

Ein Ansatz zur bewegungskompensierten stereoskopischen Navigation für die Bronchoskopie

N. Leßmann¹, J. Sulikowski¹, P. Névoa¹, T. Kral¹, D. Drömann², A. Schlaefer¹

¹ *Medical Robotics, Institut für Robotik und Kognitive Systeme, Universität zu Lübeck, Lübeck, Germany*

² *Medizinische Klinik III, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck, Germany*

Kontakt: schlaefer@rob.uni-luebeck.de

Abstract:

Die bronchoskopische Diagnostik peripherer Lungentumore wird durch Atembewegungen und die schlechte Sichtbarkeit im Röntgenbild erschwert. Eine genaue 3D Lokalisation von Instrument und Zielgebiet kann nur durch stereoskopische Röntgenbilder erreicht werden. Bei sequentieller Aufnahme mit einem C-Bogen kann die Atmung zu Verschiebungen führen. Wir beschreiben einen Ansatz, wie anhand eines Markers und eines passiven optischen Lageverfolgungssystems die Lage der Bildebenen unter Ausgleich der Atembewegung bestimmt werden kann. Erste experimentelle Ergebnisse deuten darauf hin, dass mit dem System zum Atemzustand konsistente Bilddaten erfasst werden können. Aus zwei Röntgenbildern aus verschiedenen Richtungen zum gleichen Atemzustand kann die Lage von Bronchoskop und Zielgebiet bestimmt werden.

Schlüsselworte: Navigation, Atembewegung, Bronchoskopie, C-Bogen

1 Problem

Die Bronchoskopie stellt eine wichtige Methode zur Diagnose von Erkrankungen der Atemwege dar. Besonders bei Verdacht auf eine Krebserkrankung ist es erforderlich, eine Biopsie des vermuteten Tumorumfanges durchzuführen. Eine Herausforderung stellen vor allem Ziele tief im Bronchialbaum dar, beispielsweise periphere Lungentumore. Typischerweise erfolgt die Navigation anhand von Röntgenbildern, die mit einem C-Bogen erfasst werden. Nachteilig ist dabei die Beschränkung auf eine Bildebene, die eine genaue räumliche Lokalisation von Zielgebiet und Instrument erschwert. Die wiederholte Erfassung von Röntgenbildern oder Bildsequenzen aus verschiedenen Richtungen ermöglicht zwar eine grobe Navigation, erfordert aber einerseits Erfahrung des Operateurs und führt andererseits durch das iterative Vorgehen zu einer zusätzlichen Strahlenbelastung für Patient und OP-Personal.

Ein Ansatz zur Lokalisation unabhängig von der Röntgenbildgebung besteht in der Verwendung von elektromagnetischen Lageverfolgungssystemen [1-3]. Da insbesondere zum Erreichen peripher Tumore dünne, flexible Bronchoskope zum Einsatz kommen, sollte der Sensor möglichst nahe an der Spitze des Instruments angebracht werden. Die im Sensor enthaltenen Spulen und vor allem das zum Sensor führende Kabel vergrößern jedoch gegebenenfalls den Durchmesser des Instruments. Ein möglicher Nachteil ist die Abhängigkeit von störenden Magnetfeldern, beispielsweise durch den C-Bogen [1]. Außerdem atmen die Patienten typischerweise spontan, so dass sich die Positionen von Zielgebiet und Bronchoskop in Abhängigkeit vom Atemzustand ändert. Interessant ist daher nicht die von einem Lageverfolgungssystem ermittelte absolute Position des Sensors, sondern seine Position relativ zum atembeweglichen Bronchialbaum.

Ziel unserer Arbeiten sind daher Aufbau und Validierung eines Systems, das sich einfach in den OP-Ablauf integrieren lässt, stereoskopische Bilderfassung ermöglicht und eine Berücksichtigung der Atembewegung erlaubt. Wir beschreiben den Systemaufbau sowie erste Ergebnisse zur Demonstration der Machbarkeit des Navigationsansatzes.

2 Methoden

Grundidee des Systems ist die Kombination von Bewegungstracking und stereoskopischer Röntgenbildgebung. Abbildung 1 zeigt unterschiedliche Atemzustände (a-c). Die Lage von Zielgebiet, Bronchoskop und Brustkorb ändert sich entsprechend, so dass die Lage des Bronchoskops relativ zum Zielgebiet variiert. Bewegungen des extern auf dem Brustkorb platzierten Marker können als Surrogat für die interne Bewegungen verwendet werden [4].

