

Vermessung eines haptischen Phantoms als Basis für die Entwicklung eines taktilen Sensors

J. Hergenhan¹, R. Schirren², H. Alagi¹, H. Feussner², H. Wörn¹, S. Reiser²

¹Karlsruher Institut für Technologie, Institut für Prozessrechenstechnik, Automation und Robotik, Karlsruhe, Deutschland

²Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München, München, Deutschland

Kontakt: jan.hergenhan@kit.edu

Abstract:

Die robotergestützte minimalinvasive Chirurgie schließt ein wichtiges Diagnoseverfahren der Medizin aus: die Palpation. Mit taktilen Sensoren kann der Tastsinn des Chirurgen ersetzt werden. Für deren Entwicklung ist eine Messumgebung mit konstanten Eigenschaften wichtig. Dazu dienen haptische Phantome, also Silikonkörper mit eingeschlossenen Holzkugeln, die unter anderem zur Erforschung der Palpation von tumorhaftem Gewebe hergestellt wurden.

Durch in dieser Arbeit durchgeführte Messungen sollen die subjektiven Eindrücke bei der Palpation in Zahlen gefasst werden. Dazu werden Stempel verschiedener Form und Breite in das Phantom gedrückt, während Kraft und Eindringtiefe aufgezeichnet werden. Anhand der Kräfteverteilung an verschiedenen Positionen bei gleicher Eindringtiefe kann eine eingebettete Kugel detektiert werden.

Die Auswertung zeigt, dass sich mit dünneren Stempeln größere Kraftunterschiede zwischen Bereichen mit bzw. ohne Kugel ergeben und zugleich der Kraftaufwand geringer ist. Bei der Herstellung des taktilen Sensors sollte dementsprechend ein Durchmesser von 5mm angestrebt werden.

Schlüsselworte: Palpation, haptische Phantome, Kraft-Weg-Messung, taktiler Sensor

1 Problemstellung

Die Palpation ist ein wichtiges Diagnoseverfahren in der Medizin. Durch Palpieren kann die Konsistenz oder Elastizität eines Gewebes bestimmt werden. Dadurch können harte Einschlüsse in weichem Gewebe wie zum Beispiel Lymphknoten aber auch Tumore entdeckt werden. Während die Palpation an der Körperoberfläche oder bei der offenen Chirurgie problemlos eingesetzt werden kann, spielt sie in der laparoskopischen Chirurgie bisher nur eine untergeordnete Rolle. Der Grund dafür liegt in der eingeschränkten Krafterückkopplung durch die stabförmigen Instrumente und dem Verlust des Tastsinns.

Im Single-Port-Projekt, in dem an einer Weiterentwicklung der robotergestützten minimalinvasiven Chirurgie durch Reduktion auf einen Zugang geforscht wird, besteht eine Aufgabe darin, dem Chirurgen den Tastsinn zurückzugeben. Durch die Verwendung eines taktilen Sensors [1], der im Körperinneren die Rezeptoren des menschlichen Fingers ersetzt, und eines taktilen Displays [2], das die gemessenen Kräfte außen wiedergibt, soll dies ermöglicht werden.

Um reproduzierbare Versuche zu ermöglichen, wurden sogenannte haptische Phantome hergestellt. Dabei handelt es sich um Silikonkörper mit eingeschlossenen Holzkugeln, die ein tumorhaftes Gewebe nachstellen sollen und somit als Testobjekte für die Entwicklung und Validierung des Sensors dienen. In einer Benutzerstudie wurde ermittelt, dass die Probanden (sowohl Anfänger und als auch erfahrene Chirurgen) in der Lage waren, mit hoher Trefferquote die Holzkugeln durch Palpation aufzuspüren.

Ziel dieser Arbeit ist es, die Eigenschaften der haptischen Phantome zu quantifizieren, um daraus wichtige Parameter wie Baugröße und Auflösung des taktilen Sensors abzuleiten.

