

# Funktionelle hochauflösende 3D-Untersuchungen der Lendenwirbelsäule mit Hilfe der Magnetresonanztomographie

K. E. W. Eberhardt<sup>1</sup>, B. F. Tomandl<sup>1</sup>, C. Rezk-Salama<sup>2</sup>, R. Schindler<sup>3</sup>, W. Huk<sup>1</sup>, M. Lell<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Abteilung für Neuroradiologie, Neurochirurgische Universitätsklinik Erlangen-Nürnberg, Deutschland

<sup>2</sup>Institut für Graphische Datenverarbeitung, Universität Erlangen-Nürnberg, Deutschland

<sup>3</sup>Inside, Funktionelle Diagnosetechnik GmbH, Schweinfurt, Deutschland

<sup>4</sup>Institut für Diagnostische Radiologie, Universität Erlangen-Nürnberg, Deutschland

---

## Schlüsselwörter

- MRT • Myelographie • LWS-Funktionsstudie
  - MEDIC 3D
- 

## Einleitung

In der Literatur sind Funktionsstudien der LWS in vivo an offenen MRT-Geräten beschrieben [1-4]. Aufgrund der geringen Feldstärke dieser Geräte sowie des Spulendesigns wurden ausschließlich 2D-Sequenzen mit geringer räumlicher Auflösung verwendet. 3D-Messungen, die Voraussetzung für eine exakte Volumetrie sind, sind nur bei Kadaverstudien beschrieben [3, 5]. Bei diesen Arbeiten wurden Messungen in In- und Reklination durchgeführt und die Weite des Spinalkanals bestimmt. Funktionsabhängige Veränderungen im Spinalnervenabgangsbereich wurden lediglich in zwei Studien beschrieben, dabei wurden allerdings die funktionellen Messungen an einem offenen MRT-System (0.5T) mit den Ergebnissen in Normalstellung, die an einem geschlossenen MRT-Gerät (1.0T) durchgeführt werden, verglichen [4, 6]. Die komplexen Veränderungen in den Bewegungssegmenten der LWS und deren Auswirkungen auf den Liquorraum und die betreffende Nervenwurzel ließen sich bisher nicht umfassend darstellen. Ziel dieser Arbeit war es, an einem Hochfeldsystem (1.5T) unter Verwendung eines flexiblen Spulensystems geeignete Sequenzen zu finden und zu optimieren, mit denen sowohl die osteoligamentären Strukturen wie auch die Nervenwurzeln und der Liquorraum darstellbar und Veränderungen in den jeweiligen Funktionszuständen messbar sind. Die Volumetrie des Liquorraums kann zur Verlaufskontrolle nach Therapie bei Bandscheibenvorfällen eingesetzt werden.

## Material und Methode

Die Messungen wurden an einem handelsüblichen 1.5 Tesla Ganzkörpertomographen (MAGNETOM Symphony, Siemens AG, Medical Solutions, Erlangen) durchgeführt.

Zur Verbesserung des Signals wurde eine Kombination aus Oberflächenspulen verwendet. Folgende Sequenzen wurden verwendet:

SINOP ist eine Gradientenechosequenz mit bipolarem Auslesegradienten [7], die ursprünglich für die Leberdiagnostik entwickelt wurde (Abb. 1). Die TR der Sequenz beträgt 121,4 ms, die Echozeit ( $TE_{1/2}$ ) 2,4/5,0 ms, der Anregungswinkel  $\alpha = 70^\circ$ . Bei einer Schichtdicke von 5 mm, einem FoV von 320 mm und einer Matrix von 256 x 256 beträgt die Messzeit 35 s. Die Knochenmatrix sowie der Nucleus pulposus stellen sich in der opposed-phase, der Knochenrahmen in der in-phase, mit dem höchsten Kontrast dar. Deshalb wurde diese Sequenz für die Messung der Beweglichkeit anhand sagittaler Schichtbilder in Inklinatation und Reklination benutzt.

MEDIC-3D ist ebenfalls eine Gradientenechosequenz (Abb. 2). Im Gegensatz zu konventionellen  $T_2^*$ -Sequenzen, die aufgrund ihrer flachen Auslesegradienten anfällig für Magnetfeldinhomogenitäten sind, zeichnet sich die MEDIC-3D-Sequenz durch multiple, unipolare, steile Auslesegradienten aus. Die TR beträgt 60 ms, die TE 24 ms, der Anregungswinkel  $\alpha = 9^\circ$ . Die Schichtdicke betrug bei unseren Messungen 1,17 mm, das FoV 250 mm, die Matrix 256 x 256, die Messzeit lag bei 6,5 min. Diese Sequenz wurde zur Darstellung des Liquorraumes genutzt.

Die Probanden wurden auf einer pneumatischen Lagerungshilfe (Inside, Funktionelle Diagnosetechnik, Schweinfurt) gelagert, die deren individueller Größe angepasst werden konnte. Dadurch war eine konstante und reproduzierbare Kyphose- und Lordosestellung (Abb. 3) während der Untersuchung gewährleistet. Mehrere in die Lagerungshilfe integrierte und kombinierbare Oberflächenspulen sorgen dabei für das erforderliche Signal-zu-Rausch-Verhältnis.

