

## „Magnetfelder mit verbesserten räumlichen Vorzugsrichtungen für induktive Impedanzmessung“

Maral Heidary Dastjerdi, M.Sc., +49 (0)208-88254 402, [heidary.maral@hs-ruhrwest.de](mailto:heidary.maral@hs-ruhrwest.de)  
 Hochschule Ruhr West, Mess- und Sensortechnik, Mellinghoferstraße 55, D-45473 Mülheim an der Ruhr  
 Prof. Dr. Dirk Rüter, +49 (0)208-88254 388, [dirk.rueter@hs-ruhrwest.de](mailto:dirk.rueter@hs-ruhrwest.de)  
 Hochschule Ruhr West, Mess- und Sensortechnik, Mellinghoferstraße 55, D-45473 Mülheim an der Ruhr  
 Prof. Dr. Olfa Kanoun, +49 (0)371 / 531 – 36931, [kanoun@ieee.org](mailto:kanoun@ieee.org)  
 Technische Universität Chemnitz, Elektrotechnik und Informationstechnik, D-09107 Chemnitz,  
 Prof. Dr. Jörg Himmel, +49 (0)208-88254 387, [joerg.himmel@hs-ruhrwest.de](mailto:joerg.himmel@hs-ruhrwest.de)  
 Hochschule Ruhr West, Mess- und Sensortechnik, Mellinghoferstraße 55, D-45473 Mülheim an der Ruhr

### Kurzfassung

Die frequenzabhängigen elektrischen Eigenschaften von biologischem Gewebe [1] eröffnen Möglichkeiten für den Einsatz der Impedanzspektroskopie in Bereichen der Transplantationschirurgie über die Ermittlung diagnostisch relevanter Gewebezustände bis hin zu Personenprüfsystemen (z.B. Flughafenkontrolle) und der Tiermedizin. Geeignet für die berührungsfreie Tiefendiagnostik ohne Strahlenschäden sind Messtechniken, die auf der Auswertung hochfrequenter elektromagnetischer Wirbelfelder beruhen. Es gibt viele Messsysteme, die zur Bestimmung der frequenzabhängigen elektrischen Eigenschaften von biologischem Gewebe, elektromagnetische Felder verwenden (MIT–Magnetimpedanztomographie). Die Problematik besteht jedoch größtenteils in der sehr zeitaufwendigen Signalverarbeitung bzw. des Postprocessings. Die Messungen müssen sehr genau erfolgen, denn kleine Messfehler können zu großen Abweichungen und Instabilitäten in der Bild-Rekonstruktion führen. Weiterhin kann die numerische Auswertung im Rechner – schon bei einer überschaubaren Anzahl von Sende- und Empfängerspulen - sehr rechenintensiv werden und durchaus mehr als einige Minuten für ein Einzelbild betragen. Das Problem ist schlecht gestellt.

Diese Veröffentlichung beschreibt ein Konzept, den Zeitaufwand für die Bildrekonstruktion und die Genauigkeitsanforderungen an die Messtechnik auf die Erzeugung einer geometrisch günstigeren Magnetfeldtopologie zu verlagern. Das Magnetfeld bzw. die Signale werden dabei quantitativ deutlich schwächer, allerdings dabei auch qualitativ - im Sinne einer Lokalisierung und Bildrekonstruktion - besser. Wenn ausreichend Signalreserve vorliegt, kann das herkömmlich schlecht gestellte Problem mit guten Signalquantitäten in ein besser gestelltes Problem mit schlechteren (aber immer noch ausreichenden) Signalquantitäten überführt werden. Das in dieser Veröffentlichung vorgestellte Messsystem wurde sowohl durch analytische Berechnung in Matlab© und durch numerische Berechnungen, basierend auf Finiten Elementen Analysen, in Comsol Multiphysics© als auch qualitativ in Experimenten nachgestellt.

### Bisheriger Stand auf dem beschriebenen Gebiet

In der Medizin sind typischerweise nicht-invasive, kompakte, berührungslose, grundsätzlich unschädliche und empfindliche Systeme erforderlich, welche hoch ortsauflösend sind und bei kurzer Messzeit Ergebnisse liefern. Die üblichen bildgebenden Verfahren CT, MRT und Ultraschall sind im klinischen Alltag unter Tx-Bedingungen ungeeignet.

