

Aus der Radiologischen Universitätsklinik der Universität Tübingen

**Abteilung für Neuroradiologie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. K. Voigt**

**ROTATIONSANGIOGRAPHIE-
METHODIK UND EXPERIMENTELLE PARAMETEREVALUIERUNG
FÜR EINE OPTIMALE
3D-VISUALISIERUNG VON ZEREBRALEN GEFÄßEN**

**INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
ÖZLEM GÜRVIŞ
aus Berlin
2005**

Dekan : Professor Dr. C. D. Claussen

1. Berichterstatter: Professor Dr. M. Skalej

2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. F. Duffner

Güç kaynađım olan

Anne ve Babama...

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einleitung
2. Material und Methodik
 - 2.1 Beschreibung der DSA-Anlage
 - 2.2 Beschreibung der Workstation
 - 2.3 Darstellung des Workflow
 - 2.4 Erklärung der unterschiedlichen Visualisierungsmodalitäten
 - 2.4.1 Volume Rendering Technique
 - 2.4.2 Maximum Intensity Projection
 - 2.4.3 Surface Shaded Display
 - 2.4.4 Multi Planare Reformatting
 - 2.5 Die Gewebeklassifikation beim Volume Rendering
 - 2.5.1 Erklärung eines Histogrammes
 - 2.5.2 Erklärung der Transferkurve
 - 2.6 Das Phantommodell
 - 2.7 Die Datenakquisition
 - 2.7.1 Rotationszeit
 - 2.7.2 Strahlendosis
 - 2.7.3 Bildverstärker
 - 2.7.4 Volume of interest
 - 2.7.5 Rekonstruktionsmatrix
 - 2.7.6 Tabellarische Zusammenfassung
3. Dokumentation der Ergebnisse
 - 3.1 Definition Kontrastauflösung
 - 3.2 Definition räumliche Auflösung
 - 3.3 Beschreibung der Auswerteparameter
 - 3.4 Rotationszeit
 - 3.5 Strahlendosis
 - 3.6 Bildverstärker

- 3.7 Volume of interest
- 3.8 Rekonstruktionsmatrix
- 3.9 Gesamtdarstellung der rekonstruierten Bilder

- 4. Diskussion
 - 4.1 Standardisierung der Gewebeklassifikation
 - 4.2 Bessere Bildqualität versus patientenfreundliche Akquisition
 - 4.2.1 Strahlenexposition
 - 4.2.2 Lange Rotationszeiten
 - 4.2.3 Kontrastmittelbelastung
 - 4.3 Klinische Einsatzmöglichkeiten der Rotationsangiographie
 - 4.3.1 Diagnostik von zerebralen Aneurysmen
 - 4.3.2 Diagnostik von zerebralen arteriovenösen Malformationen
 - 4.3.3 Mögliche weitere Indikationen
 - 4.3.4 Stenosequantifizierung und Distanzmessungen
 - 4.4 Entwicklungsperspektiven

- 5. Zusammenfassung und Parameterempfehlung

- 6. Literaturverzeichnis

- 7. Danksagung

- 8. Lebenslauf

Abkürzungen

3D	- Dreidimensional
AVM	- arteriovenöse Malformation
AVK	- arterielle Verschlusskrankheit
CT	- Computertomographie
CTA	- Computertomographie Angiographie
DSA	- Digitale Subtraktionsangiographie
FOV	- Field of View
HU	- Hounsfield Unit
MIP	- Maximum Intensity Projection
MPR	- Multiplanar Reformatting
MRA	- Magnetresonanzangiographie
MRT	- Magnetresonanztomographie
PTCD	- Perkutane transhepatische Gallengangsdrainage
RA	- Rotationsangiographie
SAB	- Subarachnoidale Blutung
SSD	- Surface Shaded Display
VOI	- Volume of interest
VRT	- Volume Rendering Technique

1. Einleitung

Die 3D-Rotationsangiographie ist ein junges Verfahren zur dreidimensionalen Visualisierung von Gefäßen. Die Innovation dieser Methode ist die Akquisition der Primärdaten zur Generierung des 3D-Volumens aus DSA-Bildern einer rotationsfähigen Angiographieanlage, statt wie bisher üblich aus Schnittbildern (Computertomographie/CT-Angiographie oder Kernspintomographie/MR-Angiographie).

Schon mit der Einführung der zerebralen diagnostischen Angiographie durch Moniz 1927 trat das Problem der Überlagerung der Gefäße durch Knochen- und Weichteilstrukturen und damit der eingeschränkten Beurteilbarkeit auf (MONIZ, 1927). Seitdem existiert der Wunsch intrazerebrale Gefäße überlagerungsfrei und räumlich darzustellen. 1959 zeigten PERRET und BULL sechs verschiedene Projektionen mit denen sie zerebrale Aneurysmen diagnostizierten (PERRET, BULL, 1959). Weitere Projektionsrichtungen wurden von KOCH, 1967 („Hanging Head Projection“), MORRIS, 1970 (Schrägprojektionen) und GLICKMAN et al., 1971 (basale Projektionen) beschrieben. All diese Beschreibungen waren jedoch mit einer hohen Strahlenexposition des Patienten bei langen Untersuchungszeiten und einer hohen Menge an Kontrastmittel verbunden. 1972 wurde erstmals von CORNELIS der Begriff der „Rotierenden Serienröntgenfilmbilder“ erwähnt (CORNELIS et al., 1972). VOIGT et al. beschreiben 1975 Hirngefäß-Phantomstudien mit einer angiographischen Rotationstechnik. Eine Kamera- und Röntgenröhren-Einheit rotiert dabei in sechs Sekunden um 180° bei sechs Bildern/Sekunde um das im Isozentrum lokalisierte Objekt.

Erste klinische Ergebnisse in der Anwendung dieser Technik wurden 1983 von THRON und VOIGT publiziert.

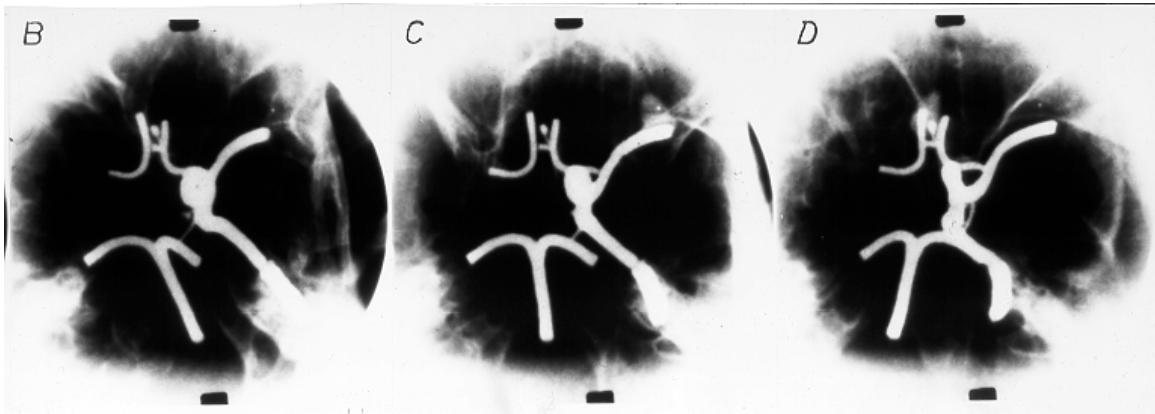


Abb.1

Hirngefäß-Phantomstudie mit angiographischer Rotationstechnik, VOIGT et al., 1975

1989 beschreiben SCHUHMACHER, CULTIC und OTT die Rotationsangiographie mit Subtraktionstechnik. Mit dieser Methode setzten sie die Rotationsangiographie auch bei Myelographien ein.

Anfang der 90er Jahre war die Durchführung einer Rotationsangiographie bereits in der klinischen Routine etabliert. Das nächste technische Ziel war nun die dreidimensionale Visualisierung der Gefäße aus einem zweidimensionalen Datensatz.

Das Problem bei der Datenakquirierung mit einer Angiographieanlage ist die mechanische Instabilität des C-Bogens, was zu Verzeichnungen im Bildmaterial führt. Diese Verzeichnungen fallen bei der 2D-Analyse nicht auf, können jedoch bei 3D-Rekonstruktionen zu Artefakten und Verfälschungen führen.

1994 wird von SAINT-FELIX et al. ein neues System beschrieben, welches dieses Problem umgeht: Das Morphometer. Dieses System (General Electric, USA) hat eine CT-Gantry mit zwei Röntgenröhren sowie zwei Bildverstärkern (40cm), die rechteckig zueinander angeordnet um den Patienten rotieren. Damit wurde eine Echtzeit-

Darstellung der Gefäße ermöglicht und erstmalig konnten nun Gefäße auch dreidimensional visualisiert werden. Das System konnte sich wegen der zu hohen Fabrikationskosten nicht durchsetzen, außerdem waren die Indikationen limitiert. So konnte es die Computertomographie wegen der fehlenden Präzision nicht ersetzen und wegen der eingeschränkten Projektionswinkel mußte eine DSA weiterhin zusätzlich für eine ausreichende Gefäßdiagnostik durchgeführt werden.

Dieselbe Arbeitsgruppe hatte bereits ein Jahr zuvor 1993 eine mathematische Methode zur Abschätzung der geometrischen Distorsionen bei der Durchführung der Rotationsangiographie entwickelt, wodurch eine Umrechnung von 2D in 3D-Bildern erst möglich wurde (ROUGEE et al., 1993).

KOPPE und KLOTZ beschreiben 1995 ein rotationsfähiges Angiographiesystem (Philips Integris V3000), mit dem es möglich ist durch eine neue Kalibriermethode und eine neuen Software, Verzeichnungen durch mechanische Insuffizienzen des C-Bogens und durch den Bildverstärker auszugleichen. Damit wurde es nun möglich mit einem aus einer Angiographieranlage akquiriertem 2D Datensatz mit entsprechender Visualisierungsmöglichkeit 3D-Bilder zu rekonstruieren und schließlich auch zu visualisieren.

Mit dieser Entwicklung war eine Alternative zur Magnetresonanztomographie und computertomographischen Angiographie für die dreidimensionale Darstellung zerebraler Gefäße eingeführt worden.

Die *Magnetresonanztomographie* (MRA) wird in der neuroradiologisch-klinischen Routine zur Diagnostik intrakranieller Gefäßerkrankungen eingesetzt. Es ist davon auszugehen, daß mit der Entwicklung der kontrastverstärkten MRA zukünftig bestimmte diagnostische Indikationen von der intra-arteriellen DSA auf die intra-venöse MRA als Standard übergehen. (SMEDBY, 1992) Die fehlende Echtzeit Darstellung und der Signalverlust bei langsamem oder turbulentem Fluß sind jedoch weiterhin ungelöste Limitierungen dieser Methode (TSURUDA et al. 1992).

Systeme, welche auch Interventionen ermöglichen, finden zur Zeit vor allem wegen der hohen Anschaffungskosten nur begrenzten Einsatz.

Die *computertomographische Angiographie* (CTA) liefert Informationen über den intrazerebralen Gefäßstatus durch intra-venöse Kontrastmittelapplikation. Der Einsatz bei der Diagnostik und Therapieplanung von Aneurysmen ist in zahlreichen Publikationen beschrieben worden (KATO et al. 1996, RIEGER et al. 1996). Aneurysmen ab 5 mm Größe können mit der CTA sicher, ab 3 mm nur fakultativ nachgewiesen werden. Die Genauigkeit der CTA bei der Detektion von zerebralen Aneurysmen wird in den Studien bis 1998 mit 90% angegeben (WHITE et al., 2000 und STRAYLE-BATRA et al. 1998). Erschwerend ist hier die Differenzierung von großen Venen und Arterien sowie die reduzierte Auflösung in der z-Achse.

Mit der Entwicklung der Mehrdetektoren-CT-Technik werden die Möglichkeiten der CTA mit Erhöhung der Auflösung auch in der z-Achse und damit Annäherung an die Isotropie bei reduzierter Untersuchungszeit auf wenige Sekunden vor allem im Notfall-Bereich erweitert werden (TAGUCHI, ARADATE 1998). Erste Ergebnisse hinsichtlich der Sensitivität bei der Aneurysmendetektion mit 4- und 16-Zeilen-Multidetektor-Computertomographen zeigen eine hohe Übereinstimmung mit den in der DSA erzielten Ergebnissen auch für Aneurysmen < 2mm, allerdings bei bislang nur kleinen Patientenkollektiven (ERTL-WAGNER et al. 2002).

Interventionelle Gefäßtherapien sind auch in der CT-Technologie aufgrund der großen Gantry und damit verbundenen schwierigen Patientenzugänglichkeit sowie der auch hier noch fehlenden fluoroskopischen Darstellung ohne eine kombinierte DSA-Anlage für den klinischen Einsatz nicht empfehlenswert (CAOPASSO et al. 1996).

Sowohl bei der MRA als auch bei der CTA ist eine interventionelle Therapie bei erschwertem Zugang zum Patienten durch die Gantry und fehlender Echtzeit - Darstellung wie oben beschrieben bis heute nicht möglich.

Mit der 3D-Rotationsangiographie werden die hohe Auflösung der DSA, für eine 3D-Rekonstruktion der Gefäßstrukturen eingesetzt, welche mit den bis heute üblichen Modalitäten nicht möglich war. Zusätzlich besteht die Option einer sofortigen interventionellen Therapie.

Seit 1997 wird in der Abteilung für Neuroradiologie in der Universitätsklinik Tübingen ein System bestehend aus einer rotationsfähigen biplanaren Angiographieanlage

(Siemens, Neurostar Plus) und einer angeschlossenen Grafikworkstation (3D-Virtuoso) in der diagnostischen Routine eingesetzt.

Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist es Parameter zu evaluieren, die die Akquisition der Daten für die Visualisierung standardisieren und die Visualisierung der Rekonstruktionen optimieren, um einen effektiven Workflow, das heißt ein in kürzest möglicher Zeit rekonstruiertes Volumen auf dem Monitor in ausreichender Bildqualität zu erhalten, um dies auch während eines therapeutischen Eingriffes zu gewährleisten. Es wurden dazu Messungen mit unterschiedlichen Akquisitions- (Rotationszeit, Strahlendosis, Bildverstärker) sowie Rekonstruktionsparametern (Volume of interest, Rekonstruktionsmatrix) an einem anatomischen Gefäß-Phantommodell vorgenommen und die visualisierten Bilder miteinander hinsichtlich Detailerkannbarkeit, Oberflächenbeschaffenheit/Konturschärfe, Artefakte, Kontrast und Nachverarbeitungszeit verglichen. Die Ergebnisse sollen als Empfehlungen in der klinischen Routine zur Anwendung kommen.

2. Material und Methodik

2.1 *Beschreibung der DSA-Anlage*



Abb. 2
Angiographiesystem Neurostar T.O.P. Plus

Die Daten werden mit einer rotationsfähigen Standard DSA-Anlage (Siemens, Neurostar T.O.P. Plus) erhoben. Im Folgenden wird kurz der Aufbau und die für die Rotationsangiographie relevanten Komponenten einer DSA-Anlage erklärt.

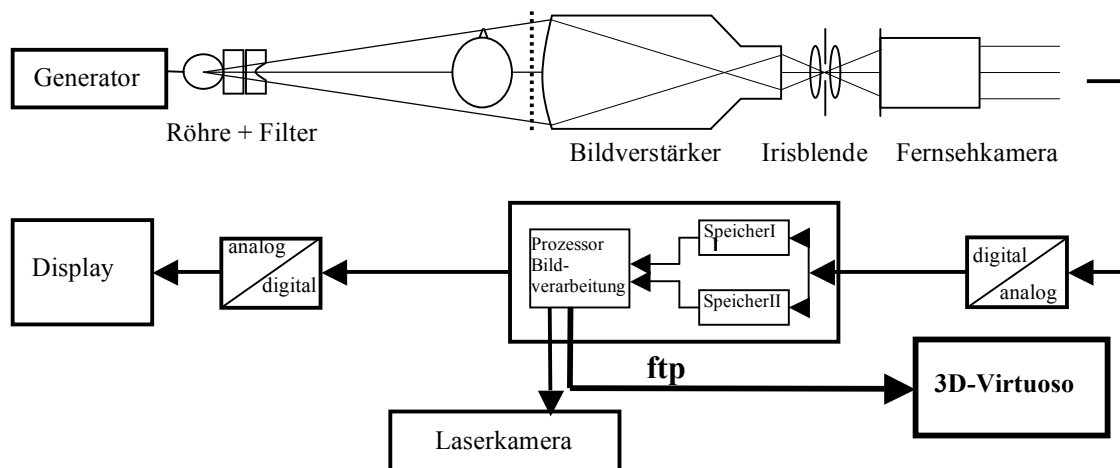


Abb. 3
Schematische Darstellung einer DSA-Anlage

1. Hochfrequenzgenerator mit Röntgenröhrensystem und Filterkombination

Der Hochfrequenzgenerator hat eine hohe Wärmespeicherkapazität mit kurzen Belichtungszeiten zur Minimierung der Bewegungsartefakte. Eine konstante Dosisleistung ist für die Subtraktion der Bilder notwendig. Prinzipiell sind zwei verschiedene Durchleuchtungstechniken möglich: gepulst oder kontinuierlich.

2. Gitter

3. Bildverstärker

Verwandelt unter hoher Verstärkung Röntgenstrahlung in sichtbares Licht. Das Eingangsfenster kann in mehreren Stufen variiert werden (11, 17, 22 und 33cm)

4. Irisblende

Koppelt das optische Bild aus dem Bildverstärker mit dem Eingang der Fernsehkamera

5. Videofernsehanlage

Das Bildverstärkerbild kann durch eine Videokamera zeilenweise ausgelesen oder mit einer Kamera abphotographiert werden. Die Bildinformation vom Bildverstärker wird über einen logarithmischen Verstärker und Analog-Digital-Wandler zum Bildspeicher geleitet und zusätzlich direkt auf einen Bildschirm zur online-Betrachtung geleitet.

6. Analog-Digital-Wandler

Setzt das Videosignal in ein digitales Signal um.

7. Rechneranlage

Die digitalisierte Bildinformation wird mathematisch verarbeitet

8. Digital-Analog-Wandler

Eine erneute Umwandlung der digitalen Information des Rechnerausgangs ist notwendig für die Darstellung der Bilder auf dem Display oder der Zuleitung zu einem Dokumentationssystem (z. B. Laserkamera).

9. 3D-Virtuoso

Die Übertragung der Projektionsbilder erfolgt mit einer Punkt-zu-Punkt-Verbindung zur DSA-Anlage.

(EWEN, 2003)

Die Bilder für die Rotationsangiographie werden mit der bei Siemens so benannten DYNAVISON PLUS Aufnahmetechnik erfaßt. Das Aufnahmeprogramm enthält definierte Werte für:

- Winkelbereich und Geschwindigkeit (Rotationszeit)
- Winkelauflösung ($^{\circ}$ /Bild), abhängig von der Rotationszeit
- Aufnahmedaten (kV, Dosis, Kupfervorfilterung)
- Bildverstärker-Vergrößerungsformat (22cm, 33cm)

Um eine korrekte dreidimensionale Rekonstruktion zu erhalten werden folgende Fehler mathematisch korrigiert:

1. systembedingte Verzeichnungen des Bildverstärkers aufgrund
 - a- der graphischen Darstellung einer flachen Bildinformation auf einem gekrümmten Phosphor Eingang, die unabhängig von der Position des Bildverstärkers sind.
 - b- der Abweichung der Elektronen durch das Erdmagnetfeld, die abhängig von der Position des Bildverstärkers sind.
2. mechanische Abweichungen des C-Arms von der idealen Kreisbewegung und dadurch bedingte Auswanderung des Zentralstrahls aus dem Isozentrum.

2.2 Beschreibung der Workstation



Abb. 4
3D-Virtuoso Arbeitsplatz in Tübingen

Die Nachbearbeitung der Projektionsdaten von der Angiographieanlage werden an einer Grafikworkstation (Siemens, 3D-Virtuoso) vorgenommen.

Die Silicon Graphics O2 Plattform hat folgende Hardware Konfiguration:

- RAM 1 GB
- Festplatte 9 GB
- Kapazität 8000 Bilder in 512 x 512 Matrix
- Monitor 21“ hochauflösender Farbbildschirm
- Archivierung MOD
- Drucker Laserkamera
- Dicom Interface

Bei entsprechender Netzwerkumgebung können an der Workstation Primärdaten von CT, MRT und DSA-Anlagen nachverarbeitet werden. Die Datenübertragung von der DSA-Anlage auf die Workstation erfolgt in Tübingen über eine Punkt-zu-Punkt-Verbindung mit dem Vorteil der höheren Geschwindigkeit der Datenübertragung als über eine Netzwerkverbindung.

Die eingesetzte Software, sogenannte 3D-Angio-Option „InSpace3D flash“ Software ermöglicht die Rekonstruktion eines 3D-Datensatzes aus 2D-Projektionsbildern, die mit der DSA-Anlage aufgenommen wurden. Mit Hilfe dieser Software ist es möglich verschiedene Nachverarbeitungsmodalitäten an den Primärdaten durchzuführen:

1. **MIP** – **M**aximum **I**ntensity **P**rojection
2. **SSD** – **S**urface **S**haded **D**isplay
3. **VRT** – **V**olume **R**endering **T**echnik
4. **MPR** – **M**ulti **P**lanar **R**eformatting

2.3 Darstellung des Workflow

Bis ein endgültiges Bild auf dem Monitor der Workstation erscheint müssen zahlreiche Zwischen-Prozeduren durchgeführt werden.

1. Die Rotationsuntersuchung

Das darzustellende Objekt wird in dem Isozentrum des Bildverstärkers unter Durchleuchtung lokalisiert. Der für die Darstellung der interessierenden Objekte erforderliche Bildverstärker wird gewählt (22cm oder 33cm). Der C-Bogen wird zunächst in die Offset Position und anschließend in die Startposition geführt. Das sind fest programmierte Schritte in fixen Positionen, die für den Start der Rotationsuntersuchung unverzichtbar sind. Im „DYNA“ Programm werden nun auf der Konsole im Untersuchungsraum die Parameter für die Rotation festgelegt:

- Rotationszeit (5s, 8s, 14s)
- Dosis (High dose / Low dose)

Es folgt nun die eigentliche Rotationsuntersuchung mit einem Testlauf. Hierbei soll überprüft werden, ob die Rotationsbewegung ohne mechanische Hindernisse durchgeführt werden kann. Als nächstes erfolgt der Maskenlauf. Dieser wird für die Subtraktion nach dem folgenden Füllungslauf benötigt. Insgesamt werden also 3 Rotationsbewegungen vom C-Bogen durchgeführt, wobei nur während des Masken- und Füllungslaufes die kontinuierliche Durchleuchtung erforderlich ist.

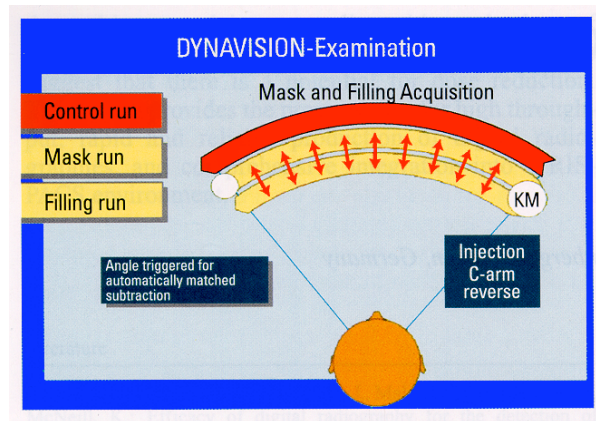


Abb. 5

Schematische Darstellung einer Rotationsuntersuchung (mit freundlicher Genehmigung durch Fa. Siemens)

Jede Rotationsbewegung geht über 200° bei einer Bildaufnahme­rate von 10 Bildern pro Sekunde. Damit hat eine Rotationsuntersuchung abhängig von der Rotationszeit 50, 80 oder 140 Projektionsbilder, welche über eine schnelle Punkt-zu-Punkt-Verbindung (100 Megabit/s) direkt an die Workstation übertragen werden (Abb. 6).

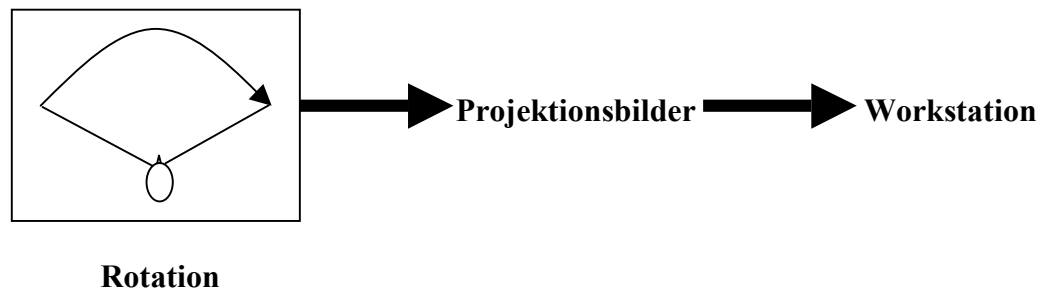


Abb. 6

Schematisierung des Datenflusses von der Rotationsuntersuchung bis zur Workstation

2. Rekonstruktion des 3D-Volumendatensatzes

Während des Transfer der Projektionsbilder an die Workstation werden die Daten kalibriert. Verzeichnungen verursacht durch mechanische Insuffizienzen des C-Bogens sowie durch die Erdanziehungskraft werden automatisch über einen Firmen eigenen Algorithmus korrigiert und die Aufnahmen werden äquidistanten Winkelpositionen zugeordnet.

Weitere mathematische Korrekturen (Linearisierung der Daten, Logarithmierung, Helligkeitskorrekturen, Shift Correction,...) (FAHRIG, 1999) sind notwendig bevor über einen modifizierten Feldkamp Rückprojektionsalgorithmus (Cone-beam-Methode: 3D Rückprojektion für fächerförmige Geometrien) Pseudo-CT-Schichten also axiale Schnittbilder errechnet werden aus denen dann ein dreidimensionaler Volumendatensatz mit isotropen Voxeln generiert wird (FAHRIG, 1999) (Abb. 7).

