3D-Bildsegmentierung mittels Radar-Suchstrahl-Algorithmus

Andreas Hagmüller, Uwe Hampel, Richard Freyer

Institut für Biomedizinische Technik, Fakultät Elektrotechnik
Technische Universität, Mommsenstraße 13, 01069 Dresden
Email: andreas.hagmueller@mailbox.tu-dresden.de

Zusammenfassung. Im folgenden wird ein Verfahren zur Segmentierung von medizinischen Volumendaten vorgestellt. Ausgehend von einem Punkt innerhalb eines zu segmentierenden Objektes wird radial nach Kanten gesucht, welche das Objekt begrenzen. Durch eine Oberflächenfilterung werden Punkte die nicht auf eine Objektkante treffen (Ausreißer) eliminiert. Die so gefundenen Begrenzungspunkte werden anschließend verbunden und repräsentieren die Objektoberfläche.

1 Ziel

Die Objektsegmentierung von Volumendatensätzen stellt ein wichtiges Arbeitsgebiet innerhalb der medizinischen Bildverarbeitung dar. Das Ziel dabei ist eine schnelle Objekterkennung und das Labeling von einzelnen Objekten innerhalb des betrachteten Volumens mit möglichst wenigen Interaktionen durch den Anwender. Im Folgenden wird das sogenannte 3D-Radar-Suchstrahl-Verfahren vorgestellt. Dieses Verfahren bietet die Möglichkeit der Volumensegmentierung medizinischer Schichtdatensätze durch die Angabe von einem Saatpunkt innerhalb einer zu segmentierenden Region durch den Nutzer. Im Gegensatz zu 3D-Methoden, die aus Techniken der 2D-Segmentierung abgeleitet wurden (Pseudo-3D-Verfahren), arbeitet das vorgestellte Verfahren als echtes drei dimensionales Verfahren mit minimaler Interaktion durch den Softwareanwender. Als Ausgangspunkt standen Röntgen-CT-Schichtstapel in digitaler Form zur Verfügung (Auflösung 256^3 Voxel).

2 Methode

Zunächst gibt der Nutzer einen Saatpunkt S innerhalb des zu segmentierenden Volumens durch einen Mausklick in einem Bildbetrachter vor:

$$S=[x_s,y_s,z_s]^T. \tag{1}$$

Ausgehend von diesem Ursprungspunkt tastet der Algorithmus das Volumen entlang einer Linie im Raum voxelweise ab. Dabei wird das Grauwertprofil entlang dieser Linie ermittelt und anschließend gefiltert (einfache Mittelwertbildung über ein vorgegebenes Filterfenster [1]). Vom gefilterten Profil wird anschließend der Gradient berechnet. Auf Grund eines vorgegebenen Gradientenschwellwertes wird die dem Saatpunkt am nähesten liegende Kante im Volumen gefunden. Die radiale Vo-

lumenabtastung geschieht in Polarkoordinaten (siehe Abb. 1 und Abb. 2). Die Anzahl der diskreten Winkelschritte ist variabel.

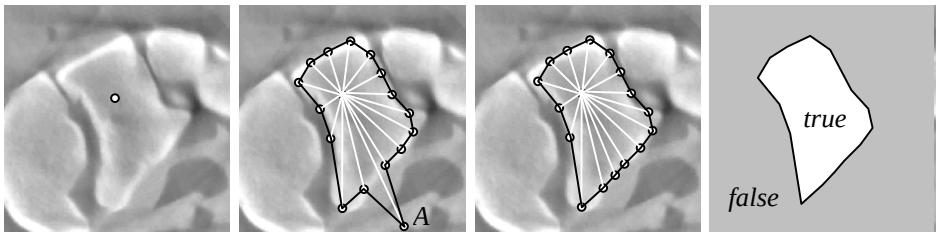
Wird eine Kante *K* entlang eines Strahls gefunden, so wird vom Algorithmus die Länge des Radiusvektors *R* zur Kante zurückgegeben, ansonsten wird das Volumen bis zum Rand hin untersucht, wenn nicht vorher ein als maximal angegebener Radius erreicht wird. Die Kante *K* ergibt sich zu:

$$K=[x_k,y_k,z_k]^T = S+R[\sin\theta\cos\varphi, \sin\theta\sin\varphi, \cos\theta]^T, \quad (2)$$

mit dem Polarwinkel θ und dem Azimutwinkel φ. [1]
Bei der Oberflächenfindung wird das Volumen äquidistant abgetastet, d. h. bei konstantem Radius (wie bei der Einheitskugel siehe Abb. 2 links) sind die Oberflächenpunkte homogen verteilt. Die ermittelten Oberflächenpunkte repräsentieren das gefundene Volumen durch ein Set von Strahlen, von denen jeweils zwei polare Winkel em θ, φ und der Abstand vom Saatpunkt *R* bekannt sind.

