

Orientierung endoskopischer Bilder: Rektifizierung durch Schwerkraft

Orientation of endoscopic images: rectification by gravity

Kurt Höller^{1,2,*}, Armin Schneider², Jasper Jahn³, Javier Gutierrez³, Thomas Wittenberg^{1,3}, Alexander Meining⁴, Stefan von Delius⁴, Joachim Hornegger¹ und Hubertus Feußner²

¹ Zentralinstitut für Medizintechnik (ZIMT) und Lehrstuhl für Mustererkennung (LME), Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland

² Forschungsgruppe MITI, Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, München, Deutschland

³ Fraunhofer-Institut für Integrierte Schaltungen IIS, Erlangen, Deutschland

⁴ II. Medizinische Klinik, Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, München, Deutschland

Zusammenfassung

Ein nach wie vor ungelöstes Problem in der endoskopischen Chirurgie (insbesondere mit Hilfe von flexiblen Video-Endoskopen) ist das Fehlen eines stabilen Horizonts der endoskopischen Bilder auf dem Monitor. Mit unserem „Endoscopy with the New Dimension of Orientation (ENDOrientation)“-Ansatz kann eine Korrektur der Bildverdrehung, sogar in der nicht-starren interventionellen Endoskopie (insbesondere NOTES) mit einem 3 mm schmalen dreiachsigen MEMS-Beschleunigungssensor realisiert werden, der an der Spitze des Endoskops positioniert wird. Dieser Sensor misst den Anteil der Erdanziehungskraft auf jede der drei orthogonalen Achsen. Nach einer initialen Kalibrierung und zeitlichen Filterung dieser drei Datenströme kann der Rotationswinkel direkt ermittelt werden. Die erreichbare Abtastrate liegt dabei deutlich über der gewöhnlichen Videoframe-Rate von 25 Hz, die Genauigkeit der Rotationserkennung liegt bei etwa einem Grad. Die Aufrichtung des Endoskopbildes in Relation zu einem stabilen Horizont wird in Echtzeit über eine digitale Rotation des analogen Endoskopie-Video-Signals ermöglicht. Die Verbesserungen und Vorteile wurden in Tierversuchen evaluiert. Die Koordination und Führung mehrerer Instrumente zugleich wurde bei endoskopischen Bildern mit stabilisiertem Horizont als deutlich intuitiver beurteilt. Die ermittelten Arbeitsschrittzeiten und Bewegungspfade stützten diese Beobachtung eindeutig.

*Korrespondenz: Dipl.-Ing. Kurt Höller, Zentralinstitut für Medizintechnik (ZIMT), Krankenhausstr. 2–4, 91054 Erlangen, Deutschland
Phone: +49-9131-85-26861
Fax: +49-9131-26862
E-mail: hoeller@zimt.uni-erlangen.de

Schlüsselwörter: Bildorientierung; flexible Endoskopie; NOTES; Rektifizierung; Richtung der Erdbeschleunigung.

Abstract

A known problem in endoscopic surgery (especially with flexible video endoscopes) is the absence of a stable horizon in endoscopic images displayed on a monitor. With our “ENDOrientation” approach, image rectification, even in non-rigid endoscopic surgery (particularly NOTES), can be realized with a tiny MEMS tri-axial inertial sensor placed on the tip of an endoscope. This sensor measures the impact of gravity on each of the three orthogonal accelerometer axes in real time. After an initial calibration and temporal filtering of these three data streams, the rotation angle of an endoscope can be estimated directly. The achievable sampling rate of the inertial sensor is above the usual endoscopic video frame rate of 25 Hz; the rotation accuracy is approximately one degree. The image rectification can be performed in real time by digitally rotating the endoscopic video signal. Improvements and benefits have been evaluated in animal studies: coordination and movement of different instruments was rated to be much more intuitive with a stable horizon on endoscopic images. The recorded time stamps and position tracks clearly support this observation.

Keywords: direction of gravity; flexible endoscopy; image orientation; NOTES; rectification.

Einleitung

Bei der Nutzung flexibler Video-Endoskope, insbesondere beim Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery (NOTES)-Zugang durch natürliche Körperöffnungen [18], besteht ein Problem darin, dass Informationen über die Orientierung des endoskopischen Bildes nicht vorhanden sind [9].

