

Biomimetischer taktiler Sensor auf Fiber Bragg Sensor Basis zur Tumorerkennung – Erste Prototypen und Ergebnisse

C. Ledermann¹, H. Alagi¹, J. Hergenhan¹, R. Schirren², H. Wörn¹

¹ Karlsruher Institut für Technologie, Institut für Prozessrechenstechnik, Automation und Robotik, Karlsruhe, Deutschland
² Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München, München, Deutschland

Kontakt: christoph.ledermann@kit.edu

Abstract:

Bei der robotergestützten Single-Port-Chirurgie wird haptisches Feedback an den Arzt als wichtig eingestuft. Hierfür notwendige taktile Sensoren sollen u.a. in der Lage sein, Tumore von gesundem Gewebe unterscheiden zu können. Menschen können Gewebe mit ihren Fingerspitzen palpieren, wobei das Fingerendglied genutzt wird, um den notwendigen Druck zur Palpation auszuüben, Tumore werden dann durch Deformation der Fingerbeere erkannt. Der in dieser Arbeit vorgestellte taktile Sensor ahmt den menschlichen Finger nach und besteht aus einem harten Teil (Plexiglas) und einem weichen Teil (Silikon). Die Dehnung bzw. Stauchung beider Materialien wird dabei jeweils über Faser Bragg Gitter gemessen. Durch unterschiedliche Verläufe der Dehnungskurven können dann Tumore detektiert werden. Mit einem Prototypen des taktilen Sensors wurde ein selbsterstelltes haptisches Phantom abgetastet, ein Silikonkissen mit eingebetteten Plastikkugeln unterschiedlicher Größe. Die Kugeln konnten erfolgreich detektiert werden.

Schlüsselworte: Taktile Sensor, Fiber Bragg, Tumordetektion

1 Problemstellung

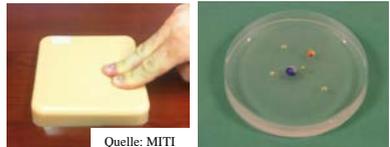
Bei der robotergestützten minimal invasiven oder Single-Port-Chirurgie wird haptisches Feedback an den operierenden Arzt als wichtig eingestuft. Elementar notwendig hierfür sind Sensoren, die haptische Informationen aufnehmen, welche dann weiterverarbeitet werden können. Diese Sensoren sollen u.a. auch in der Lage sein, Tumore von gesundem Gewebe zu unterscheiden bzw. den Operateur in die Lage versetzen, einen Tumor durch Telepalpation zu detektieren. In dieser Arbeit wird ein taktiler Sensor vorgestellt, welcher dem menschlichen Finger nachempfunden ist und durch Vergleichsmessungen von Dehnungen unterschiedliche Gewebehärten detektieren kann.

Als Messgrundlage dienen sogenannte Fiber Bragg Sensoren, da diese im Rahmen des Single-Port-Projekts, an dem das Institut für Prozessrechenstechnik, Automation und Robotik (IPR) mitarbeitet, auch dazu eingesetzt werden, um die Kraft- und Formsensoren zu realisieren [1].

2 Material und Methoden

2.1 Haptisches Phantom zur Evaluation des taktilen Sensors

Von der Arbeitsgruppe für minimal invasive interdisziplinäre Therapeutische Interventionen (MITI) an der Technischen Universität München wurde ein haptisches Phantom entwickelt, welches gesundes Gewebe mit innenliegenden Tumoren realistisch darstellen soll. Dazu wurden ca. 5mm dicke Holzkugeln so in Silikon eingegossen, dass sie sich etwa 4mm unterhalb der Oberfläche befinden. Dieser Aufbau wurde am Institut für Prozessrechenstechnik, Automation und Robotik (IPR) nachgeahmt, siehe Abb. 1. Als Silikon wurde „Encapso K“ von der KauPo Plankenhorn e.K. mit einer Shore A Härte 25 verwendet. Dieses ist durchsichtig, sodass die Tumore sichtbar sind. Die Tumore selbst werden durch Plastikkugeln unterschiedlicher Größe (Durchmesser 4mm, 6mm bzw. 8 mm) simuliert. Für erste Tests des taktilen Sensors wurde das Silikonkissen zur Vereinfachung so gegossen, dass sich die Kugeln 1 mm unterhalb der Oberfläche befinden. Dieses Silikonkissen dient als Grundlage für die später aufgeführten Experimente.