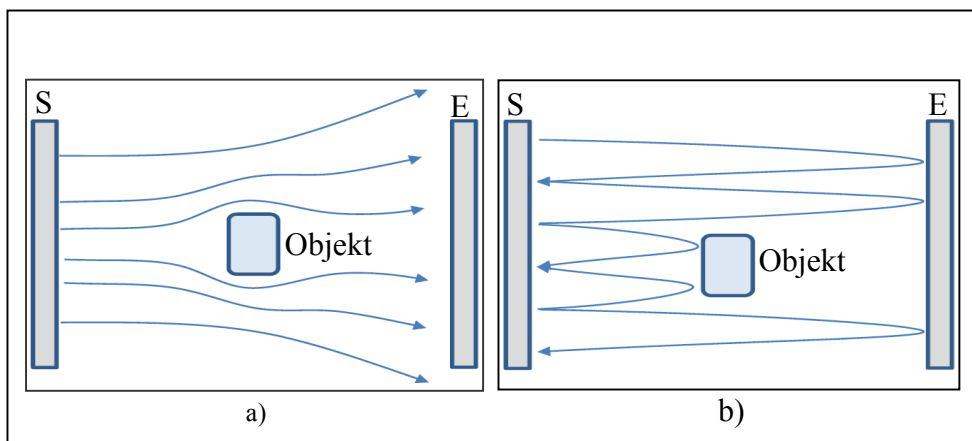
Die Magnetische Impedanztomografie (MIT) ist eine unschädliche und berührungslose Methode, um eine tomografische Rekonstruktion des menschlichen Körpers aufgrund der Leitfähigkeiten bzw. der elektrischen Impedanz der Organe zu realisieren. Der Nachteil der bekannten Systeme sind die für die Lösung des inversen Problems erforderlichen großen Rechenzeiten und die bei der Bildrekonstruktion entstehenden Messunsicherheiten in Abhängigkeit der Qualität der elektrischen Messwerte. [2] [3]

Weder in der Medizin, speziell der Transplantationschirurgie, noch im Personenscreening sind diese Zeiten tolerierbar. Ultraschall und auch elektrischer Strom in Form der Elektrischen Impedanztomografie (EIT) werden in der Medizin für die Bildgebung genutzt. Der Nachteil bei diesen Verfahren besteht darin, dass man auf guten mechanischen/elektrischen Kontakt der Elektroden direkt an der Prüfoberfläche

angewiesen ist. Mithin fallen diese Techniken in der Transplantationsmedizin oder Personenkontrollen aus und es verbleiben vorerst nur induktive bzw. magnetische Verfahren zur Lösung dieser Messaufgabe.

### **Grundgedanke der Veröffentlichung**

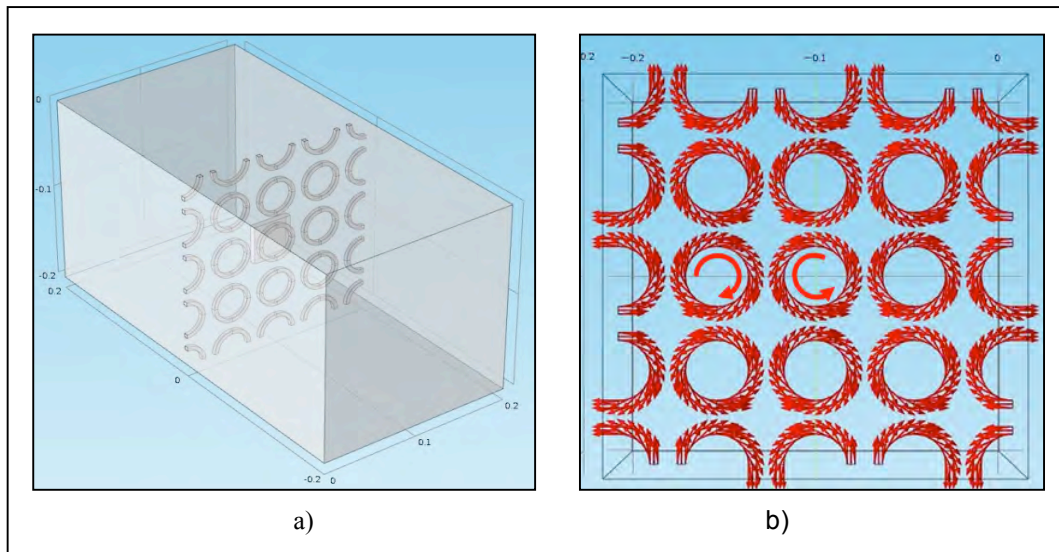
Vorgestellt wird eine Messtechnik basierend auf induktiven Wirbelstromtechniken zur Vereinfachung und Beschleunigung des Impedanzmappings. Das System arbeitet nicht invasiv mit einer robusten und schnellen Signalauswertung. Realisiert wird es durch zwei große, rechteckige Spulenarrays (bestehend aus Sender- und Empfängerspulen), die sich gegenüber stehen. Die Topologie des Magnetfeldes ist durch geeignete Bestromungsmuster soweit verändert, dass im Vergleich zur bekannten MIT eine qualitativ günstiger Feldverteilung erzeugt wird, welche im Material, anders als reguläre Magnetfelder, quasi absorbiert werden kann (Abbildung 0).



