

Möglichkeiten der Visualisierung – anatomiegerechte Darstellung von Zielvolumina am Beispiel von 3D-CISS-Datensätzen

K. E. W. Eberhardt^{1,2}, C. Rezk-Salama^{3,4}, B. Tomandl², M. Deimling³, A. Scola¹, R. Schindler⁵, M. Dütsch⁶, F. A. Fellner^{7,8}

¹Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Leopoldina Krankenhaus, Schweinfurt, Deutschland

²Abteilung für Neuroradiologie, Neurochirurgische Universitätsklinik Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland

³Siemens AG, Medical Solutions, Erlangen, Deutschland

⁴Institut für Graphische Datenverarbeitung, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland

⁵Inside, Funktionelle Diagnosetechnik GmbH, Schweinfurt, Deutschland

⁶Neurologische Klinik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland

⁷Institut für Radiologie, Landesnervenklinik Wagner-Jauregg, Linz, Österreich

⁸Institut für Diagnostische Radiologie, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland

Schlüsselwörter

• CISS • VRT • Anatomie • Segmentierung

Einleitung

Die hohe Strahlenabsorptionsrate calciumhaltiger Strukturen (Knochen) oder Strukturen nach Kontrastverstärkung (Gefäße) macht es möglich, Datensätze von CT-Untersuchungen durch robuste und einfache schwellenwertbasierte Algorithmen (implizit) zu segmentieren. Im Gegensatz zur CT können in der MRT die Daten trotz der sehr viel besseren Weichteilauflösung wegen der großen Streubreite der Signalintensität in den einzelnen Messvolumina (Voxel) nicht über einfache Schwellenwerte segmentiert werden. Hier ist in der Regel eine vergleichsweise komplexe Sortierung der Daten (explizite Segmentierung) notwendig, bevor die eigentliche Visualisierung erfolgen kann. Es verwundert deshalb nicht, dass sich die Nachverarbeitung in der Vergangenheit im Wesentlichen an den Möglichkeiten der schwellenwertbasierten CT-Verfahren orientiert hat. Im Gegensatz zu den bisherigen Visualisierungsverfahren, denen entweder Algorithmen zu Grunde liegen, welche die Struktur von Oberflächen durch unterschiedliche virtuelle Belichtungsperspektiven (SSD) oder den Dichte- bzw. Intensitätsverlauf entlang eines imaginären Zentralstrahls erfassen (MIP), also jeweils nur wenige ausgewählte Voxel zur Rekonstruktion heranziehen, werden bei neueren Techniken alle Voxel, also das gesamte Volumen (VRT) für die Visualisierung genutzt. Zwei Vorteile ergeben sich aus der Betrachtung ganzer Volumina:

1. Im Gegensatz zu SSD und MIP können Teilvolumina kreiert und farbkodiert abgelegt werden. Die Teilvolumina können beliebig zu anderen Teilvolumina addiert oder von diesen subtrahiert werden, was eine anatomiegerechte Darstellung ohne störende Überlagerung

ermöglicht. Bis zu vier Teilvolumina können so aus einem Datensatz gewonnen und spezifischen Strukturen zugeordnet werden.

2. Die so ermittelten Volumina können quantifiziert werden, was eine exakte Verlaufskontrolle und Beurteilung von therapeutischen Effekten standardisiert möglich macht.

Um die aufwendige Sortierung der Daten zu erleichtern, ist es allerdings notwendig, die Streuung der Signalintensität zu reduzieren, was am effektivsten durch die Anwendung modifizierter MR-Sequenzen geschieht. In der folgenden Arbeit sollen die Segmentierungs- und Visualisierungsergebnisse einer spezifisch auf die Erfordernisse einer optimierten Nachverarbeitung modifizierten Untersuchungssequenz dargestellt und exemplarisch erste praktische Anwendungen für die klinische Routine aufgezeigt werden.

Material und Methode

3D-CISS

Durch geschickte Wahl der Parameter in MR-Sequenzen ist es möglich, ausgewählte anatomische Strukturen gezielt darzustellen. Um vaskuläre Strukturen vom umgebenden Liquorraum differenzieren zu können, müssen stark T₂-gewichtete Sequenzen verwendet werden, bei denen die vaskulären Strukturen als signalfreie Strukturen, also als Aussparung im umgebenden signalreichen Liquor, abgegrenzt erscheinen. Auch neuronale Strukturen erscheinen signalarm und gut gegen den Liquorraum abgegrenzt. Als dritte Gewebekomponente weist Fettgewebe ein erhöhtes, wenn auch gegenüber Liquor reduziertes Signal auf. Eine Sequenz, die dieses Anforderungsprofil in ausreichendem Maße erfüllt, stellt die CISS-Sequenz dar [1]. Mit dieser Sequenz wurden die Untersuchungen durchgeführt. Abb. 1 zeigt, dass der Raum zwischen Rückenmark und harter Rückenmarkshaut (Dura) mit Liquor aufgefüllt ist und die spinalen

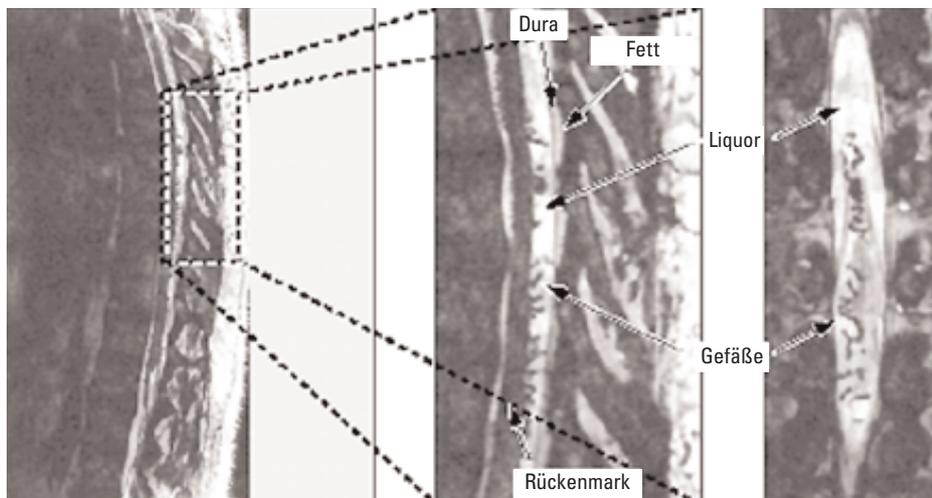


Abb. 1
Sekundäre multiplanare
2D-Rekonstruktionen eines
3D-CISS-Datensatzes.
MR-CISS Datensatz bei einer
dAVF im Bereich der BWS:
(links): Sagittale Schnittbilder
unvergrößert;
(Mitte): Vergrößerte sagittale
Bilder zeigen die Zielvolumina
(Gefäße und Liquor);
(rechts): Vergrößerte multi-
planare koronare 2D-Bildrekon-
struktion.

