

Navigation in der minimal-invasiven Prostatachirurgie

Kamerapositionsbestimmung für eine Visualisierung mittels Augmented Reality

M. Baumhauer¹, T. Simpfendörfer¹, R. Schwarz¹,
M. Seitel¹, B. P. Müller-Stich², C. N. Gutt²,
J. Rassweiler³, H.-P. Meinzer¹, I. Wolf¹

¹Abteilung für Medizinische und Biologische Informatik,
Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), 69120 Heidelberg

²Chirurgische Klinik der Universität Heidelberg

³Urologische Klinik Heilbronn, SLK Kliniken,
Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Heidelberg
Email: m.baumhauer@dkfz.de

Zusammenfassung. Wir evaluieren ein Kernmodul eines Navigationssystems zur Unterstützung der minimal-invasiven Prostatektomie. Das System nutzt transrektalen Ultraschall (TRUS) und nadelförmige Navigationshilfen um versteckte Strukturen via Augmented Reality zu visualisieren. Während des Eingriffs werden die Navigationshilfen einmalig semi-automatisch in einem 3D TRUS Datensatz segmentiert und daraufhin von der Endoskopiekamera getrackt. Um die Position der Endoskopiekamera direkt in Relation zu den Navigationshilfen zu bestimmen werden sogenannte Camera Pose Estimation Algorithmen verwendet. Folglich sind für die Navigation mit unserem System keine zusätzlichen Trackingverfahren und Geräte nötig, um die Daten des Kameraendoskops mit denen des Ultraschallgeräts zu registrieren.

Neben einem präoperativen Planungsschritt besteht das System aus zwei Vorgängen, welche beide während der Intervention durchgeführt werden: Zum einen die Registrierung der präoperativen Operationsplanung mit einem intraoperativ akquirierten Ultraschalldatensatz der Prostata einschließlich Navigationshilfen, zum anderen der Bestimmung der Kameraposition und der Visualisierung der Planung.

Dieses Paper bezieht sich auf das für die Visualisierung erforderliche Kameratracking. Hierfür wurden echtzeitfähige Algorithmen in das Open-Source Toolkit MITK implementiert und in Bezug auf minimal-invasive Navigationsszenarien evaluiert.

1 Einleitung

Prostatakrebs ist heute die am häufigsten diagnostizierte Tumorerkrankung des Mannes. Obwohl die operative Entfernung der Prostata einschließlich der Samenblasen (Prostatektomie) als eine der sichersten Behandlungsmethoden gilt,

kann dennoch in bis zu 29 Prozent aller Eingriffe ein Rezidiv des Prostatakrebses innerhalb von fünf Jahren beobachtet werden. Neuere Studien belegen eine Optimierung der Prostatektomie durch den Einsatz von intraoperativem, transrektalem Ultraschall [1, 2, 3]. Jedoch bringt diese Vorgehensweise auch Nachteile mit sich: Zunächst ist ein erheblicher Zeitaufwand für die intraoperative Analyse der 3D Ultraschalldaten nötig. Auch können medizinisch relevante Strukturen, die im Rahmen einer Diagnose erhoben wurden nicht miteinbezogen werden. Darüberhinaus erschwert eine zeitverzögerte Visualisierung einzelner 2D Schichten eine Navigation und zeigt sich als fehleranfällig. Mit einem Navigationssystem soll diese Problematik gelöst werden.

2 Stand der Forschung

Computergestützte Planung und Therapie bei der Behandlung von Prostatakarzinomen ist Routine im Bereich der Strahlentherapie [4, 5]. Für chirurgische Eingriffe an der Prostata hingegen, sind uns keine Verfahren der computerunterstützten Intervention bekannt.

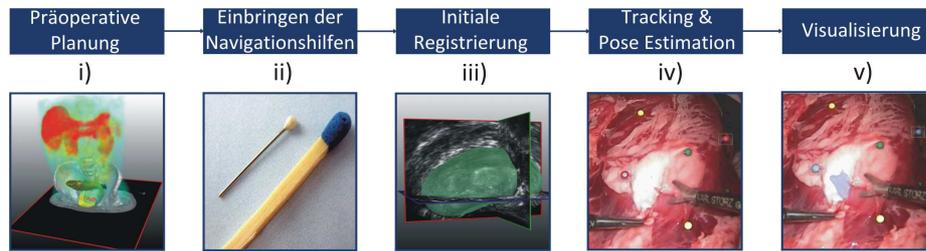
Pose Estimation ist ein klassisches Problem der Photogrammetrie [6] und wird heute oftmals bei Augmented Reality Anwendungen erfolgreich eingesetzt [7, 8, 9]. Mit diesem Beitrag werden Pose Estimation Algorithmen erstmals für die Bestimmung der extrinsischen Parameter einer Endoskopiekamera in der minimal-invasiven Chirurgie erprobt und evaluiert.

