

Taktiler Sensor auf Magnetbasis zur Telepalpation in der medizinischen Diagnostik

Wissenschaftlicher Beitrag für die 11. CURAC Jahrestagung 2012

Christoph Ledermann¹, Thomas Forreiter¹, Dr. Gavin Kane², Prof. Heinz Wörn¹

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

² Ferchau Engineering GmbH, Osnabrück, Germany

Kontakt: christoph.ledermann@kit.edu

Abstract:

In dieser Arbeit wird ein neuartiger magnetischer Ansatz für einen miniaturisierten taktilen Sensor vorgestellt, welcher beispielsweise zur Telepalpation notwendig ist. Das Prinzip ist dabei die implizite Positionsbestimmung eines in einer elastischen Schicht eingebetteten Permanentmagneten. Durch Einwirken externer Kräfte wird dieser Magnet verschoben. Durch Beobachten dieses Magnetfelds kann auf die Position des Magneten und damit auf die externe Kraft geschlossen werden. Verwendet wird hierfür der neuartige HallinOne-Sensor des Fraunhofer Instituts für Integrierte Schaltungen in Erlangen, welcher dreidimensionale Magnetfelder misst und digital ausgibt. Gegenüber konventionellen taktilen Sensoren, welche auf der Messung eindimensionaler Größen (z.B. Kapazitäten) beruhen, hat dieser Ansatz durch die Messung dreidimensionaler Größen stets einen Informationsvorsprung. Die Plausibilität des Ansatzes wurde mit einfachen Mitteln simulativ und experimentell bewiesen.

Schlüsselworte: Taktiler Sensor, Magnetsensor, HallinOne, Telepalpation

1 Problem

In der medizinischen Diagnostik spielt die Palpation nach wie vor eine große Rolle. Der untersuchende Arzt tastet das entsprechende Gewebe ab und kann anhand des haptischen Feedbacks eine Diagnose stellen. Die Palpation von Organen im Inneren des Körpers ist nicht einfach möglich, weshalb oft bildgebende Verfahren eingesetzt werden, wie z.B. Magnetresonanztomographie (MRT) oder Computertomographie (CT). Diese Geräte sind aber sperrig und kostspielig, weshalb die Möglichkeit einer einfachen Palpation im Körperinneren wünschenswert ist. Ein System für eine solche Telepalpation benötigt auf der einen Seite einen taktilen Sensor, welcher verwendet wird, um das Organ abzutasten, und auf der anderen Seite ein taktiler Display, das die Fingerspitze des Mediziners stimuliert, sowie dazwischen eine Einheit zur Signalverarbeitung.

In dieser Arbeit wird ein Ansatz für einen taktilen Sensor beschrieben, welcher auf der Messung magnetischer Felder beruht. Hierfür verwendet wird der neuartige integrierte Sensor „HallinOne“ [1] des Fraunhofer Instituts für Integrierte Schaltungen in Erlangen, Deutschland, welcher in der Lage ist, direkt einen Magnetfeldvektor in drei Dimensionen zu messen und digital auszugeben.

2 Methoden

2.1 Prinzip des taktilen Sensors

Die grundsätzliche Idee hinter dem taktilen Sensor ist, dass ein Permanentmagnet durch externe Kräfte seine Position verändert und sich somit das erzeugte magnetische Feld in einem magnetischen Sensor verändert. Dieses Konzept ist schematisch in Abb. 1 dargestellt und wird nun im Detail erklärt.

In einem elastischen Material, z.B. Silikon, befindet sich ein Permanentmagnet. Dieser Magnet erzeugt ein konstantes magnetisches Feld. Die elastische Schicht wird über dem HallinOne-Sensor platziert, welcher die Magnetfeldstärke in drei Raumrichtungen misst. Wirkt nun eine externe Kraft auf die elastische Schicht, wird diese verformt und die Position des Magneten translatorisch und rotatorisch verändert. Dadurch verändert sich auch der gemessene Magnetfeldvektor im HallinOne-Sensor. Durch Beobachten des magnetischen Feldes in allen drei Dimensionen kann also auf die externe Kraft zurückgeschlossen werden.