Während sich einerseits die Gastroenterologen durch langes Training an die Handhabung flexibler Endoskope gewöhnt haben und unter Berücksichtigung ihrer Kenntnisse der anatomischen Strukturen in der Lage sind, ein sich drehendes und z.B. zeitweise auf dem Kopf stehendes Videobild in ihrer eigenen Vorstellung wieder gerade zu drehen bzw. gedanklich mit der Anatomie des Patienten in Deckung zu bringen, verhält sich das bei Chirurgen üblicherweise anders. Letztere verwenden starre Laparoskope, bei denen eine Verdrehung beim Einführen in den menschlichen Körper nicht stattfindet bzw. manuell leicht korrigiert werden kann und

somit der Blick-Horizont stabil zum Patienten ausgerichtet bleibt. Die Transformation zwischen dem Koordinatensystem des angezeigten Bildes, das von der Position des Laparoscops abhängt, und dem Koordinatensystem der realen Welt aus der Sicht des an immer derselben Stelle stehenden Chirurgen bleibt gleich. Im Gegensatz dazu kann es hilfreich sein, das rotierte Bild automatisch wieder korrekt auszurichten, wenn z.B. bei einer Retroflexion eines flexiblen Endoscops innerhalb von Sekunden eine Drehung um bis zu $\pm 180^\circ$ auftritt. Eine Diskrepanz zwischen der räumlichen Orientierung des angezeigten Bildes und der persönlichen Wahrnehmung der realen Welt führt nämlich nachweislich zu verminderter Leistungsfähigkeit des Chirurgen [2, 5].

Um dieses Problem zu lösen, haben z.B. Koppel et al. [14] einen dreistufigen bildbasierten Ansatz vorgestellt, der geeignete Bildmerkmale in aufeinanderfolgenden Bildern nachverfolgt, die Eigenbewegung der Kamera ermittelt, die Tiefendaten der vorliegenden Bildszene schätzt und schließlich auf einen „Head-up“-Vektor in dem aktuellen Referenz-System der Kamera schließt [13]. In der Vergangenheit wurden auch andere meist auf Bewegungsnachverfolgung basierende Verfahren der Bild-Rektifizierung [15] vorgeschlagen. Einige basieren auf der Nutzung von Parametern, die bei der Registrierung von intraoperativ gewonnenen 3-D-Daten mit präoperativen CT-oder MR-Volumen errechnet werden können. Solche intraoperativen Daten können durch bildbasierte Ansätze wie monokulares Shape-from-Shading (SfS) [25] und Structure-from-Motion (SfM) [3, 20], Stereo-Triangulation [19], aktive Beleuchtung mit strukturiertem Licht [1] oder Einsatz einer zusätzlichen Time-of-Flight (ToF) oder Photonic-Mixing-Device (PMD)-Kamera [17] erzeugt werden. Zwar können bei einigen Verfahren intraoperative 3-D-Daten in Echtzeit gewonnen und verarbeitet werden: Time-of-Flight-Kameras benötigen z.B. keine Nachverarbeitung und besitzen Wiederholraten von über 30 Hz. Dennoch ist eine echtzeitfähige Berechnung der Registrierungsparameter nach wie vor eine Herausforderung [16] und zum Teil auch gar nicht möglich, wenn Magen oder Darm zu wenig eindeutige Merkmalspunkte bieten. Einen breiten Überblick über mögliche Nachverfolgungs- und Orientierungstechnologien zeigen z.B. Welch and Foxlin

[22]. Unter anderem scheint das Verfahren des Elektromagnetischen Trackings für den Einsatz im Endoskop geeignet zu sein. Das allerdings erfordert nicht nur einen weiteren Sensor am Endoskop, sondern auch die Generierung eines externen Feldes. Dies jedoch wiederum kann durch externe Einflüsse massiv gestört werden und schränkt so unter anderem die Verwendung metallischer Instrumente deutlich ein [11].

Um all diese Einschränkungen zu umgehen, wurde eine andere Methode entwickelt und vorgestellt, die den Rotationswinkel des Endoscops permanent und in Echtzeit ermitteln kann [7] (Kurz-Video: www.kurtl.de/Endorientation.swf). Der „ENDOrientation“-Ansatz ermöglicht die direkte Ermittlung des Orientierungs- und Rotationswinkels Φ während eines endoskopischen Eingriffs. Die Neuerung besteht in der Integration eines auf dem Micro-Electro-Mechanical-System (MEMS) basierenden Inertialsensors am distalen Ende des Endoscops. Dieser MEMS-Sensor ist in der Lage, die einwirkenden Kräfte, von denen die Schwerkraft die nominal größte ist, in allen drei Richtungen des Sensor-Koordinatensystems zu messen.

Material und Methode

Technische Umsetzung der Datenerfassung und -verarbeitung

Wie in Abbildung 1 gezeigt, wird die endoskopische Inertial-Messeinheit an der Spitze eines flexiblen Endoscops mechanisch verdrehsicher angebracht. Das vom Sensor aufgenommene Signal wird mit einer I²C-Schnittstelle von der Sensorplatine an der Endoskop-Spitze abgegriffen und entlang des Endoskop-Schaftes nach hinten geführt.

