

Trägheitsbasiertes Navigationssystem für die Harnblasenendoskopie

Alexander Behrens, Jonathan Grimm, Sebastian Gross, Til Aach

Lehrstuhl für Bildverarbeitung, RWTH Aachen University, 52056 Aachen, Germany
alexander.behrens@lfb.rwth-aachen.de

Kurzfassung. Bei der Harnblasenvideoendoskopie ist das Navigieren und das kontrollierte Sichten des gesamten Hohlorgans durch das begrenzte Sichtfeld des Endoskops für den Urologen stark erschwert. Als Navigationshilfe können hierbei zusätzliche externe Navigationssysteme eingesetzt werden. Da jedoch aufgrund zu hoher Kosten optische und magnetische System bisher nicht verwendet wurden, steigt das Interesse an low-cost Systemen. Hierzu wurde ein erstes zystoskopisches Navigationssystem mittels Trägheitssensorik entwickelt, welches mit einer Fehlertoleranz von ca. 2° Winkelgrad eine erste robuste und kostengünstige Orientierungshilfe für die Harnblasenendoskopie darstellt.

1 Einleitung

Die minimalinvasive Harnblasenspiegelung (Zystoskopie) zur Diagnose und Therapie von Blasenkrebs mittels eines Videoendoskopiesystems führt oft zu einer gestörten Hand-Auge-Koordination für den Chirurgen. Eine gezielte Navigation und Orientierung innerhalb des Hohlorgans ist stark erschwert. Dies wird durch den Einsatz der PDD-Fluoreszenztechnik (photo dynamic diagnostics) noch weiter verstärkt, da das Zystoskop hierbei für eine gute Bildbelichtung stets dicht ($\leq 1\text{cm}$) an der Blasenwand entlang geführt werden muss. Somit liegt im Field of View (FOV) des Zystoskops ein nur sehr kleiner Ausschnitt der Organinnenfläche. Die Komplexität für das Wiederauffinden von zuvor protokollierten Tumoren und das Sicherstellen einer vollständigen und lückenlosen Organspiegelung ist daher stark erhöht.

Computergestützte Navigationshilfen für zystoskopische Untersuchungen verwenden bisher bildbasierte Systeme, welche Übersichtsbilder der inneren Blasenwand durch Bildregistrierung und Stitching erstellen [1, 2]. Der Einsatz von zusätzlichen externen Navigationssystemen wurde dagegen bisher noch nicht weiter berücksichtigt. Vielfach erschweren die hohen Kosten für optische und magnetische Systeme die klinische Etablierung. Dagegen könnten inertielle Systeme trotz systembedingter größerer Fehlertoleranzen low-cost Navigationshilfen, wie z.B. eine Drehwinkelkompensation [3] anbieten. Ein erstes zystoskopisches Navigationssystem zur räumlichen Positionsbestimmung, bestehend aus mikroelektromechanischen Systemen (MEMS) wird in dieser Arbeit vorgestellt und evaluiert.

2 Aufbau und Methoden

Das entwickelte inertielle Navigationssystem (INS) besteht aus einem Beschleunigungssensor mit drei Freiheitsgraden (ST LIS3L02AL) und zwei Gyroskopen (EPSON XV-3500CB). Deren orthogonale Anordnung am Zystoskop ist in Abb. 1 gezeigt. Die Sensordaten werden aus LEGO® Mindstorms® NXT Bricks (32-Bit-ARM-Prozessor) ausgelesen und über die PC–USB Schnittstelle übertragen. Hierbei werden im Mittel $2 \cdot 300$ Gyroskopwerte und 80 Beschleunigungsvektoren pro Sekunde verarbeitet.