Quelle: MITI

2.2 Fiber Bragg Gratings

Die sensorische Grundlage für den taktilen Sensor sind die sogenannten Fiber Bragg Gratings. Dies sind in Lichtwellenleitern bzw.

Abbildung 1: Links: das haptische Phantom von MITI. Rechts: Silikonkissen mit eingelassenen Ku-

Fasern eingeschriebene Strukturen, welche Dehnungen und Temperatur erfassen. Dabei wird breitbandiges Licht in die Faser eingespeist; an den Fiber Bragg Gratings wird jeweils ein schmaler Peak des Lichts reflektiert, der Rest wird transmittiert. Dieser Peak ist abhängig von der Gitterstruktur des Gratings, welche durch Dehnung und Temperatur beeinflusst wird.

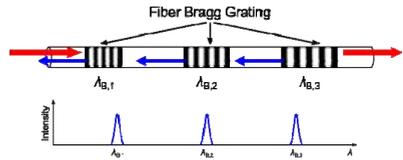


Abbildung. 2: Funktionsprinzip der Faser Bragg Gratings.

In einer Faser können mehrere Messpunkte eingeschrieben werden, welche anhand ihrer Basiswellenlänge unterschieden und gleichzeitig ausgelesen werden können. Abbildung 2 verdeutlicht den Sachverhalt noch einmal. Die Sensoren sind biokompatibel und elektromagnetisch, da sie auf optischer Basis arbeiten.

2.3 Aufbau des taktilen Sensors

Der taktile Sensor selbst ist einem menschlichen Finger nachempfunden. Eigens durchgeführte Tastversuche haben ergeben, dass eine relativ hohe Kraft erforderlich ist, um die Tumore im haptischen Phantom des MITI zu detektieren. Dabei wird der Knochen, also das Fingerendglied, verwendet, um die notwendige Kraft auszuüben, über eine Verformung der Fingerbeere werden dann unterschiedliche Härten erkannt [2].

Entsprechend besteht der taktile Sensor auch aus einem harten Teil, mit welchem das Silikonkissen eingedrückt wird, und einem weicheren Teil, mit dem die Tumore detektiert werden. Als Materialien wurden hier für den ersten Aufbau Plexiglas und Elastosil RT 625 der Wacker Chemie AG mit Shore A Härte 25 verwendet. Dabei wurde eine Faser so in das Silikon integriert, dass sich ein Grating an dessen Spitze befand, eine andere Faser wurde am Plexiglas festgeklebt, sodass ein Grating die Dehnungen des Plexiglasses misst.

Es wurden zwei Varianten des taktilen Sensors hergestellt, beide sind in Abb. 3 zu sehen. Bei der ersten Variante ist der innere, weiche Silikonkern komplett von Plexiglas umschlossen, bei der zweiten Variante wurde ein Teil des Plexiglasses an der Spitze entfernt, um den menschlichen Finger besser nachzuempfinden.

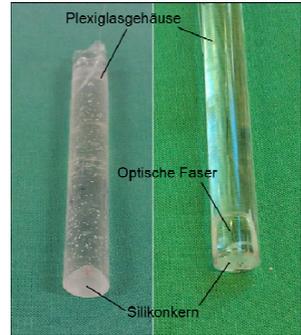


Abbildung 3: Links: Variante 1 - der innere Silikonkern ist komplett von Plexiglas umschlossen. Rechts: Variante 2 – im vorderen Bereich wurde ein Teil des Plexiglasses entfernt.

