

Automatische Kamerapositionierung in komplexen medizinischen 3D-Visualisierungen

Mathias Neugebauer, Konrad Mühler, Christian Tietjen und Bernhard Preim

Institut für Simulation und Graphik, Otto-von-Guericke Universität Magdeburg
Email: muehler@isg.cs.uni-magdeburg.de

Zusammenfassung. In diesem Beitrag wird ein Verfahren vorgestellt, mit dessen Hilfe optimale Blickpunkte für die Betrachtung anatomischer Strukturen in komplexen 3D-Visualisierungen berechnet werden können. Der optimale Blickpunkt wird über verschiedene gewichtete Bewertungsparameter in Echtzeit ermittelt. Berücksichtigt werden u.a. Sichtbarkeit und Wichtigkeit der überdeckenden Strukturen. Das Verfahren wird in zwei Systemen für die medizinische Ausbildung und Therapieplanung angewendet.

1 Einleitung

Bei komplexen chirurgischen Eingriffen sind interaktive, dreidimensionale Darstellungen der patientenindividuellen Anatomie weitestgehend etabliert [1]. Nachteilig an dieser Darstellungsform ist jedoch, dass die einzelnen Strukturen sich gegenseitig verdecken können. Das Bestimmen eines günstigen oder gar optimalen Blickpunktes kann dadurch sehr zeitaufwendig sein.

Die Exploration von dreidimensionalen Darstellungen kann beschleunigt werden, indem für die einzelnen Strukturen Kamerapositionen automatisch berechnet werden und nicht vom Anwender selbst gesucht werden müssen. Die Kameraposition sollte dabei die anatomischen Strukturen von Interesse möglichst unverdeckt und aus einem für den Anwender gewohnten Blickwinkel zeigen.

Wir haben ein Verfahren entwickelt, welches automatisch Kamerapositionen in medizinischen Visualisierungen bestimmt. Dieses Verfahren besteht aus zwei Schritten: der Generierung von Sichtbarkeitsinformationen in einem Vorverarbeitungsschritt und der Berechnung der Kameraposition aus den jeweils aktuellen Gegebenheiten heraus in Echtzeit. Im Unterschied zur virtuellen Endoskopie, bei der die Kamera im Inneren von Strukturen navigiert wird, konzentriert sich diese Arbeit auf externe Ansichten auf anatomische Strukturen.

2 Stand der Forschung und Fortschritt durch den Beitrag

Der „Visibility Solver“ [2] bestimmt die optimale Kameraposition ausgehend von einer aktuellen Kameraposition und einem Zielobjekt. Beim „Zoom Illustrator“ [3] wird die Kameraposition aus einer relativ kleinen Menge von Sichtrichtungen ausgewählt, bei der die auf den Viewport projizierte Fläche der Fokusstruktur

am größten ist. Ein exakter Ansatz ist das „Visibility Skeleton“ [4], welches die Sichtbarkeitsverhältnisse innerhalb einer Szene anhand einfacher geometrischer Strukturen beschreibt. Ein Verfahren zur Bestimmung optimaler Sichten auf einzelne Objekte in Volumenvisualisierungen stellt [5] vor. Einen ausführlichen und aktuellen Überblick über weitere Verfahren zur Kamerasteuerung und Sichtbarkeitsbestimmung bietet [6]. Die Nachteile der einzelnen Verfahren sind jedoch ein oft hoher Berechnungsaufwand zum Ermitteln der Kameraposition [4], die Betrachtung nur einer Fokusstruktur [3], der lokale Charakter der Positionssuche [2] und die fehlende Berücksichtigung von Verdeckungen [5].

Das vorgestellte Verfahren ist effizient in seiner Berechnung, kann auf beliebige Strukturen einer Darstellung angewendet werden, findet eine global günstige Kameraposition und berücksichtigt neben anderem auch die Verdeckung von Objekten.

3 Methoden

Ziel des Verfahrens ist die Ermittlung von günstigen Kamerapositionen für Fokusstrukturen in medizinischen Visualisierungen. Fokusstrukturen können dabei einzelne krankhafte Veränderungen (z.B. Tumore oder vergrößerte Lymphknoten), Knochen oder Gefäßäste sein. Das Verfahren ist aber nicht auf bestimmte Strukturen beschränkt und lässt sich auf beliebige segmentierte Objekte einer Szene anwenden. Die meisten medizinischen Visualisierungen zur Operationsplanung sind kompakte Darstellungen der jeweiligen Körperregion, die von außen betrachtet werden (Abb. 1, links). Daher kann der Bereich der möglichen Kamerapositionen auf eine umgebende Kugeloberfläche eingeschränkt werden (Abb. 1, rechts). Die Blickrichtung der Kamera ist auf den Mittelpunkt der Kugel gerichtet. Die Kamerapositionen sind diskret auf der Kugeloberfläche verteilt. Dieser Ansatz liefert zwar keine vollständige Repräsentation aller möglichen Kamerapositionen, ist bei ausreichend kleiner Diskretisierung¹ mit Blick auf die Anwendungsziele aber ausreichend. Durch die beiden Einschränkungen lässt sich die Anzahl der zu berechnenden Kamerapositionen auf ein akzeptables Maß reduzieren.