## Probandendaten

24 weibliche und 19 männliche Probanden wurden untersucht. Das Durchschnittsalter der Probanden betrug 38,02 Jahre (STABW: 8,98 Jahre), die Durchschnittsgröße lag bei 173,60 cm (STABW: 9,67 cm), das Durchschnittsgewicht bei 71,45 kg (STABW: 16,62 kg).

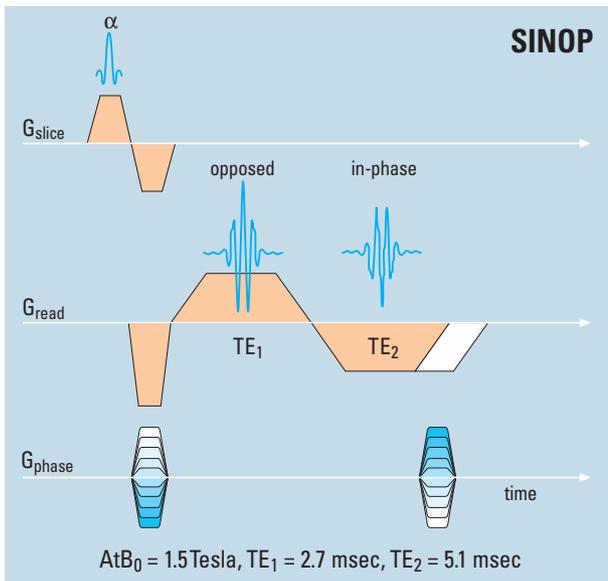


Abb. 1  
SINOP Sequenzschema:  
Gradientenechosequenz mit  
bipolarem Auslesegradienten.  
Die Magnetisierung von  
Fett- und Wasserprotonen ist bei  
 $TE_1$  antiparallel (opposed phase)  
und bei  $TE_2$  parallel (in-phase).  
Der Kontrast ändert sich ent-  
sprechend dem Anteil von Fett  
und Wasser in einem Voxel  
(Gewebeparameter). Das Signal-  
verhalten kann außerdem durch  
Variationen von TR, TE und  $\alpha$   
(Sequenzparameter) verändert  
werden.

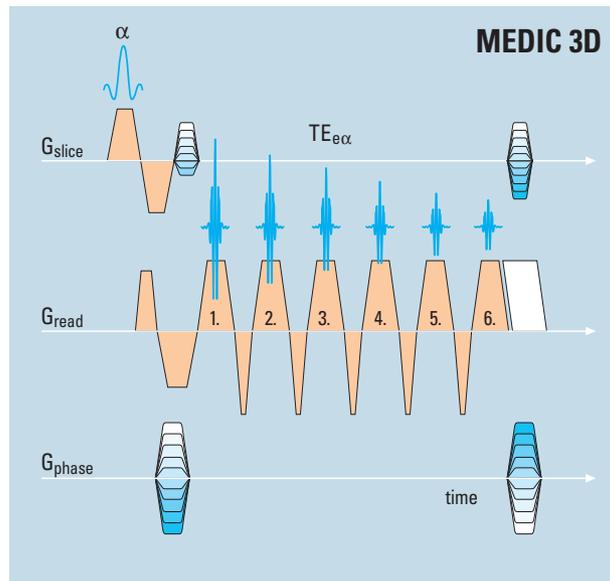


Abb. 2  
Medic-3D-Sequenz Diagramm.  
Gradientenechosequenz mit  
unipolaren, multiplen Auslese-  
gradienten hoher Amplitude.  
Durch GMR deutlich reduzierte  
Flussempfindlichkeit.  
 $T_2^*$ -Wichtung durch Addition  
der einzelnen Echodaten. Das  
Signalverhalten ist vergleichbar  
mit einer FLASH Sequenz.

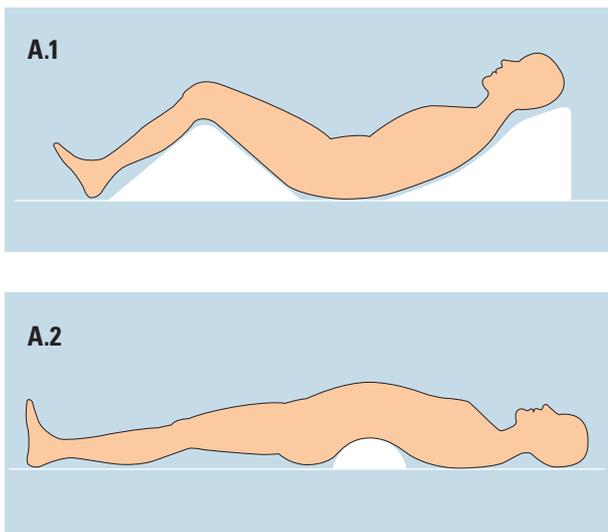


Abb. 3  
Patientenlagerung durch  
spezielle Lagerungshilfe  
(weiß).  
A.1: Inklinationsstellung,  
A.2: Reklinationsstellung.

## Messungen

In Normalstellung sowie in Inklination und Reklination wurde jeweils eine SINOP- und eine MEDIC-3D-Sequenz durchgeführt. Es wurde in sagittaler Schichtorientierung bei einer craniocaudalen Präparation gemessen. Die Schichtdicke betrug 1,2 mm. Um den durch die Funktionsstellung vergrößerten Spulen-Objekt-Abstand und den damit verbundenen Signalverlust zu kompensieren, wurde in Reklination zur Spine-Array-Spule ergänzend eine Body-Array-Spule verwendet.

