

Schätzung und Korrektur von Bewegung für die interventionelle Bildrekonstruktion von Herzgefäßen

Christopher Rohkohl

Lehrstuhl für Mustererkennung (LME)
Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
christopher.rohkohl@informatik.uni-erlangen.de

Abstract: In den Industrienationen sind Herz-Kreislauf-Erkrankungen die häufigsten Todesursachen und somit von hoher gesellschaftlicher Bedeutung. Eine vorrangige Rolle nimmt dabei der Myokardinfarkt (Herzinfarkt) ein. Die steigende Komplexität kardiologischer minimalinvasiver Eingriffe auf Grund von Risikominimierung und Kostenreduzierung verlangt eine Weiterentwicklung nichtinvasiver Bildgebungsmethoden. Im Rahmen dieser Forschungsarbeit wurden technische Methoden entwickelt um die Herzgefäße direkt während einer Operation im Herzkatheterlabor dreidimensional darzustellen. In enger Zusammenarbeit mit Kardiologen unterschiedlicher Fachrichtungen und Kliniken wurde ein Prototyp entwickelt, der den Anforderungen des klinischen Alltags im Hinblick auf Berechnungszeit, Automatisierung und Bildqualität genügt. Es konnte gezeigt werden, dass der Einsatz des Prototyps die Kontrastmittel- und Strahlenbelastung, sowie die Behandlungszeit für den Patienten und den Arzt reduzieren kann.

1 Einführung

1.1 Klinischer Hintergrund und gesellschaftliche Bedeutung

In den Industrienationen sind Herz-Kreislauf-Erkrankungen, hierbei vor allem koronare Herzerkrankungen, die häufigsten Todesursachen. Bei diesen Erkrankungen kommt es zu einer Mangeldurchblutung des Herzens infolge verengter Herzkranzgefäße. Eine vorrangige Rolle nimmt dabei der Myokardinfarkt (Herzinfarkt) ein. Seit Beginn der 1980er Jahre haben Herzinfarktmorbidität und -mortalität – insbesondere bei Patienten mittleren Lebensalters – abgenommen. Dieser Rückgang erklärt sich hauptsächlich aus der verbesserten Behandlung der Herzinfarktpatienten. Die steigende Komplexität kardiologischer Eingriffe verlangt eine Weiterentwicklung nichtinvasiver Bildgebungsmethoden. Dreidimensionale tomographische Bildinformationen geben zusätzlich zur Anatomie auch Aufschluss über den Gesundheitszustand eines Patienten. In der interventionellen Kardiologie wird die 3D-Bildgebung derzeit meist prä- oder postprozedural mit Hilfe von speziellen CT- oder MRT-Systemen durchgeführt. Die 3D-Bildgebung von Herzstrukturen, wie beispielsweise der koronaren Herzgefäße, während eines Eingriffs im Herzkatheterlabor ist zur Zeit nicht möglich. Im Prinzip ist jedoch die 3D-Bildgebung mit Hilfe moderner

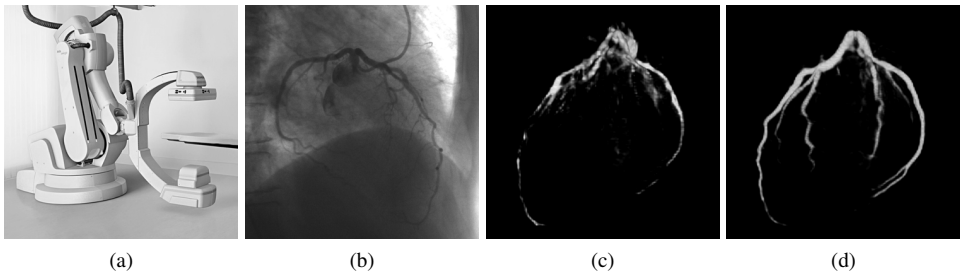


Abbildung 1: (a) Beispiel für ein modernes C-Bogensystem mit 3D Aufnahmemodus (Siemens AG, Healthcare Sector, Forchheim, Deutschland). (b) Projektionsbild einer mit Kontrastmittel gefüllten linken Koronararterie das mit einem C-Bogengerät aufgenommen wurde und als Eingabe für die 3D Rekonstruktionsalgorithmen dient. (c) Klassische Rekonstruktion unter der Annahme eines unbewegten Objekts. Durch die Herzbewegung können die Gefäßstrukturen nicht mehr oder nur erschwert erkannt werden. (d) Durch die Anwendung eines in dieser Arbeit entwickelten Algorithmus [RLB⁺10] können die Artefakte reduziert und eine hohe Bildqualität erreicht werden.