2 Material und Methoden

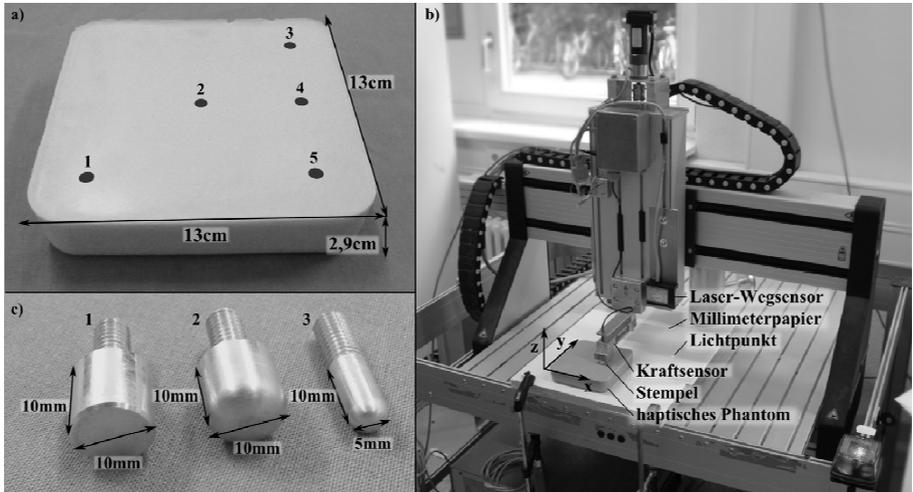


Abbildung 1: a) haptisches Phantom. Die Punkte markieren die Positionen der eingelassenen Holzkugeln. b) Messaufbau. c) Die Stempel sind aus Aluminium gedreht und haben ein M5-Gewinde für die Befestigung am Kraftsensor. Stempel 1 hat eine flache Oberseite, Stempel 2 und 3 sind abgerundet-

Das in dieser Arbeit vermessene haptische Phantom (Abbildung 1a) besteht aus RTV2-Silikon SF00, das eine Härte von 0 ShA bzw. 55 ShOO hat. Der Silikonkörper hat eine Größe von 13cm x 13cm x 2,9cm und ein Gewicht von 500g. Die Herstellung erfolgte in zwei Schritten: Zunächst wurde der massive, 20mm starke Unterbau des Elements gegossen. Nach Aushärtung des Silikons wurden fünf Holzkugeln mit einem Durchmesser von 5mm auf der Oberfläche des Elements fixiert (vgl. Abbildung 1a) und eine weitere Silikonschicht mit einer Stärke von 9mm aufgegossen, wobei sich die beiden Schichten miteinander verbinden. Die Schicht über dem oberen Pol der Kugeln hat somit eine Dicke von 4mm. Um die Größenordnung der notwendigen Kraft abschätzen zu können, wurde eine rudimentäre Voruntersuchung durchgeführt. Dabei wurde das haptische Phantom auf einer Waage (Genauigkeit 0,1g) mit verschiedenen Fingern palpirt. Mehrere Probanden sollten die Kugeln im Silikonkörper ertasten und den Druck auf das Phantom so anpassen, dass sie die Kugel gerade spüren konnten. Das angezeigte Gewicht wurde in die entsprechende Kraft umgerechnet.

Für die Vermessung des haptischen Phantoms wurde ein am Institut für Prozessrechenstechnik, Automation und Robotik angefertigter Aufbau verwendet (Abbildung 1b). Dieser besteht aus einer in x- und y-Richtung manuell und in z-Richtung automatisch angetriebenen Einheit, an der ein Single-Point-Kraftsensor (Teda Huntleigh Model No. 1022) und ein Laser-Wegsensor (Allsens-Messtechnik AM300-30) angebracht sind. Das Signal des auf Dehnungsmessstreifen basierenden Kraftsensors wird verstärkt und über eine NI-USB-Messkarte an den Rechner weitergeleitet. Die Messwerte des Lasersensors werden direkt über einen RS232-Port aufgenommen. Über ein LabVIEW-Programm werden der Motor (Faulhaber Minimotor SH) für die z-Achse angesteuert sowie parallel die Daten der Sensoren ausgelesen. Am Kraftsensor können verschiedene Stempel angebracht werden (Abbildung 1c), die senkrecht in den Silikonkörper gedrückt werden. Die Position des Stempels in x- und y-Richtung wurde über den Lichtpunkt des Lasersensors und Millimeterpapier bestimmt.

Vor der Messung wurde der Kraftsensor mit einer Waage kalibriert. Anschließend wurde der Stempel so positioniert, dass der Abstand zum Phantom in z-Richtung weniger als 1mm betrug und in der x-y-Ebene so positioniert, dass er sich etwa mittig über einer Kugel befand. Dieser Punkt stellte die Mitte der 2cm x 2cm großen Fläche dar, innerhalb derer in einem Gitter von 4mm Kantenlänge insgesamt 36 Kraft-Weg-Messungen durchgeführt wurden. Bei jeder dieser Messungen wurde der Stempel mit einer Geschwindigkeit von 1,1mm/s 10mm weit in das Silikon gedrückt. Dabei wurden 90 Kraft-Weg-Wertepaare aufgezeichnet. Die Messung wurde mit verschiedenen Stempeln wiederholt.

Der taktile Sensor basiert auf einem faseroptischem Messprinzip [1] und zeichnet Kraft und Weg auf, während er – wie die Stempel in dieser Arbeit – senkrecht in das Gewebe wird. Der erste Prototyp hat einen Durchmesser von 10mm. Die breiten Stempel wurden entsprechend dimensioniert um weitere Parameter für den Sensor ermitteln zu können. Ein ähnlicher Sensoransatz basierend auf einem magnetischen Messprinzip wurde in [3] vorgestellt.

