

3D-Rekonstruktion aus DSA-Projektionsdaten mittels diskreter Tomographie

Christoph Bodensteiner¹, Volker Martens¹, Stefan Schlichting²,
Norbert Binder¹, Rainer Burgkart³, Achim Schweikard¹

¹Institut für Robotik und kognitive Systeme, Universität zu Lübeck

²Klinik für Chirurgie, Universitätsklinikum Schleswig Holstein, Campus Lübeck

³Klinik für Sportorthopädie, Klinikum rechts der Isar, TU München

Email: bodensteiner@rob.uni-luebeck.de

Zusammenfassung. Mit Hilfe der diskreten Tomographie können unter bestimmten Voraussetzungen hochwertige Rekonstruktionen aus sehr wenigen Projektionen, welche auch über einen eingeschränkten Winkelbereich aufgenommen worden sind, errechnet werden. Dadurch kann eine signifikante Reduktion der Strahlenbelastung für Patient und Personal erzielt werden. So konnten Lebergefäßbäume aus jeweils 3-5 simulierten Projektionen nahezu exakt rekonstruiert werden. Des Weiteren wurden erste Versuche mit real aufgenommen Projektionsdaten durchgeführt. Dabei wurde die Robustheit dieser Rekonstruktionstechnik durch eine Kombination mit einem iterativen Rekonstruktionsverfahren (ART) deutlich gesteigert. Auf diese Weise konnten in der Praxis auftretende Inkonsistenzen besser berücksichtigt werden.

1 Einleitung

Zur Rekonstruktion mit Hilfe der diskreten Tomographie sind Projektionsbilder nötig, welche nur auf der Abschwächung einer diskreten Menge an Objekten beruhen. In der medizinischen Bildgebung ist diese Voraussetzung beispielsweise bei der digitalen Subtraktionsangiographie erfüllt, bei der korrespondierende Projektionspaare vor und nach Kontrastmittelgabe zu einer Projektion verrechnet werden. Durch diese Informationsreduktion können nun hochwertige 3D-Rekonstruktionen aus sehr wenigen Projektionen, welche auch nur über einen eingeschränkten Winkelbereich aufgenommen werden müssen, errechnet werden. Dadurch kann eine signifikante Reduktion der Strahlenbelastung für Patient und Personal erzielt werden. Es ist geplant diese Technik in Kombination mit einem roboterisierten C-Bogen [1, 2] zur intra-operativen Bildgebung und Navigation von Gefäßstrukturen zu benutzen.

2 Stand der Forschung und Fortschritt durch den Beitrag

Diskrete Tomographie mittels linearer Programmierung betrachtet analog zu algebraischen Rekonstruktionsmethoden das Rekonstruktionsproblem als Lösung

eines linearen (Un-)Gleichungssystems unter bestimmten Optimalitätskriterien. Hierbei wurden u.a. folgende Ansätze mittels linearer Optimierung vorgeschlagen [3, 4].

$$\text{(FSSV)} \min_{x \in \mathbb{R}^n} 0^T x, Ax = b, 0 \leq x_i \leq 1, \forall i \quad (1)$$

$$\text{(BIF)} \min_{x \in \mathbb{R}^n} -e^T x, Ax \leq b, 0 \leq x_i \leq 1, \forall i \quad (2)$$

Die Arbeiten von Weber et al. [5] erweitern diese Ansätze unter anderem um eine Regularisierung (3) zur Bevorzugung zusammenhängender Rekonstruktionsregionen als auch mit einer automatischen Bestimmung eines Binarisierungsschwellwertes.

$$\text{(R-BIF)} \min_{x \in \mathbb{R}^n} -e^T x + \frac{\alpha}{2} \sum_{\langle j,k \rangle} |x_j - x_k|, Ax \leq b, 0 \leq x_i \leq 1, \forall i \quad (3)$$

