

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

1.	Einführung und Zielsetzung	1
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
2.	Klinische Untersuchungen zur Rückenformanalyse mit der Rasterstereoagrafie	22
2.1	Bisherige klinische Anwendungen	22
2.2	Erweiterung des Anwendungsspektrums	27
2.2.1	Höhergradige Wirbelsäulendeformitäten	27
2.2.2	Ventrale Korrekturspondylodese	34
2.2.3	Dorsale Korrekturspondylodese	45
2.2.4	Ein alternatives Maß zum Cobb-Winkel	55
2.2.5	Quantifizierungsversuch des kosmetischen Defektes	60
3.	Experimentelle Untersuchungen zur Rasterstereoagrafie	63
3.1	Lagekontrolle der Symmetrielinie	63
3.2	Rekonstruktionskontrolle mittels Kernspintomografie	70
3.3	Rasterstereoagrafie in Vorneige	85
3.4	Veränderung der Rückenoberfläche in Vorneige	89
3.4.1	Rasterstereoagrafie versus Skoliometer	94

4.	Zusammenfassung	101
4.1	Wesentliche Inhalte und Ergebnisse	101
4.2	Erreichte Ziele dieser Arbeit	110
5.	Literaturverzeichnis	112
6.	Danksagung	123

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 Rumpfdeformität, 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 Flächennmessung stellte die von Willner (3) beschriebene Pantografmessung 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 Flächennmessmethoden 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 Datennengen, 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 Oberflächepunkten, 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 Hefli (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 beschränkter. 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.

Dangerfeld 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 unbekante Punkt nicht in der Horizontalebene liegt, sind neben zwei Horizontalwinkeln (α und α') auch zwei Höhenwinkel (β und β') 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 Aufnahmegeometrie

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 klimisch anwendbaren Methoden zur Rückenformanalyse dar, die im folgenden näher beschrieben werden.