3 Ergebnisse

Die Oberfläche der Phantome und die x-y-Ebene des Messgeräts lagen nicht parallel. Daher erfolgte der Kontakt von Stempel und Silikon bei unterschiedlichen z-Werten (bis zu 1mm Abweichung). Der Kontaktpunkt konnte weder mit dem Kraftsensor (Rauschen) noch mit dem bloßen Auge zweifelsfrei bestimmt werden. Um trotzdem einen gemeinsamen Nullpunkt innerhalb einer Messreihe definieren zu können, wurde in jeder der 36 Messungen die Eindringtiefe bei einer Kraft von 0,1N als Nullpunkt gewählt, was einem Wert von etwa 0,4mm entspricht. Dies geschah in der Annahme, dass bei einer derart geringen Eindringtiefe der Einfluss der Kugeln auf die Kraft vernachlässigbar ist. Die Ergebnisse der Messungen lassen sich am besten mit der Kraftverteilung an den 36 Positionen bei einer bestimmten Eindringtiefe veranschaulichen (Abbildung 2). In der Messreihe mit dem dünnen Stempel (Nr. 3) zeichnet sich ab einer Eindringtiefe von 4mm ab, dass an bestimmten Messpunkten die gemessene Kraft höher ist, als an den umgebenden

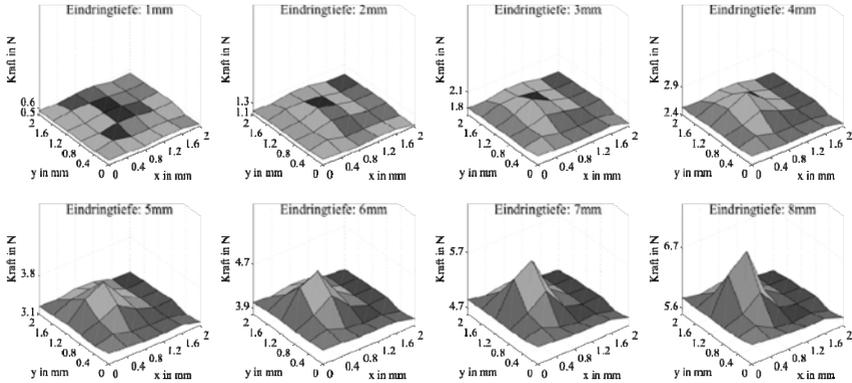


Abbildung 2: Gemessene Kraft mit dem dünnen Stempel (Nr. 3) an den 36 Positionen abhängig von der Eindringtiefe. Die Messreihe wurde an Kugel Nr. 4 durchgeführt. Die Skalierung der z-Achse ist in allen Schaulbildern gleich, der Offset wurde zur besseren Vergleichbarkeit angepasst. Der jeweils größte und kleinste auftretende Kraftwert wurde markiert.

Messpunkten. Bei höheren Eindringtiefen wächst die Differenz zwischen Maximum und Umgebung auf etwa 1N an. Der Einfluss der Kugel auf die Kraft ist hier also deutlich zu erkennen. Bei den beiden breiteren Stempeln (Nr. 1 & 2) zeichnet sich die Kugel nicht ganz so deutlich ab (Abbildung 3). So ist der Bereich der Messpunkte mit erhöhten Kraftwerten deutlich größer, während die Differenzen vergleichbar sind. Dies entspricht der Erwartung: Je größer die Stempelfläche, desto größer ist auch die Anzahl der Messpunkte, bei denen sich Stempel und Kugel überlappen. Die unterschiedlichen Stempelflächen erklären auch die höhere erforderliche Kraft. Während mit dem dünnen Stempel maximal 10N für 10mm Eindringtiefe aufgebracht werden müssen, sind es mit den breiten Stempeln 15N (flach) bzw. 14N (abgerundet). Abgesehen von den höheren Maximalkräften unterscheiden sich die Ergebnisse des flachen und des abgerundeten Stempels nur marginal.

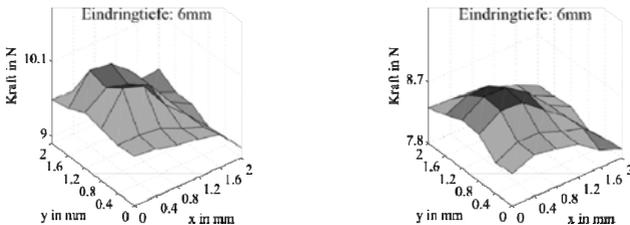


Abbildung 3: Gemessene Kraft mit dem flachen Stempel (Nr. 1, links) und dem breiten Stempel (Nr. 2, rechts) an den 36 Positionen bei 6mm Eindringtiefe. Die Messreihe wurde an Kugel Nr. 4 durchgeführt. Skalierung der z-Achse wie in Abb. 2.

