

Bachelorarbeit
Detektion von Kathetern in MR-Aufnahmen



Autor:
Claudia Kühnel

Betreuer:
Prof. Dr.-Ing. Klaus Tönnies
Dr. rer. nat. Kerstin Jungnickel
Dipl.-Ing. Johannes Krug

01. März 2011

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit selbstständig angefertigt und keine anderen, als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet habe.

Magdeburg, den 01. März 2011

Abstract

Minimalinvasive Eingriffe finden immer mehr unter MR-Steuerung statt, wobei der Interventionalist und der Patient keiner ionisierenden Strahlung ausgesetzt werden. Außerdem hat das MRT einen sehr guten Weichgewebekontrast, wodurch das Operationsgebiet für den Interventionalisten gut auf den MR-Aufnahmen sichtbar ist. Neben der Entwicklung von offenen MR-Geräten, die dem Interventionalisten den Zugang zum Patienten erleichtern, gibt es eine Reihe von Entwicklungen, die sich auf die Herstellung von MR-kompatiblen chirurgischen Instrumenten spezialisieren. Das Instrumentenartefakt sollte gut auf den MR-Aufnahmen zu sehen sein und nicht zu viel vom umliegenden Weichgewebe verdecken. Der Fokus der Entwicklung richtet sich auf die Sichtbarmachung der Instrumentenspitze. Für Eingriffe, wie die Brachytherapie oder die Biopsie, ist insbesondere das Gelingen der Therapie oder die Entnahme einer Gewebeprobe von der Position der Spitze abhängig.

In dieser Arbeit wird die Detektion eines von Burl et al. [Burl96] entwickelten Katheters beschrieben. An einem Katheter wird an der Spitze eine Spule angebracht, welche sich im Bild als helles Artefakt abzeichnet. Der übrige Katheter setzt sich als dunkler Streifen vom Bildobjekt ab. Diese Arbeit beschreibt ein Echtzeitverfahren zur Detektion des Katheters in MR-Aufnahmen. Das Verfahren soll den Interventionalisten während einer Intervention bei der Orientierung helfen. Die Detektion des Katheterartefaktes erfolgt mithilfe der Hough-Transformation. Das Detektionsverfahren soll robust gegenüber Bildartefakten, wie zum Beispiel Rauschen, Ringing und Feldinhomogenitäten, gemacht werden. Die Ergebnisse zeigen, dass die Detektion der Katheter in Echtzeit möglich ist, aber auch, dass noch an der Behandlung von Ringing-Artefakten gearbeitet werden muss.

Inhaltsverzeichnis

Selbstständigkeitserklärung	iii
Abstract	v
Abbildungsverzeichnis	ix
1 Einleitung.....	1
1.1 Zielsetzung	2
1.2 Struktur der Arbeit	2
2 Stand der Forschung.....	5
2.1 Peakanalyse.....	6
2.2 Kreuzkorrelation.....	7
2.3 Weitere Verfahren	9
2.4 Eignung der Ansätze.....	10
3 Materialien.....	13
3.1 Interventionelle MRT	13
3.2 Katheter.....	15
3.3 MR-Aufnahmen.....	16
3.4 Software	19
4 Methoden der Bildverarbeitung.....	21
4.1 Hough-Transformation.....	21
4.2 Ridler-Calvard-Verfahren	22
4.3 Kantenoperatoren.....	23
4.3.1 Sobel-Operator.....	23
4.3.2 Canny-Operator.....	24
5 Katheterdetektion.....	27
5.1 Detektion über Informationsreduktion.....	27
5.2 Detektion über das Kantenbild	30
6 Evaluation der Detektionsverfahren	33
6.1 Versuchsbeschreibung	33
6.2 Ergebnisse	34
6.3 Diskussion der Ergebnisse	36
7 Zusammenfassung und Ausblick	41
Literaturverzeichnis.....	43

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2.1: Von [Bock04] verwendeter Katheter für die Katheterverfolgung	6
Abbildung 2.2: MR-Aufnahme als 3D Oberflächendiagramm zur Detektion des Katheters	7
Abbildung 2.3: Arbeitsschritte des von [DeOliveria08] entwickelten Katheterdetektionsverfahrens	8
Abbildung 2.4: Katheterdetektion und –verfolgung nach [Keller07]	8
Abbildung 2.5: Bild eines Basket-Katheters der mittels eines Maskenbildes detektiert wird	9
Abbildung 2.6: Beispiel einer Katheterverfolgung nach [Magnusson07]	10
Abbildung 3.1: Beispiele für offene MR-Scanner	13
Abbildung 3.2: Screenshot der Benutzeroberfläche für die interaktive Bedienung des MRT während einer Intervention	14
Abbildung 3.3: Vereinfachte schematische Darstellung der Funktionsweise des Markers (nach [Will10])	15
Abbildung 3.4: Aufnahmen des verwendeten Katheters	16
Abbildung 3.5: Für die MR-Aufnahmen verwendeten Spulen	16
Abbildung 3.6: Vergleich der Ausleuchtung bei Verwendung unterschiedlicher Spulen	17
Abbildung 3.7: Verursachung von Rauschen durch Veränderung des Flipwinkels	18
Abbildung 3.8: Beispielaufnahmen, auf denen Ringing- und Abtastartefakte gut zu sehen sind.....	18
Abbildung 4.1: Parameter für die Hough-Transformation in Bildraum und Hough-Raum.....	21
Abbildung 5.1: Bilder der einzelnen Verfahrensschritte der Detektion über Informationsreduktion	28
Abbildung 5.2: Ergebnis des Detektionsalgorithmus der Detektion über Informationsreduktion	28
Abbildung 5.3: Mögliche Fehlerquellen bei der Detektion über Informationsreduktion	29
Abbildung 5.4: Bilder der einzelnen Verfahrensschritte der Detektion über das Kantenbild.....	30
Abbildung 5.5: Ergebnisse des Detektionsalgorithmus über das Kantenbild.....	31
Abbildung 6.1: MR-Aufnahmen, der für die Evaluierung verwendeten Phantome	33
Abbildung 6.2: Schnittebenen der MR-Aufnahmen	34
Abbildung 6.3: Vergleich der Helligkeit um den Marker	37
Abbildung 6.4: MR-Aufnahme, bei der das Field-of-View schlecht definiert wurde	38
Abbildung 6.5: Veranschaulichung der Probleme, die bei der Detektion auftreten können.....	39
Abbildung 6.6: Beispiele zur Veranschaulichung der Wichtigkeit bei der Auswahl der Schicht	40

1 Einleitung

In der heutigen Zeit benötigt man für einige Operationen nur noch minimalinvasive Eingriffe, d.h. beim Operationsfeld handelt es sich nur um die Einstichstelle des chirurgischen Instrumentes. Der operierende Arzt ist durch die eingeschränkte Sicht auf Hilfsmittel angewiesen, die es ihm ermöglichen während des Eingriffes die Lage und die Umgebung des chirurgischen Instrumentes zu verfolgen. Um dem Interventionalisten diese uneingeschränkte Sicht zu ermöglichen, wurde, in den Anfängen der interventionellen Radiologie, die Instrumentenverfolgung mittels Computertomographie (CT) und Ultraschall aufgenommen. Bei der CT werden Weichgewebe und Gefäßstrukturen nur unter Gabe von nierenbelastenden Kontrastmitteln sichtbar. Bei der Magnetresonanztomographie (MRT) ist das Weichgewebe direkt sichtbar. Ein weiterer Vorteil der MRT, gegenüber der CT oder des Ultraschalles, ist die multiplanare Schnittführung, welche eine gute räumliche Orientierung bietet. Durch den Verzicht auf ionisierende Strahlung oder auch jodhaltige Kontrastmittel wird der Körper des Patienten nicht unnötig belastet. Durch den beschränkten Raum, den ein herkömmliches diagnostisches MRT aufweist, kam es nur eingeschränkt zum Einsatz. Allmählich etabliert sich nun, durch die Entwicklung offener Geräte, auch das MRT im Bereich der interventionellen Radiologie.

Für die Eingriffe müssen die chirurgischen Instrumente auf der MR-Aufnahme sichtbar sein. Der Interventionalist orientiert sich an den MR-Aufnahmen und führt ein chirurgisches Instrument zur gewünschten Stelle. Gerade bei Verfahren, wie der Biopsie oder Brachytherapie, ist es wichtig, die Instrumentenspitze genau zu positionieren. Da aufgrund der Größe des Instrumentenartefaktes dies nicht genau möglich ist, entwickelten Will et. al. [Will10] einen speziellen Katheter. Dieser Katheter wird an der Spitze mit einer Mikrospule versehen. In der Aufnahme entsteht durch die Mikrospule an der Position der Instrumentenspitze ein Artefakt (Marker). Die Spitze wird für den Interventionalisten sichtbar.

1.1 Zielsetzung

Die Arbeit wurde im Rahmen eines drittmittelgeförderten Projektes, INKA, in Zusammenarbeit mit:

- dem Institut für Elektronik, Signalverarbeitung und Kommunikationstechnik (IESK) der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik,
- der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin der medizinischen Fakultät
- und dem Institut für Simulation und Graphik der Fakultät für Informatik

angefertigt.

Ziel dieser Arbeit ist es, ein Echtzeitverfahren zu entwickeln, welches den von Will et al. [Will10], nach dem Vorbild von Burl et al. [Burl96], entwickelten Katheter automatisch detektiert. Um einen schnellen Interventionsverlauf zu begünstigen, darf die Berechnungszeit für die Katheterdetektion nicht mehr als eine Sekunde betragen. Für die Entwicklung eines geeigneten Detektionsverfahrens wird auf MR-Aufnahmen von Phantomen zurückgegriffen. Wie auch Aufnahmen von Interventionen sind diese Aufnahmen häufig verrauscht, sodass das Detektionsverfahren robust gegenüber Rauschen gemacht werden muss. Weiterhin entstehen durch die Verwendung der Oberflächenspulen im Randbereich des Objektes starke Signalanhebungen. Auch gegen dieses Bildartefakt muss das Verfahren robust gemacht werden. Zusätzlich sollten Feldinhomogenitäten für das Detektionsverfahren kein Problem darstellen. Häufig tritt an Objekträndern oder Übergängen zwischen verschiedenen Strukturen mit unterschiedlichen Grauwerten eine Art Ringing-Artefakt auf. Eine geeignete Behandlung dieses Artefaktes muss berücksichtigt werden.

Die Detektion des Katheterartefaktes und des Artefaktes der Katheterspitze (Marker) erfolgen getrennt. Die Detektion der Marker wurde bereits während der Hilfwissenschaftlertätigkeit am IESK entwickelt und wird gegebenenfalls nur noch optimiert.

1.2 Struktur der Arbeit

Anschließend an dieses Kapitel (Kapitel 2) wird der aktuelle Stand der Forschung betrachtet. Dabei werden einerseits andere Instrumente vorgestellt, die durch ihre Eigenschaften für eine bessere Sichtbarkeit in MR-Aufnahmen sorgen. Außerdem werden Verfahren beschrieben, wie diese Artefakte automatisch detektiert und verfolgt werden können. Abschließend erfolgt in dem Kapitel eine Bewertung zur Eignung der vorgestellten Ansätze.

In Kapitel 3 werden die verwendeten Materialien, wie Katheter, MR-Aufnahmen und Software vorgestellt. Dabei geht es zum einen um die Funktionsweise der verwendeten Katheter als auch um die Generierung der MR-Aufnahmen, wie sie für die Entwicklung

des Detektionsalgorithmus verwendet wurden. Vorab werden in diesem Kapitel die Vorteile und Anwendung der interventionellen MRT, sowie eine überblicksartige Beschreibung der Funktionsweise des MRT beschrieben.

Kapitel 4 greift Methoden der Bildverarbeitung auf, die einen elementaren Teil des Detektionsalgorithmus darstellen – die Hough-Transformation und das Ridler-Calvard-Verfahren. Außerdem werden die zwei Kantenoperatoren vorgestellt, welche für die Generierung der Kantenbilder für die Hough-Transformation benötigt werden.

Die Beschreibung des entstandenen Detektionsverfahren erfolgt in Kapitel 5. Hier werden zwei unterschiedliche Ansätze beschrieben, die während der Praktikumstätigkeit entstanden sind.

Anschließend erfolgt in Kapitel 6 eine Testung der Verfahren und Diskussion der Resultate dieser Tests.

Den letzten Teil der Arbeit bilden die Zusammenfassung und ein Ausblick über weitere mögliche Verbesserungsschritte.

2 Stand der Forschung

Im Bereich der interventionellen Magnetresonanztomographie umfasst ein aktueller Forschungsschwerpunkt die Verbesserung der Sichtbarkeit von verwendeten Instrumenten in MR-Aufnahmen. Ziel ist es, dem Interventionalisten die Arbeit zu erleichtern, das heißt, das Instrument während einer Intervention so auf MR-Aufnahmen darzustellen, dass es sofort im Fokus der Aufmerksamkeit steht. Diese Unterstützung erfolgt dabei durch:

- passives Sichtbarmachen und
- aktives Sichtbarmachen.

Beim passiven Verfahren werden sowohl das Instrument als auch die Anatomie in der MR-Aufnahme sichtbar, wobei sich das Instrument als signalarmes Artefakt im Bild darstellt. Man nennt diese Artefakte auch Suszeptibilitätsartefakte. Diese entstehen, wenn sich die Eigenschaften des Instruments von denen des Gewebes in Bezug auf die Magnetisierbarkeit unterscheiden. Zu beachten gilt es hier, dass die entstehenden Artefakte keine wichtigen anatomischen Gebiete verdecken.

Die aktive Methode umfasst verschiedene Möglichkeiten. Zum einen gibt es die Möglichkeit, die Interventionsinstrumente mit einem Schwingkreis zu versehen. Diese wird an der Spitze des Instruments angebracht und sorgt bei den MR-Aufnahmen für Feldinhomogenitäten. Diese Inhomogenitäten bilden sich auf den Bildern meist als signalreiche, helle Artefakte ab [Bücker00], [Will10]. So kann die Position der Instrumentenspitze lokalisiert werden. Die zweite Möglichkeit einer aktiven Sichtbarmachung sind sogenannte Devices. Devices sind Halterungen für die Interventionsinstrumente, die die genaue Position des Instrumentes wiedergeben. Dies geschieht über eine Mikropule im Device, welche die aktuelle Position des Instrumentes an das MR-System übermittelt. Es erfolgt eine automatische Schichteneinstellung durch das MR-System [Bock08].