Gefäßstrukturen als Zielformation umgibt. Die Dura selbst ist von Strukturen mit geringer oder fehlender Signalintensität (Knochen) sowie signalreichem Fettgewebe, das dieser von außen her (epidural) anliegt, umgeben. Das Rückenmark selbst erscheint signalarm. Die Signalverhältnisse im Gehirn sind bezüglich der Signaleigenschaften denen im Spinalkanal vergleichbar, wobei graue und weiße Hirnsubstanz sowie Hirnnerven signalarm, Gefäße aufgrund der sich während des Messintervalls räumlich bewegendem Spins signalfrei und Liquor signalreich erscheint. Dadurch, dass Nervengewebe, Gefäße und Knochen ähnliche Signalwerte aufweisen, ist es unmöglich, diese Strukturen durch einen einfachen Algorithmus wie MIP darzustellen, da hierbei sich störend überlagernde Bilder entstehen würden. Eine explizite Segmentierung so dünner Gefäß- und Nervenstrukturen ist jedoch schwierig und fehlerbehaftet, da die Auflösung dieser Strukturen gering und der Partialvolumen-Effekt, also die Wahrscheinlichkeit, dass Gewebe unterschiedlicher Signalintensität in einem Voxel gemessen wird, groß ist. Eine Lösung bietet die Technik des Direkten Interaktiven Volume Rendering, die semi-transparente Darstellungen ermöglicht und die es auch erlaubt, kleinste Gefäßstrukturen von Umgebungsstrukturen zu differenzieren [2]. Voraussetzung ist hierbei, dass individuelle Farbkodierungstabellen für den Liquorraum verwendet werden. Eine notwendige Voraussetzung hierfür ist, dass Transferfunktionen, mit denen der MR-Signalwert in einen „Bildwert“ umgesetzt wird, interaktiv genutzt werden können. Dieses Vorgehen gewährleistet eine implizite, also schwellenwertbasierte Segmentierung auch komplexer MRT-Daten in sehr kurzer Zeit.

Visualisierung

Anderen Ansätzen, die auf polygonalen Elementen basieren [3, 4], ist Direktes Volume Rendering überlegen, wenn es um die räumlich zuzuordnende Visualisierung

von tomographischen Daten geht [5, 6]. Die Möglichkeit, interaktiv jederzeit die sich aus dem jeweiligem Arbeitsschritt ergebenden Segmentvolumina mit ausreichend hoher Auflösung als Bilddokument im Sinne einer visuellen Rückkopplung verfügbar zu haben, ist eine wichtige Voraussetzung für die klinische Anwendung [7, 8]. Wie gezeigt [9] erlaubt 3D-Texture Mapping hierbei die notwendige Hardware-beschleunigte trilineare Interpolation der Daten.

Ein 3D-Bild des Volumens wird so generiert, indem äquidistante, semi-transparente Polygone in ausreichender Anzahl parallel zur Bildebene unter Berücksichtigung der aktuellen Bildebene erstellt werden. Während so ein Gitter entsteht, wird die Bildinformation der zu erwartenden Polygone direkt aus der 3D-Textur der trilinearen Interpolation entnommen. Das resultierende Bild wird durch Überblenden der „beschriebenen“ Polygone von hinten nach vorne in der Bildebene erzeugt. Im Gitter (Raster) wird die Transferfunktion der 3D-Textur zugeordnet, so dass für jedes einzelne Voxel Farbe und Opazität aus dem Originaldatensatz festgelegt werden können.

Durch den Einsatz spezieller Rechner-Hardware können die Bildtabellen interaktiv verändert werden, wodurch eine direkte visuelle Rückkopplung ermöglicht wird. Auf diese Weise führt die semi-transparente Betrachtungsweise zu einer schnellen und kontrollierten impliziten Segmentierung der Bilddaten. So können höchst effektiv kleinste Gefäßstrukturen und komplexe Zielstrukturen dargestellt und differenziert werden. Außerdem ist es der beste Weg, um Partialvolumeneffekte und inhärentes Rauschen, die große Probleme bei einem expliziten Ansatz darstellen, zu minimieren [10].

Da im Rahmen einer Voxel-basierten Segmentierung jedes einzelne Voxel eine spezifische Markierung („Tag“) erhält, ist es möglich, eine Zuordnung zu

spezifischen Untereinheiten zu erzielen. Entsprechend der unterschiedlichen „Tags“ wird die globale Bildtabelle in einzelne Bereiche unterteilt. Auf diese Weise sind individuelle Transferfunktionen für Farb- und Opazitätswerte für jedes Subvolumen verfügbar, was letztendlich eine gezielte Korrektur der lokalen 3D-Daten ermöglicht.

