

# Möglichkeiten und Grenzen der virtuellen Endoskopie

Dirk Bartz\*

WSI/GRIS, Universität Tübingen,  
Sand 14, 72076 Tübingen, Germany

## Zusammenfassung

In diesem Artikel diskutieren wir die Vor- und Nachteile einer beliebten Methode aus der virtuellen Medizin – der virtuellen Endoskopie. Sie beruht im Wesentlichen auf Volumendaten, die durch Geräte der modernen 3D-Bildgebung (zB. CT, MRT, Rotationsangiographie, etc.) erzeugt werden. Bedingt durch die Aufnahmetechniken, technischen Einschränkungen und räumlichen Beschränkungen der Datensätze ergeben sich automatisch auch Randbedingungen für die virtuelle Endoskopie in Bezug auf die Darstellung bestimmter Charakteristika. Diese Einschränkungen werden in der klinischen Praxis oft erkannt, aber in ihren Ursachen nicht verstanden. In diesem Beitrag diskutieren wir diese Randbedingungen und ihre Folgen für die virtuell-endoskopische Bildgebung, die im übrigen auch für Bereiche der 3D-Bilddarstellung (Medical-Imaging) zutreffen.

## 1 Volumendaten

In diesem Abschnitt werden kurz elementare Konzepte von Volumendaten dargestellt, die im Verlauf dieses Beitrags verwendet werden. Sie werden in unserem Zusammenhang in der Regel von modernen medizinischen 3D-Scannern wie CT, MRT, oder Rotationsangiographen erzeugt und sind auf einem regelmäßigen 3D-Gitter angeordnet (Abb. 1b). Während der Begriff Volumendaten fest in der Computergraphik und auch zunehmend in der Medizin integriert ist, spricht man in Anlehnung an die Volumenrekonstruktionsmethoden und den Umgang mit diesen Daten, auch von einem Bilderstapel; so kann das 3D-Gitter als eine räumliche Sequenz von einzelnen Bildern (oder auch Schichten) betrachtet werden.

Jeder der Datenpunkte steht hierbei in einem festen Abstand zu seinen Nachbarpunkten und wird in Anlehnung an den Begriff Pixel (für Picture-Element) als Voxel (für Volume-Element) bezeichnet (Abb. 1a). Während der Abstand in jeder Richtung (oder Dimension) konstant ist, muß er in den verschiedenen Richtungen nicht gleich sein. So spricht man auch von dem Pixelabstand für den Abstand der Voxel innerhalb einer Schicht des Datenstapels und vom Schichtabstand für den Abstand zwischen den Schichten. Sind der Pixel- und der Schichtabstand gleich, so spricht man von einem isotropen Volumendatensatz. Im anderen Fall wird der Datensatz als nicht-isotrop bezeichnet.

---

\*bartz@gris.uni-tuebingen.de

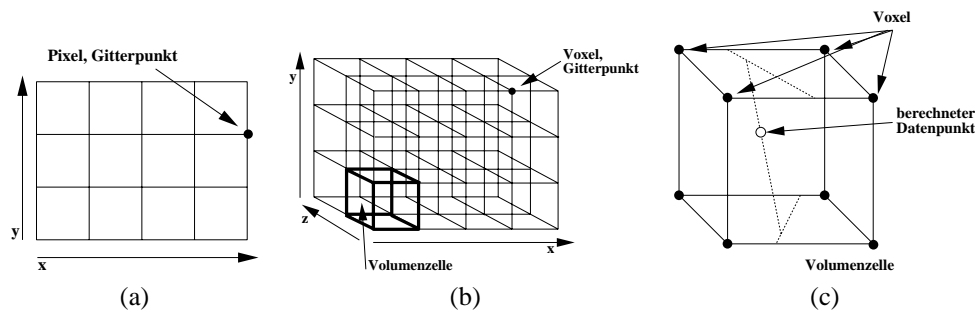


Abbildung 1: Aufbau von Einzelbildern (a) und Volumendatensätzen (b). (c) zeigt die trilineare Interpolation in einer isotropen Volumenzelle.

