

Katheterrekonstruktion

Abschlussbericht im Fach AMMIA

Tim Gerrits, Anneke Meyer und Robin Richter

1 Einleitung

Der folgende Bericht beschreibt ein Studentenprojekt, welches im Rahmen der Veranstaltung “Fortgeschrittene Themen der Medizinischen Bildanalyse” bei Prof. Tönnies an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg im Wintersemester 2014/15 bearbeitet wurde. Ziel des Projekts ist die semi-automatische Segmentierung von Kathetern in CT-Datensätzen zur Planung interventioneller Eingriffe.

Der Bericht beschreibt den Weg der Bearbeitung der Problemstellung und präsentiert einen möglichen Lösungsansatz für die Kathetersegmentierung.

Motivation und Problembeschreibung

Die High Dose Rate (HDR) Brachytherapie definiert eine Form der Radiotherapie, bei der Tumore in Prostata, Gebärmutter, Lunge, Brust oder Leber aus kurzer Entfernung mit radioaktiven Strahlen behandelt werden. Die radioaktiven Strahlenquellen werden mittels Kathetern kurzzeitig in das Zentrum des Tumors platziert.

Um eine computergestützte Berechnung und Optimierung des Bestrahlungsplanes zu ermöglichen, werden Segmentierungen der einzelnen Katheter benötigt. Das Ziel dieses Projektes ist daher die möglichst akkurate (semi-) automatische Rekonstruktion von (Plastik)-Kathetern in CT-Bestrahlungsplanungsbildern. Dabei ist pro Katheter-Segmentierung maximal eine Interaktion eines Nutzers erlaubt.

Bei bisher existierenden Ansätzen wie beispielsweise von Milickovis et al. [1] ergaben sich Probleme insbesondere bei sich überschneidenden beziehungsweise aneinander grenzenden Kathetern. Diese Problematik wird in unserem Projekt aufgegriffen und ein Lösungsansatz vorgestellt, der die Hauptrichtung der Katheter im Segmentierungsablauf einbezieht.

2 Algorithmus

Im folgenden Kapitel beschreiben wir einen Algorithmus zur Segmentierung von Kathetern in CT-Daten mit Hilfe einer richtungsabhängigen Laplace-of-Gaussian-Filterung (LoG). Der LoG-Filter ist eine Erweiterung des kantenverstärkenden Laplace-Filters, welcher häufig wegen seiner Rauschempfindlichkeit unzureichende Ergebnisse bei der Kantendetektion erzielt. Der LoG-Filter verbindet den Laplace-Filter mit einer rauschunterdrückenden Glättung und wird aus der Summe der diskretisierten zweiten Ableitung einer Gauß-Funktion gebildet [2]. Eine grafische Darstellung eines zweidimensionalen LoG-Filters, wie er zur Kanten- oder Blob-Detektion [3] verwendet wird, ist in Abbildung 1 abgebildet.

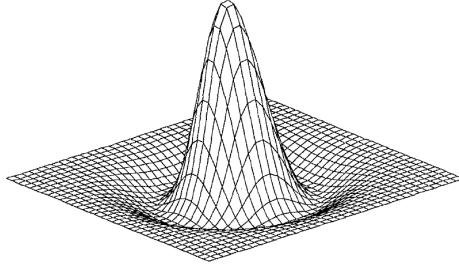


Abbildung 1: Perspektivische Darstellung eines 2D-LoG-Filters [4].

Das Grundprinzip zur Blob-Detektion mit Hilfe einer LoG-Filters, welches Kong et al. in ihrer Arbeit in [4] beschreiben, bildet die Grundlage des von uns entwickelten Algorithmus.

Eine richtungsabhängige Filterung mittels eines eindimensionalen LoG-Filters ermöglicht es, längliche Strukturen in Richtung des Filters zu verstärken.

Durch einen Klick in das Innere des Katheters wird dieser gewählt und ausgehend von dieser Position die Ausrichtung des Katheters bestimmt. Anhand dieser kann der LoG-Filter ausgerichtet werden und die Struktur des Katheters durch die Filterung verstärkt werden. Weitere Verarbeitungsschritte optimieren das Segmentierungsergebnis. In Abbildung 2 ist die Pipeline des Algorithmus abgebildet. Eine detaillierte Beschreibung dieser geben wir in den folgenden Abschnitten.



Abbildung 2: Auschnitt der Pipeline des Algorithmus.

