

# Erzeugung von kontinuierlichen 3D Datensätzen aus zwei oder mehr kernspintomographischen 2D Messungen

Hackländer T, Demuth T\*, Hiltner J\*, Reusch B\*, Cramer BM

Klinikum Wuppertal GmbH

\*Lehrstuhl Informatik 1, Universität Dortmund

# Fragestellung

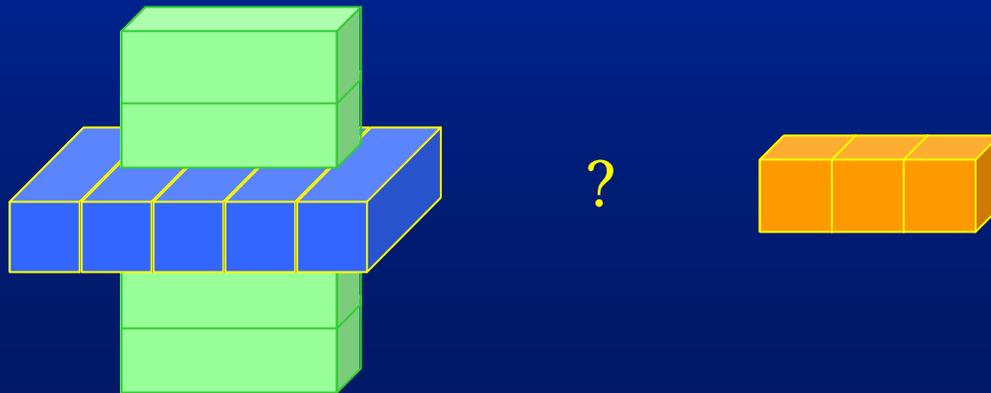
- Zur Beantwortung spezieller Fragestellungen ist es oft wünschenswert die diagnostischen Bildebenen nach Abschluss der Untersuchung beliebig wählen zu können.
- Hierzu wird in der Regel die Multi Planare Rekonstruktion (MPR) eines isotropen 3D Datensatzes verwendet.
- Aber: Eine 3D Messung ist ..
  - nicht bei alle Pulssequenzen möglichen
  - im Vergleich zu den biologischen Bewegungen zu zeitaufwendig.

# Zielsetzung

Entwicklung eines Computerprogramms, das aus

*mehreren anisotropen 2D Datensätzen  
einen isotropen 3D Datensatz*

berechnet.