Das endoskopische Video-Signal wird mit einem Framegrabber in einer Auflösung von 768×576 Bildpunkten bei 25 Bildern/s (entsprechend PAL-Norm) abgegriffen und digitalisiert. Der anschließend applizierte „ENDOrientation“-Algorithmus läuft in zwei Stufen ab (vgl. Abbildung 2): Der eine Teil wird direkt auf einem kleinen 8-Bit-Microcontroller

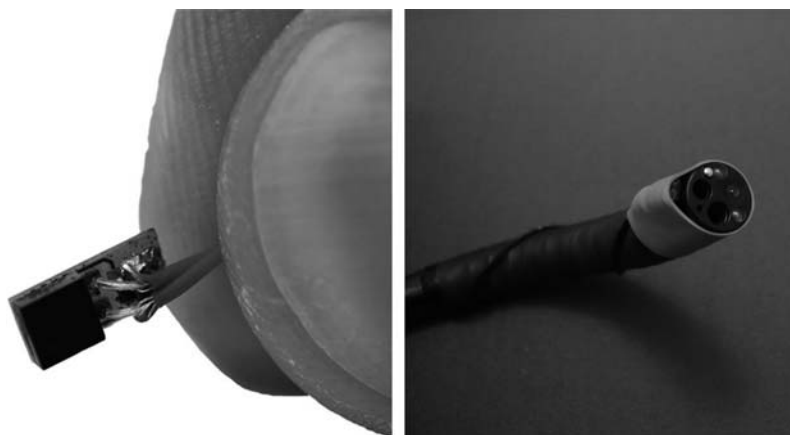


Abbildung 1 Prototyp mit einem externen MEMS-Sensor (links) am distalen Ende eines Video-Endoscops (rechts).

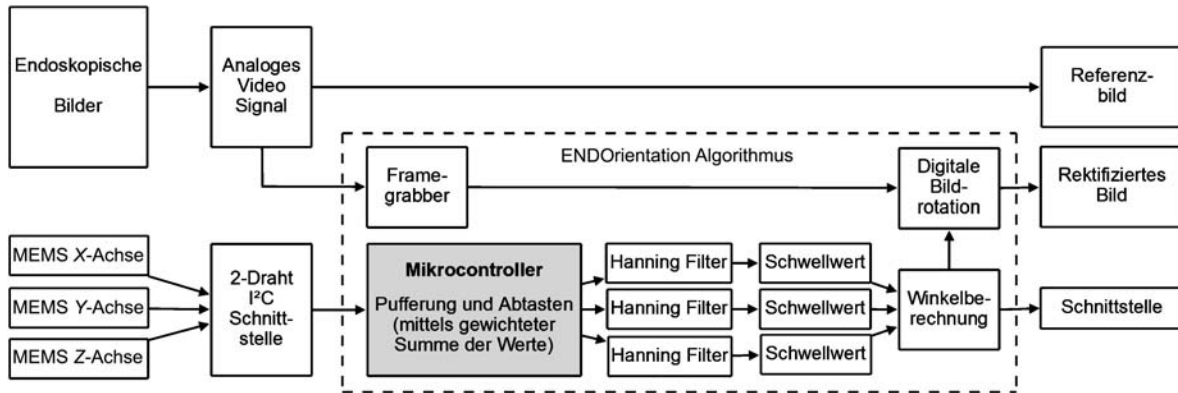


Abbildung 2 Blockdiagramm der Rotationskorrektur mit dem „ENDOrientation“-Algorithmus.

ausgeführt, der zweite Teil läuft als Anwendung auf einem kommerziellen Standard-PC. Wenn der Framegrabber ein neues Bild liefert, fordert das Programm vom Controller einen neuen Sensorwert-Vektor an, der die drei Beschleunigungswerte beinhaltet. Diese Beschleunigungswerte werden benutzt, um nach einer zeitlichen Hanning-Filterung zur Unterstützung weicherer Übergänge zwischen den einzelnen Videoframes den Rotationswinkel zu berechnen. Die Rück-Rotation oder Rektifizierung des Videobildes lässt sich mithilfe der OpenGL Bibliothek GLUT [12] in Echtzeit erledigen. Der Vorteil dieses Konzepts ist die einfache, aber zuverlässige Handhabung von zeitkritischen Aufgaben in der Verarbeitungskette.

Die volle Sensorbandbreite von 400 Hz kann im Microcontroller (Abbildung 3) für weitere Filterungsmöglichkeiten ausgenutzt werden, ohne in Probleme mit der zeitlichen Granularität des Betriebssystems zu laufen. Die Information der Lage der Endoskop-Spitze ist bei Abfrage im Rechner innerhalb von 30 ms verfügbar. Der „ENDOrientation“-

Ansatz kann in Echtzeit auf jedem gewöhnlichen Linux oder Windows XP/Vista Computer ausgeführt werden.