C-Bogensysteme, welche für die 2D-Röntgenbildgebung während einer Intervention genutzt werden, möglich. Durch die Rotation des C-Bogens (Abb. 1a) können mehrere hundert Projektionsbilder auf einer Teilkreisbahn aufgenommen werden (Abb. 1b). Mit Hilfe von Rekonstruktionsalgorithmen kann aus den Projektionsbildern ein 3D-Bild berechnet werden, dessen Niedrigkontrastauflösung sogar jener klassischer CT-Bilder nahekommt. Die mathematischen Berechnungsvorschriften gehen allerdings von statischen Objekten, d.h. ortsfesten Strukturen, aus. Infolge der langen Aufnahmezeit von mehreren Sekunden sind bei der Herzbildgebung die zu untersuchenden Strukturen nicht mehr ortsfest. Daraus ergeben sich erhebliche Bildartefakte. Eine Herzbewegung von mehreren Zentimetern führt dazu, dass die Herzgefäße, deren Durchmesser wenige Millimeter beträgt, verwischt werden bzw. gänzlich verschwinden (Abb. 1c). Für die klinische Befundung sind solche Bildergebnisse unbrauchbar. Eine verbesserte Bildgebung könnte für komplexe interventionelle Eingriffe wie z.B. das Ersetzen von Herzklappen, die Behandlung von Herzflimmern, die Implantation von Herzschrittmachern oder die Bestimmung der Blutversorgung, äußerst vorteilhaft sein [RRL⁺09]. Die Aufgabe dieser Doktorarbeit war es, Algorithmen zu entwickeln, die es ermöglichen trotz vorhandener Bewegung ein 3D-Bild zu berechnen, das den klinischen Ansprüchen hinsichtlich Bildqualität und Berechnungsgeschwindigkeit genügt.

1.2 Klinische Anforderungen und technische Herausforderungen

Die Entwicklung technischer Methoden zur Lösung klinischer Fragestellungen bedarf einer engen Zusammenarbeit mit den Ärzten, die die neuen Verfahren verwenden sollen. Im Rahmen dieser Forschungsarbeit wurde mit Kardiologen verschiedener Arbeitsgebiete

kooperiert. Aus den Diskussionen und den Erfahrungen, die in dieser Arbeit gesammelt wurden, ergaben sich drei grundlegende klinische Anforderungen.

Behandlung von irregulären und nicht-periodischen Bewegungen Patienten, die sich einer interventionellen Behandlung unterziehen müssen, haben in der Regel ein schweres Herzleiden und befinden sich im fortgeschrittenen Alter. Diese Umstände führen dazu, dass oft ungünstige Aufnahmebedingungen gegeben sind. In der Regel sollte die Datenaufnahme für die C-Bogen-CT bei angehaltenem Atem durchgeführt werden, und der Patient sollte einen ruhigen und regelmäßigen Herzschlag haben. Das Befolgen von Atemkommandos ist oft durch eine geringe Pumpleistung des Herzens oder durch eine eingeschränkte Kommunikation auf Grund von Sedierung und/oder von Hörschädigungen erschwert. Desweiteren führen elektrophysiologische Schädigungen des Herzens zu einem ungleichmäßigen Herzschlag. Rekonstruktionsalgorithmen sollten in der Lage sein, eine zuverlässige Bildqualität trotz dieser nichtidealen Aufnahmebedingungen, wie z.B. aperiodischer Herz- und Atembewegung, zu erzielen.

Begrenzte Benutzerinteraktion Während eines Eingriffs befindet sich der Arzt in einem sterilen Umfeld und die Elemente der Bedienkonsole des C-Bogens sind mit Tüchern bedeckt. Dadurch ist die Bedienung des C-Bogensystems durch den Arzt erheblich erschwert. Die Rekonstruktionsalgorithmen sollten demzufolge möglichst ohne oder mit eingeschränkter Benutzerinteraktion auskommen.

Schnelle Berechnungszeit Die Umstellungen des C-Bogengerätes vom 2D-Modus in den 3D-Aufnahmemodus und umgekehrt, sind durch den geringen Platz im Herzkatheterlabor mit einigem Aufwand verbunden und können eine Minute oder etwas mehr dauern. Daher sollte ein Rekonstruktionsalgorithmus ein Bildergebnis in etwa einer Minute berechnet haben. Für Studien mit einem ersten klinischen Prototypen ist jedoch auch eine Rekonstruktionszeit von 5 bis 10 Minuten akzeptabel. Längere Berechnungszeiten machen jedoch klinische Tests schwierig, da der zeitliche Abstand zur Intervention dann zu groß ist.

