

Verbesserte Visualisierung der Koronararterien in MSCT-Daten mit direkter Vergleichbarkeit zur Angiographie

Christina Lacalli¹, Marion Jähne², Stefan Wesarg²

¹Abteilung Cognitive Computing & Medical Imaging, Fraunhofer IGD Darmstadt

²Graphisch-Interaktive Systeme, Technische Universität Darmstadt

`christina.lacalli@igd.fraunhofer.de`

Kurzfassung. In diesem Beitrag stellen wir neue, automatisierte Verfahren zur Visualisierung der Koronararterien einerseits und für eine direkte Vergleichbarkeit mit konventionellen Angiogrammen andererseits vor. Unser Ansatz umfasst Methoden für die automatische Extraktion des Herzens aus kontrastverstärkten CT-Daten, sowie für die Maskierung grosser kontrastmittelgefüllter Kavitäten des Herzens, um die Sichtbarkeit der Koronararterien bei der Darstellung mittels Volumenrendering zu verbessern. Zum direkten Vergleich mit konventionellen Angiographien wurde ein Verfahren zur automatischen Generierung von Projektionsansichten aus den CT-Daten entwickelt.

1 Einleitung

Bis heute stellt die invasive Koronarangiographie den *Goldstandard* in der Analyse der Koronararterien dar. Die neueste Generation der MSCT-Scanner ermöglicht eine schonendere, nicht-invasive Untersuchung, wobei sich die Frage stellt, inwieweit die auf den CT-Daten basierenden Analyseergebnisse mit dem etablierten Verfahren konkurrieren können. Dies verlangt nach einer direkten Vergleichsmöglichkeit der beiden Modalitäten.

Ein allgemeines Problem bei der Visualisierung von kardiologischen CT-Daten mittels Volumenrendering ist die eingeschränkte Sichtbarkeit auf das Herz und die Koronararterien. Eine einfache und in der klinischen Praxis angewandte Lösung ist ein manuelles, aber zeitaufwendiges Beschneiden der CT-Daten. Es existieren bereits Verfahren zur automatischen Extraktion des Herzens [1, 2]. Im Gegensatz zu diesen Ansätzen verwenden wir weniger Annahmen über die Lage des Herzens.

Eine direkte Vergleichsmöglichkeit zwischen CT-Daten und Angiogrammen erfordert jedoch eine Darstellungsform, bei der beide Daten einander entsprechen. Eine Möglichkeit ist die 3D-Rekonstruktion der Koronararterien aus multiplanaren Angiogrammen und der Vergleich derselben mit dem aus den CT-Daten segmentierten Gefäßbaum [3, 4, 5]. Umgekehrt ist es möglich, den aus den CT-Daten extrahierten Gefäßbaum auf eine Bildebene zu projizieren [6]. Wir stellen eine alternative, automatisierte Methode vor, die ohne explizite Segmentierung,

aus den CT-Daten sogenannte *Digitally Reconstructed Radiographies* (DRRs) generiert.

2 Material und Methoden

Im Folgenden beschreiben wir unsere beiden Methoden für die verbesserte Visualisierung der Koronararterien in volumengerenderten CT-Daten. Wir zeigen, wie eine dem Angiogramm ähnliche Projektionsansicht aus den CT-Daten generiert werden kann, um eine direkte Vergleichbarkeit zwischen den beiden Modalitäten zu ermöglichen. Abb. 1 gibt eine Übersicht über die einzelnen Verfahren.

2.1 Extraktion des Herzens

Bei der Visualisierung kardiologischer CT-Daten ohne Vorverarbeitung stören anatomische Strukturen (Rippen, Brustbein) die Sicht auf das Herz (Abb. 1 (a)). Wir präsentieren eine Methode mit der diese Strukturen zuvor entfernt werden, um eine störungsfreie Sicht auf das Herz zu erhalten.