0251662336251  
6613122516602  
88251659264

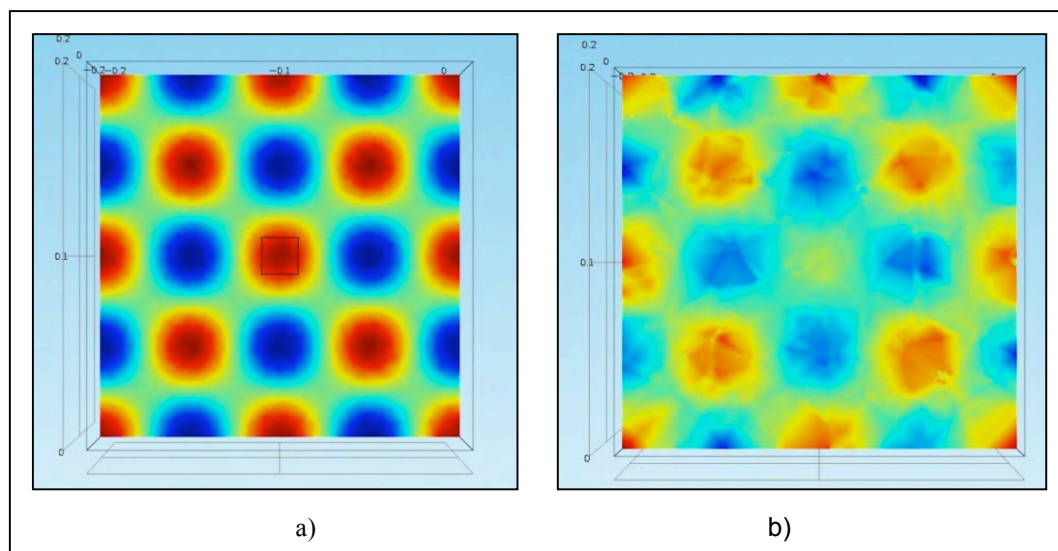
**Abbildung 0: Magnetfeld -Topologien a) reguläres Magnetfeld, Senderspulen (links) sind gleichgerichtet, Geometrie der Sender (links) entspricht der Geometrie der Empfänger (rechts), Objekt im Raum zwischen Sender und Empfänger verzerrt das Magnetfeld, aber eine echte Abschattung tritt kaum auf, b) "schattenfähiges Magnetfeld", Senderspulen (links) sind abwechselnd entgegengesetzt gerichtet, Geometrie der Sender (links) entspricht Geometrie der Empfänger (rechts), Objekt im Raum zwischen Sender und Empfänger absorbiert das Magnetfeld**

Die Vorteile dieser Felder sind eine bessere Rekonstruktion der Topologie von Objekten im Zwischenraum, eine einfacherere und robustere Signalverarbeitung zur Rekonstruktion im Rechner sowie schnellere Ergebnisse in Echtzeit. Ein geeignetes Bestromungsmuster ist örtlich abwechselnd um 180 Grad phasenverschoben (Abbildung 0). Dies führt beispielsweise zu einem schachbrettartigen Muster der magnetischen Flussdichte. Diese Topologie pflanzt sich im Raum senkrecht zur Spulenebene fort und verformt sich dabei nur unwesentlich. Durch Einbringung eines Objektes in den Raum werden die örtlichen Feldlinien behindert, quasi absorbiert.

02516  
59264

**Abbildung 0: Finite Elemente Analyse des Systems (simuliert in Comsol Multiphysics) a) Modellierung des Spulenarrays, b) alternierend gepolte Bestromung der Senderspulen (Aufsicht auf das Senderarray)**

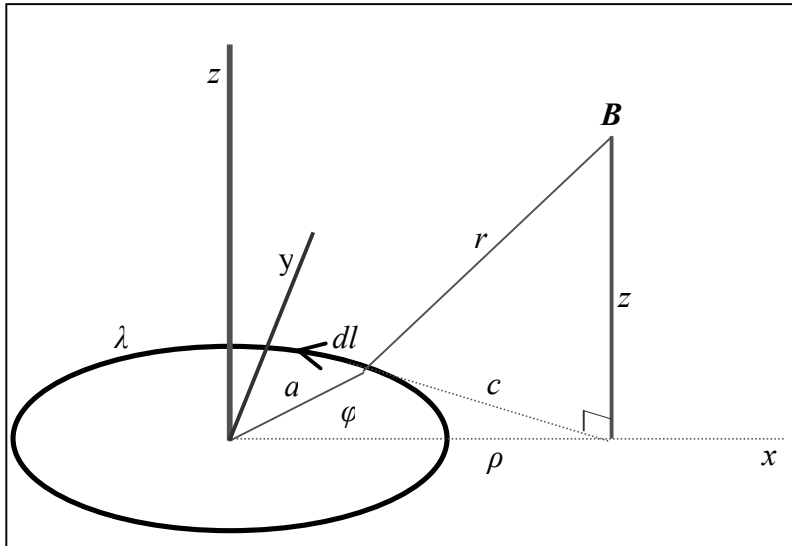
In größerer Entfernung im Raum zum Objekt zeigt das Muster der Magnetisierung im Aufpunkt des Objektes eine Abschwächung. Die Feldintensität nimmt hier erheblich ab und die Störung (das zu detektierende Objekt) kann lokalisiert werden. Die Position des Objektes muss somit nicht aufwendig berechnet werden, sondern ist sehr kontraststark in den Messsignalen enthalten (Abbildung 0).

0251660288  
251659264

**Abbildung 0: Finite Elemente Analyse des Systems a) Schachbrettartige Magnetisierung vor dem Objekt (Würfel in der Mitte), b) Veränderung der Magnetisierung hinter dem Objekt in größerer Entfernung im Raum (deutlicher Schatten im Mittelpunkt)**

### Analytische Magnetfeldberechnung eines Ringleiters

In Abbildung 0[4] ist eine stromdurchflossene Leiterschleife in der xy Ebene mit der Ladungsdichte  $\lambda$ , dem Radius  $a$  des Ringleiters, der Größe der Leiterschleife  $a d\varphi$ , dem magnetischen Feldvektor  $B$  der, sowie der Leiterschleifenlänge  $dl$  gegeben.



