

# Magnetisches Sensor-Array zur Lageüberwachung des Tubus bei der Langzeitbeatmung

Thorben Schüthe<sup>1</sup>, Till Riemschneider<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg, Berliner Tor 7, 20099 Hamburg, GER

<sup>2</sup>Universitätsklinik für Anästhesiologie und Intensivtherapie Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Leipziger Str. 44, 39120 Magdeburg, GER

## Zusammenfassung

Bei der Langzeitbeatmung auf der Intensivstation ist eine visuelle Kontrolle der korrekten Lage des Endotrachealtubus mittels Markierungen am Tubus allgemein üblich. Bildgebende und invasive Lagekontrollmöglichkeiten sind ebenfalls bekannt. Sie gelten jedoch als aufwändig und bilden nur eine Momentaufnahme. Der Beitrag stellt eine Überwachungsmethode mit einem Sensor-Array aus Tunnel-Magneto-resistiven Sensoren vor. Dabei wird ein Magnet innerhalb des Tubus platziert und mit dem Array eine fortlaufende Beobachtung der Position durchgeführt. Ziel ist es dabei, eine unerwünschte Verschiebung frühzeitig und automatisiert zu detektieren. Als Methode kommt ein iteratives Suchverfahren zum Einsatz. Dabei werden die Parameter des Modells eines Permanentmagneten variiert, bis der Fehler zwischen den berechneten und gemessenen Werten minimal ist. Diese Methode liefert die Möglichkeit der Erkennung einer akzidentellen Extubation und zur Frühwarnung einer Lageveränderung. Zur Verifikation wird ein Messplatz verwendet, der eine präzise Positionierung eines Magneten ermöglicht.

**Keywords:** TMR-Sensor-Array, Langzeitbeatmung, Medizintechnik, automatisierte Kontrollfunktion

## 1 Medizinische Problem- und Zielstellung

Ein Endotrachealtubus (ETT) ist ein flexibler Katheterschlauch aus Kunststoffmaterial, der in die Luftröhre (Trachea) eingesetzt wird, siehe Abbildung 1. Er wird verwendet, wenn ein Patient aufgrund von Narkose, Sedierung, Verletzung oder Krankheit nicht in der Lage ist, selbständig zu atmen. In der Intensivmedizin wird ein erheblicher Anteil der Patienten auf diese Weise über mehrere Tage bis einige Wochen hinweg langzeitbeatmet.

Die korrekte Platzierung des ETT ist für die intensivmedizinische Behandlung von entscheidender Bedeutung, wobei sich die Tubusspitze bei Erwachsenen idealerweise 2 bis 5 cm oberhalb der Verzweigung zu den Bronchien (Carina) befinden sollte [1]. Eine Fehlplatzierung oder eine Verlagerung des ETT kann zu mittelschweren bis schweren Komplikationen führen, einschließlich lebensbedrohlicher Situationen [2]. Wenn der Tubus zu tief (proximal) in die Atemwege verlagert wird, kann es zu einer bronchialen Intubation und zur einseitigen Beatmung eines Lungenflügels kommen. Dies kann zu Hypoxämie, Atemnot oder anderen pulmonalen Komplikationen führen, wenn die Situation unerkannt bleibt.

Wird der Tubus zu weit herausgezogen (distal) kann eine ungeplante Extubation eintreten. Dies kann vom Patienten (Selbst-Extubation) oder versehentlich durch das Personal (akzidentelle Extubation) verursacht werden. Die Selbst-

Extubation kann eine ungeplante Extubation eintreten. Dies kann vom Patienten (Selbst-Extubation) oder versehentlich durch das Personal (akzidentelle Extubation) verursacht werden. Die Selbst-

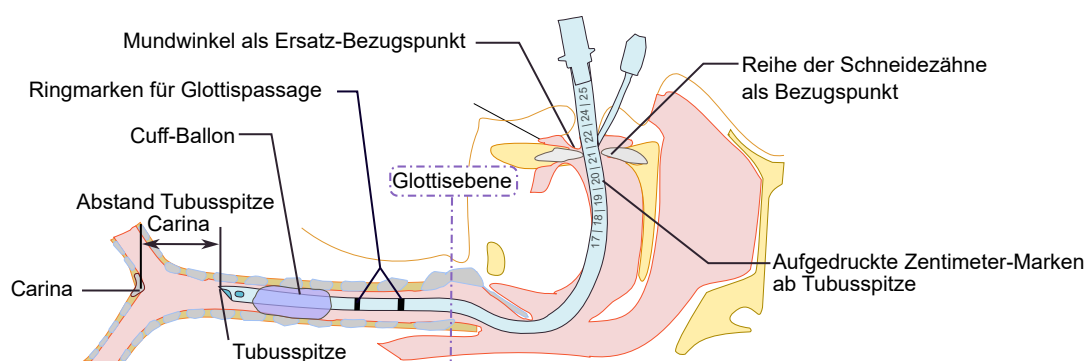


Abb. 1: Orientierungspunkte für eine korrekte Tubuslage bei der endotrachealen Intubation.

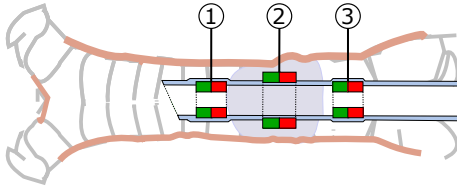


Abb. 2: Platzierungsoptionen des Ringmagneten: 1 an der Tubusspitze 2 innerhalb oder 3 oberhalb des Cuff-Ballons.

