

Segmentierung dreidimensionaler Objekte durch Interpolation beliebig orientierter, zweidimensionaler Segmentierungsergebnisse

Ivo Wolf, Amir Eid, Marcus Vetter, Peter Hassenpflug und Hans-Peter Meinzer

Abt. Medizinische und Biologische Informatik
Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), D-69120 Heidelberg
Email: i.wolf@dkfz.de

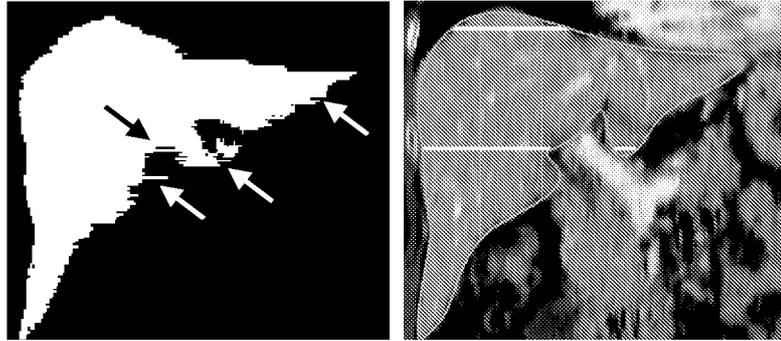
Zusammenfassung. Interaktive Verfahren zur Segmentierung sind in der Praxis unverzichtbar. Eine hinreichend präzise Interaktion ist nur auf zweidimensionalen Ansichten durchführbar. Die Segmentierung von dreidimensionalen Objekten, die sich über eine Vielzahl von Schichten erstrecken, bedeutet oft einen für den routinemäßigen Einsatz kaum akzeptablen Zeitaufwand. Abhilfe können Interpolationsverfahren schaffen, die die Objektform aus einer reduzierten Anzahl segmentierter Schichten schätzen. Während meist lediglich die Interpolation von Segmentierungsergebnissen auf parallelen Schichten betrachtet wird, verwendet das im vorliegenden Beitrag beschriebene Verfahren sich schneidende, beliebig orientierte Schichten. Auf diese Weise lassen sich bereits mit sehr wenigen zweidimensionalen Segmentierungen gute Approximationen des Objekts erstellen.

1 Einleitung

In der medizinischen Bildverarbeitung ist die Segmentierung ein notwendiger Vorverarbeitungsschritt für viele weiterführende Anwendungen wie bildgestützte Operationsplanung und Chirurgie. Der hohe zeitliche Aufwand für die zuverlässige Segmentierung dreidimensionaler Datensätze stellt nach wie vor eine entscheidende Limitation für die Akzeptanz neuer bildgestützter Verfahren in der Praxis dar. Automatische Segmentierungsmethoden können nur in wenigen Fällen ein korrektes Ergebnis garantieren. Für den Einsatz in der Praxis ist die – durch den Arzt festzustellende – Korrektheit des Ergebnisses jedoch eine unabdingbare Voraussetzung.

Die interaktive Erstellung, die Kontrolle und gegebenenfalls Korrektur von Segmentierungsergebnissen ist in zweidimensionalen Schnittbildern wesentlich einfacher und genauer als in dreidimensionalen Visualisierungen. Grund ist – neben der einfacheren Interaktion im Zweidimensionalen –, dass gleichzeitig innerhalb wie außerhalb des zu segmentierenden Objekts liegende Strukturen dargestellt werden können und nicht, wie zwangsläufig bei dreidimensionaler Darstellung, innenliegende Strukturen von weiter außen liegenden verdeckt werden. Eine schichtweise Segmentierung der einzelnen aufgenommenen Schichten ist jedoch

