



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg
Hamburg University of Applied Sciences

Verbesserung der Auflösung eines Erdfeld-MRT durch Kompensation physikalischer Störeinflüsse und Optimierung implementierter Software

-Bachelorarbeit im Studiengang Medizintechnik-

vorgelegt von

Nanett Gleu

Hamburg, 14. August 2012

- 1. Gutachter: Prof. Dr. Ing. Friedrich Ueberle
- 2. Gutachter: Dipl. Ing. (FH) Andreas Runow

Danksagung

Da mit dieser Bachelorarbeit mein Studium der Medizintechnik an der HAW Hamburg beendet wird, möchte ich mich an dieser Stelle bei allen bedanken, die mich auf diesem Weg begleitet haben.

Allen voran, danke ich meinen Eltern Katrin und Dietmar Gleu. Sie haben mir dieses Studium ermöglicht und mich immer bei allem unterstützt, was ich machen wollte. Auch jetzt geben Sie mir wieder die Möglichkeit, das von mir favorisierte weiterführende Studium in Dresden zu absolvieren.

Ganz besonderer Dank gilt auch Herrn Prof. Dr. Ing. Ueberle, der mir die Möglichkeit zu dieser Arbeit gegeben hat und jederzeit fachlich und ratgebend zur Verfügung stand.

Bei Herrn Dipl. Ing. Runow bedanke ich mich, dass er sich die Zeit nimmt, meine Arbeit als Zweitgutachter zu bewerten.

Ich möchte mich auch bei Herrn Dipl. Ing. Sakher Abdo bedanken, der für mich alle Materialien, die im Rahmen dieser Arbeit benötigt wurden, beschafft hat. Daneben hatte er bei einem Kaffee immer ein offenes Ohr und so manchen Rat.

Außerdem möchte ich Jan dafür danken, dass er die ganze Zeit über für mich da war und auch die stressigen Momente mit mir ausgehalten hat.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich, die vorliegende Arbeit selbständig, ohne fremde Hilfe und ohne Benutzung anderer als der von mir angegebenen Quellen angefertigt zu haben. Alle aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche gekennzeichnet. Die Arbeit wurde noch keiner Prüfungsbehörde in gleicher oder ähnlicher Form vorgelegt.

Hamburg, 14.08.2012

Nanett Gleu

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	3
Tabellenverzeichnis	5
Abkürzungsverzeichnis	6
1 Einleitung	8
2 Zusammenfassung	11
3 Grundlagen.....	12
3.1 Die Magnetresonanztomographie.....	12
3.1.1 Prinzip der kernmagnetischen Resonanz	12
3.1.2 Free Induction Decay (FID)	15
3.1.2.1 Die T1-Relaxation.....	17
3.1.2.2 Die T2/T2*-Relaxation	18
3.1.3 Einfluss der Gewebeparameter auf den Bildkontrast	20
3.1.3.1 T1-gewichtete Bilder	20
3.1.3.2 T2-gewichtete Bilder	21
3.1.3.3 Protonen-gewichte Bilder	21
3.1.4 Erzeugung eines Schnittbildes mittels eines Gradienten-Echos	22
3.1.4.1 Die Schichtselektion	22
3.1.4.2 Die Ortskodierung	23
3.1.5 Die Bildrekonstruktion beim MRT	26
3.2 Das Terranova-MRI.....	28
3.2.1 Aufbau des Erdfeld-MRT	29
3.2.2 Funktionen des Erdfeld-MRT	30
4 Konstruktive und Analytische Maßnahmen zur Bildoptimierung	32
4.1 Technische Konstruktion zur Dämpfung niederfrequenter elektromagnetischer Wechselfelder	32
4.1.1 Schirmungsprinzip von quasistationären elektromagnetischen Störfeldern.....	34
4.1.2 Konstruktiver Aufbau einer Abschirmung mit Aaronia-Shield®	36
4.1.3 Bestimmung der Schirmdämpfung.....	43
4.1.3.1 Vorversuch zum Ermitteln der Schirmdämpfung von Aaronia-Shield® ..	44
4.1.3.2 Elektrodynamische Schirmdämpfung des konstruktiven Aufbaus	46
4.1.3.3 Diskussion der Versuchsergebnisse	47

4.2	Maßnahmen zur Reduktion der physikalischen Einflüsse durch den Fahrstuhl	48
4.2.1	Auswirkungen auf das rekonstruierte Bild	50
4.2.2	Erzeugung eines 2D-Gradienten-Echos beim Erdfeld-MRT	51
4.2.3	Möglichkeit der Softwareanpassung zur Kompensation der Veränderungen in der Magnetfeldstärke	52
4.2.4	Einsatz von Permanentmagneten zur Angleichung der Magnetfeldstärke	56
4.2.4.1	Versuchsdurchführung	56
4.2.4.2	Versuchsergebnisse	58
4.2.4.3	Diskussion	59
5	Diskussion der Versuchsergebnisse	62
5.1	Beurteilung des konstruktiven Aufbaus zur Abschirmung	62
5.2	Bewertung der Maßnahmen zur Reduktion der Einflüsse des Fahrstuhls	63
6	Weitere Möglichkeiten zur Auflösungsverbesserung	64
	Literaturverzeichnis	66
	Anhang	69

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1-1: Aufnahme des menschlichen Kopfes mittels MRT (links) und CT (rechts).....	8
Abbildung 3-1: Elementarteilchen mit Spin und magnetischem Moment	12
Abbildung 3-2: Ausrichtung von Spins bei Abwesenheit (a) und bei Anwesenheit (b) eines äußeren Magnetfeldes.....	14
Abbildung 3-3: Prinzip der kernmagnetischen Resonanz	15
Abbildung 3-4: Spin im dreidimensionalen Koordinatensystem mit Magnetisierungsvektoren	16
Abbildung 3-5: Zeitsignal eines Free Induction Decay.....	17
Abbildung 3-6: Dephasierungsvorgang der Spins aufgrund von Spin-Spin-Wechselwirkungen und die zugehörige Relaxationskurve.....	18
Abbildung 3-7: FID-Zeitsignal mit T2*-Kurve	19
Abbildung 3-8: Schnittbild des Kopfes mit Protonen- (a), T2- (b) und T1-Gewichtung (c).....	21
Abbildung 3-9: Schichtselektion mittels z-Gradienten und den daraus resultieren Magnetfeldstärken und Larmorfrequenzen.....	23
Abbildung 3-10: Phasenlagen einzelner Spin-Ensembles in y-Richtung bei aufgeschaltetem Phasengradienten	24
Abbildung 3-11: Erzeugung verschiedener Larmorfrequenzen durch Aufschalten des Frequenzgradienten	25
Abbildung 3-12: Ablauf eines Gradienten-Echos	26
Abbildung 3-13: Quadratur-Detektor eines MRT	27
Abbildung 3-14: Spulen des Terranova-MRI	29
Abbildung 3-15: Das Terranova-MRI und sein Zubehör	30
Abbildung 3-16: Durch das Terranova-MRI erzeugtes und aufgenommenes FID-Zeitsignal und zugehöriges Frequenzspektrum	31
Abbildung 4-1: Frequenzspektrum einer Puls-Sequenz mit dem Erdfeld-MRT ohne Wasserprobe.....	33
Abbildung 4-2: Funktionsprinzip des elektrodynamischen Schirms	35
Abbildung 4-3: Konstruktionszeichnung der Unterkonstruktion, auf die das Abschirmmaterial aufgebracht wird.....	41
Abbildung 4-4: Elektrodynamischer Schirm um das Erdfeld-MRT	42
Abbildung 4-5: Spectran [®] NF5020 von Aaronia AG	44
Abbildung 4-6: Messung der in der externen Antenne induzierten Spannung mit und ohne Aaronia-Shield [®]	45
Abbildung 4-7: Entfernung des Erdfeld-MRT zum Fahrstuhl.....	48

Abbildung 4-8: Probe mit zwei Wasserröhrchen (rechts) und das nach einer Gradienten-Echo-Sequenz rekonstruierte Bild dieser Probe (links).....	50
Abbildung 4-9: Eingabemaske des Gradienten-Echo bei „Prospa“	51
Abbildung 4-10: Die Prozedur „decimation“ aus dem Makro „tnNMR“	53
Abbildung 4-11: Frequenzkodierung mittels Gradienten einer Probe mit zwei Wasserröhrchen.....	54
Abbildung 4-12: Frequenzspektren der Resonanzsignale für Keller und 4. Obergeschoss nach der Verschiebung der Spektren	55
Abbildung 4-13: Versuchsaufbau zur Angleichung der Magnetfeldstärke	57
Abbildung 4-14: Resonanzsignal einer 500 ml-Wasserprobe mit Magnetanordnung; Fahrstuhl-Standort: 2. OG; eingestellte Shimming-Werte: $x = -0,78$, $y = -0,98$, $z = 8,86$	60
Abbildung 4-15: Resonanzsignal einer 500 ml-Wasserprobe mit Magnetanordnung; Fahrstuhl-Standort: 2. OG; eingestellte Shimming-Werte: $x = 0,56$, $y = -2,62$, $z = 9,19$	60

Tabellenverzeichnis

Tabelle 3-1: Ausgewählte Elemente, ihre natürliche Häufigkeit und ihr gyromagnetisches Verhältnis	13
Tabelle 3-2: Gewebearten und ihre zugehörigen T1- und T2-Zeiten	20
Tabelle 4-1: Ausgewählte Elemente, ihre Leitfähigkeit, Permeabilitätszahl und magnetische Eigenschaft	37
Tabelle 4-2: Einstellung am Spectran [®] NF5020 zur Messung der Induktionsspannung	45
Tabelle 4-3: Induzierte Spannung mit und ohne Aaronia-Shield [®] und die daraus resultierende Schirmdämpfung	46
Tabelle 4-4: Resonanzfrequenzen und die berechnete Magnetfeldstärke in Abhängigkeit vom Standort des fahrstuhls	49
Tabelle 4-5: Resonanzfrequenzen nach der Frequenzkodierung	54
Tabelle 4-6: Resonanzfrequenzen nach der Verschiebung der Frequenzspektren	55
Tabelle 4-7: Entfernung der Magnetanordnung zum Erdfeld-MRT, die gemessene Resonanzfrequenz und Signalstärke in Abhängigkeit vom Fahrstuhlstandort	58

Abkürzungsverzeichnis

°C	Grad Celsius
cm	Zentimeter
dB	Dezibel
DSP	Digitaler Signalprozessor
FOV	Field of View
GUI	Graphical User Interface
Hz	Hertz
m	Meter
MHz	Megahertz
MRT	Magnetresonanztomographie/ Magnetresonanztomograph
MRI	Magnetic Resonance Imaging
ms	Millisekunde
mT	Millitesla
mV	Millivolt
NMR	Nuclear Magnetic Resonance
nT	Nanotesla
Ω	Ohm
RF-Puls	Radiofrequenz-Puls
s	Sekunde
sog.	so genannt(e)
T	Tesla

μT	Mikrotesla
μV	Mikrovolt
V	Volt
vgl.	vergleiche
z.B.	zum Beispiel
2D	zweidimensional

1 Einleitung

Die bildgebenden Verfahren sind aus der modernen Medizin nicht mehr wegzudenken. Sie ermöglichen einen Blick in den menschlichen Körper und auf dessen Strukturen ohne invasive Eingriffe. Dabei dienen sie der Diagnostik und werden als Hilfsmittel bei der Planung und Kontrolle eines Therapieverlaufs herangezogen. Aber auch bei der Vorsorge, wie z.B. den Ultraschalluntersuchungen während der Schwangerschaft, oder zur Überwachung bei Operationen, kommen bildgebende Verfahren zum Einsatz.

Die Magnetresonanztomographie in der Medizin

Die Magnetresonanztomographie (MRT) nimmt in der medizinischen Bildgebung einen besonderen Stellenwert ein. Die Grundlage der MRT ist, dass Protonen sich an einem äußeren Magnetfeld ausrichten und nach der Anregung mittels einer Radiofrequenzwelle ein Signal aussenden. Aus diesem Signal wird dann ein Bild der menschlichen Strukturen rekonstruiert. Dabei ermöglichen Magnetresonanztomographen Schnittbilder vom menschlichen Körper in jeder beliebigen Orientierung zu erzeugen. In der klinischen MRT wird das Signal hauptsächlich durch die Wasserstoffprotonen erzeugt, da diese zahlreich im menschlichen Körper vorkommen. Dadurch können weiche Gewebestrukturen (z.B. Knorpel und Sehnen), die nur geringe Dichterunterschiede aufweisen, mit einem hohen Kontrast dargestellt werden. Andere Schnittbildverfahren wie z.B. die Computertomographie (CT) können weiche Gewebe dagegen nur schlecht abbilden. Der Vergleich von Aufnahmen des Kopfes mit MRT und CT macht den Unterschied deutlich (siehe Abbildung 1-1):

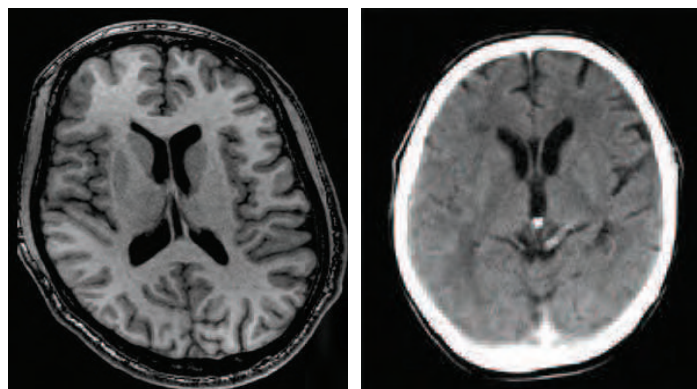


Abbildung 1-1: Aufnahme des menschlichen Kopfes mittels MRT (links) und CT (rechts)

Quelle: http://www.umm.uni-heidelberg.de/inst/ikr/klinik_MR_bilder.html#schaedel (MRT-Aufnahme);
http://www.roentgen-zwickau.de/leist_mrt.html (CT-Aufnahme)

Ein weiterer Vorteil der MRT besteht darin, dass im Gegensatz zum klassischen Röntgen und zur CT keine ionisierende Strahlung¹ zum Einsatz kommt, wodurch Veränderungen in der chemischen Struktur menschlicher Gewebe hervorgerufen werden könnten. Auch andere Nebenwirkungen der MR-Technik konnten bis heute nicht nachgewiesen werden.

MRT an der HAW Hamburg

Um die Grundlagen der MRT praktisch zu verstehen und auch Problematiken mit der dahintersteckenden Technik kennenzulernen, können Studenten an der HAW Hamburg im Rahmen des Praktikums „Medizinische Mess- und Gerätetechnik“ mit dem Terranova-MRI² arbeiten. Dieses spezielle Erdfeld-MRT nutzt zur Erzeugung von Resonanzsignalen das umgebende Erdmagnetfeld und ist daher recht anfällig für Störeinflüsse, die die Auflösung verschlechtern.

Ziel dieser Arbeit

Die Motivation zu dieser Arbeit ist es, die Auflösung von 2D-Bildaufnahmen mit dem Erdfeld-MRT zu verbessern. Dafür werden die verschiedenen Störeinflüsse charakterisiert und geeignete Maßnahmen ergriffen, diese zu reduzieren.

Diese Arbeit im Überblick

Nach diesen einführenden Worten werden in Kapitel zwei die Ergebnisse dieser Arbeit zusammengefasst.

Kapitel drei beschreibt zunächst die Grundlagen der Magnetresonanztomographie. Dabei wird darauf eingegangen, auf welchen Mechanismen die MR-Technik aufbaut und wie ein Resonanzsignal erzeugt wird. Es wird gezeigt, welche Parameter den Bildkontrast beeinflussen und wie ein Schnittbild aufgenommen wird. Abschließend werden das Erdfeld-MRT der Firma Magritek und seine Funktionalitäten beschrieben.

¹ Teilchen- oder elektromagnetische Strahlung, deren Energie so groß ist, dass Atome oder Moleküle beim Durchgang durch Materie ionisiert werden können.

² Magnetic Resonance Imaging

In Kapitel vier wird zunächst der Einfluss elektromagnetischer Felder auf das Erdfeld-MRT und die für die Abschirmung angefertigte Konstruktion erläutert. Um die Wirksamkeit dieser Konstruktion nachzuweisen, werden Messungen der Schirmdämpfung durchgeführt und deren Ergebnisse dargestellt. Danach wird der Einfluss des Fahrstuhls auf das Erdfeld-MRT und dessen Bildgebung beschrieben. Es werden sowohl die Optimierung der Software als auch der Ausgleich mittels Permanentmagneten aufgezeigt. Dabei werden weitere Bedingungen diskutiert, die für die Anwendung der jeweiligen Methode zu berücksichtigen sind.

Kapitel fünf fasst die Ergebnisse zusammen und beschreibt mögliche Weiterentwicklungen des Versuchsaufbaus.

Als Abschluss dieser Arbeit werden weitere Möglichkeiten dargestellt, die Auflösung des Erdfeld-MRT zu optimieren.

2 Zusammenfassung

Magnetresonanztomographen werden durch Magnetfelder und ferromagnetische Materialien in ihrer Umgebung beeinflusst. Dadurch kommt es zu Artefakten in den Schnittbildern. Um diese zu vermeiden, werden klinische MRT in vollständig abgeschirmten Räumen aufgestellt und metallische Gegenstände dürfen nicht in die Nähe des MR-Systems gelangen. Bei einem Erdfeld-MRT für wissenschaftliche Zwecke treten dieselben äußeren Bedingungen auf.

Die Abschirmung, die im Rahmen dieser Arbeit angefertigt wurde, konnte in dieser Konstruktion zwar keine Dämpfung der elektromagnetischen Störfelder bewirken, jedoch wurde die Schirmdämpfung des verwendeten Materials in Vorversuchen nachgewiesen. Das Material ermöglicht somit eine Anwendung als Schirmhülle. Auf Grundlage der Ergebnisse dieser Arbeit kann in weiteren Versuchsaufbauten eine modifizierte Abschirmkonstruktion entwickelt werden.

Der Haupteinfluss durch ferromagnetische Materialien beim Erdfeld-MRT stellt den in der Nähe befindlichen Fahrstuhl dar. Sowohl der Ansatz zur Optimierung der Software als auch der Ausgleich über Permanentmagneten zeigen, dass es möglich ist, die durch den Fahrstuhl verursachten Veränderungen in der Magnetfeldstärke zu reduzieren. Darauf aufbauend können die beschriebenen Verfahren in weiterführenden Studien optimiert und die Auflösung des Erdfeld-MRT soweit verbessert werden, dass auch Versuchsproben, die unterschiedliche Gewebe enthalten, dargestellt werden können.

3 Grundlagen

Das nachfolgende Kapitel beschreibt zunächst, welche Mechanismen der Magnetresonanztomographie zugrunde liegen und wie ein Resonanzsignal entsteht. Weiterhin wird gezeigt, wie ein Schnittbild mit einem MRT erzeugt wird. Danach wird kurz das Magritek Erdfeld-MRT beschrieben.

3.1 Die Magnetresonanztomographie

Die Grundlage für die Bildgebung mittels der MRT wurde durch Felix Bloch und Edward Will Purcell entdeckt. Beide wiesen 1946 unabhängig voneinander die kernmagnetische Resonanz (nuclear magnetic resonance, NMR) nach. [25]

3.1.1 Prinzip der kernmagnetischen Resonanz

Jedes Elementarteilchen³ besitzt einen Eigendrehimpuls (Spin), d.h. sie rotieren um ihre eigene Achse. Da die Elementarteilchen elektrisch geladen und aufgrund des Spins in Bewegung sind, bildet sich um das Elementarteilchen ein Magnetfeld aus.⁴

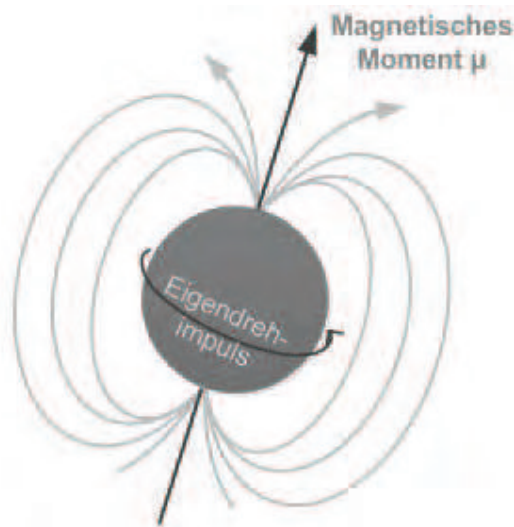


Abbildung 3-1: Elementarteilchen mit Spin und magnetischem Moment

Quelle: vgl. Scislak (2012), S. 48

³ Zu den Elementarteilchen zählen Protonen, Neutronen und Elektronen [9]

⁴ Ursache für Magnetfelder sind bewegte Ladungen, folglich auch sich bewegende elektrisch geladene Elementarteilchen.

