

**Aus der Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie**

**Universitätsklinikum Münster**

**Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. Winkelmann**

# **Stellenwert der Rückenformanalyse in der Therapie von Wirbelsäulendeformitäten**

**Habilitationsschrift zur Erlangung der Venia Legendi für das Fach  
Orthopädie an der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster**

**vorgelegt von Lars Hackenberg**

**2003**

# Inhaltsverzeichnis

|           |  |           |
|-----------|--|-----------|
| <b>1.</b> | <b>Einführung und Zielsetzung</b>  | <b>1</b>  |
| 1.1       | Technische Möglichkeiten der Rückenformanalyse                                   | 1         |
| 1.2       | Klinische Bedeutung der Rückenformanalyse  | 15        |
| 1.2.1     | Konservative Therapie  | 18        |
| 1.2.2     | Operative Therapie   | 19        |
| 1.3       | Ziele der dieser Arbeit  | 21        |
| <b>2.</b> | <b>Klinische Untersuchungen zur Rückenformanalyse mit der Rasterstereografie</b> | <b>22</b> |
| 2.1       | Bisherige klinische Anwendungen  | 22        |
| 2.2       | Erweiterung des Anwendungsspektrums  | 27        |
| 2.2.1     | Höhergradige Wirbelsäulendeformitäten  | 27        |
| 2.2.2     | Ventrale Korrekturspondylodesen  | 34        |
| 2.2.3     | Dorsale Korrekturspondylodesen   | 45        |
| 2.2.4     | Ein alternatives Maß zum Cobb-Winkel   | 55        |
| 2.2.5     | Quantifizierungsversuch des kosmetischen Defektes                                | 60        |
| <b>3.</b> | <b>Experimentelle Untersuchungen zur Rasterstereografie</b>                      | <b>63</b> |
| 3.1       | Lagekontrolle der Symmetrielinie   | 63        |
| 3.2       | Rekonstruktionskontrolle mittels Kernspintomografie                              | 70        |
| 3.3       | Rasterstereografie in Vorneige   | 85        |
| 3.4       | Veränderung der Rückenoberfläche in Vorneige                                     | 89        |
| 3.4.1     | Rasterstereografie versus Skoliometer  | 94        |

|           |                                    |            |
|-----------|------------------------------------|------------|
| <b>4.</b> | <b>Zusammenfassung</b>             | <b>101</b> |
| 4.1       | Wesentliche Inhalte und Ergebnisse | 101        |
| 4.2       | Erreichte Ziele dieser Arbeit      | 110        |
| <b>5.</b> | <b>Literaturverzeichnis</b>        | <b>112</b> |
| <b>6.</b> | <b>Danksagung</b>                  | <b>123</b> |

# **1. Einführung und Zielsetzung**

## **1.1 Technische Möglichkeiten der Rückenformanalyse**

Mit Bekanntwerden der berührungslosen Moiré Topografie ab 1975 begann eine euphorische Phase wissenschaftlicher Entwicklungen auf dem Gebiet der dreidimensionalen Formanalyse der Rückenoberfläche bei Patienten mit Wirbelsäulendeformitäten. Die bisher zur Verfügung stehenden klinischen und radiologischen Untersuchungsverfahren boten keine dreidimensionale Erfassung der Rumpffdeformität, von der man sich insbesondere in der Behandlung idiopathischer Skoliosen Fortschritte versprach. Das kosmetische Erscheinungsbild der Patienten und eine dreidimensionale Betrachtungsweise der Deformitäten standen bei der Rückenformanalyse im Zentrum des Interesses.

In den Jahren vor 1980 entwickelte Punktmeßmethoden mit mechanischen Hilfsmitteln unter Ausnutzung anatomischer Fixpunkte oder segmentbezogene Oberflächennmessungen waren nicht berührungsfrei und daher mit subjektiven Messfehlern behaftet. Die übergreifende Vermessung der Rückenoberfläche war nicht möglich. Man musste sich auf die Regionen der ausgeprägtesten Deformierungen beschränken. Die bekanntesten Punktmeßmethoden waren die Skoliometermessung des Rippenbuckels nach Götze (1) und die Kyphometermessung des Wirbelsäulenprofils nach Debrunner (2). Eine Entwicklung in Richtung einer Flächenmessung stellte die von Willner (3) beschriebene Pantografenmessung dar. Hier wurde mechanisch eine größere Anzahl von Punkten auf einzelnen Profilen gemessen. Burwell et al. (4, 5, 6) maßen die Asymmetrie ausgewählter Querprofile mit einem mechanischen Abtastgerät in ähnlicher Weise. Die Grenzen dieser nicht berührungsfreien Methoden zeichneten sich aber ab, so daß sich die weiteren Entwicklungen auf berührungslose Flächenmeßmethoden konzentrierten.

Die Computertomografie und Kernspintomografie entwickelten sich parallel dazu, boten aber auf absehbare Zeit keine vergleichbaren Untersuchungsmöglichkeiten. Wesentliche Probleme resultierten bei diesen Verfahren aus der Strahlenbelastung, den hohen Kosten und dem vergleichsweise hohen technischen Aufwand einer drei-

dimensionalen Rekonstruktion der Rückenoberfläche oder der Wirbelsäulenform aus den gemessenen Datensätzen. Die Messungen waren darüber hinaus nur im Liegen durchführbar, was eine erhebliche Veränderung der Rückenform mit sich brachte.

Bei den Flächenmeßmethoden wurde die Oberfläche des Rückens zwar auch in Punkten abgetastet, die Punkte lagen aber dicht beieinander und waren gleichmäßig verteilt. Die Formeigenschaften einer Fläche konnten erfaßt werden und die Qualität der Messung stieg mit der Abtastdichte. Grundsätzlich kamen berührungslose Foto- oder Videotechniken in Frage, bei denen eine simultane Erfassung aller Meßpunkte möglich war, um Meßungenauigkeiten durch Bewegungen des Patienten zu umgehen. Die Computertechnik ermöglichte dabei die schnelle Verarbeitung großer Datenmengen, so daß trotz der hohen Punktdichte eine automatische Bildverarbeitung möglich war.

Die Moiré-Topografie wurde bereits 1970 durch Takasaki (7) und Meadows et al. (8) beschrieben. Dabei wurde die Körperoberfläche als System von Höhenlinien in Bezug auf die Frontalebene dargestellt. Die bei den Punktmessungen mechanisch bestimmten Parameter konnten nun indirekt aus dem Muster der Höhenlinien bestimmt werden. Die Methode vermied die Nachteile der nicht berührungslosen Messungen, die in der Literatur beschriebenen Anwendungen von Willner (9), Drerup (10), Moreland et al. (11) und Shinoto (12) verwertete jedoch die gewonnenen Informationen nur unvollständig und unterlag teilweise subjektiven Interpretationen. Auf unterschiedliche Weise wurden Höhen- und Winkeldifferenzen aus Oberflächenpunkten, Längs- und Querprofilen berechnet und mit radiologischen Messungen der darunterliegenden Skeletteile korreliert. Weitere Verbesserungen durch eine Digitalisierung der Topogramme konnten von Neugebauer und Windischbauer (13) sowie Turner-Smith und Harris (14) erzielt werden. Erstere berechneten eine Oberflächenrotationskurve, letztere entwickelten ein automatisches Abtastgerät zur Rotationsbestimmung von Querprofilen. Drerup (15) entwickelte letztlich ein Verfahren zur Interpolation und Analyse digitaler Topogramme, welches den Endpunkt der Entwicklung darstellte. Bei diesen Methoden geht bereits ein Großteil der gemessenen Punkte auf der Rückenoberfläche in die Datenauswertung ein. Die Moiré-Topografie konnte sich jedoch gegenüber anderen Flächenmeßmethoden aufgrund ihrer Komplexität nicht durchsetzen und hat heute keine klinische Bedeu-

tung mehr. Basierend auf der Moiré-Topografie entwickelten Suzuki et al. (16, 17) einen klinisch anwendbaren Symmetrieindex, der sich zur Verlaufskontrolle und postoperativen Beurteilung der Rückenform eignete.

Weitere Verfahren, die bei der Registrierung der Rückenoberfläche und auch der Datenanalyse konsequent flächenhaft arbeiteten, sind bis Anfang der Neunzigerjahre selten beschrieben worden. Armstrong et al. (18) und Hefti (19) untersuchten die Asymmetrie und Rotationsdifferenzen einer Folge von fotografisch registrierten Querprofilen, die durch eine große Zahl nahezu gleich verteilter Punkte auf der Rückenfläche dargestellt werden. Trotz Computeranwendung ist die klinische Anwendbarkeit dieser Verfahren durch zusätzlich erforderliche manuelle Markierungen bestimmter Oberflächenpunkte mit daraus resultierender Meßgenauigkeit eingeschränkt. Versuche die Rückenoberfläche mit Ultraschall zu vermessen, wurden in den Achtzigerjahren unternommen (20, 21), die geringe Ortsauflösung und schlechte Handhabbarkeit verhinderte jedoch eine Weiterentwicklung dieser Verfahren.

Die weiteren Entwicklungen verschiedenster Arbeitsgruppen brachten in den Folgejahren eine große Zahl von Flächenmeßmethoden hervor. Die dreidimensionale Rekonstruktion der Rückenform oder sogar des gesamten Rumpfes (22) mit guter Genauigkeit und Möglichkeit der optischen Darstellung war nun möglich. Fast allen Methoden lagen fotogrammetrische Verfahren zugrunde. Zudem arbeiteten sie mit normalem Licht. Versuche wurden auch mit Abtastungen der Oberfläche mit Lasern unternommen, was jedoch nicht die simultane Abtastung aller Punkte ermöglichte (23) oder eine zusätzliche Röntgenuntersuchung erforderlich machte (24). Allein die Rekonstruktion der Rücken- oder Rumpfform ist jedoch nur von geringer klinischer Relevanz, solange nicht einzelne Formparameter wie Oberflächenrotation, Seitabweichung oder das sagittale Profil der Oberfläche quantifiziert werden und so dem Arzt faßbare und vergleichbare Daten liefern. Die dreidimensionale Rekonstruktion der knöchernen Wirbelsäulenform aus den Daten der Oberflächenformanalyse ist letztlich die beste Ausnutzung eines Verfahrens. Sie eröffnet weitreichende klinische Nutzungsmöglichkeiten. Um einen Überblick über wichtige Verfahren zu bekommen, werden im Folgenden nur die Methoden erwähnt, die über eine Rekonstruktion und Visualisierung der Oberfläche hinaus klinisch nutzbare Rekonstruktionen und Quantifizierungen ermöglichen.

Dangerfield et al. stellten 1995 das Spinal Image Processing System (SIPS) vor (25, 26). Es ist eine automatisierte, fotogrammetrische Methode, welche eine 3D-Rekonstruktion der Rückenform ermöglicht. Die Autoren setzten die Methode prä- und postoperativ ein. Welche Parameter aus der rekonstruierten Fläche entnommen wurden, ging im Detail nicht aus den Publikationen hervor. Eine hohe Anfälligkeit gegenüber Bewegungsartefakten wurde von den Autoren eingeräumt. Die Methode wurde nach 1995 in der Literatur nicht mehr erwähnt. Die Evaluation der Genauigkeit der Methode anhand von Röntgenbildern wurde nicht mehr publiziert. Die Methode wurde nicht bis zur Serienreife entwickelt und stand anderen Instituten für routinemäßige klinische Anwendungen nicht zur Verfügung.

Drei Methoden sind letztlich soweit entwickelt worden, daß eine klinische Anwendung routinemäßig möglich war oder ist. Es handelt sich um das „Integrated Shape Imaging System“ (ISIS), das „Quantec Imaging System“ und die „Rasterstereografie“. Die entsprechenden Geräte stehen im Rahmen wissenschaftlicher Arbeiten und der klinischen Anwendung zur Verfügung. Grundlage der Meßmethoden ist in allen Fällen die Stereofotogrammetrie. Sie basiert auf dem Prinzip der Triangulation.

Bei der Triangulation wird die Lage eines entfernt liegenden Objektpunktes P aus einem bekannten Abstand zweier weiterer Punkte A und A' und den Winkeln des Dreieckes, welches sie mit dem nicht bekannten Punkt bilden, berechnet (Abb. 1). Sofern der unbekannte Punkt nicht in der Horizontalebene liegt, sind neben zwei Horizontalwinkeln ( $\alpha$  und  $\alpha'$ ) auch zwei Höhenwinkel ( $\beta$  und  $\beta'$ ) zu messen, um die räumliche Lage genau zu bestimmen.

Bei der Stereofotogrammetrie registriert ein Paar von Kameras, welche den Punkten A und A' entsprechen, in einem Stereobildpaar eine Vielzahl von Punkten P auf einem Objekt gleichzeitig. Die Kameras können den klinischen Anforderungen entsprechend positioniert werden. Unter genauer Kenntnis und Kalibrierung der Aufnahmegeometrie erhält man ein unverzerrtes, dreidimensionales Modell des Objektes. Die Stereofotogrammetrie ist aufgrund eines sehr hohen Rechenaufwandes und einer subjektiven Komponente in der Interpretation nicht für klinische Routineanwendungen geeignet. Ersetzt man jedoch unter Beibehaltung der Aufnahmegeome-

trie eine Kamera durch einen Diaprojektor und beleuchtet den zu vermessenden Gegenstand mit einem definierten regelmäßigen Lichtmuster (künstliche Strukturierung), so kann dieses für die Berechnung ebenfalls genutzt werden. Dadurch wird die Methode einfacher und objektiver. Man spricht dann von der Rasterstereografie (Abb. 2). Die Prinzipien der Rasterstereografie stellen die Grundlage der klinisch anwendbaren Methoden zur Rückenformanalyse dar, die im folgenden näher beschrieben werden.

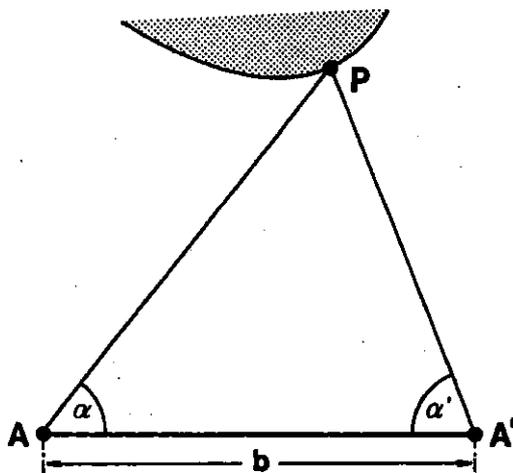


Abbildung 1  
Prinzip der Triangulation

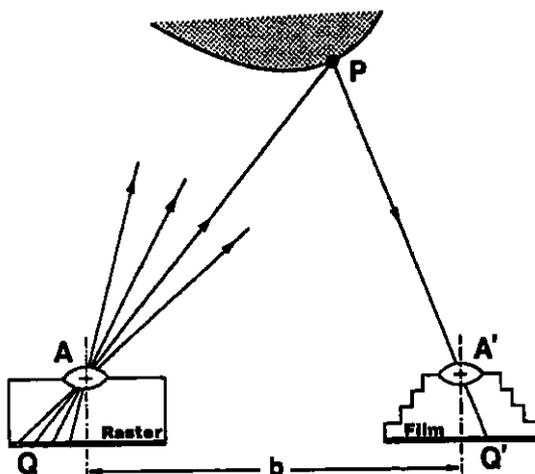


Abbildung 2  
Prinzip der Rasterstereografie als Weiterentwicklung der Stereofotogrammetrie. Die Projektion eines geometrisch definierten regelmäßige Lichttrasters (links) ersetzt am Punkt A eine von zwei Kameras, die bei der Stereofotogrammetrie würden.

Das Quantec Imaging System wurde 1994 erstmals beschrieben (27). Es wird ein relativ hochauflösendes Linienraster auf die Rückenoberfläche des stehenden Patienten projiziert und durch eine Videokamera aus einem definierten Winkel aufgenommen. Anatomische Landmarken müssen manuell markiert werden. Mittels Computer erfolgt die dreidimensionale Rekonstruktion der Rückenform nach den Prinzipien der Stereofotogrammetrie. Berechnet werden dann eine Seitabweichung (lateral curve), ein Beckenschiefstand, die Rumpflänge und das Wirbelsäulenprofil. Die Oberflächenrotation wird nicht berechnet. Ebenso erfolgt keine genaue Rekonstruktion der Wirbelsäule selbst, sondern nur eine Abschätzung der Wirbelsäulendeformität anhand der Rückenform. Die Reproduzierbarkeit des Verfahrens (27) und klinische Anwendungen bei konservativ und operativ behandelten Skoliosen sind Thema mehrerer Publikationen zu diesem Verfahren (28, 29, 30, 31).

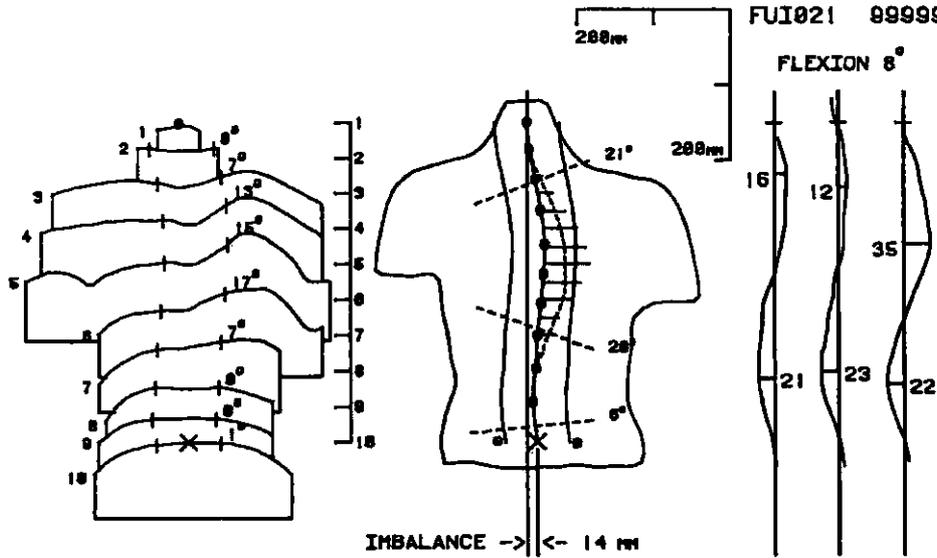
Der ISIS Scanner war 1988 funktionsfähig (32, 33) und wurde in der Folgezeit in Publikationen zu ersten Anwendungen erwähnt (34, 35). Das Verfahren ist berührungslos, jedoch ist eine manuelle Markierung der Dornfortsätze durch Marker erforderlich, um einen Bezug der gemessenen Fläche zur Wirbelsäule herzustellen. Die Auflösung des Verfahrens ist mäßig. Es werden zehn Querprofile auf der Rückenoberfläche des stehenden Patienten gemessen. Sie ermöglichen die Berechnung des sagittalen Wirbelsäulenprofiles, der Oberflächenrotation und der Seitabweichung der Dornfortsätze (Abb. 3). Eine Rekonstruktion der eigentlichen Wirbelsäulenform ist teilweise möglich. Anstelle des Cobb-Winkels wird „laterale Asymmetrie“ berechnet (Abb. 4). Eine Evaluation der Genauigkeit der Methode anhand von Röntgenbildern oder anderen bildgebenden Verfahren wurde nicht veröffentlicht. Die klinische Anwendung konzentriert sich auf die Früherkennung und Verlaufskontrolle idiopathischer Skoliosen (36, 37) und Untersuchungen zu dreidimensionalen Veränderungen des Rumpfes bei progredienten Skoliosen (38).

JUNE 1985

R. THORACIC

FUI021 999999

FLEXION 8°



18FUI 8 2° R VOLUMETRIC ASYMMETRY 0 36 R LATERAL ASYMMETRIES 0 41° R, 28° L

O. O. E. C.

Abbildung 3

Meßprotokoll des ISIS Scanners (nach Turner-Smith, 1988 (14))

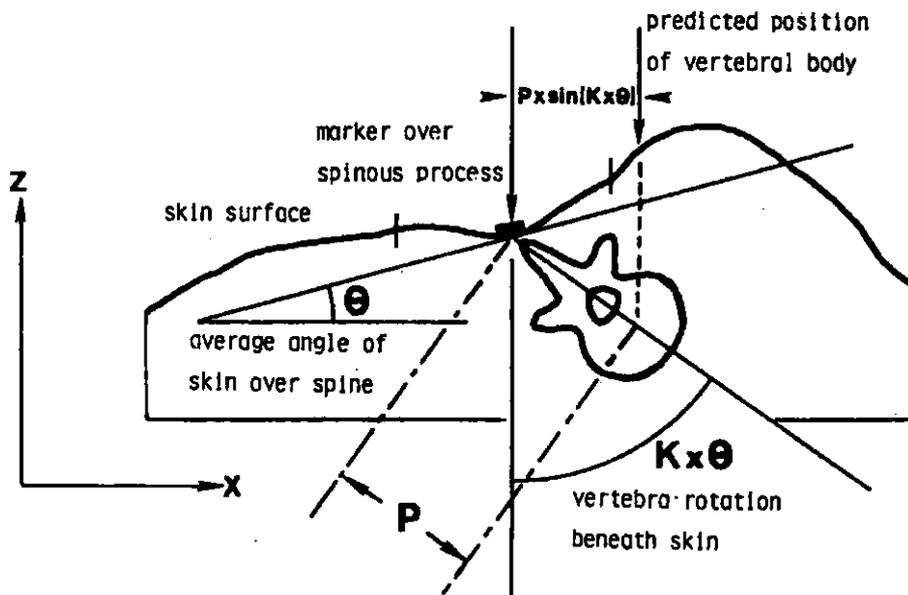


Abbildung 4

Rekonstruktion der lateralen Asymmetrie beim ISIS Scanner (nach Turner-Smith, 1988 (14))

Das ausgereifteste Verfahren mit den umfangreichsten klinisch verwertbaren Meßmöglichkeiten stellt die Rasterstereografie dar, die entscheidende Unterschiede und Vorteile zu den bisher dargestellten Verfahren aufweist (zum Verständnis der Terminologie ist das oben genannte optische Prinzip der „Rasterstereografie“ von dem Verfahren zur Rückenformanalyse gleichen Namens, ursprünglich Videorasterstereografie, zu unterscheiden):

- a) Die Methode arbeitet vollautomatisch. Eine Markierung anatomischer Landmarken ist nicht nötig, um einen Bezug der gemessenen Oberfläche zur Wirbelsäule selbst herzustellen. Das System erkennt die lokalen Krümmungseigenschaften der Rückenoberfläche und findet so automatisch die Landmarken.
- b) Die Auflösung ist höher.
- c) Nach Rekonstruktion der Rückenoberfläche erfolgt auf der Basis eines mathematischen Modells unter Abschätzung anatomischer Dimensionen die Rekonstruktion der unter der Oberfläche liegenden dreidimensionalen Wirbelsäulenform in Form einer Linie, die durch die Zentren der Wirbel verläuft (spinal midline). Die Genauigkeit der Rekonstruktion ist vor dem klinischen Einsatz umfangreich für idiopathische Skoliosen bis 50° Cobb-Winkel evaluiert worden.
- d) Das System bietet nicht nur die von allen zuvor erwähnten Systemen ebenfalls gebotene objektive Rekonstruktion und Beurteilbarkeit der Rückenform, sondern mit der Rekonstruktion der knöchernen Wirbelsäulenform auch eine Alternative zum Röntgenbild. Dies wiederum eröffnet die Möglichkeit, die Strahlenbelastung von Patienten durch Röntgenbilder zu reduzieren.
- e) Die zugrunde liegenden physikalischen und mathematischen Zusammenhänge sind in detaillierter Form in einer Vielzahl von Publikationen beschrieben und nachvollziehbar. Dies gilt in weniger detaillierter Form auch für das ISIS System.

Bei dem Verfahren der Rasterstereografie wird ein hoch aufgelöstes Raster von horizontalen Linien (weißes Licht, Abstand 10 mm) mit Hilfe eines ein Diapositivs auf

den Rücken des frei stehenden Patienten projiziert (Abb. 5). Von einem oberhalb des Projektors angeordneten, definierten Punkt aus wird das aus diesem Blickwinkel verzerrte Linienraster mittels Videokamera registriert, digitalisiert und kann mit Hilfe eines Computers analysiert werden (Abb. 2 und 6) (39, 40, 41, 42). Diese Messung ermöglicht nach fotogrammetrischer Kalibrierung des Systems eine dreidimensionale Rekonstruktion der Rasterlinien. Jede Linie besteht bei der Rasterstereografie aus einer Vielzahl von Punkten, deren Lage im Raum durch drei Raumkoordinaten  $x$ ,  $y$  und  $z$  definiert ist. Nach Glättung und Transformation der gemessenen Rasterlinien in ein regelmäßiges Punktraster ergibt sich die räumliche Form und Lage der vermessenen Rückenoberfläche.

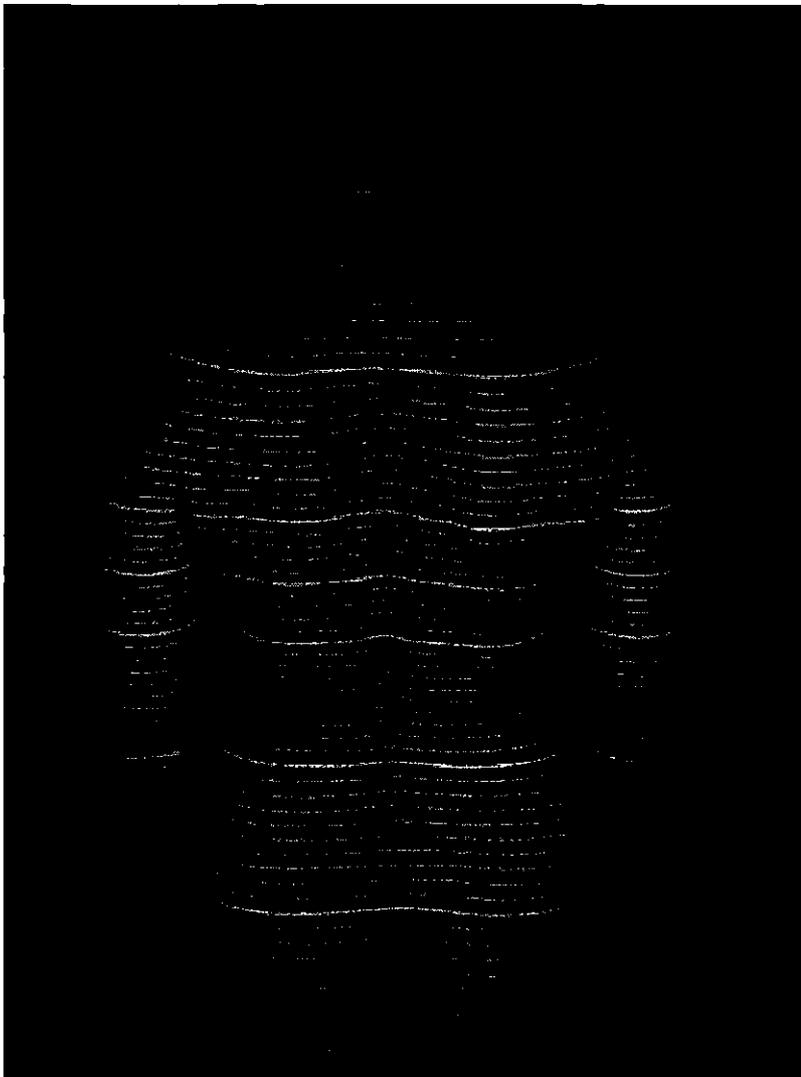


Abbildung 5  
Projiziertes Linienraster auf der Rückenoberfläche

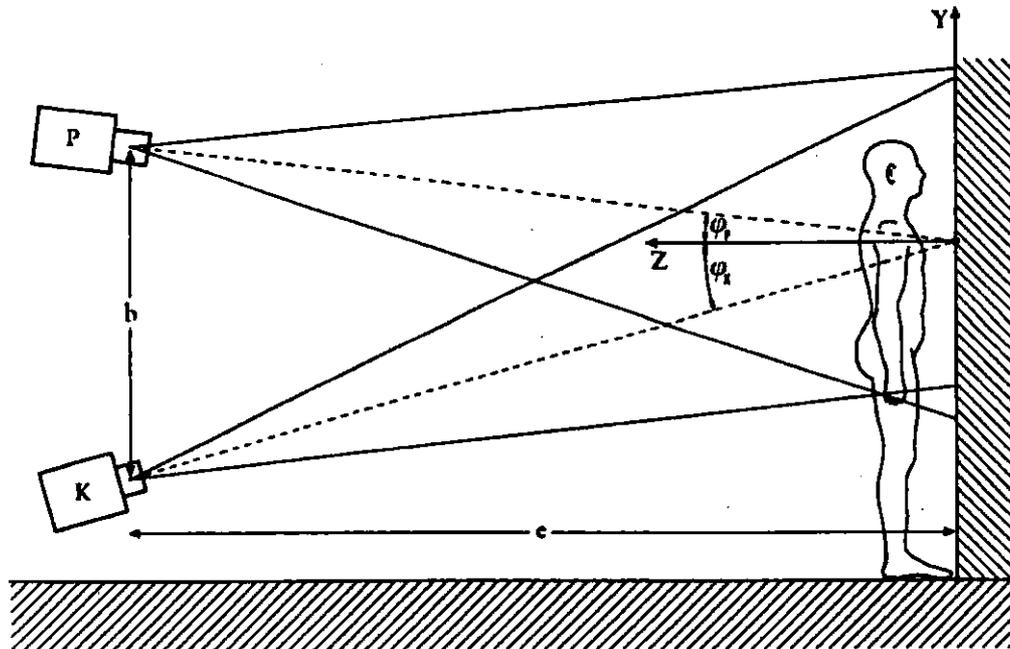


Abbildung 6

Projektor (P) und Videokamera (V) sind bei der Rasterstereografie im Sinne der Triangulation in definiertem Winkel zueinander angeordnet.

Anders als bei allen anderen verfügbaren Verfahren erfolgt nun eine Identifizierung anatomischer Landmarken berührungslos, also ohne eine manuelle Palpation und Markierung, um einen Zusammenhang zwischen der rekonstruierten Rückenform und der knöchernen Wirbelsäule selbst herzustellen. Dies stellt den ersten Schritt zur Rekonstruktion der Wirbelsäulenform anhand der an der Rückenoberfläche gemessenen Daten dar.

Zum Verständnis dieses Schrittes ist es wichtig, zwischen Lage und Form des Rückens zu unterscheiden. Ändert sich die räumliche Lage der Rückenfläche zur Videokamera, kommt es zu einer Änderung aller berechneten Raumkoordinaten. Die räumliche Lage der Raumkoordinaten untereinander ist dabei jedoch konstant. Sie beschreibt die Form des Rückens. Die Form des Rückens ist konstant und ändert sich nicht, wenn sich die Lage im Raum verändert. Ist eine Messung vorgenommen, spielt die Lage der Rückenfläche im Raum keine Rolle mehr. Man rechnet nun nur noch mit räumlich konstanten Meßdaten. Nur diese lageunabhängigen Daten, auch Invarianten genannt, stellen die Grundlage der automatischen Formanalyse dar.

Die Formanalyse der Rückenoberfläche (Krümmungsanalyse) erfolgt durch die Unterscheidung der drei Grundtypen der Flächenform: konvexe, konkave und sattelförmige Flächen. Die Krümmungsqualitäten können in Form einer Krümmungskarte farblich visualisiert werden (Abb. 7). Anatomische Strukturen können in diesen Krümmungskarten an ihrer typischen Form automatisch vom Computer identifiziert und sehr genau lokalisiert werden und stellen als Fixpunkte eine sichere räumliche Beziehung zum Skelett her (43, 44, 45, 46). Eine manuelle Markierung ist nicht erforderlich. Die wichtigsten Fixpunkte sind das beidseitige Lumbalgrübchen über der Spina iliaca posterior superior und der Vertebra prominens.

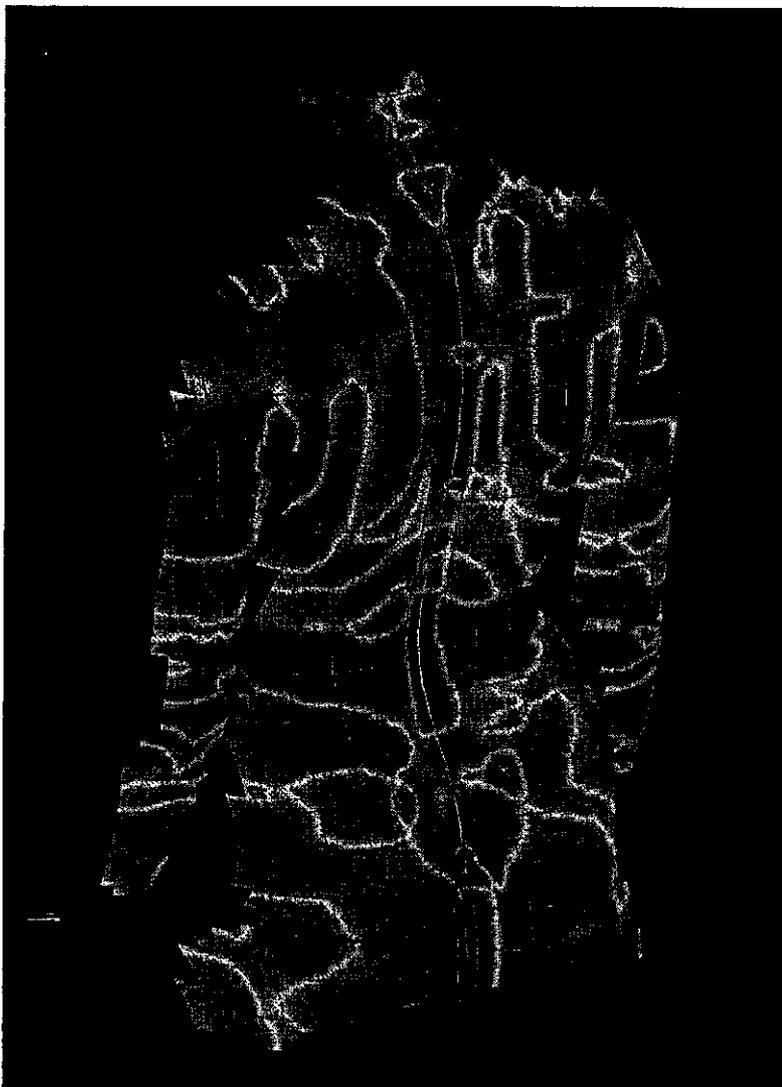


Abbildung 7

Krümmungskarte der Rückenform. Konvexe Flächen sind rot, konkave Flächen sind blau, sattelförmige Flächen sind grün gefärbt. Anatomische Strukturen können sicher identifiziert werden.

Um nun die knöchernen Wirbelsäulenform selbst anhand der Daten der dreidimensionalen Rückenform zu rekonstruieren, ist eine möglichst genaue Abschätzung oder Messung der räumlichen Lage in allen drei Ebenen erforderlich:

- Seitabweichung der Wirbel in der Frontalebene
- Rotation der Wirbel in der Transversalebene
- Profil der Wirbelsäule in der Sagittalebene

Zur Messung der Seitabweichung der Wirbel ist die Lokalisation der Dornfortsätze naheliegend. Die Informationen der Krümmungsanalyse der Rückenform sind nicht ausreichend, um die Dornfortsätze in allen Ebenen zu identifizieren. Daher wird die Dornfortsatzlinie bei der Rasterstereografie mathematisch in Form der sogenannten Symmetrielinie berechnet. Die Symmetrielinie teilt alle Querprofile des aufgenommenen Lichttrasters in zwei Hälften geringster Asymmetrie und berücksichtigt die anatomischen Fixpunkte. Die Grundüberlegung dieser Berechnung ist dabei, daß bei einem gesunden Patienten die Rückenform durch die Dornfortsatzlinie in zwei nahezu symmetrische Hälften geteilt wird. Sie verläuft dann auf der Medianlinie direkt über den Dornfortsätzen und bildet bei lateraler Betrachtung das Profil der Rückenform ab. Die Richtigkeit dieser Überlegung wurde durch eine Studie an 25 Patienten mit Skoliosen von 20-50° Cobb-Winkel, deren Dornfortsätze vor Durchführung der Rasterstereografie markiert wurden, untermauert (47). Die Anzahl der Patienten in dieser Studie ist allerdings relativ gering. Eine Validierung an einem größeren Patientenkollektiv mit höhergradigen Deformitäten der Wirbelsäule ist wünschenswert.

Zur Ermittlung der räumlichen Lage der Wirbelkörper ist die Lage der Dornfortsätze allein nicht ausreichend. Eine genauere Berechnung erfordert die Abschätzung der Wirbelrotation und die Kenntnis des Abstandes der Dornfortsatzspitze vom Wirbelkörpermittelpunkt. Das geometrische Modell zur Berechnung des Wirbelkörpermittelpunktes ist in Abb. 8 dargestellt und im Folgenden erklärt:

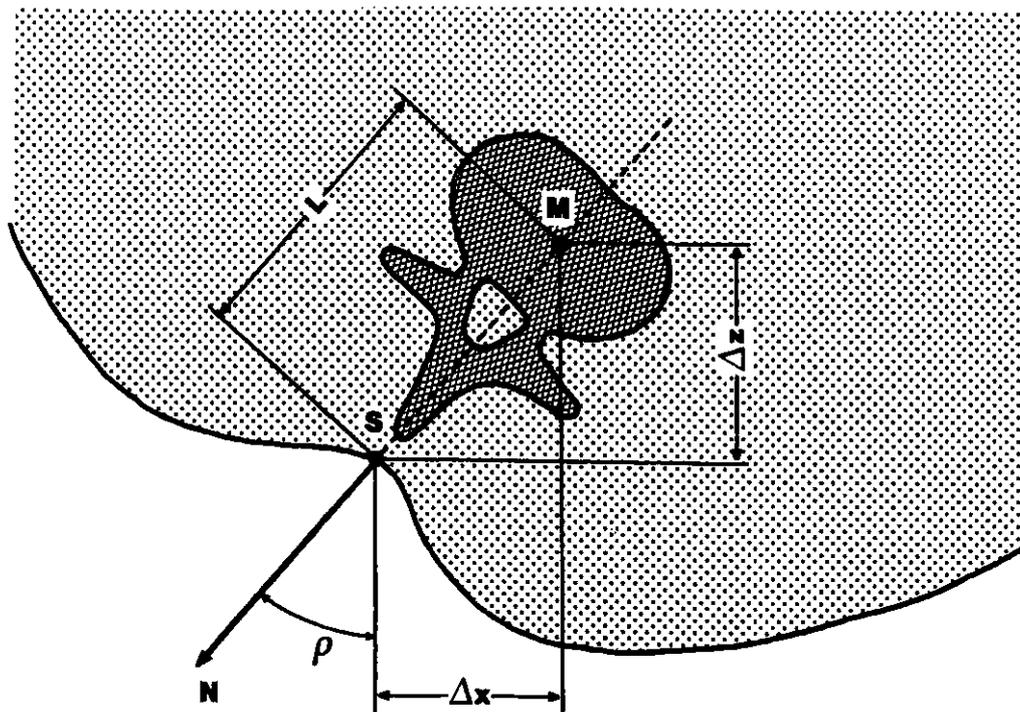


Abbildung 8

Geometrisches Modell zur Berechnung des Wirbelkörpermittelpunktes M

Die Rotation der Wirbel wird der Rotation ( $\rho$ ) der Rückenoberfläche über dem Dornfortsatz, also auf der Symmetrielinie (S), gleichgesetzt. Die Richtigkeit der Messung der Wirbelrotation hängt also davon ab, ob die Symmetrielinie korrekt berechnet wurde. Da die Rückenform regelmäßig im Bereich der Dornfortsätze stark konvex (thorakal) oder konkav (lumbal) ist, führen bereits geringe Abweichungen nach medial oder lateral zu klinisch relevanten Meßfehlern der Wirbelrotation und indirekt auch der Seitabweichung. Insbesondere bei höhergradigen Deformitäten der Wirbelsäule sind hier Meßfehler beobachtet worden. Darüber hinaus stellt sich die Frage, ob auch bei Deformitäten mit höhergradiger Fehlrotation der Wirbel die Oberflächenrotation der Wirbelrotation noch entspricht. Es ist eine Hypothese, daß die Wirbelrotation aufgrund der Rigidität des dorsalen Brustkorbes bei höhergradigen Skoliosen größer ist als die Oberflächenrotation. Weitere Untersuchungen zur Validierung und Optimierung der Rasterstereografie sollten sich demnach auch auf die Überprüfung dieser Zusammenhänge bei Skoliosen mittlerer und starker Ausprägung konzentrieren. Die Oberflächen- bzw. Wirbelrotation wird für die klinische Anwendung grafisch als Kurve dargestellt (Abb. 9). Je weiter die Kurve sich von der vertikalen Null-

linie entfernt, desto stärker die Rotation. Eine Abweichung nach links entspricht einer Linksrotation.

Die Seitabweichung der Wirbel wird berechnet, indem die Flächennormale (N) entsprechend der lokalen Oberflächenrotation des Querprofils am Schnittpunkt der Symmetrielinie (S) gefällt wird (Abb. 8). Unter Abschätzung der anatomischen Dimension des Wirbelkörpers (L) kann der Mittelpunkt des Corpus vertebrae (M) ermittelt werden. Die Mittelpunkte bilden dann über alle Profile eine Linie, die sogenannte spinal midline. Diese entspricht der rekonstruierten dreidimensionalen Wirbelsäulenform und wird für die klinische Anwendung als Modell und graphisch in Kurvenform zweidimensional (Seitabweichung und Profil) visualisiert.