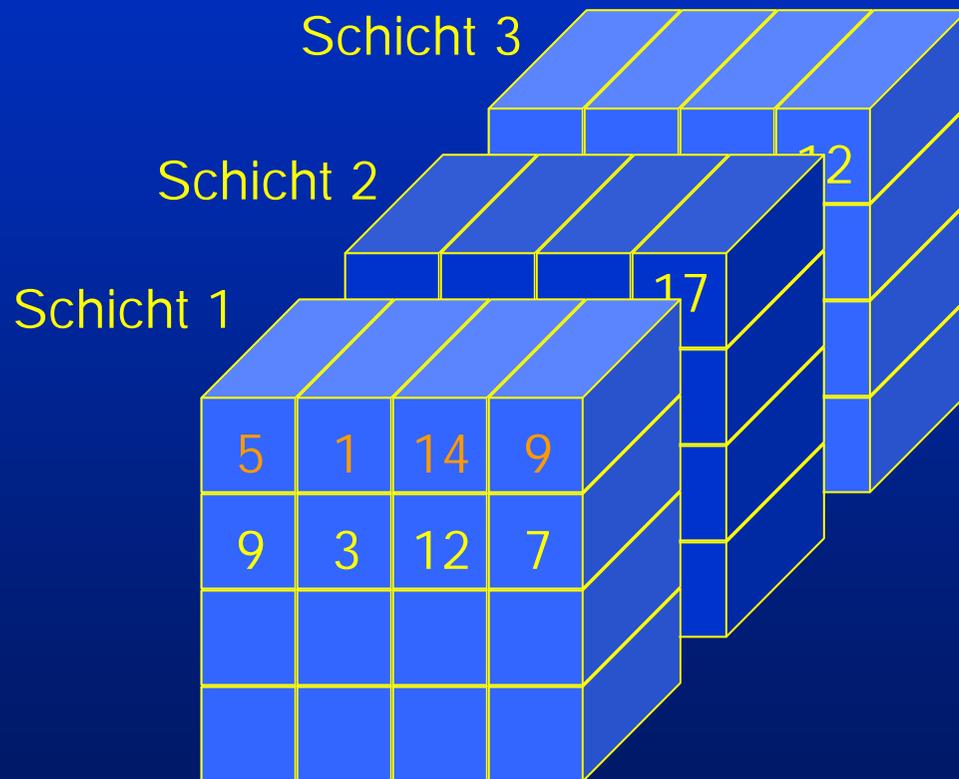
# MRT Sequenzen

- 2D TRUFI: TR=6.32, TE=3.0
- Meßzeit pro Bild 1.6 sec
- Matrix 256\*256
- FOV 400\*400 mm
- Voxelgröße 1.56\*1.56 mm
- Schichtdicke 5 mm
- Schichtabstand
  - Phantommessungen 5mm
  - Patientenmessungen 6mm

# Prinzip

1. Messung eines 2D-Schichtstapels. Anisotrope Voxel mit den DICOM-Koordinaten: Zeile, Spalte und Schichtnummer.
2. Interpolation  
Umrechnung des Datensatzes in eine kontinuierliche Intensitätsfunktion  $H_1$  mit den Koordinaten  $x$ ,  $y$  und  $z$
3. Schritte 1 und 2 für zusätzliche Schichtorientierungen ( $H_2$ ,  $H_3$ )
4. Wichtung  
Aus den Intensitätsfunktionen  $H_1$ ,  $H_2$  (und  $H_3$ ) eine kontinuierliche Intensitäts-Gesamtfunktion  $H$  berechnen
5. Integration  
Aus  $H(x,y,z)$  neue, beliebig orientierte Schichten mit der Dicke  $d$  berechnen („MPR“)

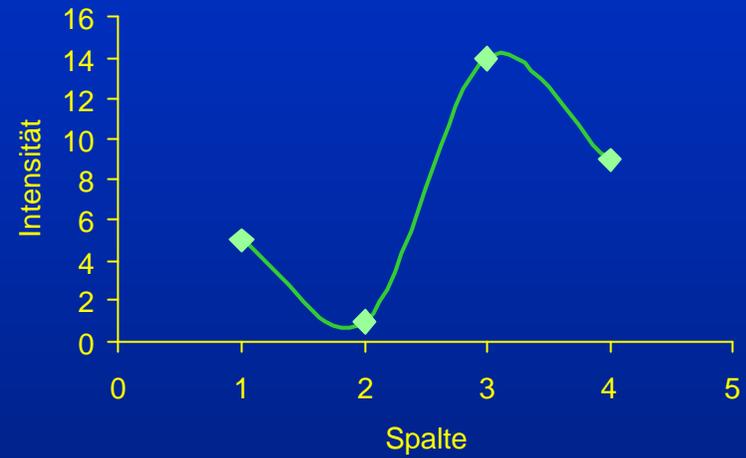
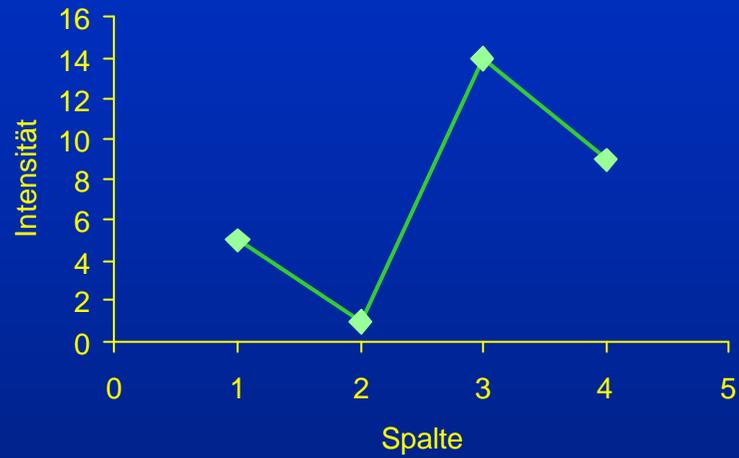
# Interpolation I