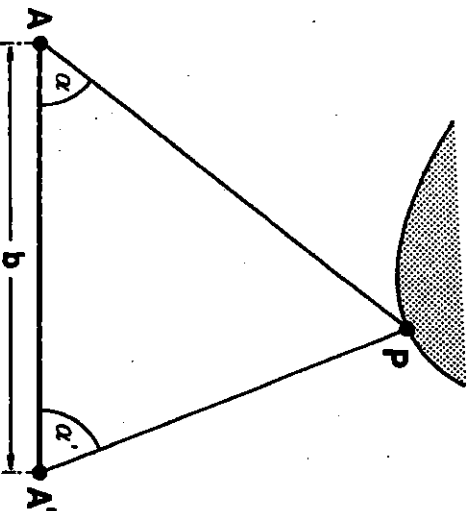


Abbildung 1

Prinzip der Triangulation

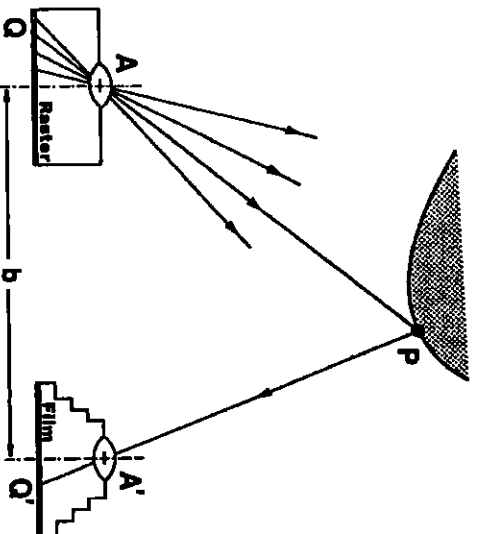


Abbildung 2

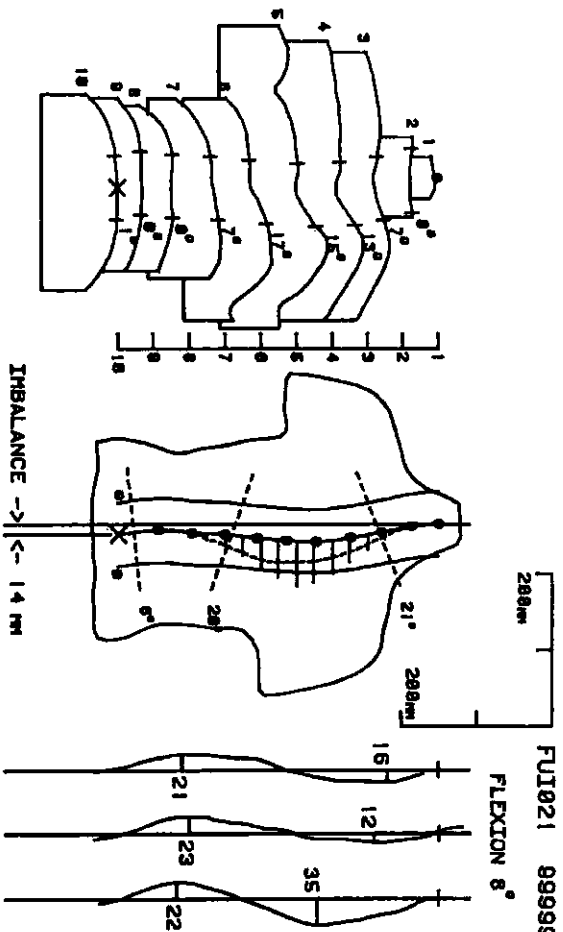
Prinzip der Rasterstereografie als Weiterentwicklung der Stereofotogrammetrie. Die Projektion eines geometrisch definierten regelmäßigen Lichtrasters (links) ersetzt am Punkt A eine von zwei Kameras, die bei der Stereofotogrammetrie würden.

Das Quantec Imaging System wurde 1994 erstmals beschrieben (27). Es wird ein relativ hochauflösendes Liniengitter 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 Wirbelsäulendehnmittigkeit 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 Wirbelsäulenprofils, 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



1891 8 2° R 0.0.E.C.

Abbildung 3

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

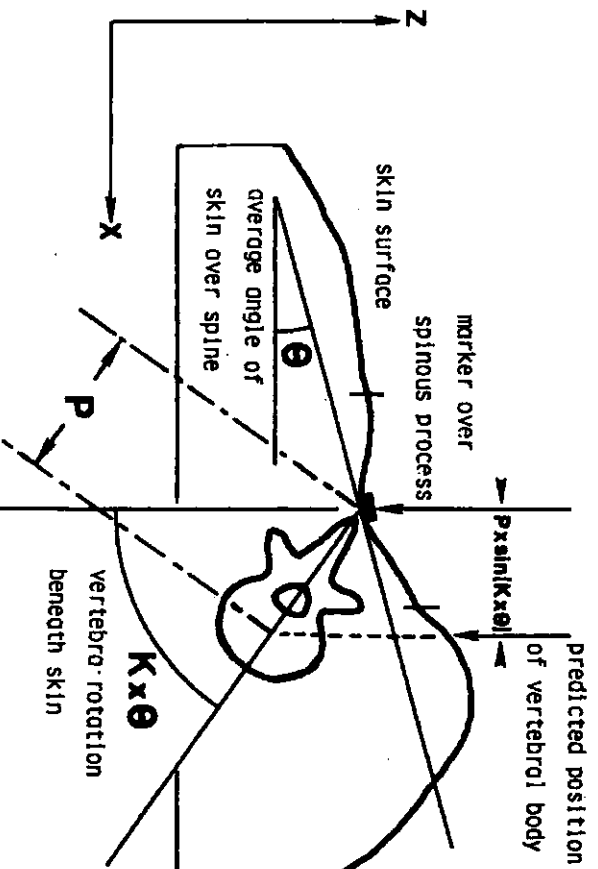


Abbildung 4

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 Liniennaster 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.