Abb. 1. Links: Inkonsistenzen bei schichtweiser Segmentierung. Segmentiert wurde in den Originalschichten, die senkrecht auf der dargestellten rekonstruierten Schicht stehen. Rechts: Segmentierung in einer rekonstruierten Schicht. Die Kontur (hellgrau) der Segmentierung in der aktuellen Schicht muss die als Linien sichtbaren Segmentierungen, die in anderen Schicht-Orientierungen angelegt wurden (weiß), in deren Endpunkten berühren.



nicht nur extrem langwierig, sondern birgt zudem die Gefahr von Inkonsistenzen zwischen den Schichten (s. Abb. 1, links). Es ist daher wünschenswert, die Interaktion in beliebig orientierten, zweidimensionalen Schichten zu ermöglichen (s. Abb. 1, rechts) und daraus eine Schätzung der Objektform zu interpolieren.

2 Stand der Forschung

Die Beschleunigung interaktiver Segmentierungsverfahren durch Interpolation oder Extrapolation wurde bisher in der Regel auf parallele Schichten beschränkt. Klassisches Beispiel ist die Shape-Based Interpolation [1]. Treece et al. stellen eine Erweiterung des Shape-based-Interpolation-Ansatzes für nicht-parallele Schichten vor [2]. Sich schneidende Konturen werden von der Methode zwar unterstützt, aufgrund der Anforderungen des Einsatzgebiets Freihand-3D-Ultraschall stellen sie jedoch eher einen zu tolerierenden Ausnahmefall dar. Gute Ergebnisse entstehen vor allem für annähernd parallele Konturen.

Für das Live-Wire-Verfahren [3] existiert eine Erweiterung zur Rekonstruktion einer dreidimensionalen Segmentierung aus nicht-parallelen, zweidimensionalen Segmentierungsergebnissen. Je zwei Schnittpunkte der Konturen von nicht-parallel liegenden, zweidimensionalen Segmentierungsergebnissen werden als Endpunkte eines automatisch berechneten Live-Wire-Linienzuges verwendet.

Die Generierung von interpolierenden Oberflächen aus begrenzenden Randlinien ist ein Teilgebiet des *Computer aided geometric design* (CAGD) [4]. Während Bézier und B-spline Methoden eine Oberfläche anhand eines Netzes aus Kontrollpunkten, die teilweise nicht Teil der zu unterpolierenden Oberfläche sind, erstellen, liegen bei Coons-Patches bzw. Gordon-Surfaces (eine Verallgemeinerung der Coons-Patches) die vorgegebenen Konturen stets auf der Oberfläche

und eignen sich daher als Grundlage für das im Folgenden vorgestellte Verfahren zur Rekonstruktion einer dreidimensionalen Segmentierung aus nicht-parallelen, zweidimensionalen Segmentierungsergebnissen.

3 Methoden

Als Eingabe für das Verfahren dienen zweidimensionale Segmentierungsergebnisse auf beliebig orientierten Ebenen. Die Erzeugung der zweidimensionalen Segmentierungsergebnisse kann mit Hilfe beliebiger, insbesondere konturbasierter Methoden (z.B. Live-Wire [3], Phase-Wire [5], aktive Konturen, etc. erfolgen. Es ist lediglich darauf zu achten, dass die einzelnen Segmentierungsergebnisse konsistent sind, d.h. Bereiche, die in einer Schicht als zugehörig zum Objekt definiert wurden, müssen auch in allen anderen Schichten, die denselben Bereich enthalten, als zum Objekt gehörend markiert sein (s. Abb. 1, rechts). Am einfachsten gelingt dies mit einer graphischen Benutzerumgebung, die neben der Anzeige der in anderen Orientierungen erstellten Segmentierungsergebnisse (weiße Linien in Abb. 1, rechts) die Möglichkeit bietet, als nächsten (Kontroll-)Punkt (z.B. des Live-Wire-Verfahrens) den nächstgelegenen Randpunkt eines bereits vorhandenen, die aktuelle Schicht schneidenden Segmentierungsergebnisses zu wählen.