Jedoch wird nicht immer entlang eines Strahls tatsächlich die gewünschte Objektkante gefunden. Einige Strahlen treffen auf den Rand des Volumens (siehe Abb. 1 Ausreißer *A*), oder enden an Artefakten im Bildmaterial. Diese Ausreißer werden durch eine mediane Oberflächenfilterung eliminiert. Als variable Parameter des Filters dient der Umgebungswinkel α, welcher die Anzahl der an der Filterung beteiligten Strahlen und somit der „Fensterbreite“ des Filters festlegt (siehe Abb. 2).

Die so entstandene neue Oberfläche enthält nahezu keine Ausreißer mehr und dient nun der Maskenberechnung. Dabei wird innerhalb eines booleschen Arrays mit der Dimension des zu untersuchenden Volumens ein Maskenpunkt auf *"true"* gesetzt wenn er sich innerhalb des Volumens befindet und *"false"* außerhalb. Dazu wird für jeden Voxel der Radius des zum Voxel am nächsten liegenden Radar-Suchstrahls ausgewertet. Ist der Radius des Strahls größer oder gleich dem Abstand des zu prüfenden Voxels zum Saatpunkt, so liegt der Voxel innerhalb des Objektes. Für jeden Volumenbereich lässt sich so eine Volumen-Maske erstellen, die wiederum als Volumenplot visualisiert werden kann. Weiterhin lassen sich Masken additiv zusammenfassen (siehe Abb. 3).



Setzen eines Saatpunktes innerhalb des zu segmentierenden Objektes.

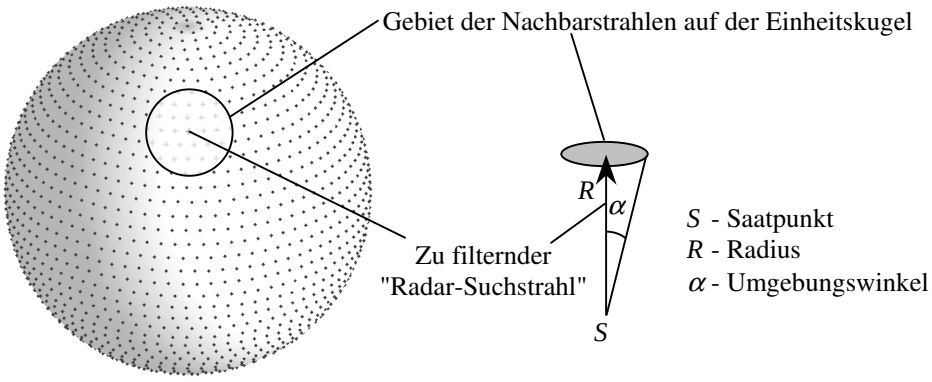
Diskretisierung und Kantenfindung mit einem Ausreißer *A*.

Mediane Filterung der Strahlen. Verbinden der Punkte zu einem geschlossenen Gebiet.

Berechnung einer binären Maske. Zugehörig (true) oder nicht (false)?

Abb. 1 Schematische Darstellung der Objektfindung (2D)

Abb. 2 Volumendiskretisierung : Darstellung der Durchstoßpunkte der Radar-Suchstrahlen auf der Einheitskugel (•). Prinzip der Oberflächenfilterung: durch die Vorgabe eines Umgebungswinkels α wird die Anzahl der Nachbarstrahlen bestimmt. Die Abstände R zum Saatpunkt S der benachbarten Strahlen werden median gefiltert.



Je größer der Umgebungswinkel α gewählt wird, umso größer ist die Anzahl der Radar-Strahlen die an der Oberflächenfilterung beteiligt sind. Ist die Anzahl der Radar-Strahlen sowie der Umgebungswinkel α fest vorgegeben, so wird für jeden Radar-Strahl das Set an Nachbarstrahlen nur initial berechnet.