186

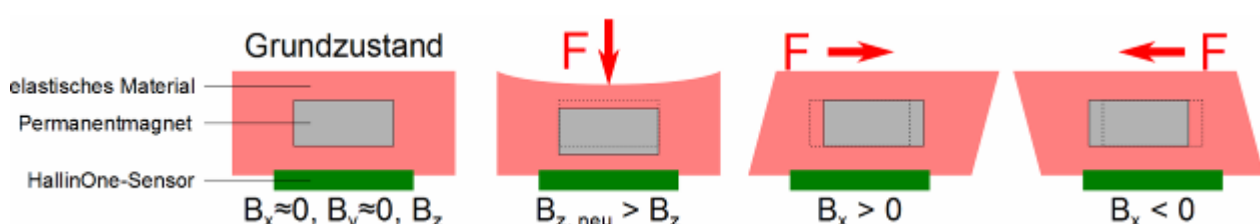
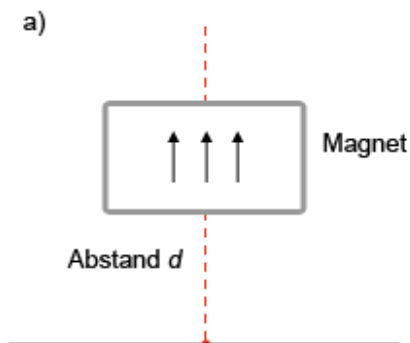


Abb. 1: Schematische Darstellung des Prinzips des taktilen Sensors: Ein Permanentmagnet befindet sich in einem elastischen Material. Wird der Magnet durch externe Kräfte verschoben, kann dies durch die Änderungen des gemessenen Magnetfelds detektiert werden. Im Gegensatz zu herkömmlichen (z.B. kapazitiven) Prinzipien, welche auf der Messung eindimensionaler Größen basieren, ist hier auch die Detektion von Scherkräften möglich, da eine 3-dimensionale Größe

gemessen wird.

Herkömmliche taktile Sensoren beruhen auf der Messung eindimensionaler Größen, z.B. Kapazitäten [2] oder Widerständen. Damit ein einwirkender Kraftvektor ermittelt werden kann, ist somit eine Matrix aus Messelementen notwendig. Durch die Messung der dreidimensionalen Magnetfeldstärke ist bei unserem Ansatz die Berechnung eines Kraftvektors prinzipiell mit nur einem Sensorelement möglich. Die praktische, quantitative Überprüfung der Plausibilität des Ansatzes erfolgte bislang für vertikal wirkende Kräfte; die Auswirkung von Scherkräften auf den taktile Sensor wurde qualitativ überprüft.



2.2 Simulationen

Mit Hilfe des FEM-Simulationsprogramms Maxwell 14.0 von Ansoft wurde zunächst das Magnetfeld eines Permanentmagneten simuliert, um die Plausibilität des Ansatzes simulativ zu überprüfen und Parameter für den späteren experimentellen Messaufbau festzulegen.

Simuliert wurden die Magnetfelder von axial magnetisierten zylindrischen Permanentmagneten, welche auch im späteren Messaufbau verwendet wurden, mit folgenden Eigenschaften:

- Radius $R = 1\text{ mm}$ bzw. $0,5\text{ mm}$
- Höhe $h = 1\text{ mm}$ bzw. $0,75\text{ mm}$
- Remanenzflussdichte $B_r = 1,4\text{ T}$
- Magnetisierung $M = 900\text{ kA/m}$

Der Magnet wurde dabei zentral in einem Abstand d entlang der z -Achse vom virtuellen Sensor positioniert, siehe Abb. 2, in welchem

Abb. 2: Das Magnetfeld wurde simuliert und im Abstand d vom Magneten gemessen.

das dreidimensionale Magnetfeld berechnet wurde. Der Abstand d wurde dabei von 0 mm bis 4 mm variiert.