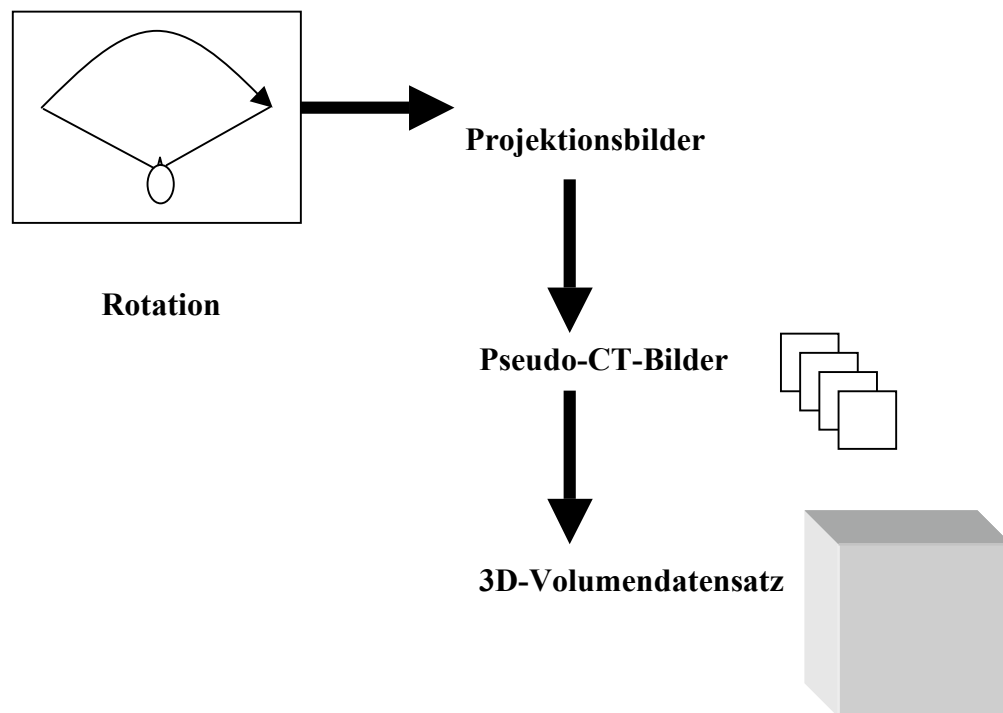


Abb. 7

Schematische Darstellung der Visualisierungspipeline

Dieser Volumendatensatz besteht aus Voxeln mit isotroper Kantenlänge, das heißt, daß die Kanten eines Voxel immer gleich lang sind.

Die minimalen Kantenlängen abhängig von der Größe des Bildverstärkers sind:

22 cm ~ 0.20 mm

33 cm ~ 0.25 mm

3. Die 3D-Visualisierung

Der 3D-Volumendatensatz muß nun auf dem Bildschirm visualisiert werden. Hierzu wird zunächst aus diesem Volumendatensatz der relevante Anteil des Volumen (VOI = Volume of interest) ausgewählt (Abb. 8).

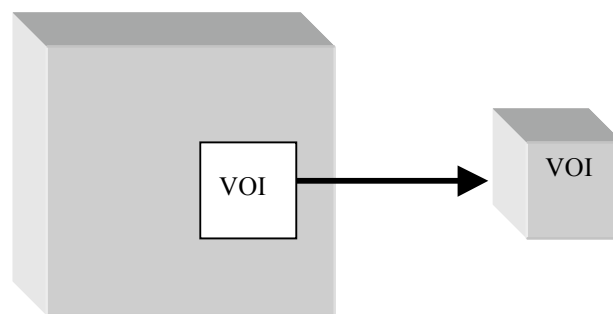


Abb. 8

Darstellung der Auswahl des Volume of interest (VOI)

Die Visualisierung dieses Volume of interest erfolgt mit der Volume Rendering Technik, die im nächsten Abschnitt ausführlich erklärt wird.

MIP, MPR, SSD und virtuelle Endoskopie sind nicht eingesetzt worden, stehen jedoch mit der vorliegenden Software zur Verfügung.

Das visualisierte Bild besteht aus einem zweidimensionalen Netz von Datenelementen, die die Helligkeitsintensitäten / Graustufen repräsentieren. Diese Datenelemente werden als *Pixel* bezeichnet. Ein *Voxel* kann als dreidimensionales Netz von Datenelementen bezeichnet werden (Abb. 9).

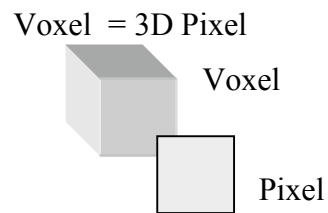


Abb.9

Darstellung Voxel / Pixel

Für die Visualisierung können nun Matrizen ausgewählt werden (128 x 128, 256 x 256, 512 x 512), die die Anzahl der Bildpunkte (Pixel) auf den Pseudo-CT-Schichten definieren. Die kleinste darstellbare Pixelgröße ist durch den Hersteller definiert und beträgt 0.3 mm x 0.3 mm.

In einem Pixel können durchaus mehrere Voxel visualisiert sein. Die Anzahl der gewählten Pixel für die Pseudo-CT-Bilder bleibt immer gleich (128 x 128, 256 x 256 oder 512 x 512).

Die Kantenlänge der Voxel ändert sich jedoch durch das gewählte VOI und durch die Matrix.

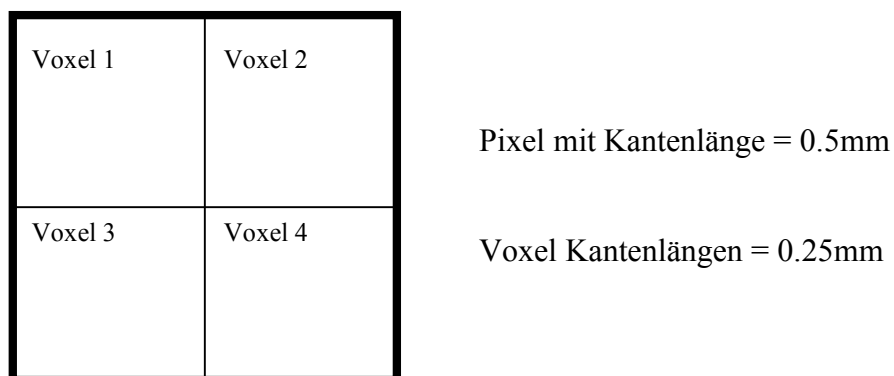


Abb. 10

Darstellung des Bildverhältnisses von Voxeln und Pixeln

Mit höherer Matrix steigt auch die Anzahl der errechneten Pseudo-CT-Schichten zur Gewährleistung der Isotropie. Damit sinkt konsekutiv die Kantenlänge der Voxel bei gleichbleibendem Volume of interest und es werden mehr Voxel mit den gleichen Graustufen auf einem Bildelement visualisiert. Für ein definiertes Volume of interest wird zum Beispiel eine Rekonstruktionsmatrix von 128 x 128 gewählt. Abhängig von dem definierten Volume of interest werden nun entsprechend viele Schichten berechnet, die eine isotrope Kantenlänge gewährleisten. Wird ein Voxel von einem Pixel dargestellt, wären es 128 berechnete Pseudo-CT-Schichten. Wird die Rekonstruktionsmatrix auf 256 x 256 erhöht, das heißt die Pixelanzahl verdoppelt, verkürzt sich die Kantenlänge der Pixel um die Hälfte. Für einen isotropen Volumendatensatz müssen nun doppelt so viele Schichten rekonstruiert werden, damit verkürzt sich auch die Kantenlänge der Voxel um die Hälfte. Bei einer Matrix von 512 wäre die Kantenlänge und die Schichtanzahl vervierfacht. Die dritte Dimension des Volumens definiert sich demnach aus der Anzahl der rekonstruierten Schichten.

Für die Phantommessungen heißt das:

großes VOI

	128 x 128	256 x 256	512 x 512
Pseudo-CT-Schichten	128	256	512
Voxel Kantenlänge	1.03 mm	0.52 mm	0.26 mm

kleines VOI

	128 x 128	256 x 256	512 x 512
Pseudo-CT-Schichten	128	256	512
Voxel Kantenlänge	0.20 mm	0.10 mm	0.26 mm

2.4 Erklärung der unterschiedlichen Visualisierungsmodalitäten

Die Workstation 3D-Virtuoso bietet verschiedene Visualisierungsmodalitäten für die eingegangenen Daten, welche im Folgenden erklärt werden sollen. Weil wurde lediglich die Technik des Volume Rendering angewendet .

- | | | | |
|----|-----|---|------------------------------|
| 1. | VRT | - | Volume Rendering Technique |
| 2. | MIP | - | Maximum Intensity Projection |
| 3. | SSD | - | Surface Shaded Display |
| 4. | MPR | - | Multi Planare Reconstruction |

2.4.1. Volume Rendering Technik -VRT

Erst mit der Zunahme der Rechenleistung für Workstations ist es möglich diese Nachverarbeitungstechnik auszuführen. Es werden hierbei interne Oberflächen unter Berücksichtigung der dazugehörigen Information semitransparent dargestellt (OLDENDORF, 1997).

Das Volume Rendering wird in zwei grundlegenden Schritten durchgeführt:

- a- das Preprocessing des Volumens
- b- das Rendern (Gestaltung) des Volumens

Beim *Preprocessing* wird die Gewebeklassifikation vorgenommen. Hierbei werden die Intensitäten und Transparenz der Voxel anhand einer Transferkurve vom Betrachter definiert und die Gewebearten, die von den Voxeln repräsentiert werden sollen festgelegt.

Beim *Rendering* wird das simulierte 3D-Bild geformt. Dazu wird die Technik des sogenannten „ray-casting“ (Abb. 12) eingesetzt. Ein mathematischer Lichtstrahl von dem Auge des Betrachters ausgehend wird durch den 2D-Bildschirm auf das Volumen mit transparenten und dichten Strukturen geschickt. Die Pixel-Helligkeit auf dem

Bildschirm für jeden einzelnen Strahl ist der Mittelwert der Helligkeitswerte der Voxel, die von diesem Strahl getroffen werden (Abb. 11). Das heißt, sind die Voxel dicht, wird nur das dem Bildschirm nächste getroffen und der Strahl wird dann wieder zur Lichtquelle reflektiert zur Berechnung der Lichtintensität. Ist das darauffolgende nächste Objekt transparent, wird der Strahl abgeschwächt und zum nächst gelegenen Objekt gebrochen, bis der Strahl zurück zur Lichtquelle zurückgeführt wird (Abb. 12).

Das Volume Rendering ist eine Technik der Nachverarbeitung ohne Informationsverlust.

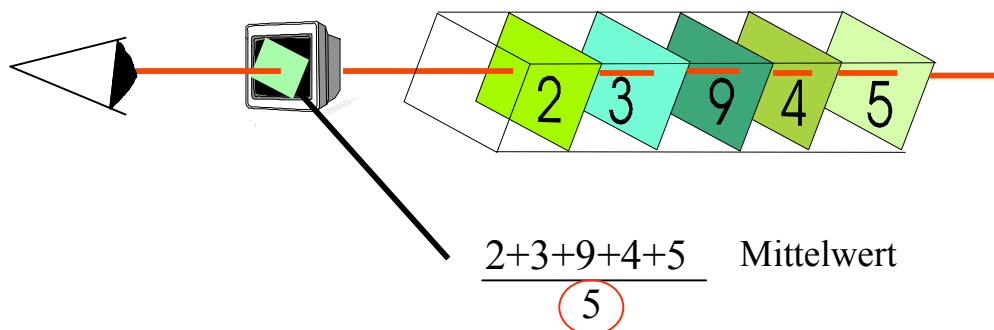


Abb.11

Erfassung des durchschnittlichen Helligkeitswertes beim Volume Rendering

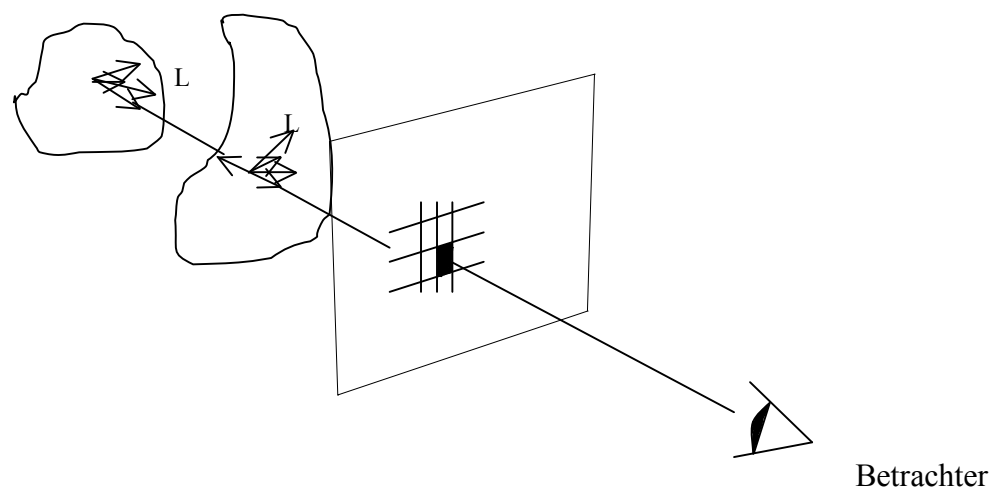


Abb.12
Prinzip des ray-casting

2.4.2. Maximum Intensity Projection - MIP

Bei dieser Methode der Nachverarbeitung wird der maximale Dichtewert entlang einer Verbindungslinie vom Beobachter zur Bildebene dargestellt.

Die MIP-Technik ist ebenfalls eine Volume Rendering Technik, die auf ray casting (Abb. 12) beruht und ihren Ursprung in der MRT hat. Im Gegensatz zur VRT wird hier jedoch nur 10% der im Datensatz enthaltenen Information visualisiert (Abb. 13)

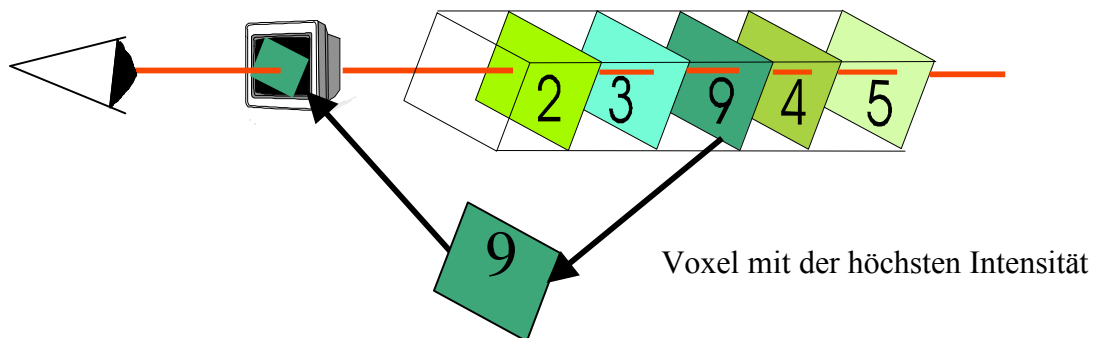


Abb.13

Prinzip der MIP

Aufgrund der geringen Datenmenge ist bei diesem Nachverarbeitungsalgorithmus keine Hochleistungshardware notwendig und kann weit verbreitet angewendet werden.

Ein großer Nachteil bei der Nachverarbeitung mit MIP ist jedoch die fehlende Tiefenaussage.

2.4.3. Surface Shaded Display -SSD

Bei dieser Methode kreiert der Computer eine interne Repräsentation der Oberflächen, die auf dem Bild am Monitor zu sehen sind. Dazu wird in Blickrichtung der erste Dichtewert dargestellt, der einen vorgegebenen Schwellenwert überschreitet. Anschließend wird eine Oberflächenstruktur errechnet, die von einer fiktiven Lichtquelle erhellt wird. Damit entsteht ein dreidimensionaler Eindruck. Dichteveränderungen innerhalb dieser Objekte werden nicht erfasst (Abb. 13).

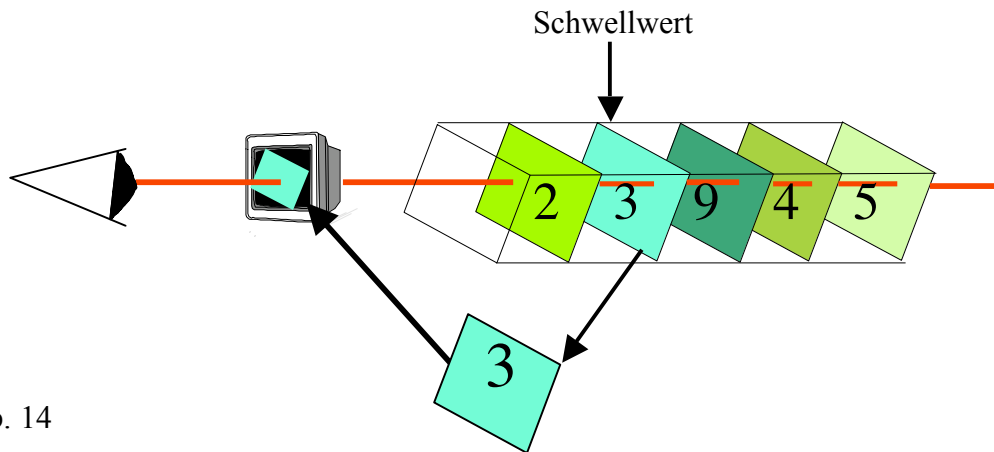


Abb. 14
Prinzip des SSD

Auch hier werden nur weniger als 10% der im Volumendatensatz enthaltenen Informationen visualisiert. Ein weiterer Nachteil ist die Entstehung von Oberflächenartefakten, die durch die Schwellwertdefinition auftreten können.

2.4.4. Multi Planare Reformatting -MPR

Bei der Multiplanare Bildnachverarbeitung berechnet der Computer Schnittebenen (axial, sagittal, koronar) aus dem vorhandenen 3D-Volumendatensatz nach Vorgaben vom Betrachter. In jeder Schnittebene werden die gleichen Informationen über z. B. die Intensität der Strukturen wiedergegeben, wobei auch gekrümmte Schnittebenen z. B. entlang einer Gefäßachse möglich sind. Durch die Isotropie des Datensatzes ist die Auflösung in jeder Richtung gleich und bildet damit eine wichtige Voraussetzung bei der Diagnostik von Pathologien bei denen eine Distanzmessung (z. B. Stenosen) und die quantitative Beurteilung des umgebenden Gewebes wichtig ist.

Nachverarbeitungs- algorithmus	Vorteile	Nachteile
VRT	Transparente Volumendarstellung ohne Datenverlust	Sehr rechenintensiv, Gewebeklassifikation ist subjektiv
MIP	Gute Darstellung von Fremdmaterial durch Darstellung des hellsten Wertes, schnell	Keine Tiefeninformation
SSD	Gute Darstellung von Knochen, schnell	SchwellwertEinstellung produziert Artefakte Keine Tiefeninformation
MPR	Rekonstruktionen in selbstgewählten Richtungen, sehr schnell	Bei anisotropen Datensätzen schlechte Auflösung in der z-Achse

Abb. 15

Tabellarische Zusammenfassung der Vor- und Nachteile der verschiedenen Nachverarbeitungsalgorithmen

2.5 Die Gewebeklassifikation beim Volume Rendering

Im rekonstruierten Volumendatensatz sind eine Vielzahl von Informationen über verschiedene Gewebe mit unterschiedlichen Gewebeeigenschaften enthalten, die sich auch unterschiedlich visualisieren lassen. Im Volume Rendering wird die Gewebeklassifikation als **Histogramm** dargestellt. Zur Darstellung auf dem Bildschirm muß aus dieser Vielzahl an Informationen ein Bereich definiert werden, der explizit den interessierenden Anteil einschließt und die übrigen Informationen so vollständig wie möglich ausschließt. Dies wird interaktiv durch die **Transferkurve** definiert (LICHTENBELT, 1998).

Beim *Ray-Tracing* werden die Eigenschaften des Volumendatensatzes imaginäres Licht zu absorbieren, zu reflektieren oder zusätzlich Licht auszustrahlen visualisiert. Diese Eigenschaften werden von Farbe, Helligkeit und Transparenz des Volumendatensatzes bestimmt, wobei Farbe und Helligkeit bestimmen, wie zusätzlich Licht ausgestrahlt wird und Transparenz wie Licht absorbiert bzw. reflektiert wird. Das Histogramm stellt diese Eigenschaften dar und mit Hilfe der Transferkurve werden die Voxel klassifiziert. Diese Eigenschaften werden von den berechneten CT-Werten, des Datensatzes abgeleitet, die Klassifikation erfolgt deshalb auch in Hounsfield Units (LICHTENBELT, 1998).

2.5.1 Erklärung eines Histogrammes

Histogramme zeigen die Häufigkeit und Verteilung von Datenwerten an (SCHUMANN et al. 2000). Bei der Gewebeklassifikation im Volume Rendering korreliert die x-Achse mit dem CT-Wert, wobei die Hounsfield Units (HU) Helligkeit, Farbe und Transparenz des Gewebes zugeordnet werden.

Die y-Achse zeigt die Anzahl der Voxel mit einem bestimmten HU-Wert an (Abb. 16).

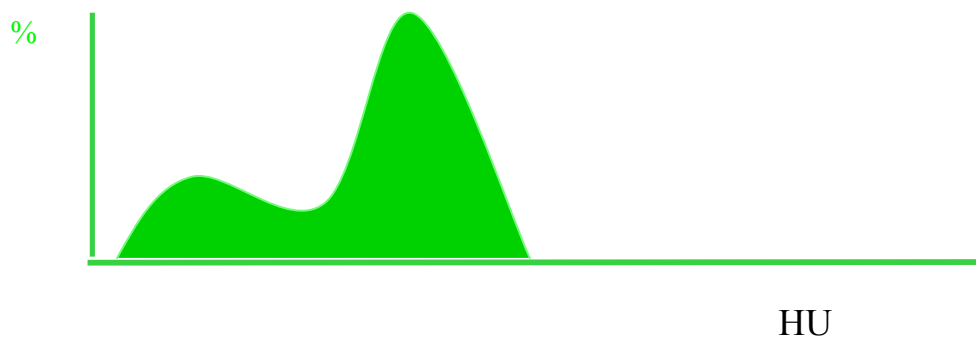


Abb. 16
Beispiel für ein Histogramm

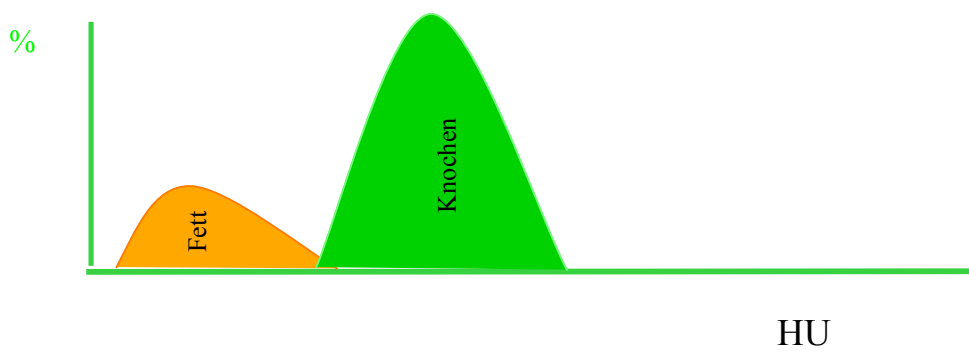


Abb. 17
Aufteilung des Histogrammes in die Gewebebestandteile

Das dargestellte Histogramm zeigt zwei Peaks die zum Beispiel die HU-Werte für Fett und Knochen repräsentieren könnten.

2.5.2. Erklärung der Transferkurve

Die Transferkurve soll die Voxel aus dem Volumendatensatz definieren, die vorrangig dargestellt werden sollen. Die Transferfunktion oder –kurve ist auf der x-Achse nach unendlich offen. Die Höhe der Funktion definiert Helligkeit und Transparenz der darzustellenden Voxel. Auf der x-Achse werden die HU-Werte dargestellt, wobei hier ein definierter Bereich, die Fensterbreite (window width), von der aufsteigenden Geraden der Funktion definiert wird. Die Anzahl der dargestellten Voxel wird durch die Fensterlage (window level) festgelegt, welche der Mittelpunkt der Aufsteigenden der Funktion ist (Abb. 18).

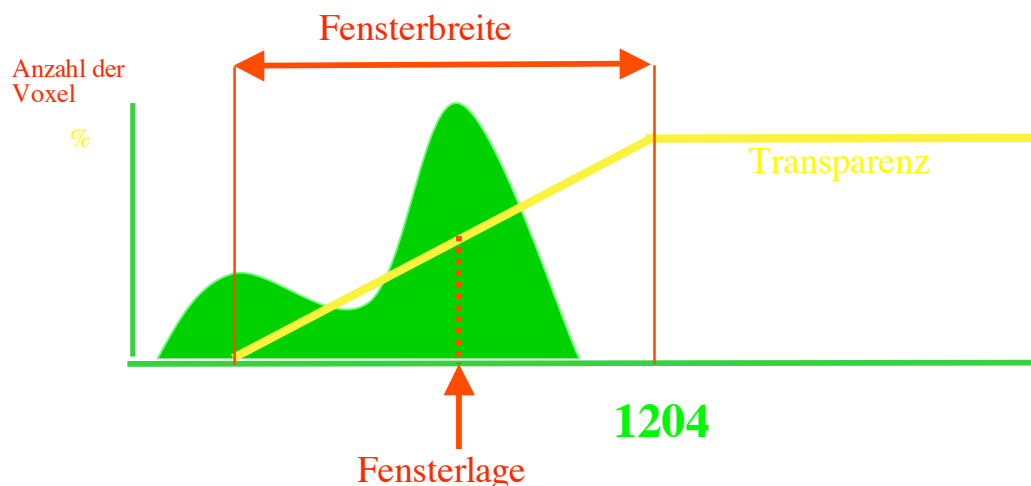


Abb. 18

Darstellung der Transferkurve mit Anzeige von Fensterlage und –breite und Transparenz.