Interventionsinstrumente sind jedoch, trotz der eben genannten Methoden zur Verbesserung der Sichtbarkeit, nicht immer auf Anhieb schnell zu lokalisieren, nicht zuletzt durch die Vielzahl an verschiedenen Strukturen in anatomischen Aufnahmen. Aus diesem Grund werden mittels Bildverarbeitung Verfahren entwickelt, die die Detektion bzw. Verfolgung dieser Instrumente erleichtern sollen. Die meisten Detektionsverfahren von Instrumenten bzw. deren Verfolgung finden im vaskulären und kardiologischen Bereich Anwendung. Auch für Prostatabiopsien wurden bereits Verfahren entwickelt. Es werden meist die drei folgenden Ansätze verwendet:

- Peakanalyse [Bock04], [Busse07]
- Kreuzkorrelation [DeOliveria08], [Keller07] und
- andere Ansätze [DeBoer00], [Magnusson07]

In den folgenden Abschnitten sollen diese drei verschiedenen Arten von Verfahren kurz beschrieben werden. Anschließend erfolgt eine kurze Beurteilung dieser Verfahren zwecks ihrer Relevanz für die Erstellung eines eigenen Ansatzes.

2.1 Peakanalyse

Bock et al. [Bock04] entwickelten ein Verfahren zur Katheterverfolgung (Abbildung 2.1 (b)) für intervaskuläre Interventionen. Dazu nutzen die Autoren einen Katheter, welcher im Bereich der Spitze mit drei Mikroempfangsspulen ausgestattet ist (siehe Abbildung 2.1 (a)). Über diese Spulen kann die Position des Katheters berechnet und die Schicht, in der sich der Katheter befindet, angezeigt werden. Auf die von den Spulen empfangenen Signale wendet man eine Fourier-Transformation an. Daraufhin wird die Lage der Spulen des Katheters mittels Peakdetektion ermittelt. Die Verfolgung des Katheters erfolgt anschließend mit einem Konsistenztest. Dieser Test gibt Auskunft darüber, ob die neue Lage des Katheters akzeptiert oder abgelehnt wird. Die Autoren nehmen an, dass sich der Katheter nur in einem bestimmten Maße weiterbewegt haben kann. Die Verifizierung der neuen Katheterkoordinaten erfolgt über die Bestimmung des Abstandes zwischen den neuen und alten Koordinaten.

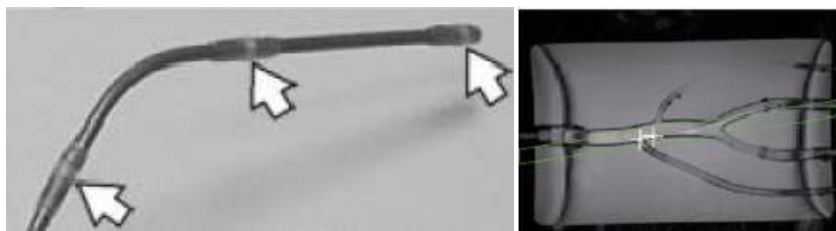


Abbildung 2.1: Von [Bock04] verwendeter Katheter für die Katheterverfolgung. Links: Katheter für intervaskuläre Interventionen, welcher mit drei Mikrospulen (Pfeile) zur besseren Detektion ausgestattet ist. Rechts: Verfolgung des Katheters (Kreuze) in einem Phantommodell der menschlichen Aorta.

Zur Änderung von Parametern, wie der Kontrast des Bildes oder das Wechseln der Schicht, wurde ein Interface implementiert. Das Interface beschränkt sich auf wenige Funktionen und dient lediglich der Unterstützung des Interventionalisten.

Busse et al. [Busse07] entwickelten eine aktive Sichtbarmachung unter Verwendung eines Kunststoffkatheters. Dieser Katheter ist mit einer Spule umwickelt und einer Flüssigkeit aus Glyceroltrinitrat gefüllt. Für die Detektion des Katheters wird die MR-Aufnahme zuerst vorverarbeitet und behandelt dabei das Rauschen und hebt die Kanten hervor. Anschließend erfolgt eine Segmentierung des Bildes per Schwellenwertverfahren über die mittlere Intensität (Abbildung 2.2, roter Pfeil). Die Signalverteilung der Markierung des Katheters kann mit einer 2D Gauß-Funktion ermittelt werden, was im zweiten Schritt des Verfahrens geschieht. Eine Bounding Box fasst alle entstandenen Regionen des segmentierten Bildes zusammen (Abbildung 2.2, blauer Pfeil). In dieser Bounding Box betrachtet man nur Peaks mit bestimmten Eigenschaften. Diese Peaks

werden durch den Levenberg-Marquardt-Algorithmus näher bestimmt. Der Levenberg-Marquardt-Algorithmus ist eine iterative Methode zur Lösung von nichtlinearen Problemen. Im dritten und letzten Schritt bestimmt man die Echtheit der segmentierten Marker mithilfe von morphologischen und statistischen Eigenschaften, wie Peakgröße und -fläche oder Amplitude und Kontrast.

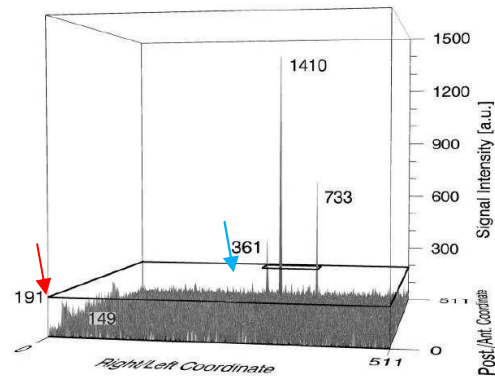


Abbildung 2.2: MR-Aufnahme als 3D Oberflächendiagramm zur Detektion des Katheters. Roter Pfeil: Rechteck zeigt den aktuellen Schwellenwert an, mit dem segmentiert wird. Blauer Pfeil: Bounding Box der aktuell segmentierten Strukturen [Busse07].

2.2 Kreuzkorrelation

Die Detektionsmethoden, welche die Kreuzkorrelation nutzen, gehen meist mit der Erstellung von Templates der Instrumente einher. Das MR-Bild, in dem das Instrument detektiert werden soll, wird dann mit dem Modell des Instruments korreliert.

De Oliveria et al. [DeOliveria08] beschreiben ein solches Korrelationsverfahren für MR-gestützte transrektale Prostatabiopsien. Ziel ist es, die Interventionsdauer zu reduzieren. Die Autoren verwenden eine erweiterte Art der Kreuzkorrelation: die Phase-Only Cross-Correlation (POCC). Bei diesem Ansatz benötigt man zwei Bilder: Das Bild in dem gesucht werden soll (Abbildung 2.3 (a)) und ein Bild auf dem nur der Marker (Abbildung 2.3 (b)), also das Instrument, zu sehen ist. Die POCC berechnet sich als normalisierte Faltung. Im Idealfall kann die Faltung so vereinfacht werden, dass sie am Ende nur noch aus einer Phasenmatrix besteht. Die interessante Region wird dann am höchsten Peak der POCC platziert. Das Instrument lässt sich so auch in verschiedenen Schichten wieder finden (Abbildung 2.3 (d)).

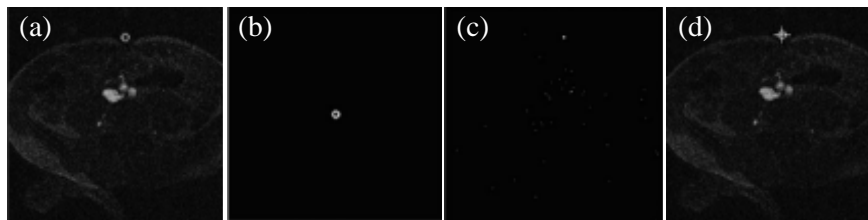


Abbildung 2.3: Arbeitsschritte des von [DeOliveria08] entwickelten Katheterdetektionsverfahrens. (a) Anatomische Aufnahme des Patienten mit dem Marker, der zu suchen ist. (b) Modell des Markers mit dem korreliert werden soll. (c) Resultat der POCC angewendet auf die Bilder unter a und b. (d) Ergebnis der Detektion: Das anatomische Bild wird mit der Markierung überlagert.

Keller et al. [Keller07] beschreiben eine halbautomatische Methode zur Verfolgung des Katheters für digitale Röntgenbilder des Thorax. Es wird angenommen, dass das gesuchte Objekt synthetisch ist. Außerdem nehmen die Autoren an, dass der Katheter an verschiedenen Punkten im Bild unterschiedliche Intensitätswerte aufweist. Um diese Grauwertvariationen zu behandeln, wendet man eine normalisierte Kreuzkorrelation an. Die Templates mit denen korreliert wird, sind Bilder verschiedener Kathetertypen (Abbildung 2.4, links). Jedes Template wird siebzehn Mal rotiert, sodass man die verschiedenen Lagen des Katheters abdecken kann. Für die Verfolgung definiert der Benutzer nun zwei Startpunkte von denen aus die Verfolgung beginnt. Dabei erfolgt das Template Matching nur unter bestimmten Bedingungen:

- der Katheter bewegt sich nur eine Maximaldistanz d weiter,
- der Katheter bewegt sich nur in einem maximalen Winkel a und
- der Wert der normalisierten Kreuzkorrelation ncc erreicht ein bestimmtes Minimum.

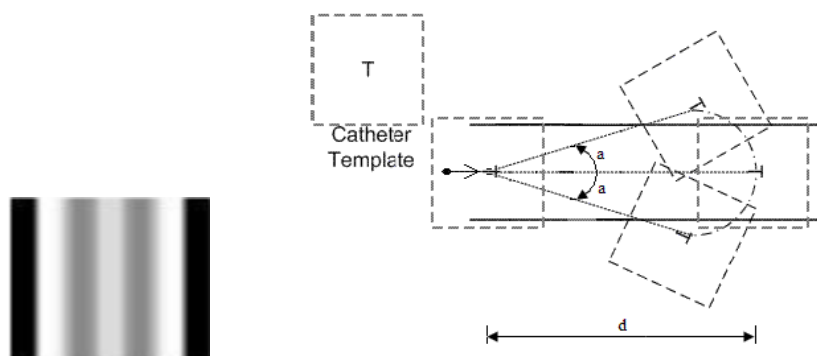


Abbildung 2.4: Katheterdetektion und -verfolgung nach [Keller07]. Links: Template eines Katheters. Das Template wird bei jeder neuen Katheterposition rotiert um die nächste neue Lage des Katheters bestimmen zu können. Rechts: Schematische Darstellung der Katheterverfolgung. Es wird solange in einem bestimmten Umkreis um die alte Katheterposition mit den Templates nach der neuen Katheterposition gesucht, bis sich keine neue Position mehr finden lässt.

Der aktuelle Pfad des Katheters wird nun durch den neuen Punkt und die letzten Punkte bestimmt. Das Template rotiert man immer entsprechend der neuen Orientierung (Abbildung 2.4, rechts). Gibt es keinen Punkt mehr im Suchraum, wird die Verfolgung beendet. Der aktuelle Punkt ist dann die Katheterspitze.

2.3 Weitere Verfahren

Neben den eben genannten Verfahren zur Instrumentendetektion bzw. -verfolgung, gibt es eine Vielzahl anderer Algorithmen, die sich nicht so leicht in Gruppen fassen lassen.

Zum Beispiel beschreiben DeBoer et al. [DeBoer00] eine Methode zur Lokalisierung und Modellierung eines Multielektroden-Basket-Katheters (Abbildung 2.5) für die kardiologische Diagnose. Dazu werden ein Volumendatensatz des Brustkorbs und die Position der Elektroden benötigt. Zur extra- und intrakorporalen Lokalisation verwendet man eine 4-Systemkamera und ein biplanares Röntgensystem. Die Erkennung von Bildstrukturen, wie zum Beispiel Kanten, erfolgt über die Verwendung von Filtern wie der Roberts- oder Sobel-Operator. Das Rauschen im Bild wird mit einer Tiefpassfilterung unterdrückt. Die Topologie des Bildes bestimmen die Autoren über die Hesse-Matrix. Mit Bildauswertetechniken und Faltung der Bilder mit einem Maskenbild ermittelt man die Position der Elektroden des Basket-Katheters. Anschließend markiert der Benutzer die einzelnen Stränge des Katheters. Die markierten Stränge werden anschließend automatisch, unter Verwendung der Hesse-Matrix verfolgt, wobei jeweils die Markierung der Elektroden erfolgt.

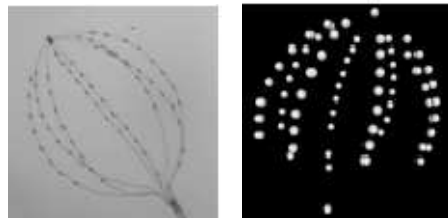


Abbildung 2.5: Bild eines Basket-Katheters der mittels eines Maskenbildes detektiert wird. Links: Röntgenaufnahme eines Basket-Katheters, Rechts: segmentiertes Modell des Basket-Katheters [DeBoer00]

Ein weiterer Verfolgungsalgorithmus, für einen mit Kontrastmittel gefüllten Katheter, wird von Magnusson et al. [Magnusson07] beschrieben. Aus den erstellten 2D MR-Schichtbildern lässt sich zuerst eine dreidimensionale anatomische Landkarte errechnen. Aus der Landkarte generiert man ein 3D-Volumen. Der Katheter wird als dreidimensionales Objekt entworfen. Das Modell passt man entsprechend an die Landkarte an, wie zum Beispiel in Bezug auf die Größe des Kathetermodells. Die Koordinaten der Katheterspitze werden kontinuierlich berechnet. Die Ansicht der Landkarte ändert sich entsprechend der Position der Katheterspitze. Im 3D-Volumen stellt sich somit die Schicht dar, in welcher sich die Katheterspitze befindet (Abbildung 2.6).

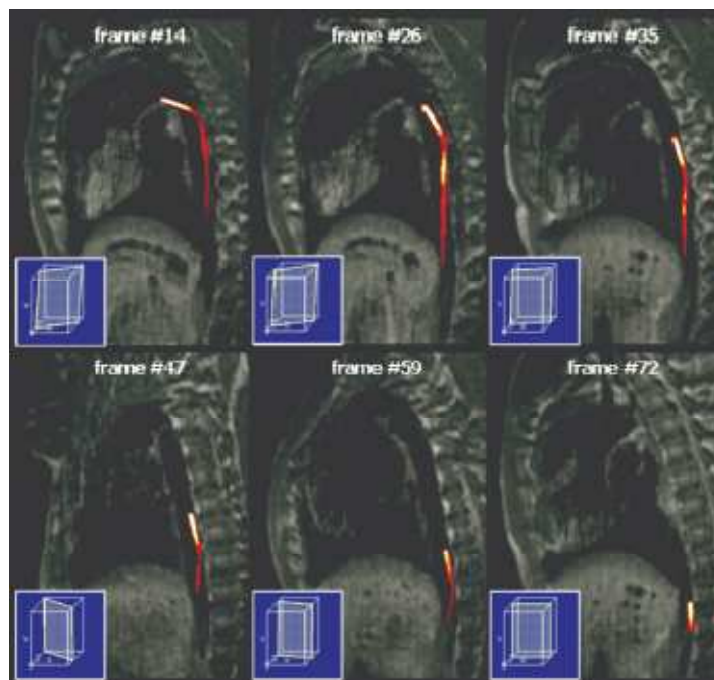


Abbildung 2.6: Beispiel einer Katheterverfolgung nach [Magnusson07]. Der Katheter (rot) folgt der Aorta eines Schweins. Die in der linken unteren Ecke befindlichen Quader geben die ungefähre Schicht, in der sich der Katheter im Körper befindet, wieder.