Acht benachbarte Voxel spannen eine sogenannte Volumenzelle in Form eines Quaders auf. Da die Datenwerte nur an den Voxeln gegeben sind, müssen die Werte innerhalb einer Volumenzelle durch ein Interpolationsverfahren geschätzt werden. Üblich ist hier die trilineare Interpolation, bei der sieben lineare Interpolationen in drei Stufen (1D, 2D, 3D) miteinander verkettet werden (Abb. 1c).

## 2 Virtuelle Endoskopie

Für die virtuelle Endoskopie werden – mit Hilfe von modernen medizinischen 3D-Scannern erzeugte – patientenorientierte Volumendatensätze verwendet. Auf Basis dieser Daten werden Organsysteme, die im Mittelpunkt der jeweiligen Fragestellung stehen, rekonstruiert und dargestellt. Dazu können die verschiedenen Methoden zur direkten oder indirekten Volumendarstellung (“Volume-Rendering”) eingesetzt werden. Wegen der endoskopischen Sichtweise mit einem Blickpunkt innerhalb des Organsystems ist jedoch eine perspektivische Darstellung notwendig, die zur Zeit nicht von allen Methoden ermöglicht wird. So bietet zB. VolumePro [5] als einzig verfügbare kommerzielle Hardwarelösung keine perspektivische Abbildung. Auch bei textur-basierten Ansätzen kann es hier zu erheblicher Artefaktbildung kommen, da die Texturberechnung normalerweise auf Basis von Rechtecken parallel zur Bildebene durchgeführt wird, was nur einer parallelen Abbildung entspricht. Neben der Darstellungsmethode ist das verwendete Navigationsparadigma ein wesentlicher Bestandteil der virtuellen Endoskopie. Zum Einsatz kommen hier vor allem die geplante und die geführte Navigation, da die hohe geometrische Komplexität der Organsysteme eine Hilfestellung erfordert.

## 3 Was die virtuelle Endoskopie kann

Aus der virtuellen Endoskopie ergeben sich eine Reihe von Vorteilen gegenüber der etablierten 3D-Bilddarstellung (“Medical-Imaging”) und der tatsächlich am Patienten durch-

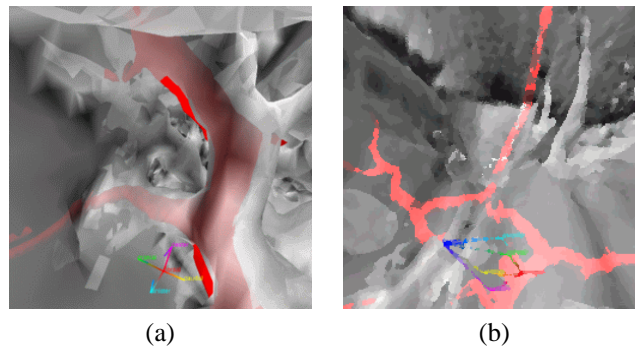


Abbildung 2: Virtuell-endoskopischer Blick in die Hirnventrikel. Die Ventrikelhaut wird halbtransparent dargestellt, so dass die Blutgefäße in der Nachbarschaft in rot (grau) sichtbar werden (Abb. aus [1]). In (b) ist der rot/grau-Kontrast für in schwarz/weiß-Druck verstärkt worden.

geführten optischen Endoskopie.

Im Gegensatz zur etablierten 3D-Bilddarstellung ermöglicht die virtuelle Endoskopie einen direkten Zugang zur Zielregion durch das Organsystem selbst. Diese Zielregionen sind wegen der erwähnten komplexen Organgeometrie von außen oft nur schwierig – oder gar nicht – erreichbar, da sie in aller Regel durch andere Bestandteile des Datensatzes verdeckt werden.

Wesentliche Vorteile gegenüber der optischen Endoskopie liegen vor allem im Bereich der besseren Kontrolle der Daten. So können neben besseren Beleuchtungssituationen auch multimodale Darstellungen integriert werden (zB. Blutgefäße, Nerven), die nicht unbedingt durch das optische Endoskop sichtbar sind (siehe Abb. 2). Darüber hinaus können Positionen der virtuellen Kamera erreicht werden, die dem optischen Endoskop nicht zugänglich sind. Dies ist zB. der Fall, wenn ein Darmkollaps den direkten Weg des Endoskops versperrt, oder das (starre) Endoskop nicht genug Bewegungsfreiheit besitzt.