2.4 Sensoridee

Beim Eindringen des taktilen Sensors in das haptische Phantom wird dieses entsprechend deformiert und erzeugt einen Gegendruck, wodurch das Plexiglas (minimal) und das Silikon des Sensors zusammengedrückt und verkürzt werden. Dies ist durch die Gratings messbar. Die Deformation beider Materialien verläuft jeweils etwa linear mit der Eindringtiefe, jedoch für beide Materialien unterschiedlich. Trifft der taktile Sensor mit dem weichen Teil auf eine der Kugeln, so wird dieser im Vergleich zum harten Teil noch einmal stärker eingedrückt. Trägt man also in einem Diagramm die beiden Dehnungen des Plexiglasses und des Silikons gegeneinander auf, so sollte sich zunächst ein linearer Verlauf ergeben, beim Auftreffen auf eine Kugel ist dann ein deutlicher Knick zu sehen.

2.5 Experimente

Abb. 4 zeigt den Messaufbau für unsere Experimente. Mit einer motorgetriebenen Spindel wird der taktile Sensor senkrecht nach unten bewegt, also auf das haptische Phantom gedrückt. Die Startposition wurde jeweils manuell so eingestellt, dass der taktile Sensor und das Phantom schon Kontakt miteinander hatten, dann wurde der Sensor um 3mm nach unten und wieder zurück bewegt. Die Messwerte der Fiber Bragg Gratings wurden dabei kontinuierlich aufgenommen.

Es wurden vier verschiedene Szenarien durchgeführt: der Silikonteil des Tumors drückt auf die Kugel, der Plexiglasteil drückt auf die Kugel, sowohl Silikon als auch Plexiglas drücken auf die Kugel, die Kugel wurde nicht mit dem taktilen Sensor erfasst. Alle vier Szenarien wurden jeweils für jede Kugelgröße durchgeführt.

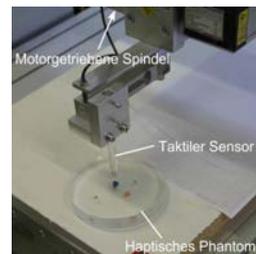


Abbildung 4: Messaufbau für die Experimente.

3 Ergebnisse

Zunächst wurden Versuche mit der ersten Variante des taktilen Sensors durchgeführt. Dabei zeigte sich allerdings, dass das Grating im Silikon kaum Dehnung erfahren hat und somit keine Information lieferte über das Vorhandensein oder Nichtvorhandensein eines Tumors. Der Grund hierfür liegt darin, dass Silikon ein inkompressibles Medium ist. Da es bei dieser Variante des taktilen Sensors komplett von Plexiglas umgeben ist, kann es in keine Richtung „ausweichen“ und deformiert werden. Dadurch wirkt es extrem steif und erfährt durch Druck kaum Dehnung bzw. Stauchung.

Für die zweite Variante des taktilen Sensors wurde daher wie oben beschrieben ein Teil des Plexiglasses an der Spitze entfernt. Die Ergebnisse der Messreihe mit diesem Sensor sind in Abb. 5 zu sehen. Die gemessenen Wellenlängen an der Startposition des taktilen Sensors wurden jeweils auf Null gesetzt, in der Abbildung 5 sind also die entsprechenden Wellenlängendifferenzen aufgetragen. Da der taktile Sensor insgesamt gestaucht wird, verschieben sich die Wellenlängen zu niedrigeren Werten hin. Aufgezeichnet ist in allen Fällen nur der „Hinweg“, also die Messwerte beim Eindringen des Sensors, da dies im tatsächlichen Anwendungsfall der wesentliche Teil des Palpierens sein wird.