2.4 Eignung der Ansätze

Alle eben beschriebenen Algorithmen wurden für relativ flexible Instrumente, zumeist Katheter, entwickelt.

Das Peakanalyseverfahren nach [Bock04] eignet sich nur in gewissem Maße. Der Ansatz basiert auf drei Mikrospulen, die zur Katheterdetektion genutzt werden können, das heißt, es gibt drei markante Referenzpunkte für den Detektionsalgorithmus. Bei den Kathetern von Will et al. [Will10] hingegen existiert nur ein Referenzpunkt - die Katheterspitze. Des Weiteren werden die drei Mikrospulen zur automatischen Einstellung der zu betrachtenden Schicht genutzt, was jedoch nicht im Fokus dieser Arbeit steht. Der angewendete Konsistenztest, zur Überprüfung der Richtigkeit des gefundenen Signals, wird in anderen Ansätzen ([Keller07]) auch genutzt und ist ein wichtiger Bestandteil zur Verifizierung der Lage des Katheters.

Busse et al. [Busse07] verwenden einen mit Kontrastmittel gefüllten Katheter. Die Form des Signals, welches der Katheter abgibt, ist deswegen eine andere. Die im Verfahren verwendeten morphologischen und statistischen Eigenschaften können jedoch auch auf andere Signalerscheinungen abgeändert werden. Das weitaus größere Problem des Verfahrens ist, dass es im Moment noch nicht in Echtzeit realisierbar ist, sodass aus diesem Grund der Ansatz nicht in Frage kommt.

Bei den Kreuzkorrelationsverfahren ([DeOliveria08], [Keller07]) werden jeweils Templates von den Kathetern genutzt und mit dem Bild, in dem der Katheter zu finden sein soll, korreliert. Die Verfahren sind jedoch auf eine gewisse Anzahl von verschiedenen Kathetern beschränkt, sodass das Verfahren im medizinischen Alltag nicht flexibel genug ist. Der für diese Arbeit verwendete Katheter ist zurzeit noch ein Forschungsobjekt und der Kathetertyp ist daher ständigen Veränderungen unterworfen. Deshalb ist es notwendig, auf ein flexibleres Verfahren als das von [DeOliveria08] oder [Keller07] vorgestellte Verfahren zurück zu greifen.

Das von DeBoer et al. [DeBoer00] entwickelte Verfahren benötigt nur ein geringes Maß an Interaktion mit dem Interventionalisten oder des technischen Personals. Das Verfahren kommt ohne ein Template des Katheters aus und ist somit recht flexibel. Nachteilig an diesem Verfahren ist die Tatsache, dass es für röntgengestützte Aufnahmen entwickelt wurde. Für MR-Aufnahmen typische Artefakte werden daher in der Katheterdetektion und Katheterverfolgung nicht berücksichtigt.

Magnusson et al. [Magnusson07] konzentrieren sich in ihrem Verfahren, neben der Katheterverfolgung, vor allem auch auf die automatische Einstellung der Schicht, was, wie schon erwähnt, nicht im Fokus dieser Arbeit steht. Wie auch schon das Verfahren von [Bock04] basiert der Algorithmus auf drei Anhaltspunkten verteilt über die Länge des Katheters, weshalb dieser Ansatz nur in geringem Maße geeignet ist.

3 Materialien

3.1 Interventionelle MRT

Geschlossene MR-Anlagen sind aufgrund ihrer kleinen Öffnung von nur etwa 60 cm für Interventionen unter MR-Steuerung nur eingeschränkt möglich. Die Positionierung eines Katheters, z. B. bei einer Brachytherapie, ist nur schwer möglich. Um dieses Problem zu lösen, wurden so genannte offene MR-Systeme entwickelt. Abbildung 3.1 zeigt zwei Beispiele für offene MR-Systeme. Die Vorteile dieser Scanner gegenüber den herkömmlichen Geräten sind zum einen der fast uneingeschränkte Zugang zum Patienten. Zum anderen ist die Durchführung einer Intervention ohne Umlagerung oder neu Positionierung des Patienten möglich. Je nach Bauweise befinden sich die zwei Magnetfeld erzeugenden Spulen des Tomographen horizontal (Abbildung 3.1 links) oder vertikal (Abbildung 3.2 rechts) zueinander.



Abbildung 3.1: Beispiele für offene MR-Scanner. Links: 1 Tesla horizontal offener MR-Scanner, wie er für die Generierung der in dieser Arbeit verwendeten MR-Aufnahmen genutzt wurde (Philips Panorama). Rechts: 0,5 Tesla vertikal offener MR-Scanner [Melzer10].

Für die Magnetresonanzbildgebung sind die Kerne ^1H , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na und ^{31}P interessant. In der klinischen Routine wird für diagnostische Schnittbildgebung meist das Proton ^1H verwendet, da es im menschlichen Körper sowohl im freien Wasser (H_2O) als auch im Fettgewebe (CH_2) vorkommt. Bei der MRT erhält man durch die elektromagnetische Anregung von Wasserstoffprotonen einen Einblick in den Körper des Patienten. Im Tomographen wird zur Bildgebung ein starkes statisches Magnetfeld (B_0 -Feld) angelegt, welches die Wasserstoffprotonen im Körper in Richtung des statischen Magnetfeldes magnetisiert ausrichtet. Ein hochfrequentes Wechselfeld (B_1 -Feld) überträgt Energie auf die Protonen. Dabei lenkt es die Atomkerne in einem bestimmten Winkel (Flip-Winkel) aus. Die Kerne beginnen um die Feldrichtung des B_0 -Feldes eine Präzessionsbewegung auszuführen. Damit die Kerne maximal Energie absorbieren können, muss die Frequenz des Wechselfeldes mit der Eigenrotation der Kerne (Spin) in Resonanz sein. Die Resonanzbedingung ist abhängig von der Kernart und der Feldstärke des Magnetfeldes. Bei einem 1 Tesla Gerät und für Protonen sind das etwa 42 MHz. Wird nun das B_1 -Feld abgeschaltet, bewegen sich die Wasserstoffkerne zurück in ihre

Ausgangslage. Die emittierte Energie wird mit Hilfe von Spulen gemessen. Dieser Vorgang der Energieabgabe braucht eine bestimmte Relaxationszeit und ist von Gewebe zu Gewebe unterschiedlich. Dabei gibt es zwei verschiedene Relaxationszeiten:

- Die T_1 -Relaxationszeit, welche die Spin-Gewebe-Wechselwirkung betrachtet und
- die T_2 -Relaxationszeit, welche die Spin-Spin-Wechselwirkung betrachtet.

Aus diesem Grund können unter MRT verschiedene Weichgewebe unterschieden werden. [Melzer10]. Eine ausführliche Beschreibung über die Funktionsweise des MRTs finden Sie unter [Dössel00].

Für die Aufnahmen, die in dieser Arbeit genutzt werden, wird die während einer Intervention verwendete, interaktive Sequenz (T_1 -gewichtete FFE Aufnahmen) genutzt (Screenshot der Benutzeroberfläche siehe Abbildung 3.2). Die interaktive Sequenz ist im Vergleich zu einer diagnostischen Sequenz schneller, wodurch eine geringere Auflösung und ein höheres Rauschen akzeptiert werden muss. Mit dieser Art von Sequenz ist es dem Interventionalisten möglich, zusammen mit dem technischen Personal, zwischen verschiedenen Sichten und Schichten in den MR-Aufnahmen zu navigieren. Dabei kann in Echtzeit das Verschieben des chirurgischen Instrumentes verfolgt und die ungefähre Lage des Instrumentes bestimmt werden. Die MR-Aufnahmen können in den einzelnen Bildfeldern in Kontrast und Helligkeit variiert werden, sodass das Körpergewebe besser in seinen Einzelheiten sichtbar ist. Abbildung 3.2 zeigt die Bedienoberfläche für die interaktive Sequenz.

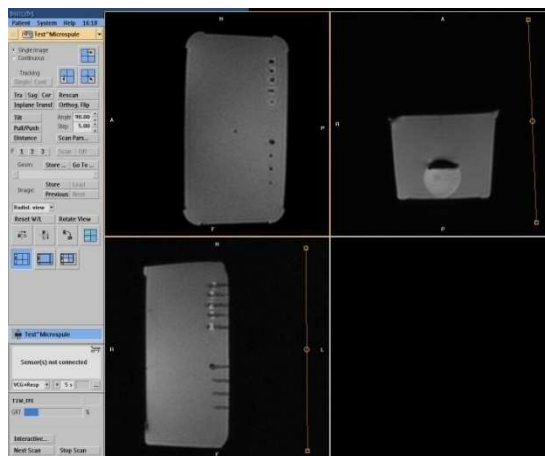


Abbildung 3.2: Screenshot der Benutzeroberfläche für die interaktive Bedienung des MRT während einer Intervention. Im rechten Teil des Bildes kann sich der Interventionalist aus verschiedenen Schnittebenen einen Überblick über das aktuelle Operationsfeld verschaffen. Die ungefähre Lage und Position des chirurgischen Instrumentes kann so bestimmt werden.

3.2 Katheter

Um die Sichtbarkeit der Instrumentenspitze zu gewährleisten, entschieden sich Will et al. [Will10] die Instrumentenspitze mithilfe einer Resonanzkreis, nach dem Vorbild von [Burl96], zu markieren. An der Spitze des Katheters werden eine Spule und ein Kondensator angebracht. Spule und Kondensator bilden einen elektrischen Schwingkreis (Abbildung 3.3). Die Resonanzfrequenz des Schwingkreises ist auf die Larmorfrequenz des MRT abgestimmt. Man positioniert den Katheter so im MRT, dass das Wechselfeld (B_1 -Feld des Tomographen) in der Spule ein Strom induziert. Die entstehende Energie wird im Kondensator gespeichert. Durch das Wechselfeld kommt ständig mehr Energie in den Schwingkreis. Das Magnetfeld um die Spule herum verstärkt sich. Das Magnetfeld der Spule addiert sich mit dem B_1 -Feld des MRT. Das resultierende, erhöhte B_1 -Feld führt zu einer stärkeren Auslenkung der Protonen, also einem höheren Flipwinkel. Es kommt zu einer Signalanhebung im Bereich der Spitze, was sich als helles Artefakt in der MR-Aufnahme widerspiegelt (Abbildung 3.4 (c)). Diese Signalanhebung wird im weiteren Verlauf dieser Arbeit als Marker bezeichnet.

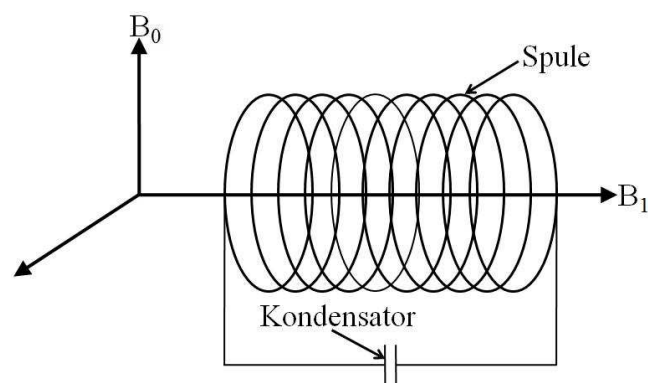


Abbildung 3.3: Vereinfachte schematische Darstellung der Funktionsweise des Markers (nach [Will10]). Das B_1 -Feld induziert in der Spule einen Strom, welcher vom Kondensator gespeichert wird. Das entstehende Magnetfeld addiert sich auf das Wechselfeld. Es kommt zu einer Signalanhebung im Bereich der Katheterspitze.

Da sich die mit Drucktechnik hergestellten Katheter [Will01] (Abbildung 3.4 (b)) noch in der Entwicklung befinden, wird für die Generierung der Bilder auf Prototypen zurückgegriffen (Abbildung 3.4 (a)). Bei den Prototypen wurde an der Spitze des Katheters eine aus Kupfer bestehende Spule angebracht.

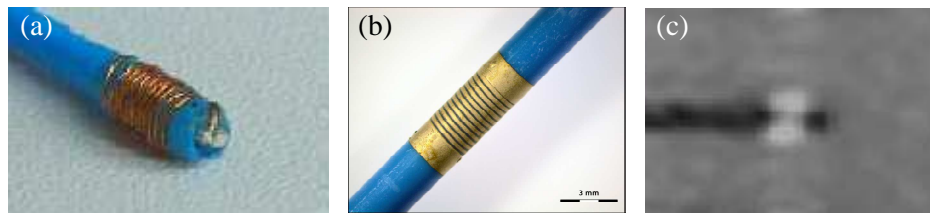


Abbildung 3.4: Aufnahmen des verwendeten Katheters. (a) Prototyp des Katheters mit handgewickelter Spule aus Kupferdraht. (b) Auf den Katheter gedruckte Spule. (c) Artefakt, welches die Spule an der Spitze des Katheters auf der MR-Aufnahme bildet [Will10].

3.3 MR-Aufnahmen

Die in dieser Arbeit verwendeten MR-Aufnahmen wurden mit einem 1T offenen Magnetresonanz Scanner (Panorama HFO; Philips Healthcare, Best, The Netherlands) generiert.

Die Aufnahmeobjekte waren inhomogene Phantome, bestehend aus fünfprozentiger Gelatine und weichen Lebensmitteln, wie z.B. Grießbrei, mit verschiedenen Fettzusätzen. Die unterschiedlichen Fettkonzentrationen in den Lebensmitteln sorgen für unterschiedliche Kontraste in der MR-Aufnahme.

Für die Aufnahmen wurden die Phantome entweder in einer Kopfspule platziert oder es wurde eine kreisförmige Oberflächenspule an ihnen angebracht (Abbildung 3.5). Die Kopfspule leuchtet das Objekt gleichmäßig aus. Die Oberflächenspule hingegen sorgt für die Ausleuchtung eines kleineren Teils des Objektes und findet vor allem bei Interventionen Anwendung.



Abbildung 3.5: Für die MR-Aufnahmen verwendeten Spulen. Links: Zwei kreisförmige Oberflächenspulen. Die Spule wird bei Interventionen an der Stelle des Körpers befestigt, an der man während des Eingriffes das chirurgische Instrument einstecken möchte. Rechts: Kopfspule für diagnostische Zwecke [Philips Healthcare].