Extubation tritt häufig bei schwacher Sedierung auf, auch starke Kopfbewegungen führen zur Bewegung und ggf. zur Verlagerung des ETT [3], [4]. Die Aufrechterhaltung einer korrekten ETT-Position kann für das Personal schwierig sein, wenn Patienten transportiert oder zwischen der Bauch- und der Rückenlage gedreht werden müssen [5]. Die ungeplante Extubation führt häufig zu einer kritischen Situation, wenn der Atemweg nach der Extubation nicht schnell wiederhergestellt wird. Wenn eine Extubation nicht bemerkt wird, handelt es sich um eine lebensbedrohliche Situation. Daher sind regelmäßige Kontrollen durch das Pflegepersonal in der Intensivmedizin vorgeschrieben [6]. Wiederholende Re-Intubationen sind zu vermeiden, da sie mit einem höheren Risiko von Komplikationen einhergehen, wie z.B. Lungenentzündungen, Kehlkopf- oder Trachealverletzungen [7]. Darüber hinaus besteht eine Belastung und Gefährdung für das Personal bei der Behandlung von hochinfektiösen Patientengruppen. Dies zeigte sich besonders während der zurückliegenden Covid-19-Pandemie [8]. Daher besteht der Bedarf an zusätzlichen technischen Überwachungsmethoden zur Extubationserkennung [9].

#### a) Zielstellung

In dem vorliegenden Beitrag wird ein Verfahren und eine Hardware für die automatisierte Überwachung der Tubuslage vorgestellt. Für die

Intensivtherapie sollte es möglichst einfach und ohne Personalbindung einsetzbar sein. Denkbar ist ein spezifisches Alarm-Event, welches Veränderungen der Tubuslage in Echtzeit bemerkt und meldet. Ebenso wäre die Möglichkeit der Frühwarnung bei beginnender Dislokation von Vorteil.

Bei Langzeitbeatmungen kann die Lage des Tubus durch Röntgenaufnahmen des Brustkorbs evaluiert werden. Dies ist jedoch nur eine Momentbeobachtung und muss oftmals wiederholt werden. Dies führt zu einer erheblichen Strahlenexposition, die vermieden werden sollte. Weiterhin wäre eine kontinuierlich arbeitende Lagekontrolle erstrebenswert.

Etablierte medizinische Navigationssysteme [11] sind für diese Aufgabe zu aufwändig. Der vorgestellte Ansatz strebt eine kostengünstige Lösung an, die an jedem Intensivbett verfügbar sein könnte.

## 2 Hardware des Sensor-Arrays

Vorgeschlagen wird ein handliches Kleingerät in Form eines Sensor-Arrays auf der Basis von Tunnel-Magneto-resistiven (TMR) Sensoren. Dies kann nicht-invasiv direkt am Patienten im Intensivbett platziert werden. In der Hauptfunktion kann es die Tubuslage kontinuierlich automatisiert überwachen und bei einer Dislokation frühzeitig warnen. Das Nutzfeld für das extrakorporal platzierte Sensor-Array wird durch einen Magneten erzeugt. Dieser ist in Form eines Ringes oder Hohlzylinders günstig im Bereich des Cuff-Ballons zu befestigen, siehe Abbildung 2.

Als Nebenfunktion soll eine manuelle Kontrolle der korrekten Tubusposition unterstützt werden. Dies kann durch eine anschauliche Visualisierung der Messwerte als fortlaufende Bilddarstellung mit einer Anzeige von Warn- und Alarmmeldungen erfolgen. Diese Visualisierung ist für die automatisch ablaufende Kontrollüberwachung zunächst nicht erforderlich, bietet jedoch einen Zusatznutzen für die Anwendung.

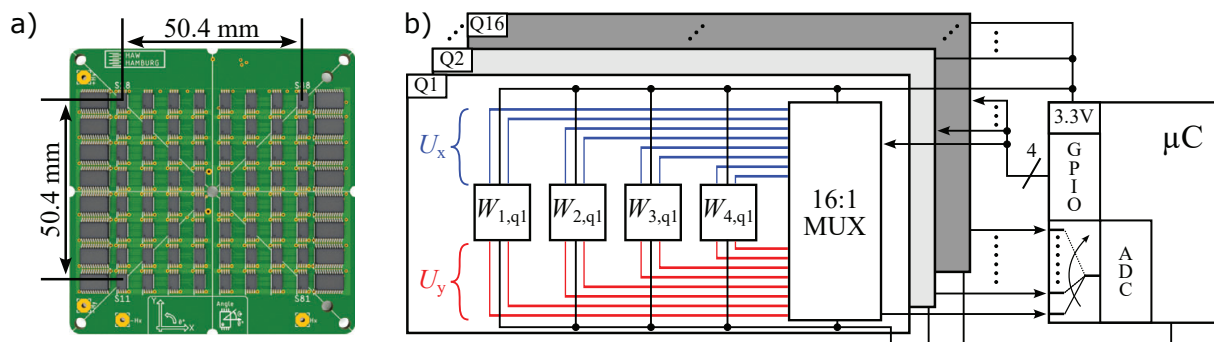


Abb. 3: a) 8x8 Sensor-Arrays sowie b) Steuerungs- und Auswertekonzept für das Sensor-Array mit den Sensoren  $W_{n,qm}$ , angepasst nach [10].

Ein Sensor-Array aus 64 TMR-Sensoren [12], [13] in einer 8x8-Anordnung dient als Funktionsdemonstrator für die Überwachungsaufgabe. Die Sensoren detektieren das Magnetfeld des Ringmagneten in der  $xy$ -Ebene als differentielle Spannungen  $U_x$  und  $U_y$ . Das den Tubus umgebende Körpergewebe ist für das Magnetfeld transparent. Die Ansteuerung und Signalerfassung erfolgt über einen Mikrocontroller [14]. Damit die Vielzahl von Messwerten über wenige Analog-Digital-Kanäle (AD-Kanäle) möglich ist, werden jeweils vier Sensoren mit einem 16 zu 1 Multiplexer zusammengefasst. Dadurch lassen sich die Sensorwerte über 16 AD-Kanäle des Mikrocontrollers umsetzen, siehe Abbildung 3.

### 3 Fixierung am Patienten

Der begrenzte Erfassungsbereich sollte günstig genutzt werden. Folglich ist eine Platzierung mit geringem Abstand zwischen dem Sensor-Array und Magneten anzustreben. Dieser Abstand ist auch von der Wahl der Position des Magneten am Tubus abhängig.