## Nachverarbeitung

Die Bildnachverarbeitung im Sinne einer Segmentierung und 3D-Visualisierung erfolgte an einer SGI Onyx® 2 Workstation (R 10000, 195 MHz, Base Reality Graphics, 64 MB 3D-Textur Speicher).

## Segmentierung

Aufgrund der Signalcharakteristik der MEDIC-3D-Sequenz war eine implizite Segmentierung über eine das Gesamtvolumen erfassende Transferfunktion schwierig,

Onyx is a trademark of Silicon Graphics, Inc.

da sowohl Liquor, als auch Bandscheibe, Venen und Ligamente eine hohe Signalintensität aufwiesen. Daher wurde eine semiautomatische explizite Segmentierung angewendet [8].

**Visualisierung**

Die Visualisierung erfolgte durch direktes VR unter Verwendung von 3D-Texture-Mapping [8-9]. Zur Beschleunigung und Standardisierung dieser Visualisierungsmethode wurden vordefinierte Farbtabelle verwendet.

**Volumetrie**

Durch Segmentation des MEDIC-3D-Datensatzes erhält man eine der konventionellen Myelographie ähnliche Darstellung des Liquorraums. Dieser wird jedoch im Gegensatz zur konventionellen Myelographie dreidimensional dargestellt, so dass exakte Volumenmessungen möglich sind. Zur Standardisierung wurde das zu messende Volumen ausgehend von einem Referenzpunkt 5 mm nach cranial und 5 mm nach caudal festgelegt. Als Referenzpunkt diente das Zentrum des entsprechenden Zwischenwirbelraumes. Diese Messbox wurde immer parallel zum Zwischenwirbelraum ausgerichtet. Um das Volumen der periradikulären Liquorräume zu bestimmen, wurde der sog. Axillabereich, welcher über Anlegen einer Tangentialen an den Dural sack im Bereich der Nervenwurzelabgänge aus dem Duralsack als Referenzpunkt bestimmt wurde, festgelegt. Die Länge der Messbox wurde so gewählt, dass sie vom Axilla-Abschnitt bis zum Spinalganglion reichte, wobei die Kippung der Box dem Verlauf der Spinalnerven angepasst wurde.

**Messung des Bewegungsumfangs und Volumetrie des Liquorraums**

Wegen der exakten Abgrenzbarkeit von Knochen zur Umgebung wurden die Daten der SINOP-Sequenz für die Messungen verwendet. Um die segmentale Beweglichkeit zu erfassen, wurde wie von Dupuis [10] vorgeschlagen jeweils der Winkel zwischen der Deckplatte des unteren Wirbelkörpers und der Hinterkante des höheren Wirbelkörpers für alle Segmente von L1-S1 gemessen. Die Winkeldifferenzen in den Funktionsstellungen gaben den Bewegungsumfang an.

In den entsprechenden Segmenten wurden anschließend die zugehörigen Liquorvolumina (spinal und periradikulär) bestimmt. Um eine Vergleichsgröße unabhängig von den Absolutvolumina zu erhalten, wurde die Volumendifferenz zwischen Inklination und Reklination auf das Inklinationsvolumen normiert ((Vol I-Vol R)/Vol I). Diese normierten Volumendifferenzen wurden dann mit den Winkeldifferenzen korreliert.

**Statistik**

Für alle Daten und Winkel- sowie Volumenmessungen wurden Mittelwerte und Standardabweichung bestimmt (SPSS 9, SPSS Software, München, Deutschland). Den

statistischen Analysen wurde ein Signifikanzniveau  $\alpha = 0.05$  zugrunde gelegt. Zur Erfassung des Zusammenhangs zwischen Winkel- und Volumenänderungen wurden Korrelationsanalysen (Pearson's Korrelationskoeffizient) berechnet.

**Ergebnisse**

Die begrenzten räumlichen Verhältnisse in der Gantry eines geschlossenen Hochfeld-MR-Tomographen zwingen bei Funktionsmessungen zu sog. „off-center“ Messungen. Der im Sequenzprotokoll implementierte MAP-Shim war bei den verwendeten Sequenzen jedoch ausreichend, die Homogenität im Messvolumen soweit zu optimieren, dass weder Artefakte noch ein relevanter Signalverlust auftraten. Durch die Kombination von Spine- und Body-Array-Spulen konnte ein ausreichendes Signal-zu-Rausch-Verhältnis erreicht werden. Durch eine craniocaudale Präparationsrichtung konnten Bewegungsartefakte deutlich reduziert werden, die insbesondere durch die in Reklination verstärkte Bauchatmung entstanden.

In der MEDIC-3D-Sequenz stellen sich Bandscheibe, Ligamente und Gelenkflächen signalreich dar, lassen sich aber dennoch exakt vom stark hyperintensiven Liquorraum einschl. der liquorhaltigen Nervenwurzel-scheiden abgrenzen. Bei allen Probanden ließ sich der Austrittsbereich der Spinalnerven, die sog. „Axilla“ gut und ohne Aussparung mit dieser Sequenz bis zum Ganglion spinale nachweisen. Innerhalb des hyperintensiven Liquors stellten sich die Nervenwurzeln hypointens dar (Tabelle 1). Im Gegensatz zu anderen T<sub>2</sub> gewichteten Sequenzen wie Turbo-Spinecho- oder CISS-Sequenzen

Beurteilung	MEDIC-3D	
	n	%
<b>Liquorraum</b>		
Axilla glatt begrenzt	20	100
Nervenwurzeln symmetr.	20	100
Ganglion dargestellt	20	100
<b>Spinalnerven</b>		
intraduraler Anteil sichtbar		
1,17 mm	18	90
2,00 mm	10	50
<b>Ligamenta</b>		
signalgebend abgrenzbar	20	100
Bandscheibengewebe signalgebend abgrenzbar	20	100
<b>Knochen</b>		
ausreichend abgrenzbar	20	100

Tabelle 1  
Visualisierungsergebnisse bei Nachverarbeitung durch Volume Rendering Technik (n = 20 Probanden).

ist die MEDIC-3D-Sequenz in der Lage, das bis zum Ganglion spinale reichende Liquorsignal darzustellen (Abb. 4).