Durch die Verwendung unterschiedlicher Spulen werden verschiedene Situationen geschaffen, auf die das Detektionsverfahren reagieren muss. Die Verwendung der Kopfspule sorgt, wie oben beschrieben, für eine komplette homogene Ausleuchtung des Objektes (Abbildung 3.6 links). Folglich können auch von allen Positionen aus die Katheter erkannt und detektiert werden. Nutzt man jedoch die Oberflächenspule, kommt eine Art Grauwertverlauf zustande, da das Empfangssignal in das Objekt hinein abnimmt. Außerdem kommt es im Bereich, an der die Spule am Körper aufliegt, zu einer starken Signalanhebung (Abbildung 3.6 rechts). Das Detektionsverfahren muss gegenüber diesen Artefakten robust gemacht werden.

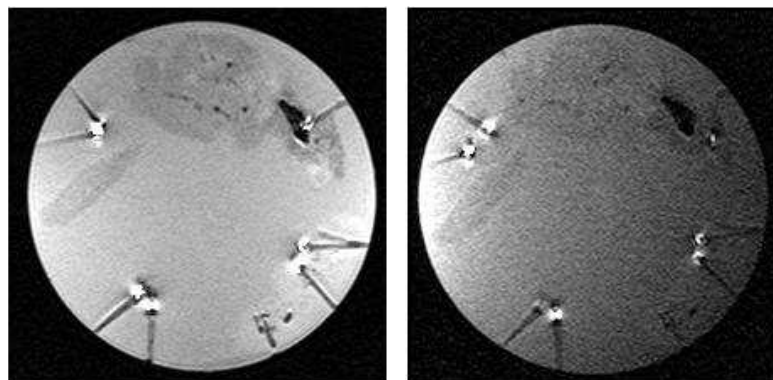


Abbildung 3.6: Vergleich der Ausleuchtung bei Verwendung unterschiedlicher Spulen. Links: MR-Aufnahme eines Phantoms bei der Verwendung der Kopfspule. Das Phantom wurde in alle Richtungen gleichmäßig ausgeleuchtet. Rechts: MR-Aufnahme eines Phantoms bei der Verwendung der Oberflächenspule. Im Vergleich zur linken Aufnahme lässt sich gut erkennen, dass die Spule an der linken Seite des Phantoms angebracht wurde. Es kommt zu einem leichten Verlauf der Grauwerte vom oberen linken zum unteren rechten Bereich des Bildes. Auch an der Signalstärke der Marker lässt sich die ungleichmäßige Verteilung des Signals erkennen. Im linken Randbereich des Objektes kommt es zu einer Signalanhebung, die durch die Position der Spule bedingt ist.

Für die Aufnahmen wurde eine T_1 -gewichtete Gradientenechosequenz verwendet, die in der folgenden Tabelle 6.1 aufgeführte Sequenzparameter aufweist:

Parametername	Wert
Repetitionszeit	10 ms
Echozeit	6 ms
Akquisitionszeit	164532 ms
Akquisitionsmatrix	100 0 0 83
Voxelgröße	1x1x0,8 mm
Flipwinkel	5°, 10°, 25°

Tabelle 3.1: Sequenzparameter, der für die Entwicklung des Katheterdetektionsalgorithmus, verwendeten T_1 -gewichteten interaktiven Sequenz.

Um verschiedene Bildartefakte zu verstärken, wurden unterschiedliche Flipwinkel genutzt. Bei kleinen Flipwinkeln, wie z.B. 5° , ist der Rauschanteil in der MR-Aufnahme höher als bei einer MR-Aufnahme mit höherem Flipwinkel, z.B. 25° (Abbildung 3.7). Das Detektionsverfahren kann auf diese Weise robust gegenüber Rauschen gemacht werden.

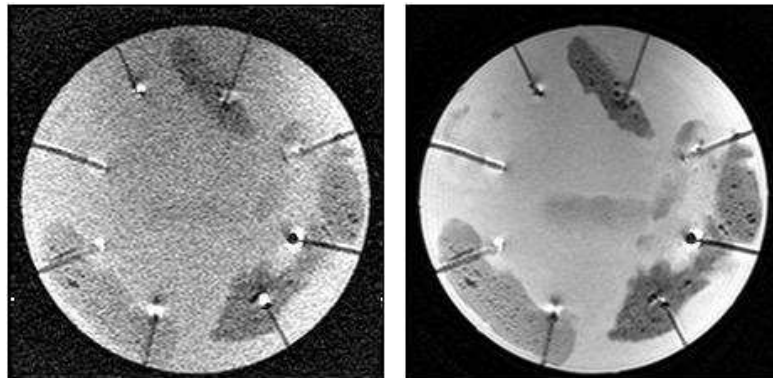


Abbildung 3.7: Verursachung von Rauschen durch Veränderung des Flipwinkels. Links: MR-Aufnahme bei der Verwendung eines Flipwinkels von 1° . Durch den niedrigen Flipwinkel wird das Gewebe kaum angeregt. Es kann folglich nicht viel emittierte Energie gemessen werden. Dies führt zu starkem Rauschen im Bild. Rechts: MR-Aufnahme bei der Verwendung eines Flipwinkels von 25° . Die Atomkerne werden stärker als beim vorherigen Flipwinkel ausgelenkt. Es kann mehr emittierte Energie gemessen werden, wodurch das Signal des Phantoms dem Rauschen im Bild überwiegt.

Weiterhin wurden diagnostische und interaktive Sequenzen verwendet. Hier kommt es gerade bei den interaktiven Sequenzen an den Objekträndern verstärkt zu Ringing-Artefakten, gegen welche der Detektionsalgorithmus robust gemacht werden muss. Ebenfalls tritt ab und zu eine Art Abtastfehler auf, die in ihrer Form stark an das Ringing erinnern. Abbildung 3.8 zeigt zwei Beispiele, auf denen man beide Artefakte gut erkennen kann.

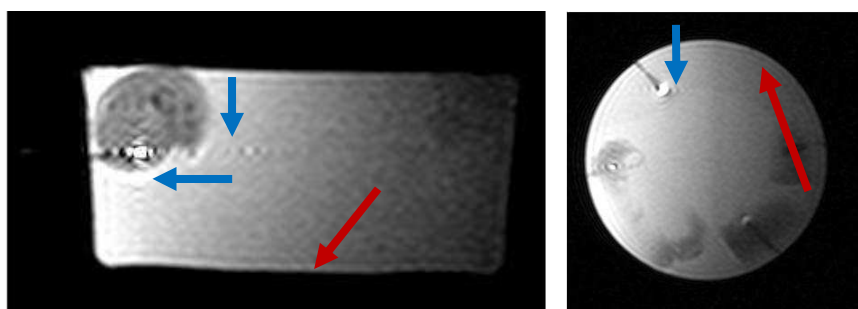


Abbildung 3.8: Beispielaufnahmen, auf denen Ringing- und Abtastartefakte gut zu sehen sind. Links: Aufnahme des Phantoms in der vertikalen Schnittebene. Rechts: Aufnahme des Phantoms in der horizontalen Schnittebene. In beiden Bildern findet man Ringing-Artefakte (roter Pfeil). Ausgehend vom Markersignal erkennt man Abtastfehler, die sich streifenförmig durch Teile der Aufnahme ziehen (blauer Pfeil).

3.4 Software

Das Verfahren für die Detektion der Katheter wurde mit der Software MATLAB® R2010b programmiert.

Die Detektion der Katheter baut auf der Detektion der Marker auf. Der Marker zeichnet sich durch einen sehr hellen Grauwert aus. Aus diesem Grund wurde für dessen Detektion das Schwellenwertverfahren als Vorverarbeitung verwendet. Dabei dient der hellste Grauwert als Schwellenwert. Eine Glättung des so entstandenen Schwarzweißbildes erfolgt mit dem morphologischen Opening. Kleine Regionen, möglicherweise durch Rauschen verursacht, werden so entfernt. Durch das morphologische Opening kommt es zum Teil dazu, dass eigentlich zusammenhängende Regionen voneinander getrennt werden. Dies kommt häufig in den Randregionen des Objektes vor, in denen es zu einer Signalanhebung kommt, zum Beispiel durch die Verwendung einer Oberflächenspule. Die gefundenen Regionen müssen also anschließend auf ihre Richtigkeit überprüft werden. Dies geschieht mit dem Region-Growing-Algorithmus. Der Nachteil, das Auslaufen bei unzureichender Definition eines Homogenitätskriteriums, wird hier zu seinem Vorteil ausgenutzt. Durch das morphologische Opening gesplittete Regionen werden als eine Region erkannt. Es kommt in diesem Fall zum Auslaufen des Region-Growing-Verfahrens. Bei richtigen Markern hingegen kommt es nicht zum Auslaufen. Abschließend wird noch die Form, möglichst rund, und die Größe des gefundenen Markers überprüft. Die Größe darf dabei ein bestimmtes Maximum nicht überschreiten.

4 Methoden der Bildverarbeitung

4.1 Hough-Transformation

Die Hough-Transformation ist ein Verfahren, mit dem Geraden, Kreis und andere parametrisierbare geometrische Objekte in einem Bild gefunden werden können ([Tönnies05], [Jähne05]). In einem dualen Raum bildet man alle Kantenpunkte des Bildraumes anhand bestimmter Eigenschaften ab. Anschließend erfolgt eine Auswertung dieses Raumes. Es wird nach Signalanhebungen gesucht, welche auf eine Gerade hinweisen.

Eine Gerade lässt sich durch:

$$y = mx + n \quad (1)$$

darstellen. Für die Erstellung eines dualen Raumes, auch Hough-Raum genannt, lassen sich der Anstieg der Geraden m und der y -Achsenabschnitt n als Eigenschaften eines Kantenpunktes verwenden. Jedoch lassen sich Geraden, welche parallel zur y -Achse sind nicht darstellen, da der Anstieg mit der Geradengleichung unter (1) unendlich wäre. In der Literatur wird aus diesem Grund auf die Darstellung der Geraden mit der Hesse'schen Normalform zurückgegriffen:

$$d(\alpha) = x_0 \cos(\alpha) + y_0 \sin(\alpha) \quad (2)$$

Dabei bezeichnet α den Winkel zur x -Achse. Der Abstand der Geraden zum Ursprung des Koordinatensystems wird mit d beschrieben (Abbildung 4.1, links).

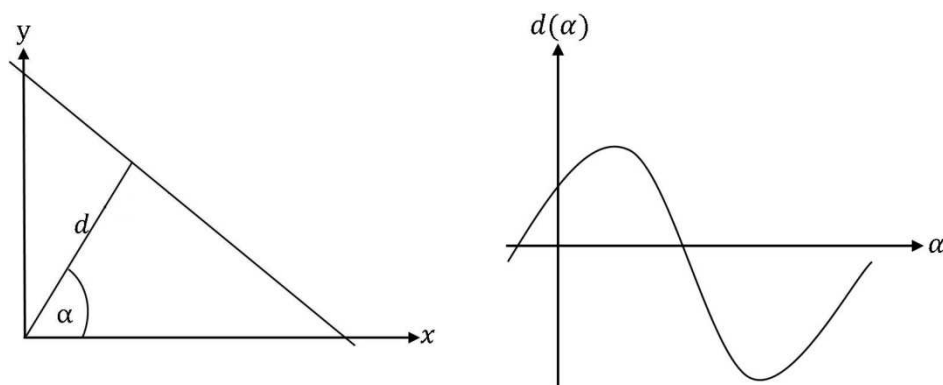


Abbildung 4.1: Parameter für die Hough-Transformation in Bildraum und Hough-Raum. Links: Schematische Darstellung einer geraden Linie im Bildraum mit den dazugehörigen Hough-Parametern (nach [Steinbrecher93]). Rechts: Schematische Darstellung der Repräsentation eines Geradenpunktes im Hough-Raum (nach [Tönnies05]).

Für einen gegebenen Punkt $p_0 = (x_0, y_0)$ im Bildraum wird überprüft, mit welchen Parameterkombinationen, im Parameterraum (d, α) , p_0 eine Gerade mit einem weiteren Punkt p_n bildet. Der Parameterraum (Abbildung 4.1, rechts) wird auch Hough-Raum genannt. In ihm entspricht ein Kantenpunkt, wie p_0 , einer Kurve. Liegen zwei Punkte auf einer Geraden im Bildraum, schneiden sich die Kurven der Punkte in einem Punkt des Hough-Raumes.

Bei digitalen Bildern liegt ein diskreter Definitionsbereich vor. Es handelt sich bei den im Hough-Raum abgebildeten Kantenpunkten um Kantenpixel. Pixel haben ganzzahlige Koordinaten (x, y) . Daher kann man annehmen, dass sich nicht alle Kurven, der Punkte einer Geraden, im Hough-Raum exakt in einem Punkt schneiden. Aus diesem Grund wird der Hough-Raum diskretisiert. Der Hough-Raum besteht dann aus einzelnen Zellen, Akkumulatorzellen genannt. Läuft eine Kurve durch eine Akkumulatorzelle, erhöht sich ein Zähler in dieser Zelle. Nachdem alle Kantenpunkte im Hough-Raum abgebildet wurden, wird nach lokalen Maxima gesucht. Diese lokalen Maxima entsprechen den Parametern (d, α) der gesuchten Geraden.

Bei der Detektion der Katheter soll im Hough-Raum nach parallelen Kanten gesucht werden. Nach [Steinbrecher93] und [Jung04] liegen die Maxima paralleler Geraden im Hough-Raum auf derselben α -Koordinate. Folglich müssen die Begrenzungskanten des Katheters die gleiche α -Koordinate aufweisen. Gleichzeitig darf der Abstand zwischen den Begrenzungskanten eine bestimmte maximale Distanz dx_{max} nicht überschreiten, da Katheter nur eine bestimmte Breite besitzen.

4.2 Ridler-Calvard-Verfahren

Das Ridler-Calvard-Verfahren [Ridler78] ist ein iteratives Verfahren zur Berechnung eines Schwellwertes, welcher Vordergrund und Hintergrund in einem Bild voneinander trennt.

