

Laparoskopische Tumorresektion in der Urologie - Ein neues Konzept zur Ultraschallbildgebung

Jan D.J. Gumprecht¹, Thomas Maier¹, Richard Eckl¹, Jens-Uwe Stolzenburg² und Tim C. Lüth¹

¹Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Technische Universität München, Garching, Deutschland

²Klinik und Poliklinik für Urologie, Universitätsklinik Leipzig, Leipzig, Deutschland

Kontakt: jan.gumprecht@tum.de

Einleitung

Tumore an urologischen Organen sind eine der häufigsten krebsbedingten Todesursachen. 2006 starben in Deutschland 31755 Menschen (17710 Männer, 14045 Frauen) an Tumoren diesen Typs [1].

Die laparoskopische Entfernung bösartiger Tumore an urologischen Organen findet eine immer größere Verbreitung. Einer der Gründe für die Zunahme ist, dass heutzutage fast jeder urologische Eingriff laparoskopisch genauso effizient, aber mit weniger und kleineren Komplikationen durchgeführt werden kann, als ein offener Eingriff [2].

Die Observation des Operationsgebiets mit einem Videolaparoskop ist der Goldstandard intraoperativer Bildgebung in der Laparoskopie. Mit Videolaparoskopen kann der Operateur jedoch nur die Organoberfläche beobachten. Es ist daher intraoperativ schwer bis unmöglich, die Grenzen eines Tumors innerhalb eines Organs oder die Lage innerer Blutgefäße zu erkennen. Dies kann dazu führen, dass der Tumor nicht vollständig entfernt wird, dass sich Tumorzellen im Körper über die Blutbahn ausbreiten oder dass es zu einem vermeidbar hohen Blutverlust während der Tumorresektion kommt.

Ultrasonographie ist eine alternative intraoperative Bildgebungsmethode, die einen Einblick ins Innere von Gewebestrukturen erlaubt. Laparoskopische, rektale und transkutane Ultraschallsonden sind kommerziell verfügbar, werden aber selten während laparoskopischer Eingriffe in der Urologie eingesetzt. Mögliche Ursachen dafür sind: Laparoskopische Ultraschallsonden sind anspruchsvoll in der Benutzung und liefern nur eine kleine Übersicht über das Zielgebiet. Der Arbeitsbereich von rektalen Ultraschallsonden ist stark eingeschränkt. Transkutane Ultraschallsonden liefern einen guten Überblick über das Zielgebiet, können aber nicht durch das Gas im Unterleib des Patienten (Pneumoperitoneum) hindurchschallen.

Transkutaner Ultraschall durch den Rücken eines auf dem Rücken liegenden Patienten, könnte diese Hürde überwinden, ist aber noch nicht etabliert in der klinischen Praxis. Wir behaupten, dass es möglich ist, ein System zu entwickeln, mit dem man durch den Rücken eines Patienten Ultraschallbildgebung während laparoskopischer Eingriffe durchführen kann. Das System soll nur eine kleine intraoperative Setupzeit benötigen, es soll einfach zu benutzen und kostengünstig sein. In dieser Publikation stellen wir ein Evaluationsmodell vor, um folgende Fragen zu beantworten: Welches Material kann für die Fläche benutzt werden,

auf der der Patient liegt? Wie kann man den eingebauten Ultraschallkopf bewegen? Welche Schrittweite ist notwendig um eine akkurate Bildgebung zu ermöglichen? Welches Sterilisationskonzept ist anwendbar?

Methoden und Materialien

Wir haben ein neues Konzept entwickelt, das es dem Operateur ermöglicht, eine Ultraschallsonde während laparoskopischer Eingriffe zu kontrollieren. Während des Eingriffs liefert das System dem Operateur zusätzliche Bilder aus dem Innern des Zielgewebes, an dem dieser gerade arbeitet. Basierend auf dem Konzept haben wir ein Evaluationsmodell hergestellt, das eine transkutane Ultraschallsonde durch eine mechatronischen Mechanik bewegt. Der Prototyp soll in den OP-Tisch integriert werden.

Das Evaluationsmodell (Abb.1) besteht aus einem mit Wasser gefüllten Aluminiumtank, der mit einer flexiblen Silikon-Membran (1mm Dicke, Shore 40A; Siltec GmbH & Co KG, Weiler-Simmerberg, Deutschland) überspannt ist. Reflektionen von Ultraschallwellen an einer Grenzschicht nehmen mit dem Unterschied der akustischen Impedanz vor und nach der Grenzschicht zu. Die verwendete Membran hat eine dem Wasser ähnliche akustische Impedanz. Daher sind die Reflektionen der Ultraschallwellen an der Membran gering. Darüber hinaus werden die Schallwellen durch die Membran hindurch gut in den Patienten hinein gekoppelt. Der Aufbau hat zwei Ventile um den Wasserdruck im Inneren des Systems zu verändern. Mit diesem Mechanismus ist es möglich die Wölbung der Membran individuell an den Patienten anzupassen. Die Eingebaute Ultraschallsonde (Teratech, Burlington, MA, USA) wird mit einer Schallfrequenz von 7.5MHz betrieben und hat eine maximal Eindringtiefe von 90 mm. Im Inneren des Systems befindet sich eine zweidimensionale Kinematik. Jeder Freiheitsgrad der Kinematik besteht aus einer Schiene, die über einen Spindelantrieb (Icus GmbH, Köln, Deutschland) bewegt wird. Die Spindeln haben eine Steigung von 3 mm. Der Arbeitsbereich der Kinematik beträgt 185 mm x 65 mm (ausreichend um urologische Organe während eines Eingriff zu beobachten). Angetrieben wird die Kinematik über zwei Schrittmotoren (Schrittweite: 1,8°; Sanyo, Moriguchi, Osaka, Japan). Das Übersetzungsverhältnis vom Motor auf die Spindel beträgt 2.4 : 1. In Kombination mit der Steigung der Spindel ergibt sich somit Steigung für das Gesamtsystem von:

$$\frac{3 \text{ mm}}{2.4} = 1,25 \text{ mm}$$

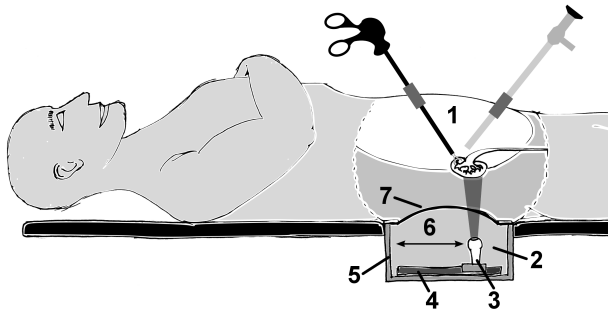


Abb. 1: Ultraschallmanipulator im Einsatz: 1: Gas im Abdomen und eingeführte laparoskopische Instrumente, 2: Wasser im Inneren des Manipulators, 3: Ultraschallsonde, 4: Zweidimensionale Kinematik, 5: Aluminiumgehäuse, 6: Bewegungsrichtung der Ultraschallsonde, 7: Silikonmembran

In Kombination mit der Schrittweite der Schrittmotoren hat das System für jeden Freiheitsgrad eine Schrittweite von:

$$360^\circ = 1,25 \text{ mm} \rightarrow 1,8^\circ = 0,0035 \text{ mm}$$

⇒ Schrittweite des Systems

in jedem Freiheitsgrad: 0,0035 mm

Der Operateur steuert das System mit einem Joystick (Megatron Elektronik AG & Co KG, München, Deutschland). Die Steuersoftware wurde auf einem Mikrocontroller implementiert (ATMega2560; Atmel Corp., San Jose, CA, USA), der die Eingabebefehle des Operateurs weiterverarbeitet und die entsprechenden Kommandos an die Schrittmotoren sendet. Vor dem Einsatz muss die Membran mit Ultraschalltransmissionsgel eingerieben werden, damit die Ultraschallwellen in den Patienten einkoppeln können. Für die intraoperative Sterilität muss der ganze Aufbau in einer sterilen Folie verpackt werden. Die Einsatzposition befindet sich integriert in den Op-Tisch unterhalb des Rückens des Patienten

Wir führten ein Experiment durch um den Prototypen zu evaluieren. In diesem Experiment bestimmten wir die Veränderung der Abbildungstreue der Ultraschallaufnahmen durch die Membran. Zu diesem Zweck legten wir ein Ultraschallphantom auf die Membran des Prototypen auf und zeichneten die Ultraschallaufnahmen des Inneren des Phantoms auf. Diese Aufnahmen verglichen wir mit den Ultraschallaufnahmen des Phantoms ohne Membran. Im Inneren des Phantoms befinden sich Drähte mit einem Durchmesser von 0,1 mm im Abstand von 10 mm. Zur Bestimmung der Abbildungstreue maßen wir die Abstände zwischen zehn verschiedenen Drähte mit Hilfe der Software des Ultraschallherstellers.

Ergebnisse

Der durchschnittliche Abstand zwischen zwei Drähten in den Aufnahmen mit Membran ist $10,4 \text{ mm} \pm 0,2 \text{ mm} (\sigma^1)$.

¹ σ : Standard Abweichung

Der durchschnittliche Abstand zwischen zwei Drähten in den Aufnahmen ohne Membran ist $10,3 \text{ mm} \pm 0,2 \text{ mm} (\sigma^1)$. Die Änderung der Abbildungstreue mit und ohne Membran beträgt somit 0,97 %.

Schlussfolgerung

In diesem Artikel wird ein neues Konzept zur Ultraschallbildung für laparoskopische Tumorresektionen in der Urologie beschrieben. Wir haben ein Evaluationsmodell aufgebaut, das in seinem Inneren eine Ultraschallsonde in zwei Freiheitsgraden mechatronisch bewegen kann.

Das durchgeführte Experimente hat gezeigt, dass die Silikonmembran die Abbildungstreue der Ultraschallaufnahmen nur unwesentlich beeinflusst. Intraoperative Sterilität kann durch die Abdeckung mit einer sterilen Folie gewährleistet werden.

In den nächsten Schritten soll der Aufbau weiter evaluiert und mit InVivo-Experimenten getestet werden. Desweiteren soll die Erstellung von dreidimensionalen Ultraschallaufnahmen genauso, wie die Verfolgung von Instrumenten möglich sein.

Literatur

- [1] BATZLER, W.U. ; GIERSEPPEN, K ; HENTSCHEL, S. ; HUSMANN, G. ; KAATSCH, P. ; KATALINIC, A. ; KIESCHKE, J. ; KRAYWINKEL, K. ; MEYER, M. ; STABENOW, R. ; STEGMAIER, J. C. ; B. C. ; Bertz ; HABER-LAND, J. ; WOLF, U.: *Krebs in Deutschland, 7. überarbeitete, aktualisierte Ausgabe*. Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V. und das RKI, 2010
- [2] STOLZENBURG, J.U. ; GETTMAN, M.T. ; LIATSIKOS, E.V.: *Endoscopic Extraperitoneal Radical Prostatectomy*. Heidelberg : Springer, 2007

Danksagung

Die Autoren möchten sich bei Mathias Markert für die zur Verfügungstellung des US-Phantoms danken. Für die Finanzierung des Projektes (LU 604/27-1) möchten sich die Autoren bei der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) bedanken.