

Visualisierung für die bildbasierte Diagnostik und Therapieplanung

Bernhard Preim,
Steffen Oeltze,
Christian Tietjen

Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg,
FIN/ISG

Hamburg



Inhalt:

2D- und 3D-Visualisierung zur Exploration medizinischer Schichtdaten	(B. Preim, 15 Min.)
Oberflächenvisualisierung - Marching Cubes und seine Verbesserungen - Glättung von Oberflächenvisualisierungen	(B. Preim, 30 Min.)
Direkte Volumenvisualisierung - Raycasting und texturbasierte Ansätze - Projektionsmethoden	(B. Preim, 45 Min.)
Visualisierung in VTK und MeVisLab	(S. Oeltze, C. Tietjen, 30 Min.)
Modellbasierte Gefäßvisualisierung	(S. Oeltze, 20 Min.)
Illustrative Visualisierung	(C. Tietjen, 20 Min.)



Regelmäßige Daten in einem orthogonalen Gitter

Auflösung:

- Anisotrope Datensätze (Schichtabstand > Abstand der Pixel in der Schicht)
- **Typisch:** CT- bzw. MRT-Bilder: 512x512 pro Schicht, 80-250 Schichten, Auflösung: 12 Bit pro Schicht, ~ 20-50 MVoxel
- **High-End:** Multi-Slice CT: 1024x1024 pro Schicht, bis zu 500 Schichten, ~ 160-400 MVoxel
- **Weniger verbreitet:** PET, SPECT, 3D-Ultraschall mit geringerer Auflösung

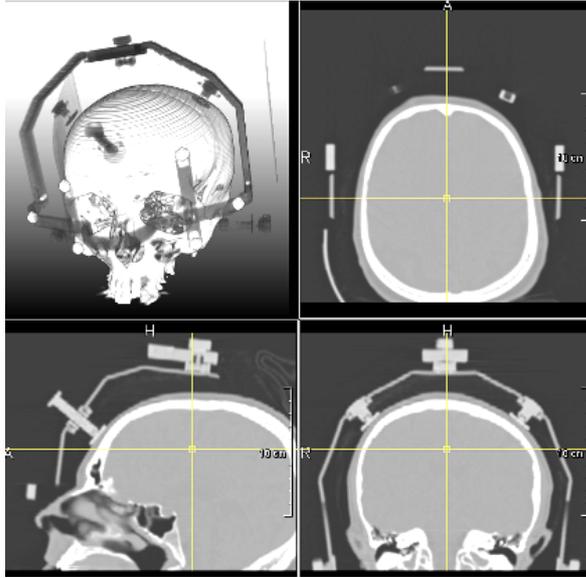


2D- und 3D-Visualisierung zur Exploration medizinischer Schichtdaten

- 3D-Visualisierungen:
 - Potenziell sehr übersichtlich, anschaulich, intuitiv.
 - Vermitteln einen Überblick über räumliche Verhältnisse.
- 2D-Visualisierungen:
 - Sind verbreitet in der radiologischen Diagnostik
 - Erlauben die präzise Einschätzung von Strukturen
 - Erlauben exakte Selektionen (für Vermessungen, ...)
- Kombination beider Darstellungsvarianten mit geeigneten Synchronisationen.



2D- und 3D-Visualisierung zur Exploration medizinischer Schichtdaten



- Synchronisierte 2D- und 3D-Ansichten.
- Das Fadenkreuz in einer der orthogonalen 2D-Ansichten kann genutzt werden, um die in den anderen beiden 2D-Ansichten dargestellte Schicht auszuwählen.
- Helligkeits- und Kontrasteinstellungen für eine Ansicht können auf andere Ansichten übertragen werden.



2D- und 3D-Visualisierung zur Exploration medizinischer Schichtdaten

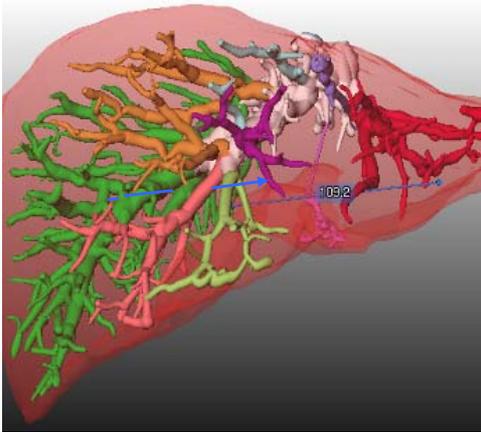


Planung HNO-chirurgischer Eingriffe.

- 3D-Darstellung eines HNO-chirurgischen Eingriffs. Die Relation zwischen Sehnerv und einer Schwellung ist dargestellt, wobei eine Clip-plane Teile der Originaldaten ausblendet.
- Darstellung der Schwellung in der axialen Schichtdarstellung mit „eingezeichneter“ Clipsebene



2D- und 3D-Visualisierung: Vermessung

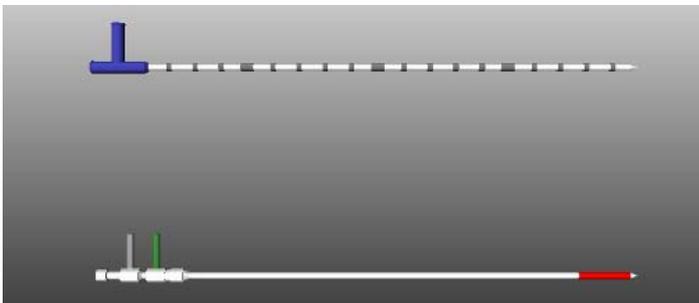


Abstandsmessung in der 3D- und 2D-Visualisierung. Die Endpunkte der Linien können in beiden Ansichten bewegt werden, wobei die jeweils andere Ansicht angepasst wird.



2D- und 3D-Visualisierung: Applikatorplatzierung

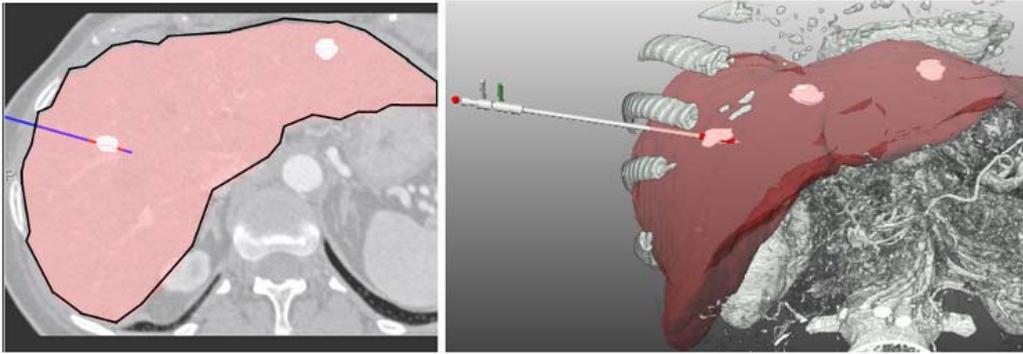
- Ziele der Exploration:
 - Zugangsplanung von Biopsien
 - Planung von Thermoablationen



Geometrische Modelle von Hochfrequenz- und Laser-Applikatoren für die thermische Behandlung von Lebertumoren.



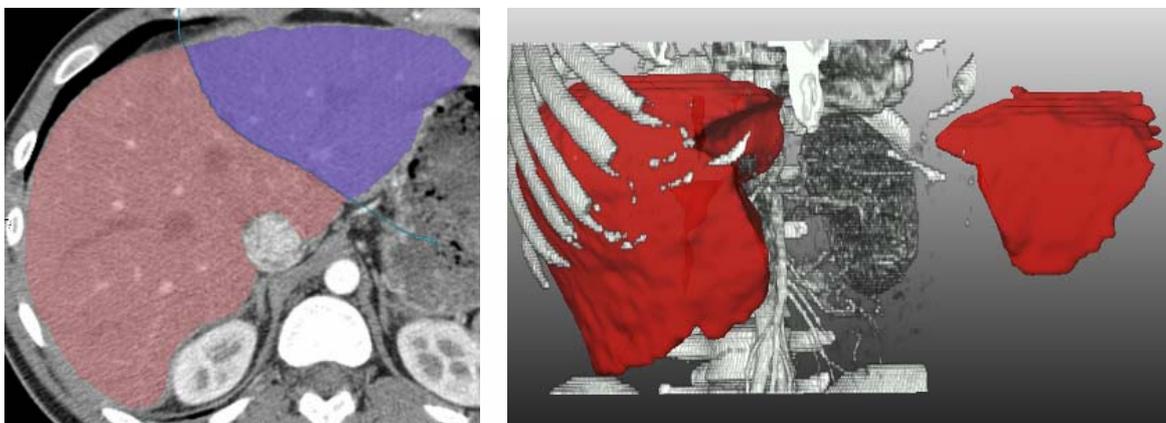
2D- und 3D-Visualisierung: Applikatorplatzierung



- Applikatorplatzierung in das Zentrum einer Metastase in 2D (rot die aktive Zone).
- Applikatorplatzierung anhand einer 3D-Visualisierung, wobei die Knochen als Volumenrendering und die Leberoberfläche sowie die Metastasen als Isooberflächen dargestellt sind.

2D- und 3D-Visualisierung: Virtuelle Resektion

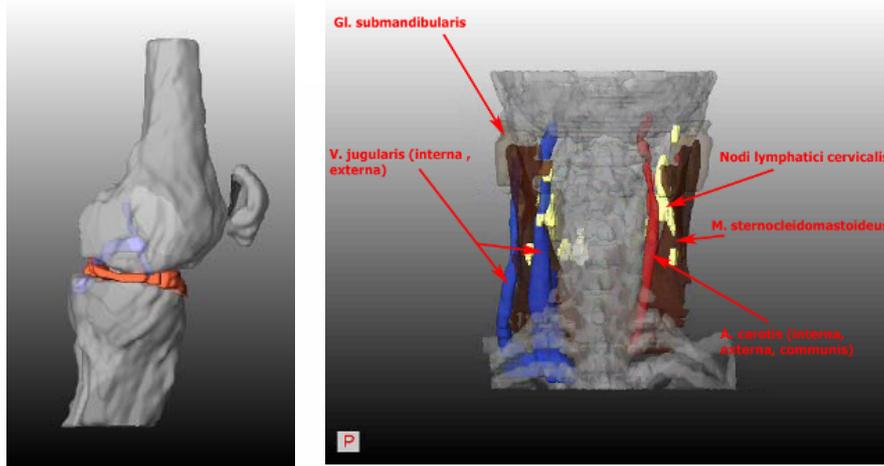
- Virtuelle Resektion durch Einzeichnen in die Schichten und shape-based Interpolation
- Interaktion in 2d (präzise), Evaluierung in 3d



Preim et al., *Proc. of SimVis*, 2003

Oberflächenvisualisierung

Visualisierung von Isooberflächen und Segmentierungsergebnissen

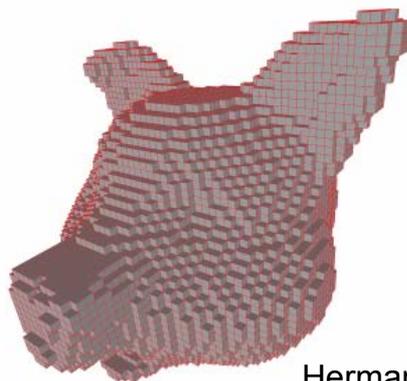


Oberflächenvisualisierung: Einleitung

Angenommen:

- Relevante Strukturen sind segmentiert.
- Segmentierung modellbasiert (Snakes, ...), mit „klassischen“ Verfahren (Region Growing, WS, ...), oder manuell
- Segmentierungsergebnis wird binär auf Voxel Ebene repräsentiert (1 für Vordergrund, 0 für Hintergrund).

Visualisierung: 1. Idee: Darstellung der Voxel („Cuberille“-Approach)



Herman, Liu (1979)



Visualisierung, Bessere Idee:

- Lineare Interpolation, Abbildung auf eine polygonale Oberfläche (Isofläche für den Wert 0.5)
- Bestimmung von Eckpunkten, Triangulierung, Bestimmung von Normalen
- Rendering unter massiver Nutzung der Graphikhardware

Wie kann man das umsetzen?

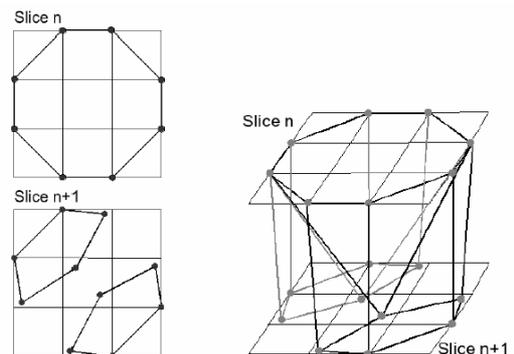
- Konturen verfolgen
 - In 3D sehr problematisch, viele Fallunterscheidungen.
- Lokal unabhängige Betrachtung der Zellen. Bestimme, wie die Zelle von der Oberfläche geschnitten wird.
 - Grundidee von Marching Cubes (patentiert 1985, veröffentlicht 1987)



Von Konturen in Schichten zu Oberflächen

Welche Probleme sind zu lösen?

- *Korrespondenz*. (welche Kontur einer Schicht gehört zu einer Kontur auf der nächsten Schicht)
- *Triangulierung (Tiling)*. Seien C_1 und C_2 korrespondierende Konturen. Wie sollen diese durch Dreiecksnetze verbunden werden?
- *Verzweigungsproblem*. Wenn die Zahl der Konturen in einer Schicht S_n ungleich zu der Zahl der Konturen in der Nachbarschicht S_{n+1} ist.



„Surfaces from Contours“,
Meyers et al. (1992)



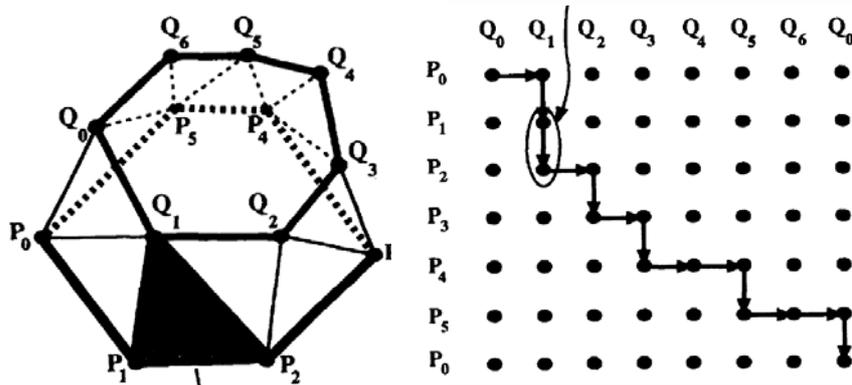
Von Konturen in Schichten zu Oberflächen

- *Korrespondenzproblem*. Tritt auf, wenn folgendes gilt:
Die zu einem Objekt gehörenden Konturen $C_1(S_n)$ und $C_1(S_{n+1})$ überlappen sich nicht und die Anzahl der zu einem Objekt gehörenden Konturen ist > 1 in S_n und/oder S_{n+1}
- Was macht Marching Cubes?
 - Überlappung der Konturen in benachbarten Schichten wird vorausgesetzt.
 - Wann klappt das nicht? Bei großem Schichtabstand, dünnen Objekten, die schräg zu den Schichten verlaufen.
 - Wenn die Voraussetzung nicht erfüllt ist, werden separate Oberflächen erzeugt.
- Korrekte Lösung in solchen Fällen aufwändig.