Im ersten Schritt wählt man einen beliebigen Grauwert $t(0)$, zum Beispiel:

$$t(0) = \frac{\text{maxGrauwert}}{2} \quad (3)$$

und wendet diesen Grauwert $t(0)$ im zweiten Schritt als Schwellenwert auf das Bild an. Das Bild wird somit in zwei Hälften, Vordergrund und Hintergrund, segmentiert. Anschließend berechnet man jeweils für die beiden entstandenen Teile den mittleren Grauwert:

$$\text{meanbg}(n + 1) = \frac{\sum_{i=1}^{t(n)} (i \cdot \text{histogramm}(i))}{\sum_{j=1}^{t(n)} \text{histogramm}(j)} \quad (4)$$

$$\text{meanfg}(n+1) = \frac{\sum_{i=t(n)+1}^{256} (i \cdot \text{histogramm}(i))}{\sum_{j=t(n)+1}^{256} \text{histogramm}(j)} \quad (5)$$

Im dritten Schritt errechnet man den durchschnittlichen Grauwert aus den beiden Grauwerten, meanbg und meanfg :

$$t(n+1) = \text{round} \left(\frac{\text{meanbg}(n+1) + \text{meanfg}(n+1)}{2} \right) \quad (6)$$

Dieser neue durchschnittliche Grauwert $t(n+1)$ wird mit seinem Vorgänger $t(n)$ verglichen. Gilt $t(n+1) = t(n)$ oder haben sich $t(n+1)$ und $t(n)$ bis auf eine festgelegte minimale Distanz angenähert, wurde der optimale Grauwert zur Trennung von Vorder- und Hintergrund gefunden. Das Verfahren wiederholt sich solange, bis ein optimaler Schwellwert gefunden ist.

4.3 Kantenoperatoren

Kanten sind markante „Ereignisse“ in einem Bild, die eine lokale Veränderung der Intensität oder Farbe entlang einer ausgeprägten Richtung aufweisen. Je stärker dieser Intensitätsunterschied ist, desto ausgeprägter ist die Kante. Kantenoperatoren reagieren auf diese lokalen Intensitätsunterschiede. Im Folgenden werden zwei Kantenoperatoren beschrieben, die bei der Katheterdetektion verwendet wurden. Beides sind gradientenbasierte Verfahren, die sowohl die Stärke eines Kantenpunktes als auch die lokale Richtung der dazugehörigen Kante betrachten [Burger06].

4.3.1 Sobel-Operator

Der Sobel-Operator ist ein Kantenoperator, der Kanten in einem Bild mit Hilfe der ersten Ableitung findet. Auf jeden Ort (x, y) der Bildfunktion I wird eine 3×3 Filtermaske angewendet (7). Dabei werden die horizontale Richtung H_x und die vertikale Richtung H_y gesondert berechnet.

$$H_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{und} \quad H_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

Es ergeben sich damit folgende Filterergebnisse für die Gradienten D_x und D_y :

$$D_x(x, y) = H_x * I \quad \text{und} \quad D_y(x, y) = H_y * I \quad (8)$$

Mit Anwendung dieser beiden Filtermasken erfolgt sogleich auch eine Glättung des Bildes in horizontaler bzw. vertikaler Richtung. Nach einer geeigneten Skalierung wird der lokale Bildgradient geschätzt:

$$\nabla I(x, y) \approx \frac{1}{8} \begin{bmatrix} D_x \\ D_y \end{bmatrix} \quad (9)$$

Anschließend berechnet man pro Pixel $I(x, y)$, die Kantenstärke $E(x, y)$ als Betrag des Gradienten

$$E(x, y) = \sqrt{(D_x(x, y))^2 + (D_y(x, y))^2} \quad (10)$$

und die lokale Kantenrichtung $\Phi(x, y)$

$$\Phi(x, y) = \tan^{-1} \left(\frac{D_y(x, y)}{D_x(x, y)} \right). \quad (11)$$

Vorteil dieses Verfahrens ist seine schnelle und einfache Berechnung der Kanten. Jedoch werden bei Kantenoperatoren der ersten Ableitung die Kanten meist so breit, wie die Länge des zugehörigen Anstieges in der Bildfunktion. Eine genaue Bestimmung der Kantenposition ist daher schwierig. Weiterhin reagiert das Kantenfilter nur auf Intensitätsunterschiede innerhalb der 3×3 Filtermaske [Burger06].

4.3.2 Canny-Operator

Der Canny-Operator ist ein Kantenoperator, der sich der zweiten Ableitung der Bildfunktion bedient. Ziele des Canny-Operators sind es

- die Anzahl falscher Kantenmarkierungen zu minimieren
- Kanten möglichst gut zu lokalisieren und
- nur eine Markierung pro Kante zu erhalten.

Die Nullstellen der zweiten Ableitung sind die Positionen von Kanten in einem Bild. Die zweite Ableitung ist sehr empfindlich gegenüber Rauschen, wodurch zuerst eine Glättung des Bildes erfolgen muss. Aus diesem Grund wird als erstes einer Rauschunterdrückung mit Hilfe eines Gauß-Filters (Formel 12) auf dem Bild ausgeführt.

$$h(x, y) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (12)$$

Dabei wird die Standardabweichung mit σ bezeichnet. Der neue Grauwert des betrachteten Pixels ergibt sich aus den gewichteten Werten der benachbarten Pixel. Je größer dabei die Gauß-Filtermaske ist, desto robuster wird das Verfahren gegenüber Rauschen. Anschließend wird das Bild mit dem Sobel-Operator für vertikale und horizontale Kanten gefaltet. Es entsteht je Richtung ein Kantenbild. Diese beiden Bilder werden im nächsten Schritt zusammen gefügt. Dazu wird die absolute Kantenstärke eines Kantenpunktes aus beiden Kantenbildern aus dem euklidischen Betrag beider Gradienten berechnet. Der Canny-Operator legt fest, dass eine Kante maximal ein Pixel breit sein darf. Aus diesem Grund wird nun die 8-Nachbarschaft des Pixels betrachtet. Es darf kein Kantenwert eines Nachbarpixels größer sein als der Wert des betrachteten Pixels, es sei denn, er befindet sich entlang der Richtung des betrachteten Pixels.

Abschließend erfolgt die Ausgabe der Kantenpixel. Hier werden zwei Schwellwerte, T_1 und T_2 , festgelegt, wobei $T_2 < T_1$ gilt. Im Bild wird nun nach einem Pixel gesucht, dessen Wert größer als der von T_1 ist. Ausgehend von diesem Pixel sucht man entlang der gegebenen Richtung, also der Kante entlang. Alle Pixel, welche einen Wert größer T_2 besitzen, werden dieser Kante hinzugefügt ([Tönnies05], [Burger06], [Jähne05]).

5 Katheterdetektion

5.1 Detektion über Informationsreduktion

Für die Detektion der Katheter werden zuerst folgende Annahmen gemacht. Das Katheterartefakt

- hebt sich durch seinen niedrigen Grauwert vom Rest des Objektes ab und
- hat zwei parallele Begrenzungskanten.

Aus der ersten Annahme lässt sich das erste Verfahren herleiten. Der Grundgedanke besteht darin, dass aufgrund des Grauwertes des Artefaktes sich nur auf dunkle Bereiche im Bild bezogen werden muss. Das heißt, dass helle Bereiche in der MR-Aufnahme außer Acht gelassen werden können. Durch das Schwellenwertverfahren kann man die Bildinformationen auf die dunklen Bereiche der MR-Aufnahme reduzieren.

Durch Inhomogenitäten im Katheterartefakt kann man jedoch keinen einheitlicher Schwellenwert finden, mit dem sich das Katheterartefakt beschreiben lässt. Betrachtet man die MR-Aufnahme in Abbildung 5.1 (a), stellt man fest, dass sich das Katheterartefakt meist deutlich von der Umgebung abgrenzt. Aus diesem Grund wird im ersten Schritt aus der MR-Aufnahme ein Grauwert g berechnet, der Vorder- und Hintergrund voneinander trennt. Hierfür findet das Ridler-Calvard-Verfahren [Ridler78] seine Verwendung. Der erhaltene Grauwert g wird als Schwellenwert sw für das Schwellenwertverfahren verwendet, sodass gilt: $sw = g$. Es erfolgt eine Segmentierung der MR-Aufnahme in Vordergrund und Hintergrund (Abbildung 5.1 (b)). Kleine, möglicherweise durch Rauschen entstandene Regionen im Schwarzweißbild, werden anschließend durch das morphologische Closing geglättet (Abbildung 5.1 (c)). Danach erfolgt eine Kantenerkennung mittels des Sobel-Operators (Abbildung 5.1 (d)). Im entstandenen Kantenbild wird nun mit der Hough- Transformation nach Geraden gesucht (Abbildung 5.1 (e)).

Der ursprüngliche Ansatz sah die Identifizierung von Kathetern anhand von parallel liegenden Geraden vor. Aufgrund der geringen Breite des Katheterartefaktes liegen die dazugehörigen Geraden sehr dicht beieinander. Wird die Auflösung des Hough-Raumes nicht entsprechend hoch gewählt, kann es passieren, dass zwei parallele Geraden, aufgrund ihres geringen Abstandes zueinander, in einer Akkumulatorzelle liegen. Die parallelen Geraden werden als eine Gerade im Hough-Raum erkannt und folglich auch ausgegeben. Aus diesem Grund ist eine Identifizierung von parallelen Geraden nur eingeschränkt möglich. Die Größe der Akkumulatorzellen konnte bisher nicht optimal für die Breite der Katheter eingestellt werden, sodass nicht alle Katheter mittels paralleler Geraden detektiert werden können.

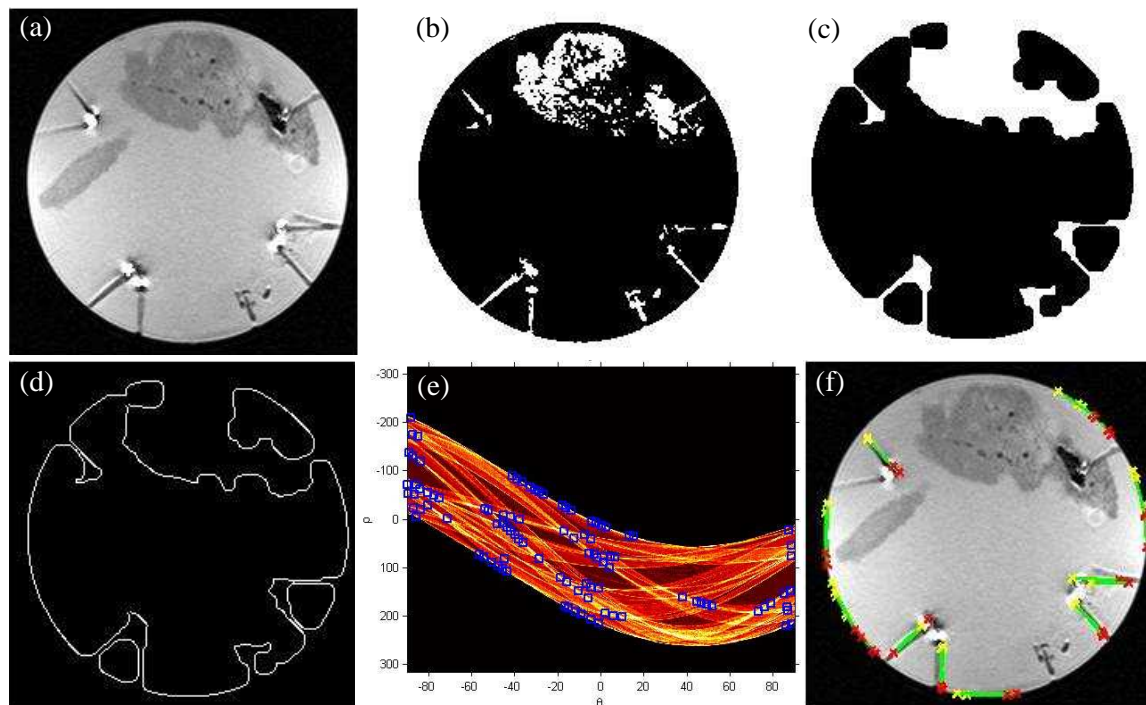


Abbildung 5.1: Bilder der einzelnen Verfahrensschritte der Detektion über Informationsreduktion: (a) MR-Aufnahme, aus welcher die Katheter detektiert werden sollen. (b) Ergebnis des Schwellenwertverfahrens unter Verwendung des, via des Ridler-Calvard-Verfahrens bestimmten, Schwellenwertes. (c) Mittels morphologischen Closing geglättetes Schwarzweißbild. (d) Kantenbild des geglätteten Schwarzweißbildes. (e) Aus dem Kantenbild generierter Hough-Raum mit Markierung der lokalen Maxima, wobei $\rho = d$ und $\theta = \alpha$. (f) Ergebnis der Ausgabe aller gefundenen Kanten.

Um falsche Geradenstücke aus der erhaltenen Geradenmenge heraus zu filtern, wurde angenommen, dass sich in der Nähe eines Katheters auch eine Katheterspitze befinden muss. Dazu wird ein Maximalabstand dx_{max} festgelegt. Für jede gefundene Gerade überprüft man ob es im Umkreis, mit dx_{max} als Radius, eine detektierte Katheterspitze gibt. Befindet sich eine Katheterspitze im Umkreis, ist die Gerade ein Katheter (Ergebnis siehe Abbildung 5.2).

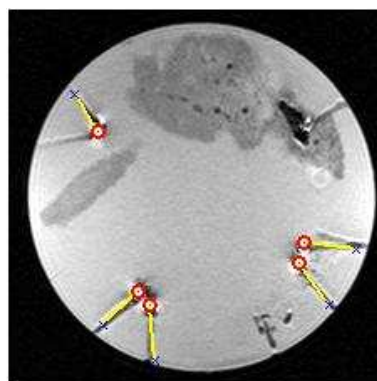


Abbildung 5.2: Ergebnis des Detektionsalgorithmus der Detektion über Informationsreduktion. Die mit der Hough-Transformation gefundenen Geradenstücke wurden, aufgrund ihrer Nähe zu einer detektierten Katheterspitze, als Katheter identifiziert.

Es kommt vor, dass inhomogene Bereiche im Phantom dunkler, als der durch das Ridler-Calvard-Verfahren ermittelte Schwellenwert sind. Folglich werden diese Bereiche dem Hintergrund zugeordnet (Abbildung 5.3 (b)). Liegt ein Katheter in so einem Bereich, kann es dazu kommen, dass das Katheterartefakt nicht mehr erkannt wird. Somit kann das Artefakt nicht mehr mithilfe der Hough-Transformation als Katheter identifiziert werden. Die Anwendung des morphologischen Closings verstärkt dieses Problem meist noch (Abbildung 5.3 (c) und (d)). Das morphologische Closing sorgt im eben beschriebenen Fall dafür, dass Katheter, die von zum Hintergrund dazugehörigen Pixeln umgeben werden, zu einer Region zusammengefasst werden (Abbildung 5.3 (b) bis (d) roter Pfeil). Die Detektion der Katheter ist dann nicht mehr möglich.

Aus diesem Grund wurde im folgenden Verfahren 2 auf die Verwendung eines Schwarzweißbildes für die Kantenerkennung verzichtet.