1.3 Stand der Technik

Die Rekonstruktion von Herzstrukturen mit Hilfe der C-Bogen CT ist ein aktuelles Forschungsthema an dem bereits mehrere Forschungsgruppen arbeiten bzw. gearbeitet haben. Im Folgenden werden die wichtigsten Vorarbeiten und deren Beschränkungen auf dem Forschungsgebiet vorgestellt.

EKG-Gating Das meistgenutzte Verfahren zur Vermeidung von Bewegungsartefakten besteht darin, mittels simultan aufgenommener EKG-Signale aus den aufgenommenen Projektionsbildern jene auszuwählen, welche einem nahezu identischen Bewegungszu-

stand zugeordnet werden können. Diese Teilmenge an Projektionsbildern einer ausgewählten Referenzherzphase wird hinsichtlich des Bewegungszustandes als konsistent betrachtet und das Auswahlverfahren wird als EKG-Gating bezeichnet. Anhand der EKG-Signale werden Gewichtungsfaktoren (Gating-Gewichte) berechnet, welche hohe Werte für Projektionsbilder der ausgewählten Referenzherzphase und welche verschwindende Werte für Projektionsbilder anderer Herzphasen annehmen. Unter der Annahme einer strikt periodischen Bewegung kann man durch EKG-Gating einen Bewegungszustand des Herzens quasi einfrieren. Die Rekonstruktion wird mittels konventioneller Rekonstruktionsalgorithmen für statische Objekte durchgeführt. In der Literatur zur Herzgefäßrekonstruktion wurde dieser Ansatz vielfach vorgeschlagen.

Der Vorteil von EKG-Gating-Verfahren ist ihre einfache Implementierung und kurze Rechenzeit. Die Berücksichtigung von nur einer Teilmenge von aufgenommenen Projektionsbildern ist aus mehreren Gründen ungünstig. Es wird Information verworfen und somit wird der Patient unnötigerweise Röntgenstrahlung ausgesetzt. Die phasenabhängige Datenauswahl führt zu einer dünn besetzten Winkelabtastung der Aufnahmetrajektorie. Die Unterabtastung führt dazu, dass keine Weichteilkontraste mehr im rekonstruierten Bild aufgelöst werden können. Zudem weist das Bild ein geringes Signal-Rausch-Verhältnis auf. Der gewichtigste klinische Nachteil ist die fehlende Behandlung nichtperiodischer Bewegungen. Alle nichtperiodischen Bewegungsanteile, wie beispielsweise die Atembewegung oder irreguläre Herzschlagkomponenten, bleiben unberücksichtigt und führen zu erheblichen Bildqualitätsverlusten (Abb. 2).

Bewegungsschätzung und bewegungskompensierte Bildrekonstruktion Ein verbesserte Rekonstruktion bewegter Herzstrukturen gelingt mit bewegungskompensierenden Rekonstruktionsverfahren. Diese Verfahren berücksichtigen während der Aufnahmezeit die Herzbewegung mittels eines Bewegungsmodells. Mit diesem Ansatz können Algorithmen formuliert werden, welche eine deutlich verbesserte Bildqualität ergeben. Die erreichbare Bildqualität hängt dann maßgeblich von Art und Güte der Schätzung der unbekannten Objektbewegung ab. Diese Bewegungsschätzung ist Aufgabe eines separaten Forschungsgebietes.

Die Bewegung wird parametrisch beschrieben, so dass die Bewegung der betrachteten Strukturen erfasst werden kann. Diese Erfassung, welche als Bewegungsmodell bezeichnet wird, erfolgt durch eine Funktion $M : \mathbb{N} \times \mathbb{R}^3 \times \mathbb{R}^K \mapsto \mathbb{R}^3$. Sie transformiert ein Voxel der bewegten Struktur aus dem virtuellen, d.h. gedachten Ruheort $\mathbf{x}$ an den realen, d.h. beobachteten Ort $\mathbf{x}'$. Es ist $\mathbf{x}' = M(i, \mathbf{x}, \mathbf{s})$. Hierbei kennzeichnet i das 2D-Röntgenbild aus der i -ten Blickrichtung (i -tes Projektionsbild) und der K -dimensionale Vektor $\mathbf{s}$ beinhaltet die Bewegungsparameter. Sie stellen das Bewegungsmodell dar. In der Literatur wurde eine Vielzahl von Bewegungsmodellen diskutiert. Zumeist wurde Vorwissen aus einer oder aus mehreren phasenkorrelierten EKG-Gating-Rekonstruktionen verwendet. Die Bewegungsmodellparameter wurden durch eine 3D-3D-Registrierung der Phasenbilder oder durch eine 2D-3D-Registrierung der gemessenen Projektionsbilder mit einem rekonstruierten 3D-Bild bestimmt. In diesen Verfahren hängt die Güte der Bewegungsschätzung von der Bildqualität der EKG-Gating-Rekonstruktion ab. Die Insensitivität der Gating-Rekonstruktion auf nichtperiodische Herzbewegungen erweist sich hierbei als nachteilig.