Zeile 1:

8	6	9	12
11	7	3	17
5	1	14	9

# Interpolation II



Zeile 1:

8	6	9	12
11	7	3	17
5	1	14	9

# Interpolation der Voxelintensitäten

Rechenzeit steigt



- Nächster Nachbar
- Bi-Linear
- Tri-Linear
- Bi-Lagrange
- Tri-Lagrange
- Bi-Kubisch
- Tri-Kubisch
- Multi-Kubisch

# Wichtung der Intensitätsfunktionen

Rechenzeit steigt



- Addition der Funktionswerte
- Mittelwert der Funktionswerte
- Gewichtete Summe
- Lineare Gleichung

# Integration = MPR

Rechenzeit steigt

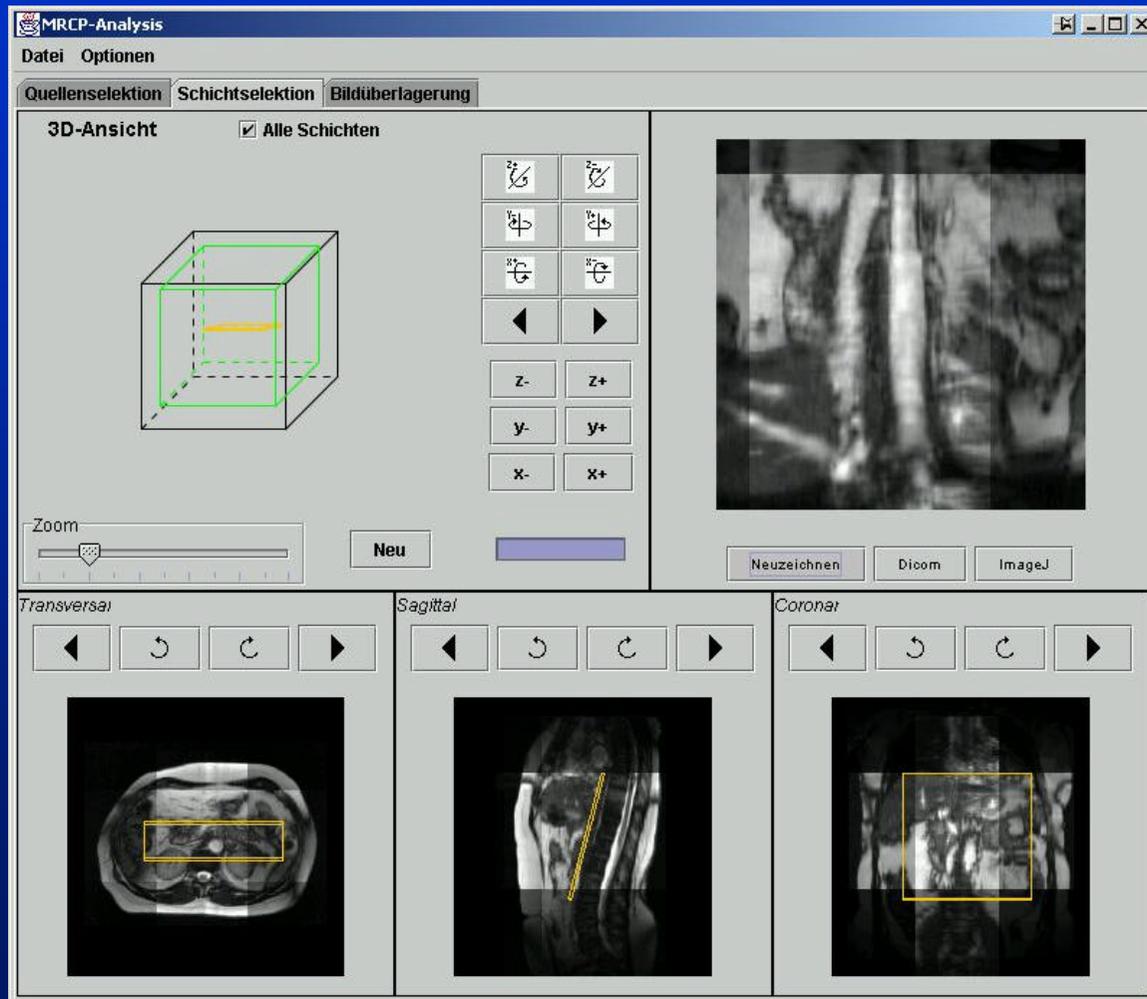


- Riemann'sche Summe
- Mittelpunktregel
- Trapezregel
- Simpson Regel

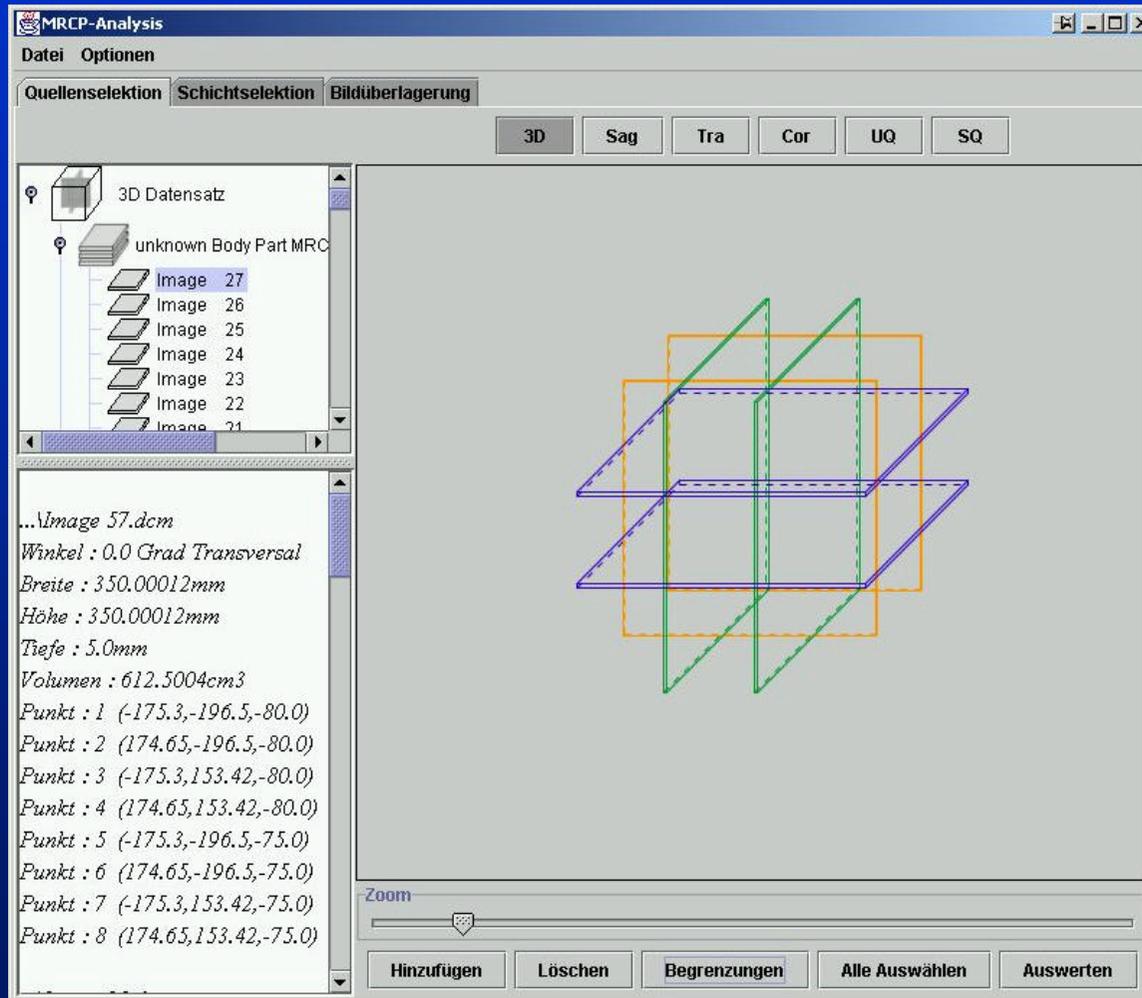
# Implementation

- Vollständig in Java programmiert
- Als Plugin für ImageJ
- DICOM I/O ebenfalls als Plugin
- Open-Source unter der GPL Lizenz