Segmentierung

Wie bereits erläutert, weisen CISS-Datensätze einen sehr großen Signalunterschied zwischen Liquor und allen anderen Umgebungsstrukturen mit Ausnahme des epiduralen Fettgewebes auf. Vaskuläre Strukturen besitzen geringe und Liquor große Signalwerte. Das eigentliche Problem besteht darin, dass trotz dieser eindeutigen Signalunterschiede zwischen Liquor und Gefäßen (und auch Nerven) eine implizite Segmentierung nicht möglich ist. Der Grund hierfür liegt in der fehlenden räumlichen Trennung dieser Strukturen. Kleine vaskuläre oder neuronale Strukturen (und auch Hirnnerven) können durch Bildtabellen, die nur das Gesamtvolumen berücksichtigen, deshalb nicht ausreichend abgegrenzt und damit segmentiert werden. Unsere Strategie bestand deshalb darin, Liquor und Gefäße bzw. Hirnnerven zunächst zu isolieren und dann die Transferfunktion lokal zu definieren. Dieser Ansatz ist sehr viel zeitsparender und weniger fehlerbelastet als eine explizite Segmentierung. Folgende Arbeitsschritte wurden durchgeführt, wobei einerseits Liquor, Gefäße und Hirnnerven als Vordergrund und andererseits Rückenmark, Hirngewebe sowie die verbleibenden Umgebungsstrukturen als Hintergrund definiert wurden:

1. In den meisten Fällen ist als erster Schritt eine Rauschunterdrückung notwendig, um die Daten für die weitere Nachverarbeitung vorzubereiten. Bereiche höherer Homogenität werden mit dem Bildverarbeitungsalgorithmus eines anisotropen Diffusionsoperators erzeugt, wodurch eine bessere Abgrenzung der Objektgrenzen gelingt [11].

2. Bevor die Bereiche, die Liquor und Gefäßstrukturen enthalten, segmentiert werden können, muss eine am zentralen Grauwertbereich orientierte Operation (Closing) durchgeführt werden, wobei ein sphärischer Filterkern (Kernel) auf die Voxeldaten angewendet wird. Auf diese Weise werden durch eine einfache schwellenwertorientierte „Operation“ sowohl der Liquorraum als auch die Gefäßnervenstrukturen in Form festgelegter geometrischer Strukturen (Rechtecke oder Quadrate) extrahiert. Hierbei muss die Größe des sphärischen Filterkerns größer als der größte Gefäßdurchmesser, aber kleiner als der Durchmesser des Rückenmarkes bzw. des untersuchten Hirnstammes sein.

3. Nach dieser Vorsortierung der Daten kann ein enger Grauwertbereich mit deutlich geringerer Streubreite definiert werden. Danach kann der Liquorbereich durch Volume Growing segmentiert werden. Als „Volume

Growing“ wird hierbei die Voxelakkumulation um einen zentralen Grauwertbereich bis zu einer Grenzfläche bezeichnet. Der Vorgang des Volume Growing wird dabei schrittweise durchgeführt, um möglichst die Konturen dem zu extrahierenden Liquorvolumen anpassen zu können.

4. Nachdem das Liquorvolumen durch die vorausgegangenen Arbeitsschritte sortiert (segmentiert) worden ist, muss noch ein ergänzendes Volume Growing des Rückenmarkes bzw. des Hirnstammes durchgeführt werden, um eine exakte Zuordnung der Gesamtdaten zur Anatomie zu erreichen.

5. Basierend auf den Segmentierungsergebnissen können Liquor, Rückenmark, Hirnstamm und signalarme Umgebungsstrukturen jeweils Markierungsnummern („Tags“) zugeordnet werden, wie in Abb. 2 dargestellt. Die beschriebenen einzelnen Arbeitsschritte erlauben so eine robuste und schnelle Sortierung der Daten (Segmentierung).

Transferfunktionen

Nachdem die im vorherigen Kapitel beschriebenen Segmentierungsschritte durchgeführt sind, ist eine automatische Visualisierung durch festgelegte Transferfunktionen möglich. Für jedes markierte Subvolumen stand jeweils eine separate Funktion zur Verfügung. Diese Funktionen entsprachen Korrelationen zwischen den Originaldaten und den verwendeten Farbkomponenten und Opazitäten. Insgesamt standen dem Benutzer hierfür vier unterschiedliche Kurven zur Verfügung. Abb. 3 zeigt als Beispiel die Transferfunktionen, die zur Visualisierung in Abb. 5 führten. Als Informationsquelle dienten die Intensitätshistogramme der Volumendatensätze, welche im Diagramm der Transferfunktionen (Abb. 3) ebenfalls dargestellt sind. Für den Hintergrundbereich („Tag 0“) wurde die Opazität auf konstant niedrige Werte gesetzt, während für die Farbkomponenten eine lineare Schwelle definiert wurde. Als Ergebnis erhielt man eine semi-transparente Darstellung, welche die anatomische Orientierung erleichterte. Um die kleinen Gefäßstrukturen innerhalb des Liquorvolumens darstellen zu können, wurde die Opazität so definiert, dass eine schwellenwertorientierte (implizite) Visualisierung resultierte („Tag 2“). Beginnend mit hoher Opazität für die geringeren Grauwerte der vaskulären Strukturen, musste der Schwellenwert so angepasst werden, dass der Liquor als Bereich mit hoher Intensität transparent dargestellt werden konnte. Dunkleres Rot für höhere Intensitäten verstärkte hierbei den Eindruck der räumlichen Tiefe. Grün und Blau wurden komplett ausgeschaltet („Tag 2“). Die Transferfunktionen für Rückenmark und Hirnstamm („Tag 1“) wurden auf volle Opazität gestellt, wobei Grün den Kontrast verstärkte. Um den Prozess zu beschleunigen, wurden vordefinierte Tabellen verwendet, die jeweils an die individuellen Daten angepasst wurden, vergleichbar denen, wie sie in Abb. 3 dargestellt sind.

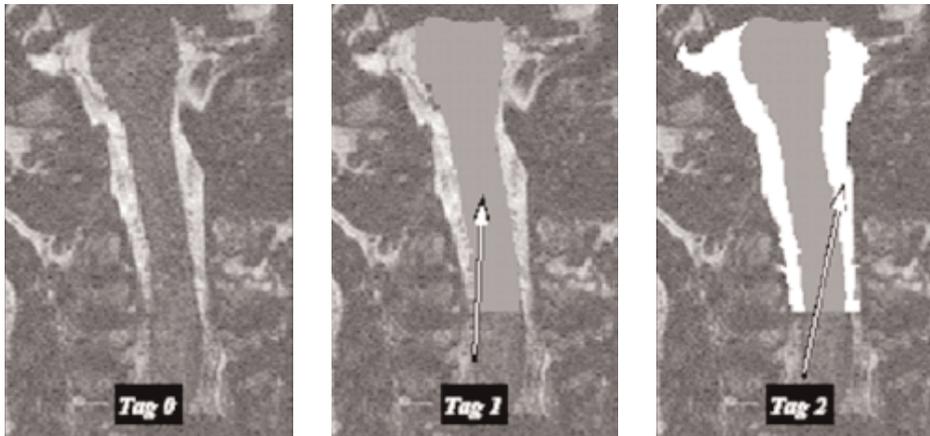


Abb. 2
Sortierung (Segmentierung) der Daten eines 3D-CISS-Datensatzes in einzelne Markierungsvolumina (*Tags*).