Die Platzierung an der Körperoberfläche sollte eine stabile Auflagefläche oder eine Position mit mehrseitiger Abstützung nutzen. Es muss eine robuste Befestigungsmöglichkeit bestehen, welche sich einfach korrigieren lässt.

Der Einfluss durch die natürlichen Bewegungen, insbesondere durch die Atmung und die Kopfbewegung oder die Verlagerung des Patienten, ist bei der Gestaltung der Fixierung zu beachten [15]. Dabei sollte sich die räumliche Lage-

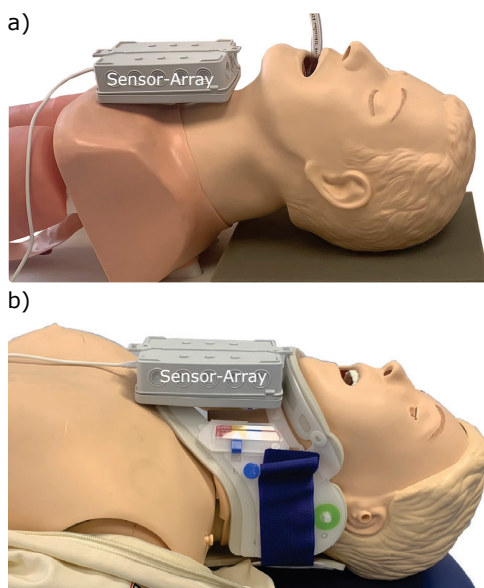


Abb. 4: Platzierungsvorschläge des Sensor-Arrays. a) Im Bereich über dem Sternum und Collum. b) An einer Zervikalstütze (Stiffneck) mit stabiler Fixierung.

beziehung zwischen dem Sensor-Array und der Trachea mit dem dort einliegenden ETT minimal verändern.

Zwischen den Schlüsselbeinen könnte das Kontrollgerät bei normalem Körperbau auf einem flachen Bereich der Körperoberfläche platziert werden, siehe Abbildung 4 a). Das Kontrollgerät kann dort aufgelegt und mit Klebepflaster befestigt werden. Alternativ dazu kann die Fixierung durch eine anliegende Manschette oder ein Gurtsystem erfolgen. In dieser Position hat die natürliche Atembewegung des Brustkorbs einen Einfluss auf das Ortungsergebnis.

Frontal am Hals ergibt sich ein ähnlich geringer Abstand zum Magneten. Dadurch resultiert eine gesteigerte Feldstärke. Das ist insbesondere bei kleinen Ringmagneten wichtig. Am Hals ist die Atembewegung schwächer, aber auch die nutzbare Körperauflage geringer als bei der Platzierungsvariante zuvor. Das Sensor-Array muss hier gegen unerwünschte Verkippungen gesichert oder der Halsform entsprechend abgestützt werden.

An einem modifizierten Stiffneck (Stütze für die Halswirbelsäule) ist eine Befestigung in sehr stabiler Lage möglich, siehe Abbildung 4 b). Die natürliche Bewegung wird durch den Stiffneck unterbunden. Die Auswahl einer frontalen Position vom Brustbein bis über den Halsbereich wäre mit wenigen Modifikationen der Konstruktion möglich. Allerdings führt der Stiffneck zu einem geringfügig gesteigerten Abstand zwischen Sensor-Array und Magnet.

### 4 Signalverarbeitungskonzept

Bei der Intubation muss eine korrekte Tubuslage durch etablierte medizinische Verfahren gesichert werden. Unmittelbar danach können initiale Referenzaufnahmen der aktuellen Position aufgenommen werden, um eine eventuelle Verschiebung festzustellen. Es wird eine abgestufte Warn- und Alarmfunktion vorgeschlagen, welche berücksichtigt, dass durch Kopf- und Atembewe-

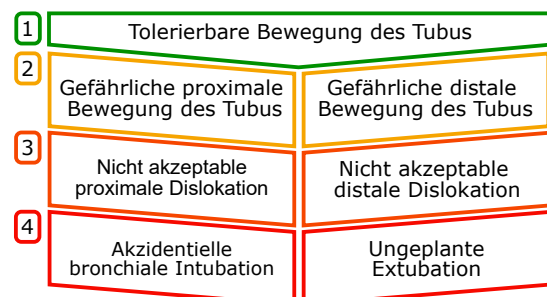


Abb. 5: Bewertungsstufen für eine 1 akzeptable, 2 beginnende, 3 nicht akzeptable und 4 kritische Dislokation des Tubus.

gungen geringfügige Verschiebungen gemessen werden. Insofern sind Toleranzen im Bereich von einigen Millimetern bei der Signalverarbeitung und Auswertung zu berücksichtigen.

In Abbildung 5 sind als Beispiel vier Stufen für eine Warn- und Alarmfunktion beschrieben. Die Stufen sind dem Umfang der erkannten Lageveränderung zugeordnet. Folgende Signalverarbeitungsansätze werden für die jeweiligen Stufen vorgeschlagen:

In der ersten Stufe erfolgt eine automatisierte Dauerbeobachtung in Kombination mit einer permanenten Lagekontrolle über Bildähnlichkeit und einen Ortungsalgorithmus. Bei der zweiten Stufe bedarf es einer automatisierten Frühwarn-Funktion, welche ebenfalls über die Methoden der ersten Stufe durchgeführt wird. In der dritten Stufe wird über die Ortung eine Alarmfunktion ausgeführt. Die vierte Stufe ist am kritischsten und bedarf einer kombinierten Alarmfunktion, welche die Ortung, Signalstärke und Überwachungs-Indikatoren der Beatmungssysteme nutzt.