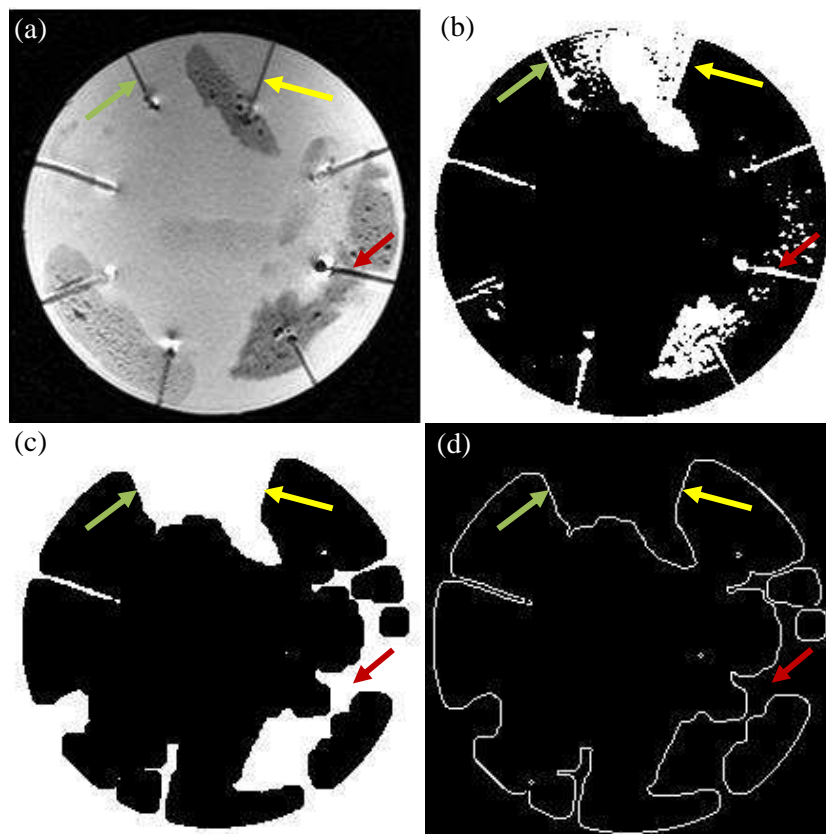


Abbildung 5.3: Mögliche Fehlerquellen bei der Detektion über Informationsreduktion. (a) MR-Aufnahme, aus welcher die Katheter detektiert werden sollen. (b) Ergebnis des Schwellenwertverfahrens unter Verwendung des, via des Ridler-Calvard-Verfahrens bestimmten, Schwellenwertes. (c) Mittels morphologischen Closings geglättetes Schwarzweißbild. (d) Kantenbild des geglätteten Schwarzweißbildes. Es ist deutlich zu erkennen, dass durch das morphologische Closing an der Stelle, an der sich der Katheter befindet, benachbarte Regionen miteinander verschmolzen sind (farbige Pfeile).

5.2 Detektion über das Kantenbild

Anders als bei dem ersten Verfahren, wird bei diesem Verfahren direkt auf dem Bild gearbeitet. Auf die Originaldaten des Bildes wendet man ein Kantendetektionsverfahren an (Abbildung 5.4 (a)). Dieses Kantendetektionsverfahren verwendet den Canny-Operator (Abbildung 5.4 (b)). Die Vorverarbeitung des Bildes, in Bezug auf die Entfernung von Rauschen, ist im Canny-Operator enthalten. Gleiches gilt auch für die Nachbearbeitung des entstehenden Kantenbildes. Mit den unter Abschnitt 4.3.2 erwähnten Schwellwerten T_1 und T_2 lässt sich die Detailgenauigkeit des Kantenbildes gut steuern. Aus diesem Grund ist der Canny-Operator dem Sobel-Operator vorzuziehen.

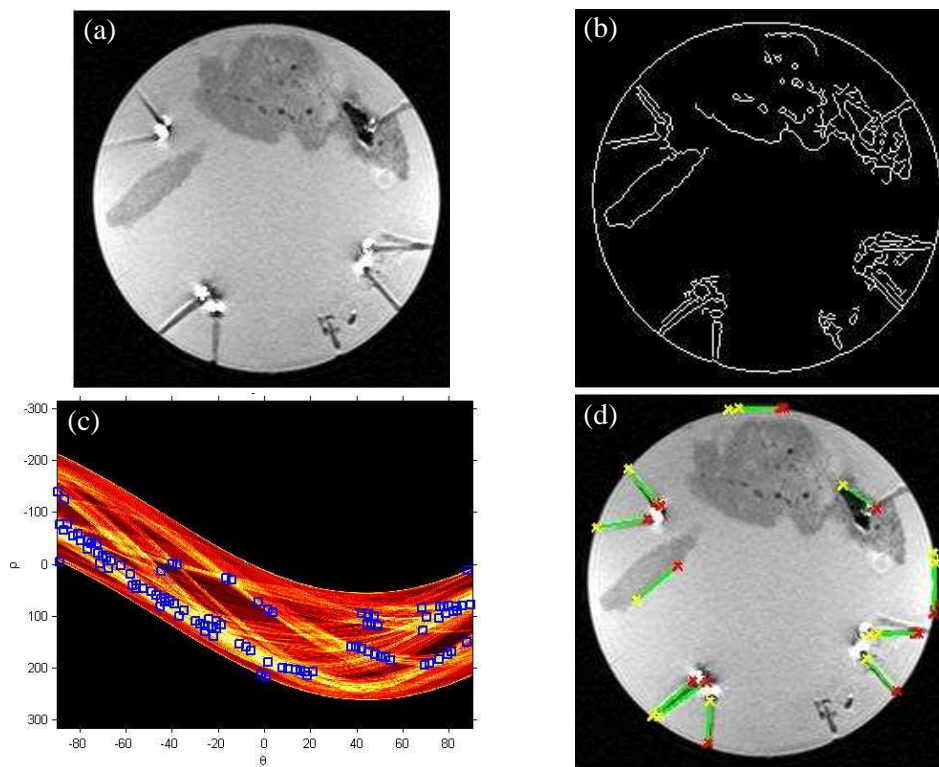


Abbildung 5.4: Bilder der einzelnen Verfahrensschritte der Detektion über das Kantenbild: (a) MR-Aufnahme aus welcher die Katheter detektiert werden sollen. (b) Kantenbild, welches direkt aus dem Originalbild mittels Canny-Operator generiert wurde. (c) Aus dem Kantenbild generierte Hough-Raum mit Markierung der lokalen Maxima, wobei $\rho = d$ und $\theta = \alpha$. (d) Ergebnis der Ausgabe aller gefundenen Kanten.

Auf das Kantenbild wendet man anschließend die Hough Transformation an (Abbildung 5.4 (c) und (d)). Wie in Abschnitt 5.1 bereits beschrieben, wird mittels der Distanz dx_{max} zu einer gefundenen Katheterspitze kontrolliert, ob es sich hierbei um eine Katheterkante handelt (Ergebnis in Abbildung 5.5, links). Um zukünftig den Katheter durch mehrere Schichten verfolgen zu können, muss die Detektion des Katheters jedoch unabhängig von der Katheterspitze erfolgen. Die falsch detektierten Katheter müssen folglich durch eine oder mehrere andere Bedingungen entfernt werden. Ausgehend von der Schicht, in

welcher der Einstich des Katheters in das Gewebe sichtbar ist, kann man folgendes annehmen:

- Ein Punkt des Katheters liegt am Rand des Objektes.
- Es liegen keine zwei Punkte des Katheters auf dem Rand des Objektes bzw. im Inneren des Objektes.

Um diese Annahmen zu überprüfen, benötigt man die Position der Katheterendpunkte und die äußeren Begrenzungspunkte des Objektrandes. Dazu wird eine Maximaldistanz dx_{max} festgelegt, die angibt, ob es in der unmittelbaren Nachbarschaft eines Katheterendpunktes ein Randpunkt des Objektes gibt. Gleichzeitig wird überprüft, ob sich der zweite Katheterendpunkt auf dem Rand des Objektes befindet. Sobald festgestellt wird, dass beide Endpunkte auf dem Objektrand bzw. im Objekt liegen, wird die Gerade nicht mehr als Katheter betrachtet und entfernt (Abbildung 5.5, rechts). Die Begrenzungspunkte des Objektes werden mittels morphologischen Closing erhalten. Wählt man für diese morphologische Operation die Filtermaske entsprechend groß, werden alle Kanten im Inneren des Objektes eliminiert und nur der Objektrand bleibt erhalten. Weist man nun der entstandenen Region ein Label zu, kann man so die Begrenzungspunkte der Region leicht ermitteln.

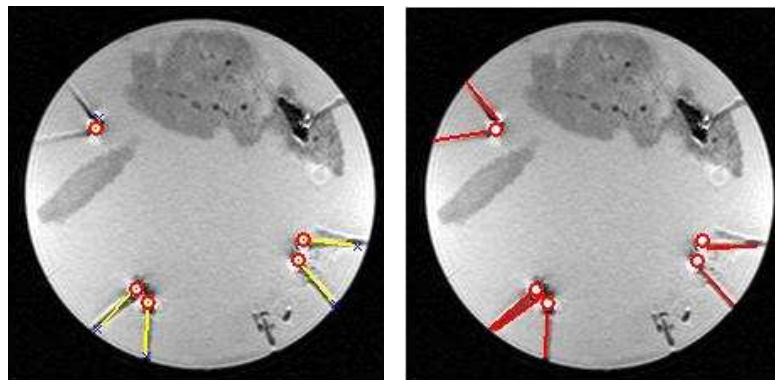


Abbildung 5.5: Ergebnisse des Detektionsalgorithmus über das Kantenbild. Links: Eine Gerade wird als Katheter akzeptiert, wenn sich in der Nähe eines Geradenendpunktes eine Katheterspitze befindet. Rechts: Eine Gerade wird als Katheter akzeptiert, wenn sich maximal ein Geradenendpunkt auf dem Rand des Objektes befindet.

6 Evaluation der Detektionsverfahren

6.1 Versuchsbeschreibung

Ziel der Arbeit ist es, ein Verfahren zu entwickeln, welches in Echtzeit die Katheter detektiert, wobei die Robustheit des Verfahrens gegenüber Bildartefakten, wie zum Beispiel Rauschen, Ringing oder Feldinhomogenitäten, berücksichtigt werden muss. Während der Testung der zwei entstandenen Verfahren (siehe Abschnitt 5.1 und Abschnitt 5.2) werden dabei insbesondere folgende Punkte untersucht:

- Durchschnittliche Berechnungszeit
- Anzahl detektierter Katheter und Marker
- Anzahl falsch detektierter Katheter und Marker

Für die Testung der zwei Verfahren wurden zwei verschiedene inhomogene Phantome angefertigt. Dazu wurden verschiedene weiche Lebensmittel (z.B. Grießbrei, Leberwurst, Teewurst) mit unterschiedlichen Fettkonzentrationen in fünfprozentiger Gelatine eingegossen. Bei Phantom 1 wurde nur auf Grießbrei mit verschiedenen Fettzusätzen zurückgegriffen (Abbildung 6.1 links). Phantom 2 enthielt, neben Gelatine, außerdem Grießbrei, Leberwurst und Teewurst (Abbildung 6.2 rechts).

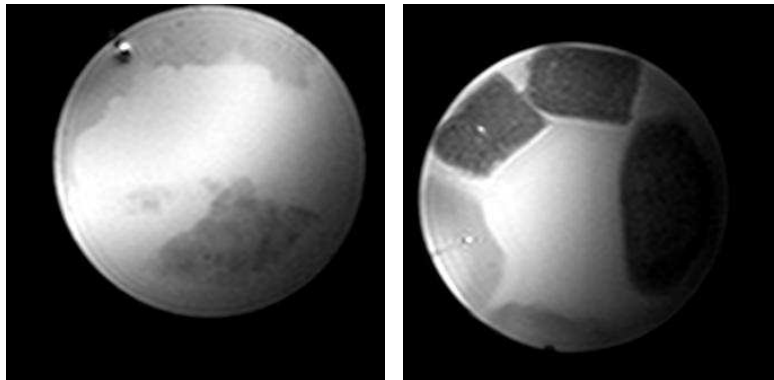


Abbildung 6.1: MR-Aufnahmen, der für die Evaluierung verwendeten Phantome. Links: Phantom 1 bestehend aus Gelatine und Grießbrei mit verschiedenen Fettkonzentrationen. Rechts: Phantom 2 bestehend aus Grießbrei, Leberwurst und Teewurst.

Mit unterschiedlichen Fettkonzentrationen in den Lebensmitteln können unterschiedliche Kontraste in den Aufnahmen erzielt und gegebenenfalls Rückschlüsse auf das Verhalten des Verfahrens gezogen werden. Mit der Variierung des Einstichwinkels des Katheters wird die Unabhängigkeit des Verfahrens vom Einstichwinkel bewiesen.

Für die Generierung der Bilder werden die kreisförmige Oberflächenspule und ein interaktive Sequenz verwendet, um den Verlauf einer Intervention nachzuempfinden. Wie in den meisten Interventionen üblich, wird der Katheter im Zentrum der Spule in das Phantom gestochen und anschließend vermessen. In seltenen Fällen wird auch außerhalb der Oberflächenspule das chirurgische Instrument in den Patienten eingeführt. Auch

dieser Fall wurde während der Testung berücksichtigt um das Verfahren auf seine Robustheit gegenüber weniger üblichen Situationen zu testen.

Zur Generierung der MR-Aufnahmen wird die interaktive Sequenz genutzt, welche unter Abschnitt 3.1 erklärt wurde. Um auf den Originaldaten arbeiten zu können, wird auf eine Kontrastverbesserung der Aufnahmen während der Sequenz verzichtet. Von jeder Katheterposition werden mindestens eine horizontal und eine vertikal gelegene Schnittebene gespeichert (Abbildung 6.2). Während einer Intervention wird immer zwischen diesen zwei Ansichten gewechselt, sodass das Detektionsverfahren in beiden Schnittebenen funktionieren muss.

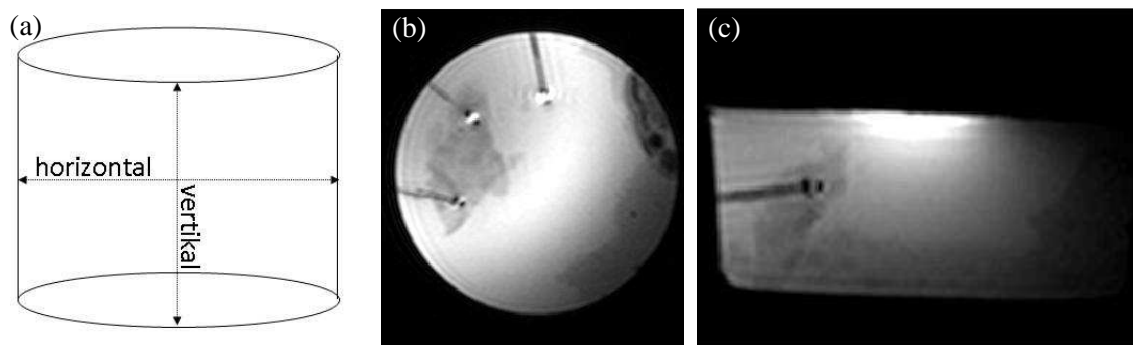


Abbildung 6.2: Schnittebenen der MR-Aufnahmen. (a) Schematische Darstellung der Schnittebenen in einem Phantom. (b) Beispiel für einen horizontalen Schnitt durch das Phantom. (c) Beispiel für einen vertikalen Schnitt durch das Phantom durch den ersten Katheter von unten ausgehend auf Bild (b).

