

Schnelle Zugangsplanung für die perkutane Punktion der Leber

Markus Engel¹, Alexander Seitel¹, Markus Fangerau¹, Boris A. Redeleff²,
Christof M. Sommer², Caroline Essert-Villard³, Claire Baegert³,
Hans-Peter Meinzer¹, Lena Maier-Hein¹

¹Abt. für Medizinische und Biologische Informatik, DKFZ Heidelberg

²Abt. für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Radiol. Klinik Heidelberg

³Laboratoire des Sciences de l'Image, de l'Informatique et de la Télédétection, Illkirch

m.engel@dkfz-heidelberg.de

Kurzfassung. Minimal-invasive Verfahren zur Krebsdiagnose und -therapie erfordern häufig das Einführen eines nadelförmigen Instrumentes in das Zielorgan. Um durch eine gut gewählte Nadeltrajektorie eine komplikationsfreie, schnelle Durchführung der Intervention zu erreichen, wurde in verwandten Arbeiten ein sogenanntes Constraint-Konzept für die automatische Zugangsplanung entwickelt, durch welches mögliche Insertionszonen auf der Haut berechnet und entsprechend einer Kostenfunktion bewertet werden. Um die Planung zu beschleunigen, stellen wir in diesem Beitrag eine grafikartenbasierte Implementierung des sogenannten Occlusion Constraints vor, welcher die Hautregionen als Insertionszonen ausschließt, deren Wahl mit der Durchquerung einer Risikostruktur verbunden wäre. Desweiteren zeigen wir retrospektiv anhand von sechs klinischen Fällen, bei denen eine suboptimale Nadeltrajektorie zu z.T. schweren Komplikationen führte, dass die Sicherheit für den Patienten durch eine automatische Planung drastisch erhöht werden kann.

1 Einleitung

Minimal-invasive Verfahren zur Krebsdiagnose und -therapie (z.B. Nadelbiopsien, Radiofrequenzablationen) lösen offene Verfahren aufgrund ihres schonenden Charakters in der klinischen Routine zunehmend ab. Diese Eingriffe erfordern typischerweise das Einführen eines nadelförmigen Instrumentes in das Zielorgan. Eine gut gewählte Nadeltrajektorie ist dabei essentiell für eine komplikationsfreie, schnelle Durchführung der Intervention. Die in der Literatur vorgestellten Ansätze zur computergestützten Planung beschränken sich hauptsächlich auf semi-automatische Methoden [1, 2, 3], welche eine gute Einschätzung gegebener Pfade seitens des Arztes voraussetzen. Die unser Kenntnis nach einzige vollautomatische Methode wurde von Baegert et al. [4] publiziert. Die Autoren ermitteln mögliche Insertionszonen auf der Haut mittels sogenannter Hard Constraints und bewerten deren Güte anhand sogenannter Soft Constraints (Abs. 2). Um die Planung zu beschleunigen, stellen wir in diesem Beitrag eine grafikartenbasierte Implementierung des Occlusion Constraints vor, welcher diejenigen

Hautregionen als Insertionszonen ausschließt, deren Wahl mit der Durchquerung einer Risikostruktur verbunden wäre. Desweiteren führen wir einen zusätzlichen Soft Constraint ein, der Trajektorien bevorzugt, die in der axialen CT-Schicht liegen. Schließlich zeigen wir retrospektiv anhand von sechs klinischen Fällen, bei denen eine suboptimale Nadeltrajektorie zu z.T. schweren Komplikationen führte, dass die Sicherheit für den Patienten durch eine automatische Planung drastisch erhöht werden kann.

2 Methoden

Das Constraint-Konzept zur automatischen Pfadplanung wird detailliert in [4] beschrieben und ist in Abb. 1 zusammengefasst. Um die Tatsache zu berücksichtigen, dass Trajektorien, die nahezu in einer axialen Schicht liegen, aufgrund einer leichteren Umsetzung der Planung vom Arzt bevorzugt werden, wurde der sog. In-Plane Constraint zu den Soft Constraints hinzugefügt. Desweiteren wurde eine effiziente Implementierung des Occlusion Constraints zwecks Laufzeitoptimierung entwickelt, wie im folgenden Abschnitt beschrieben wird.