Bei Atomen, die eine ungerade Anzahl an Protonen und Neutronen haben, treten diese beide Eigenschaften ebenfalls auf: sie besitzen einen Spin (Kernspin) I und ein magnetisches Moment μ . Das magnetische Moment eines Atoms ist mit dem Spin fest verbunden und als Produkt aus dem gyromagnetischen Verhältnis γ , dem Planckschen Wirkungsquantum \hbar und dem Kernspin I definiert:

$$\vec{\mu} = \gamma \cdot \hbar \vec{I} \quad (3.1)$$

Die Pfeile über dem magnetischen Moment und dem Kernspin zeigen an, dass es sich um gerichtete Größen handelt. Das gyromagnetische Verhältnis ist eine teilchenspezifische Konstante.

Die Tabelle 3-1 zeigt einige Elemente, die für die MRT von Bedeutung sind, die relative Häufigkeit ihres Vorkommens sowie ihr gyromagnetisches Verhältnis:

Tabelle 3-1: Ausgewählte Elemente, ihre natürliche Häufigkeit und ihr gyromagnetisches Verhältnis

Chemisches Element	Relative natürliche Häufigkeit [%]	γ [MHz/T]
¹ H	99,98	42,58
¹³ C	1,11	10,71
¹⁷ O	0,037	5,77
¹⁹ F	100	40,05
²³ Na	100	11,26
³¹ P	100	17,24
³⁹ K	93,1	1,99

Quelle: Dowsett, Kenny, Johnston (2006), S. 565

Da der menschliche Körper zu 46 bis 75% aus Wasser besteht, findet die Bildgebung in der klinischen MRT hauptsächlich mit Wasserstoff statt. Der Wasseranteil ist von Alter und Körperfettanteil abhängig und kann in freier oder gebundener Form (z.B. in Fettgewebe) vorkommen. [21]

Da die Betrachtung einzelner Kerne unnötig ist und in der MRT auch keine Anwendung findet, werden ab jetzt immer mehrere Kerne, sog. Spin-Ensemble, betrachtet. Die Summe der magnetischen Momente der einzelnen Spins tritt als Gesamtmagnetisierung M nach außen auf.

Aufgrund der magnetischen Momente der Spins kommt es zu Wechselwirkungen dieser mit jedem äußeren Magnetfeld. Ohne den Einfluss eines äußeren Magnetfeldes sind die Spins in alle Richtungen verteilt, wodurch sich die magnetischen Momente nach außen kompensieren und die Gesamtmagnetisierung gleich null ist. Werden die Spins jedoch in ein homogenes, zeitlich konstantes Magnetfeld eingebracht, so richten sich diese entlang des äußeren Magnetfeldes aus. Dabei ist eine parallele und antiparallele Ausrichtung möglich. Da die parallele Ausrichtung den energetisch günstigeren Zustand darstellt, wird diese leicht bevorzugt. Weitere Faktoren, von denen die Ausrichtung abhängt, sind die Umgebungstemperatur und die Magnetfeldstärke. Bei Körpertemperatur besteht ein geringer Überschuss an parallel ausgerichteten Spins, wodurch eine kleine Gesamtmagnetisierung messbar wird.

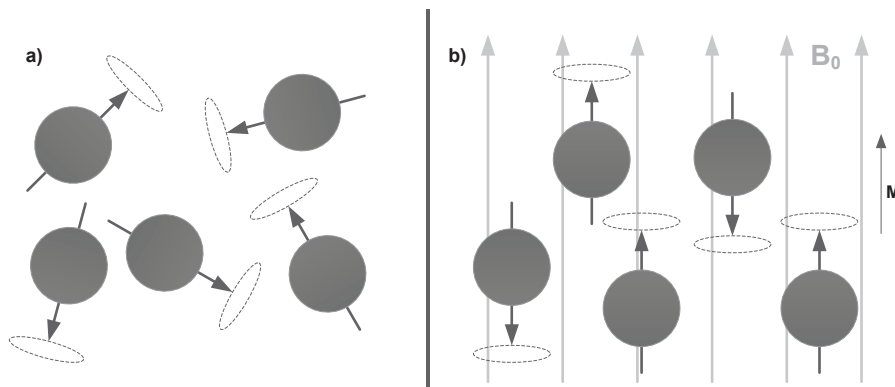


Abbildung 3-2: Ausrichtung von Spins bei Abwesenheit (a) und bei Anwesenheit (b) eines äußeren Magnetfeldes

Quelle: vgl. Dowsett, Kenny, Johnston (2006), S. 560

Die Spins stehen im Magnetfeld nicht still, sondern führen die Präzessionsbewegung nun um die Achse des äußeren Magnetfeldes aus. Die Frequenz, mit der die Spins im angelegten Magnetfeld präzidieren, wird als Larmorfrequenz ω_0 bezeichnet. Die Larmorfrequenz hängt vom gyromagnetischen Verhältnis γ und der Magnetfeldstärke des angelegten Feldes B_0 ab:

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 \quad (3.2)$$

Wird nun eine Radiofrequenzwelle⁵ (RF-Puls) eingestrahlt, deren Frequenz genau der Larmorfrequenz entspricht, so absorbieren die Spins die Energie des RF-Pulses und die zuvor parallel ausgerichteten Spins besetzen das höhere Energieniveau. Diese Art der Energieübertragung ist nur möglich, wenn sich das Spin-Ensemble und der RF-Puls in Resonanz befinden. Zusätzlich zur Energieübertragung vergrößert sich auch der Winkel zwischen der Präzessionsachse der Spins und der Achse des Hauptmagnetfeldes. Die Auslenkung der Spins ist dabei abhängig von der Amplitude und Zeitdauer des RF-Pulses.

Nach Abschalten des RF-Pulses sind die Spins bestrebt, sich entlang des Hauptmagnetfeldes auszurichten und in den energetisch günstigsten Zustand (parallele Ausrichtung) zurückzukehren: sie relaxieren.

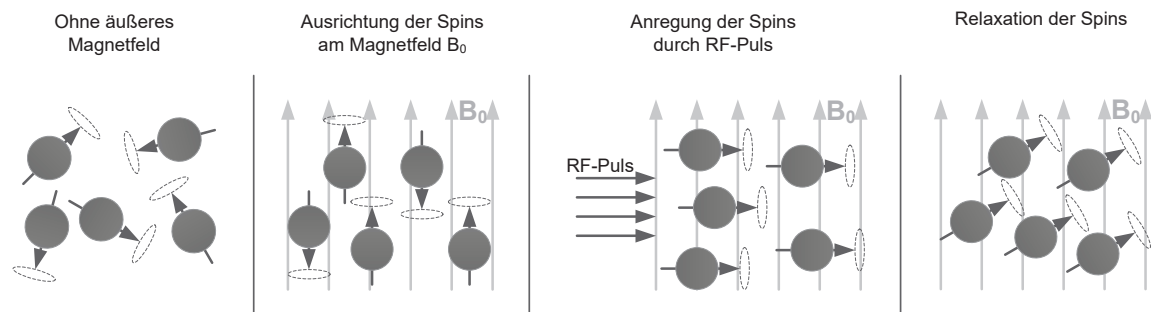


Abbildung 3-3: Prinzip der kernmagnetischen Resonanz

Bei der Relaxation erzeugt das Spin-Ensemble das sog. Resonanzsignal (Free Induction Decay), das im nächsten Abschnitt näher betrachtet wird. [5; 19; 25; 26]

3.1.2 Free Induction Decay (FID)

Da die Gesamtmagnetisierung M eine vektorielle Größe ist, kann sie in zwei Anteile zerlegt werden: in die Längsmagnetisierung M_z und die Quermagnetisierung M_{xy} .

⁵ Radiofrequenzband: 3 kHz bis 300 MHz

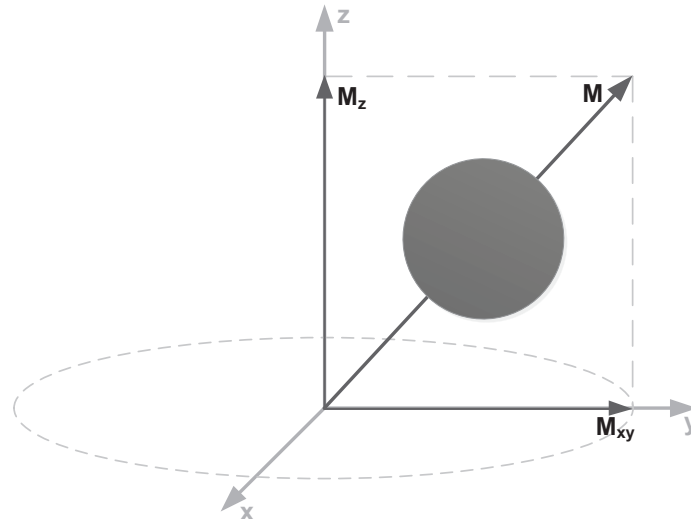


Abbildung 3-4: Spin im dreidimensionalen Koordinatensystem mit Magnetisierungsvektoren

Quelle: In Anlehnung an Dowsett, Kenny, Johnston (2006), S. 566

Wenn nur das Hauptmagnetfeld anliegt, so sind alle Spins entlang diesem ausgerichtet und M_{xy} ist gleich null. Beim Einstrahlen des RF-Pulses wird M_{xy} größer und M_z verkleinert sich. Die Amplitude und Zeitdauer des RF-Pulses können so gewählt werden, dass die Spins in die xy -Ebene umklappen. Dabei wird M_z zu null und M_{xy} maximal. Hierbei spricht man von einem 90° -Puls.

Durch das Umkippen der Spins in die xy -Ebene kann nach Abschalten des RF-Pulses ein möglichst großes Resonanzsignal detektiert werden. Da die Spins auch in der xy -Ebene die Präzessionsbewegung ausführen, rotiert auch die Quermagnetisierung mit der Larmorfrequenz ω_0 . Nach dem Faraday'schen Induktionsgesetz⁶ kann die sich bewegende und damit zeitlich veränderliche Magnetisierung eine elektrische Spannung in einer Spule induzieren.

Der zeitliche Verlauf dieser Spannung stellt das Resonanzsignal dar. Abbildung 3-5 zeigt den sog. Free Induction Decay:

⁶ Jede zeitliche Änderung des magnetischen Flusses induziert eine elektrische Spannung.

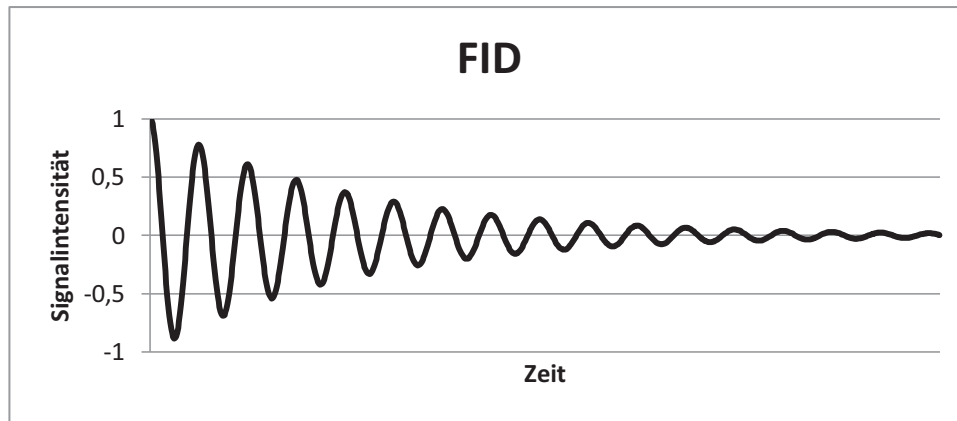


Abbildung 3-5: Zeitsignal eines Free Induction Decay

Nach Abschalten des RF-Pulses relaxieren die Spins und richten sich wieder entlang des Hauptmagnetfeldes aus. Dabei baut sich die Quermagnetisierung M_{xy} ab und die Längsmagnetisierung M_z wieder auf. Ursache dafür sind zwei unabhängige Vorgänge: die T1- und die T2/T2*-Relaxation. [19; 26]

3.1.2.1 Die T1-Relaxation

Damit die Längsmagnetisierung wieder aufgebaut werden kann, muss die durch den RF-Puls zugeführte Energie von den Spins abgegeben werden. Bewegungen von Molekülen mit der Larmorfrequenz ermöglichen eine Übertragung der Energie von den Spins auf die umgebenden Moleküle (das Gitter). Die Molekülbewegungen sind gewebespezifisch und beeinflussen, wie schnell die Energie abgegeben wird. Die Längsmagnetisierung nach einem 90°-Puls baut sich entsprechend folgender Formel auf:

$$M_z(t) = M_0 \left(1 - e^{\left(-\frac{t}{T1}\right)} \right) \quad (3.3)$$

Gemäß Gleichung 3.3. gilt, dass bei $t = T1$ die Längsmagnetisierung 0,63 ihres Maximalwertes M_0 erreicht hat. Folglich ist T1 eine gewebespezifische Zeitkonstante, die angibt, wann 63% aller Protonen wieder entlang des Hauptmagnetfeldes ausgerichtet sind. Die T1-Relaxation wird auch als Spin-Gitter-Relaxation bezeichnet, da sie durch die Wechselwirkung mit dem umgebenden Gitter verursacht wird. [19; 20]

3.1.2.2 Die T2/T2*-Relaxation

Unmittelbar nach dem RF-Puls sind alle Spins in Phase, d.h. die magnetischen Momente präzidieren gemeinsam in der xy-Ebene und der Vektor von M_{xy} ist maximal. Mit zunehmender Zeit geraten die Spins außer Phase, d.h. sie ändern relativ zueinander die Präzessionsgeschwindigkeiten. Ursache hierfür sind lokale Magnetfeldinhomogenitäten, die durch die Spins selbst hervorgerufen werden. Da jeder Spin ein Magnetfeld erzeugt, das dem Hauptmagnetfeld überlagert wird, erfahren die Spins in Abhängigkeit von ihrem Ort unterschiedliche Magnetfeldstärken, die aufgrund von Gleichung 3.2 zu unterschiedlichen Präzessionsfrequenzen führen. Die Spins dephasieren und die Quermagnetisierung baut sich ab:

$$M_{xy}(t) = M_{xy,0} \left(e^{\left(-\frac{t}{T2}\right)} \right) \quad (3.4)$$

T2 ist wie T1 eine gewebespezifische Zeitkonstante. Entsprechend Gleichung 3.4 hat sich die Quermagnetisierung bei $t = T2$ auf 0,37 ihres Ausgangswertes $M_{xy,0}$ verringert. T2 gibt daher an, wann die Quermagnetisierung auf 37% abgefallen ist. Die T2-Relaxation wird auch Spin-Spin-Relaxation genannt, da sie durch die Wechselwirkung der Spins untereinander verursacht wird. [5; 25]

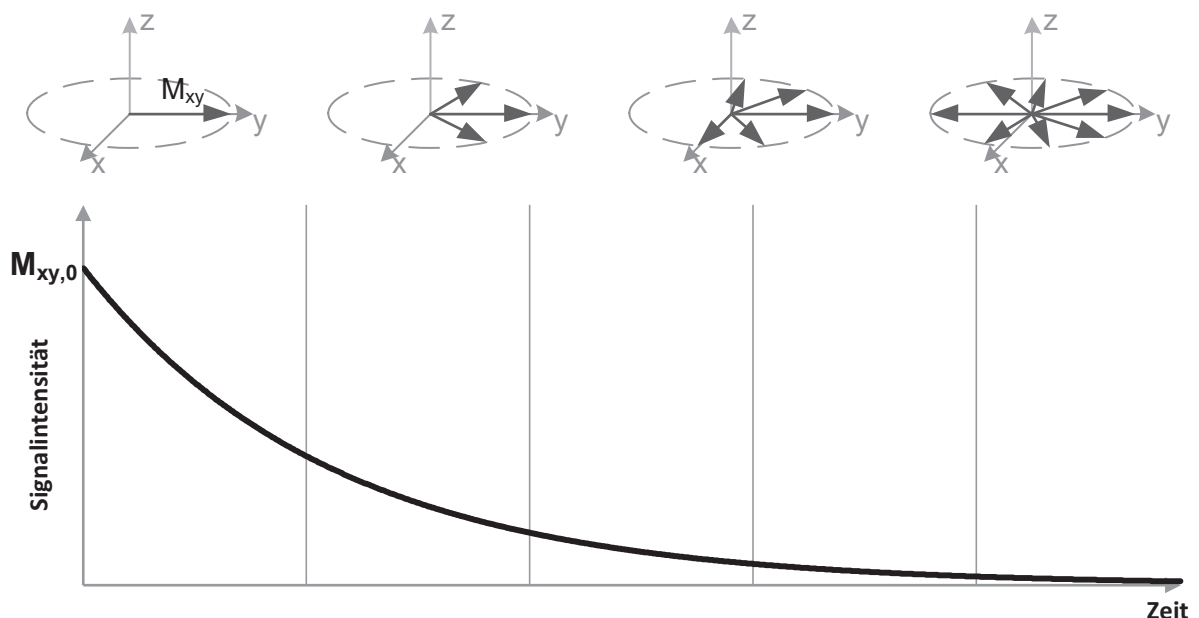


Abbildung 3-6: Dephasierungsvorgang der Spins aufgrund von Spin-Spin-Wechselwirkungen und die zugehörige Relaxationskurve

Quelle: vgl. Dössel (1999), S. 294

Das Dephasieren der Spins wird zusätzlich durch Inhomogenitäten des Hauptmagnetfeldes verstärkt. Die Ursache eines inhomogenen Hauptmagnetfeldes können technische Defekte oder andere Störquellen sein. Die Spins erfahren wiederum unterschiedliche Magnetfeldstärken und geraten aufgrund unterschiedlicher Präzessionsgeschwindigkeiten außer Phase.