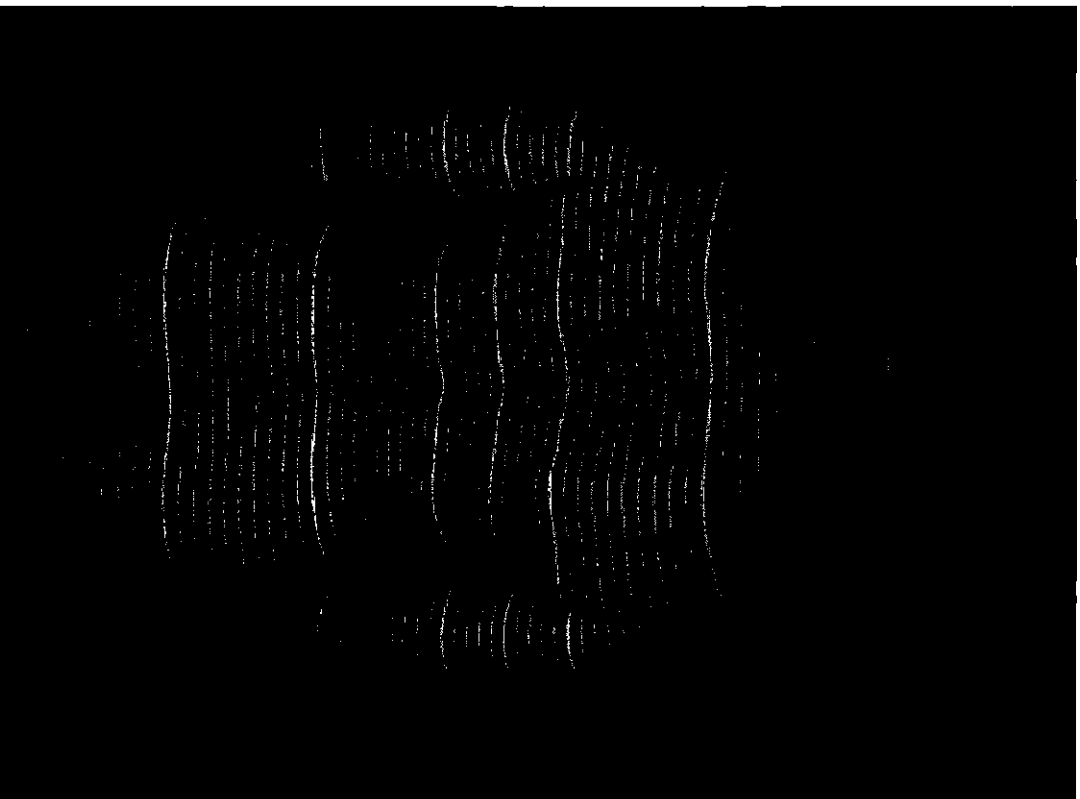


Abbildung 5
Projiziertes Liniennaster auf der Rückenoberfläche

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 Lumbalgrübechen über der Spina iliaca posterior superior und der Vertebra prominens.

