

Distanzabhängige Transferfunktionen für die medizinische Volumenvisualisierung

Andreas Tappenbeck¹, Bernhard Preim² und Volker Dicken¹

¹Mevis gGmbH - Centrum für Medizinische Diagnosesysteme und Visualisierung,
Universität Bremen, Universitätsallee 29, 28359 Bremen

²Institut für Simulation und Grafik, Otto-von-Guericke Universität Magdeburg,
Universitätsplatz 2, 39106 Magdeburg
Email: tappenbeck@gmx.net

Zusammenfassung. Distanzabhängige Transferfunktionen gewährleisten eine hohe Kontrolle der Abbildungseigenschaften und erlauben damit das Erzeugen aussagekräftiger Volumenvisualisierungen. Im medizinischen Bereich können sie bei der Diagnostik und Therapieplanung eingesetzt werden. Sie lassen sich beispielsweise dazu nutzen, die Lage und Umgebung von Tumoren zu erkunden, was für deren Entfernen von erheblicher Relevanz ist.

1 Problemstellung

Tomographische Aufnahmeverfahren erzeugen Volumendaten, die üblicherweise in Form von Schichtbildern oder als Volumenrendering betrachtet werden. Beim Volumenrendering liegt der Schlüssel zu guten Visualisierungen in der Definition geeigneter Transferfunktionen (TF), die die Bildeigenschaften auf Opazität und Farbe abbilden und damit Sichtbarkeit und Färbung von Strukturen steuern. Mit Hilfe von intensitätsabhängigen 1D-TF_n ist es nicht möglich, unterschiedliche Gewebe klar von einander zu differenzieren. Zusätzlich können Positionsinformationen genutzt werden. Insbesondere lassen sich Abstände zu Referenzstrukturen auswerten, wodurch eine distanzabhängige Steuerung von Farb- und Opazitätswerten und damit eine bessere Kontrolle der Visualisierung erreicht wird.

2 Stand der Forschung

Eine der ersten Arbeiten, die sich mit TF_n auf dem Gebiet der Volumenvisualisierung beschäftigt, stammt von Mark Levoy [1]. Sein Ansatz basiert auf der Darstellung von Kanten in Datensätzen, die durch die Auswertung von Isowerten und Gradientenstärken ermittelt werden. Dieser Ansatz wurde von Kindlmann und Durkin erweitert [2]. Zusätzlich zu Intensität und Gradientenstärke wird über den Einsatz von Histogrammvolumen die zweite Ableitung in Gradientenrichtung in den Visualisierungsprozess einbezogen, was bessere Ergebnisse bei der Darstellung von Kanten ermöglicht. Ein distanzbasierter Ansatz, bei dem

Tabelle 1. Parameter für Visualisierung Abb. 2. (Eigenschaften von Opazitäts- und Farbfunktion: C - konstant über Intensität und Distanz, LI - linear steigend mit der Intensität, konstant über die Distanz)

Darstellung	Distanz(mm)	Intensität(HU)	Opazität	Farbe
Knochen	[-40, 0]	[100, 1450]	0-1, LI	schwarz-hellblau, LI
Lungenoberfläche	[0, 1]	[-1024, 3071]	0.1, C	rot, C
Lungengefäße	[1, 23]	[-824, -424]	0-1, LI	schwarz-beige, LI
Lunge opak	[23, 60]	[-1024, -424]	1, C	schwarz-hellgrün, LI