Die Quermagnetisierung baut sich daher nicht mit der Zeitkonstanten T2, sondern mit T2* ab, die zusätzlich das Dephasieren aufgrund von Inhomogenitäten des Hauptmagnetfeldes berücksichtigt. [5; 25; 26]

Die Quermagnetisierung zerfällt also nach folgender Formel:

$$M_{xy}(t) = M_{xy,0} \left(e^{\left(-\frac{t}{T2^*}\right)} \right) \quad (3.5)$$

Die Zeitkonstante T2* ist auch die Ursache für das Abklingen eines FID-Signals:

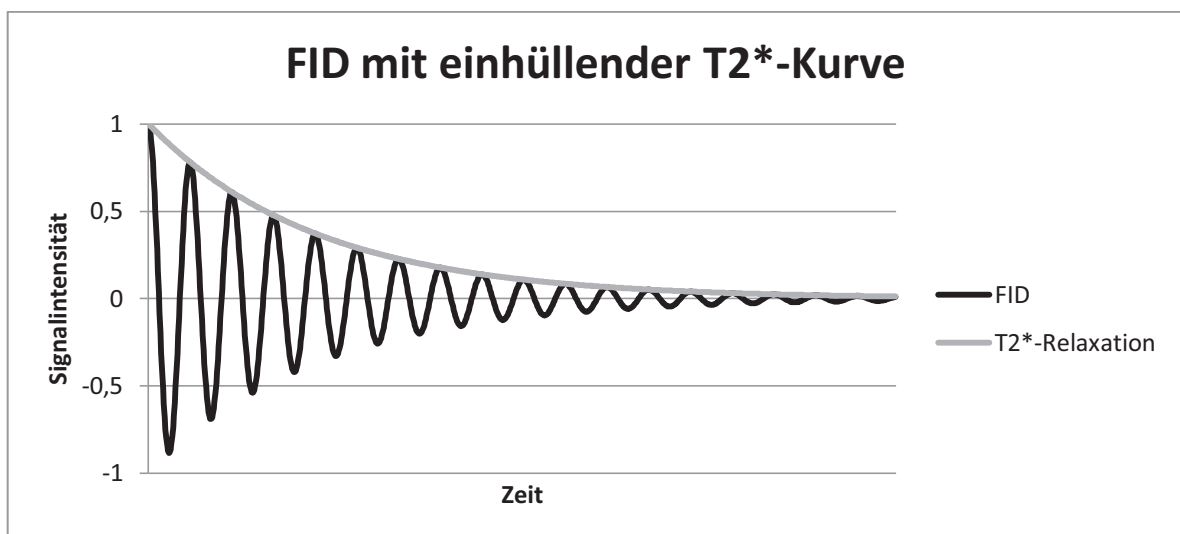


Abbildung 3-7: FID-Zeitsignal mit T2*-Kurve

Die folgende Tabelle zeigt typische Werte für die Relaxationszeiten T1 und T2 unterschiedlicher Gewebe:

Tabelle 3-2: Gewebearten und ihre zugehörigen T1- und T2-Zeiten

Gewebe	T1 [ms]	T2 [ms]
Muskel	730 ± 130	47 ± 13
Herz	750 ± 120	57 ± 16
Fett	240 ± 70	84 ± 36
Graue Masse	810 ± 140	101 ± 13
Weiße Masse	680 ± 120	92 ± 22

Quelle: vgl. Dössel (1999), S. 295

3.1.3 Einfluss der Gewebeparameter auf den Bildkontrast

Bevor beschrieben wird, wie bei einem MRT ein Schnittbild erzeugt wird, soll zunächst die Entstehung des Bildkontrastes erläutert werden. Neben den Zeitkonstanten T1 und T2 bestimmt auch die Protonendichte des Gewebes den Kontrast. Die Protonendichte gibt an, wie viele Spins in einer Volumeneinheit, die durch einen RF-Puls angeregt werden können, vorhanden sind. Sie bestimmt also die maximale Stärke des Resonanzsignals

Aufgrund von Protonendichte, T1 und T2 sind Gewebe sehr gut zu unterscheiden. Je nachdem, ob ein Bild T1-, T2- oder Protonendichte-gewichtet sein soll, sind die Parameter Repetitionszeit und die Echozeit bei der MRT entsprechend zu wählen.

3.1.3.1 T1-gewichtete Bilder

Bei jeder MR-Sequenz wird das Gewebe mehrmals hintereinander angeregt. Der Grund dafür liegt in der Ortskodierung, auf die im nächsten Kapitel näher eingegangen wird. Die Zeitspanne zwischen zwei RF-Pulsen wird Repetitionszeit TR genannt. TR bestimmt wesentlich den Einfluss von T1 auf den Bildkontrast. Denn je länger TR gewählt wird, desto mehr Längsmagnetisierung kann sich aufbauen und steht für die nächste Anregung zur Verfügung. Der Unterschied zwischen Geweben mit unterschiedlichen T1-Zeiten verringert sich also mit zunehmender Repetitionszeit. Wird TR kurz gewählt, kann T1 für den Bildkontrast genutzt werden: Gewebe mit kurzem T1 relaxieren schneller als Gewebe mit langem T1, wodurch mehr Längsmagnetisierung aufgebaut und ein größeres MR-Signal abgegeben werden kann. Gewebe mit kurzem T1 erscheinen daher hell im Bild, Gewebe mit langem T1 dagegen dunkel. [19; 26]

3.1.3.2 T2-gewichtete Bilder

Die Zeit zwischen der Anregung mit dem 90° -Puls und der Messung des Resonanzsignals wird als Echozeit TE bezeichnet. Bei kurzem TE ist das Dephasieren noch nicht so weit vorangeschritten, wodurch zu diesem Zeitpunkt die Signalunterschiede von Geweben mit verschiedenen T2-Zeiten gering sind. Bei längerem TE ist der Abbau der Quermagnetisierung schon weiter vorangeschritten und der Unterschied zwischen den Geweben deutlicher: Gewebe mit kurzem T2 sind bereits stärker relaxiert als Gewebe mit langem T2 und geben daher weniger Signal ab. Daher erscheinen Gewebe mit kurzem T2 im Bild dunkel, wohingegen Gewebe mit langem T2 hell erscheinen, weil noch hohe Signalintensitäten abgeben werden. [19; 26]

3.1.3.3 Protonen-gewichte Bilder

Bei Protonen-gewichteten Bildern wird der Kontrast allein durch die Protonendichte der Gewebe bestimmt. Dafür müssen TR und TE so gewählt werden, dass die gewebespezifischen Zeitkonstanten T1 und T2 keinen Einfluss auf den Bildkontrast haben. TR wird daher lang gewählt, sodass die aufgebaute Längsmagnetisierung von Geweben mit verschiedenen T1-Zeiten relativ gleich ist und der Signalunterschied daher gering. Folglich muss TE kurz gewählt werden, sodass Gewebe mit unterschiedlichen T2-Zeiten eine in etwa gleiche Signalstärke abgeben. [19; 26]

Abbildung 3-8 zeigt MRT-Aufnahmen des Kopfes in den unterschiedlichen Bildkontrasten:

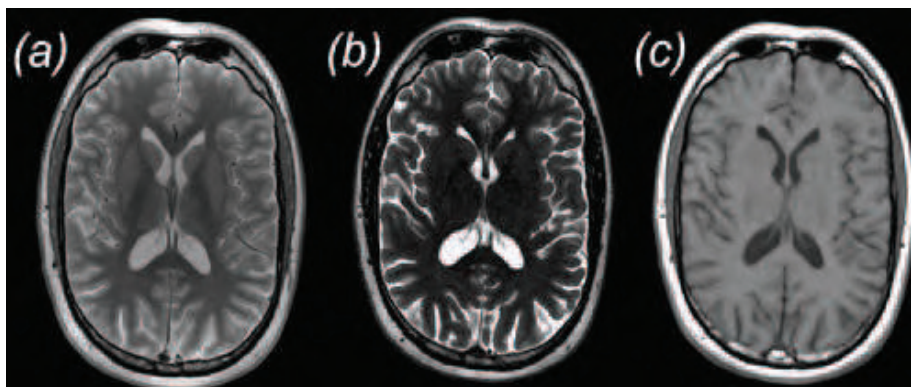


Abbildung 3-8: Schnittbild des Kopfes mit Protonen- (a), T2- (b) und T1-Gewichtung (c)

Quelle: <http://www.mpipsykl.mpg.de/clinic/funktionsbereiche/nmr/standardseq/index.html> [Stand: 13.07.2012]

Die zuvor beschriebenen Parameter einer MR-Sequenz ermöglichen den Kontrast bei MR-Bildern einzustellen. Wie ein Schnittbild in der MR-Technik erzeugt wird, wird im nächsten Abschnitt erläutert.

3.1.4 Erzeugung eines Schnittbildes mittels eines Gradienten-Echos

Um ein Schnittbild zu erhalten, muss zunächst die Schicht des Körpers, die abgebildet werden soll, ausgewählt werden. Die ausgewählte Schicht muss dann in zwei Richtungen kodiert werden, um ein Abbild der Gewebe zu erhalten. Dafür werden die sog. Gradientenspulen genutzt. Diese erzeugen Magnetfelder mit geringen Feldstärken (ca. 1% der Hauptmagnetfeldstärke B_0) in x-, y- und z-Richtung, die das Hauptmagnetfeld überlagern.

Bevor jedoch die Schichtselektion und Ortskodierung näher erläutert wird, soll hier nochmals auf den Zusammenhang der Hauptmagnetfeldstärke und der Larmorfrequenz hingewiesen werden. Gleichung 3.2 zeigt, dass mit steigender Magnetfeldstärke auch die Larmorfrequenz steigt, die Spins also schneller präzidieren. Dies gilt auch umgekehrt.

3.1.4.1 Die Schichtselektion

Ein klinisches MRT erzeugt ein homogenes Hauptmagnetfeld B_0 in z-Richtung über den gesamten Patienten. Dadurch erfahren die Spins alle die gleiche Magnetfeldstärke und haben folglich die gleiche Larmorfrequenz. Ein RF-Puls, der der Larmorfrequenz entspricht, würde also alle Spins anregen. Das empfangene Resonanzsignal würde aus dem gesamten Körper kommen.

Um eine Schicht zu selektieren, wird das Magnetfeld durch den z-Gradienten linear überlagert, d.h. das Hauptmagnetfeld wird inhomogen. Dadurch erfährt das Kopfende eines Patienten eine andere Magnetfeldstärke als das Fußende (siehe Abbildung 3-9):

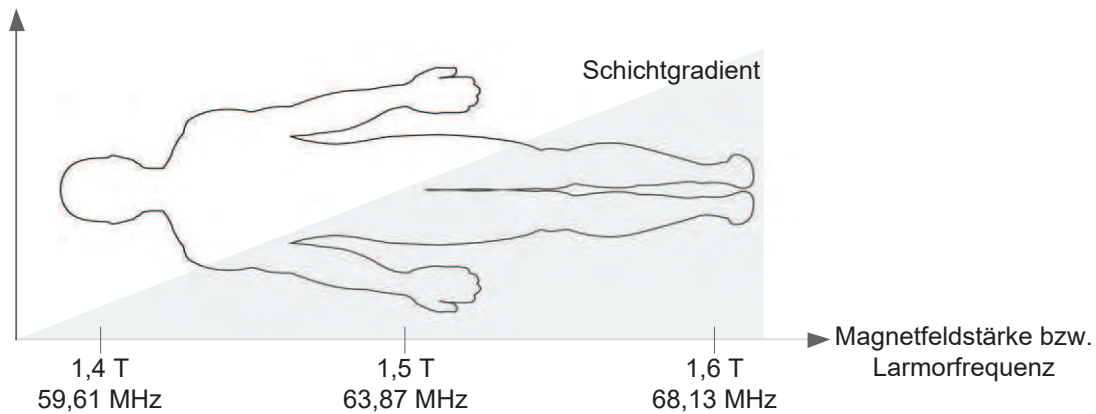


Abbildung 3-9: Schichtselektion mittels z-Gradienten und den daraus resultieren Magnetfeldstärken und Larmorfrequenzen

Die Larmorfrequenz ändert sich damit in Abhängigkeit von z und jeder Schicht kann genau eine Frequenz zugeordnet werden:

$$\omega = \gamma \cdot (B_0 + G_z \cdot z) \quad (3.6)$$

G_z ist dabei die Gradientenstärke in [T/m].

Damit die Spins angeregt werden können und eine Energieübertragung stattfindet, muss die Frequenz des RF-Pulses mit der Larmorfrequenz der Spins (Resonanzbedingung) übereinstimmen. D.h. über die Frequenz des RF-Pulses kann die gewünschte Schicht, von der ein Schnittbild erzeugt werden soll, ausgewählt werden. Daher muss der z-Gradient während der Anregung geschaltet sein, um eine Schicht zu selektieren. Die Dicke der Schicht wird über die Gradientenstärke und die Bandbreite des RF-Pulses bestimmt: je stärker der Gradient bzw. je geringer die Pulsbandbreite ist, desto dünnere Schichten werden angeregt. [5; 26]

Nachdem die Schicht ausgewählt ist, muss in dieser nun eine Ortskodierung stattfinden. Dabei wird in x- und y-Richtung kodiert.

3.1.4.2 Die Ortskodierung

Bei der Kodierung in y-Richtung handelt es sich um die sog. Phasenkodierung. In Kapitel 3.1.2.2 wurde bereits gezeigt, dass die Spins durch Inhomogenitäten des Hauptmagnetfeldes dephasieren. Dieser Effekt wird bei der Ortskodierung ausgenutzt.

Nach der Schichtselektion, also nach der Anregung, und vor dem Empfangen des Echos wird ein Gradient in y-Richtung aufgeschaltet, wodurch die Spins unterschiedlichen Magnetfeldstärken ausgesetzt werden und dephasieren. Dadurch ändert sich die Präzessionsgeschwindigkeit: Spins, die eine höhere Magnetfeldstärke erfahren, präzidieren schneller als Spins, die sich in einem Magnetfeld mit geringerer Stärke befinden. Da der y-Gradient, wie auch der z- und x-Gradient, das Hauptmagnetfeld linear überlagert, besteht ein direkter Zusammenhang zwischen Magnetfeldstärke und Präzessionsgeschwindigkeit.

Abbildung 3-10 zeigt exemplarisch die Phasenkodierung. Dabei stellt jeder Kreis ein Spin-Ensemble in der gewählten Schicht und die Pfeile den Magnetisierungsvektor M_{xy} jedes Spin-Ensembles dar.

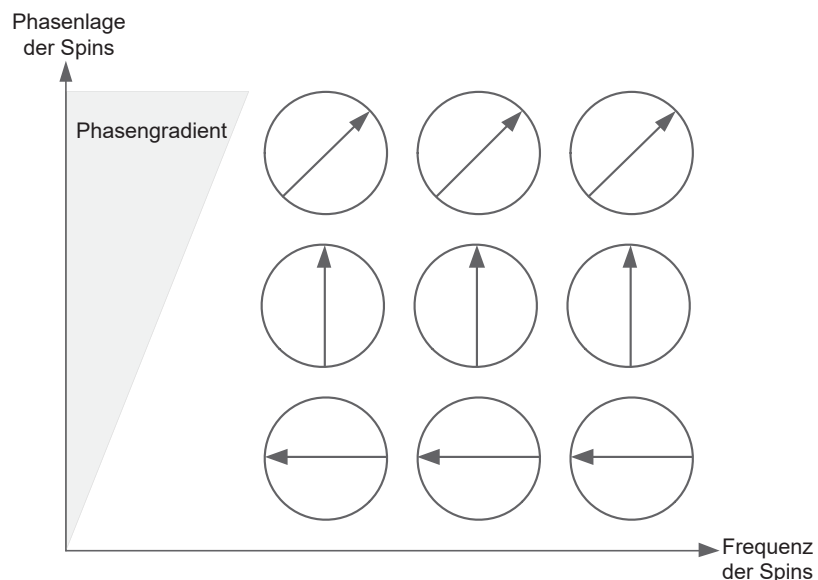


Abbildung 3-10: Phasenlagen einzelner Spin-Ensembles in y-Richtung bei aufgeschaltetem Phasengradienten

Wird der Phasengradient wieder abgeschaltet, ist die Magnetfeldstärke in y-Richtung wieder konstant, wodurch die Spins alle mit derselben Frequenz präzidieren. Jedoch haben sie die durch den y-Gradienten erzeugte Phasenverschiebung beibehalten. Durch ihre Phasenlage sind die Spins jetzt eindeutig gekennzeichnet.

Nach der Phasenkodierung ist noch die Kodierung in x-Richtung durchzuführen, um die Schicht eindeutig abbilden zu können. Hierbei wird während des Empfangens des Resonanzsignals ein Gradient aufgeschaltet, wodurch sich die Larmor-

frequenz linear zum Ort in x-Richtung ändert (siehe Abbildung 3-11). Daher ist im Resonanzsignal nicht nur eine Frequenz, sondern ein Frequenzgemisch vorhanden. [5; 26]

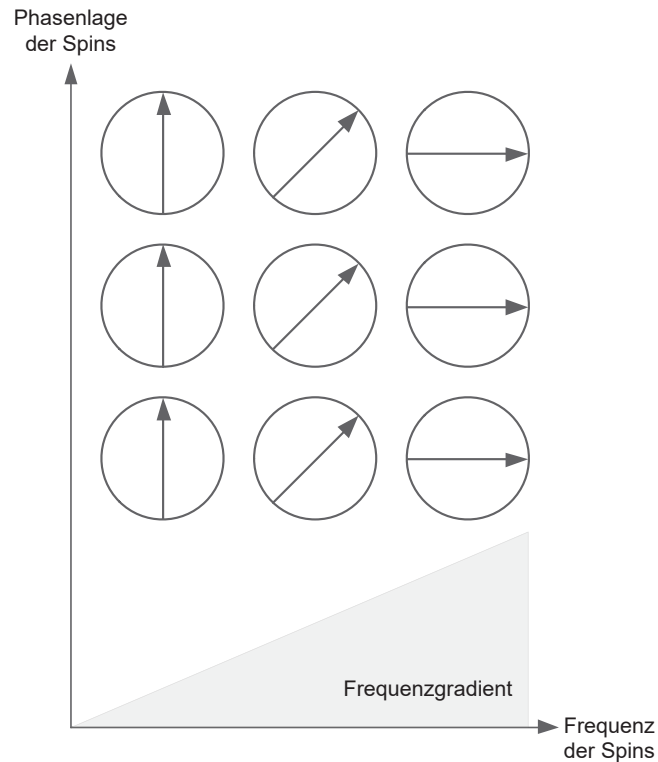


Abbildung 3-11: Erzeugung verschiedener Larmorfrequenzen durch Aufschalten des Frequenzgradienten

Nach der Ortskodierung hat jedes Spin-Ensemble eine eigene Phasenlage und Frequenz, wodurch sie eindeutig charakterisiert werden.

Um die gewünschte Auflösung bei der Schnittbild-Erzeugung zu erhalten, müssen entsprechend viele Signale aufgenommen werden. Dabei wird der Phasengradient bei jedem Schritt verändert, z.B. von einer Messung zur nächsten stets erhöht.

Der Ablauf eines Gradienten-Echos ist in Abbildung 3-12 dargestellt:

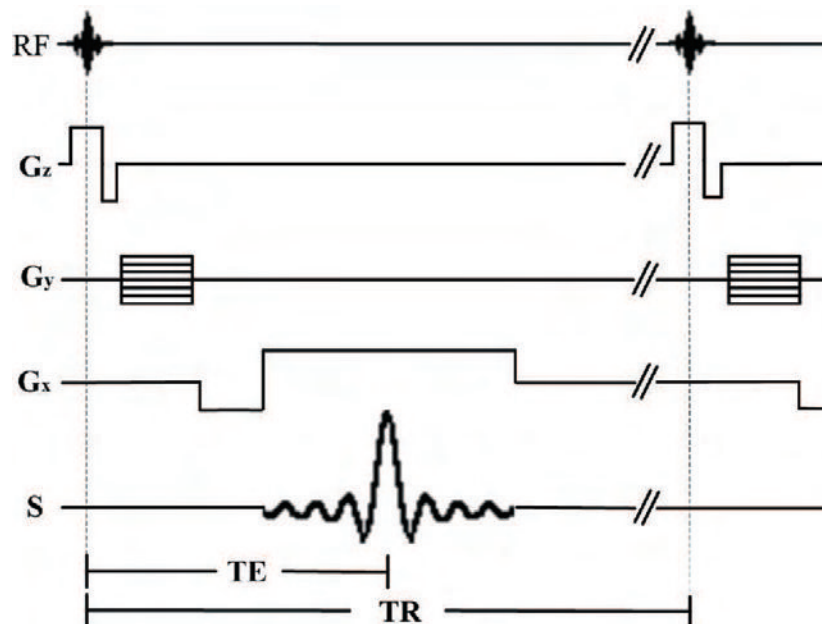


Abbildung 3-12: Ablauf eines Gradienten-Echos

Quelle: Haken, Rolf J. (2001). *Entwicklung und Anwendung mobiler NMR-Sonden*. Dissertation, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen

Durch die Phasen- und Frequenzkodierung kann jedes Volumenelement in der gewählten Schicht eindeutig bestimmt werden. Wie aus dem Resonanzsignal, das ein Gemisch aus Phasen und Frequenzen ist, ein Bild wird, beschreibt der nächste Abschnitt. [5]

3.1.5 Die Bildrekonstruktion beim MRT

Das Resonanzsignal, das bei einer MR-Sequenz empfangen wird, enthält alle Informationen des späteren Bildes. Um die Informationen über die Frequenzen und Phasen zu erhalten, muss das Signal durch einen Quadratur-Detektor zunächst moduliert werden.

