

# Bildbasierte Navigationsdatenkorrektur für endoskopische Augmented Reality Anwendungen

Andreas Hussong<sup>1</sup>, Omid Majdani<sup>2</sup>, Tobias Ortmaier<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für Mechatronische Systeme (ehemaliges Institut für Robotik),  
Leibniz Universität Hannover

<sup>2</sup>Klinik und Poliklinik für HNO, Medizinische Hochschule Hannover  
`andreas.hussong@imes.uni-hannover.de`

**Kurzfassung.** Die aktuelle Genauigkeit optischer Trackingsysteme in der Lageerkennung (Positions- und Orientierungserkennung) von Objekten führt in endoskopischen Augmented Reality Anwendungen zu deutlichen räumlichen Fehlern bei der Einblendung virtueller Objekte ins Endoskopbild. Es wird ein Verfahren präsentiert, das auf Basis der Bildinformation den Lagefehler korrigiert indem ein virtuelles Modell einer real im Bild sichtbaren Struktur optimal auf diese gematcht wird. Der hierfür verwendete Partikelfilteransatz liefert die notwendige Robustheit für das matchen und die Online-Fähigkeit des Verfahrens ermöglicht auch die Korrektur nichtstatischer Fehler. Die Leistungsfähigkeit des Verfahrens wird beispielhaft demonstriert.

## 1 Einleitung

Optische Navigationssysteme bieten eine nominelle Genauigkeit von ca. 0,3 mm für die Positionsbestimmung einzelner Objekte [1]. Im chirurgischen Alltag liegen auf Grund ungenauer Registrierungen oder nicht optimaler Trackingbedingungen die üblichen Genauigkeiten jedoch häufig eher im Bereich weniger Millimeter [2]. Insbesondere bei minimalinvasiven Eingriffen unter endoskopischer Kontrolle führt der unvermeidbare Abstand zwischen Endoskopspitze und Trackingtarget zu nicht vernachlässigbaren Fehlern [3]. Dies führt insbesondere bei Augmented Reality Anwendungen, bei denen aus präoperativ gewonnen Bilddaten erzeugte, virtuelle Objekte oder Zusatzinformationen positionsgenau ins Endoskopbild eingeblendet werden, zu nicht vernachlässigbaren Fehlern. Für minimalinvasive Anwendungen mit submillimetrischen Präzisionsansprüchen sind derartige Fehler nicht tolerierbar.

Werden hingegen rein bildbasierte Verfahren angewandt, um beispielsweise die Lage von Instrumentenspitzen in endoskopischen Bildern zu bestimmen [4, 5], erschwert fehlendes a-priori-Wissen über die zu erwartende Objektlage im Bild häufig das erstmalige Auffinden und sichere Verfolgen der Objekte. Zudem stellt die Generierung von 6D-Lageinformationen aus monokularen Endoskopbildern ein nicht triviales Problem dar. Im Folgenden wird daher ein Verfahren vorgestellt, das beide Konzepte effektiv verknüpft und 6D-Lageinformationen aus optischen Trackingdaten mit Mitteln der Bildverarbeitung verbessert um somit

zu einer höheren Gesamtpräzision für die Ermittlung der Lage verfolgter Objekte zu gelangen.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Fehlermodellierung

Die relative Lage (Position und Orientierung) eines Objektes (*ob*) relativ zur Endoskop-Kamera (*c*) kann ausgedrückt werden als

$$\mathbf{T}_{ob}^c = \mathbf{T}_{tc}^c \mathbf{T}_0^{tc} \mathbf{T}_{to}^0 \mathbf{T}_{ob}^{to} \quad (1)$$