Durch die Nachverarbeitung mittels Volume Rendering entsteht aus den Schichtbildern der MEDIC-3D-Sequenz eine dreidimensionale Abbildung des Liquorraumes (3D-Myelographie). Analog zur konventionellen Myelo-

graphie grenzen sich innerhalb des Liquorraumes die Spinalnerven als signalarme Strukturen ab. Wendet man die Technik des Volume Growing an, kann aus den gleichen Messdaten der Knochen dargestellt werden (Abb. 5). Darüber hinaus können weitere segmentierte Subvolumina wie z. B. arterielle und venöse Gefäße in die Gesamtvisualisierung einbezogen werden (Abb. 6).

### Winkelmessung und Volumetrie

Während sich der Knochenrahmen der Wirbelkörper im in-phase kontrastreich abgrenzen lässt, eignet sich die opposed-phase der SINOP-Sequenz zur Darstellung der Knochenmatrix und des Nucleus pulposus. Die in-phase Bilder wurden deshalb zur Bestimmung der Winkeldifferenzen bei Inklination und Reklination nach der Methode von Dupuis [10] bestimmt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 2 aufgeführt. Die Mittelwerte des Bewe-

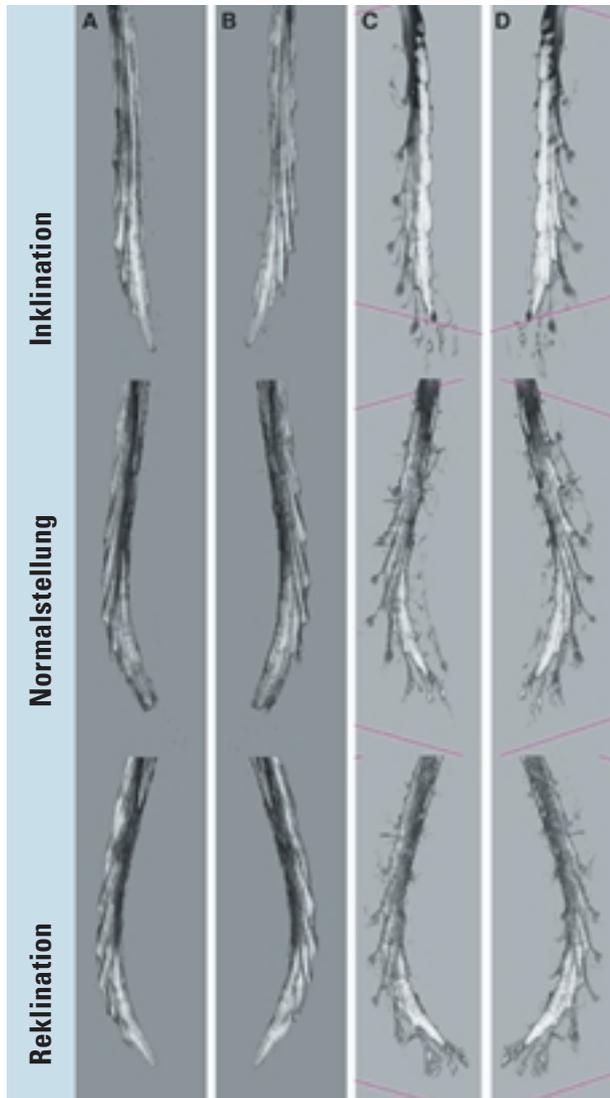


Abb. 4  
Auf dem linken Bildsatz sind die Schichtbilder eines CISS-3D-Datensatzes, auf dem rechten Bildsatz die Schichtbilder eines MEDIC-3D-Datensatzes visualisiert.

Im Gegensatz zum MEDIC-3D-Datensatz, lassen sich mit dem CISS-3D-Datensatz die peripheren Signalnerven nicht visualisieren.  
A-B: CISS-3D-Sequenz,  
C-D: MEDIC-3D-Sequenz.



Abb. 5  
A.1: Die mediale Cliepebene stellt den Spinalkanal in Normalstellung dar.  
A.2: Laterale Cliepebene mit Darstellung der Foramina bei Inklination.  
A.3: Detailsicht der Facettengelenke.  
B.1 und B.2: Dorsale sowie dorsolaterale Ansicht der LWS und des Sakrum.

C.1-C.3: Mediale Cliepebene in Funktionsstellung. Bei B und C wurde eine Rauscherunterdrückung durch anisotrope Filterung erreicht.  
D: Überlagerung von In- und Reklination.



Abb. 6  
Dreidimensionale Visualisierung  
eines 3D Datensatzes (Medic 3D).