3.1 Generierung der Sichtbarkeitsinformationen

Um Aussagen über die Sichtbarkeit einer Struktur und mögliche Verdeckungen treffen zu können, werden diese Informationen in einem Vorverarbeitungsschritt einmalig pro Szene generiert. Von jeder Kameraposition aus werden Informationen zur sichtbaren Fläche aller Strukturen, zu verdeckenden Strukturen sowie zur Größe der verdeckten Fläche ermittelt. Dieser Prozess erfolgt in zwei Schritten (Abb. 2):

1. Erzeugen des z -Buffers und Zählen der Pixel für jede einzelne Struktur.

¹ Positionen im Abstand von vier bis zehn Grad in horizontaler und vertikaler Richtung haben sich als praktikabel erwiesen.

Abb. 1. Sicht auf eine 3D-Visualisierung zur HNO-Operationsplanung (links), die Punkte stellen die möglichen Kamerapositionen auf der umgebenden Kugel dar (rechts)

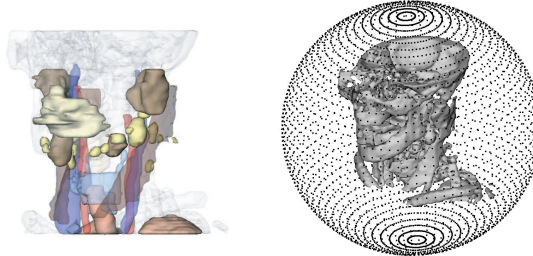
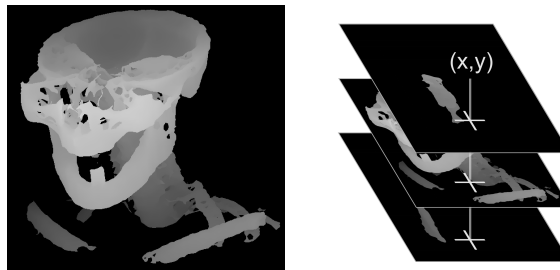


Abb. 2. z -Buffer einer einzelnen segmentierten Struktur: Knochen (links), Auswahl der z -Buffer-Werte aller Buffer an einer einzelnen Pixelposition (rechts)



- Sortieren der ermittelten z -Werte pro xy -Koordinate aller z -Buffer und Auswertung hinsichtlich jeweils verdeckender Strukturen.

3.2 Berechnung der optimalen Kameraposition

Die Berechnung der jeweils besten Kameraposition erfolgt in Echtzeit für die Szene unter Berücksichtigung der aktuellen Umgebungsparameter wie der momentanen Kameraposition. Dies geschieht beispielsweise, wenn der Nutzer eine Struktur in der Szene selektiert oder aus einer Liste auswählt. In die Berechnung der Kameraposition fließen verschiedene Bewertungsparameter ein. Jeder Bewertungsparameter stellt dabei eine zweidimensionale normierte Funktion auf der Kugeloberfläche der Form $b = f(x, y)$, $0 \leq b \leq 1$ dar. Die einzelnen Bewertungsparameter werden als gewichtete Summe in einer einzigen Bewertungsfunktion zusammengefasst,

$$K = \sum_{i=0}^n \alpha_i b_i(x, y) \quad , \quad 0 \leq \alpha_i \leq 1$$

wobei α_i der Bewertungsfaktor für jeden Bewertungsparameter b_i ist. Die Wahl des Bewertungsfaktors hängt von der jeweiligen medizinischen Fragestellung ab. Das Maximum der Bewertungsfunktion K stellt die neue Kameraposition dar.

Die Kamera wird automatisch zu dieser Position bewegt. Eventuell verdeckende Strukturen werden ausgeblendet, soweit sie nicht zur Kontextvisualisierung nötig sind. Dieses Konzept ist leicht um zusätzliche Bewertungsparameter erweiterbar. Momentan sind folgende Bewertungsparameter in unserem System implementiert:

- *Entropie*: Die Struktur soll aus einer Richtung betrachtet werden, von der möglichst viel zu sehen ist (z.B. längliche Strukturen von der Seite). Diese Entropie sowie verdeckende Strukturen und die Größe der verdeckten Fläche werden aus den vorberechneten Sichtbarkeitsdaten ermittelt und bilden eine „Visibility Map“ (Abb. 3, links).
- *Wichtigkeit*: Abhängig von der Fragestellung hat jede Struktur eine Wichtigkeit für die Visualisierung (0 = geringe Wichtigkeit, 1 = hohe Wichtigkeit). Weil Strukturen geringerer Wichtigkeit nötigenfalls ausgeblendet werden können, geht die durch sie verdeckte Fläche gewichtet mit dem Reziproken ihrer Wichtigkeit in die Entropie ein.
- *Stabilität*: Eine Kameraposition ist stabil, wenn kleine Änderungen der Position zu nur kleinen Änderungen in der Sichtbarkeit des Fokusobjektes führen. Positionen im Zentrum von sichtbaren Bereichen werden daher höher gewichtet als Positionen an deren Rändern. Die Stabilität wird mit Hilfe einer Distanzfunktion auf der Entropie der Fokusstruktur berechnet (Abb. 3, Mitte und rechts).
- *Blickrichtung*: Es können beispielsweise äquatoriale oder anteriore Blickrichtungen als bevorzugt angegeben werden. Der Bewertungsparameter der gewohnten bzw. gewünschten Blickrichtung wird als Distanzfunktion beschrieben.
- *Kameranähe*: Um dem Nutzer große Veränderungen und Sprünge der Darstellung und dem damit einhergehenden Orientierungsverlust zu ersparen, sollten die Entfernungen zwischen den Kamerapositionen klein sein. Weiter entfernte Kamerapositionen und damit verbundene lange Kamerafahrten sind daher schlechter zu bewerten.

4 Ergebnisse

Es konnte ein Verfahren zur Bestimmung von optimalen Sichten auf anatomische Strukturen in medizinischen Darstellungen entwickelt werden. Dieses Verfahren arbeitet in Echtzeit und wurde in zwei Applikationen zur Operationsplanung und in ein System zur Animationserzeugung integriert [7, 8, 9]. Es konnten in Zusammenarbeit mit Ärzten im Bereich HNO-Chirurgie, Abdominal-Chirurgie und Orthopädie spezifische Wichtungsfaktoren für die einzelnen Bewertungsparameter gefunden werden. So werden die Blickrichtungen bei HNO-Visualisierungen stärker begrenzt und höher gewichtet als bei Abdominal-Ansichten. Die Nähe zur aktuellen Kameraposition ist bei Abdominal-Darstellungen von größerer Bedeutung und wird daher höher gewichtet, weil es hier schneller zu einem Orientierungsverlust kommen kann.

Abb. 3. Visibility Map: Die Kugel wird mittels Mercator-Entwurf auf eine ebene Fläche projiziert (links), Zwischenergebnis der Bewertungsfunktion an einer Kameraposition (Mitte), Ergebnis nach Anwendung einer Distanzfunktion auf das binarisierte Zwischenergebnis (rechts)



5 Diskussion

Das Konzept ist erweiterbar. So lassen sich neue Bewertungsparameter einfach hinzufügen. Das Verfahren wird derzeit um Funktionen zur Kamerapfadplanung erweitert, um mehrere Sichten auf verschiedene Strukturen durch einen Pfad effizient zu verbinden. Auch werden Möglichkeiten untersucht, optimale Sichten auf Gruppen von Objekten und auf minimale Abstände zwischen Objekten zu ermitteln. Eine Evaluierung mit einer größeren Gruppe von Probanden ist ebenfalls in Vorbereitung.

Literaturverzeichnis

1. Gering DT, Nabavi A, et al. An integrated visualization system for surgical planning and guidance using image fusion and interventional imaging. *Procs MICCAI 1999*; 809–819.
2. Halper N. Supportive Presentation for Computer Games. Ph.D. thesis; 2003.
3. Preim B, Raab A, Strothotte T. Coherent zooming of illustrations with 3D-graphics and text. In: *Graphics Interface*; 1997. 105–113.
4. Durand F, Drettakis G, Puech C. The visibility skeleton: A powerful and efficient multi-purpose global visibility tool. In: *Procs SIGGRAPH*; 1997. 89–100.
5. Takahashi S, Fujishiro I, Takeshima Y, Nishita T. A feature-driven approach to locating optimal viewpoints for volume visualization. *Procs IEEE Visualization 2005*; 495–502.
6. Christie M, Olivier P. Camera Control in Computer Graphics. In: *Eurographics: State of the Art Reports*; 2006. 89–113.
7. Bade R, Riedel I, Schmidt L, Oldhafer KJ, Preim B. Combining training and computerized planning of oncologic liver surgery. *Procs BVM 2006*; 409–413.
8. Krüger A, Tietjen C, Hintze J, Preim B, Hertel I, Strauß G. Analysis and exploration of 3D-visualizations for neck dissection planning. *Procs CARS 2005*; 497–503.
9. Mühler K, Bade R, Preim B. Adaptive script based animations for intervention planning. *Procs MICCAI 2006*; 478–485.