

Bildbasiertes Tracking im MRT unter Verwendung von Resonanzmarkern

C. Kühnel¹, J. Krug¹, Z. Salah^{1,4}, K. Jungnickel³, U. Wonneberger³, K. Toennies², G. Rose¹

¹ Universität Magdeburg, Lehrstuhl für Medizinische Telematik und Medizintechnik, Magdeburg, Germany

² Universität Magdeburg, Arbeitsgruppe für Bildverarbeitung und Bildverstehen, Magdeburg, Germany

³ Universitätsklinikum Magdeburg, Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin, Magdeburg, Germany

⁴ Universität Magdeburg, Lehrstuhl für Visualisierung, Magdeburg, Germany

Kontakt: claudia.kuehnel@st.ovgu.de

Abstract:

Um medizinische Instrumente während MR-geführter minimalinvasiver Interventionen zu detektieren und zu tracken, werden in dieser Arbeit Katheter mit Resonanzmarkern bestückt. Im Bereich dieser Marker kommt es zu einer Flipwinkelerhöhung, welche sich im Bild als helles Artefakt abzeichnet. Der übrige Katheter setzt sich als dunkler Streifen vom Bildobjekt ab. Es werden zwei Echtzeitverfahren zur Detektion des Markers und Katheters in MR-Aufnahmen untersucht. Die Verfahren sollen den Radiologen während einer Intervention bei der Orientierung helfen. Der Vergleich zeigt, dass die Detektion der Katheter in Echtzeit möglich ist.

Schlüsselworte: Kathetertracking, Hough-Transformation, Canny Edge Detector, Computer Assisted Surgery

1. Problem

Die Magnetresonanztomographie (MRT) ist eine wichtige bildgebende Modalität im Bereich der minimalinvasiven Interventionen. Die MRT zeichnet sich dadurch aus, dass Patient und Radiologe keiner ionisierenden Strahlung ausgesetzt werden. Außerdem können gute Weichgewebskontraste auch ohne nierenbelastende Kontrastmittel erreicht werden. Die besondere Schwierigkeit liegt hier bei der Sichtbarmachung des chirurgischen Instrumentes. Das Instrument sollte MR-kompatibel sein, was zum einen heißt, dass das Instrumentenartefakt nicht zu groß sein darf, da sonst wichtige Strukturen, z.B. Gefäße, verdeckt werden. Zum anderen muss die Position der Spitze des chirurgischen Instrumentes gut erkennbar sein um den Erfolg eines Eingriffes zu gewährleisten. Aus diesem Grund gibt es viele Entwicklungen, die sich mit der Sichtbarmachung der Instrumentenspitze beschäftigen [1], [2], [3]. Diese Arbeit beschreibt ein Detektionsverfahren für Katheter, welche mit Resonanzmarker (kurz Marker) bestückt wurden. Die Marker wurden nach dem Vorbild von Burl *et al.* [1] gefertigt und weiterentwickelt [6]. Ziel ist es, die Katheter während einer Intervention zu verfolgen und die Schichtbilder entsprechend nachzuführen [4]. Die Arbeit von Radiologen und medizinisch-technischen Personal kann so erleichtert werden.

2. Methoden

2.1. Experimenteller Aufbau

Um die Situation für die Entwicklung eines Detektionsalgorithmus so realistisch wie möglich darzustellen, wurden inhomogene Phantome hergestellt. Bei der Phantomherstellung wurde vor allem auf weiche Lebensmittel, wie u. a. Grießbrei, Leberwurst und Gelatine zurückgegriffen (Abb. 1). Um unterschiedliche Kontraste in den Bildern zu erhalten, wurden die Lebensmittel mit Fett versetzt. Durch die verwendeten weichen Lebensmittel ist es möglich die Position des Katheters zu variieren ohne vorher einen Führungsdraht in das Lebensmittel einführen zu müssen um den Katheter vorschieben zu können.