2.1 Laufzeitoptimierung durch asynchrones Ansprechen der GPU

Die von Baegert et al. verwendete (nicht publizierte) Implementierung des Occlusion Constraints (OC) basiert auf den sog. Occlusion Queries (OQ). Dabei handelt es sich um ein Feature neuer Grafikkarten, das es ermöglicht, die Anzahl gezeichneter Pixel einer Struktur beim Rendering der Szene zu zählen. Um dies für die Pfadplanung zu nutzen, wird die (virtuelle) Kamera der Szene in den geplanten Zielpunkt (i.d.R. das Tumorzentrum) gesetzt und anschließend jedes Oberflächendreieck zwei mal gezeichnet (Abb. 2). Im ersten Durchgang (*Z-Puffer Überprüfung aus*) erhält man für das aktuelle Polygon die maximal zeichenbare Anzahl an Pixeln (entspricht keiner Verdeckung). Im zweiten Rendering (*Z-Puffer Überprüfung an*) erhält man die Anzahl nicht verdeckter, also von der Kameraposition aus sichtbarer Pixel. Die Differenz der beiden Werte dient zur Berechnung der Verdeckung des Polygons wie in Abb. 2 illustriert. Obwohl dieser Ansatz schon von der hohen Leistungsfähigkeit moderner Grafikkarte profitiert, besteht der Nachteil, dass CPU und GPU nicht parallel arbeiten: Die CPU wartet auf die GPU, während diese ein Polygon zeichnet, und die GPU wartet auf die CPU, während diese die Ergebnisse der OQ auswertet.

Zwecks Laufzeitoptimierung haben wir das Verfahren wie folgt erweitert: Initial wird ein Puffer von OQ angelegt, der solange ergänzt wird, bis alle Dreiecke gerendert wurden. Parallel liest die CPU nach und nach die Ergebnisse der bereits beendeten OQ aus, verarbeitet diese und leert sukzessive den Zwischenspeicher. Beide Einheiten können ihre Ressourcen dadurch maximal ausnutzen.

2.2 Evaluation

Die Evaluation der automatischen Pfadplanung wurde retrospektiv anhand von sechs klinischen Fällen (fünf Radiofrequenzablationen, eine Abszesspunktion)

durchgeführt, bei denen eine suboptimale Nadeltrajektorie zu schweren Komplikationen (Pneumothorax) führte. In jedem Datensatz wurden Tumor, Leber und Risikostrukturen (Abb. 1) segmentiert, und der geplante Zielpunkt wurde