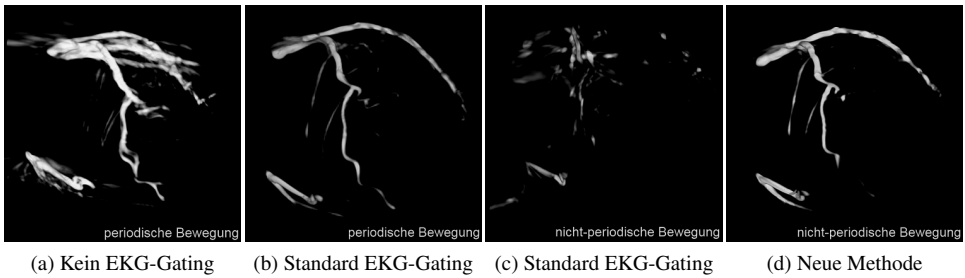


Abbildung 2: Beispiel für den Einfluss von nicht-periodischer Bewegung auf eine Rekonstruktion mit EKG-Gating. Ein simulierter Datensatz der CAVAREV-Plattform [RLKH10] wurde mit periodischer Bewegung ohne (a) und mit EKG-Gating (b) rekonstruiert. Durch das EKG-Gating kann der Bewegungszustand eingefroren und ein gutes Bildergebnis erzielt werden. Für den selben Datensatz bei nicht-periodischer Bewegung (c) schlägt diese Strategie fehl. Im Vergleich dazu kann der in dieser Arbeit entwickelte Algorithmus für nicht-periodisches EKG-Gating (d) ein Ergebnis vergleichbar mit der Qualität bei periodischer Bewegung erzielen.

2 Beiträge zum Fortschritt der Forschung

Die in der Literatur diskutierten Algorithmen zur Rekonstruktion bewegter Herzstrukturen erfüllen nicht die in Abschnitt 1.2 dargelegten Anforderungen. Die Aufgabe dieser Arbeit bestand darin, Rekonstruktionsmethoden zu entwickeln, welche den Anforderungen im klinischen Umfeld genügen. In diesem Abschnitt wird ein Überblick über die wichtigsten Ergebnisse dieser Dissertation gegeben.

2.1 EKG-Gating bei nicht-periodischen Bewegungsmustern

In Abschnitt 1.3 wurde ausführlich die Methode des EKG-Gatings diskutiert. Sie bildet auf unterschiedliche Weise die Grundlage aller existierenden Algorithmen zur Bewegungsschätzung und Bewegungskompensation. So auch in dieser Dissertation. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde unter anderem ein Hauptkritikpunkt des EKG-Gating aufgegriffen und ein Lösungsvorschlag dazu erarbeitet.

Eine Aufgabe dieser Arbeit bestand darin, ein algorithmisches Verfahren zu entwickeln, das es erlaubt, EKG-Gating selbst bei nicht-periodischen Bewegungsmustern zu verwenden. Zudem sollte dieser Algorithmus robust, zuverlässig und schnell, d.h. klinisch einsatzfähig, sein. Abbildung 2 zeigt in einem Beispiel aus einer Phantomstudie den desaströsen Einfluss aperiodischer Bewegungen. In der Regel wird in jeder Art von Herzbewegung ein gewisser Grad von Periodizität vorhanden sein. Durch EKG-Gating bleiben jedoch nicht-periodische Anteile, wie z.B. Atembewegung, erhalten. Folglich ist in dieser Arbeit vorgeschlagen worden, diese übrigen Bewegungsanteile zu schätzen und die Bildrekon-

