

B. Drerup · B. Ellger · F. Meyer zu Bentrup · E. Hierholzer  
Institut für Experimentelle Biomechanik, Universität Münster

# Rasterstereographische Funktionsaufnahmen

## Eine neue Methode zur biomechanischen Analyse der Skelettgeometrie

### Zusammenfassung

Die Rasterstereographie ist ein optisches Verfahren zur Vermessung und Analyse der Rückenform. Sie wurde für die biomechanische Untersuchung der Wirbelsäule entwickelt und liefert als Resultat einer Einzelmessung die 3-dimensionale (3D-)Rekonstruktion der Rückenoberfläche, ein Modell der Wirbelsäulenkurve und Informationen über die Stellung des Beckens. Diese Eigenschaften machen sie in besonderer Weise geeignet für Funktionsuntersuchungen, bei denen durch quasi-stetige Haltungsänderungen funktionale Veränderungen beobachtet und analysiert werden, soweit sie sich als Formänderungen der Wirbelsäule und damit der Rückenform äußern. Dieses Verfahren wird an 2 Beispielen erläutert.

Der Schuhausgleich, der bei Beinlängendifferenz zur Prophylaxe und Korrektur einer statischen Skoliose verschrieben wird, korrigiert die Beckenschiefstellung. Rasterstereographische Funktionsuntersuchungen zeigen jedoch, dass im beidbeinigen Stand je nach Größe des Schuhausgleichs eine Verwindung in den Iliosakralgelenken auftritt, die dem Effekt des Beinlängenausgleichs teilweise entgegenwirkt. Bei 42 Skoliosepatienten wurde eine rasterstereographische Funktionsuntersuchung zur Bestimmung des Beinlängenausgleichs gemacht. Die Übereinstimmung zwischen rasterstereographischem und radiologischem Beckenschiefstand betrug  $0,7 \pm 11,2$  mm.

Kyphose- und Lordosewinkel sind von der Körperhaltung abhängig. Es wird gezeigt, dass sich beim Vorwärtsneigen der

Rumpf streckt, Kyphose und Lordose sich also verringern, während sie sich beim Rückwärtsneigen vergrößern. Die quantitative Berücksichtigung dieses Effektes und die Definition einer standardisierten Bezugshaltung verbessern den Standardfehler (rms) des Kyphose-/Lordosewinkels von  $3,10^\circ/2,95^\circ$  auf  $1,65^\circ/1,40^\circ$ ; sie erlauben damit eine zuverlässige Messung auch kleiner Veränderungen dieser Winkel.

### Schlüsselwörter

Rasterstereographie · Funktionsuntersuchungen · Beinlängendifferenz · Kyphose · Skoliose

**O**rthopädische und orthopädietechnische Messungen am Skelett werden zusätzlich zu den eingeführten radiologischen und klinischen Methoden in zunehmendem Maße durch Verfahren der optischen Oberflächenvermessung ergänzt [10, 17].

Die Rasterstereographie ist ein Verfahren zur stereophotogrammetrischen Oberflächenvermessung des Rückens. Sie liefert unmittelbar eine 3D-Rekonstruktion der Rückenoberfläche, außerdem aufgrund einer detaillierten mathematischen Formanalyse eine 3D-Modellrekonstruktion der darunter liegenden Wirbelsäule und ihren Bezug zur Rückenoberfläche.

Die Rasterstereographie liefert damit verschiedene Parameter und räumliche Informationen, die mit der Röntgenuntersuchung vergleichbar sind oder über diese hinausgehen. Bei Therapiekontrollen kann sie daher teilweise einen Ersatz für Röntgenuntersuchungen bieten, im übrigen ist sie eine wichtige Ergänzung. Letzteres wird besonders deutlich bei Funktionsuntersuchungen der Wirbelsäule. Aus Gründen des Strahlenschutzes müssen radiologische Funktionsuntersuchungen auf eine möglichst geringe Anzahl von Aufnahmen beschränkt werden, sodass eine funktionale Beschreibung der gesamten Bewegung nicht möglich ist. Die Rasterstereographie, die mit keinem Strahlenrisiko verbunden ist, ist dieser Beschränkung nicht unterworfen. Darüber hinaus ermöglicht sie Einzelmessungen in rascher Reihenfolge durchzuführen. Dadurch ergibt sich eine für die Rasterstereographie spezifische Möglichkeit einer Funktionsuntersuchung.

Bei dieser Art der Untersuchung werden in kleinen Schritten und über einen großen Variationsbereich systematische Haltungsänderungen provoziert

Priv.-Doz. Dr. B. Drerup  
Klinik für Technische Orthopädie,  
Universität Münster, Robert-Koch-Straße 30,  
48129 Münster

Priv.-Doz. Dr. E. Hierholzer  
Institut für Experimentelle Biomechanik,  
Universitätsklinikum Münster, Domagkstr. 3,  
48129 Münster

B. Drerup · B. Ellger · F. Meyer zu Bentrup  
E. Hierholzer

### Functional examinations with rasterstereography. A new method for the biomechanical analysis of skeletal geometry

#### Abstract

Video rasterstereography has been developed for optical back shape measurement and for biomechanical analysis of spinal and pelvic geometry. Analysis of one single measurement permits 3-dimensional reconstruction of the back surface and calculation of shape parameters including pelvis tilt and torsion. In addition, estimates of the lateral deviation of the spinal midline and of vertebral rotation are provided. Its extended analytic potential makes rasterstereography a very appropriate tool for functional examinations. The term "functional examinations" refers in this context to biomechanical analysis of functional movements of the spine and pelvis caused by quasi-continuous changes of posture, if these can be observed as changes in back shape. Two examples are given to illustrate the aim and performance of functional examinations.

Shoe elevation is used to correct leg-length discrepancy and is therefore prescribed for prevention and correction of scoliosis produced by pelvic obliquity. In a previous study it was shown that simulating leg-length discrepancy by raising a foot causes the pelvis to perform a torsional movement about the transverse axis. In effect, this movement reduces to some extent the effect of shoe elevation; thus a larger elevation might give better results. 42 scoliotic patients underwent functional examination. Leg-length discrepancies were simulated in 7 steps, and the resulting back shape was analysed by rasterstereography. The measurements were corrected for pelvic torsion. This method provided satisfactory correspondence with radiographically recorded leg-length discrepancies, i.e.  $0,7 \text{ mm} \pm 11,2 \text{ mm}$ . One specific advantage of this procedure is that it covers aspects relating to spinal lateral deviation and vertebral rotation. It is concluded, however, that the 7 measurements used are hardly sufficient for this application and that better results are therefore to be expected from extended series.

Kyphosis and lordosis clearly depend on posture. This is confirmed in a functional examination where these angles are measured under voluntary changes of posture. In for-

ward bending, the trunk straightens and kyphosis and lordosis angles decrease. The reverse case applies to backward bending. If this effect is taken into quantitative consideration, an improved accuracy of measurements is obtained by reference to a standardised, mathematically defined posture. The resulting rms-error of kyphosis/lordosis measurement is then reduced from  $3.10^\circ/2.95^\circ$  to  $1.65^\circ/1.40^\circ$ . These figures open up new applications in the follow-up of kyphotic and lordotic deformities.