Durch die Anatomie des Menschen stellt der Blasenausgang einen rotatorischen Angelpunkt für die Bewegung des starren Zystoskops dar. Damit reduziert sich die Anzahl der Freiheitsgrade von sechs $(x, y, z, \phi, \psi, \theta)$ auf insgesamt vier (R, ϕ, ψ, θ) (vgl. Abb. 1). R beschreibt hierbei den Abstand zwischen Endoskopspitze und Rotationszentrum. ϕ und θ definieren die beiden Raumwinkel um die y - und die z -Achse und ψ die Drehung um die x - bzw. optische Achse x_s des Endoskops. Unter der Annahme einer gleichförmigen realistischen Freihandbewegung kann der Anteil einer zum Schwerfeld überlagerten Beschleunigung bei der Positionsbestimmung des Zystoskops in erster Näherung vernachlässigt werden. Die Beschleunigungswerten beinhalten dann nach Gleichung 1 und 2 die Drehwinkel, die die Rückdrehung in das Koordinatensystem des Schwerfelds $\mathbf{g} = g\mathbf{e}_z$ beschreiben:

$$\underbrace{\begin{pmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{pmatrix}}_{\mathbf{a}} = \underbrace{\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \psi & \sin \psi \\ 0 & -\sin \psi & \cos \psi \end{pmatrix}}_{\mathbf{R}_x} \underbrace{\begin{pmatrix} \cos \phi & 0 & -\sin \phi \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \phi & 0 & \cos \phi \end{pmatrix}}_{\mathbf{R}_y} \underbrace{\begin{pmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}}_{\mathbf{R}_z} \underbrace{\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{pmatrix}}_{\mathbf{g}} \quad (1)$$

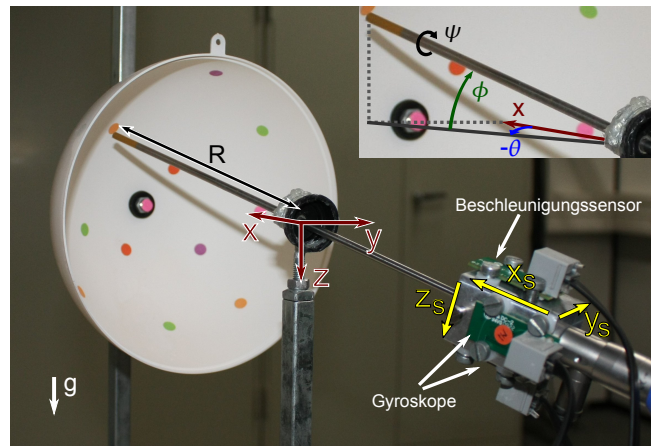


Abb. 1. Versuchsaufbau mit Blasenphantom, Referenzpunkten und Angaben der Sensorenanordnung, der Freiheitsgrade R, ψ, ϕ, θ und der Koordinatensysteme.

$$\mathbf{a} = \begin{pmatrix} -\sin \phi g \\ \sin \psi \cos \phi g \\ \cos \psi \cos \phi g \end{pmatrix} \quad (2)$$

Die Rotation um ϕ, ψ und die axiale Verschiebung R des Zystoskops berechnen sich damit zu

$$\phi = \arcsin\left(-\frac{a_x}{g}\right), \quad \psi = \arctan\left(\frac{a_y}{a_z}\right) \quad \text{und} \quad R = \iint_{t=0}^T a_x dt^2 \quad (3)$$

Aufgrund der vertikalen Ausrichtung des Beschleunigungssensors zum Schwerfeld \mathbf{g} ist dieser gegenüber der Rotation \mathbf{R}_z um die z -Achse invariant, so dass zur Berechnung von θ die Gyroskope verwendet werden. Durch die orthogonale Anordnung der beiden Sensoren G_1, G_2 (vgl. Abb. 1) ergeben sich die beiden Winkelanteile $\Delta\theta_{G_1}, \Delta\theta_{G_2}$ durch kurzzeitige Integration im Zeitintervall Δt zu

$$\Delta\theta_{G_1,t} = \int_{\tau=\Delta t} v_{G_1}(\tau) \cos \psi_t d\tau \quad \text{und} \quad \Delta\theta_{G_2,t} = \int_{\tau=\Delta t} v_{G_2}(\tau) \sin \psi_t d\tau \quad (4)$$

In guter Näherung wird in Gleichung 4 im Zeitintervall Δt ein konstanter Rotationswinkel ψ_t angenommen. Der resultierende Winkel θ ergibt sich nach

$$\theta = \sum_{t=0}^T (\Delta\theta_{G_1,t} + \Delta\theta_{G_2,t}) \quad (5)$$

aus der Summe aller kurzzeitigen und synchronisierten Sensormessungen.

