

Automatische Anpassung von vordefinierten Bildergalerien an individuelle Datensätze beim direkten Volume Rendering von CT-Daten

Benjamin King¹, Hoen-oh Shin², Michael Galanski² und Herbert Matthies¹

¹Institut für Medizinische Informatik

²Abteilung für Diagnostische Radiologie

Medizinische Hochschule Hannover, 30625 Hannover

Email: king.benjamin@mh-hannover.de

Zusammenfassung. Beim direkten Volume Rendering wird die Qualität der Visualisierung im wesentlichen von der gewählten Transferfunktion bestimmt. Ihre Einstellung ist bis dato zeitaufwändig und erfordert technisches Hintergrundwissen. Üblicherweise bekommt der klinische Anwender daher eine Auswahl von vordefinierten Funktionen geliefert. Wir beschreiben eine Anwendung, die diese Funktionen abhängig vom aktuell darzustellenden Datensatz modifiziert um die Darstellung mit minimalem Benutzereingriff zu optimieren.

1 Einleitung

Direktes Volume Rendering hat sich in Therapieplanung und Präsentation als Visualisierungsverfahren etabliert und findet auch zunehmend Einzug in die radiologische Diagnostik. Die für einen optimalen Workflow notwendige schnelle Einstellung des Visualisierungsprotokolls ermöglichen kommerzielle Workstations durch Galerien von Referenzbildern. Eine Anpassung an Scanprotokoll, Dosis, Kontrastmittelapplikation, Patientenkonstitution etc. erfolgt dabei nicht und ist auch hinterher nur eingeschränkt möglich. Dadurch entspricht die Visualisierung nicht immer dem gewählten Referenzbild.

Es wird ein Programm vorgestellt, das eine automatische Adaption der Visualisierungsparameter an die individuellen Gegebenheiten in einem Datensatz vornimmt und so eine bessere Übereinstimmung mit dem Referenzbild erreicht.

2 Stand der Forschung

Marks u.a. haben Galerien mit Referenzbildern zur Parameterwahl in der Computergrafik präsentiert [1]. He u.a. beschreiben den Entwurf von Transferfunktionen als stochastische Suche bezüglich eines auf Volume Renderings definierten Qualitätskriteriums [2]. Kindlmann und Durkin sowie Bajaj u.a. haben Verfahren zur datensatzabhängigen Spezifikation von Transferfunktionen vorgestellt.

Dort werden Eigenschaften von Isokonturen wie z.B. Oberfläche, mittlerer Gradient oder durchschnittlicher Abstand zur nächsten Grenzfläche mit einem *Konturspektrum* visualisiert [3,4]. Mit Hilfe dieser speziellen Ansicht des Datensatzes können schneller interessante Transferfunktionen gefunden werden. Darauf aufbauend entwickelten Kniss u.a. *3D-Widgets* als Interaktionswerkzeuge für mehrdimensionale Transferfunktionen [5]. Die von Kindlmann u.a. eingeführte *Ortsfunktion* läßt sich als Teil des Konturspektrums auffassen. Rezk-Salama beschreibt ein Verfahren, bei dem eine elastische Registrierung dieser Funktion zur automatischen Anpassung von Transferfunktionen dient [6].

3 Methoden

Es werden separable Transferfunktionen verwendet. Die *skalare* Transferfunktion definiert für jeden Dichtewert Farbe und Opazität. Die *Gradiententransferfunktion* liefert abhängig vom Betrag des Gradienten einen Gewichtungsfaktor für die Opazität.

Zusätzlich zu diesen Informationen werden weitere Größen gespeichert:

- Die Ortsfunktion des Referenzdatensatzes (Abschnitt 3.1)
- Die mittlere Eindringtiefe (Abschnitt 3.2)
- Die minimale Größe und der minimale Kontrast der darzustellenden Strukturen (Abschnitt 3.3)

3.1 Anpassung durch Histogrammanalyse

Ein Histogramm eines Datensatzes zeigt die Verteilung der enthaltenen Dichtewerte. Unterschiedliche Dichteverteilungen zwischen Datensätzen entstehen zum Beispiel bei der CT-Angiographie u.a. durch individuelle Variationen des Herzzeitvolumens. Ist $H_{\text{ref}}(v)$ das Histogramm des Referenzdatensatzes und $H(v)$ das des anzupassenden Datensatzes, dann wird durch Registrierung eine Transformation $t(v)$ bestimmt, die die Dichtewerte des anzupassenden Datensatzes auf den Referenzdatensatz abbildet. Es gilt also $H_{\text{ref}}(t(v)) \approx^M H(v)$ bezüglich einer Metrik M .