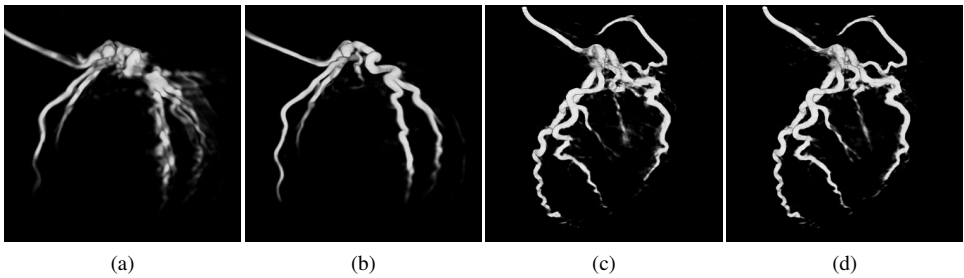


Abbildung 3: Beispiele für die 3D Rekonstruktion aus allen Projektionsdaten mit Bewegungsschätzung und Kompensation (vgl. Abschnitt 2.2) für verschiedene Methoden der Referenzbilderstellung f_r . Im linken Datensatz ist eine starker Anteil von nicht-periodischer Bewegung vorhanden, der zu einer starken Verwischung der Gefäße im Fall eines Referenzbildes unter Zuhilfenahme von Standard EKG-Gating führt (a). Bei einem anderen Datensatz (c) ist dieser Effekt nicht bemerkbar da er offenbar keine signifikanten nicht-periodischen Bewegungsanteile enthält. Durch die Verwendung des nicht-periodischen EKG-Gatings kann die Bildqualität in beiden Fällen (b) und (d) zum Teil erheblich verbessert werden.

struktion bewegungskompensiert durchzuführen. In der Literatur wurde bereits gezeigt, dass nicht-periodische Bewegungsanteile (z.B. die Atmung) durch einfache Bewegungsmodelle, beispielsweise durch die Klasse der affinen Bewegungen, beschrieben werden können.

Anhand des EKG-Signals werden gleichmäßig verteilte zeitliche Kontrollpunkte gesetzt. Jedem Zeitpunkt werden zwölf Parameter zugeordnet, welche eine globale affine Transformation des zu betrachtenden Volumenbildes erlauben. Diese Parameter beschreiben bekanntermaßen Rotation, Skalierung, Translation und Scherung. Mit diesen affinen Transformationsparametern kann also der Bewegungszustand des Volumenbildes zu einem Zeitpunkt errechnet werden. Die Bewegung zu einem beliebigen Zeitpunkt wird dann über eine kubische B-Spline-Interpolation zwischen den affinen Parametern zu gegebenen Zeitpunkten berechnet. Die Gesamtzahl K der Parameter ist 12 mal die Anzahl der Zeitpunkte.

Für die optimale Parameterwahl erwies es sich als entscheidend, die Bildqualität des Rekonstruktionsergebnisses zu bewerten. Eine solche Bildbewertung erfolgt in iterativen Algorithmen, welche jedoch die Nachteile langer Rechenzeiten und erhöhter Komplexität haben. Um diese gravierenden Nachteile zu vermeiden, wird in dieser Dissertation vorgeschlagen, die Bildrekonstruktion mit schnellen analytischen Algorithmen durchzuführen und die anschließende Bildbewertung aus iterativen Algorithmen zu übernehmen. Zur Bestimmung der Bildqualität wird das rekonstruierte Volumenbild aus sämtlichen Aufnahmepositionen reprojiziert. Die somit erhaltenen künstlichen Projektionsbilder werden mit den gemessenen Projektionsbildern verglichen. Beste Übereinstimmung der beiden Projektionsbildserien wird bei der optimalen Parameterwahl erhalten.

Zur Berechnung der Rekonstruktion f und der Reprojektion r werden bewegungskom-

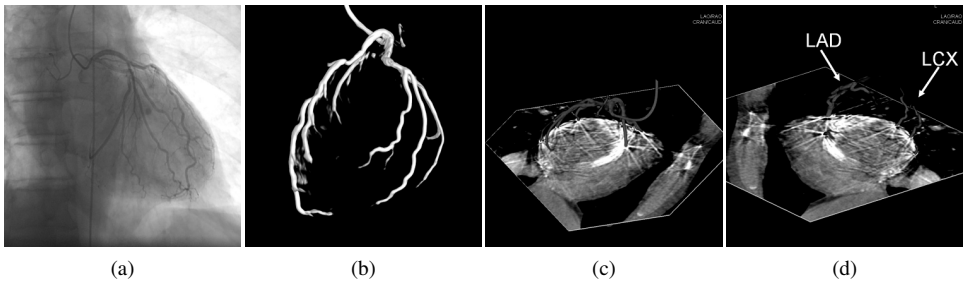


Abbildung 4: Beispiele für die Darstellung von Weichteilkontrasten mit den entwickelten Algorithmen am Beispiel der Myokardperfusion. Aus den gemessenen Projektionsdaten (a) wird ein bewegungskompensiertes 3D Bild aus allen Projektionsdaten berechnet. Das 3D Bild kann als Volume Rendering (b) oder als Schichtbild dargestellt werden. Durch eine geeignete Visualisierung des 3D Volume Rendering und eines Schichtbildes kann ein Zusammenhang von Gewebeversorgung und Gefäßabschnitt hergestellt werden (c), (d).