Die für diese Arbeit verwendeten MR-Aufnahmen wurden mit einem 1T MR-Scanner (Panorama HFO; Philips Healthcare, Best, The Netherlands) und einer interaktiven Sequenz (T₁-gewichtet) aufgenommen. Scanner und Sequenz sind während der MR-gesteuerten Interventionen am Universitätsklinikum Magdeburg im klinischen

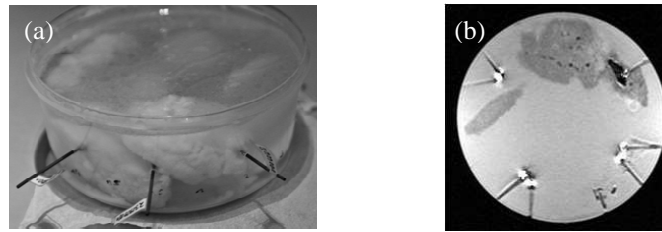


Abb. 1: Beispiel eines verwendeten Phantoms. (a) Bild eines Phantoms bestehend aus Gelatine und Grießbrei mit drei Kathetern. (b) MR-Aufnahme des Phantoms unter (a) mit einer Schnittebene durch die Katheter.

Alltag im Einsatz. Philips hat für diese Art der interaktiven Sequenz nur eine 2D-Ansicht des Patienten in den drei verschiedenen Raumrichtungen, sagittal, axial und coronal, vorgesehen. Daher basiert der Detektionsalgorithmus auf 2D-Schichtbildern. Bei der Erstellung der Aufnahmen wird eine kreisförmige Oberflächenspule genutzt, welche um die Einstichstelle herum platziert wird. Diese Spule verursacht im Randbereich der MR-Aufnahmen, wo sie am Objekt aufliegt, eine starke Signalanhebung, welche bei der Entwicklung eines Detektionsverfahrens beachtet werden muss. Zu Beginn der Entwicklung wurde auf die Verwendung der Oberflächenspule verzichtet und auf eine Kopfspule zurückgegriffen, welche für weniger Artefakte im Bild sorgt. Die Phantome wurden mit unterschiedlichen Flipwinkeln ($5^\circ - 25^\circ$) aufgenommen. So ist es zum einen möglich das Markerartefakt in seiner Stärke zu beeinflussen. Zum anderen kann das Detektionsverfahren robust gegenüber Rauschen gemacht werden.

Auffällig sind in den MR-Aufnahmen die Ringing-Artefakte im Randbereich des Phantoms, aber auch um das Katheter- und Markerartefakt. Das Detektionsverfahren sollte durch dieses Artefakt nicht beeinflusst werden.

Zur Entwicklung eines Detektionsverfahrens wurden mehrere mit Marker bestückte Katheter in einem nach obiger Beschreibung hergestellten Phantom platziert. Hierbei handelt es sich um handgefertigte Marker, welche nach dem Vorbild von Burl *et al.* [1] hergestellt wurden. Das Detektionsverfahren kann so gleichzeitig auf mehrere Gegebenheiten angewendet werden, wie zum Beispiel Einstichwinkel des Katheters oder die Lage des Markers. Zum Testen der entstandenen Detektionsverfahren wurde hauptsächlich nur ein Katheter pro Phantom platziert. Im klinischen Alltag kann es dazu kommen, dass mehrere Katheter im Phantom platziert werden müssen. Aus diesem Grund wurden die Detektionsverfahren auch auf MR-Aufnahmen mit zwei bis drei Kathetern getestet. Aufgrund der unterschiedlichen Erscheinungsbilder von Marker und Katheter wurde die Detektion unterteilt. Die Ergebnisse beider Detektionen werden am Ende wieder zusammen geführt. Im Folgenden werden die zwei entstandenen Detektionsverfahren beschreiben. Die Programmierung des Detektionsalgorithmus erfolgte mit der Software MATLAB® R2010b.