## 4 Was die virtuelle Endoskopie nicht kann

### 4.1 Verletzung des Abtasttheorems

Die technische Grundlage für die virtuelle Endoskopie bilden Geräte der modernen 3D-Bildgebung, und die algorithmischen Methoden zur Darstellung diskreter Volumendatensätze. Diese Methoden sind ohne Ausnahme den Randbedingungen der Signaltheorie unterworfen. Insbesondere stellt das Abtasttheorem die Grenzen der virtuellen Endoskopie, aber auch allgemein des Medical-Imaging dar. Notorsche Phänomene wie der Partialvolumeneffekt, Stufenartefakte und Auflösungsgrenzen können hiermit gut erklärt und bestimmt werden. Leider stehen dem gegenüber oft nur vage Überlegungen zu den Ursachen dieser Effekte [2, 3, 6].

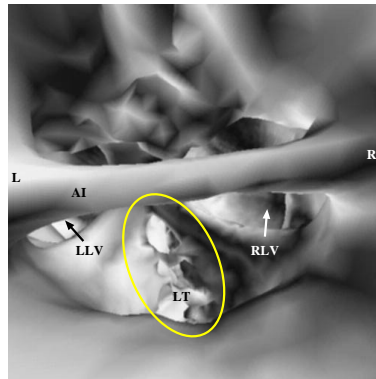


Abbildung 3: Virtueller Blick in das 3. Hirnventrikel. LLV und RLV bezeichnen die Zugänge zu den linken und rechten Seitenventrikeln. LT bezeichnet die Lamina Terminalis (siehe auch ovale Markierung), eine sehr dünne Haut, die den vorderen Bereich des 3. Hirnventrikel nach unten abgrenzt. Durch Partialvolumeneffekte konnte diese Struktur nicht vollständig rekonstruiert werden.

### Partialvolumeneffekte

Partialvolumeneffekte sind essentiell das Ergebnis von Filterartefakte bei unzureichender Abtastung des entsprechenden Gebietes. Sie treten in Gebieten mit relativ hohen Intensitätsunterschieden auf – zB. Knochen/Bindegewebe bei CT –, die für diesen Intensitätsprung nicht genügend abgetastet werden. Bei der entsprechenden Volumenrekonstruktion im Scanner (oder auf einem entsprechenden Computer) werden dann die vorhandenen Daten gefiltert, so dass an dieser Stelle im Wesentlichen ein gemittelter Wert berechnet wird, der den tatsächlichen Kontrast der Intensitäten nicht korrekt wiedergeben kann. In der Folge kann es zu künstlichen Verbindungen von Intensitätsstrukturen kommen, die so nicht wirklich vorliegen. Eine andere Folge wäre der genau gegenteilige Effekt, bei dem eine dünne Struktur mit einem starken Kontrast zur Umgebung durch diese Mittelung in den Daten ausgelöscht wird (siehe Abb. 3).

### Stufenartefakte

Stufenartefakte sind von ihrer Natur her den Partialvolumeneffekten sehr ähnlich. Sie gehen auf Probleme mit Filtern zurück, in diesem Falle auf Interpolationsfilter, die die Datenwerte innerhalb einer Volumenzelle bestimmen. Sie entstehen durch unterschiedliche Ausdehnungen der Volumenzelle in verschiedene Dimensionen, die durch unterschiedliche Pixel- (innerhalb einer Schicht) und Schichtabstand entstehen. Diese nicht-isotropen Datensätze (im Gegensatz zu den isotropen Datensätzen mit der gleichen Ausdehnung in alle Dimensionen) sind normalerweise der Standard in der medizinischen Bildgebung. Erst jüngere Entwicklungen wie zB. der Multislice-CT-Scanner oder die bi-planare Rotations-