Zur Evaluierung der Messgenauigkeit des Systems wird ein kugelförmiges Blasenphantom mit 17 ausgemessenen Referenzpositionen (siehe Abb. 1) verwendet. Der Versuchsaufbau beinhaltet eine Halterung mit einer festen Lochführung, welches das Rotationszentrum und damit den Blasenausgang repräsentiert.

2.1 Messungen

Durch Rausch- und Offsetmessungen werden die Inertialsensoren zunächst charakterisiert und kalibriert. Im Ruhestand werden die Rauschvarianzen σ_{0,G_1}^2 , σ_{0,G_2}^2 , sowie die mittleren Offsets v_{0,G_1}, v_{0,G_2} der Gyroskope bestimmt. Diese werden zur Mittelwertbefreiung und unter der Modellannahme eines additiven Rauschens zur Wiener-Filterung der Sensorwerte verwendet. Zusätzlich werden Sensorwerte $\leq 1^\circ/sec$ unterdrückt. Zur Kalibrierung des Beschleunigungssensors wird dieser in und entgegen der Richtung des Schwerfelds gedreht, der minimale und maximale Sensorwert bestimmt und mit $\pm g$ gleichgesetzt. Zwischenwerte werden linear interpoliert und die Offsets ϕ_0, ψ_0 bestimmt. Zur Rauschunterdrückung wird ein gleitender Mittelwert mit einer Filterbreite von $w = 5$ verwendet.

Zur Evaluierung der Winkelfehler werden drei Versuche durchgeführt. In Messung A wird das Zystoskop an die Referenzpunkte des Blasenphantoms (vgl. Abb. 1) für einige Sekunden lang gehalten und ϕ ausgewertet. In Messung B wird

das Zystoskop vom Mittelpunkt des Phantoms mehrfach zu den jeweiligen Referenzpunkten durch unterschiedliche Freihandbewegungen und Bahntrajektorien geführt. Dies simuliert das gezielte Anfahren von Tumoren. Nach Erreichen des Punktes ($t = T \approx 5 - 20 \text{ sec}$) wird der Drehwinkel ϕ anhand der letzten $k = 5$ Drehwinkel gemittelt und der bis dahin durch Gleichung 5 bestimmte Winkel θ ausgewertet. Der Winkelfehler ϵ_{ψ} wird in Messung C evaluiert. Hierbei wird das Endoskop mehrfach um die optische Achse hin und her gedreht und der Winkel ψ nach Gleichung 3 berechnet. Referenzwinkel ψ_{Ref} werden aus den Endoskopbildern gewonnen, indem die Verdrehung der charakteristischen endoskopischen Richtungsmarkierung (siehe Abb. 2) automatisch detektiert wird.

3 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Fehlermessungen sind in Abb. 2 dargestellt. Nach Messung A ergibt sich für ϕ ein mittlerer absoluter Winkelfehler von $\epsilon_{\phi A} = 0.312^\circ$ und eine Fehlervarianz von $\sigma_{\epsilon_{\phi A}}^2 = 0.036^\circ{}^2$. Messung B ergibt eine über alle Datenpunkte und Bahntrajektorien gemittelte absolute Abweichung für ϕ und θ von $\epsilon_{\phi B} = 0.392^\circ$, $\sigma_{\epsilon_{\phi B}}^2 = 0.078^\circ{}^2$ und $\epsilon_{\theta} = 1.949^\circ$, $\sigma_{\epsilon_{\theta}}^2 = 0.495^\circ{}^2$. Der mittlere absolute Fehler für ψ beträgt aus Messung C $\epsilon_{\psi} = 3.369^\circ$ und $\sigma_{\epsilon_{\psi}}^2 = 5.961^\circ{}^2$.