Markierung der interessanten Bereiche:
Hintergrund („*Tag 0*“),
Rückenmark („*Tag 1*“),
Liquor und Gefäße („*Tag 2*“).

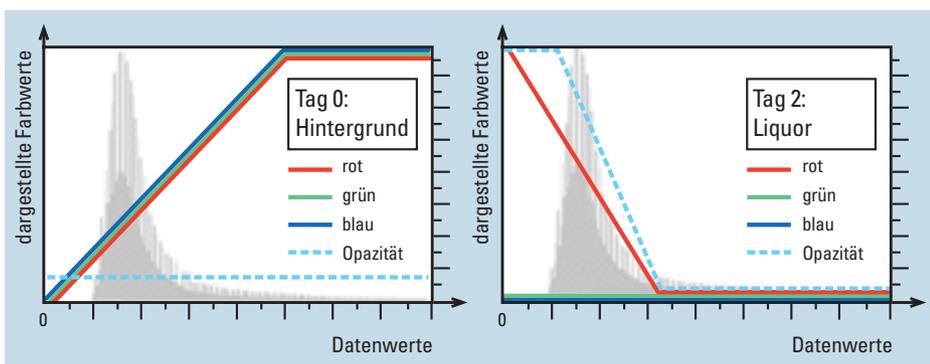


Abb. 3
Darstellung der Transferfunktionen für unterschiedliche *Tags* als Basis der Visualisierung.

Intensitätshistogramm und Transferfunktionen.
Einstellungen, die zur Visualisierung der 3D-Daten in Abb. 5 (c, d) führten:
(links) Anordnung für den semitransparenten Hintergrund;
(rechts) Anordnung zur Darstellung der vaskulären Strukturen im Liquorvolumen.

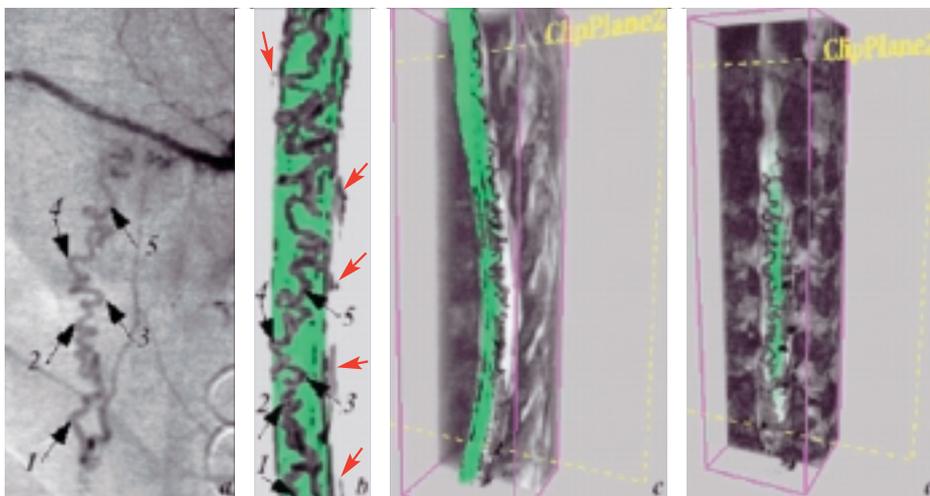


Abb. 4
Verbesserte Visualisierung eines 3D-CISS-Datensatzes bei dAV durch geeignete Wahl von Clipsebenen im Vergleich mit DSA.

Dura AV Fistel der BWS.
Vergleichende Darstellung der komplexen Gefäßstrukturen (Pfeile 1-5):

- (a) DSA
- (b) 3D-CISS Datensatz
(Artefakte: Rote Pfeile)
- (c) seitliche und
- (d) dorsale (hintere) Ansicht.

Ergebnisse und Diskussion

Insgesamt wurden 20 Probanden (10 spinale und 10 Hirnstamm-Untersuchungen), sowie 12 Patienten mit spinalen duralen AV-Fisteln (dAV) in der beschriebenen Weise jeweils durch 3D-CISS Sequenzen untersucht und mit der im Kapitel „Material und Methoden“ dargestellten Technik durch Direktes Volume Rendering nachverarbeitet. Die Untersuchungen wurden an einem

1,5 T Ganzkörpertomographen (MAGNETOM Vision, Siemens AG, Medical Solutions) durchgeführt. Bei allen Probanden und Patienten bestanden die Volumina aus etwa 40-70 Bildern (Hirnstamm 70 Bilder). Die Matrix betrug 512×512 Pixel. Die Voxelgröße betrug $0,5 \times 0,5 \times 0,5 \text{ mm}^3$. Die Nachverarbeitung erfolgte an einer Silicon Graphics Onyx2 (R 10000, 195 MHz) mit Base Reality Graphics Hardware und 64 MB Texture Speicher.