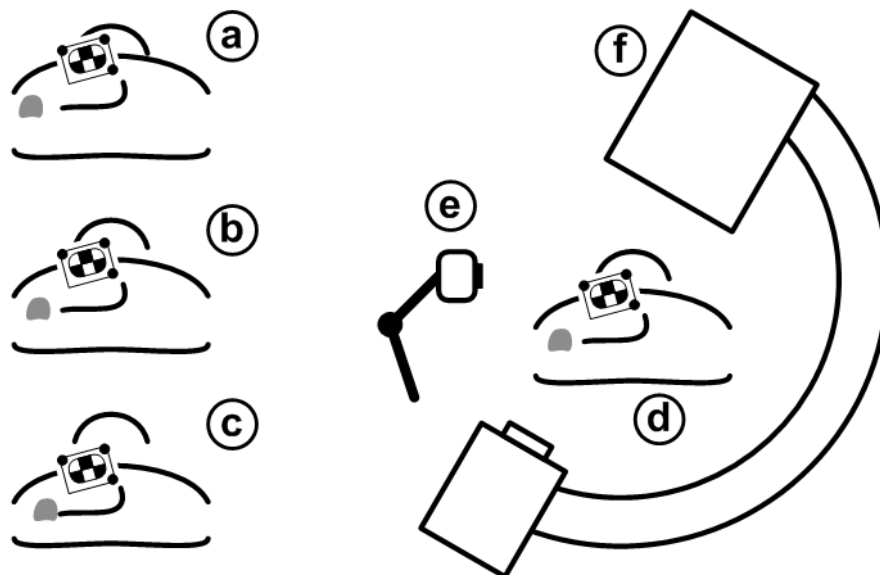


Abb. 1: Die linke Seite der Grafik illustriert, wie sich Marker, Körperoberfläche, Zielgebiet (grau) und Bronchoskop durch die Atmung bewegen (a-c). Die rechte Seite zeigt, wie sich der Marker (d) durch Trackingkamera (e) und C-Bogen (f) erfassen lässt.

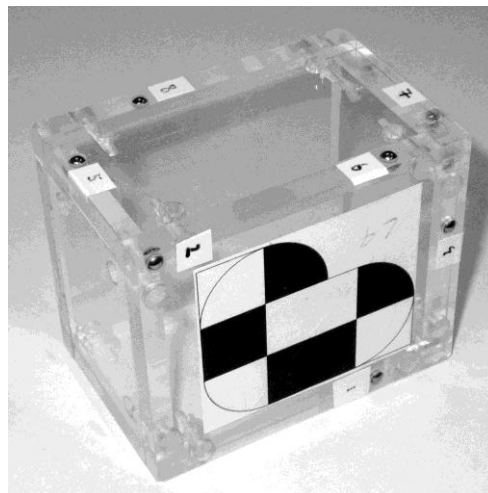
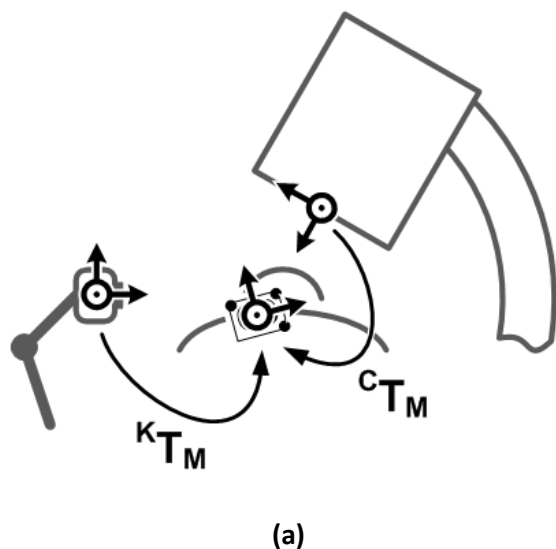


Abb. 2: Links sind die Koordinatensysteme dargestellt, die eine Überführung von Röntgenbildkoordinaten in Kamerakoordinaten erlaubt. Rechts ist der 4 cm x 5 cm x 6 cm große Marker mit Metallkugeln und Trackingmuster zu erkennen.