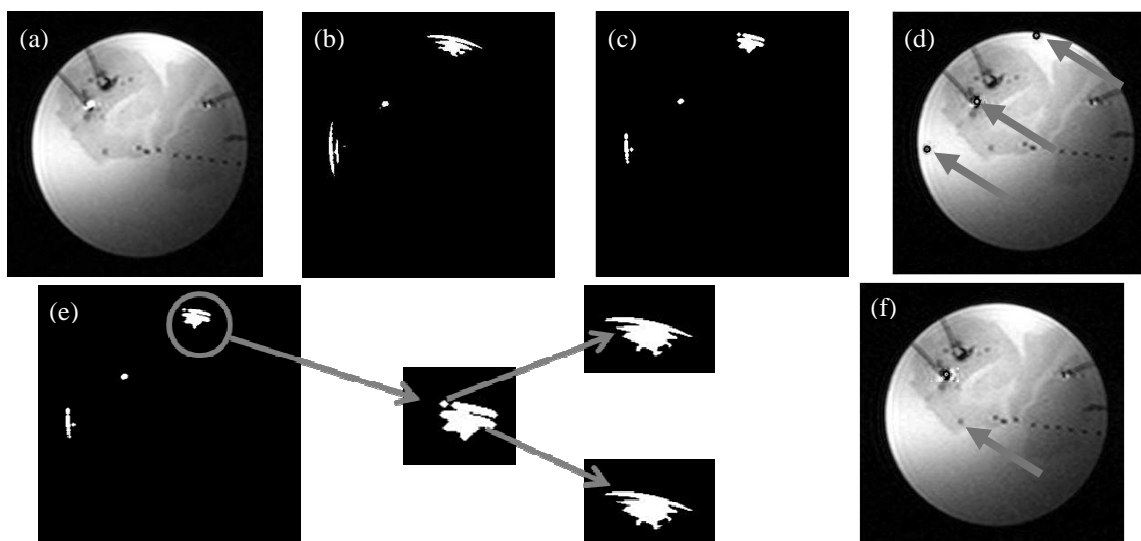


Abb. 2: Detektion eines Resonanzmarkers in einer MR-Aufnahme. (a) MR-Aufnahme, auf welcher der Marker detektiert werden soll. (b) Segmentierungsergebnis nach der Verwendung des hellsten Grauwertes. (c) Geglättetes Schwarzweißbild. (d) Vorläufig ermittelte Marker. (e) Zu (d) korrespondierendes Binärbild. Die Vergrößerung zeigt, eine durch Glättung aufgesplante Region ((e) Mitte). Die Markermittelpunkte, werden dem Region-Growing-Verfahren übergeben, welches auf (a) angewendet wird. Im Ergebnis ((e) außen) sieht man, dass die Regionen ausgelassen sind und somit nicht mehr als Marker betrachtet werden. (f) Endergebnis der Markerdetektion.

2.2. Markerdetektion

Das Markerartefakt zeichnet sich durch einen hohen Grauwert aus (Abb.2(a) Pfeil). Es bietet sich daher an, als erstes die MR-Aufnahme mithilfe des Schwellenwertverfahrens auf seine hellen Regionen zu beschränken (Abb. 2(b)). Im Histogramm des Bildes wird nach dem hellsten Grauwert gesucht. Eine anschließende Glättung des Bildes, mit Hilfe von morphologischen Opening, sorgt für das Entfernen von kleinen, teilweise durch Rauschen entstandene, Regionen (Abb. 2(c)). Die entstandenen Regionen werden nun auf ihre Größe kontrolliert. Zu große Regionen werden nicht weiter betrachtet. Da häufig beim Glätten des Schwellenwertbildes größere Regionen in kleinere Regionen unterteilt werden, werden die so übriggebliebenen Regionen anschließend auf ihre Richtigkeit überprüft (Abb. 2(d)). Dazu wird auf den Region Growing Algorithmus zurück gegriffen (Abb. 2(e)), der fälschlicherweise als Marker klassifizierte Regionen zum Auslaufen bringen soll. Die Mittelpunkte der übriggebliebenen Regionen werden nach und nach als Saatpunkt für den Region Growing Algorithmus, welcher auf dem Originalbild zum Einsatz kommt, verwendet. Nur bei echten Markern kommt es beim Region Growing Verfahren nicht zum Auslaufen. Fälschlicherweise als Marker klassifizierte Regionen verschmelzen wieder zu den eigentlichen Regionen und können über die Größe und Form von den echten Markern unterschieden werden. Das Ergebnis ist in Abb. 2(f) dargestellt.