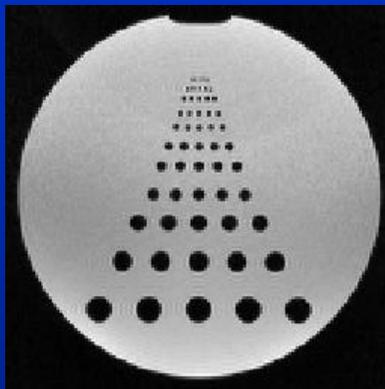
# Graphische Programmoberfläche



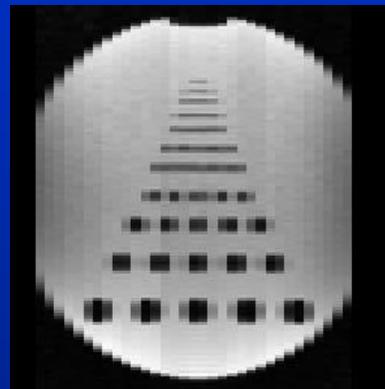
# Programmoberfläche I



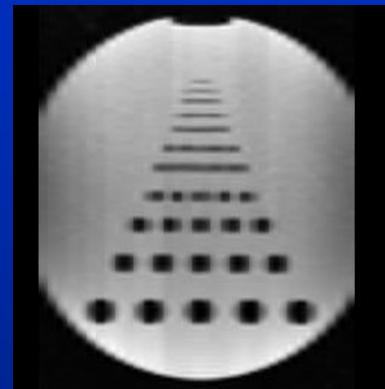
# Auflösung



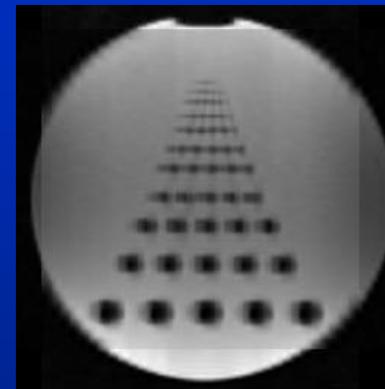
Original  
5mm Dicke



sag  
näch. Nachbar  
< 1 sec

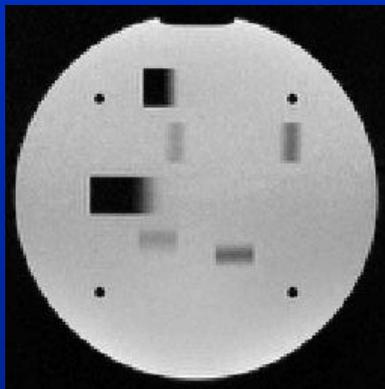


sag  
Tri-Lagrange  
3 sec

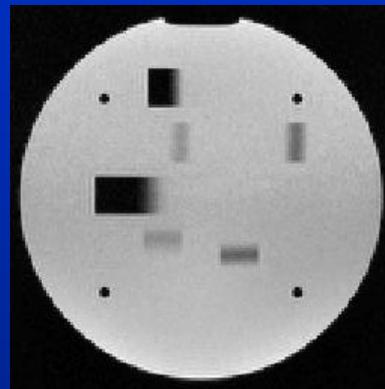


sag + cor  
Tri-Lagrange  
Mittelwert  
Mittelpunktreg.  
9 sec

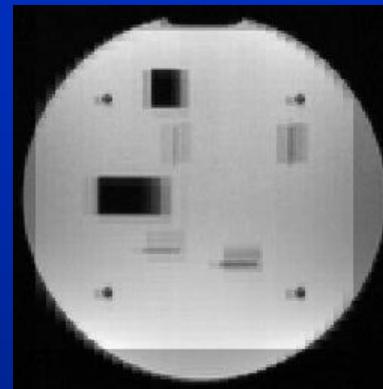
# Schichtdicke



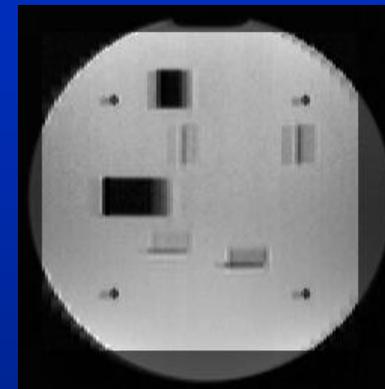
Original  
5mm Dicke



tra  
0,5mm Dicke

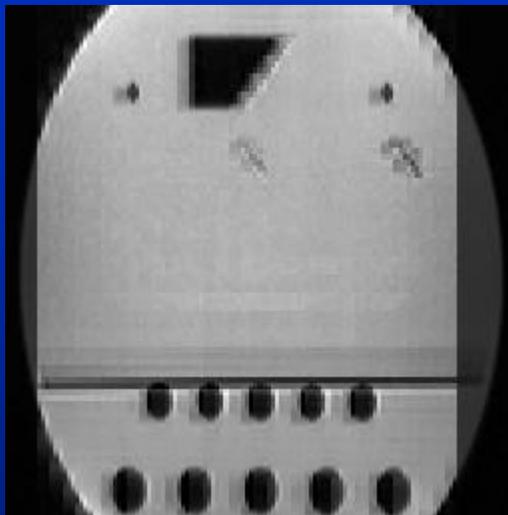


tra + sag + cor  
nach. Nachbar  
Addition  
Riemann  
3 sec



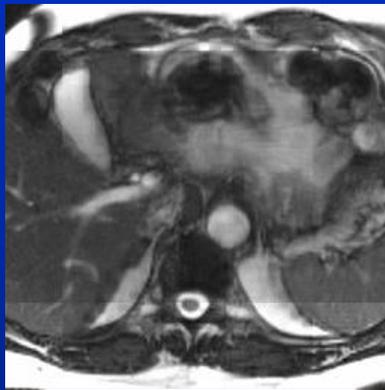
tra + sag + cor  
Tri-Lagrange  
Mittelwert  
Gleichungssys.  