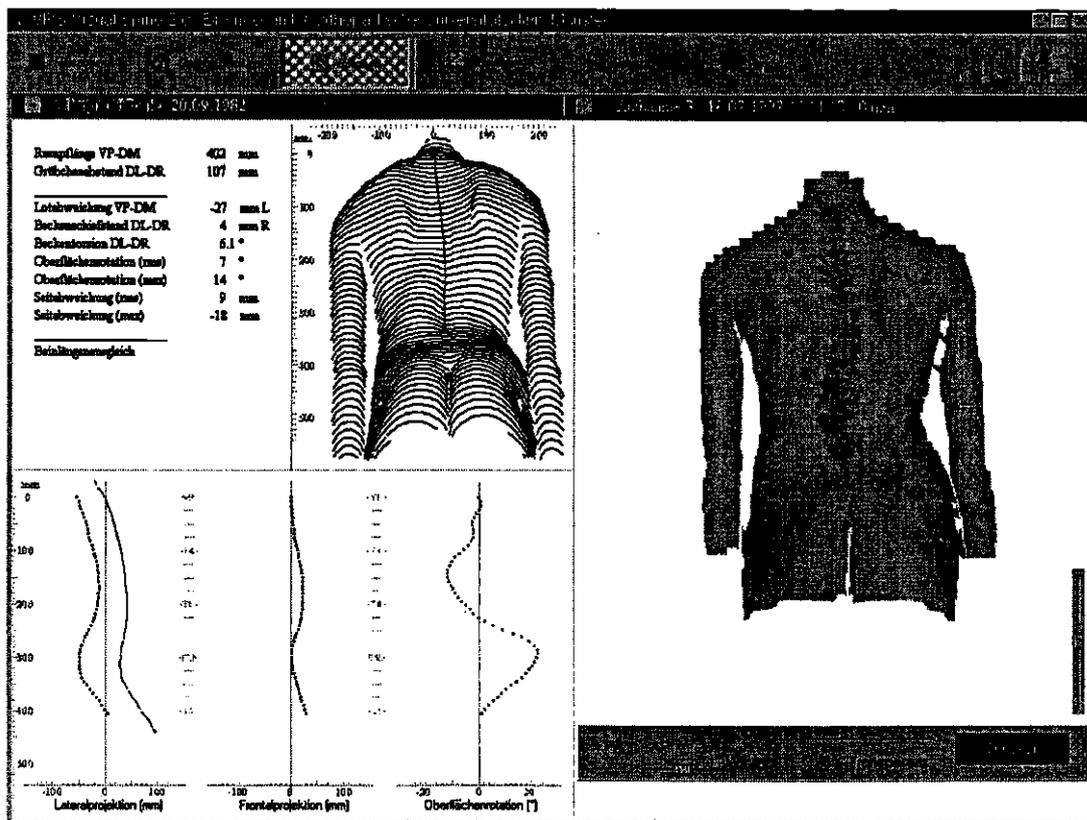


Abbildung 9

Ansicht der Meßergebnisse auf dem Computerbildschirm. *Rechts*: Dreidimensionales Modell der Wirbelsäule in allen Richtungen drehbar; *oben links*: Meßdaten und Übersichtsdarstellung der Rückenform durch perspektivische Darstellung der Querprofile; *unten links*: Grafische Darstellung des Rücken- (grün) und Wirbelsäulenprofils (blau), der Seitabweichung der Wirbel (blau) und der Oberflächen- bzw. Wirbelrotation (rot)

In der klinischen Routineanwendung gilt die Aufmerksamkeit zunächst den Übersichtsdarstellungen, dann den Kurven und dann den Einzelmeßdaten. Die Messung dauert einschließlich Patientenpositionierung und Datenauswertung nur einige Sekunden. Der Patient nimmt eine entspannte Haltung ein und muß nicht speziell positioniert werden. Er muß nicht stillhalten, da die Aufnahmezeit der Videokamera sehr kurz ist. Unterschiedliche Körpergrößen und Beinlängendifferenzen werden mittels einfacher Hilfsmittel ausgeglichen.

Insgesamt sind die technischen Möglichkeiten der dreidimensionalen Rekonstruktion der Rückenform durch verschiedene Verfahren vielfältig. Die klinische Relevanz ist aber nur dann groß, wenn diese Daten in Bezug zur Wirbelsäule selbst gesetzt werden. Diese Möglichkeiten bieten derzeit nur der ISIS Scanner und die Rasterstereografie. Letzteres Verfahren ist genauer, komplett berührungslos, wissenschaftlich besser evaluiert und bietet vielfältigere klinische Nutzungsmöglichkeiten.

## **1.2 Klinische Bedeutung der Rückenformanalyse**

Die Diagnostik von Wirbelsäulendeformitäten erfordert insbesondere eine ätiologische Zuordnung, eine genaue Messung und Dokumentation der Formveränderung und eine Einschätzung der Progredienz. Im Rahmen konservativer und operativer Therapiemaßnahmen sind möglichst genaue Angaben über die Auswirkungen der durchgeführten Maßnahmen wünschenswert. Zwei besondere Probleme in der Diagnostik und Behandlung von Wirbelsäulendeformitäten sind zu bedenken:

1) Die Deformitäten entstehen und verstärken sich abgesehen von akuten Krankheitszuständen wie beispielsweise Entzündungen oder Tumoren langsam und wachstumsabhängig, so daß oft Jahre lang diagnostische Maßnahmen regelmäßig erforderlich sind. Die betroffenen Patienten sind überwiegend Kinder und Jugendliche (48, 49). Die Nebenwirkungen diagnostischer und therapeutischer Maßnahmen müssen daher so gering wie möglich sein.

Da klinische Untersuchungstechniken eine sichere Einschätzung über die Progredienz einer Deformität nicht gewährleisten, hat sich eine regelmäßige Röntgenkontrolle als ergänzende Diagnostik etabliert. Idiopathische Skoliosen und Kyphosen Jugendlicher werden nach Empfehlungen erfahrener Behandler mindestens zweimal jährlich geröntgt, in aller Regel in zwei Ebenen (50). Die daraus resultierende Strahlenbelastung erreicht bis zu  $350\text{cGy}/\text{cm}^2$  Flächendosisprodukt pro Wirbelsäulenaufnahme (51). Das Risiko, ein Mammakarzinom zu entwickeln, ist bei Patientinnen mit idiopathischen Skoliosen, die über einen längeren Zeitraum regelmäßigen Röntgenkontrollen unterzogen wurden, aufgrund der relativ hohen Strahlenexposition signifikant erhöht (52, 53, 54, 55, 56). Die Strahlenbelastung von Kindern und Jugendlichen durch Röntgenaufnahmen stellt ein wesentliches Problem in der Diagnostik und Behandlung von Wirbelsäulendeformitäten dar. Eine signifikante Reduzierung der Strahlenexposition ist möglich, wenn ein Teil der Röntgenaufnahmen durch eine alternative Untersuchung ersetzt werden kann, welche objektiver und reproduzierbarer ist als die klinische Untersuchung, jedoch einen ähnlich aussagekräftigen Befund liefert wie die Röntgenuntersuchung. Die strahlungsfreie, lichtoptische Vermessung der Rückenform mit anschließender Rekonstruktion der Wirbelsäulenform stellt hier eine geradezu ideale Alternative zum Röntgenbild dar. Da nur der ISIS Scanner und die Rasterstereografie eine Rekonstruktion der Wirbelsäule ermöglichen, kommen diese Verfahren für diesen Anwendungsbereich in Frage. In eingeschränkter Form sind auch Verfahren, die nur die Rückenform rekonstruieren, anwendbar. In diesen Fällen erfordert die Interpretation der Befunde mehr Erfahrung.

2) Während die Wirbelsäule im gesundem Zustand ein zweidimensional geformtes Organ darstellt, führen pathologische Verformungen regelmäßig zu dreidimensionalen Verformungen, beispielsweise Wirbelverdrehungen und Wirbelseitabweichungen.

Die objektive Messung und Darstellung dreidimensionaler Formen der Wirbelsäule ist daher wünschenswert. Die andernfalls erforderliche Nutzung sich ergänzender zweidimensionaler Methoden (Röntgen in zwei Ebenen) ist die Alternative. Eine Visualisierung der Deformität ist teilweise möglich, wenn beide Aufnahmen gleichzeitig betrachtet werden. Bis heute stellt jedoch insbesondere die Messung der Wirbelfehlrotation anhand von Röntgenbildern ein wesentliches Problem dar. Diese ist

bei den idiopathischen Skoliosen ein wesentlicher Bestandteil der Deformität, der bei der Diagnostik keinesfalls unberücksichtigt bleiben sollte. Die Meßmethode nach Nash and Moe (57) ist sehr grob. Eine Einteilung in vier Ausprägungsgrade der Rotation erscheint nicht mehr zeitgemäß und ist von geringer klinischer Aussagekraft. Die Messung nach Perdriolle (58) ist durch Nutzung eines speziellen Meßlineals auf 5° bis 10° genau. Da die Wirbeltaille und die Pedikel im Röntgenbild genau sichtbar sein müssen, ist eine Anwendung bei liegenden Metallimplantaten nahezu unmöglich oder sehr ungenau (59). Dieses Problem läßt sich durch eine Röntgenbilddigitalisierung umgehen. Dann können fehlende Daten interpoliert und eine Rotationskurve berechnet werden, die die Messung einzelner Wirbel ersetzen. Drerup (60) hat entsprechende Verfahren beschrieben, für die klinische Routine sind sie jedoch zu aufwendig und zeitintensiv. Eine an das Stereoröntgen angelehnte Technik wurde in Kanada entwickelt und findet dort klinische Anwendung bei der Behandlung idiopathischer Skoliosen (61). Zahlreiche weitere Methoden zur Wirbelrotationsmessung werden in der Literatur beschrieben, keine ist jedoch in der klinischen Routine von wesentlicher Bedeutung. Die Methoden werden im Kapitel 2.2.1 zitiert und diskutiert. Eine hohe Meßgenauigkeit bietet die von Aaro und Dahlborn (62) beschriebene Messung mittels Computer Tomografie (CT), die dabei entstehende Strahlenexposition ist jedoch für eine klinische Routineanwendung inakzeptabel hoch. Birchall et al. beschrieben 1997 ein vergleichbares Verfahren mittels Magnet Resonanz Tomografie (MRT) (63). Der Nachteil der Strahlenexposition besteht hier nicht. Die Erhebung und Interpretation der Befunde ist jedoch aufwendig und komplex, wenn die gesamte Wirbelsäule betrachtet werden soll. Die Verfahren finden daher überwiegend bei wissenschaftlichen Untersuchungen Anwendung.

Neben der Wirbelrotation war auch die Rückenoberflächenrotation seither von großem Interesse in der Diagnostik von Skoliosen. Die Oberflächenrotation spiegelt bis zu einem gewissen Ausmaß der Deformität die Wirbelrotation wieder, so daß diese gerne anstelle der viel schwieriger zu messenden Wirbelrotation gemessen und klinisch berücksichtigt wurde. Darüber hinaus ist die Oberflächenrotation, also der Rippenbuckel und Lendenwulst, von wesentlicher Bedeutung für das kosmetische Erscheinungsbild der betroffenen Patienten (64). Die Messung der Oberflächenrotation stützt sich bis heute im Wesentlichen auf die klinische Untersuchung und ist segmentbezogen. Das heißt, sie wird an der Stelle ihrer stärksten Ausprägung gemessen.

Die Messung erfolgt unter Verwendung einfacher, teilweise nicht standardisierter technischer Hilfsmittel wie Skoliometer (1). Diese Hilfsmittel sind ähnlich wie die Beckenwaage und das Lot relativ ungenau und unterliegen subjektiven Einschätzungen und Inter- und Intraobserver-Meßfehlern (65, 66). Nicht selten finden diese Untersuchungsbefunde bei wichtigen Entscheidungen in der Behandlung Berücksichtigung, so daß objektivere und reproduzierbarere Meßmethoden der Oberflächenrotation wünschenswert erscheinen. Hier könnte die Rückenformanalyse eine optimale Ergänzung zur Röntgendiagnostik und klinischen Untersuchung darstellen. Die Oberflächenrotation könnte segmentübergreifend gemessen werden, der kosmetische Defekt objektiv visualisiert und quantifiziert werden. Die Wirbelrotation kann auch bei liegenden Metallimplantaten mit relativ hoher Genauigkeit abgeschätzt werden. Alle Informationen könnten überschaubar dargestellt und in klinische Entscheidungen ohne großen Aufwand einbezogen werden.

### **1.2.1 Konservative Therapie**

Bei der Nutzung der Rückenformanalyse für konservativ behandelte Patienten mit Wirbelsäulendeformitäten steht die Bemühung im Vordergrund, eine aussagekräftige Diagnostik mit einer geringen Anzahl von Röntgenbildern zu ermöglichen. Ein vollständiger Ersatz der Röntgendiagnostik ist jedoch nicht anzustreben. Ohne Röntgenaufnahmen besteht das Risiko einer Fehleinschätzung der Deformitäten. Die Rückenformanalyse sollte die Röntgendiagnostik immer dann ersetzen, wenn die Frage nach einer Progredienz der Krümmungen zu beantworten ist, denn dann ist nicht die absolute Bemessung des Krümmungsausmaßes das Ziel, sondern die relative Veränderung zur Voruntersuchung. Liegt ein Röntgenbild zum Zeitpunkt der Voruntersuchung vor, sind die Veränderung und das aktuelle Ausmaß der Deformität anhand der Rückenformanalyse im Vergleich sicher einschätzbar. Die Verlaufskontrolle von Wirbelsäulendeformitäten über längere Zeiträume ist folglich ein ideales Anwendungsgebiet der Methoden. Bei schwachen Deformitäten kann unter der Voraussetzung einer ausreichenden klinischen Erfahrung auch bei der Erstvorstellung auf ein Röntgenbild verzichtet werden. Die Rückenform sollte jedoch immer vermessen werden, da sie im Vergleich zur klinischen Untersuchung (ggf. durch unterschiedli-

che Untersucher) wesentlich genauere und objektivere Daten liefern kann. Sind genaue röntgenologische Maße (Cobb-Winkel) der Deformitäten erforderlich, sollte ein Röntgenbild in der entsprechenden Ebene angefertigt werden. Dies ist der Fall, wenn über die Indikation zur Korsettbehandlung zu entscheiden ist oder die Position von Druckpelotten in Relation zur Wirbelsäulendeformität zu kontrollieren ist.

Aus diesen Aspekten ergibt sich als weiteres Anwendungsgebiet der Rückenformanalyse die Schulreihenuntersuchung (Screening) zur Früherkennung von behandlungsbedürftigen Deformitäten der Wirbelsäule. Diese rechtfertigt keinesfalls eine Röntgenuntersuchung. Die klinische Untersuchung wiederum unterliegt der subjektiven Einschätzung des ärztlichen Personals. Eine objektive Vermessung der Rückenform zusätzlich zur klinischen Untersuchung erscheint als Ergänzung sinnvoll, um die Qualität und Objektivität der Untersuchung zu steigern und die Notwendigkeit von Röntgenuntersuchungen besser zu indizieren.

### **1.2.2 Operative Therapie**

Im Rahmen der operativen Therapie sind Röntgenaufnahmen vor der Operation zur genauen Planung unerlässlich. Postoperativ sind in regelmäßigen Abständen Röntgenaufnahmen erforderlich, um die Lage der Implantate zu kontrollieren. Während der postoperativen Kontrollen werden immer Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen angefertigt, um die Implantatlage sicher beurteilen zu können. Die Strahlenbelastung ist bei einem Nachbeobachtungszeitraum von vier bis sechs Jahren daher relativ hoch. Während dieser Nachbeobachtungsphase kann ein Teil der Röntgenaufnahmen durch eine Rückenformanalyse ersetzt werden. Dabei ist der Vergleich von Verlaufsaufnahmen besonders wichtig. Tritt keine signifikante Veränderung an der Rückenoberfläche auf und ist der Patient schmerzfrei, kann von einer regelrechten Implantatlage ausgegangen werden. Auf diese Weise lassen sich die postoperativen Röntgenkontrollen durch die Nutzung der Rückenformanalyse um bis zu 50 % reduzieren.

Von wesentlicher Bedeutung aus der Sicht der Patienten ist im Rahmen einer operativen Korrektur einer Wirbelsäulendeformität die Verbesserung des kosmetischen Erscheinungsbildes. Die Vermeidung von Spätschäden und Unterbindung der langsamen, lebenslangen Progression der Deformitäten stellen für die Patienten keine direkt spürbaren Effekte dar, wohl aber das neue Körpergefühl und die attraktivere Rückenform. Die Rückenform kann bisher nur durch eine klinische Messung einzelner Formparameter wie Rippenbuckel, Lendenwulst, Becken- und Schulterstand und Rumpfüberhang quantifiziert werden. Alternativ werden von den Operateuren gerne Fotografien des Rückens in Vorneige angefertigt. Fotografien im aufrechten Stand sind aufgrund der fehlenden Visualisierung der Oberflächenrotation wenig aussagekräftig. Beide Methoden stellen keine objektive Bewertung des kosmetischen Erscheinungsbildes dar. Eindrucksvolle Einzeleffekte können hervorgehoben werden, die Subjektivität der Bewertung wird dadurch jedoch nur noch gesteigert. Die Messungen werden gerne in Rumpfvorneige durchgeführt, um die Oberflächenrotation besser zu visualisieren. Ziel sollte es aber sein, die Rückenform im aufrechten Stand oder sitzend zu beurteilen, da dies der klinisch relevanten, alltäglichen Körperhaltung entspricht. Eine Rückenformanalyse im aufrechten Stand könnte die Möglichkeit bieten, das prä- und postoperative kosmetische Erscheinungsbild des Rückens objektiv und in klinisch relevanter Körperhaltung zu dokumentieren und zu bewerten. Sowohl eine Gesamtansicht der Rückenform als auch einzelner Parameter wie Beckenstand, Rumpfüberhang oder Rippenbuckel wären dann zu beurteilen.

Somit würde nicht nur dem Patienten eine objektive und leicht verständliche Bewertung des kosmetischen Effektes der Operation geboten, sondern dem Arzt stünde mit der Rückenformanalyse eine zusätzliche Möglichkeit der Qualitätssicherung und -verbesserung in der operativen Therapie von Wirbelsäulendeformitäten zur Verfügung. Bisher stützt sich die Bewertung der Operationsergebnisse im Wesentlichen auf die röntgenologische Messung des Skoliosewinkels nach Cobb (67), obwohl die Messung nicht genauer als  $\pm 5^\circ$  ist (68), und die des Kyphosewinkels nach Stagnara (69). Die röntgenologische Messung der Wirbelfehlrotation (58) oder deren Korrektur wird im klinischen Alltag nur selten berücksichtigt, da sie insbesondere postoperativ sehr ungenau ist.

### 1.3 Ziele dieser Arbeit

Die vielversprechenden Anwendungsmöglichkeiten der Rückenformanalyse wurden in Münster schon früh erkannt. Traditionell wurden in der Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie Wirbelsäulendeformitäten behandelt. Gleichzeitig standen Wirbelsäulendeformitäten im Zentrum des Interesses des Institutes für Experimentelle Biomechanik, welches eng mit der orthopädischen Klinik zusammenarbeitete. Aus dieser Zusammenarbeit ging bereits in den Achtzigerjahren die Entwicklung der Rasterstereografie hervor. Dabei waren das Vorhandensein einer größeren Anzahl von Röntgenbildern von idiopathischen Skoliosen und kyphotischen Deformitäten in der orthopädischen Klinik von wesentlichem Wert für die Entwicklung der Meßmethode. Die Weiterentwicklung und klinische Evaluation der Rasterstereografie als Methode zur Rückenformanalyse und die Bearbeitung grundsätzlicher Fragestellungen zur Vermessung, Analyse und klinischen Bewertung der Rückenform bei Patienten mit Wirbelsäulendeformitäten stellen das Thema dieser Arbeit dar.

*Die Arbeit verfolgt im Wesentlichen drei Ziele:*

1. Erweiterung des Anwendungsspektrums der Rückenformanalyse mit der Rasterstereografie auf höhergradige Deformitäten (Cobb-Winkel  $> 50^\circ$ ) und operativ behandelte Patienten
2. Evaluation der Meßgenauigkeit der rasterstereografischen dreidimensionalen Rekonstruktion der knöchernen Wirbelsäulenform unter besonderer Berücksichtigung der neuen Anwendungsgebiete und die Suche nach Verbesserungsmöglichkeiten.
3. Vergleichende Analyse der Rückenform idiopathischer Skoliosen im Stehen und in Vorneige zur Klärung der Frage, inwieweit etablierte klinische Untersuchungs- und Meßmethoden überhaupt aussagekräftig sind und ob die Rückenformanalyse mit der Rasterstereografie zuverlässiger und objektiver ist.

## **2. Klinische Untersuchungen zur Rückenformanalyse mit der Rasterstereografie**

### **2.1 Bisherige klinische Anwendungen**

Im Mittelpunkt dieses Kapitels stehen die bis 1998 etablierten klinischen Anwendungsmöglichkeiten der Rasterstereografie als Methode zur Rückenformanalyse. Die Anwendbarkeit und Zuverlässigkeit der Rasterstereografie bei idiopathischen Skoliosen bis 50° Cobb-Winkel konnte im Wesentlichen durch die vergleichende Untersuchung von etwa 500 digitalisierten a.p. Ganzwirbelsäulenröntgenaufnahmen und zeitnah durchgeführten Rasterstereografien durch Drerup und Hierholzer (70, 71) belegt werden. Die Arbeiten zeigten, daß der mittlere Fehler der rasterstereografischen Rekonstruktion der Wirbelsäule bei idiopathischen Skoliosen zwischen 20 und 50° Cobb-Winkel für die Wirbelseitabweichung 4 mm und die Wirbelrotation 3° beträgt. Dies wird den klinischen Anforderungen gerecht und führte 1994 zur Installation eines Gerätes in der orthopädischen Poliklinik. Auch im Bezug auf das sagittale Profil der Wirbelsäule konnte durch Drerup et al. (72, 73) eine hohe Genauigkeit der rasterstereografischen Messung nachgewiesen werden. Der mittlere Fehler beläuft sich auf 3°. Ein weiterer klinisch wertvoller Untersuchungsbefund, der rasterstereografisch mit hoher Genauigkeit quantifiziert werden kann, sind der Beckenschiefstand und die damit einhergehende Beckentorsion (74). Erste Erfahrungen mit dem Gerät in der Sprechstunden für Wirbelsäulendeformitäten in der Poliklinik der Klinik für Allgemeine Orthopädie zeigten eine technisch problemlose und wenig zeitintensive klinische Anwendbarkeit der Rasterstereografie. Die Untersuchung eines Patienten erfordert einschließlich der Datenauswertung und des Ausdrucks der Ergebnisse 2 Minuten. Der Patient steht aufrecht und entspannt (Abb. 10). Probeweise kann ein Beinlängenausgleich untergelegt werden. Eine spezielle Haltung muß nicht eingenommen werden und das Anhalten der Luft ist nicht erforderlich. Für die klinische Routineanwendung bei idiopathischen Skoliosen bis 50° Cobb-Winkel und Profilstörungen der Wirbelsäule wurden zwischen 1994 und 1998 Anwendungsstandards entwickelt, die auch heute Gültigkeit haben, aber von den Anwendern im Einzelnen nicht publiziert wurden.

*Idiopathische Skoliosen:*

1. Klinische Untersuchung und Rasterstereografie bei Erstvorstellung, bei manifester skoliotischer Deformität Röntgenuntersuchung, bei geringen Deformitäten und Fehlhaltungen mit einer Wirbelseitabweichung unter 50 mm und einer Wirbelrotation unter 5° keine Röntgenuntersuchung
2. Nach 6 Monaten erneute klinische Untersuchung und Rasterstereografie, bei Befundkonstanz im Vergleich zur Erstuntersuchung keine Röntgenuntersuchung, erneute Kontrolle nach 6 Monaten
3. Unter Korsettherapie Röntgenuntersuchung nur bei rasterstereografischer Befundprogredienz, Röntgenuntersuchung jedoch obligat bei Indikationsstellung zur Korsettherapie und 6 Wochen nach Korsettanpassung
4. Indikationsstellung und Bemessung eines Beinlängenausgleichs nur durch klinische und rasterstereografische Untersuchung

*Sagittale Profilstörungen:*

1. Klinische Untersuchung und Rasterstereografie bei Erstvorstellung, bei manifester kyphotischer Deformität Röntgenuntersuchung, bei geringen Deformitäten und Haltungsinsuffizienzen mit einem maximalen rasterstereografischen, thorakalen Kyphosewinkel unter 45° keine Röntgenuntersuchung
2. Siehe Skoliosen 2. – 4.

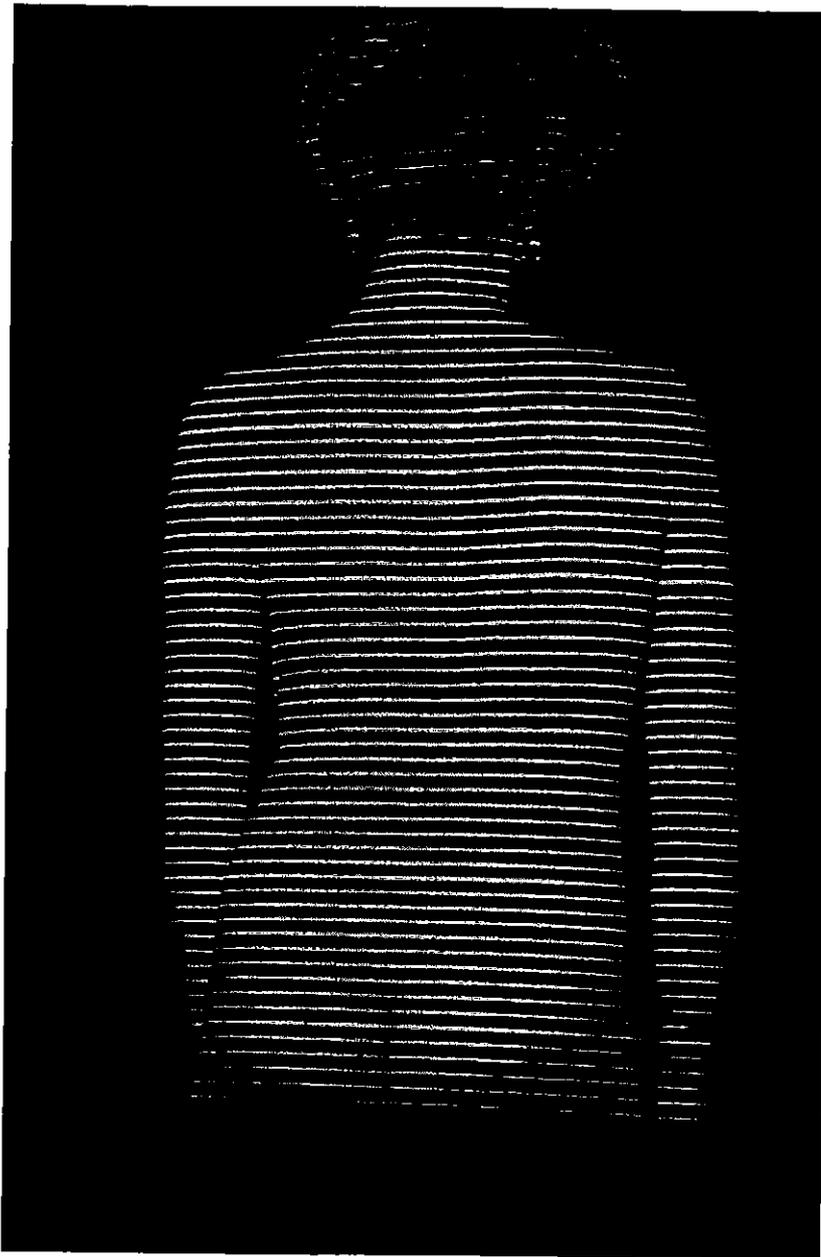


Abbildung 10

Entspannter, aufrechter Stand einer Patientin während der rasterstereografischen Messung.

Abklärungen einer Operationsindikation bei progredienten, höhergradigen Deformitäten erfordern immer eine Röntgenuntersuchung. Die ätiologische Zuordnung einer Deformität ist ebenfalls nur röntgenologisch möglich. Diese ist aber nur erforderlich, wenn eine Progredienz oder eine starke Ausprägung mit sofortiger Behandlungsnotwendigkeit vorliegt. Geringe Deformitäten können demnach zunächst ohne Röntgenuntersuchung verlaufskontrolliert werden. Die Abstände der Verlaufskontrollen sollten bei unsicheren Verläufen auf drei Monate reduziert werden.

Das Gerät muß nicht obligat von ärztlichem Personal bedient werden. Nach einer Einarbeitungszeit von einigen Tagen kann eine Krankenschwester/-pfleger oder Arzthelfer/-in der Poliklinik die Patienten untersuchen. Spezielle Vorkenntnisse auf dem Gebiet der Wirbelsäulendeformitäten sind nicht erforderlich. Sollten Fehler bei der Datenauswertung auftreten oder Optimierungen durch interaktive Vorgabe klinischer Befunde möglich sein (z. B. Vorgabe des Segmentes des Krümmungsscheitels), so ist dies durch das ärztliche Personal ohne eine erneute Messung des Patienten anhand des vorhandenen Datensatzes leicht und schnell möglich. Dies kommt selten vor, wenn die messende Hilfskraft mit dem Gerät vertraut ist. Die Rasterste-reografie sollte vor der klinischen Untersuchung und grundsätzlich vor der Röntgen-untersuchung durchgeführt werden.

Die Interpretation der Befunde wird in einer bestimmten Reihenfolge vorgenommen. Zunächst erfolgt die Betrachtung der Übersichtsdarstellung der Querprofile (Abb.11, oben rechts). Dies vermittelt einen Gesamteindruck über das Ausmaß der Asymmetrie und des kosmetischen Defektes. Dann erfolgt die Betrachtung der grafischen Darstellung der Wirbelrotation, der Wirbelseitabweichung und des Profils der Wirbelsäule (Abb. 11, unten). Hier ist der Vergleich zu den Voruntersuchungen besonders wichtig. Erst zum Schluß sollten gezielt einzelne Werte in der Datentabelle interpretiert werden (Abb. 11 oben rechts). Die Bewertung von segmentbezogenen Einzelwerten birgt die Gefahr der Überbewertung. Ein wichtiger Wert in der Datentabelle bei der Beurteilung von Kyphosen ist der maximale Kyphosewinkel, da sich das Ausmaß der Deformität anhand der grafischen Darstellung nicht sicher bewerten läßt.

Aufgrund der positiven klinischen Erfahrungen wurde das Gerät zunächst bei der Firma Jenoptik in Jena hergestellt und wird aktuell bei der Firma Diers International in Wiesbaden in Serie gefertigt und unter dem Namen „Formetric“ mit CE-Zertifizierung international vertrieben.

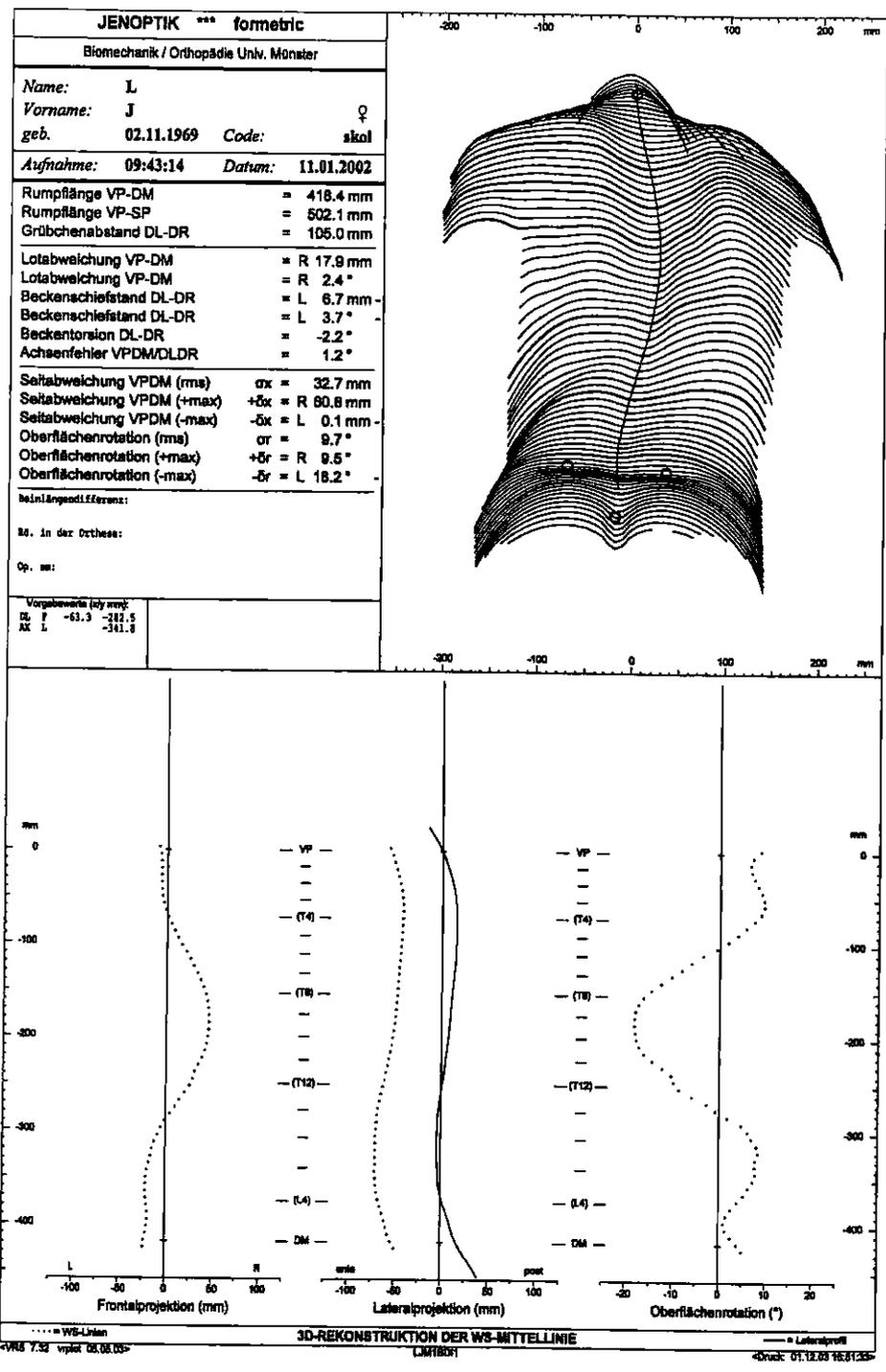


Abbildung 11

Deckblatt der Papierausdrucke einer rasterstereografischen Messung einer rechtskonvexen Thorakalskoliose. In der Übersichtsdarstellung der Querprofile oben rechts zeigt sich bereits eine ausgeprägte Rumpfasymmetrie mit rechtsseitigem Rumpfüberhang. Die grafische Darstellung zeigt eine Wirbelfehlrotation von etwa 25° und eine Seitabweichung von etwa 60 mm, das sagittale Profil ist unauffällig. Die exakten Meßdaten sind der Datentabelle oben links zu entnehmen. Die Werte des Wirbelsäulenprofils sind erst auf einem zweiten Blatt ausgedruckt.

## 2.2 Erweiterung des Anwendungsspektrums

Die guten Erfahrungen mit dem Gerät in der klinischen Anwendung bei konservativ behandelten Patienten mit mäßiggradigen Deformitäten führten ab 1998 zu einer erneuten intensiveren Zusammenarbeit der Klinik für Allgemeine Orthopädie und dem Institut für experimentelle Biomechanik. In den folgenden fünf Jahren wurden zahlreiche klinisch ausgerichtete Studien und Experimente durchgeführt, um die Möglichkeiten der Rückenformanalyse generell und insbesondere die Methode der Rasterstereografie weiter zu evaluieren. Wichtig erschien zunächst, die Zuverlässigkeit der Methode auch für skoliotische Deformitäten mit Cobb-Winkeln oberhalb von  $50^\circ$  zu überprüfen. Hierzu waren bislang keine sicheren Daten vorhanden. Aufgrund des zunehmenden Interesses am kosmetischen Defekt der betroffenen Patienten und dessen Korrektur nach operativer Therapie war auch eine Anwendung bei operativ behandelten Skoliosen wünschenswert. Dies stellte darüber hinaus in Aussicht, daß auch im Rahmen postoperativer Verlaufskontrollen Röntgenbilder einzusparen waren. Die weitere wissenschaftliche Evaluation der Methode konzentrierte sich daher zunächst auf die idiopathischen Skoliosen mit Cobb-Winkeln zwischen  $50^\circ$  und  $90^\circ$  und auf Patienten nach operativer Korrektur mit liegenden Metallimplantaten.

Alle in den Kapiteln 2.2.2 bis 3.3.3 beschriebenen wissenschaftlichen Untersuchungen werden in Form folgender Gliederung dargestellt: *Fragestellungen, Datenlage, Methode, Ergebnisse und Diskussion*

### 2.2.1 Höhergradige Wirbelsäulendeformitäten

#### *Fragestellungen:*

Wie genau und zuverlässig ist die rasterstereografische, dreidimensionale Rekonstruktion der Wirbelsäulenform bei idiopathischen Skoliosen mit Cobb-Winkeln über  $50^\circ$ ?

Erlaubt die Genauigkeit eine routinemäßige, klinische Anwendung?

Gibt es systematische Meßfehler und welcher Art sind diese?

*Datenlage:*

Die Genauigkeit der Rasterstereografie ist bisher nur für Skoliosen bis 52° Cobb-Winkel untersucht worden. Von wesentlicher Aussagekraft sind die bereits erwähnten Studien von Hierholzer und Drerup (70, 71), welche die Rasterstereografie mit 478 digitalisierten a.p. Röntgenbildern von 113 Patienten vergleicht. Der mittlere Meßfehler für die Wirbelseitabweichung betrug 4 mm und für die Wirbelrotation 3°. Der Cobb-Winkel der vermessenen Skoliosen lag zwischen 10° und 52°. Liljenqvist et al. (75) untersuchten in einer zweiten Studie 85 Patienten mit idiopathischen Skoliosen zwischen 10° und 52°. Sie verglichen die Rasterstereografie mit nicht digitalisierten a.p. Röntgenbildern. Die radiografische Messung der Wirbelrotation erfolgte nach Perdriolle (58). Der Intra- und Interobserverfehler der Methode ist mit 5 bis 10° als hoch einzuschätzen (76). Die mittlere quadratische Abweichung für die rasterstereografische Wirbelrotation betrug in dieser Studie 7,8°. Dieser hohe Wert ist im Hinblick auf die methodisch bessere Studie von Hierholzer und Drerup im Wesentlichen auf Meßfehler bei der Wirbelrotationsmessung nach Perdriolle zurückzuführen und nicht der rasterstereografischen Messung anzulasten. Die Seitabweichung der Wirbel wurde in dieser Studie nicht verglichen.

*Methode:*

Von entscheidender Bedeutung für eine zuverlässige Qualitätskontrolle der Rasterstereografie ist eine möglichst genaue Messung der Wirbelrotation und der Wirbelseitabweichung, die gleichzeitig eine gute Vergleichbarkeit mit den rasterstereografischen Kurven gewährleistet. Verschiedene Methoden der Wirbelrotationsmessung anhand von a.p. Röntgenbildern, Röntgenbildern in zwei Ebenen und Stereoröntgenbildern sind Thema zahlreicher experimenteller und klinischer Studien (77, 78, 79, 80, 81, 82). Die Methoden haben aufgrund ihrer Komplexität keine weite Verbreitung gefunden, stehen aber wissenschaftlichen Untersuchungen zur Verfügung. Nachdem auch die CT und MRT zur Verfügung standen, haben weitere Autoren ver-

sucht, mit diesen Verfahren die Wirbelrotation bei Skoliosen möglichst genau zu messen (62, 63, 83, 84, 85). Die Anpassung der transversalen Ebene für die präzise Rotationsmessung an die Verkipfung des Wirbels in der Frontalebene ist dabei als wesentliche Meßfehlerquelle zu berücksichtigen. Man kam zu der Erkenntnis, daß die präzise Wirbelrotationsmessung bei Skoliosen dreidimensional erfolgen sollte (70, 71, 86). Die Tomografien müssen aus technischen Gründen immer im Liegen durchgeführt werden, was die objektive Messung der Wirbelrotation bei Skoliosen durch Ausschaltung der Schwerkraft im Sinne einer Abschwächung negativ beeinflussen kann.

Eine dreidimensionale Vermessung der Wirbelsäule mittels MRT im Stehen erscheint als optimale Methode zur Bestimmung der Wirbelrotation bei Skoliosen, diese steht aber nicht zur Verfügung. Liegendaufnahmen sind zum Vergleich mit Rasterstereografien weniger geeignet, wie in einem weiteren Kapitel ausgeführt werden wird. Die CT ist wegen ihrer Strahlenbelastung nicht diskutabel und ebenfalls stehend nicht durchführbar. Unter diesen Voraussetzungen wurde zur Evaluation der Rasterstereografie bei höhergradigen Skoliosen in Anlehnung an die Studien von Drerup und Hierholzer (70, 71) erneut auf a.p. Röntgenbilder zurückgegriffen, welche nach einer Methode von Drerup (87, 88, 89, 90) im Institut für Experimentelle Biomechanik digital ausgewertet wurden.

Folgende Vorteile dieser Methode waren ausschlaggebend:

- A.p. Röntgenbilder stehen in großer Zahl für den Vergleich mit der Rasterstereografie zur Verfügung.
- Die Methode ist genau beschrieben und evaluiert und hat sich in vorausgehenden Studien bewährt.
- Ungenauigkeiten der Wirbelrotationsmessung durch Metallimplantate werden durch Interpolation kompensiert.

- Die Messung der Wirbelrotation und Seitabweichung erfolgt segmentübergreifend und wird in Kurven dargestellt. Dies ermöglicht einen sehr guten Vergleich mit rasterstereografischen Kurven und vermeidet die Überinterpretation segmentbezogener Maximalwerte.

Bei der praktischen Anwendung werden zunächst die Konturen der Wirbelkörper und der Pedikel von C7 bis L5 auf einem Leuchttisch vom Röntgenbild auf einen Papierbogen mittels eines sehr dünnen Bleistiftes übertragen. Auf einem Digitalisierungstisch (Fa. Numonics, USA, Typ Accugrid) werden dann die Deck- und Grundplatten, die Wirbeltailen und die Pedikelkonturen durch insgesamt 30 Digitalisierungspunkte pro Wirbelkörper zweidimensional mittels eines Meßwertaufnehmers digital registriert. Diese Daten ermöglichen dann durch eine Analyse der relativen Lage der Pedikelkonturen zu den Wirbeltailen und der Lage der Deck- und Grundplatten eine genaue Bestimmung der Wirbelrotation, Wirbelseitabweichung und der Wirbelneigung, und damit auch des Cobb-Winkels. Die Ergebnisse werden basierend auf einem mathematischen Modell (frequenzmodulierte Sinuskurve) in Form von Kurven segmentübergreifend dargestellt (Abb. 12). Die Berechnung der Kurven erfolgt auch dann mit hoher Genauigkeit, wenn einige Meßpunkte beispielsweise aufgrund von Metallimplantatüberlagerungen nach Operationen nicht registriert werden können, durch mathematische Interpolation. Die Kurven für die Wirbelrotation und Wirbelseitabweichung sind mit den Rasterstereografien hervorragend zu vergleichen.

Die Genauigkeit der rasterstereografischen Rekonstruktion der Wirbelsäule spiegelt sich in der Ähnlichkeit der radiometrischen und rasterstereografischen Kurven wider. Diese kann segmentübergreifend quantifiziert werden, indem beide Kurven überlagert werden und als Maß für die Ähnlichkeit die mittlere quadratische Abweichung (root mean square, rms) berechnet wird (Abb. 13). Sie ist im Idealfall gleich null. Dieser segmentübergreifende Kurvenvergleich anstelle eines segmentbezogenen Maximalwertvergleiches im Bereich des Krümmungsscheitels ist weniger anfällig gegen Meßfehler und Überinterpretationen von Einzeleffekten. Der rms Wert, der als mittlerer Meßfehler bezeichnet werden kann, wurde für die Kurvenvergleiche der Wirbelseitabweichung und Wirbelrotation für alle Patienten bestimmt und als Durchschnittswert unter *Ergebnisse* aufgeführt.