wobei  $\mathbf{T}_{tc}^c$  die Transformation zwischen Kamera (*c*) und Kameratarget (*tc*) darstellt,  $\mathbf{T}_0^{tc}$  die Inverse der vom Trackingsystem gemessenen Lage des Kameratargets im Weltkoordinatensystems (0) angibt,  $\mathbf{T}_{to}^0$  die ebenfalls vom Trackingsystem gemessene Lage des Objekt-Targets im Weltkoordinatensystem beschreibt und  $\mathbf{T}_{ob}^{to}$  die Lage des Objektes relativ zum Objekt-Target definiert. Es kann angenommen werden, dass alle diese Einzeltransformationen aufgrund von Registrier- oder Messungenauigkeiten fehlerbehaftet sind. Diese Fehler können als Fehlertransformationen  $\mathbf{E}_b^a$  aufgefasst werden, die die bekannte Transformation  $\mathbf{T}_b^a$  von der unbekanntem, realen Transformation  $\hat{\mathbf{T}}_b^a$  unterscheidet:

$$\hat{\mathbf{T}}_b^a = \mathbf{T}_b^a \mathbf{E}_b^a \quad (2)$$

Somit lässt sich die exakte Position des Objektes relativ zur Kamera beschreiben als

$$\begin{aligned} \hat{\mathbf{T}}_{ob}^c &= \hat{\mathbf{T}}_{tc}^c \hat{\mathbf{T}}_0^{tc} \hat{\mathbf{T}}_{to}^0 \hat{\mathbf{T}}_{ob}^{to} \\ &= \mathbf{T}_{tc}^c \mathbf{E}_{tc}^c \mathbf{T}_0^{tc} \mathbf{E}_0^{tc} \mathbf{T}_{to}^0 \mathbf{E}_{to}^0 \mathbf{T}_{ob}^{to} \mathbf{E}_{ob}^{to} \\ &= \mathbf{T}_{tc}^c \mathbf{T}_0^{tc} \mathbf{T}_{to}^0 \mathbf{T}_{ob}^{to} \mathbf{E}_{tc}^c \mathbf{E}_0^{tc} \mathbf{E}_{to}^0 \mathbf{E}_{ob}^{to} \\ &= \mathbf{T}_{ob}^c \mathbf{E}_{ob}^c \end{aligned} \quad (3)$$

wobei sämtliche Fehler zunächst in das Objektkoordinatensystem transformiert ( ${}_{ob}\mathbf{E}_b^a$ ) und dann in der Gesamtfehlertransformation  $\mathbf{E}_{ob}^c$  zusammengefasst werden können. Ziel einer Fehlerkorrektur ist somit die Bestimmung dieser Fehlermatrix.

### 2.2 Algorithmus

Zur Bestimmung der Fehlertransformation wird ein Partikelfilterverfahren (siehe beispielsweise [6]) eingesetzt. Dabei wird die Wahrscheinlichkeitsfunktion für die Fehlertransformation durch eine bestimmte Anzahl an Schätzungen (sog. Partikel) diskretisiert. Diese werden in regelmäßiger Frequenz überprüft, bewertet und aktualisiert, so dass eine Mittelung des aktuellen Partikelsatzes jeweils einen guten aktuellen Schätzwert für die Fehlertransformation liefert. Die einzelnen Schritte des Verfahrens werden im Folgenden am konkreten Problem erläutert.

Zur Überprüfung und Bewertung der Partikel wird für jedes Partikel  $i$ , das einer diskreten Schätzung der Fehlertransformation  ${}_{ob}\tilde{\mathbf{E}}_{ob,i}^c$  entspricht, nach Gleichung (3) eine Schätzung für die Lage des Objektes relativ zur Kameraposition  $\tilde{\mathbf{T}}_{ob,i}^c$  bestimmt und dieses entsprechend gerendert. Davon ausgehend, wird die Kontur des Objektes ermittelt und in der Umgebung dieser Kontur nach Kanten im Originalbild gesucht. Die Qualität der Schätzung und somit die Bewertung des Partikels ergibt sich aus der Nähe von Bildkanten zur geschätzten Kontur [7]. Wird das Objekt durch die Partikelschätzung somit in die Nähe der tatsächlichen Objektposition abgebildet, so ergeben sich niedrige Kantenabstände zur Kontur und somit eine hohe Bewertung der aktuellen Schätzung. Abbildung 1 zeigt beispielhaft die aus zwei Partikeln ermittelten geschätzten Konturpositionen, sowie die auf den Konturnormalen durchgeführte Suche nach Kanten im Bild. Gefundene Kanten sind mit Kreisen auf den Normalen gekennzeichnet. In jedem Iterationsschritt wird die Partikelmenge qualitätsbasiert aus der letzten Partikelmenge resampled und jeweils mit einem gauß'schen Rauschen überlagert. Mit der Zeit verdichtet sich somit die Anzahl von Partikeln in der Umgebung der wahren Fehlerkorrekturmatrix wodurch sich die aus der Mittelung über alle Partikel gewonnene Gesamtschätzung  ${}_{ob}\tilde{\mathbf{E}}_{ob}^c$  verbessert. Auf Basis dieser Gesamtschätzung kann nun nach Gleichung (3) die Objektlage verbessert werden und das Objekt an der korrigierten Position im Bild dargestellt werden. Zudem liegt mit der korrigierten Transformation