65 sec

# Beliebige Schichtorientierung

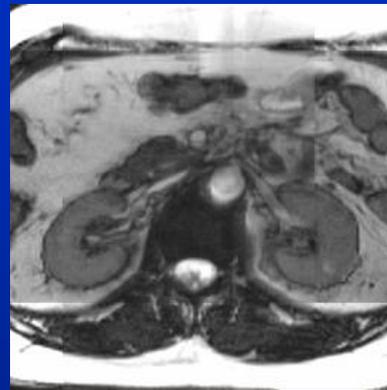


tra + sag + cor  
0,5 mm Dicke  
Tri-Lagrage  
Mittelwert  
Gleichungssys.  
65 sec

# Patientenuntersuchung



tra  
2 mm Dicke  
tra + sag + cor  
Tri-Lagrage  
Mittelwert  
Mittelpunktreg.  
9 sec



tra  
2 mm Dicke  
tra + sag + cor  
Tri-Lagrage  
Mittelwert  
Mittelpunktreg.  
9 sec



cor  
2 mm Dicke  
tra + sag + cor  
Tri-Lagrage  
Mittelwert  
Mittelpunktreg.  
9 sec



sag > tra  
2 mm Dicke  
tra + sag + cor  
Tri-Lagrage  
Mittelwert  
Mittelpunktreg.  
9 sec

# Schlussfolgerungen

- Aus mehreren 2D Messungen lassen sich diagnostisch Volumendatensätze berechnen.
- Die Voxelgeometrie der MPR kann dabei kleiner als bei den Basismessung gewählt werden.
  
- Software: <http://www.iftm.de>
- ImageJ: <http://rsb.info.nih.gov/ij/>