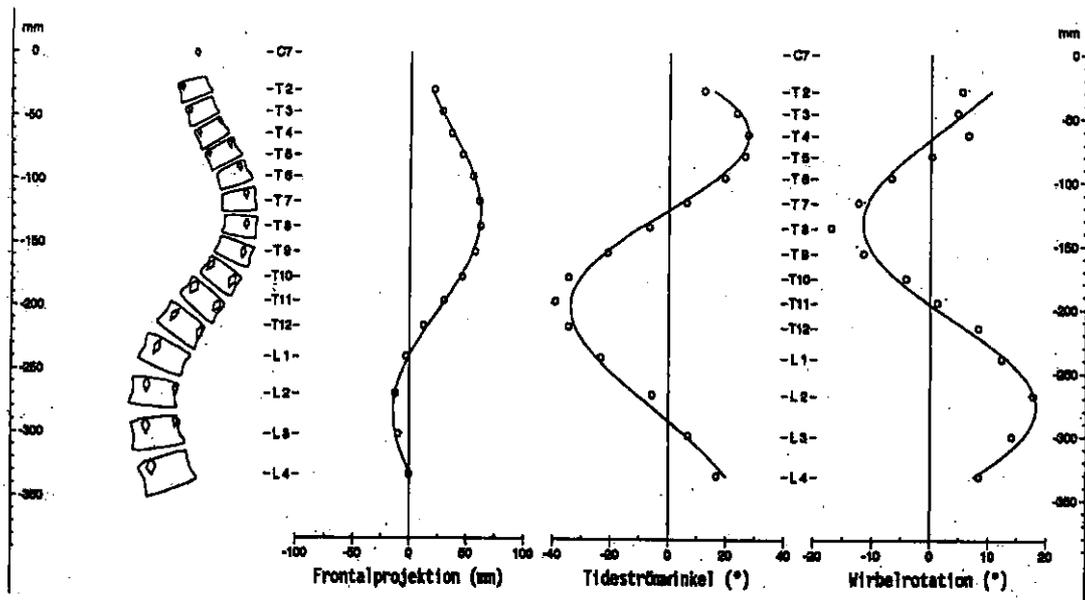


Abbildung 12

Übersichtsdarstellung der Wirbelsäule und grafische Darstellung der Seitabweichung, des Tiderömwinkels (Wirbelneigung) und der Wirbelrotation (von links nach rechts) nach Digitalisierung eines a.p. Röntgenbildes einer rechtskonvexen Thorakalskoliose von 72° nach Cobb (Differenz des maximalen negativen und positiven Tiderömwinkels).

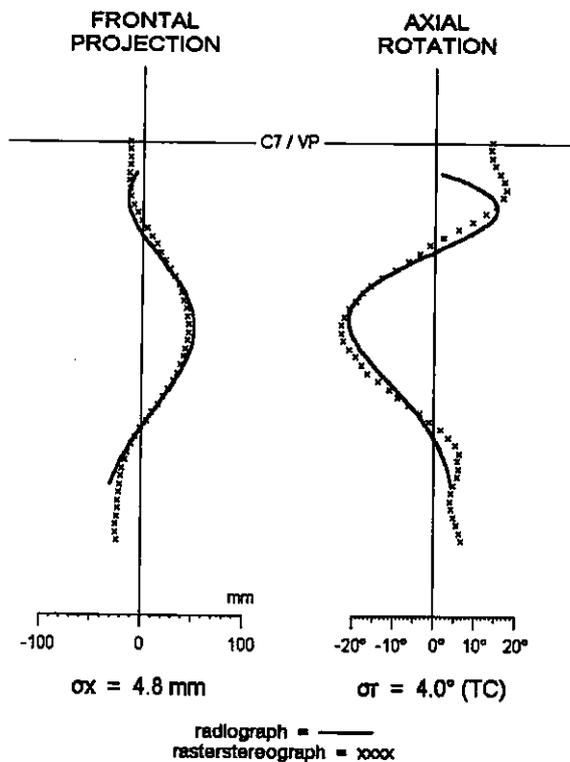


Abbildung 13

Vergleich rasterstereografischer (x) und radiografischer (-) Kurven durch Überlagerung und Berechnung des rms für die Seitabweichung (4,8 mm) und Wirbelrotation (4°) als Maß für die Genauigkeit der Rasterstereografie im Vergleich zum digitalisierten Röntgenbild.

Um eine optimale Anpassung der Kurven zu erreichen, war eine Verschiebung der Kurven in kranio-kaudaler Richtung um maximal 30 mm (ein Bewegungssegment) zulässig. Dies ist sinnvoll, um Ungenauigkeiten der anatomischen Lagebeziehung des siebten Halswirbels und der an der Rückenoberfläche meßbaren stärksten Vorwölbung durch den Dornfortsatz (Vertebra prominens) zu kompensieren. Größere Verschiebungen wurden als Meßfehler bewertet. Haltungsbedingte Verdrehungen der Schulter gegenüber dem Becken wurden durch eine Korrektur neutralisiert (Torsionskorrektur). Dies verbesserte die Meßergebnisse geringfügig. Da die Haltungsschwankungen auch bei der Röntgenuntersuchung vorkommen, sind sie der Rasterstereografie nicht als methodischer Schwachpunkt anzulasten.

Es wurden Rasterstereografien und digitalisierte Röntgenbilder von 72 Patienten mit ausgeprägten idiopathische Skoliosen über 50° Cobb-Winkel verglichen. Die Rasterstereografie und die Röntgenuntersuchung wurden in der Regel innerhalb einer Stunde durchgeführt. Bei einigen Patienten standen mehrere Rasterstereografien, die zeitnah zur Röntgenuntersuchung durchgeführt wurden, zur Verfügung. Der Cobb-Winkel betrug im Durchschnitt 58,3° (46°-88°). Die Patienten waren im Mittel 17,2 Jahre alt (12-37 Jahre).

*Ergebnisse:*

| <b>Anzahl Kurven-<br/>vergleiche</b> | <b>Seitabweichung<br/>rms</b> | <b>Rotation<br/>rms</b> | <b>Rotation mit<br/>Torsionskorrektur<br/>rms</b> |
|--------------------------------------|-------------------------------|-------------------------|---|
| 89                                   | 6,2 mm                        | 5,4°                    | 4,6°  |

Tabelle 1

Mittlere Abweichungen (rms) der rasterstereografisch ermittelten Wirbelseitabweichung und Wirbelrotation bei 72 höhergradigen idiopathischen Skoliosen im Vergleich zu digitalisierten Röntgenbildern.

*Diskussion:*

Die Ergebnisse zeigen, daß die Rasterstereografie bei höhergradigen Skoliosen anwendbar ist (91, 92). Gemessen an der Genauigkeit der Methode bei Skoliosen bis

50° Cobb-Winkel (Seitabweichung rms 4 mm, Rotation rms 3°) (80) sind die Einbußen der Genauigkeit im Hinblick auf eine sichere klinische Anwendung der Methode und im Hinblick auf falsch positive oder falsch negative Ergebnisse akzeptabel. Weitere Vergleichsdaten liegen in der Literatur diesbezüglich nicht vor. Systematische Fehler konnten nicht identifiziert werden. Die Analyse der Fälle mit größeren Abweichungen zeigte, daß die Wirbelrotation bei den ausgeprägteren Deformitäten rasterstereografisch in einigen Fällen zu gering berechnet wurde. Der Grund lag in einer im Krümmungsscheitel nicht ausreichend weit lateral liegenden Symmetrielinie, so daß das wahre Ausmaß der Oberflächenrotation im Bereich des Rippenbuckels nicht erfaßt wurde. Dies läßt die Hypothese zu, daß die Berechnung der Symmetrielinie bei höhergradigen Deformitäten eine Fehlerquelle darstellt. Es wurden zwei weitere Studien zur Überprüfung der Hypothese durchgeführt, die später beschrieben werden.

Die Anwendung der Rasterstereografie als Alternative zur Röntgendiagnostik ist bei höhergradigen Skoliosen von vergleichsweise geringerer Bedeutung, da hier die Röntgendiagnostik zur Indikation einer Korsettbehandlung oder Operation häufig unumgänglich ist. Die Methode ist hier eine wertvolle Ergänzung zur Röntgendiagnostik. So kann bei der Indikationsstellung zur Korrektur und Fusion einer Skoliose der kosmetische Defekt quantifiziert und objektiv beurteilt werden. Dies ist weder röntgenologisch noch klinisch so differenziert möglich. Insbesondere die Wirbelrotation kann mittels klinisch anwendbarer radiometrischer Methoden nicht genauer als 5-10° bestimmt werden (58, 76). Hier bietet die Rasterstereografie eine genauere und segmentübergreifende Messung. Die klinische Relevanz ist groß, da Rippenbuckel und Lendenwulst das Erscheinungsbild stark beeinträchtigen (60). Wenn ein Patient langfristig trotz der gegebenen Indikation eine operative Therapie ablehnt, können bei weiteren Verlaufskontrollen auch bei höhergradigen Skoliosen Röntgenbilder durch die Rasterstereografie eingespart werden.

## 2.2.2 Ventrale Korrekturspondylodesen

### *Fragestellungen:*

Wie genau und zuverlässig ist die rasterstereografische Rekonstruktion der Wirbelsäulenform bei idiopathischen Skoliosen, die mittels Ventraler Derotationsspondylodese operativ korrigiert und fusioniert wurden?

Stören Implantate die Vermessung der Rückenoberfläche oder die Rekonstruktion der Wirbelsäule?

Erlaubt die Genauigkeit der Methode eine routinemäßige, postoperative Anwendung zur Einsparung von Röntgenbildern und Beurteilung des kosmetischen Ergebnisses während der Verlaufskontrollen?

### *Datenlage:*

Die Rasterstereografie wurde bisher nicht nach Korrekturspondylodesen idiopathischer Skoliosen angewendet. Die Literatur berichtet in wenigen Publikationen über die Anwendung anderer Oberflächenmeßverfahren nach dorsalen Korrekturspondylodesen idiopathischer Skoliosen (89, 90) im Rahmen wissenschaftlicher Studien. Über eine routinemäßige klinische Anwendung der Rückenformanalyse mit anderen Meßverfahren als der Rasterstereografie nach ventralen Korrekturspondylodesen wird weltweit nicht berichtet.

### *Methode:*

Grundsätzlich liegt es nahe, die kosmetischen Veränderungen nach operativen Korrekturen idiopathischer Skoliosen mittels einer Rückenformanalyse zu quantifizieren. Die Operationsnarbe und die Metallimplantate können jedoch die Analyse der Rückenform durch lokale Vorwölbungen oder Vertiefungen stören. Die starken Formveränderungen der dreidimensionalen Wirbelsäulenform durch die Operation folgen nicht den Gesetzmäßigkeiten der natürlichen Deformierungen idiopathischer Skolio-

sen. Ungenauigkeiten oder fehlerhafte Rekonstruktionen der Wirbelsäulenform sind daher denkbar. Es wurde zunächst mit der rasterstereografischen Untersuchung ventral operierter Patienten begonnen, da hier Störungen durch die seitliche Narbe und tief im Körper liegende Implantate nicht zu erwarten waren.

Die Untersuchung stützte sich auf die unter 2.2.1 beschriebene Digitalisierung von a.p. Röntgenbildern und den Vergleich der daraus berechneten Kurven mit denen der Rasterstereografie. Auch hier wurden beide Messungen innerhalb einer Stunde durchgeführt. Die Möglichkeit der Interpolation bei fehlenden Landmarken im Röntgenbild kam hier besonders zum Tragen. Im Instrumentationsbereich sind die Pedikel durch die Implantate oft einseitig, teilweise beidseitig verdeckt. Eine segmentale Bestimmung der Wirbelrotation wäre hier vielfach nicht möglich gewesen.

Es wurden postoperativ Rasterstereografien und digitalisierte Röntgenbilder von 48 Patienten verglichen, deren idiopathische Skoliosen ventral operativ korrigiert und fusioniert wurden. Eine Messung wurde innerhalb der ersten drei Monate durchgeführt, die andere nach etwa zwölf Monaten. Dadurch wurde systematischen Fehlern durch Fehlhaltungen in der Frühphase nach der Operation vorgebeugt. Die Patienten waren im Mittel 17,7 Jahre alt (12-37).

In zehn Fällen wurde eine Ventrale Derotationsspondylodese nach Zielke (VDS) (95, 96, 97) und in 38 Fällen eine Halm-Zielke-Instrumentation (98, 99) durchgeführt. Letztere basiert auf der Zielke-Instrumentation und nutzt dieselben Korrekturprinzipien. Zur Erzielung einer höheren Stabilität der Instrumentation wird jedoch neben dem für die Korrektur notwendigen Gewindestab ein zweiter solider Stab mit fünf oder sechs Millimetern Außendurchmesser benutzt. Beide Stäbe sind auf einer Platte befestigt, welche mittels zweier konvergierender Schrauben am Wirbel lateral fixiert wird (Münsteraner Anteriores Doppelstabsystem, Micomed-Ortho GmbH, Schweiz) (Abb.15). Wesentliche Korrekturprinzipien der VDS sind die Verkürzung der Konvexität der Krümmung und die segmentale Derotation. Dazu ist eine Fixierung der Implantate konvexseitig lateral am Wirbelkörper erforderlich. Die Operation erfordert daher einen lateralen Zugang zur Wirbelsäule. Dies ist im Bereich der Brustwirbelsäule durch eine Thorakotomie oder Doppelthorakotomie, im thorakolumbalen Übergang und an der Lendenwirbelsäule durch eine Thorako-Phreno-Lumbotomie zu

erreichen. Bei einer Doppelthorakotomie wird neben der bei einfacher Thorakotomie erforderlichen Rippenentfernung ein weiterer Intercostalraum eröffnet, um die Implantate besser positionieren zu können. Bei der Thorako-Phreno-Lumbotomie wird neben dem Thorax der Retroperitonealraum eröffnet und das Zwerchfell einseitig abgelöst. Der chirurgische Zugang hinterläßt demnach eine seitliche Operationsnarbe, die dem Verlauf der kaudalen Rippen folgt. Darüber hinaus wird die Thoraxwand auf der Seite der Konvexität der Skoliose verkürzt. Diese Veränderungen der Rumpfform und Rumpfoberfläche können die Formanalyse des Rückens mittels der Rasterstereografie theoretisch beeinflussen. Die segmentale Derotation wird zunächst durch die Entfernung der Bandscheiben und damit Entkopplung der Wirbelkörper gegeneinander ermöglicht (ventrales Release). Die Anordnung der Schrauben oder Platten erfolgt, der Fehlrotation der Wirbel entsprechend, apexnah dorsal und apexfern ventral der Transversalebene. Zieht man die Wirbel dann mit dem Gewindestab zentripetal zusammen, kommt es neben der Verkürzung der Abstände der Wirbel zueinander auch zu einer gegenseitigen Entdrehung der Wirbel, insbesondere im Bereich des am stärksten fehlrotierten Scheitelwirbels, da hier die Implantate am stärksten gegeneinander verdreht liegen. Die Methode zeichnet sich im Vergleich zu dorsalen Korrekturspondylodesen durch eine effektive Korrektur der Wirbelfehlrotation und damit des Rippenbuckels bzw. Lendenwulstes aus. Aufgrund der ebenfalls sehr effektiven Korrektur des Neigungswinkels der Endwirbel sind im Vergleich zu dorsalen Verfahren kürzere Fusionslängen bei gleicher Korrektur des Cobb-Winkels ausreichend (100, 101, 102, 103, 104).

Neben der Halm-Zielke-Instrumentation wurden auch andere Doppelstabimplantate zur ventralen Skoliosekorektur parallel entwickelt, die aber den Gewindestab der VDS nicht nutzen (105, 106, 107). Im Hinblick auf die Übertragung der Meßergebnisse der Rasterstereografie sind die Operationstechniken jedoch als sehr ähnlich einzuschätzen.

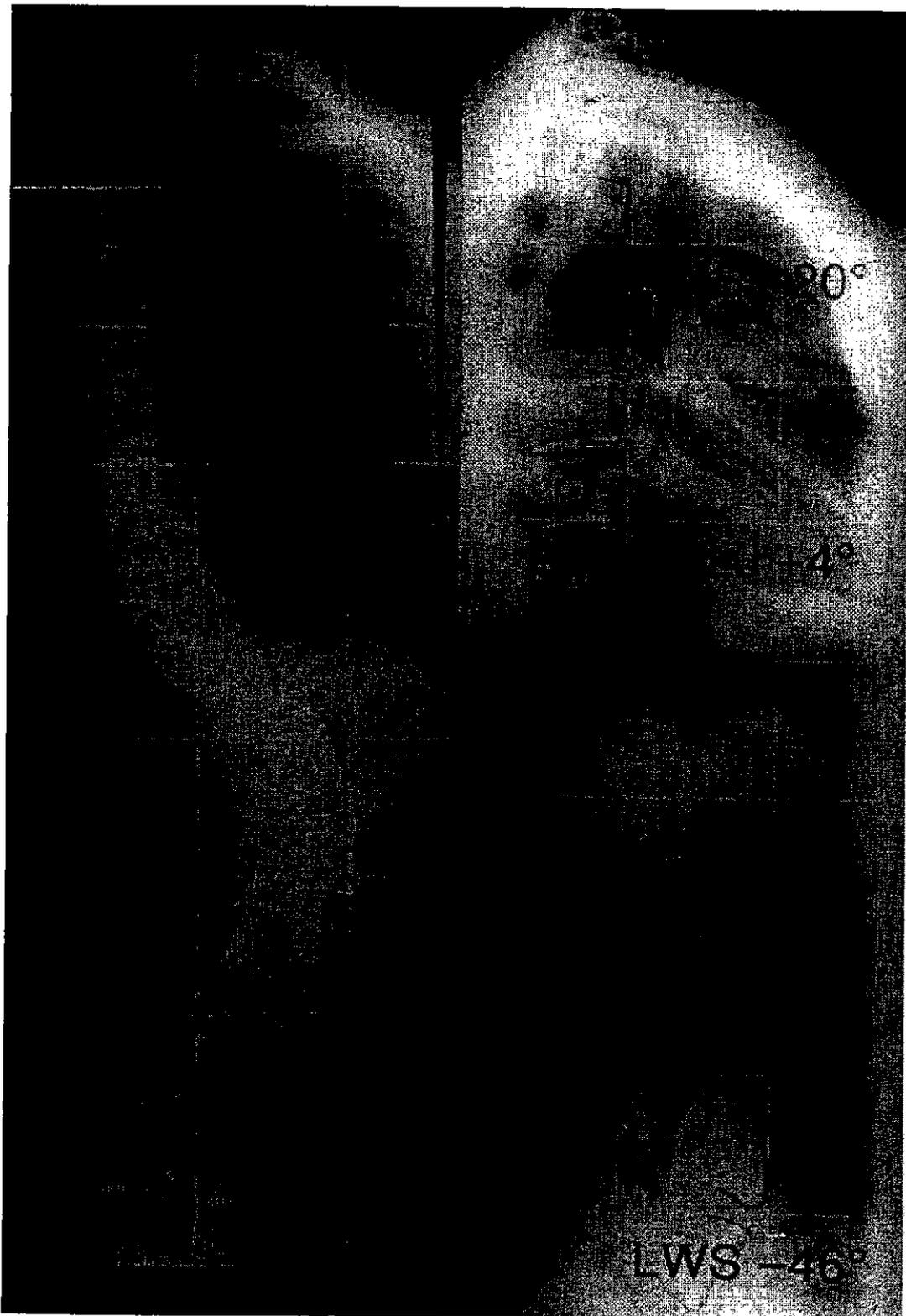
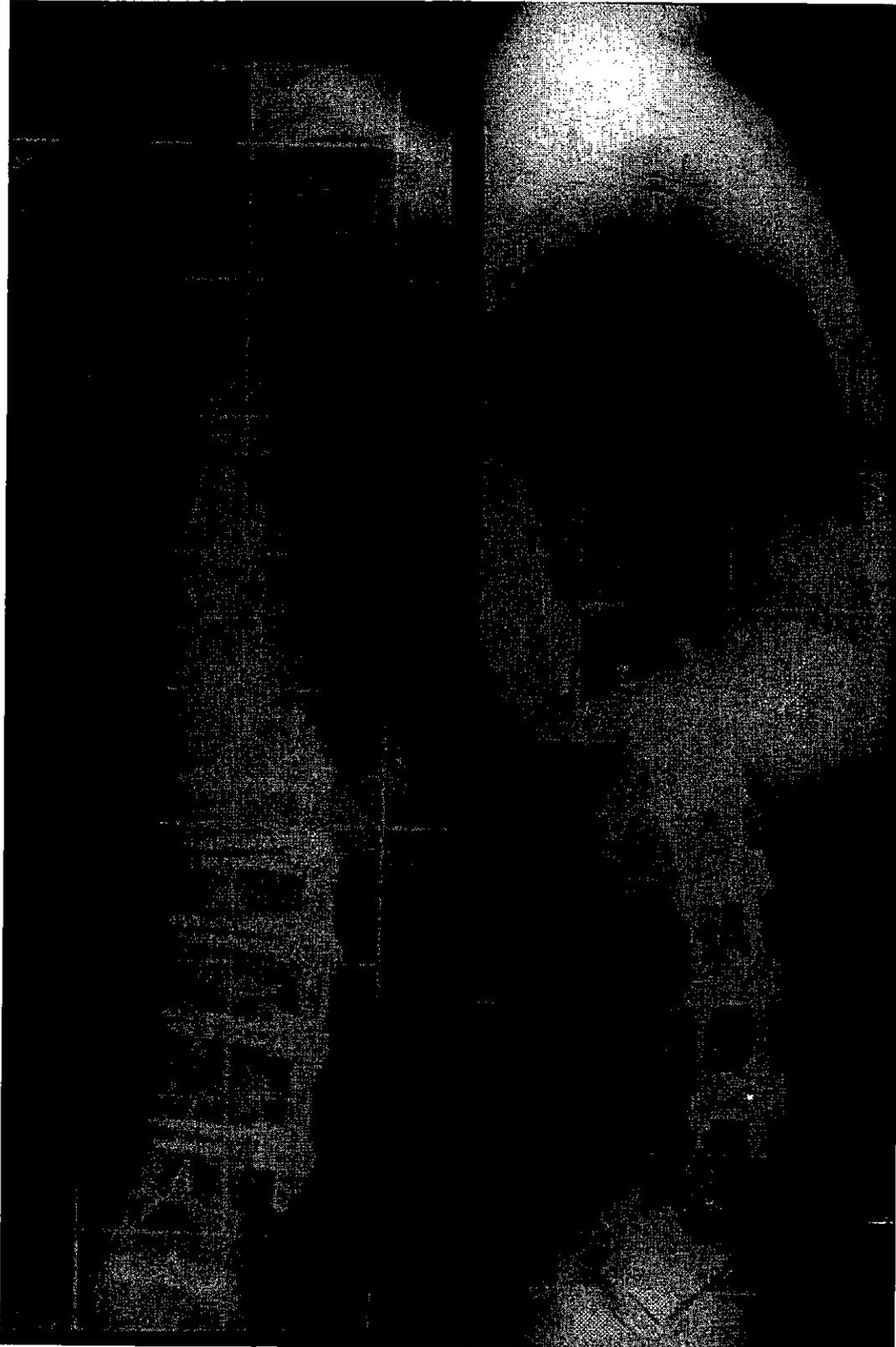


Abbildung 14

Röntgenbilder einer Thorakolumbalskoliose von 50° nach Cobb frontal und lateral



**Abbildung 15**

Die in Abb. 14 gezeigte Patientin nach Halm-Zielke-Instrumentation Th11 bis L3. Im Instrumentationsbereich sind die Pedikel und Wirbeltailen sehr schlecht zu erkennen, wodurch die Rotationsmessung nach Perdrille nahezu unmöglich ist.

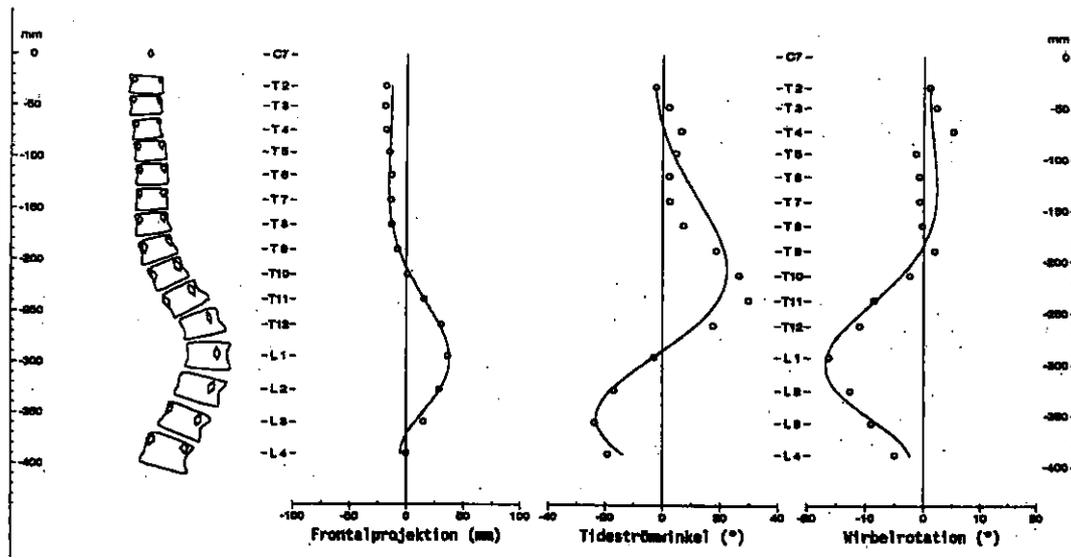


Abbildung 16

Die in Abb. 14 gezeigte Thorakolumbalskoliose nach Digitalisierung des a. p. Röntgenbildes. Links die Darstellung der Wirbel Th 2- L4 in der Frontalebene. Dann von rechts nach links grafische Darstellung der Wirbelseitabweichung, der Wirbelneigung (Tideströmwinkel) und der Wirbelrotation. Die Punkte zeigen die segmentbezogenen Daten, die Kurve zeigt die daraus berechneten segmentübergreifenden Meßwerte. Diese Kurven können mit rasterstereografischen Kurven gut verglichen werden.

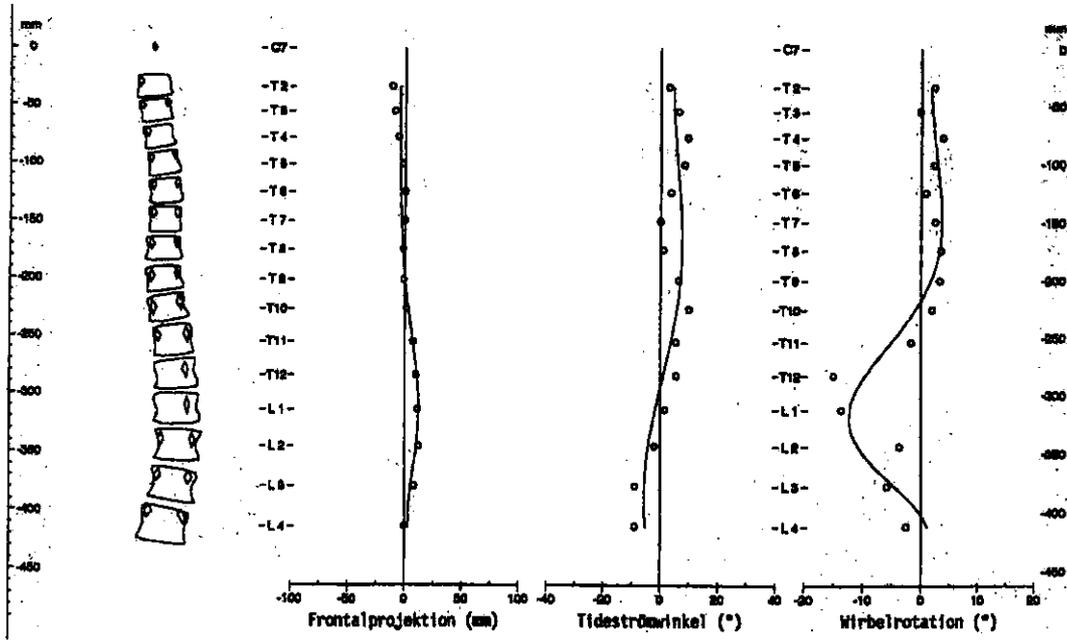


Abbildung 17

Die in Abb. 15 gezeigte Thorakolumbalskoliose nach Halm-Zielke-Instrumentation nach Digitalisierung des a. p. Röntgenbildes. Im Vergleich zur präoperativen Situation reduzierte Seitabweichung in der Frontalprojektion und Derotation im Bereich des Scheitelwirbels L 2 um etwa 40%.

### *Ergebnisse:*

Der Cobb-Winkel der instrumentierten Krümmungen reduzierte sich durchschnittlich von  $57,2^\circ$  (46-88) auf  $17,2^\circ$  (6-34). Die in einem Großteil der Fälle vorhandenen nicht instrumentierten Nebenkrümmungen richteten sich spontan von durchschnittlich  $34,5^\circ$  (16-48) auf  $21,5^\circ$  (7-34) auf. Ein Jahr nach der Operation war ein geringer Korrekturverlust im Bereich der instrumentierten Krümmung festzustellen. Der Cobb-Winkel betrug nach einem Jahr im Durchschnitt  $20,8^\circ$  (9-43). Die erzielte Derotation betrug 42%. Dabei wurde die Differenz der maximalen Links- und Rechtsrotation der Wirbel von  $26^\circ$  (14-32) auf  $15^\circ$  (8-22) korrigiert.

| <b>Anzahl Kurven-<br/>vergleiche</b> | <b>Seitabweichung<br/>rms</b> | <b>Rotation<br/>rms</b> | <b>Rotation mit<br/>Torsionskorrektur<br/>rms</b> |
|--------------------------------------|-------------------------------|-------------------------|---|
| 112                                  | 3,4 mm                        | $4,1^\circ$             | $3,2^\circ$                                       |

Tabelle 2

Mittlere Abweichungen (rms) der rasterstereografisch ermittelten Wirbelseitabweichung und Wirbelrotation bei 48 idiopathischen Skoliosen nach vorderer Korrekturoperation im Vergleich zu digitalisierten Röntgenbildern.

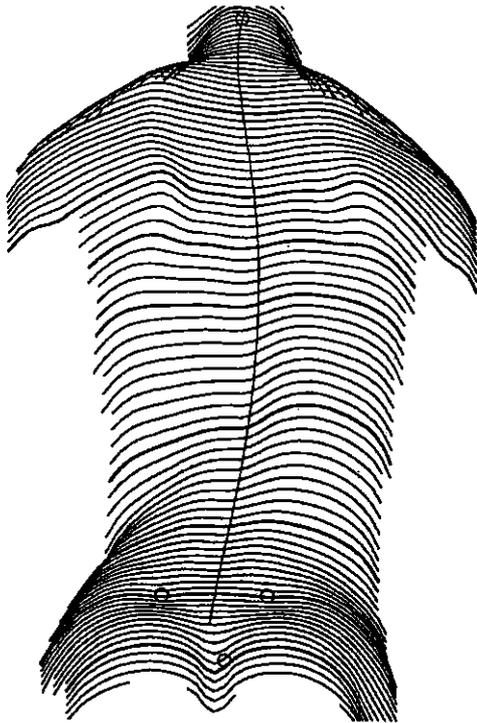


Abbildung 18

Übersichtsdarstellung der Rückenform durch die rasterstereografischen Querprofile der in Abb. 14 gezeigten Thorakolumbalskoliose vor der Operation.

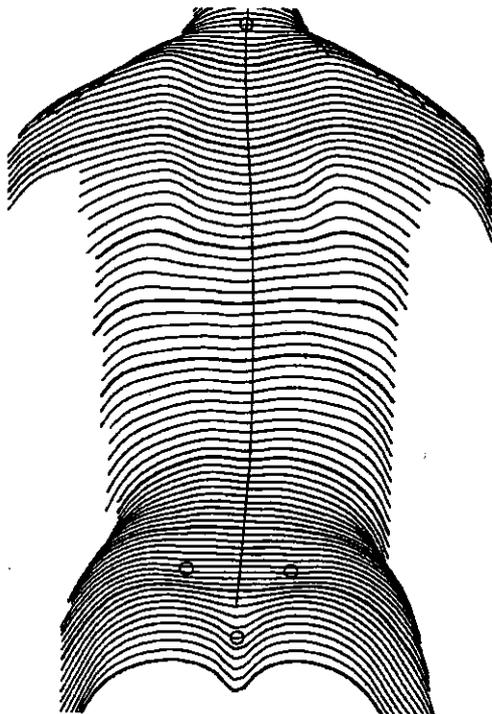


Abbildung 19

Rückenform der in Abb. 15 gezeigten operativ versorgten Skoliose. Im Vergleich zum präoperativen Status bereits in Übersichtsdarstellung Korrektur der Seitabweichung der Lendenwirbelsäule und Korrektur des Lendenwulstes. Im Hinblick auf das kosmetische Erscheinungsbild deutlich reduzierte Rumpfasymmetrie.

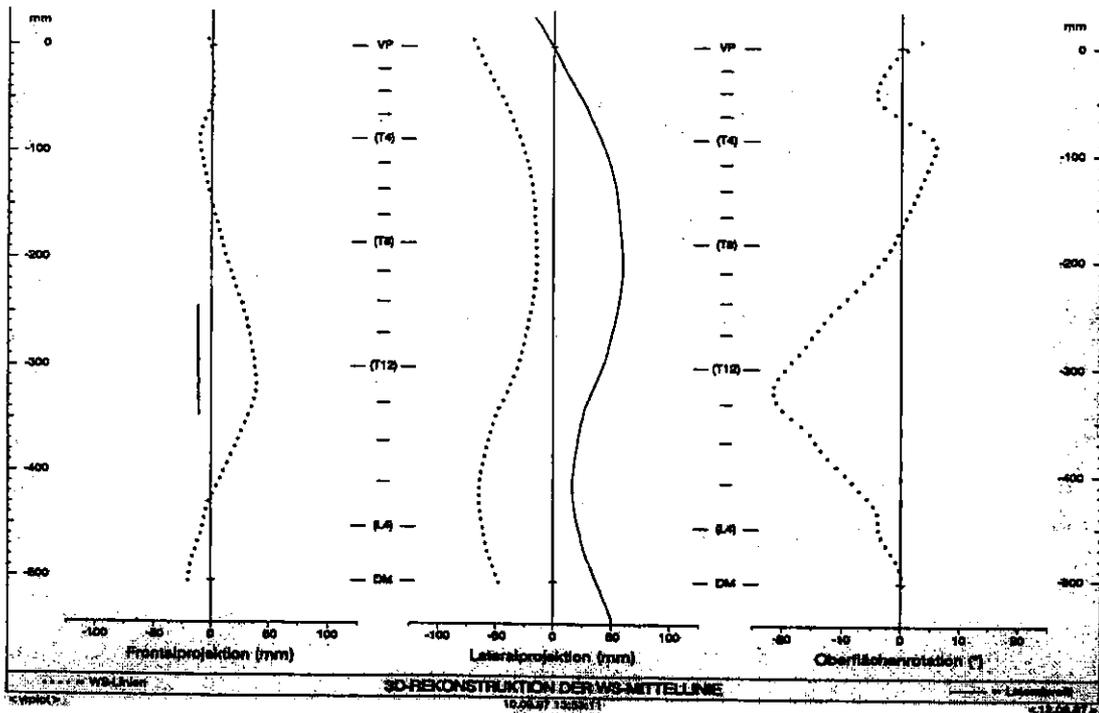


Abbildung 20

Grafische Darstellung der Rasterstereografischen Meßergebnisse der in Abb. 14 gezeigten Skoliose. Der Vergleich zur Abb. 16 zeigt eine qualitative Übereinstimmung der radiometrischen und rasterstereografischen Messungen für die Seitabweichung (links) und die Oberflächen- bzw. Wirbelrotation (rechts).

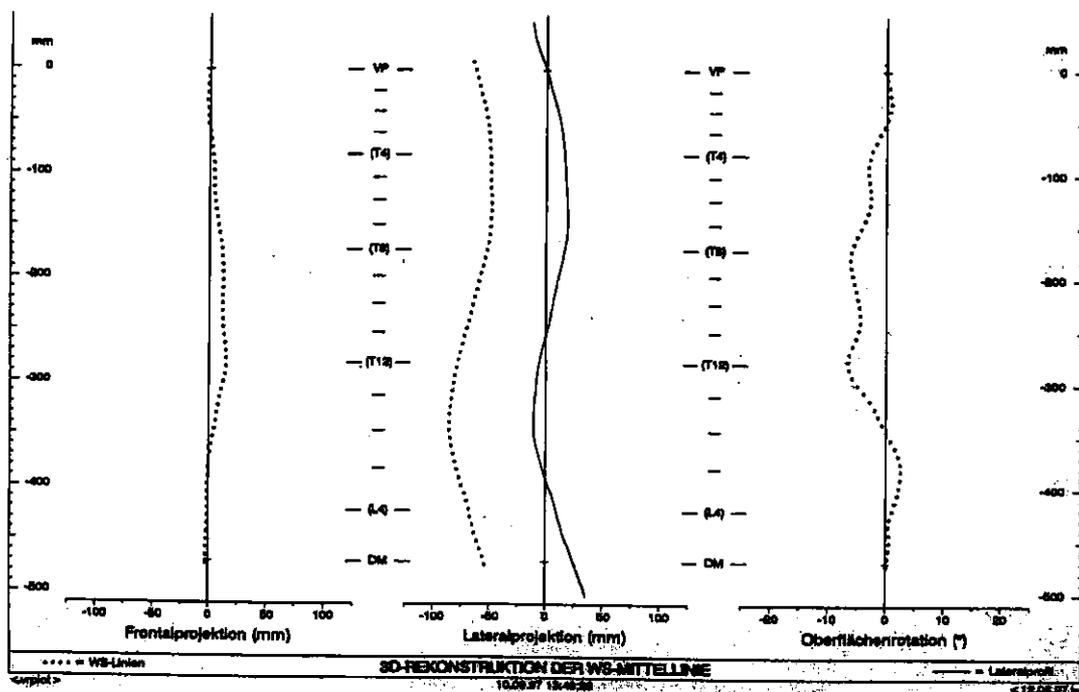


Abbildung 21

Postoperative Darstellung der rasterstereografischen Meßergebnisse der in Abb. 15 gezeigten Skoliose. Hier nur noch geringe Wirbelseitabweichung (links) und Oberflächen- bzw. Wirbelrotation (rechts).

Die Zusammenschau der Abb. 14-21 demonstriert, daß die Rasterstereografie die dreidimensionale Formkorrektur der Wirbelsäule genauer als das Röntgenbild in Abb. 15 veranschaulicht und im Hinblick auf das kosmetische Operationsergebnis zusätzlich die Veränderungen der Rückenform zeigt. Die Aussagekraft der Untersuchungsergebnisse läßt zu, daß ein Teil der Röntgenbilder postoperativ durch die Rasterstereografie ersetzt werden kann. Der Vergleich von Abb. 16 und 17 mit Abb. 20 und 21 zeigt auch postoperativ eine gute Übereinstimmung der radiometrischen und rasterstereografischen Kurven.

#### *Diskussion:*

Den Standard in der Beurteilung des Operationsergebnisses stellt in der Wirbelsäulenchirurgie seit Jahrzehnten die Röntgenuntersuchung im frontalen und lateralen Strahlengang dar. Hier hat sich insbesondere der Cobb-Winkel (67) als das international bekannteste Maß zur Quantifizierung der idiopathischen und anders gearteten Skoliosen durchgesetzt. Das Maß ist anschaulich, sagt jedoch über viele wichtige Charakteristika einer Wirbelsäulendeformität nichts aus. Dennoch wird die Qualität eines Operationsergebnisses von Wirbelsäulenchirurgen neben der Beurteilung des Profils der Wirbelsäule in erster Linie am Cobb-Winkel gemessen. Die Wertigkeit des Cobb-Winkels ist Thema des Kapitels 3.4 und wird dort nochmals diskutiert. Darüber hinaus werden Korrekturen des Rippenbuckels und Lendenwulstes durch die Vermessung mit dem Skoliometer oder mit Hilfe von Fotografien im Stehen oder in Vorneige beurteilt. Objektive und genauere Daten über die Formveränderung des Rumpfes, insbesondere im Hinblick auf die Verbesserung des kosmetischen Erscheinungsbildes, werden selten erhoben und fehlen in nahezu allen Publikationen, die über die ventrale Derotationsspondylodese berichten (100, 101, 102, 103, 104). Selbst über das genaue Ausmaß der erzielten Derotation wird explizit nicht berichtet, obwohl es gerade bei dieser Operationstechnik besonders interessant ist.

Dies ist im Wesentlichen darauf zurückzuführen, daß kein genaues Meßverfahren zur Bestimmung der Wirbelrotation zur Verfügung steht, welches vor und nach der Operation gleichermaßen anwendbar und genau ist. Die Methode nach Perdriolle wird stellenweise angewendet, wie aber bereits erwähnt, sind bei liegenden Metallimplantaten auf den Röntgenbildern die zur Messung erforderlichen Fixpunkte verdeckt, so

daß entweder nicht gemessen werden kann oder der Meßfehler mit  $10^\circ$  oder höher einzuschätzen ist. Gemessen werden sollte im Bereich des Krümmungsscheitels, da hier die Fehlrotation oder erzielte Rotationskorrektur am größten ist. Gerade hier ist aber immer ein liegendes Implantat in Form einer Schraube oder Platte zu erwarten. Die CT kommt als genauere Rotationsmeßmethode nur vereinzelt zur Anwendung, die Strahlenbelastung ist den meisten Arbeitsgruppen offensichtlich zu hoch.

Aus der Sicht des Patienten ist das Erscheinungsbild der Rückenform von entscheidender Bedeutung. Unabhängig vom Cobb-Winkel und dessen Korrektur definiert er den Operationserfolg über eine Korrektur der für ihn an der Körperoberfläche leicht zu sehenden Asymmetrie des Oberkörpers und des Rippenbuckels oder Lendenwulstes.

Der Rückenformanalyse mittels der Rasterstereografie kommt in diesem Zusammenhang eine wesentliche Bedeutung zu. Sie ermöglicht eine objektive Beurteilung des Operationsergebnisses hinsichtlich der Korrektur der Wirbelfehlrotation und der Korrektur der Rumpfasymmetrie. Neben der Seitabweichung der Wirbelsäule, dem Rumpfüberhang und dem Beckenschiefstand ist insbesondere die Oberflächenrotation genau zu messen. Die in dieser Studie festgestellte Genauigkeit der Rasterstereografie ist ebenso hoch wie die bereits früher bei Skoliosen bis  $50^\circ$  Cobb-Winkel festgestellte. Die postoperativ liegenden Implantate oder operationsbedingten unnatürlichen Formveränderungen der Wirbelsäule beeinträchtigen die Meßgenauigkeit der Methode nicht. Die Genauigkeit scheint vor allem vom Ausmaß der Deformierung abzuhängen. Dafür spricht auch der im vorherigen Kapitel festgestellte vergleichsweise höhere Meßfehler der Rasterstereografie bei Skoliose zwischen  $50$  und  $90^\circ$  Cobb-Winkel. Die Rückenformanalyse mit der Rasterstereografie ist also bei Patienten nach vorderer Korrekturoperation einer idiopathischen Skoliose sicher und mit guter Genauigkeit anwendbar. Sie stellt eine wesentliche Ergänzung zur postoperativen Röntgenuntersuchung und klinischen Untersuchung dar, da sie eine bislang nicht zur Verfügung stehende, objektive und umfassende Aussage über die dreidimensionale Formkorrektur der Wirbelsäule und des Rumpfes zuläßt.