pensierte Komponenten verwendet. Die Lösung des Optimierungsproblems ist durch die hohe Anzahl der Parameter relativ komplex. Im Rahmen der Arbeit konnte gezeigt werden, dass es mit Hilfe eines stochastischen Koordinatenabstiegs möglich ist, nicht-periodische Herzbewegungen zu schätzen. In Abhängigkeit vom Grad der Nichtperiodizität kann die Berechnungszeit zwischen 1 bis 10 Minuten variieren. Ein Beispielresultat aus einer Phantomstudie ist in Abb. 2 gezeigt. Die Ergebnisse aus diesem Abschnitt wurden auf internationalen Fachkonferenzen vorgestellt, z.B. [RLBH10].

2.2 Bewegungsschätzung und Rekonstruktion bei nicht-periodischen Bewegungen

Ein bestehender Nachteil des EKG-Gatings ist die Tatsache, dass wegen der herzphasenbezogenen Auswahl von Projektionsbildern, Projektionsbilder ausgelassen werden. Dies bedeutet eine geringe Winkelabtafung längs der Aufnahmetrajektorie. In den rekonstruierten Bildern zeigt sich dies als unzureichende Weichteilauflösung. Eine verbesserte Weichteilauflösung wird erzielt, wenn sämtliche aufgenommenen Projektionsbilder zur Bildrekonstruktion verwendet werden. Mit Hilfe von Algorithmen zur Bewegungsschätzung und von bewegungskompensierender Rekonstruktion, sollte eine hohe Bildqualität erzielt werden können. Existierende Algorithmen nehmen jedoch Periodizität an und haben sehr lange Berechnungszeiten.

Die Hauptaufgabe dieser Dissertation bestand darin, einen neuen Algorithmus zu entwickeln, der sämtliche Projektionsdaten verwendet, keine Periodizität annimmt und kurze Rechenzeiten hat. Die EKG-Gating-Rekonstruktion ermöglicht es, die wesentlichen morphologischen Strukturen zu berechnen. Nach Segmentierung der hochkontrastigen Objekte in einem solchermaßen berechneten Volumenbild erhält man ein dünn besetztes Volumen. Es dient als Referenzbild und sei mit f_r bezeichnet. Das Referenzbild wird nun genutzt,

um eine neuartige Zielfunktion zu definieren. Sie soll dazu dienen, ein Bewegungsmodell zu berechnen, so dass die Intensität der Strukturen des Referenzbildes durch die bewegungskompensierte Rekonstruktion maximiert wird. Dieses Vorgehen erklärt sich wie folgt: durch die Bewegung werden Strukturen verwischt und ihr Intensitätswert nimmt ab. Wird die Bewegung richtig geschätzt, sollte der Intensitätswert ansteigen. Formal lässt sich dieser Sachverhalt als Optimierungsproblem mit einem Korrelationsmaß als Zielfunktion formulieren.

$$\hat{s} = \arg \max_{s \in \mathbb{R}^K} \sum_{x \in \mathcal{V}} f_r(x) \cdot f(x, s), \quad (1)$$

Hierbei ist f das rekonstruierte Volumen aus einer bewegungskompensierten Rekonstruktion. Das Volumen hängt natürlich von den Bewegungsparametern s ab. Die vorgeschlagene Formulierung des Optimierungsproblems hat mehrere Vorteile. Zunächst lässt sich erkennen, dass die relevante Menge der Bildvoxel des Volumens $\mathcal{V}$, die einen Beitrag zur Zielfunktion leisten, auf Werte $f_r(x) > 0$ beschränkt ist. Das Referenzbild ist dünnbesetzt. Im Falle von Koronararterien beträgt die Anzahl der nichtverschwindenden Werte weniger als 1% der Voxelanzahl. Des weiteren kann eine analytische Ableitung $\frac{\partial f(x, s)}{\partial s}$ des rekonstruierten Volumens f nach den Bewegungsmodellparametern berechnet werden. Es kann zudem gezeigt werden, dass es sich bei Gl. (1) um ein konvexes Optimierungsproblem handelt, für das zuverlässige und schnelle Optimierungsverfahren existieren. Das der Optimierung zugrundegelegte Bewegungsmodell ist ein raumzeitliches Modell, in dem sich die Ortsverschiebungen zu jedem Zeitpunkt aus einem 4D-Tensorprodukt quadratischer B-Splines errechnen. Im Rahmen der Arbeit konnte gezeigt werden, dass ein Bewegungsfeld mit $K \approx 20\,000$ Parametern ausreicht, um eine nicht-periodische Herzbewegung zu erfassen und ein Volumenbild mit hoher Bildqualität zu rekonstruieren. Der Algorithmus wurde für die Ausführung auf der Grafikkarte vollständig in CUDA implementiert. Er benötigt je nach Bewegungsstärke eine Rechenzeit von 4 bis 10 Minuten. Zwei repräsentative klinische Beispiele zeigen die hohe Bildqualität, die mit dem entwickelten Verfahren erzielt werden kann (Abb. 3). Die Entwicklung, Auswertung und Implementierung des Verfahrens wurden in Zeitschriftenartikeln, z.B. [RLB⁺10] und auf internationalen Fachkonferenzen, z.B. [RLPH09] vorgestellt.