025166336025166233625166131  
2251659264251660288

Abbildung 0: stromdurchflossene Leiterschleife in xy-Ebene

Diese Leiterschleife der infinitesimalen Länge  $dl$  am Ort  $\mathbf{r}'$ , der von einem Strom  $I$  durchflossen wird, erzeugt nach Biot-Savart am Ort  $\mathbf{r}$  die magnetische Flussdichte  $\mathbf{B}$ :

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \oint \frac{d\mathbf{l} \times \mathbf{r}}{r^3}$$

Gl. 1

mit  $\mu_0$  als Vakuumpemreabilität. Die Komponenten des Vektors  $d\mathbf{l}$  und  $\mathbf{r}$  lassen sich mit

$$d\mathbf{l} = -a \sin\varphi d\varphi \hat{x} + a \cos\varphi d\varphi \hat{y}$$

Gl. 2

und

$$\mathbf{r} = (x - a \cos\varphi) \hat{x} - a \sin\varphi \hat{y} + z \hat{z} .$$

Gl. 3

bestimmen. Unter Ausnutzung der Symmetrie ( $x = \rho$  und  $\hat{y} = \hat{\varphi}$ ) gilt für das Kreuzprodukt mit der radialen Magnetfeldkomponente :

$$d\mathbf{l} \times \mathbf{r} = az \cos\varphi d\varphi \hat{\rho} + az \sin\varphi d\varphi \hat{\varphi} + (a^2 - a \rho \cos\varphi) d\varphi \hat{z}$$

Gl. 4

und

$$\mathbf{B}_\varphi = \mathbf{0} .$$

Gl. 5

Unter Berücksichtigung der Gleichungen Gl.6 und Gl.7 [4]

$$\int_0^\pi \frac{d\varphi}{(b \pm \cos\varphi)^{\frac{3}{2}}} = \frac{m}{2-2m} \sqrt{2mE}$$

Gl. 6

$$\int_0^\pi \frac{\pm \cos\varphi d\varphi}{(b \pm \cos\varphi)^{\frac{3}{2}}} = \sqrt{2mK} - \frac{2-m}{2-2m} \sqrt{2mE}$$

Gl. 7

sowie der Substitutionen

$$b = \frac{z^2 + a^2 + \rho^2}{2a\rho}$$

Gl. 8

$$m = \frac{2}{(1+b)} = \frac{4a\rho}{z^2 + (a+\rho)^2}$$

Gl. 9

ergeben sich für die Magnetfeldkomponenten  $B_\rho, B_z$ : mit den elliptischen Integralen erster (K) und zweiter (E) Art, welche in [4] beschrieben sind:

$$\begin{aligned} B_\rho &= -\frac{\mu_0 I a z}{2\pi(2a\rho)^{\frac{3}{2}}} \int_0^\pi \frac{-\cos\varphi d\varphi}{(b - \cos\varphi)^{\frac{3}{2}}} = \frac{\mu_0 I a z}{2\pi(2a\rho)^{\frac{3}{2}}} \left( -\sqrt{2mK} + \frac{2-m}{2-2m} \sqrt{2mE} \right) \\ &= \frac{\mu_0 I z}{2\pi\rho} \left( \frac{m}{4a\rho} \right)^{\frac{1}{2}} \left( \frac{2-m}{2-2m} E - K \right) \end{aligned}$$

Gl. 10

$$\begin{aligned} B_z &= \frac{\mu_0 I a}{2\pi(2a\rho)^{\frac{3}{2}}} \left( \int_0^\pi \frac{d\varphi}{(b - \cos\varphi)^{\frac{3}{2}}} a + \rho \int_0^\pi \frac{-\cos\varphi d\varphi}{(b - \cos\varphi)^{\frac{3}{2}}} \right) \\ &= \frac{\mu_0 I a}{2\pi(2a\rho)^{\frac{3}{2}}} \left( a \frac{m}{2-2m} \sqrt{2mE} + \rho \sqrt{2mK} - \rho \frac{2-m}{2-2m} \sqrt{2mE} \right) \\ &= \frac{\mu_0 I z}{2\pi\rho} \left( \frac{m}{4a\rho} \right)^{\frac{1}{2}} \left( \rho K + \frac{am - (2-m)\rho}{2-2m} E \right) \end{aligned}$$

Gl. 11

### Ergebnisse der analytischen Berechnung in Matlab

Um die Vorzugsrichtung der Magnetfelder durch geeignete Bestromungsmuster analytisch zu untersuchen, wurde das System in Matlab<sup>®</sup> unter Zuhilfenahme von Gl. 10 und Gl. 11 nachgestellt. Die Empfindlichkeitsverteilung E, als Gütekriterium, wurde hierbei durch das Skalarprodukt aus Magnetfeld des Senders  $B_s$  und Magnetfeld des dem Sender gegenüberliegenden Empfängers  $B_E$  mit:

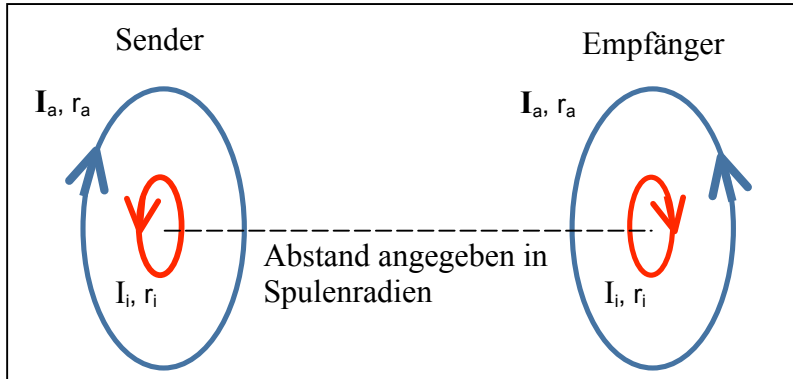
$$E = B_s \cdot B_E = \begin{pmatrix} B_{\rho S1} + B_{\rho S2} + \dots + B_{\rho Sn} \\ B_{z S1} + B_{z S2} + \dots + B_{z Sn} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} B_{\rho E1} + B_{\rho E2} + \dots + B_{\rho En} \\ B_{z E1} + B_{z E2} + \dots + B_{z En} \end{pmatrix}$$

Gl. 12

berechnet und anschließend normiert, wobei  $S_1, S_2, \dots, S_n$  die Spulen des Senderarrays und  $E_1, E_2, \dots, E_n$  die Spulen des Empfängerarrays beschreiben. Berechnet wurden zwei Arrays von Spulen (Sender und Empfänger), die sich gegenüber stehen. Der Zwischenraum dieser Spulen wurde in Bezug zur magnetischen Feldstärke analysiert. Abbildung 0 zeigt eine schematische Darstellung der Matlab Berechnung. Zwei konzentrisch angeordnete Leiterringe stellen die Senderspulen dar. Gegenüberliegend

ist, geometrisch identisch, die Empfängerspule lokalisiert. Variiert wird der Spulenradius  $r_a$  sowie der Strom  $I_a$ , der äußeren Sendespule. Die Richtung des Stromes  $I_a$  ist der Richtung  $I_i$  des Stromes der inneren Sendespule entgegengesetzt. Die Position des Empfängers wird in ganzzahligen Vielfachen des Spulenradius  $r_i$  variiert und die magnetische Feldstärke sowie die Empfindlichkeit analysiert. Die innere Sendespule bleibt während der gesamten Berechnung in ihrer Bestromung  $I_i$  und ihrem Radius  $r_i$  unverändert.

0251661312251660288251659264



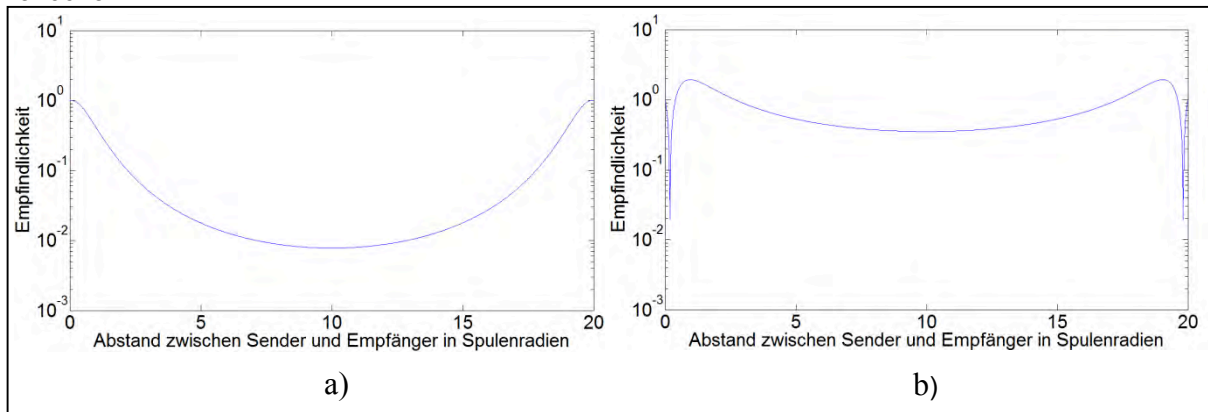
**Abbildung 0 schematische Darstellung der analytischen Magnetfeld - Berechnung in Matlab.**

Abbildung 0 zeigt das Ergebnis der analytischen Berechnung in Matlab. Im Punkt 0 auf der horizontalen Achse befindet sich

der Sender, im Punkt 20 der Empfänger. Berechnet wurde der Fall, in dem der äußere Spulenradius  $r_a$  des Senders das 10 fache des inneren Radius  $r_i$  beträgt. Der Strom  $I_a$  beträgt hierbei 0.014 A, d.h. ca 1/70 des inneren Stromes  $I_i$ . Die Empfindlichkeit wurde mit Gl. 12 berechnet und normiert.

In Abbildung 0 ist die einfache Anordnung aus einem Sender und einem Empfänger (Abbildung 0 a) ) der Anordnung zwei Sendespulen und zwei Empfängerspulen (Abbildung 0 b)) gegenübergestellt, um die Änderung der Empfindlichkeit zu veranschaulichen. Zu erkennen ist, dass die Empfindlichkeit in a) um bis zu 2 Größenordnungen abnimmt, wobei in sie b) um weniger als eine halbe Größenordnung abnimmt. Sie bleibt hier über der Distanz zwischen Sender und Empfänger im Vergleich zu a) vernachlässigbar gering.