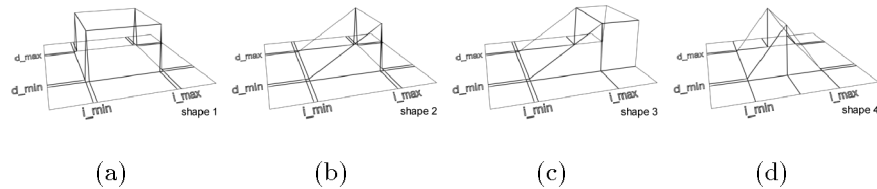
Abstände zur Betrachterposition ausgewertet werden, wird in [3] vorgestellt. Gewebe kann in Abhängigkeit von der Distanz zum Betrachter ein-/ausgeblendet werden. Die Grenzen dieses Verfahrens liegen in der Einschränkung des Distanzbezuges zu einem Punkt. Eine weitere Arbeit von Dicken et al. [4] beschäftigt sich damit, 2D-Projektionsansichten von Gewebeschichten zu erzeugen, die einen konstanten Abstand zu Organoberflächen aufweisen (anatomische Reformatierung). Die letzten beiden Ansätze werden in diesem Paper dahingehend erweitert, dass für die Bereitstellung von 3D-Visualisierungen eine Auswertung von Distanzen zu beliebig komplexen Referenzstrukturen im Datensatz vorgenommen wird.

3 Methoden

Die Ausdruckskraft von Volumenvisualisierungen ist häufig durch eine geringe lokale Kontrolle der Abbildungseigenschaften begrenzt. Visualisierungsparameter werden üblicherweise für gesamte Datensätze einheitlich definiert. Im medizinischen Bereich liegt der Fokus jedoch oft auf anatomisch abgegrenzten Strukturen. Die in der Umgebung befindlichen Gewebe sind von geringerem Interesse und dienen deshalb bestenfalls der Bereitstellung von Kontextinformationen. Der Einsatz von TFn, die in Abhängigkeit von der Distanz zu Referenzstrukturen definiert werden, kann hier sehr nützlich sein. Zu Grunde liegt der Gedanke, dass das Interesse an Gewebestrukturen in Visualisierungen maßgeblich durch ihren Abstand zu Referenzstrukturen, wie beispielsweise Organoberflächen, bestimmt wird. Zusätzlich zur Intensitätsdimension wird eine zweite Datendimension, die Distanz zu Referenzstrukturen, ausgewertet. Die Positionsinformation der Voxel geht dabei über ihre Distanz indirekt in den Visualisierungsprozess ein. Das Konzept wird im Folgenden an einem Beispiel der Visualisierung eines CT-Thoraxdatensatzes verdeutlicht (siehe Abb. 2). Dabei wird Gewebe in verschiedenen Distanzintervallen zur Lungenoberfläche unterschiedlich dargestellt. Die Parameter der verwendeten TF sind in Tab. 1 zusammengefasst.

Es wurden vier Distanz-Intensitätsintervalle festgelegt, die auf Farbwerte ungleich $[0, 0, 0]$ (RGB) und Opazitätswerte ungleich 0 abbilden. Für die Darstellung der Knochen wird in einem Distanzintervall von $[-40\text{mm}, 0\text{mm}]$ für das Intensitätsintervall $[100\text{HU}, 1450\text{HU}]$ eine mit der Intensität linear steigende Opazität sowie ein linearer Farbverlauf (schwarz-hellblau) zugewiesen (Distanzwerte

Abb. 1. Nützliche Funktionstypen für CFn. d_{\min} , d_{\max} , i_{\min} und i_{\max} repräsentieren die Grenzen des Distanz- und Intensitätsintervalls.



außerhalb der Referenzstruktur sind negativ, innere positiv). Für die Darstellung von Lungenoberfläche, Lungengefäßen und opakem Lungengewebe wurden drei weitere Distanzintervalle definiert. Es ist so leicht möglich, in einem Distanzintervall eine opake Darstellung der Lunge zu erzeugen, während in anderen eine Darstellung der Lungengefäße oder auch ein Ausblenden des Lungengewebes erfolgen. In diesem Beispiel wurden für bestimmte Distanzintervalle über die Distanz konstante Abbildungseigenschaften verwendet. Darüber hinaus ist es möglich, distanzabhängige Farbverläufe/Opazitätsänderungen zu definieren. Für die Bereitstellung der Distanzinformationen wird ein zusätzlicher Volumendatensatz eingesetzt, in dem der euklidische Abstand jedes Voxels zur Referenzstruktur abgelegt ist. Die gewünschten Referenzstrukturen müssen für die Distanzberechnung im Vorfeld segmentiert werden. Dies kann meist (semi-)automatisch geschehen. Als Visualisierungsverfahren wurde 3D-Texturemapping verwendet. Dieses Verfahren ermöglicht qualitativ hochwertige Visualisierungen bei hohen Frameraten. Da TFn als 2D-Lookup-Tabellen repräsentiert werden, ist die Verwendung eines Volumenrenderers erforderlich, der diese unterstützt. Außerdem werden Verfahren für die Definition von 2D-TFn benötigt. Im Folgenden wird ein interaktiver Ansatz hierfür vorgestellt.