Die am Patient (d) angebrachte Markerbox enthält fest montierte Metallkugeln, die im Röntgenbild des C-Bogens (f) gut sichtbar sind. Das schwarz-weiße Muster lässt sich mit einem Stereokamerasystem (e) lokalisieren. Die Beziehung zwischen Kugeln und Muster ist bekannt, so dass wie in Abbildung 2a dargestellt, die Transformation von Röntgenbildkoordinaten in Stereokamerakoordinaten möglich ist. Abbildung 2b zeigt die verwendete Markerbox.

Den gesamten Experimentalaufbau zeigt Abbildung 3a. Der Steuerrechner ist per USB mit einem Framegrabber (Terratec G1, TERRATEC Electronic GmbH, Deutschland) verbunden und kann so direkt auf die Bilder des C-Bogens (BV Endura, Philips Medical Systems, Niederlande) zugreifen. Die Daten werden mit OpenCV erfasst und gespeichert. Über eine C-Schnittstelle wird die Trackingkamera (MicronTracker H40, Claron Technology Inc., Kanada) angesteuert, die die Lage und die Position der Markerbox bestimmt. Mit einem Piezo-Antrieb (C-867 PILine Motion Controller, Physik Instrumente GmbH & Co. KG, Deutschland) wurde ein einfaches Phantom zur Simulation von Bewegungen realisiert. Die Bewegung des Brustkorbs wurde durch das Heben und Senken der Markerbox simuliert. Um eine pessimistische Abschätzung zu erhalten wurden eine vergleichsweise kleine Gesamtbewegung von etwa 2 mm mit einer Periodenlänge von 2 s sowie eine Geschwindigkeit von etwa 2 mm/s gewählt.

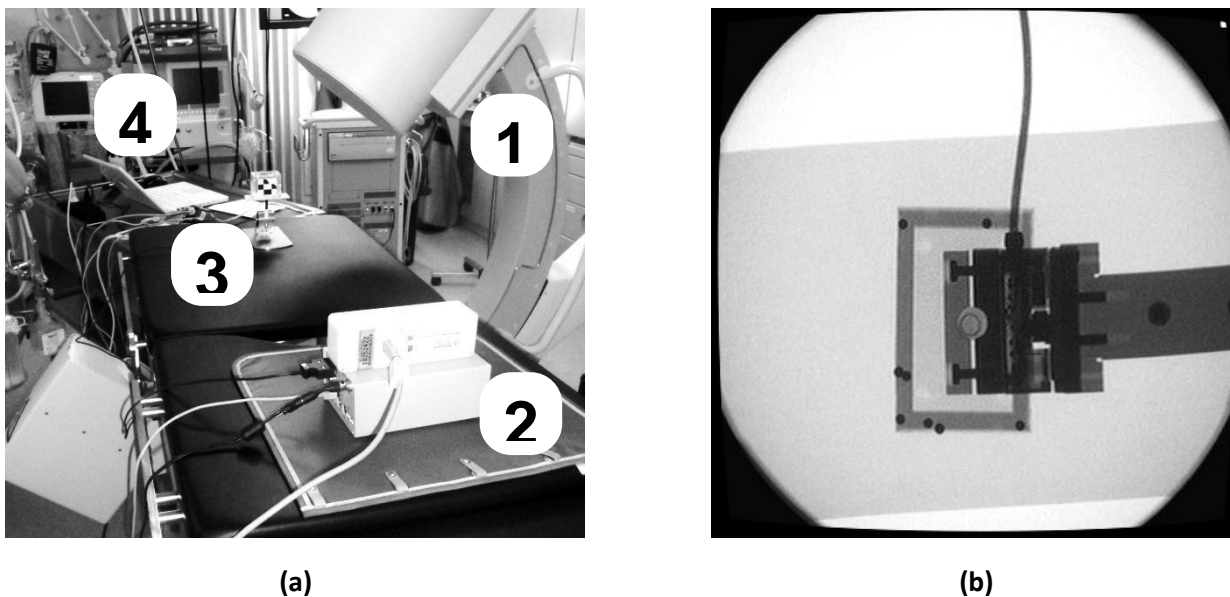


Abb. 3: a) Der Experimental Aufbau mit C-Bogen (1), Tracking-Kamera (2), Phantom (3) und Steuerrechner (4). b) Ein Röntgenbild des Phantoms.

