Handbook of Non-topographic Photogrammetry*, 2nd Edition, Chapter 16, Ed. Karara HM, Amer Soc Of Photogrammetry, Falls Church (Virginia) 1989;265-278.
45. Gadomski B, Reitz J. Falscher Biss und schwacher Stand mit fatalen Folgen im Bewegungsapparat, *ORTHOpress* 2004;1:8-10.
46. Giehl J, Bernau A. Radiologische Diagnostik bei Skoliosen – Indikation und Befundinterpretation. *Orthop Praxis* 1994;5:267-278.
47. Göcen S, Havitcioglu H, Alici E. A new method to measure vertebral rotation from CT scans. *Eur Spine J* 1999;8:261-265.
48. Goldberg MS, Mayo NE, Levy AR, Scott SC, Poitras B. Adverse reproductive outcomes among women exposed to low levels of ionizing radiation from diagnostic radiography for adolescent idiopathic scoliosis. *Epidemiology* 1998;9:271-278.
49. Goldberg CJ, Kaliszer M, Moore DP, Fogarty EE, Dowling FE. Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. *Spine* 2001;26:55-63.
50. Goldberg CJ, Moore DP, Fogarty EE, Dowling FE. Surface topography and the several components of scoliotic deformity. *Stud Health Technol Inform* 2002;88:67-69.
51. Gribble PA, Tucker WS, White PA. Time-of-Day Influences on Static and Dynamic Postural Control. *J Athl Train.* 2007;42:35-41.
52. Griffiths CJ, Tweedie RJ, Fitzgerald JE, Gigson M, Leonard MA. Surface topography measurement of back asymmetry in relation to scoliosis surgery. *Research into spinal deformities 1*, Ed. Sevastic JA, Diab KM, 309-11, IOS Press/ Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1997.
53. Grouven U, Bender R, Ziegler A, Lange S. Comparing methods of measurement. *Dtsch Med Wochenschr* 2007;132 Suppl 1:69-73.
54. Hackenberg L. Stellenwert der Rückenformanalyse in der Therapie von Wirbelsäulendeformitäten. *Habilitationsschrift. Orthopädische Westfälische Wilhelms-Universität, Münster.* 2003;15-18:28-33:70-84:101-111.
55. Hackenberg L, Hierholzer E, Bullmann V, Liljenquist U, Goetze C. Rasterstereographic analysis of axial back surface rotation in standing versus forward bending posture in idiopathic scoliosis. *Eur Spine J.* 2006;15:1144-1149.

56. Harms J. (Accessed June 13, 2017, at <http://www.harms-spinesurgery.com>), Klassifikationen (King, Lenke) (DE, HTML). Archiviert vom Original.
57. Harzmann HC. Stellenwert der Videorasterstereographie als schulärztliche Screening Methode von skoliotischen Fehlhaltungen und strukturellen Skoliosen. Medizinische Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität, München. 2000;45-51:61-88.
58. Hefti F, Kinderorthopädie in der Praxis, Springer Verlag Heidelberg, 2015:95-120.
59. Hefti FL, Hartzell CR, Pizzutillo PD, MacEwen GD. Dot pattern analysis for back shape measurement in scoliosis. Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity 2, Ed. Drerup B, Frobin W, Hierholzer E, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1983;189-98.
60. Hierholzer E. Objektive Analyse der Rückenform von Skoliosepatienten. Gustav Fischer Verlag Stuttgart, Jena, New York, 1993.
61. Hierholzer E. Valuation of body surface measurements: Accuracy rating of anatomical landmarks. Research into spinal deformities 2, Ed. Stokes I A F, 25-8, IOS Press/ Omsa, Amsterdam, Tokyo, 1999.
62. Hierholzer E, Hackenberg L. Three-dimensional shape analysis of the scoliotic spine using MR tomography and rasterstereography. Stud Health Technol Inform 2002;91:184-189.
63. Ho EK, Upadhyay SS, Ferris L, Chan FL, Bacon-Shone J, Hsu LC, Leong JC. A comparative study of computed tomographic and plain radiographic methods to measure vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis. Spine. 1992;17:771-774.
64. Ho EK, Upadhyay SS, Chan FL, Hsu LC, Leong JC. New methods of measuring vertebral rotation from computed tomographic scans. An intraobserver and interobserver study on girls with scoliosis. Spine. 1993;18:1173-1177.
65. Hoffmann DA, Lonstein LE, Morin MM, Vischer W, Harris BS 3rd, Boice JD Jr. Breast cancer in woman with scoliosis exposed to multiple diagnostic x-rays. J Natl Cancer Inst 1989;81:1307-1312.
66. Inami K, Suzuki T, Ono T, Yamashita K, Khono K, Morisue H. Analysis of Posterior Trunk Symmetry Index (POTSI) in scoliosis. Part 2. Research into spinal deformities 2, Ed Stokes I A F, 85-8, IOS Press/ Omsa, Amsterdam, Tokyo, 1999.
67. Janssen MM, Vincken KL, Kemp B, Obradov M, De Kleuver M, Viergever MA, Castelein RM, Bartels LW. Pre-existent vertebral rotation in the human spine is influenced by body position. Stud Health Technol Inform. 2010;158:67-71.
68. Jentschura G, Klinik der Skoliose. In: Hohmann G, Hackenbroch M, Lindemann K. Handbuch der Orthopädie. Bd. II. Thieme Verlag Stuttgart. 1958;23-277.