Die folgende Abbildung zeigt das Funktionsschema der Quadratur-Demodulation:

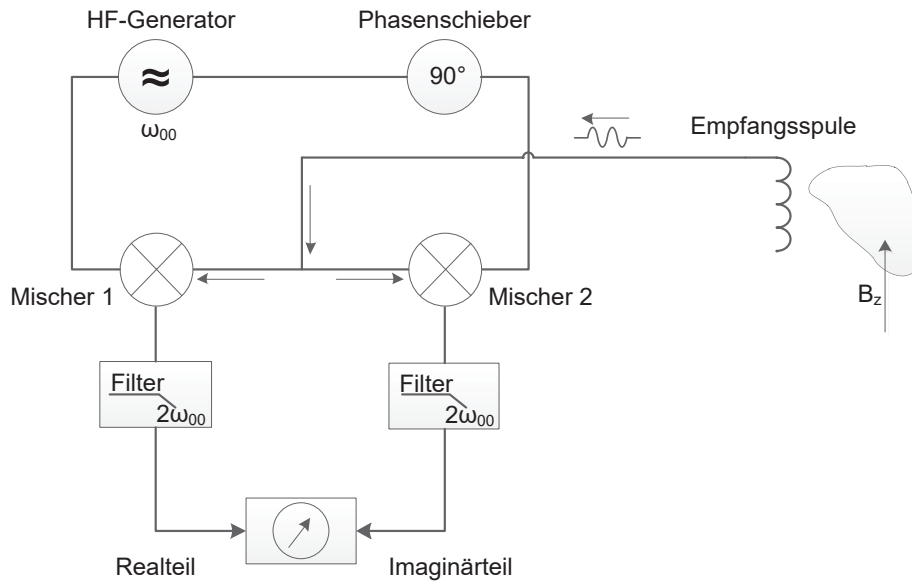


Abbildung 3-13: Quadratur-Detektor eines MRT

Quelle: vgl. Dössel (1999), S. 285

Das empfangene Signal wird mit einem Cosinus- und einem Sinussignal, deren Frequenz ω_{00} der Frequenz des RF-Pulses entspricht, heruntergemischt. Dies ist möglich, da das Resonanzsignal immer eine Frequenz hat, die gleich der Anregungsfrequenz bzw. wie beim Gradienten-Echo geringfügig verschieden ist. [5]

Bei der Multiplikation des Resonanzsignals mit den Referenzsignalen entstehen jeweils die Summen- und Differenzfrequenz. Die Multiplikation mit dem Cosinus ermöglicht es, eine Aussage über das Vorzeichen der Differenzfrequenz treffen zu können und so die Phasenlage zu entschlüsseln. Die Signale sehen nach dem Mischen mit den Referenzsignalen wie folgt aus:

$$U_R = \sin(\omega_{00}t) \cdot \sin((\omega_{00} + \Delta\omega)t) \quad (3.7)$$

$$= \frac{1}{2} \cdot \{\cos(\Delta\omega t) - \cos((2\omega_{00} + \Delta\omega)t)\}$$

$$U_I = \cos(\omega_{00}t) \cdot \sin((\omega_{00} + \Delta\omega)t) \quad (3.8)$$

$$= \frac{1}{2} \cdot \{\sin(\Delta\omega t) + \sin((2\omega_{00} + \Delta\omega)t)\}$$

Über einen Tiefpass werden die hochfrequenten Anteile herausgefiltert, sodass nur die Differenzfrequenzen übrig bleiben, die dem Real- und Imaginärteil des Signals entsprechen:

$$U_R = \frac{1}{2} \cdot \{\cos(\Delta\omega t)\} \quad (3.9)$$

$$U_I = \frac{1}{2} \cdot \{\sin(\Delta\omega t)\} \quad (3.10)$$

Das Ergebnis der Quadratur-Demodulation ist folglich ein komplexes Signal, das sich wie folgt darstellt:

$$\underline{U} = U_R + j \cdot U_I \quad (3.11)$$

$$\underline{U} = \frac{1}{2} \{\cos(\Delta\omega t) + j \cdot \sin(\Delta\omega t)\} \quad (3.12)$$

Aus diesen komplexen Signalen können dann direkt die Informationen zu Phasenlage und Frequenz gewonnen und in den sog. k-Raum geschrieben werden. Der k-Raum ist eine 2D-Datenmatrix, die alle Rohdaten des MR-Bildes bezüglich Phase und Frequenz enthält. Durch eine Fourier-Transformation in x- und y-Richtung (Frequenz- und Phasenrichtung) wird das Zeitsignal in ein Frequenzspektrum, dem Schnittbild, umgewandelt. [5; 6]

3.2 Das Terranova-MRI

Das Terranova-MRI der Firma Magritek ermöglicht es, die Grundzüge der kernmagnetischen Resonanz sowie die Bildgebung mittels MR-Technik kennenzulernen. Im Gegensatz zum klinischen MRT nutzt das Terranova-MRI kein künstlich erzeugtes Magnetfeld, sondern das Erdmagnetfeld für die Ausrichtung der Spins. Deshalb wird das Terranova-MRI auch als Erdfeld-MRT bezeichnet. Die Stärke des Erdmagnetfeldes beträgt in Hamburg $49,49 \mu\text{T}$ ⁷. Zum Vergleich, klinische MRT arbeiten typischerweise mit Magnetfeldstärken von 1,5 bis 3 T, bei Forschungsstudien kommen bereits 7 T-Geräte zum Einsatz.

⁷ <http://www.ngdc.noaa.gov/geomagmodels/IGRFWMM.jsp> [Stand: 12.07.2012]

3.2.1 Aufbau des Erdfeld-MRT

Das Terranova-MRI besteht aus zwei coaxialen Zylinderspulen und einer dritten Spule, die sich wiederum aus mehreren Spulen zusammensetzt (siehe Abbildung 3-14):

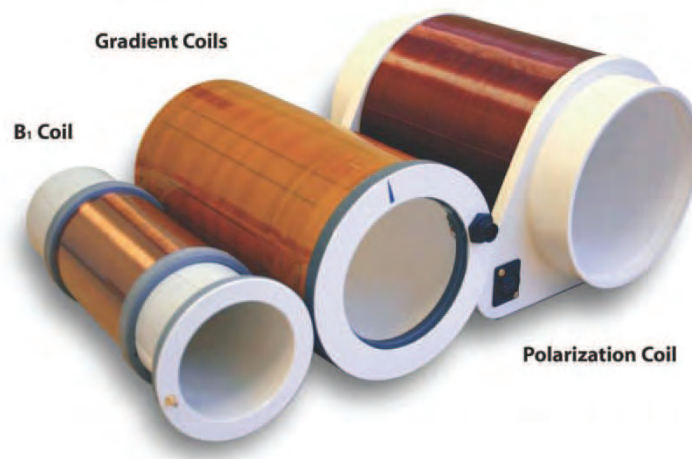


Abbildung 3-14: Spulen des Terranova-MRI

Quelle: Magritek Limited (2006), S. 1-2

Die äußere Spule (Polarization coil) dient dazu, die Erdmagnetfeldstärke und folglich die Gesamtmagnetisierung, die für die Anregung durch den RF-Puls genutzt werden kann, zu erhöhen. Das Resonanzsignal wäre zum Detektieren zu klein, wenn nur die Magnetisierung, die durch das Erdmagnetfeld hervorgerufen wird, genutzt würde. Darum wird kurz vor dem RF-Puls mit Hilfe eines großen Stroms in der Spule ein Magnetfeld erzeugt, dessen Stärke 350-mal größer ist als die des Erdmagnetfeldes. Dadurch wird auch das Resonanzsignal um das 350-fache verstärkt.

Die innere Spule (B_1 Coil) hat zwei Funktionen: sie erzeugt zum einen den RF-Puls und dient zum anderen als Empfangsspule für das Resonanzsignal.

Die mittlere Spule (Gradient Coils) besteht aus 4 Spulen in x-, y- und z-Richtung. Es sind zwei Spulen in x-Richtung vorhanden: eine für Bildgebung und Shimming, die andere für gepulste Gradienten. Das Erdmagnetfeld ist aufgrund seiner geringen Feldstärke sehr empfindlich gegenüber äußeren Einflüssen, z.B. ferromagnetischen Stoffen. Daher werden die Gradientenspulen, außer beim Gradienten-

Echo, auch eingesetzt, um das Hauptmagnetfeld zu homogenisieren. Dies wird als Shimming bezeichnet und kommt auch bei klinischen MRT zum Einsatz. [11; 12]

Die einzelnen Spulen des Erdfeld-MRT sind mit dem Spektrometer verbunden, in dem sich der digitale Signalprozessor (DSP) befindet. Dieser ermöglicht das Ansteuern der einzelnen Spulen sowie das Empfangen der Resonanzsignale. Der DSP erhält die Parameter für die verschiedenen Experimente von der Software „Prospa“. Die Signale, die von dem DSP aufgenommen werden, werden durch „Prospa“ ausgelesen und angezeigt. Die nachfolgende Abbildung zeigt das Erdfeld-MRT und sein Zubehör:

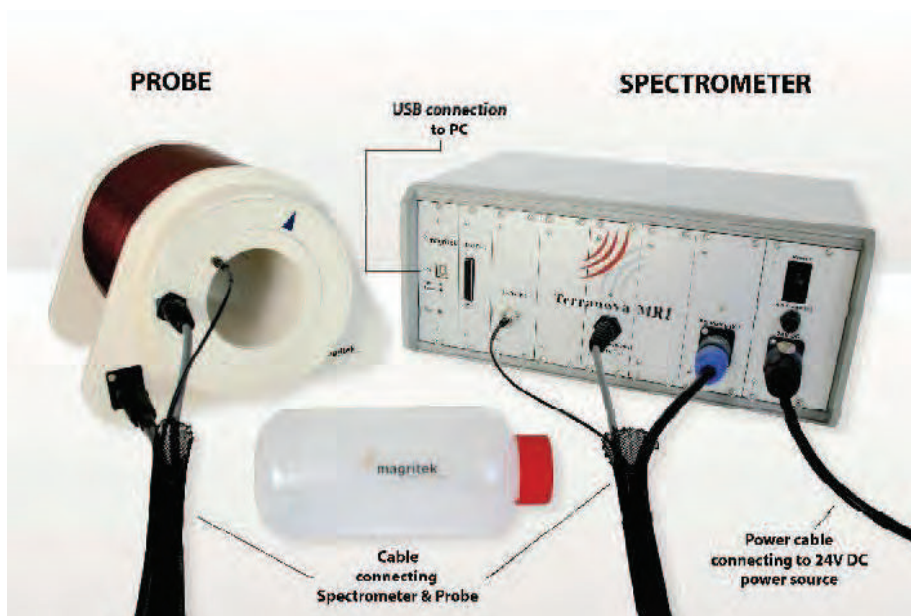


Abbildung 3-15: Das Terranova-MRI und sein Zubehör

Quelle: Magritek Limited (2006), S. 1-2

3.2.2 Funktionen des Erdfeld-MRT

Über die Software „Prospa“ werden verschiedenste Experimente bereitgestellt, um die MR-Technik zu erläutern. So ist es möglich, über das Makro „PulseAndCollect“ das Resonanzsignal einer Probe aufzunehmen. Als Ergebnis zeigt „Prospa“ das FID-Signal sowie das dazugehörige Frequenzspektrum an (siehe Abbildung 3-16):

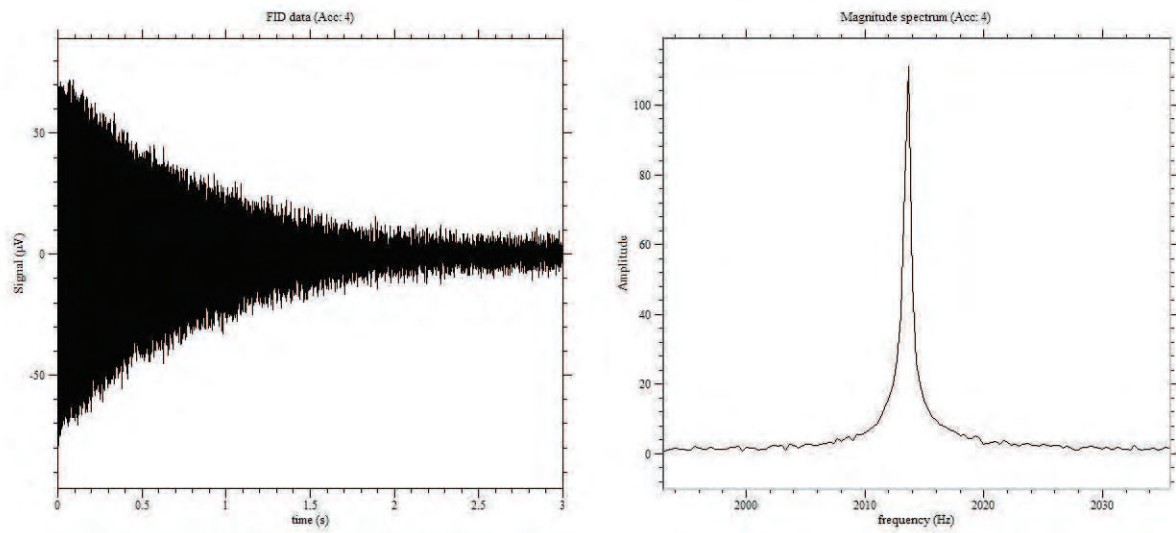


Abbildung 3-16: Durch das Terranova-MRI erzeugtes und aufgenommenes FID-Zeitsignal und zugehöriges Frequenzspektrum

Andere Makros ermöglichen ein automatisches Shimming oder auch Multi-Echo-Sequenzen. Außerdem können zwei- und dreidimensionale Schnittbilder erzeugt werden. [11]

4 Konstruktive und Analytische Maßnahmen zur Bildoptimierung

Das nachfolgende Kapitel beschreibt die auf das Magritek Erdfeld-MRT einwirkenden Störungen, die durch elektrische Felder sowie den Einfluss des Fahrstuhls mit seinem Gegengewicht hervorgerufen werden. Dabei werden für jeden Störeinfluss Maßnahmen zur Verbesserung der Auflösung dargestellt.

4.1 Technische Konstruktion zur Dämpfung niederfrequenter elektromagnetischer Wechselfelder

Die in der Umgebung des Erdfeld-MRT befindlichen Netzzuleitungen bilden elektrische und magnetische Felder aus. Diese Felder sind zeitlich variabel. Ursache hierfür ist der in Deutschland verwendete Wechselstrom, der eine Spannung von 230 V und eine Frequenz von 50 Hz hat. [3]

Nach dem Faraday'schen Gesetz (auch: Induktionsgesetz) sind magnetische Wechselfelder in der Lage, Spannungen in leitenden Materialien zu induzieren:

„Wenn sich der magnetische Fluss durch die von einer geschlossenen Leiterschleife umschlossene Fläche ändert, werden eine Spannung und ein Strom in der Leiterschleife erzeugt.“ [9, S. 893]

Demnach induzieren auch die magnetischen Wechselfelder, die die Netzzuleitungen umgeben, Spannungen in der Spule des Erdfeld-MRT. Die folgende Formel stellt den Zusammenhang zwischen der induzierten Spannung U_{ind} und dem magnetischen Fluss ϕ_{mag} dar:

$$U_{ind} = \oint_C \mathbf{E} \, d\mathbf{l} = - \frac{d\phi_{mag}}{dt} = - \frac{d}{dt} \int_A \mathbf{B} \cdot d\mathbf{A} \quad (4.1)$$

Die induzierten Spannungen sind auch im Frequenzspektrum nach einer MR-Sequenz (siehe Abbildung 4-1) sichtbar:

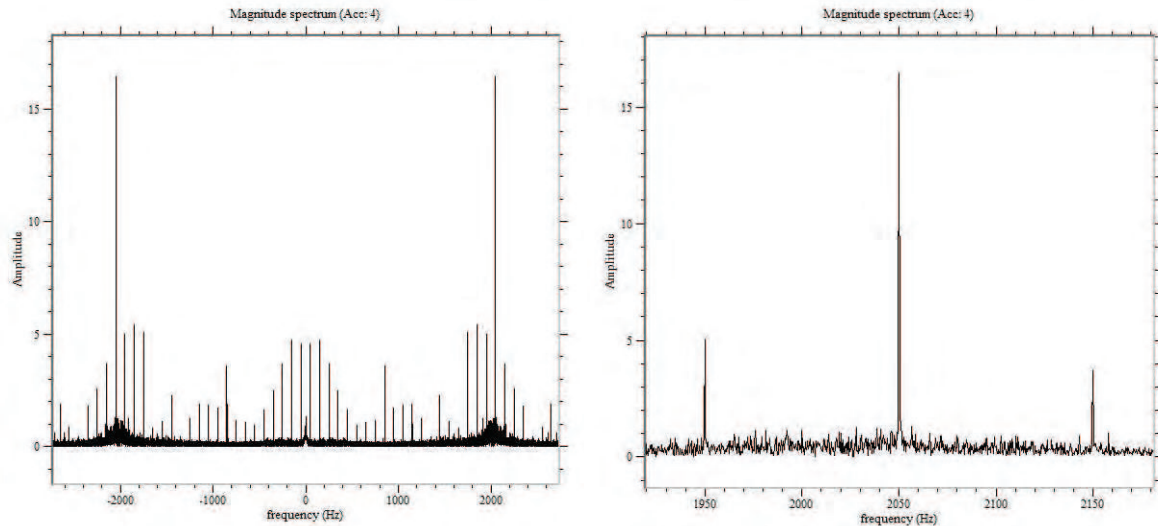


Abbildung 4-1: Frequenzspektrum einer Puls-Sequenz mit dem Erdfeld-MRT ohne Wasserprobe

Die Spektren zeigen neben Signalen mit Frequenzen von ± 50 Hz auch induzierte Spannungen, deren Frequenzen ein ungerades Vielfaches von 50 Hz sind. Diese sog. harmonischen Oberwellen werden durch die moderne Elektronik, die nur mit Gleichstrom arbeitet, verursacht. Bei der Umwandlung von Wechsel- in Gleichstrom wird der Strom aus dem Versorgungsnetz nicht mehr sinusförmig, sondern in Stromspitzen entnommen, die die sinusförmige Netzspannung überlagern. [16]

Die Reihenentwicklung nach J.-B. Fourier ermöglicht es, das verzerrte, aber periodische Signal als Summe harmonischer Cosinus- und Sinusschwingungen auszudrücken. [7; 22]

Die Frequenzen der Oberschwingungen sind dabei ein ganzzahliges Vielfaches der Netzfrequenz ($\omega = 50$ Hz):

$$x(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cdot \cos(k\omega t) + b_k \cdot \sin(k\omega t)) \quad (4.2)$$

$$a_k = \frac{2}{T} \cdot \int_0^T x(t) \cdot \cos(k\omega t) dt \quad \text{mit } k = 0,1,2,3 \dots \quad (4.3)$$

$$b_k = \frac{2}{T} \cdot \int_0^T x(t) \cdot \sin(k\omega t) dt \quad \text{mit } k = 1,2,3 \dots \quad (4.4)$$

Da das Signal ein verzerrtes Sinussignal und damit eine ungerade⁸ Funktion ist, gilt $a_k = 0$ für $k = (0, 1, 2, \dots)$, sodass nur noch die Sinusglieder in der Fourier-Reihe vorhanden sind.

$$x(t) = \sum_{k=1}^{\infty} [b_k \cdot \sin(k\omega t)] \quad (4.5)$$

Eine weitere Vereinfachung der Fourier-Reihe kann vorgenommen werden aufgrund der Halbwellensymmetrie. Es gilt:

$$f(t) = -f\left(t + \frac{T}{2}\right) \quad (4.6)$$

Die geradzahligen Harmonischen heben sich auf, sodass nur noch ungerade Oberwellen vorhanden sind. Daher liegen die induzierten Signale im Frequenzspektrum einer MR-Sequenz immer 100 Hz auseinander. [16; 17]

4.1.1 Schirmungsprinzip von quasistationären elektromagnetischen Störfeldern

Um eine effektive Schirmung zu erzielen, muss das Störfeld zunächst charakterisiert werden. Die Störsignale, die von den Netzzuleitungen verursacht werden, zählen zu den niederfrequenten⁹, elektromagnetischen Feldern. Elektrische und magnetische Felder mit einer Frequenz von 50 Hz weisen eine sehr geringe Änderungsgeschwindigkeit der Feldstärke auf. Daraus resultiert, dass eine Änderung in der Feldstärke gleichzeitig im gesamten betrachteten Feldbereich deutlich wird. Daher kann das elektromagnetische Feld, das hier vorliegt, als quasistationär angesehen werden, was einen direkten Einfluss auf die Art der Abschirmung hat. [18]

Wie im vorherigen Abschnitt beschrieben, können magnetische Wechselfelder elektrische Spannungen induzieren. Diesen Effekt nutzt man bei der Abschirmung eines magnetischen Wechselfeldes aus. Eine geschlossene leitfähige Schirmhülle

⁸ Eine Funktion ist ungerade, wenn gilt $f(-x) = -f(x)$ für alle Elemente x des Definitionsbereiches D .