Segment	Probanden <sup>1</sup>		Probanden <sup>2</sup>	
	MW	STABW	MW	STABW
L 1/2	13.0	2.01	11.9	keine Angabe
L 2/3	13.7	2.77	14.5	keine Angabe
L 3/4	13.9	2.69	15.3	keine Angabe
L 4/5	15.4	3.12	18.2	keine Angabe
L 5/S 1	16.7	2.98	17.0	keine Angabe

<sup>1</sup>Eberhardt <sup>2</sup>Dvorak (11)

Tabelle 2  
Funktioneller Bewegungsum-  
fang der LWS (Winkeldifferenz  
zwischen Inklination und  
Reklination) bei 43 Probanden<sup>1</sup>.

gungsumfang bei unseren Messungen lagen zwischen 13,0° (L1-2) und 16,7° (L5-S1).

Die funktionellen Veränderungen der jeweiligen Stellung auf den Liquorraum wurden mit der MEDIC-3D-Sequenz bestimmt. Dazu wurde die Differenz der Volumina in Inklination/Reklination von den Volumina in Normalstellung für das jeweilige Bewegungssegment bestimmt (Tabelle 2).

In Inklination nahmen die segmentalen Liquorvolumina zwischen 5,3% (L2-3) und 9,6% (L4-5) zu, in Reklination zwischen 9,2% (L1-2) und 21,5% (L5-S1) gegenüber dem Normalvolumen ab.

Die Korrelationsanalyse zwischen dem segmentalen Bewegungsumfang und den intraspinalen und periradikulären Volumenänderungen während einer Funktionsuntersuchung der LWS demonstriert Abb. 7. Die Korrelationen beweisen den quantitativen Zusammenhang zwischen Funktion und Liquorvolumen: Das Liquorvolumen nimmt in Inklinationsstellung zu, während es in Reklinationsstellung abnimmt. Dabei sind die Volumenänderungen im Bewegungssegment von der Winkeldifferenz, also dem Bewegungsumfang, abhängig.

### Diskussion

Funktionelle Messungen der LWS wurden bisher in sog. offenen MRT-Systemen mit in der Regel niedrigen Feldstärken zwischen 0.2 und 0.5T durchgeführt, wobei die erreichbare räumliche Auflösung für hochauflösende 3D-Darstellung der beteiligten anatomischen Strukturen ungenügend war [12, 13]. Unsere Untersuchungen wurden dagegen in einem geschlossenen Hochfeld-System mit 1.5T durchgeführt. Dabei mussten die Patienten in Reklination außerhalb des Isozentrums des Magneten untersucht werden. Unsere Ergebnisse zeigen, dass Messungen „off center“ ohne relevanten Signalverlust möglich sind. In Inklination und Normalstellung ist die Spine-Array-Spule ausreichend, in Reklination muss wegen des größeren Abstands zwischen Spule und Messvolumen die Body-Array-Spule zugeschaltet werden, um ausreichend Signal zu erhalten. Zur Reduktion von Bewegungsartefakten hat sich eine craniocaudale Präparationsrichtung bewährt, da die in Reklination verstärkte Bauchatmung sonst zu ausgeprägten Artefakten führt.

Der in der Literatur angegebene Bewegungsumfang [11, 14], gemessen in Seitenlage des Patienten, stimmt mit unseren Messungen in Rückenlage überein. Untersuchungen in Sitzposition, die nur an speziellen offenen Magneten mit niedriger Feldstärke möglich sind, erlauben einen geringfügig größeren Bewegungsumfang [12].

Obwohl die Bewegungsfunktion mit offenen, vertikal ausgerichteten Magneten sehr gut ist, ist die erreichbare Auflösung zu gering, um Detailanalysen oder 3D-Untersuchungen durchführen zu können [12]. Außerdem sind Untersuchungen im Sitzen oder in Seitenlage ohne die Lage fixierende Vorrichtungen schlecht reproduzierbar