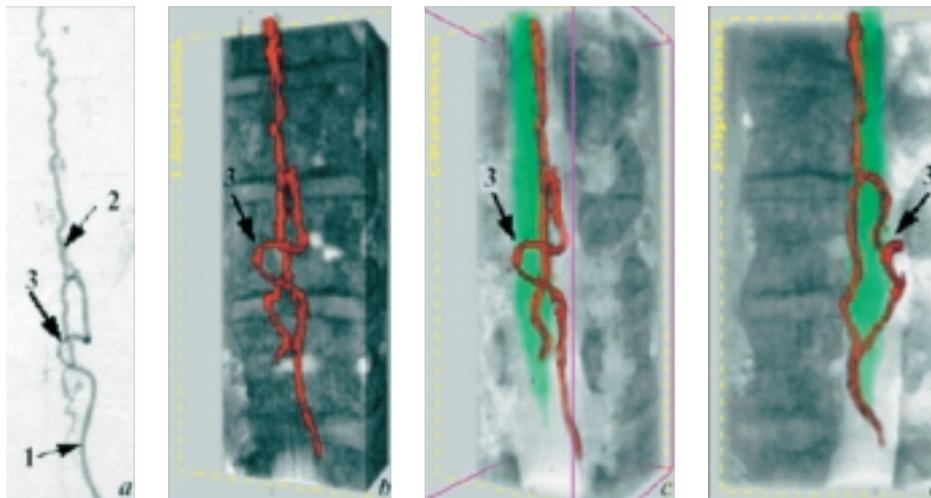


Abb. 5
Vergleichende Darstellung einer dAV durch DSA und 3D-CISS unter Verwendung von Direkter Volume Rendering Technique.

Durale AV Fistel im Bereich der unteren BWS:
(a) Die DSA zeigt den Feeder (1) und eine perimedulläre Fistel (2 und 3) –
(b) Direktes Volume Rendering des MR-CISS Datensatzes zeigt gute Übereinstimmung mit der DSA –
(c, d) Die Einbeziehung der umgebenden Anatomie zeigt die Beziehung zu Spinalkanal und knöchernen Strukturen. Das Rückenmark ist grün dargestellt.

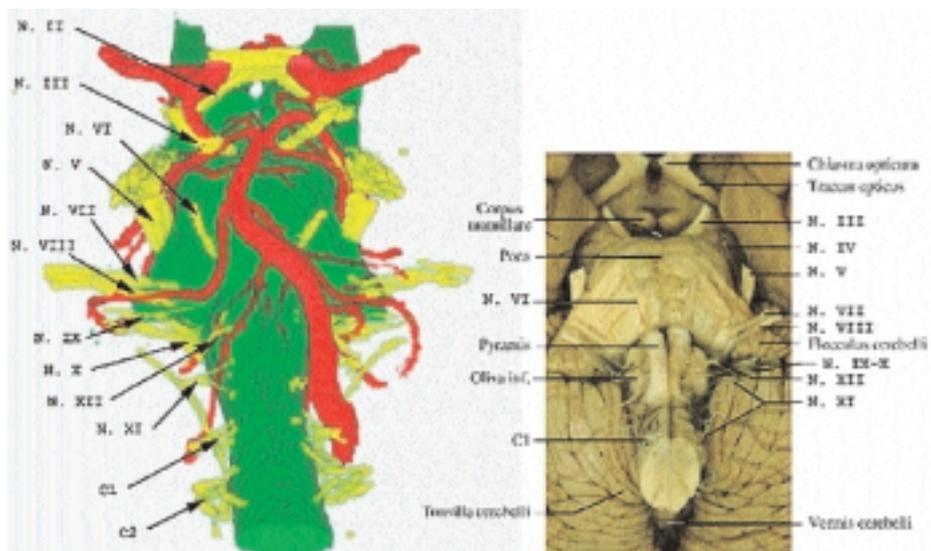


Abb. 6
Vergleich eines visualisierten 3D-CISS-Datensatzes des Hirnstammes mit einem anatomischen Präparat.

3D-CISS-Datensatz im Vergleich mit einem anatomischen Präparat.

Der Hirnstamm erscheint grün, die Arterien sind rot und die Hirnnerven gelb dargestellt.

Der Beobachter schaut von vorne auf die Gefäß- und Nervenstrukturen. Die Hirnnerven (II-XII) und die Gefäßstrukturen sind dargestellt.

Als Ergebnis unserer Studie zeigt sich eindeutig, dass nur Direktes Volume Rendering in der Lage ist, ausreichend gut auflösende 3D-Darstellungen sowohl von dAV wie auch von Gefäßnervenstrukturen des Hirnstammes zu gewährleisten. Die folgenden klinischen Beispiele sollen dies exemplarisch belegen:

Abb. 4 demonstriert eine komplexe Gefäßmissbildung des Spinalkanals im Bereich der Brustwirbelsäule. Durch epidurales Fettgewebe verursacht, führt der Vorgang des „Closing“ zu Segmentierungsartefakten, die teilweise in 4b bei dem zugrunde liegenden 3D-CISS Datensatz abgebildet sind (rote Pfeile) und sich als signalarme Verwerfungsstrukturen ohne räumliche Beziehung zu den Gefäßstrukturen darstellen. Durch geeignete Wahl von flexiblen Clipsebenen sind allerdings die Artefakte problemlos zu beseitigen.

Abb. 5 zeigt am Beispiel einer spinalen dAV die invasive Gefäßdarstellung (DSA) im Vergleich zur

3D-Visualisierung (3D-CISS Datensatz). Das Beispiel belegt die hervorragende Übereinstimmung zwischen einer komplizierten und für den Patienten nicht risikolosen und invasiven Methode auf der einen Seite und der nichtinvasiven MR-Technik auf der anderen Seite. Der Spinalkanal erscheint in der Darstellung grün mit hoher Opazität, was die räumliche Zuordnung deutlich verbessert. Zusätzliche Clipsebenen erleichtern die anatomische Orientierung durch Integration der Umgebungsstrukturen.

Visualisierungsergebnisse im Bereich des Hirnstammes zeigen die Abb. 6-10.

Abb. 6 demonstriert das anatomiegerechte Visualisierungsergebnis eines 3D-CISS-Datensatzes. Der Hirnstamm erscheint grün, die Arterien sind rot und die Hirnnerven gelb dargestellt. Der Beobachter schaut von vorne auf die Gefäß- und Nervenstrukturen. Die Hirnnerven (II-XII) und die Gefäßstrukturen sind abgebildet.