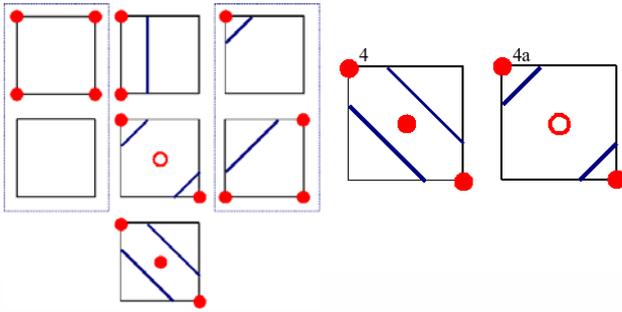
Von Konturen in Schichten zu Oberflächen

- „Tiling“-Problem. Verbinde n Eckpunkte der Kontur in einer Schicht P_i mit m Eckpunkten der Kontur in der Nachbarschicht Q_j .
- Kriterien (kleine Auswahl):
 - Resultierendes Volumen soll maximal sein.
 - Resultierende Fläche soll minimal sein.
- Wie löst man das? Abbilden auf Graphsuche (Keppel [1972], Fuchs [1977])

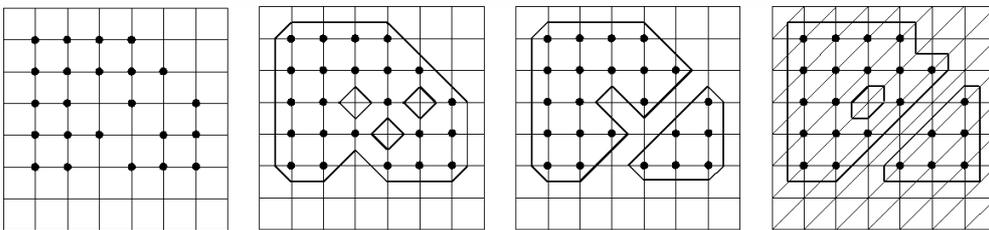


Oberflächenvisualisierung: Marching Cubes

- Betrachten 2D-Fall (Marching Squares). Isolinie für $iso=0.5$.



- Mehrdeutigkeit:



© Dirk Bartz



16/109

Bernhard Preim

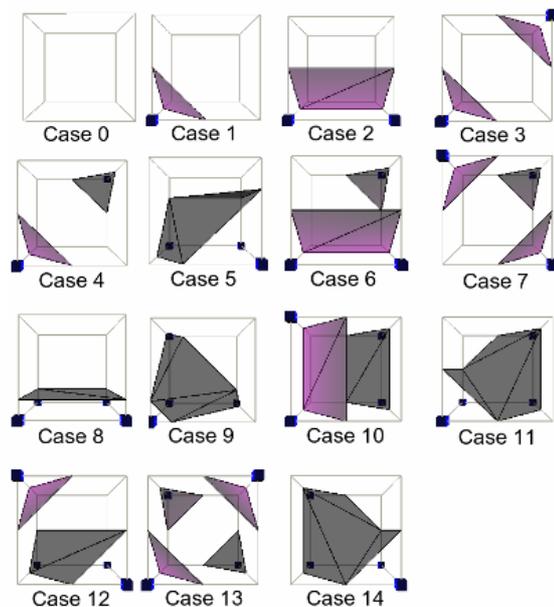


Oberflächenvisualisierung: Marching Cubes

- Erweiterung auf 3D:
- 14 topologisch unterschiedliche Fälle, wie eine Zelle durch eine Oberfläche verlaufen kann.

Vorgehen (Ganz grob):

- Für jede Zelle bestimme den Fall.
- Falls Zelle geschnitten wird, bestimme die Dreiecke.



© Dirk Bartz



17/109

Bernhard Preim



Marching Cubes

Ziel: Überführung der Voxel eines Volumens mit gegebenen Wert in ein Dreiecksnetz (Lorensen *et al.* [1987])

Vorgehensweise:

1. Betrachtung von Würfeln aus je 4 Voxeln der Schicht k und 4 Voxeln der Schicht $k+1$
2. Test, welche Eckpunkte oberhalb des Schwellwertes liegen, Index kreieren
3. Ermittlung der beteiligten Kanten
4. Ermittlung von Punkten auf diesen Kanten durch lineare Interpolation
5. Verbindung der Punkte zu Dreiecken

Indirekte Volumenvisualisierung: Isooberflächen

Marching Cubes

Schritt 2:

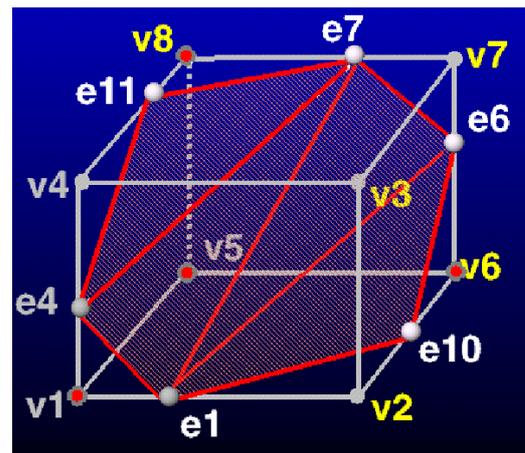
v_1, v_5, v_6, v_8 – oberhalb,
 v_2, v_3, v_4, v_7 – unterhalb
Index: 1000 1101

Schritt 4: Lineare Interpolation

Bsp: Bestimmung von e_1 auf Kante $(v_1; v_2)$
$$e_1 = v_1 + (\text{isoval} - f(v_1)) / (f(v_2) - f(v_1)) * (v_2 - v_1)$$

Schritt 5: Dreiecke

(e_4, e_7, e_{11}) (e_1, e_7, e_4)
 (e_1, e_6, e_7) (e_1, e_{10}, e_6)



© Alexandre Telea

Oberflächenvisualisierung: Marching Cubes

Was ist zu Marching Cubes zu sagen?

- Sehr einfach.
- Im Vergleich zu Cuberille: Bessere Darstellung durch lineare Interpolation.
 - Aber: Betrachter sind auch sensibel für Unstetigkeiten der ersten und zweiten Ableitung
- Mehrdeutigkeiten und Inkonsistenzen, keine Behandlung des Korrespondenzproblems, keine optimale Lösung des Tiling-problems
- Relativ genau; allerdings verbesserungsfähig
- Relativ schnelles Verfahren
 - Aber: Viel Zeit wird mit Zellen verbracht, die nicht zur Oberfläche beitragen.
- Schnelles Rendering

Oberflächenvisualisierung: Marching Cubes

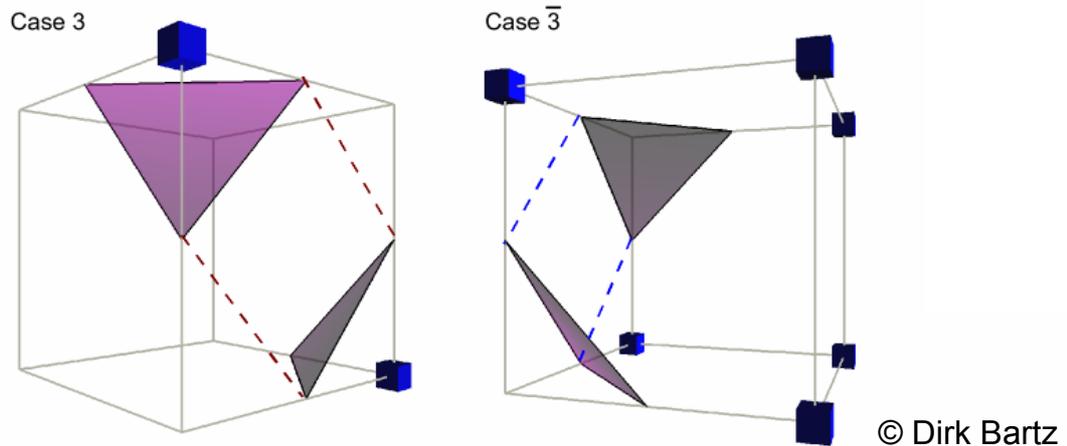
- Qualitätsprobleme durch lineare Interpolation und Gouraudshading



Virtuelle Bronchoskopie

© Dirk Bartz

Oberflächenvisualisierung: Marching Cubes



- Löcher in Oberflächen entstehen, wenn bei benachbarten Zellen einmal die Entscheidung fällt, die Voxelmenge zu trennen und einmal die Entscheidung diese zu verbinden.

Oberflächenvisualisierung: Marching Cubes

- Wie wird die Inkonsistenz behoben?
 - Regel: z.B. zwischen positiven Eckpunkten immer trennen, negative verbinden
 - Interpolation von Punkten auf der Grenzfläche. Zustand dieses Punktes (oberhalb/unterhalb) entscheidet (Nielsen, Hamann [1991])
 - Nutzung der kompletten Falltabelle (Schröder et al. [1998])
 - Zerlegung der Zellen in Tetraeder (Shirley, Tuchman [1990])

Oberflächenvisualisierung: Marching Cubes

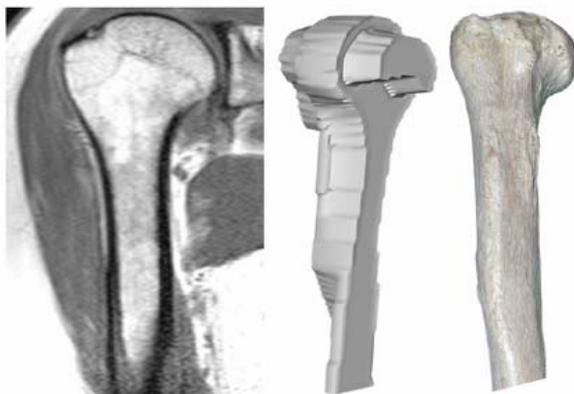
- Was wird nun tatsächlich meistens genutzt?
 - Nutzung der kompletten Falltabelle (u.a. in VTK implementiert)
- Wie kann Marching Cubes beschleunigt werden?
 - Schnelles Erkennen von Bereichen, die nicht von der Oberfläche betroffen sind. Repräsentation der Szene durch hierarchische Datenstrukturen, z.B. min-max-Octrees (Wilhelms, van Gelder [1992])



Oberflächenvisualisierung: Glättung und Rauschreduktion

Problem:

Generierung von Oberflächenmodellen aus Segmentierungsergebnissen führt zu Artefakten, vor allem bei stark anisotropen Daten



MR-Daten, 3D-Darstellung, Foto



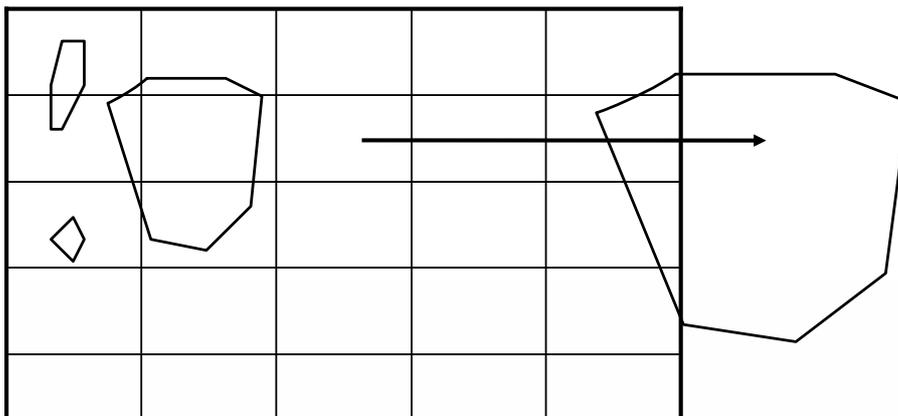
Oberflächenvisualisierung: Glättung und Rauschreduktion

- **Problem:** Entstehen einer Vielzahl kleiner Oberflächen, die Artefakte repräsentieren
- **Ziel:** Einschränkung der Extraktion auf die größte Oberfläche (oder eine gegebene Anzahl von Oberflächen)
- **Methode:** Connected Component Analysis (nach Schroeder et al.[1998])
- VTK: *vtkConnectivityFilter*



Oberflächenvisualisierung: Glättung und Rauschreduktion

Connected Component Analysis



Begriff: Nachbarschaft: Zellen, die gemeinsame Flächen, Kanten oder Ecken haben, sind 2,1 bzw. 0-benachbart



Algorithmus Connected Component Analysis:

Solange es noch Zellen gibt, die nicht "besucht" sind

Starte mit beliebiger Zelle z und markiere sie als besucht

Initialisiere Komponente k

Solange es noch Nachbarzellen z_n von z gibt, die zur Oberfläche beitragen und noch nicht besucht sind

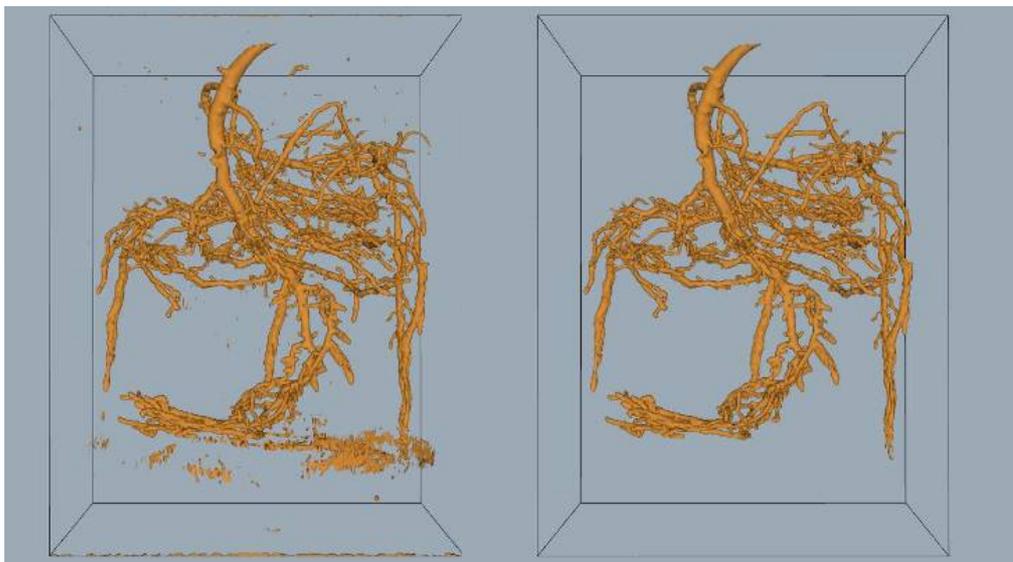
Füge z_n der Komponente k hinzu und markiere sie als besucht

Setze rekursiv fort, solange es noch Zellen gibt, die (2,1,0)-benachbart sind und nicht besucht sind.