4 Diskussion

Die Ergebnisse zeigen, dass ein taktiler Sensor mit geringer Breite (5mm statt 10mm) von Vorteil ist. Dies hat zwei Gründe: Zum einen kann der Manipulator des Single-Port-Systems, mit dem die Instrumente und auch der Sensor im Körperinneren bewegt werden, nur Kräfte bis maximal 10N aufbringen. Für das Auffinden der Kugeln/Tumore ist die Eindringtiefe aber ein entscheidender Faktor. Dementsprechend ist ein schmaler Sensor hier von Vorteil. Zum anderen haben die Messungen gezeigt, dass bei der Verwendung des dünnen Stempels die Kraftdifferenzen zwischen einzelnen Messpunkten größer sind. Eine Auflösung des Sensors von 0,1N bis 0,2N bzw. die Messbarkeit entsprechender Verformungen wäre in diesem Fall ausreichend. Die gemessenen Kräfte zeigen zudem, dass das Phantom etwas härter als das menschliche Weichgewebe ist. Daher sollte der taktile Sensor auf niedrigere Kräfte, sprich weicher, ausgelegt werden. Dass die Eindringtiefe ein wichtiges Kriterium zum Detektieren der Kugel im Silikon ist, bestätigen auch die Ergebnisse der Voruntersuchung: So wurden für das Erasten der Kugeln mit dem Zeigefinger durchschnittlich 15N aufgebracht, mit dem Mittelfinger 17N und mit dem Daumen etwa 20N. Teilt man diese Kräfte durch die Fläche des jeweiligen Fingers, so ergeben sich vergleichbare Drücke, die wiederum eine vergleichbare Eindringtiefe bedeuten. Das Wahrnehmen einer Kugel wird durch eine zusätzliche Verformung der Haut ausgelöst. Ab einer bestimmten Eindringtiefe drückt die Kugel stellenweise so viel stärker auf die Haut, dass ein Schwellwert von 0,3mm [4] überschritten wird. Leider konnte dieser Schwellwert trotz zusätzlicher Kraft-Weg-Messungen am Finger eines Probanden nicht überprüft werden.

5 Zusammenfassung

Die in dieser Arbeit durchgeführten Messungen haben geholfen, die Palpation der haptischen Phantome zu quantifizieren. Die Kraftprofile zeigen bei einer bestimmten Eindringtiefe des Stempels die Existenz einer Holzkugel an. Dabei waren die Ergebnisse bei Verwendung eines dünnen, abgerundeten Stempels am eindeutigsten. Wir schließen daraus, dass bei der Entwicklung des taktilen Sensors ein Durchmesser von 5mm angestrebt werden sollte. Von einem noch dünneren Sensor würden wir allerdings absehen: Bei den auftretenden Kräften und Eindringtiefen sind Verletzungen des zu untersuchenden Gewebes durch Riss- oder Schnittwunden dann nicht mehr auszuschließen. Derzeit wird ein weiteres haptisches Phantom mit einer dickeren Deckschicht gefertigt. Die dickere Schicht führt vermutlich zu weniger scharfen Kraftprofilen, weshalb die Kugeln schwerer zu palpieren sein werden. Dieser Unterschied soll mit einer Vermessung des neuen Phantoms quantifiziert werden.

6 Danksagungen

Die vorliegende Arbeit wurde unterstützt von der DFG (Deutsche Forschungsgemeinschaft) im Rahmen des GRK 1126. Die haptischen Phantome wurden im Rahmen des DFG-Projekts „Single-Port-Technologie für gastroenterologische und viszeralchirurgische endoskopische Interventionen“ hergestellt.

7 Referenzen

- [1] C. Lederman, H. Alagi, J. Hergenhan, H. Feussner, H. Wörn, *Biomimetischer taktiler Sensor auf Fiber Bragg Sensor Basis zur Tumorerkennung – Erste Prototypen und Ergebnisse*, 12. Jahrestagung der Gesellschaft für Computer- und Robotergestützte Chirurgie (CURAC), Innsbruck, Österreich 2013, im Review
- [2] J. Hergenhan, M. Mehrwald, H. Wörn, *Design and Evaluation of Supporting Features for Tactile Feedback*, International Conference on Mechatronics Technology (ICMT), Jeju-Insel, Korea, 2013, im Review
- [3] M. Beccani, C. Di Natali, M. E. Rentschler, P. Valdastri, *Wireless Tissue Palpation: Proof of Concept for a Single Degree of Freedom*, Proceedings International Conference on Automation and Robotics (ICRA), pp. 703-709, Karlsruhe, Deutschland, 2013
- [4] 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