#### a) Iteratives Suchverfahren

Die Suche nach der Position des Magneten, in Bezug auf das Sensor-Array, stellt ein inverses Problem dar. Allgemein erfolgt bei inversen Problemen die Suche nach der Ursache, die zu einer gemessenen Wirkung geführt hat [16], [17]. Die Messwerte des Sensor-Arrays und weitere Systemparameter dienen als Zielmodell eines iterativen Prozesses. Für Sensor-Arrays auf der Basis von Hall-Sensoren, welche die drei Komponenten des Feldes erfassen, sind bereits Ortungsverfahren bekannt [18]–[20].

Wie zuvor beschrieben, misst das hier verwendete Sensor-Array das Magnetfeld in der  $xy$ -Ebene. Dadurch ist die Eindeutigkeit einer Lösung nicht mehr gegeben und es handelt sich um ein inkorrekt gestelltes Problem mit mehrdeutiger Lösung [21, Kap. 7.7.11]. Bei der genannten Anwendung ist bekannt, dass sich der Magnet stets nur auf einer Seite des Sensor-Arrays befindet. Durch dieses a priori Wissen lässt sich der Lösungsraum eingrenzen und die Mehrdeutigkeit auflösen.

Als Methode zur Ortung des Magneten kommt ein heuristisches Verfahren zum Einsatz. Dabei werden Modellwerte in kleinen Schritten variiert. Als Basis dienen zuvor festgelegte Startparameter, wie zum Beispiel der Abstand vom Tubus zum Sensor-Array und die zu erwartende Feldstärke des Magneten. Durch iterative Anpassung der Modellwerte wird das Optimum gesucht. Zur Beschleunigung der Konvergenz lassen sich zusätzlich Zufallswerte oder ein Rauschanteil auf die Schrittweiten hinzufügen.

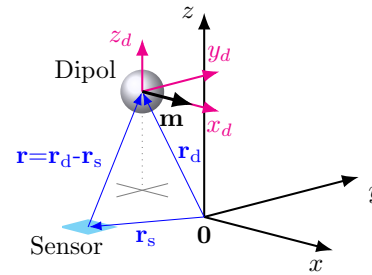


Abb. 6: Koordinatensystem für den magnetischen Dipol und einen Sensor.

#### b) Magnetmodell

Als stark vereinfachtes Magnetmodell kommt die Gleichung des magnetischen Dipols zum Einsatz. Zunächst folgt eine Einführung der Parameter der Gleichung anhand der Abbildung 6. Zur Berechnung des Feldes an den Punkten des Sensor-Arrays wird der Abstand vom Ursprung 0 zur Position des Sensors  $r_s$  und vom Ursprung zur Position des Dipols  $r_d$  benötigt. Für das Sensor-Array sind dementsprechend 64 einzelne Positionsvektoren vorhanden. Der Abstand zwischen Sensor und Dipol berechnet sich aus  $r = r_d - r_s$  mit der Länge  $r = |r|$ . Die Rotation des Dipols erfolgt über die Rotation des Magnetisierungsvektors  $m$  mit den Rotationsmatrizen  $R_x$ ,  $R_y$  und  $R_z$  [22, Kap. 3.2.2].

Das Magnetfeld  $H$  an den Positionen des Sensor-Arrays kann mit den beschriebenen Variablen wie folgt berechnet werden:

$$\mathbf{H}(\mathbf{r}) = \frac{1}{4\pi} \left( \frac{3\mathbf{r}(\mathbf{m}^T \mathbf{r})}{r^5} - \frac{\mathbf{m}}{r^3} \right)$$

Aus den vorangestellten Gleichungen geht hervor, dass der Parameterumfang für die Optimierung bei bis zu sieben liegt. Die Position des Dipols und die Rotationen um die drei Achsen bestimmen sechs der Parameter.

Das magnetische Moment  $M$  des Dipol bildet den siebten Parameter und wird im Vektor  $m$  berücksichtigt. Ist das magnetische Moment des Magneten am Tubus bekannt, bedarf es bei der Ortung keiner Bestimmung dieses Parameters.

#### c) Umsetzung des Suchverfahrens

Der Ablauf für die Suche der Dipolposition und der Magnetisierung inklusive der Ausrichtung besteht aus mehreren aufeinanderfolgenden Schritten, siehe Abbildung 7. Im ersten Schritt folgt eine Messung des Magnetfeldes in der  $xy$ -Ebene mit dem Sensor-Array. Die aufgenommenen Daten können gegebenenfalls einem Vorverarbeitungsschritt unterzogen werden. Als mögliche Vorverarbeitung ist eine Glättung der Daten durch eine zweidimensionale Filterung der einzelnen Messwerte zu nennen.

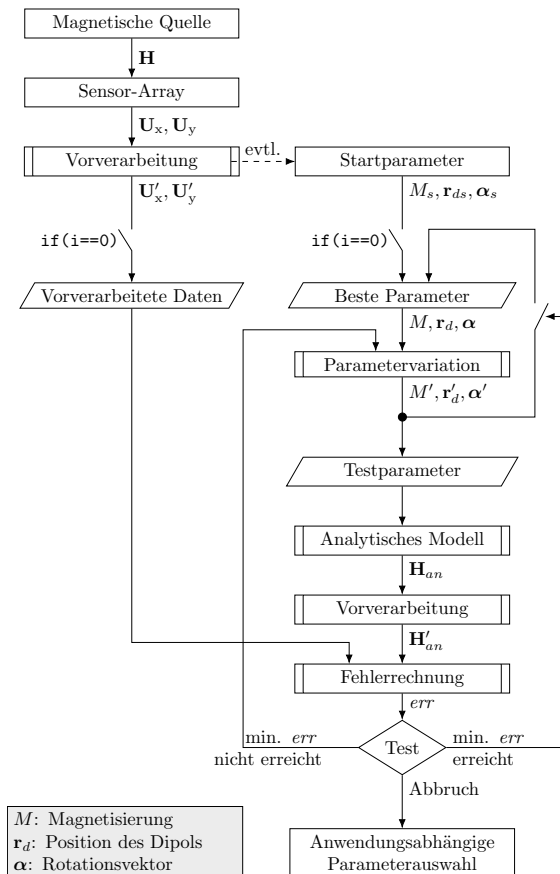


Abb. 7: Ablaufdiagramm des Suchverfahrens zur Positionsbestimmung eines Magneten mittels analytischen Modells.