Ergebnis: alle zusammenhängenden Komponenten

Auswahl der größten (n) Komponente(n) nach Flächeninhalt oder Länge der Objektkontur

Connected Component Analysis. Darstellung der größten Komponente.



Digitalisierte Aufnahme einer Kiefernwurzel

(Quelle: Schroeder et al. [1998])

Übliches Vorgehen:

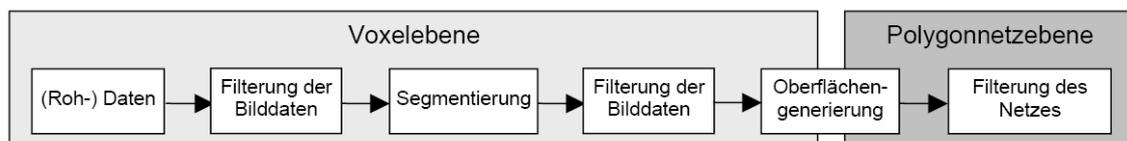
- Interpolation von Zwischenschichten
- „Manuelle“ Glättung
z.B. in vtk (vtkSmoothPolyDataFilter), itk, 3D-Studio, Amira

Was ist daran schlecht?

- Aufwändiger Trial-and-Error-Prozeß
- Nicht reproduzierbar; nicht standardisiert
- Rein visuelle Kontrolle



Extraktion von Oberflächen



Langfristiges Ziel:

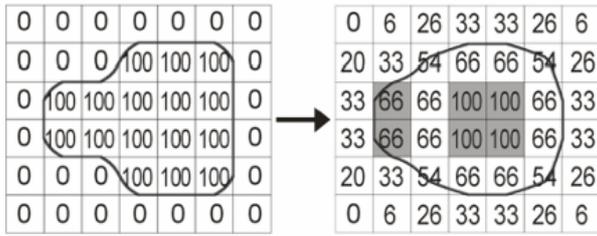
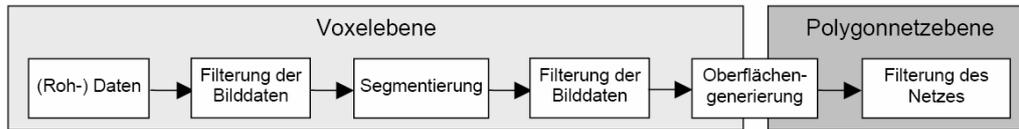
Pipeline von Algorithmen zur Nachbearbeitung von Seg.ergebnissen (z.B. Löcher schließen),
Oberflächengenerierung und nachfolgender Glättung
Anpassung der jeweils ausgewählten Verfahren an

- die Klasse der anatomischen Struktur (z.B. Tumor, Organ, ...)
- Parameter der Bildgebung bzw. Segmentierung (z.B. Schichtabstand, modellbasierte Segmentierung)



Oberflächenvisualisierung: Glättung und Rauschreduktion

- Glätten des Segmentierungsergebnisses mit Glättungsfiltern (z.B. Gauss) oder morphologischen Methoden



Quelle: Neubauer et al., IEEE Visualization 2004

- Erst eine Erosion und Modifikation:

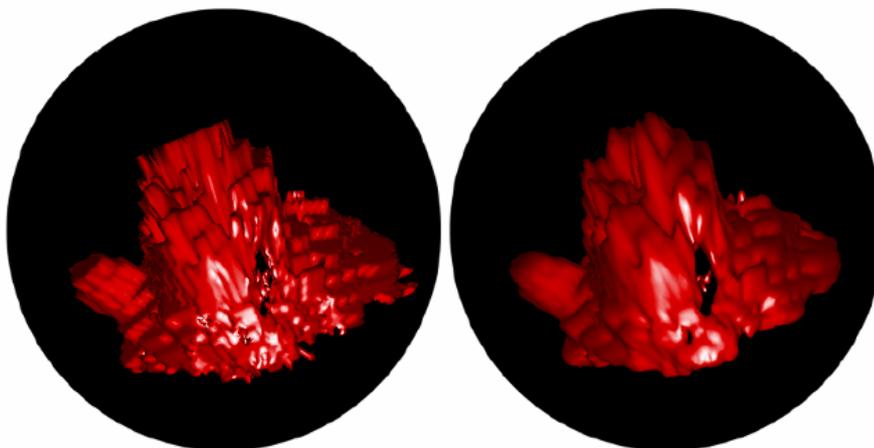
$$v = v_2 - (v_2 - v_1) * \frac{1}{3}$$

- Dann zweifache Dilatation und Modifikation:

$$v = v_{ref} - (v_2 - v_1) * \frac{d}{3}$$

Oberflächenvisualisierung: Glättung und Rauschreduktion

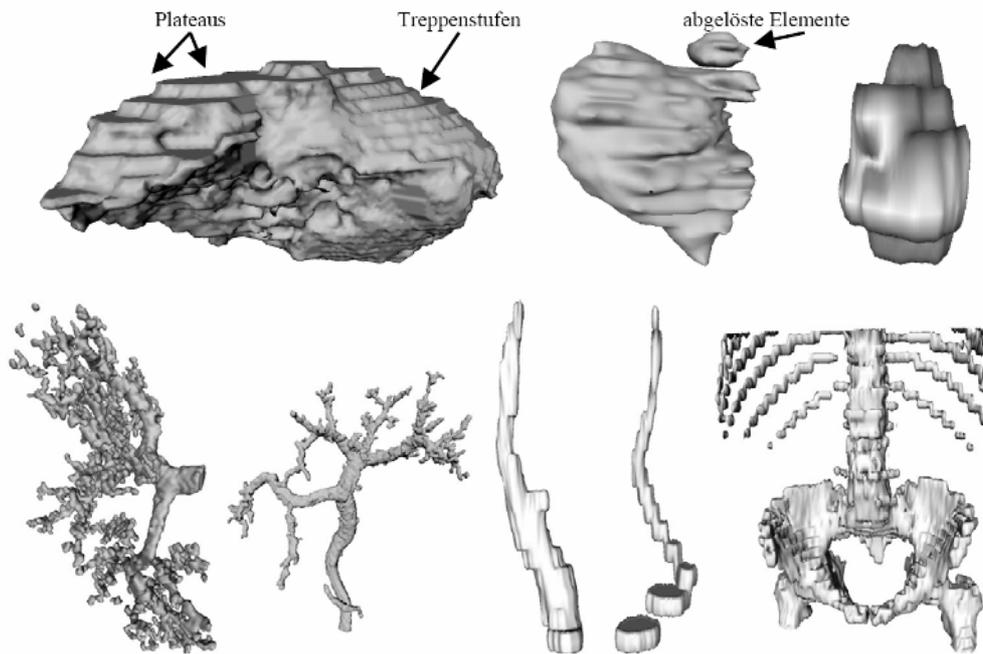
- Glätten des Segmentierungsergebnisses mit morphologischen Methoden



Quelle: Neubauer et al., IEEE Visualization 2004

Glättung polygonaler Oberflächen

- Problemstellung



Glättung von Oberflächen

- Große Vielzahl und Vielfalt an Methoden
- Vorgehensweise oft akademisch: Glättung künstlich verrauschter Testdaten
- Klarer Anwendungsbezug im CAD-Bereich bzw. bei der Glättung von Modellen, die mit Laserscanner akquiriert worden sind.
- CAD-Bereich: Erhalt scharfer (rechtwinkliger) Kanten bei möglichst optimaler Glättung planarer Bereiche
- Medizinische Oberflächenmodelle: Kaum scharfe Kanten, Krümmungen ändern sich teilweise sehr schnell, „große“ Modelle

Glättung polygonaler Oberflächen: Anforderungen

Analog zur Glättung von Bilddaten:

- Beseitigung von hochfrequentem Rauschen bei Erhalt von Features

Maße/Bewertung:

- Krümmungsplots, Gesamtkrümmung

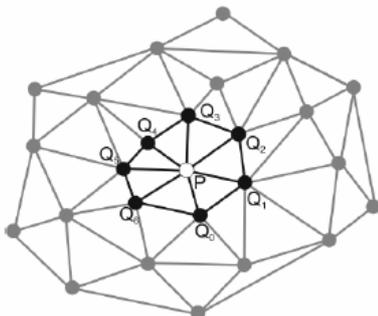
- Geschwindigkeit
- Genauigkeit

Maße:

- Geringe Abstände zwischen originaler Oberfläche und geglätteter Oberfläche
- Volumenerhalt

Glättung polygonaler Oberflächen: Vorgehensweise

- Iteriere über alle Eckpunkte und ersetze jeden Eckpunkt durch einen gewichteten Durchschnitt aus seinem alten Wert und den Eckpunkten aus der Umgebung
- Welche Umgebung?
 - Eckpunkte in einem bestimmten Abstand (eukl. Abstand)
 - Eckpunkte, die mit dem aktuellen Eckpunkt (direkt oder über einen Pfad der Länge n) verbunden sind (topologischer Abstand)



1. Ordnung (direkte Nachbarn)



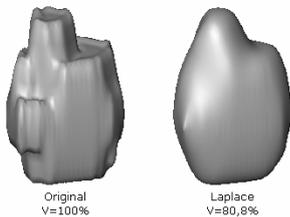
2. Ordnung

Glättung polygonaler Oberflächen: Laplace-Glättung

- Betrachtet Punkte q_i im topologischen Abstand von 1
- Parameter: Glättungsfaktor α und Zahl der Iterationen

$$p' = p + \frac{\alpha}{n} \sum_{i=0}^{n-1} (q_i - p)$$

- Realisiert in vtk (vtkSmoothPolyDataFilter), ...
- Einfach, schnell in der Ausführung
- Führt zu starkem (unkontrolliertem) Schrumpfen und erreicht die gewünschte Glattheit oft nur durch totales „Wegglätten“ kleinerer Merkmale

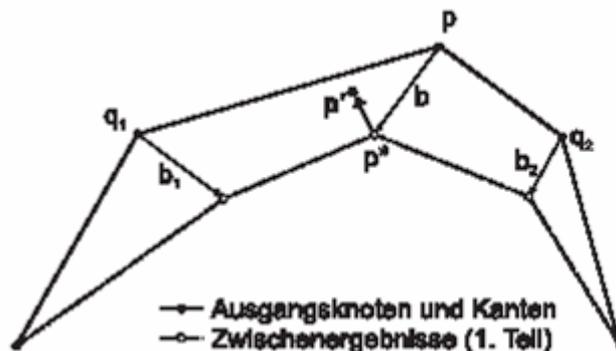


Glättung mit $\alpha = 0.5$ und 20 Iterationen

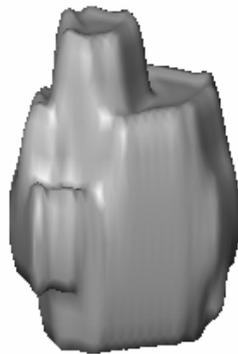


Glättung polygonaler Oberflächen: Laplace-Glättung mit Korrektur

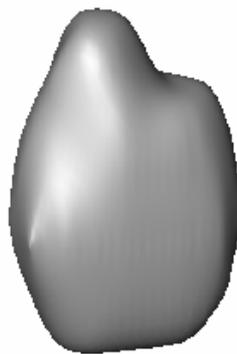
- Korrektur zum Erhalt des Volumens
- Modifizierte Knoten werden in jedem Schritt um einen bestimmten Betrag zurückverschoben (Mittelwert aller Verschiebungen in der betrachteten Umgebung)
- Zusätzliche Parameter:
 - Wie stark wird in Richtung des originalen Punktes verschoben?
 - Wie geht die Verschiebung der Nachbarn ein?



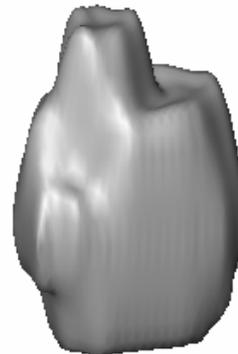
Glättung polygonaler Oberflächen: Laplace-Glättung mit Korrektur



Original
V=100%



Laplace
V=80,8%



Laplace+HC
V=99,8%

Literatur: Vollmer et al., „Improved Laplacian Smoothing of Noisy Surface Meshes“, Eurographics, 1999

Glättung polygonaler Oberflächen: Lowpass-Filterung

- Alternierende Ausführung von zwei Laplace-ähnlichen Filterungen mit unterschiedlichen Faktoren α und μ

$$p' = p + \lambda \sum_{i=0}^{n-1} w_i (q_i - p)$$

- Filterung: in der Regel $1/n$ (alle Nachbarn haben gleichen Einfluss, wie bei Laplace)
- Wahl von μ : etwas kleiner als α
- Default: $-\mu = -1.02 \alpha$ (Taubin, 1995)

Glättung polygonaler Oberflächen: Vergleich elementarer Methoden

Kriterien: Qualität, Volumenerhaltung (Messung in Amira), Laufzeit

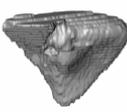
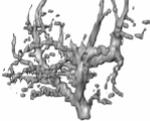
Methoden/Parameter:

Laplace, Laplace mit Korrektur, Lowpass

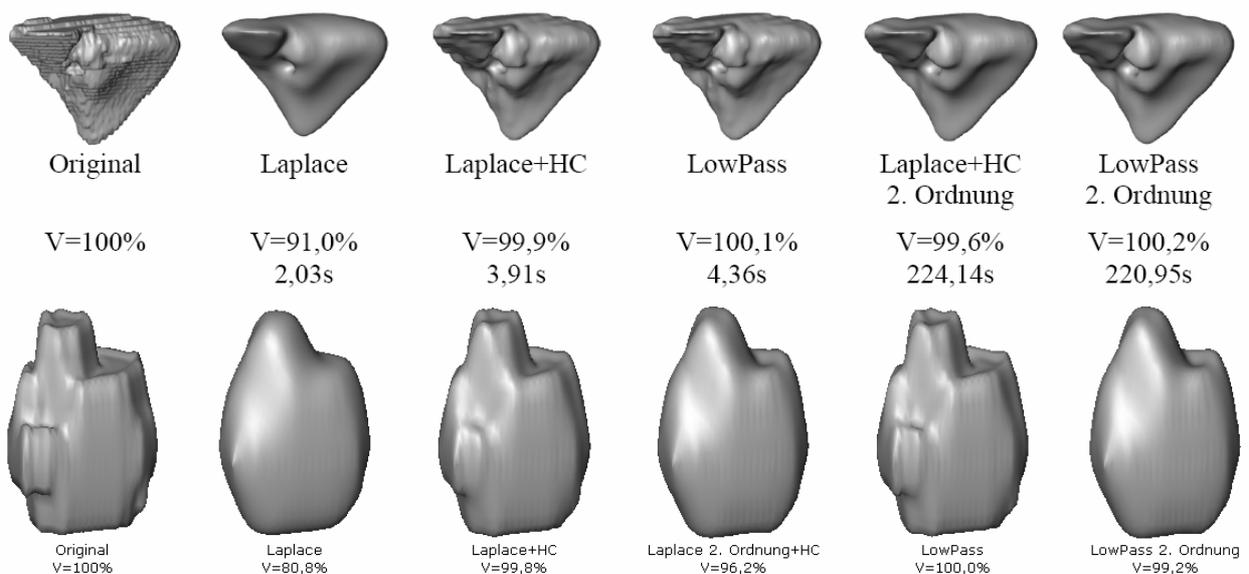
Unterschiedliche Iterationsstufen: 5, 10, 20, 50