2.3 Offene Plattformen und Benchmarks: CAVAREV und RabbitCT

Es ist ein Anliegen unserer Arbeitsgruppe, Forschungsarbeiten und -resultate in nachvollziehbarer Form zu veröffentlichen. Demzufolge war es im Rahmen dieser Doktorarbeit selbstverständlich, veröffentlichte Datensätze und bekannte Auswerteverfahren zu verwenden. Im jungen Forschungsgebiet der C-Bogen-CT waren zu Beginn der Arbeit solche Quellen nicht verfügbar. Sie wurden im Rahmen dieser Dissertation entwickelt und bereitgestellt. RabbitCT [RKHH09] ist die erste öffentliche und frei verfügbare Online-Plattform (www.rabbitct.com) zur objektiven Auswertung der Berechnungsgeschwindigkeit von C-Bogen-CT-Rekonstruktionsalgorithmen. Die CAVAREV Plattform (www.cavarev.com) [RLKH10] wurde mit dem Ziel entwickelt, eine realistische Bewertung der Rekonstruktionsqualität von Herzstrukturen in der C-Bogen-CT zu gewinnen.

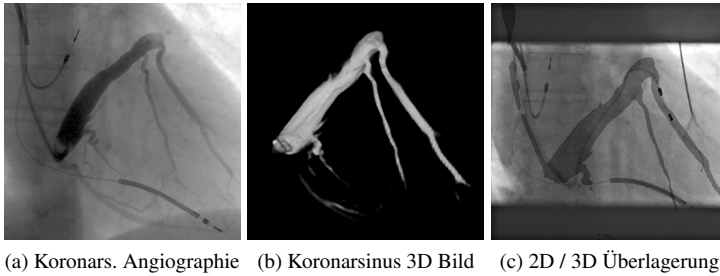


Abbildung 5: Beispiel für die Integration des klinischen Prototypen in den Arbeitsablauf einer Herzschrittmacherimplantation. Zuerst wird ein Projektionsdatensatz aufgenommen (a). Er wird genutzt um ein bewegungskompensiertes 3D Bild (b) zu berechnen. Während des operativen Eingriffs wird das 3D Bild mit den 2D Bilddaten überlagert (c).

3 Klinischer Prototyp und Fallbeispiele

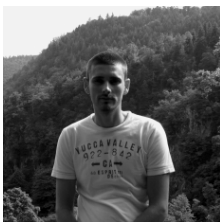
Die entwickelten Verfahren wurden in Zusammenarbeit mit der Innovationsabteilung des Geschäftsbereiches AX der Siemens AG, Healthcare Sector, Forchheim, in einem klinischen Prototyp vereint. Die bisher gezeigten Beispiele haben sich auf die Darstellung der Koronararterien konzentriert. Dies ist bei weitem nicht das einzige Einsatzgebiet. Zum Abschluss dieser Arbeit, werden zwei weitere klinische Anwendungen aufgezeigt.

Darstellung von Myokardperfusion und Anatomie Die funktionelle Analyse von Myokardgewebe ist ein wesentlicher Bestandteil der Diagnostik von Patienten mit koronarer Herzerkrankung. In neuesten Studien wurde gezeigt, dass auch C-Bogen-CT-Bilder für die Analyse herangezogen werden können. Durch Kontrastmittelgabe während des Rotationslaufs zeigen hypoperfundierte Myokardbereiche im 3-D Bild eine verringerte Signalanreicherung. Wie wir zeigen konnten, ermöglichen die entwickelten Methoden die gleichzeitige Darstellung der Myokardperfusion und der Morphologie des Gefäßbaumes (Beispiel in Abb. 4). Das Verfahren erlaubt die direkte Zuordnung der unterversorgten Gebiete des Herzgewebes zu den betreffenden zuführenden Herzgefäßen.