Die Startparameter des Suchverfahrens werden zunächst frei gewählt, wobei diese auf die Anwendung angepasst sind. So kann zum Beispiel die z-Position des Dipols relativ hoch angesetzt werden. Die Richtung der Schrittweite lässt sich somit festlegen und verringert den Abstand zwischen Sensor-Array und Magneten. Eine weitere Annahme ist, dass sich der Magnet im zentralen Punkt über dem Array befindet und seine Magnetisierung in der x-Achse liegt.

Die festgelegten Startparameter bilden im ersten Schritt des iterativen Verfahrens die besten Parameter. Im nächsten Schritt folgt eine Variation der Parameter um eine definierte Schrittweite. Diese ist, wie auch die Startparameter, frei wählbar. Dabei kann für die Winkeldrehung eine große und für die Dipol-Position sowie die Magnetisierung eine kleine Schrittweite gewählt werden. Mit den variierten Parameter erfolgt die Feldberechnung über die Dipol-Gleichung. Diese dient in diesem Beitrag als analytisches Modell. Falls die Daten des Sensor-Arrays einer Vorverarbeitung unterzogen wurden, ist diese im gleichen Maße auf die berechneten Werte anzuwenden.

Im letzten Schritt folgt eine Fehlerrechnung aus den berechneten und gemessenen Werten. Dabei wird der mittlere euklidische Abstand zwischen den vektoriellen Messwerten des Sensor-Arrays und den laufenden Werten der Dipolgleichung für alle Parameter im aktuellen Optimierungsschritt ermittelt. In einem anschließenden Test wird geprüft, ob ein gewünschter minimaler Fehler oder eine maximale Iterationszahl erreicht wurde. Wenn der Fehler kleiner ist als der von den Startwerten ermittelte Fehler, werden die variierten Parameter als beste Parameter eingesetzt. Ist keine Verbesserung erfolgt, findet eine erneute Parametervariation statt, wobei die Schrittweite halbiert und negiert wird. Wenn das Abbruchkriterium erreicht wurde, folgt eine anwendungsspezifische Auswahl der Parameter. Für die in diesem Beitrag vorgestellte Anwendung ist die Verschiebung des Magneten von Interesse. Im einfachsten Fall ist das die x-Position und y-Position des Dipols. Die z-Position hingegen kann stark durch die Atmung beeinflusst werden. Ferner ist davon auszugehen, dass eine starke Veränderung der Rotation des Magneten nicht stattfindet.

## 5 Evaluation an einem Messplatz

Für den Funktionstest wird mit dem Messplatz in Abbildung 8 ein Permanentmagnet über dem Sensor-Array an verschiedenen Positionen platziert. Insgesamt werden 3375 Punkte angefahren, wobei diese in einem Messraum von  $50.4 \times 50.4 \times 90$  mm (XYZ) liegen und in jeder Achse 15 Positionierungen erfolgen. Der geringste Abstand zwischen Array und Magnet beträgt 16.5 mm. Mit einer Schrittweite von 6.42 mm wird dieser auf 106.5 mm erhöht. Das Zentrum des Arrays bildet den Ursprung bei der Positionierung.

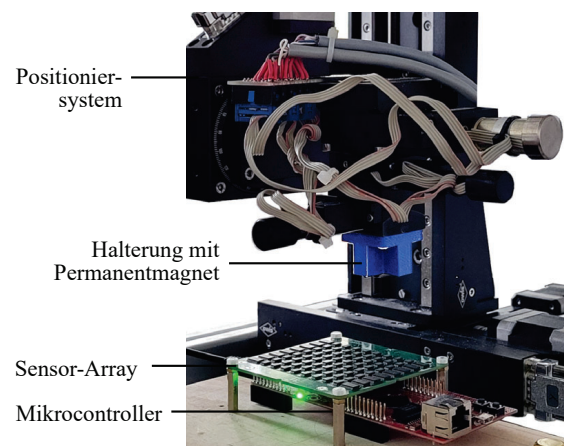


Abb. 8: Positioniereinheit mit Magnethalterung zur Vermessung von verschiedenen Positionierungen des Magneten.