Das Verfahren erlaubt, mehrere Objekte innerhalb eines Ablaufs zu erstellen. Alle Konturen *eines* Objekts müssen direkt oder indirekt (über andere Konturen) mit allen anderen Konturen des gleichen Objekts verbunden sein. Je Objekt steht folglich ein Konturnetz mit den Schnittpunkten der Konturen als Knoten und den Konturabschnitten zwischen den Schnittpunkten als (nicht-lineare) Kanten zur Verfügung.

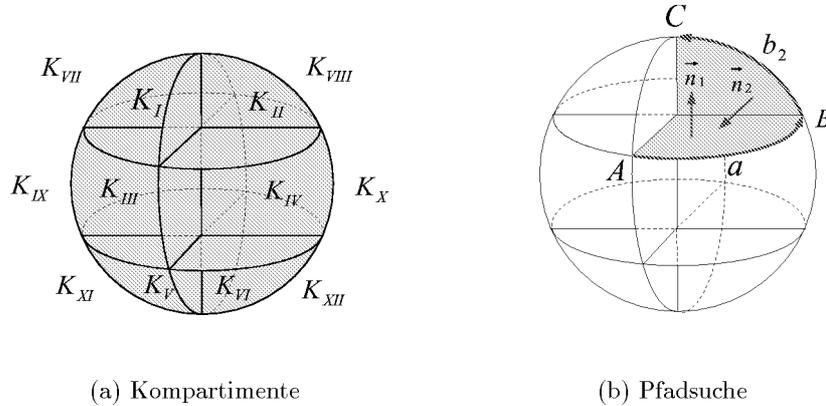
Für die Berechnung der Objektfläche sind zunächst die Konturabschnitte für jedes zu interpolierende Flächenstück (*Face*) des Konturnetzes zu bestimmen. Abb. 2 erläutert diesen von uns als *Pfadsuche* bezeichneten Vorgang. Das Konturnetz unterteilt das Objektvolumen in disjunkte, zusammenhängende *Kompartimente* (Abb. 3(a)). Ein gültiger, d.h. nur ein *Face* umschließender Pfad darf keine Seite eines Kompartiments schneiden (Abb. 3(b)).

Die maximal mögliche Anzahl an Knoten je *Face* entspricht der Anzahl der Eingabekonturen. Zur Interpolation der Faces verwenden wir auf beliebige Kantenanzahl erweiterte *Coons-Patches* [4]. In der ersten Ableitung kontinuierliche und damit glatte Übergänge zwischen den Patches werden durch hermitesche Interpolation erreicht.

4 Ergebnisse und Diskussion

Das Verfahren liefert schon bei einer sehr geringen Anzahl von Initialkonturen eine gute Approximation der Organoberfläche. Abb. 3 zeigt die Ergebnisse der Rekonstruktion einer Leber und einer Niere aus insgesamt zehn bzw. vier segmentierten Schichten. Bei drei Initialkonturen in jeder der drei Raumrichtungen ergab ein erster quantitativer Test für Leberdatensätze ($n=5$) eine Übereinstimmung mit manueller Segmentierung aller Originalschichten (ca. 140)

Abb. 2. (a) Die Seiten der durch das Konturnetz definierten *Kompartimente* (K_I - K_{VII}) dürfen bei der *Pfadsuche* (b) nicht geschnitten werden.



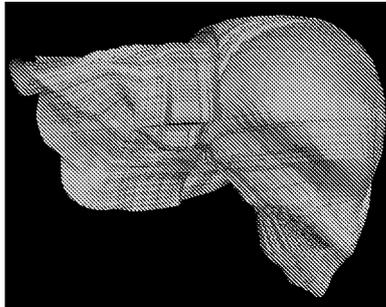
von durchschnittlich 90 % und für je fünf Initialkonturen von 93 %. Die Laufzeit des Verfahrens beträgt bei den genannten Schichtanzahlen deutlich unter einer Sekunde auf einem Standard-PC (Laufzeit von einer Sekunde bei etwa 40 Konturen).