2.3. Katheterdetektion

Das Katheterartefakt zeichnet sich durch eine rechteckig Form und einen niedrigen Grauwert aus. Außerdem kann davon ausgegangen werden, dass ein Katheter durch zwei parallele Linien begrenzt wird. Es werden zwei Ansätze untersucht, welche diese Informationen zur Detektion nutzen. Während das erste Verfahren auf der Hough-Transformation auf Bildgradienten basiert, werden im zweiten Verfahren zunächst Kantenzüge durch den Canny-Edge-Detektor erzeugt und anschließend ausgewertet.

Verfahren 1: Die MR-Aufnahme wird mithilfe des Ridler-Calvard-Verfahrens [5] in Vordergrund und Hintergrund segmentiert (Abb. 3(b)). Rauschen bzw. kleinere Regionen werden anschließend durch morphologische Operationen entfernt (Abb. 3(c)). Aus dem geglätteten Bild wird schließlich ein Kantenbild generiert (Abb. 3(d)). Die Suche nach der Geraden im Kantenbild erfolgt mittels der Hough-Transformation (Abb. 3 (e)). Um abschließend Geraden auszuschließen, welche keine Katheterbegrenzungskanten sind, wird ein Ausschlusskriterium eingeführt. Dies besagt, dass sich in der unmittelbaren Umgebung (max. 10 Pixel) eines Katheterendpunktes ein Marker befinden muss. Existiert kein Marker in der Nähe einer Geraden, so wird die gefundene Gerade nicht weiter betrachtet (Abb. 3(f)).