Durch die Transferfunktion wird jedes Voxel im Volumendatensatz in Bezug zum Gewebetyp klassifiziert. Voxel, die sich unterhalb der ansteigenden Geraden befinden, werden durch Volumenmittelung von verschiedenen Geweben innerhalb eines Voxel

ermittelt und durch Grauwerte dargestellt. Voxel, die sich unterhalb der horizontalen Geraden befinden, werden als 100% eines Gewebetyps klassifiziert.

Durch Erhöhung der Fensterlage werden mehr und hellere sowie dichtere Voxel im endgültigen 3D-Bild visualisiert (z. B. kontrastierte Gefäße oder Knochen) (JOHNSON, 1996).

Das volumengerenderte Bild ist im eigentlichen Sinne ein Schwächungsbild ohne 3D-Effekt. Mit Hilfe von Opazitäts- und Helligkeitsregelungen wird eine Oberfläche erzeugt, die einen plastischen Effekt bewirkt (SCHUMANN, 2000).

Durch eine größere Fensterbreite erfährt die Ansteigende der Funktion eine geringere Steigung. Es werden somit mehr Grauwerte visualisiert. Bei engerem Fenster und damit höherer Steigung erfährt das endgültige Bild mehr Kontrast, was z. B. für die Darstellung von Gefäßen ohne das umgebende Gewebe von Bedeutung ist (JOHNSON, 1996).

Diese Veränderungen können interaktiv am Bildschirm durchgeführt werden, um das endgültige 3D-Bild zu modifizieren. Fensterlage- und breite sowie Transparenz und Helligkeit des 3D-Bildes können so verändert werden. Bislang gibt es keinen Algorithmus, der diese Klassifikationen automatisch vornimmt, so daß das endgültige Bild immer untersucherabhängig ist. Die Gefahr des Übersegmentierens und dadurch dem Wegfenstern von Gefäßabschnitten ist sehr hoch.

Um diese untersucherabhängigen Unzuverlässigkeiten zu reduzieren, wurde bei den Phantommessungen für jede Rekonstruktion bei identischem Histogramm dieselbe Transferkurve mit folgenden Werten verwendet:

Fensterlage (window level):	851
Fensterbreite (window width):	706
Transparenz:	54%
Helligkeit:	78%

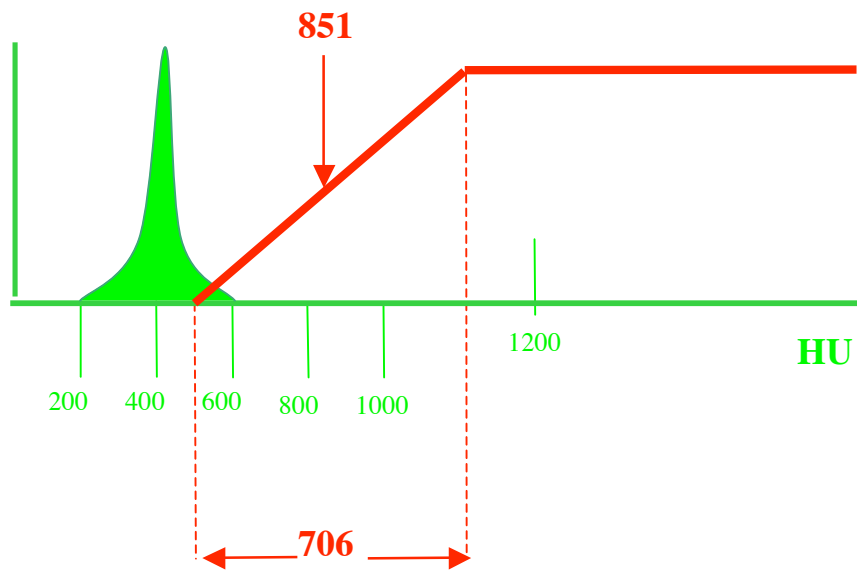


Abb. 19

Darstellung des Histogrammes und der Transferfunktion bei den Phantommessungen

2.6 Das Phantommodell



Abb. 20

Photographie des eingesetzten Phantommodells frontal und lateral

Für die Experimente ist es wichtig möglichst Konditionen zu simulieren, die bei einer Rotationsuntersuchung eines Patienten ebenfalls bestehen, die reproduzierbar sind und möglichst identische morphologische Aufnahmen mit unterschiedlichen Aufnahmeparametern ermöglichen.

Wir haben dafür ein Phantommodell bestehend aus einem echten menschlichen Schädel mit eingebettetem Gefäßbaum eingesetzt. Der Gefäßbaum ist in „artificial water“ eingebettet, welches sich computertomographisch wie echtes Wasser verhält. Die Gefäße sind mit Kontrastmittel gefüllt, wobei die Kontraste im CT deutlich über 5000 HU liegen. Rotiert man den Gefäßbaum in der Rekonstruktion, kann man beobachten, daß die Gefäße unvermittelt abbrechen. Man kann sie allerdings bis in die Peripherie, daß heißt bis zu einer Aufteilung 3. Grades verfolgen. Definierte Durchmesser können bei diesem Modell nicht gemessen werden. Auch ist der Kontrast der Gefäße, aufgrund

der fehlenden manuellen oder automatischen Injektion, nicht mit der Kontrastierung bei einer echten Rotationsangiographie zu vergleichen.

Der Vorteil dieses Phantoms ist die Möglichkeit eine Vielzahl von Rotationsuntersuchungen an denselben morphologischen Strukturen in denselben Positionen vornehmen zu können, ungeachtet der Strahlenexposition und der Kontrastmittelapplikation. Für die gleichen Vorgaben bei menschlichen Untersuchungen wäre eine hohe Strahlenexposition sowie großen Mengen von Kontrastmittelinjektionen bei EINEM Patienten notwendig bei einer möglichen Fehlerquelle der Bewegungen des Probanden und damit Artefakten in den Rekonstruktionen und variabler Injektionen und damit konsekutiven unterschiedlichen Gefäßkontrastierungen.

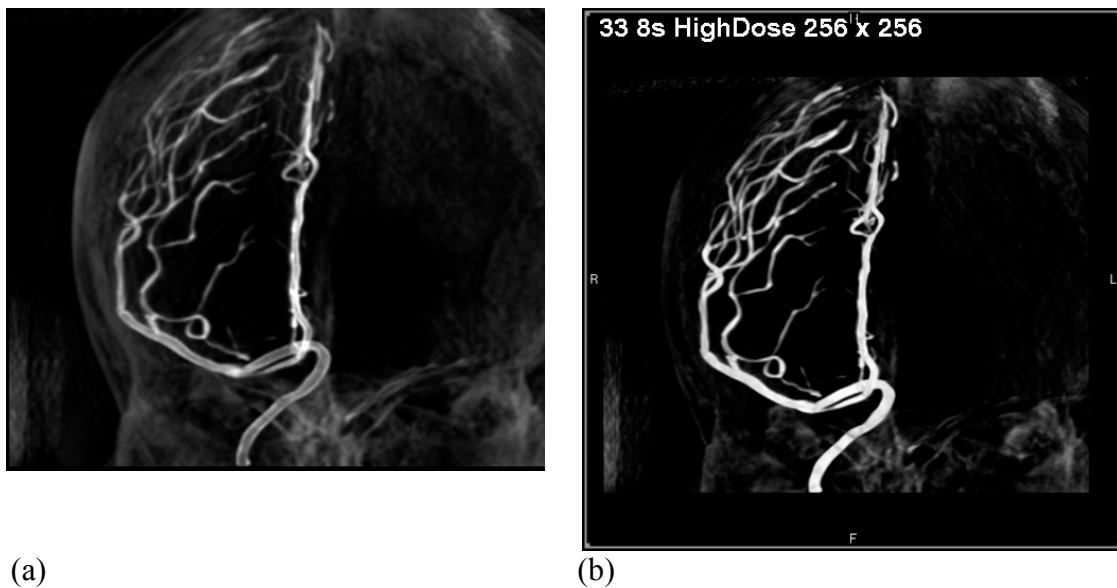


Abb. 21

Rotationsrekonstruktion des Phantommodells (a) mit knöchernem Schädel, (b) Gefäßbaum

2.7 Die Datenakquisition

Mit dem Phantommodell wurden 12 Rotationsuntersuchungen mit unterschiedlichen Akquisitionsparametern durchgeführt. Die erhaltenen Projektionsdaten wurden mit unterschiedlichen Rekonstruktionsparametern visualisiert, so daß insgesamt 72 visualisierte Datensätze miteinander verglichen werden konnten.

Akquisitionsparameter:

1. Rotationszeit
2. Dosis
3. Bildverstärker

Rekonstruktionsparameter:

4. Matrix
5. Volume of interest

Das Phantommodell wurde im Isozentrum des jeweils gewählten Bildverstärkers positioniert und die Rotationsuntersuchungen hintereinander ohne Neulagerung des Phantommodells durchgeführt.

2.7.1 Rotationszeit

Mögliche Rotationszeiten sind 5, 8 und 14 Sekunden bei entsprechend 50, 80 und 140 Projektionsbildern.

2.7.2 Strahlendosis

An der Angiographieanlage wählbare Strahlendosen sind „High Dose“ und „Low Dose“. Unterschieden werden muß hier zwischen der *Systemdosis* gemessen am Bildverstärker und angegeben pro Bild und der *Patientendosis*, das heißt die

Strahlenexposition des Patienten oder in diesem Fall des Phantoms pro Rotationsuntersuchung. Die Dosis wird in der 3D-Rotationsangiographie nach einem CTDI (computed tomography dose index) angegeben, in Anlehnung an die CT. Die Daten wurden von der Firma Siemens mit einem normierten Kopf-Phantom mit einem Durchmesser von 16 cm und einer Länge von mind. 14 cm ermittelt. Die Daten zur Ermittlung des Dosisprofils wurden in Kammern, die 1 cm unter der Oberfläche parallel zur Achse lokalisiert sind erfaßt.

Als **Systemdosis** werden vom Hersteller angegeben:

	5s	8s	14s
Low Dose	0.48 mGy	0.48 mGy	0.48 mGy
High Dose	1.20 mGy	1.20 mGy	1.20 mGy

Als **Patientendosis** wurden nach dem oben beschriebenen Verfahren gemessen:

	5s	8s	14s
Low Dose	2.5 mGy	3.5 mGy	6. mGy
High Dose	6 mGy	9.5 mGy	15.7 mGy

Bei einem gewählten Bildverstärker mit dem Durchmesser von 22 cm ist die Dosis um den Faktor 2.5 höher, als bei einem Bildverstärker von 33 cm.

Der Vergleich von Low Dose zu High Dose zeigt bei High Dose eine 2.5 fach höhere Strahlendosis.

2.7.3 Bildverstärker

Die Angiographieanlage hat Bildverstärker der Größen 11, 17, 22 und 33cm. Die Kalibrierung der Workstation, daß heißt die Anpassung der Korrekturalgorithmen für die mechanischen Verzeichnungen ist nur für die Bildverstärker 22cm und 33cm gegeben. Die Rotationsuntersuchungen wurden bei verschiedenen Rotationszeiten und Strahlendosen mit diesen Bildverstärkern durchgeführt.

2.7.4 Volume of interest

Bei der Visualisierung wurde zum einen der gesamte Gefäßbaum rekonstruiert zum anderen wurde ein kleinerer Ausschnitt des Gefäßbaumes als Volume of interest festgelegt. Es wurde darauf geachtet, daß der Rahmen für die Wahl des Volume of interest bei jeder Rekonstruktion dieselbe Position hat. Dies wurde anhand der numerischen Werte für die Positionierung des Rahmens kontrolliert.

Die Voxelkantenlängen waren innerhalb der gewählten Rekonstruktionsmatrix ebenfalls identisch. Dies wurde in der unteren Tabelle zusammengestellt:

	128 x 128	256 x 256	512 x 512
kleinesVOI	0.20 mm	0.10 mm	0.05 mm
großes VOI	1.03 mm	0.52 mm	0.26 mm

2.7.5. Rekonstruktionsmatrix

Wählbare Rekonstruktionsmatrizen für die Pseudo-CT-Schichten sind: 128 x 128, 256 x 256 und 512 x 512. Die Anzahl der rekonstruierten Schichten hängt von der gewählten Matrix und vom VOI ab (siehe auch Tab. , S. 19).

Die Dimension des Volumens wird als Matrix x Schichtzahl beschrieben, z. B. : 256 x 256 x 200.

2.7.6. Tabellarische Zusammenfassung

BV:	22cm, 33cm
Strahlendosis:	High Dose, Low Dose
Rotationszeit:	5s, 8s, 14s
Rekonstruktionsmatrix:	128 x 128, 256 x 256, 512 x 512
Rekonstruktionsvolumen:	Gesamtdarstellung (großes VOI), Regionsdarstellung (kleines VOI)

1. Die Akquisition

22cm

	5s	8s	14s
Low Dose	22 5s L	22 8s L	22 14s L
High Dose	22 5s H	22 8s H	22 14s H

33cm

	5s	8s	14s
Low Dose	33 5s L	33 8s L	33 14s L
High Dose	33 5s H	33 8s H	33 14s H

2. Die Rekonstruktion

22cm, 5s, großes VOI

	128 x 128	256 x 256	512 x 512,
Low Dose	22 5s L	22 5s L	22 5s L
High Dose	22 5s H	22 5s H	22 5s H

22cm, 8s, großes VOI

	128 x 128	256 x 256	512 x 512,
Low Dose	22 8s L	22 8s L	22 8s L
High Dose	22 8s H	22 8s H	22 8s H

22cm, 14s, großes VOI

	128 x 128	256 x 256	512 x 512,
Low Dose	22 14s L	22 14s L	22 14s L
High Dose	22 14s H	22 14s H	22 14s H

33cm, 5s, großes VOI

	128 x 128	256 x 256	512 x 512,
Low Dose	33 5s L	33 5s L	33 5s L
High Dose	33 5s H	33 5s H	33 5s H

33cm, 8s, großes VOI

	128 x 128	256 x 256	512 x 512,
Low Dose	33 8s L	33 8s L	33 8s L
High Dose	33 8s H	33 8s H	33 8s H

33cm, 14s, großes VOI

	128 x 128	256 x 256	512 x 512,
Low Dose	33 14s L	33 14s L	33 14s L
High Dose	33 14s H	33 14s H	33 14s H

22cm, 5s, kleines VOI

	128 x 128	256 x 256	512 x 512,
Low Dose	22 5s L	22 5s L	22 5s L
High Dose	22 5s H	22 5s H	22 5s H

22cm, 8s, kleines VOI

	128 x 128	256 x 256	512 x 512
Low Dose	22 8s L	22 8s L	22 8s L
High Dose	22 8s H	22 8s H	22 8s H

22cm, 14s, kleines VOI

	128 x 128	256 x 256	512 x 512,
Low Dose	22 14s L	22 14s L	22 14s L
High Dose	22 14s H	22 14s H	22 14s H

33cm, 5s, kleines VOI

	128 x 128	256 x 256	512 x 512,
Low Dose	33 5s L	33 5s L	33 5s L
High Dose	33 5s H	33 5s H	33 5s H

33cm, 8s, kleines VOI

	128 x 128	256 x 256	512 x 512,
Low Dose	33 8s L	33 8s L	33 8s L
High Dose	33 8s H	33 8s H	33 8s H

33cm, 14s, kleines VOI

	128 x 128	256 x 256	512 x 512,
Low Dose	33 14s L	33 14s L	33 14s L
High Dose	33 14s H	33 14s H	33 14s H

2.8 Auswerteparameter

Die vorliegenden 72 visualisierten Datensätze wurden nun in einer Blickrichtung von frontal miteinander verglichen. Dazu wurden von jedem Datensatz ein Screen Shot, das heißt das Bild welches auf dem Monitor zu sehen ist in dieser Blickrichtung abphotographiert und hinsichtlich vordefinierter Merkmale miteinander verglichen.

Die Sichtbarkeit eines Objektes und die Qualität dessen wird durch die **Kontrastauflösung** und durch die **räumliche Auflösung** des Bildes bestimmt. Deshalb wurden Parameter zur Auswertung herangezogen, die diese beiden Faktoren beeinflussen:

1. Detailerkennbarkeit
2. Oberflächenbeschaffenheit und Kantenschärfe
3. Artefakte
4. Kontrast

Zusätzlich wurde 5. der Zeitaufwand des Betrachters für die Nachbearbeitung als Parameter mit aufgenommen, weil dieser Punkt für die klinische Anwendung sehr wichtig ist.

Im Folgenden sollen die Begriffe Kontrast- und örtliche Auflösung, die zur Beurteilung eines Bildes wichtige Merkmale sind, erklärt werden.

2.8.1 Definition der Kontrastauflösung

Als *Kontrast* (= Gegensatz, von lateinisch *contra* "gegen" und *stare* "stehen") wird die Variation der Helligkeiten zwischen der dunkelsten und hellsten Region eines Bildes bezeichnet. Ohne Kontrast ist eine Struktur von ihrer Umgebung nicht zu unterscheiden.

Die *Auflösung* ist hingegen ein Maß für die Qualität der Bilder. Bei handelsüblichen Druckern wird dieses Maß beispielsweise als dpi (dots per inch übersetzt Punkte per Zoll) definiert. Auflösung wird auch zur Bezeichnung der Dimension eines Bildes also die Anzahl der Pixel herangezogen.

Faßt man beide Definitionen zusammen heißt Kontrastauflösung die Anzahl der gleichzeitig darstellbaren Helligkeits- bzw. Grauwerte, oder der kleinste visuell noch erkennbare Helligkeits- oder Grauwertunterschied. Wobei dieser Helligkeits- oder Grauwertunterschied dem Absorptionsunterschied des Objekts für Licht entspricht. (EWERT, 2003).

2.8.2 Definition der räumlichen Auflösung

In der optischen Physik wurde die Qualität einer Abbildung daran gemessen, ob zwei nah gelegene Punkte noch als zwei einzelne Punkte erkannt bzw. aufgelöst werden können. Betrachtet man zum Beispiel zwei fixe punktförmige Lichtquellen (Fixsterne) durch ein Teleskop, so kann davon ausgegangen werden, daß die Auflösung von der Streuung in der Atmosphäre und die Eigenschaften des Teleskopes bestimmt werden.

Übertragen in die radiologische Bildgebung heißt das die Grenzauflösung einer Abbildung mit der die kleinsten Strukturen noch aufgelöst werden können, abhängig von der Streuung von Röntgenstrahlen und von der Abtastrate (Abstand eines Pixels von seinem Nachbarn).

Die Auflösung feinsten Strukturen ist ohne Kontrast nicht möglich. Ein Objekt kann auch nur dann scharf abgebildet werden, wenn die Schwächung der Strahlung am Übergang zwischen Objekt und Umgebung abrupt ist. Bei fließendem Übergang ist eine scharfe Abgrenzung kaum möglich.

Die Schärfe eines Bildes wird von der Streuung von Röntgen- und Lichtquanten im Bildwandler begrenzt.

Eine weitere Einschränkung der räumlichen Auflösung wird durch das Abtasttheorem (Nyquist-Theorem) beschrieben, welches die Objektgröße (maximal übertragbare Ortsfrequenz) zur Pixelgröße (Feinheit der Abtastung) in Beziehung setzt.

Die *Ortsfrequenz*, erhalten aus einer sogenannten Fourier Transformation, die Intensitätsübergänge von Gewebestrukturen in sinusförmige Schwingungen transformiert, ist der definierte Ablauf von sich periodisch fortsetzenden hell-dunkel-Schwingungen in einem Bild und korreliert zu Querschnitt und Breite des Objektes folgendermaßen: Je kleiner der darstellbare Querschnitt, desto größer ist die Ortsfrequenz. Das Abtasttheorem besagt nun, daß die Abtastung (Pixelgröße) mindestens das Doppelte der zu übertragenden Ortsfrequenz (Objektgröße) betragen muß, weil sonst ein Signal mit falscher Frequenz (Aliasing) generiert wird. Diese Frequenz wird auch als Nyquist-Rate bezeichnet.

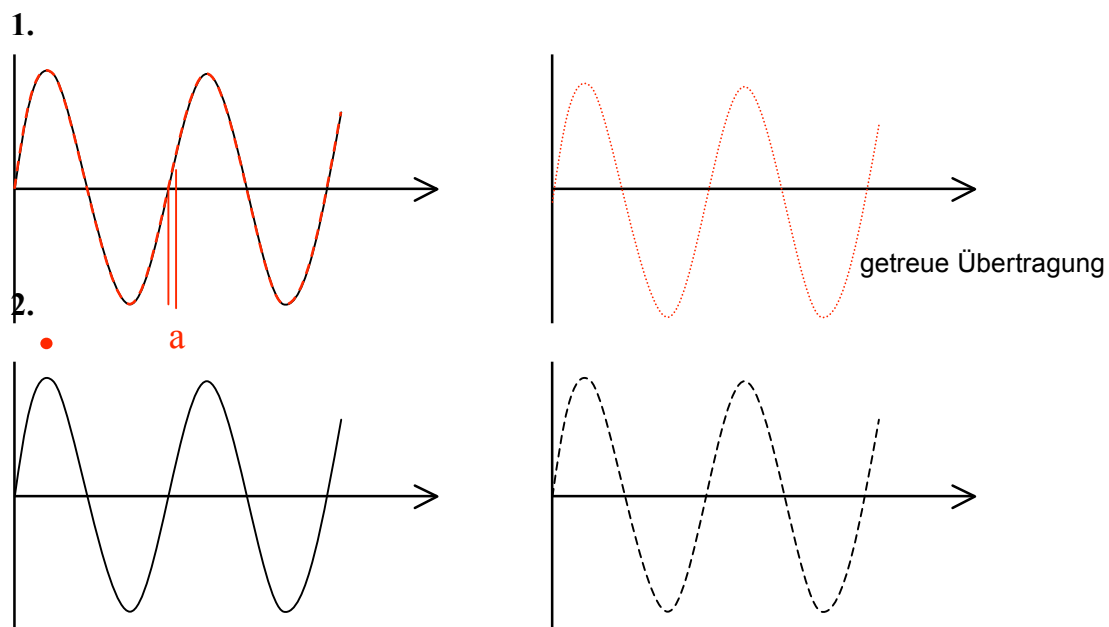
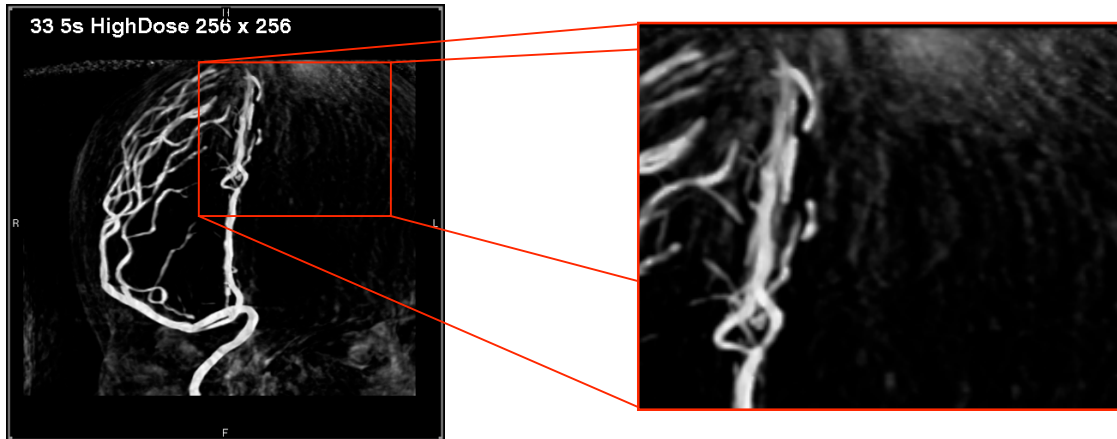


Abb. 22

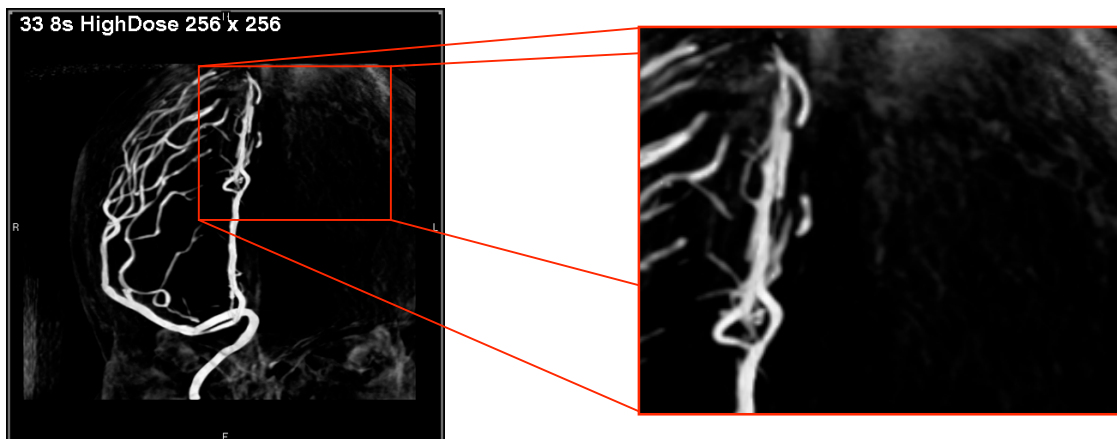
Darstellung der Nyquist-Rate zur Erklärung des Abtast-Theorems.