Ein zweiter wesentlicher Vorteil der Rasterstereografie bei operativ behandelten Patienten, ist die Möglichkeit auch postoperativ einen Teil der Röntgenbilder einzuspa-

ren. Dazu sollte nach der Operation zunächst eine Röntgenuntersuchung und eine Rasterstereografie erfolgen. Bei klinisch unauffälligem Verlauf und im Vergleich zur Erstuntersuchung unwesentlich verändertem Oberflächenbefund kann auf zwei bis drei der ansonsten erforderlichen fünf bis sechs Röntgenkontrollen in den ersten vier Jahren nach der Operation verzichtet werden.

Die röntgenologische gemessene Korrektur der 48 Skoliosen entspricht bezüglich der Korrektur des Cobb-Winkels und des Korrekturverlustes den Angaben der Literatur zur VDS. Daher wird davon ausgegangen, daß das untersuchte Patientenkollektiv für die VDS oder andere ähnliche ventrale Instrumentationstechniken repräsentativ war. Die Schlußfolgerungen kann auf die korrigierende ventrale Skoliosechirurgie im Allgemeinen übertragen werden.

### **2.2.3 Dorsale Korrekturspondylodesen**

#### *Fragestellungen:*

Wie genau und zuverlässig ist die rasterstereografische Rekonstruktion der Wirbelsäulenform bei idiopathischen Skoliosen, die mittels dorsaler Korrekturspondylodese operativ korrigiert und fusioniert wurden?

Stören dorsal unter der Muskulatur liegende Implantate oder die dorsale Operationsnarbe die Vermessung der Rückenoberfläche und die Rekonstruktion der Wirbelsäulenform?

Erlaubt die erzielbare Genauigkeit eine routinemäßige, postoperative Anwendung zur Beurteilung der kosmetischen Verbesserungen und die Einsparung von Röntgenbildern während der Verlaufskontrollen?

### *Datenlage:*

Die Literatur berichtet in wenigen Publikationen über die Anwendung anderer Oberflächenmeßverfahren nach Harrington- oder CD-Spondylodesen idiopathischer Skoliosen (93, 94) im Rahmen wissenschaftlicher Studien. Über eine routinemäßige klinische Anwendung der Rückenformanalyse mit anderen Meßverfahren als der Rasterstereografie nach ventralen oder dorsalen Korrekturspondylodesen wird aber international bisher nicht berichtet.

### *Methode:*

Nach den guten Erfahrungen mit der rasterstereografischen Untersuchung ventral operierter Patienten wurde etwas später auch begonnen, Patienten vor und nach dorsalen Korrekturspondylodesen rasterstereografisch zu untersuchen. Ziel war es, mindestens 25 Patienten in diesen Teil der Studie einzubeziehen, um festzustellen, ob die Rasterstereografie dabei wesentlich ungenauer mißt, als bei den ventral operierten Patienten.

Die Untersuchung stützte sich ebenfalls auf die unter 2.2.1 beschriebene Digitalisierung von a.p. Röntgenbildern und den Vergleich der daraus berechneten Kurven mit denen der Rasterstereografie. Auch hier wurden beide Messungen innerhalb einer Stunde durchgeführt. Die Möglichkeit der Interpolation bei fehlenden Landmarken im Röntgenbild kam hier ebenfalls zum Tragen. Im Instrumentationsbereich sind die Pedikel durch die Pedikelschrauben oder Pedikelhaken oft völlig verdeckt.

Es wurden Rasterstereografien und digitalisierte Röntgenbilder von 25 Patienten verglichen, deren idiopathische Skoliosen dorsal operativ korrigiert und fusioniert wurden. Eine Messung wurde innerhalb der ersten drei Monate durchgeführt, die andere nach etwa zwölf Monaten. Die Patienten waren im Mittel 16,8 Jahre alt (12-37). Auch hier war eine Höhenanpassung um bis zu 30 mm beim Kurvenvergleich zulässig und die Ergebnisse wurden mit und ohne Rumpftorsionskorrektur bestimmt.

In allen Fällen wurde eine segmentale Korrekturspondylodese unter Verwendung von Pedikelschrauben, Pedikelhaken, Querfortsatzhaken und in einigen Fällen Lami-

nahaken durchgeführt. Das System arbeitet mit zwei sechs Millimeter Stäben. (Münsteraner Posteriores Doppelstabsystem, Micomed-Ortho GmbH, Schweiz). Die wesentlichen Korrekturprinzipien sind Seitabweichung, Distraction und Stabrotation. Zur Erzielung einer höheren Stabilität der Instrumentation werden häufig ein oder zwei Querverbinder montiert.

Die Operation erfordert einen dorso-medianen Zugang zur Wirbelsäule. Der chirurgische Zugang hinterläßt demnach eine Operationsnarbe, die dem Verlauf der Dornfortsätze folgt. Die paravertebrale Muskulatur wird temporär von den Dornfortsätzen abgeschoben. Nachdem alle Schrauben und Haken positioniert sind wird ein dorsales Release durch Resektion der interspinösen Bänder und durch Eröffnung der Facetengelenke durchgeführt. Die Korrektur erfolgt dann durch Krafteinleitung mit den Stäben und speziellen Instrumenten unterstützt durch Lagerung und manuelle Druckapplikation am Brustkorb. Dann werden die Dornfortsätze reseziert und die Wirbelbögen dekortiziert, um langfristig eine solide knöcherne Spondylodese zu erzielen. Die Operationsnarbe, die Resektion der Dornfortsätze und insbesondere die relativ dicht unter der Hautoberfläche liegenden Schrauben und Hakenköpfe können die Formanalyse des Rückens mittels der Rasterstereografie durch Vorwölbungen oder Vertiefungen theoretisch stark beeinflussen.

Die Methode zeichnet sich im Vergleich zu ventralen Derotationspondylodese durch eine mit etwa 50% gute (108, 109) aber etwas geringere Korrektur der Cobb-Winkel aus, jedoch ist mit diesen Verfahren trotz der modernen Implantate nur eine geringe Wirbelderotation von 10-20% und damit eine geringe Korrektur des Rippenbuckels bzw. Lendenwulstes zu erzielen (104, 110). Aufgrund der weniger effektiven Korrektur des Neigungswinkels der Endwirbel sind im Vergleich zu ventralen Verfahren um ein bis zwei Segmente längere Fusionslängen bei gleicher Korrektur des Cobb-Winkels erforderlich (104, 110), obwohl durch die Einführung der Pedikelschrauben im Vergleich zur nur hakengetragenen Instrumentation die Korrekturen verbessert und Fusionslängen verkürzt werden konnten (111, 112). Die dorsale Korrekturspondylodese ist trotz dieser Nachteile unverzichtbar, da nur ein Teil der idiopathischen Skoliosen eine selektive Krümmungskorrektur mit ventralen Verfahren erlaubt. Sie ist aufgrund des einfacheren chirurgischen Zuganges die am häufigsten angewandte Operationsmethode in der chirurgischen Behandlung idiopathischer Skoliosen. Die schlechten Derotationseigenschaften der Methode

schlechten Derotationseigenschaften der Methode werden zunehmend häufiger durch eine dorsale Brustwandplastik kompensiert. Dabei werden bis zu sechs konvexseitige Rippen im Abstand von einigen Zentimetern zur Wirbelsäule um ein bis zwei Zentimeter verkürzt und medialisiert, wodurch die dorsale Prominenz der Brustwand verringert werden kann. Im hier untersuchten Patientenkollektiv wurden neun der 25 Patienten mit einer Brustwandplastik versorgt. Da die Oberflächen- und Wirbelrotation im Bereich der Dornfortsatzlinie gemessen wird, ist ein Einfluß der Brustwandplastik auf die rasterstereografische Rekonstruktion der Wirbelsäule nicht anzunehmen. Eine vergleichende Untersuchung der beiden Patientengruppen wurde daher nicht durchgeführt. Dagegen sprach auch die verhältnismäßig geringe Patientenzahl in diesem Teil der Untersuchung. Der positive Effekt der Thorakoplastik auf die Rückenform ist an der Oberflächenrotationskurve also nicht direkt ablesbar. In der Übersichtsdarstellung der Querprofile jedoch wird die Abflachung des Rippenbuckels deutlich sichtbar und objektiv dokumentiert, insbesondere im Vergleich zu der präoperativen Messung. Dies kann auch an der Bilderfolge (Abb. 22-29) im Ergebnisteil nachvollzogen werden, in der eine Patientin demonstriert wird, die eine Thorakoplastik erhalten hat.

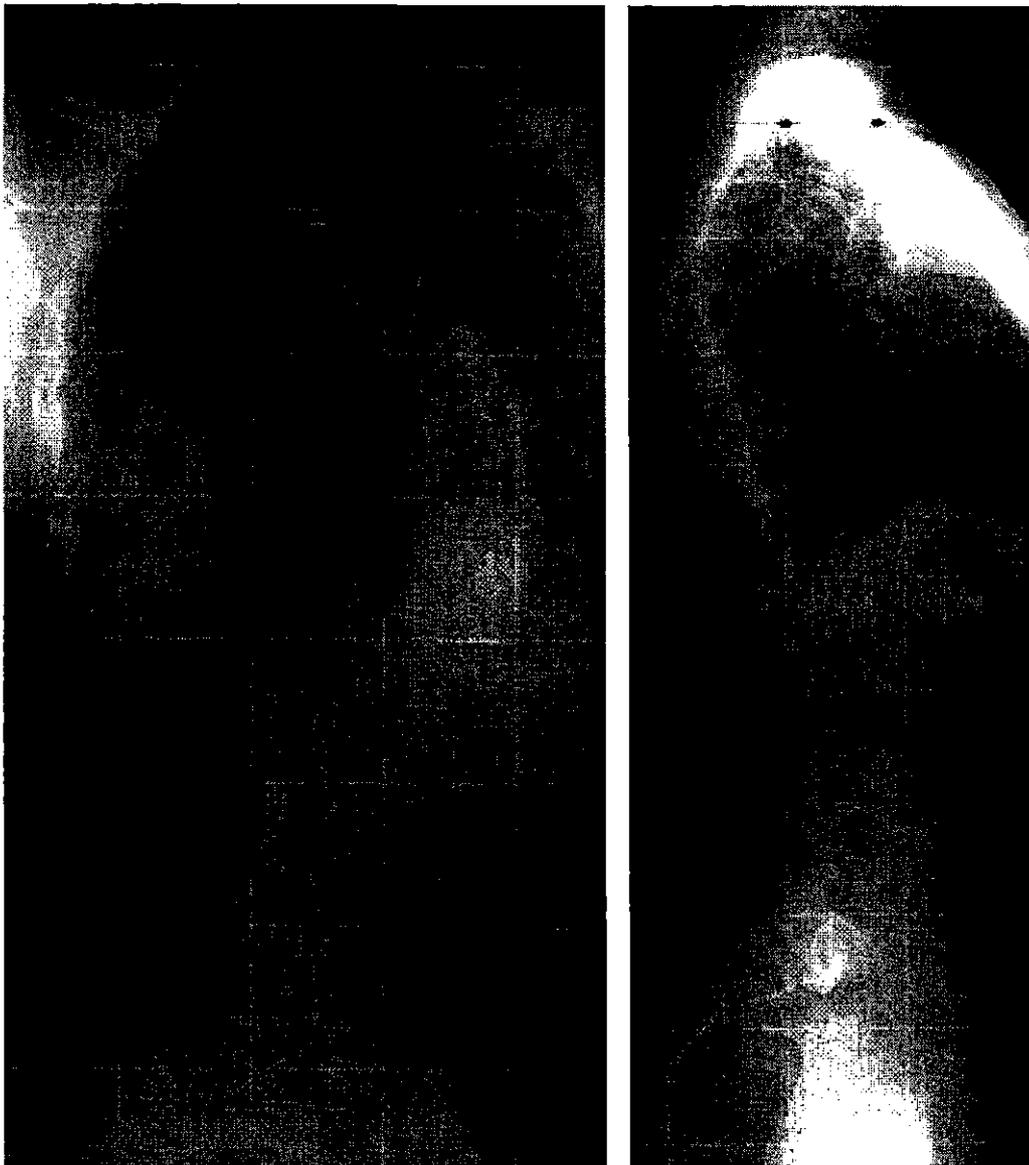
#### *Ergebnisse:*

Der Cobb-Winkel der instrumentierten Krümmungen reduzierte sich durchschnittlich von  $58,8^\circ$  (46-73) auf  $28,3^\circ$  (15-46). Ein Jahr nach der Operation war ein geringer Korrekturverlust im Bereich der instrumentierten Krümmungen festzustellen. Der Cobb-Winkel betrug nach einem Jahr im Durchschnitt  $31,1^\circ$  (16-46). Die erzielte Derotation betrug zunächst 20,1%, nach einem Jahr jedoch nur noch 7%. Dabei wurde die Differenz der maximalen Links- und Rechtsrotation der Wirbel von  $27,3^\circ$  (16-31) auf  $21,8^\circ$  (10-25) korrigiert, stieg aber nach einem Jahr auf  $25,6^\circ$  an.

| <b>Anzahl Kurven-<br/>vergleiche</b> | <b>Seitabweichung<br/>rms</b> | <b>Rotation<br/>rms</b> | <b>Rotation mit<br/>Torsionskorrektur<br/>rms</b> |
|--------------------------------------|-------------------------------|-------------------------|---|
| 76                                   | 4,5 mm                        | 5,2°                    | 4,3   |

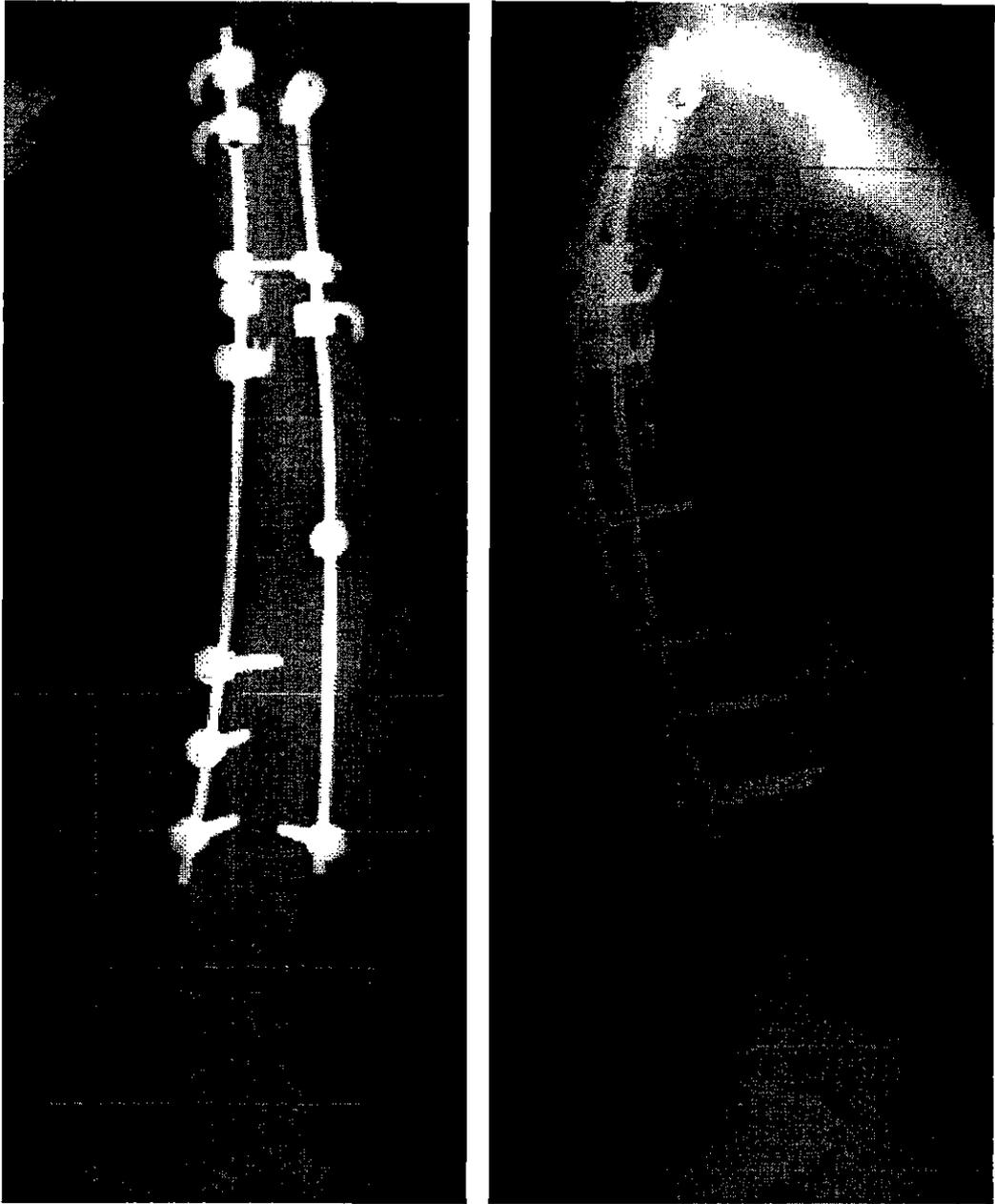
**Tabelle 3**

Mittlere Abweichungen (rms) der rasterstereografisch ermittelten Wirbelseitabweichung und Wirbelrotation bei 25 idiopathischen Skoliosen nach dorsaler Korrekturoperation im Vergleich mit digitalisierten Röntgenbildern.



**Abbildung 22**

Präoperative Röntgenbilder in zwei Ebenen (li. a.p., re. lateral) einer rechtskonvexen Thorakalskoliose von 73° nach Cobb.



**Abbildung 23**

Die in Abb. 22 gezeigte Thorakalskoliose (li. a.p., re. lateral) nach dorsaler Korrekturspondylo-  
dese Th 3 bis L2 und dorsaler Brustwandplastik rechts durch Rippenosteotomien Costa 7  
bis 10.

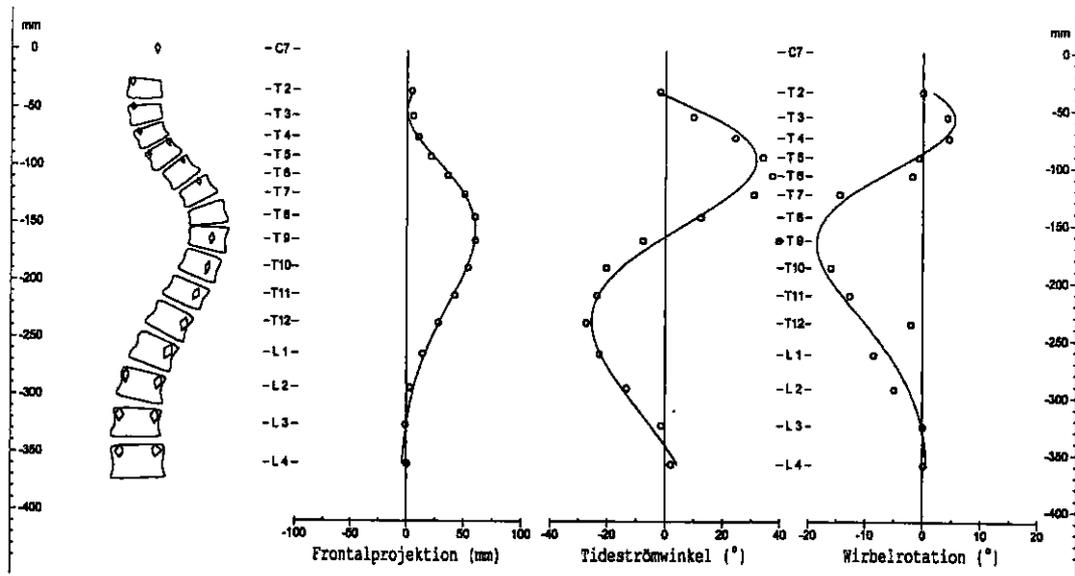


Abbildung 24

Die in Abb. 22 gezeigte Thorakalskoliose nach Digitalisierung des a. p. Röntgenbildes. Links die Darstellung der Wirbel Th2-L4 in der Frontalebene, daneben die grafische Darstellung der Seitabweichung, rechts der Wirbelrotation.

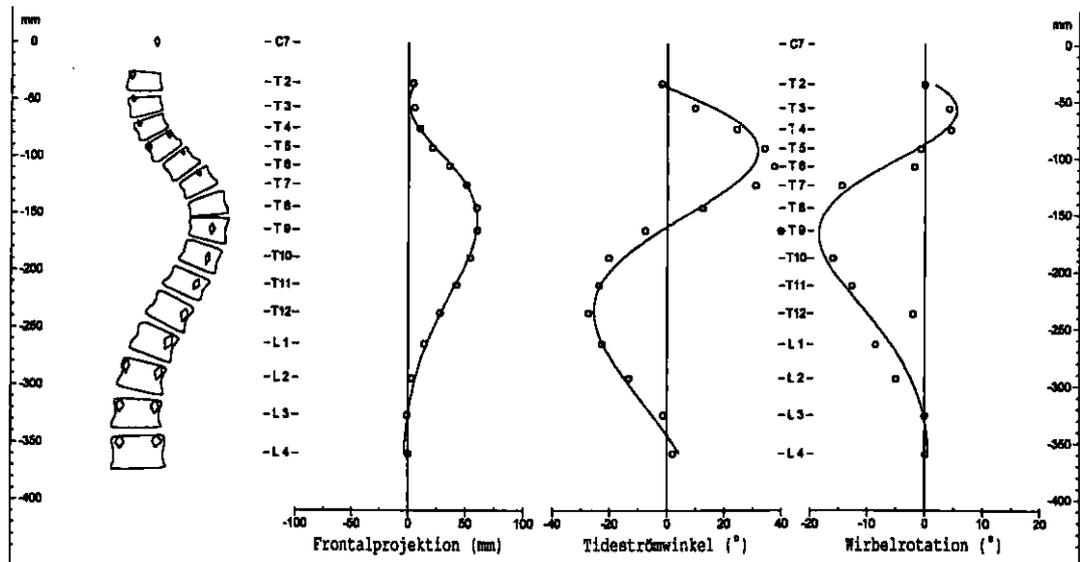
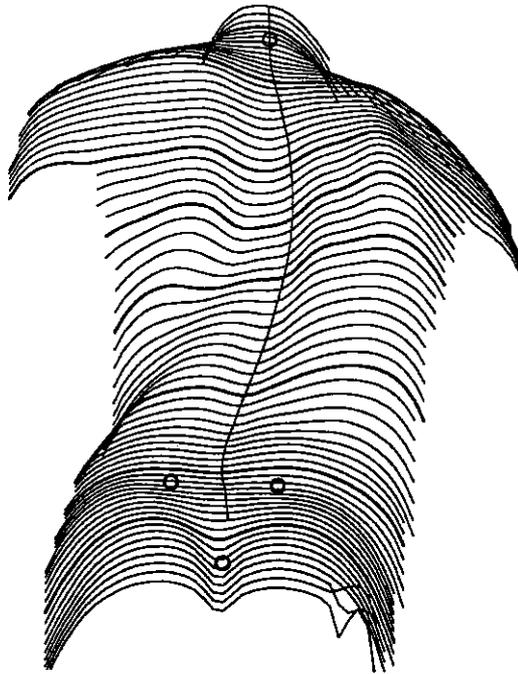


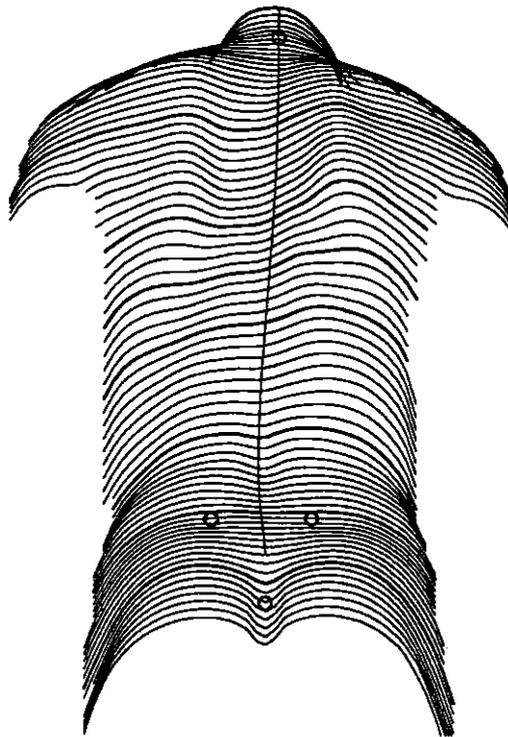
Abbildung 25

Die in Abb. 23 gezeigte Thorakalskoliose nach dorsaler Korrekturspondylodese nach Digitalisierung des a. p. Röntgenbildes. Links die Darstellung der Wirbel Th2-L4, daneben die grafische Darstellung der sehr gut korrigierten Wirbelseitabweichung in der Frontalebene, rechts der Wirbelrotation. Letztere ist vergleichsweise schlecht korrigiert, wie es für die dorsalen Korrekturspondylodesen typisch ist.



**Abbildung 26**

Präoperative Übersichtsdarstellung der rasterstereografischen Querprofile der in Abb. 22 gezeigten Skoliose. Erheblicher kosmetischer Defekt durch Schultertiefstand, rechtsseitigen Rumpfüberhang und rechtsseitigen Rippenbuckel. Im rechten unteren Bildrand Rekonstruktionsfehler des Programmes ohne klinische Bedeutung.



**Abbildung 27**

Postoperative Übersichtsdarstellung der rasterstereografischen Querprofile nach der in Abb. 23 demonstrierten Operation. Trotz der Rippenosteotomien verbleibt ein kosmetischer Restdefekt. Die Seitabweichung und der Schultertiefstand konnten sehr gut korrigiert werden.

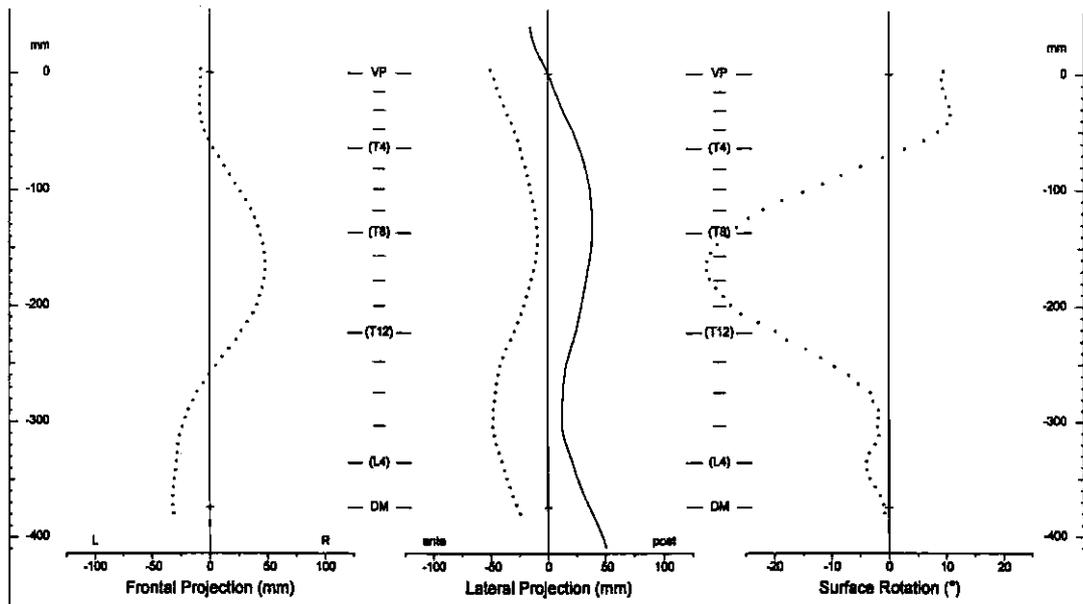


Abbildung 28

Grafische Darstellung der präoperativen rasterstereografischen Meßergebnisse der in Abb. 22 demonstrierten Thorakalskoliose. Links ausgeprägte Wirbelseitabweichung von 75 mm gegenüber dem Kreuzbein und rechts Wirbelrotation von 30°. In der Mitte das weitgehend normale Profil.

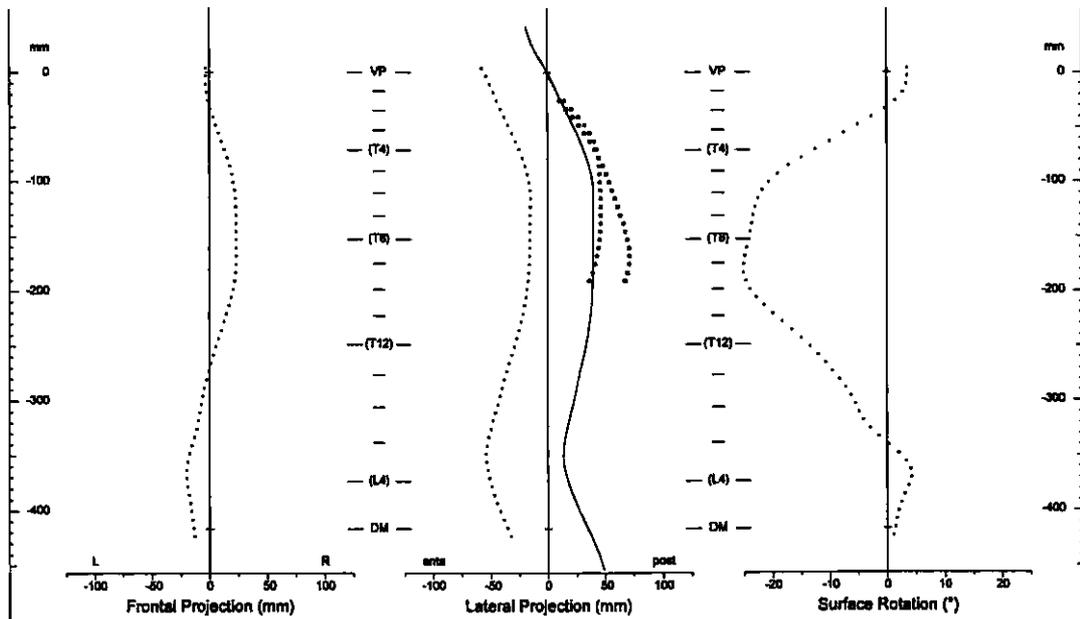


Abbildung 29

Grafische Darstellung der postoperativen rasterstereografischen Meßergebnisse der in Abb. 23 demonstrierten Thorakalskoliose. Reduzierte Wirbelseitabweichung links, normales Profil mittig und für dorsale Korrekturspondyloesen typische unwesentlich reduzierte Wirbelrotation rechts. Die Thorakoplastik spiegelt sich hier nicht wider, da die Oberflächenrotation über den Dornfortsätzen und nicht lateral davon gemessen wird.

### *Diskussion:*

Bezüglich der erzielten Korrekturen des Cobb-Winkels und der Wirbelderotation korrespondieren die Ergebnisse dieser Untersuchung mit den Literaturangaben sehr gut (104, 108, 109, 110, 111, 112). Die Patientengruppe ist somit repräsentativ für die dorsalen Korrekturspondylodesen. Die Ergebnisse sind vor dem Hintergrund der erheblichen Manipulationen im rasterstereografisch zu vermessenden Areal als gut zu bezeichnen. Im Vergleich zu den ventral operierten Patienten und den Deformitäten bis 50° Cobb-Winkel ist die Meßgenauigkeit nur geringfügig schlechter. Im Vergleich zu den hochgradigen Deformitäten über 50° Cobb-Winkel sind die Ergebnisse deutlich besser. Bei den geringen Fehlern ist eine sichere Anwendbarkeit der Methode gewährleistet. Die Ergebnisse sprechen gegen die Annahme, daß durch die dorsale Brustwandplastik relevante Meßungenauigkeiten entstehen. Somit eröffnet die Rasterstereografie auch im Bereich der dorsalen Korrekturspondylodesen die Möglichkeit einer postoperativen objektiven Beurteilung des kosmetischen Ergebnisses und der dreidimensionalen Wirbelsäulenformkorrektur sowie die Reduzierung der während der Nachbeobachtungsphase notwendigen Röntgenaufnahmen. Die wenigen Literaturangaben zu diesem Themenkomplex (93) bieten keine relevanten klinischen oder experimentellen Zusatzinformationen. Es handelt sich um Berichte über Anwendungsversuche des ISIS Scanners. Angaben zur Meßgenauigkeit werden nicht gemacht.

Die Rasterstereografie bestätigte die relativ schlechten Derotationsergebnisse der dorsalen Verfahren. Die Oberflächenderotation und damit Korrektur des Rippenbuckels war gering. Aus klinischer Sicht ist daher die dorsale Rippenbuckelresektionsplastik sehr empfehlenswert, um das kosmetische Ergebnis zu verbessern. Die Effekte dieser Verfahrens finden aber in den grafischen Darstellungen der rasterstereografischen Meßergebnisse keinen Ausdruck, da die Wirbelrotation selbst unbeeinflusst bleibt. In den Übersichtsdarstellungen der Querprofile ist der Effekt jedoch sehr gut zu objektivieren. Um die Meßmöglichkeiten diesbezüglich zu verbessern, ist die Messung der Asymmetrie der Querprofile sinnvoll, bei der auch das Schulterblatt und der Rippenbuckel lateral der Dornfortsatzlinie berücksichtigt werden können. Die Ergebnisse dieser Messungen sind Thema des Kapitel 2.2.5.

## 2.2.4 Ein alternatives Maß zum Cobb-Winkel

### *Fragestellung:*

Läßt sich der Cobb-Winkel mittels der Rasterstereografie mit befriedigender Genauigkeit messen?

Kann der Cobb-Winkel durch ein alternatives, ebenso genaues Maß für die Ausprägung einer idiopathischen Skoliose ersetzt werden, welches sich mittels der Rasterstereografie feststellen läßt?

### *Datenlage:*

Der Cobb-Winkel (67) ist ein weltweit so verbreitetes Maß zur Quantifizierung der Ausprägung von Wirbelsäulendeformitäten in der röntgenologischen Frontalebene, daß alle Skoliologen sich sofort fragen, ob man mit einem neuen, ihnen vorgestellten bildgebenden Verfahren diesen Winkel messen könne. Dies ist demnach auch im Zusammenhang mit der Rasterstereografie eine zentrale Frage. Andererseits muß man sich fragen, ob dieses zweidimensionale Maß nicht überbewertet wird und ob mit heute zur Verfügung stehenden Meßmöglichkeiten eine differenziertere Betrachtungsweise sinnvoll ist.

Der Cobb-Winkel ist als Differenzwinkel zwischen der Deckplattenneigung des kranialen und der Grundplattenneigung des kaudalen Endwirbels definiert. Der Endwirbel ist der am stärksten rechts oder links geneigte Wirbel einer Krümmung. Probleme bei der zeichnerischen Bestimmung des Cobb-Winkels entstehen durch Zeichen-, Interpretations-, und Ablesefehler. Die Literatur bietet keine einheitlichen Angaben über die letztlich zu erreichende Genauigkeit der Methode. Um sie jedoch mit alternativen Meßmethoden zu vergleichen ist es notwendig, die methodische Fehleruntergrenze, also die theoretisch maximal zu erzielende Genauigkeit, abzuschätzen. Darüber hinaus sollte der Cobb-Winkel an alternativen Quantifizierungsmöglichkeiten, die das a. p. Röntgenbild oder die Rückenformanalyse bieten, gemessen werden.

Letztlich stellt sich die Frage, wie genau der Cobb-Winkel anhand der Rückenformanalyse voraussagen ist.

#### *Methode:*

Zur Beantwortung der Fragestellungen erfolgte erneut eine digitale Röntgenbildanalyse nach der Methode von Drerup (87, 88, 89, 90). Eine ausführliche Beschreibung dieses Verfahrens ist im Kapitel 2.2.1 nachzulesen. Für diese Untersuchung wurde auf ein vorhandenes Kollektiv von 256 digitalisierten Röntgenbildern von 44 Patienten mit Skoliosen zwischen  $15^\circ$  und  $55^\circ$  Cobb-Winkel zurückgegriffen. Von jedem Patienten waren fünf oder mehr Aufnahmen im zeitlichen Verlauf vorhanden, so daß sich unter Annahme eines linearen Trends der Cobb-Winkelzunahme die Möglichkeit einer Regressionsanalyse zur Bestimmung der Reproduzierbarkeit der Cobb-Winkelmessung ergab. Die Ergebnisse dieser Untersuchung wurden darüber hinaus an dem im Kapitel 2.2.1 beschriebenen Patientenkollektiv mit höhergradigen Skoliosen überprüft. Die digitale Vermessung ermöglichte, wie bereits zuvor schon erwähnt, die Berechnung der Wirbelneigung (Tideströmwinkel). Diese berechnet sich als Mittelwert der Deck- und Grundplattenneigung. Alle segmentalen Einzelwerte werden dann durch eine frequenzmodulierte Sinuskurve verbunden und geglättet. Die Genauigkeit der Tideströmwinkelmessung nach der Methode von Drerup (89, 90) liegt bei  $1,6^\circ$  mittlerer Kurvenabweichung. Der Cobb-Winkel kann aus der Differenz der Tideströmwinkel der Endwirbel direkt ermittelt werden. Die Neigung bezieht sich bei dieser Messung auf das Lot von C7 nach S1. Von allen Patienten lagen zu allen Zeitpunkten auch Rasterstereografien vor.

Neben dem Cobb-Winkel wurde als weiteres Maß, welches die Ausprägung der Deformität quantifiziert, die seitliche Distanz zwischen dem Mittelpunkt des Scheitelwirbels und der Verbindungslinie vom obersten gemessenen Brustwirbel auf den vierten Lendenwirbel. Diese Maß entspricht der maximalen Scheitelwirbelseitabweichung und wird im Rahmen dieser Untersuchung als Amplitude bezeichnet. Aus dieser läßt sich die relative Seitenauslenkung berechnen. Diese ist definiert als die Amplitude dividiert durch die Länge vom siebten Halswirbel bis zum vierten Lendenwirbel.

Ein weiteres Maß, welches anhand der digitalen Röntgenbildvermessung zur Quantifizierung der Wirbelsäulendeformität berechnet wurde, war der Krümmungswinkel der Wirbelsäulenmittellinie. Er wird bestimmt, indem an die Kurve der Wirbelseitabweichung Tangenten an den Wendepunkten angelegt wurden. Die Wendepunkte entsprechen fast den Positionen der Neutralwirbel. Der Winkel der Tangenten zueinander ähnelt somit dem Cobb-Winkel. Der Cobb-Winkel ist aber kleiner, da die Deck- und Grundplatten nicht senkrecht zur Wirbelsäulenmittellinie stehen.

Ebenso wurde der Zusammenhang der Wirbelrotation und des Cobb-Winkels durch Korrelation untersucht.

Da die Rasterstereografie keine direkten Informationen über die Neigungswinkel der Deck- und Grundplatten liefert, wurde versucht, anhand der Korrelationsanalysen der Krümmungswinkel der Wirbelsäulenmittellinie, der relativen Seitenauslenkung und der Wirbelrotation einen Schätzwert für den Cobb-Winkel zu berechnen. Ziel war es, eine Formel zu entwickeln, die bei guter Vorhersagekraft auch auf vergleichbare rasterstereografische Werte übertragbar ist, denn die genannten röntgenologischen Werte sind problemlos auch rasterstereografischen Kurven zu entnehmen.

#### *Ergebnisse:*

Über alle Patienten ergab sich im Mittel eine Reproduzierbarkeit des radiologischen Cobb-Winkels von  $3,3^\circ$  ( $0,7^\circ - 6,1^\circ$ ).

Die Amplitude zeigte eine Streuung der Meßwerte von  $2,9$  mm ( $0,5$  mm –  $6,7$  mm). Die daraus berechnete relative Seitenauslenkung zeigt eine hohe Korrelation mit dem Cobb-Winkel, obwohl dies aufgrund der Geometrie nicht zu erwarten gewesen wäre. Der Korrelationskoeffizient betrug  $R^2=0,897$ . Die Vorhersagegenauigkeit des Cobb-Winkels mit der relativen Seitenauslenkung beträgt  $3,4^\circ$ . Für höhergradige Skoliosen zwischen  $45^\circ$  und  $90^\circ$  beträgt die Vorhersagegenauigkeit  $3,6^\circ$ . Der Korrelationskoeffizient mit dem Cobb-Winkel beträgt für dieses Kollektiv sogar  $R^2=0,93$ .

Die Streuung der Winkel der Wirbelsäulenmittellinie entspricht mit  $3,3^\circ$  ( $0,7^\circ - 6,3^\circ$ ) der des Cobb-Winkels. Der Cobb-Winkel war um  $17,6\%$  geringer als der Winkel der

Wirbelsäulenmittellinie. Die Korrelation beider Winkel ist mit einem Korrelationskoeffizienten von  $R^2=0,89$  hoch. Daraus berechnet sich für die Vorhersage des Cobb-Winkels aus dem Winkel der Wirbelsäulenmittellinie eine Genauigkeit von  $2,9^\circ$ .

Die Korrelation der Wirbelrotation und des Cobb-Winkels ist mit einem Koeffizienten von  $R^2=0,57$  geringer. Die Vorhersagegenauigkeit für den Cobb-Winkel ist daher mit einer Streuung von  $6,6^\circ$  unbefriedigend. Der Cobb-Winkel entspricht etwa den 1,7-fachen Wert der Differenz zwischen der maximalen Links- und Rechtsrotation.

Die Zusammenschau der Korrelationsanalysen führte zu einer Formel, die anhand der digitalen Röntgendaten ohne Kenntnis der Wirbelneigungen eine Abschätzung des Cobb-Winkels mit einer Genauigkeit von  $3,5^\circ$  erlaubt:

***Cobb-Winkel =***

$$\frac{\text{Krümmungswinkel} \times 0,82 + \text{relative Seitenauslenkung} \times 3,84 + \text{Wirbelrotation} \times 1,69}{3}$$

Die Anwendung der Formel auf rasterstereografische Daten führte zu einer Vorhersagegenauigkeit für den Cobb-Winkel von  $5,5^\circ$ . Eine genauere Abschätzung ist unter Berücksichtigung der Ergebnisse dieses Teils der Studie auch mit anderen methodischen Ansätzen mit hoher Wahrscheinlichkeit nicht zu erzielen.