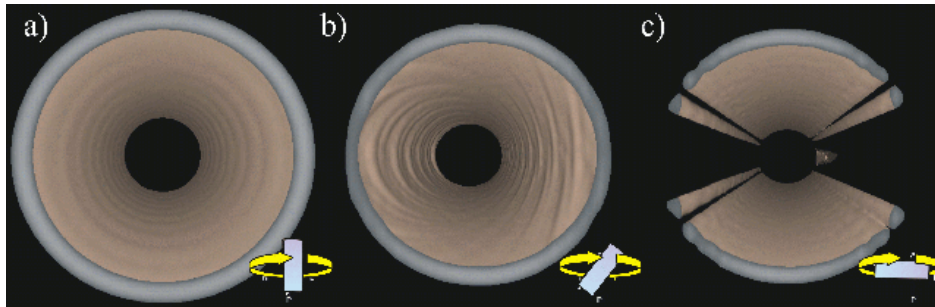


Abbildung 4: Stufenartefakte in einem Röhrendatensatz (aus [2]). (a) Blickrichtung in Schichtrichtung. (b) Nach einer Drehung liegen die Stufenartefakte nicht mehr entlang der Röhre. (c) Wenn der Schichtabstand zu groß ist, können bestimmte Features (hier die Wand) nicht mehr vollständig rekonstruiert werden.

angiographie erlauben auch isotrope Datensätze in hoher Auflösung.

Abbildung 4 zeigt typische Stufenartefakte in einem Röhrendatensatz aus [2]. Der deutlich größere Schichtabstand erlaubt in Abbildung 4c nicht mehr die vollständige Rekonstruktion der Röhrenwand, da diese nicht ausreichend abgetastet wurde.

Bei größeren Intensitätsunterschieden in Datensätzen – zB. auch bei segmentierten Volumen<sup>1</sup> – kann es zu Diskontinuitäten bei der Oberflächenrekonstruktion während dem Volume-Rendering-Algorithmus kommen.

Ein sehr ähnlicher Effekt kann bei sogenannten vorbeleuchteten Volumendaten auftreten. In diesem Fall wird nicht das ursprüngliche Datenvolumen abgetastet, sondern seine Abbildung in den Farbraum. Wenn die Transparenzwerte nicht entsprechend angepasst werden [7], tritt das sogenannte “Farbbluten” auf, bei dem die Interpolationsartefakte nicht als als “blockiger” Intensitätsübergang, sondern als ein Übergang im Farbraum wahrgenommen werden.

## Auflösungsgrenzen

Der wohl augenscheinlichste Beschränkung durch das Abtasttheorem liegt in der Beschränkung der Rekonstruierbarkeit von kleinen Strukturen. Generell können Strukturen, die kleiner als der doppelte Voxelabstand<sup>2</sup> im besten Fall nur unvollständig rekonstruiert werden. Wenn also der Schichtabstand bei 2mm liegt, so kann nicht damit gerechnet werden, dass eine Struktur von 3.6mm sicher rekonstruiert wird. Tatsächlich wäre hier ein Schichtabstand von höchstens 1.8mm – i.d.R. sogar weniger – notwendig um diese hinreichend zu rekonstruieren.

<sup>1</sup>Bei binären Segmentierungen kann es über die Stufenartefakte hinaus auch zu einer “blockigen” Erscheinung in der Darstellung kommen.

<sup>2</sup>Hier beschränkt natürlich vor allem der größere Schichtabstand die Strukturgröße deutlicher als der kleinere Pixelabstand innerhalb einer Schicht.