$$\tilde{\mathbf{T}}_{ob}^c = \mathbf{T}_{ob}^c \tilde{\mathbf{E}}_{ob}^c \quad (4)$$

eine verbesserte Lageinformation des Objektes vor.

### 2.3 Setup und Versuchsdurchführung

Zur praktischen Validierung des vorgestellten Verfahrens wurde ein Versuchstand, bestehend aus einem ARtrack2 Trackingsystem sowie einem Karl Storz



**Abb. 1.** Darstellung zweier ins Endoskopbild projizierter Objektkonturen mit auf Konturnormalen gefundenen Bildkanten (mit Kreisen markiert). Die jeweiligen Korrekturmatriizen werden basierend auf der Anzahl der gefundenen Kantenpunkte entlang der Normalen sowie deren Abstand zur Kontur bewertet.

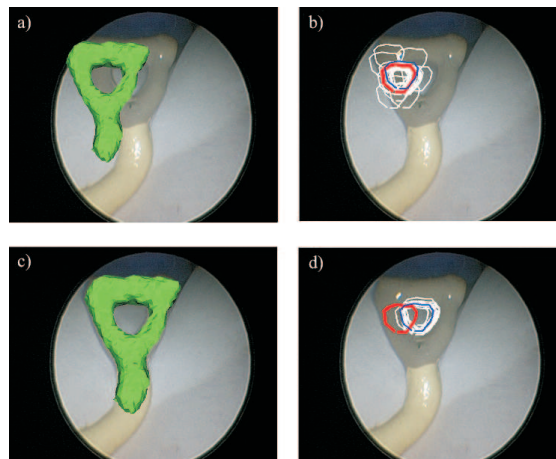
Image1 S3 Endoskop mit Hopkins 1,9 mm Optik aufgebaut. Das Endoskop wurde mit einem Trackingstern ausgestattet und nach [8] die intrinsischen Parameter der Kamera ermittelt sowie die sog. Hand-Auge Kalibrierung (Registrierung der Kamera zum Trackingstern) durchgeführt. Ein Kunststoff Ohrmodell wurde als Testobjekt CT-gescannt und durch Segmentation ein 3-dimensionales STL-Objekt des Staples erstellt. Das Modell wurde mit einem Trackingstern versehen und registriert. Die Visualisierung und Einblendung des Staples in das Videobild des Endoskopes wurde mit Hilfe des Visualization Toolkits (VTK) realisiert.

### 3 Ergebnisse

Abbildung 2 zeigt die Ergebnisse des Verfahrens. In Bild *a)* ist die Einblendung auf Basis der Trackingdaten gezeigt - die Lage des virtuellen Objektes weicht deutlich von der tatsächlichen Position des Objektes im Bild ab. Bild *b)* zeigt die Innenkontur des Objektes sowie die Kontur nach Anwendung einer Partikelmenge an Korrekturmatriizen die mit leichtem Rauschen um eine Einheitsmatrix initialisiert wurde. Abbildung *c)* zeigt schließlich die korrigierte Lage des Objektes, nachdem sich eine Großzahl der Partikel an der realen Bildposition verdichtet hat (Abb. 2d).