#### Keywords

Rasterstereography · Functional examinations · Leg-length discrepancy · Kyphosis · Skoliosis

und damit funktionelle Veränderungen erzeugt. Sie werden rasterstereographisch registriert und – soweit sie sich als Formänderungen des Rückens äußern – analysiert. Ein zusätzlicher Vorteil ist, dass Messergebnisse, die aus einer Messserie mit einer großen Zahl von Einzelmessungen gewonnen werden, eine höhere statistische Zuverlässigkeit haben als die Einzelmessungen. Zufällige Haltungsschwankungen, die unwillkürlich durch dynamische Regelvorgänge hervorgerufen werden, können so von provozierten oder krankheitsbedingten Haltungsveränderungen unterschieden werden.

Kontrollierte, quasi-stetige Formänderungen der Wirbelsäule können auf unterschiedliche Weise hervorgerufen werden. Eine komplexe Wirbelsäulenbewegung entsteht, wenn eine Beinlängendifferenz und damit ein Beckenschiefstand durch Unterlegen eines Brettchens (Schuhausgleich) simuliert wird [14]. Die resultierende Bewegung wirkt auf die gesamte Wirbelsäule und hat Auswirkungen auf die Seitenauslenkung, Seitneigung und axiale Rotation der Wirbel. Da die rasterstereographische Rekonstruktion der Wirbelsäule alle diese Komponenten berücksichtigt, kann die Gesamtbewegung quantitativ erfasst und analysiert werden. Die kontrollierte Beeinflussung dieser Bewegung erfolgt durch die Höhenveränderung des untergelegten Schuhausgleichs. Eine Wirbelsäulenbewegung in der sagittalen Ebene resultiert durch das Vor- bzw. Rück-

neigen des Rumpfes. Sie ist verbunden mit einer funktionalen Veränderung des Kyphose- bzw. Lordosewinkels. [7]

Im Folgenden sollen die beiden oben genannten Anwendungen als Beispiele von rasterstereographischen Funktionsuntersuchungen ausgeführt werden und zwar:

- ▶ die Optimierung des Schuhausgleichs bei Skoliose unter verschiedenen klinischen Gesichtspunkten wie Beckengleichstand oder einer möglichst guten Korrektur der skoliotischen Deformität und
- ▶ die Untersuchung von Haltungseffekten auf den Kyphose- und Lordosewinkel mit dem Ziel, eine von Haltungs- und Aufstellungsschwankungen weitgehend unabhängige Definition dieser Winkel zu finden und die Therapiekontrolle durch zuverlässigere Maße zu verbessern.

### Rasterstereographische Rückenvermessung und Wirbelsäulenrekonstruktion

Vom Grundprinzip her ist die Rasterstereographie ein stereoskopisches Messverfahren. Dabei wird das zu untersuchende Objekt – hier der menschliche Rücken – mit 2 Kameras aus unterschied-



Abb. 1 ▲ Rasterstereographische Rückenvermessung: aufprojiziertes paralleles Linienmuster

lichen Richtungen aufgenommen. Bei der Rasterstereographie wird eine Kamera durch einen Projektor ersetzt, welcher optisch äquivalent zu einer (umgekehrten) Kamera ist. Das im Projektor fest eingebaute Rasterdiapositiv bildet zusammen mit dem Kamerabild das Stereobildpaar. Ist die Geometrie der gesamten Anordnung bekannt, so kann das aufgenommene Objekt allein aus dem Kamerabild (Abb. 1) dreidimensional rekonstruiert werden. Die Genauigkeit der Rekonstruktion liegt bei dem Rasterstereographiesystem formetric der Fa. Jenoptik im Bereich von etwa 0,2–0,5 mm [10].

Die rekonstruierte Rückenoberfläche ist zunächst als Satz von dreidimensionalen Punktkoordinaten ( $x, y, z$ ) gespeichert und entspricht gewissermaßen einem virtuellen Gipsabdruck. Für praktische Anwendungen entscheidend ist nun, welche Informationen aus diesen Daten entnommen werden können. Zunächst ist festzustellen, dass die Koordinatenwerte selbst nicht sinnvoll interpretierbar sind, da sie von der Stellung des Patienten relativ zur Kamera abhängen und damit irrelevante Informationen enthalten.

Diagnostisch relevante Informationen sind jedoch in den Formeigenschaften des Rückens enthalten, die von der Relativlage im Raum unabhängig sind (sog. Invarianten) [8]. Allerdings beeinflusst die Haltung des Patienten die Form. Für reproduzierbare Ergebnisse ist daher eine Kontrolle der Haltung erforderlich. Unterschiedliche Aufstellungen (Entfernung zur Kamera, Drehung um die longitudinale Körperachse) sollen dagegen das Ergebnis nicht beeinflussen.

Die Analyse der Rückenform besteht aus 3 Schritten:

- ▶ Gewinnung invarianter Formparameter,
- ▶ Bestimmung anatomischer Strukturen aus den Formparametern und
- ▶ Rückschlüsse auf die Skelettgeometrie.

#### Gewinnung invarianter Formparameter

Es ist anschaulich und einleuchtend, dass die Krümmung der Körperoberfläche eine invariante Formeigenschaft ist. Sie hängt – im Gegensatz zu den Koordinaten – nicht von der Lage im Raum ab und beschreibt in anschaulicher Weise

die lokale Form an jedem Punkt der Fläche. Da die Oberfläche eines Körpers in zwei Richtungen ausgedehnt ist, sind an jedem Flächenpunkt 2 Krümmungen – die sog. Hauptkrümmungen – zur Beschreibung der lokalen Form erforderlich. Je nach Richtung dieser beiden Krümmungen kann man konvexe, konkave und sattelförmige Flächenteile unterscheiden. Die Krümmungen kann man aus den gemessenen Punktkoordinaten berechnen [8, 13].

Die Abb. 2 zeigt eine Darstellung der Flächenkrümmungen. Zur Vereinfachung ist die mittlere Krümmung (der Mittelwert der beiden Hauptkrümmungen) durch Farben veranschaulicht, wobei überwiegend konvexe Bereiche rot, überwiegend konkave Bereiche blau gefärbt sind. Die Farbintensität ist ein Maß für die Krümmung.

An diesem Beispiel ist bereits deutlich zu erkennen, dass sich bestimmte anatomische Strukturen anhand charakteristischer Krümmungsmuster – also anhand der Oberflächenform – klarer darstellen, als dies bei einer bloßen Wiedergabe der Oberfläche der Fall wäre. Die Krümmungen liefern also gewissermaßen eine verstärkte Darstellung der Formeigenschaften. Im einzelnen sind die Lumbalgrübchen (blau = konkav), die Vertebra prominens (rot = konvex), die oberen und unteren Schulterblattspitzen (konvex) sowie die konkave Rinne im Bereich der Lumbalwirbelsäule zu erkennen.