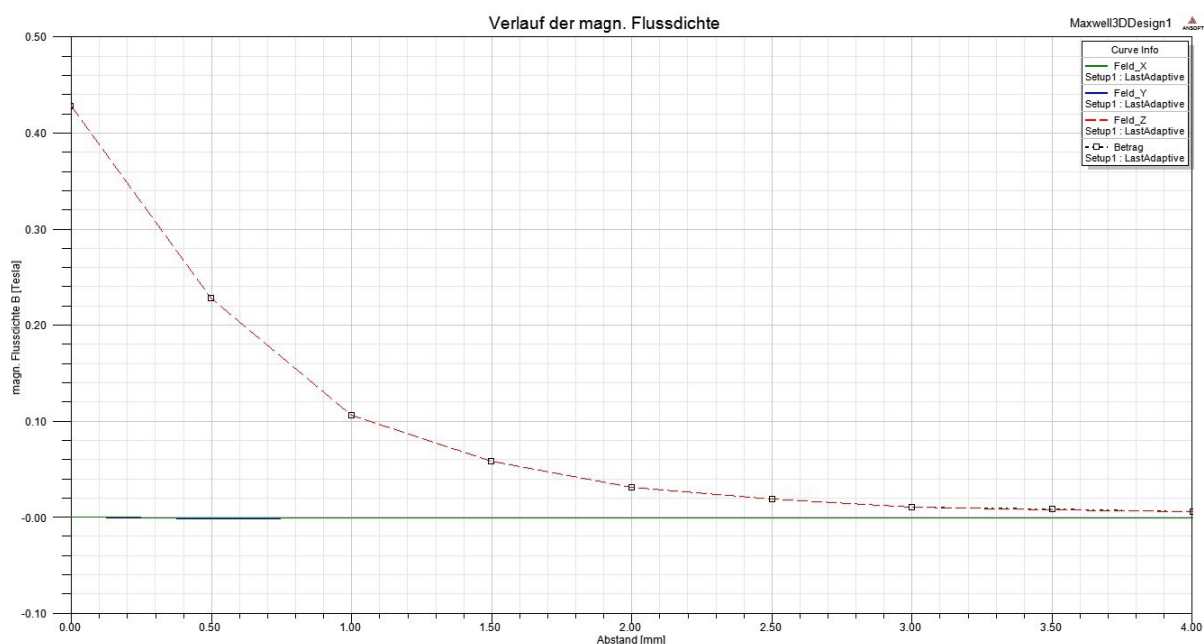


Abb. 3: Simuliertes Magnetfeld im virtuellen Sensor in Abhängigkeit der Entfernung zum Permanentmagneten

Das Ergebnis der Simulation ist in Abb. 3 zu sehen. Erwartungsgemäß sind die Magnetfeldstärken in x - und y -Richtung quasi gleich 0, lediglich die z -Komponente des Magnetfeldes spielt eine Rolle. Idealerweise sollte der Magnet möglichst nahe am Sensor platziert werden, sodass die Änderungsrate des magnetischen Feldes möglichst groß ist; im späteren praktischen Aufbau beträgt der Abstand zwischen Magnet und Sensor etwa $2,5$ bis $3,5\text{ mm}$.

2.3 Experimenteller Aufbau

Der experimentelle Messaufbau ist in Abb. 4 zu sehen.

Das Silikonkissen mit eingeschlossenem Magneten wurde in zwei Schritten mit Hilfe des Sensorgehäuses hergestellt. Zuerst wurde eine Schicht Silikon mit einer definierten Dicke ausgehärtet, auf der der Magnet ausgerichtet wurde. Anschließend wurde eine zweite Silikon-schicht darüber gegossen, um den Magneten mit dem Silikon zu umschließen. In diese zweite Silikonschicht wurde eine Senke eingearbeitet, sodass ein an der unteren Seite des Gehäusedeckels befindlicher Stift genau hinein passt.

Das Silikonkissen wurde auf das Sensorgehäuse gelegt, in dem sich die Platine mit dem HallinOne-Sensor befindet. Es wurde dabei manuell so ausgerichtet, dass sich der Permanentmagnet zentral über dem Sensor befindet. Dies

wird über die Messung der z-Komponente des Magnetfelds überprüft, welche dann am größten ist.