Unterschiedliche Wichtungsfaktoren: 0.05, 0.1, 0.3, 0.5, 0.7, 0.9

Unterschiedliche Nachbarschaft: 1, 2 (topologisch)

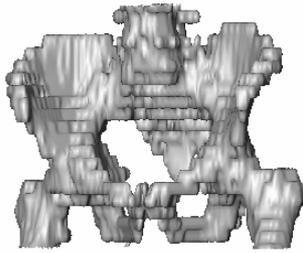
						
	Leber	Lymphknoten	Kopfwendemuskel	Beckenknochen	Gefäßbaum	Halsschlagader
Faces	37.148	3.412	9.616	53.930	23.236	1.956
Vertices	18.576	1.708	4.804	27.211	11.820	982
Voxel	1.696.250	1.664	101.035	430.318	96.807	16.404

Glättung von Oberflächen: Vergleich der Methoden

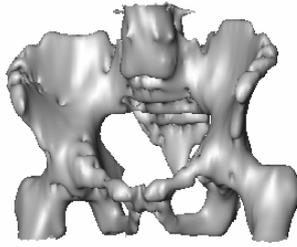


Glättungsfaktor: 0.5, 20 Iterationen

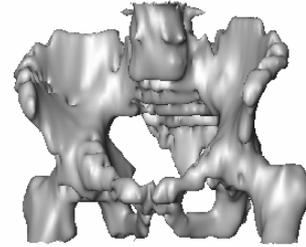
Glättung von Oberflächen: Vergleich der Methoden



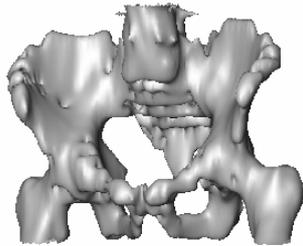
Original
V=100%



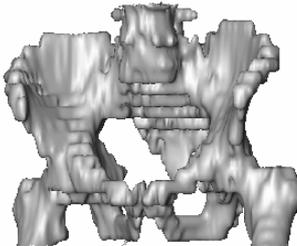
Laplace
V=94,2%



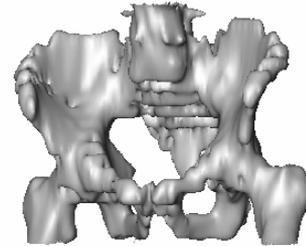
Laplace+HC
V=99,7%



Laplace 2. Ordnung+HC
V=98,9%



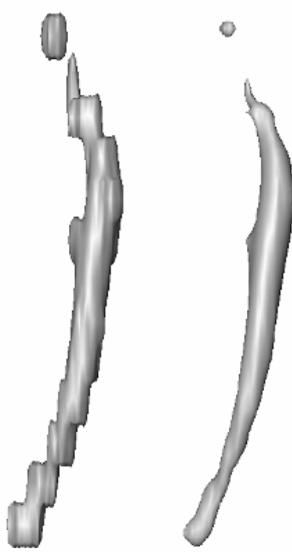
LowPass
V=100,4%



LowPass 2. Ordnung
V=100,1%

Alle Bilder mit Glättungsfaktor 0.5 und 10 Iterationen

Glättung von Oberflächen: Vergleich der Methoden



Original
V=100%



Laplace
V=102,2%



Laplace+HC
V=102,3%



Laplace 2. Ordnung+HC
V=82,7%



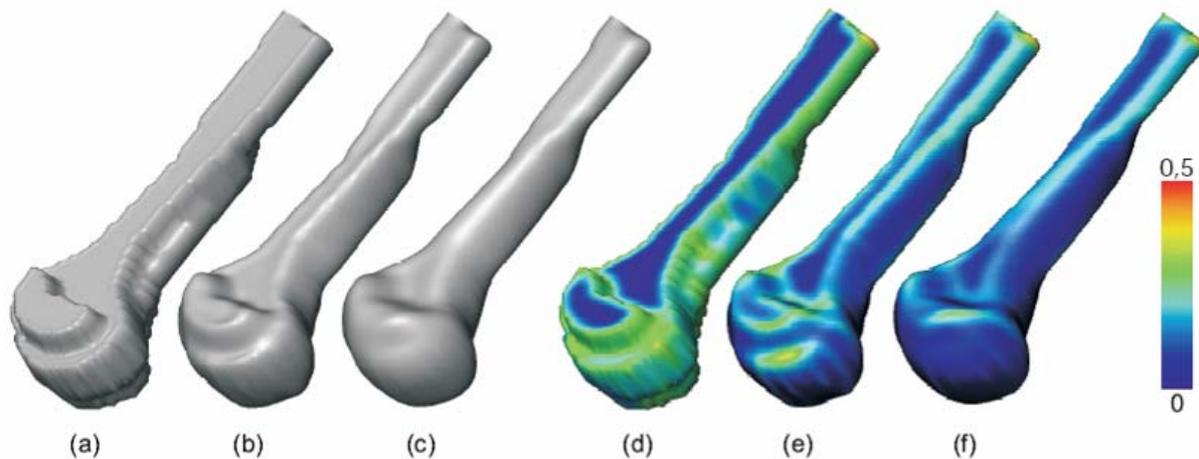
LowPass
V=104,3%



LowPass 2. Ordnung
V=99,3%

Halsschlagader: Glättungsfaktor: 0.7 und 10 Iterationen

Glättung von Oberflächen: Vergleich der Methoden



Original, Lowpass-Filterung mit 1-er Nachbarschaft und mit erweiterter Nachbarschaft sowie die korrespondierenden Krümmungswerte.

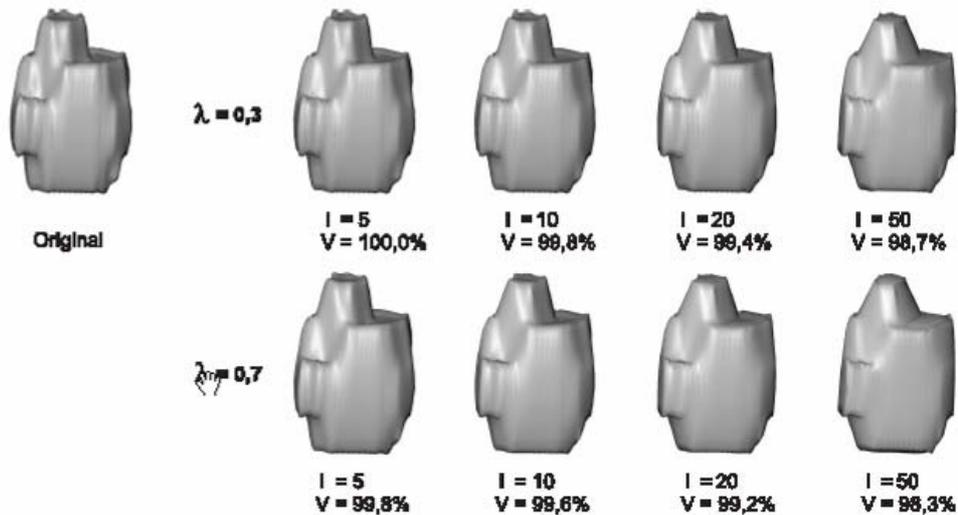
Glättung von Oberflächen: Weitere Methoden

- Mittelwert-Filterung
 - Ersetzt die Oberflächennormale für den aktuellen Punkt durch die durchschnittliche Normale der betrachteten Umgebung und passt anschließend die Koordinaten an.
- Median-Filterung
 - Ähnlich wie der Mittelwertfilter. Sortiert die Normalen in der Nachbarschaft nach dem Winkel zur aktuellen Normale und ersetzt die aktuelle Normale durch die in der Sortierung in der Mitte liegende Normale.
- Mean Curvature Flow
 - Nutzt Krümmungsmaße für die Modifikation von Eckpunkten.

Glättung von Oberflächen

Mittelwertfilterung

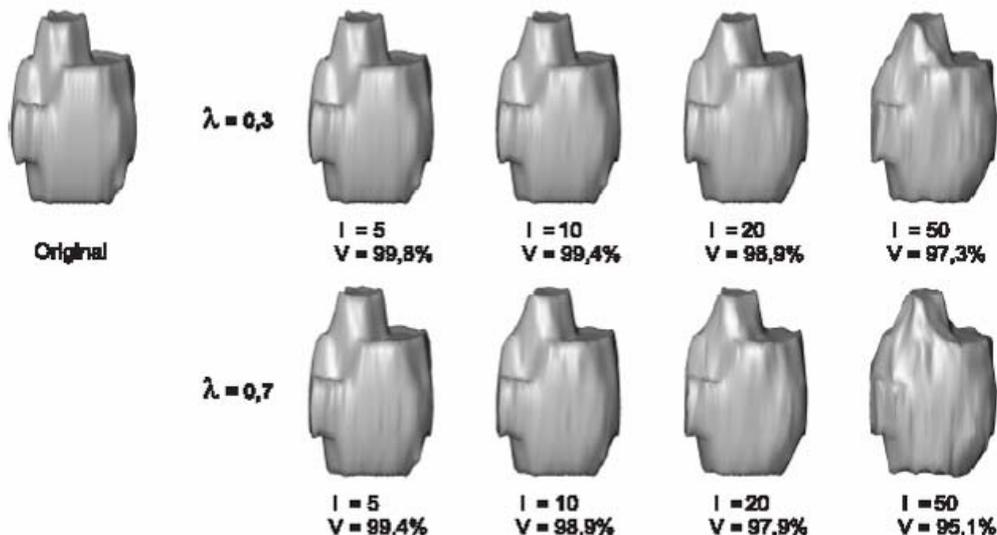
- Guter Volumenerhalt, gute Glättung für große kompakte Objekte, bei kleineren Objekten treten neue Artefakte auf (scharfe Kanten) vor allem bei hohem Faktor und großer Zahl an Iterationen



Glättung von Oberflächen

Median-Filterung:

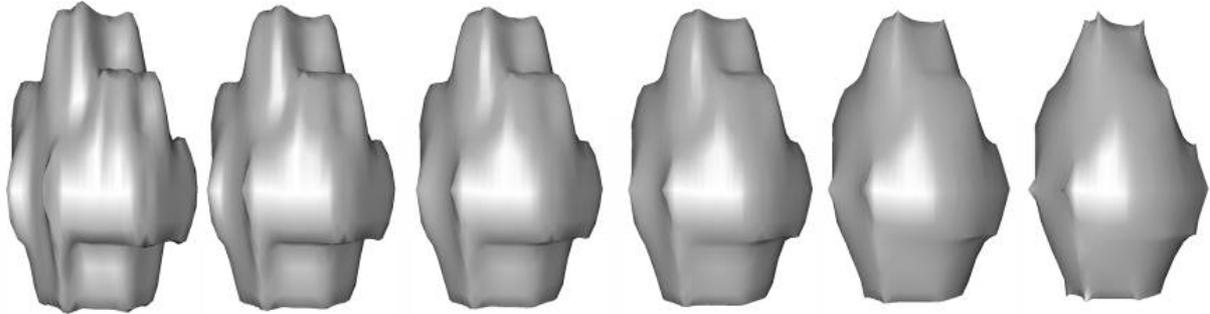
- Hauptanwendung: Erhalt scharfer Kanten in verrauschten Daten
- ähnliche Probleme wie Mittelwertfilter, teilweise noch ausgeprägter



Glättung von Oberflächen

Mean Curvature Flow

- Problematisch vor allem für kompakte Objekte bei stärkeren Glättungsfaktoren



Original, Glättung nach 5, 10, 20, 50 und 100 Iterationen.
Keine Korrektur zum Volumenerhalt.

Glättung von Oberflächen: Empfehlungen

- Low-Pass-Filter für alle Objektklassen am besten.
- Für kleine Objekte
 - Topologische Nachbarschaft der Größe 2, 20-50 Iterationen, Wichtung: 0.7
- Für flache Objekte, vor allem mit Problemstellen:
 - Topologische Nachbarschaft: 1, etwa 20 Iterationen
- Für längliche verzweigende Objekte:
 - Teilweise kein geeigneter Filter
 - Teilweise (wenig verzweigte Struktur). Low-Pass-Filter mit topologischer Nachbarschaft von 1, Wichtungsfaktor: 0.5 und 10 Iterationen

Desburn et al. Implicit Fairing of Irregular Meshes Using Diffusion and Curvature Flow, *SIGGRAPH*, 1999

Taubin, Gabriel., A Signal Processing Approach to Fair Surface Design, *SIGGRAPH*, 1995

Yagou et al., Mesh Smoothing Via Mean and Median Filtering, *Geometric Modelling and Processing*, 2002



Dokumentation

- R. Bade, J. Haase und B. Preim (2006). „Comparison of Fundamental Mesh Smoothing Algorithms“, *Simulation und Visualisierung*
- Alle 864 Messungen:
<http://www.wisg.cs.uni-magdeburg.de/cv/projects/LST/smoothing/>

Als Überblick:

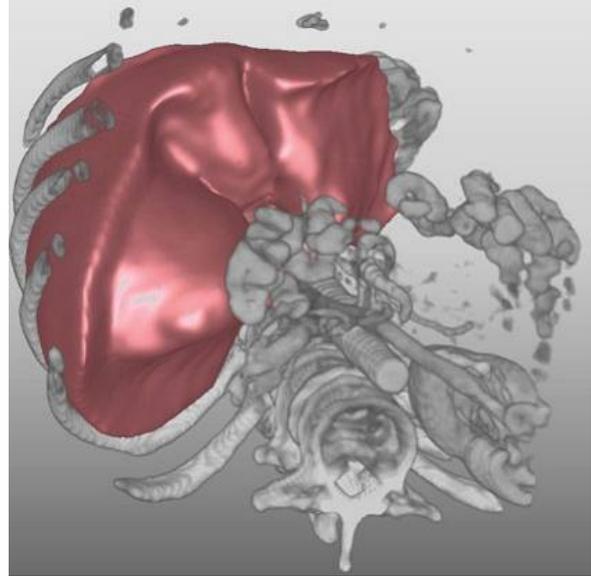
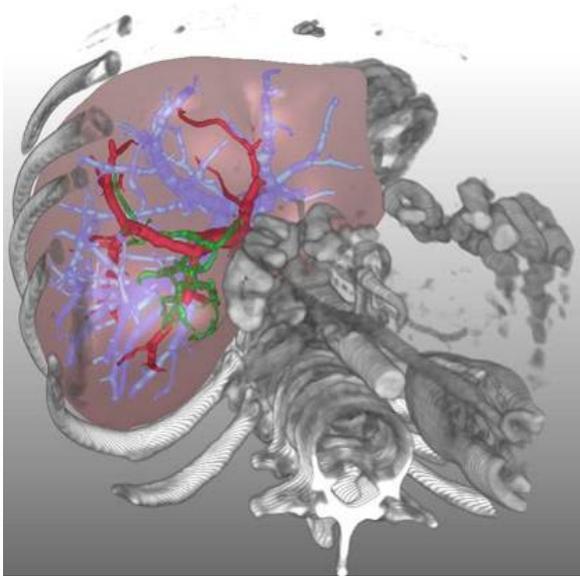
Gabriel Taubin. „Geometric Signal Processing on Polygonal Meshes“, *Eurographics, State of the Art-Report*

<http://mesh.caltech.edu/taubin/publications/taubin-eg00star.pdf>

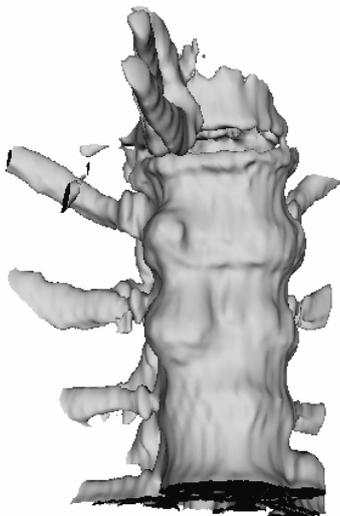


Oberflächenvisualisierung: Beispiele

- Einbettung von segmentierten Objekten (Isooberflächen, stark geglättet) in den anatomischen Kontext (DVR)



Oberflächenvisualisierung: Beispiele



© Wolf Spindler, MeVis Bremen



© Thomas Gerstner, Universität Bonn

- Gute Darstellung knöcherner Strukturen in CT-Daten. Kombination mehrerer Isoflächen durch geeignete Transparenzeinstellung.

Direkte Volumenvisualisierung



Direkte Volumenvisualisierung: Gliederung

Direkte Volumenvisualisierung

- Einleitung
- Bildbasierte Volumenvisualisierung
- Texturbasierte Volumenvisualisierung
- Projektionsmethoden



Anforderungen:

- Detailgetreue Visualisierung der Originaldaten (Relevanz für diagnostische und therapeutische Zwecke)
- Gute Wiedergabe der räumlichen Verhältnisse (visual cues, wie Schatten, Highlights, Tiefenabschwächung)
- Hohe Darstellungsgeschwindigkeit
- Integration von Oberflächen- und Volumendaten (*hybrides Rendern*)



DVR-Verfahren für die medizinische Visualisierung:

- *bildbasierte Verfahren*, die für jedes Pixel einen Strahl in die Szene (zurück)verfolgen und die Farbe/den Grauwert aus den getroffenen Voxeln – gewichtet mit der Transparenz – zusammensetzen (*back to front*),
- *objektbasierte Verfahren*, die die Voxel abtasten und ermitteln, welchen Beitrag die Voxel zu dem Bild (*front to back*) leisten, und (splatting, Westover [1990], Hanrahan [1991])
- *texturbasierte Verfahren*, die einen 3D-Texturspeicher und Hardware-unterstützung für das Texture Mapping nutzen.



Direkte Volumenvisualisierung: Einleitung

Begriffe

- **Voxel:** elementarer Bestandteil eines Volumendatensatzes, wobei angenommen wird, dass die Intensität in dem repräsentierten Teilvolumen
- **Tagged Volume:** Volumendatensatz, bei dem jedes Voxel die Zugehörigkeit zu segmentierten Objekten beschreibt.
- **Transferfunktion:** Funktion, die Daten auf Präsentationsvariablen abbildet.
- **Klassifiziertes Volumen:** Volumendatensatz, bei dem den Voxeln Opazitätswerte zugeordnet worden sind. (Anwendung der TF als Klassifikation bezeichnet).



Direkte Volumenvisualisierung: Einleitung



Volumerendering zur Beurteilung von Lebergefäßen, Video von Christoph Wald, Lahey Klinik Boston

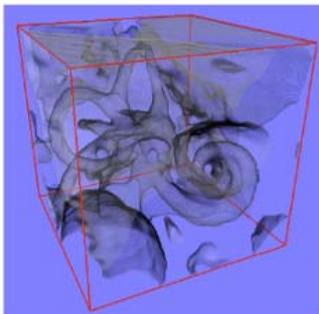


Direkte Volumenvisualisierung: Einleitung

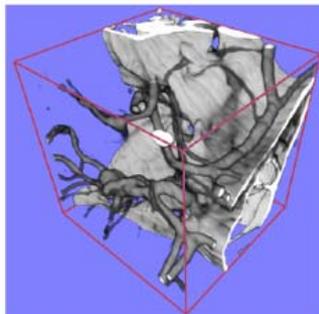
Beispiele:

Innenohr mit HR-CT: matrix: 512x512, thickness: 1 mm,
slice Dist: 0.5 mm, 64 slices, resolution: 0.12 mm

Intrakraniale Gefäße, CTA: 512x512x256, resolution: 1 mm,
thickness: 1 mm



CT Inner Ear Detail
1 MB (128 x 128 x 64)



CTA Aneurysma Detail
2 MB (128 x 128 x 128)

Was ist typisch?

Viele transparent oder semi-transparent dargestellte Voxel

Wie wird das spezifiziert?

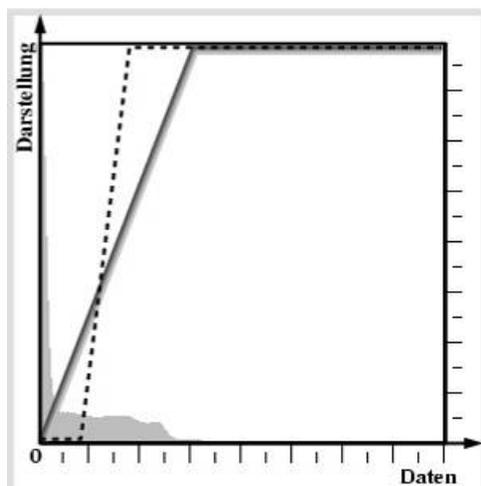
Durch eine entsprechende TF

Quelle: Rezk-Salama, 2002

Direkte Volumenvisualisierung: Einleitung

Einstellen von TFs für Grauwerte und Transparenz
(oft lineare Funktionen).

Histogramm als Kontext in einem graphischen Editor dargestellt.



Quelle: Hastreiter, 1999

Direkte Volumenvisualisierung: Einleitung

Volumenrenderinggleichung (ohne Schatten und Streuung):

$$I_{\lambda}(x, r) = \int_0^L c_{\lambda}(s) e^{-\int_0^s \alpha(t) dt} ds$$

- I_{λ} Menge des Lichtes der Wellenlänge λ
- r Richtung des betrachteten Sichtstrahles
- x Position auf der Bildebene
- L Länge des Lichtstrahles
- s Aktueller Punkt auf dem Lichtstrahl
- C_{λ} Licht der Wellenlänge λ , das von s in Richtung reflektiert oder emittiert wird.
- α Dichte der Partikel, die Licht zum Betrachter reflektieren



64/109

Bernhard Preim



Direkte Volumenvisualisierung: Einleitung

$$I_{\lambda}(x, r) = \int_0^L c_{\lambda}(s) e^{-\int_0^s \alpha(t) dt} ds$$

Numerische Approximation:

$$I_{\lambda}(x, r) = \sum_{i=0}^{L/\Delta s} c_{\lambda}(s_i) * \prod_{j=0}^{i-1} (1 - \alpha(s_j))$$

- $C_{\lambda}(s_i)$ Lokale Farbe an der Position s_i
- $\alpha(s_j)$ Transparenz an der Position s_j
- $C_{\lambda}(s_i)$ und α sind die Transferfunktionen

Produkt beschreibt die Restsichtbarkeit (nach Durchlaufen des Strahles)



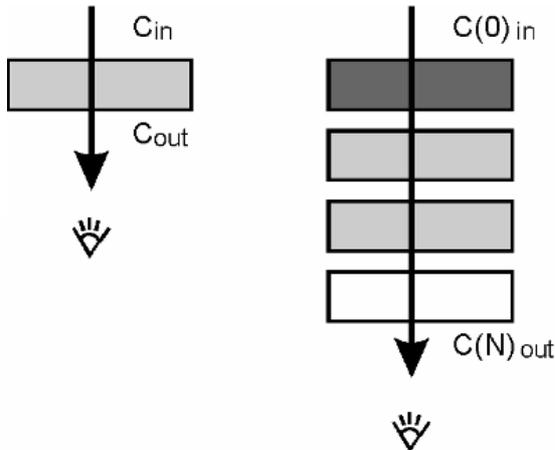
65/109

Bernhard Preim



Direkte Volumenvisualisierung

Setzen: $I(0) = C(0)$, $\alpha(0) = 1$



• Farbwert und Transparenz eines Pixels ergibt sich durch Überlagerung semitransparenter Voxel (compositing)

$$C_i := C_{i-1} * (1 - \alpha_i) + \alpha_i C_i \text{ (Farbe)}$$

$$\alpha_i := \alpha_{i-1} * (1 - \alpha_i) + \alpha_i \text{ (Opazität)}$$

Wenn α_i sehr klein wird, kann abgebrochen werden.



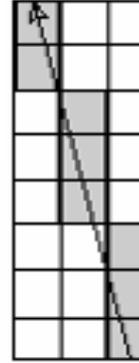
Direkte Volumenvisualisierung

- Realisierung der Überlagerung
- Zwei Varianten:
 - **Back-to-Front:** Beginnend mit der hintersten Schicht wird gezeichnet.
Vorteil: Jede Schicht ist im Verlauf der Bildgenerierung sichtbar.
 - **Front-to-Back:** Beginnend mit der vordersten Schicht wird gezeichnet.
Vorteil: Die Überlagerung kann frühzeitig abgebrochen werden, wenn eine Schicht bzw. Teile davon opak sind.

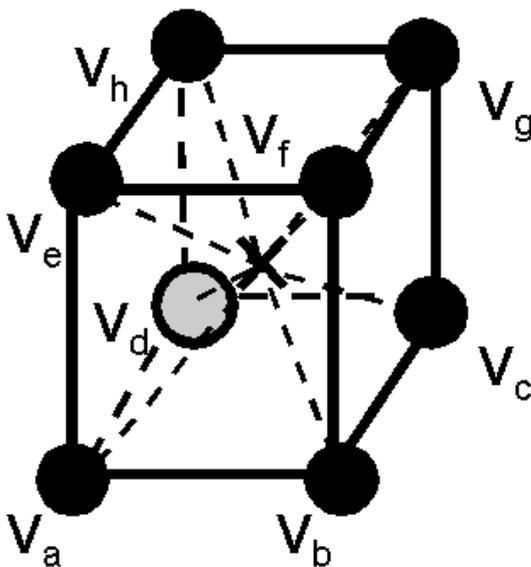


Direkte Volumenvisualisierung: bildbasierte Verfahren

- Verfolgung von Strahlen in die Szene (Raycasting)
- Pro Abtastpunkt:
 - Runden auf das nächstliegende Voxel (Nearest Neighbor)
 - Tri-Lineare Interpolation aus den 8 umgebenden Voxeln



Direkte Volumenvisualisierung: bildbasierte Verfahren



Trilineare Interpolation

$I(x)$: Intensität/Dichtewert an der Stelle x

$$\begin{aligned} I(V_p) = & I(V_a) (1-x_p) (1-y_p) (1-z_p) \\ & + I(V_e) (1-x_p) (1-y_p) z_p \\ & + I(V_b) x_p (1-y_p) (1-z_p) \\ & + I(V_f) x_p (1-y_p) z_p \\ & + I(V_c) x_p y_p (1-z_p) \\ & + I(V_g) x_p y_p z_p + \\ & + I(V_d) (1-x_p) y_p (1-z_p) \\ & + I(V_h) (1-x_p) y_p z_p \end{aligned}$$

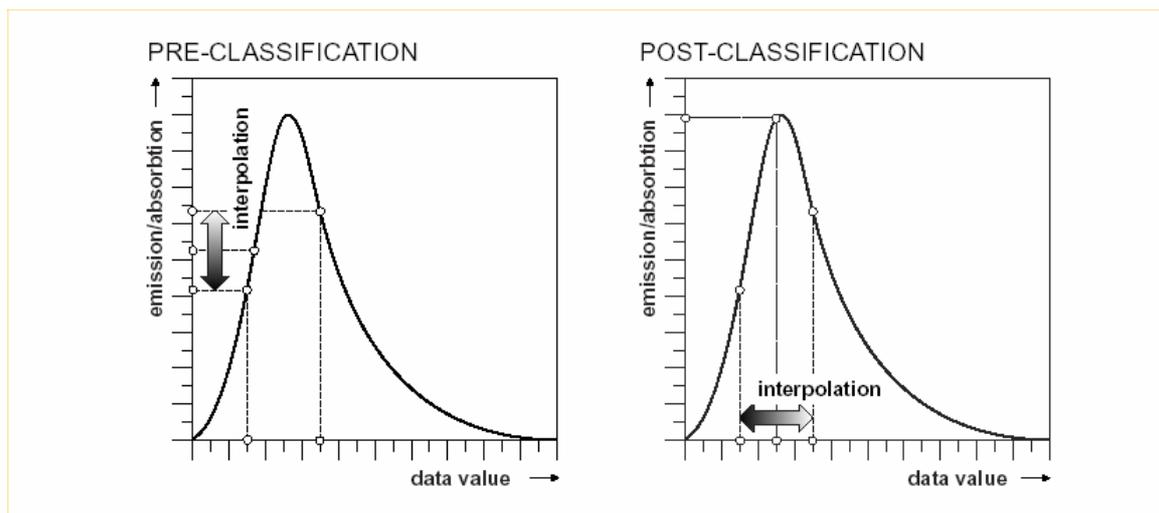


Interpolation und Anwendung der Transferfunktion

- **1. Variante:** Anwenden der TF (Klassifikation) auf alle Eckpunkte im Bereich des Filters (Ergebnis: RGBA-Quadrupel) und danach (tri)lineare Interpolation dieser Quadrupel (*Pre-Classification*)
- **2. Variante:** Interpolation der Intensitätswerte aus den Daten (z.B. Hounsfield-Units) und danach Anwendung der Transferfunktion auf das interpolierte Ergebnis (*Post-Classification*)

Problem der ersten Variante: Farbwahrnehmung ist nicht-linear in RGB und Interpolation für bis zu 4 Kanäle. Diese Variante wird aber oft durch Hardwarelookup-Tabellen unterstützt.