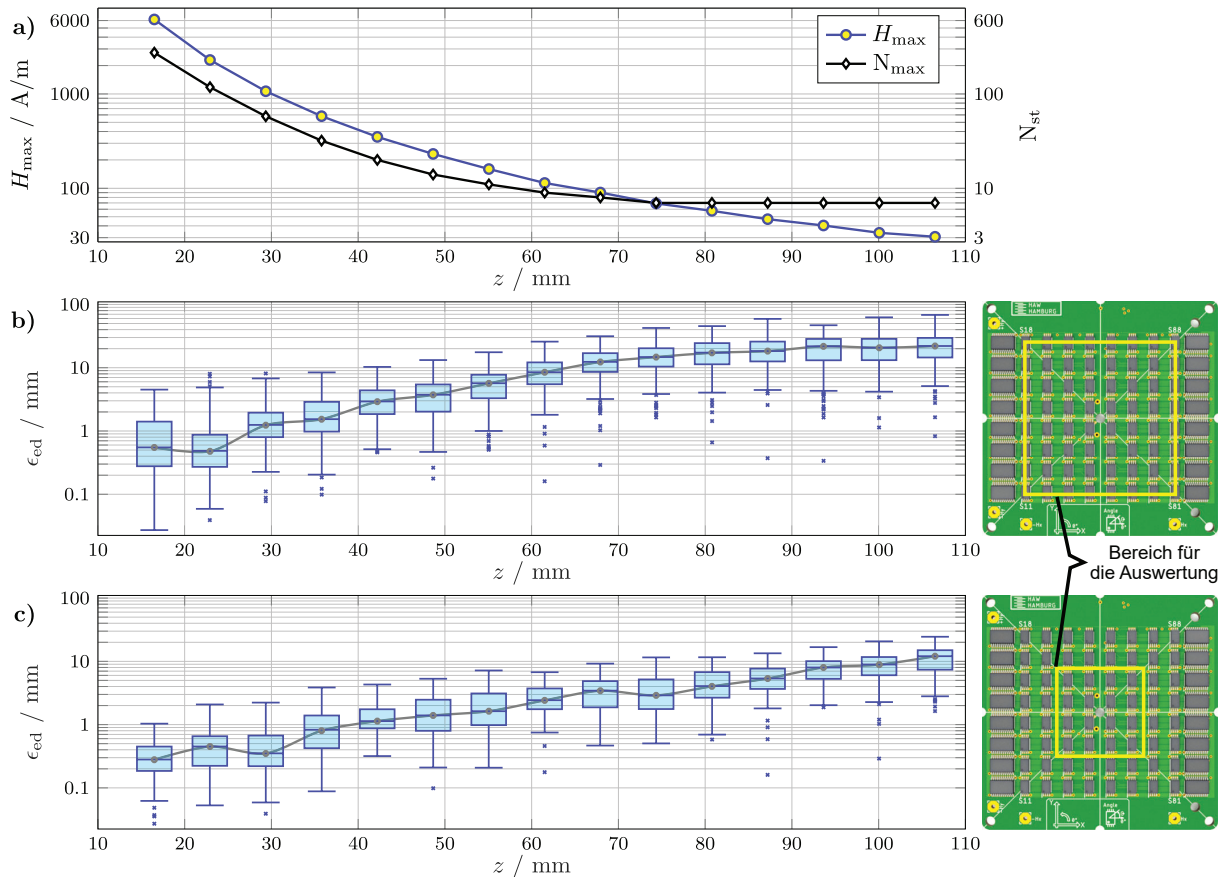


Abb. 9: a) Maximalen Feldstärke und Stufenzahl in Abhängigkeit des Abstandes. Euklidischer Abstand  $\epsilon_{\text{ed}}$  als Fehler der Ortung in der  $xy$ -Ebene über b) den gesamten Bereich des Sensor-Arrays und c) den zentralen Bereich. Die Bereiche sind rechts auf dem Array markiert.

Ein zur Anwendung passender zylindrischer Ringmagnet wird innerhalb eines additiv gefertigten Adapters an dem Positioniersystem angebracht. Der Magnet besteht aus Neodym (Nd-FeB) und weist eine Güte von N50 auf. Der innere Durchmesser des Magneten beträgt  $d_i=7$  mm, der äußere Durchmesser  $d_o=9$  mm und die Höhe  $h=11$  mm. Die Magnetisierungsrichtung ist axial in Richtung der Höhe des Magneten. Bei den nachfolgenden Messungen liegt die Achse der Magnetisierung parallel zur  $x$ -Achse des Arrays.

#### a) Feldstärke und Auflösung

Als Voruntersuchung wird mit einer Hall-Sonde und einem Gaussmeter die maximale Feldstärke an der Position des Sensor-Arrays im Bezug auf den Abstand gemessen. Dazu werden sowohl der Magnet, als auch die Hall-Sonde mittig über dem Sensor-Array positioniert. Und für jede  $z$ -Koordinate die Feldstärke des Magneten erfasst. Der Verlauf der Feldstärke in Abhängigkeit des Abstandes in Abbildung 9a) zeigt, dass bereits bei einem Abstand von etwa 90 mm die Feldstärke im Bereich des Erdmagnetfeldes liegt (ca. 40 A/m). Zusätzlich dazu ist der Verlauf der ma-

ximal erreichten Stufenzahl des Sensor-Arrays dargestellt, wobei ein Analog-Digital-Umsetzer (ADC) mit 12 Bit eingesetzt wurde. Dieser Verlauf ist proportional zur Feldstärke. Ab einem Abstand von  $z=55$  mm liegt die für die Berechnung verfügbare Anzahl an Stufen  $N_{\text{st}}$  der AD-Umsetzung bei weniger als 10 Stufen.

#### b) Iteratives Verfahren

Nachfolgend wird eine Auswertung der Verschiebung auf der  $xy$ -Ebene durchgeführt. Der euklidische Abstand zwischen der  $xy$ -Position nach der Ortung und der am Messplatz eingestellten  $xy$ -Position dient als Fehlermaß  $\epsilon_{\text{ed}}$  für eine Bewertung des Verfahrens. Dabei wird eine zusammenfassende Darstellung für jeden Abstand in einem Box-Whisker-Plot gewählt, siehe Abbildung 9b). Durch einen Vergleich mit der Stufenzahl aus Abbildung 9a) kann eine Abhängigkeit des Fehlers zur Auflösung festgestellt werden. Bis zu einem Abstand von etwa 55 mm ist der Fehler bei 50 % der Werte kleiner als 10 mm. Die Streuung des Fehlers über die verschiedenen Abstände ist auf die Positionen des Magneten zurückzuführen. Bei jedem Abstand erfolgt eine Positionierung des Magneten bis auf

den Rand des Sensor-Arrays. Dadurch erfahren die Sensoren auf der gegenüberliegenden Seite des Arrays eine deutlich geringere Feldstärke. Dies führt wiederum zu einer geringeren Auflösung. Wird der Magnet über dem inneren Bereich des Sensor-Arrays positioniert ( $\pm 15$  mm vom Zentrum), zeigt sich in der Auswertung in Abbildung 9 c) ein geringerer Fehler. Bei einem Abstand von etwa 55 mm weisen 50 % der Werte einen Fehler von weniger als 3 mm auf.