0251661312

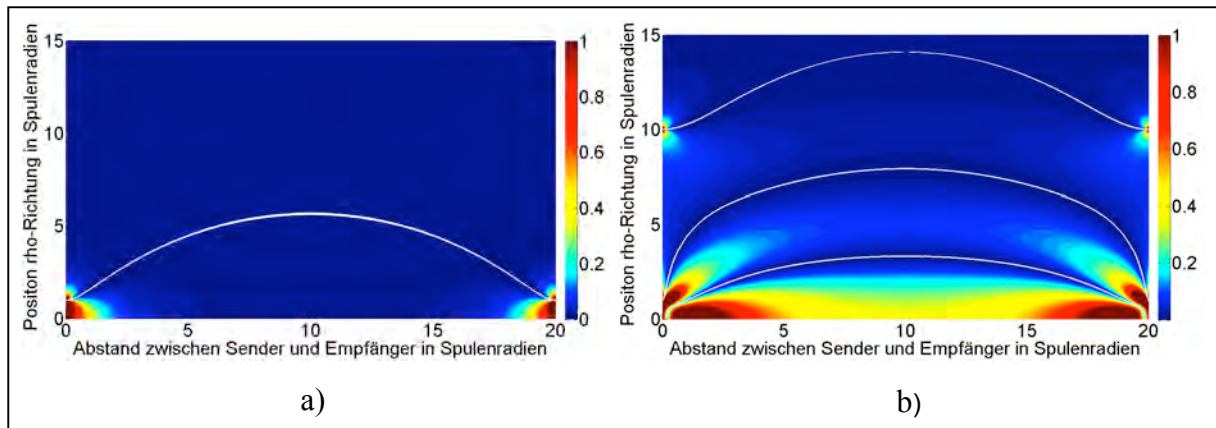


**Abbildung 0: Empfindlichkeit entlang der z-Achse (Mittellinie der Spule)  $\rho = 0$  der Abstand zwischen Sender und Empfänger beträgt 20 Spulenradien. a) 1 Sender, 1 Empfänger b) 2 Sender, 2 Empfänger mit  $I_a=0.014$  A(ca 1/70 \*  $I_i$ ) und  $r_a=10 * r_i$**

Abbildung 0 zeigt die Empfindlichkeit in der  $z, \rho$  - Ebene. Zu erkennen ist, dass sich diese Empfindlichkeitscharakteristik im Raum ausbreitet.



0251661312



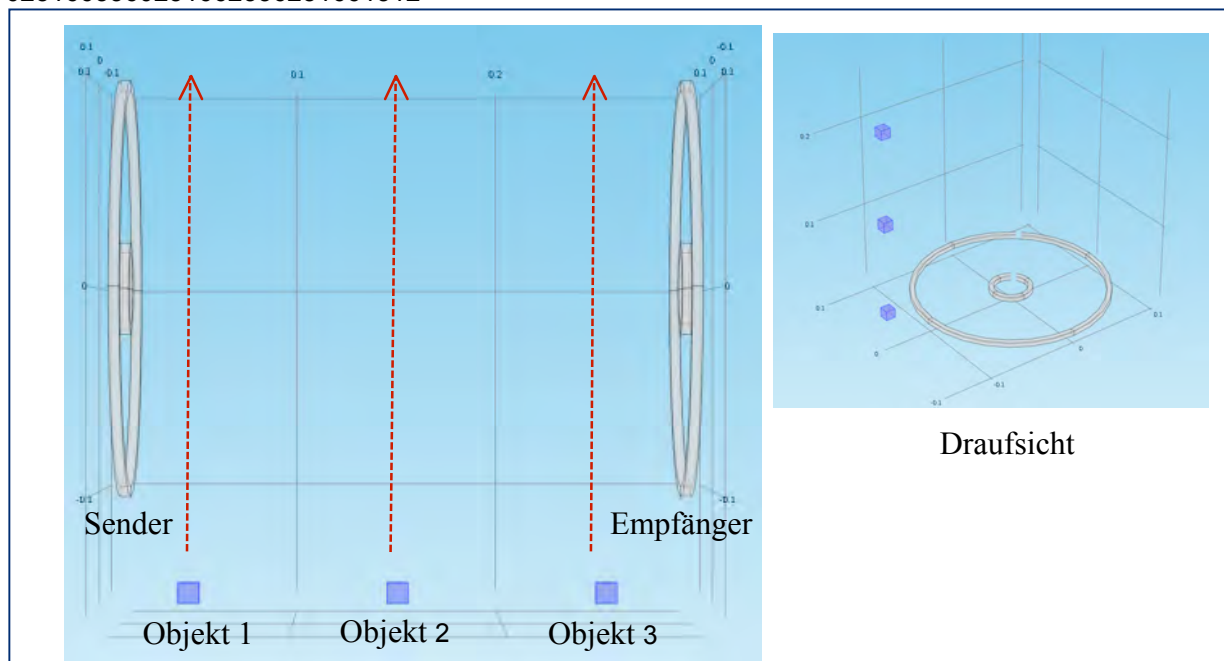
**Abbildung 0:: Empfindlichkeit entlang der z-Achse (Mittellinie der Spule) bei  $0 \leq \rho \leq 15$ , der Abstand zwischen Sender und Empfänger beträgt 20 Spulenradien. a) 1 Sender, 1 Empfänger b) 2 Sender, 2 Empfänger mit  $I_a=0.014 \text{ A}$  (ca  $1/70 \cdot I_i$ ) und  $r_a=10 \cdot r_i$**

Dieser im Vergleich flache Empfindlichkeitsverlauf in Abbildung 0 b) kann für beliebige Abstände zwischen Sender und Empfänger berechnet werden. Dazu müssen der Spulenradius  $r_a$  sowie der Strom der äußeren Sendespule  $I_a$  angepasst werden.