3. Ergebnisse

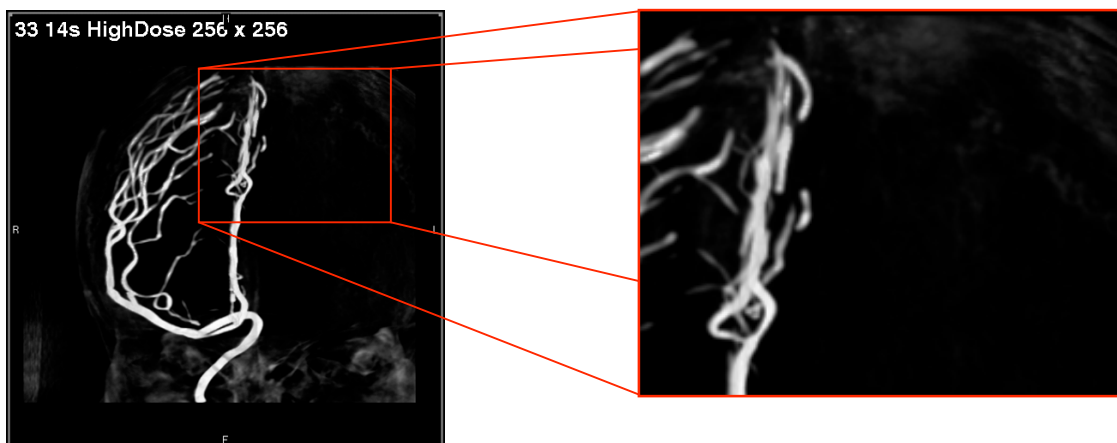
3.1 Rotationszeit



(a)



(b)



(c)

Abb. 23

Vergleich der Rekonstruktionen bei unterschiedlichen Rotationszeiten, BV 33cm, Strahlendosis High Dose, Rekonstruktionsmatrix 256 x 256

- (a) Rotationszeit 5s
- (b) Rotationszeit 8s
- (c) Rotationszeit 14s

Die Gefäße lassen sich deutlich besser diskriminieren bei langen Rotationszeiten, vor allem in Bereichen mit Überlagerungen, wie die Vergrößerung zeigt.

Die Oberflächen zeigen bei langen Rotationszeiten geringere Unregelmäßigkeiten, die Gefäßgrenzen sind schärfer von der Umgebung abgrenzbar.

Die abgebildeten Knochenstrukturen vom Schädel nehmen ebenfalls mit Zunahme der Rotationszeit ab, so daß bei 14 s fast gar keine Überlagerungen durch den knöchernen Schädel im endgültigen Bild nachzuweisen sind.

In der Vergrößerung sind im oberen Anteil Elemente dargestellt, die keiner realen Struktur zuzuordnen sind, Artefakte. Auch diese sind bei langer Rotationszeit kaum noch sichtbar.

Die Diskriminierung von Knochen und Gefäßen nimmt ebenfalls von links nach rechts zu.

Der Vergleich der Bilder zeigt zusammenfassend eine Qualitätszunahme von links (5s) nach rechts (14s) in allen Punkten der Auswertung. Mit Zunahme der Qualität der Bilder sinkt auch der Bedarf nach einer extensiven und zeitaufwendigen Nachbearbeitung.

Tabellarische Zusammenfassung der Ergebnisse für die Rotationszeit:

	5s	8s	14s
mehr Detailerkennbarkeit		X	XX
glattere Oberflächen, scharfe Konturen		X	XX
weniger Artefakte		X	XX
mehr Kontrast		X	XX
kürzere Nachverarbeitungszeit		X	XX

3.2 Strahlendosis

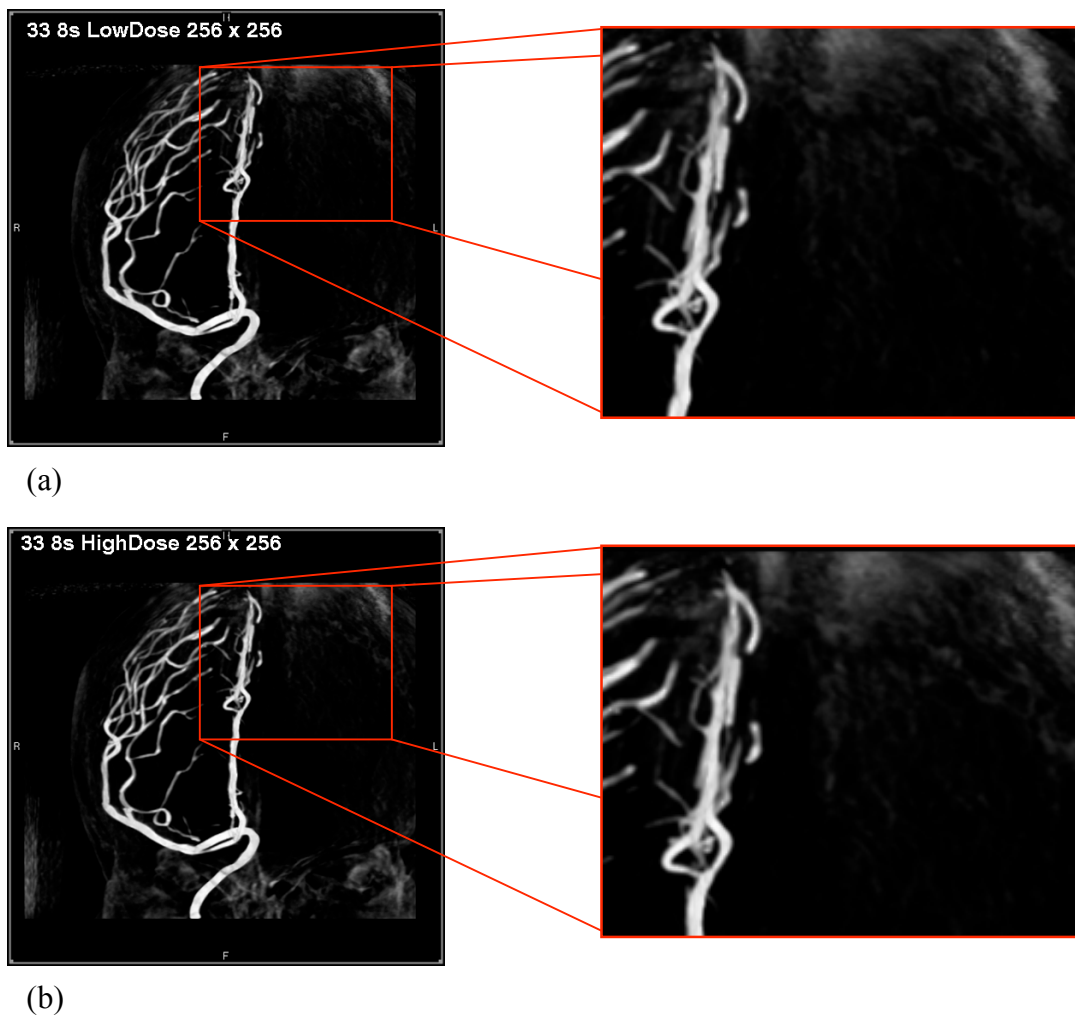


Abb. 24

Vergleich der Rekonstruktionsbilder bei verschiedenen Strahlendosen, BV 33cm, Rotationszeit 8s, Rekonstruktionsmatrix 256 x 256

(a) Low Dose

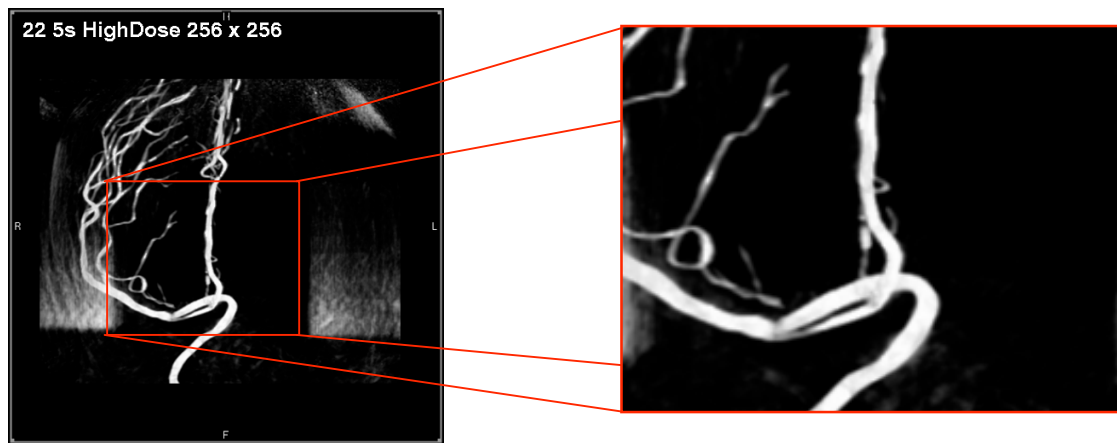
(b) High Dose

Der Vergleich der verschiedenen Strahlendosen zeigt nur marginale Unterschiede in der Bildqualität. Kleinste Gefäße scheinen bei (b) glatter und mit schärferen Konturen dargestellt. Auch sind weniger knöcherne Strukturen im High Dose Bild abgebildet. Das Bild ist insgesamt weicher mit besserer Diskriminierung der Gefäße von den umgebenden Strukturen vor allem von den knöchernen Strukturen. Die bessere Diskriminierung führt auch hier zu einer etwas verkürzten Nachbearbeitungszeit.

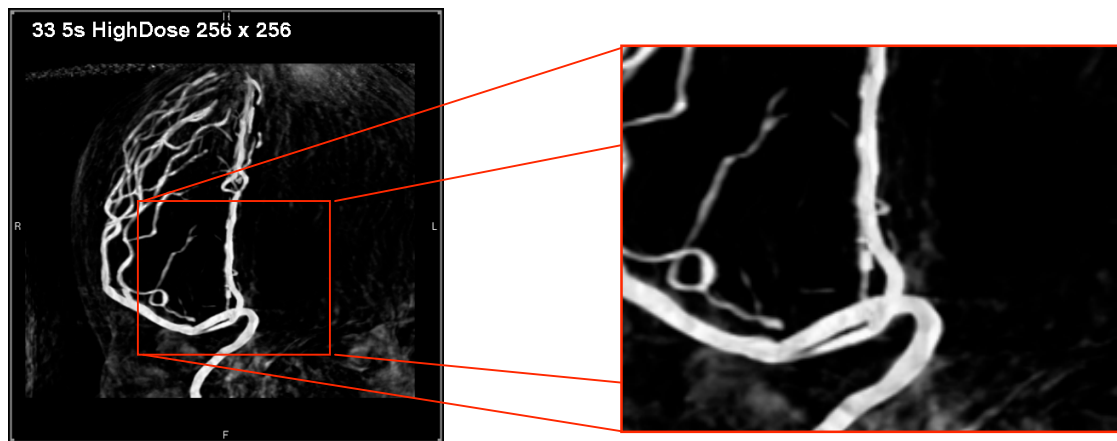
Tabellarische Zusammenfassung der Ergebnisse für die Strahlendosis

	Low Dose	High Dose
mehr Detailerkennbarkeit		X
glattere Oberfläche, scharfe Konturen		X
weniger Artefakte		X
mehr Kontrast		X
kürzere Nachbearbeitungszeit		X

3.3 Bildverstärker



(a)



(b)

Abb. 25

Vergleich der Rekonstruktionsbilder bei verschiedenen Bildverstärkern, Rotationszeit 5s, Strahlendosis High Dose, Rekonstruktionsmatrix 256 x 256

(a) 22cm

(b) 33cm

Der Vergleich zeigt eine deutliche Zunahme der Konturschärfe und der Oberflächenglätte von kleinem BV (22 cm) zu großem BV (33 cm).

Das kleine Gefäß links mittig zeigt im Endabschnitt in (b) eine Pseudo-Stenose, die in (a) so nicht nachweisbar ist.

In (a) sind deutlich weniger knöcherne Strukturen abgebildet, die Gefäße kommen überlagerungsfrei zur Darstellung.

Tabellarische Zusammenfassung der Ergebnisse für Bildverstärker

	22 cm	33 cm
mehr Detailerkennbarkeit	X	
glattere Oberfläche, scharfe Konturen	X	
weniger Artefakte	X	
mehr Kontrast	X	
kürzere Nachverarbeitungszeit	X	

347 Volume of interest

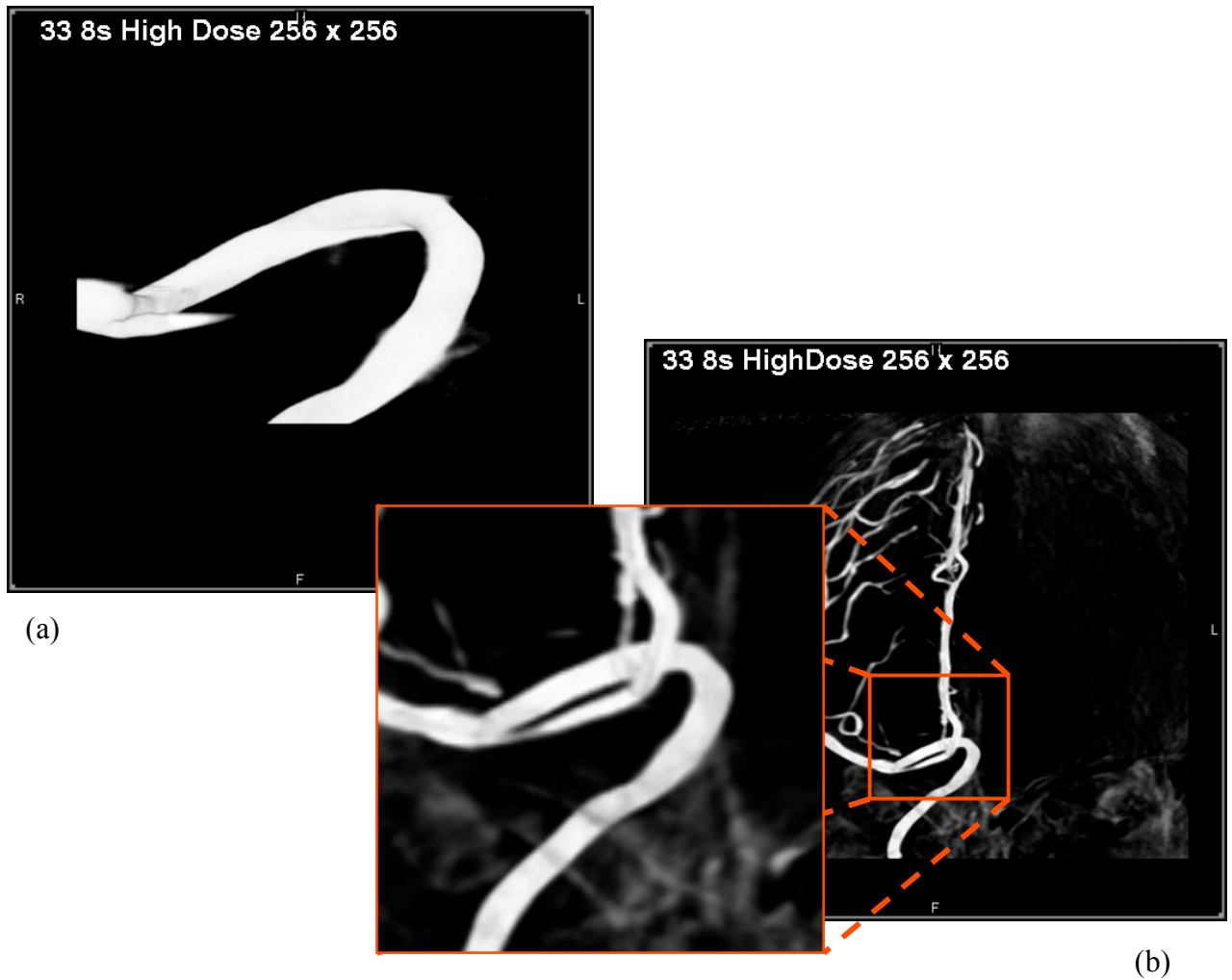


Abb. 26

Vergleich der Rekonstruktionsbilder bei verschiedenen großen VOI, BV 33cm, Rotationszeit 8s, Strahlendosis High Dose, Rekonstruktionsmatrix 256 x 256

(a) kleines VOI

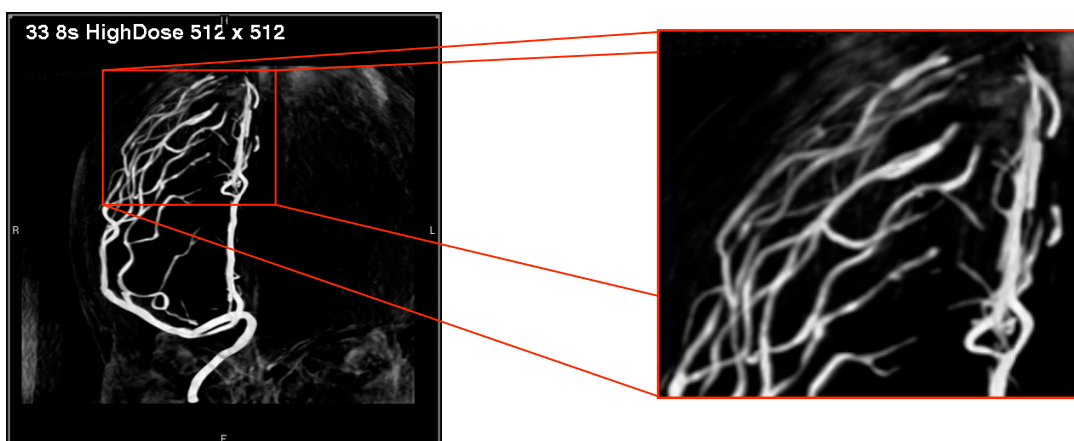
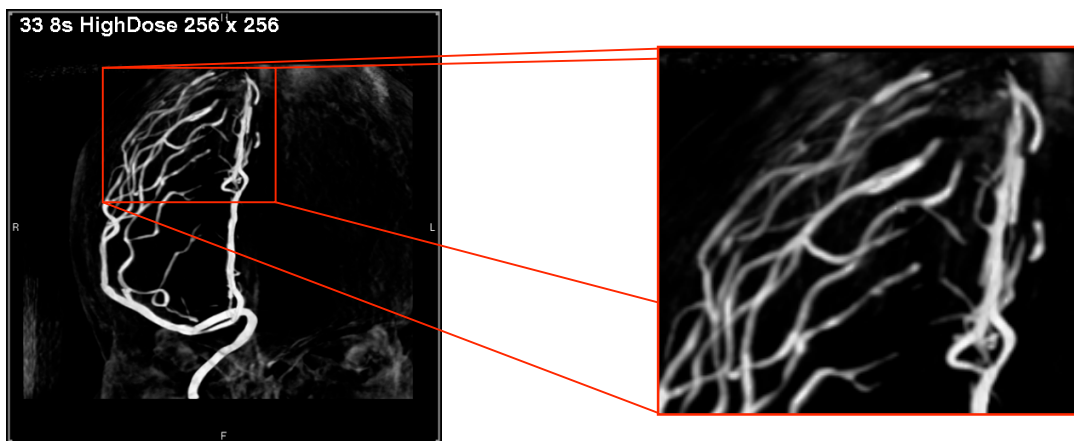
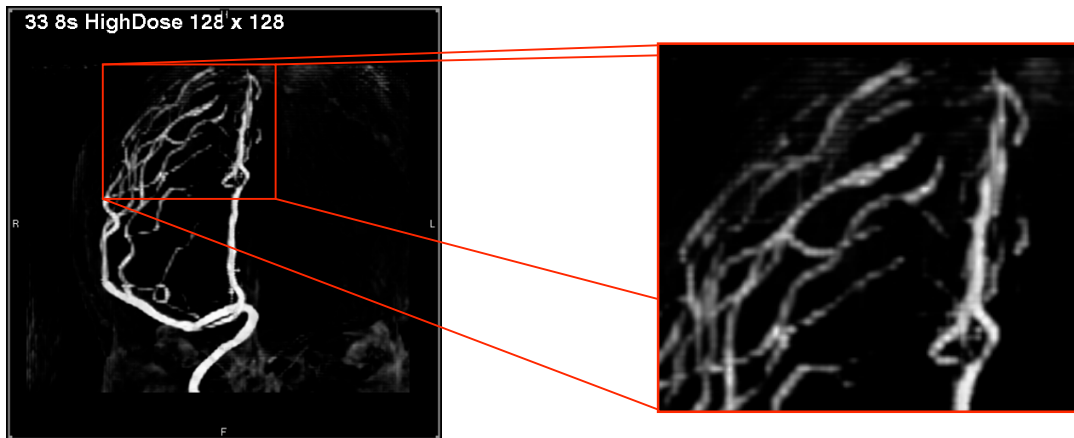
(b) grosses VOI

Der Vergleich der anatomisch gleichen Strukturen zeigt, daß bei kleinem VOI das Gefäß deutlich schärfer und kontrastreicher zur Umgebung dargestellt wird. Die Oberfläche ist eindeutig glatter; es sind keine knöchernen Überlagerungen vorhanden. Der Abgang des Gefäßes im linken Bereich, welches bei der Nachverarbeitung in (a) abgeschnitten wurde, ist hier morphologisch klar definierbar, bei (b) hingegen nur erahnbar.

Tabellarische Zusammenfassung der Ergebnisse für verschieden große VOI

	kleines VOI	großes VOI
mehr Detailerkennbarkeit	X	
glattere Oberfläche, scharfe Konturen	X	
weniger Artefakte	X	
mehr Kontrast	X	
kürzere Nachverarbeitungszeit	X	

3.5 Rekonstruktionsmatrix



(c)

Abb. 27

Vergleich der Rekonstruktionsbilder mit unterschiedlicher Matrix, BV 33cm,
Rotationszeit 8s, Strahlendosis High Dose

(a) 128 x 128

(b) 256 x 256

(c) 512 x 512

Von (a) nach (c) ist eine klare Verbesserung der Gefäßdarstellung mit glatteren Oberflächen und schärferen Konturen zu beobachten. Auffällig ist hier vor allem die Abnahme der Stufenartefakte, die in (a) bei einer Matrix von 128 x 128 noch deutlich dargestellt sind. Kleinste Gefäße lassen sich in (c) deutlich besser und in realer Morphologie abgrenzen, als in (b) und vor allem als in (a) (Vergleich der vielen Gefäße Bildrand rechts). Knöcherne Strukturen sind in allen drei Abbildungen vorhanden, doch ist die Differenzierung zum Gefäß in (c) am besten.