2.1 Richtungsbestimmung des Katheters

Durch einen Klick des Nutzers in das Innere des Katheters wird der zu segmentierende Katheter ausgewählt. Ausgehend von dieser Position wird ein 2D *Region-Growing* [5] innerhalb der aktuellen Schicht mit einer geringen Toleranz durchgeführt. Um ungenaue Nutzereingaben gegebenenfalls zu korrigieren, wird die Klick-Position in einem geringen Radius zur hellsten Position verschoben, da diese in den meisten Fällen den Katheter kennzeichnen. Läuft das Region-Growing aus, so war die Klick-Position entweder zu ungenau, oder es wurde kein Katheter ausgewählt. Um dem entgegenzuwirken, wird die aus dem Region-Growing resultierende Segmentierung auf ihre Grundform überprüft. Weist diese keine längliche Form auf, so muss der Schritt der Nutzereingabe wiederholt werden.

Nach einer erfolgreichen Nutzereingabe und Region-Growing erhält man eine längliche Struktur wie in Abbildung 3, b abgebildet. Aus den Hauptachsen dieser Segmentierung kann die Hauptrichtung des Katheters ermittelt werden. Obwohl die Toleranz des Schwellenwertes klein gewählt ist um das Risiko des Auslaufens zu verringern, reicht die erzielte Segmentierung bereits aus um die Richtung des Katheters zu bestimmen.

Die ermittelte Ausrichtung des Katheters nutzen wir im nächsten Schritt für die Ausrichtung des LoG-Filters.

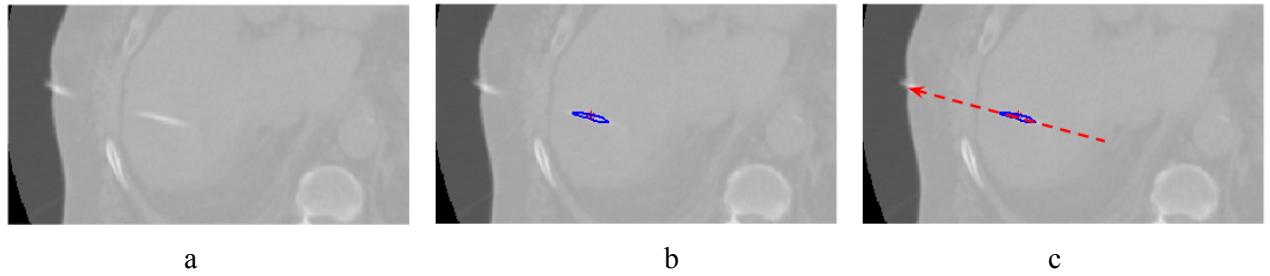


Abbildung 3: Original (a). Region-Growing (blau) und Nutzereingabe (b). Hauptrichtung des Katheters in Form des roten Vektors (c).

2.2 Filterung

Nach einer erfolgreichen Bestimmung der Ausrichtung des Katheters kann diese genutzt werden um den 1D LoG-Filter auszurichten und eine Filterung durchzuführen. Um die nachfolgenden Schritte zu vereinfachen wird in der Praxis das Volumen rotiert, während der Filter vertikal ausgerichtet ist. Die Filterung wird für jedes Schichtbild einzeln durchgeführt. Aufgrund des hohen Schichtabstands von 3 mm verbessert eine dreidimensionale Filterung über alle Schichten das Ergebnis nicht, sondern verlangsamt lediglich den Prozess. Um den Vorgang der Filterung zu beschleunigen wird eine *Volume of interest* (VOI) um den Punkt der Nutzereingabe definiert. Die Schritte der Filterung und die folgenden werden lediglich in dieser durchgeführt.

Durch den 1D LoG-Filter werden Strukturen die nicht in Richtung des Katheters verlaufen abgeschwächt und die Struktur des Katheters verstärkt (siehe Abbildung 4, b). Der LoG-Filter hat die Größe des Durchmessers von dem Kather um gute Ergebnisse zu erzielen.

Im Anschluss erfolgt eine Filterung der Schichtdaten mit Hilfe eines *Vesselness*-Filters [6]. Die Parameter dieses Filters wurden ebenfalls auf die Breite des Katheters angepasst. In Abbildung 4, c ist das Ergebnis der Filterung zu erkennen. Es zeigt, dass störende Strukturen, die nicht in Richtung des Katheters verlaufen, überwiegend entfernt wurden und die Struktur des Katheters verstärkt wurde.