69. Johnson MR, Upadhyay SS, Burwell RG, Webb JK. Integrated Shape Imaging System (ISIS) an evaluation of it's capacity to measure lateral spine curves and appraise hump dynamics on foreward flexion. *J Bone Joint Surg* 1987;69-B:851-852.
70. Kehl T. Scoliosis – examination without x-rays. *Ther Umsch.* 1987;44(10):746-750.
71. 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(Suppl1):018.
72. Kobayashi Y, Hansson T. Auswirkung der Okklusion auf den menschlichen Körper. *Philipp Journal Zahnmed* 1988;5:255-263.
73. König E. Was halten Sie von der Haltung? *Monatssch. Kinderheilkunde*, 1999;147,369-372.
74. Kotwicki T, Krawczynski A, Lorkowska M, Frydryk K: Clinical and radiological assessment of spinal rotation. *International Research Society of spinal deformities.* 2004;207-211.
75. Krismer M, Sterzinger W, Haid C, Frischhut B, Bauer R. Axial rotation measurement of scoliotic vertebrae by means of computed tomography scans. *Spine Pa.* 1996;21:576-581.
76. Krismer M, Chen AM, Steinlechner M, Haid C, Lener M, Wimmer C. Measurement of vertebral rotation: a comparison of two methods based on CT scans. *J Spinal Disord.* 1999;12:126-130.
77. Kuklo T, Potter BK, Lawrence L. Vertebral Rotation and Thoracic Torsion in Adolescent Idiopathic Scoliosis: What ist he Best Radiographic Correlate? *Journal of Spinal Disorders and Techniques.* 2005;18:139-147.
78. Lam GC, Hill DL, Le LH, Raso JV, Lou EH. Vertebral rotation measurement: a summary and comparison of common radiographic and CT methods. *Scoliosis.* 2008;3:16.
79. Leger W. Die Form der Wirbelsäule mit Untersuchungen über ihre Beziehungen zum Becken und die Statik der aufrechten Haltung. *Z. Orthop.* 1959;43:311-312.
80. Leuschner I. Bestimmung der Unterkieferrelation mit dem IPR – System. *ZMK* 2004;20:511-514.
81. Levy AR, Goldberg MS, Hanley JA, Mayo NE, Poitras B. Projecting the lifetime risk of cancer from exposure to diagnostic ionizing radiation for adolescent idiopathic scoliosis. *Health Phys* 1994;66:621-633.
82. Liljenquist U, Halm E. Die dreidimensionale Oberflächenvermessung von Wirbelsäulendeformitäten anhand der Videorasterstereographie. *Z Orthop* 1998;136:57-64.
83. Lonstein JE. Screening for spinal deformities in Minnesota schools. *Clin Orthop.* 1977;126:33-42.