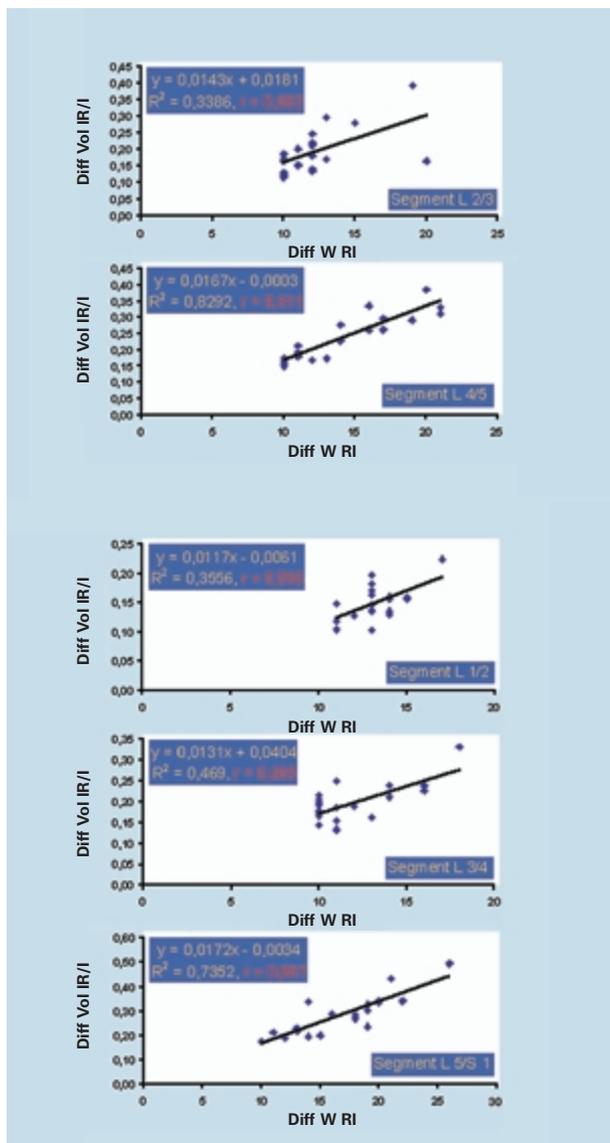


Abb. 7  
Korrelation zwischen segmentalen funktionellen Bewegungsumfängen der LWS und segmentalen Volumina bei 20 gesunden, jungen Probanden.

[13]. Die in diesen Studien gemessenen 2D-Parameter (Querschnitt, Distanzen und Flächen des Spinalkanals) zeigen so zwar eine eindeutige Abhängigkeit von der jeweiligen Funktionsstellung [15-20], jedoch weisen 2D-Messungen eine große Streubreite der Werte auf und scheinen schlecht reproduzierbar zu sein [13]. Als Lösung dieses Problems bot sich deshalb zur „MR Myelographie“ die Verwendung von stark T<sub>2</sub>-gewichteten 3D-Sequenzen an. In einer eigenen Publikation konnte der grundsätzliche Wert dieser Methode nachgewiesen werden [15]. Zum Einsatz kam eine FISP-Sequenz, die jedoch anfällig war für Homogenitätsstörungen. Die räumliche Auflösung in Z-Achse war auf 1,6 mm beschränkt bei relativ langer Messzeit von über 7 min. Die Nachverarbeitung, die über implizite Segmentierung und Visualisierung durch MIP erfolgte, ergab außerdem keine überlagerungsfreien Rekonstruktionen mit der Gefahr von falsch positiven Befunden (Überlagerung durch Strukturen mit hohem Signal wie Bandscheiben, Ligamenta und Gefäße), so dass die klinische Akzeptanz der Methode begrenzt war [16].

Durch die Anwendung einer neuen Sequenz, der MEDIC-3D, einer Sequenz mit höherer Bandbreite, bei der durch multiple, steile unipolare Auslesegradienten die bei Gradientenechosesequenzen häufig auftretenden Inhomogenitätsartefakte deutlich reduziert sind, ist eine höhere räumliche Auflösung bei gutem Signal-zu-Rauschverhältnis, verglichen mit der verwendeten FISP-Sequenz, möglich. Sowohl die FISP-3D wie auch die MEDIC-3D sind flusskompensierte Steady-State-Sequenzen [17]. Die von uns verwendete MEDIC-3D-Sequenz eignet sich durch ihr spezifisches Signalverhalten (fehlendes Signal der Knochenmatrix bei hohem Signal der Umgebungsstrukturen) in besonderem Maße zur Nachverarbeitung. Voraussetzung ist allerdings die vorherige explizite, halbautomatische Segmentierung durch Volume Growing. Wie in Material und Methode beschrieben, wurden unsere Daten nicht implizit, also über einen festen, vorgewählten Schwellenwert bestimmt, sondern explizit segmentiert [8-9]. Die so erhaltenen Subvolumina konnten deshalb volumetriert werden, wobei die erhaltenen Volumenwerte gut reproduzierbar erschienen, wie die Validierung durch Phantommessungen zeigten. Auf diese Weise sind quantitative Untersuchungen möglich.

Die Visualisierung erfolgte in unserer Studie durch Volume Rendering, eine Technik, die seit Anfang der 90er Jahre zur Verfügung steht. Eine aktuelle, ausführliche Beschreibung der Technik und ihrer Anwendung bietet die Arbeit von Calhoun et al. [21]. Wie die Visualisierungsergebnisse der MR-Myelographie der untersuchten Probanden gezeigt haben, war die Austrittsstelle der Spinalnerven aus dem Duralsack, die sog. „Axilla“ der peripheren Spinalnerven, bei allen Probanden gut abgrenzbar und ohne Aussparungen in der umgebenden Liquorscheide. Weiterhin waren bei allen Probanden die peripheren Liquorscheiden und damit indirekt auch

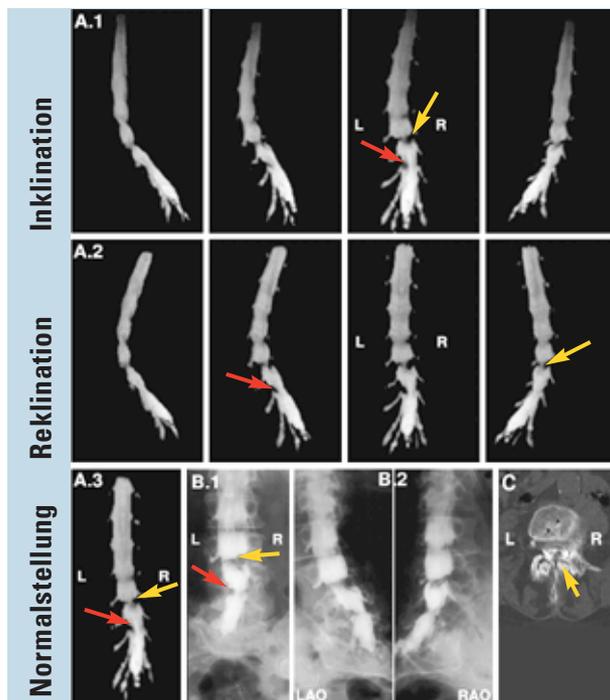


Abb. 8  
Die funktionelle MR Myelographie (A.1-3) und die konventionelle Myelographie (B.1-2) zeigen identisch im Segment L3-4 einen funktionsunabhängigen hochgradigen Füllungsdefekt rechtsbetont (gelbe Pfeile) sowie

L4-5 eine axilläre Kontrastmittelaussparung linksseitig (rote Pfeile).