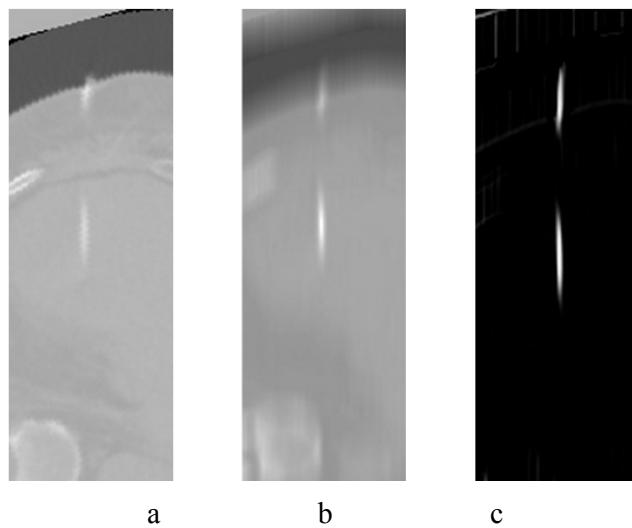


Abbildung 4: Filterung. Original (a). 1D-LoG-Filterung (b). Vesselness-Filterung (b).

2.3 Segmentierung

Um den Katheter zu segmentieren, wird ein 3D Region-Growing über alle Schichten ausgehend von dem Punkt der Nutzereingabe auf dem Ergebnis der Filterung (siehe Abbildung 4, c) durchgeführt. Tests zeigten, dass keine weiteren Optimierungsschritte zwingend notwendig sind.

3 Evaluierung

In diesem Kapitel präsentieren wir die Evaluierung unseres Algorithmus. Dazu wurden die Kathether mit Hilfe unserer Software segmentiert und die Ergebnisse mit vorher erstellten GT-Daten verglichen.

3.1 Beschreibung des Datensatzes

Der Datensatz setzt sich aus 9 CT-Datensätzen mit insgesamt 40 Kathern zusammen. Drei weitere CT-Datensätze konnten für die Evaluierung nicht verwendet werden, da sich diese nicht für den entwickelten Algorithmus eigneten.¹ Die Kathether wurden per Hand von Experten in Form der Mittellinie segmentiert. Hierbei wurde zwischen den per Hand segmentierten Punkten interpoliert, so dass jeder Katheter aus 100 Datenpunkten besteht. Diese Punkte haben einen durchschnittlichen Abstand von 1,86 mm. Zu beachten ist dabei, dass auch zwischen den Schichten interpoliert wurde und somit eine Ideallinie erzeugt wurde und keine Segmentierung der rohen Bilddaten vorliegt.

3.2 Ergebnisse

Um die AR (Algorithm Results) - und GT-Daten vergleichen zu können, extrahierte wir für jede Segmentierung die Mittellinie mittels einer Skelletierung. Aus diesen Daten berechneten wir die durchschnittliche euklidische Distanz d jedes AR-Datenpunktes zum nächsten GT-Datenpunkt, sowie die Überdeckung o in Prozent jedes GT-Katheters. Je geringer die Distanz d und höher die Überdeckung o , desto besser ist das Segmentierungsergebnis. Bei diesen Ergebnissen ist der durchschnittliche Abstand von 1,86 mm zwischen den Datenpunkten der GT-Daten zu beachten. Da die AR-Daten eine kontinuierliche Linie (also meist mehr Datenpunkte) enthalten, kann auch bei einer optimalen Segmentierung eine Distanz von 0,93 mm pro Datenpunkt auftreten. Durch die Interpolation zwischen den Schichten kann zudem eine zusätzliche Distanz von 1,5 mm bei optimaler Segmentierung hinzu kommen.

Aus der Berechnung der durchschnittlichen Distanz pro Datenpunkt ergaben sich Werte im Bereich von 1,67 bis 12,7 mm pro Katheter. Der Algorithmus erreichte einen Mittelwert der Durchschnittsdistanz von 3,49 mm und einen Median von 2,41 mm. Detaillierte Ergebnisse sind dem Box-Plot in Abbildung 5 und der Tabelle im Anhang zu entnehmen.

¹ Gefilterte Rückprojekten der CT-Daten mit anderem Kernel (hard), fehlerhafte GT-Daten, starke Artefakte im Randbereich, welche ein Auslaufen verursachen.