***Diskussion:***

Eine Alternative zum Cobb-Winkel stellt die relative Seitenauslenkung dar. Sie ist einfacher als der Cobb-Winkel zu bestimmen. Man zeichnet eine Linie vom siebten Halswirbel zum vierten Lendenwirbel und mißt den Abstand der beiden Punkte (Y). Dann mißt man den Abstand des Scheitelwirbelmittelpunktes zu dieser Linie ( $X_1$ ). Bei doppelbogigen Skoliosen werden beide Scheitel ( $X_1+X_2$ ) vermessen und addiert. Das Maß ist dimensionslos. Winkelmessungen sind nicht erforderlich.

$$\text{Relative Seitenauslenkung} = \frac{X_1 + X_2}{Y}$$

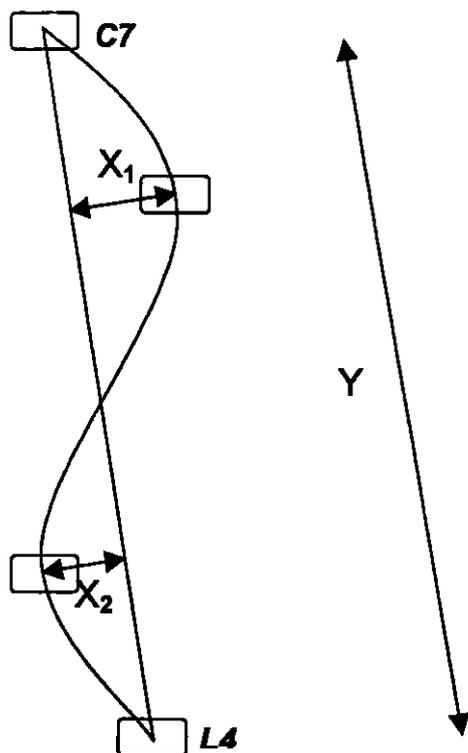


Abbildung 30

Bestimmung der relativen Seitenauslenkung als Alternative zum Cobb-Winkel

Der Cobb-Winkel kann dann ebenfalls leicht berechnet werden, indem der resultierende Wert mit 3,84 multipliziert wird:

$$\text{Cobb-Winkel} = 3,84 \times \text{relative Seitenauslenkung}$$

Die Abschätzung des Cobb-Winkels mit der Rasterstereografie erscheint unter Berücksichtigung der relative hohen Streuung von  $5,5^\circ$  nur bedingt sinnvoll. Das Ergebnis verdeutlicht, daß die Rückenformanalyse keinen Formparameter bietet, der in einem sicheren Kausalzusammenhang mit der Neigung der Wirbel steht. Die klinische Bedeutung des Cobb-Winkels resultiert im Wesentlichen aus der großen Verbreitung dieser Meßgröße. Der Cobb-Winkel ist bezüglich Aussagekraft und Fehleranfälligkeit aus biomechanischer Sicht alternativen Meßgrößen nicht überlegen. Das Maß der relativen Seitenauslenkung der rasterstereografisch rekonstruierten Wirbelsäule stellt beispielsweise eine Alternative für geringe und auch höhergradige

Skoliosen dar. Die Ergebnisse sollten dazu führen, diese Größe zusätzlich zur absoluten Seitenauslenkung in die Ergebnisauflistung der Rasterstereografie aufzunehmen. Richtwerte, aus denen sich analog zum Cobb-Winkel klinische Konsequenzen ergeben, müssen definiert werden. Aus der durchgeführten Analyse läßt sich ableiten, daß eine röntgenologische relative Seitenauslenkung von fünf einem Cobb-Winkel von  $20^\circ$  entspricht. Bei der Übertragung auf die rasterstereografische relative Seitenauslenkung ist jedoch mit einem Fehler von fünf bis sechs Grad zu rechnen. In der Verlaufsbeobachtung relativiert sich dieses Problem jedoch. Dann ist nicht die Vorhersagekraft bezüglich des Cobb-Winkels entscheidend, sondern die Reproduzierbarkeit der Messung und die Frage, ob sich der Cobb-Winkel klinisch relevant vergrößert hat. Diese Veränderung zeigte sich bei der Betrachtung der Verlaufsufnahmen gut. Einer Zunahme des Cobb-Winkels um fünf Grad entspricht einer Zunahme der röntgenologischen relativen Seitabweichung um zwei. Die Übertragung der Ergebnisse auf die rasterstereografische relative Seitabweichung ist gut möglich, da die Reproduzierbarkeit hier ähnlich hoch einzuschätzen ist, wie bei der Röntgenuntersuchung. Der Wert der Rasterstereografie und Rückenformanalyse generell besteht letztlich jedoch nicht in einer Bestimmung des Cobb-Winkels ohne Röntgenbild. Vielmehr sollte den Vorteilen, die im Kapitel 2 ausgeführt sind, Beachtung geschenkt werden.

### **2.2.5 Quantifizierungsversuch des kosmetischen Defektes**

#### *Fragestellung:*

Ist es möglich durch ein rasterstereografisches Maß im Sinne eines Asymmetrieindex den kosmetischen Defekt des Rückens zu quantifizieren?

#### *Datenlage:*

Eine skoliotische Deformität der Wirbelsäule führt immer zu einer Störung der Symmetrie der Rückenform in Bezug auf die Medianlinie. Bei einem Gesunden ist die Rückenform in aufrechter Haltung weitgehend symmetrisch. Die Asymmetrie bringt eine Beeinträchtigung des kosmetischen Erscheinungsbildes mit sich. Dies hat

insbesondere dann klinische Bedeutung, wenn moderate Skoliosen keine weiteren Symptome wie Schmerzen oder Bewegungseinschränkungen, verursachen. Im Rahmen der Formanalyse des Rückens bei Skoliosen liegt daher der Wunsch nahe, die Asymmetrie oder den kosmetischen Defekt in einem einzigen Maß als Index zu quantifizieren. Die Frage, die sich im Rahmen dieser Überlegungen stellt, ist, ob bestimmte Daten der rasterstereografischen Messung diesen Anforderungen bereits gerecht werden oder ob die Definition eines neuartigen Maßes erforderlich wird. Dies ist mathematisch aufwendig. Zunächst wurde daher untersucht, ob vorhandene Daten der Rasterstereografie geeignet sind.

Die Asymmetrie der rasterstereografischen Querprofile, die die Rückenform beschreiben, läßt sich, bezogen auf Skoliosen, in mehrere voneinander unabhängige Komponenten zerlegen:

1. Laterale Verschiebung der Querprofile gegeneinander
2. Rotation der Querprofile gegeneinander
3. Asymmetrie der Querprofile selbst

Bei einer Skoliose kommen in der Regel alle drei Komponenten vor. Im Hinblick auf die Frage nach einem aussagekräftigen Parameter ohne die mathematisch komplexere Kombination mehrerer Parameter erscheint die Asymmetrie der Querprofile selbst als am geeignetsten. Diese steht bei der rasterstereografischen Messung zur Verfügung, da anhand dieser die Lage der Symmetrielinie bestimmt wird. Die Linie verbindet dabei alle Punkte miteinander, die die einzelnen Querprofile in zwei Hälften geringster Asymmetrie teilen. Die Berechnung der Symmetrielinie ist von der Position des Patienten unabhängig, da nur die Profilkrümmungen berücksichtigt werden. Aus den Asymmetriepunkten läßt sich als Mittelwert eine Gesamtasymmetrie aller Querprofile berechnen. Diese wird als Profilasymmetrie bezeichnet. Sie beinhaltet nicht, wie eingangs erwähnt, die Verschiebung und Verdrehung der Profile gegeneinander und ist daher nur ein Maß für einen Teil der Gesamtasymmetrie. Um Einflüsse der Patientengröße zu vermeiden, wird die Profilasymmetrie auf die Patientengröße bezogen.

### *Methode:*

Um die klinische Aussagekraft der Profilasymmetrie zu überprüfen, wurde diese mit rasterstereografischen und röntgenologischen Parametern korreliert, die die Ausprägung einer Skoliose nach bisherigem Verständnis eindeutig definieren. Daten von 550 Rasterstereografien und digitalisierten Röntgenbildern von 186 Patienten mit idiopathischen Skoliosen zwischen 20° und 88° wurden für die Korrelationsanalyse herangezogen.

### *Ergebnisse:*

| <b>Parameter</b>                           | <b>Korrelationskoeffizient R<sup>2</sup></b> |
|--|--|
| Cobb-Winkel                                | 0,38   |
| Wirbelrotation (röntgenologisch)           | 0,36   |
| Oberflächenrotation (rasterstereografisch) | 0,44   |
| Höhendifferenz Scapulae                    | 0,47   |

Tabelle 4

Alle Korrelationen der Profilasymmetrie mit rasterstereografischen und röntgenologische Parametern, die den Ausprägungsgrad einer Skoliose definieren, waren mit Werten unter  $R^2=0,5$  zwar signifikant, aber im Hinblick auf eine klinische Relevanz zu schwach.

Die Reproduzierbarkeit der Profilasymmetrie konnte anhand von 55 Patienten, die drei bis fünf Röntgenverlaufskontrollen erhalten hatten, abgeschätzt werden. Die Streuung lag bei 10%.

### *Diskussion:*

Einen klinisch oder mittels technischer Untersuchungen ermittelbaren kosmetischen Index gibt es bisher nicht. Basierend auf der heute unbedeutenden Moiré-Topografie wurde nur von Suzuki et al. (16, 17) ein Wert definiert, der verschiedene Formparameter subsummiert. Die geringe Anzahl an Arbeiten zu diesem Thema ist verwunderlich, da dem kosmetischen Erscheinungsbild im Rahmen der Behandlung idiopathischer Skoliosen zunehmend mehr Bedeutung beigemessen wird (64).

Die Ergebnisse zeigen, daß es nicht möglich ist, einen sicheren Zusammenhang zwischen dem Cobb-Winkel oder anderen Parametern, die die Ausprägung einer Skoliose eindeutig definieren, und der Profilasymmetrie herzustellen, obwohl dies nach klinischem Verständnis nahegelegen hätte. Ursache dafür ist die Tatsache, daß die Asymmetriekomponenten Seitabweichung und Rotation nicht berücksichtigt wurden. Es ist schlußzufolgern, daß ein mathematisch aufwendigerer Wert zu definieren ist, der alle Komponenten der Asymmetrie berücksichtigt. Eine Möglichkeit, dies zu berechnen besteht darin, die Rückenoberfläche links und rechts der Medianlinie im Sinne eines Spiegelbildes möglichst gut zur Deckung zu bringen und das dazwischen liegende Volumen als Maß für die Gesamtasymmetrie zu bestimmen. Dies erfordert in Zukunft weitergehende Entwicklungsarbeit, da die Aufstellung von objektiven Kriterien für den Vergleich von Bild und Spiegelbild und die sinnvolle Abgrenzung der Randbereiche kein triviales Problem ist.

Die Ergebnisse lassen aber auch den Schluß zu, daß die Profilasymmetrie eine von den übrigen Parametern unabhängige Messgröße zur Beschreibung des Erscheinungsbildes darstellt und zusätzliche Informationen liefert. Es ist denkbar, daß das kosmetische Erscheinungsbild und die Asymmetrie der Rückenform von etablierten Maßen zur Quantifizierung einer Skoliose nicht direkt abhängig ist. Es ist bekannt, daß das äußere Erscheinungsbild von Skoliosen mit gleichem Cobb-Winkel sehr unterschiedlich sein kann. Doppelbogige Skoliosen sind beispielsweise kosmetisch weniger auffällig als einbogige, da sich die Deformierungen der Krümmungen kompensieren. Um dies zu belegen, ist jedoch eine weitere Untersuchung erforderlich, die die Profilasymmetrie mit dem von Ärzten und Laien bewerteten kosmetischen Erscheinungsbild korreliert. Diese Untersuchung ist mit Problemen bei der standardisierten Bewertung der Kosmetik behaftet. Die Entwicklung eines Kosmetischen Index mit der Spiegelbildmethode ist aussichtsreicher. Die relativ schwache Korrelation der isolierten Profilasymmetrie legt nahe, daß das Ausmaß der Seitabweichung und der Rotation der Querprofile gegeneinander bei der Quantifizierung der Kosmetik aber doch berücksichtigt werden sollte, was bei der Spiegelbildmethode automatisch der Fall wäre.

### **3. Experimentelle Untersuchungen zur Rasterstereografie**

#### **3.1 Lagekontrolle der Symmetrielinie**

##### *Fragestellung:*

Wie genau ist die Symmetrielinie als Modell für die Dornfortsätze?

Gibt es systematische Fehler und sind diese bei höhergradigen Skoliosen stärker?

##### *Datenlage:*

Wie im Kapitel 1.1 beschrieben, stellt die Symmetrielinie einen Zwischenschritt bei der dreidimensionalen Rekonstruktion der Wirbelsäulenform mit der Rasterstereografie dar. Sie ist die Verbindungslinie aller Symmetriepunkte, welche die einzelnen Querprofile in zwei Teile geringster Asymmetrie teilen und liegt beim Gesunden über den Dornfortsätzen in der Medianlinie und sollte im Idealfall auch bei Deformitäten über den Dornfortsätzen verlaufen. Bei der Berechnung der Symmetrielinie bei Wirbelsäulendeformitäten sind drei spezielle Probleme zu berücksichtigen:

- Die Symmetrielinie ist keine exakte Invariante (von der Position des Patienten unabhängige Größe, siehe Seite 13), da die Querprofile auf verschiedene Achsen bezogen werden können, beispielsweise auf die Körperlängsachse oder die Schwerelinie.
- Da die Symmetriepunkte der einzelnen Querprofile unabhängig voneinander bestimmt werden, ist die Verbindungslinie dieser Punkte, also die Symmetrielinie, verrauscht (nicht glatt).
- Für die Berechnung der Asymmetriefunktion werden lateral des betrachteten Oberflächenpunktes gleichlange Teilstücke des Querprofils herangezogen. Bei höhergradigen Deformitäten können wegen der starken Deformierungen teilweise

nur kurze Profilstücke berücksichtigt werden. Der Bereich, in dem die Symmetrielinie verlaufen kann, beschränkt sich dann ebenfalls auf diese enge Zone.

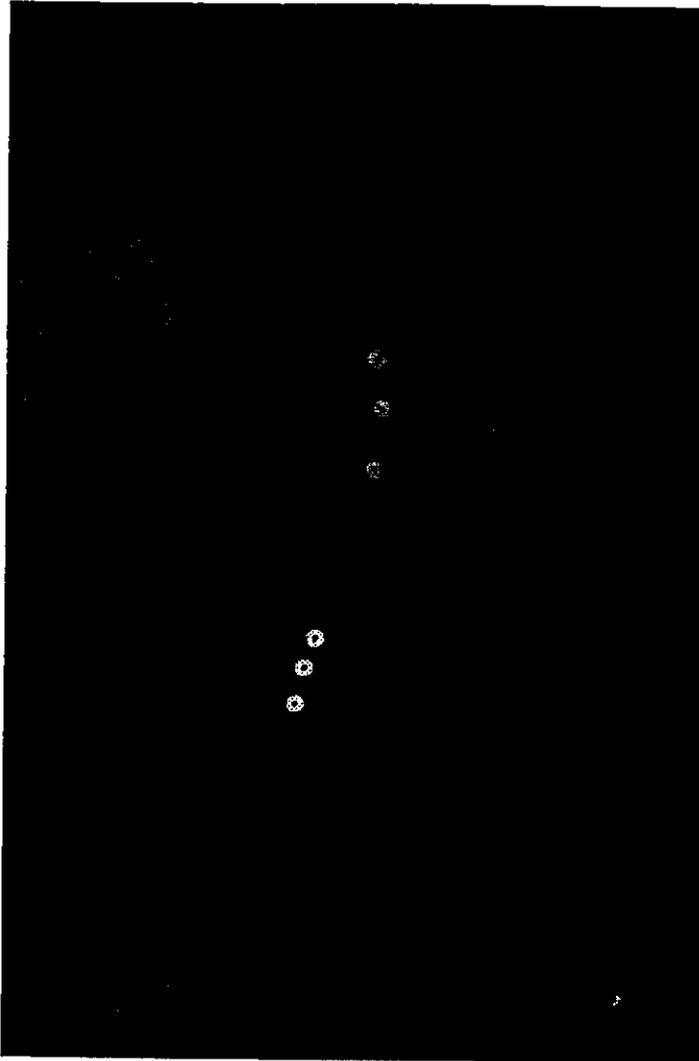
Ein Teil dieser Probleme wird bei der aktuellen Version der Rasterstereografie durch die Berechnung einer frequenzmodulierten Sinuskurve gelöst. Dabei wird anstelle der verrauschten Verbindungslinie der einzelnen Symmetriepunkte eine geglättete Kurve bestimmt, die der auch in vivo harmonischen Dornfortsatzlinie ähnlicher ist. Daß skoliotische Formen mittels einer frequenzmodulierten Sinuskurve sehr genau zu beschreiben sind, konnte im Rahmen der Entwicklung der im Kapitel 2.2.1 beschriebenen Methode nach Drerup zur Digitalisierung von Wirbelsäulenröntgenbildern festgestellt werden. Hier zeigte sich, daß sich mit einem mittleren Fehler für die Seitabweichung von 0,95 mm nahezu alle Skolioseformen bis zu einem Cobb-Winkel von  $50^\circ$  beschreiben lassen (70, 71, 113, 114). Es ist möglich, daß der Anwender Vorschläge für die Lage der Kurvenapices in das Computerprogramm eingibt. Dies dient vor allem der Vermeidung offensichtlicher, grober Kurvenfehlverläufe bei untypischen Deformitäten, die das mathematische Minimum der Asymmetrie bei unrealistischen Formen der Symmetrielinie aufweisen.

Auf der Symmetrielinie wird die Oberflächenrotation bestimmt, welche bei korrekter Lage über dem Dornfortsatz der Wirbelrotation entsprechen sollte. Die Lage der Symmetrielinie hat dadurch großen Einfluß auf die weitere dreidimensionale Rekonstruktion der Wirbelsäulenform. Es ist zu klären, ob bereits bei der Bestimmung der Symmetrielinie Verbesserungen möglich sind, um die Rekonstruktion der Wirbelsäulenform zuverlässiger und genauer zu machen. Durch eine Untersuchung von Hierholzer (47) an 25 Patienten mit Skoliosen zwischen  $20^\circ$  und  $50^\circ$  Cobb-Winkel, bei der die Dornfortsätze palpirt und markiert wurden, konnte die grundsätzliche Richtigkeit des aktuell angewandten Konzeptes für mittelgradige Deformitäten bestätigt werden. Die mittlere Seitabweichung der Symmetrielinie betrug jedoch selbst bei diesen mittelgradigen Deformitäten 4,9 mm. Der Palpationsfehler kann einen Teil dieser Ungenauigkeit bedingt haben. Eine Überprüfung an einem größeren Patientenkollektiv mit höhergradigen Skoliosen war jedoch im Hinblick auf systematische Fehler der Lage der Symmetrielinie bei höhergradigen Deformitäten erforderlich.

### *Methode:*

Da sich die Dornfortsätze bei einem großen Teil der Skoliosepatienten leicht tasten und markieren lassen, wurde die Fragestellung mittels eines Vergleiches der Lage der berechneten Symmetrie und der palpatorisch festgestellten Lage der Dornfortsätze überprüft. Der technische Aufwand ist relativ gering. Zur statistischen Kompensation der Palpationsungenauigkeiten sollte das untersuchte Patientenkollektiv jedoch möglichst groß sein. Das verwendete Rasterstereografiergerät wurde zum Zwecke der Studie mit einer automatischen Erkennung für lichtreflektierende Klebmarken ausgerüstet. Die Lokalisation der Marken erfolgte zeitgleich mit der normalen rasterstereografischen Datenregistrierung. Die Markierung der Dornfortsätze erfolgte mittels runder, lichtreflektierender ringförmiger Klebmarken von zehn Millimeter Durchmesser mit 5-Millimeter Loch. Die Ringform erlaubte ein relativ genaues Platzieren der Marken um einen Markierungspunkt, da dieser während des Klebens sichtbar blieb. Nach sorgfältiger Palpation und Markierung der prominentesten Stelle mit einem Stift erfolgte das Aufkleben der Marker im Bereich der Apices der Haupt- und Nebenkrümmungen. Dabei wurden der Scheitelwirbel und der kranial und kaudal angrenzende Wirbel markiert (Abb. 31). Technische Hilfsmittel zur Optimierung der Palpation haben sich in Vorversuchen nicht bewährt. Die Literatur bietet diesbezüglich keine hilfreichen Angaben.

94 Patienten mit idiopathische Skoliosen mit Cobb-Winkeln von  $20^\circ$  bis  $82^\circ$  wurden in die Untersuchung eingeschlossen. Insgesamt wurden 482 Marker registriert. Die Position der Marker wurde auf dem Computerdisplay in der Übersichtsdarstellung der Querprofile neben der Symmetrielinie visualisiert. Dadurch bestand die Möglichkeit, die Symmetrielinie den Markern durch eine interaktive Apexkorrektur durch den Anwender anzunähern. Die Übereinstimmung der markierten Dornfortsätze mit der Symmetrielinie wurde durch Berechnung der mittleren quadratischen Abweichung der lateralen Abweichung in der Frontalebene quantifiziert. Die Marker wurden bei jedem Patienten mit drei auf unterschiedliche Weise berechneten Symmetrielinien verglichen:



**Abbildung 31**

**Markierung der Dornfortsätze im Bereich der Krümmungsscheitel der Skoliose mit ringförmigen lichtreflektierenden Klebmarken.**

- 1. Die Symmetrielinie wurde durch interaktive Apexvorgaben so modifiziert, daß ein realistischer Verlauf bei gleichzeitig bester Annäherung an die Marken erzielt wurde.**
- 2. Die Symmetrielinie wurde bei ausgeblendeten Marken durch interaktive Apexvorgabe so modifiziert, daß ein realistischer Verlauf erzielt wurde. Dabei findet die automatisch gekennzeichnete Lumbalrinne Berücksichtigung. Dies entspricht der klinischen Routinesituation.**
- 3. Die Symmetrielinie wurde nur bei offensichtlichen Lagefehlern durch interaktive Apexvorgabe korrigiert (2 von 94 Kurven).**

Die Frage, ob das Ausmaß der Deformität Einfluß auf die Abweichung der Symmetrielinie von der Dornfortsatzlinie hat, wurde durch Korrelationsanalysen bearbeitet. Da der Cobb-Winkel wegen teilweise nicht erforderlicher Röntgenbilder nicht bei allen Patienten bekannt war, wurde anstelle dessen die maximale Seitabweichung der Symmetrielinie mit der mittleren quadratischen Abweichung von den Markern korreliert.

*Ergebnisse:*

| <b>Methode</b> | <b>rms</b> | <b>Mittlere Abweichung</b> | <b>Range</b>  |
|----------------|------------|----------------------------|---------------|
| 1              | 5,2 mm     | +1,3 mm                    | 0,9 – 14,0 mm |
| 2              | 5,9 mm     | +0,8 mm                    | 0,6 – 12,8 mm |
| 3              | 7,3 mm     | +7,3 mm                    | 1,0 – 22,8 mm |

Tabelle 5

Mittlere quadratische Abweichung (rms), mittlere Abweichungen und Range der mittleren Abweichung der jeweiligen Symmetrielinien der Methoden eins bis drei von den Markern. Das positive Vorzeichen zeigt eine mittlere Abweichung der Symmetrielinie von den Markern nach medial an. Eine laterale Abweichung hätte ein negatives Vorzeichen.

Die mittlere quadratische Abweichung ist als Maß für die Abweichung der gesamten Kurve zu verstehen. Bei der mittleren Abweichung werden die Abweichungen vorzeichenbehaftet gemittelt, wobei Abweichungen nach medial positiv und nach lateral negativ eingehen. Damit können systematische Abweichungen, z.B. Über- oder Unterschätzungen der Wirbelseitabweichung, am Vorzeichen erkannt werden. Das Vorzeichen war im Mittel zwar positiv (leicht Unterschätzung der Seitabweichung), die Abweichungen sind jedoch absolut gesehen sehr gering. Das heißt, die Abweichung der Symmetrielinie von den Dornfortsätzen war bezüglich der Richtung nicht systematisch, was als Meßfehler von großer Relevanz gewesen wäre. Die besten Ergebnisse wurden mit der Berechnung der Symmetrielinie nach Methode 2 erzielt, was der klinischen Routineanwendung entspricht.

Die Korrelation des Ausmaßes der Deformität und der Abweichung der Symmetrielinie von den Marken war mit  $R^2=0,23$  schwach. Das heißt, daß die Genauigkeit der Symmetrielinie als Modell für die Dornfortsatzlinie ist bei höhergradigen Deformitäten nicht systematisch geringer ist.

#### *Diskussion:*

Die Ergebnisse legen zunächst nahe, in der klinischen Routineanwendung die Lage der Symmetrielinie nach Methode zwei zu berechnen, soweit eine gewisse Erfahrung mit dem System vorhanden ist. Eine routinemäßige Markierung der Dornfortsätze ist klinisch nicht wünschenswert und im Hinblick auf die Ergebnisse auch nicht zu empfehlen. Bei der ausschließlich automatischen Lagebestimmung ist die Genauigkeit weniger gut. Dennoch wurde die technische Vorraussetzung der Belichtung und Registrierung von ringförmigen Klebemarken in die Serienproduktion übernommen, um bei Grenzfällen die Dornfortsätze markieren zu können.

Die Ergebnisse decken sich mit denen der vorausgegangenen Studie von Hierholzer (47). In Zusammenschau mit der schwachen Korrelation der Abweichung von den Markern und der Ausprägung der Deformität ist festzustellen, daß der aktuell zur Anwendung kommende mathematische Algorithmus für geringer und höhergradige Deformitäten grundsätzlich zuverlässig ist. Bei vollautomatischer Auswertung ohne interaktive Korrektur nach Methode drei findet man bei höhergradigen Deformitäten teilweise eine rasterstereografische Unterschätzung der Seitabweichung der Dornfortsatzlinie und dadurch auch der gesamten Deformität. Bei den Methoden eins und zwei mit interaktiver Korrektur findet man im Mittel etwa gleich häufig nach medial und lateral von den Markern abweichende Symmetrielinie. Andernfalls wäre bei der Berechnung der mittleren Abweichung ein deutlich positiver oder negativer Wert zu erwarten gewesen. Dieser war im Mittel jedoch etwa ein Millimeter.

Obwohl die ermittelte Genauigkeit der Lage der Symmetrielinie bei mittelgradigen Deformitäten den klinischen Anforderungen genügt, stellt sich die Frage, ob Verbesserungen der Berechnung der Symmetrielinie möglich sind. Zu diskutieren sind zwei einfach umzusetzende Verbesserungen. Da die bisher auf ein Segment beschränkte Apexvorgabe durch den Anwender die Lage der Symmetrielinie verbessern konnte,

liegt es nahe, die Vorgabe von zwei oder drei Stützpunkten für die Linie zu ermöglichen. Eine weitere Verbesserungsmöglichkeit stützt sich auf die Beobachtung, daß die Klebmarken im Lumbalbereich stets in einer anatomischen Rinne lagen. Diese konkaven Krümmungsmaxima der Querprofile werden bisher nicht rechnerisch berücksichtigt. Sie sollten in den Berechnungsalgorithmus integriert werden.

Abschließend sei auch die Möglichkeit erwähnt, die zu wissenschaftlichen Zwecken installierte automatische Registrierung von lichtreflektierenden Klebmarken in der klinischen Anwendung zu nutzen. Technisch war das Verfahren sehr zuverlässig. Ein großer Vorteil der Rasterstereografie besteht jedoch in der vollständig automatisierten Messung, da sie für den Patienten und Anwender sehr komfortabel und zeitsparend ist. Bei problematischen und offensichtlich ungenauen Lagen der Symmetrielinie wären die Reflexmarken hilfreich. Durch einen erfahrenen Anwender sind diese Fehllagen jedoch auch mit der Apexvorgabe schnell und sicher zu korrigieren. Dagegen spricht auch die Tatsache, daß grobe Fehllagen selten sind andererseits aber bei geringen Fehllagen die Ungenauigkeit der Palpation der Dornfortsätze keine durchgreifende Verbesserungen der Genauigkeit mittels Reflexmarken erwarten läßt.

### **3.2 Rekonstruktionskontrolle mittels Kernspintomografie**

*Fragestellung:*

Wie genau ist die rasterstereografische Rekonstruktion der Wirbelsäulenform?

Liegen systematische Fehler der Form der rasterstereografisch rekonstruierten Wirbelsäulenform vor ?

Sind die Fehler vom Ausprägungsgrad der Skoliose abhängig?

Ist die Kernspintomografie zur Kontrolle der Genauigkeit der Rasterstereografie ebenso gut geeignet, wie digitalisierte Röntgenbilder?

### *Datenlage:*

Trotz der sehr guten Erfahrungen mit den Vergleichen rasterstereografischer und röntgenologischer Kurven war eine Überprüfung der rasterstereografisch rekonstruierten Wirbelsäulenform mittels eines schichtbildgebenden Verfahrens interessant. Insbesondere die Lage der Symmetrielinie in Relation zu den Dornfortsätzen und die Übereinstimmung der rasterstereografisch und kernspintomografisch lokalisierten Mittelpunkte der Wirbelkörper waren hier von Interesse. Neben den statistischen Meßfehlern waren bei zunehmender Deformierung der Wirbelsäule systematische Fehler zu vermuten, deren Qualität sich aber zwischen den häufigeren statistischen Fehlern in den Voruntersuchungen anhand der digitalisierten Röntgenbilder nicht herauskristallisierte. Während der klinischen Anwendung hatte sich der Eindruck ergeben, daß die Symmetrielinie bei höhergradigen Skoliosen nicht weit genug lateral lag und dadurch bedingt die Oberflächen- und Wirbelrotation zu gering berechnet wurde. Natürlich würde sich aus einem solchen Fehler auch eine Unterschätzung der Wirbelseitabweichung ergeben.

### *Methode:*

Die Computer Tomografie kam für diese Studie nicht in Frage, da die Strahlenbelastung der Skoliosepatienten, die zur Operation geplant waren und in diesen Teil der Studie einbezogen wurden, durch die stattgehabte und bevorstehende Röntgendiagnostik hoch war. Es blieb somit nur die Möglichkeit, Kernspintomografien anzufertigen. Das zentrale Problem, welches sich hieraus ergab, war die Vergleichbarkeit der Körperlage oder Haltung der Patienten während der Untersuchungen. Die Kernspintomografie ist bisher nur im Liegen möglich. Weltweit sind nur einige Tomografen betriebsfähig, die eine Untersuchung im Stehen erlauben. Grundsätzlich wäre eine Meßmöglichkeit in Aberdeen/Schottland gegeben gewesen. In Aberdeen werden jedoch nur wenige Patienten mit idiopathischen Skoliosen behandelt. Ein Transport von Patienten und deren Eltern von Münster nach Aberdeen war zu aufwendig. Die Aufnahmequalität der Tomografien wäre sehr gut gewesen und hätte einen Vergleich mit Rasterstereografien zugelassen. Wir entschieden uns daher für einen Vergleich von Rasterstereografien und Kernspintomografien, die in Bauchlage durchgeführt wurden. Eine im Kernspintomografen übliche Messung in Rückenlage

kam nicht in Frage, da diese die Rückenform stark beeinflußt hätte. In Bauchlage waren geringere Formveränderungen des Rückens zu erwarten. Im Vergleich zur stehenden Position waren Abweichungen jedoch nicht vollständig zu vermeiden, was einen methodische Kompromiß darstellt. Unter der Voraussetzung einer vergleichbaren Lagerung der Patienten und einer zeitlichen Nähe der beiden Untersuchungen waren aber Aussagen über die Richtigkeit der rasterstereografischen Rekonstruktion möglich, so daß wir uns für diese Studiendesign entschieden. Aufgrund der methodischen Kompromisse wurde die Zahl der in die Studie eingeschlossenen Patienten zunächst auf 26 beschränkt. Weitere Untersuchungen sollten nicht vor einer Zwischenauswertung erfolgen. Die Patienten hatten idiopathische Skoliosen mit einem mittleren Cobb-Winkel von  $61^\circ$  ( $26^\circ$ - $116^\circ$ ) und waren im Durchschnitt 17 Jahre (13-36) Jahre alt.

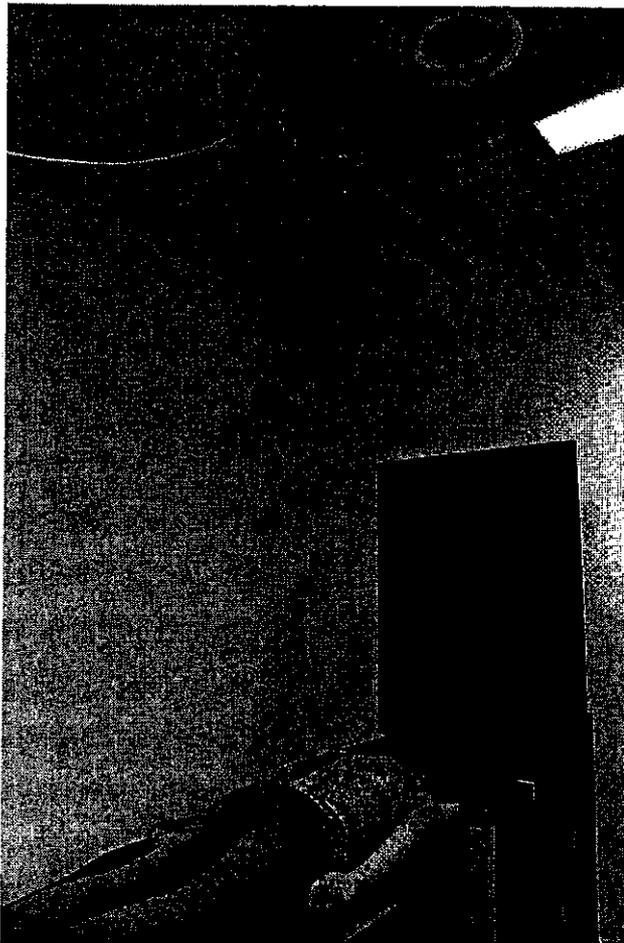


Abbildung 32

Rasterstereografie in Bauchlage zum Vergleich mit der Kernspintomografie. Die Lagerung der Patientin entspricht exakt der im Kernspintomografen.

Es gab keine Erfahrungen mit rasterstereografischen Messungen in Bauchlage. Das Gerät mußte unter der Zimmerdecke in einem Abstand von zwei Metern oder mehr zur Rückenoberfläche befestigt werden. Dies ließ sich technisch in einem entsprechend hohen Raum realisieren (Abb. 32).

Generell war die Frage, wie eine zufriedenstellende Reproduzierbarkeit der Lagerung der Patienten zu erreichen war. Nur dann war ein Vergleich der Rasterstereografie und der Kernspintomografie sinnvoll. Diesbezüglich gab es in der Literatur Angaben, die in Bauchlage eine schlechtere Reproduzierbarkeit der Körperhaltung beschrieben (115). Wesentliche Voraussetzung für eine reproduzierbare und vergleichbare Körperform war also die exakt gleiche Lagerung im Tomografen und bei der Rasterstereografie. Die Form des Tisches im Tomografen war maßgebend. Dementsprechend wurde eine dieser Tischform exakt gleichende Holzplattform als Patientenliege für die Rasterstereografie in Bauchlagerung angefertigt (Abb. 33).

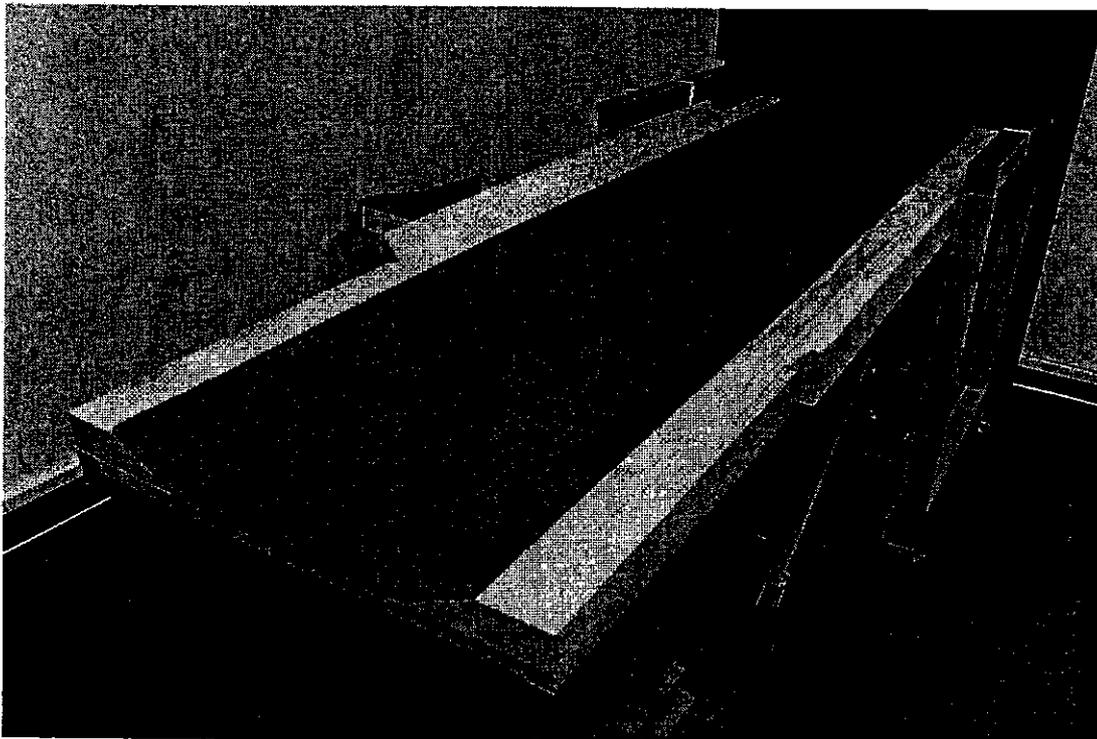


Abbildung 33

Patientenliege zur Durchführung der Rasterstereografie im Vergleich mit der Kernspintomografie. Die Form entspricht exakt der des Tisches im Kernspintomografen, um eine optimale Vergleichbarkeit der Patientenlagerung zu erreichen.

Die kernspintomografische Untersuchung der Patienten in Bauchlage erforderte die Verwendung einer gesonderten Spule, die im Normalfall auf dem Rücken der Patienten liegt. Um dadurch bedingte Formveränderungen des Rückens zu vermeiden wurde die Spule mit Hilfe einer nicht magnetischen Plexiglasbrücke frei schwebend über dem Rücken der Patienten gelagert. Die Plexiglasbrücke konnte der Körperform der Patienten in Breite und Höhe angepaßt werden, so daß sich keine Einflüsse auf die Rückenform durch seitlichen Druck ergaben (Abb. 34). Wir entschieden uns nach einigen Vorversuchen, die Patienten auf einem Becken- und einem Stirnkissen zu lagern und die Arme an den Oberkörper anzulegen (Abb. 35). Unter diesen Voraussetzungen war die Reproduzierbarkeit der Lagerung gewährleistet und zudem die Rückenform der im Stehen sehr ähnlich. Im Rahmen der Vorversuche erfolgten zunächst vergleichende Rasterstereografien im Stehen und im Liegen. Es zeigte sich, daß die individuelle Qualität der Rückenform in Bauchlage nicht verändert war. Lediglich die Quantität der Seitabweichung und der Oberflächenrotation nahm geringfügig ab.

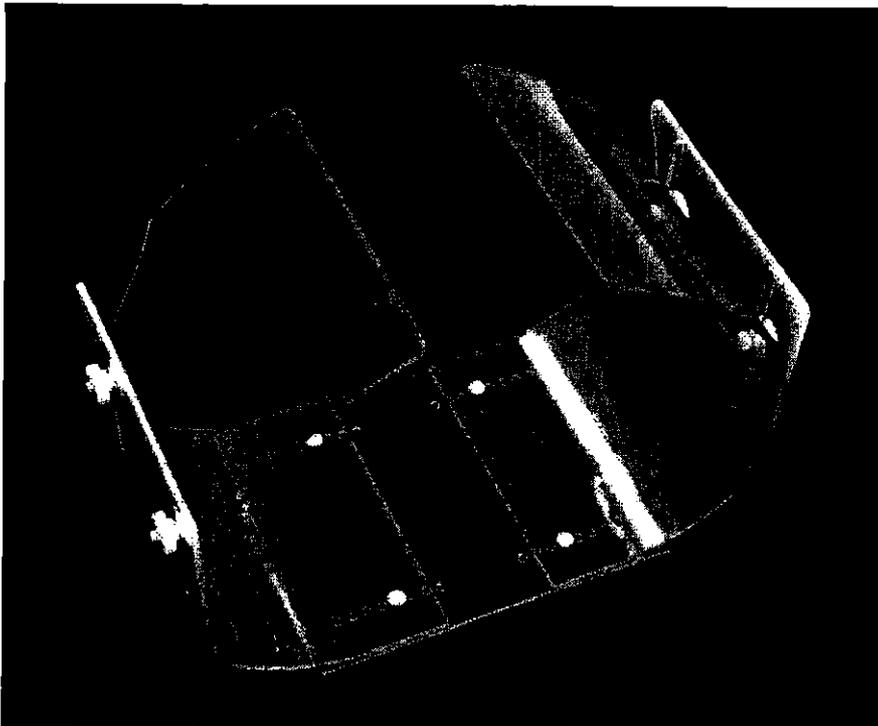


Abbildung 34

Nichtmagnetische Plexiglasbrücke zur schwebenden Lagerung der Spule des Kernspintomografen über dem Rücken der Patienten. Höhe und Breite der Brücke können dem Patienten individuell angepaßt werden um Veränderungen der Rückenform bei der Lagerung zu vermeiden.

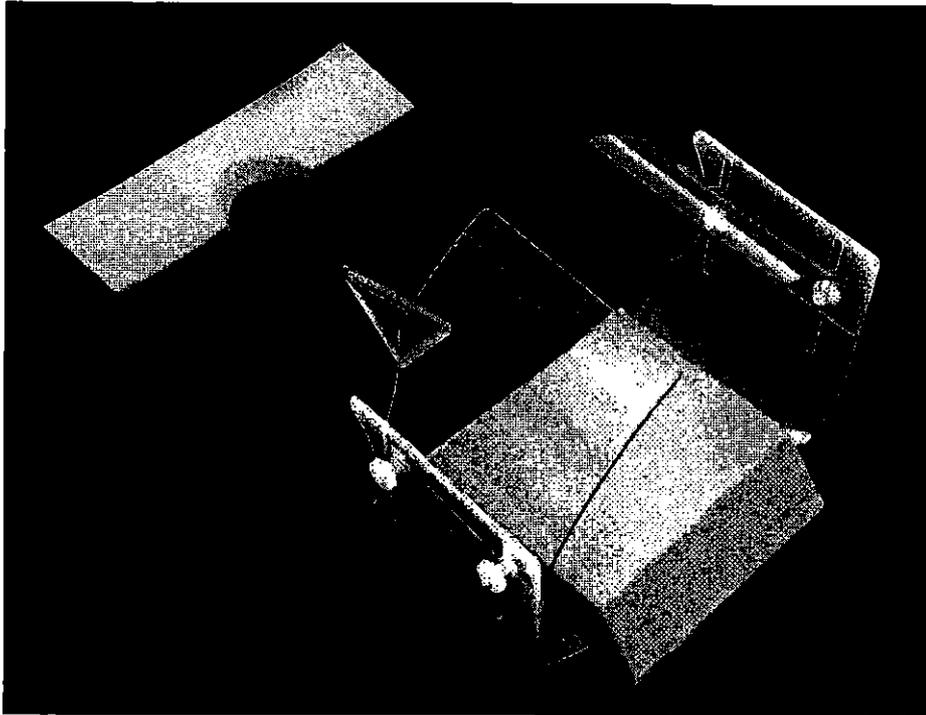


Abbildung 35

Plexiglasbrücke mit Bauch- und Stirnlagerungshilfen. Das Plexiglasdreieck liegt auf dem Rücken des Patienten und dient der Kalibrierung.