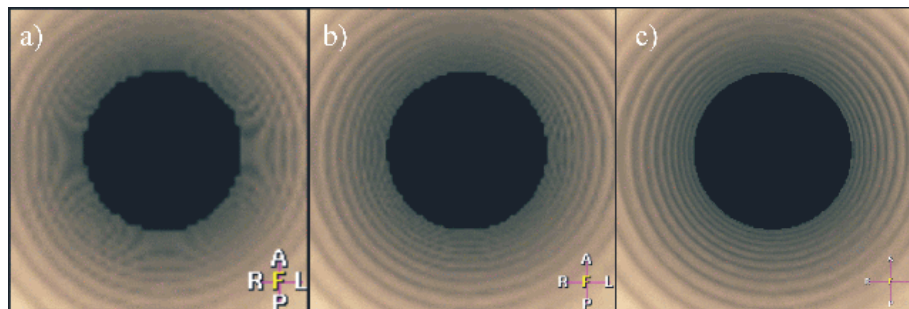


Abbildung 5: Bei einer Unterabtastung der Strukturen während der Visualisierung kann es Aliasing-Effekten kommen, die in Form von Moiré-Artefakten sichtbar werden (Abb. aus [2]). Von links (a) nach rechts (c) verdoppelt sich jeweils die Abtastrate.

Wird eine Struktur unterabgetastet, so spricht man auch von Aliasing, da diese nicht mehr von anderen, größeren Strukturen unterschieden werden kann. Abbildung 5 zeigt Beispiele von Aliasing-Artefakten, die in Form von Moiré-Artefakten sichtbar werden. Ein anderes Beispiel zeigt Abbildung 3, in der ua. durch Partialvolumeneffekte eine sehr dünne Struktur nicht vollständig rekonstruiert werden kann.

Das Abtasttheorem spricht hier auch nur von mindestens der doppelten Abtastfrequenz (man spricht hier von der Nyquist-Frequenz) gegenüber der Featurefrequenz. Auch wenn hierbei jede Struktur, die im entsprechenden Größenbereich liegt, rekonstruiert werden kann, so wird sie nicht unbedingt in ihrer korrekten Intensität rekonstruiert. Um diese besser anzunähern ist wiederum eine höhere Abtastung (kleinere Schichtabstand) notwendig, was vor allem die Partialvolumeneffekte betrifft.

### Kompensation des Abtasttheoremverletzungen

Solange keine Strukturen rekonstruiert werden sollen, die unterhalb der Nyquist-Frequenz liegen, werde normalerweise die Artefakte nicht sichtbar. Dies trifft insbesondere dann zu, wenn die Strukturgröße deutlich über der Nyquist-Frequenz liegt. Aus diesem Grund werden diese Artefakte auch oft nicht wahrgenommen. Um sicher zugehen müssten die Daten allerdings entsprechend Tiefpass-gefiltert werden, bei dem alle Signalanteile die im oder jenseits des Grenzbereichs liegen, entfernt werden. Ist diese Tiefpassfilter allerdings zu groß ausgelegt, werden auch Signalanteile ausgelöscht, die sinnvolle Information enthalten. Auch sollte man hierbei berücksichtigen, dass der oft kleinere Pixelabstand eine bessere Rekonstruktion innerhalb einer Schicht erlaubt, als der größere Schichtabstand. Eine Tiefpassfilterung der Daten sollten dies berücksichtigen. Abbildung 6 zeigt Beispiele wie durch die Vergrößerung des Volumenrekonstruktionsfilters Stufenartefakte eines nicht-isotropes Datensatzes reduziert werden können. Gleichzeitig können aber auch Detaildaten verloren gehen.

Alle in [3] aufgeführten Artefakte lassen sich die beschriebenen Artefakte durch Verletzung

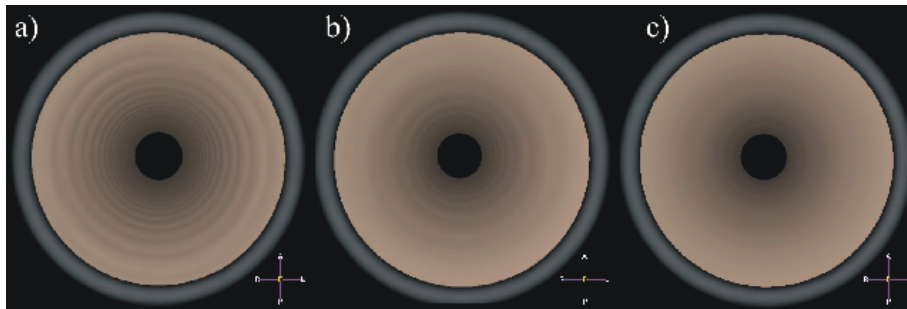


Abbildung 6: Durch Vergrößerung des Volumenrekonstruktionsfilters der Scanner-Software werden unterabgetastete Bereiche reduziert (Abb. aus [2]). Rekonstruktionsinkrement 1mm (a), 2mm (b) und 4mm (c).