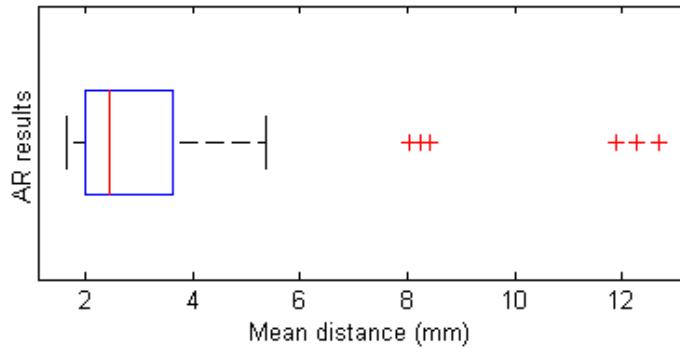


Abbildung 5: Boxplot zur Beschreibung der Verteilung der durchschnittlichen Distanzen pro Katheter.
Median = 2,41 mm.

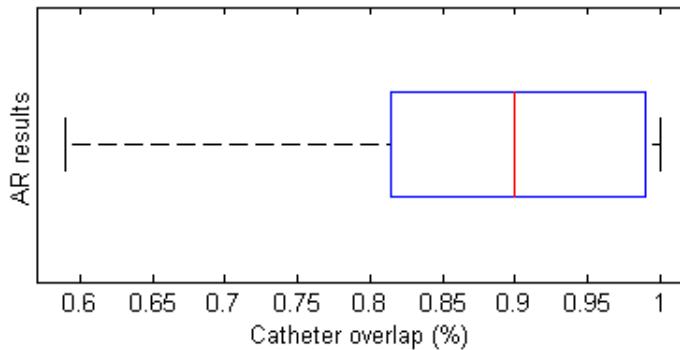


Abbildung 6: Boxplot zur Beschreibung der Verteilung der durchschnittlichen Überdeckung pro Katheter. Median = 0.9.

Nach einer Zuordnung der Segmentierungsergebnisse zu den GT-Daten berechneten wir für jeden Katheter der GT-Daten den Anteil der Überdeckung. Hierzu wurde für jeden Punkt der GT-Daten überprüft, ob sich ein Punkt der zugeordneten AR-Daten im Umkreis von 6 mm befindet. Daraus ergeben sich Werte von einer durchschnittlichen, korrekten Überdeckung der Katheter im Bereich von 63,00% bis 100,00%. Es ergibt sich ein Mittelwert von 88,73% und ein Median von 90,00%. Detaillierte Ergebnisse sind dem Box-Plot in Abbildung 6 und der Tabelle im Anhang zu entnehmen.

3.2 Diskussion

Die Ergebnisse zeigen, dass der von uns entwickelte Algorithmus sowohl gute, als auch nicht zufrieden stellende Resultate erzielt. Probleme treten auf, wenn der zu segmentierende Katheter eine hohe Variation in seiner Ausrichtung hat. Häufig knicken Katheter außerhalb des Körpers ab. Dadurch, dass die Ausrichtung an der Position der Nutzereingabe berechnet wird, wird keine optimale Filterung im Falle einer Richtungsänderung durchgeführt, da eine Korrektur der Filterausrichtung notwendig wäre. Ein Beispiel für solch eine Segmentierung bei einem stark abknickenden Katheter ist in Abbildung 7 dargestellt. Da sich teilweise große Stücke des Katheters außerhalb des Körpers befinden, ist die Überlappungsrate in solchen Fällen niedrig.

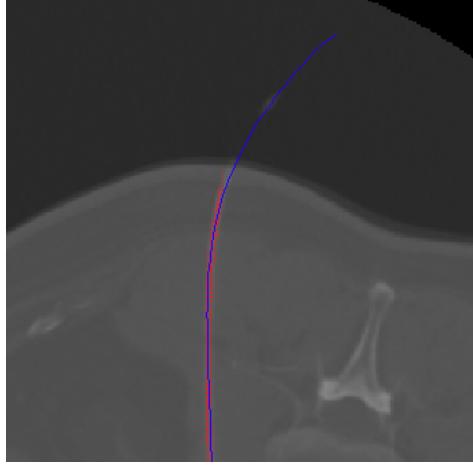


Abbildung 7: Überlagerung von fünf Schichten: Richtungsänderung eines Katheters (blau). Die Segmentierung (rot) ist fehlerhaft.