In der Praxis treten auf Grund von Messfehlern jedoch oft stark inkonsistente Rekonstruktionsprobleme auf. Aus diesem Grund führten wir vor der eigentlichen linearen Optimierung ART-Iterationen bis zur Konvergenz durch und berechneten anschließend Projektionsdaten mit gleicher Projektionsgeometrie aus der Least-Squares-Lösung des Rekonstruktionsgleichungssystems $Ax = b$. Auf diese Weise konnten auch mit unseren real akquirierten Daten gute Rekonstruktionsergebnisse erzielt werden, was mit herkömmlichen Methoden nicht möglich war. Darüber hinaus wurden die Algorithmen so angepasst, dass eine Aufspaltung mit einer senkrecht zur Rotationsachse und auf dem Isozentrum liegenden Ebene möglich ist. So kann bei entsprechenden Aufnahmen die Problemgröße reduziert werden.

3 Methoden

Für die Evaluation der Implementierungen wurden sowohl synthetisch erzeugte als auch real aufgenommene Röntgenbilder verwendet. Bei den simulierten Röntgenbildern (568x568) handelte es sich um MR- und CT-Aufnahmen der Leber von verschiedenen Patienten, in denen einzelne Gefäßbäume zur Planung von Leberresektionen heraussegmentiert worden waren (MeVis, Bremen). Aus den segmentierten Gefäßbäumen wurden 3-5 elementige Projektionsdatensätze generiert und der zugrunde liegende Gefäßbaum rekonstruiert.

Für die Versuche mit realen Projektionsdaten diente ein roboterisierter C-Bogen der Firma Ziehm Imaging. Aufgrund der bekannten Kinematik kann hier die Projektionsgeometrie aus Gelenkwinkeln bestimmt und auch für die nötigen Subtraktionsbilder wieder exakt angefahren werden.

So wurde ein Gefäß mit Schachfiguren aus verschiedenen Positionen vor und nach Kontrastmittelbefüllung (Imeron 300) aufgenommen (Abb. 1) und die logarithmierten Bilder voneinander abgezogen.

Abb. 1. Versuchsaufbau für den roboterisierten C-Bogen: Projektion ohne (links) und mit (Mitte) Kontrastmittel sowie Subtraktionsbild (rechts)

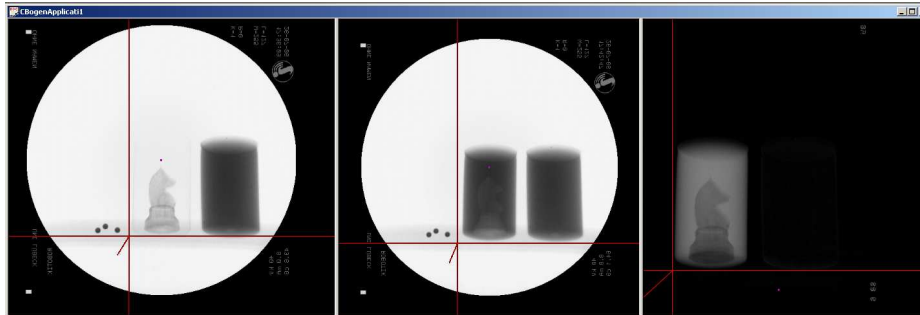
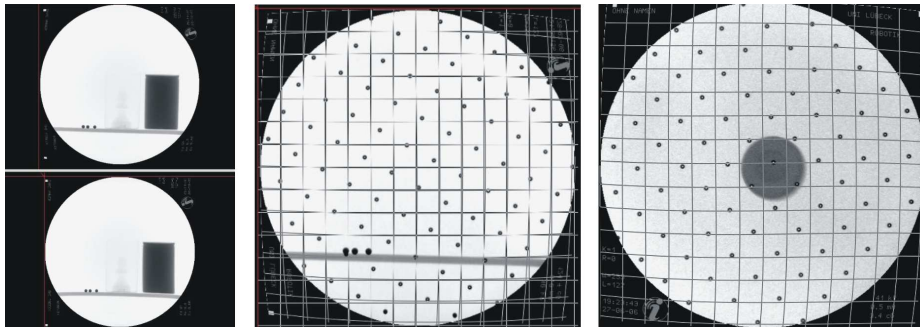


Abb. 2. Verzeichnungskorrektur mit Hilfe bivariater Polynome 5. Grades: Originalaufnahme (links unten), entzerrte Projektion (links oben) sowie Kalibrierphantomprojektionen



Um möglichst viele Fehlereinflüsse auszuschliessen, wurden die geometrischen Verzeichnungen in einem vorher durchgeführten Lauf mit einem am Bildverstärker angebrachten Kalibrierkörper bestimmt (Abb. 2) und mittels bivariater Polynome 5. Grades herausgerechnet [6].