Das Verfahren ist als eigenständige, interaktive 3D-Segmentierungsmethode einsetzbar, zumindest für Anwendungen bei denen nur ein schmales Zeitfenster zur Verfügung steht (z.B. volumetrische Fragestellungen) und daher eine präzise Segmentierung auf einzelnen Schichten undurchführbar ist – ob letztere tatsächlich genauer ist, bleibt angesichts der dabei häufig auftretenden Inkonsistenzen (s. Abb. 1) zu klären. Als sehr nützlich hat sich die Methode außerdem für die Selektion komplex geformter Volumes-of-Interest (VOI) erwiesen, beispielsweise als Vorverarbeitungsschritt für die Volumenvisualisierung oder zur Eingrenzung des Arbeitsbereichs regionenorientierter Segmentierungsverfahren. Weiterhin kann sie zur Generierung guter Initialisierungen von dreidimensionalen Segmentierungsverfahren wie aktiven Oberflächen oder Level-Set-Methoden dienen.

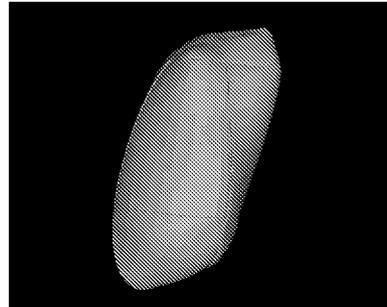
Für die Erstellung der Initialkonturen können beliebige zweidimensionale Segmentierungswerkzeuge eingesetzt werden. Die vorgegebenen Initialkonturen werden unverändert in das resultierende Oberflächenmodell übernommen. Dies ist eine wünschenswerte Eigenschaft, da davon ausgegangen werden kann, dass auf 2D-Schichten interaktiv erstellte oder korrigierte Segmentierungsergebnisse korrekt sind.

Die deutliche Reduktion des Arbeitsaufwands gepaart mit der medizinischen Anwendern wohlvertrauten Interaktion auf zweidimensionalen Schichten und der geringen Laufzeit des Algorithmus versprechen eine hohe Akzeptanz bei den Benutzern.

Abb. 3. Ergebnisse der Interpolation (a) einer Leber aus vier transversalen, und je drei sagittalen und frontalen, pixel-basiert segmentierten Schicht und (b) einer Niere aus zwei transversalen und je einer sagittalen und frontalen, konturbasiert segmentierten Schicht mit eingezeichneten Initialkonturen.



(a) Leber (10 Schichten)



(b) Niere (4 Schichten)

5 Danksagung

Die Forschungsarbeit wird von der Deutschen Forschungsgemeinschaft im Rahmen des SFB 414 „Informationstechnik in der Medizin – Rechner und Sensor-gestützte Chirurgie“ gefördert.

Literaturverzeichnis

1. Herman GT, Zheng J, Bucholtz CA: Shape-Based InterpolationRestoration of digital multiplane tomosynthesis by a constrained iteration method. *IEEE Comp Graph and Appl* 12(3):69–79, 1992.
2. Treece GM, Prager RW, Gee AH, Berman L: Fast surface and volume estimation from non-parallel cross-sections, for freehand three-dimensional ultrasound. *Med Image Anal* 3(2):141–173, 1999.
3. Falcao AXF, Udupa JK: A 3D generalization of user-steered live-wire segmentation. *Med Image Anal* 4(4):389–402, 2000.
4. Farin GE: *Curves and Surfaces for CAGD: A Practical Guide*. Academic Press, San Francisco, 1999.
5. O'Donnell L, Westin CF, Grimson WEL, Ruiz-Alzola J, Shenton ME, Kikinis R: Phase-Based User-Steered Image Segmentation. *Procs MICCAI* 01:1022–1030, 2001.