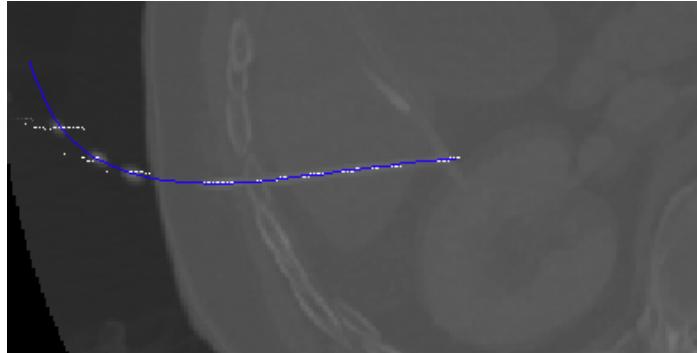


Abbildung 8: Überlagerung von 13 Schichten: Die richtungsänderung des Katheters (blau) wird von dem Algorithmus nicht korrigiert (weiß).

Durch die Anwendung des eindimensionalen LoG-Filters werden zwar irrelevante Strukturen weggeglättet, in manchen Fällen werden aber auch die Enden von Strukturen “in die Länge” geglättet. Dieser Effekt ist unerwünscht, wenn die Ausrichtung des Filters nicht mehr aktuell ist (abknickende Katheter) und dadurch die Segmentierung in die falsche Richtung lang gezogen wird (siehe Abbildung 8, Kathetersegment außerhalb des Körpers). Diese Art von Segmentierungsfehler erklärt auch die hohe Durchschnittsdistanz für manche Kathetersegmentierungen.

Schwierigkeiten treten auf, wenn Katheter eine ähnliche Ausrichtung haben. In diesem Fall werden beide Katheter durch den LoG-Filter verstärkt. Bei Überschneidung dieser Katheter wurden diese der selben Segmentierung zugeordnet (siehe Abbildung 9). Diese Segmentierungsfehler können in den Segmentierungsergebnissen mit hoher Durchschnittsdistanz wiedergefunden werden.

Insgesamt treten die beschriebenen Fälle eher selten auf. Zu beachten ist auch, dass Probleme durch abknickende Katheter meist erst außerhalb des Körpers auftreten. Hier ist eine korrekte Segmentierung nicht zwingend notwendig. Leichte Krümmungen werden von dem Algorithmus erfasst und führen zu einer korrekten Segmentierung (siehe Abbildung 10).

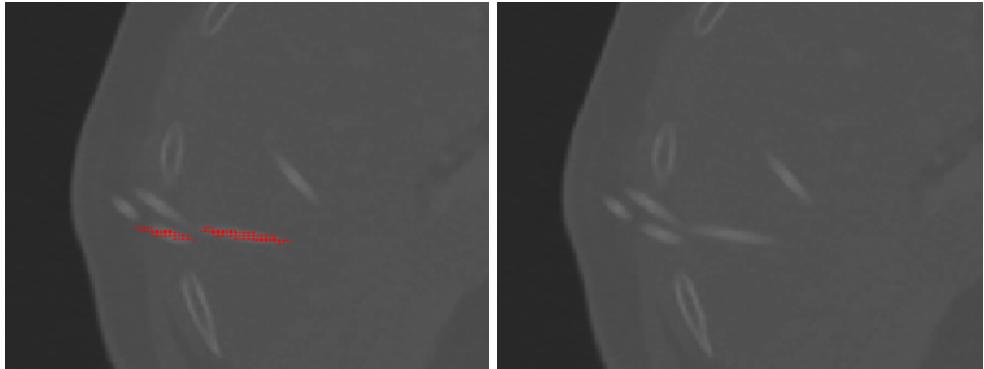


Abbildung 9: Nah beieinander liegende Katheter mit ähnlicher Ausrichtung.

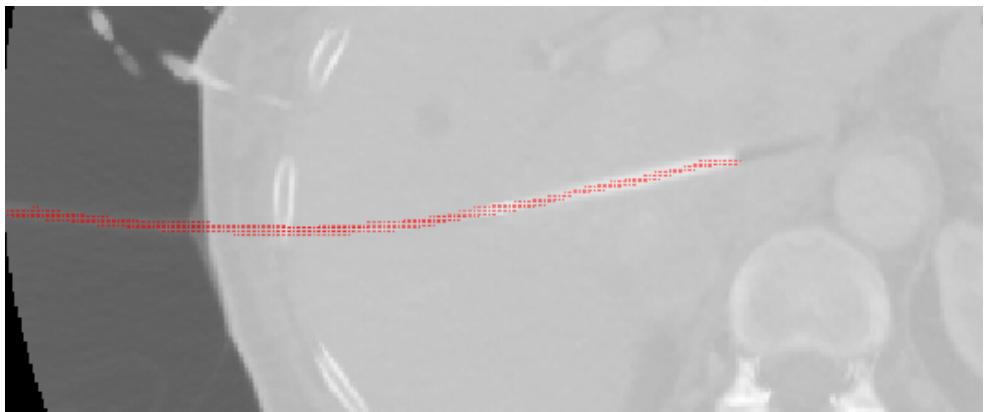


Abbildung 10: Optimales Segmentierungsergebnis eines Katheters über drei Schichten.