### Ergebnisse der numerischen Berechnung in Comsol

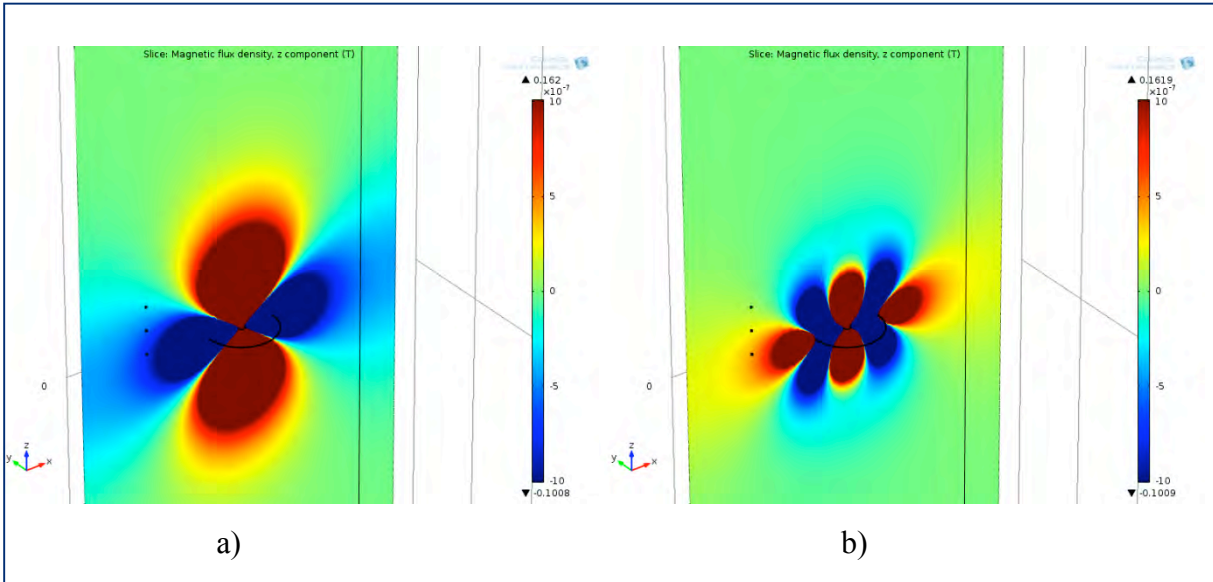
Um einerseits die Ergebnisse der analytischen Berechnung in Matlab numerisch zu überprüfen und andererseits auch Objekte innerhalb des Abstandes zwischen Sender und Empfänger zu untersuchen, wurde das System anhand einer 3D - Finiten Elemente Analyse in Comsol berechnet. Die Randbedingungen der analytischen Berechnungen in Matlab wurden hierbei auf Comsol übertragen. Es wurden 3 Objekte definierter Leitfähigkeit senkrecht zur Magnetfeldrichtung, nahe am Sender, nahe am Empfänger und in der Mitte zwischen Sender und Empfänger positioniert und nacheinander in äquidistanter Schrittweite in x-Richtung entlang der Spulen bewegt (Abbildung 0).

0251663360251662336251661312



**Abbildung 0 Finite Elemente Analyse – Modellbeschreibung**

0251686912251685888Abbildung 0 zeigt ein Ergebnis der Finite Elemente Analyse in Comsol, die die magnetische Flussdichtenverteilung der beiden Modelle (ein Sender in Abbildung 0 a) und zwei Sender in Abbildung 0 b)) gegenübergestellt. InAbbildung 0 b) ist zu erkennen, wie die „Keule“ der magnetischen Flussdichte bei Hinzuschalten eines zweiten Senders, welcher entgegengesetzt bestromt ist gezielt eingeschnürt wird.