Algorithmische Vorgehensweise der Drehwinkelberechnung

Um die Orientierung des Endoskops in Relation zur Richtung der Erdanziehungskraft zu beschreiben, wird ein Kartesisches „Endoskopie-Bordnavigationssystem“ (Abbildung 4) mit den Achsen X , Y und Z (entsprechend DIN 9300 Standard für Luft- und Raumfahrt [4]) als Referenzrahmen angewendet [21]. Die Spitze und Blickrichtung weisen entlang der X -Achse, die Z -Achse zeigt im Bild nach unten, und die Y -Achse ist orthogonal zu beiden in horizontaler Bildrichtung nach rechts. Rotationen um diese Achsen werden als Rollen Φ (über X), Nicken Θ (über Y) und Gieren Ψ (über Z) bezeichnet. Die Bildrotation muss nur über die optische X -Achse orthogonal zur Bildebene durchgeführt werden. Die Schwerkraft g wird als externer unabhängiger Vektor betrachtet. Da keine explizite Winkelinformation existiert, kann nur der Einfluss der Schwerkraft auf jede der drei Achsen genutzt werden, um die Bildrotation zu korrigieren. Die



Abbildung 3 Microcontroller zur schnellen Filterung.

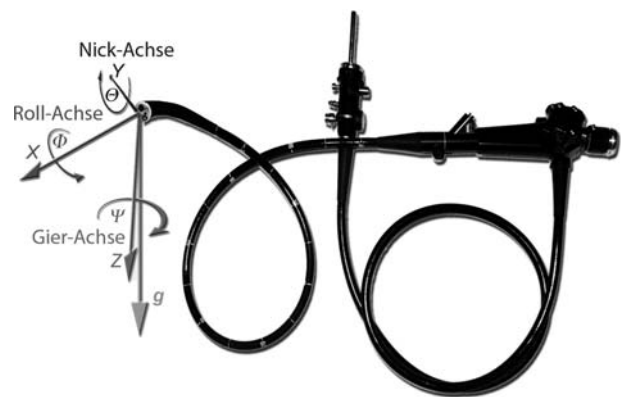


Abbildung 4 Beschreibung mit Roll-, Nick- und Gierwinkel für die Orientierung des Endoskops.

Gleichung (1) drückt aus, wie die Rotations-Parameter Φ , Θ und Ψ der Inertial Measurement Unit (IMU) [6] gewählt werden müssen, um eine korrekte räumliche Orientierung zu erhalten, bei der die Z-Achse parallel zur Schwerkraft g liegt:

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \mathbf{R}_\Phi \cdot \mathbf{R}_\Theta \cdot \mathbf{R}_\Psi \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\sin(\Theta)g \\ \sin(\Phi)\cos(\Theta)g \\ \cos(\Phi)\cos(\Theta)g \end{pmatrix} \quad (1)$$

mit $F_{x,y,z}$: gemessene Beschleunigungskräfte und \mathbf{R}_Φ , \mathbf{R}_Θ und \mathbf{R}_Ψ : Rotationsmatrizen um X-, Y- und Z-Achse.

Unter Verwendung der inversen trigonometrischen Funktionen kann nun nach Gleichung (2) der Roll-Winkel Φ für $F_x \neq \pm g$ und nach Gleichung (3) der Neige-Winkel Θ für alle Werte berechnet werden:

$$\Phi = \arctan2(F_y, F_z) \quad (2)$$

$$\Theta = \arcsin(-F_x/g) \quad (3)$$

Der verwendete MEMS-Sensor (STMicroelectronics LIS331DL) bietet eine gleichförmige Quantisierung von 8 Bit für einen Bereich von $\pm 2.3 g$ für jede der drei Achsen. Daraus folgt eine Quantisierungsgenauigkeit von $0.018 g$ pro Stufe oder 110 Stufen für den adressierten Bereich von $\pm g$. Demzufolge ist die genutzte Quantisierung genau genug, um eine verlässliche Genauigkeit von mindestens einem Grad bei nicht allzu heftiger Bewegung zu erreichen [8].

Klinische Evaluation

Im Rahmen einer präklinischen Studie (genehmigt von der Regierung von Oberbayern unter AZ 2531.3-5/03) wurde der Schwierigkeitsgrad der Navigation eines hybriden, transkutan durch die Bauchdecke eingebrachten Instruments innerhalb einer NOTES-Peritoneoskopie mit dem etablierten transsigmoidalen Zugang ISSA [23] mit und ohne automatisierte Rektifizierung untersucht und verglichen [10]. Die endoskopische Inertial-Messeinheit wird an der Spitze eines flexiblen Video-Endoskops wie oben beschrieben angebracht. Zusätzlich wurde ein elektromagnetischer Tracking Sensor (Flock of Birds, Ascension Technology, Burlington VT, USA) am Griff des Hybrid-Instruments befestigt, um die laterale Maximalauslenkung sowie die Bewegungen als Funktion der Zeit aufzuzeichnen.