Die Grauwerte in den CT-Daten korrelieren mit den anatomischen Strukturen. Mit Otsu's automatischem Schwellwertverfahren [7] teilen wir die Original CT-Daten in drei Grauwertklassen ein. Die dunkelste Grauwertklasse entspricht Luft, die mittlere Fett- und Muskelgewebe und die hellste entspricht Knochen und den kontrastmittelgefüllten Kavitäten. In den axialen Schichten wird der Schwerpunkt über die beiden hellsten Grauwertklassen berechnet.

Vom berechneten Schwerpunkt wird ein radiales Suchstrahlmuster [8] ausgesendet, um die äußere Begrenzung des Herzens zu ermitteln. Klare hell-dunkel Übergänge werden detektiert. An Bereichen an denen das Herz angewachsen ist (Aorta, Brustbein) sind die Suchstrahlen zu lang und werden mittels Strahl-längeninterpolation korrigiert. Aus den Endpunkten der Suchstrahlen wird eine binäre Maske erzeugt, die in den Original CT-Daten die störenden äußeren Strukturen entfernt (Abb. 1 (b)).

2.2 Direkter Vergleich zwischen CT-Daten und Angiogrammen

Die Verwendung der Original CT-Daten für die DRR-Generierung führt zu Problemen hinsichtlich der Sichtbarkeit der Koronararterien in den erzeugten Projektionsansichten. Einerseits verdecken auch hier die umliegenden Knochenstrukturen die Sicht auf das Herz. Da das Kontrastmittel systemisch verabreicht wird, werden die Koronararterien zusätzlich durch die grossen Herzkavitäten (Ventrikel, Atria) überdeckt. Durch Anwendung der oben generierten Maske können die umliegenden Strukturen entfernt werden. Wir stellen nun ein Verfahren vor, das zusätzlich die störenden Herzkavitäten automatisch aus den CT-Daten entfernt.

Die kontrastmittelgefüllten Kavitäten wurden in 2.1 dem hellsten Grauwertbereich zugeordnet. Durch ein einfaches Thresholding erzeugen wir aus den gelabelten CT-Daten zunächst eine binäre Maske, die sowohl die grossen Kavitäten als auch die Koronararterien aus den CT-Daten entfernt. Unter Verwendung