### c) Bildgebendes Verfahren

Zusätzlich zur Ortung des Magneten kann eine visuelle Kontrolle der Position durchgeführt werden. Ein initial aufgenommenes Vektorfeld und der Betrag der Messwerte des Sensor-Arrays dienen als Referenz für einen Vergleich mit aktuell gemessenen Werten. Um die Beurteilung des Feldes zu unterstützen, wird der Betrag der Messwerte farbskaliert als Heatmap dargestellt. Eine Verbesserung der visuellen Beurteilung ist durch Interpolation der Messdaten möglich.

Die Abbildung 10 a) zeigt ein Beispiel für ein Vektorfeld mit dem farbskalierten Betrag bei zentraler Position des Magneten und einem Abstand von  $z = 23$  mm. Als Interpolationsalgorithmus für

den Betrag wurde die Spline-Funktion gewählt. Hierbei sind die Daten von einem  $8 \times 8$  Array auf eine Größe von  $29 \times 29$  interpoliert. Die dunkelrote Farbe im Zentrum gibt das Maximum des Betrags an und stellt die Position des Magneten für eine visuelle Bewertung gut dar. Findet während der Kontrolle eine Verschiebung statt, ändert sich das Vektorfeld und das Bild des Betrages. Für eine Verschiebung von 12 mm auf der x-Achse, bei gleichem Abstand wie zuvor, ergibt sich die Darstellung aus Abbildung 10 b). Bei einem Vergleich der beiden Grafiken in Abbildung 10 a) und b) ist die Verschiebung deutlich zu erkennen, wenn das dunkelrote Zentrum aus der Referenz herangezogen wird. Für einen automatisierten Prozess könnte hier eine fortlaufende zweidimensionale Kreuzkorrelation der Referenzmessung mit den aktuellen Messwerten erfolgen.

## 6 Zusammenfassung und Ausblick

Die in diesem Beitrag vorgestellte Sensorik zur Detektion der Tubus-Verschiebung bei der Intubation dient als Basis für weitere Entwicklungsschritte. Für eine gesteigerte Funktionalität sind sowohl die Algorithmen als auch die verwendete Hardware anzupassen und auf die genannte Problemstellung zu optimieren. Neben der Messauswertung an dem Positioniersystem sind Messwerte an einem Beatmungsphantom zu erheben und mit dem vorgeschlagenen Algorithmus auszuwerten. Dabei soll der Einfluss der Atembewegung berücksichtigt werden.

Bei dem vorgeschlagenen Suchverfahren werden aktuell bis zu sieben Parameter innerhalb des iterativen Prozesses optimiert. Durch Symmetrieeigenschaften der Rotationsmatrizen und der Dipol-Gleichung könnte der Parameterumfang verringert werden. Wenn eine Magnetform festgelegt wird, könnte eine Kalibrierung dazu genutzt werden, um den Parameter der Magnetisierung festzulegen.

Für einen späteren Einsatz am Patienten ist die Formgebung des Sensor-Arrays anzupassen und zu optimieren. Bei der dargestellten Positionierung in Abbildung 4 ist der Zugang zum zentralen Bereich des Halses versperrt. Dieser Bereich ist bei zukünftigen Entwicklungen freizuhalten. Durch zwei Sensor-Arrays, die seitlich am Hals mit einer geeigneten Fixierung platziert werden, bleibt der zentrale Zugang frei. Zudem würde die Anordnung aus zwei Sensor-Arrays den Ortungsvorgang unterstützen. Durch Auswertung der Messwerte beider Sensor-Arrays lässt sich der Lösungsraum einschränken und die Mehrdeutigkeit auflösen. Eine optimale Lösung für die Positionierung der beiden Arrays ist Gegenstand weiterer Untersuchungen. Dazu ist

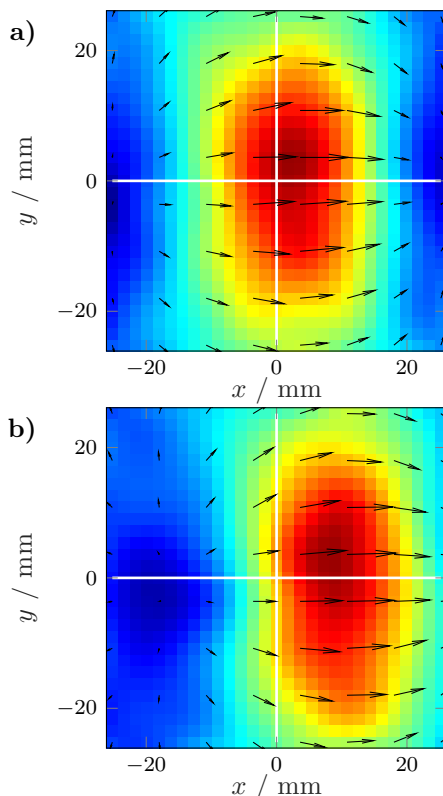


Abb. 10: Spannungen  $U_x$  und  $U_y$  des Arrays als Vektorfeld und Betrag als Heatmap. a) Bei zentraler Position des Magneten und b) bei einer Verschiebung von 12 mm auf der x-Achse.

unter anderem eine entsprechende Fixierung zu konstruieren.

Die Auswertungen am Positioniersystem haben gezeigt, dass die Ortung des Magneten bis zu einem anatomisch ausreichenden Abstand zum Sensor-Array zuverlässig möglich ist. Erste Tests haben dabei gezeigt, dass in günstigen Bereichen mit tolerierbarer Dislokation mit weniger als 3 mm Abweichung zu rechnen ist. Für einen späteren Einsatz in der Anwendung ist die Positionierung des Sensor-Arrays am Patienten ergebnisrelevant. Dabei ist im initialen Zustand darauf zu achten, dass sich der Magnet möglichst unterhalb des Zentrums des Arrays befindet. Dadurch entstehen auf dem Sensor-Array symmetrische Feldverteilungen und gut ausgesteuerte Messwerte.