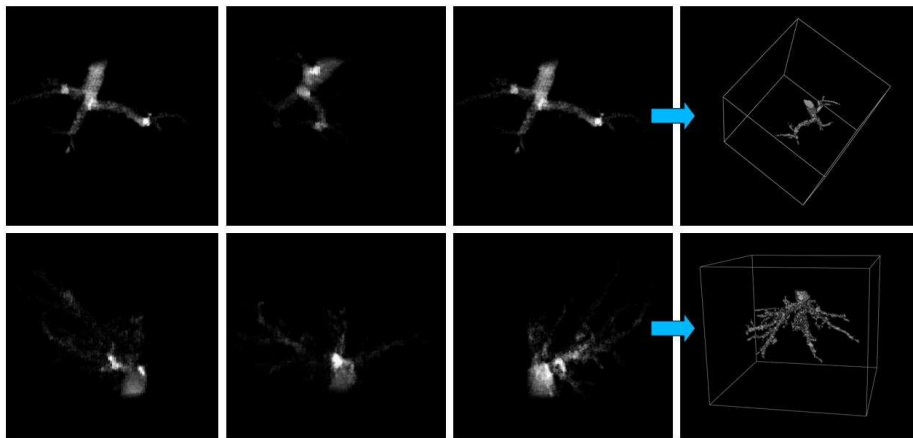
4 Ergebnisse

Da bei den simulierten Projektionen das ursprüngliche Volumen die Grundwahrheit darstellt, liess sich hier die Qualität der 3D-Rekonstruktion mit einem einfachen voxelweisen Vergleich evaluieren. Dabei konnten die Gefäßstrukturen (Rekonstruktionsvolumen der Größe 128^3) nahezu exakt rekonstruiert werden (Abb. 3). Die Rekonstruktionszeiten (Tab. 1) lagen je nach verwendetem Algorithmus und in Abhängigkeit der Gefäßbaumkomplexität, hinsichtlich der aufgetretenen Okklusionen, zwischen 15s und 28 min (CPLEX 10.0 - Barrier Opt - Dual Xeon 5160 - 3GHz, 16GB Ram).

Tabelle 1. Rekonstruktionsergebnisse mit synthetischen Projektionsdaten (3er-Teilungen-Gefäßbaum aus Fig. 3a/b mit 4 Threads. Fehlermaße [7]: relative mean (R), misplaced voxel (MV), shape error (SE), volume error (VE)

Datensatz / Optimierungsfkt.	max/min/med # Voxelfehler	R [%]	MV [%]	SE [%]	VE [%]	Rek.-Zeit [s] max/min/med	#
3a) / BIF (2)	567 / 1 / 35	1,12	0,56	1,15	0,46	200 / 15 / 51	179
3a) / R-BIF (3)	198 / 1 / 6	0,18	0,09	0,18	0,10	900 / 37 / 161	179
3b) / BIF (2)	657 / 154 / 248	3,49	1,75	3,54	2,52	471 / 132 / 194	175
3b) / R-BIF (3)	375 / 154 / 198	2,79	1,39	2,83	2,51	1636 / 391 / 609	175

Abb. 3. Rekonstruktionsergebnisse mit synthetischen Projektionen (DRRs): Projektionsdaten (links), rekonstruiertes 3D-Volumen (rechts)