Weiterhin ist festzustellen, dass aufgrund der invarianten Eigenschaften der Krümmung eine Asymmetrie des Krümmungsbildes einer echten Asymmetrie der Form entspricht und nicht etwa durch Aufstellungsfehler zustande kommen kann. Dies ist für die objektive Erkennung von Skoliosen und anderen lateralen Deformitäten von Bedeutung.

#### Bestimmung anatomischer Strukturen aus den Formparametern

Durch eine genauere mathematische Analyse der Krümmungsverteilung können die vorgenannten anatomischen Strukturen automatisch bestimmt werden. Man erhält so ohne manuelle Markierungen am Patienten objektive Daten über die Lage anatomischer Bezugspunkte und anderer Strukturen. Es hat sich gezeigt, dass dabei Vertebra prominens (VP) und die Lumbalgrübchen (DL, DR)

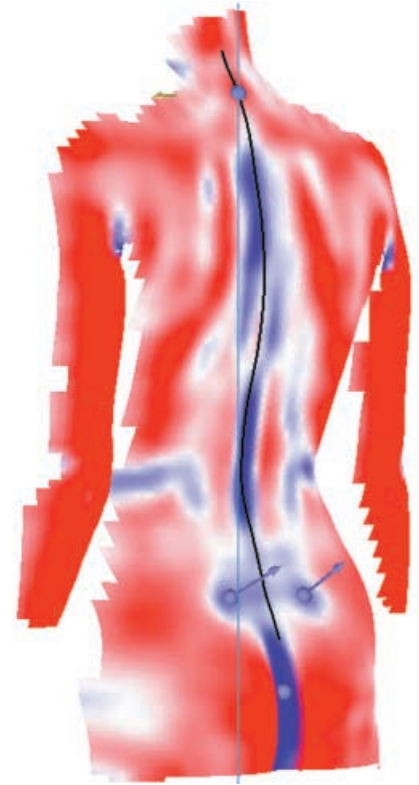


Abb. 2 ▲ Rasterstereographische Formanalyse: Krümmungskarte (mittlere Krümmung) zur Lokalisation der Symmetrielinie (Dornfortsatzlinie) und der anatomischen Bezugspunkte Lumbalgrübchen und Vertebra prominens

mit einer Reproduzierbarkeit von etwa 1 mm gemessen werden können, wobei natürlich gleiche Körperhaltung vorausgesetzt werden muss. Aus diesen Punkten kann man beispielsweise die Rumpflänge oder einen etwaigen Beckenschiefstand berechnen [3, 4]. Außer den direkt gemessenen Fixpunkten kann man auch rechnerisch davon abgeleitete Punkte verwenden; beispielsweise ist die Mitte zwischen den Lumbalgrübchen (DM) ein wichtiger Bezugspunkt für Becken und Wirbelsäule.

Neben einzelnen Fixpunkten kann man auch linienförmige Strukturen auf der Körperoberfläche bestimmen. Eine wichtige Kurve dieser Art ist die sog. Symmetrielinie. Sie teilt den Rücken in eine rechte und linke Hälfte mit geringster lateraler Asymmetrie, entspricht also beim Gesunden dem Sagittalprofil. Bei Skoliosen ist sie entsprechend deformiert und folgt annähernd der Dornfortsatzlinie [5, 6].

Auch die medialen Schulterblattkonturen kann man aus dem Krümmungsmuster als Linien maximaler kon-



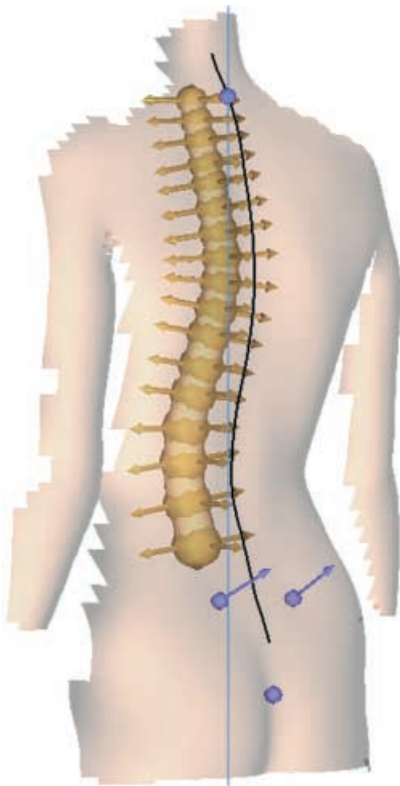


Abb. 3 ▲ Rasterstereographische 3D-Rekonstruktion des Rückens und Modellrekonstruktion der darunterliegenden Wirbelsäule

vexer Profilkrümmung bestimmen. Sie eignen sich beispielsweise zur Diagnose von Schulterblattfehlstellungen [12].

Während die Verteilung der Krümmungen zur Lokalisation der Strukturen dient, ist ein weiterer Parameter, nämlich die Orientierung der Oberfläche auf den Fixpunkten bzw. Konturlinien für die weitere Analyse bedeutsam. Die Orientierung kann durch 2 Winkel bzw. die Flächennormale – eine Linie senkrecht zur Oberfläche in dem jeweils betrachteten Punkt – beschrieben werden. Insbesondere für Rückschlüsse auf die unterliegenden Skelettstrukturen ist diese Orientierung von Bedeutung.

### Rückschlüsse auf die Skelettgeometrie

Die zuvor beschriebenen anatomischen Oberflächenstrukturen einschließlich der Orientierung gestatten weitreichende und auch quantitative Schlüsse auf die Skelettgeometrie. Es ist bekannt, dass die Lumbalgrübchen DL und DR in enger Beziehung zu den hinteren oberen Darmbeinstacheln stehen. Es ist daher naheliegend, sie zur Messung des

Beckenschiefstands zu verwenden. Gleichzeitig ist es möglich, aus der Orientierung der Hautoberfläche an den Grübchen Rückschlüsse auf eine Torsion des Beckens um die Transversalachse (d. h. in den Iliosakralfugen) zu ziehen [4]. Dies wird im nächsten Abschnitt näher beschrieben.

Eine weitere wichtige Anwendung ist die modellmäßige Rekonstruktion der räumlichen Form der Wirbelsäule (genauer der Mittellinie durch die Wirbelkörper), speziell bei Skoliosen. Man geht von der oben beschriebenen Symmetrielinie als Modell für die Dornfortsatzlinie aus. Wenn man annimmt, dass die Orientierung der Oberfläche dort der Orientierung der Wirbelkörper entspricht, weisen die Flächennormalen in Richtung der Wirbelkörperzentren. Die Länge der Wirbel kann gut aus anatomischen Normwerten und der Rumpflänge abgeschätzt werden. Damit kann die Mittellinie der Wirbelkörper Punkt für Punkt aus den Oberflächendaten modellmäßig als Raumkurve berechnet werden [18]. Der Vergleich mit entsprechenden Röntgenbildern hat gezeigt, dass bei jugendlichen Skoliosepatienten im allgemeinen gut übereinstimmende Ergebnisse erzielt werden [5, 6].

