

# Video-basiertes Tracking eines Bronchoskops

## Design und quantitative Evaluierung

Tobias Reichl<sup>1</sup>, Oliver Kutter<sup>1</sup>, Benedikt Schultis<sup>1</sup>, Manuela Menzel<sup>2</sup>,  
Hubert Hautmann<sup>2</sup>, Nassir Navab<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Computer-Aided Medical Procedures (CAMP), TUM, München

<sup>2</sup>Medizinische Klinik I, Klinikum rechts der Isar, TUM, München

reichl@in.tum.de

**Kurzfassung.** Bronchovideoskopie ist eine weit verbreitete Technik für Diagnostik und Therapie von Atemwegserkrankungen. Aufgrund der Selbstähnlichkeit der Bronchien und der Bewegung des Bronchoskops ist die Orientierung erschwert, so dass eine Hilfestellung für Ärzte in Form von Navigationssystemen für die Bronchoskopie dringend notwendig ist. Wir führen mit Hilfe von sog. virtueller Bronchoskopie eine intensitätsbasierte Registrierung einer Sequenz von zweidimensionalen Videobildern mit einem dreidimensionalen CT-Datensatz auf der Grafikkarte durch. Dies ermöglicht für jedes Videobild in der Sequenz eine Positionsbestimmung der Kamera innerhalb des CT-Datensatzes. Wir stellen unsere Implementierung vor und schätzen insbesondere die erreichte Genauigkeit über die Präzision des Verfahrens ab.

## 1 Einleitung

Bronchovideoskopie ist eine weit verbreitete Technik für Diagnostik und Therapie von Atemwegserkrankungen.

Üblicherweise müssen die durchführenden Ärzte sich dabei auf ihr Wissen über anatomische Strukturen und das Videobild des Bronchoskops verlassen. Durch die Selbstähnlichkeit der Bronchien wird eine Orientierung allerdings erschwert, so dass eine Hilfestellung in Form von Navigationssystemen für die Bronchoskopie dringend notwendig ist. Hierbei kann einerseits die aktuelle Position und Orientierung des Bronchoskops im Verhältnis zur Anatomie des Patienten mit geeigneten Mitteln visualisiert werden, andererseits kann eine solche Positionsbestimmung auch zur Darstellung zusätzlicher Informationen benutzt werden. Beispielsweise kann die Lage von sonst nicht sichtbaren Strukturen wie Lymphknoten, Tumoren oder Gefäßen unter der Atemwegsoberfläche eingeblendet werden.

Das grundlegende Problem für die Positionsbestimmung ist die automatische Registrierung von zweidimensionalem Videobild mit einem dreidimensionalen CT-Datensatz. Intensitätsbasierte Registrierung mit Hilfe von sog. virtueller Bronchoskopie wurde bereits von Mori et al. [1, 2] vorgeschlagen und bleibt vorerst die am meisten versprechende Möglichkeit zur Positionsbestimmung anhand von Videosequenzen. Insbesondere sind im Bereich der Atemwege doch deutlich

weniger optisch markante Punkte als Landmarken verfügbar als beispielsweise in der Speiseröhre.

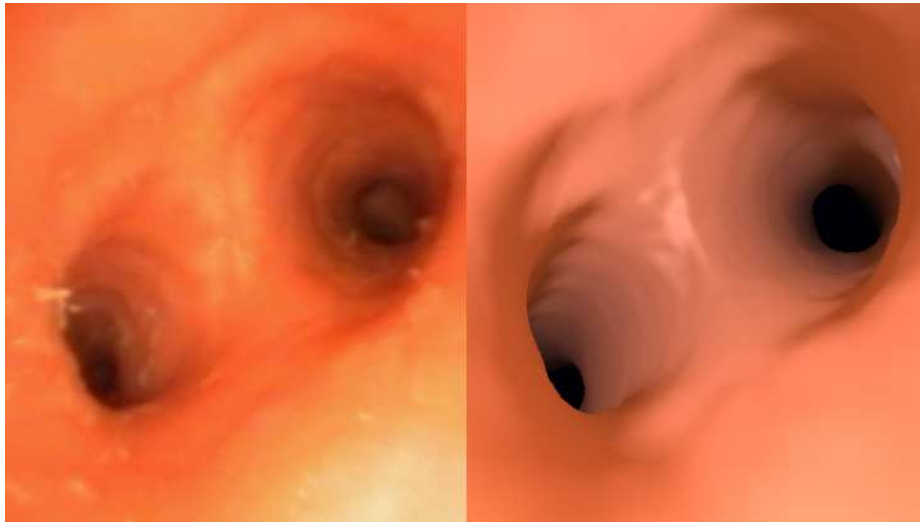
Im Folgenden stellen wir unsere Implementierung und einen Ansatz zur quantitativen Abschätzung der erreichten Genauigkeit vor.