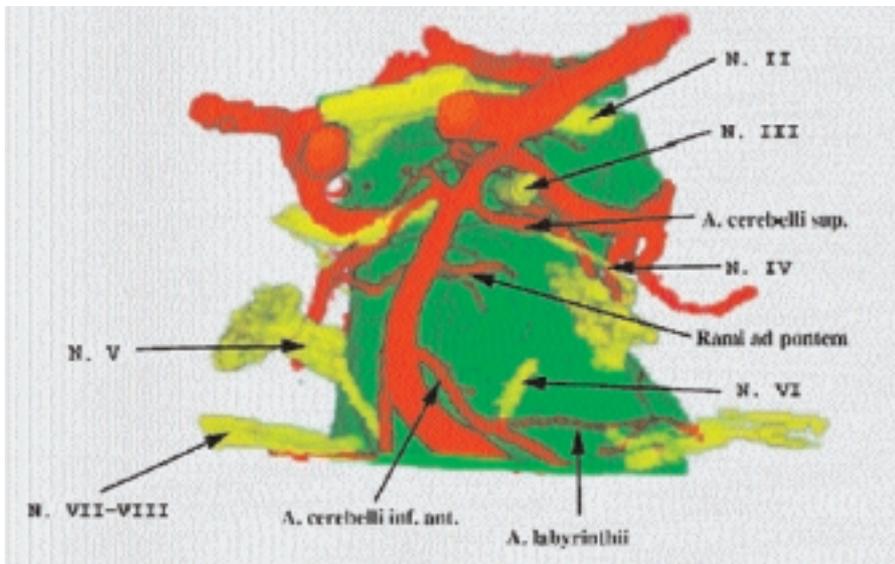


Abb. 7
3D-Visualisierungsergebnis des oberen Hirnstammes im Vergleich zu sekundären multiplanaren 2D-Rekonstruktionen.

Zusammenstellung der Visualisierungsergebnisse eines 3D-CISS Datensatzes.

In der oberen Bildhälfte ist der obere Hirnstamm als 3D-Bild, in der unteren Bildhälfte sind die entsprechenden multiplanaren 2D-Rekonstruktionen dargestellt.

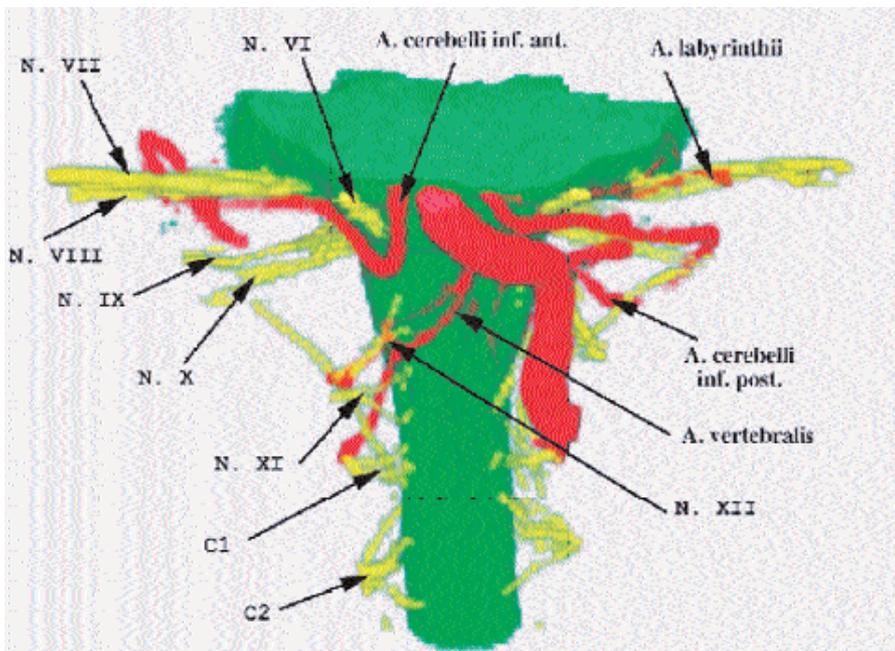
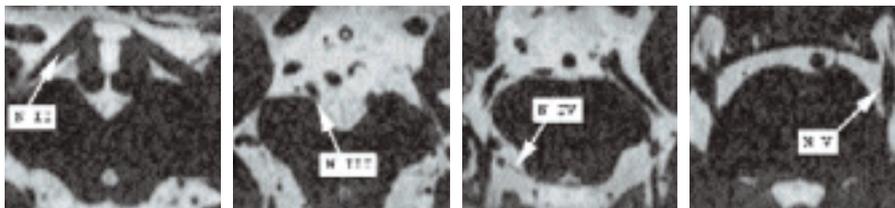
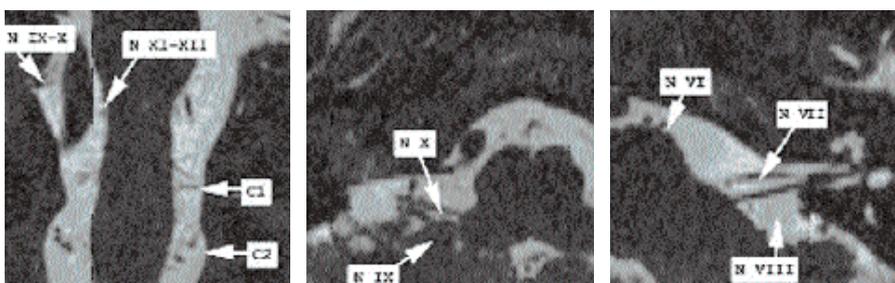


Abb. 8
3D-Visualisierungsergebnis des unteren Hirnstammes im Vergleich zu sekundären multiplanaren 2D-Rekonstruktionen.

Zusammenstellung der Visualisierungsergebnisse eines 3D-CISS Datensatzes.

In der oberen Bildhälfte ist der untere Hirnstamm als 3D-Bild, in der unteren Bildhälfte sind die entsprechenden multiplanaren 2D-Rekonstruktionen dargestellt.