⁹ Signale mit Frequenzen bis zu 30 kHz werden den niederfrequenten Signalen zugeordnet.

wird in das magnetische Wechselfeld gebracht. Nach dem Induktionsgesetz werden Spannungen induziert, die im leitfähigen Schirm ringförmige Ströme (sog. Wirbelströme) hervorrufen. Die leitfähige Schirmhülle erzeugt aufgrund der fließenden Ströme wiederum ein Magnetfeld, das sog. Rückwirkungsfeld. Die Lenz'sche Regel besagt, dass

„der induzierte Strom so gerichtet ist, dass das von ihm erzeugte Magnetfeld der Änderung des magnetischen Flusses entgegenwirkt, die den Strom hervorruft“ [9, S. 867].

Daher ist das Rückwirkungsfeld dem erzeugenden magnetischen Wechselfeld entgegen gerichtet und schwächt es ab. Das Innere der Schirmhülle erfährt ein Magnetfeld mit geringerer Feldstärke (siehe Abbildung 4-2).

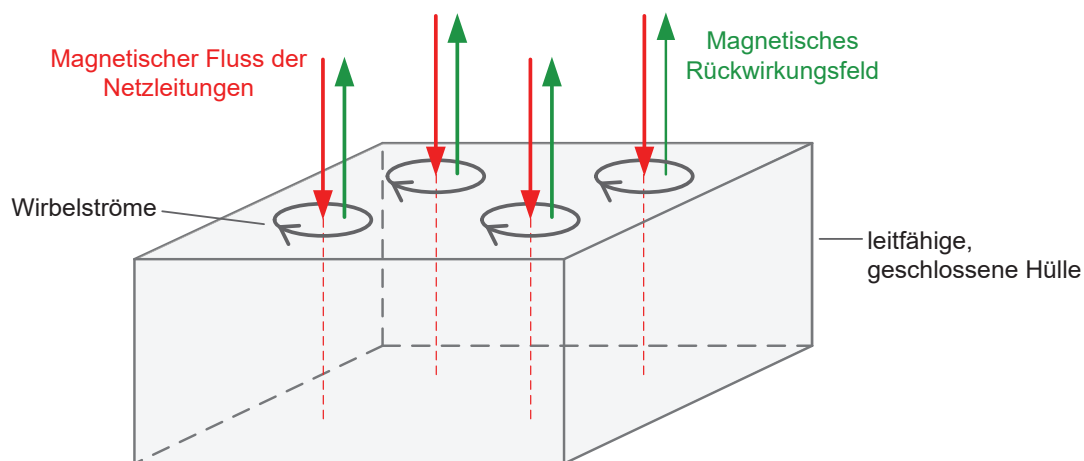


Abbildung 4-2: Funktionsprinzip des elektrodynamischen Schirms

Eine nach diesem Prinzip funktionierende Abschirmung wird elektrodynamischer Schirm genannt. Da dieser für eine gute Dämpfung eine hohe Leitfähigkeit besitzen muss, wirkt er auch gleichzeitig als Faraday'scher Käfig.

In der leitfähigen Hülle eines Faraday-Käfigs werden die freien Elektronen durch die Kräfte des elektrischen Feldes verschoben. Es kommt zur Ladungstrennung. Dadurch bildet sich in der Hülle ein zweites elektrisches Feld aus, das dem äußeren entgegen gerichtet ist. Die beiden Felder kompensieren sich, wodurch das Ladungsinne feldfrei ist.

Es werden folglich elektrische Gleich- und Wechselfelder sowie magnetische Wechselfelder abgeschirmt. [18; 27]

4.1.2 Konstruktiver Aufbau einer Abschirmung mit Aaronia-Shield®

Um die elektromagnetischen Störeinflüsse abzuschirmen, wird um das Erdfeld-MRT eine geschlossene, leitfähige Hülle konstruiert. Hierbei ist die Schirmdämpfung der Konstruktion abhängig von der Leitfähigkeit und Permeabilität des Schirmmaterials. Auch der Einfluss der magnetischen Eigenschaften des Materials sowie die Wärmeentwicklung, die von der Spule ausgeht, muss bei der Schirmkonstruktion beachtet werden.

Leitfähigkeit

Die Leitfähigkeit κ ist definiert als die Fähigkeit eines Materials, elektrischen Strom zu leiten. Daher gilt: Je höher die Leitfähigkeit ist, desto größer sind bei gleicher induzierter Spannung die ausgebildeten Wirbelströme und folglich auch das erzeugte magnetische Rückwirkungsfeld. Für eine effektive Abschirmung sollte das verwendete Material daher eine möglichst hohe Leitfähigkeit haben. [27]

Permeabilität und magnetische Eigenschaften

Der zweite Parameter, der bei der Wahl des Materials von Bedeutung ist, ist die Permeabilität μ . Die Permeabilität ist dabei das Produkt der materialabhängigen Permeabilitätszahl μ_r und der magnetischen Feldkonstanten μ_0 ¹⁰:

$$\mu = \mu_r \cdot \mu_0 \quad (4.7)$$

Sie gibt die Durchlässigkeit eines Materials für ein magnetisches Feld und damit auch die Fähigkeit an, Wirbelströme auszubilden. Dabei werden diamagnetische, paramagnetische und ferromagnetische Stoffe unterschieden.

Diamagnetische Stoffe ($\mu_r < 1$) bilden inneratomare Ringströme aus, wenn sie in ein äußeres Magnetfeld eingebracht werden. Dadurch wird ein Magnetfeld ausgebildet, das dem äußeren Magnetfeld entgegen gerichtet ist und dessen Intensität reduziert.

¹⁰ $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ Vs/Am}$

Bei Anwesenheit eines externen Magnetfeldes werden die Elementarmagnete in paramagnetischen Stoffen ($\mu_r > 1$) ausgerichtet. Die Elementarmagnete richten sich dabei entlang des äußeren Magnetfeldes aus, wodurch dieses verstärkt wird. Dieser Effekt ist stark temperaturabhängig, was einen direkten Einfluss auf die Verstärkung des äußeren Magnetfeldes hat.

In ferromagnetischen Stoffen sind die Elementarmagnete in kleinen Bereichen bereits gleichgerichtet, den sog. Weiss'schen Bezirken. Die Magnetisierungen der Weiss'schen Bezirke heben sich bei Abwesenheit eines Magnetfeldes auf. Wird ein äußeres Magnetfeld angelegt, richten sich die Weiss'schen Bezirke in Feldrichtung aus. Ferromagnetika verstärken wie die paramagnetischen Stoffe das äußere Magnetfeld, jedoch um ein Vielfaches mehr. [9; 13]

Bei magnetischen Gleich- und Wechselfeldern werden für die Abschirmung oftmals hochpermeable para- oder ferromagnetische Materialien verwendet, wie z.B. Eisen und Nickel. Dadurch wird der magnetische Fluss in dicken Schirmwänden gebündelt, wodurch das Innere der Abschirmung feldfrei bleibt. Diese Art der Abschirmung ist beim Erdfeld-MRT nicht geeignet, da die para- und ferromagnetischen Stoffe das Erdmagnetfeld sowohl in seiner Feldstärke als auch Homogenität verändern. Dies würde die Auflösung verschlechtern. Ein weiterer Nachteil dieser Abschirmmethode ist, dass die Schirmdämpfung mit zunehmender Frequenz geringer wird. [8; 13]

In Tabelle 4-1 sind die Leitfähigkeit bei 20°C sowie die magnetische Eigenschaft für einige Metalle dargestellt:

Tabelle 4-1: Ausgewählte Elemente, ihre Leitfähigkeit, Permeabilitätszahl und magnetische Eigenschaft

Material	Leitfähigkeit κ bei 20°C [Sm/mm ²]	Permeabilitätszahl μ_r	magnetische Eigenschaft
Silber	62,5	0,999 921	diamagnetisch
Kupfer	56	0,999 990 4	diamagnetisch
Gold	44	0,999 971	diamagnetisch
Aluminium	35	1,000 020 8	paramagnetisch
Platin	9,25	1,000 257	paramagnetisch

Quelle: Nerreter (2006), S. 31, S. 93/ Kuchling (2011), S. 661f.

Wärmeentwicklung der Spule

Neben den Parametern für das Abschirmmaterial muss auch die Erwärmung der Spulen des Erdfeld-MRT beachtet werden. Die Spulen erwärmen sich bei den MR-Sequenzen aufgrund der fließenden Ströme sehr stark.

Da keine Kühleinrichtung wie bei einem klinischen MRT vorhanden ist, sind die Isolationsschichten sehr hohen Temperaturen ausgesetzt. Wird die höchstzulässige Temperatur für die Isolationsschichten überschritten, können diese schmelzen. Dadurch kommt es zum Kurzschluss in der Spule, wodurch diese zerstört wird.

Ein weiterer Effekt, der durch die Erwärmung der Spule auftritt, ist die Abnahme der Signalstärke mit steigender Temperatur der Spule. Erwärmt sich die Spule und damit das metallische Material, so erhöht sich der Widerstand des Spulenmaterials. Die Temperaturabhängigkeit des Widerstandes lässt sich durch folgende Formel darstellen:

$$R_2 = R_1 \{1 + \alpha_{20}(\Delta\vartheta)\} \quad (4.8)$$

α_{20} ist der Widerstands-Temperaturkoeffizient bei 20°C und für die meisten Metalle positiv. $\Delta\vartheta$ ist die Temperaturdifferenz zu 20°C. [8]

Um in der erwärmten Spule ein Signal der gleichen Stärke zu induzieren, ist es daher notwendig, mehr Energie aufzuwenden. Jedoch hängt die Energie, die von Spins als Resonanzsignal abgegeben wird, nur von der Energie des RF-Pulses ab (vgl. Kapitel 3.1.1).

Daher muss die Abschirmkonstruktion eine ausreichende Luftzirkulation um die Spule herum gewährleisten.

Auswahl eines Abschirmmaterials

Aufgrund der hohen Leitfähigkeit und diamagnetischen Eigenschaften eignen sich Kupfer und Silber hervorragend als Abschirmmaterial. Dabei gibt es verschiedene Möglichkeiten, diese als elektrodynamischen Schirm umzusetzen:

- (1) aus geschlossenen Silber- oder Kupferplatten
- (2) aus Silber-/Kupfer-Polyamid-Gewebe.

Eine Abschirmkonstruktion aus Silber- oder Kupferplatten hat den Vorteil, dass bei entsprechend guter Verbindung der Einzelteile eine hohe Leitfähigkeit des gesamten Schirms gegeben ist. Eine Methode, um die Kupferplatten miteinander leitend zu verbinden, ist Schweißen. Dies ist recht einfach zu realisieren. Dagegen lässt sich reines Silber nur sehr schwer schweißen. Es muss folglich auf Silberlegierungen zugegriffen werden, bei denen Schweißen zur Herstellung einer elektrisch leitenden Verbindung möglich ist. Eine Schirmhülle aus Silber- und Kupferplatten wäre daher grundsätzlich realisierbar, jedoch sprechen zwei Aspekte dagegen. Zum einen kann die Luft um die Spule für eine Kühlung bei diesem Konstruktionsansatz nicht frei zirkulieren, selbst bei Verwendung von Silber- bzw. Kupferlegiertem Lochblech. Der zweite Grund, der der Verwendung von Silber-/ Kupferplatten entgegensteht, ist ein wirtschaftlicher Aspekt. Da die Nachfrage nach Silber und Kupfer aus der Industrie stetig steigt, sind die Kosten für eine Schirmhülle zu hoch.

Die Lösung ist daher ein Polyamid-Gewebe, auf das Silber- bzw. Kupfer-Partikel aufgedampft werden. Mit diesen Materialien kann eine sehr hohe Leitfähigkeit sowie die Luftzirkulation um das Erdfeld-MRT gewährleistet werden. Aufgrund der Dämpfung von niederfrequenten Feldern mit 40 bis 50 dB (laut Spezifikation) wird der Abschirmstoff Aaronia-Shield[®] von der Firma Aaronia AG für die Schirmhülle verwendet. Das Silber-Polyamid-Gewebe ist mit einer Materialdicke von 0,1 mm extrem luftdurchlässig.

Bei Gittermaterialien muss zusätzlich die Maschenweite m beachtet werden. Diese muss kleiner als die halbe Wellenlänge der elektromagnetischen Strahlung sein:

$$m < \lambda/2 \quad (4.9)$$

Die Wellenlänge λ lässt sich als Quotient aus der Lichtgeschwindigkeit $c = (299\,792\,458 \pm 0,6)$ m/s und der Frequenz f der elektromagnetischen Strahlung berechnen:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (4.10)$$

Da die Resonanzsignale in einem Frequenzbereich von 1990 bis 2025 Hz liegen, wird zur Berechnung der Wellenlänge $f = 2050$ Hz (41. Harmonische der Fourier-Reihe) eingesetzt. Da die höchste Frequenz, die zu betrachten ist, die kleinste Wellenlänge hat, bestimmt diese die Maschengröße. Für den vorliegenden Fall

beträgt $\lambda/2$ damit ca. 73120 m. Aaronia-Shield[®] weist eine Maschengröße von 0,7 mm aus und eignet sich daher hervorragend für die Abschirmung des betrachteten Frequenzbereiches. [2]

Konstruktion der Schirmhülle

Der Abschirmstoff muss als geschlossene, leitende Hülle gestaltet werden, um eine effiziente Abschirmung zu erreichen. Um eine leitende Verbindung zwischen dem Abschirmstoff und dem Erdfeld-MRT zu verhindern, wird eine Unterkonstruktion genutzt, auf die der Abschirmstoff aufgebracht wird.

Alle Teile der Unterkonstruktion werden aus 15 mm dickem Hart-PVC angefertigt. Damit die Möglichkeit besteht, flexibel Proben innerhalb des Erdfeld-MRT auszu-tauschen, setzt sich die Konstruktion aus zwei Teilen zusammen: dem Gehäuse und der Frontplatte.

Das Gehäuse besteht aus zwei Außenrahmen, die über vier Verbindungsstücke und speziellen Kleber miteinander verbunden werden. An der hinteren Unterseite des Gehäuses befindet sich eine Aussparung, um die Zuleitungen für das Erdfeld-MRT durchzuführen. Das Gegenstück wird über Kunststoffschrauben der Größe M8 mit dem Gehäuse verbunden. Dadurch werden Zugkräfte auf die Zuleitungen vermieden.

Wie auch die Seitenteile des Gehäuses ist Frontplatte als Rahmen gestaltet, um die Luftzirkulation um das Erdfeld-MRT zu gewährleisten.

Auf der Gehäusevorderseite sind vier Kunststoffgewindestangen (Größe: M8) eingebracht, über die die Frontplatte mittels Kunststoffmutter (Größe: M8) befestigt wird. Abbildung 4-3 zeigt den Aufbau der Unterkonstruktion:

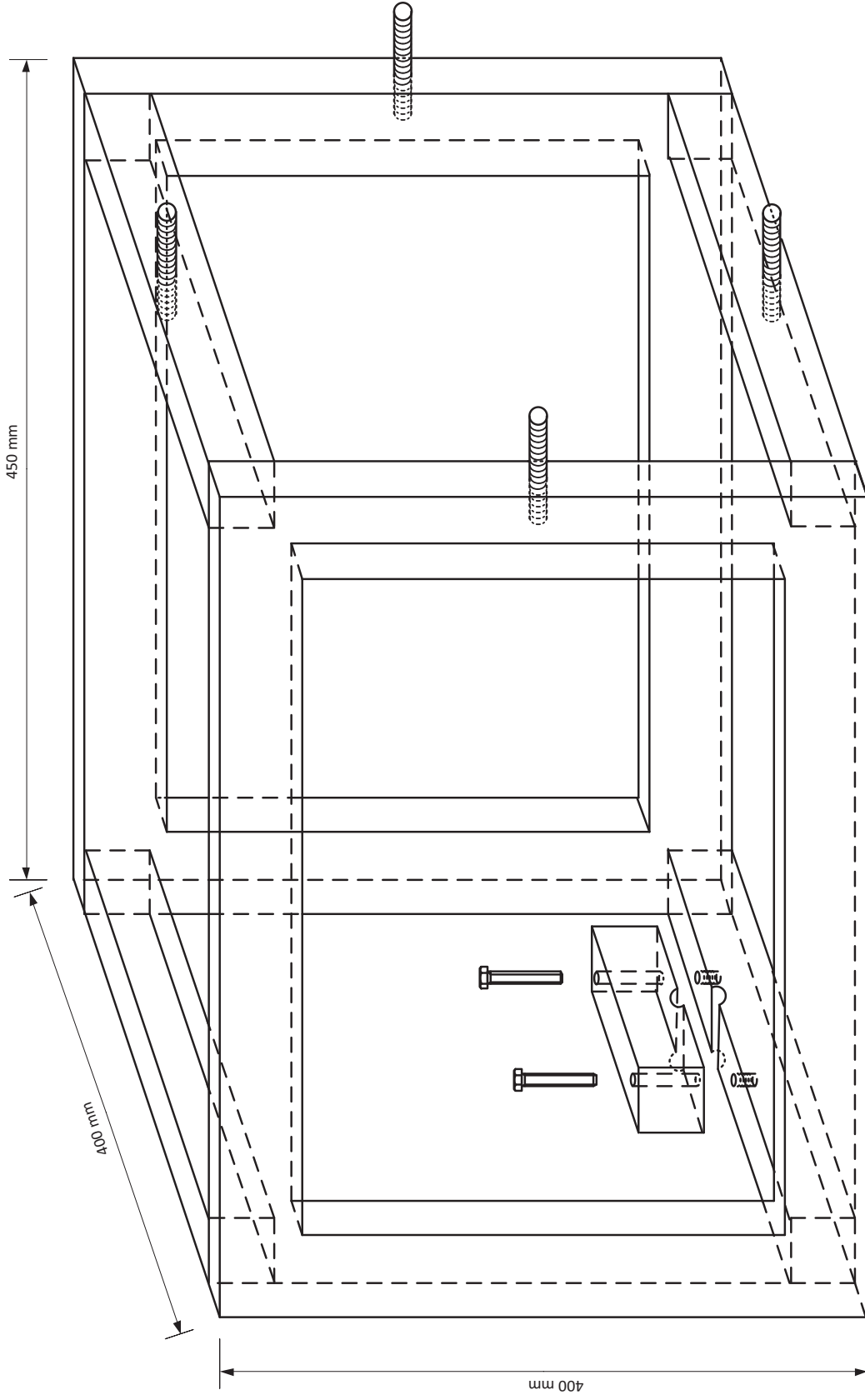


Abbildung 4-3: Konstruktionszeichnung der Unterkonstruktion, auf die das Abschirmmaterial aufgebracht wird

Der Abschirmstoff bedeckt das Gehäuse bis auf die vordere Seite komplett. Da Aaronia-Shield[®] wie Stoff zu verarbeiten ist, wird er vernäht, sodass eine gute leitende Verbindung hergestellt wird. Auf die Frontplatte wird der Stoff so aufgebracht, dass das Gehäuse und die Frontplatte miteinander leitend verbunden sind, wenn die Abschirmhülle geschlossen ist. An der offenen Seite des Gehäuses befinden sich zusätzlich Polyurethanschaum-Dichtungen, die mit einem leitfähigen versilberten Nylongewebe überzogen sind. Dadurch soll zum einen die leitende Verbindung zwischen dem Gehäuse und der Frontplatte verbessert werden und zum anderen wird das Einstrahlen von hochfrequenten Störsignalen in die Schirmhülle verhindert.