Tabellarische Übersicht der Ergebnisse bei unterschiedlichen Matrizen

	128 x 128	256 x 256	512 x 512
mehr Detailerkennbarkeit		X	XX
glattere Oberfläche, scharfe Konturen		X	XX
weniger Artefakte		X	XX
mehr Kontrast		X	XX
kürzere Nachverarbeitungszeiten		X	XX

Abb. 28

Gesamtdarstellung der Rekonstruktionen für BV 33cm

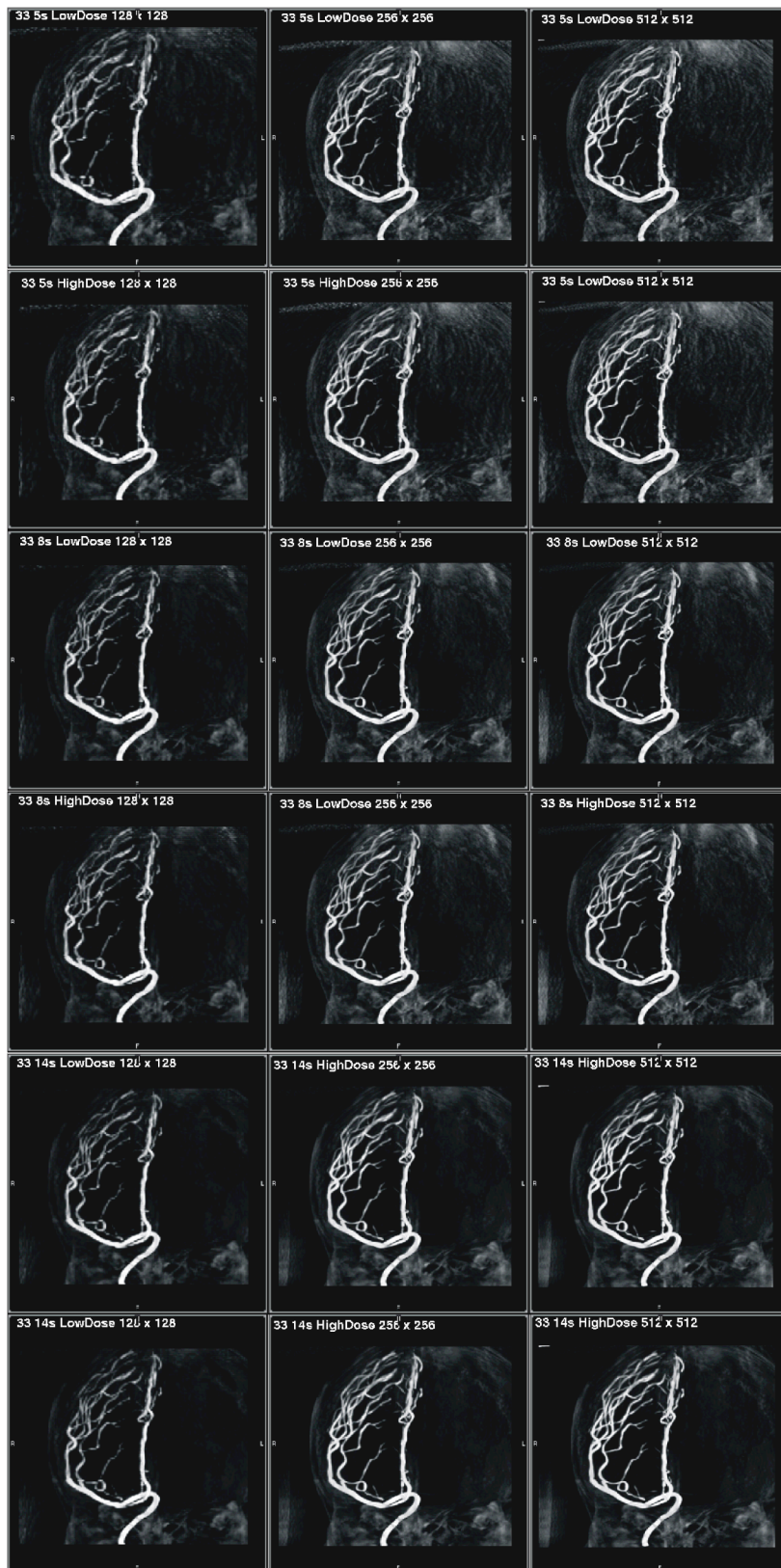
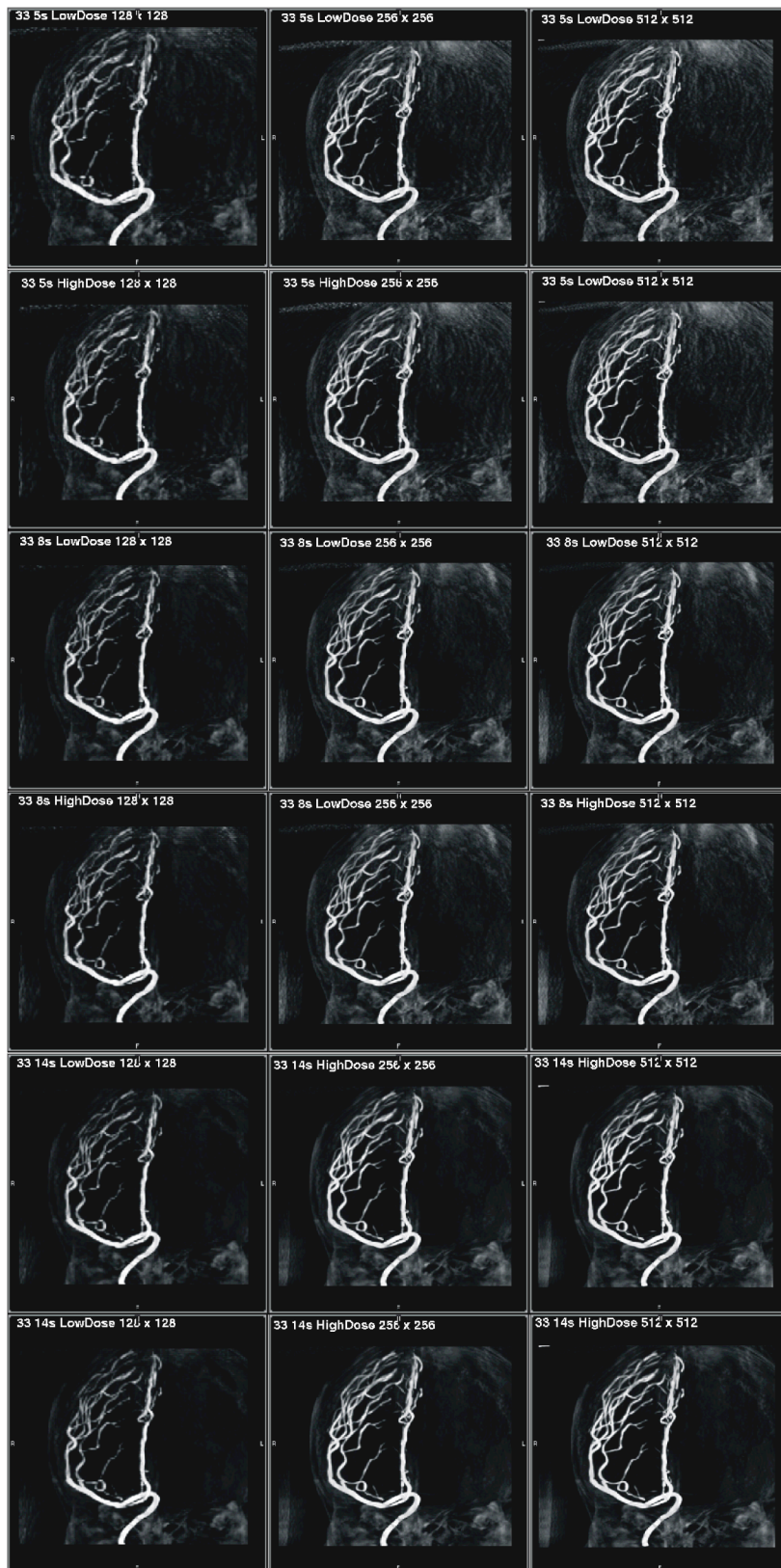


Abb. 29

Gesamtdarstellung der Rekonstruktionen für BV 22cm



4. Diskussion

Die 3D-Rotationsangiographie oder auch drei dimensionale digitale Angiographie ist die jüngste Entwicklung im Armamentarium der neurovaskulären Bildgebung. Die 3D-Rotationsangiographie präsentiert dynamische Aufnahmen mit einer singulären Kontrastmittelinjektion, die einen höheren Informationsgehalt haben, als die statischen 2D-Bilder der konventionellen Angiographie (KUMAZAKI, 1998). Sie kombiniert die anatomische Auflösung der DSA mit Visualisierungsmodalitäten wie MIP, MPR, VRT und SSD, die bislang der Schnittbilddiagnostik mit CT und MRT vorbehalten waren.

Die zerebrale DSA stellt vaskuläre Prozesse als Standardabbildung in anterior-posterior, lateraler Projektion und Schrägprojektionen dar. Es ist daher jeweils ein gedankliches Umsetzen dieser Abbildungen erforderlich, um ein dreidimensionales Bild zu erstellen, das für den Neurochirurgen zum Beispiel den Operationssitus verdeutlicht. Der interventionelle Neuroradiologe ist abhängig von seiner Fähigkeit die Bewegungen des Mikrokatheters wie auch der eventuell zu platzierenden Coils im dreidimensionalen Raum zu erfassen und sicher zu dirigieren. Dazu ist das Verständnis von komplexen anatomischen Verhältnissen und sich einander überlagernder Strukturen, zum Beispiel eines komplexen Aneurysmas, unverzichtbar. Die bislang durchgeführte zusätzliche 3D-Visualisierung auf der Grundlage der MRT oder CT erfordert ergänzend zur konventionellen Angiographie zeitaufwendige und kostspielige Untersuchungen, die gegebenenfalls additive Kontrastmittel- und Strahlenapplikationen erfordern. Eine zeitgleich mit der konventionellen 2D-Angiographie durchgeführte 3D-Rotationsangiographie liefert die entsprechenden 3D-Informationen mit geringerem Zeit- und Kostenaufwand und der Möglichkeit der anschließenden endovaskulären Therapie.

Die mittels der Schnittbilddiagnostik wie Computertomographie und Magnetresonanztomographie und mit geeigneter Software sowie leistungsfähiger Workstations zur Verfügung stehenden Modalitäten, die die anatomische Orientierung erleichtern, sind aufgrund der Anisotropie des Datensatzes und der fehlenden zeitlichen Auflösung bislang nur bedingt hilfreich.

In der vorliegenden Arbeit konnten Parameter herausgearbeitet werden, die die Datenerhebung und –nachverarbeitung mit festen Einstellungen zeitsparend gestalten und so eine optimale Darstellung der erhobenen Daten mit dem hier eingesetzten Instrumentarium und Geräten ermöglichen. Im Folgenden sollen die Ergebnisse der Arbeit sowie die Praktikabilität dieser Parameter in Bezug auf die patientenorientierte und standardisierte Anwendung bei definierten Fragestellungen und die Schwierigkeiten im Einsatz diskutiert werden.

Aktuelle etablierte und noch experimentelle Einsatzmöglichkeiten werden beschrieben, sowie Entwicklungsperspektiven der Rotationsangiographie /-radiographie aufgeführt.

4.1 Standardisierung der Gewebeklassifikation

Ein bisher noch ungelöstes Problem in der Visualisierung der erhobenen kontrastverstärkten Datensätze vaskulärer Untersuchungen ist noch immer eine automatisierte und standardisierte Wiedergabe mit untersucherunabhängigen Einstellungen der Schwellwerte. In den bisherigen in der Literatur beschriebenen Studien wurden die Schwellwerteinstellungen subjektiv von dem Erfahrungswert des Untersuchers abhängig bestimmt. Dies führt zu einem nicht kalkulierbaren Fehler vor allem bei der Messung von Längen oder in der Berechnung von Volumina. Durch einen zu hoch eingestellten Schwellwert können Stenosen vorgetäuscht werden. Schmalkalibrige Strukturen wie periphere Gefäßäste oder Strukturen, die außerhalb des gewählten Schwellwertes liegen, werden dadurch nicht visualisiert und die Informationen dem Endbild entzogen. Wird der Schwellwert zu niedrig eingestellt, sind zu viele Grauwerte in die Visualisierung eingeschlossen. Die interessierenden Strukturen werden zum Beispiel von Knochen überlagert, die Konturen werden unscharf, und die Diskriminierung von benachbarten Gefäßen oder Feinstrukturen wird erschwert oder gar unmöglich.

Durch den Gebrauch derselben Transferkurve bei allen Rekonstruktionen wurde hier versucht die Subjektivität der Visualisierung zu reduzieren und dadurch auch andere Einflußfaktoren auf die Nachverarbeitung mehr hervorzuheben.

Durch die statische Schwellwertdefinition wird die Nachverarbeitung reproduzierbar und vergleichbar.

Bei pulsatilem Fluß ist eine flexible Einstellung der Schwellwerte durch die inhomogene endoluminale Kontrastmittelverteilung bislang notwendig.

Bei computertomographischen 3D-Visualisierungen mittels der Volume Rendering Technik wurden verschiedene Lösungsansätze für eine standardisierte oder vielmehr untersucherunabhängige Definition der Schwellwerte untersucht.

Die Schwellwertdefinition in der 3D-Rotationsangiographie erfolgt wie auch in der CT über Grauwertdefinitionen (Pseudo-CT Schichten).

Das Verhältnis von Fensterbreite und –lage wurde versucht über eine reproduzierbare Standardisierung der Schwellwerteinstellung zu definieren. LEV et al. (1996) geben an, dass bei Fenstereinstellungen mit der Lagedefinition auf halber maximaler Fensterbreite der wahren gemessenen und der Hintergrunddichte eine optimale Visualisierung der Gefäßlumina erreicht werden kann. Die Fensterbreite soll dabei mindestens den dreifachen Wert der Fensterlage haben.

DIX et al. beschreiben, dass präzise Messungen im CT mit vergrößerten axialen Bildern mit einem Window Wert 0 und einer Fensterlage, die in der Mitte zwischen lumenalem Kontrast und Gefäßwandanreicherung liegt, erhalten werden können (DIX et al. 1997).

Nach CLAVES et al. (1997) ist die Genauigkeit der CT-Quantifizierungen zusätzlich signifikant vom Kontrastmittelanreicherungskoeffizienten in einem Gefäß abhängig. Schließlich beschreiben LIU et al. dass für Gefäße mit einer exzellenten Kontrastierung von 250-350 HU eine Fenstereinstellung von 96 HU und eine Lage von 150 HU eingestellt werden sollten. Sollte der Gefäßkontrast darüber oder darunter liegen wird die optimale Fenstereinstellung mathematisch berechnet. (LIU et al. 2000).

Keine der beschriebenen Möglichkeiten einer objektiven Schwellwertdefinition in der Computertomographie konnte in der 3D-Rotationsangiographie angewendet werden. Die in der 3D-Rotationsangiographie bezeichneten Hounsfield Units in den Pseudo-CT Schichten, entsprechen nicht den Grauwerten der in der CT bekannten Hounsfield Units und haben daher auch andere Dichtehalte. Ein direkter Vergleich mit CT-Werten ist demnach nicht möglich. Es ist erwähnenswert, dass die beschriebenen Möglichkeiten auch in der klinischen Anwendung bei computertomographisch erhobenen Datensätzen bisher in dieser Form nicht verwendet werden.

In einer aktuellen Arbeit wird die Entwicklung einer Methode der schwellwertbasierten Visualisation und Quantifizierung vaskulärer Anatomien beschrieben. Mittels einer

kantenangehobenen Diffusionsfiltermethode mit besserer kantennaher Rauschunterdrückung als die angewendete isotrope nonlineare Diffusion wird die Untersucherabhängigkeit der SchwellwertEinstellung eingegrenzt (MEIJERING et al. 2002). Mit diesem Algorithmus würde die Subjektivität der SchwellwertEinstellungen deutlich reduziert werden. Die klinische Erprobung in der 3D-Rotationsangiographie steht noch aus.

Die Kontrastmitteldichte im Lumen ist ebenfalls ein wichtiger Faktor bei der objektiven Standardisierung der Visualisierung. Eigene Untersuchungen haben gezeigt, dass eine optimale Kantendarstellung mit der größten Verlässlichkeit der Messungen bei einer Kontrastmittelkonzentration von 40-60% liegen, vorausgesetzt ist eine homogene Verteilung des Kontrastmittels (GÜRVIET et al. 2002).

Mit selektiver Gefäßintubation werden im Gefäßlumen hohe Kontrastmittelkonzentrationen erreicht. Vorlaufinjektionen (Beginn der Kontrastmittelinjektion 1 Sekunde vor Beginn der Rotationsbewegung) erhöhen die Homogenität der Kontrastmittelverteilung im Gefäß. (ERNEMANN et al. 2003) und damit auch die Homogenität der Grauwertdarstellung im visualisierten Volumen.

Verzerrungen im Endbild sind abhängig von der Position des Objektes zum Bildverstärker und von der Konfiguration im Raum (GÜRVIET et al. 2002). Auch hier konnten wir durch eigene Untersuchungen zeigen, dass Objekte mehr Verzerrungen aufweisen, je weiter sie vom Isozentrum entfernt sind (GÜRVIET et al. 2002). Eine getreue Wiedergabe, wird durch Objekte im Isozentrum gewährleistet.

Zylindrische Objekte, die vertikal zum Strahlengang positioniert sind, erfahren Artefakte, die das Lumen um bis zu 25 % in eigenen Untersuchungen (GÜRVIET et al. 2002) korrelierend mit Ergebnissen (27.5%) einer japanischen Arbeitsgruppe (TANIGAWA et al. 2002) reduzieren und so zu Pseudo-Stenosen bei vaskulären Strukturen führen oder schmale Gefäße bei entsprechender anatomischer Lage nicht visualisiert werden, was bei Gefäßen, die aus einem Aneurysma entspringen, fatale Folgen haben kann.

Bedenkt man alle oben aufgeführten Probleme angefangen von akquisitionstechnischen Problemen, wie Kontrastmittelverteilung, Position des Objektes zum Bildverstärker und

Lage zum Röntgenstrahl, sowie die subjektive SchwellwertEinstellung, erscheinen 100% korrekte Visualisierungen und eine automatische und objektive, also untersucherunabhängige SchwellwertEinstellung schwer realisierbar. Ein erster Schritt in diese Richtung könnte der oben beschriebene Algorithmus der kantengehobenen Diffusionsfilterung sein. Ein schwer kalkulierbarer Faktor ist die Kontrastmittelkonzentration im Lumen während einer Rotationsuntersuchung, wobei eine Rotationsverzögerung die Homogenität der Kontrastmittelverteilung im Lumen erhöht (ERNEMANN et al. 2003). Ausgleichsalgorithmen zur Korrektur der systematischen Fehler, die durch die Topographie des interessierenden Objektes entstehen, sollten noch untersucht werden.

4.2 Bessere Bildqualität versus patientenfreundliche Akquisition

Veränderungen der Akquisitionsparameter führen zu Veränderungen im Ergebnisbild. Eine verlängerte Rotationszeit mit einer höheren Rohdatenmenge und höhere Strahlendosen während der Rotationsuntersuchung haben im Ergebnisbild eine homogenere Oberfläche und schärfere Kantendefinitionen zur Folge. Durch ein größeres appliziertes Kontrastmittelvolumen ist die endoluminale Kontrastmittelverteilung homogener, dadurch kann das Gefäß klarer visualisiert werden. Ein „schöneres“ Bild heißt jedoch nicht automatisch ein Informationsgewinn. Im Folgenden sollen die Akquisitionsparameter Strahlendosis, Rotationszeit und Kontrastmittelapplikation hinsichtlich patientenorientiertem Einsatz diskutiert werden.

4.2.1 Strahlenexposition

Bislang sind nur wenige Untersuchungen zur Patientendosis bei Rotationsuntersuchungen durchgeführt worden. SEYMOUR et al. vergleichen die Strahlenexposition der 3D-Rotationsangiographie mit der Strahlenexposition bei der konventionellen 2D-Angiographie bei renalen Untersuchungen. Dabei betrug das

Flächendosisprodukt im Durchschnitt für 45 untersuchte Patienten $1443 \text{ cGy} / \text{cm}^2$, und die Effektivdosis 2.36 mSv . Dies entspricht der jährlichen Umwelt-Strahlenbelastung von 2.5 mSv in England. Das bedeutet ein Risiko von 11.8 auf 100.000 an einer strahleninduziertem Karzinom zu erkranken (SEYMOUR et al. 2001).

Bei 3D-Dakryozystographien wird die Strahlendosis als um das 1.5 fache gegenüber der normalen DSA-Dakryozystographie erhöht angegeben (LÜCHTENBERG et al. 2004).

Untersuchungen mit einem Beckenphantom ergaben eine Gesamtdosisreduktion bei Einzeldosiserhöhung im Vergleich der 2-Ebenen Radiologie mit der 3D-Rotationsradiographie in der Anwendung bei Kindern. Eine anterior posteriore Einstellung bei einer Dosis von 2.8 Gy cm^2 und lateral bei 6.8 Gy cm^2 ist deutlich höher als 4.4 Gy cm^2 bei einer Rotationsradiographie. Der Informationsgehalt einer Rotationsradiographie ist durch die gleichzeitige Aufnahme der Schrägprojektionen deutlich höher als der einer 2-Ebenen Radiographie. Bei der Aufnahme des gesamten Rotationsradius erhält man signifikant mehr Informationen bei einer Dosisreduktion von 5.2 Gy cm^2 .

Der Vergleich mit der Strahlendosis in der CT in derselben Körperregion zeigte ebenfalls eine markante Reduktion der Patientendosis um 75%.

Im Vergleich mit der konventionellen 2D-DSA wird ebenfalls durch das Einsparen zusätzlicher Serien bei der Rotationsuntersuchung die applizierte Gesamtdosis reduziert (TANIGAWA et al. 2004).

Bei der Diagnostik von spinalen Malformationen ist neben der konventionellen Angiographie oft auch eine Dünnschicht-CT Untersuchung erforderlich. Durch den Einsatz der Rotationsangiographie kann das Untersuchungsprogramm mit Einsparung von Schrägprojektionen und der Dünnschicht-CT-Untersuchung reduziert werden. PRESTIGIACOMO et al. (2003) geben die applizierte Strahlendosis bei der Rotationsangiographie mit $316.8 \text{ } \mu\text{Gy}/14\text{s}$, bei der konventionellen single-plane Angiographie mit $144 \text{ } \mu\text{G}/20\text{s}$ an. Die absolute Gesamtdosis wird bei der Rotationsangiographie mit $1.2 \text{ } \mu\text{Gy}/\text{frame}$ bei der konventionellen single-plane Angiographie mit $2.4 \text{ } \mu\text{Gy}/\text{frame}$ und damit als die doppelte Dosis angegeben.

In unserer Studie ist der Unterschied von High-Dose zu Low-Dose im Bildergebnis nur gering. Die Applikation einer High-Dose-Untersuchung bringt keinen signifikanten Informationsgewinn, es werden nicht mehr Gefäße dargestellt oder visualisiert. Auch die Unterschiede in der Bildqualität sind nur marginal. Eine geringfügig bessere Diskriminierung von kleinsten peripheren Gefäßen sowie geringere ossäre Artefakte machen eine High-Dose Applikation, z. B. bei schädelbasisnahen Topographien oder während interventioneller Eingriffe, mit komplexen Gefäßmorphologien zur besseren Diskriminierung der Gefäße in der 3D-Rekonstruktion vertretbar. Bei diagnostischen Untersuchungen oder der alleinigen Rotationsuntersuchung ohne nachfolgende 3D-Nachverarbeitung sollte die Low-Dose-Applikation gewählt werden.

4.2.1 Lange Rotationszeiten

Bei langer Rotationszeit steht bei gleicher Bildaufnahmezeit ein größerer Rohdatenatz der Visualisierung zur Verfügung. Die erhaltene erhöhte Datenmenge hat konsequent auch eine bessere Bildqualität bei gleichen Rekonstruktionsparametern zur Folge. Es werden mehr Schichten in einem Voxel visualisiert, dadurch steigt die Auflösung. Bei unseren Untersuchungen erhielten wir das qualitativ beste Ergebnis mit einer 14s Rotationsuntersuchung, die eine gute Diskriminierung von kleinsten Gefäßästen und ossären Überlagerungen sowie eine gute Oberflächen- und Kantendarstellung bietet. Bei 8s Rotationsuntersuchungen war der Informationsgehalt des Ergebnisbildes bei geringerer Bildqualität jedoch nicht geringer.

Lange Rotationszeiten bedeuten für den Patienten auch immer eine vermehrte Strahlenbelastung (Beispiel 8s Low-Dose 3.5 mGy, 5s Low-Dose 2.5 mGy). Bei Rotationsuntersuchungen mittlerer Länge (8s mit unserem Instrumentarium) ist der Informationsgehalt nicht signifikant eingeschränkt, so dass bei diagnostischen Untersuchungen eine 8s Rotation ausreichend erscheint. Bei entsprechender Gefäßtopographie (keine ossär überlagernden Strukturen, keine komplexe Anatomie) kann sogar eine kurze Rotationsuntersuchung (5s) ausreichende Informationen liefern.

Lange Rotationsuntersuchungen sind bei unruhigen Patienten durch die Artefaktanfälligkeit bei Bewegungen nicht empfehlenswert. Durch Bewegungen werden Maske und Füllungslauf verschoben, so dass keine exakte Subtraktion der Bilder durchgeführt werden kann. Im Ergebnis erhält man Bilder mit eingeschränkter Aussagekraft.

4.2.2 Kontrastmittelbelastung bei Patientenuntersuchungen

Komplikationen nach zerebralen Angiographien werden in 0.1 % - 1.5 % der Fälle bei Erwachsenen und 5% bei Kindern als verfahrensassoziiert beschrieben und haben in 0.5 % bleibende neurologische Defizite zu Folge (JACOBSSON et al. 1980). Die Komplikationsrate nimmt mit dem Alter der Patienten, einer längeren Untersuchungsdauer, einem größeren Injektionsvolumen sowie der Existenz einer Karotisstenose zu (HEISERMAN et al. 1994).

Darstellungen des hinteren Kreislaufs erfordern eine geringere Menge an Kontrastmittel sowie einen geringeren Fluß als Darstellungen über die A. carotis communis. Ebenso sollte die Kontrastmittelmenge und die Injektionsrate bei selektiven Darstellungen über die A. carotis interna oder externa reduziert werden. YOUSEM et al. beschreiben 2001 in einer Umfragestudie zu zerebralen Kontrastmittelinjektionsraten 10ml bei 7ml/sec in der ACC, 8ml bei 6ml/sec in der ACI und 8 ml bei einer Injektionsrate von 5 ml/sec in den Vertebralarterien korrelierend auch mit Ergebnissen einer früheren Untersuchung von SAITOH et al. (1995) mit 7-8 ml/sec bei einem Gesamtvolumen von 12-15 ml in der ACC, 7-8ml mit 9-12 ml Gesamtvolumen in der ACI und 5-7 ml bei einem Gesamtvolumen von 5-9 ml in den Vertebralarterien.

Für Rotationsuntersuchungen an zerebralen Gefäßen beschreiben GAILLOUD et al. Injektionsprotokolle mit 24 ml, 4ml/sec für die ACC, 18 ml, 3ml/sec für die ACI und 18 ml, 3 ml/sec für die Vertebralarterien. In einer Untersuchung mit simuliertem pulsierendem Fluß in Silikongefäßmodellen beschreiben ERNEMANN et al. bei kurzen Rotationszeiten (5s, 8s) , dass eine Bolusinjektion von 5ml / sec über 2 Sekunden initial und anschließend reduziertem aber kontinuierlichem Fluß während der Rotationsuntersuchung bis zu einem Gesamtvolumen von 20 ml die Kontrastfüllung

homogenisiert. Eine Verlängerung der Rotationszeit hingegen verbessert das Ergebnisbild bei gleichem Injektionsprotokoll nicht signifikant.

Komplikationen durch oder während einer Rotationsuntersuchung werden nicht beschrieben. Die Patienten beschreiben während der Untersuchung ein starkes Hitzegefühl in Kopf und Gesicht und visuelle Sensationen vor allem bei hohen Kontrastmittelmengen (20 ml). Bei wachen Patienten ist daher eine Aufklärung über diese Symptome unbedingt erforderlich, um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Neurologisch bleibende Defizite durch die Kontrastmittelinjektion während einer Rotationsuntersuchung werden in der Literatur nicht aufgeführt.

Die Gesamtmenge des applizierten Kontrastmittels kann durch Rotationsuntersuchungen, die anstelle von zusätzlichen Projektionen durchgeführt werden, reduziert werden.

Mit der Rotationsangiographie können Aneurysmen des vorderen Kreislaufs vor allem der A. communicans anterior gut dargestellt werden. Mit einer Injektionsrate von 4 ml/s und einem Injektionsdelay von 1 sec. Wird die beste Darstellung der vaskulären Anatomie erhalten. Dadurch konnte der Aneurysmenhals vor allem der A. communicans anterior am besten visualisiert werden. Prolongierte Injektionen von 3-5 ml/s über 6 sec. mit non-ionischem Kontrastmittel können ohne Komplikationen von den Patienten toleriert werden.

Versuche bessere Kontrastierungen durch den Einsatz von Kontrastmittel mit höherer Dichte zu erhalten (370 mg Iod/ml) sind bislang nicht untersucht worden. Es ist jedoch in der CT-Angiographie nachgewiesen worden, dass höhere intraluminal Dichtewerte signifikante Fehleinschätzungen durch Überstrahlungsartefakte verursachen (CLAVES et al.1997).