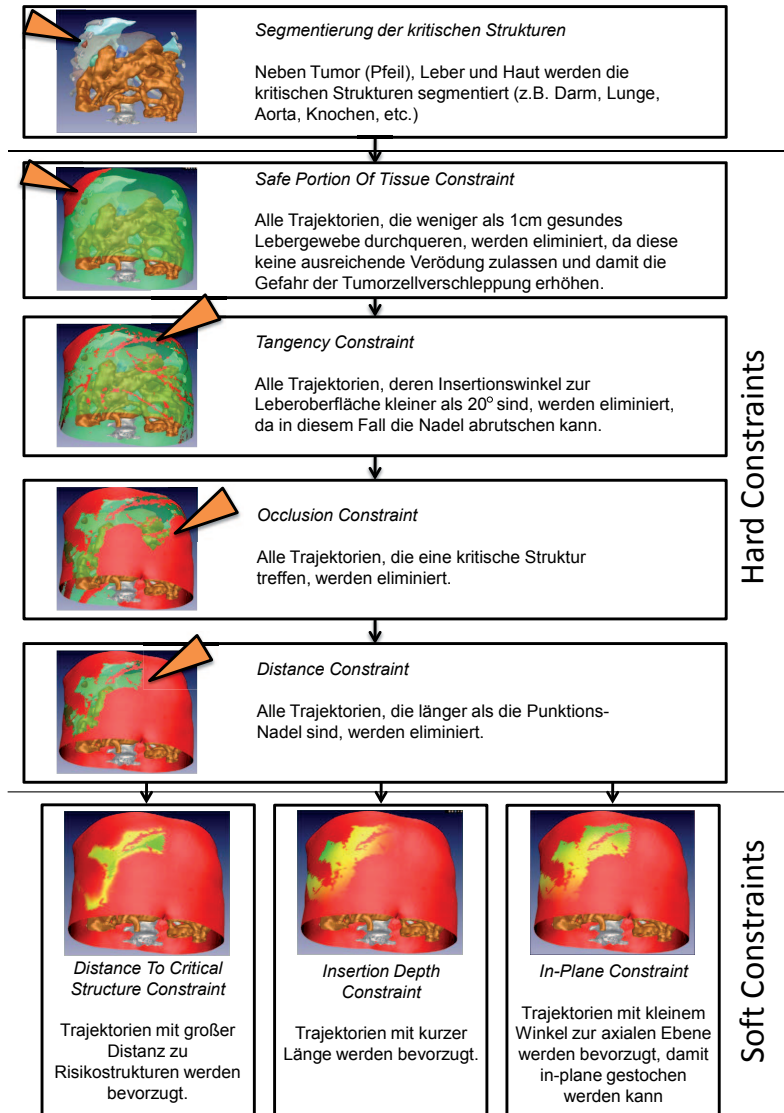


Abb. 1. Schematischer Ablauf der automatischen Pfadplanung. Nach der Segmentierung der Daten eliminieren die Hard Constraints alle verbotenen Bereiche der Haut (rot). Anschließend werden die verbleibenden Zonen durch die Soft Constraints bewertet und farblich kodiert (rot→grün).

Tabelle 1. Vergleich der durchschnittlichen Laufzeiten der einzelnen Constraints und deren Auswirkung auf die Fläche der verbleibenden, erlaubten Insertionszonen.

Constraint	ØLaufzeit [ms]	erlaubte Fläche isoliert [%]	erlaubte Fläche in Pipeline [%]
Safe Portion Of Tissue	1308 ±144	98 ±2	98 ±2
Tangency	93 ±12	98 ±0	96 ±5
Occlusion	2525 ±336	25 ±9	24 ±9
Distance	23 ±0	46 ±22	16 ±8

auf den Schwerpunkt des Tumors gesetzt. Zur Kompensation der Atembewegung wurde die Lunge um 1,2 cm in superior-inferior- und um jeweils 0,4 cm in anterior-posterior- und dexter-sinister-Richtung dilatiert. Die Performanz der anschließenden Pfadplanung wurde anhand der Laufzeit jedes Filters ermittelt. Desweiteren wurde der für den Eingriff tatsächlich gewählte Einstichspunkt auf den Planungsdatensatz registriert und ermittelt, ob dieser nach Berechnung der Hard Constraints zulässig gewesen wäre.

3 Ergebnisse

Tabelle 1 zeigt die durchschnittliche Laufzeit für jeden Hard Constraint, sowie den prozentualen Anteil der Hautoberfläche, der nach dessen Anwendung noch erlaubt ist. Die Laufzeit aller Hard Constraints liegt im Mittel unter 3 s.

Im Vergleich zu der von Baegert et al. verwendeten [4], synchronen Implementierung konnte eine Reduktion der Laufzeit um den Faktor 14,4 erreicht werden ($2,5 \pm 0,3$ s vs $36 \pm 8,9$ s). Die mittlere Laufzeit der Soft Constraints lag bei $9,1 \pm 5,4$ s (*Distance To Critical Structures*), $0,02 \pm 0$ s (*Insertion Depth und In-Plane*).