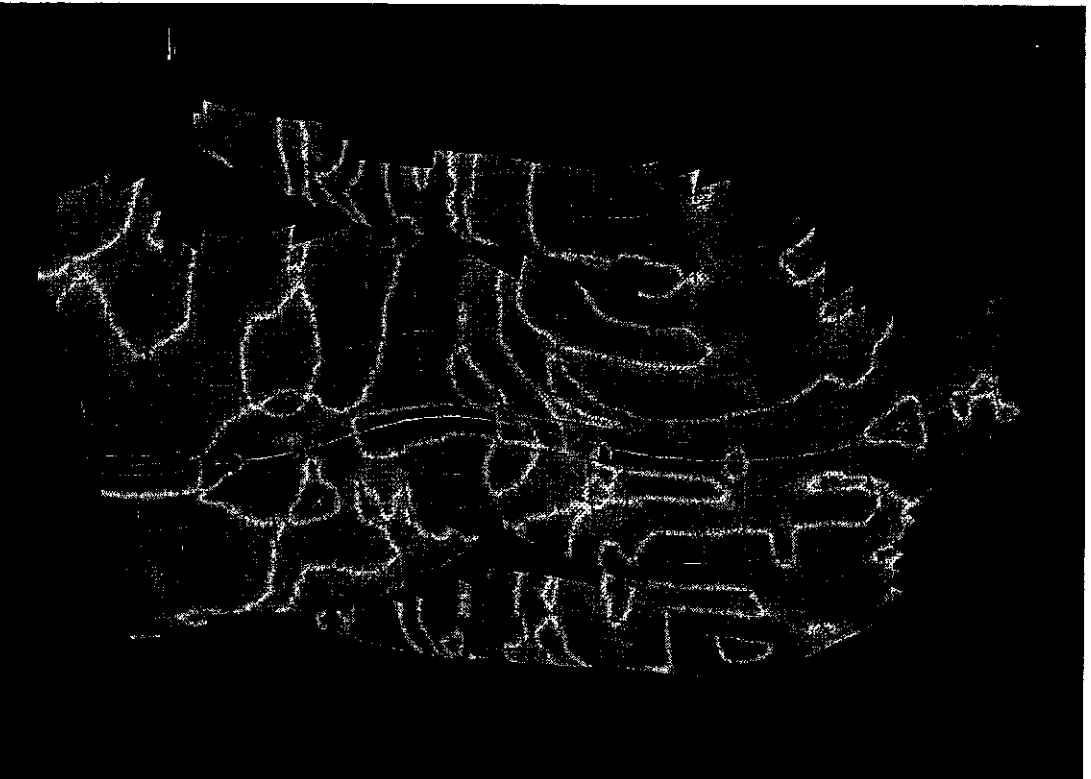


Abbildung 7

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 knöcherne 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 Lichtasters 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 Wirbelkörpermittelpunkte. Das geometrische Modell zur Berechnung des Wirbelkörpermittelpunktes ist in Abb. 8 dargestellt und im Folgenden erklärt:

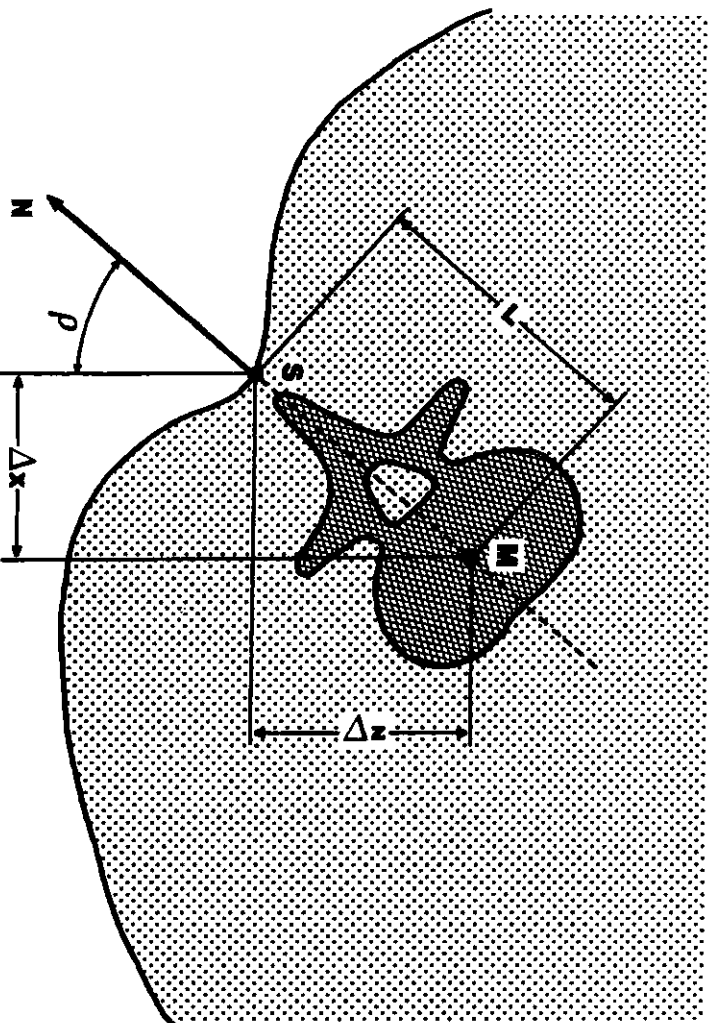


Abbildung 8

Geometrisches Modell zur Berechnung des Wirbelkörpermittelpunktes M

Die Rotation der Wirbel wird der Rotation (ρ) 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 Fehrotation 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-