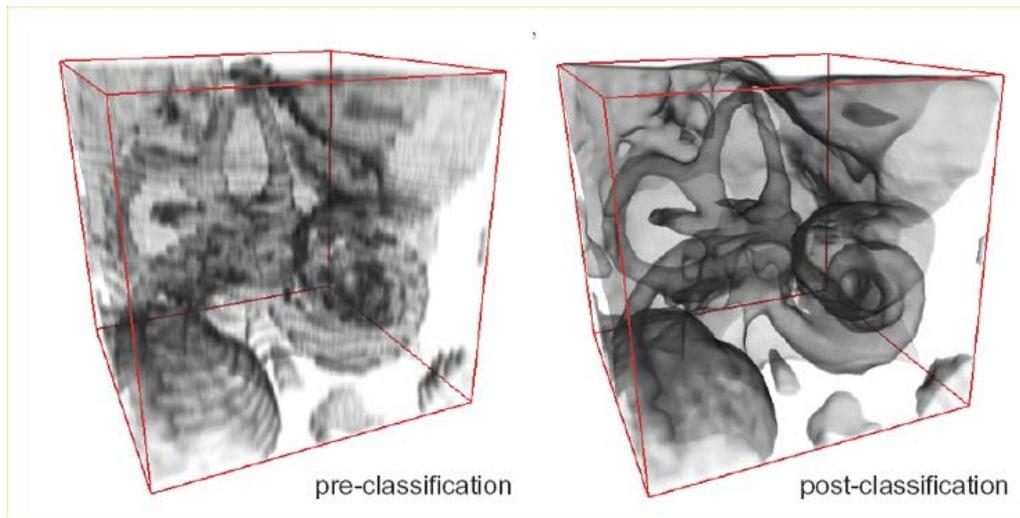
Interpolation und Anwendung der Transferfunktion



Späte Anwendung der TF ist genauer!

Quelle: Rezk-Salama, Dissertation, 2002

Interpolation und Anwendung der Transferfunktion



Quelle: Rezk-Salama, 2002

Grundlegender Algorithmus Raycasting:

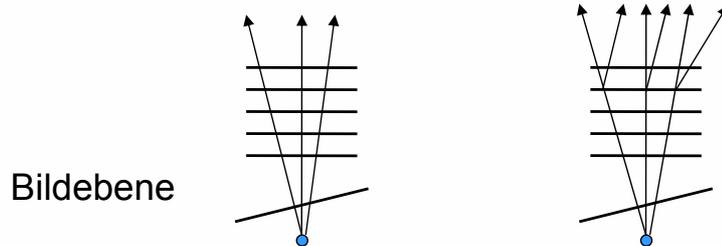
```
for  $y_i = 1$  to ImageHeight
  for  $x_i = 1$  to ImageWidth
    for  $z_i = 1$  to RayLength
      foreach  $x_0$  in ResamplingFilter ( $x_i, y_i, z_i$ )
        foreach  $y_0$  in ResamplingFilter ( $x_i, y_i, z_i$ )
          foreach  $z_0$  in ResamplingFilter ( $x_i, y_i, z_i$ )
            add contribution of Voxel [ $x_0, y_0, z_0$ ] to ImagePixel [ $x_i, y_i$ ]
```

Resampling-Filter entspricht der Interpolation (oft 2x2x2 Werte)

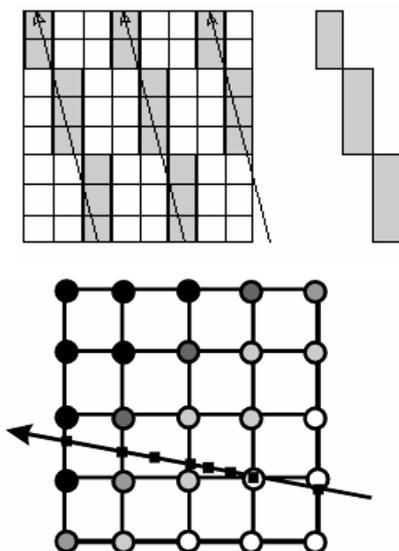
Problem: Volumen wird nicht in der Reihenfolge traversiert, in der es im Speicher liegt. Häufig werden Voxel benötigt, die nicht im Cache oder Hauptspeicher stehen.

Direkte Volumenvisualisierung: bildbasierte Verfahren

- **Problem:** einheitliche Abtastung des Volumens bei perspektivischer Projektion (divergierende Strahlen)
- **Lösungsvarianten:**
 - Teilen der Strahlen (*split*)
 - Strahl integriert breiteren Bereich bei weiter entfernten Schichten



Direkte Volumenvisualisierung: bildbasierte Verfahren



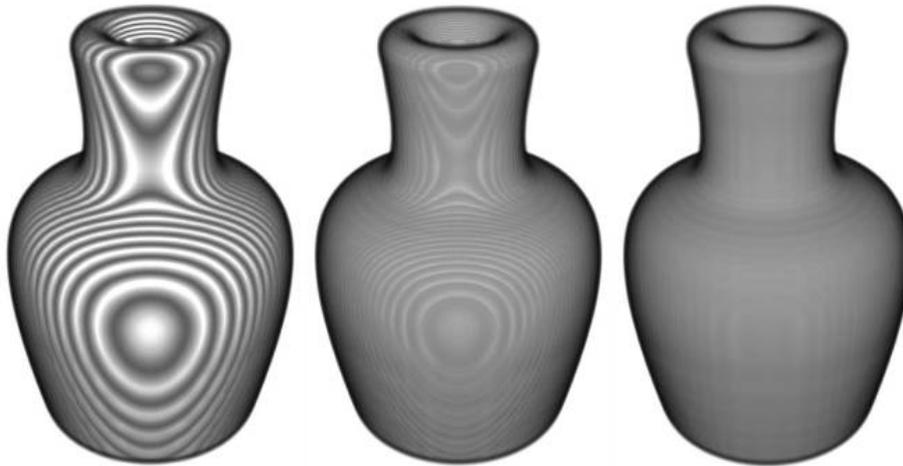
Methoden der Beschleunigung

- Strahlentemplates bei parallelem Raycasting (Yagel et al. [1992])
- Early ray termination (z.B. bei 95% Opazität, Beschleunigung etwa um Faktor 2) (Levoy [1990])
- Adaptive ray sampling (Abtastrate in stark transparenten Bereichen oder mit zunehmender Entfernung erhöhen) (Danskin, Hanrahan [1992])



Direkte Volumenvisualisierung: bildbasierte Verfahren

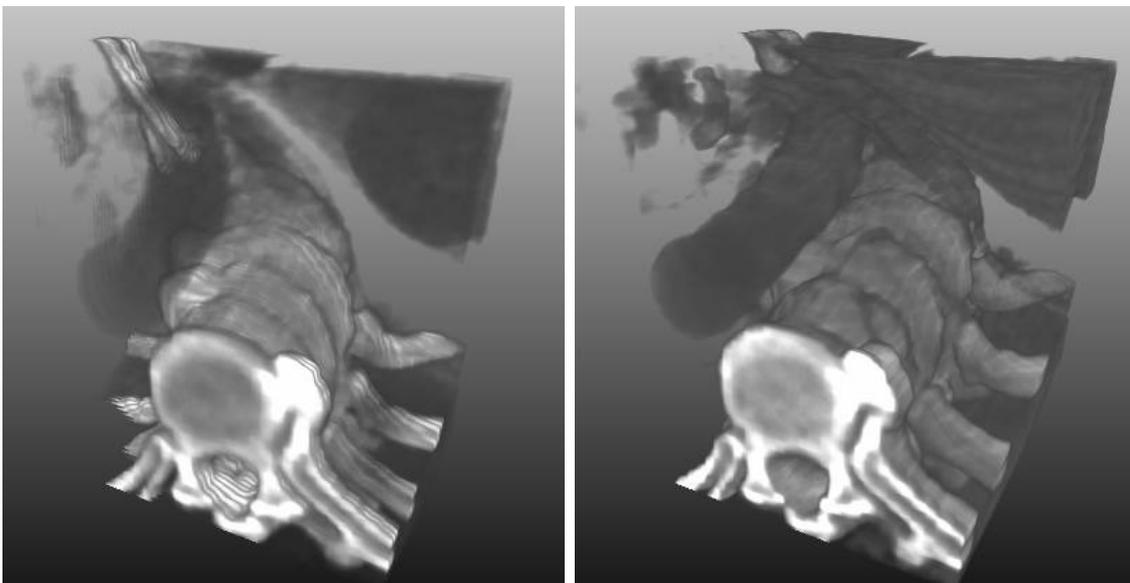
Einfluss der Abtastrate auf Aliaseffekte (Schrittweite: 2.0 Voxel, 1.0 Voxel, 0.1 Voxel), (© Schroeder et al. [1998])



Empfehlung: Schrittweite < 0.5 Voxel (nach Abtasttheorem: Abtastung mindestens mit der doppelten Frequenz, die in den diskreten Daten vorkommt).

Direkte Volumenvisualisierung: bildbasierte Verfahren

Einfluss der Abtastrate auf die Aliaseffekte
(Schrittweite: 1.0 Voxel, 0.2 Voxel)



Definition des Volumens

- Volumen wird in den 3D-Texturspeicher geladen.
- Anwendung einer (hardwaregestützten) Lookup-Tabelle, in der die Daten skaliert und verschoben werden können und auf RGBA-Werte abgebildet werden (Umwandlung in internes Format)
- Wenn Volumen > Texturspeicher
 - Teilen des Volumens in Bricks
 - Überlappung der Enden der Bricks für korrekte Interpolation an den Rändern

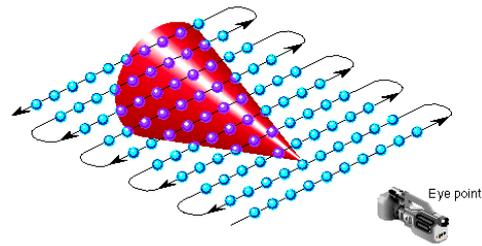
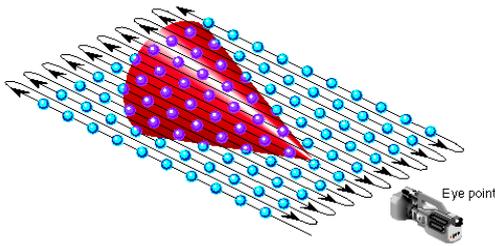


Darstellung des Volumens

- Volumen wird durch äquidistante Ebenen geschnitten
- Für jede Schnittebene entstehen texturierte Polygone, die von hinten nach vorn gezeichnet und dabei semi-transparent überlagert werden.
- Wenn Volumen > Texturspeicher
 - Sortieren der Blöcke nach der Entfernung
- Hardware: 3d-Texturspeicher in PC Graphikkarten, ATI Radeon seit 10/2000 und NVidia ab GForce 3 (2/2001)



Direkte Volumenvisualisierung: texturbasierte Verfahren



Quelle: Silicon Graphics

Vergleich der Vorgehensweisen bei der bildbasierten Volumenvisualisierung (raycasting, links) und bei texturbasierten Verfahren (rechts)



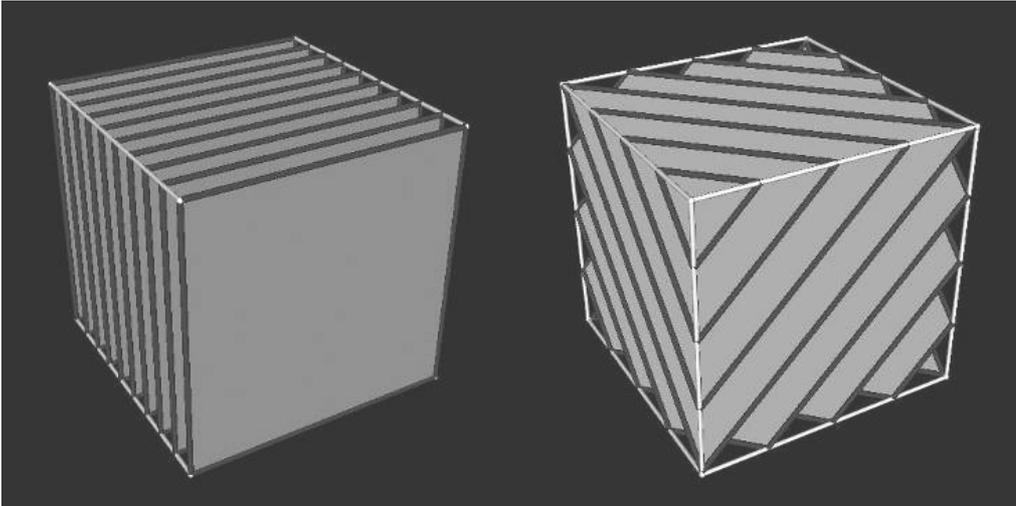
Direkte Volumenvisualisierung: texturbasierte Verfahren

Nutzung von 2D-Texturemapping Hardware

- Volumen wird 3x in den Texturspeicher geladen (je eine Kopie für jede orthogonale Richtung)
- Bei Rotation wird jeweils die Kopie genutzt, bei der der Winkel zwischen Sichtrichtung und entsprechender orthogonaler Richtung minimal ist.
- **Probleme:**
 - Umschalteffekte zwischen den 3 Durchlaufrichtungen (Artefakte, Verzögerung)
 - Speicherbedarf



Direkte Volumenvisualisierung: texturbasierte Verfahren



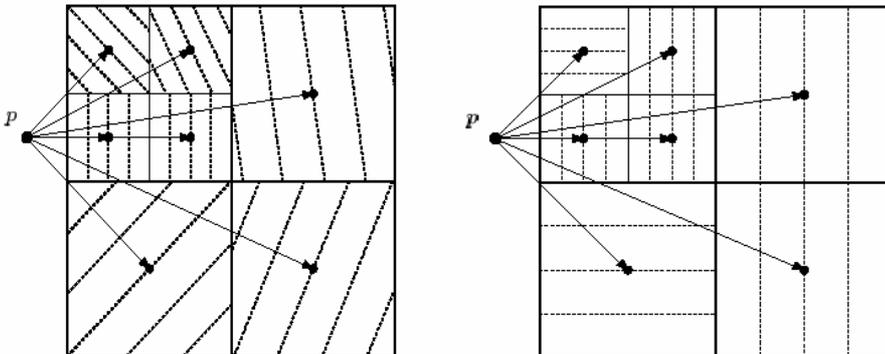
Quelle: Silicon Graphics

2D-Texture Mapping und 3D-Texture Mapping mit Schnittebenen, die parallel zur Sichtebene verlaufen. (viewportparallel)