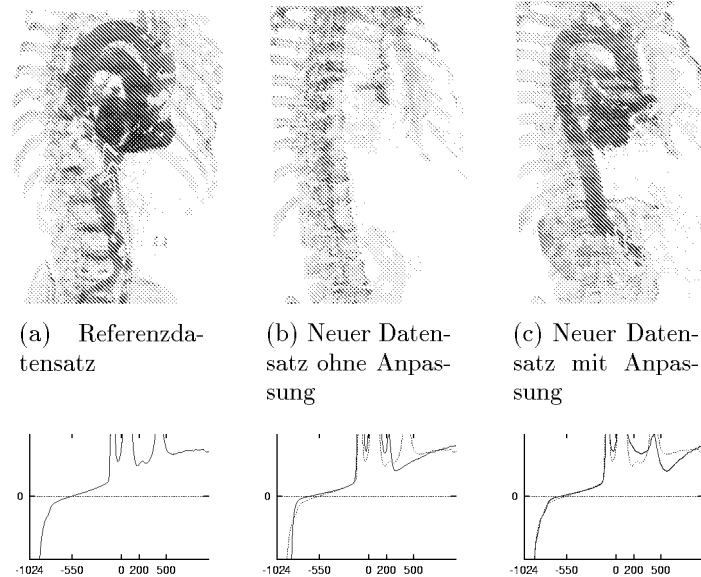
Diese Transformation wird dann ebenfalls auf die skalare Transferfunktion $S_{\text{ref}}(v)$ angewendet: $S_{\text{angepasst}}(v) := S_{\text{ref}}(t(v))$

Statt einer direkten Verwendung der Histogramme in der Metrik wird wie bei Rezk-Salama beschrieben die *Ortsfunktion* p genutzt. Diese gibt für jede Isokontur die durchschnittliche Entfernung vom nächsten Gewebeübergang an. Man verwendet zur Registrierung die Metrik

$$M_t(p_{\text{ref}}, p) = \sum_v |p_{\text{ref}}(t(v)) - p(v)|^2$$

Abbildung 1 demonstriert die Anpassung der Ortsfunktion und die dadurch erreichte Verbesserung des Volume Renderings.

Abb. 1. Die dargestellten Volume Renderings verdeutlichen die Anpassung der Transferfunktion an unterschiedliche Herzzeitvolumina. Die Ortsfunktion gibt zu jeder Dichte den mittleren Abstand zum nächstgelegenen Gewebeübergang an. Zur Orientierung ist die Referenz-Ortsfunktion bei (b) und (c) gestrichelt eingezeichnet.



3.2 Anpassung der mittleren Eindringtiefe

Die mittlere Eindringtiefe beschreibt, welcher Anteil eines Datensatzes durch Verdeckung unsichtbar bleibt. Zur Berechnung wird die beim front-to-back Raycasting akkumulierte Opazität für jeden Voxel gespeichert. Um unabhängig von einer speziellen Blickrichtung zu werden, wird das Minimum dieses Wertes aus mehreren Blickrichtungen bestimmt. Das Verhältnis

$$O_T(x) = \frac{V_T(x)}{V_T(0)}$$

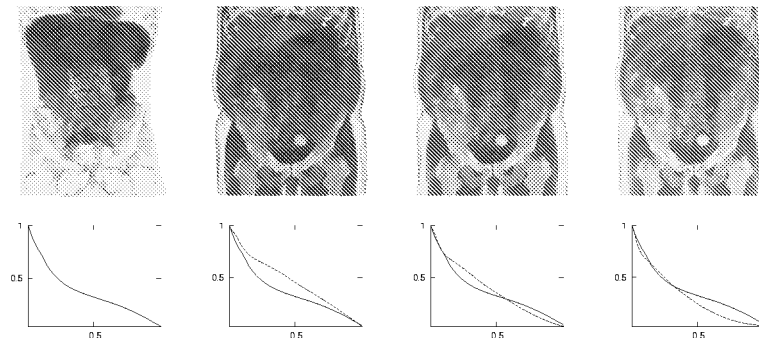
des Volumens mit Mindestverdeckung x zum Gesamtvolumen bezüglich der Transferfunktion T unterscheidet sich bei Patienten mit unterschiedlicher Konstitution. Abbildung 2 zeigt ein Kind verglichen mit einem Erwachsenen.

Die Anpassung der Transferfunktion erfolgt durch Potenzieren der Opazität. Exponenten zwischen 0 und 1 verringern die Eindringtiefe, Exponenten über 1 erhöhen sie.

3.3 Anpassung des Rauschens

Das Signal-Rausch-Verhältnis verschiedener Datensätze variiert in Abhängigkeit von Patientenkonstitution, Scanprotokoll und anderen Einflußgrößen. Ein kan-

Abb. 2. Die Graphen zeigen $O_T(x)$. Die x -Achse bezeichnet die Verdeckung des Volumens auf der y -Achse. Beide Angaben variieren zwischen 0 und 100%. Ist z.B. $x = 30\%$, so werden die Voxel bestimmt, die zu mindestens 30% von anderen Voxeln verdeckt werden, wenn die Transferfunktion T verwendet wird. $O_T(x)$ zeigt dieses Volumen im Verhältnis zum Gesamtvolumen. Zum Vergleich gegenübergestellt sind hier die Originalfunktion und zwei auf Übereinstimmung mit der Referenz (über den ganzen Bereich bzw. in der ersten Hälfte) angepasste Funktionen.



tenerhaltender Filter dient zur Anpassung an den Referenzdatensatz. Die minimale Größe und der minimale Grauwertkontrast der vom Filter zu bewahrenden Strukturen wird beim Entwurf der Transferfunktion festgelegt. Diese Werte lassen sich als Parameter eines bilateralen Filters verwenden [7]. Der klinische Anwender hat anschließend Einfluß auf die räumliche Ausdehnung des Filterkerns, die durch die minimale Strukturgröße nach oben beschränkt ist.