Das postmyelographische CT (C) zeigt im Segment L3-4 hypertrophierte Wirbelgelenke sowie verkalkte und verdickte Ligamenta flava als Ursache für die Stenose (gelber Pfeil).

die Spinalnerven bis zum Ganglion spinale, also der Aufzweigung der Spinalnerven in die Rami ant. et post. sowie communicantes sichtbar. Unter Funktion konnte so die Änderung des Liquorsignals durch direktes Volume Rendering in ein dreidimensionales Visualisierungsergebnis, die 3D-MR-Myelographie, umgesetzt werden.

Unsere Methode der quantitativen funktionellen MR-Myelographie ist deshalb eine standardisierte und zuverlässige Technik, um Kompressionen auch der peripheren Spinalnerven unter Funktion beurteilen zu können. Vergleichbare Arbeiten sind bisher nicht veröffentlicht. Interessant ist in diesem Zusammenhang die relativ geringe Volumenänderung des intraspinalen Liquorvolumens im Gegensatz zur erheblichen Abnahme des periradikulären Liquorvolumens. Hierbei kommt der Reklination funktionell eine wesentlich größere Bedeutung zu als der Inklination. Nur zwei Arbeiten behandeln funktionsabhängige Veränderungen an peripheren Nerven (Signalveränderungen [6] bzw. Bestimmung der Durchmesser der Neuroforamen unter Funktion [4]). Allerdings wurde weder eine 3D-Visualisierung noch eine Volumetrie durchgeführt. Lediglich in vitro Volumetriem des Deralsackes sind bisher beschrieben [5].

Unsere Volumenmessungen unter Funktion ergaben in Übereinstimmung mit der Literatur eine Volumenzunahme in Inklination und eine Abnahme in Reklination. Die Volumenänderungen korrelierten bei den Probanden mit dem Bewegungsumfang. Da vergleichbare funktionelle Messungen des Liquorvolumens bisher nur von unserer Arbeitsgruppe durchgeführt wurden, lassen sich die an 2D-Messungen bestimmten Messwerte anderer Arbeitsgruppen nicht mit unseren Messwerten vergleichen. Die von uns festgestellte Korrelationen zwischen segmentalem Bewegungsumfang der LWS und Veränderungen des entsprechenden normierten Volumens bestätigen die Abhängigkeit des Liquorvolumens von der Funktionsstellung und bietet die Möglichkeit quantifizierbarer Funktionsuntersuchungen, was insbesondere eine Anwendung bei degenerativen Spinalstenosen nahe legt.

### Zusammenfassung und Ausblick

Unsere Studie zeigt, dass ein ausreichender Bewegungsumfang bei Verwendung einer speziellen Lagerungshilfe für funktionelle Studien in einem geschlossenen MRT-System realisierbar ist. Bei Verwendung von Oberflächenspuln und geeigneten Sequenzen lässt sich im Hochfeldsystem eine ausreichende Ortsauflösung erzielen, um die einzelnen anatomischen Komponenten zu analysieren.

Dies ist für die Indikationsstellung und die Planung eines operativen Eingriffes bei multisegmentalen Spinalstenosen notwendig, um die Hauptstenosenhöhe und die Stenosenlänge zu erkennen um das Ausmaß der Operation einzugrenzen. Durch die funktionelle Untersuchung lässt sich außerdem eine sekundäre Spondylolisthese beurteilen. Ein klinisches Beispiel einer 75-jährigen Patientin mit radikulärer Symptomatik L3/4 beidseits ist in Abb. 8 dargestellt.

### Literatur

[1] Zamani AA, Moriaty T, Hsu L, Winalski CS, Schaffer JL, Isbister H, Schenck JF, Rohling KW, Jolesz F. Functional MRI of the lumbar spine in erect position in a superconducting open-configuration MR system: preliminary results. *J. Magn. Reson. Imaging* 1998; 8(6): 1329-1233.

[2] Wildermuth S, Zanetti M, Duewll S, Schmid MR, Romanowsky B, Benini A, Boni T, Hodler J. Lumbar spine: quantitative and qualitative assessment of positional (upright flexion and extension) MR imaging and myelography. *Radiology* 1998; 207(2): 391-398.

[3] Fennell AJ, Jones AP, Huskins DW. Migration of the nucleus pulposus within the intervertebral disc during flexion and extension of the spine. *Spine* 1996; 21(239): 2753-2757.

[4] Schmid MR, Stucki G, Duewll S, Wildermuth S, Romanowsky B, Hodler J. Changes in cross-sectional measurements of the spinal canal and intervertebral foramina as a function of a position: in vivo studies on an open-configuration MR system. *A.J.R., Am J Roentgenol.* 1999; 172(4): 1095-1102.