Die vorliegende Untersuchung ist mit einem statischen Gefäßmodell durchgeführt worden, welches zu 100% mit Kontrastmittel (350 mg Iod/ml) gefüllt ist. Bei Patientenuntersuchungen ist durch eine Vorlaufinjektion zwar eine hohe Kontrastmittelkonzentration vor Ort erreichbar, Konzentrationen von 100 % sind jedoch unwahrscheinlich. Pulsationen durch den natürlichen Blutfluß sowie Gefäßpulsationen sind ebenfalls in der vorliegenden Untersuchung nicht berücksichtigt. Statische

Untersuchungen mit Kontrastmitteltitrations an einem Plexiglasmodell haben gezeigt, dass endoluminale Kontrastmittelkonzentrationen von 40-60% optimale Visualisierungen ermöglichen (GÜRVIET et al. 2002).

Mit selektiver Gefäßintubation und Vorlaufinjektion erhält man erfahrungsgemäß gut kontrastierte Gefäße. Publierte Injektionsprotokolle (ERNEMANN et al. 2003, GAILLOUD et al. 2004) ermöglichen die Standardisierung der Injektion. Dennoch muß am Monitor die SchwellwertEinstellung jeweils manuell angepasst bzw. korrigiert werden. Periinterventionell bedeutet das sowohl eine Zeitverzögerung durch das Verlassen des Raumes, als auch einen Handschuhwechsel für die erforderliche Nachverarbeitung.

4.3 *Klinische Einsatzmöglichkeiten der Rotationsangiographie bzw. – radiographie*

Seitdem die Rotationsangiographie ihren Einzug in die Neuroradiologie gefunden, sind zunehmend weitere Einsatzmöglichkeiten dieser Technik in Gebieten außerhalb der Neuroradiologie diskutiert worden und das Spektrum der möglichen diagnostischen und auch therapeutischen Indikationen gewachsen. Dennoch bleibt die Diagnostik und Therapieplanung zerebraler vaskulärer Malformationen insbesondere von Aneurysmen Hauptdomäne der 3D-Rotationsangiographie.

Im Folgenden werden der klinische Einsatz bei neuroradiologischen Fragestellungen und weitere neue Einsatzmöglichkeiten der Rotationsangiographie und –radiographie aufgeführt.

4.3.1 Diagnostik von zerebralen Aneurysmen

Während der letzten Jahre ist die 3D-Rotationsangiographie in der Diagnostik und präoperativen Evaluierung von zerebralen Aneurysmen als wichtiges Werkzeug

etabliert (HOFF et al. 1994, ANXIONNAT et al. 1998, ISHIHARA et al. 2000, ANXIONNAT et al. 2001).

Vergleichende Untersuchungen zwischen der CT-Angiographie und der 2D-Angiographie zeigten, dass der Prozentsatz unklarer und falsch negativer CTA-Befunde bei der akuten SAB 6% beträgt im direkten Vergleich mit der 2D-Angiographie. Sekundäre, nicht rupturierte Aneurysmen werden in 31% übersehen, insbesondere wenn ihr Durchmesser 2-3 mm nicht überschreitet oder das Aneurysma basisnah in enger Nachbarschaft zu Knochenstrukturen gelegen ist (WAGNER et al. 2002, PEDERSEN et al. 2001, VELTHUIS et al. 1998, WALKER et al. 2002).

Die Möglichkeit der sofortigen Intervention und die zuverlässigere Diagnose der Blutungsursachen machen eine invasive Diagnostik notwendig. Auch wenn die MRT mittels einer 3D-TOF Angiographie im Vergleich zur 3D-Rotationsangiographie vor allem bei Aneurysmen der A. carotis interna sensitiver ist (OKAHARA et al. 2002), ist eine MRT oft nicht verfügbar und mit höherem Aufwand verbunden -vor allem wenn die Patienten intubiert sind- und es fehlt die Möglichkeit der sofortigen Intervention.

Der Wunsch die Auflösung der DSA mit den 3D-Nachverarbeitungsmethoden für eine überlagerungsfreie Darstellung zu kombinieren und gleichzeitig die Möglichkeit einer schnellen Intervention zu haben machen den Einsatz und die Entwicklung der Rotationsangiographie verständlich.

UNGER et al. beschreiben die prinzipielle Überlegenheit der 3D-Rotationsangiographie gegenüber der konventionellen DSA. Durch die frei wählbaren Projektionen in der 3D-RA können zusätzliche Informationen bezüglich des Aneurysmahalses und der topographischen Lagebeziehungen zu angrenzenden und aus dem Aneurysma abgehenden Gefäßen gewonnen werden. Dadurch können mehr Aneurysmen und diese exakter als in der konventionellen 2D-Angiographie detektiert werden.

Die verschiedenen Möglichkeiten der Nachverarbeitung (VRT, MIP, MPR, SSD und virtuelle Endoskopie) ermöglichen eine Vielfalt an Darstellungsmöglichkeiten, die von der Position des C-Bogens unabhängig sind. Dies ist auch ein Vorteil gegenüber der alleinigen Rotationsangiographie ohne Nachverarbeitung (HIRAI et al. 2003 und ANXIONNAT et al. 2001).

Die Nachverarbeitung mit unsubtrahierten Daten ist für den Patienten komfortabler durch die reduzierte Strahlendosis bei fehlendem Maskenlauf und geringer anfällig für Bewegungsartefakte wegen der kürzeren Untersuchungszeit.

Vor allem in der präinterventionellen Evaluierung können durch die 3D-Rotationsangiographie anatomische Faktoren, die das vollständige endovaskuläre packing beeinflussen besser bestimmt werden (KIYOSUE et al. 2002). Wichtig hierbei ist die Halslänge, sowie Dom / Hals Verhältnis und die Größe des Aneurysmas.

Mehrere Studien vergleichen die konventionelle Angiographie mit der 3D-Rotationsangiographie. SUGAHARA et al. zeigten bei 36 Patienten, dass die 3D-Rotationsangiographie mit einer SSD-Visualisierung detailliertere Informationen in der Evaluierung von zerebralen Aneurysmen präsentiert, als die konventionelle und standardisierte Angiographie, obwohl die Auflösung in der MIP und SSD für periphere Gefäße signifikant der konventionellen Angiographie unterlegen ist.

Der Vergleich der 3D-Rotationsangiographie mit der konventionellen Angiographie bei rupturierten zerebralen Aneurysmen wurde von der Freiburger Arbeitsgruppe evaluiert (HOCHMUTH et al. 2002). Mit der 3D-Rotationsangiographie konnten bei 53 Patienten 7 Aneurysmen, die in der konventionellen Angiographie nicht diagnostiziert werden konnten, detektiert werden. Die 3D-RA in Kombination mit der 2D-Angiographie ermöglichte eine zuverlässigere Therapieplanung, durch Visualisierung der anatomischen Verhältnisse.

Der Vergleich der 3D-Rotationsangiographie mit intraoperativen Befunden zeigte eine hohe Korrelation in der Evaluierung des ausgemessenen Halsdurchmessers mittels 3D-Rotationsangiographie und intraoperativ ausgemessenem Wert, wobei eine Tendenz zur Unterschätzung besteht, weil die rekonstruierten Daten das Endolumen und nicht die reale Gefäßwand wiedergeben. Plaques oder Thromben können somit nicht ausgemessen und auch nicht beurteilt werden (TANOUE et al. 2000). Ebenfalls nachteilig in der präoperativen Evaluierung mittels 3D-Rotationsangiographie, ist die fehlende Information zu benachbarten Venen, Knochen und benachbartem Hirnparenchym.

In der 3D-Visualisierung -vor allem in der Therapieplanung- ist es von besonderem Wert innerhalb der kürzesten Zeit und dem geringsten technischen Aufwand die größtmögliche Information aus dem erhobenen Datensatz zu erhalten. Bei den verschiedenen Möglichkeiten der Nachverarbeitung ist die zeitaufwendigste die auch in dieser Arbeit eingesetzte Volume-Rendering-Methode, welche allerdings eine vollständige Wiedergabe der Grauwerte ohne Informationsverlust ermöglicht. In der Frühphase der Etablierung wurden häufiger die SSD sowie die MIP-Methode, welche durch die MR-Angiographien geläufig ist und einen geringeren zeitlichen Aufwand erfordert, eingesetzt (OKAHARA et al. 2002, KIYOSUE et al. 2002, SUGAHARA et al. 2002). Die VRT gewann durch die Entwicklung schnellerer Hardware und verbesserter Rekonstruktionsalgorithmen zunehmend an Bedeutung. HIRAI et al. beschreiben eine Überlegenheit in der Visualisierung der VRT gegenüber SSD und MIP.

Die zusätzliche Möglichkeit der virtuellen endoskopischen Darstellung des zerebralen Gefäßbaumes findet hingegen seltener Anwendung. Der Einsatz der virtuellen Endoskopie nach 3D-Rotationsangiographie zur Bestimmung des residuellen Lumens von intrakraniellen Aneurysmen unmittelbar im Anschluß an eine Coil-Embolisation hat nach KIYOSUE et al. (2002) eine höhere Aussagekraft als die Bestimmung des Restlumens alleinig mit der 2D-Angiographie. Der vermehrte Zeitaufwand in der Nachverarbeitung scheint im Moment eine Hürde für den routinierten Einsatz dieser Methode zu sein.

In der klinischen Routine wird häufig eine Kombination aus SSD und VRT eingesetzt. Mittels SSD und Einsatz der Schnittfunktion wird der Aneurysmeninhalt visualisiert und Ostien von Gefäßen, die aus dem Dom oder unmittelbar am Hals zum Beispiel entspringen dargestellt. Das VRT gibt hingegen die Morphologie des Aneurysmas und die Topographie zu umgebenden Gefäßen besser wieder. Zudem können kleine in der Umgebung oder auf dem Aneurysma verlaufende Gefäße besser visualisiert werden.

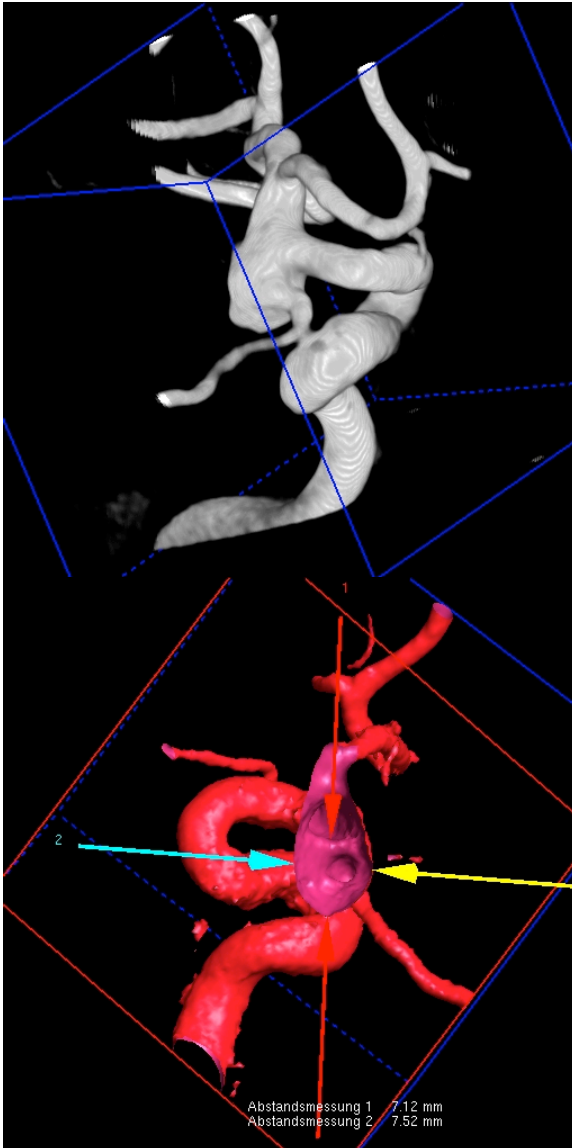


Abb. 30

Fusiformes Aneurysma der A. carotis interna. Die A. cerebri posterior geht aus dem Aneurysma ab.
Darstellung in VRT

Abb. 31

Darstellung in SSD – Technik zur Verifizierung des Gefäßabganges aus dem Aneurysmadom sowie Ausmessung des Aneurysmas

4.3.2 Diagnostik von arteriovenösen Malformationen

Bei der Diagnostik von zerebralen arteriovenösen Malformationen ist eine sichere, schnelle, kontrastreiche und hochauflösende Bildgebung der Gefäßstrukturen von hoher Wichtigkeit. Die Bilder müssen möglichst in zeitlicher Auflösung die anatomischen Gegebenheiten in den verschiedensten Projektionen wiedergeben können.

Bereits mittels des 3D-Morphometers war die Detektion der zu- und abführenden Gefäße einer arteriovenösen Malformation im Vergleich zur konventionellen Angiographie besser (CARSIN et al. 1997).

Wichtig für die Therapieplanung ist vor allem die komplexe arterielle, nidale und venöse Anatomie einer AVM zu visualisieren. Mit Hilfe der selektiven Mikrokatheterisierung und 3D-Rotationsangiographie beschreiben KAKIZAWA et al. (2002) können nidale Kompartimente von arteriovenösen Malformationen visualisiert werden.

Durch die Darstellung aus verschiedenen Blickwinkeln kann die interne Struktur des AVM besser als in der herkömmlichen 2D-Angiographie dargestellt werden. Dadurch lassen sich mögliche Schwachstellen der zu- und ableitenden Gefäße besser erkennen. Hier ist die dreidimensionale Perspektive der VRT sowie der Oberflächendarstellung mit der SSD der MIP-Nachverarbeitungsmethode überlegen und in der Diagnostik von großem Wert (BERENSTEIN et al. 2000).

PRESTIGIACOMO et al. (2003) zeigten bei einem kleinen Patientenkollektiv von 17 Patienten, dass die 3D-Rotationsangiographie auch in der Evaluierung von spinalen vaskulären Malformationen sicher zur Diagnostik eingesetzt werden kann. Intramedulläre konnten von perimedullären Läsionen differenziert werden, arterielle, nidale und venöse Aneurysmen konnten sicher dargestellt werden. Die Malformation konnte zu den umgebenden Gefäßen sowie zu den ossären Strukturen differenziert werden. Der Nidus konnte in allen Fällen identifiziert werden.

In einer neueren Studie wird der Einsatz der 3D-Rotationsangiographie zur radiochirurgischen Therapieplanung arteriovenöser Malformationen eingesetzt. Durch eine automatische Fusion der 3D-RA-Daten mit den Daten der stereotaktischen kontrastmittelgestützten CT wird mit hoher Sensitivität die Nidus- und Zielvolumendefinition zuverlässig durchgeführt.

Ein großer Schritt in der Entwicklung der 3D-Rotationsangiographie wäre die Darstellung der Kontrastfüllung der AVM in zeitlicher Auflösung, zur Darstellung auch der hämodynamischen Gegebenheiten.

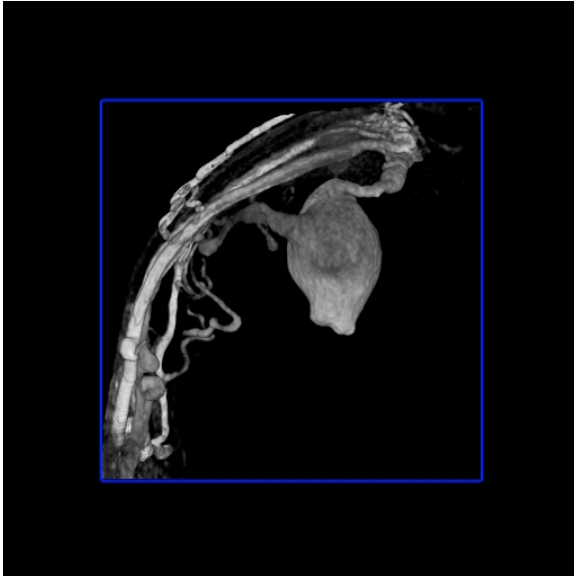


Abb. 32

Arteriovenöse Fistel mit Aneurysma.
Subtraktionsbilder ohne Abbildung von Knochen.
Zu- und abführende Gefäße lassen sich differenzieren

4.3.3 Stenosequantifizierung, Volumetrie und Distanzmessungen

Eine exakte Längen-/Stenosequantifizierung sowie Volumenmessungen sind für die Verlässlichkeit von endovaskulären Techniken Voraussetzung. Die präoperative Quantifizierung von Längen oder Volumina wurde bisher mittels der konventionellen 2D-Angiographie oder CT- bzw. MR-Angiographie mit MIP oder SSD Nachverarbeitungsmodi durchgeführt. Vor allem bei endovaskulären Eingriffen ist eine zuverlässige Stenose- oder Volumenbestimmung intra- und periprozedural für eine schnelle Entscheidungsfindung bezüglich der einzubringenden Materialien und zur Definition der Stentabmessungen wichtig.

Die Langzeitergebnisse von endovaskulär behandelten Aneurysmen sind unbedingt abhängig von der Dichte der eingebrachten Coils. Möglicherweise kann durch eine exakte Volumenbestimmung vorab die Anzahl der einzubringenden Coils bestimmt werden, um ein gutes Ergebnis zu erzielen. ZHANG et al. (2002) berechneten mittels der 3D-Rotationsangiographie das Volumen von dicht gepackten experimentellen Aneurysmen. Die Volumenembolisationsrate wurde als Differenz des Aneurysmavolumens zu dem Volumen der eingebrachten Coils berechnet und betrug bei dicht gepackten Aneurysmen im Durchschnitt 27.4%, im Minimum 23.5%, was als prädiktiver Orientierungswert für die Embolisationsrate verwendet werden könnte.

Auch für liquide Polymere, die als Alternative zu den herkömmlichen Coils in der Okklusion von Aneurysmen eingesetzt werden können, ist eine Volumenbestimmung zur Definition der einzubringenden Menge von großem Nutzen.

NASCET (1991) und ECST (1998) etablierten die präventive Behandlung symptomatischer Karotisstenosen. In beiden Studien wurde die Stenosenevaluierung mittels der konventionellen 2D-Angiographie durchgeführt mit 2-3 Projektionen der A. carotis interna. Durch überlagernde Gefäße können in den meisten Fällen nur ein bis zwei Projektionen für die Stenosequantifizierung eingesetzt werden. Mit der Rotationsangiographie kann mit einer Kontrastmittelinjektion die Stenose aus verschiedenen Blickwinkeln gemessen und betrachtet werden. 2D-Angiographien zeigen die Tendenz Stenosegrade bei Karotisstenosen zu unterschätzen (ALEXANDROV et al. 1995, RUBIN et al. 1987, PAN et al. 1995).

Ein früher Methodenvergleich zeigte auch hier die Überlegenheit der Rotationsangiographie gegenüber der konventionellen Angiographie. In einer Studie mit 44 Patienten, die sowohl mit Standard-DSA in zwei und drei Projektionen und mit Rotationsangiographie untersucht wurden, konnten mit der Rotationsangiographie ohne Nachverarbeitung in 36 % höhergradigere Stenosen nachgewiesen werden, als in der konventionellen 2D-DSA. Bei 16% dieser Patienten führte dies nach den NASCET-Kriterien zu einer operativen Therapie (ELGERSMA et al. 1999).

Die Rotationsangiographie führte zu einer Verkürzung der absoluten Prozedurzeit, die Patienten empfinden die Untersuchung angenehmer und die Anzahl der Kontrastmittelinjektionen kann reduziert werden. Das absolute Volumen des injizierten Kontrastmittels ist identisch. Allerdings wird hier die applizierte Strahlendosis bei der Rotationsangiographie höher angegeben (BOSANAC, 1998).

Die bisher in der Literatur einzige Studie, welche CT, MRT und 3D-Rotationsangiographie bei der Diagnostik von Stenosen miteinander verglichen hat ist von einer französischen Arbeitsgruppe aus Lyon. Dabei wurden an einem Phantommodell Konfiguration und Stenosegrad in den unterschiedlichen Modalitäten und mit den verschiedenen 3D-Visualisierungstechniken (MIP, SSD, MPR und VRT) verglichen. Die korrektesten Ergebnisse lieferte die 3D-Rotationsangiographie mit einer SSD Visualisierung, am ungenauesten war die MRA. Als Empfehlung zur Stenosenquantifizierung wird eine 3D-Rotationsangiographie mit Visualisierung in SSD und MPR empfohlen (BENDIP et al. 1999).

Die Zuverlässigkeit der erhobenen Ausmessungen ist abhängig von der Lage des Gefäßes zum Bildverstärker und zu dem Röntgenstrahl (GÜRVIET et al. 2002).

Obwohl bei peripheren Aneurysmen ein Fehler von nur 2% vor Stentgraft-Implantation angegeben wird (VAN DEN BERG et al. 2002), zeigen andere Untersuchungen Fehler in der Distanzmessung bis zu 27.5 % (TANIGAWA et al. 2002 und GÜRVIET et al. 2002).

Gefäße, die vertikal zur Rotationsachse des Röntgenstrahls verlaufen unterliegen größeren Verzerrungen. Gefäßdurchmesser werden dadurch um bis 27.5% kleiner gemessen. In den rekonstruierten Bildern können somit Pseudo-Stenosen auftreten. Eigene experimentelle Untersuchungen lieferten ähnliche Ergebnisse mit Fehlern bis zu 25% bei kugeligen Objekten, die vertikal zur Rotationsachse gelegen sind. Zusätzlich

treten Konfigurationsänderungen mit der Entfernung zum Isozentrum des Field-of-View (FOV) auf. Die Anzahl der Artefakte erhöht sich und die Kanten werden nur noch unscharf abgrenzbar. Diese Fehler werden jedoch mit -1% bis $+2.3\%$ als vernachlässigbar gering eingestuft (BRIDCUT et al. 2002). Vor allem schmale zylindrische Objekte erliegen weiterer Verschmälerung, sehr schmale Objekte können vollständig ausgelöscht werden (GÜRVIET et al. 2002). Die Exaktheit der Abmessungen ist demnach sowohl von der Topographie des Objektes zur Rotationsrichtung, als auch zum Isozentrum des Field-of-View von Bedeutung.

Verzerrungen des Bildverstärkers selbst wurden anhand eines Phantommodells zwischen -2.1% und $+2.6\%$ gemessen (BRIDCUT et al., 2002).

Bei kleinen Dimensionen ist die Gefahr der inadäquaten weil untersucherabhängigen SchwellwertEinstellung und damit Fehlmessungen höher als Fehler, die durch geometrische Verzerrungen auftreten können.

Erfreuliche Ergebnisse werden in Bezug auf volumetrische Messungen beschrieben.

Experimentelle Volumenbestimmungen an einem anatomischen Aneurysmenmodell mit pulsatilem Fluß wurden im CT, MRT und mittels der 3D-Rotationsangiographie vorgenommen. Die 3D-Rotationsangiographie zeigte die höchste Korrelation mit dem wahren Volumen, wobei der Unterschied zu den Ergebnissen mit der CTA statistisch nicht signifikant war. Jedoch wurde damit zumindest die Gleichwertigkeit der Methode mit den gängigen Quantifizierungsmodalitäten experimentell nachgewiesen (PIOTIN et al. 2003).

Wie aufgeführt ist der Bedarf für Quantifizierungsmodule mittels 3D-Rotationsangiographien sowohl für Stenosenquantifizierungen durch die geringere Strahlen- und Kontrastmittelapplikation als auch für die Volumetrie bei der endovaskulären Aneurysmabehandlung zur Abschätzung der einzubringenden Coils und bei alternativem Einsatz von liquiden Polymeren zur Volumenbestimmung gegeben. Die Zuverlässigkeit der Methode ist bezüglich geometrischer Verzerrungen jedoch noch nicht eindeutig geklärt. Firmenabhängige Untersuchungen zur Evaluierung systematischer geometrischer Verzerrungen und gegebenenfalls die Entwicklung von Korrekturalgorithmen wären erforderlich.

4.3.4 Weitere Einsatzgebiete

Der Einsatz der Rotationsangiographie außerhalb neuroradiologischer Anwendungen gewinnt immer mehr an Bedeutung. Ursprünglich war die Methode für die zerebrale vaskuläre Anwendung gedacht. Die Möglichkeit der Rotationsdarstellung von Gefäßen und die hohe Kontrastauflösung ermutigte diese Methode in zahlreichen auch non-vaskulären Indikationen zum Teil mit Erfolg einzusetzen. Im Folgenden werden die bislang publizierten Einsatzgebiete der Rotationsangiographie aufgeführt.

Vaskuläre Anwendungen

Periphere Rotationsangiographie

Bei iliakalen Gefäßen gibt eine singuläre Projektion zur Darstellung der Femoralisgabel oftmals nicht ausreichende Informationen über das Vorhandensein und das Ausmaß der Stenosen. Mit der Rotationsangiographie können Gefäßulzerationen besser als in der konventionellen 2D-Angiographie dargestellt werden. Die Morphologie von Dissektionen kann dreidimensional visualisiert werden. Im Vergleich mit der konventionellen Angiographie werden Stenosen mittels der 3D-RA besser visualisiert (YAMAMOTO et al. 1999). Bei arteriellen Stenosen oder nach Implantation eines Stentgraft in der postinterventionellen Kontrolle zum Nachweis / Ausschluß eines Endoleaks wird die 3D-Rotationsangiographie und virtuelle Angioskopie als hilfreiches Tool beschrieben (UNNO et al. 2002)

Einige Falldarstellungen zeigen den vermehrten Einsatz der 3D-Rotationsangiographie oder auch nur der Rotationsangiographie bei schwierigen anatomischen Verhältnissen wie zum Beispiel einer Stentgraft-Dislokation bei Coarctektomie (BOCCALANDRO et al. 2001).

Schon Anfang bis Mitte der neunziger Jahre wurde die Darstellung thrombosierter Dissektionen von Beckenarterien (TAJIMA et al. 1996) oder Aortendissektionen mit intimal tear (TAJIMA et al. 1990) mit der Rotationsangiographie ohne 3D-Visualisierung beschrieben.