Zum Schluss werden die beiden entwickelten Verfahren unter den oben genannten Punkten miteinander verglichen. Ziel des Vergleiches soll es sein, die jeweiligen Vorteile und Nachteile der zwei Algorithmen herauszuarbeiten und gegenüberzustellen.

6.2 Ergebnisse

Die zwei Detektionsverfahren wurden insgesamt an 117 MR-Aufnahmen getestet, wobei 34 Aufnahmen vom ersten Phantom und 83 Aufnahmen vom zweiten Phantom angefertigt wurden.

In den MR-Aufnahmen des ersten Phantomes hätten von den Detektionsverfahren 36 Marker und 22 Katheter gefunden werden können. Der Markerdetektionsalgorithmus fand etwa 17 % der zu detektierenden Marker. Insgesamt fand der Algorithmus in der horizontalen Schnittebene mehr Marker als in der vertikalen Schnittebene. Es kam zu keiner Detektion von falschen Markern.

Mit dem ersten Verfahren zur Katheterdetektion wurden etwa 10 % der in den MR-Aufnahmen befindlichen Katheter gefunden. Das Verfahren fand in den beiden verschiedenen Schnittebenen etwa gleich viele Katheter. Insgesamt wurden nur vier falsche Katheter detektiert. Die falschen Detektionen traten alle in horizontalen Schnittbildern auf.

Das zweite Verfahren erkannte etwa 45 % der Katheter in den MR-Aufnahmen. Dabei wurden mehr Katheter auf horizontalen Schnittbildern als auf vertikalen Schnittbildern gefunden. Die Detektion von falschen Kathetern ist mit 316 falschdetektierten Kathetern sehr hoch. Die meisten falschen Katheter wurden auf MR-Aufnahmen der vertikalen Schnittebene detektiert. Die Ergebnisse sind in Tabelle 6.1 im Überblick festgehalten.

		Marker	Katheter	
			Verfahren 1	Verfahren 2
richtig erkannt		16,67 %	9,09 %	45,45 %
davon	horizontal	13,89 %	4,54 %	31,81 %
	vertikal	2,78 %	4,54 %	13,63 %
falsch erkannt		0	4	316
davon	horizontal	0 %	100 %	25,00 %
	vertikal	0 %	0 %	75,00 %
Berechnungszeit in Sekunden:			0,674	0,683

Tabelle 6.1: Zusammenfassung der Detektionsergebnisse bei der Vermessung des ersten Phantoms. Der Detektionsalgorithmus für die Marker fand etwa 1/6 der detektierbaren Marker. Bei den Katheterdetektionsverfahren schnitt das zweite Verfahren, mit dem Finden von fast der Hälfte aller Katheter, besser ab als das erste Verfahren.

In den MR-Aufnahmen des zweiten Phantoms (Tabelle 6.2) waren 86 Marker und 91 Katheter zu finden. Es wurde etwas über die Hälfte aller Marker vom Detektionsalgorithmus erkannt, dabei gab es mehr Markerdetektionen in der horizontalen Schnittebene als in der vertikalen Schnittebene. Die Detektion von falschen Markern ist mit neun falsch gefunden Markern relativ gering.

Bei der Detektion der Katheter mit dem ersten Verfahren wurden etwa 6 % der vorhandenen Katheter in den Aufnahmen erkannt. Es kam nur in der horizontalen Ebene zu Katheterdetektionen. Im Vergleich dazu gab es mit 48 falsch detektierten Kathetern viele falsche Detektionen, die über beide Schnittebenenaufnahmen ungefähr gleich verteilt auftraten.

Das zweite Detektionsverfahren für Katheter erkannte 25 % der detektierbaren Katheter. Dabei wurden die meisten Katheter in der horizontalen Schnittebene gefunden. Wie schon bei dem ersten Phantom, kam es auch hier zu einer sehr hohen Zahl (968) von falsch detektierten Kathetern. Auch hier wurden die meisten falschen Katheter in der vertikalen Schnittebene detektiert.

		Marker	Katheter	
			Verfahren 1	Verfahren 2
richtig erkannt		53,48 %	5,49 %	25,27 %
davon	horizontal	31,39 %	5,49 %	18,68 %
	vertikal	22,09 %	0 %	6,59 %
falsch erkannt		9	48	968
davon	horizontal	44,44 %	52,08 %	19,42 %
	vertikal	55,56 %	47,92 %	80,58 %
Berechnungszeit in sec			0,647	0,656

Tabelle 6.2: Zusammenfassung der Detektionsergebnisse bei der Vermessung des zweiten Phantoms: Der Detektionsalgorithmus für die Marker fand etwa die Hälfte der detektierbaren Marker. Bei den Katheterdetektionsverfahren schnitt das zweite Verfahren, mit dem Finden von etwa einem Viertel aller Katheter, besser ab als das erste Verfahren.

Falsche Detektionen traten jeweils vor allem in den Randbereichen des Objektes auf. Die Berechnungszeit des ersten Verfahrens liegt bei 0,6605 Sekunden und beim zweiten Phantom bei 0,6695 Sekunden. Die Berechnungszeitunterschiede sind also vernachlässigbar klein.

6.3 Diskussion der Ergebnisse

Die Detektion der Marker ist abhängig von der Umgebungshelligkeit und der Schnittebene. Bei Tests mit weiteren MR-Aufnahmen konnten bis zu 2/3 aller Marker in den MR-Aufnahmen gefunden werden. Bei geschickter Setzung der Schnittebene im interaktiven Modus, war es sogar möglich 90 % der Marker auf den Bildern richtig zu detektieren. Ist die Umgebung des Markers entsprechend ähnlich hell (Abbildung 6.3), wie der Marker selbst, kommt es beim Region-Growing-Verfahren zum Auslaufen und die Marker werden nicht mehr erkannt. Diese hellen Bereiche entstehen immer dort, wo die Spule am Phantom angebracht ist. Wählt man den Flipwinkel entsprechend klein, ist die Anregung des Gewebes klein und die des Markers groß, sodass es nicht zu einer Überlagerung der Signale kommt, wie bei größeren Flipwinkeln. Durch seinen dunklen Grauwert ist das Katheterartefakt weitgehend robust gegenüber dieser Art von Artefakt.

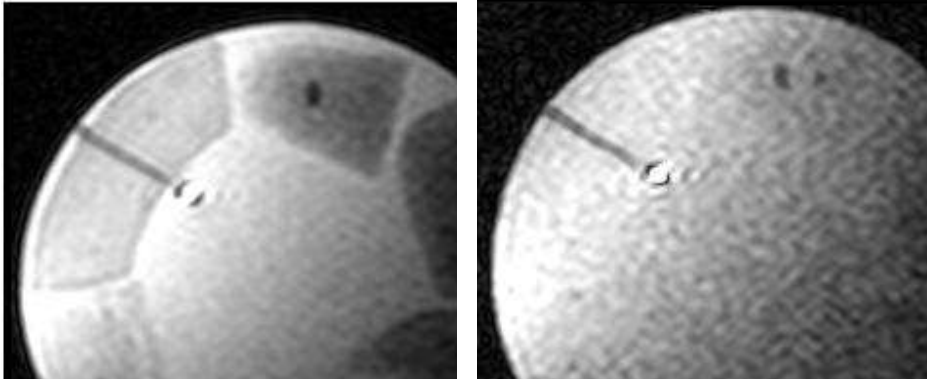


Abbildung 6.3: Vergleich der Helligkeit um den Marker. Bei diesen beiden Aufnahmen handelt es sich um das gleiche Phantom und den gleichen Katheter. Es wurden unterschiedliche Flipwinkel genutzt. Links: MR-Aufnahme eines Katheters mit einem Flipwinkel von 30° . Marker und Umgebung verschmelzen zu einer Region, da es in dem Bereich zu einer Signalanreicherung, aufgrund der Lage der verwendeten Spule, kommt. Rechts: MR-Aufnahme mit einem Flipwinkel von 5° . Durch den geringen Anregungswinkel kommt es zu weniger stark ausgeprägten Signalanhebungen in dem Bereich, wo die Spule angebracht wurde. Folglich gibt es keine Überlagerung dieses Bereiches mit dem Signal des Markers.

Die Detektion der Katheter mit dem ersten Detektionsverfahren ist abhängig von der Detektion der Katheterspitzen. Das setzt voraus, dass Katheter und Marker sich in einer Ebene befinden. Es ist nicht möglich nur den Katheter zu finden. Eine Betrachtung des Abstandes nur zwischen Marker und Katheter sorgt des Öfteren für falsch detektierte Katheter. Die Knüpfung an weitere Bedingungen, wie zum Beispiel den Abstand zum Objektrand, würde die Fehlerquote bei diesem Verfahren sicherlich senken.

Aufgrund der ausschließlichen Betrachtung von Kanten im Bild, kommt es bei dem zweiten erarbeiteten Verfahren zu einer größeren Anzahl an falsch detektierten Kathetern.

Die Berechnungszeit von 0,66 Sekunden für beide Verfahren zeigt, dass die Detektion von Kathetern in Echtzeit möglich ist. Mit einem Computer, der eine bessere Leistung, als der hier verwendete PC, aufweist, kann die Berechnungszeit weiter verkürzt werden.

Rauschen in einer MR-Aufnahme wirkt sich meist nicht auf das Detektionsergebnis aus. Wählt man jedoch in der Aufnahmeplanung das Field-of-View nicht rechteckig bzw. quadratisch, so werden im entstehenden DICOM-Bild Pixel ohne Information mit 0, also schwarz, belegt (Abbildung 6.4). Die Folge ist, dass an diesen Stellen, meist durch im Bild vorhandenes Rauschen, eine starke Kante entsteht. Für das Verfahren ist diese Kante eine Objektkante, so dass das Objekt scheinbar fast die gesamte MR-Aufnahme ausmacht. Folglich werden die Begrenzungskanten des Katheters als zu weit im Objekt liegend markiert und damit nicht als Katheter akzeptiert.

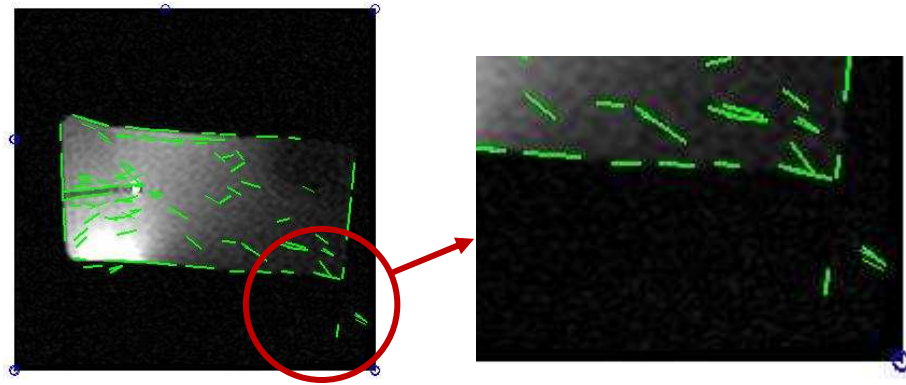


Abbildung 6.4: MR-Aufnahme, bei der das Field-of-View schlecht definiert wurde. In der Vergrößerung (rechtes Bild) zeigt sich, dass fehlende Informationen im DICOM-Format mit schwarzen Pixeln gefüllt wurden sind um das Bildformat ausfüllen zu können. Die blauen Markierungen zeigen den vom Algorithmus erkannten Objektrand an. Eine Detektion des Katheters ist so nicht möglich, da die Entfernung zu den Randpunkten größer als die Maximaldistanz ist.

Vor allem in den vertikalen Schnittbildern der MR-Aufnahmen kam es zu vielen falsch detektierten Kathetern. Betrachtet man diese Aufnahmen stellt man fest, dass es im Randbereich dieser Aufnahmen vermehrt zu Ringing-Artefakten kommt (Abbildung 6.5 (a)). Auch im Bereich um das Katheterartefakt kommt es zum Teil zum Auftreten von Ringing-Artefakten. Diese falsche Detektion liegt in der Entfernung zu den Punkten der Objektgrenzen begründet. Wie man in Abbildung 6.5 erkennen kann, sind die Grenzpunkte nicht optimal über den gesamten Objektrand verteilt. In vielen Fällen greift deshalb das Distanzkriterium nicht. Das Ziel, das Detektionsverfahren robust gegenüber Ringing-Artefakten zu machen, konnte bisher nicht erreicht werden.

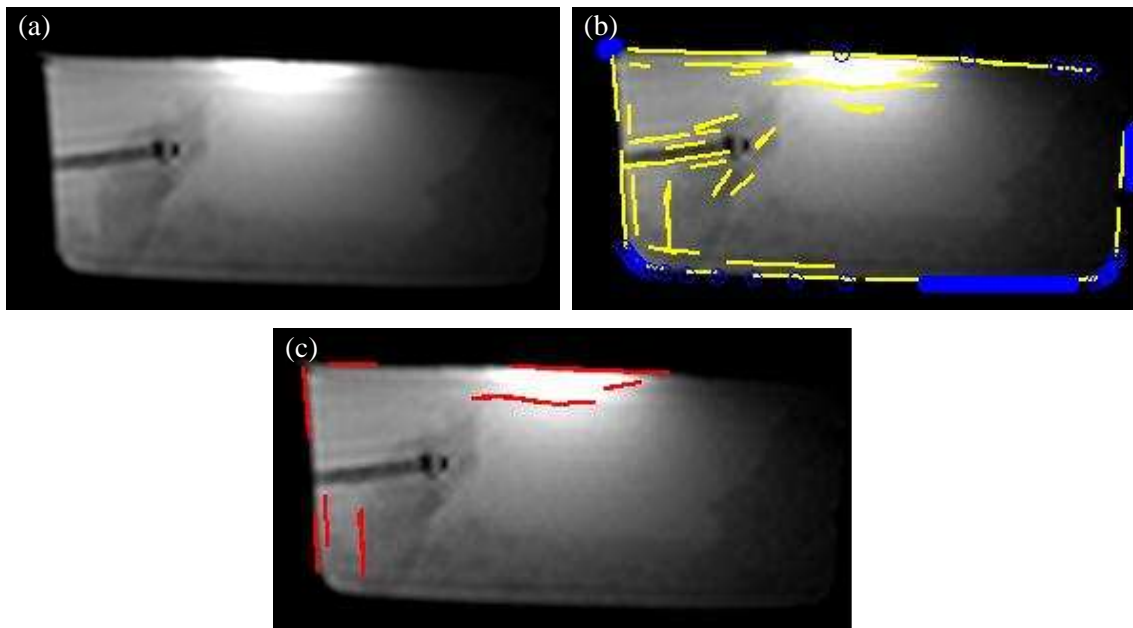


Abbildung 6.5: Veranschaulichung der Probleme, die bei der Detektion auftreten können. (a) MR-Aufnahme, auf welcher der Katheter detektiert werden soll. Im Randbereich des Objektes und um den Katheter sind deutlich Ringing-Artefakte erkennbar. (b) Die mittels Hough-Transformation erkannte Gerade im Bild (gelb). Das Katheterartefakt wird erkannt. Die Begrenzungspunkte des Objektes, anhand derer die Distanz zum Objektrand überprüft wird, sind hier blau dargestellt. (c) Resultat nach der Überprüfung der Distanz von den Katheterendpunkten zu den Randpunkten des Objektes. Aufgrund der Entfernung zu den Randpunkten (vergleiche mit (b)) wurden die Katheterkanten nicht als Katheter identifiziert.