Die Kernspintomografie erfolgte mit einem Gerät der Firma Siemens/Deutschland, Typ Magnetom Vision mit einer T2 gewichteten Gradienten-Echo-Sequenz. Die Erstellung eines dreidimensionalen Datensatzes gelang wegen Atemartefakten nicht. Daher wurden zwei Messungen mit einem Schichtabstand von 40 mm durchgeführt. Diese erforderten, die Luft für 14 Sekunden anzuhalten, was den Patienten problemlos gelang. Die beiden Messungen wurden mit einem kranio-kaudalen Versatz der Untersuchungsfläche von exakt 20 mm (gesteuert durch Elektromotor des Tomografen) durchgeführt und führten digital ineinander geschachtelt dementsprechend zu einem Abstand der gemessenen Schichten von 20mm, was eine ausreichende Auflösung ermöglichte. Trotz aller Bemühungen reichte die Bildqualität nicht aus, um eine automatische Auswertung der Bilder mit vertretbarem Aufwand zu realisieren. Die Bilder wurden daher manuell ausgewertet.

Ein weiteres technisches Problem war, die rasterstereografischen und kernspintomografischen Bilder in kranio-kaudaler Richtung möglichst genau in Beziehung zu setzen. Daher wurde ein mit Wasser gefülltes Plexiglasdreieck definierter Form (Breite 50 mm, Höhe 100 mm) (Abb. 34) und Größe im Abstand von 100 mm von Vertebra

prominens auf den Rücken der Patienten in der Medianlinie als Kalibrator aufgeklebt. Aus der Länge des in den kernspintomografischen Bildern abgebildeten hellen Streifens konnte die Lage des Vertebra prominens berechnet werden und so mit der Rasterstereografie verglichen werden (Abb. 36).

Die Rasterstereografie erfolgte innerhalb einer Stunde nach der Kernspin Tomografie. Die Lagerungskissen und auch der untere Teil der Plexiglasbrücke wurden bei der Lagerung für die Rasterstereografie ebenfalls untergelegt, um eine vergleichbare Situation zu erreichen. Es wurden dann drei rasterstereografische Aufnahmen durchgeführt, zwischen denen der Patient aufstehen mußte. Unter diesen Voraussetzungen konnte in allen Fällen eine zufriedenstellende Übereinstimmung der rasterstereografisch und kernspintomografisch gemessenen Körperform in mindestens einer Messung erreicht werden.

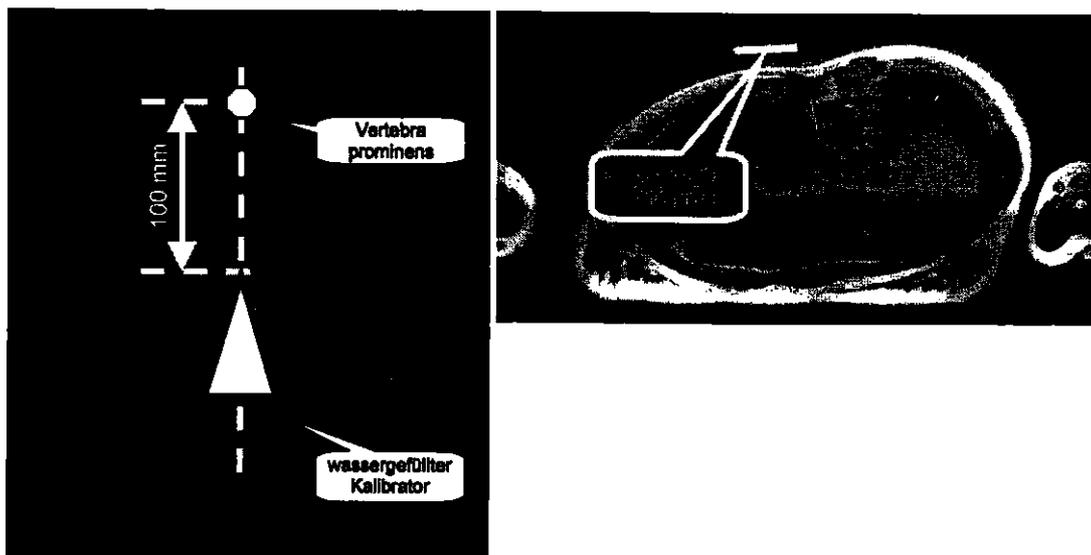


Abbildung 36

Lokalisation von Vertebra prominens im Kernspintogramm mittels Kalibrator (wassergefülltes Plexiglasdreieck)

Die Auswertung erfolgte in zwei Schritten. Zunächst wurde das Zentrum des Corpus vertebrae einschließlich der Sagittalebene zur Rotationsmessung im kernspintomografischen Schnitt bestimmt (Abb. 37).

Im zweiten Schritt wurden die der jeweiligen segmentalen Höhe entsprechenden rasterstereografischen Querprofile an die Rückenkontur des Kernspintogramms

manuell angepaßt. Die Flächennormale auf dem Symmetriepunkt sollte dann bei korrekter rasterstereografischer Rekonstruktion der Wirbelsäulenform durch den zuvor bestimmten Mittelpunkt des Corpus vertebrae verlaufen. Abweichungen repräsentieren die Qualität und Quantität der rasterstereografischen Rekonstruktionsfehler (Abb. 38). Dabei ist zu berücksichtigen, daß insbesondere die laterale Abweichung von Interesse ist. Die sagittale Abweichung wird im Wesentlichen durch richtige Abschätzung der anatomischen Dimensionen (Abstand Hautoberfläche und Wirbelkörpermittelpunkt) und nicht durch die rasterstereografische Rekonstruktion bestimmt und ist klinisch weniger bedeutsam.

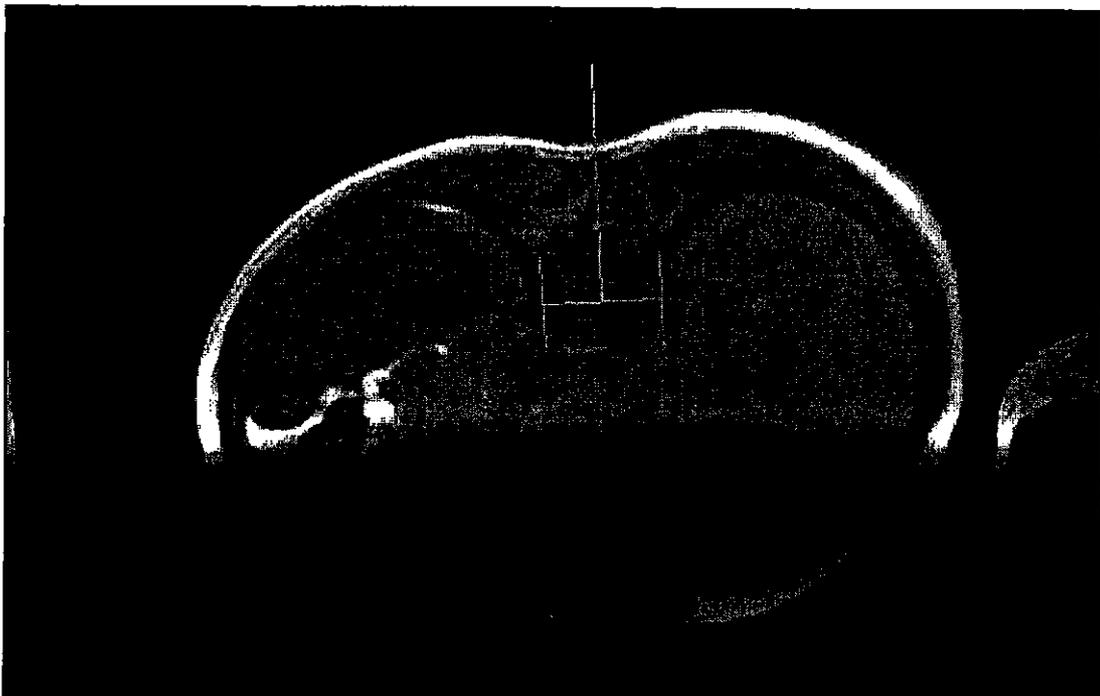


Abbildung 37

Bestimmung des Mittelpunktes des Corpus vertebrae und der Wirbelrotation im Kernspintogramm

Um Vergleiche mit der rasterstereografischen spinal midline durchzuführen, wurden alle kernspintomografisch ermittelten Wirbelkörpermittelpunkte als dreidimensionale Kurve betrachtet. Dadurch ergibt sich die Möglichkeit, die Genauigkeit der Rekonstruktion und die Art der Fehler durch Berechnung der mittleren quadratischen Abweichung zu bestimmen. Die segmentale Zuordnung der Querprofile zu den richtigen Kernspinschnitten erfolgte durch die Abschätzung des Abstandes zum Vertebra pro-

minens. Die mittlere quadratische Abweichung wurde für die laterale Abweichung, die sagittale Abweichung und die Wirbelrotation berechnet.

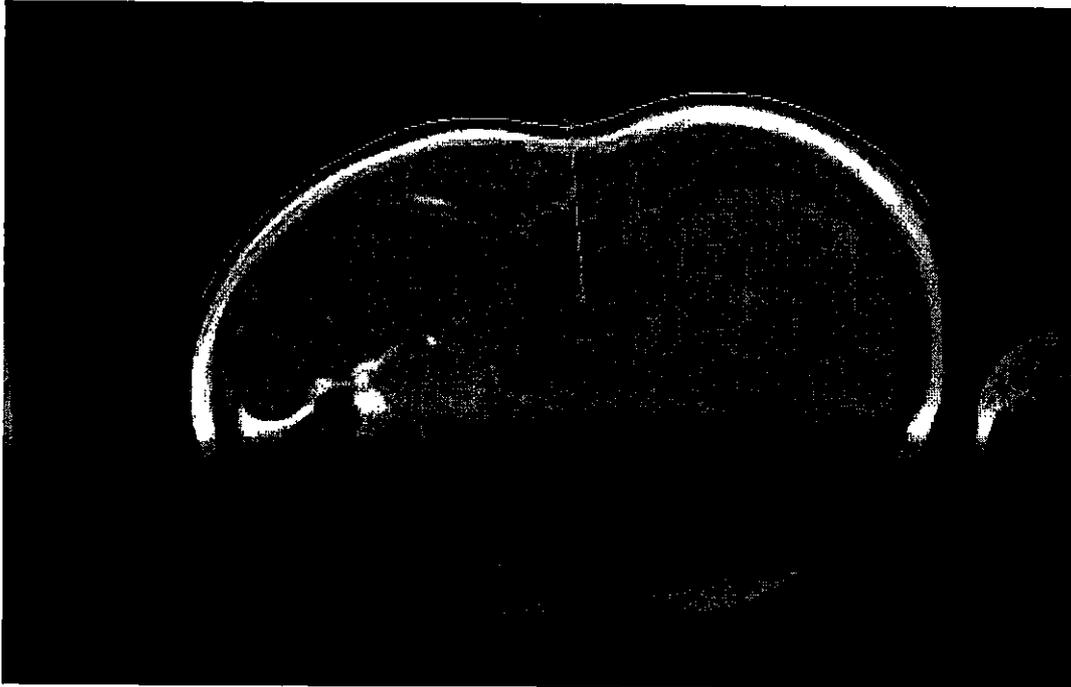


Abbildung 38

Anpassung des rasterstereografischen Querprofils an das Kernspintomogramm (gelbe Linie an der Körperoberfläche). Die gerade Linie zwischen den Kreuzen stellt die Flächennormale auf dem Symmetriepunkt des Querprofils dar. Ihr Endpunkt stellt den rasterstereografisch berechneten Wirbelkörpermittelpunkt dar. Die Übereinstimmung mit dem kernspintomografischen Wirbelkörpermittelpunkt repräsentiert die rasterstereografische Meßgenauigkeit.

#### *Ergebnisse:*

Die Auswertung der Kernspintomogramme zeigte Ungenauigkeiten bezüglich des angestrebten Schichtabstandes von 20 mm. Diese wurden durch methodische und technische Probleme verursacht, wie zum Beispiel unexakte Einstellung der automatisch durch Elektromotoren bewegten Patientenliege im Kernspintomografen und Änderungen der individuellen Lage des Patienten zwischen den beiden Untersuchungen im Tomografen. Dadurch ist die Lage der Tomogramme in kranio-kaudaler Richtung letztlich nicht exakt bekannt.

In Tabelle 6 sind die Ergebnisse der Kurvenvergleiche als mittlere quadratische Abweichungen der rasterstereografischen spinal midline von der Linie der kernspintomografischen Wirbelkörpermittelpunkte dargestellt.

|                          |          |
|--------------------------|----------|
| <b>Cobb-Winkel</b>       | 26°-116° |
| <b>Zahl Patienten</b>    | 26       |
| <b>Lateraler Fehler</b>  | 8,8 mm   |
| <b>Sagittaler Fehler</b> | 5,0 mm   |
| <b>Rotationsfehler</b>   | 6,0°     |

Tabelle 6

Vergleich von Kernspintomogrammen und Rasterstereografien. Mittlere quadratische Abweichungen der verglichenen Kurven in der Transversalebene (lateraler Fehler), Sagittalebene (sagittaler Fehler) und bezüglich der Wirbelrotation (Rotationsfehler).

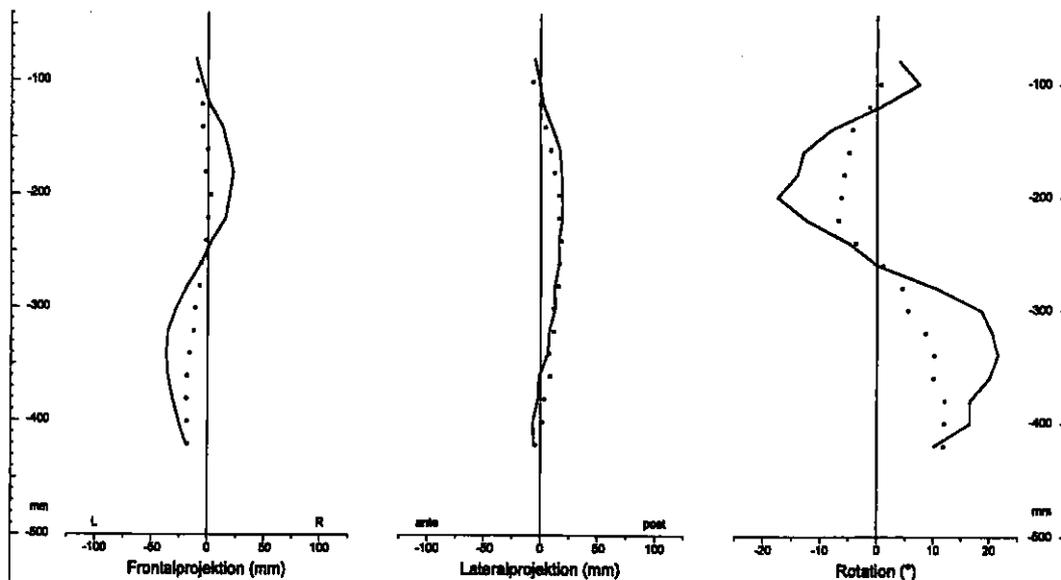


Abbildung 39

Vergleich kernspintomografischer (durchgezogene) und rasterstereografischer (gepunktete) Kurven einer doppelbogigen Skoliose. Die rasterstereografisch gemessene Seitabweichung (links) und Wirbelrotation (rechts) ist deutlich geringer als die kernspintomografisch gemessene.

Abb. 39 zeigt den Vergleich kernspintomografischer und rasterstereografischer Kurven. Es zeigt sich eine zu kleine Amplitude der Seitabweichung und Wirbelrotation bei den rasterstereografischen Kurven. Dieser Befund fand sich bei einem großen Teil der untersuchten Patienten und stellt somit einen systematischen Fehler der rasterstereografischen Rekonstruktion im Sinne einer Unterschätzung der Deformität

dar. Die qualitative Form der Kurven war dabei jedoch meistens richtig. Eine individuelle quantitative Anpassung der Kurvenamplituden konnte allerdings die mittlere quadratische Abweichung nur unwesentlich reduzieren (6,9 mm versus 8,8 mm und 5,2° versus 6°), was auf die geringe Glätte (Rauschen) der MRT Kurven zurückzuführen ist.

Um den systematischen Fehler im Sinne einer Unterschätzung der Deformität zu quantifizieren, wurden Korrelationen der kernspintomografischen und rasterstereografische Seitabweichung und Wirbelrotation vorgenommen. Dabei wurden die Amplituden der jeweiligen Kurven korreliert. Die Ergebnisse zeigten, daß starke individuellen Schwankungen im Mittel die rasterstereografische Amplitude der Seitabweichung nur 61,2% und die Amplitude der Wirbelrotation nur 70,5% der kernspintomografischen betragen (Abb. 40 und 41).

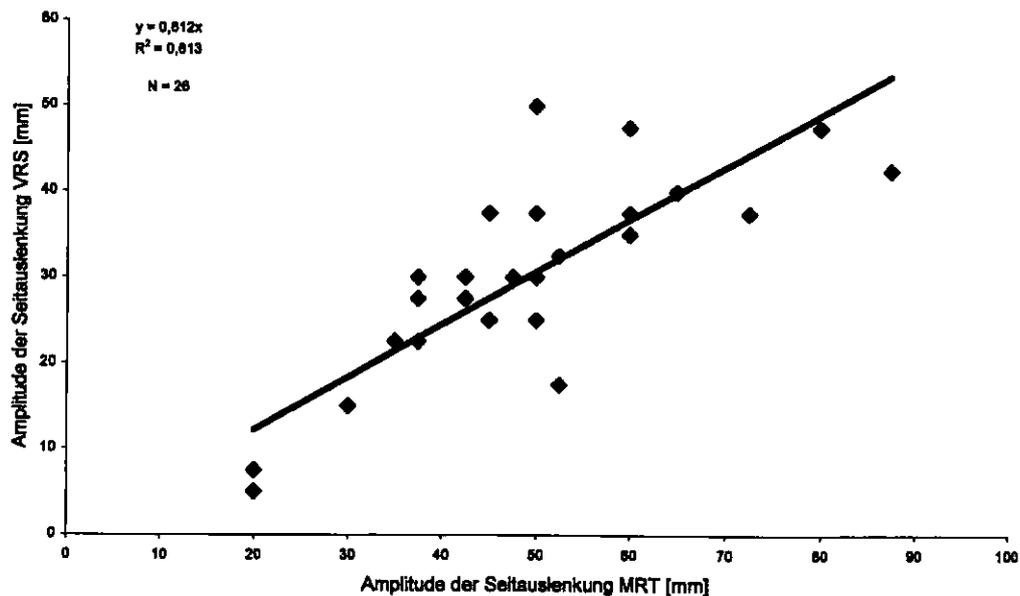


Abbildung 40

Korrelation der kernspintomografischen und rasterstereografischen Seitabweichung. Der Steigungswinkel der Regressionsgeraden ist kleiner 45°, was zeigt, daß die rasterstereografischen Werte im Mittel kleiner waren, als die kernspintomografischen (rasterstereografische Unterschätzung der Deformität).

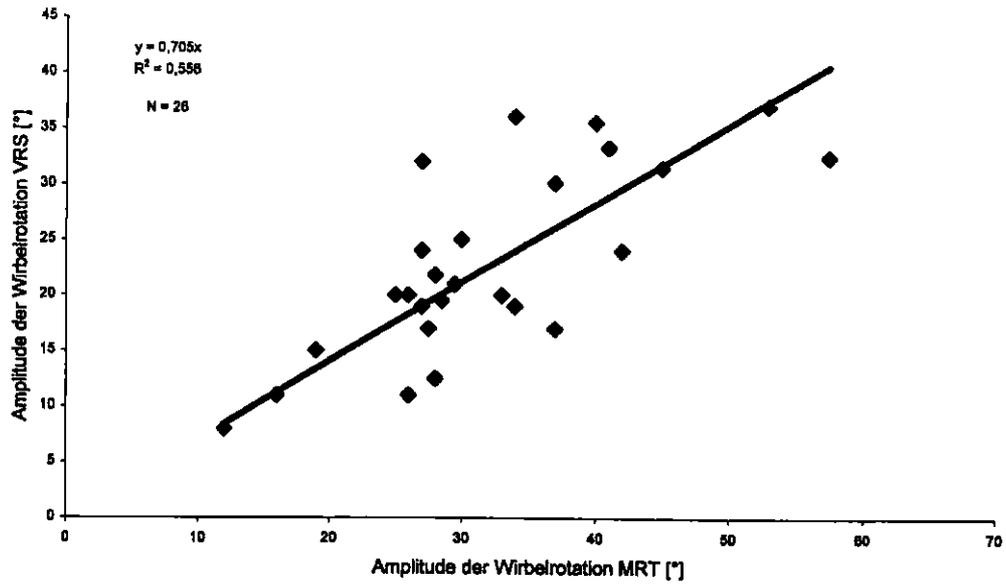


Abbildung 41

Korrelation der kernspintomografischen und rasterstereografischen Wirbelrotation. Es zeigt sich eine rasterstereografische Unterschätzung der Rotation.

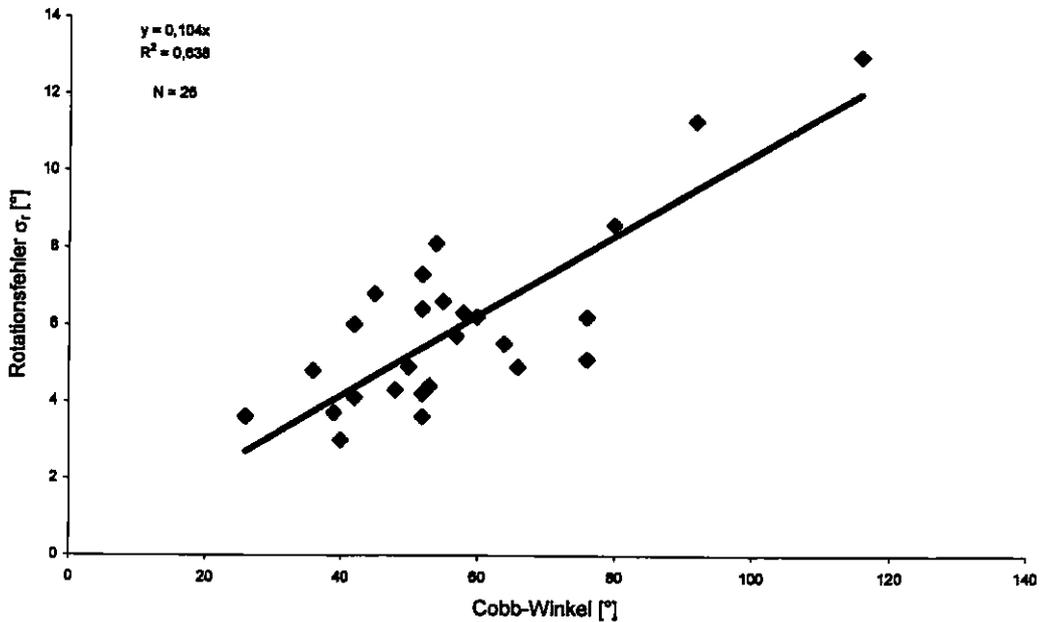


Abbildung 42

Korrelation der Fehler der rasterstereografischen Wirbelrotation mit dem Cobb-Winkel. Höhergradige Deformitäten zeigen größere Fehler. Ähnliches zeigte sich für die Seitabweichung der Wirbel.

### *Diskussion:*

Der Cobb-Winkel der hier untersuchten Patienten lag im Mittel über 60°. Das Kollektiv ist also vergleichbar mit dem Kollektiv höhergradiger Skoliosen (Kapitel 2.2.1), welche anhand digitaler Röntgenbilder untersucht wurde und einen vergleichsweise höheren rasterstereografischen Fehler zeigte. Auch in dieser Studie zeigte sich eine relativ große Differenz zwischen rasterstereografischen und kernspintomografischen Daten. Dies zeigt, daß bei höhergradigen Deformitäten die Genauigkeit der Rasterstereografie abnimmt. Jedoch wurde in dieser Untersuchung erstmals ein systematischer Fehler im Sinne einer Unterschätzung der Seitabweichung und Rotation von bis zu 50% gefunden. Die Streuung der Meßwerte ist aber trotz der Systematik der Fehler sehr groß, so daß sich eine einfache Korrekturmöglichkeit nicht ableiten läßt. Bei der Interpretation der Ergebnisse muß zunächst festgehalten werden, daß die kernspintomografischen Untersuchungen der Patienten mit methodischen Kompromissen behaftet waren, die eine große Streuung der kernspintomografischen Vergleichsdaten bedingen. Wesentliches Problem ist dabei die eingeschränkte Reproduzierbarkeit der Bauchlage im Hinblick auf die Rückenform. Es ist festzustellen, daß wegen der vielfältigen methodischen Probleme die Kernspintomografie als Methode zur Evaluation der Rasterstereografie für ein größeres Patientenkollektiv nicht geeignet ist. Die in Kapitel 2 beschriebene Evaluation an digitalisierten Röntgenbildern bietet die zuverlässigere und einfachere Methode. Jedoch haben sich erst in dieser Studie Hinweise ergeben, daß die bei höhergradigen Skoliosen häufiger beobachtete rasterstereografische Unterschätzung der Deformität im Sinne eines systematischen Fehlers tatsächlich besteht.

Diese Unterschätzung der Deformität kann im Wesentlichen zwei Ursachen haben:

1. Die Symmetrielinie liegt medial der Dornfortsatzlinie.
2. Die Oberflächenrotation über den Dornfortsätzen entspricht nicht der Wirbelrotation (Unterschätzung).

In Kapitel 3.1 konnte gezeigt werden, daß zwar Abweichungen der Symmetrielinie von bis zu sieben Millimetern im Mittel zu berücksichtigen sind, diese sind jedoch

bezüglich ihrer Abweichungsrichtung nicht systematisch. Die in dieser Studie gefundenen Fehler können also nur teilweise auf eine schlechte Übereinstimmung der Symmetrielinie mit der Dornfortsatzlinie zurückgeführt werden. Abb. 43 zeigt ein Beispiel einer zu weit medial liegenden Symmetrielinie mit daraus resultierender Unterschätzung der Wirbelseitabweichung.

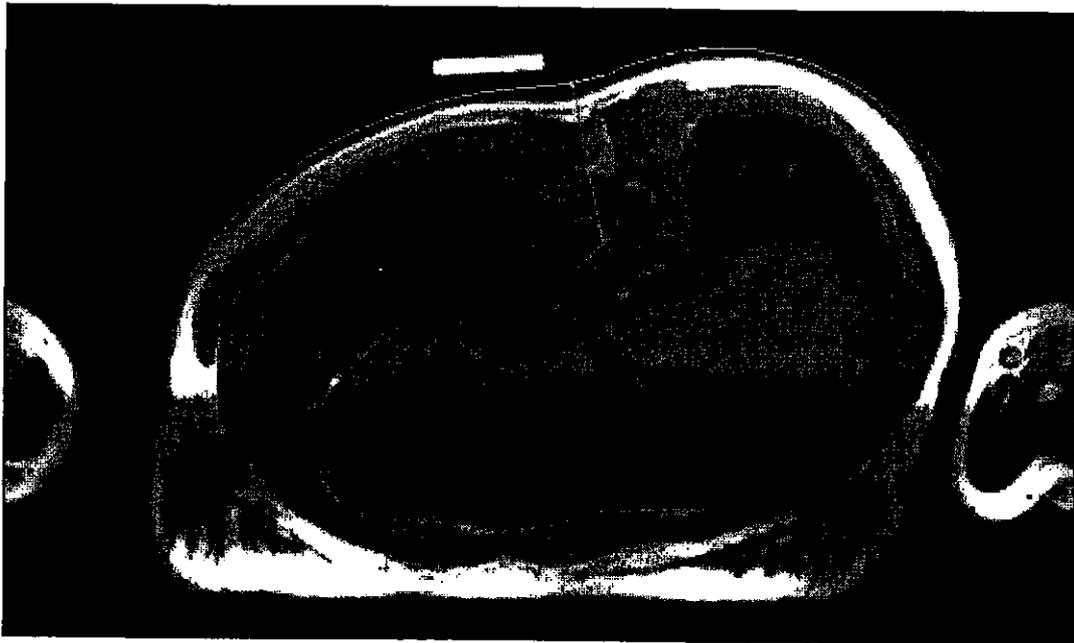


Abbildung 43

Kernspintomografischer Schnitt mit angepaßtem rasterstereografischen Querprofil. Die Symmetrielinie und die Flächennormale liegen zu weit medial und verfehlen den Wirbelkörpermittelpunkt.

Die zweite möglich Ursache scheint eine größere Rolle zu spielen. Dies verdeutlicht Abb. 44. Obwohl die Symmetrielinie über dem Dornfortsatz liegt, kommt es zu einer starken Unterschätzung der Lage des Wirbelkörpermittelpunktes. Dies ist darauf zurückzuführen, daß die Oberflächenrotation über dem Dornfortsatz wesentlich geringer ist als die Wirbelrotation, so daß die Flächennormale am Symmetriepunkt nicht durch den Wirbelkörper verläuft. Eine korrekte Rekonstruktion wäre möglich gewesen, wenn die Symmetrielinie lateral des Dornfortsatzes verlaufen wäre, da hier die Oberflächenrotation aufgrund der Konkavität der Oberfläche über dem Dornfortsatz stark zunimmt. Eine andere denkbare Lösung wäre, daß die Oberflächenrotation über dem Dornfortsatz mit einen Faktor multipliziert worden wäre. Diesbezüglich haben jedoch alle bisher unternommenen Versuche gezeigt, daß kein ausreichend sicherer Bezug zwischen Cobb-Winkel und Multiplikationsfaktor besteht und unklar bleibt,

bei welchen Skoliosen die Oberflächenrotation nicht der Wirbelrotation entspricht bzw. wie der Korrekturfaktor bestimmt werden könnte.



Abbildung 44

Kernspintomografischer Schnitt mit angepaßtem rasterstereografischen Querprofil. Die Symmetrielinie und die Flächennormale liegen genau über dem Dornfortsatz. Die Oberflächenrotation ist hier jedoch deutlich geringer als die Wirbelrotation. Dadurch wird die Seitabweichung und Rotation rasterstereografisch deutlich unterschätzt.

Eine Verbesserung der Rasterstereografie ist also nicht allein durch eine verbesserte Lagebestimmung der Dornfortsätze oder einen einheitlichen Multiplikationsfaktor für die Oberflächenrotation zu erzielen. Erforderlich ist eine genauere Formanalyse der individuellen Querprofile bezüglich der Oberflächenrotation. Wahrscheinlich ist es erforderlich die Oberflächenrotation und damit Wirbelrotation nicht, wie sonst, genau über dem Dornfortsatz zu bestimmen, sondern lateraler. Es blieb im Detail unklar, welche Deformitäten und bei welchen Ausprägungsgraden diese Korrektur in welchem Umfang notwendig ist. Zur Zeit kann dieses Problem nur dadurch gelöst werden, daß ein erfahrener Anwender diese Unterschätzung der Rotation in der Übersichtsdarstellung erkennt und durch interaktive Eingabe eines Stützpunktes die Lage der Symmetrielinie entsprechend korrigiert. Es ist zu bedenken, daß dieses Problem aber nur bei höhergradigen Skoliosen mit einem Cobb-Winkel von mehr als  $60^\circ$  bis  $70^\circ$  besteht.

### 3.3 Rasterstereografie in Vorneige

#### *Fragestellung:*

Ist die Rückenformanalyse mittels Rasterstereografie in Vorneige technisch möglich?

Hat eine Beinlängendifferenz Einfluß auf die Oberflächenrotation in Vorneige?

#### *Datenlage:*

Die klinische Untersuchung eines Patienten mit idiopathischer Skoliose umfaßt immer eine Betrachtung der Rückenform in Vorneige. Zeigt sich hier eine Asymmetrie, wird der Befund als positiver Vorneigetest nach Adams bezeichnet. Zur genaueren Quantifizierung des Befundes dient als Hilfsmittel in der Regel ein Skoliometer in Form einer Wasserwaage. Auf diese und ähnliche einfachen Verfahren (116, 117, 118, 119) stützt sich bis heute im Wesentlichen die gesamte nicht röntgenologische Einschätzung und Verlaufskontrolle idiopathischer Skoliosen, wenn kein Oberflächenmessverfahren zu Verfügung steht. Die klinische Bedeutung ist dementsprechend groß. Einige wesentliche Fragestellungen zum Verhalten der Rückenform in Vorneige und zur Skoliometermessung sind jedoch offen und werden in den folgenden Kapiteln 3.3.1-3.3.3 bearbeitet.

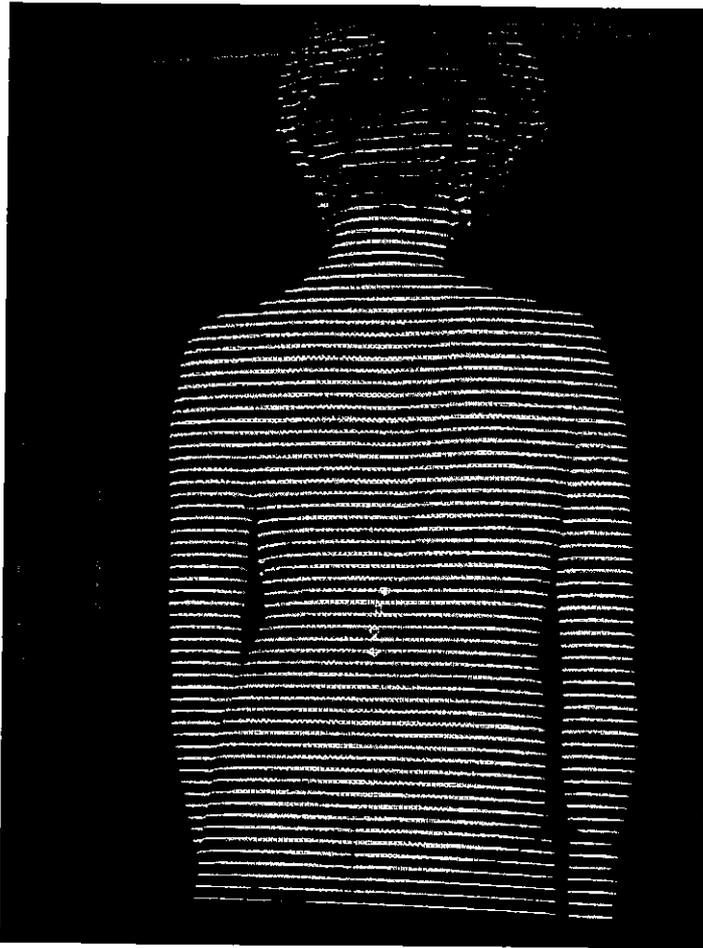
Eine zunächst zu klärende Frage hinsichtlich der Rückenformanalyse in Vorneige unabhängig vom Meßverfahren ist, wie stark Beinlängendifferenzen und daraus resultierende Schiefstände des Beckens die Messung beeinflussen. Insbesondere an der Lendenwirbelsäule kommt es nach klinischer Beobachtung durch Beckenschiefstände zu einer lumbalen Oberflächenrotation, die möglicherweise als skoliosebedingter Lendenwulst fehlinterpretiert wird. Während der Zusammenhang zwischen Beinlängendifferenzen und Lumbalskoliosen Thema zahlreicher Publikationen ist, wird der Einfluß auf den in Vorneige gemessene Lendenwulst in der Literatur nur in einer Arbeit untersucht (120). Diese Autoren finden einen Einfluß von Beinlängendifferenzen größer 1cm auf die Skoliometermessung und die Rückenformanalyse mittels ISIS Scanner. Insgesamt ist die Datenlage schwach, so daß die Klärung dieser

Grundsatzfrage sinnvoll war, bevor weitere Untersuchungen zu diesem Thema unternommen wurden.

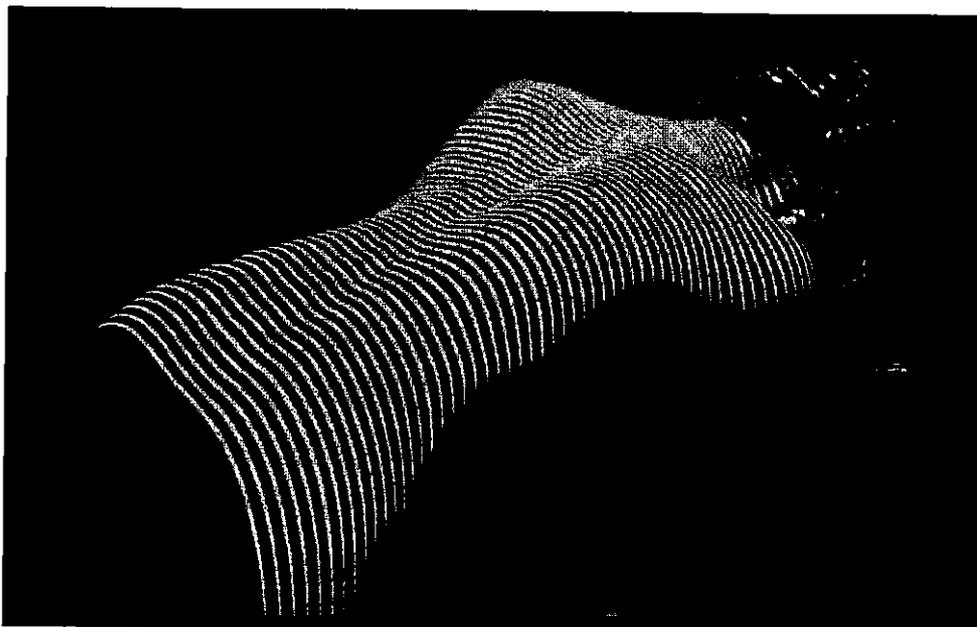
*Method:*

Zur Objektivierung der Veränderung der Rückenform in Vorneige bietet sich eine vergleichende Messung im Stand und in Vorneige an. Voraussetzung für einen rasterstereografischen Vergleich ist dabei, daß eine Vermessung des Rückens in Vorneige technisch gelingt. Nach einigen Vorversuchen konnte das zusätzliche Rasterstereografiergerät unter der Decke des Raumes, in dem die Stehenduntersuchung durchgeführt wird, installiert werden. Die Patienten konnten so in einem Zeitabstand von einigen Sekunden und ohne Ortswechsel zunächst stehend und dann in Vorneige untersucht werden (Abb. 45 und 46). Die Höhe der Decke ließ einen Abstand des Gerätes zur Rückenoberfläche von etwa 160cm zu, je nach Beinlänge des Patienten. Bei der Standarduntersuchung im Stehen beträgt dieser Abstand 200cm. Die rasterstereografische Rekonstruktion der Wirbelsäule konnte nach den selben Prinzipien erfolgen, wie im Stehen. Jedoch traten zwei Probleme auf: erstens war die Messgenauigkeit wegen der schlechteren Reproduzierbarkeit der vorgeneigten Haltung und des etwas geringeren Abstandes zwischen Gerät und Rückenoberfläche im Vergleich zur Messung im Stehen eingeschränkt, zweitens war die automatische Lokalisierung der Lumbalgrübchen teilweise unmöglich, da die Rückenoberfläche in Relation zum Gerät hier bereits in einem Winkel von 30° oder mehr steht. Dieses Problem konnte durch interaktive Vorgaben der Lumbalgrübchen kompensiert werden.

Zur Untersuchung des Einflusses von Beinlängendifferenzen auf die Rückenform in Vorneige wurden fünf gesunde männliche Probanden im Alter von 28 bis 32 Jahren unter Erzeugung künstlicher Beinlängendifferenzen rasterstereografisch in Vorneige untersucht. Um möglichst systematisch die Effekte zu untersuchen, wurden bei jedem Probanden 15 Messungen unternommen, bei denen in 0,5cm Schritten die Beinlänge von 3,5cm links abnehmend über +/-0cm bis auf 3,5cm rechts verändert wurde. Alle Probanden wiesen keine Beinlängendifferenz oder Wirbelsäulendeformität, die zu einem Beckenschiefstand geführt haben könnten, auf. Es bestanden keine Kreuzschmerzen. Bei der Auswertung wurde die Oberflächenrotation des Rückens zwischen C7 und L4 analysiert.



**Abbildung 45**  
**Standarduntersuchung im Stehen**



**Abbildung 46**  
**Untersuchung der in Abb. 45 gezeigten Patientin einige Sekunden später bei der Rasterstereografie in Vorneige**

### *Ergebnisse:*

Die Rasterstereografie in Vorneige ist technisch möglich. Voraussetzung sind überdurchschnittlich hohe Räume, um einen Mindestabstand des Gerätes von der Rückenoberfläche von 1,60m zu gewährleisten. Bei der automatischen Lokalisation der Lumbalgrübchen sind Probleme zu berücksichtigen. Diese Fixpunkte müssen teilweise durch den Anwender manuell korrigiert werden. Die weitere automatische Auswertung erfolgte problemlos.

Der Einfluß von Beinlängendifferenzen auf die Rückenform in Vorneige ist klinisch relevant. Beinlängendifferenzen wirken sich direkt auf die rasterstereografisch zu messende Oberflächenrotation durch Schiefstellung des Beckens aus. Das Ausmaß der durch Beinlängendifferenzen bedingten Veränderungen der Oberflächenrotation läßt sich mathematisch abschätzen. Eine Beinlängendifferenz von 1,8cm verursacht unter Annahme eines Abstandes der Hüftköpfe von 20cm dabei eine Schiefstellung des Beckens in Vorneige von  $5^\circ$  in Relation zur Horizontalen. Das auf diese Weise abgeschätzte Ausmaß der Schiefstellung konnte durch die stufenweise gesteigerte Vergrößerung der künstlichen Beinlängendifferenz im in vivo Versuch mit relativ geringer Streuung bestätigt werden. Die Schiefstellung führt zur Rotationsübertragung in die Lenden- und Brustwirbelsäule, wobei die Effekte durch eine intersegmentale Derotation in der Brustwirbelsäule schwächer sind als in der Lendenwirbelsäule. Bei den untersuchten Probanden war die Abnahme der Fehlrotation von kaudal nach kranial weitgehend linear. Während in Höhe von LWK 4 die Rotationsübertragung 100% betrug, war diese in Höhe von HWK 7 nur noch 63%. In der mittleren Brustwirbelsäule ist entsprechend etwa 80% der Rotation zu messen.