des Abtasttheorems zurückführen. Dies trifft natürlich insbesondere auf das Spiral-CT zu, da es nicht-isotrope Datensätze erzeugt. Die daraus resultierenden Stufenartefakte werden besonders bei der virtuellen Endoskopie sichtbar, da diese von stark perspektivischen Abbildungen von relativ wenigen Voxeln abhängt.

## 4.2 Segmentierungsfehler

Neben diesen auflösungsbedingten Grenzen können bei der Datenaufbereitung bestimmte Fehler entstehen. So hängen zum Beispiel viele Darstellungen von dem Erfolg der Segmentierung der Organstrukturen ab; sind diese nicht hinreichend vollständig erfasst – zB. durch Segmentierungsfehler oder ungeeigneten Schwellenwerte (siehe auch Abb. 7) – können diese auch nicht adäquat dargestellt werden. Wenn dieser Misserfolg nicht offensichtlich ist, führt die virtuelle Darstellung zu einer scheinbaren Sicherheit, die potentiell zu gefährlichen Komplikationen führen kann. So kann zB. das Fehlen von wichtigen Blutgefäßen (siehe Abb. 2) zu fehlerhaften Schlüssen bei dem behandelnden Arzt führen.

## 4.3 Weitere Einschränkungen der virtuellen Endoskopie

Ein wesentlicher Vorteil der optischen Endoskopie liegt in der Darstellung von Gewebefarben und -texturen (Ventrikelsystembild), während die 3D-Scanningverfahren im Allgemeinen nur räumlich ausgedehnte Phänomene sichtbar machen können. Da aber viele Strukturen nur eine sehr kleine Ausdehnung besitzen, dafür aber farblich, oder texturrell abgesetzt sind, werden sie in der optischen, aber nicht in der virtuellen Endoskopie sichtbar. Auch größere Strukturen wie zB. Stuhlreste oder Flüssigkeit bei der Enddarmendoskopie können in der virtuellen Endoskopie auf Basis der Volumendaten nur schwierig unterschieden werden [4]. Gegebenenfalls müssen dann 3D-Scans in verschiedenen Patientientorientierungen durchgeführt werden, um durch die Verlagerung Flüssigkeiten identifizieren zu

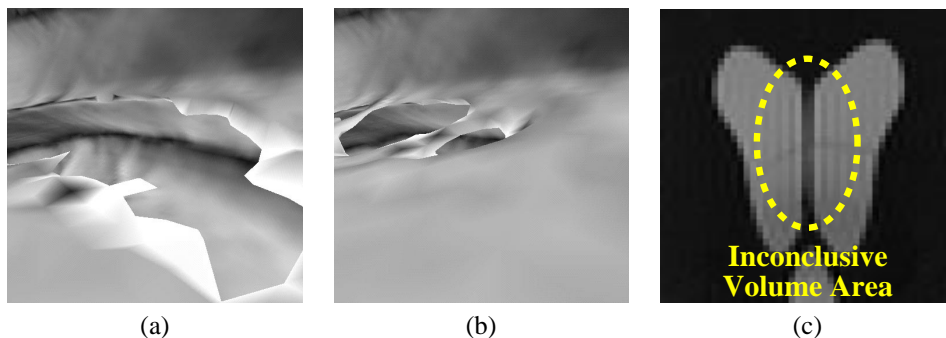


Abbildung 7: Durch Unterabtastung und Partialvolumeneffekte ist ein eindeutiger Schwellwert manchmal schwierig zu bestimmen. Diese Abbildung zeigt Oberflächenrekonstruktionen des Septums der Hirnseitenventrikel mit unterschiedlichen Schwellwerten: Der Schwellwert in (a) ist niedriger als der in (b). (c) zeigt das zugehörigen Schichtbild.

können. Die hierbei auftretende höhere Patientenstrahlenbelastung bei einem CT-Scan werden allerdings in Europa und den USA sehr unterschiedlich bewertet.