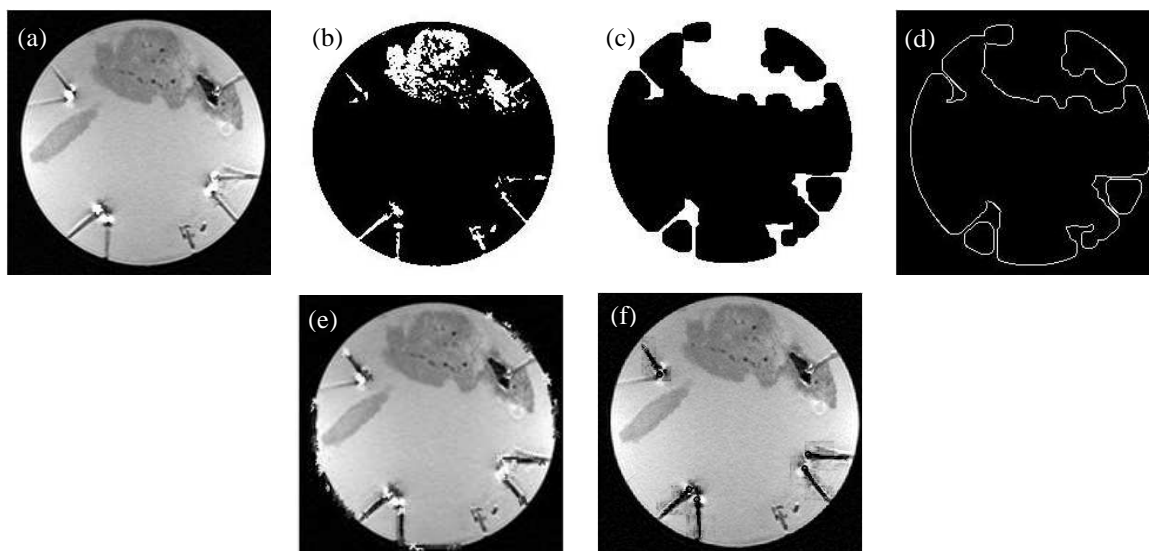


Abb. 3: Bilder der einzelnen Verfahrensschritte des ersten Verfahrens: (a) MR-Aufnahme. (b) Ergebnis des Schwellenwertverfahrens unter Verwendung des, via des Ridler-Calvard-Verfahrens bestimmten, Schwellenwertes. (c) Mittels morphologischen Closing geglättetes Schwarzweißbild. (d) Kantenbild des geglätteten Schwarzweißbildes. (e) Ergebnis der Ausgabe aller gefundenen Kanten. (f) Ergebnis des Detektionsalgorithmus der Detektion über Informationsreduktion. Die mit der Hough-Transformation gefundenen Geradenstücke wurden, aufgrund ihrer Nähe zu einem detektierten Marker, als Katheter identifiziert.

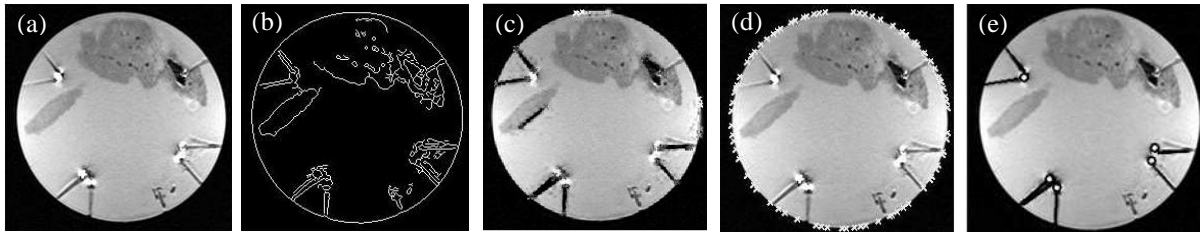


Abb. 4: Bilder der einzelnen Verfahrensschritte des zweiten Verfahrens: (a) MR-Aufnahme. (b) Kantenbild, welches direkt aus dem Originalbild mittels Canny-Operator generiert wurde. (c) Ergebnis der Ausgabe aller gefundenen Kanten. (d) Berechneter Objektrand. (e) Ergebnis des Detektionsalgorithmus der Detektion über das Kantenbild.

Verfahren 2: Im ersten Schritt der Kathetererkennung wird ein Kantenbild von der MR-Aufnahme mithilfe des Canny-Operators erstellt (Abb. 4(b)). Anhand dieses Kantenbildes wird nun zum einen der Objektrand durch geeignete Glättung ermittelt (Abb. 4(d)). Zum anderen wird auf dieses Bild die Hough-Transformation angewendet (Abb. 4(c)). Die erkannten Kanten werden auf ihre Entfernung zum Objektrand untersucht. Es wurden die Annahmen gemacht, dass sich nur ein Endpunkt der Geraden auf dem Objektrand befinden darf und dass ein Katheter nicht komplett innerhalb des Objektes liegen darf. Das Ergebnis ist in Abb. 4 (e) dargestellt.

3. Ergebnisse

Die Algorithmen zur Detektion von Kathetern in MR-Aufnahmen wurde auf insgesamt 119 unbekanntem MR-Aufnahmen mit einer Auflösung von 224 x 224 Pixel bzw. 336 x 336 Pixel (Pixelgröße: 0,5 x 0,5 mm), getestet. Für die Tests wurden zwei inhomogene Phantome erstellt. Die Phantome wurden mit verschiedenen Flipwinkeln vermessen, wobei hauptsächlich ein Flipwinkel von 25° gewählt wurde, der auch hauptsächlich bei den Interventionen eingesetzt wird. Es wurden MR-Aufnahmen der axialen, coronalen und sagittalen Schnittebene von den Phantomen gemacht. Die Detektion von Markern und Kathetern dauerte durchschnittlich 0,66 Sekunden.