### 4 Diskussion

Es wurde ein Verfahren präsentiert mit dem Kalibrier- und Messfehler eines Trackingsystems mit Hilfe von Bildinformationen korrigiert werden können. Die



**Abb. 2.** Ergebnisse: a),c) Überlagerung des Modells auf Basis der Trackingdaten zu Beginn und bei erfolgreicher Korrektur; b),d) Objektkonturen auf Basis der Trackingdaten zu Beginn und bei erfolgreicher Korrektur. In rot ist die Kontur auf Basis der Trackingdaten dargestellt, in weiß die Kontur nach Korrektur durch einzelne Partikel und in blau die aus der Partikelmenge gemittelte Korrektur.

bestimmte Korrekturmatrix stellt dabei für gleichbleibende Trackingverhältnisse einen quasi konstanten Wert dar. Auf Grund anistropen, insbesondere von der Ausrichtung des Trackingtargets zur Trackingkamera abhängiger Trackingfehler, ist bei Bewegungen der getrackten Objekte eine entsprechende Adaption notwendig. Das vorgestellte Verfahren ist auf Grund seiner Online-Fähigkeit dazu in der Lage. Das System ist aktuell auf einem Standard-PC implementiert und ermöglicht bei Verwendung von 50 Partikeln eine Aktualisierungsrate der Fehlerkorrekturschätzung von ca. 1 bis 1,5 s. Der Positionsfehler kann dabei auf ca. 1 mm korrigiert werden.

Im Gegensatz zu rein auf Bilddaten basierenden Verfahren der Objektverfolgung wird die komplette räumliche Lage des Objektes bestimmt. Die durch die Trackingdaten zur Verfügung stehende a-priori-Information über die Lage des Objektes im Bild schränkt den Suchraum stark ein, was zu einer schnellen und robusten Objekterkennung führt.

Bei erfolgreicher Bestimmung der Korrekturmatrix auf Basis einer repräsentativen Struktur eines Objektes kann diese Information auch zur Einblendung anderer Strukturen des selben Objektes verwendet werden. In unserem Anwendungsfall beispielsweise zur Darstellung der im Knochen eingebetteten Cochlea. Zudem kann die verbesserte Lageinformation des Objektes auch für eine Steigerung der Präzision navigierter Eingriffe dienen, bei denen definierte Zielpunkte des Objektes hoch genau angefahren werden müssen [9].

## Literaturverzeichnis

1. Frantz DD, Kirsch SR, Wiles AD. Specifying 3D tracking system accuracy: One manufacturer's view. *Proc BVM*. 2004; p. 234–238.
2. Labadie RF, Majdani O, Fitzpatrick JM. Image-guided technique in neurotology. *Otolaryngol Clin North Am*. 2007;40(3):611–24.
3. Lapeer R, Chen MS, Gonzalez G, et al. Image-enhanced surgical navigation for endoscopic sinus surgery: Evaluating calibration, registration and tracking. *Int J Med Robot*. 2008;4(1):32–45.
4. Wei GQ, Arbter K, Hirzinger G. Real time visual servoing for laparoscopic surgery. *IEEE Eng Med Biol*. 1997;16:40 – 45.
5. Rilk M, Winkelbach S, Wahl F. Partikelfilter-basiertes Tracking chirurgischer Instrumente in Endoskopbildern. *Proc BVM*. 2006.
6. Thrun S, Burgard W, Fox D. *Probabilistic Robotics*. MIT Press; 2005.
7. Isard M, Blake A. *Active Contours*. New York: Springer-Verlag; 1998.
8. Strobl KH, Hirzinger G. Optimal hand-eye calibration. *Procs IEEE Int Conf: Intelligent Robots and Systems*. 2006; p. 4647–4653.
9. Leinung M, Baron S, Eilers H, et al. Robotic-guided minimally-invasive cochleostomy: First results. *GMS CURAC*. 2007;2(1).