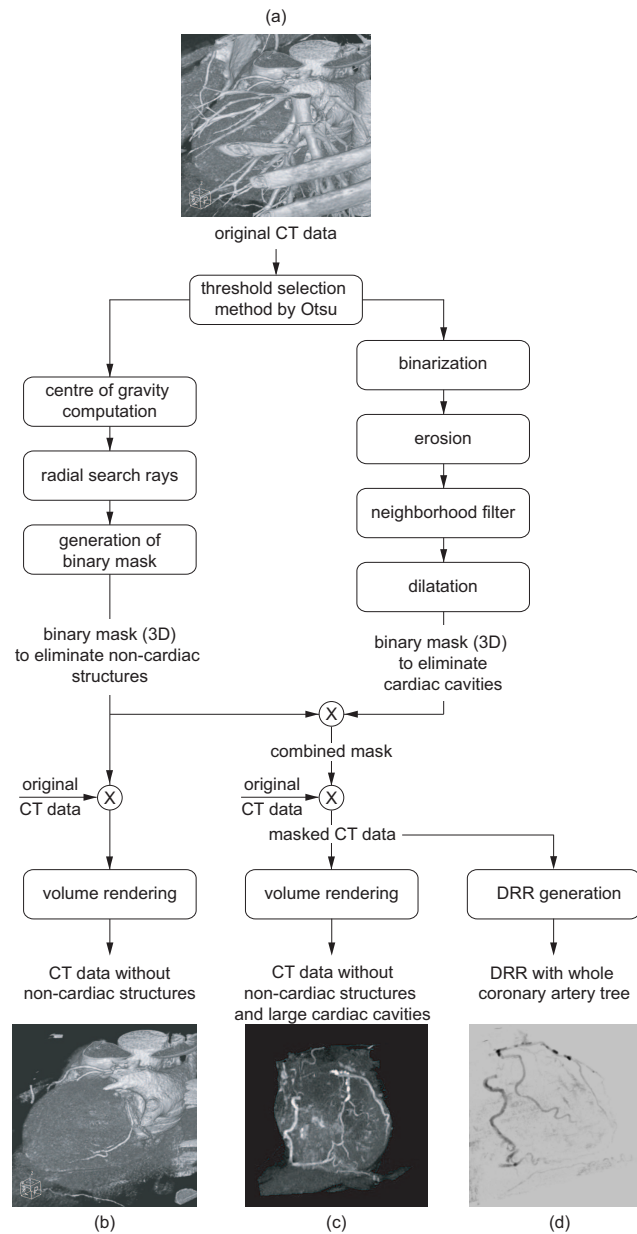


Abb. 1. (a) Original CT-Daten. (b) CT-Daten ohne störende äußere Strukturen. (c) CT-Daten ohne störende äußere Strukturen und ohne störende grosse Kavitäten. (d) Aus den maskierten CT-Daten generiertes DRR. Sowohl störende äußere Strukturen als auch störende grosse Kavitäten werden ausgeblendet

morphologischer Operatoren wird die binäre Maske so verändert, dass sie nur die kontrastmittelgefüllten Kavitäten, nicht aber die Koronararterien in den bereits in den Aussenbereichen des Herzens maskierten CT-Daten entfernt.

Die Erzeugung künstlicher Projektionsansichten aus den maskierten CT-Daten basiert auf einem perspektivischen Projektionsmodell. Die relevanten geometrischen Parameter, um aus den CT-Daten eine dem Angiogramm entsprechende Ansicht zu generieren, werden automatisch aus deren DICOM-Header bestimmt. Die Intensität eines jeden Pixels des zu generierenden DRRs wird durch Summation der Grauwerte aller Voxel entlang des virtuellen Röntgenstrahls berechnet.

3 Ergebnisse

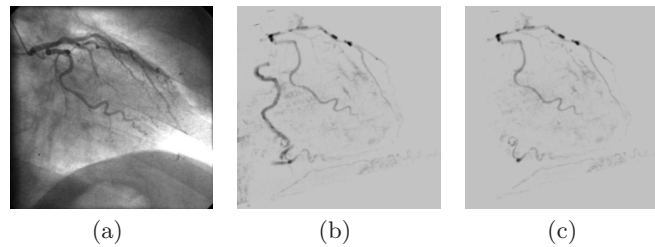
Die Verfahren zur Extraktion des Herzens und der erweiterten Maskierung wurden mit 25 CT-Datensätzen getestet. Dabei konnten jeweils in einem einzigen Verarbeitungsschritt die das Herz umgebenden Strukturen, als auch störende Herzkavitäten erfolgreich ausmaskiert werden (Abb. 1 (b) und (c)). Die Generierung der DRRs wurde für solche 8 Datensätze getestet, für die entsprechende Angiogramme vorlagen, und lieferte in 5 von 8 Fällen morphologisch äquivalente Ansichten der Koronararterien zu denen in konventionellen Angiogrammen (Abb. 2 (b)). Insgesamt lag die Bearbeitungszeit bei durchschnittlich 7 bis 11 Sekunden (2 GHz AMD Athlon).

4 Diskussion

Die Extraktion des Herzens und die Maskierung der grossen, kontrastmittelgefüllten Kavitäten ermöglichen dem Radiologen eine störungsfreie Sicht auf das Herz und die Koronararterien in volumengerenderten CT-Daten. Eine einfache, direkte Vergleichsmöglichkeit, um Korrespondenzen zwischen pathologischen Strukturen zu finden, wird dem Radiologen durch die Erzeugung von DRRs gegeben.