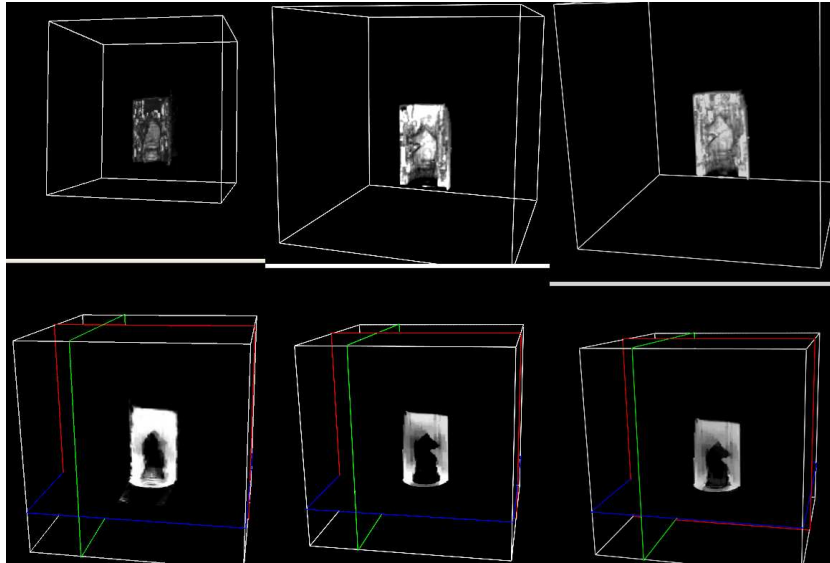


Bei real aufgenommenen Daten konnten erst mit Hilfe des kombinierten ART-Verfahrens gute Rekonstruktionsergebnisse erzielt werden, da aufgrund der Bauweise von mobilen C-Bögen ein Positionsfehler aufgrund von Verwindung auftritt. Auch ist der Fehlereinfluss durch Digitalisierung und Quantisierung der Projektionsdaten erheblich, was sich wiederum in Rekonstruktionsartefakten bemerkbar macht.

5 Diskussion

Obwohl das Problem der diskreten Tomographie schon sehr genau untersucht wurde, existieren immer noch sehr wenige praxistaugliche medizinische Anwendungen [7], was auf die fehlende Robustheit und die Berechnungskomplexität der einzelnen Verfahren zurückzuführen ist. So erwiesen sich auch hier die implementierten Algorithmen als sehr sensitiv im Bezug auf Positionierfehler und Rauschen in den Bildern. Aus diesem Grunde wird der Fokus unserer zukünftigen Arbeit vor allem auf der weiteren Verbesserung von Algorithmen im Bezug auf

Abb. 4. Rekonstruktionsergebnisse in Graustufen (ungerundet) [5]



Robustheit und Geschwindigkeit durch Parallelisierung liegen. So skalierten die verwendeten Algorithmen durch die Verwendung von mehreren Prozessorkernen sehr gut, was im Bezug auf kommende Multi-Core-Architekturen auf eine entsprechende Reduktion der Rekonstruktionszeit hoffen lässt.

Literaturverzeichnis

1. Binder N, Bodensteiner C, Matthäus L. Image guided positioning for an interactive C-arm fluoroscope. In: CARS. Springer, Osaka; 2006. 5–7.
2. Binder N, Matthäus L, Burgkart R, et al. A robotic C-arm fluoroscope. *Int Journal on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 2005;1(3):108–116.
3. Fishburn P, Schwander P, Shepp L, et al. The discrete radon transform and its approximate inversion via linear programming. *Discr Appl Math* 1997;(75):39–61.
4. Gritzmann P, de Vries S, Wiegelmann M. Approximating binary images from discrete X-Rays. *SIAM J Optimization* 2000;11:522–546.
5. Weber S, Schüle T, Hornegger J, et al. Binary tomography by iterating linear programs from noisy projections. In: IWCIA. Springer, Auckland; 2004.
6. Dötter M. Flouroskopiebasierte Navigation zur intraoperativen Unterstützung orthopädischer Eingriffe. Ph.D. thesis. Technische Universität München; 2006.
7. Herman GT, Kuba A. Discrete tomography in medical imaging. *Proceedings of the IEEE* 2003;91(10):1612–1626.