In Abb. 3 ist die so rekonstruierte Wirbelsäule in eine perspektivische Darstellung der Rückenoberfläche eingebettet. Die Mittellinie wurde dabei um stilisierte Modellwirbel ergänzt, deren Abmessungen aus anatomischen Normwerten abgeschätzt wurden. Die Pfeile dienen zur Darstellung der Wirbelrotation, die der Oberflächenrotation auf der Symmetrielinie entspricht (schwarze Linie). Die Orientierung der Oberfläche auf den Lumbalgrübchen zur Veranschaulichung einer möglichen Beckentorsion ist ebenfalls angedeutet.

## Beckenschiefstand und Optimierung des Schuhausgleichs

Die Aussagen der Rasterstereographie bezüglich der Form der Wirbelsäule und der Stellung des Beckens einschließlich Beckenschiefstand und Beckentorsion haben eine unmittelbare Anwendung bei der Anpassung eines Schuhausgleichs. Primäre Funktion eines Schuhausgleichs ist es, einen Beckenschiefstand zu beheben, sodass die Ursache für eine sich aus dem Beckenschiefstand entwickelnde Skoliose („statische Skoliose“ [15]) beseitigt ist. Andere Formen der skoliotischen Deformation können durch einen Schuhausgleich verringert, jedoch nicht völlig behoben werden. Die bei der Korrektur beteiligten Wechselwirkungen und Funktionen sind i. Allg. zu komplex, als dass eine biomechanisch exakte Vorhersage des optimalen Schuhausgleichs aus einer einzigen Röntgenaufnahme oder einzelnen Rasterstereographie möglich wäre. So darf beispielsweise das Becken nicht als starrer Körper angesehen werden, der durch die Schuherhöhung einseitig angehoben wird, sondern es müssen auch Bewegungen in den Iliosakralgelenken berücksichtigt werden. Da nicht nur das Becken, sondern auch die gesamte Wirbelsäule und der Rücken rasterstereographisch erfasst werden, könnte der Schuhausgleich – statt einen Beckengleichstand anzustreben – auch nach seiner korrigierenden Wirkung auf die Wirbelsäule oder den Rücken optimiert werden.

Es ergibt sich daraus, dass für die rasterstereographische Bestimmung des Schuhausgleichs eine Serie von Funktionsaufnahmen erforderlich ist. Die Höhe des Ausgleichs und damit die Beckenstellung ist in kleinen Schritten systematisch zu variieren so dass die Auswirkungen auf die Rückenoberfläche, das

Tabelle 1

### Rasterstereographische Parameter und damit untersuchte Effekte des Beinlängenausgleichs

Beabsichtigtes Ziel	Parameter
Beckengleichstand, Beckentorsion	Beckenschiefstand (DL-DR) [°] Beckentorsion (DL-DR) [°]
Korrekturereffekt auf Wirbelsäulenkrümmung	Oberflächenrotation (rms) [°] Seitabweichung (rms) [mm]

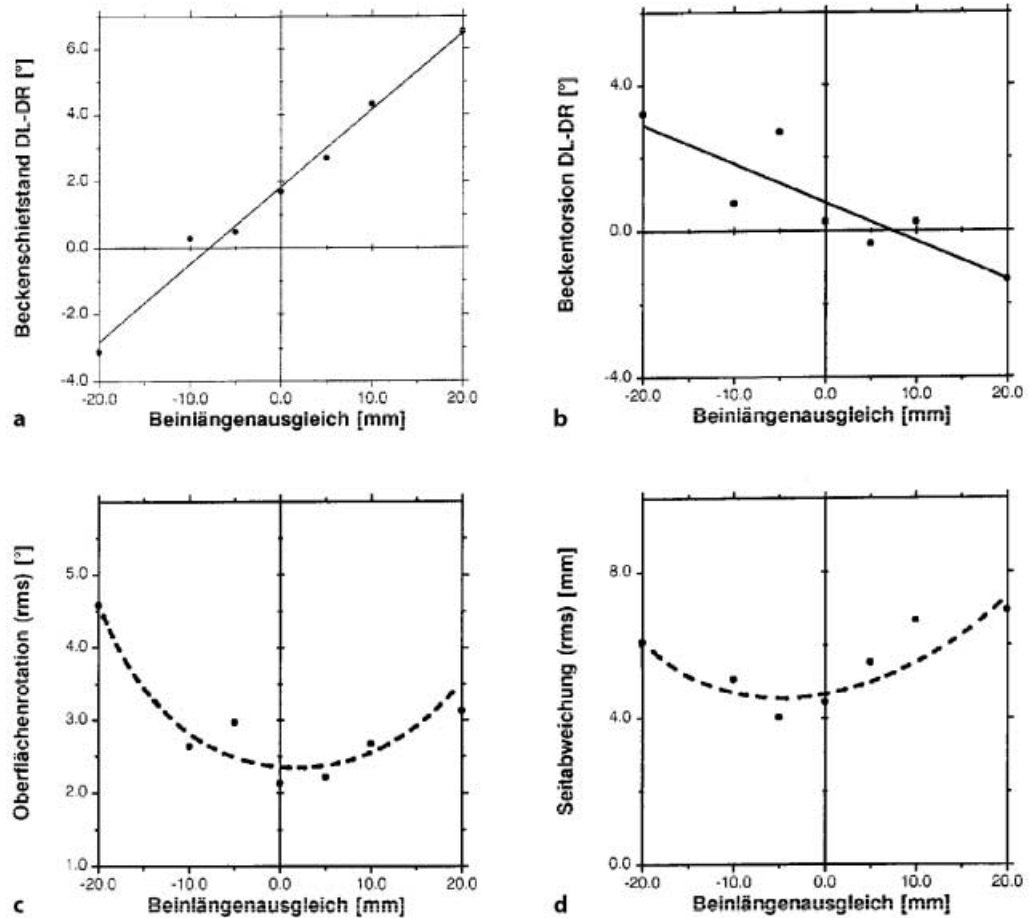


Abb. 4 ▶ a–d Auszug aus dem Protokoll einer Funktionsuntersuchung zur Bestimmung des Schuhausgleichs. Gegen den simulierten Beinlängenausgleich (<0 Erhöhung links; >0 Erhöhung rechts) sind aufgetragen: a Beckenschiefstand DL-DR, b Beckentorsion DL-DR (aus den Oberflächennormalen in den Lumbalgrübchen), c Oberflächenrotation der Symmetrielinie (rms) und d Seitabweichung (rms) der rekonstruierten Wirbelsäulenmittellinie

Becken und die Wirbelsäule verfolgt werden können. Um die Richtigkeit dieser Überlegungen und ihre klinische Anwendbarkeit zu prüfen, wurden folgende Untersuchungen durchgeführt.