Navigation während einer Schrittmacherimplantation Elektrophysiologische Störungen können die Pumpleistung des Herzens stark einschränken. Ein Beispiel ist die nicht-synchrone Kontraktion der Herzventrikel. Durch die Implantation eines speziellen Herzschrittmachersystems können diese Probleme reduziert werden. Der Zugang einer der Elektroden geschieht im venösen Koronarbaumsystem (Koronarsinus). Das Auffinden einer geeigneten Zielvene ist oft schwierig und zeitaufwändig. Zur Navigation des Eingriffs wird häufig Kontrastmittel gespritzt, um die Gefäßanatomie darzustellen. In mehreren Studien, z.B. [GNR⁺11] konnten wir zeigen, dass mit Hilfe des entwickelten Prototyps auch das venöse Gefäßsystem dargestellt werden kann (Beispiel in Abb. 5). Durch die Analyse der Gefäßanatomie kann Kontrastmittel gespart und können bessere C-Bogen-Positionen für die Arbeit am Patienten gewählt werden.

Literatur

- [GNR⁺11] Klaus-Jürgen Gutleben, Georg Nölker, Guido Ritscher, Harald Rittger, Christopher Rohkohl, Günter Lauritsch, Johannes Brachmann und Anil Martin Sinha. Three-dimensional coronary sinus reconstruction-guided left ventricular lead implantation based on intraprocedural rotational angiography: a novel imaging modality in cardiac resynchronization device implantation. *Europace*, 13(5):675–682, 2011.
- [RKHH09] Christopher Rohkohl, Benjamin Keck, Hannes Hofmann und Joachim Hornegger. RabbitCT - an open platform for benchmarking 3D cone-beam reconstruction algorithms. *Medical Physics*, 36(9):3940–3944, 2009.
- [RLB⁺10] Christopher Rohkohl, Günter Lauritsch, Lisa Biller, Marcus Prümmer, Jan Boese und Joachim Hornegger. Interventional 4D motion estimation and reconstruction of cardiac vasculature without motion periodicity assumption. *Medical Image Analysis*, 14(5):687–694, 2010.
- [RLBH10] Christopher Rohkohl, Günter Lauritsch, Lisa Biller und Joachim Hornegger. ECG-Gated Interventional Cardiac Reconstruction for Non-Periodic Motion. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2010*, Jgg. 6361 of *Lecture Notes in Computer Science*, Seiten 151–158, Beijing, China, September 2010. Springer.
- [RLKH10] Christopher Rohkohl, Günter Lauritsch, Andreas Keil und Joachim Hornegger. CAVA-REV - an open platform for evaluating 3D and 4D cardiac vasculature reconstruction. *Physics in Medicine and Biology*, 55(10):2905–2915, 2010.
- [RLPH09] Christopher Rohkohl, Günter Lauritsch, Marcus Prümmer und Joachim Hornegger. Interventional 4-D Motion Estimation and Reconstruction of Cardiac Vasculature without Motion Periodicity Assumption. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2009*, Jgg. 5761 of *Lecture Notes in Computer Science*, Seiten 132–139, London, UK, September 2009. Springer.
- [RRL⁺09] Johannes Rieber, Christopher Rohkohl, Günter Lauritsch, Harald Rittger und Oliver Meissner. Application of C-arm computed tomography in cardiology (Kardiale Anwendung der C-Arm-Computertomographie). *Der Radiologe*, 49(9):862–867, September 2009.



Christopher Rohkohl hat sein Grundstudium der Informatik an der Universität Magdeburg (2006) abgeschlossen. Das Hauptstudium zum Diplom-Informatiker mit den Schwerpunkten Mustererkennung und medizinischer Bildverarbeitung schloss er (2008) an der Universität Erlangen-Nürnberg ab. Anschließend bekam er ein Stipendium für eine Doktorandenstelle bei Prof. Dr.-Ing. Joachim Hornegger am Lehrstuhl für Mustererkennung der Universität Erlangen-Nürnberg. Dort bearbeitete er in den folgenden zwei Jahren ein Forschungsprojekt zur bewegungskompensierten 3D-

Rekonstruktion von Herzgefäßen in Zusammenarbeit mit der Siemens AG, Healthcare Sector, das mit der Promotion zum Doktor-Ingenieur (2010) abgeschlossen wurde. Momentan ist er als freier Mitarbeiter für den Lehrstuhl für Mustererkennung und die Siemens AG, Healthcare Sector, tätig.