Im Grundzustand beträgt der Abstand zwischen Magnet und Sensor ca. 3,4mm. Durch Auflegen von Präzisionsgewichten auf den Gehäusedeckel wurden genau definierte Kräfte axial auf das Sili-

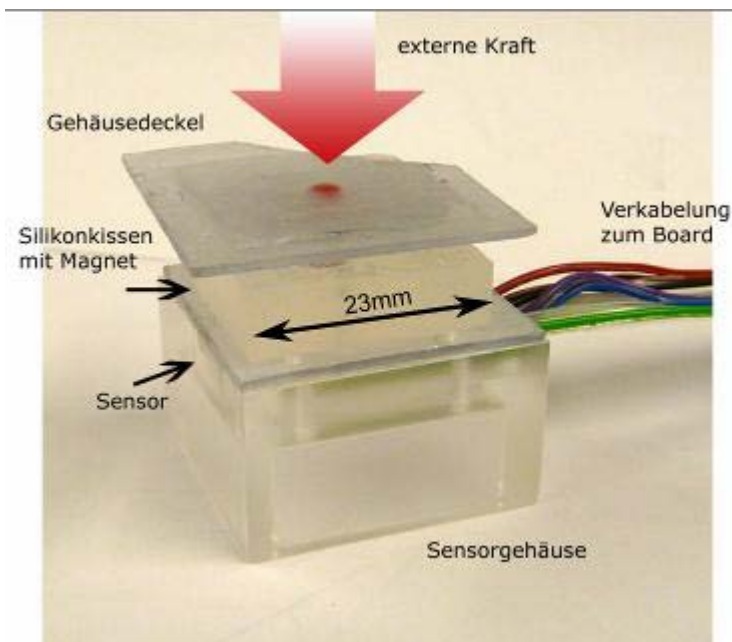


Abb. 4: Experimenteller Messaufbau: Durch Auflegen von Gewichten drückt der Gehäusedeckel auf das Silikonkissen und verschiebt den Magneten in z-Richtung. Darunter befindet sich der HallinOne-Sensor.

konkissen ausgeübt, sodass der Permanentmagnet in z-Richtung ausgelenkt wurde. Die runde Auflagefläche hatte einen Durchmesser von 2,85mm.

3 Ergebnisse

Quantitative Experimente wurden durchgeführt für zwei verschieden große axial magnetisierte Permanentmagneten mit folgenden Daten:

	Radius R	Höhe h	Remanenzflussdichte B_r	Magnetisierung M
Magnet 1	1 mm	1 mm	1,4 T	900 kA/m
Magnet 2	0,5 mm	0,75 mm	1,4 T	900 kA/m

Sämtliche Messreihen wurden dabei 5-mal durchgeführt, der Mittelwert der Messungen sowie die Standardabweichung der experimentellen Messergebnisse sind in Abb. 5 dargestellt. Für beide Magnete ist zu erkennen, dass mit steigendem Gewicht und damit geringer werdendem Abstand zwischen Permanentmagnet und Sensor die Feldstärke ansteigt. Die Änderungsrate ist dabei zunächst stark und nimmt mit zunehmendem Gewicht ab. Für hohe Gewichte ist eine Sättigung zu erwarten, da das Silikon ab einer gewissen Belastung nicht mehr weiter zusammengedrückt werden kann.

Außerdem ist erkennbar, dass beim größeren Magneten (Magnet 1) die Feldstärke prinzipiell höher ist und auch die Änderung für kleine Gewichte bis 100 Gramm deutlicher ausfällt. Bei kleineren Magneten (Magnet 2) wird lediglich ein Unterschied von 0,1 mT gemessen, außerdem ist die Messungenauigkeit sehr groß, wie an der Standardabweichung zu erkennen ist. Aus diesem Grund scheint Magnet 1 besser geeignet, um taktile Sensoren zu realisieren; eventuell sollten eher größere Magnete zum Einsatz kommen.

Insgesamt lässt sich feststellen, dass durch die Messung des Magnetfeldes der Rückschluss auf die extern wirkende Kraft möglich ist. Die Plausibilität des Ansatzes ist also bewiesen.