3 Methoden

3.1 Navigationskonzept

Dieses Navigationssystem wurde bereits unter [x] detailliert vorgestellt. Im Zuge der Krebsdiagnose wird gewöhnlich ein Ultraschalldatensatz akquiriert. Bereits erprobte Methoden der Strahlentherapie ermöglichen eine Registrierung mit zusätzlichen CT, MRT oder PET/CT (Abb. 1, i) Daten um die präoperative Planung zu erweitern. Während des Eingriffs bringt der Chirurg nach Freilegung des Organs sechs Navigationshilfen ein (ii). Obwohl die Platzierung hierbei frei gewählt werden kann, ist es wichtig, dass die Nadelköpfe direkt auf der Organoberfläche aufliegen. Eine auf Landmarken basierende, nicht-rigide Registrierung (iii) wird verwendet, um die präoperative Planung mit dem intraoperativen TRUS Datensatz zu registrieren. Für die Visualisierung der Planung muss der sichtbare Teil der Navigationshilfen getrackt werden (iv). Mit Hilfe der segmentierten Navigationshilfen im Ultraschall lässt sich die Position und Orientierung der Kamera bestimmen und medizinisch relevante Strukturen können in das Videobild eingeblendet werden (v). Die folgende Ausarbeitung bezieht sich auf das Tracking der Navigationshilfen und die Pose Estimation (iv).

Abb. 1. Illustration des Navigationskonzepts



3.2 Segmentierung der Navigationshilfen aus den Endoskopiebildern

Aufgrund der bei Endoskopiekameras verwendeten Optik müssen die Bilder vor einer weiteren Verarbeitung entzerrt werden. Zum Einsatz kommt hierbei ein Modell, das sowohl die Kissen- bzw. Tonnenverzeichnung einer Linse (radial Distortion), als auch eine ungenaue Zentrierung einer Linse (tangential Distortion) miteinbezieht [10]. Nach einer Konvertierung in den HSV-Farbraum wird mit einem einfachen Region-Growing nach den farblich gekennzeichneten Nadelköpfen gesucht. Da für eine exakte Berechnung der Kameraposition der Mittelpunkt des kugelförmigen Nadelkopfes möglichst genau bestimmt werden muss, dient diese Vorsegmentierung lediglich zur Definition von Regions of interest (ROIs). Innerhalb jeder einzelnen ROI extrahiert ein Canny Filter die Objektkontouren, woraufhin eine Hough Transformation (Verfahren: 21HT,[11]) den wahrscheinlichsten Aufenthalt der jeweiligen Navigationshilfe ermittelt. Durch dieses Vorgehen kann auch bei teilweiser Verdeckung der Navigationshilfe der tatsächliche Mittelpunkt gefunden werden.

3.3 Camera Pose Estimation zur Positionsbestimmung der Endoskopiekamera

Pose Estimation Algorithmen nutzen die Korrespondenzen von 3D Objektpunkten und ihren 2D Abbildungen, welche durch eine kalibrierte Kamera vorgenommen wurden. Sie bestimmen aus diesen Korrespondenzen die Lage und Orientierung der Kamera in Relation zu den gegebenen Objektpunkten. Da die Navigationshilfen sowohl in den Ultraschalldaten, als auch in den Endoskopiebildern sichtbar sind, können die extrinischen Kameraparameter direkt im Koordinatensystem des Ultraschalldatensatzes errechnet werden. Wir implementierten mehrere numerische und iterative Algorithmen in das Open Source Toolkit MITK (www.mitk.org) [7, 12, 13]. Mit Hilfe einer virtuellen, auf OpenGL basierenden, Evaluationsumgebung konnten diese auf objektive Weise miteinander verglichen und ihre Parameter angepasst werden. Desweiteren wurde eine zusätzliche Evaluation an einer Trainingseinheit für minimal-invasive Chirurgie (sog. Pulsatile Organ Perfusion Trainer) durchgeführt. Hierfür wurden in Schweinieren Navigationshilfen eingebracht und mittels einem hochauflösenden CT registriert.

4 Ergebnisse

Die Ergebnisse bezüglich der Segmentierung der Navigationshilfen aus den Endoskopiebildern hängen von vielen Faktoren, wie z.B. dem verwendeten Endoskop, den Navigationshilfen und deren Platzierung etc. ab. Bei Versuchen mit einem Karl Storz Endoskop (Tuttlingen) konnten unterschiedlich farbig gekennzeichnete Nadeln in über 90 % erfolgreich segmentiert und deren Mittelpunkt bestimmt werden.

Experimente zur Bestimmung der Camera Pose mit der OpenGL Evaluationsumgebung zeigten, dass die Kameraposition mit dem Verfahren von DeMenthon [12] bei sechs zufällig auf einer Organoberfläche verteilten Navigationshilfen über eintausend Pose Estimations mit einer Genauigkeit im Median von $\tilde{X} = 0.05 \text{ mm}$ (mit den Quantilen $Q_{0.05} = 0.01 \text{ mm}$ und $Q_{0.95} = 0.8 \text{ mm}$) bestimmt werden kann. Bei zusätzlicher Simulation von Meßfehlern auf den 2D Bildpunkten von $\epsilon_{2D} = \pm 2 \text{ pixel}$ je Bildpunkt und $\epsilon_{3D} = 1 \text{ mm}$ je Objektpunkt nahm die Genauigkeit auf $\tilde{X} = 2.2 \text{ mm}$ ($Q_{0.05} = 0.9 \text{ mm}$, $Q_{0.95} = 13.9 \text{ mm}$) deutlich ab.