### *Diskussion:*

Die routinemäßige Anwendung der Rasterstereografie in Vorneige ist technisch möglich, aber letztlich nicht sinnvoll. Ein wesentlicher Vorteil der Rasterstereografie ist, daß die Messung in der klinisch relevanteren stehenden Position möglich ist. Die Position ist im Gegensatz zur Vorneige besser reproduzierbar. Technisch läßt sich die Rasterstereografie im Stehen einfacher umsetzen. Die Rasterstereografie in Vorneige bot jedoch zu wissenschaftlichen Zwecken interessante Möglichkeiten. Die

klinische Untersuchung der Wirbelsäule in Vorneige ist sehr weit verbreitet, jedoch bezüglich ihrer Aussagekraft umstritten. Die Veränderungen der Rückenform im Stehen und in Vorneige detailliert zu untersuchen war daher vielversprechend und mit diesem Verfahren möglich. Letztlich ist die Rasterstereografie im Stehen ausreichend aussagekräftig, wenn die Veränderung der Rückenform in Vorneige gut evaluiert ist.

Die Studie hat darüber hinaus gezeigt, daß Beinlängendifferenzen auf Grund ihrer klinischen Relevanz vor Untersuchungen eines Patienten in Vorneige sorgfältig ausgeglichen werden sollten, um Fehlinterpretationen der Oberflächenrotation zu vermeiden. Dies gilt insbesondere für Screening- und Schulreihenuntersuchungen, bei denen bereits geringe Formveränderungen des Rückens in Vorneige klinische Relevanz haben (Indikation zum Röntgen).

### **3.3.1 Veränderungen der Rückenoberfläche in Vorneige**

#### *Fragestellung:*

Warum untersucht man Skoliosen in Vorneige?

Verstärken sich Rippenbuckel und Lendenwulst in Vorneige wirklich oder sind sie nur besser sichtbar?

#### *Datenlage:*

Eine zentrale Frage im Zusammenhang mit der Untersuchung von Skoliosepatienten in Vorneige ist, warum die Fehlrotation in dieser Haltung besonders gut beurteilt werden kann. Ist die Fehlrotation lediglich besser sichtbar als in der frontalen Ansicht der Rückenoberfläche oder ist die Rotation in Vorneige stärker? Hierfür spricht, daß schwache Deformitäten in Vorneige gut identifiziert werden können und der Vorneigetest bei Reihenschuluntersuchungen deshalb häufig durchgeführt wird (117). Wenn es eine systematische Veränderung der Rückenform in Vorneige gibt,

sollte das Ausmaß quantifiziert werden, um Rückschlüsse auf die Deformität im aufrechten Stand ziehen zu können. Upadhyay et al. (34, 35) haben sich mit diesem Thema in den achtziger Jahren unter Verwendung des in Kapitel eins beschriebenen ISIS Scanners beschäftigt. Es wurden vergleichende Messungen in stehender Position und vorgeneigter Position im Sitzen unternommen. Die Anzahl der in die Untersuchung eingeschlossenen Patienten war mit 13 gering. Eine weitere Studie von Stokes und Moreland (121) untersuchte die Rückenform mit dem ISIS Scanner im Stehen und in Vorneige an 56 Patienten. Hier zeigten sich nur geringe Veränderungen der Oberflächenrotation im Bereich der Lendenwirbelsäule. Weitere Angaben bietet die Literatur nicht. Daher war eine ergänzende Untersuchung an einem großen Patientenkollektiv erforderlich.

#### *Methode:*

94 Patienten mit idiopathische Skoliosen mit Cobb-Winkeln von  $20^{\circ}$  bis  $82^{\circ}$  wurden in die Untersuchung eingeschlossen. Alle Patienten wurden zunächst im Stehen rasterstereografisch untersucht (Abb. 45). Dann wurde das Gerät unter der Decke eingeschaltet und die Patienten neigten sich vor, bis die Rückenoberfläche horizontal und damit parallel zum Gerät unter der Decke lag (Abb. 46). Die Haltung wurde vom Untersucher von der Seite betrachtend kontrolliert. Der Patient wurde aufgefordert, die Fingerspitzen zusammenzubringen, um Rotationen des Schultergürtels gegenüber dem Becken zu vermeiden. Zeigten sich in der Rasterstereografie im Stehen Beinlängendifferenzen, wurden diese ausgeglichen und es wurde erneut stehend gemessen, bevor die Messung in Vorneige durchgeführt wurde. 94 Aufnahmepaare konnten verglichen werden. Der Vergleich konzentrierte sich auf die Oberflächenrotationskurven (Abb. 47, 48 rechts unten). Um von einer Bezugsebene bzw. -richtung unabhängig zu sein, wurde die Rotationsamplitude, also die Differenz zwischen der maximalen Rotation nach links und rechts, in stehender und vorgeneigter Position bestimmt und korreliert.

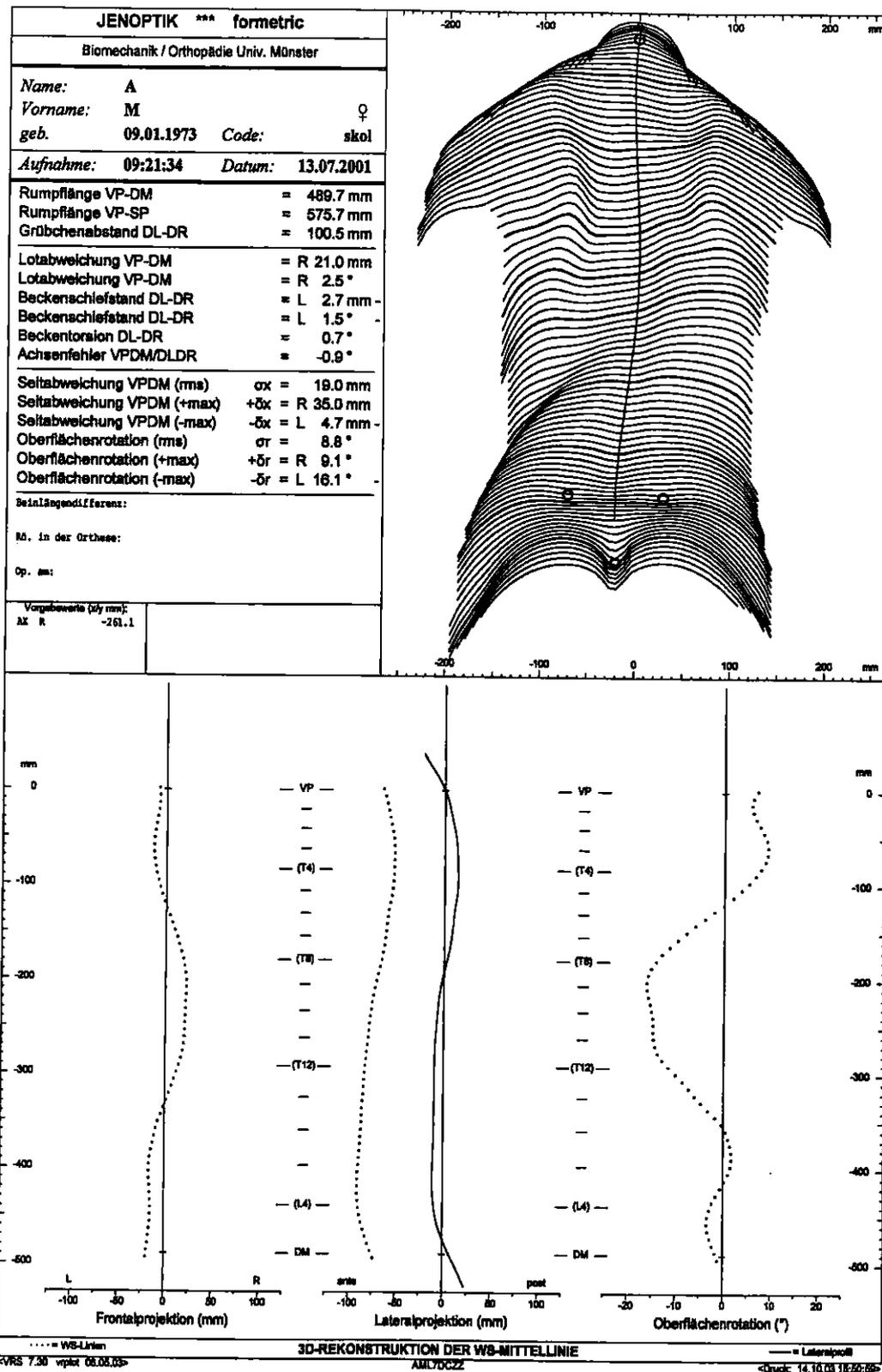


Abbildung 47  
 Rasterstereografie in stehender Haltung

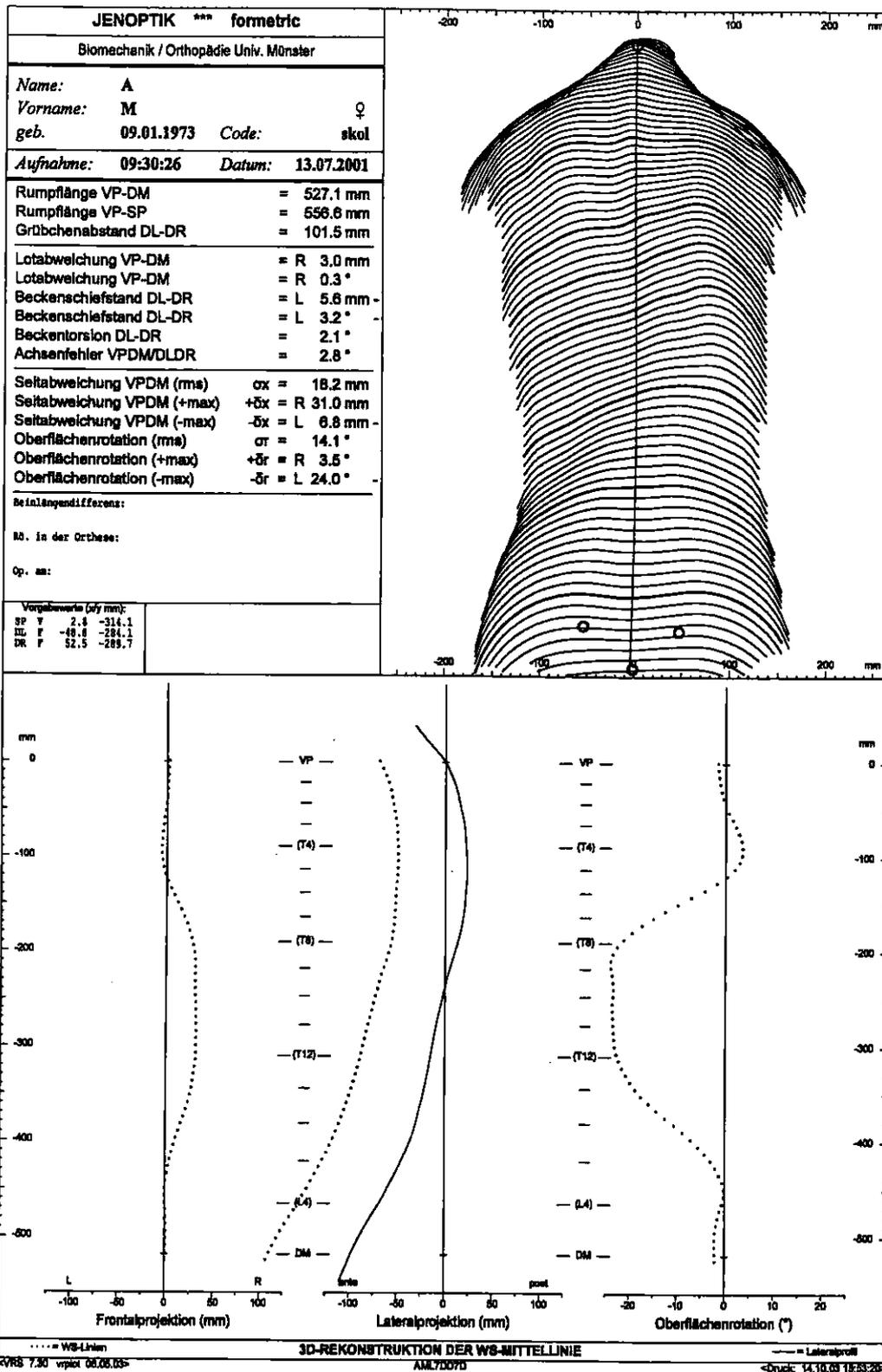


Abbildung 48

Rasterstereografie der in Abb. 47 gezeigten Patientin in Vorneige. Das in der mittleren Kurve dargestellte Profil der Wirbelsäule veranschaulicht die Haltung der Patientin. Aufgrund der Skoliose ist die kyphotische Entfaltung der unteren Brustwirbelsäule eingeschränkt. Die in der rechten Kurve dargestellte Oberflächenrotation hat in Vorneige deutlich zugenommen (Vergleiche Abb. 47 unten rechts).

### Ergebnisse:

Im Mittel wurde im Stehen eine Rotationsamplitude von  $23,2^\circ$  ( $6,9^\circ$ - $45,9^\circ$ ) und in Vorneige von  $26,7^\circ$  ( $6,5^\circ$ - $55,5^\circ$ ) gemessen. Die Rotation war im Mittel in Vorneige um  $3,4^\circ$ , was etwa 10% entspricht, größer. Dies war hochsignifikant war ( $P < 0,001$ ). Die Standardabweichung der Differenz der Rotation betrug jedoch  $6,6^\circ$ . Signifikanz bestand aufgrund der großen Patientenzahl. Die Korrelation zwischen der Rotation im Stehen und in Vorneige zeigte sich schwach (Abb. 49).

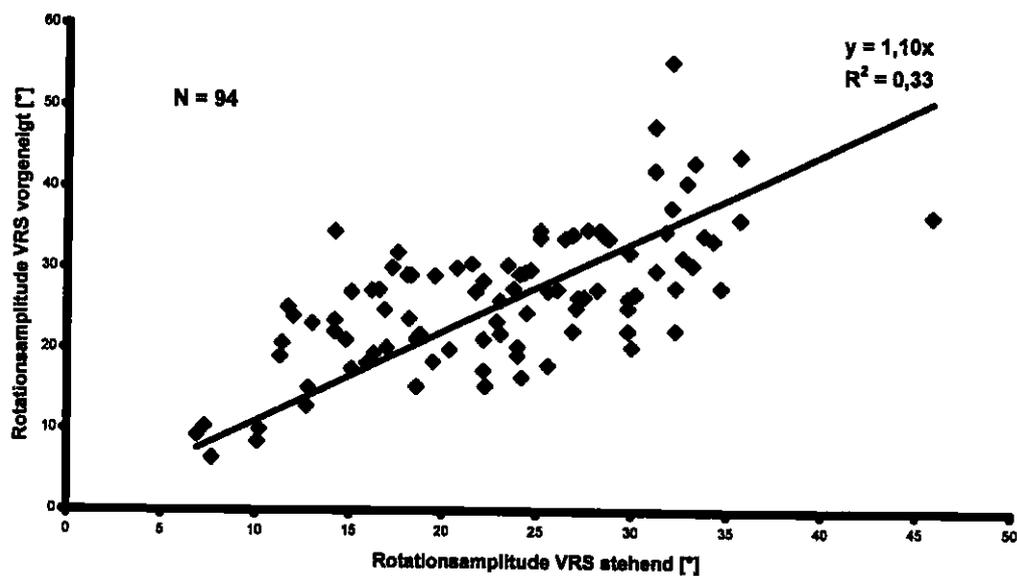


Abbildung 49

Korrelation der Oberflächenrotation im Stehen und in Vorneige. Die Streuung ist groß und die Korrelation mit  $R^2=0,33$  schwach. Die Korrelationsgerade hat eine Steigung von 1,10. Die Rotation nimmt also in Vorneige um etwa 10% zu.

### Diskussion:

Die gefundenen Ergebnisse stehen mit den wenigen, in der Literatur vorhandenen Ergebnissen nicht im Einklang. Upadhyay et al. beschreiben eine Abnahme des Rippenbuckels im Bereich thorakaler Krümmungen in Vorneige. Das Verhalten der Oberflächenrotation im Bereich der Lendenwirbelsäule war uneinheitlich. Die Autoren sind der Meinung, daß das Rotationsverhalten der Lendenwirbelsäule in Vorneige vom Typ und der Ausprägung der Skoliose abhängt. Stokes und Moreland fanden an einem mit 56 Patienten relativ großen Kollektiv mittels des ISIS Scanners eine

unwesentliche Änderung des Rippenbuckels und eine Zunahme des Lendenwulstes in Vorneige. Anders als in den zitierten Arbeiten wurde in dieser Untersuchung die Rotation der lumbalen und thorakalen Wirbelsäule im Einzelnen zu Gunsten der weniger fehlerbehafteten Berechnung der Rotationsamplitude nicht differenziert betrachtet. In Zusammenschau der uneinheitlichen Ergebnisse und der großen Streuung der Rotationsamplitude muß man schlußfolgern, daß eine einheitliche und reproduzierbare Veränderung der Oberflächenrotation in Vorneige nicht besteht. Die Oberflächenrotation in Vorneige spiegelt die im Stehen bestehende Oberflächenrotation nur mit einer relativ großen Streuung wider. Im Durchschnitt betragen die Abweichungen etwa 10%. Sie differieren hinsichtlich Zu- und Abnahme. Zusammenfassend ist zu sagen, daß der Vorneigetest nach Adams in der Diagnostik und Früherkennung idiopathischer Skoliosen nicht geeignet erscheint, die in stehender Position bestehende Fehlrotation der Wirbel- und Rückenoberfläche zuverlässig abzuschätzen. Die Annahme, daß es zu einer klinisch relevanten Verstärkung des Rippenbuckels in Vorneige kommt, konnte nicht bestätigt werden. Zu der großen Streuung der Meßwerte trägt möglicherweise die im Vergleich zur stehenden Haltung schlechtere Reproduzierbarkeit der vorgeneigten Haltung bei. Die Vorneige hat den Vorteil, daß Rippenbuckel und Lendenwulst bei Betrachtung in horizontaler Richtung vom Untersucher besser zu sehen sind, der entscheidende Nachteil jedoch ist die uneinheitliche Veränderung der Rückenform bei Änderung der Körperhaltung von Stehen zur Vorneige. Die Rückenformanalyse mittels der Rasterstereografie oder vergleichbarer Methoden bietet eine zuverlässigere Methode, die die Deformität in der klinisch relevanten, stehenden Körperhaltung objektiv und reproduzierbar analysiert.

### **3.3.2 Rasterstereografie versus Skoliometer**

#### *Fragestellung:*

Stellt die Skoliometermessung eine zuverlässige und aussagekräftige klinische Untersuchungsmethode dar, um das Ausmaß der Wirbelfehlrotation abzuschätzen?

Gibt es Differenzen zwischen der Oberflächenrotationsmessung mit dem Skoliometer und der Rasterstereografie?

Stellt die Rasterstereografie eine Alternative zur Skoliometermessung dar?

Die Skoliometermessung in Vorneige hat sich nach entsprechenden Publikationen (117, 118, 119) seit den achtziger Jahren als Screeningmethode und zur Verlaufskontrolle idiopathischer Skoliosen weltweit verbreitet, obwohl die schon mehrfach erwähnten Probleme einer schwachen Sensitivität von 23% und Spezifität von 48% in jüngeren Publikationen dargestellt wurden (65, 66). Im klinischen Alltag finden nach unseren eigenen Erfahrungen die Meßwerte bei Fragen nach der Progredienz oder Entscheidungen zur konservativen Therapie relativ selten Berücksichtigung. Für die Frage jedoch, ob im Rahmen einer dorsalen Korrekturspondylodese eine zusätzliche dorsale Brustwandplastik durchgeführt werden sollte, ist die Ausprägung des Rippenbuckels sehr relevant und wurde vor der Einführung eines Oberflächenmeßgerätes oft mittels Skoliometermessung beurteilt. Gerade eine solch wichtige Entscheidungen sollten sich nicht auf unzuverlässige Verfahren stützen. Die Rasterstereografie bietet, wie sich in den bisher dargestellten Studien schon gezeigt hat, aussagekräftigere und zuverlässigere Daten zur Ausprägung des Rippenbuckels und des kosmetischen Problems. Generell stellt sich daher die Frage, ob die Skoliometermessung noch zeitgemäß ist und ob sie durch die Rückenformanalyse ersetzbar ist. Ein direkter Vergleich der Skoliometermessung mit der im Stehen und in Vorneige rasterstereografisch gemessenen Oberflächenrotation ist daher sehr interessant. Im Hinblick auf die im vorherigen Kapitel 3.3.2 dargestellten Ergebnisse ist es nicht anzunehmen, daß eine Skoliometermessung die Oberflächenrotation und Rippenbuckelausprägung im Stehen reproduzierbar und quantitativ richtig erfassen kann, da die Veränderungen der Rückenform in Vorneige wenig reproduzierbar sind.

#### *Methode:*

Eine Gruppe von 94 Patienten und Patientinnen mit idiopathischen Skoliose, die bereits in die zuvor geschilderten Untersuchungen eingeschlossen war, wurde von einer sehr erfahrenen Skoliosesprechstundenhilfe mit dem Skoliometer untersucht, nachdem zuvor eine Rasterstereografie durchgeführt wurde. Das Skoliometer und die

Messung orientierten sich an den Vorgaben der National Scoliosis Foundation, Wawertown, USA (65). Das heißt, die Messung erfolgte in Vorneige über dem Segment mit der stärksten Fehlrotation durch Aufsetzen des Skoliometers in der Ebene der Dornfortsätze (Abb. 50). Die Messung erfolgte lumbal und thorakal. Um eine Kontrolle über die segmentale Höhe im Vergleich zur Rasterstereografie zu gewährleisten, wurde der Abstand des Meßpunktes zum Vertebra Prominens gemessen. Zusätzlich wurde als Gegenkontrolle eine simulierte Skoliometermessung an ausgedruckten, Einzelprofilen der Rasterstereografie in Vorneige vorgenommen (Abb. 51). Diese wurde durch einen erfahrenen Untersucher durchgeführt und einen zweiten gegenkontrolliert. In Anlehnung an die in vivo Skoliometermessung wurde im Bereich der maximalen Fehlrotation eine Tangente angelegt, die die Rückenoberfläche einige Zentimeter neben der Dornfortsatzlinie beiderseits berührt. In Analogie zur Rotationsmessung im Stehen wurde die Differenz zwischen der maximalen Rotation nach links und rechts, die sogenannte Rotationsamplitude, berechnet. Die mittels Skoliometer gemessenen Rotationsamplituden wurden mit den rasterstereografisch in Vorneige und im Stehen ermittelten verglichen.

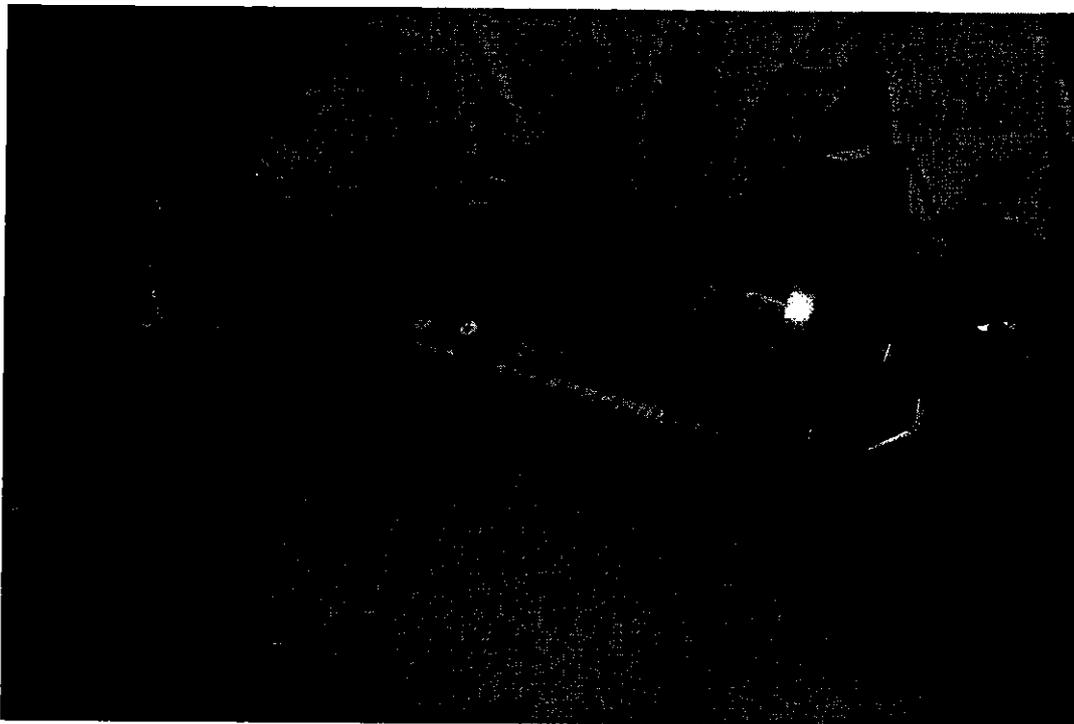


Abbildung 50

Skoliometermessung lumbal im Bereich der maximalen Oberflächenfehlrotation unter gleichzeitiger Messung des Abstandes zum Vertebra Prominens. Zuvor erfolgte die Messung im Bereich des ebenfalls gut zu sehenden rechtsseitigen Rippenbuckels.

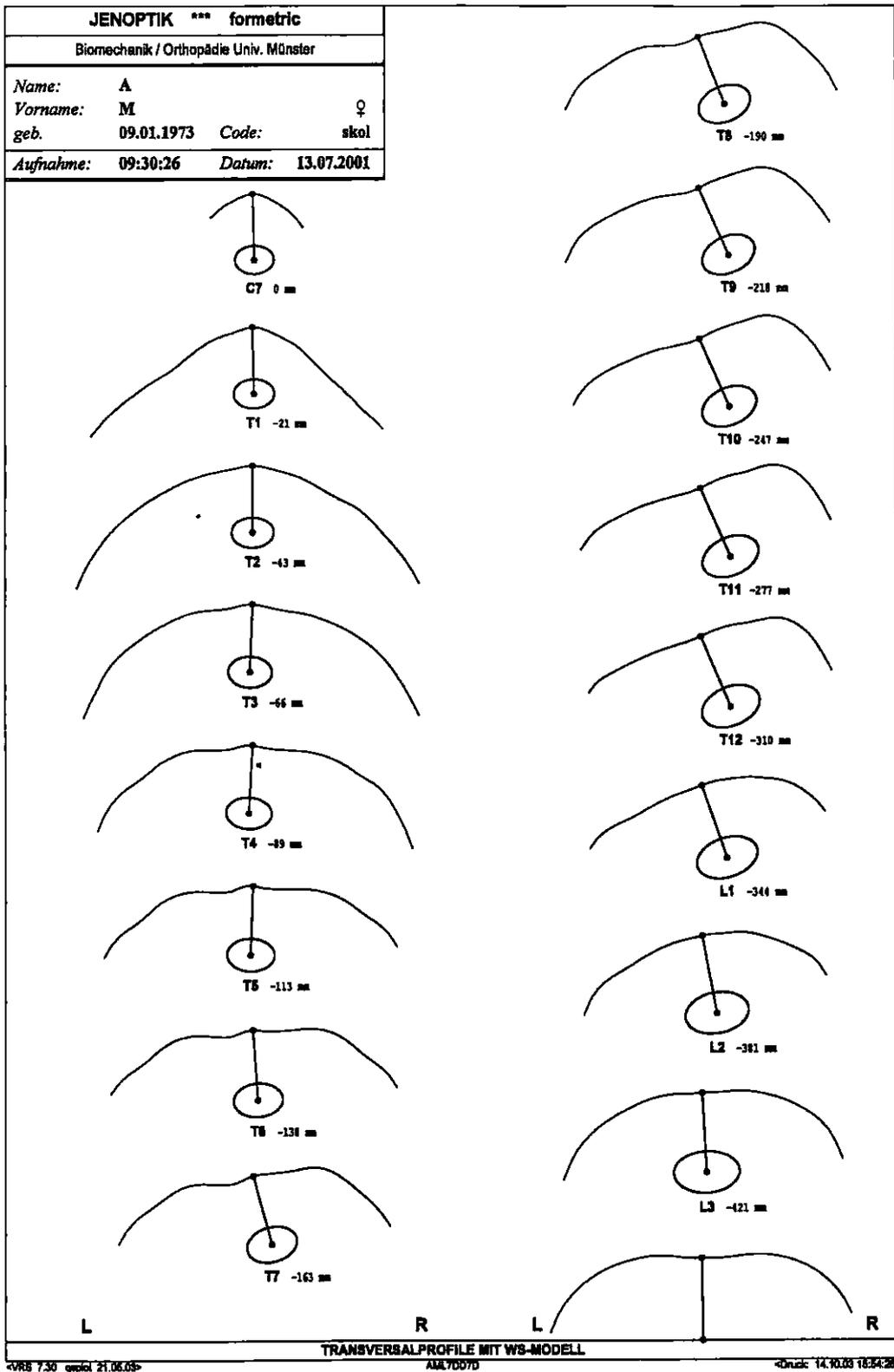


Abbildung 51

Querprofile der Rasterstereografie in Vorneige zur simulierten Skoliometermessung. Deutlicher Rippenbuckel rechts in der unteren Brustwirbelsäule.

### Ergebnisse:

Zunächst ist zu erwähnen, daß es bereits in der deskriptiven Statistik große Abweichungen zwischen den simulierten und in vivo durchgeführten Skoliometermessungen gab. Da es nicht auszuschließen ist, daß diese zu einem erheblichen Anteil auf Unzulänglichkeiten bei der manuellen Messung zurückzuführen waren und diesbezüglich keine Kontrolle durch weitere Untersucher bestand, entschieden wir, die weiteren Auswertungen nur auf die für unsere Einschätzung zuverlässigere und objektivere simulierte Skoliometermessung zu stützen.

Die Korrelation der mittels Skoliometermessung (Simulation) und Rasterstereografie in Vorneige ermittelten Rotationsamplituden war mit  $R^2=0,37$  schwach. Dies lag im Wesentlichen an der starken Streuung ( $5^\circ-43^\circ$ ) (Abb. 52). Im Mittel lag die Differenz der beiden Werte bei  $11,2^\circ$ , wobei das Skoliometer eine um 43% geringere Rotationsamplitude zeigte. Das Skoliometer maß im Mittel  $15,3^\circ$  ( $0^\circ-35^\circ$ ) und die Rasterstereografie  $26,7^\circ$  ( $6,5^\circ-56^\circ$ ).

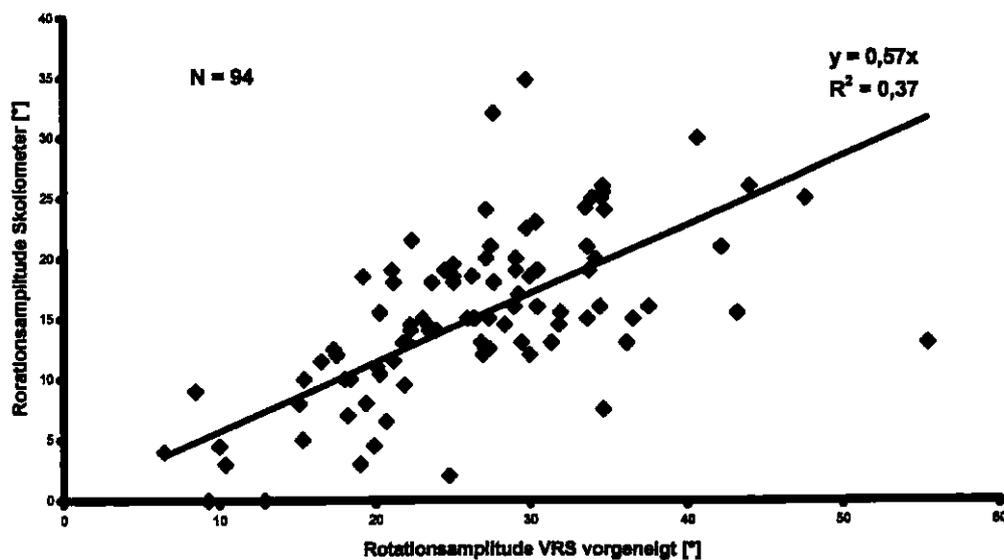


Abbildung 52

Korrelation der mittels Skoliometer (Simulation) und Rasterstereografie in Vorneige ermittelten Rotationsamplituden.

Die Korrelation der mit dem Skoliometer (Simulation) und der Rasterstereografie im Stehen gemessenen Rotationsamplitude war ebenfalls auf Grund großer Streuungen schwach. Der Korrelationskoeffizient betrug nur  $R^2= 0,28$  (Abb. 53). Die Skoliome-

termessung ergab im Mittel eine um  $7,9^\circ$  (36%), geringere Rotationsamplitude als im Stehen. Im Mittel wurden mit dem Skoliometer  $15,3^\circ$  ( $0^\circ$ - $35^\circ$ ) und mit der Rasterstereografie  $23,2^\circ$  ( $7^\circ$ - $46^\circ$ ) gemessen. Sowohl im Vergleich zur Rasterstereografie im Stehen als auch in Vorneige ergeben sich also bei der Messung von Rippenbuckel und Lendenwulst mittels Skoliometer erhebliche Differenzen zur Rückenformanalyse von bis zu  $11^\circ$  (43%).

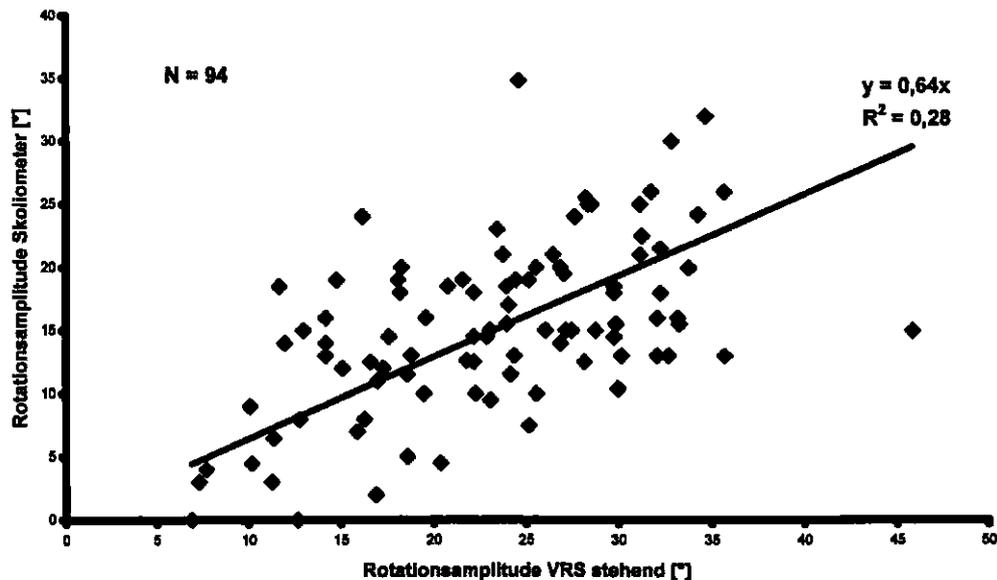


Abbildung 53

Korrelation der mittels Skoliometer und Rasterstereografie im Stehen ermittelten Rotationsamplitude.

#### *Diskussion:*

Die Literatur bietet keine genauen Aussagen zu vergleichenden Messungen zwischen Skoliometer und Rückenformanalyse im Stehen. Insbesondere die Tatsache, daß die mit dem Skoliometer ermittelten Ausprägungen des Rippenbuckels und des Lendenwulstes so deutlich geringer sind, als die objektive Rotationsmessung der Rückenoberfläche, erstaunt. Setzt man die Rotationsmessung mittels Skoliometer als 100% an, liefert die Rasterstereografie im Stehen einen Rotationswert von 156%, in Vorneige sogar 175%. Diese Differenzen sprechen für eine klinisch relevante Tendenz zur Unterschätzung der realen, im Stehen vorhandenen Rippenbuckel- und Lendenwulstausprägung mit dem Skoliometer, denn die Ergebnisse der in Kapitel 3.3.2 geschilderten Studie zeigten keine so starken Differenzen der Oberflächenrotation im Stehen versus in Vorneige. Die bereits zitierten Studien (65, 66) konnten dahinge-

hend bestätigt werden, daß die Reproduzierbarkeit der klassischen Skoliometermessung gering ist. Der Vergleich zur simulierten Messung zeigte in dieser Studie große Abweichungen, die uns von weiteren Auswertungen dieser Daten abhielten. Wie auch der Vorneigetest nach Adams ist die Skoliometermessung unter Berücksichtigung der großen Streuung der Meßdaten und der systematischen Differenzen zwischen der rasterstereografischen Rotationsamplitude im Stehen, in Vorneige und der Skoliometermessung klinisch von relativ geringer Aussagekraft und sollte in Zukunft durch objektivere und zuverlässigere Verfahren ersetzt werden. Die Rasterstereografie im Stehen stellt eine sinnvolle Alternative dar.

## **4. Zusammenfassung**

### **4.1 Wesentliche Inhalte und Ergebnisse**

#### *Einführung*

Die *technischen Möglichkeiten* bieten heute dank schneller Computerprozessoren eine zeiteffektive und zuverlässige dreidimensionale Rückenformanalyse. Der apparative Aufwand ist gering und erfordert keine besonderen Maßnahmen bei dem Patienten und Untersucher. Neben der Rasterstereografie sind das Quantec System und der ISIS Scanner bekannt geworden. Die Rasterstereografie ist gemessen an den Publikationen zu methodischen Grundlagen und zur Evaluation der Genauigkeit das fundierteste und am weitesten entwickelte Verfahren. Es wird international mit entsprechenden Zertifizierungen unter dem Namen Formetric vertrieben.

Methodische Grundlage der Rückenformanalyse stellt bei allen genannten Verfahren die Stereofotogrammetrie dar, welche wiederum auf dem Prinzip der Triangulation beruht. Eine Foto- oder Videokamera nimmt ein aus einem mathematisch definierten Winkel auf die Rückenoberfläche projiziertes Lichtmuster auf. Ein Computer analysiert die Differenzen zwischen dem projizierten und registrierten Bild in wenigen Sekunden und rekonstruiert die Rückenform dreidimensional. Es folgt eine mathematische Formanalyse auf der Basis der Oberflächenkrümmungen. Mit den gewonnenen Daten können anatomische Strukturen als Stützpunkte für die Berechnung der Wirbelsäulenform identifiziert werden

Besonderes Kennzeichen der Rasterstereografie in Abgrenzung zu den Alternativverfahren ist die Rekonstruktionsmöglichkeit der eigentlichen, knöchernen Wirbelsäulenform und die automatische Herstellung eines räumlichen Bezuges zwischen Rückenform und knöchernem Skelett. Dies eröffnet wertvolle klinische Anwendungsmöglichkeiten, da die Methode als Alternative zum Röntgenbild genutzt werden kann.

Die Berechnung der knöchernen Wirbelsäulenform basiert auf folgenden Rechenschritten:

- Automatische Lokalisierung der Dornfortsatzlinie durch Berechnung der Symmetrielinie
- Messung der Oberflächenrotation über dem Dornfortsatz als Maß für die Wirbelrotation
- Lokalisierung des Wirbelmittelpunktes unter Abschätzung der anatomischen Dimensionen

Dem Anwender stehen wenige Sekunden nach der Messung folgende Informationen zur Verfügung:

- Sagittales Profil der Rückenoberfläche und der Wirbelsäule
- Wirbelseitabweichung
- Oberflächenrotation und Wirbelrotation
- Räumliche Gesamtansicht der Wirbelsäule

Die *Klinische Bedeutung der Rückenformanalyse* resultiert aus zwei wesentlichen Problemen in der Diagnostik und Verlaufskontrolle skoliotischer und kyphotischer Wirbelsäulendeformitäten: erstens ist es notwendig, die zumeist jugendlichen oder kindlichen Patienten regelmäßig Röntgenkontrollen zu unterziehen. Dies bringt eine hohe Strahlenbelastung mit sich, die sich in einem signifikant erhöhten Risiko für bösartige Tumorerkrankungen niederschlägt, zweitens ist die Röntgendiagnostik im Hinblick auf die dreidimensionale Verformung der Wirbelsäule bei Skoliosen nur bedingt aussagekräftig. Die Wirbelrotation läßt sich nur ungenau bestimmen, obwohl sie klinisch zur Beurteilung einer Deformität sehr relevant ist. Der kosmetische Defekt der Rückenform ist weder klinisch, noch röntgenologisch in objektiver Weise zu beurteilen, während er für die betroffenen Patienten von großer Bedeutung ist.

Die Rückenformanalyse bietet in der *konservativen Behandlung* von Wirbelsäulendeformitäten die Möglichkeit, etwa die Hälfte der sonst notwendigen Röntgenuntersuchungen einzusparen. Optimale Anwendungsgebiete sind die Verlaufskontrollen über mehrere Jahre und Schulreihenuntersuchungen. Bei der *operativen Behandlung* von Wirbelsäulendeformitäten bietet die Rückenformanalyse neben der Einsparung von Röntgenbildern auch eine objektive Beurteilbarkeit des Operationsergebnisses im Hinblick auf den kosmetischen Defekt. Klinische Untersuchungen oder Fotografien stellen hier keine zeitgemäße Alternative dar.

#### *Klinische Untersuchungen zur Rückenformanalyse mit der Rasterstereografie*

Nachdem in umfangreichen Voruntersuchungen die Zuverlässigkeit der Rasterstereografie bei idiopathischen Skoliosen bis 50° Cobb-Winkel erwiesen war, wurde die Methode 1994 in die klinische Routinediagnostik bei Wirbelsäulendeformitäten in der Poliklinik für allgemeine Orthopädie in Münster eingeführt. Der mittlere Meßfehler lag im Vergleich zu Röntgenaufnahmen für die Wirbelseitabweichung bei 4 mm und Wirbelrotation bei 3°. Die Messung des Kyphose- und Lordosewinkels war mit einer Reproduzierbarkeit von 3° möglich.

Bei der *bisherigen Anwendung* ergänzte die Rasterstereografie bei Patienten mit mäßiggradigen idiopathischen und congenitalen Skoliosen sowie bei Adoleszentenkyphosen die klinische und radiologische Diagnostik. Aufgrund der sehr guten Erfahrungen ersetzte die Methode nach kurzer Zeit etwa 50% der bis dahin durchgeführten Röntgenaufnahmen. Insbesondere bei Verlaufskontrollen ohne Hinweise für eine Krümmungsprogredienz und bei der Erstvorstellung schwacher Deformitäten wurde auf Röntgenbilder zu Gunsten der Rasterstereografie verzichtet. Operationsindikationen und Indikationen zur Korsettbehandlung wurden und werden bis heute jedoch nur an Hand von Röntgenbildern gestellt. Die klinischen Erfahrungen zeigten, daß das Gerät einfach in der Bedienung ist und von Krankenschwestern oder Arzthelferinnen bedient werden kann. Die Bewertung der Befunde obliegt immer dem Arzt.