In allen drei Fällen (auf die verschiedenen Kugelgrößen bezogen) ist zu sehen, dass das Plexiglas am stärksten gestaucht wird, wenn es auf den Tumor trifft (blaue Linie). Wenn das Silikon auf den Tumor trifft, so wird das Silikon am stärksten gestaucht (grüne Linie). Am stärksten ausgeprägt ist dieser Effekt jeweils bei der großen Kugel, welche offensichtlich den größten Effekt auf die effektive Dichte des Phantoms an dieser Stelle hat. Ebenso kann man erkennen, dass die Vergleichsmessung, also die Messung, bei der keine Kugel erfasst wird, in allen drei Teildiagrammen ähnlich verläuft und einen ähnlichen Endwert besitzt (cyanfarbene Linie). Der Fall, dass sowohl das Plexiglas als auch das Silikon auf die Kugel treffen (rote Linie), verläuft in allen drei Fällen unterschiedlich. Dies könnte daran liegen, dass jeweils unterschiedliche Anteile an Plexiglas und Silikon auf die Kugel treffen.

Ferner sind in jeder Kurve mehr oder weniger ausgeprägte Wellenlinien zu erkennen. Die Ursache hierfür konnte nicht abschließend geklärt werden, vermutet wird jedoch ein Zusammenhang mit der Motorspindel, welche den taktilen Sensor nach unten bewegt und eventuell keine gleichmäßige Bewegung ausführt.

Der in Kap. 2.4 beschriebene erwartete Knick der Kurven ist nicht zu erkennen. Dies deutet darauf hin, dass die Kugel schon bei minimalen Eindringtiefen die lokale Dichte des haptischen Phantoms beeinflusst, und nicht erst ab einer Eindringtiefe nahe der Tiefe, in der sich die Kugel befindet. Ähnliche Ergebnisse ergaben auch die Messungen von [2]. Da

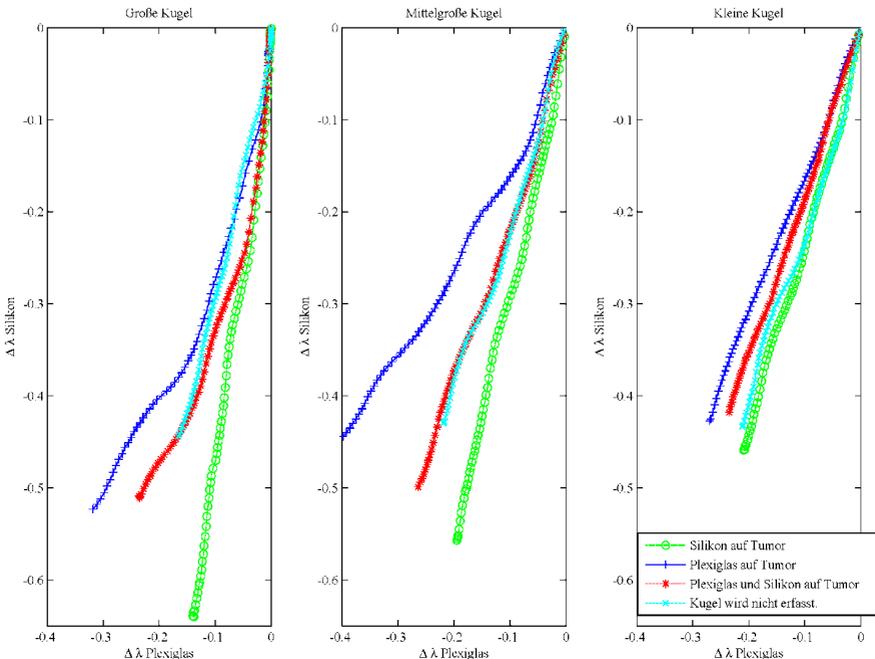


Abbildung. 5: Ergebnisse der Experimente für den taktilen Sensor Variante 2, geordnet nach Größe der abgetasteten Kugel.

sich in unserem Phantom nur eine Schicht von 1 mm über den Kugeln befindet, haben diese also von Beginn an Einfluss auf die lokale Dichte des Phantoms.