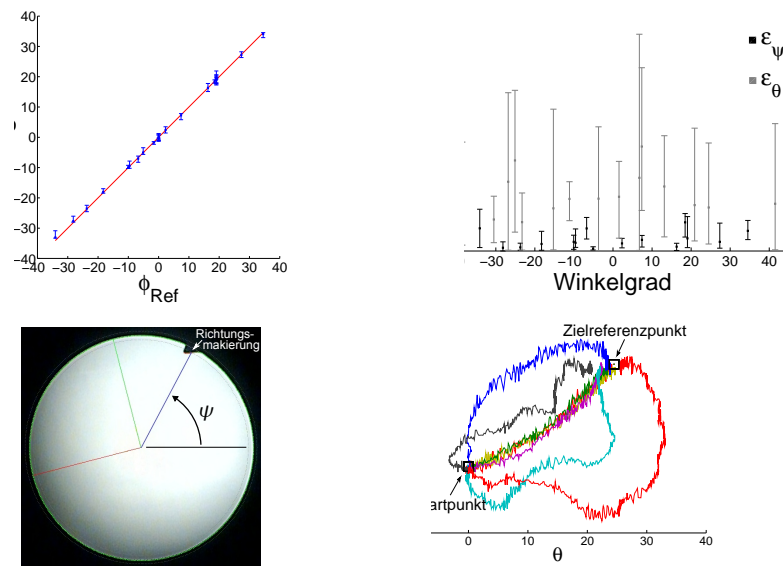
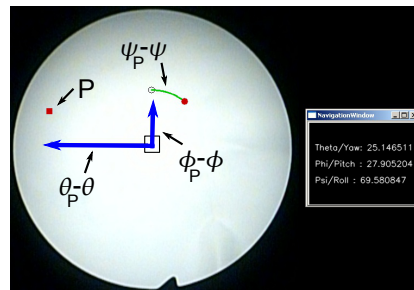


Abb. 2. Mittlerer Fehler und absolute Min-Max-Fehlerbalken von ϕ für jeden Phantom-Referenzpunkt (l.o.). Mittlerer absoluter und Min-Max-Fehler von ϕ, θ (r.o.). ψ -Bestimmung durch Detektion der endoskopischen Richtungsmarkierung (Einkerbung) (l.u.). Bahntrajektorien von acht unterschiedlichen Freihandbewegungen eines Referenzpunktes (r.u.).

4 Diskussion

Für ϕ ergibt sich sowohl für das ruhige Festhalten als auch während einer gleichförmigen Bewegung des Zystoskops ein Winkelfehler von unter 0.5° Winkelgrad, welcher eine sehr genaue Lagebestimmung zulässt. Weiterhin kann aus den Beschleunigungswerten direkt der Rotationswinkel ψ um die optische Achse des Zystoskop mit einer Genauigkeit von ca. 4° erreicht werden. Trotz dieses höheren Fehlers kann aufgrund des größeren Öffnungswinkels des Zystoskops der Referenzpunkt noch zuverlässig im Endoskopbild erfasst werden. Obwohl das kumulative Aufsummieren von Sensorwerten zu einem steigenden Messfehler und einer Drift von θ ($2^\circ - 7^\circ$) führt, erfolgt das gezielte Anfahren von Zielstrukturen mit einem tolerierbaren mittleren absoluten Fehler von ca. 2° Winkelgrad. Eine zuverlässige Bestimmung von R nach Gleichung 3 ist hingegen durch die Zweifachintegration und der geringeren Abtastrate des Beschleunigungssensors nicht möglich, so dass dieser Freiheitsgrad hier noch unbestimmt bleibt. Dennoch kann dieses low-cost Inertialsystem dem Urologen beim Protokollieren und räumlichen Wiederauffinden von Tumoren unterstützen. Dazu können wie in Abb. 3 gezeigt,

Abb. 3. Eingblendete Richtungspfeile mit Sollwinkelpositionen.



Richtungspfeile für die Sollposition des Zystoskops dem aktuellen Endoskopbild überlagert werden. Hierbei verkürzen sich die Pfeillängen auf die noch verbleibenden Winkeldifferenzen. In weiteren Arbeiten werden zur Minimierung der Winkelfehler zusätzlich Bewegungsvektorfelder aus den Bilddaten herangezogen. Die ersten Ergebnisse versprechen dennoch schon jetzt eine kostengünstige und potientielles Navigationshilfe, zu der weiteres ärztliches Feedback erhoben wird.

Literaturverzeichnis

1. Behrens A, Bommes M, Stehle T, et al. A multi-threaded mosaicking algorithm for fast image composition of fluorescence bladder images. *Proc SPIE*. 2010;7625.
2. Miranda-Luna R, Daul C, Blondel W, et al. Mosaicing of bladder endoscopic image sequences: distortion calibration and registration algorithm. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2008;55(2):541–53.
3. Höller K, Penne J, Schneider A, et al. Endoscopic orientation correction. *Lect Notes Computer Sci*. 2009;5761:459–66.