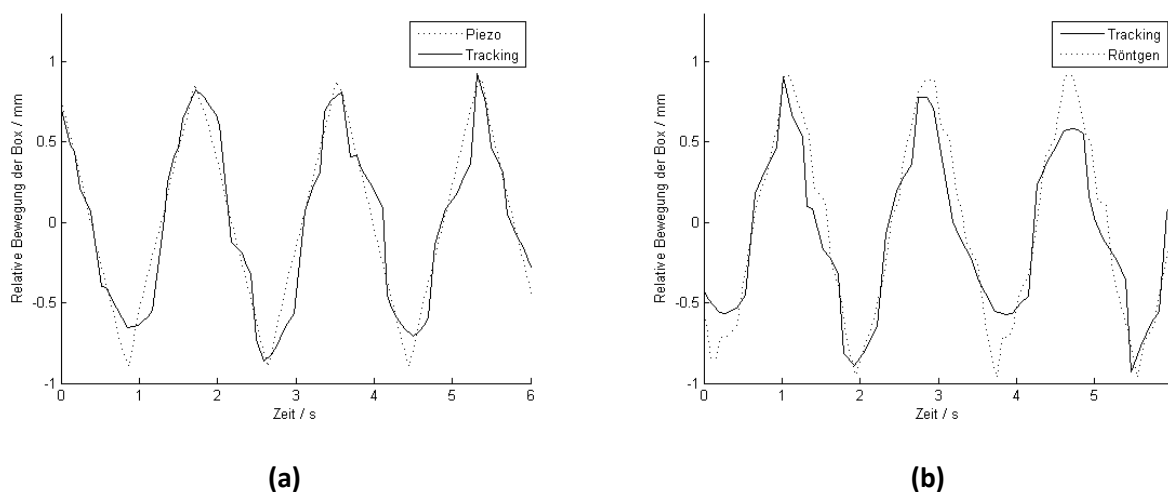


Abb. 4: a) Die vom Piezo-Antrieb gefahrene (gepunktet) und die mit dem Trackingsystem erfasste Bewegung (durchgezogen). b) Aufzeichnung der Dreiecksbewegung mit Trackingkamera (durchgezogen) und C-Bogen (gepunktet). Die Daten zu den Abbildungen stammen aus verschiedenen Messungen.

Initial wurden die Kameraparameter des C-Bogens bestimmt und experimentell die zeitliche Latenz zwischen Bewegung und Trackingkamera ermittelt, wobei die Position des Piezo-Antriebs direkt abgefragt wurde. Die Lage der Markerbox in Bezug auf den C-Bogen wurde wie folgt berechnet. Erstens wurden die Röntgenbilder entzerrt und auf einen Ausschnitt von 408 x 408 Bildpunkten beschnitten. Zweitens wurden die Kugeln semi-automatisch im Bild segmentiert und manuell zugeordnet und drittens über den POSIT Algorithmus [5] die Transformationsmatrix zwischen Markerbox und C-Bogen bestimmt. Auf Basis der bekannten Transformation zwischen Metallkugeln und Trackingmuster, sowie der Lagebeschreibung des Mar-

kers bezüglich der Trackingkamera wurde schließlich die Lage des Röntgenbildes in Koordinaten der Trackingkamera ausgedrückt.

Anschließend wurden zwei Experimente durchgeführt. Einerseits wurde der C-Bogen bei ruhender Markerbox manuell in 10° Schritten gedreht. Andererseits wurde die Markerbox in einem Dreiecksmuster bewegt und es wurden aus verschiedenen Richtungen kurze Fluoroskopie-Sequenzen erfasst.

3 Ergebnisse

Abbildung 4a zeigt den Vergleich zwischen Piezo-Bewegung und Trackingsystem bei einem Abstand von etwa 80 cm zwischen Kamera und Box. Das Trackingsystem verfolgt die Bewegung der Box mit einer Abweichung von etwa

0,15 mm (RMSE). Abbildung 4b zeigt die Erfassung eines dreiecksförmigen Musters mit Trackingsystem und C-Bogen. Die Werte wurden jeweils seitlich aufgenommen, so dass die Bewegung für beide Systeme in der Bildebene erfolgte. Die gemessene Latenz zwischen Trackingkamera und Röntgenbildern beträgt etwa 120ms bis 130ms. Nach Kompensation der Latenz beträgt der RMSE zwischen mit Trackingsystem und C-Bogen bestimmten Bewegungen etwa 0,22 mm. Gegenüber der tatsächlichen Bewegung des Phantoms beträgt die Latenz weitere 90ms.

Für vier manuell eingestellte 10 ° Drehungen des C-Bogens wurde jeweils der Drehwinkel aus den POSIT Berechnungen ermittelt. Die Winkel betragen 9,7 °, 9,7 °, 10,1 ° und 9,0 °.