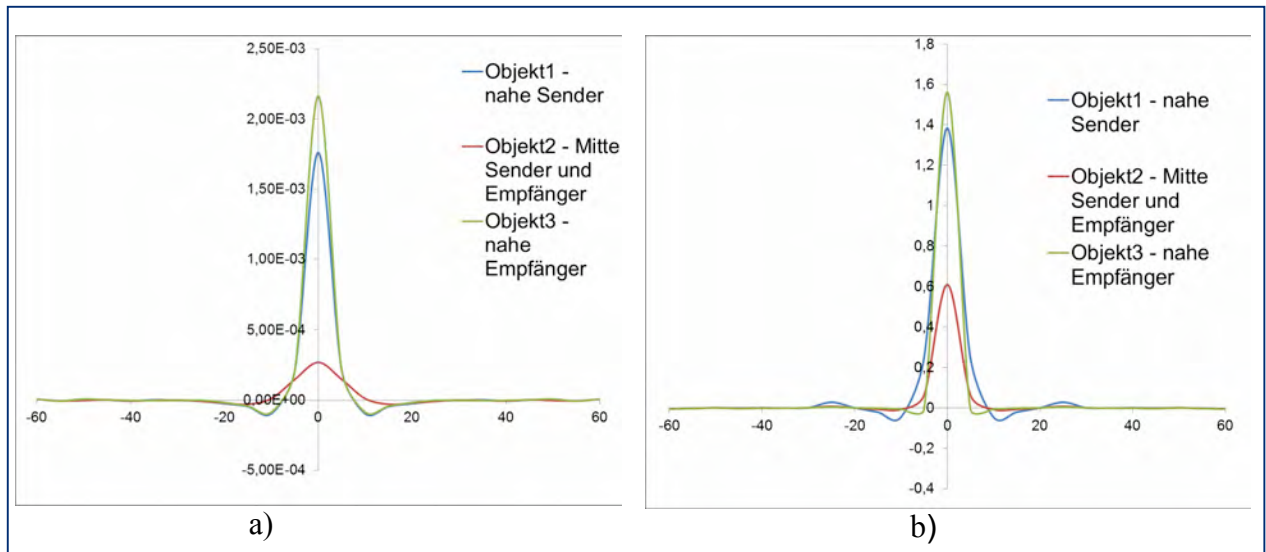


**Abbildung 0: Finite Elemente Analyse – Magnetfeldberechnung mit Comsol Multiphysics<sup>®</sup>**  
**a) 1 Sender b) 2 Sender mit  $I_a=0.014 \text{ A}$ (ca  $1/10 \cdot I_i$ ) und  $r_a=10 \cdot r_i$**

Bei sequentiellem Durchlaufen der quasi punktförmigen leitfähigen Objekte durch das Spulensystem, ist bei Hinzuschalten der zweiten Sendespule ein Objekt zwischen Sender und Empfänger wesentlich deutlicher zu erkennen als bei einem einfachen Sender. In Abbildung 0 sind die Ergebnisse dieser Simulation abgebildet. Zudem ist im Fall der zweiten Sendespule das Objektsignal in Raummitte (rote Kurven) offenbar schärfer, d.h. weniger radial verteilt. Entlang der Ordinate sind die Positionen der Störung im Raum entlang  $\rho$  (wobei der Punkt 0 die Spulenmittelachse ist), auf der Abszisse die jeweilige normierte Empfindlichkeit aufgetragen.

Abbildung 0 ist zu entnehmen, dass Objekte nahe Sender und Empfänger in beiden Spulensystemen a) und b) ausreichend gut detektierbar, jedoch Objekte fern von den Spulen in einem 1 Sender -1 Empfänger – Modell (Abbildung 0a) schlechter erkennbar sind.





**Abbildung 0: Empfindlichkeitsverteilung - Abstand zwischen Sender und Empfänger beträgt 20 Spulenradien. a) 1 Sender, 1 Empfänger b) 2 Sender, 1 Empfänger**

000251685888251686912

### Zusammenfassung

Diese Arbeit ist auf die Gewinnung von grundsätzlich robusteren Signalen gegenüber der bekannten MIT gerichtet. Ziel ist es die Topologie des Magnetfeldes soweit zu verändern, um in der Tendenz ein geradlinigeres Feld, welches vom Material quasi auch absorbiert werden kann zu erzeugen, d.h. die Vorzugsrichtung der Magnetfelder durch geeignete geometrische Konstruktionen und Bestromungsmuster soweit zu verändern, um eine bessere Signatur beziehungsweise Lokalisierung von Objekten innerhalb des Raumes und somit eine einfachere und robustere Signalverarbeitung zur Bild-Rekonstruktion im Rechner zu erzielen. Durch das in dieser Veröffentlichung beschriebene induktive Messsystem wird die Reichweite in den Raum klar begrenzt, jedoch kann man die Geometrie praktischen Gegebenheiten schnell anpassen. Beispielsweise gelten bei einem Personenscreening andere Anforderungen als in der medizinischen Diagnostik.

Die Ergebnisse der Analyse haben gezeigt, dass anhand der analytischen Beschreibungen in Matlab geeignete geometrische und elektrische Parameter für unterschiedlichste Anwendungsgebiete wenig rechenintensiv berechnet werden können und so auf weitaus rechenintensivere numerische Berechnungen anhand einer Finiten-Elemente-Analyse verzichtet werden kann.

### Literatur

- [1] C.Gabriel; Gabriel, S. & Corthout, E., The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey, Phys. Med. Biol. C Gabriel 1996, 1996, 41, 2231-2249
- [2] Watson et al. "Detection of peripheral haemorrhagic cerebral stroke by magnetic induction tomography: phantom measurements", EIT conference 2009
- [3] H. Scharfetter et al. Spectroscopic 16 channel magnetic induction tomograph: The new Graz MIT system. SFB-Report No. 2007-010, 2007
- [4] Good, R. H., "Elliptic integrals, the forgotten functions," Eur. J. Phys., Vol. 22, 119-126, 2001.