**Messgrößen und Messprotokoll**

Es wurden 42 Patienten mit juveniler Skoliose (Cobb-Winkel <60°) untersucht. Bei allen wurde eine a.-p.-Röntgenaufnahme der Wirbelsäule und des Beckens gemacht, aus der der Beckenschiefstand gemessen wurde. Am gleichen Tag wurde eine Serie von sieben rasterstereographischen Funktionsaufnahmen angefertigt. Dabei wurde zunächst eine Aufnahme in der so genannten Neutralstellung gemacht. Für sechs weitere Aufnahmen wurden rechts bzw. links Brettchen mit Dicken von 5, 10 und 20 mm untergelegt. Hatte der Patient einen radiologischen Beckenschiefstand, so wurde dieser bei allen Aufnahmen – auch in Neutralstellung – durch ein zusätzliches Brettchen kompensiert. Bei den Aufnahmen wurde streng darauf geachtet, dass der Patient die Knie durchgedrückt hielt, um Verfä-

schungen der Ausgleichshöhe zu vermeiden. Die Anfertigung und Auswertung der gesamten Serie dauerte ca. 10 min.

Vier Parameter stellten sich bei der nachfolgenden Analyse in Bezug auf das Erreichen eines Beckengeradstandes bzw. die Korrektur der skoliothischen Krümmung als besonders aussagekräftig heraus. Sie sind in Tabelle 1 aufgeführt und werden unten im einzelnen behandelt.

**Beckenschiefstand und Beckentorsion**

Die Abb. 4a zeigt als ein Beispiel die Auftragung des Beckenschiefstands DL-DR gegen den untergelegten Beinlängenausgleich. Letzterer variiert zwischen -20 mm (Erhöhung links) und +20 mm (Erhöhung rechts). Der Beckenschiefstand wird als Winkel der Verbindungslinie DL-DR aus dem Abstand und der Höhendifferenz der beiden Lumbalgrübchen berechnet. Die zu erwartende Proportionalität zwischen dem Beinlängenausgleich und Beckenschiefstand wird hervorragend bestätigt: der Korrelationskoeffizient beträgt  $r=0,99$ .

Analysiert man jedoch die Steigung der Ausgleichsgeraden, so ergibt sich eine Diskrepanz. Geht man nämlich von der Vorstellung eines starren Beckens aus, das einseitig angehoben wird, so lässt sich leicht errechnen, wie groß die (an den Lumbalgrübchen DL-DR) erwartete Beckenneigung sein muss. Im Vergleich dazu zeigt sich ein deutliches Zurückbleiben der Grübchen: sie werden weniger geneigt als erwartet. Eine mögliche Erklärung liefert das Diagramm in Abb. 4 b. Dort ist die Verwindung der Oberflächennormalen in den Lumbalgrübchen (Beckentorsion DL-DR) aufgetragen. Die Korrelation ist weniger deutlich als in Abb. 4 a, dennoch signifikant.

Nimmt man nun an, dass das Becken nicht vollkommen starr ist, sondern sich bei einseitiger Anhebung in den Iliosakralfugen verwinden kann, und nimmt man weiterhin an, dass diese Verwindung exakt mit der Beckentorsion DL-DR übereinstimmt (Abb. 5), so lässt sich das Zurückbleiben der Grübchen qualitativ und quantitativ erklären. Qualitativ: das Anheben eines Hüftgelenks be-

wirkt ein Drehmoment, das die angehobene Beckenschaufel gegenüber der nicht angehobenen verwindet und das Lumbalgrübchen damit gleichzeitig nach unten dreht. Das Drehmoment entsteht dadurch, dass die Resultierende des auf das Becken wirkenden Körperpartialgewichts nicht durch die Hüftgelenke, sondern weiter hinten verläuft. Quantitativ kann der Effekt durch den gemessenen Winkel der Beckentorsion berechnet werden. Eine Untersuchung von 20 Funktionsserien mit Beinlängenausgleich hat eine quantitative Bestätigung der oben gemachten Annahme ergeben [4]. Das Zurückbleiben des Neigungswinkels beträgt im Mittel 21,4%.

### Vergleich mit radiologischem Beinlängenausgleich

Der Effekt der Beckentorsion zeigt, dass die Korrektur des Beckenschiefstands nicht allein aus der Lage der Lumbalgrübchen bestimmt werden kann, sondern dass eine Torsionskorrektur erforderlich ist. Ein Vergleich des torsionskorrigierten Beckenschiefstands mit dem radiologischen Beckenschiefstand zeigt, dass diese Korrektur im Mittel eine gute Übereinstimmung bewirkt: Mittelwert und Streuung der Differenz D zwischen rasterstereographischem und radiologischem Beinlängenausgleich betragen:  $D=0,7\pm 11,2\text{ mm}$  ( $n=42$ ).

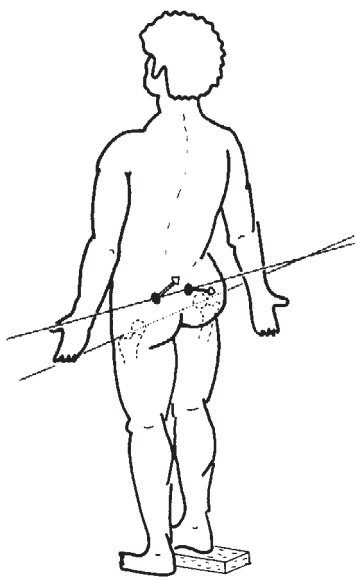


Abb. 5 ▲ Verwindung der Flächennormalen am Ort der Lumbalgrübchen als Folge des Beckenschiefstands und der Beckentorsion

Die Streubreite dieser Messung ist allerdings zu groß, als dass die radiologische Bestimmung des Beinlängenausgleichs zuverlässig ersetzt werden könnte. Dennoch ist gerade die Beckentorsion eine wertvolle Zusatzinformation, beispielsweise wenn die Frage entsteht, warum ein Beinlängenausgleich am Becken „nicht ankommt“.

### Seitabweichung und Oberflächenrotation

Rasterstereographische Funktionsaufnahmen bieten darüber hinaus prinzipiell die Möglichkeit, den Schuhausgleich nicht allein am Beckengleichstand zu orientieren, sondern an der angestrebten Geradstellung der Wirbelsäule. Hierzu dienen die beiden Parameter Seitabweichung und Oberflächenrotation. Die Seitabweichung misst längs der gesamten, rekonstruierten Wirbelsäule die laterale Abweichung (Standardabweichung) von der Sagittalebene, die Oberflächenrotation die Abweichung von der Frontalrichtung. Nur bei gerader, torsionsloser Wirbelsäule sind beide Parameter Null, ansonsten sind sie positiv. Als Beispiel zeigt Abb. 4c die Oberflächenrotation als Funktion des untergelegten Beinlängenausgleichs. Das Minimum zeigt an, wo die Seitaußenlenkung minimal, die Korrektur also optimal ist.