Um den Nutzen der automatischen Echtzeit-Rotationskorrektur unter Verwendung von MEMS-Beschleunigungsmessern objektiv beurteilen zu können, werden vier verschiedene Markierungsnadeln durch die Bauchdecke eingesetzt, je eine in den vier Quadranten (oben rechts, unten rechts, unten links und oben links). Diese vier Nadeln müssen jeweils mit einer transabdominal eingeführten Fasszange unter Standardbedingungen gegriffen werden. Eingangs wird den Chirurgen, die das transkutan eingebrachte Instrument navigieren müssen, nur das originale endoskopische Bild gezeigt. In einem weiteren Durchgang wird auf einem zusätzlichen Monitor das automatisch korrigierte Bild mit künstlichem Horizont

gezeigt, während die Chirurgen dieselbe Aufgabe des Greifens der vier Nadeln nochmals erledigen müssen. Die Hälfte der Probanden bekommt in umgekehrter Reihenfolge zuerst das korrigierte und anschließend nur das originale Videobild zur Verfügung, um eventuelle Artefakte durch den Lerneffekt zu eliminieren.

Es wird jeweils die Zeit festgehalten und statistisch ausgewertet, die zum Erreichen und Greifen der vier Nadeln mit dem chirurgischen Instrument benötigt wird.

Ergebnisse

Evaluationsparameter: Interventionsdauer

Die teilnehmenden Probanden waren zehn Chirurgen mit einem unterschiedlichen Grad an Erfahrung und Übung. Es handelte sich um fünf Anfänger, vier geübte Chirurgen und einen Experten.

In den durchgeführten Experimenten konnte eindeutig gezeigt werden, dass das Greifen der Markierungsnadeln mit einem automatisch rektifizierten Bild bedeutend leichter und damit korrespondierend auch schneller ist als in der ursprünglich verdrehten Ansicht (Abbildung 5). Zur Erfüllung der experimentellen Greifaufgabe ohne Korrektur wurde eine mittlere Zeitdauer von $\mu_{\text{orig}} = 53.95 \text{ s}$ bei einer Standardabweichung von $\sigma_{\text{orig}} = 41.55 \text{ s}$ benötigt. Für dieselbe praktische Aufgabe unter Verwendung des künstlich stabilisierten

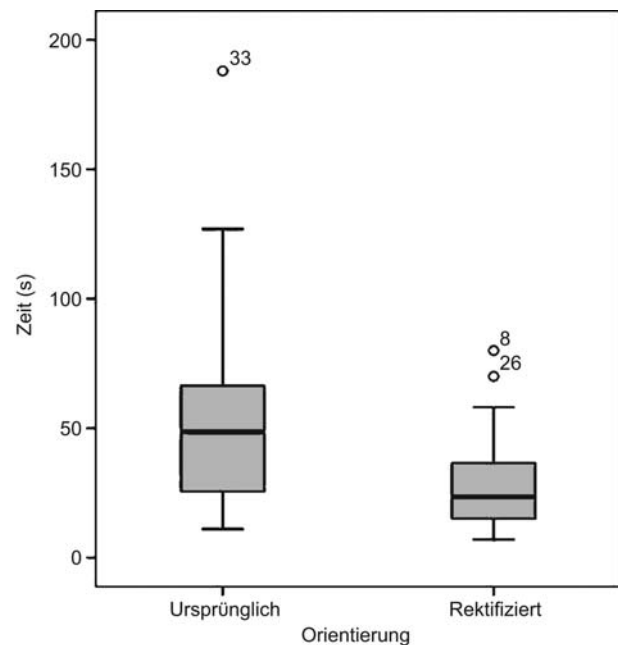


Abbildung 5 Durchschnittliche Eingriffsdauer ohne und mit Bildrektifizierung.

Der Box- und Whisker-Plot zeigt den 50%-Interquartilsabstand (IQR) mit Whiskern im 1.5-fachen IQR bei einem Median von 48.5 s ohne Bildrektifizierung und 23.5 s mit Bildrektifizierung. Ausreißer sind durch Kreise markiert, Extremwerte als Stern. Der ENDOrientation-Ansatz bietet einen signifikanten Zeitgewinn ($p = 0.017$ Mann-Whitney-U-Test).

Horizonts wurde eine mittlere Dauer von $\mu_{\text{rect}} = 29.65$ s mit einer Standardabweichung von $\sigma_{\text{rect}} = 21.15$ s erzielt.