[5] Dai LY, Xu YK, Zhang WM, Zhou ZH. The effect of flexion-extension motion of the lumbar spine on the capacity of the spinal canal. An experimental study. *Spine* 1989; 14(5): 523-525.

[6] Weishaupt D, Schmid MR, Zanetti M, Boos N, Romanowski B, Kissling RO, Dvorak J, Hodler J. Positional MR imaging of the lumbar spine: does it demonstrate nerve root compromise not visible at conventional MR imaging? *Radiology* 2000; 215(1): 247-253.

[7] Taupitz M, Deimling M, Malcher R, Schröter T, Bollow M, Hamm B. A new rapid T<sub>1</sub>-weighted multiplanar spoiled gradient-echo sequence for simultaneous acquisition of in-phase and opposed-phase images (SINOP). Proceedings of the 6th International Society of Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM), Sydney, Australia 1998: 517.

[8] Rezk-Salama C, Hastreiter P, Eberhardt KEW, Tomandl BF, Ertl T. Interactive direct volume rendering of dural arteriovenous fistulae. In: Proceedings. MICCAI 1998: 42-51.

[9] Engel K, Hastreiter P, Tomandl BF, Eberhardt KEW, Ertl T. Combining local and remote visualization techniques for interactive volume rendering in medical applications. Accepted for publication in Proceedings Visualization '2000, IEEE, Salt Lake City, US, 2000.

[10] Dupuis PR, Yong-Hing K, Cassidy JD, Kirkaldy-Willis WH. Radiologic diagnosis of degenerative lumbar spinal instability. *Spine* 1985; 10: 262-276.

[11] Dvorak J, Panjabi M, et al. Functional radiographic diagnosis of the lumbar spine. *Spine* 1991; 16: 562-571.

[12] Vitzthum HE, König A, Seifert V. Dynamic examination of the lumbar spine by using vertical, open magnetic resonance imaging. *J. Neurosurg. (Spine)* 2000; 93: 58-64.

[13] Smith BM, Hurwitz EL, Solsberg D, Rubinstein D, Corenman DS, Dwyer AP, Kleiner J. Interobserver reliability of detecting lumbar intervertebral disc high-intensity zone on magnetic resonance imaging and association of high-intensity zone with pain and anular disruption. *Spine* 1998; 23(19): 2074-80.

[14] Percy M, Portek I, Shepherd J. Three-dimensional x-ray analysis of normal movement in the lumbar spine. *Spine* 1984; 9(3): 294-297.

[15] Eberhardt KEW, Hollenbach HP, Huk WJ. 3D-MR-Myelography (3D-MRM) of the lumbar spine. Comparative case study to conventional x-ray myelography. *Eur Radiol*, 1996; 7(5): 737-742.

[16] Thornton MJ, Lee MJ, Pender S, McGrath FP, Brennan RP, Varghese JC. Evaluation of the role of magnetic resonance myelography in lumbar spine imaging. *Eur Radiol* 1999; 9(5): 924-929.

[17] Gyngell ML. Application of the steady-state free precession in rapid 2-DFT NMR imaging: Fast and CE-fast sequences. *Magn. Reson. Imaging* 1988; 6: 415-419.

[18] Wildermuth S, Zanetti M, Duewell S, Schmid MR, Romanowski B, Benini A, Boni T, Hodler J. Lumbar spine: quantitative and qualitative assessment of positional (upright flexion and extension) MR imaging and myelography. *Radiology* 1998; 207(2): 391-398.

[19] Fennell AJ, Jones AP, Huskins DW. Migration of the nucleus pulposus within the intervertebral disc during flexion and extension of the spine. *Spine* 1996; 21(239): 2753-2757.

[20] Schmid MR, Stucki G, Duewell S, Wildermuth S, Romanowsky B, Hodler J. Changes in cross-sectional measurements of the spinal canal and intervertebral foramina as a function of a position: in vivo studies on an open-configuration MR system. *A.J.R., Am J Roentgenol*. 1999; 172(4): 1095-1102.

[21] Calhoun PS, Kuszyk BS, Heath DG, Carley CC, Fishman EK. Three-dimensional Volume rendering of spiral CT data: Theory and Method. *RadioGraphics* 1999; 19: 745-764.

## Abkürzungen

CISS	= Constructive Interference Steady State
CT	= Computertomographie
FISP	= Fast Imaging with Steady State Precession
FLASH	= Fast Low Angle Shot
FoV	= Field of View
GMR	= Gradient Motion Rephasing (Flusskompensation)
LWS	= Lendenwirbelsäule
MAP	= Multi Angle Projection
MEDIC-3D	= Multi Echo Data Image Combination
MIP	= Maximum Intensity Projection
MRT	= Magnetresonanztomographie
SINOP	= Simultaneous In-Phase Oppose-Phase
STABW	= Standard Body Weight
TE	= Time Echo (Echozeit)
TR	= Time Repetition (Repetitionszeit)
VR	= Volume Rendering

## Anschrift

Dr. K. E. W. Eberhardt, Abteilung für Neuroradiologie  
Neurochirurgische Universitätsklinik, Erlangen-Nürnberg  
Schwabachanlage 6  
D-91054 Erlangen

Tel.: +49-(0)9131-8539388  
Fax: +49-(0)9131-8536172  
e-mail: keweberhardt@hotmail.com