In diesem Beispiel war die Zahl der Messpunkte zu gering, um den optimalen Schuhausgleich zuverlässig zu bestimmen. Die relativ große Messstreuung lässt sich aber durch eine größere Zahl von Messpunkten weitgehend kompensieren. Ein ganz ähnliches Bild bietet die Minimumsuche bei der Seitabweichung (Abb. 4d). Auch hier ist die Zahl der Messungen nicht ausreichend, um daraus den Beinlängenausgleich zuverlässig bestimmen zu können. Das Verfahren funktioniert am besten bei statischen, nicht fixierten Skoliosen. Bei ausgeprägten fixierten Skoliosen liefert dieses Verfahren nur Zusatzinformationen als Entscheidungshilfe.

### Präzisionsmessung von Kyphose und Lordose

Die Progredienz einer kyphotischen Fehlform wird üblicherweise festgestellt durch den Vergleich des Kyphosewinkels aus 2 zeitversetzten, sonst aber

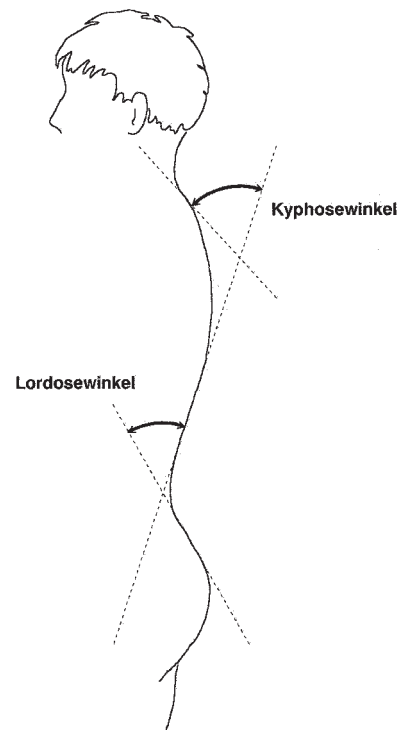


Abb. 6 ▲ Definition der Parameter „Kyphosewinkel“ und „Lordosewinkel“ als Winkel zwischen Wendetangenten im Sagittalprofil

unter gleichen Bedingungen durchgeführten Messaufnahmen. Entsprechendes gilt für den Lordosewinkel. Je besser die Bedingungen bei den Aufnahmen übereinstimmen, um so geringer ist die Fehlerbreite des Vergleichs. Vorrichtungen wie Pelotten sind nicht berührungslos und können die Messung verfälschen. Ohne Pelotten sind zufällige Haltungsänderungen und damit verbunden Winkeländerungen unvermeidbar.

Die Rasterstereographie bietet die Möglichkeit, statt einer Einzelaufnahme eine Aufnahmeserie in verschiedenen Haltungen zu machen und den „wahren“ Kyphose- bzw. Lordosewinkel in einer standardisierten Haltung zu interpolieren. Statt streng auf eine standardisierte Haltung zu achten, kann der Patient seine Haltung in Grenzen variieren – dafür wird eine Aufnahmeserie gemacht, und die Standardisierung erfolgt mathematisch in der anschließenden Analyse.

Methodisch ist dieses Verfahren nicht auf die Bestimmung des Kyphose- oder Lordosewinkels begrenzt, es soll lediglich am Beispiel dieser beiden Messgrößen vorgestellt werden.

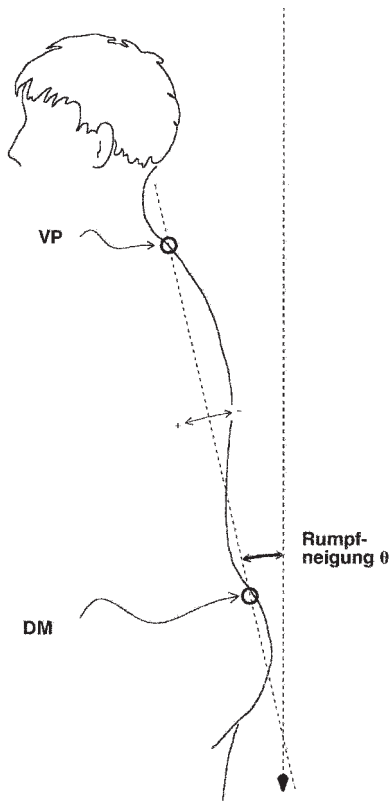


Abb. 7 ▲ Definition der Rumpfneigung  $\Theta$  als Winkel der Verbindungslinie der Vertebra prominens (VP) zur Mitte (DM) zwischen den Lumbalgrübchen gegen die Vertikale

### Messgrößen und Messprotokoll

Die Lateralprojektion der Symmetrielinie liefert den Kyphose- und Lordosewinkel. Der Kyphosewinkel wird aufgespannt von den Tangenten an die Wendepunkte zwischen Halslordose und Brustkyphose (oben) und zwischen Brustkyphose und Lendenlordose (unten). Entsprechendes gilt für den Lordosewinkel (Abb. 6). Die Rumpfneigung  $\Theta$  wird definiert als Winkel zwischen der Vertikalen und der Verbindungslinie zwischen den anatomischen Bezugspunkten Vertebra prominens und Grübchenmitte (Abb. 7). Eine Haltung mit der Rumpfneigung  $\Theta=0^\circ$  wird im Folgenden als „standardisierte Haltung“ bezeichnet

Um den Einfluss zu messen, den eine Vor- oder Rückneigung des Rumpfes auf die Kyphose und Lordose hat, wurden 52 Patienten der Skoliosprechstunde untersucht. Sie hatten keine pathologischen Rückenveränderungen. Der radiologische Kyphosewinkel nach Cobb war  $<55^\circ$ , der Skoliosewinkel war  $<20^\circ$ . Das Durchschnittsalter war 13,6 Jahre.

Es wurden jeweils sechs verschiedene Messaufnahmen gemacht. Die Patienten wurden aufgefordert, verschiedene Flexions- bzw. Extensionsstellungen des Rumpfes einzunehmen (Tabelle 2); 3-mal sollte eine „normale“ Haltung eingenommen werden, 2-mal eine vorgebeugte und einmal eine rückgeneigte Haltung. Die 3 Aufnahmen in Normalhaltung erlauben so eine Aussage über die Streubreite in dieser Haltung.

### Regressionsdiagramme

Für jeden Patienten wurde je ein Diagramm für den Kyphose- und Lordosewinkel in Abhängigkeit von der Rumpfneigung ausgedrückt und die Regressionsgerade berechnet. Als ein Beispiel zeigen die Abb. 8 diese beiden Diagramme. Sowohl der Kyphose- als auch der Lordosewinkel sind mit der Rumpfvorneigung negativ korreliert – die entsprechenden Mittelwerte über alle Patienten sind  $r=-0,68$  und  $r=-0,87$ . Beide Winkel nehmen demnach mit zunehmender Vorneigung des Rumpfes ab.