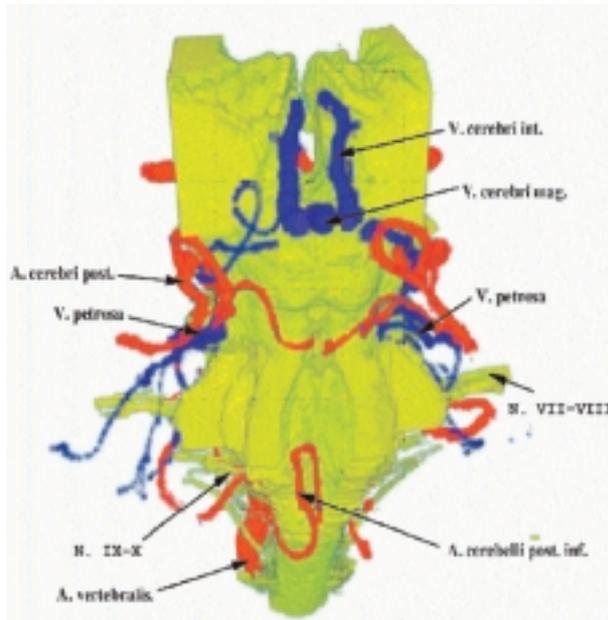


Abb. 9
Visualisierter 3D-CISS-Datensatz mit separater Darstellung von Arterien und Venen durch unterschiedliche Farbkodierung der Teilvolumina.

Bei geeigneter Definition der Teilvolumina können auch arterielle und venöse Gefäße differenziert werden. Hirnstamm und Hirnnerven sind hierbei in der gleichen Farbe (gelb) kodiert. Arterien erscheinen rot und Venen blau.

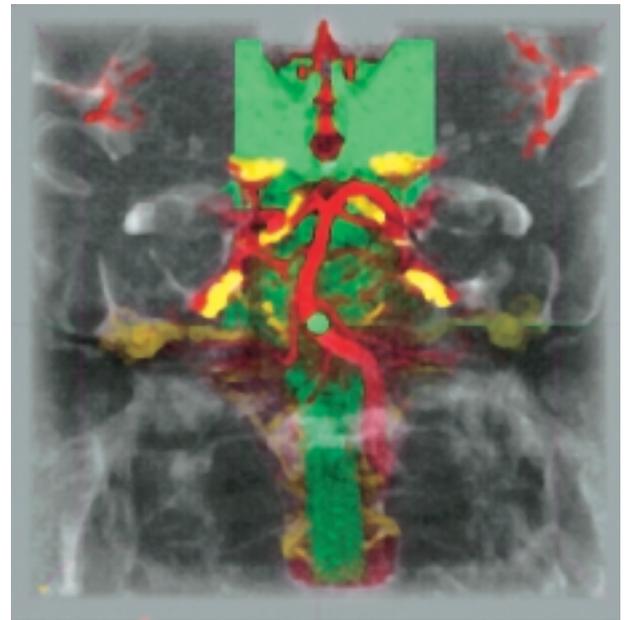


Abb. 10
Visualisierter 3D-CISS-Datensatz des Hirnstammes mit Überblendung des nicht segmentierten Restvolumens. Durch geeignete Wahl einer Cliepbene gute Zuordnung zu den Temporalhörnern.

Den Teilvolumina für Hirnnerven (gelb), Gefäße (rot) und Hirnstamm (grün) ist als viertes Volumen zur besseren Orientierung der Gesamtdatensatz grau-transparent überlagert.

Die Cliepbene ist so gewählt, dass interessierende Bereiche direkt räumlich zugeordnet werden können.

Das Bildbeispiel demonstriert sehr gut die räumliche Beziehung des Nervus trigeminus (N. V, schwarzer Pfeil) zur mesiotemporalen Region (weiße Pfeile).

Abb. 7 und 8 zeigen eine Zusammenstellung der Visualisierungsergebnisse jeweils in den oberen Bildhälften und der entsprechenden multiplanaren 2D-Rekonstruktionen in den unteren Bildhälften. Abb. 7 demonstriert den oberen, Abb. 8 den unteren Hirnstamm.

Abb. 9 zeigt, dass bei geeigneter Definition der Teilvolumina auch arterielle und venöse Gefäße differenziert werden können. Hirnstamm und Hirnnerven sind hierbei in der gleichen Farbe (gelb) kodiert. Arterien erscheinen rot und Venen blau.

In Abb. 10 ist den Teilvolumina für Hirnnerven (gelb), Gefäße (rot) und Hirnstamm (grün) als viertes Volumen zur besseren Orientierung der Gesamtdatensatz grau-transparent überlagert. Die Cliepbene kann hierbei so gewählt werden, dass interessierende Bereiche direkt räumlich zugeordnet werden können. Das vorliegende Bildbeispiel demonstriert sehr gut die räumliche Beziehung des N. V zur mesiotemporalen Region, welche durch die Temporalhörner charakterisiert ist.

Unsere Ergebnisse bei Patienten mit Dura AV-Fisteln zeigen, dass durch eine nichtinvasive Technik die spinalen Gefäßstrukturen sicher nachgewiesen werden können, wodurch eine exakte Planung der aufwändigen DSA möglich ist, was einen erheblichen Zeitgewinn für den Untersucher bedeutet. Im Gegensatz zur MRT kann aber nur die DSA zur Zeit die zur Diagnose einer Fistel notwendige zeitliche Auflösung liefern, die letztlich den vorzeitigen Übertritt von Kontrastmittel aus dem zuführenden (arteriellen) Gefäß in das abführende (erweiterte venöse) Gefäß zeigt [12]. In Zukunft könnten die Einbeziehung von funktionellen Aspekten (Bolus Zeitdynamik plus Analyse der Flusskurven) diesen Nachteil der MRT ausgleichen. Im Bereich des Hirnstammes könnten durch die gute räumliche Zuordnung in Zukunft Kompressionseffekte von arteriellen Gefäßen auf benachbarte Hirnnerven eine klinische Bedeutung erlangen.