Von Phantom 1 lagen 34 MR-Aufnahmen zur Testung der Detektionsverfahren vor. Pro Schnittebene wurden ein bis zwei Aufnahmen gemacht, wobei die Position des Katheters nicht verändert wurde. In den MR-Aufnahmen waren 36 Marker mit bloßem Auge zu erkennen, wovon jedoch nur 6 von der Markerdetektion erkannt (Tabelle 1) worden sind. Durch die Wahl der Schnittebene waren 22 Katheter auf den 34 MR-Aufnahmen sichtbar wovon das erste Detektionsverfahren nur 2 erkannte, das zweite Verfahren hingegen 10 Katheter.

Vom zweiten Phantom wurden insgesamt 83 MR-Aufnahmen verschiedener Katheter gemacht. Dabei wurden für jede der drei Schnittebenen durchschnittlich fünf Aufnahmen erstellt. Dabei wurde von einer Schnittebene von einer Schicht weiter drunter bzw. drüber Aufnahmen gemacht. In diesem Fall waren 86 Marker mit bloßem Auge zu erkennen, wovon das Detektionsverfahren 46 Marker erkannte, was etwa 53 % entspricht. Insgesamt konnten bei diesem Phantom 91 Katheter detektiert werden. Das erste Verfahren detektierte mit 5 Kathetern deutlich weniger Katheter als das zweite Verfahren mit 23 Kathetern.

Die unterschiedlichen Anzahlen von Markern und Kathetern in beiden Phantomen kommen durch die Schichtwahl zu Stande. Es lagen nicht in jeder Schicht Marker und Katheter.

Bei der Anzahl falschpositiver Katheterdetektionen schloss das erste Detektionsverfahren mit bis zu 48 falschpositiven Kathetern deutlich besser ab als das zweite Verfahren mit bis zu 968 falschdetektierten Kathetern.

		Marker	Katheter	
			Verfahren 1	Verfahren 2
Phantom 1	Richtig erkannt	6 / 36	2 / 22	10 / 22
	Falsch erkannt	0	4	316
	Berechnungszeit		0,674 sec	0,683 sec
Phantom 2	Richtig erkannt	46 / 86	5 / 91	23 / 91
	Falsch erkannt	9	48	968
	Berechnungszeit		0,647 sec	0,656 sec

Tabelle 1: Zusammenfassung der Detektionsergebnisse zweier verschiedener Phantome.

4. Diskussion

Wie anfangs erwähnt (Kapitel 2.1) wird für die Interventionen eine kreisförmige Oberflächenspule zur Signalverstärkung eines für den Radiologen wichtigen Bereichs des Körpers verwendet. Die Spule sorgt an den Randbereichen, an denen sie am Körper bzw. hier Phantom aufliegt, für eine starke Signalanhebung. Marker, die sich in diesem Bereich befinden, werden durch das umliegende Gewebe überstrahlt und können nicht detektiert werden. Befindet sich der Marker zu weit vom Wirkungskreis der Spule entfernt, wird das Signal des Markers zu schwach, sodass er ebenfalls nicht mehr detektiert werden kann. Gleiches gilt für gewählte Schichten, in denen der Marker nur auf Grund des Partialvolumeneffektes noch sichtbar ist. In den Tests der Algorithmen wurden beim zweiten Phantom jeweils mehrere Aufnahmen der drei Schnittebenen gemacht, wobei jeweils die ausgewählte Schicht etwas nach oben und unten variiert wurde. Beim ersten Phantom wurde jedoch meist nur eine Aufnahme pro Schnittebene gewählt, was den Unterschied in der Anzahl der detektierten Marker erklärt. Gleichzeitig wird die Behauptung gestützt, dass die Anzahl der detektierten Marker von der Wahl der Schicht abhängt. Weitere Tests zeigten, dass bis zu 90 % der Marker detektierbar sind, wenn die Schicht entsprechend der Lage des Markers eingestellt wird.