Obwohl der von Lu vorgestellte Algorithmus [7] bei fehlerfreien Eingangswerten vergleichbare Ergebnisse lieferte, konvergierte das Verfahren bei der Simulation von Meßfehlern in lediglich in ca. 30 % aller Versuche zu einer brauchbaren Camera Pose. Auch die von den Autoren zur Verfügung gestellte MatLab Implementierung zeigte dieses Verhalten. Wir haben aus diesem Grund mit den Autoren Kontakt aufgenommen, bislang ohne Antwort.

Das SoftPosit Verfahren von David [13] benötigt im Gegensatz zu den übrigen Methoden für die Berechnung einer Pose nicht zu jedem Objektpunkt den zugehörigen Bildpunkt als Eingangswert, sondern kann diese Zuordnung selbst rechnerisch ermitteln. Hierdurch könnte auf eine farbliche Kodierung der Navigationshilfen verzichtet werden. Bei Versuchen mit sechs Navigationshilfen konnten allerdings in lediglich 50 % der Versuche eine korrekte Zuordnung der Punkt-paare und somit die Camera Pose errechnet werden.

Für den vorgestellten Einsatzzweck zeigten sich die Algorithmen in Bezug auf Ihre Laufzeit auf aktueller PC-Hardware (C++ Implementierung) als brauchbar ($t_{DeMenthon} = 0.05s$, $t_{Lu} = 0.12s$, $t_{David} = 0,20s$).

5 Diskussion

Aufgrund ihrer Robustheit gegenüber Messfehlern sind Camera Pose Estimation Algorithmen eine brauchbare Möglichkeit zur Bestimmung von Kameraposition und -orientierung bei Augmented Reality Anwendungen. Ausschlaggebend für ihren Einsatz ist die einfache und möglichst exakte Definition von Landmarken im Navigationsraum, wie sie etwa bei diesem Navigationssystem durch die Verwendung von transrektalem Ultraschall möglich wird.

Problematisch zeigt sich die Bestimmung einer Camera Pose je nach Anzahl verwendeter Landmarken, falls ein oder mehrere der Landmarken verdeckt sind,

oder sich außerhalb des Kamerabildes befinden. Derzeit werden deswegen Methoden entwickelt, die die Genauigkeit einer berechneten Camera Pose möglichst zuverlässig beurteilen und somit eine fehlerbehaftete Visualisierung verhindern.

6 Danksagung

Die vorliegende Arbeit wurde im Rahmen des von der Deutschen Forschungsgemeinschaft unterstützten "Graduiertenkollegs 1126: Intelligente Chirurgie - Entwicklung neuer computerbasierter Methoden für den Arbeitsplatz der Zukunft in der Weichteilchirurgie" durchgeführt.

Literaturverzeichnis

1. Ukimura O, Gill IS. Real-time transrectal ultrasonography during laparoscopic radical prostatectomy. *The Journal of Urology* 2004;172:112–118.
2. Ukimura O, Gill IS. Real-time transrectal ultrasound guidance during laparoscopic radical prostatectomy: Impact on surgical margins. *The Journal of Urology* 2006;175:1304–1310.
3. Ukimura O, Gill IS. Real-time transrectal ultrasound guidance during nerve sparing laparoscopic radical prostatectomy: pictorial essay. *The Journal of Urology* 2006;175:1311–1319.
4. Wei Z, Ding M, Downey D, Fenster A. 3D TRUS guided robot assisted prostate brachytherapy. *LNCS* 2005;3750:17–24.
5. Wei Z, Fenster A. Oblique needle segmentation and tracking for 3D TRUS guided prostate brachytherapy. *Med Phys* 2005;32:2928–2941.
6. Hartley R, Zisserman A. *Multiple View Geometry in Computer Vision*. Cambridge University Press; 2000, 2003.
7. Lu CP, Hager GD, Mjolsness E. Fast and globally convergent pose estimation from video images. *IEEE Trans PAMI* 2000;22:610–622.
8. Schweighofer G, Pinz A. Robust Pose Estimation from a Planar Target. *Graz University of Technology*; 2005. Submitted to *IEEE[PAMI]* 05/2005.
9. Shi F, Zhang X. A new method of camera pose estimation using 2D 3D corner correspondence. *Pattern Recognition Letters* 2004;25:1155–1163.
10. Zhang Z. A flexible new technique for camera calibration. *IEEE Trans PAMI* 2000;22:1330–1334.
11. Yuen HK, Princen J, Illingworth J, Kittler J. Comparative study of Hough transform methods for circle finding. *Image and Vision Computing* 1990;8:71–77.
12. DeMenthon D, Davis LS. Model-based object pose in 25 lines of code. *International Journal of Computer Vision* 1995;15:123–141.
13. David P, DeMenthon D. SoftPOSIT: Simultaneous pose and correspondence determination. *International Journal of Computer Vision* 2004;59(3):259–284.