### Interpolierter Kyphose- und Lordosewinkel in normalisierter Haltung

Aus den Diagrammen lassen sich verschiedene Standardabweichungen berechnen. Sie sind in Tabelle 3 aufgelistet.

Die Werte der 1. Zeile beziehen sich auf die jeweils 3 Messungen in Normalhaltung. Danach ist bei einer Messung der Kyphose oder Lordose in Normalhaltung mit einem typischen Fehler von  $3^\circ$  zu rechnen. Dieser Fehler kommt hauptsächlich zustande durch kleine Haltungsschwankungen, kaum ins Gewicht fallen dagegen systematische oder apparative Fehler [2].

Diese Haltungsschwankungen treten ebenso auf, wenn sich der Patient nach vorne oder hinten neigt und überlagern sich den funktionalen Formänderungen der Wirbelsäule, die durch diese Haltungsänderungen entstehen. Daher ist die Standardabweichung von der Regressionsgeraden an alle 6 Punkte nahezu identisch mit dem Fehler in der Normalhaltung (2. Zeile). Interpoliert man nun aber in der standardisierten Haltung ( $\Theta=0$ ) den Kyphose- bzw. Lordosewinkel, so wird der Fehler durch die bessere Statististik reduziert (Zeile 3), gleichzeitig wird eine feste Bezugshaltung sichergestellt.

Selbstverständlich ist dieses Vorgehen nicht auf große, willkürliche Haltungsschwankungen beschränkt, es kann ebenso benutzt werden, um die in Normalstellung auftretenden Schwankungen auszugleichen. Auch dabei ergibt sich eine deutliche Verbesserung, und der Fehler kann auf weniger als  $1^\circ$  verringert werden [11].

### Diskussion

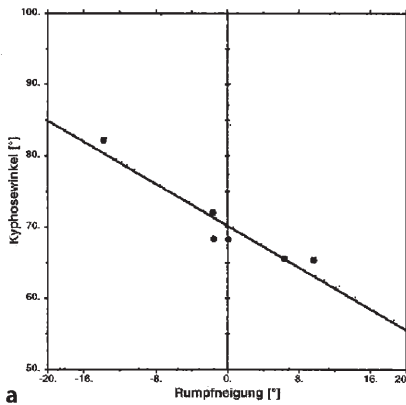
Die dargestellten Beispiele zeigen mögliche Anwendungen der rasterstereographischen Oberflächenvermessung des Rückens bei Funktionsuntersuchungen der Wirbelsäule und des Beckens.

Bei der Anpassung eines Beinlängenausgleichs ist häufig eine einzelne Untersuchungstechnik nicht ausreichend, da sehr viele verschiedene Einflussgrößen beachtet werden müssen. Beispielsweise kann die gängige indirekte Beinlängemessung durch Beobachtung der Beckenkämme zu falschen Ergebnissen führen – bis hin zu einem „skoliogenen Beinlängenausgleich“ [16]. Auch die radiologische Bestimmung der Beinlängendifferenz kann problematisch sein, wenn danach ein Schuh-

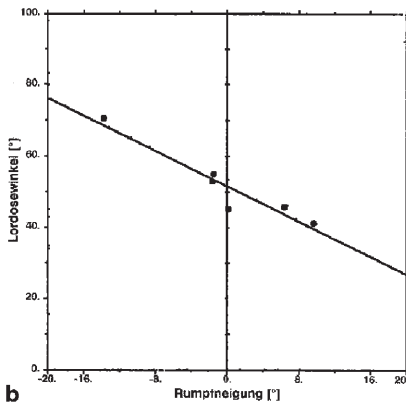
Tabelle 2  
Messprotokoll mit den verschiedenen Rumpfhaltungen

Messaufnahme, Nr.	Haltung	Rumpfneigung $\Theta$
1	Normaler Stand	ca. $0^\circ$
2	Vorgebeugt	ca. $10^\circ$
3	Vorgebeugt	ca. $20^\circ$
4	Normaler Stand	ca. $0^\circ$
5	Zurückgeneigt	ca. $-10^\circ$
6	Normaler Stand	ca. $0^\circ$





a



b

Abb. 8 ▲ a, b Auszug aus einem Protokoll einer Funktionsuntersuchung zur Bestimmung des Kyphose- und Lordoswinkels in Abhängigkeit von der Rumpfneigung. a Kyphosewinkel, b Lordosewinkel. Beide Winkel flachen ab bei Vorwärtsneigung und nehmen zu bei Rückwärtsneigung

ausgleich bemessen wird, ohne dass seine Wirkung auf die gesamte Statik und die Wirbelsäule kontrolliert wird. Untersuchungen, die hier an Skoliosepatienten durchgeführt wurden [4], zeigen, dass durch Torsionsbewegungen im Becken erhebliche Diskrepanzen auftreten können und dass die tatsächliche Korrektur erheblich geringer ausfallen kann, als nach der radiologischen Messung zu erwarten wäre. Ein großer Vorteil der hier beschriebenen Funktionsuntersuchung zur Bestimmung eines Schuhausgleichs liegt darin, dass sowohl das Becken wie die Wirbelsäule berücksichtigt werden und dass eine Abwägung der daraus resultierenden Aussagen möglich ist.

Kritisch ist zu diesen Untersuchungen anzumerken, dass der Umfang der Serien mit nur sieben Funktionsaufnahmen zu knapp bemessen war. Bei zukünftigen Messungen sollten minde-

stens neun, besser 13 Einzelaufnahmen mit verschiedenen Höhen des Beinlängenausgleichs zu einer Serie zusammengefasst werden. So könnte der Beinlängenausgleich in konstanten Schritten von 4 oder 5 mm über einen größeren Bereich variiert werden. Dies erhöht die statistische Sicherheit bei Aussagen zur Beckentorsion und erlaubt eine bessere Beurteilung von Korrektoreffekten auf die Seitenauslenkung und Oberflächenrotation. Die Erfahrung zeigt, dass die Dauer der Untersuchung hierdurch nur unwesentlich verlängert wird, insbesondere wenn die Höhenverstellung vom Messprogramm ferngesteuert wird.

Über die Behandlung von Skoliosen hinaus hat die Bestimmung der Beinlängendifferenz erhebliche Bedeutung bei der orthopädiotechnischen Prothesenversorgung der unteren Extremität nach einer Amputation. Hier wird die Prothesenlänge meist indirekt bestimmt, indem die getasteten Beckenkämme in Gleichstand gebracht werden [1]. Wegen der meist unsymmetrischen Beckenbelastung ist dieses Kriteriums aber unzureichend, und die Auswirkungen auf das Gesamtskelett müssen berücksichtigt werden. Es ist daher anzunehmen, dass eine Funktionsuntersuchung unter Einbeziehung der Wirbelsäule, so wie sie hier beschrieben wurde, zusätzliche objektive Kriterien für die Wahl der optimalen Prothesenlänge bietet.