Eine detailliertere Analyse der speziellen Aufgaben, aufgeteilt in die vier abdominalen Quadranten, zeigt, dass der größte Nutzen durch die Rektifizierung bei Eingriffen in der unteren Bauchhöhle erreicht werden konnte (Abbildung 6). Das Greifen der Nadeln im rechten oberen Abdomen dauerte im Mittel $\mu = 72.00$ s (± 67.13 s) ohne Rektifizierung, während mithilfe eines künstlich stabilisierten Horizonts nur $\mu = 38.8$ s (± 23.27 s) benötigt wurden. Im rechten Quadranten des unteren Abdomens dauerte der Eingriff 62.2 s (± 40.54 s) gegenüber 24.6 s (± 12.05 s) mit Rektifizierung. Im linken unteren Quadranten dauerte die Prozedur mit Original-Ansicht 38.8 s (± 22.25 s), während mit Rotationskorrektur nur noch 15 s (± 9.41 s) benötigt wurden. Im oberen Abdomen konnte die Eingriffszeit von 42.8 s (± 24.89 s) auf 40.2 s (± 28.38 s) verkürzt werden.

Es konnten keine Rückschlüsse auf einen Lerneffekt festgestellt werden, der Durchlauf mit dem Originalbild dauerte in beiden Varianten immer deutlich länger.

Evaluationsparameter: Pfadlänge und Bewegung

Die nachverfolgte Position des von einem geübten Chirurgen geführten Hybridinstrumenten-Griffs ist in (Abbildung 7) als 3-D-Visualisierung dargestellt. Eine erhöhte Bewegungsaktivität kann jeweils an den vier Zielpunkten festgestellt werden. An jedem dieser Zielpunkte hat die Hand des Chirurgen über einen längeren Zeitraum hinweg nur kleine Einzelbewegungen ausgeführt.

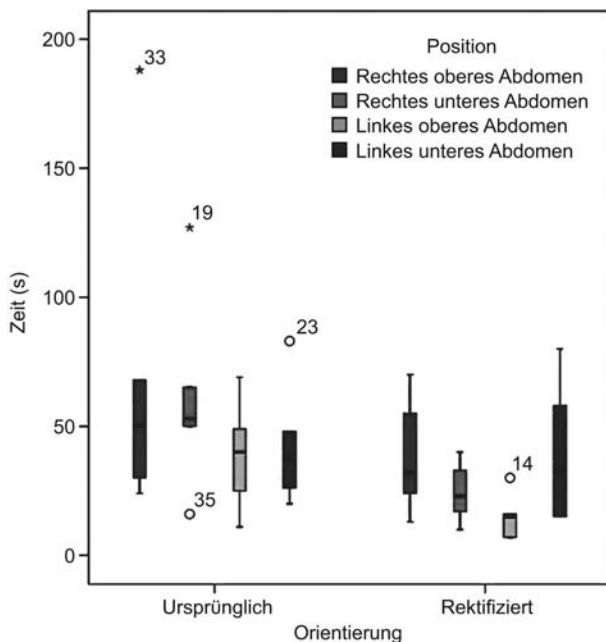


Abbildung 6 Durchschnittliche Eingriffsdauer ohne und mit Bildrektifizierung aufgeteilt in die verschiedenen abdominalen Quadranten.

Ausreißer sind durch Kreise markiert, Extremwerte als Stern. Der ENDOrientation-Ansatz bietet auch hier einen signifikanten Zeitgewinn ($p = 0.017$ Kruskal-Wallis-Test).

Im Vergleich zur nicht korrigierten Original-Ansicht als Koordinations- und Orientierungsgrundlage sind die Bewegungen mit Unterstützung durch einen stabilisierten Horizont bedeutend genauer und zielgerichteter. Die kürzeren Pfadlängen sind in Abbildung 8 ersichtlich.

Diskussion

Der klinisch-praktische Wert von Bild-Rektifizierungsverfahren wurde immer wieder von erfahrenen Endoskopikern angezweifelt, zudem bisher auch die technische Methodik

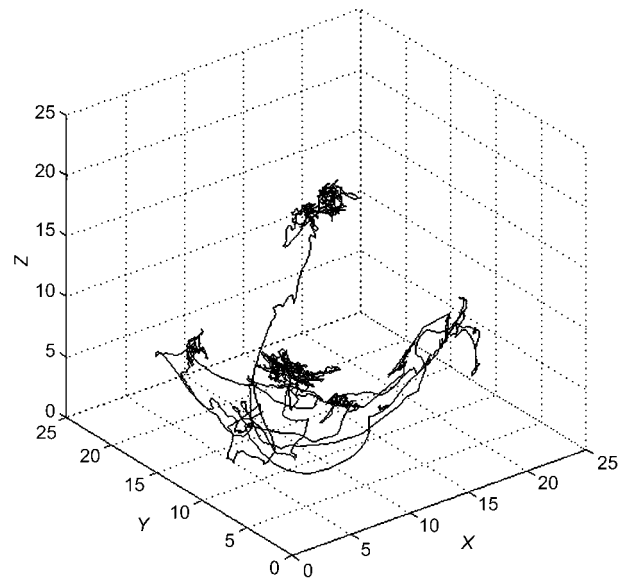


Abbildung 7 Pfadlänge bei einem Eingriff mit Originalbildern: 16,5 m.