84. Mangone M, Raimondi P, Paoloni M, Pellanera S, Di Michele A, Di Renzo S, Vanadia M, Dimaggio M, Murgia M, Santilli V. Vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis calculated by radiograph and back surface analysis-based methods: correlation between the Raimondi method and rasterstereography. *Eur Spine J* 2013;22:367-371.
85. Manke M. Stellenwert der lichtoptischen 3D-Körperstatikvermessung mit dem opTRImetric-Verfahren bei der Effektivitätsbewertung einer stationären multimodalen orthopädischen Schmerztherapie im Vergleich zu klinischen Untersuchungstests und Schmerzfragebögen. Medizinische Dissertation, Ruhr-Universität, Bochum. 2012;21-22:83:89.
86. Marty-Poumarat C, Carlier RY. Scoliosis and disability. *J Radiol.* 2010;91:1360-70.
87. Matthiass HH. Reifung, Wachstum und Wachstumsstörungen des Haltungs- und Bewegungsapparates im Jugendalter. S. Karger Verlag Basel 1966.
88. Matussek J. Kinderorthopädie und Kindertraumatologie. Springer Verlag Heidelberg. 2013;27-25.
89. Mauritzson L, Ilver J, Benoni G, Lindström K, Willner S. Two-dimensional airborne ultrasound real-time linear array scanner – applied to screening for scoliosis. *Ultrasound Med Biol.* 1991;17:519-528.
90. Meadows DM, Johnson WO, Allen JB. Generation of surface contours by moiré patterns. *Appl Opt* 1970;9:942-947.
91. Mehlhem E, Assi A, El Rachkidi R, Ghanem I. EOS biplanar X-ray imaging: concept, developments, benefits, and limitations. *J Child Orthop.* 2016;10(1):1-14.
92. Merolli A, Leali PT, Aulisa L, Guidi PL, Impagnatello M. A new method for clinical measurement of vertebral rotation. *Studies in Health Technology and Informatics: Research into Spinal Deformities 1.* 1997;37:147-149.
93. McArdle FJ, Griffiths CJ, MacDonald AM, Gibson MJ. Monitoring the sagittal curvature in kyphoscoliosis with surface topography: a trend analysis of 57 patients. *Stud Health Technol Inform* 2002;91:199-203.
94. Mohokum M, Schülein S, Skwara A. The validity of rasterstereography: a systematic review. *Orthop Rev* 2015;7(3):5899.
95. Moreland MS, Barce CA, Pope MH. Moiré-Topography in scoliosis: pattern recognition and analysis. *Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity 1*, Ed. Moreland MS, Pope MH, Armstrong GWD, Pergamon Press New York, 1981;190-200.
96. Morin Doody M, Lonstein JE, Stovall M, Hacker DG, Luckyanov N, Land CE. Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U. S. Scoliosis Cohort Study. *Spine* 2000;25:2053-2063.

97. Morvan G, Vuillemin V, Guerini H, Wybier M, Mathieu Ph, Zeitoun F, Bossard Ph, Thévenin F, Préaux F, Merran S. L'homme debout. Imagerie. Le système EOS. E-mémoires de l'Académie Nationale de Chirurgie 2013;12:2:006-017.
98. Nash C, Moe JH. A study of vertebral rotation. Journal of Bone and Joint Surgery. 1969;51:223-229.
99. Nash CL, 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;61:371-374.
100. Neugebauer H, Windischbauer G. Moiré-Topography in scoliosis research. Optics in Biomedical Science, Ed. V. Bally G, Greguss P, Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York. Sciences. 1982;250-253.
101. Neugebauer H. The different methods of measuring the curve of a scoliotic spine. In: Moiré Fringe Topography and spinal Deformity, Proceedings of the 2nd International Symposium, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart. 1983;17-26.
102. Neuschwander TB, Cutrone J, Macias BR, Cutrone S, Murthy G, Chambers H, Hargens AR. The effect of backpacks on the lumbar spine in children: a standing magnetic resonance imaging study. Spine. 2010;35:83-88.
103. Niethard FU. Orthopädische Untersuchung und Beurteilung der Haltung von Kindern und Jugendlichen. In: Praktische Orthopädie, Deutscher Orthopädenkongress, Hrsg. Bernau Thieme Verlag, Stuttgart. 1966;22-33.
104. Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P. Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie. Georg Thieme Verlag KG Stuttgart. 2017;405-410.
105. Pearson JD, Dangerfield PH, Hobson CA, Li Y. An automated visual system for the measurement of the three-dimensional deformity of scoliosis. In: International Symposium on 3D Scoliotic Deformities, Ed. Danserau J, 50-6, Editions de l'École Polytechnique de Montreal, Montreal, Canada. Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, Germany. 1992.
106. Perdriolle R. La scoliose, Ed. Maloine SA, Paris. 1979.
107. Perdriolle R, Vidal J: Thoracic idiopathic scoliosis curve evaluation and prognosis. Spine. 1985;10:785-791.
108. Poncet P, Delorme S, Ronsky JL, Danserau J, Clynych G, Harder J, Dewar RD, Labelle H, Gu PH, Zernicke RF. Reconstruction of laser-scanned 3D torso topography and stereoradiographical spine and rib-cage geometry in scoliosis. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2000;4;59-75.
109. Ponseti IV, Friedmann B. Prognosis in idiopathic scoliosis. J Bone Surg [Am] 1950;32:381-395.