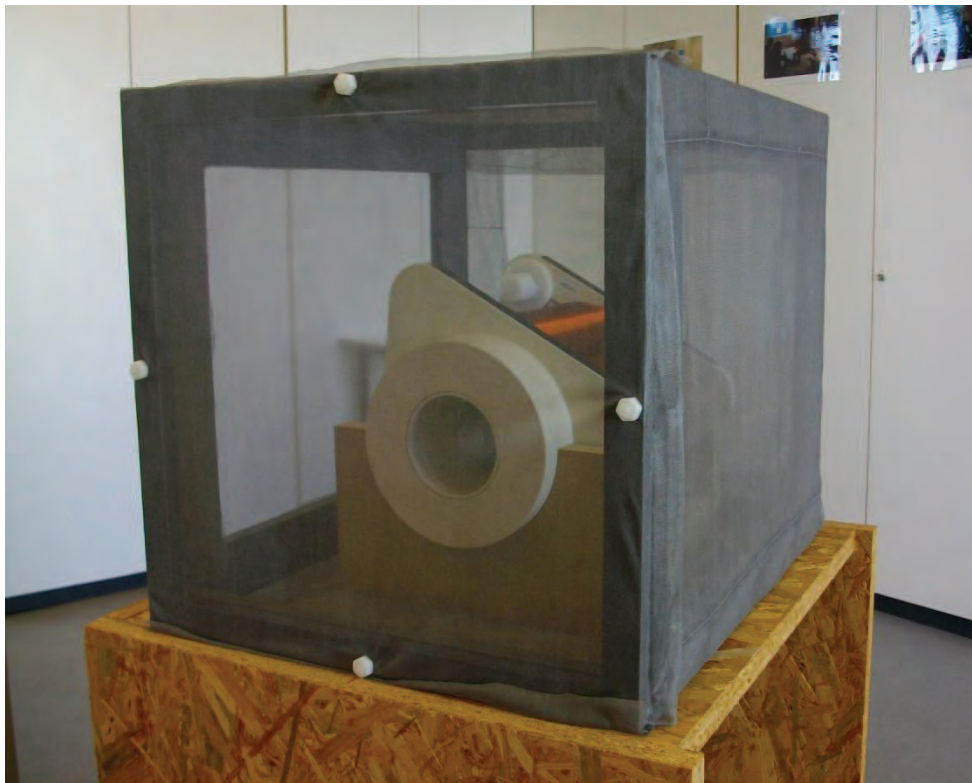


Abbildung 4-4: Elektrodynamischer Schirm um das Erdfeld-MRT

Die gesamte Schirmhülle (Gehäuse und Frontplatte) muss sich auf dem gleichen elektrischen Potential befinden, damit eine Abschirmwirkung erzielt werden kann. Daher befindet sich auf der Hinterseite des Gehäuses die Möglichkeit, ein Erdungskabel über eine Krokodilklemme anzubringen. Dieses wird über einen Schutzkontaktstecker mit dem Schutzleiter der Steckdose verbunden. Um ein Gefährdungspotential für den Anwender auszuschließen, sind die Pins für Phase und

Nullleiter des Schutzkontaktsteckers herausgeschraubt. Dadurch wird ausgeschlossen, dass die Schirmhülle versehentlich unter Strom gesetzt wird.

4.1.3 Bestimmung der Schirmdämpfung

Um eine Aussage über die Wirksamkeit einer Abschirmung treffen zu können, wird die Schirmdämpfung a angegeben. Dabei wird zwischen der Schirmdämpfung für das magnetische und das elektrische Feld unterschieden. [27]

Bei der in dieser Arbeit betrachteten Störung handelt es sich um niederfrequente, zeitlich veränderliche Magnetfelder. Diese induzieren in der Spule des Erdfeld-MRT ein elektrisches Feld bzw. eine elektrische Spannung. Die Gleichung für das Induktionsgesetz (Gleichung 4.1) stellt den Zusammenhang zwischen der induzierten Spannung U_{ind} , der elektrischen Feldstärke E und der magnetischen Induktion B dar.

Die magnetische Induktion ergibt sich dabei als das Produkt aus der materialabhängigen Permeabilitätszahl μ_r , der Permeabilität des leeren Raumes μ_0 und der magnetischen Feldstärke H :

$$B = \mu_r \cdot \mu_0 \cdot H \quad (4.11)$$

Damit lautet das Induktionsgesetz:

$$U_{ind} = \oint_C \mathbf{E} \, d\mathbf{l} = - \frac{d}{dt} \int_A (\mu_r \cdot \mu_0 \cdot \mathbf{H}) \cdot d\mathbf{A} \quad (4.12)$$

Daraus resultiert, dass die Dämpfung des induzierten elektrischen Feldes bzw. der induzierten elektrischen Spannung das Resultat der Dämpfung des magnetischen Feldes durch den elektrodynamischen Schirm ist. Die Wirksamkeit der Schirmhülle kann somit durch die Schirmdämpfung des elektrischen Feldes und der elektrischen Spannung angegeben werden.

- Schirmdämpfung des induzierten elektrischen Feldes: $a_e = 20 \cdot \log \frac{|E_0|}{|E_1|} \text{ [dB]} \quad (4.13)$

- Schirmdämpfung der induzierten elektrischen Spannung: $a_U = 20 \cdot \log \frac{|U_0|}{|U_1|} \text{ [dB]} \quad (4.14)$

4.1.3.1 Vorversuch zum Ermitteln der Schirmdämpfung von Aaronia-Shield®

Um eine erste Aussage über die Dämpfungseigenschaft von Aaronia-Shield® treffen zu können, werden zunächst Messungen mit dem Abschirmmaterial durchgeführt. Dafür wird das Messgerät Spectran® NF5020 der Firma Aaronia AG verwendet. Dieser Spektrum-Analyzer ermöglicht das Detektieren von magnetischen und elektrischen Feldern sowie Spannungen im niederfrequenten Bereich von ein Hz bis ein MHz.

Die Messung der induzierten Spannung erfolgt über eine Antenne, die aufgeschraubt wird. Ein interner Sensor misst die elektrische Feldstärke (siehe Abbildung 4-5).



Abbildung 4-5: Spectran® NF5020 von Aaronia AG

Da es sich einfacher realisieren lässt, die externe Antenne mit Aaronia-Shield® abzuschirmen, wird zunächst nur die induzierte Spannung gemessen. Die Abbildungen zeigen den Versuchsaufbau ohne und mit Abschirmung:



Abbildung 4-6: Messung der in der externen Antenne induzierten Spannung mit und ohne Aaronia-Shield®

Hierbei ist zu beachten, dass das Abschirmmaterial über das Erdungskabel mit der Erde verbunden werden muss, um die Funktionsfähigkeit der Abschirmung sicherzustellen. Folgende Einstellungen am Spektrum-Analyzer sind bei der Messung der elektrischen Spannung vorzunehmen:

Tabelle 4-2: Einstellung am Spectran® NF5020 zur Messung der Induktionsspannung

Bezeichnung der Parameter beim Spectran® NF5020	Eingestellte Werte für die durchgeführte Messung
Sensor	Analog
Center	50 Hz
Span	10 Hz
Dim	3D
RBW (Bandwidth)	3 Hz
SpTime (Sampletime)	70 ms

Es werden zehn Werte für die Messung ohne und mit Abschirmung aufgenommen, aus denen die Mittelwerte gebildet werden. Die Schirmdämpfung berechnet

sich gemäß Gleichung 4.14 aus den Mittelwerten. Die Ergebnisse sind in folgender Tabelle dargestellt:

Tabelle 4-3: Induzierte Spannung mit und ohne Aaronia-Shield® und die daraus resultierende Schirmdämpfung

Mess-Nr.	ohne Schirmung U_0 [mV]	mit Schirmung U_1 [mV]	resultierende Schirmdämpfung $a_U = 20 \cdot \log \frac{ U_0 }{ U_1 }$ [dB]
1.	45,46	4,06	$a_U = 20,25$ dB
2.	47,36	4,65	
3.	49,48	3,84	
4.	40,61	4,12	
5.	41,82	4,30	
6.	47,21	4,16	
7.	43,61	4,40	
8.	49,01	4,51	
9.	41,46	4,25	
10.	37,62	4,80	
Mittelwert	44,35	4,31	

Bei einer Schirmdämpfung von 20,25 dB wird die maximale Signalamplitude eines Störsignals bei der MR-Sequenz von 17 μ V (vgl. Abbildung 4-1) auf 1,65 μ V gedämpft. Diese würden im MR-Spektrum vom Grundrauschen, das durch die Bauteile des Erdfeld-MRT verursacht wird, überlagert werden und bei der Bildrekonstruktion keinen Einfluss haben.

In weiteren Messungen der induzierten Spannung sowie der elektrischen Feldstärke zeigten sich Schirmdämpfungen von bis zu 40 dB (siehe Anhang 3.1.). Die Schwankungen in der Schirmdämpfung sind dadurch bedingt, wie gut das Schirmmaterial als geschlossene Hülle um den jeweiligen Sensor realisiert wird.

4.1.3.2 Elektrodynamische Schirmdämpfung des konstruktiven Aufbaus

Für die Messung der Schirmdämpfung der konstruierten Schirmhülle wird ebenfalls der Spektrum-Analyzer Spectran® NF5020 genutzt. Dieser wird in der Schirmhülle so platziert, dass keine elektrisch leitende Verbindung zwischen dem Messgerät und der Schirmhülle besteht.

Nach Durchführung mehrerer Messungen zeigte sich keine Dämpfung der elektromagnetischen Störungen. Es konnte folglich keine Wirksamkeit des elektrodynamischen Schirms festgestellt werden. Auch Messungen mit dem Erdfeld-MRT zeigten die gleichen Störsignale mit unveränderten Signalamplituden (vgl. Abbildung 4-1).

4.1.3.3 Diskussion der Versuchsergebnisse

Da die Schirmdämpfung des Schirmmaterials Aaronia-Shield[®] nachgewiesen ist, muss die Ursache für die fehlende Schirmdämpfung in der Konstruktion der Schirmhülle liegen.

Eine mögliche Ursache kann sein, dass durch die Zuleitungen zum Erdfeld-MRT Störsignale eingestrahlt werden. Um dies auszuschließen, werden Ferritkerne an den Zuleitungen angebracht. Ferrite haben eine hohe Permeabilität, d.h. sie sind für äußere Magnetfelder gut durchlässig. Bei der Magnetisierung von Ferriten treten jedoch Verluste auf. Bei Gleichtaktströmen, die die Ursache von Störsignalen sind, wird ein magnetischer Fluss im Ferritmaterial hervorgerufen. Da die Magnetisierung verlustbehaftet ist, werden die Gleichtaktströme gedämpft. Nach Anbringen von Ferritringen an den Zuleitungen und erneuten Messungen mit dem Spektrum-Analyzer und über das „PulseAndCollect“-Makro des Erdfeld-MRT ist jedoch keine Verbesserung der Schirmdämpfung zu messen.

Die zweite Möglichkeit für die ausbleibende Schirmdämpfung kann durch Öffnungen und Schlitze in der Schirmhülle bedingt sein. Elektromagnetische Felder können durch diese in die Schirmhülle einkoppeln und innerhalb dieser Störsignale verursachen. Dabei gilt, dass die Öffnungen bei Abschirmkonstruktionen kleiner als $1/8$ der Wellenlänge der Störsignale sein sollten. Für die Berechnung der Wellenlänge wird wie in Kapitel 4.1.2 die höchste, hier relevante Störfrequenz von 2050 Hz genutzt. Die maximale Länge von Öffnungen in der Schirmkonstruktion beträgt damit 2285 m. Folglich sind Öffnungen als Ursache für die mangelnde Schirmdämpfung auszuschließen.

Eine weitere Ursache kann eine ungenügende Leitfähigkeit zwischen den Teilen der Schirmhülle sein. Die Leitfähigkeit muss bei einem elektrodynamischen Schirm besonders hoch sein, damit sich die Wirbelströme optimal ausbilden und damit ein

großes Rückwirkungsfeld erzeugen. Um die Leitfähigkeit zu überprüfen, wird mittels eines Multimeters der Widerstand an verschiedenen Punkten der Schirmhülle gemessen. Der größte Widerstand mit $3,9 \Omega$ wurde zwischen dem Ende des Gehäuses und der aufgeschraubten Frontplatte gemessen. Der Widerstand beim Abschirmmaterial selbst beträgt $3,7 \Omega$ auf einer Länge von 42 cm, die der Gesamtlänge der angefertigten Schirmhülle entspricht. Die Leitfähigkeit des Abschirmmaterials hat sich in der Gesamtkonstruktion nur geringfügig verschlechtert. Daher kann die fehlende Schirmdämpfung nicht durch die Verschlechterung der Leitfähigkeit bedingt sein.

Aufgrund der Ergebnisse des Vorversuches und der vorherigen Betrachtungen, gibt es keinen ersichtlichen Grund für die nicht signifikante Dämpfung der konstruierten Schirmhülle. Daher ist eine Abänderung der aktuellen Abschirmung zwingend notwendig und wird in Kapitel 5.1 näher betrachtet.

4.2 Maßnahmen zur Reduktion der physikalischen Einflüsse durch den Fahrstuhl

Bei dem Fahrstuhl, der sich in der Nähe des Erdfeld-MRT befindet und dieses beeinflusst, handelt es sich um einen Seilaufzug (siehe Abbildung 4-7):

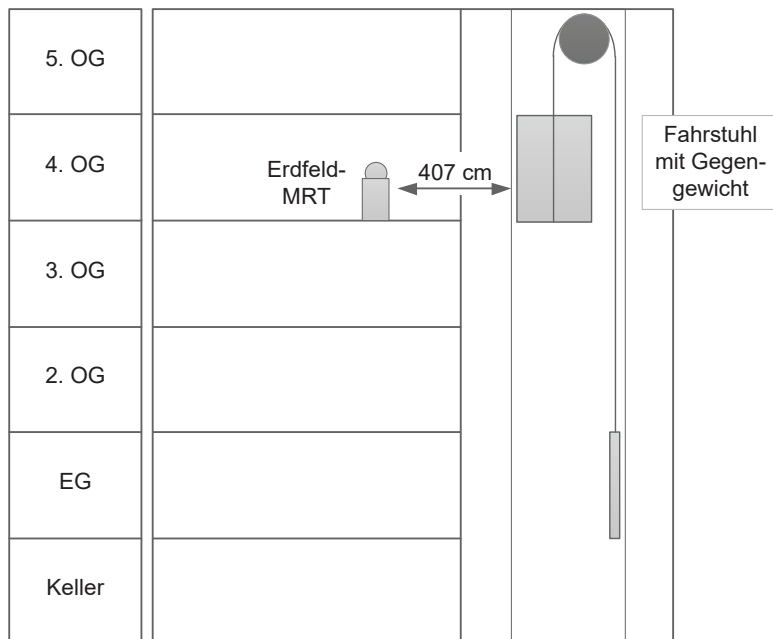


Abbildung 4-7: Entfernung des Erdfeld-MRT zum Fahrstuhl

Bei dieser Aufzugsart wird die Aufzugskabine über Stahlseile mit einem entsprechenden Gegengewicht verbunden. Die Aufzugskabine und das Gegengewicht führen stets gegenläufige Bewegungen aus: bewegt sich die Kabine aufwärts, bewegt sich das Gegengewicht nach unten und umgekehrt. Da die Fahrstuhlkabine und die Gegengewichte aus ferromagnetischen Materialien bestehen, z.B. eisenhaltigen Legierungen, wird das umliegende Erdmagnetfeld stark beeinflusst. Wenn ferromagnetische Metalle in ein äußeres Magnetfeld eingebracht werden, werden die Magnetfeldlinien in das Innere des Metalls hineingezogen. Die elementaren magnetischen Dipolmomente im Metall richten sich entlang des externen Magnetfeldes aus und verstärken dieses. Dieser Effekt ist bereits bei kleinen Feldstärken, wie dem des Erdmagnetfeldes, zu beobachten. Durch das Verzerren der Feldlinien wird das Magnetfeld um das Erdfeld-MRT inhomogener. Des Weiteren verändert sich die Magnetfeldstärke in Abhängigkeit vom Standort des Fahrstuhls, da ferromagnetische Stoffe das äußere Magnetfeld verstärken. [4; 23]

Über das Makro „PulseandCollect“ kann für jedes Stockwerk die Resonanzfrequenz aufgenommen werden. Da ein direkter Zusammenhang zwischen der Resonanzfrequenz und dem angelegten äußeren Magnetfeld besteht, kann mittels Gleichung 3.2 die Magnetfeldstärke berechnet werden. Das gyromagnetische Verhältnis geht dabei mit $\gamma_H = 42,58 \text{ MHz/T}^{11}$ ein, da das Resonanzsignal von einer Wasserprobe erzeugt wird.

Tabelle 4-4: Resonanzfrequenzen und die berechnete Magnetfeldstärke in Abhängigkeit vom Standort des Fahrstuhls

Standort des Fahrstuhls	gemessene Resonanzfrequenz einer Wasserprobe [Hz]	berechnete Magnetfeldstärke [μT]
Keller	2023,25	47,52
Erdgeschoss	2016,20	47,35
2. Obergeschoss	2019,30	47,42
3. Obergeschoss	2010,85	47,23
4. Obergeschoss	1998,37	46,93
5. Obergeschoss	2016,95	47,37

¹¹ Oppelt: Imaging Systems for medical Diagnostics

4.2.1 Auswirkungen auf das rekonstruierte Bild

Die beiden Hauptartefakte, die durch den Fahrstuhl hervorgerufen werden, sind in Abbildung 4-8 deutlich zu erkennen: die Verzerrung des Magnetfeldes sowie Veränderungen in der Magnetfeldstärke.

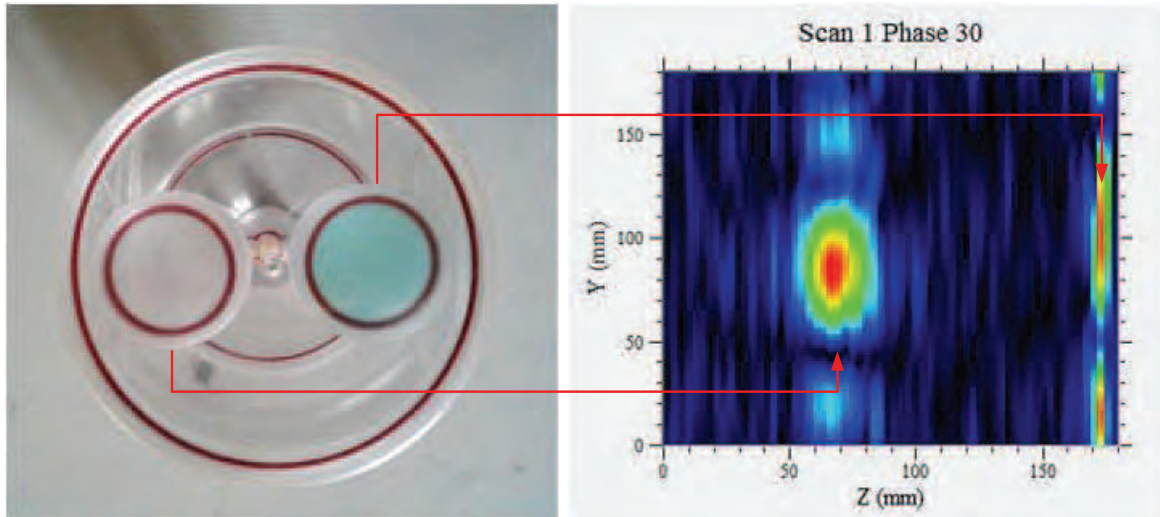


Abbildung 4-8: Probe mit zwei Wasserröhrchen (rechts) und das nach einer Gradienten-Echo-Sequenz rekonstruierte Bild dieser Probe (links)

Das rechte Wasserröhrchen, das dem Fahrstuhl näher ist und sich aufgrund der Verzerrung in einem inhomogeneren Magnetfeld befindet, wird stark gestreckt dargestellt. Das zweite Wasserröhrchen wird dagegen sehr deutlich abgebildet. Die nicht konstante Magnetfeldstärke aufgrund der Fahrstuhlbewegungen zeigen sich zum einen in der Verschiebung des rekonstruierten Bildes nach rechts und zum anderen in Artefakten um die Röhrchen-Bilder herum.

Um den Einfluss des Aufzuges und somit die Fehler bei der Bildrekonstruktion zu kompensieren, werden in dieser Arbeit zwei verschiedene Ansätze aufgezeigt. Der erste beschreibt die Möglichkeit, die Software „Prospa“ so zu verändern, dass die Referenzfrequenz bei der Bildrekonstruktion in Abhängigkeit von der aktuellen Magnetfeldstärke gestaltet wird. Die zweite Möglichkeit ist der Ausgleich des Fahrstuhls mittels Permanentmagneten, um die Magnetfeldstärke um das Erdfeld-MRT konstant zu halten.

Zunächst wird jedoch beschrieben, wie ein Gradienten-Echo bei dem Terranova-MRI abläuft.