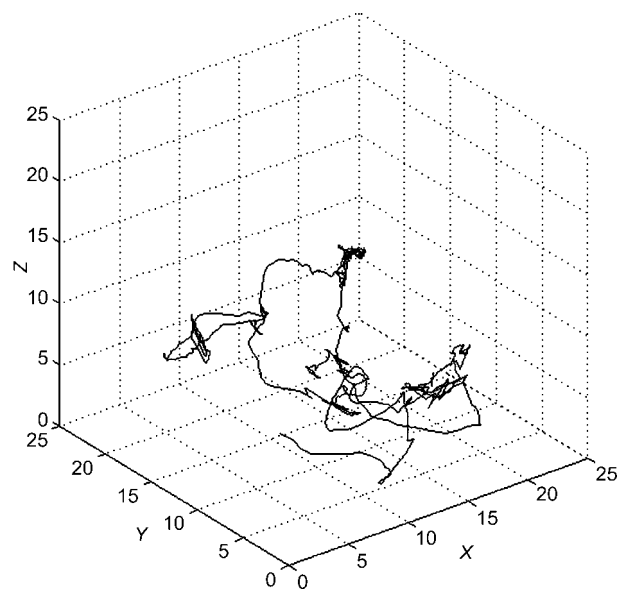


Abbildung 8 Pfadlänge bei einem Eingriff mit rektifizierten Bildern: 8 m.



Abbildung 9 Ursprüngliches (links) und rektifiziertes (rechts) Endoskopiebild eines in die Peritonealhöhle injizierten fallenden Tropfens.

wenig für die Klinik geeignet war. Seit jedoch kombinierte laparoskopisch-endoskopische Rendez-Vous-Techniken immer öfter durchgeführt werden [24], besteht ein erhöhter Bedarf für den Einsatz eines Rektifizierungsverfahrens für einen künstlich stabilisierten Horizont (Abbildung 9) als Unterstützung für den Chirurgen.

Der größte Nutzen der vorgestellten Rektifizierungsmethode konnte im unteren Abdomen erreicht werden. Um diese Position zu erreichen, muss das Video-Endoskop in eine sogenannte inverse Stellung gebracht werden. Während dieser Inversion ist es unmöglich, den Bildhorizont durch Drehen des Endoskops manuell anzupassen. In diesem Fall würden andere Strukturen gezeigt. Im Vergleich dazu ist das Video-Endoskop bei der Exploration von Strukturen im oberen Teil der Bauchhöhle in einer mehr oder weniger geraden Position, wo kleinere Korrekturen auch intuitiv manuell ausgeführt werden könnten.

Mit dem von uns vorgestellten ENDOrientation-Ansatz ist es möglich, NOTES-Eingriffe mit flexiblen Endoskopen für Chirurgen schneller, genauer und damit sicherer zu gestalten. Das konnte sowohl durch die Analyse des Zeitbedarfs als auch durch die nachverfolgten Pfade des Instruments gezeigt werden. Die Minimaldauer, der Mittelwert und die Höchstdauer konnten in jedem Quadranten durch den Einsatz der Rektifizierungs-Technologie gesenkt werden. Offensichtlich hängen die beiden Parameter Zeitdauer und Pfadlänge eng zusammen und können als signifikantes Maß für die Komplexität eines Eingriffs betrachtet werden. Da sowohl Dauer als auch Länge bei der Anwendung unserer Rektifizierung abnahmen, konnte letztendlich auch der Schwierigkeitsgrad des gesamten Eingriffs gesenkt werden. Alle teilnehmenden Chirurgen beurteilten den Schwierigkeitsgrad der zu erledigenden Prozeduren bei Einbringen eines künstlichen Horizonts als geringer. Dennoch ist das Original-Bild ohne Korrekturen weiterhin notwendig, da der Gastroenterologe an das Arbeiten mit veränderlichem Horizont gewöhnt ist und dieses rotierende Bild für eine Steuerung des Endoskops benötigt.