Die Größe der Zielstrukturen und die räumliche Verteilung der Signalintensitäten würden bei 3D-CISS-Datensätzen bei expliziter Segmentierung einen kom-

plizierten und zeitaufwendigen Prozess notwendig machen. Die von uns entwickelte Methode zeigt, dass ein schrittweises Vorgehen bei der Segmentierung zu guten Ergebnissen führt. Der notwendige Zeitaufwand für die Segmentierung beträgt bei unserem Vorgehen etwa 15 min. Bei Verwendung vordefinierter Bildtabellen (Look-Up Table) sind weitere 5 min. für die Anpassung der Transferfunktionen an die individuellen Daten des Patienten im Rahmen der Visualisierung notwendig. Für die interaktive Visualisierung garantiert 3D-Texture Mapping unter Verwendung trilinearer Interpolation eine hohe Bildrate und eine exzellente Bildqualität.

Ausblick

Durch die Verwendung neuer Segmentierungs- und Visualisierungsverfahren sind inzwischen Darstellungen komplexer Strukturen in anatomiegerechter Qualität möglich geworden. Hierdurch werden invasive Techniken planbar, wodurch sich die Untersuchungszeit und vor allem das Untersuchungsrisiko erheblich reduzieren lassen. Darüber hinaus gelingt auf diese Weise auch die Darstellung kleinster Gefäßstrukturen im Bereich des Spinalkanals, wodurch sich ein breites Spektrum für weitere wissenschaftliche Anwendungen ergibt. Inwieweit zum Beispiel diskrete Gefäßveränderungen im Vorfeld einer späteren klinisch manifesten Malformation im Rahmen einer frühzeitigen Diagnosestellung oder gar eines gezielten Screenings an Bedeutung gewinnen könnten, ist heute noch nicht absehbar. In jedem Falle aber ist eine exakte Darstellung eines definierten Zielvolumens die zwingende Voraussetzung. In gleicher Weise eröffnet die Visualisierung der Gefäßnervenstrukturen im Hirnstamm eine Reihe potentieller Anwendungen (durch Gefäßschlingen verursachte Schmerzsyndrome, ggf. sogar die Auslösung bestimmter Hypertonieformen). Weitere künftige Anwendungen könnten navigationsgestützte Eingriffe sein, die um so genauer durchgeführt werden können, je exakter die Zielstrukturen darzustellen sind.

Literatur

- [1] Deimling M, Laub G. Constructive Interference in Steady State for Motion Sensitivity Reduction. Society of Magnetic Resonance in Medicine, Book of Abstracts 1989: 842.
- [2] Eberhardt K, Schäfer I, Deimling M, Hollenbach H.-P., Fellner F. Diagnosis of Spinal Dural Arteriovenous Malformations Using a 3D-CISS Sequence. In Proc. of Soc. of Magn. Res. in Med 1997; volume 2.
- [3] Nakajima S, Atsumi H, Bhalerao A, Jolesz F, Kikinis R, Yoshimine T, Moriarty T, Stieg P. Computer-assisted Surgical Planning for Cerebrovascular Neurosurgery. Neurosurgery 1997; 41 :403-409.
- [4] Melgar M, Zamorano L, Jiang Z, Guthikonda M, Gordon V, Diaz F. Three-Dimensional Magnetic Resonance Angiography in the Planning of Aneurysm Surgery. Comp. Aided Surgery 1997; 2: 11-23.
- [5] Kuszyk B, Heath D, Ney D, Bluemke D, Urban B, Chambers T, Fishman E. CT Angiography with Volume Rendering: Imaging Findings. American Jour. of Radiol (AJR) 1995: 445-448.
- [6] Rubin G, Beaulieu C, Argiro V, Ringl H, Norbash A, Feller J, Dake M, Jeffrey R, Napel S. Perspective Volume Rendering of CT and MR Images: Applications for Endoscopic Viewing. Radiology 1996; 199 :321-330.
- [7] Serra L, Kockro R, Guan C, Hern N, Lee E, Lee Y, Chan C, Nowinsky W. Multimodal Volume-Based Tumor Neurosurgery Planning in the Virtual Workbench. In Proc. Med. Img. Comput. and Comp.-Assis. Interv. (MICCAI), volume 1496 of Lec. Notes in Comp. Sc. Springer 1998: 1007-1015.
- [8] Hastreiter P, Rezk-Salama C, Tomandl B, Eberhardt K, Ertl T. Fast Analysis of Intracranial Aneurysms based on Interactive Direct Volume Rendering and CT-Angiography. In Proc. Med. Img. Comput. and Comp.-Assis. Interv. (MICCAI), volume 1496 of Lec. Notes in Comp. Sc. Springer 1998.
- [9] Cabral B, Cam N, Foran J. Accelerated Volume Rendering and Tomographic Reconstruction using Texture Mapping Hardware. ACM Symp. on Vol. Vis. 1994:91-98.
- [10] Hastreiter P, Cakmak H. C., Ertl T. Intuitive and Interactive Manipulation of 3D Data Sets by Integrating Texture Mapping Based Volume Rendering into the Open Inventor Class Hierarchy. In Worksh. Bildverarb. f.d. Med. (BVM) 1996: 149-154.
- [11] Lacroute P, Levoy M. Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transform. Comp. Graphics 1994; 28(4) :451-458.
- [12] Hamilton M, Anson J, Spetzler R. The Practice of Neurosurgery, chapter Spinal Vascular Malformations, Williams & Wilkins 1996: 2272-2292.

Abkürzungen

BWS	= Brustwirbelsäule
CISS	= Constructive Interference in Steady State
CT	= Computertomographie
DSA	= Digitale Subtraktionsangiographie
dAV	= Dura AV-Fistel
MRT	= Magnetresonanztomographie
N. V	= Nervus Trigemini
MIP	= Maximum Intensity Projection
SSD	= Surface Shaded Display
VRT	= Volume Rendering Technique

Anschrift

PD Dr. med. K.E.W. Eberhardt
 Institut für Diagnostische
 und Interventionelle Radiologie
 Abt. für Neuroradiologie und
 Innovative Kernspintomographie
 Leopoldina Krankenhaus der Stadt Schweinfurt
 Gustav-Adolf Str. 8
 D-97422 Schweinfurt
 Tel.: +49-(0) 9721 720 3209
 Fax: +49-(0) 9721 720 3333
 e-mail: keberhardt@leopoldina.de