4.2.2 Erzeugung eines 2D-Gradienten-Echos beim Erdfeld-MRT

Die Eingabemaske beim Gradienten-Echo ermöglicht es, verschiedene Parameter, die für Aufnahme eines Gradienten-Echos und die spätere Bildrekonstruktion von Bedeutung sind, einzustellen (siehe Abbildung 4-9):

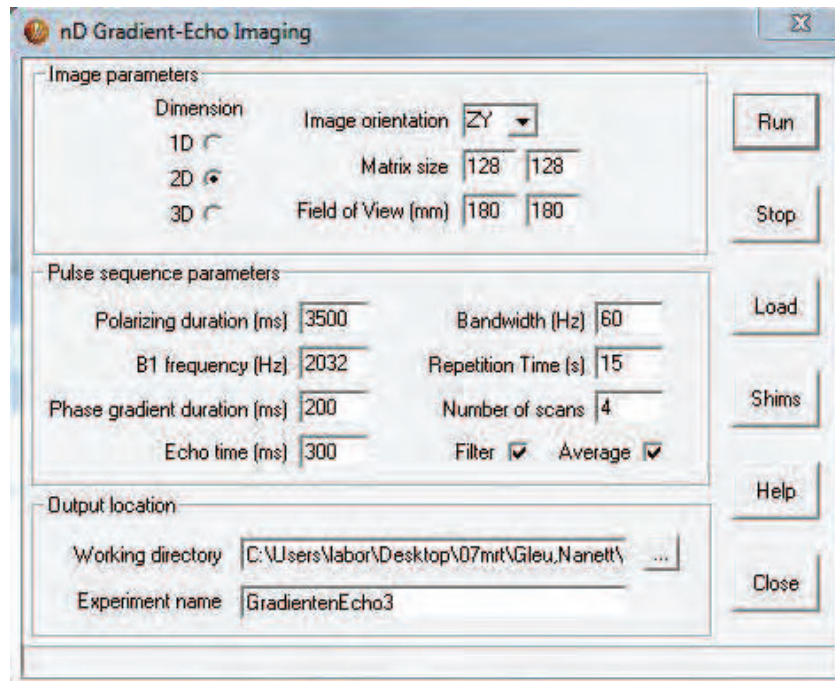


Abbildung 4-9: Eingabemaske des Gradienten-Echo bei „Prospa“

Gesteuert wird das Gradienten-Echo durch das in der Software hinterlegte Makro „gradEcholmaging.mac“. Die eingegebenen Parameter (GUI¹²-Parameter) sowie die daraus berechneten Werte werden in einer Matrix gespeichert, die bei Bedarf ausgelesen wird. Bevor die Aufnahme eines 2D-Gradienten-Echos beginnt, werden von dem Makro die Einstellungen für den Phasen- und Frequenzkodiergradienten festgelegt. Dafür werden aus der Größe von FOV (Field of View) und Matrix der Betrag und die Amplitude für die Frequenzkodierung, für die Phasenkodierung lediglich der Betrag berechnet.

Danach beginnt die Gradienten-Echo-Sequenz: Wie im medizinischen MRT werden mehrere Phasenkodierungen mit unterschiedlichen Gradientenstärken durch-

¹² Graphical User Interface: ermöglicht die Interaktion des Benutzers mit dem Computer bzw. der installierten Software

geführt. Die gewünschte Auflösung in Phasenrichtung (Matrix-Größe in y-Richtung) bestimmt die Anzahl der Phasenkodierungen. Nachdem die Stärke des Phasengradienten berechnet wird, fließen den Gradientenstärken entsprechende Ströme durch die Gradientenspulen. Im Gegensatz zum medizinischen MRT, wird der Phasenkodiergradient hier nicht an- und ausgeschaltet, um eine Phasenverschiebung zu erreichen. Sowohl Phasen- als auch Frequenzkodiergradient sind beim Empfangen des Resonanzsignals eingeschaltet. Je nach GUI-Eingabe (Number of Scans) wird pro Gradientenstärke in Phasenrichtung das Signal mehrmals detektiert. Durch Kumulieren der Einzelsignale wird das Signal-zu-Rausch-Verhältnis verbessert. Danach wird das Signal im Frequenzbereich für die spätere Bildrekonstruktion in x-Richtung verschoben. Das ist der Punkt in der Software, der die Kompensation des Fahrstuhleinflusses ermöglicht, und wird im nächsten Abschnitt näher erläutert.

Das resultierende Signal wird dann 2D-Fourier-transformiert. Die Software gibt nach jeder Signaldetektion das Resonanzsignal im Zeitbereich, das zugehörige Frequenzspektrum sowie den k-Raum und das rekonstruierte Bild aus.

4.2.3 Möglichkeit der Softwareanpassung zur Kompensation der Veränderungen in der Magnetfeldstärke

Die Quadraturmodulation, wie in Kapitel 3.1.5 beschrieben, findet beim Erdfeld-MRT nicht statt. Jedoch wird während eines Gradienten-Echos mit dem Terranova-MRI das aufgenommene Signal an das Makro „tnNMR:decimation“ übergeben. Die im Resonanzsignal vorhandenen Frequenzen werden dabei mit der Frequenz des RF-Pulses heruntergemischt. Dabei werden die Resonanzfrequenzen, die sich um einige Hertz von der Anregungsfrequenz unterscheiden, um 0 Hz herum geschoben. Dadurch werden bei der Bildrekonstruktion nur die Frequenzen betrachtet, die auch im FOV in x-Richtung liegen.

Der Quellcode des Makros sieht wie folgt aus:


```

#####
# Decimate the acquired data set so that it includes only the
# frequencies in the read dimension FOV
#####
procedure(decimation,row,f,guipar)
assignlist(guipar)
# Calculated some parameters
freqRange = Nread/acqTime
left = b1freq - freqRange/2
(2a) sleft = findindex(f,left)
# Decimate the row data
(1) rowft = ft(row)
(2b) sright = sleft + Nread-1
(3) subrowft = submatrix(rowft,sleft,sright)
subrow = ift(subrowft)
(4) endproc(subrow)

```

Abbildung 4-10: Die Prozedur „decimation“ aus dem Makro „tnNMR“

Zunächst wird das empfangene Zeitsignal Fourier-transformiert (1), sodass im Frequenzbereich weitergearbeitet wird. Nach der Berechnung der Grenzen des Frequenzbereiches (2a und 2b) wird das Frequenzspektrum des Resonanzsignals in diese hineingeschoben. Dabei wird die Anregfrequenz (B1 frequency) zu 0 Hz. Zuletzt wird eine inverse Fourier-Transformation der erzeugten Frequenz-Matrix durchgeführt (2), um ein Zeitsignal an das Makro „gradEcholmaging“ zurückzugeben. In der 2D-Fourier-Transformation, die im Makro „fft_local.mac“ durchgeführt wird, wird das Frequenz-modulierte Signal verarbeitet und daraus das Bild rekonstruiert.

Die Grenzen des Frequenzbereiches werden durch die Frequenz des anregenden Pulses bestimmt. Die Anregfrequenz wird vor Durchführung des Gradienten-Echos in der Eingabemaske (B1 frequency in Abbildung 4-9) festgelegt. Diese ist somit konstant und nicht an die aktuelle Magnetfeldstärke angepasst. Dies führt zu Fehlern beim Heruntermischen und folglich auch bei der späteren 2D-Fourier-Transformation des modulierten Signals, da von der Frequenz nicht mehr auf den Ort geschlossen werden kann.

Ein Rechenbeispiel soll die Problematik für zwei verschiedene Fahrstuhlstandorte verdeutlichen. Zur Vereinfachung werden die Resonanzfrequenzen direkt mit der Frequenz des Anregepulses heruntermischt.

Als Abbildungsobjekt dienen die beiden Wasserröhrchen. In der Gradienten-Echo-Sequenz wird ein Frequenzgradient angelegt, wenn das Signal empfangen wird (siehe Abbildung 4-11).

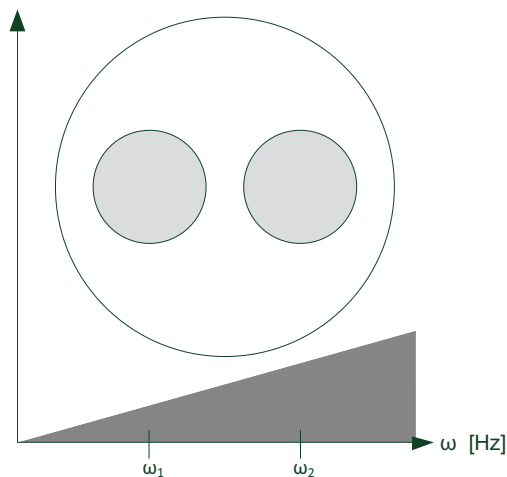


Abbildung 4-11: Frequenzkodierung mittels Gradienten einer Probe mit zwei Wasserröhrchen

Der Frequenzgradient hat eine vorgegebene Feldstärke, die durch die FOV- und Matrix-Parameter bestimmt wird. Dieser überlagert das vorhandene Magnetfeld und verändert linear dessen Feldstärke. Die Protonen in der Wasserprobe erfahren in Abhängigkeit vom Ort unterschiedliche Magnetfeldstärken und haben somit unterschiedliche Resonanzfrequenzen. Durch die Fahrstuhlbewegung ändert sich jedoch die Grundmagnetfeldstärke, wodurch sich auch die Resonanzfrequenzen verändern. Für dieses Beispiel wird ein Frequenzgradient angelegt, sodass das linke Wasserröhrchen eine 0,23 μT geringere Magnetfeldstärke erfährt als das rechte Wasserröhrchen. Die Differenz zwischen den Resonanzfrequenzen der beiden Wasserröhrchen beträgt somit 10 Hz. Die folgende Tabelle stellt die Resonanzfrequenzen in Abhängigkeit vom Fahrstuhlstandort (Keller bzw. 4. Obergeschoss) bei angelegtem Frequenzgradienten dar:

Tabelle 4-5: Resonanzfrequenzen nach der Frequenzkodierung

	Resonanzfrequenz [Hz]	
	linkes Wasserröhrchen	rechtes Wasserröhrchen
Keller	2018,25	2028,25
4. OG	1993,37	2003,37

Ähnlich der Korrelation im Makro „tnNMR:decimation“ werden die Resonanzfrequenzen mit der Anregfrequenz (B1 frequency = 2032 Hz) korreliert. Das Ergebnis lautet dann:

Tabelle 4-6: Resonanzfrequenzen nach der Verschiebung der Frequenzspektren

	Resonanzfrequenz [Hz]	
	linkes Wasserröhrchen	rechtes Wasserröhrchen
Keller	-13,75	-3,75
4. OG	-38,63	-28,63

Durch die Korrelation der Resonanzfrequenzen mit einer Frequenz, die nicht der aktuellen Magnetfeldstärke entspricht, verschieben sich die Frequenzspektren (siehe Abbildung 4-12).

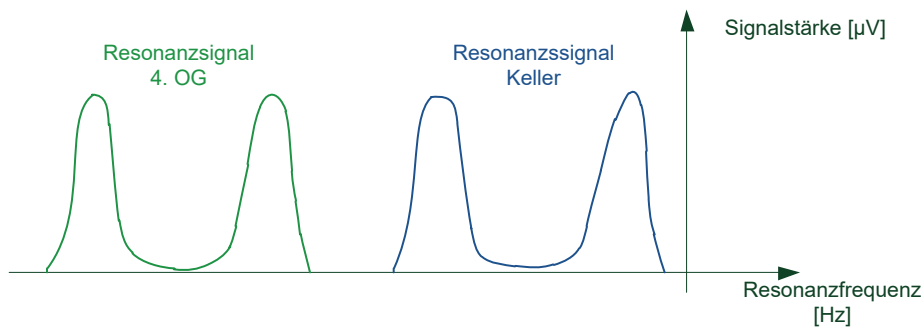


Abbildung 4-12: Frequenzspektren der Resonanzsignale für Keller und 4. Obergeschoss nach der Verschiebung der Spektren

Dies führt zu Fehlern bei der Bildrekonstruktion. Daher muss die Referenzfrequenz (B1 frequency) als variable Größe gestaltet werden. Die Messung der aktuellen Referenzfrequenz kann über zwei Wege realisiert werden:

- (1) direkt mit dem Erdfeld-MRT
- (2) indirekt über eine zweite Spule.

Die erste Variante ist das Erdfeld-MRT selbst zu nutzen. Das Makro „PulseAndCollect“ ermöglicht es, die Resonanzfrequenz einer Wasserprobe bei der aktuellen Magnetfeldstärke aufzufinden. Dies muss vor jedem Phasenkodierschritt und ohne Frequenzgradienten geschehen. Das Erdfeld-MRT hat jedoch Schwierigkeiten, die Resonanzfrequenz einer Probe mit zwei Wasserröhrchen aufzufinden. Ein weiteres

Problem besteht darin, dass die Makros „PulseAndCollect“ und „gradEcholmaging“ teilweise dieselben Makros und Prozeduren (z.B. `tnNMR:get_data` zum Empfangen des Resonanzsignals) aufrufen und die vom Nutzer eingegeben Parameter in den gleichen Matrizen abspeichern.

Die zweite Möglichkeit ist, eine Referenzspule in der Nähe des Erdfeld-MRT aufzustellen, die die aktuelle Magnetfeldstärke misst und eine daraus berechnete Resonanzfrequenz an das Softwareprogramm „Prospa“ gibt. Jedoch muss hierbei gewährleistet werden können, dass die Referenzspule die gleiche Magnetfeldstärke erfährt wie das Erdfeld-MRT. Weiterhin muss das Messergebnis der Referenzspule an „Prospa“ übergeben werden. Dafür ist ein sehr hoher Programmieraufwand nötig, da die Software alle Werte entweder durch Eingabe des Anwenders vor einer MR-Sequenz oder durch die Messung des Erdfeld-MRT erhält. Außerdem wäre zu überprüfen, wie stark die Referenzspule das Erdfeld-MRT beeinflusst und dadurch neue Störungen verursacht.

4.2.4 Einsatz von Permanentmagneten zur Angleichung der Magnetfeldstärke

Wie zuvor beschrieben ändern die ferromagnetischen Stoffe des Fahrstuhls und seines Gegengewichts die Stärke des Erdmagnetfeldes. Diese Veränderungen in der Magnetfeldstärke können durch Permanentmagneten kompensiert werden.

Permanentmagneten haben ein eigenes dauerhaftes Magnetfeld. Dieses überlagert das Erdmagnetfeld und verändert dessen Feldstärke. Ziel ist es, ein Magnetfeld mit konstanter Stärke zu erzeugen. Dadurch muss die Frequenz, die bei der Verschiebung des Frequenzspektrums wie zuvor beschrieben genutzt wird, nicht veränderlich sein.

4.2.4.1 Versuchsdurchführung

Es werden sechs Permanentmagneten auf einem beweglichen Versuchsstand platziert, um je nach Standort des Fahrstuhls die Magneten zum Erdfeld-MRT hin- bzw. wegzubewegen. Die Magnetanordnung befindet sich auf einer Höhe von 53 cm, um die Verzerrung der Magnetfeldlinien so gering wie möglich zu halten.

Die Magnetfeldstärke der sechs Magneten beträgt $1,37 \text{ mT}^{13}$. Die Messung der Magnetfeldstärke kann mit den vorhandenen Messgeräten nicht direkt erfolgen, da sich die Änderung der Feldstärke in diesem Versuch im Bereich von wenigen 100 nT befindet. Da aber ein direkter Zusammenhang zwischen der Magnetfeldstärke und der Resonanzfrequenz besteht (Gleichung 3.2), können die Messungen mit dem Erdfeld-MRT über das Makro „PulseAndCollect“ durchgeführt werden. Die Magnetanordnung wird so platziert, dass sie sich zwischen dem Erdfeld-MRT und dem Fahrstuhl befindet (siehe Abbildung 4-13).



Abbildung 4-13: Versuchsaufbau zur Angleichung der Magnetfeldstärke

Ziel dieses Versuches ist es, die Entfernung x zwischen Erdfeld-MRT und Magnetanordnung so einzustellen, dass die Resonanzfrequenz konstant bei ca. $\omega = 2032 \text{ Hz}$ liegt. Das entspricht einer Magnetfeldstärke von $B_0 = 47,72 \mu\text{T}$. Es wird diese Resonanzfrequenz gewählt, da auch die Frequenz des Anregepulses 2032 Hz (variabler Parameter, einstellbar über das GUI) beträgt. Diese Frequenz wurde in einem Studienprojekt von den Masterstudenten A. Amiri, A. Kaya und A. Wiegner als optimal für den derzeitigen Standort des Erdfeld-MRT an der HAW Hamburg ermittelt.

¹³ Gemessen 13 cm über dem Mittelpunkt der Magnetanordnung mit einem Teslameter von Phywe Systeme GmbH & Co. KG

4.2.4.2 Versuchsergebnisse

Die Magnetanordnung wird in einer bestimmten Entfernung vom Erdfeld-MRT aufgestellt und mittels dem „PulseAndCollect“-Makro werden vier Messungen durchgeführt. Entspricht die Resonanzfrequenz nicht der Vorgabe, so wird die Magnetanordnung neu platziert und weitere Messungen durchgeführt. Bei diesem Versuch ist zu gewährleisten, dass der Fahrstuhl während der Messung nicht in Bewegung ist. Als Probe dient eine 500 ml Flasche mit reinem Wasser.

Tabelle 4-7 zeigt die gefundene Entfernung sowie die Mittelwerte der vier Messungen für die Resonanzfrequenz und die Signalstärken für jedes Stockwerk:

Tabelle 4-7: Entfernung der Magnetanordnung zum Erdfeld-MRT, die gemessene Resonanzfrequenz und Signalstärke in Abhängigkeit vom Fahrstuhlstandort

Standort des Fahrstuhls	Entfernung Erdfeld-MRT ↔ Magnetanordnung x [cm]	Resonanzfrequenz der Wasserprobe [Hz]	Signalstärke [µV]
Keller	152	2032,7	38,1
Erdgeschoss	115	2032,15	22,725
2. Obergeschoss	130	2032,75	30,625
3. Obergeschoss	100	2032	18,825
4. Obergeschoss	64	2028,28	8,675
5. Obergeschoss	124	2033,43	25,86

Die Permanentmagneten verstärken zwar die Feldstärke des Erdmagnetfeldes, jedoch verzerren sie dieses gleichzeitig. Dadurch wird das Hauptmagnetfeld inhomogener und die Spins dephasieren schneller. Dadurch ist die Signalstärke der Gesamtmagnetisierung sehr gering. Anhand der obigen Tabelle ist auch zu erkennen, dass die Signalstärke abnimmt, je näher sich die Magnetanordnung am Erdfeld-MRT befindet.

Die Abweichung der Resonanzfrequenz von der vorgegeben Frequenz mit 2032 Hz ist durch die starke Überlagerung des Erdmagnetfeldes durch die Magneten bedingt. Die Entfernung der Magnetanordnung zum Erdfeld-MRT im 4. Obergeschoss ist so gering, dass das Erdmagnetfeld äußerst inhomogen ist. Die Spins dephasieren sehr schnell, wodurch die Quermagnetisierung schnell abfällt. Da das

Resonanzsignal daher sehr kurz ist, verbreitert sich Frequenzspektrum (siehe Anhang 3.3.). Dadurch ist es nicht möglich, die exakte Resonanzfrequenz abzulesen.

4.2.4.3 Diskussion

Um den zuvor beschriebenen Aufbau bei einem Gradienten-Echo nutzen und so die Auflösung verbessern zu können, sind noch zwei Bedingungen in weiteren Versuchsaufbauten herzustellen:

- (1) Homogenisierung des Hauptmagnetfeldes
- (2) Automatisches Einstellen der Entfernung der Permanentmagneten zum Erdfeld-MRT.

Herstellen eines möglichst homogenen Hauptmagnetfeldes

Das Erdmagnetfeld wird durch die Magnetfelder der Permanentmagneten überlagert und dadurch sowohl in seiner Feldstärke als auch Homogenität verändert. Dadurch sind die Amplituden der Resonanzsignale sehr klein. Die Verzerrung der Feldlinien des Erdmagnetfeldes äußert sich zudem auch bei der Erzeugung eines Schnittbildes mittels der Gradienten-Echo-Sequenz.