110. Prosperini V, Raimondi P, Martinelle E, Bizzari F. Misurazione della rotazione vertebrale patologica su radiografie di piccolo e grande formato con il Methodo Raimondi. *Chinesiologia* N.1, Articolo 3, 2010:24.
111. Qiao J, Zhu F, Liu Z, Xu L, Zhu Z, Qian B, Sun X, Jiang Q, Qiu Y. Measurement of Thoracic Inlet Alignment on MRI: Reliability and the Influence of Body Position. *Clin Spine Surg.* 2017;30(4):E377-E380.
112. Raimondi P, Prosperini V. La misurazione della rotazione vertebrale nelle scoliosi. Esperienze valutative e commento. 2007; *Chinesiologia* N.3, Articolo 4.
113. Reiser M, Kuhn FP, Debus J. *Duale Reihe Radiologie*, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart. 2017:66,91-96,197,663,656,659,667.
114. Richards BS. Measurement error in assessment of vertebral rotation using the Perdriolle Torsiometer. *Spine.* 1992;17:513-517.
115. Rizzi, M. Die menschliche Haltung, Klinische und biomechanische Betrachtungen. *Z. für Präventivmedizin*, 1973;17,341-348.
116. Rohlmann A, Siraky J. Reproducibility of surface measurements of the back using the optRImetric method. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1985;123:205-212.
117. 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;174:83-90.
118. Sakka SA, Wojcik A. Reproducibility and Reliability of the Quantec surface imaging system in the assessment of spinal deformity. *Three-dimensional Analysis of Spinal Deformities*, Ed. D'Amico M, Merolli A, Santambrogio GC, 441-5, IOS Press/ Ohmsha, Amsterdam, Tokyo. 1995.
119. Scheier H. *Prognose und Behandlung der Skoliose*. Thieme Verlag Stuttgart. 1967.
120. Schloesser TP, van Stralen M, Brink RC, Chu WC, Lam TP, Vincken KL, Castelein RM, Cheng JC. Three-dimensional characterization of torsion and asymmetry of the intervetebral discs versus vertebral bodies in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine.* 2014;39:1159-1166.
121. Schülein S, Mendoza S, Harms J, Skwara A. Rasterstereographic evaluation of interobserver and intraobserver reliability in postsurgical adolescent idiopathic scoliosis patients. *J Spinal Disord Techn.* 2013;26(4):E143-9.
122. Schulte TL, Hierholzer E, Boerke A, Lerner T, Liljenquist U, Bullmann V, Hackenberg L. Raster Stereography versus Radiography in the Long-term follow-up of Idiopathic Scoliosis. *J Spinal Disord Tech* 2008;21:23-8.