Laut der Evaluationsstudie wären drei der sechs in der Klinik gewählten Einstichspunkte unzulässig gewesen. Bei zwei weiteren Patienten war die Trajekto-

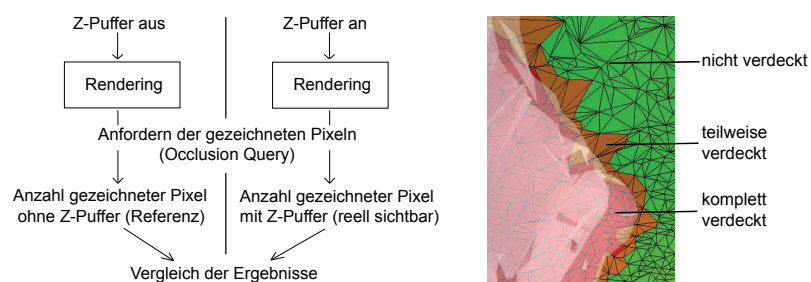


Abb. 2. Links: Schematische Darstellung der Implementierung der OC; rechts: Mesh der Haut farblich kodiert durch den OC mit transparenter Risikostruktur: komplett oder teilweise verdeckt → verboten; nicht verdeckt → erlaubt.

rie zwar zulässig, jedoch hätte es in beiden Fällen Insertionspunkte gegeben, die bzgl. *aller* Parameter besser bewertet worden wären. Die Distanz zu kritischen Strukturen konnte bis zu 0,3 cm (im Mittel 0,25 cm) bzw. 5,9 cm (im Mittel: 2,8 cm) erhöht und die Trajektorie um 0,03 cm (im Mittel 0,02 cm) bzw. 2,2 cm (im Mittel 0,9 cm) verkürzt werden, ohne den Winkel der Nadel zur axialen Ebene zu verschlechtern. Beim sechsten Datensatz konnten zwar nicht alle Parameter verbessert werden, jedoch hätte man mit einer Verlängerung der Trajektorie um nur 1,3 cm die Distanz zu Risikostrukturen um 12,7 cm vergrößern können, um so einen Pneumothorax auszuschließen.

4 Diskussion

Der Beitrag dieser Arbeit besteht in (1) der Erweiterung der in [4] bereits publizierten Constraints um den In-Plane Constraint, (2) einer nachweislich schnelleren Grafikkartenimplementierung des OC und (3) einer retrospektiven Evaluationsstudie auf klinischen Daten zur Demonstration der Notwendigkeit einer computergestützten Pfadplanung. Mit einer Gesamtlaufzeit von $13,1 \pm 5,3$ Sekunden ($n=6$) bietet die implementierte automatische Trajektorienplanung eine genügend geringe Laufzeit für den klinischen Einsatz. Allerdings sollte, wie in [4] angesprochen, eine schnelle, semi-automatische Methode zur Organsegmentierung benutzt werden, damit die Zeit für die Aufbereitung der Daten auf wenige Minuten reduziert werden kann. Bei Verwendung einer computergestützten Planung in der Klinik sollte unbedingt darauf geachtet werden, dass die präinterventionellen Daten im gleichen Zustand im Atemzyklus akquiriert werden, in dem auch die Nadelinserterion durchgeführt wird (typischerweise volle Expiration). Da diese Vorbedingung bei den im Rahmen dieser Studie untersuchten Daten nicht immer gegeben war, kam es vor, dass Einstichpunkte, die zu einem Pneumothorax führten, nicht als "unzulässig" durch den OC markiert wurden. Dennoch erhielten diese Punkte eine schlechte Bewertung aufgrund des Distance To Critical Structure Constraints, was für die Robustheit der Methode gegenüber atembedingter Organverschiebungen spricht. Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass diese Studie den Einsatz einer Constraint-basierten Zugangsplanung in der Klinik nahelegt.

Literaturverzeichnis

1. Hirooka M, et al. Virtual puncture line in radiofrequency ablation for hepatocellular carcinoma of the caudate lobe. *Am J Radiol.* 2009;193(2):W149–W151.
2. Zhai W, et al. Preoperative surgery planning for percutaneous hepatic microwave ablation. *Lect Notes Computer Sci.* 2008;5242:569–77.
3. Butz T, et al. Pre- and intra-operative planning and simulation of percutaneous tumor ablation. *Lect Notes Computer Sci.* 2000;1935:11–4.
4. Baegert C, et al. Multi-criteria trajectory planning for hepatic radiofrequency ablation. *Lect Notes Computer Sci.* 2007;4792:676–84.