4 Diskussion

Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass eine Bestimmung der Lage der Bildebene unter Ausgleich der Atembewegungen mit dem beschriebenen Aufbau möglich ist. Damit lassen sich durch zwei Röntgenbilder aus verschiedenen Richtungen die Positionen von Bronchoskop und Zielgebiet bestimmen. Auch wenn die Drehung des C-Bogens bei den Experimenten nur manuell erfolgte, zeigen die Ergebnisse, dass Rotationen gut anhand der Markergeometrie erkennbar sind. Bei iso-zentrischer Drehung des C-Bogens wäre ein Fehler von weniger als 1° für die Erfassung stereoskopischer Aufnahmen ausreichend, da der Abstand der Markerbox zum Iso-Zentrum klein ist. Die für die Experimente gewählte Bewegung ist mit 2 mm vergleichsweise klein und weist im Vergleich zur typischen Atembewegungen etwa die doppelte Frequenz auf, so dass auch die Erfassung echter Atembewegungen vielversprechend erscheint. Der laterale Fehler der Trackingkamera ist mit 0,15 mm sehr klein und nimmt weiter ab, je dichter die Kamera am Marker platziert wird. Eine wesentliche Limitation sowohl der Trackingkamera als insbesondere auch der monoskopischen Lagebestimmung mittels POSIT ist die vergleichsweise schlechte Tiefenauflösung. Allerdings kann die Trackingkamera so positioniert werden, dass die Hauptkomponente der Atembewegung (Heben und Senken des Brustkorbs) in der Bildebene erfolgt. Außerdem ist eine Korrektur durch die Berücksichtigung der jeweils anderen Modalität möglich. Der Vergleich zwischen der vom Piezo-Antrieb gefahrenen und der vom Trackingsystem gemessenen Bewegung zeigt, dass Atembewegungen des Brustkorbs erkannt werden können.

Ein Vorteil des beschriebenen Systems ist der vergleichsweise einfache Aufbau. Im Gegensatz zu Ansätzen, eine Trackingkamera in den C-Bogen zu integrieren [6], bleibt die Lage der Kamera zum Marker gleich. Außerdem ist keine Modellierung der Kinematik des C-Bogens [7,8] und keine Modifikation des Bronchoskops [3] erforderlich. Aufgrund der Strahlenbelastung eignet sich der vorgestellte Ansatz nicht zur kontinuierlichen Navigation.

5 Referenzen

- [1] Schwarz Y, Mehta AC, Ernst A, Herth F, Engel A, Besser D, Becker HD, Electromagnetic navigation during flexible bronchoscopy., *Respiration*. 70(5):516-22, 2003
- [2] Bø LE, Leira HO, Tangen GA, Hofstad EF, Amundsen T, Langø T., Accuracy of electromagnetic tracking with a prototype field generator in an interventional OR setting., *Med Phys*. 39(1):399-406, 2012
- [3] Leong S, Ju H, Marshall H, Bowman R, Yang I, Ree AM, Saxon C, Fong KM., Electromagnetic navigation bronchoscopy: A descriptive analysis., *J Thorac Dis*. 4(2):173-85, 2012
- [4] Ernst F, Bruder R, Schlaefer A, Schweikard A, Correlation between external and internal respiratory motion: a validation study., *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 7(3):483-92, 2012
- [5] DeMenthon D, Davis LS, Model-based object pose in 25 lines of code, *International Journal of Computer Vision*, 15: 123-141, 1995
- [6] Reaungamornrat S, Otake Y, Uneri A, Schafer S, Mirotu DJ, Nithiananthan S, Stayman JW, Kleinszig G, Khanna AJ, Taylor RH, Siewerdsen JH, An on-board surgical tracking and video augmentation system for C-arm image guidance., *Int J Comput Assist Radiol Surg*. Apr 27. [Epub ahead of print], 2012
- [7] Matthäus L, Binder N, Bodensteiner C, Schweikard A, Closed-form inverse kinematic solution for fluoroscopic C-arms., *Advanced Robotics*, 21:8(869--886), 2007
- [8] Wang L, Fallavollita P, Zou R, Chen X, Weidert S, Navab N, Closed-form inverse kinematics for interventional C-arm X-ray imaging with six degrees of freedom: modeling and application., *IEEE Trans Med Imaging*. 31(5):1086-99, 2012