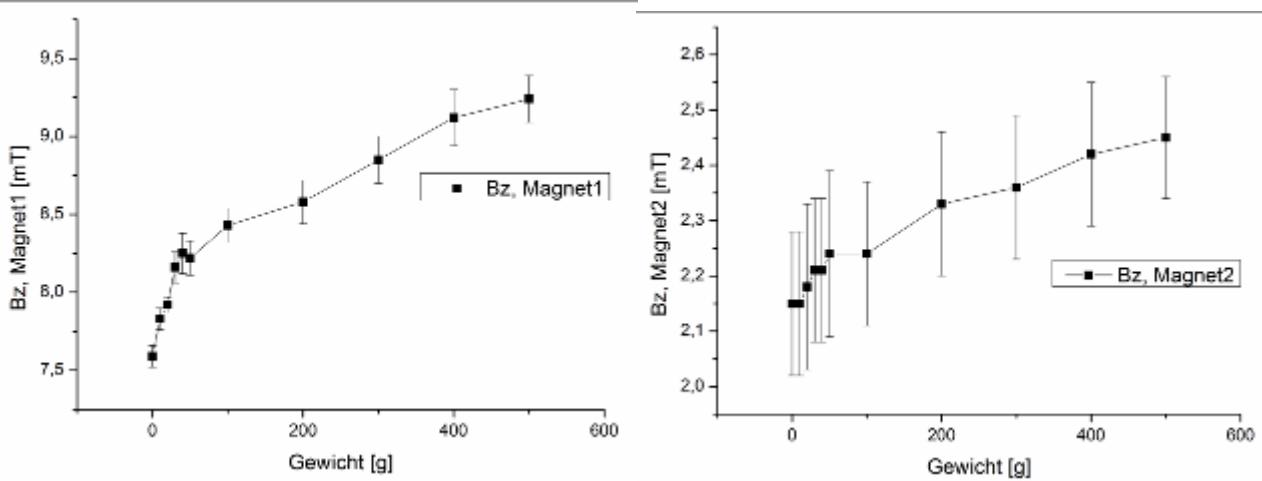
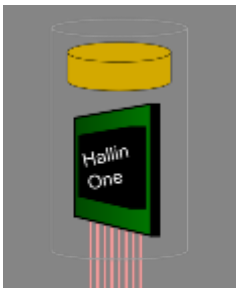


Abb. 5: Messergebnisse: Auf der x-Achse ist das aufgelegte Gewicht in Gramm aufgetragen, auf der y-Achse die gemessene Feldstärke B_z in z-Richtung in Millitesla.

4 Diskussion und Ausblick

Die Plausibilität des magnetischen Ansatzes für einen taktilen Sensor wurde sowohl simulativ als auch experimentell bewiesen. Die weitere Forschung beinhaltet nun zwei prinzipielle Richtungen: die Ausführung des Sensors als Matrix von Magneten und Sensoren und die Ausführung des Sensors als Stempel.

Die erste Möglichkeit, also die Verwendung von Matrizen von Magneten und Sensoren, verspricht die Möglichkeit einer guten Ortsauflösung der eintretenden Kraft. Allerdings wird in diesem Fall die Signalauswertung erheblich komplizierter, da sich die Magnetfelder gegenseitig beeinflussen. Möglicherweise muss dann ein genetischer Algorithmus verwendet werden, der die Positionen der einzelnen Magneten im Silikon schätzt. Dadurch würde es auch möglich werden, nicht axial wirkende Kräfte akkurat zu messen sowie etwaige Drehmomente zu erfassen.



Näher an der Telepalpation scheint aber die Ausführung des taktilen Sensors als „Stempel“ zu sein, siehe Abb. 6. Bei Palpationsvorgängen übt der Arzt üblicherweise einen senkrechten Druck auf das zu untersuchende Gewebe aus; etwaige Tumore sind dabei durch die abweichende Dichte bemerkbar. Diese Prozedur kann sehr gut durch ein stempelförmiges Tastinstrument nachgestellt werden. In diesem Falle würde lediglich ein Magnet (dargestellt in gelb-braun) in ein Silikonkissen eingebaut werden und der Durchmesser des Instruments kann theoretisch bis zur Größe des verwendeten HallinOne-Chips reduziert werden (5mm).

In jedem Falle werden zusätzliche Materialforschungen angestellt werden, um die Magnete geeignet einbetten zu können. Wichtige Fragestellungen hierzu sind die Härte des verwendeten Materials, mechanische Hystere und natürlich am allerwichtigsten die Biokompatibilität.

5 Referenzen

Abb. 6: „Stempel“ als Tastinstrument.

- [1] Intelligente 3D-Magnetfeldsensorik, Fraunhofer-Institut für Integrierte Schaltungen (IIS), http://www.iis.fraunhofer.de/Images/MagnetfeldSensor_A4_low_tcm182-52284.pdf, letzter Abruf: 30.07.2012
- [2] D. Göger, M. Blankertz, H. Woern; „A tactile proximity sensor“, IEEE Senors 2010, pp. 589-597, 2010