4 Diskussion

Prinzipiell ist es möglich, die Kugeln im haptischen Phantom mit Hilfe des entwickelten taktilen Sensors zu detektieren, und zwar über die Steigung der Wellenlängendifferenzen-Linien. Wenn das Plexiglas auf einen Tumor trifft, so verläuft die Linie wesentlich flacher, wenn das Silikon auf einen Tumor trifft, so verläuft die Linie steiler. Je größer der Tumor ist, umso deutlicher zeigt sich dabei der Unterschied. Notwendig ist dabei immer eine Vergleichsmessung bei gesundem Gewebe, anhand dessen die „normale“ Steigung ermittelt werden kann.

Problematisch ist der Fall, wenn sowohl das Plexiglas als auch das Silikon auf den Tumor auftreffen; in diesem Fall ist nur schwierig eine Aussage zu treffen. Außerdem wird man in der Realität nicht immer senkrecht auf das Gewebe drücken können. Wie sich ein schräges Auftreffen des taktilen Sensors und damit eine schräge Kraftereinwirkung auf die Signale ausüben, ist noch zu evaluieren.

Hierfür sind weitere Versuchsreihen durchzuführen, insbesondere auch, um zu einer belastbaren Aussage bezüglich der Streuung der Messwerte zu kommen. Weiterhin soll der Aufbau des taktilen Sensors weiter verbessert werden, z.B. durch Verwendung eines anderen Silikons oder auch eines anderen Materials als Plexiglas, um kleinere und tiefer liegende Tumore detektieren zu können. Ziel ist dabei, die Tumore im haptischen Phantom des MITI detektieren zu können. Inwieweit die resultierenden Ergebnisse dann auf menschliches Gewebe übertragbar sind, welches ja eine deutlich höhere Varianz der mechanischen Eigenschaften aufweist als die Phantome, muss durch entsprechende Tests ermittelt werden. Ggf. könnte man hier über speziell an das zu untersuchende Gewebe angepasste Sensoren, hinsichtlich der verwendeten Materialhärten, nachdenken. Nicht zuletzt soll der Messaufbau um einen Distanzsensor erweitert werden, mit dessen Hilfe ermittelt werden kann, ab welcher Eindringtiefe ein Tumor mit unserem taktilen Sensor detektiert werden kann.

5 Zusammenfassung

In diesem Paper wurde ein neuartiger taktiler Sensor vorgestellt, welcher auf Dehnungsmessung mit Hilfe optischer Sensoren basiert und dem menschlichen Finger nachempfunden ist. Die generelle Funktionsweise des Sensors konnte nachgewiesen werden, indem Kugeln in einem selbst erstellten haptischen Phantom detektiert wurden. Dabei wurden verschiedene Fälle betrachtet, wie der taktile Sensor auf den Tumor auftreffen kann, die zu unterschiedlichen Ergebnissen führten. Eine Unterscheidung zwischen „gesundem Gewebe“ und Tumor“ war möglich.

6 Danksagung

Diese Arbeit wurde angefertigt innerhalb der DFG-Forschergruppe 1321 „Single-Port-Technologie für gastroenterologische und viszeralkirurgische endoskopische Interventionen“

7 Referenzen

- [1] Ledermann, C.; Hergenhan, J.; Weede, O.; Woern, H., "Combining shape sensor and haptic sensors for highly flexible single port system using Fiber Bragg sensor technology," *Mechatronics and Embedded Systems and Applications (MESA), 2012 IEEE/ASME International Conference on*, vol., no., pp.196,201, 8-10 July 2012 doi: 10.1109/MESA.2012.6275561
- [2] W. J. Peine, R. D. Howe, *Do Humans Sense Finger Deformation Or Distributed Pressure To Detect Lumps In Soft Tissue?*, Proc. ASME Dyn. Sys. and Control Div, pp. 273-278, 1998
- [3] J. Hergenhan, R. Schirren, H. Alagi, H. Feussner, H. Wörn, S. Reiser, *Vermessung eines haptischen Phantoms als Basis für die Entwicklung eines taktilen Sensors*, CURAC2013, 28. – 30. Nov. 2013, Innsbruck