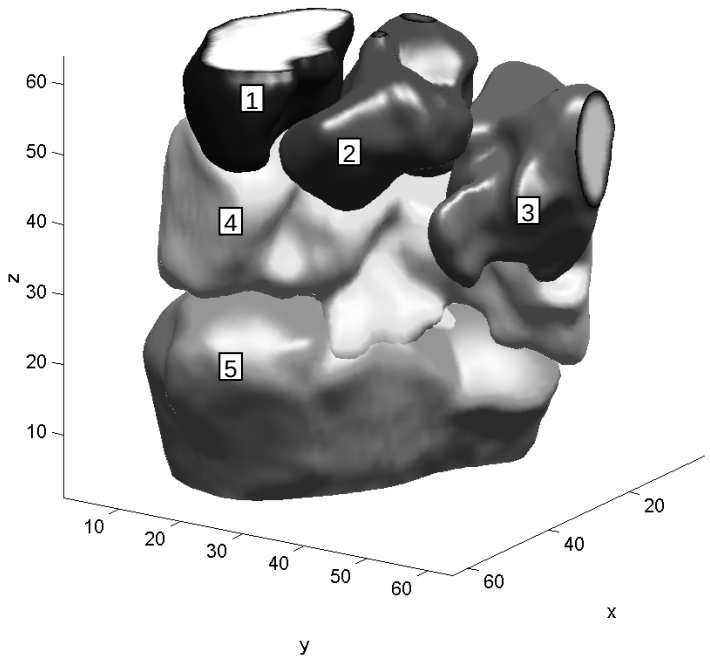
3 Ergebnisse

Es zeigte sich, dass das Verfahren in kurzer Zeit (<1 min pro Objekt, 800 MHz Athlon) ein Objekt innerhalb eines Volumens segmentieren kann. Voraussetzung hierfür ist jedoch, dass das Objekt durch ein Kantenmerkmal im Grauwertbild abgeschlossen ist. Dies ist bei knöchernen Strukturen weitestgehend der Fall. Kleine Lücken (< 5 Voxel) werden durch den medianen Filter geschlossenen. Konkave Strukturen lassen sich dabei durch Maskenaddition segmentieren.

Bei der Segmentierung von inneren Organe traten jedoch Probleme auf, da hier die Organgrenze nicht exakt ermittelt werden konnte. Die Grauwertübergänge zwischen den Objekten reichten nicht aus, um mit dem Gradientenverfahren entlang der Radar-Suchstrahlen Kanten zu finden.

Weiterhin erfordert die Segmentierung von sehr feinen Strukturen, die zwar ein Kantenmerkmal haben, aber auch einen hohen Grad an Konkavität besitzen, einen hohen Aufwand von Interaktivität durch den Nutzer. Ein noch näher zu untersuchender Ansatz wäre hierfür eine rekursive Anwendung des Verfahrens.

Abb. 3 Segmentierungsergebnis: Visualisierte Volumenmasken von fünf gefundenen knöchernen Objekten in einem Röntgen-CT Datensatz.



4 Schlussfolgerung

Die entstandene Software ermöglicht durch das Setzen eines Saatpunktes, eine Region (beispielsweise einen Knochen) zu segmentieren. Zukünftige Anstrengungen werden unternommen, den Algorithmus des Oberflächensmoothings bezüglich seiner Geschwindigkeit zu optimieren. Des Weiteren sollen die vom Softwarenutzer einstellbaren Parameter (wie Filterfenster und -art) mit den dazugehörigen Parametern zusammengefasst werden um somit die Ergonomie der Software zu verbessern. Zur Zeit bietet die Software auch die Möglichkeit eingestellte Parameter zusammen mit dem Volumendatensatz abzuspeichern. Zielstellung muss eine Klassifizierung der Parametersets für die jeweilige Bildgebungsmodalität und Objektstruktur sein. Ein weiterer Ansatzpunkt ist momentan die Implementierung von histogramm- bzw. texturbasierter Verfahren, welche es ermöglichen Objektgrenzen unabhängig von Kantenmerkmalen zu extrahieren.

5 Literatur

1. Bronstein und K. Semendjajew: Taschenbuch der Mathematik. B.G. Teubner Verlagsgesellschaft, Stuttgart/Leibzig, 25., durchgesehene Aufl., 1991.