Der hier eingesetzte Analog-Digital-Umsetzer des Mikrocontrollers weist eine Auflösung von 12 Bit auf. Oberhalb der Auflösungsgrenze ist das Ortungsergebnis nur eingeschränkt zuverlässig. Eine vollständige Extubation führt zu einer massiven Abnahme der Signalstärke der Messwerte, welche als Merkmal für die Alarmierung ausreichend ist.

Für weitere Verbesserungen wird vorgeschlagen, empfindlichere Sensoren [23], Vorverstärker und höher auflösende AD-Umsetzer zu untersuchen. Allerdings führt die höhere Sensitivität zu einem gesteigerten Bedarf an Maßnahmen gegenüber störenden Einflüssen.

Insgesamt hat sich der Ansatz, ein Array mit sehr vielen Sensoren zu verwenden, als besonders geeignet erwiesen. Die vorgestellten Ergebnisse sind erfolgsversprechend und sollten weitere Untersuchungen in Richtung technischer Verbesserung und klinischer Anwendung anregen.

### Literaturnachweis

- [1] L. Berkow, D. Hughes & A. Kanowitz, „Guide to Unplanned Extubation,“ *Crit Care Explor*, 2022.
- [2] R. I. de Groot, O. M. Dekkers et al., „Risk factors and outcomes after unplanned extubations on the ICU: a case-control study,“ *Crit Care*, 2011. DOI: 10.1186/cc9964.
- [3] J. T. Denny, E. Pantin et al., „Self-Extubation in the Surgical Intensive Care Unit and Restraint Policy Change: A Retrospective Study,“ *Open Medicine Journal*, 2014. DOI: 10.2174/1874220301401010010.
- [4] S. A. Mahmood, O. S. Mahmood et al., „Self-Extubation in Patients with Traumatic Head Injury: Determinants, Complications, and Outcomes,“ *Anesth Essays and Resarchers*, 2019. DOI: 10.4103/aer.AER\_92\_19.
- [5] L. Berkow & A. Kanowitz, „COVID-19 Putting Patients at Risk of Unplanned Extubation and Airway Providers at Increased Risk of Contamination,“ *Anesthesia and Analgesia*, 2020. DOI: 10.1213/ANE.0000000000004890.
- [6] A. Higgs, B. A. McGrath et al., „Guidelines for the management of tracheal intubation in critically ill adults,“ *British Journal of Anaesthesia*, 2018. DOI: 10.1016/j.bja.2017.10.021.
- [7] A. de Lassece, C. Alberti et al., „Impact of unplanned extubation and reintubation after weaning on nosocomial pneumonia risk in the intensive care unit: a prospective multicenter study,“ *Anesthesiology*, 2002. DOI: 10.1097/00000542-200207000-00021.
- [8] K. El-Boghdady, D. J. N. Wong et al., „Risks to healthcare workers following tracheal intubation of patients with COVID-19: a prospective international multicentre cohort study,“ *Anaesthesia*, 2020. DOI: 10.1111/anae.15170.
- [9] A. K. Chhina, G. E. Loyd et al., „Frequency and Analysis of Unplanned Extubation in Coronavirus Disease 2019 Patients,“ *Crit Care Explor*, 2020. DOI: 10.1097/CCE.0000000000000291.
- [10] T. Mehm, „Schaltungsentwurf und Mikrocontrollersteuerung für ein TMR Sensor-Array,“ Bachelorthesis, HAW Hamburg, 2019.
- [11] A. M. Franz, T. Haidegger et al., „Electromagnetic Tracking in Medicine—A Review of Technology, Validation, and Applications,“ *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2014. DOI: 10.1109/TMI.2014.2321777.
- [12] TDK Electronics, „TAS2143-AAAA – TMR Angle Sensor,“ Datenblatt, www.tdk.com, 2019.
- [13] T. Schüthe, A. Albounyan & K. Riemschneider, „Two-Dimensional Characterization and Simplified Simulation Procedure for TMR Angle Sensors,“ in *IEEE SAS*, 2019. DOI: 10.1109/SAS.2019.8706125.
- [14] Texas Instruments, „TM4C1294NCPDT ARM-Cortex-M4F MCU,“ Datenblatt, www.ti.com, 2014.
- [15] R. Tailleux, I. Bathory et al., „Endotracheal tube displacement during head and neck movements. Observational clinical trial,“ *Journal of Clinical Anesthesia*, 2020. DOI: 10.1016/j.jclinane.2015.12.043.
- [16] M. Kochenderfer, *Algorithms for optimization*. Cambridge, Massachusetts: The MIT Press, 2019, ISBN: 0262039427.
- [17] A. Tarantola, *Inverse Problem Theory and Methods for Model Parameter Estimation* (Other titles in applied mathematics). Society for Industrial & Applied Mathematics, 2005, ISBN: 9780898715729.
- [18] D. Cichon, „Robuste Lokalisierung magnetischer Quellen mithilfe integrierter 3D-Hall-Sensor-Anordnungen,“ Dissertation, 2020.
- [19] Y. Higuchi, T. Nara & S. Ando, „Complete Set of Partial Differential Equations for Direct Localization of a Magnetic Dipole,“ *IEEE Transactions on Magnetics*, 2016. DOI: 10.1109/TMAG.2015.2512536.
- [20] Z. Sun, S. Foong et al., „Design and analysis of a compliant non-invasive real-time localization system for nasogastric intubation,“ in *IEEE/ASME*, 2014. DOI: 10.1109/AIM.2014.6878226.
- [21] G. Grosche, V. Ziegler & D. Ziegler, *Springer-Taschenbuch der Mathematik 3. Auflage*, E. Zeidler, Hrsg. Springer Vieweg, 2012, ISBN: 978-3-8351-0123-4.
- [22] B. Jähne, *Digitale Bildverarbeitung*. Springer Verlag, 2012, ISBN: 978-3-642-04951-4.
- [23] MultiDimension Technology, „TMR2901 – Ultra High Sensitivity TMR Linear Sensor,“ Datenblatt, www.dowaytech.com/en, 2019.