Die prä- und periinterventionelle Evaluierung zur Therapieplanung bei Patienten mit peripherer AVK mittels 3D-Nachverarbeitungsmethoden erfolgte erst später. VAN DEN BERG beschreibt mit der Volume-Rendering-Methode gleiche Ergebnisse wie mit der herkömmlichen 2D-Angiographie bezüglich Stenosenevaluierungen (VAN DEN BERG et al. 2003).

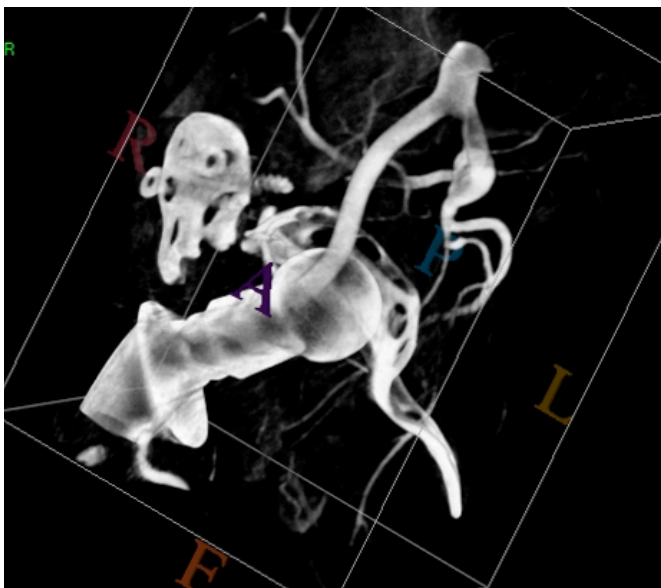


Abb. 33

Iliakale 3D-Rotationsangiographie bei einer Patientin mit Hüftimplantat. Differenzierung vaskulärer Strukturen vom Metallimplantat.

Renale Rotationsangiographie

Der Vorteil der Rotationsangiographie in der Visualisierung komplexer und komplizierter vaskulärer Anatomien wurde auch in der Visualisierung der oftmals stark geschlängelten renalen Gefäße nach Nierentransplantationen eingesetzt. Im Vergleich zur CT-Diagnostik ist auch hier ein großer Vorteil die möglich endovaskulär-interventionelle Behandlung im Anschluß an die Untersuchung ohne Zeitverzögerung (HAGEN et al. 2003).

Gerade bei nierentransplantierten Patienten ist eine Schonung der Nierenfunktion durch möglichst geringe Kontrastmittelapplikationen wichtig. Mit der Rotationsangiographie wurde bei kürzeren Untersuchungszeiten und geringerer Kontrastmittelapplikation eine höhere Detailerkennbarkeit durch die Mehrfachprojektion erzielt (SEYMOUR et al. 2001). Auch bei renalen Aneurysmen ist die Rotationsangiographie der konventionellen Angiographie überlegen (ENDO et al. 2002).

In abdominellen Anwendungen ist die Untersuchung adipöser Patienten oder Patienten, die den Atem nicht lange genug anhalten können mit einer langen Rotationsuntersuchung schwierig. Höhere Strahlenexposition sowie Bewegungsartefakte durch Atemexkursionen schränken hier die Anwendung der Methode ein.

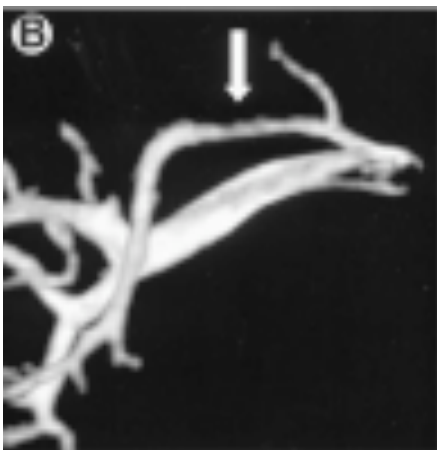


Abb. 34 links

3D-Darstellung des renalen Gefäßbaumes. Segmentgefäße, Interlobulargefäße sowie die Gefäßarkaden sind erkennbar.

Abb. 35 unten

Irregulär konfigurierte Segmentarterie mit Stenose (Pfeil)



Pulmonale Rotationsangiographie

Die Diagnostik pulmonaler Embolien mittels konventioneller Angiographien wird mit der Option der interventionellen Behandlung wie mechanische Fragmentation und / oder Lyse durchgeführt (JOHNSON et al. 1998, MATSUMOTO et al. 1997). Bei bekannter akuter pulmonaler Embolie wurde die Rotationsangiographie ohne 3D-Nachverarbeitung eingesetzt. Die Thrombembolien konnten bis in die Peripherie diagnostiziert werden. Eine interventionelle Therapie wurde angeschlossen (TAJIMA et al. 2001)

Rotationskoronarangiographie

In einer aktuellen Studie (MADDUX et al. 2004) wird der Einsatz der Rotationsangiographie in der kardiovaskulären Diagnostik mit einer modifizierten Kardangio-Anlage untersucht, welche ähnlich den beschriebenen Systemen in der Lage ist Rotationsbewegungen über einen definierten Winkel während einer Kontrastmittelinjektion durchzuführen. Verglichen wurde mit einer Kontrollgruppe mit konventioneller DSA hinsichtlich applizierter Kontrastmittelmenge, Strahlendosis und Untersuchungsdauer. Es wurde festgestellt, dass eine Rotationskoronarangiographie sowohl eine Reduktion der gesamten applizierten Kontrastmittelmenge (-33%) und auch eine Reduktion der Strahlendosis (-28%) im Vergleich zur Standard Angiographie-Untersuchung bewirkt. Der koronare Baum konnte in jeder Blickrichtung gut visualisiert werden, was mehr Informationen als die Standardprojektionen liefert. Die Autoren postulieren sogar, dass die Rotationskoronarangiographie die Standard-Koronar-Angiographie bei der Diagnostik von Koronarerkrankungen ersetzen kann.

Gynäkologische Rotationsangiographie

Der Versuch mit der Rotationsangiographie bei transarteriellen Embolisationen der A. uterina einen optimalen Einstellwinkel zur Darstellung des Abganges der A. uterina zu evaluieren ergab keinen einheitlichen Winkel. Differenzen bezüglich Durchleuchtungszeit, Dosis-Flächen-Produktes und der verabreichten Kontrastmittelmenge konnten im Vergleich zur konventionellen Angiographie nicht erhoben werden. Dennoch wird die 3D-Rotationsangiographie als einfach anzuwendendes und wichtiges Werkzeug mit zukünftigem Potenzial zur Strahlendosisreduktion und applizierten Kontrastmittelmenge beschrieben (BUCEK et al. 2004).

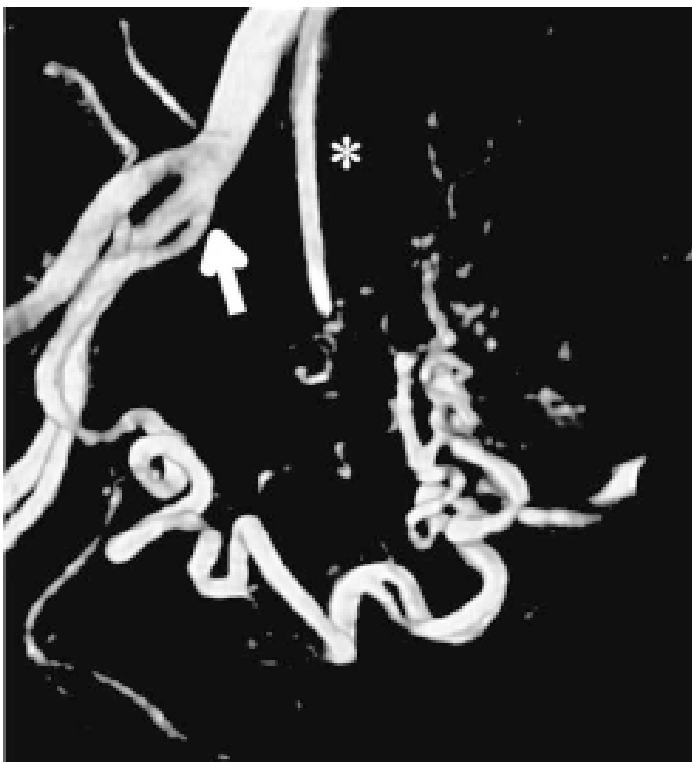


Abb. 36

Dreidimensionale Rekonstruktion (VRT) der rechten A. uterina mit kaliberstarken und geschlängelten Beckengefäßen bei einem Myom. Der Pfeil markiert das Ostium der A. uterina aus der A. hypogastrica, der Stern den Katheter in der A. iliaca.

Non-vaskuläre Anwendungen

Rotationsosteoradiographie

Komplexe Mittelfuß- und Handfrakturen sowie Wirbelkörperfrakturen sind oftmals schwierig zu erfassen mittels der konventionellen Bildgebung und Computertomographie. Die hohe räumliche Auflösung der Rotationsradiographie mit der 3D-Visualisierung ermöglicht eine bessere Verständlichkeit dieser Frakturen. Der Vergleich mit den CT-Bildern brachte jedoch in einer Vergleichsstudie keinen zusätzlichen Informationsgewinn (EL-SHEIK et al. 2001). Durch die Kalkulation der Pseudo-CT Schichten mittels Rückprojektion sind bei Metallimplantaten die Artefakte auf den rekonstruierten Volumen weniger ausgeprägt.

Denkbar wäre ein möglicher Einsatz der 3D-Osteoradiographie die intraoperative Visualisierung bei Vertebroplastien mit einem mobilen und rotationsfähigen C-Bogen, der die Verteilung des eingebrachten Stützmaterials mit einer hohen Röntgendichte sicher visualisiert.



Abb.37

VRT aus einem Rotationsdatensatz einer mehrfragmentären Fraktur bei einer Schweinepfote. Auch nicht dislozierte Frakturen sind in der VRT erkennbar.

3D-Cholangiographien

Komplexe anatomische Verhältnisse mit durch Überlagerung schwierig zu beurteilenden Gangverläufen finden sich auch im Gallengangssystem. Die konventionelle Durchleuchtung ist in der Beurteilung hilärer Stenosen nicht immer ausreichend. Besonders zur Steuerung von Interventionen ist das Verständnis der Anatomie bei den zumeist schwer kranken Patienten erforderlich. Mit Hilfe der 3D-Cholangiographie kann die hiläre Situation aus verschiedenen Richtungen mit hoher Auflösung dargestellt werden. Eine bessere Klassifizierung für die Operationsindikation ist hierdurch möglich. Kürzere Durchleuchtungszeiten durch die sichere Platzierung der Punktionsnadel nach der Rotationsradiographie sind vor allem für den Untersucher von Bedeutung, der gerade bei Gallenganginterventionen einer hohen Strahlenexposition ausgesetzt ist (ALFKE et al. 2002).

Wie bei den renalen Rotationsangiographien ist auch hier bei langen Untersuchungen die Gefahr von Atemartefakten hoch, weil die zumeist schwerkranken Patienten den Atem über die Zeit der Rotationsuntersuchung nicht anhalten können (UCHIDA et al. 2002).

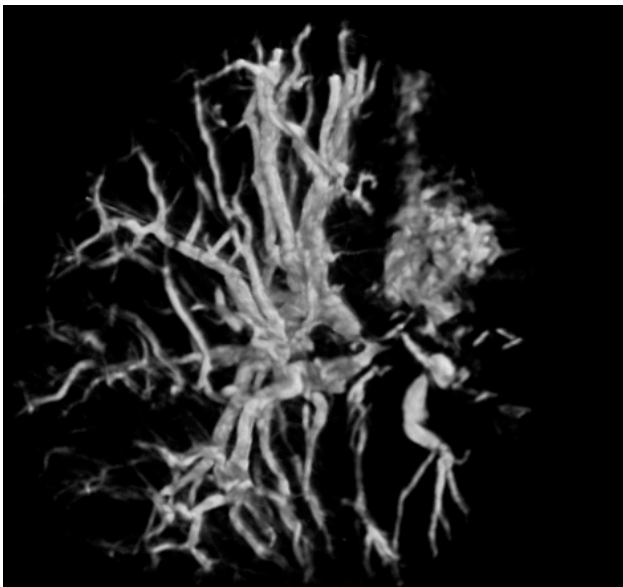


Abb. 38

3D-Cholangiographie mit Darstellung der ischämischen Stenosen in den Segmenten 2, 3 und 4 sowie der im zentralen anterioren und posterioren rechten Gallengang nach Heptikojejunostomie.

Rotationsdakryozystographie

Die Möglichkeit der gleichzeitigen Darstellung von knöchernen Strukturen und luftgefüllten Hohlräumen ist für die Darstellung der Tränengänge von großer Bedeutung. Bei der 3D-Rotationsdakryozystographie können nicht nur die benachbarten knöchernen Strukturen, sondern auch die Nasennebenhöhlen wie auch bei entsprechender Fenstereinstellung die Weichteile in der Nasenhöhle visualisiert werden. Mit Hilfe der virtuellen Dakryoendoskopie ist eine Lokalisation obstruierender Prozesse sehr genau möglich. Die plastische Darstellung des Tränenganges ist für die Therapieplanung und das Verständnis sehr wichtig. Nachteilig ist die 1,5-fach erhöhte Strahlendosis zur herkömmlichen DSA-Dakryozystographie und damit die damit erhöhte Gefahr eines strahleninduzierten Kataraktes (LÜCHTENBERG et al. 2004).

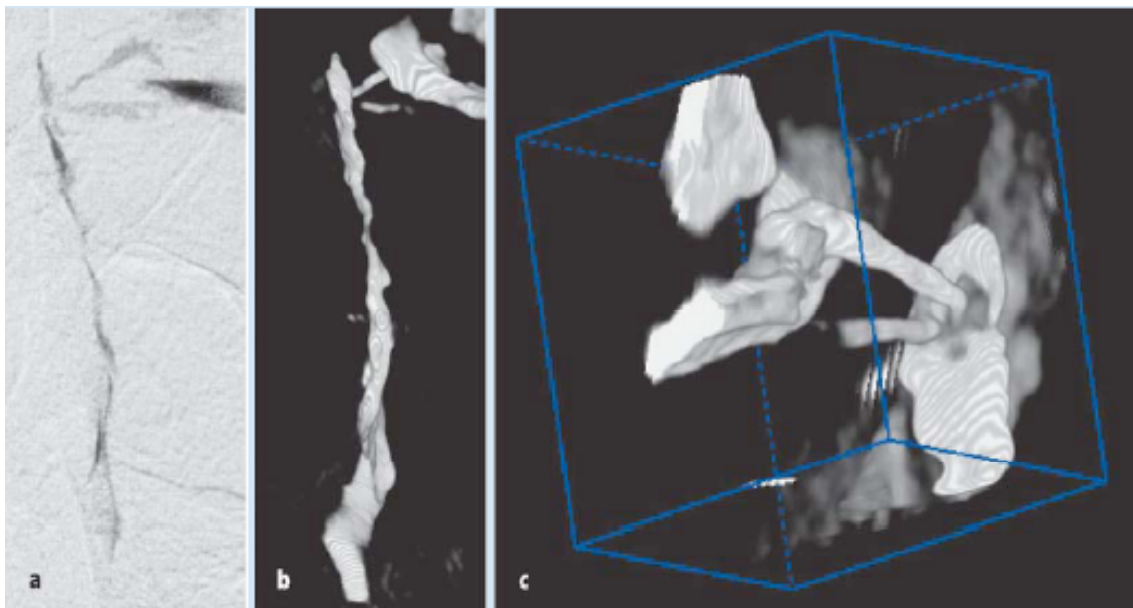


Abb. 39

a DSA-Dakryozystographie: Stenose mit Füllungsdefekt am Übergang Canaliculus communis- Saccus lacrimalis. Nachgeschaltete Engendes Ductus nasolacrimalis.

b 3D-Rotationsangiographie: Plastische Darstellung des Befundes

c Detailrekonstruktion mit Füllungsdefekt durch Strikatur des Saccus lacrimalis an der Einmündung des Canaliculus communis.

3D-Rotationsradiographie bei Kindern

3D-Rotationsradiographie wurde bei PTCÐ's, rekto-urethralen Fisteln und analer Atresie, antegrader Pyelographie, perkutaner Nephrostomie, Lithotripsieplanung, Urethraobstruktionen und Frakturevaluation eingesetzt. Die hohe Qualität der räumlichen Auflösung war für die Diagnosestellung und interventionelle Planung von hohem Wert (RACADIO et al. 2003).

Röntgenuntersuchungen bei Kindern erfordern, wegen der Strahlenapplikation eine enge Indikationsstellung. RACADIO et al. beschreiben, dass durch die Rotationsradiographie eine Dosisreduktion durch die Ersparnis der zweiten Ebene bei einem zusätzlichen Informationsgewinn durch die Rotationsaufnahme erzielt werden kann.

Bei ausreichender Qualität der Rotationsbilder ist diese Methode zukünftig als Alternative zur 2-Ebenen-Diagnostik mit einer Reduktion der Strahlendosis denkbar.

4.4 Entwicklungsperspektiven

Mit der Rotationsangiographie ist eine Möglichkeit entwickelt komplexe bis netzartige vaskuläre Strukturen mit hoher räumlicher Auflösung verständlich zu machen. Eine schnelle Bildgebung durch die mittlerweile gegebenen Hardware-Konfigurationen mit entsprechend guten Rekonstruktionsalgorithmen ermöglicht anhand der Visualisierungen schnelle Therapieentscheidungen.

Wünschenswert ist auch neben der räumlichen Auflösung eine zeitliche Auflösung des Kontrastmitteleinstroms. Erste Schritte hinsichtlich der Entwicklung der 4D-Rotationsangiographie werden aus Heidelberg von GRASS et al. beschrieben. Sie entwickelten eine Modellmethode, die die 3D Gefäßarchitektur sowie die zeitliche Auflösung des Kontrastmitteleinstroms visualisiert. Damit kann der Kontrastmitteleinstrom in den Feeder eines AVM ohne Gefäßüberlagerungen definiert werden und die unterschiedlichen Kompartimente ebenfalls besser determiniert werden.

Die Fortsetzung dieser 4D-Rotationsangiographie ist die Visualisierung auch von antegradem, retrogradem und kollateralem Fluß in stenosierenden Gefäßerkrankungen. Die Kombination von einer dynamischen Flussanalyse mit der 3D-Rotationsangiographie wird von HASSAN et al. 2003 beschrieben. Mittels 3D-Rotationsangiographie und einer computerbasierten Flussanalyse wurde das hämodynamische Muster von einem fusiformen Aneurysma untersucht. Die vorgeschaltete Stenose, das arterielle Aneurysma sowie das venöse Aneurysma bei einer V. galeni Aneurysma Malformation wurden untersucht. Mit Hilfe der Software und der Daten aus der Rotationsangiographie konnten der Fluß und die Flussgeschwindigkeit visualisiert werden. Dadurch konnte die ungewöhnliche Anatomie verständlich gemacht werden. Bisher nur als Fallbeispiel beschrieben zeigt dieser Ansatz den Wunsch Flussanalysen in komplexen Malformationen zu visualisieren und einen Lösungsansatz zu verwirklichen.

Eine Verbesserung der Bildqualität könnte bei ossären Fragestellungen die 2-Ebenen-Radiographie zukünftig ersetzen. Im Cincinnati Children`s hospital wird bereits heute die konventionelle Radiographie weitgehend durch die Rotationsradiographie bei Kindern ersetzt.

Rotationsangiographien in der Koronardiagnostik sowie renalen Diagnostik gewinnen ebenfalls zunehmend an Bedeutung.

Untersucherunabhängige Schwellwertereinstellungen, die automatisch die endoluminale Kontrastmitteldichte abtasten und den optimalen Schwellenwert für die Volumendarstellung berechnen sind sowohl für Stenose- und Volumenberechnungen, als auch für die Diskriminierung schmaler peripherer Gefäße erforderlich. Korrekturalgorithmen zum Ausgleich der geometrischen Verzerrungen verursacht durch eine Lage vertikal zum Strahlengang sowie im Verhältnis zum Field-of-View sind ebenfalls für genaue Quantifizierungen erforderlich.

Interventionelle Neuroradiologie unter OP-Bedingungen (steriler Raum) mit der Möglichkeit der Echtzeit 3D-Information, sowie die Fusion von Daten unterschiedlicher Modalitäten (DSA, 3D-Rotationsangiographie, MRT, CT) sind für die weitere Entwicklung der interventionellen Neuroradiologie von großer Bedeutung (PICARD, 1997).

5. Zusammenfassung und Parameterempfehlungen

In der vorliegenden Arbeit wurden Parameter für eine optimale 3D-Visualisierung von zerebralen Gefäßen untersucht. Anhand eines zerebralen Gefäßmodells mit einem nachgeahmten Gefäßbaum, der mit Kontrastmittel gefüllt ist, wurden mit verschiedenen Akquisitions- (Rotationszeit, Strahlendosis, Bildverstärker) und Nachverarbeitungsparametern (Rekonstruktionsmatrix, Volume of interest) Daten erhoben, die mit der Volume-Rendering-Technik visualisiert wurden. Die visualisierten Datensätze wurden hinsichtlich ihrer Kontrast- und räumlichen Auflösung hin evaluiert und die Ergebnisse unter Einbeziehung der klinischen Praktikabilität in Form von Empfehlungen zusammengefasst.

Mit längerer Rotationszeit ist die räumliche sowie Kontrastauflösung des visualisierten Volumens besser.

Eine höhere Strahlendosis führt nur zu einer marginalen Qualitätsverbesserung.

Kleine Bildverstärker mit Fokussierung auf das Field-of-View sowie kleine Volume-of-interest in der Nachverarbeitung weisen eine signifikante Verbesserung der visualisierten Datensätze in Bezug auf die Diskriminierung kleiner Gefäßäste und Gefäße von Knochen auf.

Mit hoher Rekonstruktionsmatrix ist auch die Qualität der visualisierten Volumen besser. Gleichzeitig steigt auch der Zeitaufwand für die Berechnungen. Eine Rekonstruktionsmatrix von 256×256 liefert ausreichende Informationen bei akzeptablen Rekonstruktionszeiten und guter Qualität.

Die Entscheidung, welche Parameter eingesetzt werden, sollte von der Komplexität der darzustellenden Strukturen und der für die Nachbearbeitung zur Verfügung stehenden Zeit abhängig gemacht werden. Für diagnostische Untersuchungen bei übersichtlicher vaskulärer Anatomie sind kurze Rotationszeiten von 5s ausreichend. Die periinterventionelle Darstellung oder Untersuchung komplexer Malformationen erfordert eine hohe räumliche Aussagekraft, was hohe Rotationszeiten (8s, 14s) gerechtfertigt. Vaskuläre Strukturen, die in unmittelbarer Nachbarschaft zu Knochen lokalisiert sind, sollten ebenfalls mit langen Rotationszeiten untersucht werden, um die Diskriminierung vom Knochen zu verbessern.

Die mittlere Rekonstruktionsmatrix von 256 x 256 bietet bei kurzer Rechenzeit eine gute Visualisierung mit geringem Nachverarbeitungsaufwand und ist auch periinterventionell empfehlenswert.

Bei nur marginalen unterschieden im visualisierten Volumen sollte immer die Low-Dose-Applikation bei der Strahlendosis eingesetzt werden. Die Wahl eines möglichst kleinen Bildverstärkerdurchmessers sowie bei der Rekonstruktion eines kleinen Volume-of-interest erhöhen nochmals die Qualität des visualisierten Datensatzes ohne eine verlängerte Rotationszeit und damit Strahlenapplikation, bringen jedoch nicht unbedingt einen Informationsgewinn.

Etablierte Injektionsprotokolle mit Vorlaufinjektionen sollten bei klinischen Fragestellungen eingesetzt werden.

Die Rotationsangiographie ist besonders für den interventionellen Neuroradiologen von unmittelbarem und unbedingtem Nutzen, da mit ihr umfassend und auch zuverlässig zerebrale Gefäße und Gefäßmissbildungen dreidimensional rekonstruiert werden können und die visualisierten Daten während interventioneller Prozeduren unmittelbar zur Therapieentscheidung und -planung angewendet werden können. Ergänzende Darstellungsmethoden zur Volume-Rendering-Technik sind die Stereobetrachtung mittels LCD-Brille, MIP, SSD, MPR-Darstellungen sowie die virtuelle Endoskopie. Fortschreitende Entwicklungen im Bereich der Hardware-Technik ermöglichen zur Zeit kurze Rekonstruktionszeiten (5-8 sec.) bei hoher Bildqualität (isotrope Voxelkantenlängen 0.2 mm) und hoher Rekonstruktionsmatrix (512³) mit geringer Strahlendosis bei selektiver Injektion des Kontrastmittels in das betreffende Gefäßterritorium und damit auch geringer Kontrastmittelapplikation. Zum Zeitpunkt der Studie betragen die Rechenzeiten für Rekonstruktionen bis zu 45min. bei hoher Auflösung (Matrix 512 x 512). Neue schnelle Rekonstruktionsalgorithmen und Hardwarekonfigurationen ermöglichen zunehmend auch die fast nunmehr zeitgleiche Visualisierung und Darstellung mit der Datenaufnahme.

Wünschenswert wären bei den Rekonstruktionen Informationen zum Blutfluß. Hier ist die konventionelle Angiographie noch unumgänglich. Jüngere Studien beschreiben Lösungsansätze, die aus den konventionellen Serien die Flussinformationen extrahieren

und auf den 3D-RA rekonstruierten Bildern in den morphologischen Gefäßstrukturen abbilden (GRASS et al. 1999 und SCHMITT et al. 2002).

Implementierte exakte Quantifizierungsmethoden zum Beispiel zur periinterventionellen Bestimmung von Aneurysmenvolumen unter Einbeziehung des Halses oder Stenosequantifizierungen sollten möglich sein.

In der präoperativen Planung zum Beispiel vor Aneurysmenclipping kann eine parallele Visualisierung von Knochen und vaskulären Strukturen in der 3D-Darstellung den optimalen Zugang simulieren.