3.4 Graphische Benutzerschnittstelle

Nach der Auswahl eines Darstellungsprotokolls aus der Galerie wird die Transferfunktion automatisch an den neuen Datensatz angepasst. Die darauf folgende Ansicht ermöglicht eine schnelle und visuell geführte Variation der Eindringtiefe und Filterung. Eine typische Situation ist in Abbildung 3 zu sehen.

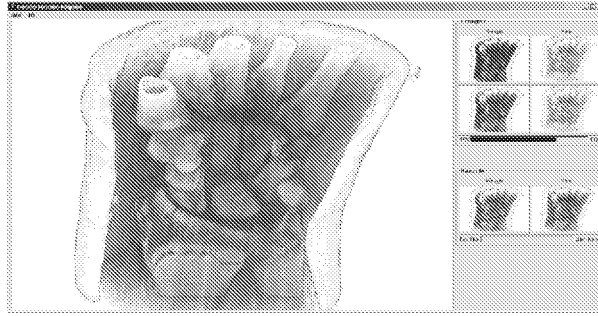
Mit einem Klick auf eines der Vorschaubilder modifiziert der Benutzer die skalare oder gradientenabhängige Transferfunktion für Opazität bzw. die Größe des Rauschfilterkerns. Die jeweils aktuellen Werte für die mittlere Eindringtiefe und die Filterkerngröße werden zur Orientierung angezeigt.

Die Implementation erfolgte mit Hilfe der Bildverarbeitungs- und Visualisierungsbibliotheken ITK und VTK.

4 Ergebnisse und Diskussion

Die Anpassung der Visualisierungsparameter erfolgt für den Benutzer transparent nach der Wahl aus einer Galerie. Der erste Bildeindruck liegt dadurch näher an dem Referenzbild als beim herkömmlichen Verfahren mit festen Para-

Abb. 3. Eine typische Ansicht der Benutzerschnittstelle. Links erfolgt die normale Interaktion mit der Volume Rendering. Rechts sind die Möglichkeiten zur Variation angezeigt. Zwei Skalen zeigen die Grenzen für die variablen Parameter und die aktuellen Werte. Die Vorschaubilderpaare stellen Variationen dar und werden durch Klick aktiviert.



metern. Daraus resultiert eine Zeitersparnis durch die verminderte Notwendigkeit zur Nachbesserung der Parameter. Die Präsentation von Darstellungsvarianten während der eigentlichen Visualisierung bietet eine einfache und schnelle Möglichkeit zur weiteren manuellen Anpassung ohne die komplexe Schnittstelle zur Definition der Transferfunktionen verwenden zu müssen.

Durch die rein visuelle Benutzerführung ist kein technisches Know-how über das Volume Rendering erforderlich. Dadurch erhöht sich der praktische Wert dieser Darstellungstechnik. Für eine quantitative Beurteilung des Zeitgewinns ist eine Integration in bestehende Arbeitsabläufe notwendig.

Derzeitige Limitation in der vorliegenden ITK-Version ist die Geschwindigkeit des Rauschfilters, die kein interaktives Arbeiten erlaubt. Von dieser Einschränkung sind die übrigen Einstellungen nicht betroffen.

Literaturverzeichnis

1. Marks J, Andalman B, Beardsley PA, et al.: Design Galleries: A General Approach to Setting Parameters for Computer Graphics and Animation. *Procs SIGGRAPH*:389–400, 1997.
2. He T, Hong L, Kaufman A, Pfister H: Generation of Transfer Functions with Stochastic Search Techniques. *Procs IEEE Visualization*:227–234, 1996.
3. Kindlmann G, Durkin JW: Semi-Automatic Generation of Transfer Functions for Direct Volume Rendering. *IEEE Symp on Volume Visualization*:79–86, 1998.
4. Bajaj CL, Pascucci V, Schikore DR: The Contour Spectrum. *Procs IEEE Visualization*:167–173, 1997.
5. Kniss J, Kindlmann G, Hansen C: Multi-Dimensional Transfer Functions for Interactive Volume Rendering. *Trans on Visualization and Computer Graphics*, 2002
6. Rezk-Salama C: Volume Rendering Techniques for General Purpose Graphics Hardware. PhD thesis, 2001.
7. Tomasi C, Manduchi R: Bilateral Filtering for Gray and Color Images. *Sixth Int Conf on Computer Vision*:839–846, 1998