Literatur

- [1] Albitar C, Graebing P, Doignon C. Fast 3D vision with robust structured light coding. In: SPIE Medical Imaging 2009: Visualization and Image-Guided Procedures, Orlando, USA, February, 2009: 726113.1–726113.8.
- [2] Cao CG, Milgram P. Disorientation in minimal access surgery: a case study. In: Proceedings of the IEA 2000/HFES 2000 Congress, 2000; 4: 169–172.
- [3] Deguchi K, Sasano T, Arai H, Yoshikawa H. 3D shape reconstruction from endoscope image sequences by the factorization method. IEICE Trans Inf Sys 1996; 79: 1329–1336.
- [4] DIN 9300-1:1990-10. Aerospace; concepts, quantities and symbols for flight dynamics; aircraft motion relative to the air; ISO 1151-1:1988 modified. 1990.
- [5] Holden J, Flach J, Donchin Y. Perceptual-motor coordination in an endoscopic surgery simulation. Surg Endosc 1999; 13: 127–132.
- [6] Höller K. Characterization and modeling of an inertial sensor for navigation of autonomous systems. Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg. Oktober 2005.
- [7] Höller K, Penne J, Schneider A, et al. Endoscopic orientation correction. In: Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, 12th International Conference Proceedings MICCAI'09 London, UK, September, 2009: 459–466.
- [8] Höller K, Penne J, Schneider A, et al. Suppression of shock based errors with gravity related endoscopic image rectification. In: Proceedings 5th Russian-Bavarian Conference on Bio-Medical Engineering Munich, Germany, July, 2009: 43–47.
- [9] Höller K, Petrunina M, Penne J, et al. Taking endoscopy to a higher dimension: computer aided 3-D NOTES. In: Proceedings 4th Russian-Bavarian Conference on Bio-Medical Engineering Zelenograd, Moscow, July, 2008: 33–37.
- [10] Höller K, Schneider A, Jahn J, et al. Clinical evaluation of endorientation: gravity related rectification for endoscopic images. In: Proceedings of the ISPA 2009: 713–717.
- [11] Hummel J, Figl M, Kollmann C, Bergmann H, Birkfellner W. Evaluation of a miniature electromagnetic position tracker. Med Phys 2002; 29: 2205–2212.
- [12] Kilgard MJ. The OpenGL utility toolkit (glut) programming interface API version 3. Silicon Graphics, Inc. 1996.
- [13] Koppel D, Wang YF, Lee H. Automated image rectification in video-endoscopy. In: Proceedings 4th International Conference on Medical Image Computing & Computer-Assisted Intervention (MICCAI) 2001: 1412–1414.
- [14] Koppel D, Wang Y, Lee H. Image-based rendering and modeling in video-endoscopy. In: IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, Proceedings of the Arlington, VA, 2004: 272–279.
- [15] Koppel D, Wang YF, Lee H. Robust and real-time image stabilization and rectification. In: Proceedings 7th IEEE Workshop on Application of Computer Vision (WACV/MOTION'05) Washington, DC, USA, 2005: 350–355.
- [16] Mirota D, Taylor R, Ishii M, Hager G. Direct endoscopic video registration for sinus surgery. In: Medical Imaging 2009: Visu-

- alization, Image-guided Procedures and Modeling. Proceedings of the SPIE, February, 2009: 72612K.
- [17] Penne J, Höller K, Krüger S, Feußner H. NOTES 3D: endoscopes learn to see 3D; basic algorithms for a novel endoscope. Proceedings of VISAPP 2007; 134–139.
- [18] Rattner D, Kalloo A. ASGE/SAGES working group on Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery: White Paper October 2005. *Surg Endosc* 2006; 20: 329–333.
- [19] Stoyanov D, Darzi A, Yang GZ. A practical approach towards accurate dense 3D depth recovery for robotic laparoscopic surgery. *Comput Aided Surg* 2005; 10: 199–208.
- [20] Thormählen T, Broszio H, Meier PN. Three-dimensional endoscopy. Falk Symposium No. 124, Medical Imaging in Gastroenterology and Hepatology, Hannover, September, 2001: 199–211.
- [21] Titterton DH, Weston JL. Strapdown inertial navigation technology. 2nd edition. Stevenage, UK: Institute of Electrical Engineers 2004.
- [22] Welch G, Foxlin E. Motion tracking: no silver bullet, but a respectable arsenal. *IEEE Comput Graph Appl* 2002; 22: 24–38.
- [23] Wilhelm D, Meining A, von Delius S, et al. An innovative, safe and sterile sigmoid access (ISSA) for NOTES. *Endoscopy* 2007; 39: 401–406.
- [24] Wilhelm D, von Delius S, Burian M, et al. Simultaneous use of laparoscopy and endoscopy for minimally invasive resection of gastric subepithelial masses – analysis of 93 interventions. *World J Surg* 2008; 32: 1021–1028.
- [25] Yeung SY, Tsui HT, Yim A. Global shape from shading for an endoscope image. In: *Medical Image and Computer Assisted Intervention, Second International Conference Proceedings MICCAI'99*, Cambridge, UK, September, 1999: 328–332.

Eingereicht: 8. Januar 2010; akzeptiert: 21. April 2010; online first: 30. Juni 2010