Ab 1998 wurden von uns Bemühungen um eine *Erweiterung des Anwendungsspektrums* der Rasterstereografie unternommen. Bisher war die Methode nur für Skolio-

sen bis 50° Cobb-Winkel evaluiert. Daher wurde die Genauigkeit der Methode an einem Patientenkollektiv von 77 *höhergradigen und operativ behandelten Wirbelsäulendeformitäten* überprüft. Diese Untersuchungen stützten sich auf einen Vergleich rasterstereografischer Meßergebnisse mit digitalisierten Röntgenbildern. Die Evaluation der Methode für Skoliosen bis 50° Cobb-Winkel basierte auf der gleichen Methode. Bessere Alternativmethoden zur Überprüfung der Messgenauigkeit, beispielsweise mittels Magnetresonanztomografie fanden sich in der Literatur und bei weiteren eigenen Untersuchungen nicht.

Wesentliche Vorteile der Kontrolle rasterstereografischer Meßergebnisse an digitalisierten a. p. Röntgenbildern der Wirbelsäule sind die hohe Genauigkeit der radiologischen Wirbelrotationsmessung (Interpolation) und die Möglichkeit, anstelle segmentbezogener Maximalwerte radiologische und rasterstereografische Kurven durch Überlagerung zu vergleichen. Die unerwünschte Überbewertung einzelner Maximalwerte oder Ausreißern wird vermieden. In Kombination mit einer relativ großen Anzahl von Kurvenvergleichen waren sehr zuverlässige und aussagekräftige Statistiken und Ergebnisse zu erwarten. Die Röntgenbilddigitalisierung erfolgte nach der Methode von Drerup. Eine größere Anzahl von Punkten auf den Wirbelkonturen und Pedikelstrukturen wird per Hand digitalisiert und ermöglicht die Berechnung des Cobb-Winkels, der Wirbelseitabweichung und der Wirbelrotation. Die gemessenen Daten werden segmentübergreifend als geglättete und frequenzmodulierte Sinuskurve dargestellt. Fehlende Daten, beispielsweise durch Metallimplantate verdeckte Pedikelstrukturen, können dadurch interpoliert werden. Dadurch ist auch bei Röntgenbildern schlechter Qualität und postoperativen Bildern eine hohe Meßgenauigkeit zu erwarten. Die rasterstereografischen und digitalen Röntgenkurven der Wirbelseitabweichung und Wirbelrotation wurden überlagert. Als Maß für die Genauigkeit der rasterstereografischen Rekonstruktion der Wirbelsäulenform wurde die Ähnlichkeit der jeweiligen Kurven bewertet. Diese wurde in Form der mittleren quadratischen Abweichung der Kurven berechnet. Die Methode ist sensibel, da große Fehler auf Grund des Quadrierens höher bewertet werden als kleine.

Die ermittelte Genauigkeit der Rasterstereografie für idiopathische Skoliosen zwischen 46° und 88° belief sich auf 6,2 mm für Wirbelseitabweichung und 4,6° für die Wirbelrotation. Die Ergebnisse basieren auf einem Vergleich von 89 Kurvenpaaren

jeweils für beide Werte. Die Genauigkeit bei höhergradigen Skoliosen ist etwas geringer als bei Skoliosen bis 50° Cobb-Winkel. Hier lagen die Werte bei 4 mm und 3°. Im Hinblick auf die klinische Anwendung sind die Ergebnisse als befriedigend zu bewerten, wobei aber einzelne Ausreißer vorkommen können. Diese sind vom Anwender leicht zu erkennen und können kaum zu Fehldiagnosen führen.

Die ermittelte Genauigkeit der Rasterstereografie für Skoliosen, die mittels einer ventralen Derotationsspondylodese korrigiert und fusioniert wurden, beträgt 3,4 mm und 3,2°. Die Ergebnisse basieren auf einem Vergleich von 112 Kurvenpaaren. Die Genauigkeit bei ventral operierten Skoliosen ist hervorragend und mit der bei Skoliosen bis 50° Cobb-Winkel zu vergleichen. Im Hinblick auf eine sichere klinische Anwendung sind die Ergebnisse als sehr gut zu bewerten. Für Skoliosen, die durch eine dorsale Korrekturspondylodese korrigiert und fusioniert wurden, betrug die Genauigkeit 4,5 mm und 4,3°, basierend auf 76 Kurvenvergleichen. Die Ergebnisse sind geringfügig schlechter als für ventral operierte Patienten, aber besser als bei höhergradigen Skoliosen. Die Ergebnisse sind schlüssig, da postoperativ die Cobb-Winkel relativ gering waren und nach dorsalen Operationen durch die Operationsnarbe und die resezierten Dornfortsätze die Oberflächenanalyse geringfügig fehleranfälliger ist. Es kann festgehalten werden, daß die Rasterstereografie prä- und postoperativ sicher angewendet werden kann und dadurch Röntgenbilder in bedeutsamer Anzahl eingespart werden können. Ein prä- und postoperativer Vergleich der Rückenform und Wirbelsäulenform gibt detailliert Auskunft über das erzielte Operationsergebnis, auch im Hinblick auf die Korrektur des kosmetische Defektes. Das Anwendungsspektrum der Rasterstereografie konnte dadurch erheblich erweitert werden. Die neuen Anwendungsmöglichkeiten finden in der Poliklinik seit längerem Berücksichtigung.

Der Cobb-Winkel ist das bekannteste und verbreitetste Maß zur Quantifizierung skoliothischer Deformitäten, obwohl es bei der zeichnerischen Bestimmung des Winkels viele Fehlermöglichkeiten gibt. Der Cobb-Winkel ließ sich selbst digitalisiert nicht genauer als auf etwa 3° bestimmen. Die Rückenform bietet keinen Formparameter, der direkte Rückschlüsse auf die Neigungswinkel der Wirbel zuläßt. Über den Zwischenschritt der Analyse digitaler Röntgenbilder und deren Kurven wurde ermittelt, daß sich als *Alternative zum Cobb-Winkel* ein von der Aussage und Reproduzierbar-

keit vergleichbares rasterstereografisches Maß definieren und berechnen läßt. Dieses Maß ist die relative Seitenauslenkung der Wirbelsäule. Es berechnet sich als Strecke zwischen C7 und L4 geteilt durch die maximale Seitenauslenkung. Dieses Maß wurde in die Ergebnisauflistung der rasterstereografischen Messung aufgenommen und kann insbesondere bei der Verlaufsbeobachtung von Skoliosen berücksichtigt werden. Eine Voraussage des Cobb-Winkels selbst ist nicht sinnvoll, da sie nicht genauer als auf 5,5° möglich ist.

Da die Rasterstereografie das Erscheinungsbild des Rückens objektiv zeigt, bestand der Wunsch ein rasterstereografisches *Maß zur Quantifizierung des kosmetischen Defektes* zu finden. Der aussichtsreichste Parameter aller verfügbaren Einzelmaße war die Gesamtprofilasymmetrie. Sie ist die Summe aller Asymmetrien der einzelnen Querprofile in Relation zur Rumpflänge. Dieses Maß wurde mit dem Cobb-Winkel und anderen Maßen korreliert, die die Ausprägung einer Skoliose nach bisherigem Verständnis eindeutig definieren. Die Korrelation war für alle Parameter mit  $R < 0,5$  schwach. Die Gesamtprofilasymmetrie scheint ein von etablierten Maßen unabhängiger Parameter zu sein. Seine klinische Aussagekraft ist aufgrund der schwachen Korrelation aber unklar und erfordert weitere Untersuchungen. Wünschenswert ist eine Korrelation mit subjektiven Beurteilungen des kosmetischen Defektes bei einer größeren Anzahl höhergradiger Skoliosen.

#### *Experimentelle Untersuchungen zur Rasterstereografie*

Die Symmetrielinie ist die mathematisch geglättete Verbindungslinie aller Asymmetriepunkte der rasterstereografischen Querprofile. Sie dient als Modell für die Dornfortsatzlinie und stellt einen wichtigen Schritt bei der Rekonstruktion der knöchernen Wirbelsäulenform dar. Da unklar war, ob die Übereinstimmung der Symmetrielinie und Dornfortsatzlinie auch bei höhergradigen Deformitäten besteht, wurde *eine Lagekontrolle der Symmetrielinie* an 94 Patienten mit idiopathischen Skoliosen mit Cobb-Winkeln zwischen 20 und 82° durchgeführt. Es erfolgte eine palpatorische Lagebestimmung und Markierung der Dornfortsätze. Die Marker wurden automatisch vom Rasterstereografiegerät lokalisiert. Die Abweichung der berechneten Symmetrielinie von den Klebemarken wurde bestimmt und mit dem Ausmaß der Skoliose korreliert. Die Ergebnisse zeigten keine Abhängigkeit des Fehlers der

Symmetrielinie vom Ausprägungsgrad der Deformität. Die beste Übereinstimmung konnte erzielt werden, wenn durch den Anwender die Symmetrielinie durch interaktive Apexvorgabe korrigiert werden konnte. Diese Vorgehensweise entspricht der klinische Routine. Die mittlere Abweichungen war mit etwa 1 mm gering und nicht systematisch. Das heißt, die Symmetrielinie wich etwa gleich oft nach medial und lateral ab. Die Hypothese, daß die Symmetrielinie bei stärkeren Skoliosen häufig nach medial abweicht und dadurch zu einer Unterschätzung der Deformität führt, hat sich nicht bestätigt. Die Studie zeigte, daß keine durchgreifenden Änderungen des mathematischen Algorithmus zur Berechnung der Symmetrielinie erforderlich sind. Detailverbesserungen wurden durch stärkere Berücksichtigung bestimmter Formparameter vorgenommen. Die technische Voraussetzung zur Markierung der Dornfortsätze wurde in die Serienproduktion übernommen, um unerfahrenen Anwendern eine Hilfestellung bei Grenzfällen zu bieten.

Die Evaluation der Rasterstereografie basiert im wesentlichen auf der Kontrolle der Genauigkeit an digitalisierten Röntgenbildern. Eine Überprüfung der Genauigkeit und eine Fehleranalyse durch eine *Rekonstruktionskontrolle mittels Kernspintomografie* als alternative Evaluationsmöglichkeit erschien interessant. Die Kernspintomografie bot sich wegen der hohen Bildauflösung und der fehlenden Strahlenbelastung an. Ein Nachteil der Methode war jedoch, daß sie nur im Liegen durchführbar war. Dies machte erforderlich, daß auch die zu vergleichende Rasterstereografie im Liegen durchgeführt werden mußte. Während sich alle technischen Probleme lösen ließen, blieb das Problem bestehen, daß sich die Rückenform in Bauchlage im Vergleich zur stehenden Position erheblich verändert und die Reproduzierbarkeit der Bauchlage in der Studie gering war. Die Methode stellt daher keine geeignete Alternative zur Digitalisierung von Röntgenbildern dar, um die Qualität der Rasterstereografie an größeren Patientenkollektiven zu überprüfen. Die Untersuchung beschränkte sich auf Grund der methodischen Kompromisse auf 26 Patienten mit höhergradigen und zur Operation vorgesehenen idiopathischen Skoliosen mit einem Cobb-Winkel von im Mittel  $61^\circ$ . Alle Patienten wurden innerhalb einer Stunde rasterstereografisch in Bauchlage und kernspintomografisch untersucht. Es wurde auf ein hohes Maß der Standardisierung der Lagerung Wert gelegt. Die Ergebnisse zeigten eine systematische Unterschätzung der Wirbelseitabweichung und -Rotation in der Rasterstereografie. Dies bestätigt zunächst die in Kapitel zwei gefundenen höheren

Rekonstruktionsfehler der Rasterstereografie bei höhergradigen Skoliosen mit Cobb-Winkeln deutlich größer als  $50^\circ$ . Neu war jedoch die Systematik des Fehlers im Sinne einer Unterschätzung. Die Ursachen liegen nur zum Teil in einer Abweichung der Symmetrielinie von der Dornfortsatzlinie. Dieser Fehler konnte in Kapitel 3.1 bereits objektiviert werden, erklärt aber nicht die Systematik. Von wesentlicher Bedeutung ist die Tatsache, daß bei höhergradigen Skoliosen die Oberflächenrotation über dem Dornfortsatz in vielen Fällen geringer ist als die Wirbelrotation. Dieses Phänomen ist inkonstant und daher nur durch eine komplexe Modifizierung des Berechnungsmodells zu kompensieren. Es bietet Ansätze für weiterführende detaillierte Untersuchungen der Profilformen mit dem Ziel einer korrigierten Rotationsmessung. Erfahrene Anwender können den Fehler in der Übersichtsdarstellung der Querprofile jedoch erkennen und durch interaktive Eingabe die Lage der Symmetrielinie so korrigieren, daß die Rotation besser gemessen wird. Es bleibt zu bedenken, daß dieser Meßfehler nur einen Teil höhergradiger Deformitäten mit Cobb-Winkeln über  $60^\circ$  betrifft und die Genauigkeit der Rasterstereografie bei diesen Deformitäten, wie im Kapitel zwei gezeigt, im Mittel dennoch befriedigend ist.

Die Betrachtung der Rückenform in Vorneige und die Messung des Rippenbuckels sowie Lendenwulstes in Vorneige sind die gängigsten klinischen Untersuchungen idiopathischer Skoliosen überhaupt. Ihre klinische Relevanz ist groß. Die Rückenformanalyse stellt zu diesen Untersuchungstechniken eine moderne Alternative dar. Es war von großem Interesse die klinischen Methoden bezüglich Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit mit einer *Rasterstereografie in Vorneige* zu vergleichen. Drei Studien wurden zu diesem Thema durchgeführt. Alle Studien stützen sich auf die Rückenformanalyse mit der Rasterstereografie in Vorneige. Dazu wurde ein Meßgerät unter der Decke installiert.

Die erste Studie untersucht den Einfluß von Beinlängendifferenzen auf die Rückenform, insbesondere auf einen Lendenwulst und Rippenbuckel. Dazu wurden fünf gesunde Probanden mit künstlichen Beinlängendifferenzen unterschiedlicher Ausprägung in Vorneige rasterstereografisch untersucht. Die Oberflächenrotation über der Lendenwirbelsäule und Brustwirbelsäule war von besonderem Interesse.

Die zweite Studie untersucht die Veränderungen der Rückenform in Vorneige im Vergleich zur stehenden Position. Diesbezüglich finden sich in der Literatur nur wenige und uneinheitliche Angaben, obwohl die klinische Relevanz der Effekte auf Grund der weiten Verbreitung des Vorneigetests groß ist. Wir verglichen daher die Rückenform von 94 Patienten mit idiopathischen Skoliosen zwischen 20° und 82° Cobb-Winkel in stehender Haltung und in Vorneige unter besonderer Berücksichtigung der Veränderungen der Oberflächenrotation. Diese verstärkte sich in Vorneige nur um 10%, gemessen als Differenz zwischen rechts- und linksgerichteter Rotation. Die Streuung der Zunahme war jedoch mit im Mittel 6,6° so groß, daß von einer systematischen Zunahme der Rotation in Vorneige mit klinischer Relevanz nicht ausgegangen werden kann. Die Patienten zeigen trotz der im Mittel um 10% zunehmenden Rotation individuell große Unterschiede. Die Korrelation der Oberflächenrotation im Stehen mit der in Vorneige war mit  $R^2=0,33$  schwach, was diese Feststellung bestätigt. In Zusammenschau mit den in der Literatur veröffentlichten Ergebnissen ergibt sich ein weitgehend uneinheitliches Bild der Ergebnisse. Man kann schlußfolgern, daß sich die Form des Rückens bei idiopathische Skoliosen in Vorneige individuell verändert und die Verstärkung von Rippenbuckel und Lendenwulst im Mittel nur relativ schwach ist. Der Vorneigetest nach Adams muß bezüglich seiner Aussagekraft daher kritisch beurteilt werden. Die Rückenformanalyse in der klinisch relevanteren und besser reproduzierbaren stehenden Haltung stellt eine gute Alternative dar, insbesondere bei Verlaufskontrollen und Reihenuntersuchungen.

Die weltweit verbreitete Quantifizierung einer Skoliose durch Messung der Fehlrotation mit einem Skoliometer wurde in der Literatur bereits vor vielen Jahren kritisch beleuchtet. Man bemängelte eine schlechte Spezifität und Sensitivität des einfachen und bereits recht alten Verfahrens. Wir verglichen daher *Skoliometermessungen versus in Vorneige durchgeführte Rasterstereografien* von 94 Patienten mit idiopathischen Skoliosen mit Cobb-Winkeln von 20° bis 82°, um die Skoliometermessung genauer zu evaluieren. Letztlich stand die Frage im Raum, ob die Skoliometermessung noch zeitgemäß ist. Zusätzlich zur in vivo Skoliometermessung wurde an den rasterstereografischen Querprofilen in Vorneige simulierte Skoliometermessungen durch durchgeführt. Der Vergleich zu den in vivo Messungen zeigte erhebliche Differenzen der Meßwerte, die wir im wesentlichen auf Fehler und Ungenauigkeiten bei der in vivo Messung zurückführten. Weiterhin zeigte sich, daß die Skoliometermes-

sung eine um 36% geringere Oberflächenrotation als im Stehen und eine um 43% geringere als in Vorneige maß. Diese Differenzen sind erheblich und selbst mit den im Kapitel 3.3.2 gefundenen Differenzen der Rückenform in Vorneige und im Stehen nicht zu erklären. Die Skoliometermessung unterschätzt demnach die Oberflächen- und Wirbelrotation, die sich über der Dornfortsatzlinie mit der Rasterstereografie mißt, erheblich. Man kann zusammenfassend sagen, daß die Skoliometermessung kritisch beurteilt werden muß, da sie schlecht reproduzierbar ist und die im Stehen und in Vorneige vorhandene Fehlrotation der Rückenoberfläche und der Wirbel deutlich unterschätzt. Sie sollte durch objektivere und reproduzierbarere Messungen ersetzt werden. Die Rasterstereografie stellt eine geeignete Alternative dar.

## **4.2 Erreichte Ziele der Arbeit**

Im Hinblick auf die drei unter 1.3 formulierten Ziele dieser Arbeit läßt sich abschließend feststellen:

1. Das Anwendungsspektrum der Rasterstereografie als Methode zur berührungslosen Rückenformanalyse konnte auf höhergradige und operativ behandelte Deformitäten erweitert werden. Dadurch können Röntgenaufnahmen auch bei diesen Patienten um 30-50% reduziert werden. Darüber hinaus bietet die Methode eine objektive und genaue Beurteilbarkeit von Operationsergebnissen hinsichtlich der Rückenformkorrektur und des kosmetischen Defektes.
2. Die Meßgenauigkeit der Methode konnte sehr genau evaluiert werden. Systematische Fehler und klinisch relevante Ungenauigkeiten konnten nur für hochgradige Deformitäten gefunden werden. Verbesserungen zur Steigerung der Genauigkeit und Zuverlässigkeit konnten erzielt werden. Eine grundlegende Korrektur des mathematischen Modells der Rasterstereografie ist nicht erforderlich. Weitere Möglichkeiten für Optimierungen konnten hergeleitet werden, erfordern aber weitergehende Untersuchungen.

3. Die Veränderungen der Rückenform in Vorneige des Oberkörpers wurden genau untersucht. Sie zeigten auf, daß der Vorneigetest nach Adams und die Skoliometermessung als weltweit verbreitete klinische Untersuchungsmethoden bezüglich Aussagekraft und Zuverlässigkeit sehr kritisch zu bewerten sind. Die Rasterste-reografie stellt hier eine zeitgemäße Alternative und eine Erweiterung der dia-gnostischen Möglichkeiten dar, die in keinem Skoliosezentrum fehlen sollte.

## 5. Literaturverzeichnis

1. Götze H G. Der Rotationsindex bei idiopathischen Thorakalskoliosen. *Z Orthop* ; 111 : 737-43, 1973
2. Debrunner H U. *Orthopädisches Diagnostikum*, S. 72, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1973
3. Willner S. Spinal pantography for recording the sagittal curves of the spine, *Surface Topography and Spinal Deformity* 3, 39-45, Ed. Harris J D, Turner-Smith A R, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1986
4. Burwell R G, James N J, Johnson F, Webb J K, Wilson Y G. Trunk asymmetry scores: A method and some findings for normal children, *Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity* 2, 27-32, Ed. Drerup B, Frobin W, Hierholzer E, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1983
5. Burwell R G, James N J, Johnson F, Webb J K, Wilson Y G. Trunk asymmetry scores: Evaluation and interpretation of the findings for normal children, *Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity* 2, 33-40, Ed. Drerup B, Frobin W, Hierholzer E, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1983
6. Burwell R G, James N J, Johnson F, Webb J K, Wilson Y G. Trunk asymmetry scores: Application to subjects with idiopathic scoliosis with particular reference to radiological findings, *Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity* 2, 41-50, Ed. Drerup B, Frobin W, Hierholzer E, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1983
7. Takasaki H. Moiré-Topography. *Applied Optics* ; 9 : 1467-72, 1970
8. Meadows D M, Johnson W O, Allen J B. Generation of surface contours by Moiré patterns. *Applied Optics* ; 9 : 942-47, 1970
9. Willner S. Comparison between Moiré and x-ray findings in structural scoliosis. *Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity* 1, 157-65, Ed. Moreland M S, Pope M H, Armstrong G W D, Pergamon Press, New York, 1981
10. Drerup B. The measurement of angles in Moiré-Topograms. *Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity* 1, 190-200, Ed. Moreland M S, Pope M H, Armstrong G W D, Pergamon Press, New York, 1981
11. Moreland M S, Barce C A, Pope M H. Moiré-Topography in scoliosis: pattern recognition and analysis. *Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity* 1, 190-200, Ed. Moreland M S, Pope M H, Armstrong G W D, Pergamon Press, New York, 1981

12. Shinoto A, Ohtsuka Y, Inoue S. Quantitative analysis of scoliosis and kyphosis deformity by Moiré method. *Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity* 1, 190-200, Ed. Moreland M S, Pope M H, Armstrong G W D, Pergamon Press, New York, 1981
13. Neugebauer H, Windischbauer G. Moiré-Topography in scoliosis research. *Optics in Biomedical Science*, Ed. v. Bally G, Greguss P, 250-53, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1982
14. Turner-Smith A R, Harris J D. Analysis of scoliosis by back shape topography, *Biostereometrics* 82, Ed. Herron R E, 111-15, SPIE Proceedings 361, 1983
15. Drerup B. A procedure for the numerical analysis of Moiré-Topograms. *Photogrammetria* ; 36 : 41-9, 1981
16. Suzuki N, Inami K, Ono T, Khono K, Asher M A. 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/Omsha, Amsterdam, Tokyo, 1999
17. 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/Omsha, Amsterdam, Tokyo, 1999
18. Armstrong J G, Armstrong G W D, Livermore N B. Assessment of topographic symmetry of Moiré patterns in scoliosis patients. *Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity* 1, 150-56, Ed. Moreland M S, Pope M H, Armstrong G W D, Pergamon Press, New York, 1981
19. Hefti F L, Hartzell C R, Pizzutillo P D, MacEwen G D. Dot pattern analysis for back shape measurement in scoliosis. *Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity* 2, 189-98, Ed. Drerup B, Frobin W, Hierholzer E, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1983
20. Mauritzson L, Benoni G, Ilver J, Lindstrom K, Willner S. Three linear array back scanning with airborne ultrasound. *Surface Topography and Spinal Deformity* 3, 47-51, Ed. Harris J D, Turner-Smith A R, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1986
21. Schumpe G, Messler H. Comparison of parameters used for the measurement of spinal deformity by means of optometric, ultrasonic and radiographic technique. *Surface Topography and Spinal Deformity* 4, Ed. Stokes I A F, Pekelsky M S, Moreland M S, 203-12, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1987

22. Pazos V, Cherit F, Labelle H, Danserau J. 3D Reconstruction and Analysis of the whole trunk surface for non-invasive follow-up of scoliotic deformities. *Research into spinal deformities 4*, Ed. Grivas T B, 296-99, IOS/Omsha, Amsterdam, Tokyo, 2002
23. Aliverti A, Ferrigno G, Rotelli F, Santambrogio G C. back Surface Analysis by Laser Beam Scanning and Stereophotogrammetry. *Three-dimensional Analysis of Spinal Deformities*, Ed. D'Amico M, Merolli A, Santambrogio G C, 51-6, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1995
24. Poncet P, Delorme S, Ronsky J L, Danserau J, Clynch G, Dewar R D, Labelle H, Gu P H, Zernicke R F. Reconstruction of laser-scanned 3D torso topography and stereoradiographical spine and rib-cage geometry in scoliosis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin ; 4 : 59-75*, 2000
25. Pearson J D, Dangerfield P H, Hobson C A, 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'Ecole Polytechnique de Montreal, Montreal, Canada & Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, Germany, 1992
26. Dangerfield P H, Pearson J D, Dorgan J C, Hobson C A, 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 G C, 231-8, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1995
27. Sakka S A, Wojcik A, Macindoe S, Mehta M H. 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 G C, 441-5, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1995
28. Griffiths C J, Tweedie R J, FitzGerald J E, Gigson M, Leonard M A. Surface topography measurement of back asymmetry in relation to scoliosis surgery. *Research into spinal deformities 1*, Ed. Sevastic J A, Diab K M, 309-11, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1997
29. Goldberg C J, Moore D P, Fogarty E, Dowling F E. Surface topography and the several components of scoliotic deformity. *Research into spinal deformities 4*, Ed. Grivas T B, 67-9, IOS/Omsha, Amsterdam, Tokyo, 2002

30. Goldberg C J, Kaliszer M, Moore D P, Fogarty E E, Dowling F E. Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. *Spine* ; 15 : E55-63, 2001
31. McArdle F J, Griffiths C J, MacDonald A M, Gibson M J. Monitoring the sagittal curvature in kyphoscoliosis with surface topography: a trend analysis of 57 patients. *Research into spinal deformities 4*, Ed. Grivas T B, 199-203, IOS/Omsha, Amsterdam, Tokyo, 2002
32. Turner-Smith A R, A television/computer three-dimensional surface shape measurement system. *J Biomech* ; 21 : 515-29, 1988
33. Turner-Smith A R, Harris J D, Houghton G R, Jefferson R J. A method for analysis of back shape in scoliosis. *J Biomech*; 21 : 497-509, 1988
34. Johnson M R, Upadhyay S S, Burwell R G, Webb J K. Integrated Shape Imaging System (ISIS) an evaluation of its capacity to measure lateral spine curves and appraise hump dynamics on forward flexion. *J Bone Joint Surg* ; 69-B : 851-52, 1987
35. Upadhyay S S, Burwell R G, Webb J K, 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* ; 13 : 146-151, 1988
36. Legaye J, Orban C. Evolution of Scoliosis by Optical Scanner ISIS. *Three-dimensional Analysis of Spinal Deformities*, Ed. D'Amico M, Merolli A, Santambrogio G C, 415-21, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1995
37. Theologis N T, Faibank J C T, Turner-Smith A R, Pantazopoulos T. Early Detection of Progression in Adolescent Idiopathic scoliosis by Measurement of Changes in Back Shape with Integrated Shape Imaging System Scanner. *Spine* ; 11 : 1223-28, 1997
38. Bettany Saltikov J A, Van Schaik P, Bell J A, Warren J G, Wojcik A S, Papastefanou S L. 3D back shape in normal young adults. *Research into Spinal Deformities 3*, Ed. Tanguy A, Peuchot B, 81-5, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 2002
39. Frobin W, Hierholzer E. Rasterstereography: A photogrammetric method for measurement of body surfaces. *Photogrammetric Engineering & Remote Sensing* ; 47 : 1717-24, 1981
40. Frobin W, Hierholzer E. Automatic measurement of body surfaces using rasterstereography. Part 1: Image scan and control point measurement. *Photogrammetric Engineering&Remote Sensing* ; 49 : 377-84, 1983

41. Frobin W, Hierholzer E. Automatic measurement of body surfaces using rasterstereography. Part 2: Analysis of the rasterstereographic line pattern and 3-D surface reconstruction. *Photogrammetric Engineering&Remote Sensing* ; 49 : 1443-52, 1983
42. Hierholzer E, Frobin W. Raster photogrammerty: „Systems and applications“ *Handbook of Non-topographic Photogrammetry*, 2<sup>nd</sup> Edition, Chapter 16, Ed. Karara H M, 265-78, Amer. Soc. Of Photogrammetry, Falls Church (Viginia), 1989
43. Frobin W, Hierholzer E. Analysis of human back shape using surface curvatures. *J Biomechanics* ; 15 : 379-90, 1982
44. Drerup B, Hierholzer E. Objective determination of anatomical landmarks on the body surface: Measurement of the vertebra prominens from surface curvature. *J Biomechanics* ; 18 : 467-74, 1985
45. Drerup B, Hierholzer E. Automatic localization of anatomical landmarks on the back surface and construction of a body-fixed coordinate system. *J Biomechanics* ; 20 : 961-70, 1987
46. 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
47. Hierholzer E. Objektive Analyse der Rückenform von Skoliosepatienten, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1993
48. Bradford D S. Juvenile Kyphosis. In: Moe`s textbook of scoliosis and other spinal deformities, Ed. Lonstein J E, Winter R B, Bradford D S, Ogilvie J W, Saunders Company, Philadelphia, 1995
49. Lonstein J E. Idiopathic scoliosis. In: Moe`s textbook of scoliosis and other spinal deformities, Ed. Lonstein J E, Winter R B, Bradford D S, Ogilvie J W, Saunders Company, Philadelphia, 1995
50. Giehl J P, Bernau A. Radiologische Diagnostik bei Skoliosen – Indikation und Befundinterpretation. *Orthop Praxis* ; 5 :267-78, 1994
51. Bernau A , Seeger W. Reduzierung der Strahlenexposition bei Wirbelsäulenganzaufnahmen von Jugendlichen. *Z Orthop* ; 4 : 302-4, 1996
52. Morin Doody M, Lonstein J E, Stovall M, Hacker D G, Luckyanov N, Land C E. Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U. S. Scoliosis Cohort Study. *Spine* ; 25 : 2053-63, 2000

53. Dutkowsky J P, 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* ; 10 : 532-4, 1990
54. Hoffman D A, Lonstein L E, Morin M M, Visscher W, Harris B S H III, Boice J D. Breast cancer in women with scoliosis exposed to multiple diagnostic x rays. *J Natl Cancer Inst* ; 81 : 1307-12, 1989
55. Levy A R, Goldberg M S, Hanley J A, Mayo N E, Poitras B. Projecting the lifetime risk of cancer from exposure to diagnostic ionizing radiation for adolescent idiopathic scoliosis. *Health Phys* ; 66 : 621-33, 1994
56. Nash C L, Gregg E C, Brown R H, Pillai K. Risks of exposure to x rays in patients undergoing long-term treatment for scoliosis. *J Bone Joint Surg* ; 61 : 371-4, 1979
57. Nash CL, Moe JH. A study of vertebral rotation. *J Bone Joint Surg* ; 51 A : 223-229, 1969
58. Perdriolle R. *La Scoliose*. Ed. Maloine S A, Paris, 1979
59. Hackenberg L, Liljenqvist U, Hierholzer E, Halm H. Rasterstereografische Oberflächenvermessung idiopathischer Skoliosen nach VDS. *Z Orthop* ; 138 : 353-9, 2000
60. Drerup B. *Die Form der skoliotischen Wirbelsäule: Vermessung und mathematische Analyse von Standard-Röntgenaufnahmen*. Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1993
61. Le Borgne P, Skalli W, Stokes I A F, Maurel N, Duval Beaupere G, Lavaste F. Three-dimensional measurement of a scoliotic spine. *Three-dimensional Analysis of Spinal Deformities*, Ed. D'Amico M, Merolli A, Santambrogio G C, 219-24, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1995
62. Aaro S, Dahlborn M. Estimation of vertebral rotation and spinal and rib cage deformity in scoliosis by Computer Tomography. *Spine* ; 6 : 461-7, 1981
63. Birchall D, Hughes D G, Hindle J, Robinson L, Williamson B. Measurement of vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis using three-dimensional Magnetic resonance imaging. *Spine* ; 22 : 2403-7, 1997
64. Theologis T N, Jefferson R J, Simpson A H R W, Turner-Smith A R, Fairbank J C T. Quantifying the cosmetic defect of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* ; 18 : 909-12, 1993

65. Cote P, Kreitz B G, Cassidy J D, Dzus A K, Martel J. A study of the diagnostic accuracy and reliability of the scoliometer and Adam's forward bending test. *Spine* ; 23 : 796-802, 1998
66. Grossmann T W, Mazur J M, Cummings R J. An evolution of the Adams forward bend test and the scoliometer in a scoliosis school screening setting. *J Ped Orthop* ; 15 : 535-38, 1995
67. Cobb J R. Outline for the study of scoliosis. *Instruct. Course Lect. Amer. Acad. Orthop Surg* ; 5 : 261, 1948
68. Neugebauer H. Cobb oder Ferguson. Eine Analyse der beiden gebräuchlichsten Röntgenmessmethoden von Skoliosen. *Z Orthop.* ; 110 : 342-56, 1972
69. Stagnara P, De Mauroy J C, Dran G. Reciprocal angulation of vertebral bodies in the sagittal plane: Approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. *Spine* ; 7 : 335, 1982
70. Drerup B, Hierholzer E. Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. *Clin Biomech* ; 9 : 28-36, 1994
71. Drerup B, Hierholzer E. Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model. *Clin Biomech* ; 11 : 376-383, 1996
72. Drerup B. Die Bestimmung des Kyphosewinkels aus der berührungslosen Rückenvermessung. *Z Orthop* ; 120 : 64-70, 1985
73. Drerup B, Ellger B, Meyer zu Brentrup F, Hierholzer E. Rasterstereografische Funktionsaufnahmen – Eine neue Methode zur biomechanischen Analyse der Skelettgeometrie. *Orthopäde* ; 30 : 242-50, 2001
74. Drerup B, Hierholzer E. Movement of the human pelvis and displacement of related anatomical landmarks on the body surface. *J Biomechanics* ; 20 : 971-77, 1987
75. Liljenqvist U, Halm H, Hierholzer E, Drerup B, Weiland M. Die dreidimensionale Oberflächenvermessung von Wirbelsäulendeformitäten anhand der Videorasterstereografie. *Z Orthop* ; 136 : 57-64, 1998
76. Stephens Richards B. Measurement error in assessment of vertebral rotation using the Perdriolle Torsiometer. *Spine* ; 17 : 513-17, 1992
77. Metha M H. Radiographic estimation of vertebral rotation in scoliosis. *JBJS* ; 55 B : 513-20, 1973

78. Russel G G, Raso V J, Hill D, Mc Ivor J. A comparison of four computerized methods for measuring vertebral rotation. *Spine* ; 15 : 24-27, 1990
79. Matteri R E, Pope M H, Frymoyer J W. A biplane radiographic method of determining vertebral rotation in postmortem specimens. *Clin Orthop* ; 116 : 95-8, 1976
80. Benson D R, Scultz A B, Dewald R L. Roentgenographic evaluation of vertebral rotation. *JBJS* ; 58 A : 1125-29, 1976
81. Stokes I A F, Bigallow L C, Moreland M. Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. *Spine* ; 11 : 213-18, 1986
82. Skalli W, Lavaste F, Descrimes J-L. Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: What are the true values? *Spine* ; 20 : 546-53, 1995
83. Krismer M, Sterzinger W, Haid C, Frischhut B, Bauer R. Axial rotation measurement of scoliotic vertebrae by means of computed tomography scans. *Spine* ; 5 : 576-81, 1996
84. Ho E K W, Upadhyay S S, Ferris L, Chan F L, Bacon-Shone J, Hsu L C S, Leong J C Y. A comparative study of computed tomographic and plain radiographic methods to measure vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* ; 17 : 771-4, 1992
85. Ho E K W, Upadhyay S S, Chan F L, Hsu L C S, Leong J C Y. New methods of measuring vertebral rotation from computed tomographic scans - An intraobserver and interobserver study on girls with scoliosis. *Spine* ; 18 : 1173-77, 1993
86. Göcen S, Havitcioglu H, Alici E. A new method to measure vertebral rotation from CT scans. *Eur Spine J* ; 8 : 261-65, 1999
87. Drerup B. Principles of measurement of vertebral rotation from frontal projections of the pedicles. *J Biomech* ; 18 : 923-35, 1984
88. Drerup B. Improvements in measuring vertebral rotation from the projection of the pedicles. *J Biomech* ; 18 . 369-78, 1985
89. Drerup B, Hierholzer E. Evaluation of frontal radiographs of scoliotic spines – Part I: Measurement of position and orientation of vertebra and assesment of clinical shape parameters. *J Biomech* ; 25 : 1357-62, 1992
90. Drerup B, Hierholzer E. Evaluation of frontal radiographs of scoliotic spines – Part II: Relations between lateral deviation, lateral tilt and axial rotation of vertebrae. *J Biomech* ; 25 : 1443-50, 1992

91. Hackenberg L, Hierholzer E, Pötzl W, Götze C, Liljenqvist U. Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after anterior correction and fusion. *Clin Biomech* ; 18 : 1-8, 2003
92. Hackenberg L, Hierholzer E, Pötzl W, Götze C, Liljenqvist U. Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after posterior correction and fusion. *Clin Biomech* ; 18 : 883-9, 2003
93. Asher M A, Manna B J. Optimizing surgical improvement of trunk asymmetry from idiopathic scoliosis: A preliminary report. *Research into spinal deformities 2*, Ed. Stokes I A F, 250-3, IOS Press/Omsha, Amsterdam, Tokyo, 1999
94. Weatherly C R, Draycott V, O'Brien J F. The rib deformity in adolescent idiopathic scoliosis. A prospective study to evaluate changes after Harrington distraction and posterior fusion. *JBJS* ; 69 B : 909-12, 1987
95. Zielke K, Stunkat R. Ergebnisse der ventralen Derotationsspondylodese. In: Junghans H: *Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Band 72: Skoliose und Kyphose*, Hippokrates, Stuttgart, 1978
96. Zielke K, Berthet A. VDS – Ventrale Derotationsspondylodese – Vorläufiger Bericht über 58 Fälle, *Orthop Traumatol* ; 25 : 85-87, 1978
97. Zielke K. Ventrale Derotationsspondylodese. Behandlungsergebnisse bei idiopathischen Lumbalskoliosen. *Z Orthop* ; 120 : 320-29, 1982
98. Halm H, Liljenqvist U, Niemeyer T, Chan D P, Winkelmann W. Halm-Zielke instrumentation for primary stable anterior scoliosis surgery: operative technique and 2 year results in ten consecutive adolescent idiopathic scoliosis patients within a prospective clinical trial. *Eur Spine* ; 7 : 429-34, 1998
99. Bullmann V, Halm H, Niemeyer T, Hackenberg L, Liljenqvist U. Dual-rod correction and instrumentation of idiopathic scoliosis with the halm-zielke instrumentation. *Spine* ; 15 : 1306-13, 2003
100. Moe J H, Purcell G A, Bradford D S. Zielke instrumentation (VDS) for correction of spinal curvature. *Clin Orthop* ; 180 : 133-53, 1983
101. Kostuik J P, Carl A, Ferron S. Anterior Zielke instrumentation for spinal deformity in adults. *JBJS* ; 71 A : 898- 912, 1989
102. Lowe T G, Peters J D. Anterior spinal fusion with Zielke instrumentation for idiopathic scoliosis. *Spine* ; 18 : 423-26, 1993
103. Moskowitz A, Trommanhauser S. Surgical and clinical results of scoliosis surgery using Zielke instrumentation. *Spine* ; 18 : 2444-51, 1993

104. Halm H, Liljenqvist U, Castro W H M, Jerosch J. Die operative Behandlung idiopathischer thorakolumbalen Skoliosen: Cotrel-Dubousset Instrumentation versus Ventrale Derotationsspondylodese. *Z Orthop* ; 133 : 282-7, 1995
105. Hopf C. CDH – Ein neues primärstabiles ventrales Wirbelsäulen-Instrumentarium. *Orthop Praxis* ; 11 : 714-18, 1994
106. Hopf C, Eysel P, Dubousset J. CDH – Vorläufiger Ergebnisbericht über ein primärstabiles ventrales Wirbelsäulen-Instrumentarium. *Z Orthop* ; 133 : 274-81, 1995
107. Jeszenszky D, Harms J, Beele B. The Ventral Correction of Lumbar or Thoracolumbar Scoliosis: The Ventral Lordosis-Derotation Spondylolisthesis. Poster presentation at the 30<sup>th</sup>. Annual meeting of the Scoliosis Research Society, Asheville, USA, 13-16.09.1995
108. Stasikelis P J, Pugh L I, Allen B L Jr.. Surgical corrections in scoliosis: a meta-analysis. *J Pediatr Orthop* ; 7 : 111-6, 1998
109. Webb J K, Burwell R G, Cole A A, Liebermann I. Posterior instrumentation in scoliosis. *Eur Spine J* ; 4 :2-5, 1995
110. Suk S I, Lee C K, Chung S S. Comparison of Zielke ventral derotation system and Cotrel-Dubousset instrumentation in the treatment of idiopathic lumbar and thoracolumbar scoliosis. *Spine* ; 15 :419-29, 1994
111. Liljenqvist U, Lepsin U, Hackenberg L, Niemeyer T, Halm H. Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis. *Eur Spine J* ; 11 : 336-43, 2002
112. Suk S I, Lee C K, Min H J, Cho K H, Oh J H. Comparison of Cotrel-Dubousset pedicle screws and hooks in the treatment of idiopathic scoliosis. *Int Orthop* ; 18 : 341-6, 1994
113. Drerup B, Hierholzer E. Description of scoliotic deformity by modulated sinusoidal functions. *Three-dimensional Analysis of Spinal Deformities*, Ed. D'Amico M, Merolli A, Santambrogio G C, 113-18, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1995
114. Drerup B. Improvements in measuring vertebral rotation from the projections of the pedicles. *J Biomechanics* ; 18 : 369-78, 1985
115. Burwell R G, Aujla R K, Kirby A S, Moulton A, Webb J K. The early Detection of Adolescent Idiopathic Scoliosis in three positions using the Scoliometer and Real-time Ultrasound: Should the prone position also be used? *Research*

into Spinal Deformities 3, Ed. Tanguy A, Peuchot B, 81-5, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 2002

116. Amendt L E, Ause-Ellias K L, Eybers J L, Wadsforth C T, Nielsen D H, Weinstein S L. Validity and reliability testing of the Scoliometer. *Phys Ther* ; 70 : 108-16, 1990
117. Bunnel W P. An objective criterion for scoliosis screening. *J Bone Joint Surg* ; 66 : 1381-7, 1984
118. Murell G A C, Coonrad R W, Moorman C T, Fitch R D. An assesment of the reliability of the scoliometer. *Spine* ; 18 : 709-12, 1993
119. Pearsall D J, Reid G J, Hedden D M. Comparison of three non-invasive methods for measuring scoliosis. *Phys Ther* ; 72 : 648-57, 1992
120. Upadhyay S S, Burwell R G, Webb J K. The use of the Scoliometer to evaluate hump dynamics in relation to leg length in equality and pelvic tilt. *J Bone Joint Surg* 69 B ; 851, 1987
121. Stokes I A, Moreland M S. Measurement of the shape of the surface of the back in patients with idiopathic scoliosis. The standing and forward-bending position. *J Bone Joint Surg* ; 69 : 203-11, 1987