Die Rotationsangiographie stellt einen wichtigen Fortschritt in der Diagnostik und endovaskulären Therapieplanung zerebraler Aneurysmen dar. Die diagnostische Aussagekraft ist höher als bei der konventionellen 2D-Angiographie unter Einsparung von Strahlendosis und Kontrastmittel bei entsprechendem bewusstem Einsatz der Akquisitions- und Nachverarbeitungsparameter.

Inwieweit eine Ausweitung der Anwendungsgebiete auf kardiale und renale vaskuläre Indikationen sowie eine Ergänzung oder sogar Ersatz zur 2-Ebenen-Radiographie erfolgen wird, bleibt abzuwarten.

6. Literaturverzeichnis

ALEXANDROV, A.V., BLADIN, C.F., MAGGISANO, R., NORRIS, J.W. (1993)
 Measuring carotid stenosis. Time for a reappraisal
 Stroke 24(9): 1292-1296

ALFKE, H., EL-SHEIKH, M., KALINOWSKI, M., GÜRVIT, Ö., HEVERHAGEN, J.T., WAGNER, H.J. (2002)
 Rotational digital cholangiography and 3D-cholangiography for guidance of percutaneous biliary drainage procedures
 RöFo 174: 1375-1379

ANXIONNAT, R., BRACARD, S., DUCROCQ, X., TROUSSET, Y., LAUNAY, L., KERRIEN, E., BRAUN, M., VAILLANT, R., SCOMAZZONI, F., LEBEDINSKY, A., PICARD, L. (2001)
 Intracranial aneurysms: clinical value of 3D digital subtraction angiography in the therapeutic decision and endovascular treatment.
 Radiology 218: 799-808

ANXIONNAT, R., BRACARD, S., MACHO, J., DA COSTA, E., LAUNAY, L., TROUSSET, Y., ROMEAS, R., RICARD, L. (1998)
 3D angiography. Clinical interest. First applications in interventional neuroradiology
 J. Neuroradiol 25(4): 252-262

BENDIP, K., POIRIER, C., CROISILLE, P., ROUX, J.P., REVEL, D., AMIEL, M. (1999)
 Characterization of arterial stenosis using 3D imaging. Comparison of 3 imaging techniques (MRI, spiral CT and DSA) and 4 display methods (MIP, SR, MPVR, VA) by using physical phantom
 J. Radiol. 80(11): 1561-1570

BERENSTEIN, A., HARTMANN, J. (2000)
 Dreidimensionale Arteriographie
 Electromedica 68: 27-30

BOCCALANDRO, F., DE LA GUARDIA B., SMALLING, R.W. (2001)
 Rotational aortogram with three-dimensional reconstruction in a case of repaired aortic coarctation
 Circulation Jul 31: 104(5): 620-621

- BOSANAC, Z., MILLER, R.J., JAIN, M. (1998)
Rotational digital subtraction carotid subtraction angiography: technique and comparison with static digital subtraction angiography
Clin. Radiol. 53(9): 682-687
- BRIDCUT, R.R., WINDER, R.J., WORKMAN, A., FLYNN, P. (2002)
Assessment of distortion in a three-dimensional rotational angiography system
The British Journal of Radiology 75: 266-270
- BUCEK, R.A., REITER, M., DIRISAMER, A., KETTENBACH, J., LAMMER, J. (2004)
Dreidimensionale digitale Rotationsangiographie in der Embolisationstherapie von Uterusmyomen: Erste Erfahrungen
RöFo 176: 1001-1004
- CAPASSO, P., TROTTEUR, G., FLANDROY, P. (1996)
A combined CT and angiography suite with a pivoting table
Radiology 199: 561-563
- CARSIN, M., CHABERT, E., CROCI, S., ROMEAS, R., SCARABIN, J.M. (1997)
The role of 3-dimensional reconstructions in the angiographic evaluation of cerebral vascular malformations: 3D morphometry
J. Neuroradiol. 24(2): 137-140
- CLAVES, J.L., WISE, S.W., HOPPER, K.D., TULLY, D., TEN HAVE, T.R., WEAVER, J. (1997)
Evaluation of contrast densities in the diagnosis of carotid stenosis by CT angiography
AJR 169(2): 569-573
- COLOMBO, F., CAVEDON, C., FRANCESCON, P., CASENTINI, L., FORNEZZA, P., CASENTINI, L., FORNEZZA, U., CASTELLAN, L., CAUSIN, F., PERINI, S. (2003)
Three-dimensional angiography for radiosurgical treatment planning for arteriovenous malformations
J. Neurosurg. 98: 536-543
- CORNELIS, G., BELLET, A., VAN EYGEN, B., ROISIN, P., LIBON, E. (1972)
Rotational multiple sequence roentgenography of intracranial aneurysms
Acta Radiol. Diagn. (Stockholm) 13: 74-76

DIX, J.E, EVANS, A.J., KALLMES, D.F., SOBEL, A.H., PHILLIPS, C.D. (1997)
Accuracy and precision of CT angiography in a model of carotid artery bifurcation stenosis
AJNR 18: 409-415

ELGERSMA, O.E.H., BUIJS, P.C., VAN DER GRAAF, Y., EIKELBOOM, B.C., MALI, W.P.T. (1999)
Maximum internal carotid arterial stenosis: assessment with rotational angiography versus conventional intraarterial digital subtraction angiography
Radiology 213: 777-783

EL-SHEIK, M., HEVERHAGEN, J.T., ALFKE, H., FROELICH, J., HORNEGGER, J., BRUNNER, T., KLOSE, K.J., WAGNER, H.J. (2001)
Multiplanar reconstructions and three-dimensional imaging (computed rotational osteography) of complex fractures by using a c-arm system: initial results.
Radiology 221: 843-849

ENDO, H., SHIMIZU, T., KODAMA, Y., MIYASAKA, K. (2002)
Usefulness of 3-dimensional reconstructed images of renal aretries using rotational digital subtraction angiography
The Journal of Urology Vol. 167: 2046-2048

ERNEMANN, U., GRÖNEWELLER; E., DUFFNER, F.B., GÜRUIT, Ö., CLAASSEN, J., SKALEJ, M. (2003)
Influence of geometric and hemodynamic parameters on aneurysm visualization during three-dimensional rotational angiography: An in vitro study
AJNR 24: 597-603

ERTL-WAGNER, B., HOFFMANN, R.-T., BRÜNING, R., REISER, M.F. (2002)
Wertigkeit der CT-Angiographie in der Diagnostik intrakranieller Aneurysmen
Radiologe 42: 892-897

EUROPEAN CAROTID SURGERY TRIALISTS' COLLABORATIVE GROUP
Randomised trial of endarterectomy for recently symptomatic carotid stenosis: final results of the MRC European Carotid Surgery trial (ECST) (1998)
Lancet 351: 1379-1387

EWEN, K. (2003)
 Moderne Bildgebung
 RRR – Thieme Verlag

FAHRIG, R. (1999)
 Computed rotational angiography – Use of a C-arm-mounted XRII for 3D imaging of intracranial vessels during neuro-interventional procedures
 Graduate Program in Medical Biophysics, University of Western Ontario,

GAILLOUD, P., OISHI, S., CARPENTER, J., MURPHY, K.J.
 Three-dimensional digital angiography: new tool for simultaneous three-dimensional rendering of vascular and osseous information during rotational angiography.
 AJNR 2004 Apr; 25(4): 571-573

GLICKMANN, M.G., GLEINE, J.S., MAINZEL, F. (1971)
 The basal projection in cerebral angiography
 Radiology 98: 611-618

GRASS, M., SCHMITT, H., RASCHE, V., HAEHNEL, S., SCHRAMM, O.,
 HARTMANN, M., SARTOR, K. (2001)
 A method for 3d flow determination based on x-ray rotational angiography
 International Congress Series 1230; 408-414

GÜRVIK, Ö., MÜLLER, M.M., SIEKMANN, R., EL-SHEIK, M., KLOSE, K.J.,
 SKALEJ, M., ALFKE, H. (2002)
 Limitationen der Rotationsangiographie
 Vortrag auf dem 83. Deutschen Röntgenkongress in Wiesbaden

HAGEN, G., WADSTRÖM, J., MAGNUSSON, A. (2003)
 3D rotational angiography of transplanted kidneys
 Acta Radiologica 44: 193-198

HASSAN, T., TIMOFEEV, E.V., EZURA, M., SATO, T., TAKAHASHI, A.,
 TAKAYAMA, K., YOSHIMOTO, T. (2003)
 Hemodynamic analysis of an adult vein of Galen aneurysm malformation by use of 3D image based computational fluid dynamics
 AJNR 24(6): 1075-1082

- HEISERMANN, J.E., DEAN, B.L., HODAK, J.A., FLOM, R.A., BIRD, C.R.,
DRAYER, B.P., FRAM, E.K. (1994)
Neurologic complications of cerebral angiography
AJNR 15(8): 1401-1407
- HIRAI, T., KOROGI, Y., SUGINOHARA, K., ONO, K., NISHI, T., UEMURA, S.,
YAMURA, M., YAMASHITA, Y. (2003)
Clinical usefulness of unsubtracted 3D digital angiography compared with rotational
digital angiography in the pretreatment evaluation of intracranial aneurysms
AJNR 24: 1067-1074
- HOCHMUTH, A., SPETZGER, U., SCHUHMACHER, M. (2002)
Comparison of three-dimensional rotational angiography with digital subtraction
angiography in the assessment of ruptured cerebral aneurysms
AJNR 23: 1199-1205
- HOFF, D.J., WALLACE, M.C., terBRUGGE, K.G., GENTILI, F. (1994)
Rotational angiography assessment of cerebral aneurysms
AJNR 15 (10): 1945-1948
- ISHIHARA, S., ROSS, I.B., PIOTIN, M., WEILL, A., AERTS, H., MORET, J. (2000)
3D rotational angiography: recent experience in the evaluation of cerebral aneurysms
for treatment
Interventional Neuroradiology 6: 85-94
- JOHNSON, M.S., STINE, S.B., SHAH, H., HARRIS, V.J., AMBROSIUS, W.T.,
TREROTOLA, S.O. (1998)
Possible pulmonary embolus: Evaluation with digital subtraction versus cut-film
angiography—prospective study in 80 patients
Radiology 207(1): 131-138
- JOHNSON, P.T., HEATH, D.H., BLISS, D.F., CABRAL, B., FISHMAN, E. (1996)
Three-dimensional CT: Real-time interactive volume
AJR 167: 581-583
- JOHNSON, P.T., HEATH, D.G., KUSZYK, B.S., FISHMAN, E.K. (1996)
CT angiography with volume rendering: Advantages and applications in splanchnic
vascular imaging
Radiology 200: 564-568

KAKIZAWA, Y., NAGASHIMA, H., OYA, F., ITO, K., TANAKA, Y., HONGO, K.,
KOBAYASHI, S. (2002)

Compartments in arteriovenous malformation nidi demonstrated with rotational three-dimensional digital subtraction angiography by using selective microcatheterization.

Report of three cases.

J Neurosurg 96(4): 770-774

KATO, Y., SANO, A., KATADA, K. (1996)

Clinical usefulness of 3D CT endoscopic imaging of cerebral aneurysms

Neurological Research 18: 98-102

KIYOSUE, H., OKAHARA, M., TANOUE, S., NAKAMURA, T., NAGATOMI, H.,
MORI, H. (2002)

Detection of the residual lumen of intracranial aneurysms immediately after coil embolization by three-dimensional digital subtraction angiographic virtual endoscopic imaging

Neurosurgery Vol. 50, No. 3 PP. 476-484

KOCH, R.L., BIEBER, W.P., HILL, M.C. (1967)

The hanging head position for detection of site of internal carotid artery occlusion

Amer. J. Roentgenology, 101: 111-115

KOPPE, R., KLOTZ, E., OP DE BEEK, J., AERTS, H. (1995)

3D vessel reconstruction based on rotational angiography

Comp. Assis. Radiol. and Surg.

KUMAZAKI, T. (1998)

Development of rotational digital angiography and new cone-beam 3D-image. Clinical value in vascular lesions.

Computer Methods and Programs in Biomedicine 57: 139-142

LEV, M.H., ACKERMANN, R.H., CHEHJADE, R.J. (1996)

Accurate spiral CTA measurements

Radiology (abstract) 201(P): 117

LICHTENBELT, B., CRANE, R., NAQVI, S. (1998)

Introduction to volume rendering

Hewlett-Packard Professional Books

- LIU, Y., HOPPER, K.D., MAUGER, D.T., ADDIS, K.A. (2000)
 CT angiographic measurement of the carotid artery: optimizing visualization by manipulation of window and level settings and contrast material attenuation
Radiology 217(2): 494-500
- LÜCHTENBERG, M., HATTENBACH, L.-O., BERKREFELD, J. (2004)
 Eine neue Darstellungsmöglichkeit der Tränenwege
Ophthalmologie 101: 366-369
- MADDUX, J.T., WINK, O., MESSENGER, J.C., GROVES, B.M., LIAO, R., STRZELCZYK, J., CHEN, S., CARROLL, J.D. (2004)
 Randomized study of the safety and clinical utility of rotational angiography versus standard angiography in the diagnosis of coronary artery disease
Catheterization and Cardiovascular Interventions 62: 167-174
- MATSUMOTO, A.H., UFLACKER, R., GÜNTHER, R.W. (1997)
 Interventions for acute pulmonary emboli
 In *Radiologic Interventions, Non Cardiac Interventions* in A.H. Matsumoto (ed.), Williams and Wilkins, pp. 23-61
- MEIJERING, E., NIESSEN, W., WEICKERT, J., VIERGEVER, M. (2002)
 Diffusion-enhanced visualization and quantification of vascular anomalies in three-dimensional rotational angiography: results of an in-vitro evaluation
Med Image Anal. 6(3): 215-233
- MONIZ, E. (1972)
 L'encephalographie arterielle, son importance dans la localisation des tumeurs cerebrales
Revue Neurologique, 72-89
- MORRIS, L. (1970)
 A lateral oblique view in cerebral angiography
Radiology 96: 61-65
- NORTH AMERICAN SYMPTOMATIC CAROTID ENDARTERECTOMY TRIAL COLLABORATORS (1991)
 Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid-stenosis
N Engl Med 325(15): 445-453

OKAHARA, M., KIYOSUE, H., YAMASHITA, M., NAGATOMI, H., HATA, H., SAGINOYA, T., SAGARA, Y., MORI, H. (2002)
 Diagnostic accuracy of magnetic resonance angiography for cerebral aneurysms in correlation with 3D-digital subtraction angiographic images
 Stroke 33: 1803-1808

OLDENDORF, M., WEBER, P. (1997)
 Postprocessing-Techniken in der CT-Angiographie
 Electromedica 65: Heft 1: 26-31

PAN, X.M., SALONER, D., REILLY, L.M., BOWERSOX, J.C., MURRAY, S.P., ANDERSON, C.M., GOODING, G.A., RAPP, J.H. (1995)
 Assessment of carotid artery stenosis by ultrasonography, conventional angiography, and magnetic resonance angiography: correlation with ex vivo measurement of plaque stenosis
 J Vasc Surg 21(1): 82-88

PEDERSEN, H.K., BAKKE, S.J., HALD, J.K., SKALPE, I.Q., ANKE, I.M., SAGSVEEN, R., LANGMOEN, I.A., LINDEGAARD, K.F., NAKSTAD, P.H. (2001)
 CTA in patients with acute subarachnoid hemorrhage
 Acta radiol 42(1): 43-49

PERRET, L.V., BULL, J.W. (1959)
 The accuracy of radiology in demonstrating ruptured intracranial aneurysms
 The British Journal of Radiology; 32(374): 85-92

PICARD, L (1997)
 Intraventional neuroradiology: interest of stereotactic tridimensional angiography
 STAR – Training in Advances in Radiology, Auckland, New Zealand
www.star-program.com

PIOTIN, M., GAILLOUD, P., BIDAUT, L., MANDAI, S., MUSTER, M., MORET, J., RUFENACHT, D.A. (2003)
 CT angiography, MR angiography and rotational digital subtraction angiography for volumetric assessment of intracranial aneurysms. An experimental study.
 Neuroradiology 45(6): 404-409

PRESTIGIACOMO, C.J., NIIMI, Y., SETTON, A., BERENSTEIN, A. (2003)
 Three-dimensional rotational spinal angiography in the evaluation and treatment of vascular malformations
 AJNR 24: 1429-1435

- RACADIO, J. (2004)
3D imaging at Cincinnati Children`s Hospital Medical Center
www.medical.philips.com/main/news/theme/3d_cincinnati
- RACADIO, J., DONNELLY, L., JOHNSON, N. (2003)
Non-vascular applications of 3D rotational angiography in children
Vortrag auf RSNA 2003, Chicago, USA
- RIEGER, J., HOSTEN, N., LEMKE, A.J., LANGER, R., LANKSCH, W.R., FELIX, R.
Zerebrale Aneurysmen: Dreidimensionale Darstellung mit der Spiral-CT
RöFo 160, 3: 204-209
- ROUGEE, A., PICARD, C., PONCHUT, C., TROUSSET, Y. (1993)
Geometrical calibration of x-ray imaging chains for three-dimensional reconstruction
Comput. Med. Imaging Graph. 17: 295-300
- RUBIN, J.R., BONDI, J.A., RHODES, R.S. (1987)
Duplex scanning versus conventional arteriography for the evaluation of carotid artery
plaque morphology
Surgery 102(4): 749-755
- SAINT-FELIX, D., TROUSSET, Y., PICARD, C., PONCHUT, C., ROMEAS, R.,
ROUGEE, A. (1994)
In vivo evaluation of a new system for 3D computerized angiography
Phys. Med. Biol. 39: 583-595
- SCMITT, H., GRASS, M., RASCHE, V., SCHRAMM, O., HAEHNEL, S., SARTOR,
K. (2002)
An x-ray-based method for the determination of the contrast agent propagation in 3-d
vessel structures
IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 21, No.3: 251-262
- SCHUHMACHER, M., CUTLUC, K., OTT, D. (1989)
Digital rotational angiography in neuroradiology
AJNR 10: 644-649

SCHUMANN, H., MÜLLER, W. (2000)
Visualisierung
Springer Verlag

SEYMOUR, H.R., MATSON, M.B., BELLI, A.-M., MORGAN, R., KYRIOU, J.,
PATEL, U. (2001)
Rotational digital subtraction angiography of the renal arteries: technique and evaluation
in the study of native and transplant renal arteries
The British Journal of Radiology 74: 134-141

SMEDBY, O. (1992)
Angiographic methods for the study of fluid mechanical factors in atherogenesis
Acta Radiol. Suppl. 380: 1-38

STRAYLE-BATRA, M., SKALEJ, M., WAKHLOO, A.J., ERNEMANN, U., KLIER,
R., VOIGT, K. (1998)
Three-dimensional spiral CT angiography in the detection of cerebral aneurysms
Acta Radiol. 39: 233-238

SUGAHARA, T., KOROGI, Y., NAKASHIMA, K., HAMATAKE, S., HONDA, S.,
TAKAHASHI, M. (2002)
Comparison of 2D and 3D digital subtraction angiography in evaluation of intracranial
aneurysms
AJNR 23: 1545-1552

TAGUCHI, K., ARAGATE, H. (1998)
Algorithm for image reconstruction in multi-slice CT
Medical Physics 25: 550-561

TAJIMA, H., KUMAZAKI, T., GEMMA, K., ITO, K., KAWAMATA, H., EBATA, K.
(1990)
Clinical assessment of rotational digital angiography for the diagnosis of aortic
dissection
Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Tasshi 25; 50(12): 1608-1610

TAJIMA, H., KUMAZAKI, T., GEMMA, K., LIDA, E., KAWAMATA, H.,
MURAKAMI, R., GOTO, S., AIOYAMA, T. (1996)
Rotational digital angiography of ulcer-like projection of pelvis
Radiat. Med. 14(1): 49-51

TAJIMA, H., KUMAZAKI, T., KAWAMATA, H., ICHIKAWA, K., TAKANO, T. (2001)

Development of rotational digital angiography system – clinical value in acute pulmonary thromboembolism

Comput Methods Programs Biomed. 66(1): 111-114

TANIGAWA, H., ABE, T., HIROHATA, M., NAKAMURA, S., HAYABUCHI, N. (2004)

Angiography

Nippon Rinsho. Apr;62(4):652-660

TANIGAWA, H., SAKAGUCHI, T., ABE, T., HYODO, K., HOKIMOTO, K., HAYABUCHI, N. (2002)

Experimental study of pseudo-stenosis artifact on three-dimensional DAS

Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi 58(12): 1687-1695

TANOUE, S., KIYOSUE, H., KENAI, H., NAKAMURA, T., YAMASHITA, M., MORI, H. (2000)

Three-dimensional reconstructed images after rotational angiography in the evaluation of intracranial aneurysms: Surgical correlation

Neurosurgery, Vol. 46, No. 4, pp. 866-871

THRON, A., VOIGT, K. (1983)

Rotational cerebral angiography: Procedures and value

AJNR 4: 289-291

TSURUDA, J., SALONER, D., NORMAN, D. (1992)

Artifacts associated with MR neuroangiography

AJNR 13: 1411.1422

TU, R.K., COHEN, W.A., MARAVILLA, K.R., BUSH, W.H., PATEL, N.H., ESKRIDGE, J., WINN, H.R. (1996)

Digital subtraction rotational angiography for aneurysms of the intracranial anterior circulation: Injection method and optimization

AJNR 17: 1127-1136

UCHIDA, M., ABE, T., NISHIMURA, K., HASHIMOTO, M., TAMAE, T., HAYABUCHI, N. (2002)

Rotational three-dimensional cholangiography – initial clinical experience

Radiation Medicine, Vol. 20, No. 4: 213-215

- UNGER, B., LINK, J., TRENKLER, H., BÖHM-JURKOVIC, H. (1999)
Digitale 3D-Rotationsangiographie zur präoperativen und präinterventionellen
Abklärung von Hirnarterienaneurysmen
RöFo 170: 482-491
- UNNO, N., MITSUOKA, H., TAKEI, Y., IGARASHI, T., UCHIYAMA, T.,
YAMAMOTO, N., SAITO, T., NAKAMURA, S. (2002)
Virtual angiography using 3-dimensional rotational digital subtraction angiography for
endovascular assessment.
J Endovasc Ther. 9(4): 529-534
- VAN DEN BERG, J.C., OVERTOOM, T.C., deVALOIS, J.C., MOLL, F.L. (2002)
Using three-dimensional rotational angiography for sizing of covered stents
AJR 178: 149-152
- VAN DEN BERG, J.C., MOLL, F.L. (2003)
Three-dimensional rotational angiography in peripheral endovascular interventions
J Endovasc Ther 10(3): 595-600
- VELTHUIS, B.K., RINKEL, G.J., RAMOS, L.M., WITKAMP, T.D., BERKELBACH
van der SPRENGEL, J.W., VANDERTOP, W.P., van LEEUWEN, M.S. (1998)
Subarachnoid hemorrhage: Aneurysm detection and preoperative evaluation with CT
angiography
Radiology 208(2): 423-430
- VOIGT, K., STOETER, P., PETERSEN, D. (1975)
Rotational cerebral angiography
Neuroradiology 10: 95-100
- WALKER, M.T., YEO, T., PARTOVI, S., PITT, A., PRENGER, E.C., DEAN, B.L.,
WALLACE, R.C., SPETZLER, R.F. (2002)
Computed tomographic angiography versus digital subtraction angiography in acute,
nontraumatic subarachnoid hemorrhage. Part 1: Detection of ruptured aneurysms
ASNR Annual Meeting Abstract, Vancouver, Canada 2002
- WALKER, M.T., YEO, T., PARTOVI, S., PITT, A., PRENGER, E.C., DEAN, B.L.,
WALLACE, R.C., SPETZLER, R.F. (2002)
Computed tomographic angiography versus digital subtraction angiography in acute,
nontraumatic subarachnoid hemorrhage. Part 1: Detection of ruptured aneurysms
ASNR Annual Meeting Abstract, Vancouver, Canada 2002

- WHIZE, P.M., WARDLAW, J.M., EASTON, V. (2000)
Can noninvasive imaging accurately depict intracranial aneurysms? A systematic review.
Radiology 362: 361-370
- YAMAMOTO, K., MAEDA, S., KAMEOKA, N., KOMATSU, S., ISHIKAWA, T. (1999)
Rotational digital angiography for the evaluation of iliac artery disease
International Journal of Angiography 8: 11-15
- YOUSEM, D.M., TRINH, B.C. (2001)
Injection rates for neuroangiography: Results of survey
AJNR 22: 1838-1840
- ZHANG, X., LING, F., SHEN, T., MIU, Z., GENG, D., HUANG, X., FENG, X (2002)
Three dimensional digital subtraction angiography in volume embolization ratio measurement of densely packing experimental aneurysms
Zhonghua Wai Ke Zhi 40(6): 430-433

LEBENS LAUF

Name: Özlem Gürvit

Geburtsdatum: 28.03.1969

Geburtsort: Berlin

Schulbildung: 1975 – 1981 Wedding-Grundschule in Berlin
 1981 – 1988 Lessing-Gymnasium in Berlin

Studium: 09/88 – 05/95 Studium der Humanmedizin an der FU Berlin

Beruf: 08/95 - 10/98 Charite, Virchow-Klinikum, Berlin
 Strahlenklinik und Poliklinik bei Professor R. Felix

11/98 – 11/99 Deutsches Krankenhaus, Istanbul / Türkei
 Institut für Radiologie, Projektleitung Neuroradiologie

12/99 – 11/00 Eberhard-Karls-Universität Tübingen,
 Klinik für Neurochirurgie bei Professor Grote

12/00 – 07/01 Eberhard-Karls-Universität Tübingen,
 Abteilung für Neuroradiologie bei Professor K. Voigt

08/01 – 03/04 Philipps-Universität Marburg
 Zentrum für Radiologie bei Professor K. J. Klose

Seit 04/2004 Johann Wolfgang Goethe-Universität
 Frankfurt am Main,
 Institut für Neuroradiologie bei Professor F. Zanella