Während die nicht vorhandene Interaktion mit den Organen bei der virtuellen Endoskopie die Gefahr einer Komplikation während der eigentlich Untersuchung im Wesentlichen beseitigt<sup>3</sup>, beschränkt es auch den Zugang zum Gewebe. So können während der Untersuchung auch keine Gewebereiche entfernt werden oder eine Gewebeprobe entnommen werden. Da gerade histologische Untersuchungsmethoden eine vielfach höhere Genauigkeit als die Volumendaten besitzen, lässt sich dies auch nicht durch die sogenannte virtuelle Biopsie ersetzen, da diese eben genau auf diese Volumendaten und deren Beschränkungen durch das Abtasttheorem beschränkt ist. Diese mangelnde Interaktion heißt natürlich auch, dass die virtuelle Endoskopie auch die optische Endoskopie – oder alternative eine normale Operation – inhärent nicht ersetzen kann.

## 5 Zusammenfassung

In diesem Beitrag haben wir die verschiedenen Vor- und die Nachteile der virtuellen Endoskopie diskutiert. Neben Effekten die spezifisch für die virtuelle Endoskopie gelten, wurden vor allem auch Probleme von Volumendaten-gestützten Darstellungen behandelt, die auch für andere Methoden der 3D-Bildgebung gelten.

Die wesentliche Einschränkung wird durch das Abtasttheorem diktiert, das die Rekonstruktionsgrenzen auf Basis der Datensatzauflösung beschreibt. Dazu kommen funktionale Einschränkung, die vor allem durch die Qualität der Segmentierung und den Mangel der Farb- und Oberflächentexturdarstellung bedingt werden.

Der große Vorteil der virtuellen Endoskopie liegt in der Flexibilität der Methode und der

<sup>3</sup>Bei der Datenakquisition kann es allerdings sehr wohl zu einer gewissen Invasivität kommen.

sehr geringen Patienteninteraktion, da sie allein auf Basis des Volumendatensatzes arbeitet und an keine weiteren patientenspezifischen Einschränkungen gebunden ist.

## Literatur

- [1] D. Bartz, W. Straßer, Ö. Gürvit, D. Freudenstein, and M. Skalej. Interactive and Multimodal Visualization for Neuroendoscopic Interventions. In *Data Visualization (Proc. of Symposium on Visualization)*, pages 157–164, 2001.
- [2] A. Bode, F. Dammann, E. Pelikan, M. Heuschmid, E. Schwaderer, M. Schaich, and C. Claussen. Analyse von Artefakten bei der virtuellen endoskopischen Darstellung auf Basis von Spiral-CT-Daten. *RöFö: Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der neuen bildgebenden Verfahren*, 173:245–252, 2001.
- [3] F. Dammann, E. Schwaderer, J. Schäfer, M. Seemann, E. Pelikan, and C. Claussen. Artefakte bei der 3D-Visualisierung von Spiral-CT Daten. In *1. Jahrestagung der CURAC*, 2002.
- [4] S. Lakare, M. Wan, M. Sato, and A. Kaufman. 3D Digital Cleansing Using Segmentation Rays. In *Proc. of IEEE Visualization*, pages 37–44, 2000.
- [5] H. Pfister, J. Hardenberg, J. Knittel, H. Lauer, and L. Seiler. The VolumePro Real-Time Ray-Casting System. In *Proc. of ACM SIGGRAPH*, pages 251–260, 1999.
- [6] J. Rodenwald, L. Kopka, R. Roedel, A. Margas, and E. Grabbe. 3D Virtual Endoscopy of the Upper Airway: Optimization of the Scan Parameters in a Cadaver Phantom and Clinical Assessment. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 21(3):405–411, 1997.
- [7] C. Wittenbrink, T. Malzbender, and M. Goss. Opacity-weighted Color Interpolation for Volume Sampling. In *Proc. of Symposium on Volume Visualization*, pages 135–142, 1998.