4 Zusammenfassung und Ausblick

Ziel des Projekts war die Implementierung eines Programms zur Segmentierung von Kathetern. Hierzu entwickelten wir einen Algorithmus, der mit Hilfe eines ausgerichteten 1D-LoG-Filter die Strukturen verstärkte und im Anschluss eine Segmentierung ermöglichte. Die Ausrichtung des LoG-Filters wurde durch die Hauptrichtung einer Region-Growing Segmentierung ermittelt, die mit Hilfe eines durch den Anwender gesetzten Seedpoints berechnet wurde.

Die Evaluierung zeigte, dass der Algorithmus überwiegend zufriedenstellende Ergebnisse erzeugte. Grenzen des Algorithmus treten auf, wenn Katheter eine hohe Krümmung besitzen oder sich mit anderen überschneiden, welche eine sehr ähnliche Ausrichtung besitzen.

Das hier vorgestellte Verfahren ist ein möglicher Ansatz für die Rekonstruktion von Kathetern. Verbesserte Ergebnisse können erwartet werden, wenn die Ausrichtung des LoG-Filters bei einer Krümmung des Katheters korrigiert werden würde. So wären auch für stark abknickende Katheter gute Segmentierungen zu erwarten.

Außerdem könnte das Ergebnis der LoG-Filterung genutzt werden um ein intelligentes Katheter-Tracking durchzuführen. Der von uns vorgestellte Algorithmus nutzt an dieser Stelle lediglich eine einfache Segmentierungsmethode.

Eine weitere Verbesserung des Ergebnisses kann erzielt werden, wenn die erzeugte Mittellinie in einem Optimierungsschritt geglättet wird und Ausreißer entfernt werden.

Quellen

- [1] Milickovic, Natasa, et al. "Catheter autoreconstruction in computed tomography based brachytherapy treatment planning." *Medical physics* 27.5 (2000): 1047-1057.
- [2] Tönnies, Klaus D. *Grundlagen Der Bildverarbeitung*. München: Pearson Studium, 2005.
- [3] Kong, Hui, Hatice Cinar Akakin, and Sanjay E. Sarma. "A Generalized Laplacian of Gaussian Filter for Blob Detection and Its Applications." *IEEE Transactions on Cybernetics* 43.6 (2013): 1719-733.
- [4] Sotak, G.e., and K.l. Boyer. "The Laplacian-of-gaussian Kernel: A Formal Analysis and Design Procedure for Fast, Accurate Convolution and Full-frame Output." *Computer Vision, Graphics, and Image Processing* 48.2 (1989): 147-89.
- [5] Adams, R., and L. Bischof. "Seeded Region Growing." *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 16.6 (1994): 641-47.
- [6] Frangi, Alejandro F., et al. "Multiscale vessel enhancement filtering." *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI'98*. Springer Berlin Heidelberg, 1998. 130-137.

Anhang

Evaluierungsergebnisse

Datensatz	Katheter	Mean Distance	Mean Overlap
1	1	1,67	99%
	2	2,00	92%
	3	3,09	91%
	4	2,45	100%
2	1	2,78	100%
	2	2,09	75%
	3	2,87	63%
	4	8,03	96%
	5	2,21	99%
	6	2,84	99%
	7	1,97	100%
	8	1,99	100%
3	1	2,55	100%
	2	2,19	86%
	3	12,67	90%
	4	2,47	88%
	5	2,01	99%
	6	12,27	100%
4	1	2,24	63%
	2	1,90	99%
	3	1,72	99%
5	1	2,46	100%
	2	1,90	94%
	3	2,24	100%
	4	2,35	100%
7	1	1,93	89%
	2	1,99	86%
	3	1,87	86%
	4	1,98	86%
8	1	8,41	77%
	2	2,98	79%
9	1	3,70	85%
	2	5,26	81%
	3	3,61	90%
	4	9,25	85%
11	1	3,65	81%
	2	2,54	74%
	3	5,11	83%
	4	2,37	76%
	5	2,07	59%