123. Schumpe G, Messler H. Comparison of parameters used for the measurement of spinal deformity by means of optTRImetric, ultrasonic and radiographic technique. In Stokes, I A F (Hrsg), Surface Topography and Spinal Deformity IV. Gustav Fischer Verlag Stuttgart, New York. 1987.
124. Shinoto A. Quantitative analysis of scoliosis deformity by Moiré method. *Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi*. 1981;55:1703-1718.
125. Skalli W, Lavaste F, Descrimes J: Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values? *Spine*. 1995;20:546-553.
126. Stagnara P. Prognose kindlicher und juveniler Skoliosen. *Orthopädie* 1973;1:215-231.
127. Stokes IA, Moreland MS. Concordance of back shape asymmetry and spine shape in idiopathic scoliosis. *Spine*. 1989;14:73-78.
128. Sugimoto Y, Tanaka M, Nakanishi K, Misawa H, Takigawa T, Ozaki T. Predicting Intraoperative Vertebral Rotation in Patients With Scoliosis Using Posterior Elements as Anatomical Landmarks. *Spine*. 2007;32:761-763.
129. Suzuki N, Inami K, Ono T, Khono K, Asher MA. Analysis of Posterior Trunk Symmetry Index (POTSI) in scoliosis. Part 1. Research into spinal deformities 2, Ed. Stokes I A F 81-4, IOS Press/ Omsa, Amsterdam, Tokyo. 1999.
130. Takasaki H. Moiré topography. *Appl Opt*. 1970;9:1467-1472.
131. Thometz J, Liu XC, Lyon R. Axial rotation in idiopathic scoliosis: a comparison of the Perdriolle, Scoliometer, Quantec Spinal Image System. *Studies in Health Technology and Informatics: Research into Spinal Deformities 2*. 1999;59:329-331.
132. Turner-Smith AR, Harris JD. Analysis of scoliosis by back shape topography. *Proc. SPIE 361. Biostereometrics 82*, Ed. Herron RE. 1983;111-115.
133. Turner-Smith AR. A television/ computer three-dimensional surface shape measurement system. *J Biomech* 1988;21:515-529.
134. Turner-Smith AR, Harris JD, Houghton GR, Jefferson RJ. A method for analysis of back shape in scoliosis. *J Biomech* 1988;21:497-509.
135. Upadhyay SS, Burwell RG, Webb JK. The use of the Scoliometer to evaluate hump dynamics in relation to leg length in equality and pelvis tilt. *J Bone Joint Surg*. 1987;69B:851.
136. Upadhyay SS, Burwell RG, Webb JK. Hump changes on forward flexion of the lumbar spine in patients with idiopathic scoliosis. A study using ISIS and the scoliometer in two standard positions. *Spine*. 1988;13:146-151.
137. Venus J. Rückenoberflächen – Vermessung von Patienten mit Skoliose mittels Video-Rasterstereometrie. Med. Dissertation. FU-Berlin. 1998;71-73.

138. Vrtovec T, Pernus F, Likar B. A review of methods for quantitative evaluation of axial vertebral rotation. *Eur Spine J.* 2009;18(8):1079-90.
139. Wade A, Yang H, McKenna C, Faria R, Gummerson N, Woolacott N. A systemic review of the clinical effectiveness of EOS 2D/ 3D X-ray imaging system. *Eur Spine J.* 2013;22(2):296-304.
140. Waldt S, Eiber M, Wörtler K. Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie. Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart. 2017;123-132.
141. Weiss HR. Technical error of vertebral rotation measurements. *Studies in Health Technology and Informatics: Three-Dimensional Analysis of Spinal Deformities.* 1995;15:243-249.
142. Weiss HR. Measurement of vertebral rotation: Perdriolle versus Raimondi. *Eur Spine J* 1995;4:34-38.
143. Willner S. Comparison between Moiré and x-ray findings in structural scoliosis. *Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity 1*, Ed. Moreland MS, Pope MH, Armstrong GWD, Pergamon Press, New York. 1981;157-165.
144. Zemp R, List R, Gülay T, Elsig JP, Naxera J, Taylor WR, Lorenzetti S. Soft tissue artefacts of the human Back: comparison of the sagittal curvature of the spine measured using skin markers and an open upright MRI. *PloS One* 2014;9:e95426.

## 6. Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Diana Popescu, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema:

**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**

**Radiation-free imaging measurement of the rotation of vertebral bodies in case of idiopathic scoliosis: Analysis and comparison of optical spinal measurements per video rasterstereography (Formetric 3D) versus open magnetic resonance imaging (MRI) in a standing position.**

selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§ 156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

## **7. Lebenslauf**

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

## **8. Danksagung**

Ich bedanke mich herzlichst bei Herrn PD Dr. med. habil. Holger Mellerowicz für die Überlassung dieses spannenden Dissertationsthemas. Für die uneingeschränkte Unterstützung meiner klinischen und wissenschaftlichen Arbeit sowie die Freiheit der Zeiteinteilung bei deren Ausarbeitung danke ich ebenfalls. Insbesondere seine Geduld und seine zuverlässige kollegiale Unterstützung haben zur erfolgreichen Fertigstellung dieser Dissertation geführt.

Für die Bereitstellung der Geräte danke ich dem Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie im Helios Klinikum Emil von Behring (MRT) sowie der Firma Diers GmbH (VRS Formetric).

Weiterhin danke ich der Stiftung Oskar-Helene-Heim für die Übernahme der Kosten sämtlicher klinischen Untersuchungsmethoden dieser Dissertation.