## 2 Materialien und Methoden

Für die Kalibrierung der intrinsischen Parameter der Bronchoskop-Kamera verwendeten wir die Methode von Zhang et al. [3], für die Entzerrung des Kamerabilds wurde die Methode von Heikkilä und Silven [4] benutzt.

Zur Darstellung der Atemwege verwenden wir ein Iso-Oberflächen-Rendering, ein Anzeigebeispiel ist in Abb. 1 ersichtlich. Ausgehend von einer Startpose mit ungefähr bekannter Pose (eine solche kann intraoperativ beispielsweise durch den Klick auf ein Pedal festgelegt werden), wird iterativ zu jedem Frame dasjenige virtuelle Bild gesucht, das die höchste Ähnlichkeit mit dem echten Bild aufweist. Eine solche Optimierung der extrinsischen Parameter der Kamera ergibt pro Frame eine Position und Orientierung für die Kamera innerhalb des CT-Datensatzes. Zusätzlich gewährleisten wir bei jeder Evaluierung der Kostenfunktion, dass der Optimierer das Innere der Bronchien nicht verlässt.

Für die Optimierung wurde der Simplex-Optimierer verwendet, als Ähnlichkeitsmaß haben wir Normalized Cross Correlation (NCC) verwendet. Sowohl die Erzeugung der virtuellen Bronchoskopie-Bilder als auch die Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes fanden beide innerhalb eines eigenen Frameworks mit Hilfe von OpenGL/GLSL auf der Grafikkarte (GPU) statt.



**Abb. 1.** Anzeigebeispiel mit realem Bronchoskopiebild (links) und entsprechendem virtuellem Bronchoskopiebild (rechts).

Um die Genauigkeit quantitativ abschätzen zu können, verwenden wir die statistische Verteilung der berechneten Positionen über mehrere Durchläufe hinweg, ähnlich dem Vorgehen von Atmosukarto et al. [5], d.h. wir schätzen die Genauigkeit anhand der Präzision (Wiederholungs-Genauigkeit) ab. Um nicht-deterministisch eine Mehrzahl von Durchläufen über dieselbe Videosequenz aufzeichnen zu können, addieren wir nach der Optimierung der Pose in jedem Frame Rauschen mit wählbarer Standardabweichung zur optimierten Pose hinzu. Über die Zeit hinweg akkumulieren die verschiedenen Durchläufe jeweils Rauschen, andererseits konvergieren die Durchläufe in jedem Frame idealerweise anhand der in den Bildern enthaltenen Informationen durch die Optimierung auf dieselbe Position. Die Standardabweichung dieser verschiedenen Positionen pro Frame ergibt eine untere Schranke für den Root Mean Square (RMS) Fehler für das Tracking. Qualitativ lässt sich aus einer Unempfindlichkeit gegenüber verrauschten Startpositionen für die Optimierung auch eine Robustheit gegenüber Störungen beim Tracking ableiten.

Die Experimente wurden mit dem CT-Datensatz eines Phantoms eines Bronchialbaums durchgeführt ( $512 \times 512 \times 141$  Voxel, Auflösung  $0.47 \times 0.47 \times 2$  mm). Das Video wurde mittels eines BF-1T180 Bronchovideoskops (Olympus Deutschland) von einem erfahrenen Pneumologen aufgezeichnet. Das von uns hinzugefügte Rauschen war normalverteilt mit Standardabweichungen zwischen 0.0625 und 1 Millimeter, jedes Experiment bestand aus zehn Durchläufen über die Videosequenz.

### 3 Ergebnisse

Für jeweils 95 % aller Frames war der Standardfehler ( $\sigma/\sqrt{n}$ ) der Abweichung von der mittleren Position kleiner als 0.52 Millimeter. Wie in Abb. 2 ersichtlich ist die Präzision (und damit die untere Schranke der Tracking-Genauigkeit) über einen Großteil der Videosequenz hinweg besser als zwei Millimeter, später besser als drei Millimeter, wohlgemerkt ohne zusätzliche Informationen z.B. durch elektromagnetisches Tracking oder ähnliches.

### 4 Diskussion

Eine Evaluierung der Tracking-Genauigkeit ist grundsätzlich schwierig, da die zugrunde liegenden wahren Positionen meist nicht bekannt sind, sofern Positionen nicht beispielsweise über Fluoroskopie [6] oder CT-Aufnahmen [7] bestimmt werden. Für rein video-basierte Verfahren werden in der entsprechenden Literatur meist nur Angaben darüber gemacht, über welchen Zeitraum die Position verfolgt werden konnte, dies ist aber natürlich sehr stark vom verwendeten Datensatz abhängig. Qualitative Angaben fehlen zumeist und machen eine Beurteilung schwierig. Insbesondere für den direkten Vergleich verschiedener Trackingverfahren sind zudem quantitative Bewertungen wünschenswert.