Direkte Volumenvisualisierung: texturbasierte Verfahren

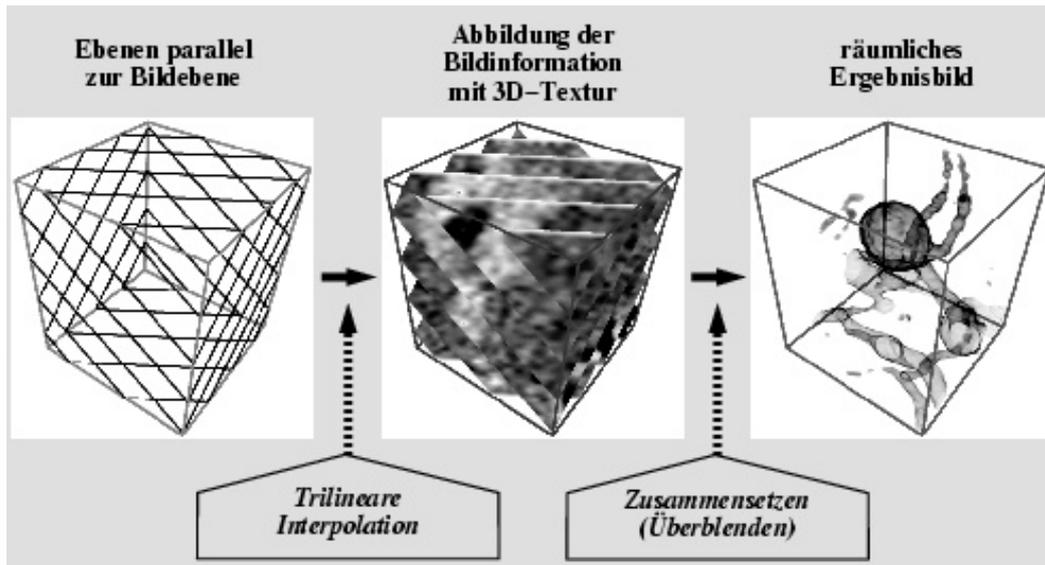
Viewportparalleles und achsenparalleles Rendering

- Viewportparalleles Rendering verbessert die Qualität erheblich.
- Im Zusammenhang mit hierarchischen Datenstrukturen und perspektivischer Darstellung sind unterschiedliche Schnittrichtungen für Teile der Daten sinnvoll. Links: vp-parallel, rechts: achsenparallel



Quelle: LaMar et al. (1999)

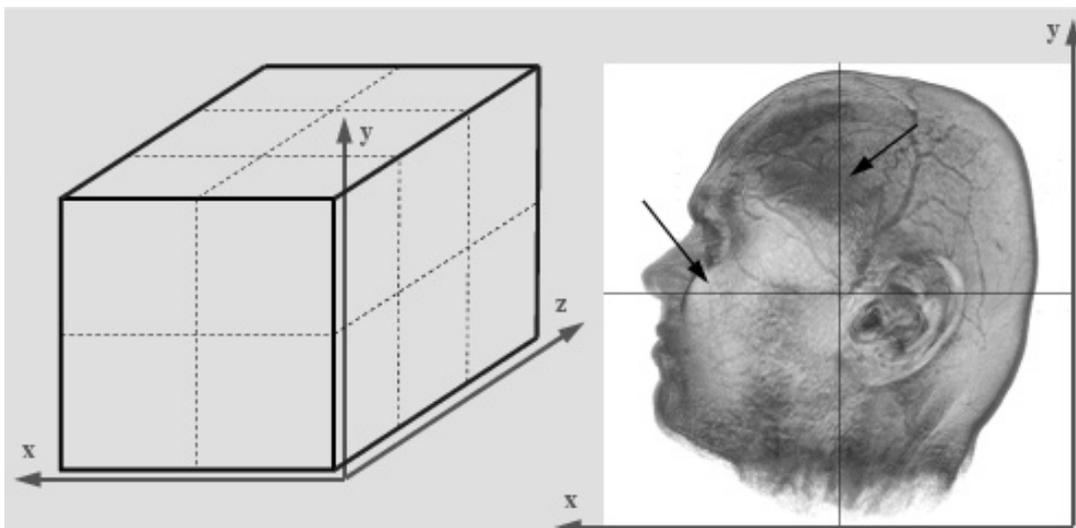
Direkte Volumenvisualisierung: texturbasierte Verfahren



Vorgehensweise bei der Nutzung von 3D-Texturen
(© Peter Hastreiter, Uni Erlangen)

Direkte Volumenvisualisierung: texturbasierte Verfahren

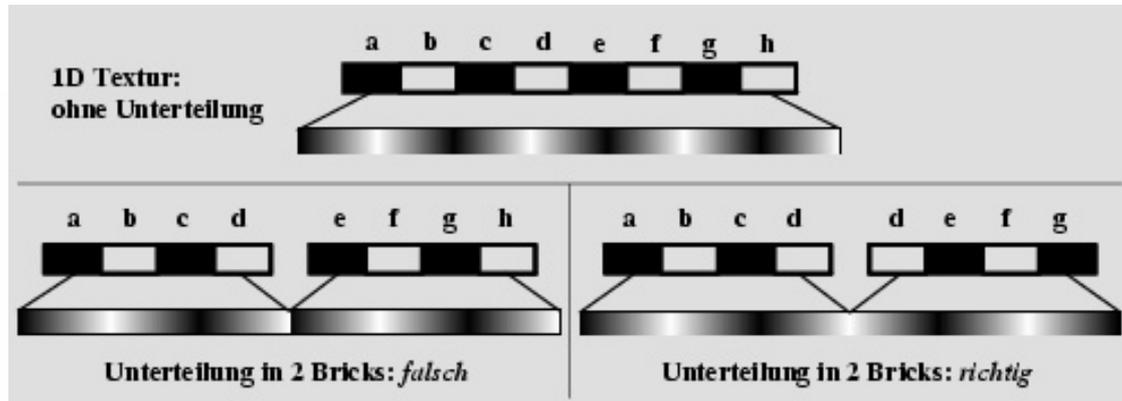
Unterteilung des Volumens in Bricks, Artefakte (schwarze Streifen) bei Nichtbeachtung der Ränder
(© Peter Hastreiter, Uni Erlangen)



Direkte Volumenvisualisierung: texturbasierte Verfahren

Unterteilung in Bricks, so dass sich die Daten um ein Voxel in jeder Dimension überlappen. Dadurch entstehen an den Rändern kontinuierliche Übergänge.

(© Peter Hastreiter, Uni Erlangen)



Direkte Volumenvisualisierung: texturbasierte Verfahren

Interpolation von Schichten

- Problem: bei stark anisotropen Daten ist die Schichtanzahl nicht ausreichend für eine gute Qualität.
- Interpolation von zusätzlichen Schichten ist möglich; erhöht aber den Speicherbedarf für das Volumen.
- Lösungsmöglichkeit mit moderner Graphikhardware: Nutzung von Multitexturen (für einen Abtastpunkt werden zwei Texturen berücksichtigt und zwischen diesen linear interpoliert). Zusätzliche Schicht entsteht temporär bei der Darstellung.

Direkte Volumenvisualisierung: Projektionsmethoden

Average Projection	pro Strahl Durch-schnitt aller getroffenen Voxel	Simulation von Röntgenprojektionen
Maximum (minimum) Intensity Projection (M(m)IP)	pro Strahl hellster (dunkelster) getroffener Voxel	Darstellung von Gefäßen, verrauschte Daten
Closest Vessel Projection (Zuiderveld [1995])	pro Strahl erster getroffener Voxel oberhalb eines Schwellwertes	Darstellung von Gefäßen

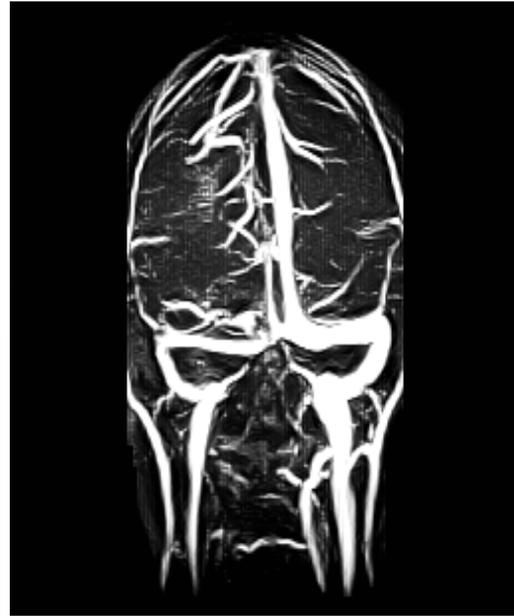


Direkte Volumenvisualisierung: Projektionsmethoden

- Projektionsmethoden *erfordern* keine Transferfunktion.
- Transferfunktion *können* bei Projektionsmethoden genutzt werden (z.B. Einstellung einer Transfer-funktion, die Knochen vollständig transparent darstellt und Berücksichtigung der Transparenz bei Anwendung der MIP).
- **Kombination von MIP und DVR:** Gewichtete Überlagerung der durch MIP und DVR entstehenden Voxel (Kontinuum zwischen MIP und DVR).

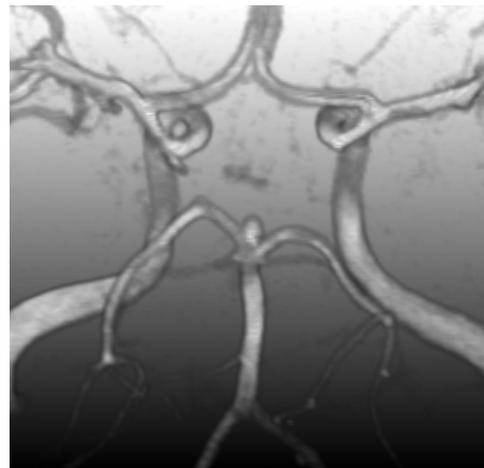
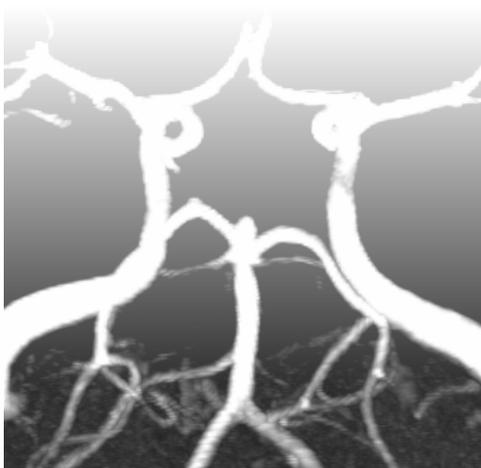


Direkte Volumenvisualisierung: Projektionsmethoden



MIP (Daten: MR-Angiographie)

Direkte Volumenvisualisierung: Projektionsmethoden



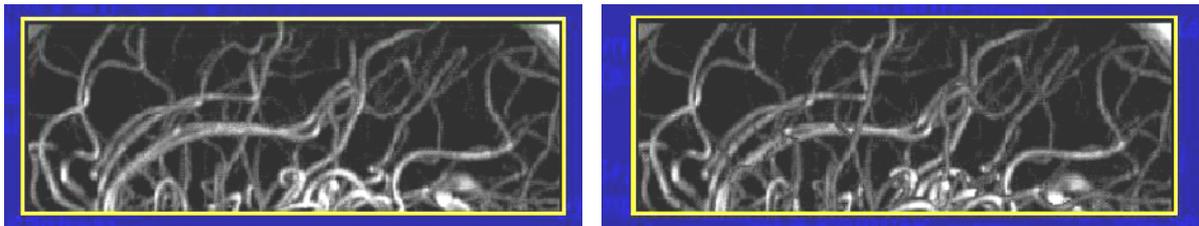
Vergleich von MIP und DVR, zerebrale Gefäße, Ziel: Diagnose von Aneurysmen (Daten: MR-Angiographie, Prof. Terwey, Bremen)

Direkte Volumenvisualisierung: Projektionsmethoden

- Einschränkung der Daten, auf die eine MIP angewendet wird:
 - (1) Entferne bestimmte Strukturen, die die MIP-Interpretation stören.
Beispiel: Entfernung von Knochen (interaktiv durch Setzen eines Saatpunktes und Region Growing)
 - (2) Wende die MIP auf ein bestimmtes Teilvolumen an.
Beispiel: MIP-Darstellung in einem segmentierten Organ zur gezielten Beurteilung dieses Organs



Direkte Volumenvisualisierung: Projektionsmethoden



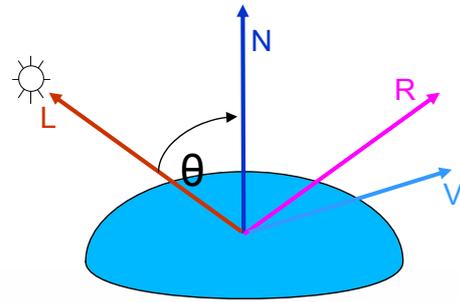
MIP und CVP von Hirngefäßen (© Karel Zuiderveld)

Zur Beurteilung räumlicher Verhältnisse werden oft Movies mit Rotationen von MIP und CVP in Zentralperspektive genutzt.



Direkte Volumenvisualisierung: Beleuchtung

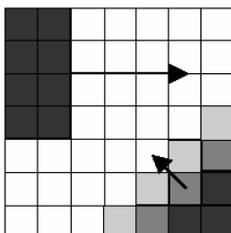
- Einfallswinkel θ : Winkel zwischen L und N (bestimmt die diffuse Reflexion)
- Reflexionswinkel r : Winkel zwischen R und N .
- Winkel ϕ zwischen V und R bestimmt Intensität des einfallenden Lichtes.
- Wenn $V = R$ (bzw. $\phi = 0$) wird das Licht maximal zum Betrachter reflektiert.