Interaktive Definition von 2D-TFn: Wichtige Anforderungen an die Definition von TFn sind geringer Interaktionsaufwand sowie hohe Flexibilität und Intuitivität. Ein verbreitetes Konzept zur Definition von 1D-TFn, welches diese Anforderungen erfüllt, beruht auf der Anwendung stückweise linearer Funktionen, die mit Hilfe von parametrisierten Komponentenfunktionen (CF) definiert werden [5]. Die Verwendung von CFn ermöglicht das Zusammensetzen einfacher und bewährter Grundfunktionen zu komplexen TFn. Hierbei ist die Interaktion auf die Auswahl und Parametrierung der Grundfunktionen beschränkt. Dennoch ist die erforderliche Flexibilität durch die Möglichkeit der Verwendung beliebiger Funktionstypen und Parametrierungen gewährleistet. Wir erweitern dieses Konzept auf 2D. Dabei werden TFn aus einer beliebigen Anzahl von CFn zusammengesetzt, die mit Hilfe von fünf Parametern beschrieben werden. Ein *Distanzintervall* definiert, auf welche Distanzwerte sich eine CF auswirkt. Über ein *Intensitätsintervall* wird der Intensitätsbereich festgelegt, auf den eine CF Einfluss nimmt. Der *Funktionstyp* bestimmt das Verhalten der Opazitäts- und

Abb. 2. Visualisierung eines Lungenflügels. Es werden vier Distanzintervalle mit unterschiedlichen Visualisierungsparametern verwendet: Knochen, Lungenoberfläche, Lungengefäße, opake Lungendarstellung.

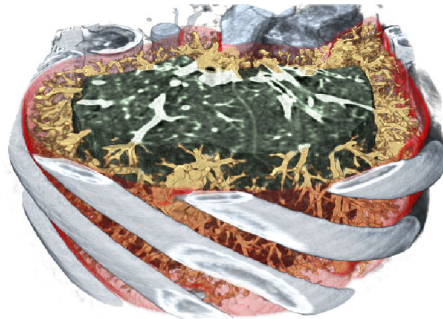
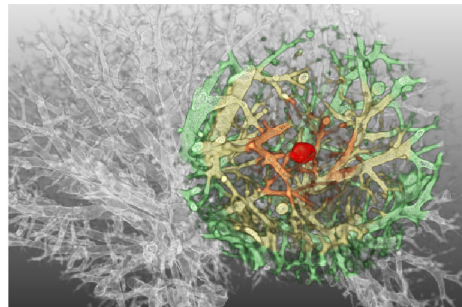
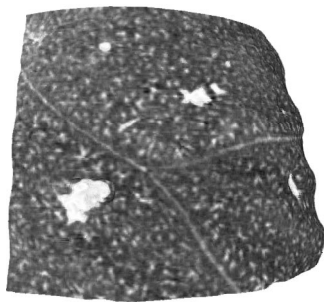


Abb. 3. (links) Visualisierung einer zur Lungenoberfläche äquidistanten Schicht im Abstand von 5.1mm. (rechts) Farbliche Darstellung der Abstände von Lungengefäßen zu einem Rundherd in 15mm-Schritten: rot [0m, 15mm], gelb [15mm, 30mm], grün [30mm, 45mm].



Farbfunktion innerhalb der definierten Intervalle. Die *Opazität und Farbe* definieren die maximale Opazität sowie die Farbe des von der CF darzustellenden Gewebes. Für die Auswahl eines Funktionstyps haben sich verschiedene Grundfunktionen als nützlich erwiesen.