Die Detektion des Katheters mit dem ersten Verfahren setzt das Vorhandensein des Markers in der Aufnahme und damit der Schicht voraus. Es kommt bei der Detektion der Katheterkanten mit der Hough-Transformation häufig nur zur Detektion von Teilstücken des Katheters. Liegen diese Teilstücke nicht nah genug am Marker, werden die Katheter nicht als solche erkannt, was zu der geringen Detektionsrate bei diesem Verfahren führt.

Das zweite Verfahren wurde hingegen unabhängig vom Vorhandensein des Markers entwickelt, dafür aber in Abhängigkeit zum Objektrand. Vergleicht man die Fehlerrate der beiden Verfahren wird ersichtlich, dass das zweite Verfahren deutlich fehleranfälliger ist als das erste Verfahren. Ein Grund dafür ist, dass die Errechnung des Objektrandes nicht optimal erfolgt. Die Randpunkte sind ungleichmäßig über den Objektrand verteilt. Befinden sich keine Randpunkte am Einstichpunkt des Katheters, kann folglich auch das Randkriterium nicht greifen. Gerade im Randbereich des Objektes und um das Katheterartefakt herum kommt es vermehrt zu Ringing-Artefakten. Diese Artefakte werden als Kanten mit detektiert. Durch die ungleichmäßig verteilten Randpunkte und damit unterschiedlichen Entfernung der Endpunkte dieser Kanten zum Objektrand, kommt es zur Akzeptanz der Kanten als Katheter. Eine Optimierung der Erkennung des Objektrandes würde zur Ermittlung der gleichen Entfernung der Kantenendpunkte zum Objektrand und damit zum Ausschluss der Kanten führen.

Die Beschaffenheit der Phantome kann ein Grund für die hohe Anfälligkeit der MR-Aufnahmen gegenüber Artefakten sein. Die Kontraste, die durch die verwendeten Lebensmittel im Phantom in den MR-Aufnahmen hervorgerufen werden, stimmen nicht mit den Kontrasten im menschlichen Körper überein. Man muss jedoch beachten, dass jeder (menschliche) Körper seine individuellen magnetischen Eigenschaften hat. Die Erstellung geeigneter Phantome stellt sich aus diesem Grund sehr schwierig dar.

Die Berechnungszeit von durchschnittlich 0,66 Sekunden zeigt, dass die Detektion von Katheter und Marker synchron zu den MR-Aufnahmen, bei ca. einem Bild pro Sekunde, möglich ist.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Weiterentwicklung des zweiten Detektionsverfahrens, durch seine höhere Detektionsrate, vielversprechender ist, als das erste Verfahren.

5. Referenzen

- [1] Burl, M. et al.: Tuned Fiducial Markers to Identify Body Locations with Minimal Perturbation of Tissue Magnetization, *Magnetic Resonance in Medicine* Volume 36, Wiley-Liss, 1996
- [2] Bock, M. et al.: MR-Guided Intravascular Procedures: Real-Time Parameter Control and Automated Slice Positioning With Active Tracking Coils, *Journal of Magnetic Resonance Imaging* Volume 19, Wiley-Liss, 2004
- [3] Busse, H. et al.: Method for Automatic Localization of MR-Visible Markers using Morphological Image Processing and Conventional Pulse Sequences: Feasibility for Image-Guided Procedures., *Journal of Magnetic Resonance Imaging* Volume 26, Wiley-Liss, 2007
- [4] Fischbach, F. et al.: MR-Guided Freehand Biopsy of Liver Lesions With Fast Continuous Imaging Using a 1.0-T Open MRI Scanner: Experience in 50 Patients, *Cardiovascular and Interventional Radiology* Volume 34, Springer, 2010
- [5] Ridler, T.W. et al.: Picture thresholding using an iterative selection method, *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 1987
- [6] Will, K. et al.: Pre-Tuned Resonant Markers for iMRI using Aerosol Deposition on Polymer Catheters, *Progress in biomedical optics and imaging* vol. 11, 2010