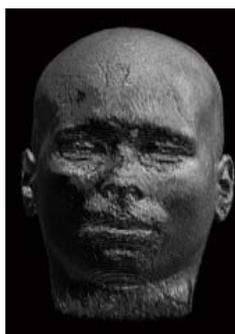
L-Vektor zur Lichtquelle
N-Oberflächennormale
R-Reflektierter Lichtstrahl
V-Vektor zum Betrachter



Direkte Volumenvisualisierung: Beleuchtung



- Approximation der Oberflächennormalen durch Gradientenberechnung (grey level gradient shading, Quelle: Höhne und Bernstein [1986])
- Problem: Speicheraufwand: 4 Byte * 3 pro Voxel
- Indirekte Speicherung der Normalen als Indizes in ein Feld von normalisierten Vektoren (Rundung)
→ Diskretisierung der Normalen in einer Gradienten-Lookup-Tabelle



- Beleuchtete Darstellung eines MRT-Datensatzes (hohe Abtastrate und trilineare Interpolation)

Probleme:

- Hohe Rauschempfindlichkeit (evtl. Gradienten glätten) bzw. kleine Gradienten ignorieren (Schwellwert nutzen)
- Keine Berücksichtigung der Stärke des Gradienten



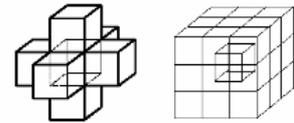
Direkte Volumenvisualisierung: Shading

Verbreitete Varianten der Gradientenschätzung:

- (1) Zentrale Differenzen (6 Nachbarn):

$$\nabla V(X) = (\partial V/\partial x, \partial V/\partial y, \partial V/\partial z)$$

$$\begin{aligned} \nabla V(x_i, y_j, z_k) = & \left(\frac{1}{2} (V(x_{i+1}, y_j, z_k) - V(x_{i-1}, y_j, z_k)), \right. \\ & \left. \frac{1}{2} (V(x_i, y_{j+1}, z_k) - V(x_i, y_{j-1}, z_k)), \right. \\ & \left. \frac{1}{2} (V(x_i, y_j, z_{k+1}) - V(x_i, y_j, z_{k-1})) \right) \end{aligned}$$



- (2) Schätzung der Gradienten aus den 26 Nachbarn
(Gewichtung nach dem Abstand zum zentralen Voxel)
- (3) Berechnung der Gradienten nicht aus den direkten Nachbarn,
sondern z.B. aus $x_{i+2}, x_{i-2}, y_{i+2}, y_{i-2}, z_{i+2}, z_{i-2}$,

Die zweite Variante ist aufwändiger als die erste, aber qualitativ besser.

Probleme: Randbehandlung, linienhafte Strukturen



Validierung in der medizinischen Visualisierung

- Genauigkeit der generierten Visualisierungen (bei gegebenen Bilddaten) hängt von einer Vielzahl von Parametern ab:
 - Art und Parameter der Interpolation
 - Abstände der Abtastpunkte
 - Verwendete Gradientenfilter
 - Behandlung von Rändern bei texturbasierten Verfahren
 - Fehlern in der Implementierung!

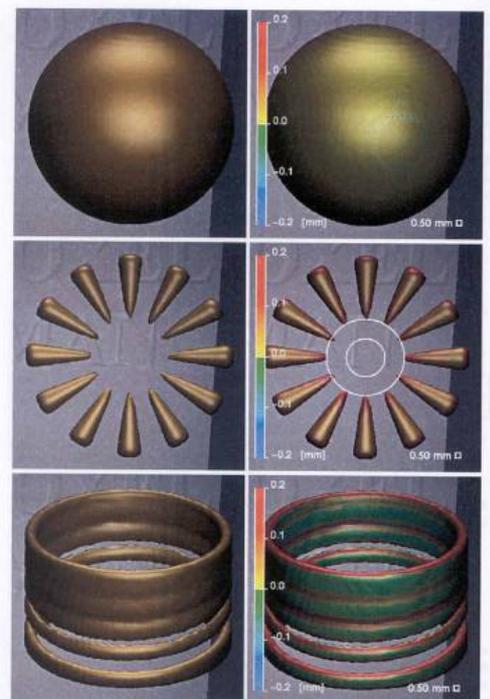


Validierung in der medizinischen Visualisierung

- Wesentliche Parameter der Genauigkeit:
 - **Ortsfehler:** Abstand zwischen einem dargestellten Punkt (z.B. Grenze zwischen 2 Materialien) in einer Visualisierung
 - **Normalenfehler:** Abweichung der approximierten Normale von der tatsächlichen (Winkel in Grad)
- Wie bewertet man Genauigkeit?
 - Qualitativ durch Betrachtung von Bildern. **Problem:** Exakte Lösung ist nicht bekannt.
 - Quantitativ durch Volumenvisualisierung von Phantomen: Exakte Ergebnisse sind bekannt; **Problem:** Übertragbarkeit auf klinische Daten.

Validierung in der medizinischen Visualisierung

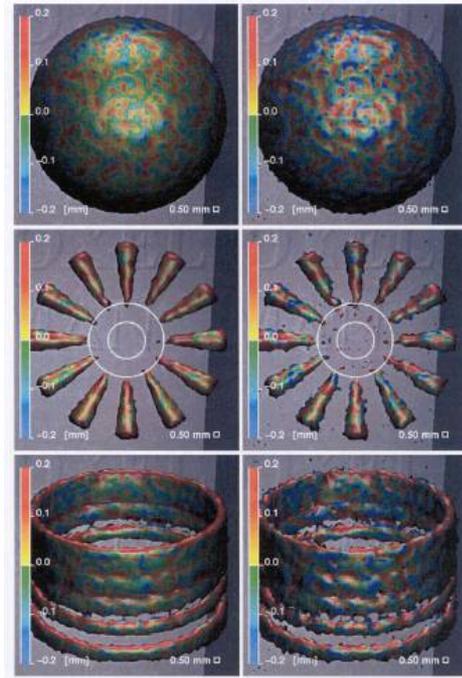
- **Testkörper:** Kugel, SIEMENS-Stern und unterbrochener Zylinder.
- **Links:** Oberflächenvisualisierung.
Rechts: Nach Diskretisierung (1 mm^3) Volumenvisualisierung. Farbcodierung des entstehenden Ortsfehlers.



© Pommert [2004]

Validierung in der medizinischen Visualisierung

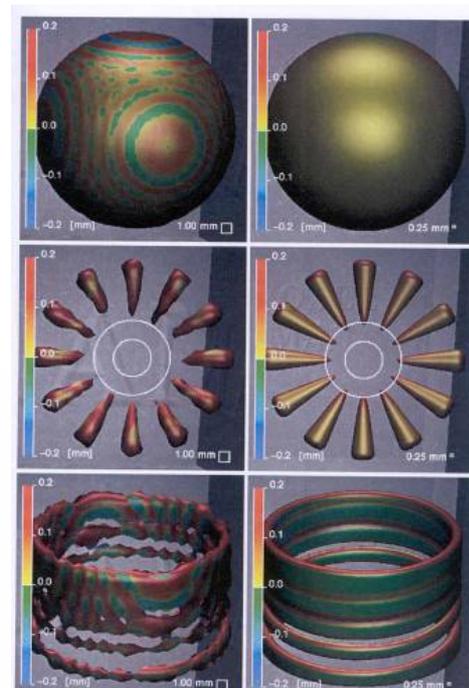
- Simulation von additivem Rauschen in den Bilddaten. Farbcodierte Darstellung des Ortsfehlers.
- **Interpretation:** Welche Abweichungen können bei einem bestimmten Rauschniveau (Faltungskern) entstehen.



© Pommert [2004]

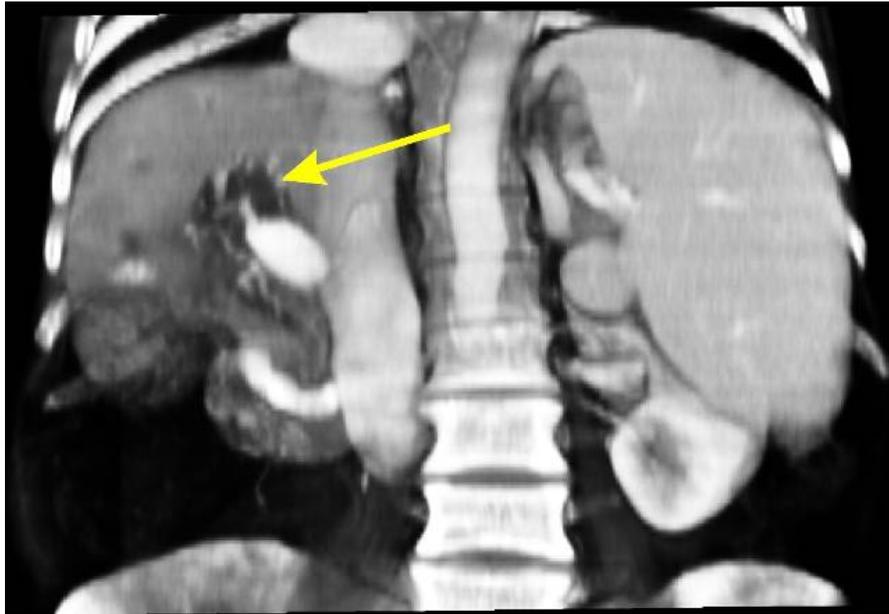
Validierung in der medizinischen Visualisierung

- Einfluss der Voxelgröße auf die Fehler, die bei der Visualisierung auftreten.
- **Interpretation:** Wenn ich sicher sein will, dass in meiner Visualisierung der Fehler höchstens $<n>$ mm beträgt, benötige ich folgende Auflösung.



© Pommert [2004]

Direkte Volumenvisualisierung: Beispiele



- Leber-CT, Diagnose: Thrombose der Pfortader in der Leber, (Rendering VolumePro 500, © Hoen-Oh Shin, MH Hannover)

Direkte Volumenvisualisierung: Beispiele



- Leber-CT, Diagnose: Pankreaskopftumor,
(Rendering VolumePro 500, © Hoen-Oh Shin, MH Hannover)

Direkte Volumenvisualisierung: Beispiele



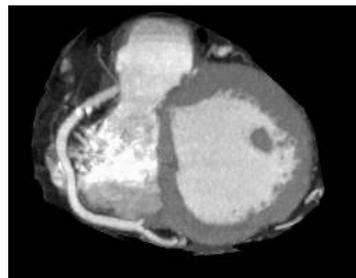
LungenCT, Diagnose: Bronchialkarzinom im Hilusbereich,
(Rendering VolumePro 500, © Hoen-Oh Shin, MH Hannover)



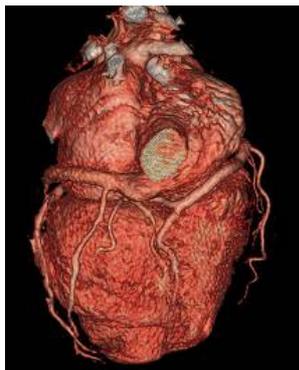
Werkzeuge zur Volumenvisualisierung: Volume Pro 1000 - Bildergalerie



CTA der Bauch-
gefäße



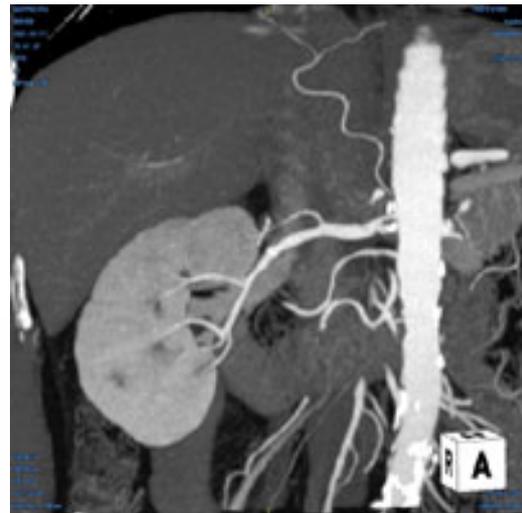
MIP beschränkt auf ein
Subvolumen (Slab)
Daten: Cardiac CTA



Aneurysma der
Bauchaorta



Tumor im Halsbereich



MIP-Darstellung der Nieren(gefäße)

Literatur: Volume Rendering

VE Bramkov, RP Barneva, P Nelig (2000) "Minimally Thin Discrete Triangulation",
In: Chen et al. [2000], S. 52-70

M Chen, AE Kaufman, R. Yagel (Hrsg.) (2000) *Volume Graphics*, Springer

J Danskin und P Hanrahan (1992) "Fast Algorithms for Volume Ray Tracing",
Proceedings of 1992 Workshop on Volume Visualization, Boston, MA, S. 91-105

S Fang und H Chen (2000) "Hardware Accelerated Voxelisation", In: Chen et al.
[2000], S. 302-315

P Hastreiter (1999) *Registrierung und Visualisierung medizinischer Bild-daten unterschiedlicher Modalitäten*, Dissertation, Techn. Fakultät, Universität Erlangen-Nürnberg

KH Höhne und R Bernstein (1986) "Shading 3D-images from CT using gray level gradients", *IEEE Trans. Med. Imaging* MI-5, (1986), S. 45-47

Literatur: Volume Rendering

- P Lacroute und M Levoy (1994) "Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transformation", *Proc. of SIGGRAPH '94*, S. 451-458
- P Lacroute (1995) *Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transformation*, PhD-Thesis, Stanford (online verfügbar)
- Eric C. LaMar, Bernd Hamann, Kenneth I. Joy, "[Multiresolution Techniques for Interactive Texture-Based Volume Visualization](#)", *IEEE Visualization '99*, S. 355-361, 1999
- D Laur und P Hanrahan (1991) "Hierarchical Splatting: A Progressive Refinement Algorithm for Volume Rendering", *Proc. of SIGGRAPH '91*, S. 285-288
- M Levoy (1988) "Display of Surfaces from Volume Data", *IEEE Graphics and Applications*, Band 8(3), S. 29-37
- M Levoy (1990) "Volume Rendering by Adaptive Refinement", *The Visual Computer*, Band 6(1), S. 2-7, February 1990
- M Levoy (1990b) "A Hybrid Raytracer for Rendering Polygon and Volume Data", *IEEE Graphics & Applications*, Band 10 (2), S. 33-40
- H Noordmans, A Smeulders und H Van der Voort (1997) "Fast Volume Render Techniques for Interactive Analysis", *Visual Computer*, Band 13(8), S. 345-358



Literatur: Volume Rendering

- J Oikarinen, R Hietala und L Jyrkinen (2000) "High Quality Volume Rendering Using Seed Filling in View Lattice", In: Chen et al. (2000), S. 199-210
- A Pommert (2004) *Simulationsstudien zur Untersuchung der Bildqualität für die 3D-Visualisierung tomografischer Volumendaten*, Dissertation am Institut für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin, Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf
- C Rezk-Salama (2002) *Volume rendering techniques for general purpose graphics hardware*, Dissertation, Techn. Fakultät, Universität Erlangen-Nürnberg
- L Westover (1990) "Footprint Evaluation for Volume Rendering", *Proc. of SIGGRAPH '90*, S. 367-376, August 1990
- R. Yagel, A. Kaufman, and Q. Zhang (1991) "Realistic Volume Imaging", *IEEE Visualization '91*, S. 226-231
- R Yagel, (1992) "Template-Based Volume Viewing", *Proc. of Eurographics*, Computer Graphics Forum, Band 11(3), S. 153-157
- KJ Zuiderveld, AH Koning, M Viergever (1992) "Acceleration of Ray Casting using 3d Distance Transforms", *Proc. of Visualization in Biomedical Computing*, S. 324-335
- [KJ Zuiderveld \(1995\) *Visualization of multimodality medical volume data using object-oriented methods*, PhD-thesis University of Utrecht](#)