Aufgrund der Größe und Beschaffenheit der Phantome ist es möglich, dass die MR-Aufnahmen mehr zu Artefakten neigen als bei menschlichem Gewebe. Durch die Positionierung der Lebensmittel im Phantom entstehen mehr oder weniger senkrecht zur Objektbegrenzung stehende Kanten (zum Beispiel in Abbildung 6.3). Im menschlichen Körper wird man diese Kanten selten antreffen. Aus diesem Grund ist davon auszugehen, dass eine weitere Betrachtung und Beseitigung dieser Gegebenheit nicht von Nöten ist.

Die Einstellung der Schnittebene (horizontal und vertikal) wirkt sich auf die Detektion des Markers mehr aus als auf die Detektion des Katheters. Das Markersignal ist je nach Beschaffenheit des Schwingkreises über mehrere Schichten sichtbar. Je weiter sich die Schicht von der ursprünglichen Markerposition entfernt, desto schwächer wird das Artefakt des Markers (Abbildung 6.6). Dieses Phänomen liegt im Partialvolumeneffekt begründet, d.h. es befindet sich mehr als ein Gewebe in einem Voxel. In diesem Voxel kommt es zur Bildung eines Mittelwertes über die vorhandenen Grauwerte, wodurch die Signalintensität des Markers in diesem Bereich abnimmt. Ist das Signal des Markers zu schwach, kann dieses nicht mehr detektiert werden.

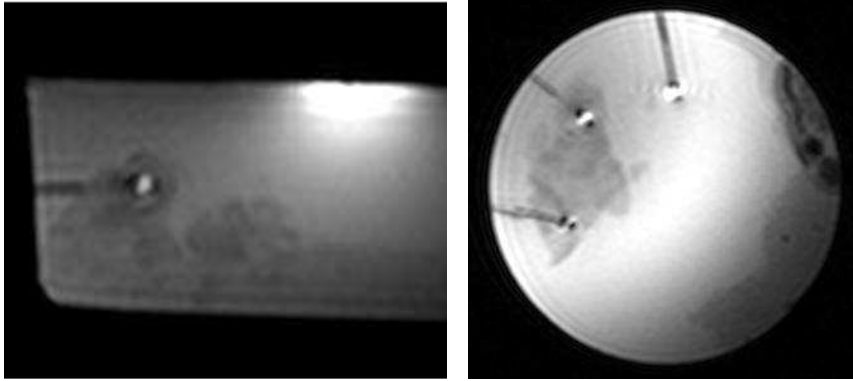


Abbildung 6.6: Beispiele zur Veranschaulichung der Wichtigkeit bei der Auswahl der Schicht. Links: Vertikale Schnittebene durch Phantom und Katheter. Die Schicht wurde so gewählt, dass der Marker kaum noch sichtbar ist. Rechts: Horizontale Schnittebene durch drei Katheter. Es ist deutlich an den Signalen der Marker zu sehen, dass der unterste Katheter leicht schief im Phantom steckt. Um die Position der Spitze zu ermitteln müsste eine andere Schicht ausgewählt werden.

Beide Verfahren detektieren die Katheter etwa gleich schnell. Aufgrund der Tatsache, dass Verfahren 1 die Katheter nur in Abhängigkeit der Marker akzeptiert, ist Verfahren 2 im Vorteil. Das zweite Verfahren ist, durch seine Unabhängigkeit gegenüber der Marker, auch auf MR-Aufnahmen anwendbar, auf denen nur der Katheter sichtbar ist, weil zum Beispiel der Marker in einer anderen Schicht liegt. Weiterhin wird somit die mögliche Fehlerquelle, Marker, ausgeschaltet. Während der Tests zeigte sich, dass bei falsch detektierten Markern, meist eine Detektion falscher Katheter einher geht. Das zweite Verfahren detektierte insgesamt fünfmal mehr Katheter als das erste Verfahren. Aus diesem Grund, sollte die Verbesserung des zweiten Verfahrens, einer Verbesserung des ersten Verfahrens vorgezogen werden.

7 Zusammenfassung und Ausblick

Ziel dieser Arbeit war es, ein Echtzeitverfahren zu entwickeln, welches die von Burl et al. [Burl96] entwickelten Katheter detektiert. Das Augenmerk lag dabei auf der Erkennung des Katheterartefaktes. Das Verfahren sollte robust gegenüber Bildartefakten, wie Rauschen, Feldinhomogenitäten und Ringing sein.

Für die Erkennung der Katheter wurde die Hough-Transformation, einem Verfahren zur Erkennung von geraden Kanten, verwendet. Aus dieser Arbeit gehen zwei Verfahren hervor, die als wesentlichen Schritt die Hough-Transformation verwenden. Die Unterschiede der beiden Ansätze bestehen in der Vor- und Nachverarbeitung der Bilder. Das erste Verfahren bedient sich dem Vorverarbeitungsschritt der Informationsreduktion mittels des Schwellenwertverfahrens. Ziel ist es hier, das Augenmerk auf dunkle Regionen im Bild zu lenken, da das Katheterartefakt dunkle Grauwerte besitzt. In dem Schwellenwertbild gefundene mögliche Katheterkanten, wurden auf ihre Lage in der Nähe zu einem Marker überprüft. Dieser Ansatz für die Detektion der Katheter lässt sich jedoch nur in Verbindung mit dem Marker nutzen, wodurch eine allgemeine Verwendung des Ansatzes nicht möglich wäre.

Das zweite Verfahren arbeitet direkt auf den gesamten Bildinformationen. Mittels des Canny-Operators werden Kanten auf einem Bild gesucht und in einem Schwarzweißbild ausgegeben. Führt man auf diesem Kantenbild die Hough-Transformation durch, lassen sich mögliche Katheterkanten finden. Um Kanten als Katheterkanten zu erkennen, wurde die Entfernung zum Rand des gescannten Objektes betrachtet. Liegen keine oder mehr als eine Kante auf dem Rand, wird die Kante nicht als Katheter akzeptiert. Diese Annahme setzt voraus, dass sich der Einstichpunkt des Katheters auf der MR-Aufnahme befindet. Um das Detektionsverfahren bei einem größeren Spektrum an Bilder anwenden zu können, müsste das Verfahren dahingehend angepasst werden, dass Katheter, die nicht ab dem Einstichpunkt sichtbar sind, detektiert werden können. Dies kann zum Beispiel in Form einer Katheterverfolgung geschehen. Dazu wird nur die anfängliche Position des Katheters benötigt, welchen man mit diesem Verfahren berechnen kann. Anschließend kann man entsprechend des Verfahrens nach Keller et al. [Keller07] die Verfolgung der Katheter in Angriff nehmen.

In erster Linie sollte die Detektion der Katheter nach Verfahren 2 robuster gegenüber Ringing-Artefakten gemacht werden, da es bei diesem Artefakt meist zu vielen falsch detektierten Kathetern kommt. Auch das Erhalten der Objektgrenzen sollte noch einmal überarbeitet werden, um richtig erkannte Katheter durch das Ausschlusskriterium über die Entfernung zur Objektkante zu optimieren.

Dieser Algorithmus wurde an Phantomen entwickelt, wodurch Artefakte, die nur durch lebende Objekte, wie einen Menschen verursacht werden, nicht berücksichtigt sind. Zu diesen Artefakten zählen zum Beispiel Bewegungsartefakte oder Artefakte, die durch den Blutfluss entstehen. Zu gegebener Zeit müssen auch die Behandlung dieser Artefakte in das Detektionsverfahren eingearbeitet werden.

Literaturverzeichnis

- [Bock04] Bock, M.; Volz, S.; Zühlsdorff, S.; Umathum, R.; Fink, C.; Hallscheidt, P.; Semmler, W.: MR-Guided Intravascular Procedures: Real-Time Parameter Control and Automated Slice Positioning With Active Tracking Coils. In: Journal of Magnetic Resonance Imaging, Band 19, Wiley-Liss, Inc., online, 2004, pp. 580-589
- [Bock08] Bock, M.; Wacker, F. K.: MR-Guided Intravascular Interventions: Techniques and Applications. In: Journal of Magnetic Resonance Imaging, Band 27, Wiley-Liss, Inc., online, 2008, pp. 326-338
- [Burger06] Burger, W.; Burge, M. J.: Digitale Bildverarbeitung – Eine Einführung mit Java und ImageJ, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2006
- [Burl96] Burl, M.; Coutts, G. A.; Young, I. R.: Tuned Fiducial Markers to Identify Body Locations with Minimal Perturbation of Tissue Magnetization. In: Magnetic Resonance in Medicine Volume 36, Band 3, Wiley-Liss, Inc., online, 1996, pp. 491-493
- [Busse07] Busse, H.; Trampel, R.; Gründer, W.; Moche, M.; Kahn, T.: Method for Automatic Localization of MR-Visible Markers using Morphological Image Processing and Conventional Pulse Sequences: Feasibility for Image-Guided Procedures. In: Journal of Magnetic Resonance Imaging, Band 26, Wiley-Liss, Inc., online, 2007, pp. 1087-1096
- [Bücker00] Bücker, A.; Adam, G.; Neuerburg, J. M.; Glowinski, A.; Tacke, J.; Günther, R.W.: Interventionelle Magnetresonanztomographie - nichtinvasive Bildgebung für Interventionen. In: Fortschr Röntgenstr 2000, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2000, pp. 105-114
- [DeBoer00] de Boer, I. H.; Sachse, F. B.; Dössel, O.: Ein modellbasierter Ansatz zur Lokalisation von Basket-Kathetern für endokardiales Mapping. In: Biomedizinische Technik, Band 45-1, 2000, pp. 57-58
- [DeOliveria08] de Oliveria, A.; Rauschenberg, J.; Beyersdorff, D.; Semmler, W.; Bock, M.: Automatic Passive Tracking of an Endorectal Prostate Biopsy Device Using Phase-Only Cross-Correlation. In: Magnetic Resonance in Medicine, Band 59, Wiley-Liss, Inc., online, 2008, pp. 1043-1050

- [Dössel00] Dössel, O.: Bildgebende Verfahren in der Medizin – Von der Technik zur medizinischen Anwendung. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 2000
- [Fischbach10.1] Fischbach, F.; Bunke, J.; Thormann, M.; Gaffke, G.; Jungnickel, K.; Smink, J.; Ricke, J.: MR-Guided Freehand Biopsy of Liver Lesions With Fast Continuous Imaging Using a 1.0-T Open MRI Scanner: Experience in 50 Patients. In: Cardiovascular and Interventional Radiology, Volume 34, Nummer 1, Springer, 2010, pp. 188-192
- [Fischbach10.2] Ricke, J.; Thormann, M.; Ludewig, M.; Jungnickel, K.; Grosser, O.; Wybranski, C.; Peters, N.; Hass, P.; Bunke, J.; Fischbach, F.: MR-guided liver tumor ablation employing open high-field 1.0T MRI for image-guided brachytherapy. In: European Radiology, Volume 20, Nummer 8, Springer, 2010, pp. 1985-1993
- [Handels09] Handels, H.: Medizinische Bildverarbeitung – Bildanalyse, Mustererkennung und Visualisierung für die computergestützte ärztliche Diagnostik und Therapie, 2. Auflage, Vieweg + Teubner Verlag, Wiesbaden, 2009
- [Jung04] Jung, C. R.; Schramm, R.: Rectangle Detection based on a Windowed Hough Transform. In: Proc. 17th SIBGRAPI, Los Alamitos, USA: IEEE Computer Press, 2004, pp. 113–120.
- [Jähne05] Jähne, B.: Digitale Bildverarbeitung, 6. Auflage, Springer-Verlag, Berlin, 2005
- [Keller07] Keller, B.; Reeves, A. P.; Cham, M.; Henschke, C. I.; Yankelevitz, D. F.: Semi-automated location identification of catheters in digital chest radiographs. In: Proc. Medical Imaging 2007: Computer-aided diagnosis, vol. 6514, 2007, pp. 65141O-1 - 65141O-9
- [Magnusson07] Magnusson, P.; Johansson, E.; Månsson, S.; Petersson, S.; Chai, C.-M.; Hansson, G.; Axelsson, O. Golman, K.: Passive Catheter Tracking During Interventional MRI Using Hyperpolarized ¹³C. In: Magnetic Resonance in Medicine, Band 57, Wiley-Liss, Inc., online, 2007, pp. 1140-1147

- [Melzer10] Melzer, A.: Prinzipien Magnet-Resonanz-geführter Interventionen, Operation, Navigation und Robotik. In: Bundesgesundheitsblatt – Gesundheitsforschung – Gesundheitsschutz, Volume 53, Springer-Verlag, Berlin/ Heidelberg ,2010, pp. 768-775
- [Ridler78] Ridler, T.W.; Calvard, S.: Picture thresholding using an iterative selection method. In: IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, SMC-8, August 1978, pp. 630-632
- [Steinbrecher93] Steinbrecher, R.: Bildverarbeitung in der Praxis. Oldenburg, München, 1993, pp. 233-241
- [Tönnies05] Tönnies, K. D.: Grundlagen der Bildverarbeitung. Pearson Studium, München, 2005
- [Will10] Will, K.; Schimpf, S.; Brose, A.; Fischbach, F.; Ricke, J.; Schmidt, B.; Rose, G.: Pre-Tuned Resonant Markers for iMRI using Aerosol Deposition on Polymer Catheters. In: Progress in biomedical optics and imaging vol. 11, Band 35, 2010, pp. 76251Z.1-76251Z.8