Im Gegensatz zu [1] finden wir die äussere Herzbegrenzung ausgehend von dem automatisch bestimmten Mittelpunkt des Herzens. Wir benötigen daher weniger Vorwissen über die Lage des Herzens in den CT-Daten. Damit ist unser Ansatz flexibler für unterschiedliche Fields-of-View einsetzbar. [2] bestimmen zunächst einige Punkte innerhalb des Herzens und einige Punkte ausserhalb des Herzens. Dabei gehen sie jedoch davon aus, dass die Rippen symmetrisch um das Herz verteilt sind. Da die Bildakquisition in der klinischen Routine nicht standardisiert ist, ist jedoch nicht immer der komplette Brustkorb in kardiologischen CT-Daten enthalten. Dies könnte ein Grund dafür sein, warum die Initialisierung nicht immer gelingt. Der Vorteil der vorgestellten DRR-Generierung ist neben der automatisierten Berechnung, dass wir ohne vorhergehende Segmentierung des Gefäßbaumes, weder in den CT-Daten noch in den Angiogrammen, auskommen.

Abb. 2. (a) Konventionelles Angiogramm der linken Koronararterie (RAO 30.9 / CRAN 0.1). (b) Aus den maskierten CT-Daten generiertes DRR. Der gesamte Gefäßbaum ist sichtbar. (c) Um nur die linke Koronararterie darzustellen, werden die maskierten CT-Daten vor der Projektion geclippt



Da die CT-Daten vollständig in die Berechnungen der einzelnen Verfahren einfließen, hängt die Qualität der Ergebnisse von der Qualität der Original CT-Daten ab. Erfolgte beispielsweise die Rekonstruktion der CT-Daten zu einem Zeitpunkt, zu dem das Kontrastmittel ungleichmäßig verteilt war, ist eine klare Einteilung der kontrastmittelgefüllten Kavitäten in die hellste Grauwertklasse schwierig. Um derartige Probleme zu umgehen, ist es dem Radiologen möglich, Parameter, wie die Anzahl der Schwellwerte, anzupassen.

Derzeit arbeiten wir an einer Registrierung der erzeugten DRRs mit den entsprechenden Angiogrammen. Darauf aufbauend könnten Parameter aus der CT-Analyse direkt in die Angiogramme eingeblendet werden. Dies wäre ein weiterer Schritt, um das Vertrauen des Radiologen in das nicht-invasive Untersuchungsverfahren MSCT zu erhöhen.

Literaturverzeichnis

1. Lorenz C, Lessick J, Lavi G, et al. Fast automatic delineation of cardiac volume of interest in MSCT images. *Proc SPIE*. 2004 may;5370:456–66.
2. Funka-Lea G, Boykov Y, Florin C, et al. Automatic heart isolation for CT coronary visualization using graph-cuts. *Proc ISBI*. 2006; p. 614–7.
3. Großkopf S, Hildebrand A. Three-dimensional reconstruction of coronary arteries from X-ray projections. In: Lanzer P, editor. *Diagnostics of Vascular Diseases. Principles and Technology*. Berlin; Heidelberg: Springer; 1997. p. 307–14.
4. Sang N, Peng W, Li H, et al. 3D reconstruction of the coronary tree from two X-ray angiographic views. *Proc SPIE*. 2006;6144:1591–8.
5. Blondel C, Malandain G, Vaillant R, et al. Reconstruction of coronary arteries from a single rotational X-ray projection sequence. *IEEE Trans Med Imaging*. 2006;25:653–63.
6. Schnapauff D, Dübel H, Scholze J, et al. Multislice computed tomography: angiographic emulation versus standard assessment for detection of coronary stenoses. *Eur Radiol*. 2007;17:1858–64.
7. Otsu N. A threshold selection method from gray level histograms. *IEEE Trans Syst Man Cybern*. 1979;9:62–6.
8. von Berg L. Fast automated object detection by recursive casting of search rays. *Int Congress Series*. 2005;1281:230–5.