Die Wahl wird durch das erwünschte Verhalten der Opazitäts- und Farbfunktion bestimmt. Die in Abb. 1a dargestellte Funktion realisiert eine konstante Opazitäts- und Farbfunktion innerhalb des gewählten Intensitäts- und Distanzintervalls (Erweiterung einer Box in 1D). Die Funktionen (b) und (c) haben ein lineares Verhalten, was Opazitäts- und Farbverläufe ermöglicht (Rampe in 1D). Funktion (d) weist ein linear steigendes und fallendes Verhalten auf (Zelfunktion in 1D). Oft ist es sinnvoll, für Opazität und Farbe den gleichen Funktionstyp zu verwenden, aber auch der Einsatz verschiedener Typen ist möglich. Nach der Definition der vorgestellten fünf Parameter ist eine CF vollständig beschrie-

ben. Durch Überlagerung und Aneinanderfügen lassen sich beliebig viele CFn zu komplexen TFn kombinieren.

4 Anwendungen

Anwendungen distanzabhängiger TFn liegen in der Thoraxdiagnostik. Es wird der Ansatz der anatomischen Reformatierung [4] erweitert, bei dem Gewebeschichten dargestellt werden, die einen konstanten Abstand zu Organoberflächen aufweisen. Klinische Relevanz liegt in der Suche nach Lungenrundherden. Durch die Anwendung distanzabhängiger TFn können verschiedene Distanzen in einer 3D-Visualisierung untersucht werden, indem die dargestellte Distanz interaktiv verändert wird (Abb. 3, links). Dabei steht 3D-Interaktion wie Zoom und Rotation zur Verfügung. Eine weitere Anwendung liegt in der Visualisierung von Distanzen. Bei der Planung chirurgischer Eingriffe ist es mitunter erforderlich, Abstände von z.B. Tumoren zu benachbarten Blutgefäßen zu bestimmen. Über ein distanzabhängiges Einfärben von Gefäßen lassen sich die Abstände an allen Punkten der Gefäßstruktur schnell abschätzen, wodurch ein exakteres Abmessen auf wenige interessante Distanzen reduziert werden kann (Abb. 3, rechts). Über die diskutierten Anwendungen in der Thoraxdiagnostik hinaus ist der Einsatz distanzabhängiger TFn auch in anderen Bereichen sinnvoll. So kann leicht ein distanzabhängiges Ausblenden unerwünschter Strukturen oder ein distanzabhängiges Einblenden von Kontextinformationen erreicht werden.

5 Diskussion

Durch die Auswertung von Distanzinformationen in Bezug zu Referenzstrukturen wird eine hohe Kontrolle über TFn erlangt, was neue Visualisierungsmöglichkeiten erschließt. Bei medizinischen Anwendungen stehen Reproduzierbarkeit sowie schnelle Erzeugung der Visualisierungen im Vordergrund. Durch den Einsatz von TF-Presets konnten ähnliche Visualisierungen bei geringem Interaktionsaufwand (Auswahl eines Presets) für unterschiedliche Anwendungen erzeugt werden.

Literaturverzeichnis

1. Levoy M. Display of Surfaces from Volume Data. In IEEE Computer Graphics and Applications 1988;8(3):29–37.
2. Kindlmann G, Durkin JW. Semi-automatic generation of transfer functions for direct volume rendering. In IEEE Volume Visualization 1998;p. 79–86.
3. Mullick R, Bryan N, Butman J. Confocal Volume Rendering: Fast Segmentation-Free Visualization of Internal Structures. In: Med Imaging-Image Processing 2000.
4. Dicken V, Wein B, Schubert H, et al. Novel Projection Views for Simplified Reading of Thorax CT Scans with Multiple Pulmonary Nodules. Computer Assisted Radiology and Surgery 2003;p. 59–64.
5. Castro S, König A, Löffelmann H, et al. Transfer Function Specification for the Visualization of Medical Data. Vienne University of Techn.; 1998.