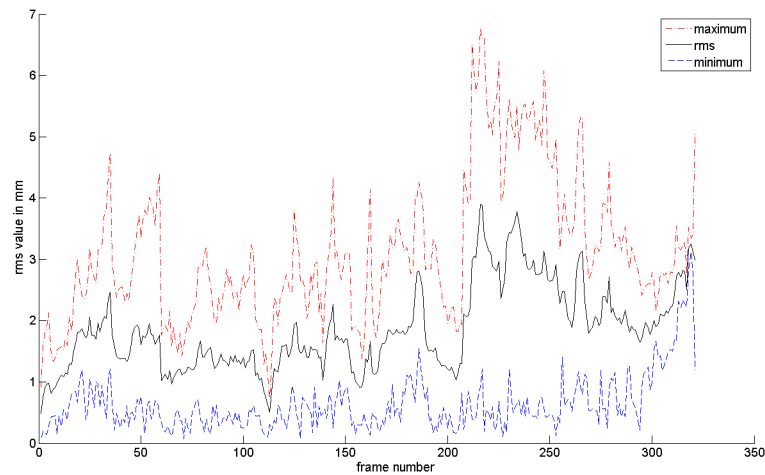
Wie zu erwarten war, ist die Tracking-Präzision deutlich besser in Bereichen mit ausgeprägten Merkmalen wie beispielsweise Bifurkationen (Abb. 1) und deutlich schlechter in Abschnitten ohne derartige Merkmale.

Ein Vorteil des videobasierten Tracking ist, dass es stets eine anatomische Position innerhalb des statischen CT-Datensatzes liefert, d.h. unabhängig von Lageänderungen oder Atembewegungen des Patienten.

Mit dem vorliegenden System ist nur ein inkrementelles Tracking möglich, dies kann aber durch Vorhersage der weiteren Bewegung beispielsweise durch Kalman-Filter abgemildert werden [8, 9], ebenso können logische Informationen über die lokale Anatomie verwendet werden [7]. Zusätzlich ist es sinnvoll, eine Möglichkeit zur Reinitialisierung zu schaffen, zum Beispiel durch die Verwendung von elektromagnetischem Tracking [10, 2], das stets eine ungefähre Positionsangabe liefern kann.

Insbesondere stellen wir eine Möglichkeit vor, die Genauigkeit des Trackings quantitativ abzuschätzen.

**Danksagung.** Diese Arbeit wurde von der Deutschen Forschungsgemeinschaft im Rahmen des Projekts “Navigierte Bronchoskopie” (NA 620/2-1) gefördert.



**Abb. 2.** Verlauf der Standardabweichung über die Videosequenz. Die Standardabweichung pro Frame variiert mit der Größe des hinzugefügten Rauschens, es wurden je Minimum, Durchschnitt und Maximum angegeben.

## Literaturverzeichnis

1. Mori K, Suenaga Y, ichiro Toriwaki J, et al. Method for tracking camera motion of real endoscope by using virtual endoscopy system. *Proc SPIE*. 2000;3978:122–33.
2. Deguchi D, Ishitani K, Kitasaka T, et al. A method for bronchoscope tracking using position sensor without fiducial markers. *Proc SPIE*. 2007;6511:0N–1–9.
3. Zhang Z. A flexible new technique for camera calibration. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*. 2000;22(11):1330–4.
4. Heikkilä J, Silvén O. A four-step camera calibration procedure with implicit image correction. In: *Proc CVPR*; 1997. p. 1106–12.
5. Atmosukarto I, Soper TD, Glenn RW, et al. An interactive 3D user interface for guided bronchoscopy. *Proc SPIE*. 2007;6509:1G–1–13.
6. Hautmann H, Schneider A, Pinkau T, et al. Electromagnetic catheter navigation during bronchoscopy: validation of a novel method by conventional fluoroscopy. *Chest*. 2005;128(1):382–7.
7. Wegner I, Biederer J, Tetzlaff R, et al. Evaluation and extension of a navigation system for bronchoscopy inside human lungs. *Proc SPIE*. 2007;6509:1H–1–9.
8. Nagao J, Mori K, Enjouji T, et al. Fast and accurate bronchoscope tracking using image registration and motion prediction. *Lect Notes Comput Sci*. 2004;3217:551–8.
9. Mori K, Deguchi D, Kitasaka T, et al. Bronchoscope tracking based on image registration using multiple initial starting points estimated by motion prediction. *Lect Notes Comput Sci*. 2006;4191:645–52.
10. Mori K, Deguchi D, Akiyama K, et al. Hybrid bronchoscope tracking using a magnetic tracking sensor and image registration. *Lect Notes Comput Sci*. 2005;3750:543–50.