Die hochgenaue Bestimmung des Kyphose- und Lordoswinkels erscheint zunächst in sich widersprüchlich, da die Winkel haltungsabhängig sind und es eine streng reproduzierbare natürliche Haltung nicht gibt. Vielmehr kommt dem Haltingwechsel zwischen aktiver Haltung, habitueller Haltung und Ruhehaltung eine besondere Bedeutung zu [9]. Der Ansatz darf also nicht sein, den Patienten in einer Normhaltung zu ver-

messen – das ist nicht möglich. Stattdessen darf – und soll – der Patient seine Haltung verändern. Erst aus der mathematischen Analyse der Aufnahmen in unterschiedlichen Haltungen kann die funktionale Abhängigkeit rekonstruiert werden – sie wird durch die Regressionsgerade dargestellt. Durch Interpolation in einer mathematisch definierten Standardhaltung – Rumpfneigung  $\Theta=0^\circ$  – wird ein Kyphose- und Lordoswinkel als Bezugsgröße definiert. Da diese Winkel besser definiert und statistisch besser abgesichert sind als jede Einzelmessung, sind sie auch genauer als Einzelmessungen.

Der beschriebene Ansatz, nicht die Haltung, sondern Haltungsänderungen zu vermessen und daraus Aussagen über die Haltung zu machen, ist bereits im Haltungstest nach Matthiass [9] verwirklicht. Anders jedoch als bei der hier willkürlich vorgenommenen Haltungsänderung erfolgt dort – je nach Leistungsfähigkeit – die Haltungsänderung durch Ermüdung in Folge einer Belastungssituation (Armvorhalte). Es erscheint daher sehr vielversprechend, den Haltungstest nach Matthiass mit einer rasterstereographischen Funktionsuntersuchung zu kombinieren und so zu objektivieren.

## Fazit für die Praxis

Die beiden hier vorgestellten Beispiele zeigen, dass die rasterstereographische Funktionsuntersuchung eine Vielzahl neuer Wege zu einem vertieften Verständnis biomechanischer Zusammenhänge an Wirbelsäule und Becken eröffnet. Schon jetzt bietet diese Technik neue objektive Messverfahren am Rumpf im Bereich der Orthopädie und Orthopädiertechnik.

Tabelle 3

Mittelwerte ( $n=52$ ) von Standardabweichungen und mittlerem quadratischen Fehler in der interpolierten Normalstellung bei der Messung des Kyphose- und Lordoswinkels

Messung/Analyse	Kyphose	Lordose
Standardabweichung vom Mittelwert (Normalhaltung)	3,10°	2,95°
Standardabweichung von der Regressionsgeraden	3,11°	2,44°
Mittlerer Fehler bei Interpolation in normalisierter Haltung ( $\Theta=0^\circ$ )	1,65°	1,40°



## Literatur

1. Baumgartner R, Botta P (1995) Amputation und Prothesenversorgung der unteren Extremität. Enke, Stuttgart
2. Drerup B (1986) Die Bestimmung des Kyphosewinkels aus der berührungslosen Rückenvermessung. *Z Orthop* 120: 64–70
3. Drerup B, Hierholzer E (1987) Automatic localization of anatomical landmarks on the back surface and construction of a body-fixed coordinate system. *J Biomechanics* 20: 961–970
4. Drerup B, Hierholzer E (1987) Movement of the human pelvis and displacement of related anatomical landmarks on the body surface. *J Biomechanics* 20: 971–977
5. Drerup B, Hierholzer E (1994) Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. *Clin Biomech* 9: 28–36
6. Drerup B, Hierholzer E (1996) Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model. *Clin Biomech* 11: 376–383
7. Ellger B (1999) Haltungskorrigierte Kyphose- und Lordosevermessung mittels Rasterstereografie. Dissertation, Medizinische Fakultät, Universität Münster
8. Frobin W, Hierholzer E (1982) Analysis of human back shape using surface curvatures. *J Biomechanics* 15: 379–390
9. Groeneveld HB (1976) Metrische Erfassung und Definition von Rückenform und Haltung des Menschen. Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd 66. Hippokrates, Stuttgart
10. Hierholzer E (1992) Objektive Analyse der Rückenform von Skoliosepatienten. Fischer, Stuttgart New York
11. Hierholzer E, Drerup B (1999) Rasterstereografische funktionale Untersuchungen: präzise Messung von Kyphose und Lordose. In: Stokes IAF (ed) *Research into spinal deformities*, vol 2. IOS Press, Amsterdam, pp 101–104
12. Hierholzer E, Rapp W, Schmidt-Wiethoff R (2001) Automatic measurement of scapula position and movement using rasterstereography. In: *Research into spinal deformities* 3, IOS Press, Amsterdam (im Druck)
13. Hierholzer E, Drerup B (1995) Vermessung der Wirbelsäule mittels Rasterstereografie. Neugebauer H (Hrsg) Was gibt es Neues in der Medizin? Medizinisches Jahrbuch. Müller, Wien, S 171–184
14. Meyer zu Bentrup F (2000) Bestimmung der Beinlängendifferenz mit der Rasterstereografie. Dissertation, Medizinische Fakultät, Universität Münster
15. Niethard FU (1997) *Kinderorthopädie*. Thieme, Stuttgart New York
16. Pfeil J (1988) Wachstum der Lendenwirbelsäule unter physiologischen und pathologischen Bedingungen. Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd. 109. Hippokrates, Stuttgart
17. Schmitz A, Gäbel H, Schmitt O (2000) 3D-Ganzkörper-Scan zur Erfassung von anthropometrischen Daten bei Skoliose. *Orthop Prax* 36: 99–103
18. Turner-Smith AR, Harris JD, Houghton GR, Jefferson RI (1988) A method for analysis back shape in scoliosis. *J Biomech* 21: 497–509

## AFOR WISSENSCHAFTSPREIS 2001

Die AFOR-STIFTUNG – Association für Orthopaedic Research, Selzach, Schweiz – schreibt den AFOR Wissenschaftspreis 2001 aus. SFR 10.000.– sind für den Preisträger persönlich bestimmt, weitere SFR 10.000.– sind für weitere Forschungen zweckgebunden. Der Preis soll der Förderung des wissenschaftlichen Nachwuchses dienen und hervorragende wissenschaftliche Arbeiten aus klinischer oder experimenteller Forschung auf dem Gebiet der Orthopädie und der Traumatologie auszeichnen. Die Arbeiten sollen 1999/2000 publiziert sein oder als druckfertiges Manuskript vorliegen.

Bewerbungen müssen bis zum 31. Oktober 2001 eintreffen. Der Wissenschaftspreis wird während des internationalen AFOR-Kurses vom 21.–25.01.2002 in Prontresina vergeben.

### Anmeldeformulare können bestellt werden bei:

AFOR Sekretariat

Karin Kleinpas

Gewerbeallee 18

45478 Mülheim an der Ruhr

Tel.: 0208/999 06158

Fax: 0208/999 06165

e-Mail: karin.kleinpas@emea.strykercorp.com