Einen Lösungsansatz ermöglicht das Erdfeld-MRT selbst: die Shimring-Spulen. Das Shimring wird dazu genutzt, das Hauptmagnetfeld durch Spulen, die sich in x-, y- und z-Richtung befinden, homogener zu machen. Über das Makro „AutoShim“ generiert die Spule verschiedene Ströme in den Spulen, wodurch zusätzliche Magnetfelder erzeugt werden, die das Hauptmagnetfeld überlagern. Die Kombination der drei Raumebenen ermöglicht es, Verzerrungen durch Ferromagnetika auszugleichen. Das Erdfeld-MRT behält die Shimring-Werte bei, wenn das Zeitsignal sehr lang und damit das Magnetfeld sehr homogen ist.

Die folgenden Abbildungen zeigen die Resonanzsignale vor und nach dem Shimring, wenn der Fahrstuhl sich im 2. Obergeschoss befindet:

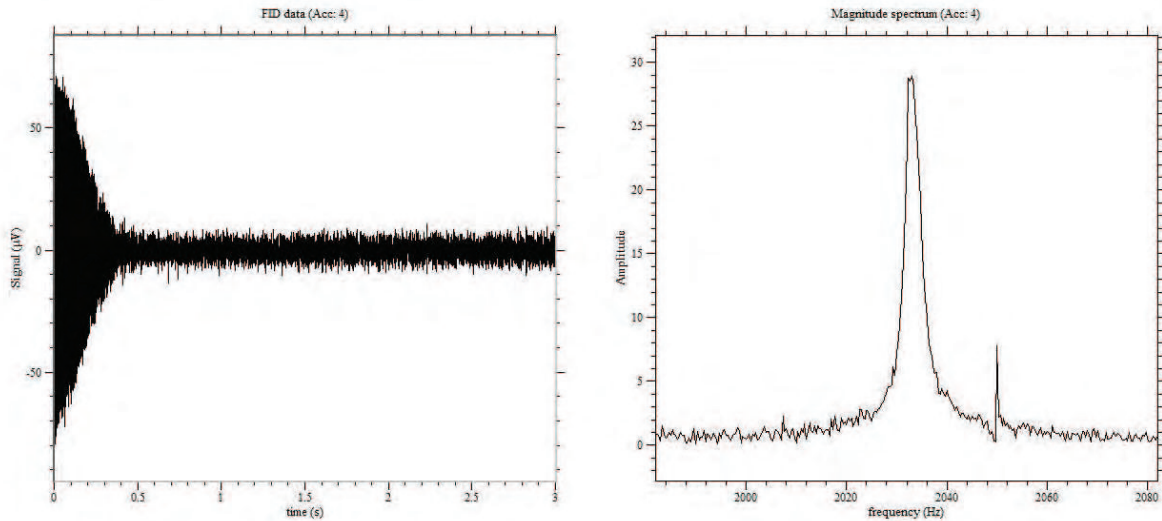


Abbildung 4-14: Resonanzsignal einer 500 ml-Wasserprobe mit Magnetanordnung; Fahrstuhl-Standort: 2. OG; eingestellte Shimming-Werte: $x = -0,78$, $y = -0,98$, $z = 8,86$

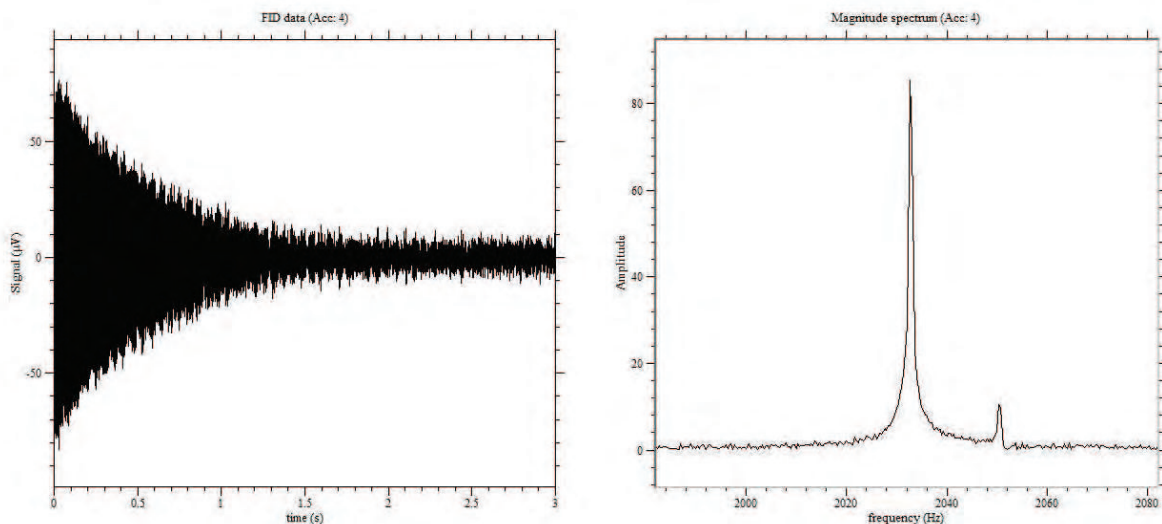


Abbildung 4-15: Resonanzsignal einer 500 ml-Wasserprobe mit Magnetanordnung; Fahrstuhl-Standort: 2. OG; eingestellte Shimming-Werte: $x = 0,56$, $y = -2,62$, $z = 9,19$

Anhand des langen Zeitsignals in Abbildung 4-15 ist zu erkennen, dass die Homogenität des Hauptmagnetfeldes durch neues Shimming deutlich verbessert wird. Durch die neu gefundenen Shimming-Werte sind die Spins länger in Phase und erzeugen so ein größeres Resonanzsignal.

Jedoch sind die Shimming-Werte nur für das 2. Obergeschoss anwendbar. Wenn der Fahrstuhl in einem anderen Stockwerk steht, führen die neuen Shimming-Werte nicht zu einer Verbesserung des Resonanzsignals. Die ferromagnetischen Materialien des Fahrstuhls und seines Gegengewichts sowie die Permanentmag-

neten rufen für jedes Stockwerk unterschiedliche Verzerrungen des Erdmagnetfeldes hervor. Verändern sich die äußeren Einflüsse, sind auch die Shimming-Werte anzupassen. Ein weiterer Nachteil ist, dass die Shimming-Werte während des Gradienten-Echos nicht angepasst werden können.

Eine andere Möglichkeit, die Homogenität des Hauptmagnetfeldes, ist die andere Platzierung der Permanentmagneten. Es wäre z.B. möglich, die Permanentmagneten auf zwei Seiten des Erdfeld-MRT oder auch gleichmäßig um dieses herum zu verteilen. Dadurch können sich die Verzerrungen, die durch die einzelnen Magneten verursacht werden, gegenseitig aufheben.

Automatisches Einstellen der Entfernung der Permanentmagneten zum Erdfeld-MRT

Die Magnetanordnung muss so gestaltet werden, dass die Entfernung zum Erdfeld-MRT automatisch bei Fahrstuhlbewegung verändert wird. Dafür muss die Anordnung auf einem beweglichen Versuchsaufbau platziert werden, der von einem Mikrocontroller gesteuert wird. Im Mikrocontroller sind die Entfernungen für jedes Stockwerk gespeichert. Ein Sensor am Fahrstuhl sendet dann per Funk den aktuellen Standort des Fahrstuhls an den Mikrocontroller. Bei Veränderung des Fahrstuhlstandortes stellt sich die Entfernung der Magnetanordnung zum Erdfeld-MRT selbstständig ein.

5 Diskussion der Versuchsergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der konstruktiven Abschirmung sowie der Kompensation des Fahrstuhleinflusses kurz zusammengefasst und beurteilt.

5.1 Beurteilung des konstruktiven Aufbaus zur Abschirmung

Wie die Versuchsergebnisse in Kapitel 4.1.3.2 zeigen, konnte keine Dämpfung durch den konstruierten, elektrodynamischen Schirm erzielt werden. Die Parameter des Abschirmmaterials und die Messung der Schirmdämpfung bestätigen, dass das verwendete Material für die Abschirmung von niederfrequenten, elektromagnetischen Feldern geeignet ist. Aufgrund dieser positiven Ergebnisse ist eine Weiterentwicklung der vorhandenen Konstruktion sinnvoll. Dabei können folgende Änderungen an der aktuellen Schirmhülle vorgenommen werden.

Zum einen können die Teile des Abschirmmaterials mit elektrisch leitfähigem Klebstoff verbunden werden. Diese Klebstoffe sind in der Regel 2-Komponentenkleber auf Epoxidbasis, die Silberpartikel für die elektrische Leitfähigkeit enthalten. Weiterhin wäre es möglich, die Teile des Abschirmmaterials in einem breiteren Bereich überlappen zu lassen. Dadurch wird die Kontaktierung zwischen den Einzelteilen erhöht. Die Verwendung von zwei oder mehr Schichten des Abschirmmaterials könnte ebenfalls die gewünschte Schirmdämpfung erhöhen.

Eine weitere Maßnahme, um eine Abschirmung gegen niederfrequente Magnetfelder zu erreichen, ist die Abänderung des Schirmmaterials. Durch ein höher permeables (para- und ferromagnetisches) Material wird die Abschirmung von Magnetfeldern erhöht. Da diese Stoffe, wie zuvor beschrieben das Erdmagnetfeld stark beeinflussen, wurde in dieser Arbeit ein diamagnetisches Material für die Abschirmung gewählt. Möglicherweise ist eine Abschirmung jedoch nur durch hochpermeable Materialien möglich.

In weiteren Testreihen sind die verschiedenen Varianten für eine überarbeitete Schirmkonstruktion hinsichtlich ihrer Dämpfungseigenschaften zu überprüfen.

5.2 Bewertung der Maßnahmen zur Reduktion der Einflüsse des Fahrstuhls

Beide Maßnahmen, wie in den Kapiteln dargestellt, haben ihre Vor- und Nachteile bei der Kompensierung des Einflusses des Fahrstuhls. Der Einsatz der Permanentmagneten lässt sich sehr schnell und einfach realisieren, allerdings gibt es eine erhebliche Nebenwirkung. Das Erdmagnetfeld wird durch die Permanentmagneten stark verzerrt. D.h. das Erdmagnetfeld, dessen Homogenität durch den Fahrstuhl und sein Gegengewicht bereits verringert wird, wird zusätzlich inhomogener. Dies macht sich folglich bei der Aufnahme von Gradienten-Echos bemerkbar und verschlechtert die erzeugten Schnittbilder.

Daher ist die Optimierung der Software der Variante mit Permanentmagneten vorzuziehen. Es ist zwar notwendig, die Software für das Gradienten-Echo vollständig zu überarbeiten, jedoch treten keine neuen Probleme auf. Außerdem bietet diese Variante die Möglichkeit, leichter auf Veränderungen in der Magnetfeldstärke zu reagieren. Aufgrund der Software-Optimierung kann die Resonanzfrequenz, mit der bei der Bildrekonstruktion gearbeitet wird, variabel an die aktuelle Magnetfeldstärke angepasst werden. Bei Änderungen der Feldstärke, z.B. durch weitere ferromagnetische Materialien, wird dies sofort bei der Bildrekonstruktion berücksichtigt.

6 Weitere Möglichkeiten zur Auflösungsverbesserung

Das folgende Kapitel gibt einen Ausblick auf zwei weitere Möglichkeiten, die die Auflösung beim Erdfeld-MRT verbessern können:

- (1) Verwendung einer externen Kühlung
- (2) Erzeugung eines homogenen äußeren Magnetfeldes.

Auflösungsverbesserung durch ein Kühlsystem

Die Auswirkungen erhöhter Temperaturen des Spulenmaterials wurden bereits in Kapitel 4.1.2 erläutert.

Die Resonanzsignale sind in ihren Signalstärken sehr gering. Daher ist es umso wichtiger, dass der Widerstand des Spulenmaterials so gering wie möglich ist. Ein externes Kühlsystem, wie es auch bei klinischen MRT genutzt wird, ermöglicht es, die Temperatur um das Erdfeld-MRT und somit auch den Widerstand auf einem konstanten Niveau zu halten.

Bei klinischen MRT werden Helium-Kühlungen eingesetzt. In den supraleitenden¹⁴ Magneten fließen sehr große Ströme, um das Hauptmagnetfeld zu erzeugen. Das Helium verhindert, dass die Magneten überhitzen und so zerstört werden. Eine luftdichte Ummantelung um die Magneten enthält das flüssige Helium, mit dem Temperaturen von bis zu -272°C erreicht werden können. Damit dieses nicht verdampft, muss es dauerhaft gekühlt und somit verflüssigt werden. Das macht es für die Kühlung beim Erdfeld-MRT nicht anwendbar.

Eine ähnliche Kühlung kann aber z.B. mit Wasser oder Öl erzielt werden. Diese nehmen die Wärmeenergie auf und leitet sie vom Erdfeld-MRT ab. Da die Resonanzsignale von kalten Spulen besser empfangen werden, verbessert sich auch die Auflösung. Auch kleinste Signalstärken, wie sie bei der Phasenkodierung auftreten, werden detektiert und tragen zur Erzeugung eines Schnittbildes bei.

¹⁴ Der elektrische Widerstand bei Supraleitern fällt unterhalb einer bestimmten Temperatur, der sog. Sprungtemperatur, auf null ab.

Erzeugung eines homogenen Hauptmagnetfeldes beim Erdfeld-MRT

Das Terranova-MRI nutzt für die Ausrichtung der Spins das umgebende Erdmagnetfeld. Da dieses nur eine geringe Feldstärke hat, äußern sich Änderungen in der Feldstärke und Homogenität sofort in Artefakten der erzeugten Schnittbilder.

Um diese zu vermeiden, ist es möglich, das Erdfeld-MRT in einem gegen elektrische und magnetische Felder abgeschirmten Raum zu platzieren und ein homogenes, künstliches Erdmagnetfeld, z.B. mit Helmholtzspulen, zu erzeugen.

Eine Helmholtzspule besteht aus zwei kurzen, baugleichen Spulen mit einem großen Radius r . Die Spulen werden im Abstand r auf einer Achse platziert und werden vom gleichen Strom durchflossen. Zwischen den Spulen entsteht aufgrund der Überlagerung der inhomogenen Magnetfelder, die durch jede Spule erzeugt werden, ein weitgehend homogenes Feld.

Bei entsprechend gewähltem Abstand der Spulen, kann das Erdfeld-MRT zwischen diesen platziert werden und das künstliche Magnetfeld für die Magnetisierung nutzen. Durch die Abschirmung des Raumes würde gewährleistet werden, dass das erzeugte Magnetfeld in seiner Homogenität nicht verändert wird.

Literaturverzeichnis

- [1] **Amiri, Ashkan; Kaya, Alican; Wiegner, Armin (2009).** *A Report on the Installation of an Earth's Field Magnetic Resonance Imaging System (Terranova-MRI): Scientific Project SS-2009.* Studienarbeit, HAW Hamburg
- [2] **Bundesamt für Sicherheit in der Informationstechnik (2007).** *Elektromagnetische Schirmung von Gebäuden: Theoretische Grundlagen* [online]. Verfügbar unter: https://www.bsi.bund.de/SharedDocs/Downloads/DE/BSI/Publikationen/TechnischeRichtlinien/TR03209/BSI-TR-03209-1_pdf.pdf?__blob=publicationFile [29.06.2012]
- [3] **Bundesamt für Strahlenschutz (2009).** *Elektromagnetische Felder. Grundlagen, Begriffsbestimmungen* [online]. Verfügbar unter: <http://www.bfs.de/de/elektro/nff/grundlagen.html> [29.06.2012]
- [4] **Dobrinski, Paul; Krakau, Gunter; Vogel, Anselm (2006).** *Physik für Ingenieure.* 11. Auflage, Wiesbaden: Teubner
- [5] **Dössel, Olaf (1999).** *Bildgebende Verfahren in der Medizin: von der Technik zur medizinischen Anwendung.* Berlin (u.a.): Springer
- [6] **Dowsett, David J.; Kenny, Patrick A.; Johnston, Eugene (2006).** *The physics of diagnostic imaging.* 2. Auflage, London: Hodder Arnold
- [7] **Girod, Bernd; Rabenstein, Rudolf; Stenger, Alexander (2007).** *Einführung in die Systemtheorie: Signale und Systeme in der Elektrotechnik und Informationstechnik.* 4. Auflage, Wiesbaden: B.G. Teubner Verlag/GWV Fachverlage GmbH
- [8] **Hagmann, Gert (2008).** *Grundlagen der Elektrotechnik: Das bewährte Lehrbuch für Studierende der Elektrotechnik und anderer technischer Studiengänge ab 1. Semester.* 13. Auflage, Wiebelsheim: AULA-Verlag GmbH

-
- [9] **Halliday, David; Resnick, Robert; Walker, Jearl (2005).** *Physik*. 1. Nachdruck, Weinheim: WILEY-VCH GmbH & Co. KGaA
- [10] **Kuchling, Horst (2011).** *Taschenbuch der Physik*. 20. Auflage, München: Fachbuchverlag Leipzig im Carl Hanser Verlag
- [11] **Magritek Limited (2006).** *Terranova-MRI EFNMR Student Guide*. Wellington: Magritek Limited
- [12] **Magritek Limited (2009).** *Introductory NMR & MRI. How the Terranova-MRI works* [online]. Verfügbar unter: <http://www.youtube.com/watch?v=GjLvu1hOAAA&list=UU59E0ilufyYnOXewHbyXi5Q&index=9&feature=plcp> [10.07.2012]
- [13] **Nerreter, Wolfgang (2006).** *Grundlagen der Elektrotechnik: mit 27 Tabellen, 138 Beispielen, 91 Aufgaben und Lösungen*. München/ Wien: Fachbuchverl. Leipzig im Carl-Hanser-Verl.
- [14] **Oppelt, Arnulf (2005).** *Imaging systems for medical diagnostics: fundamentals, technical solutions and applications for systems applying ionizing radiation, nuclear magnetic resonance and ultrasound*. Erlangen: Publicis Corp. Publ.
- [15] **Papula, Lothar (2009).** *Mathematik für Ingenieure und Naturwissenschaftler: ein Lehr- und Arbeitsbuch für das Grundstudium*. 12. Auflage, Wiesbaden: Vieweg + Teubner
- [16] **Ristig, Eberhard (2001).** *Oberschwingungen im elektrischen Versorgungsnetz* [online]. Verfügbar unter: <http://www.grzelka.de/infothek/Oberschwingungen%20im%20EV%20Netz.pdf> [29.06.2012]
- [17] **Ruhr-Universität Bochum (o.J.).** *Hilfsblätter zur Fourier-Analyse für reelle Funktionen einer reellen Variablen* [online]. Verfügbar unter: http://www.ruhr-uni-bochum.de/eele/dokus/fourier-hilfsblaetter_2.pdf [01.08.2012]
-

-
- [18] **Schwab, Adolf J.; Kürner, Wolfgang (2011).** *Elektromagnetische Verträglichkeit*. 6. Auflage, Berlin/ Heidelberg: Springer-Verlag
- [19] **Scislak, Nina (2012).** *Die Magnetresonanztomographie – ein kleiner Überblick*. In: *mt-medizintechnik*, 132. Jahrgang, Heft 2, Seite 48-60
- [20] **Siemens AG Medical Solutions (2003).** *Magnete, Spins und Resonanzen: Eine Einführung in die Grundlagen der Magnetresonanztomographie* [online]. Verfügbar unter: http://www.medical.siemens.com/siemens/it_IT/gg_mr_FBAs/files/MAGNETOM_World/MR_Basics/Magnete_Spins_und_Resonanzen.pdf [10.07.2012]
- [21] **Silbernagl, Stefan; Despopoulos, Agamemnon (2007).** *Taschenatlas Physiologie*. 7. Auflage, Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG
- [22] **Stöcker, Horst (2010).** *Taschenbuch der Physik: Formeln, Tabellen, Übersichten*. 6. Auflage, Frankfurt (am Main): Deutsch
- [23] **Thoma Aufzüge (2011).** *Seilaufzug* [online]. Verfügbar unter: <http://www.thoma-aufzuege.de/uploads/media/Seilaufzug.pdf> [03.07.2012]
- [24] **Tipler, Paul A.; Mosca, Gene (2004).** *Physik für Wissenschaftler und Ingenieure*. 2. Auflage, München/ Heidelberg: Elsevier, Spektrum Akad. Verl.
- [25] **Wehrli, Felix; Shaw, Derek; Kneeland, Bruce (1988).** *Biomedical Magnetic Resonance Imaging. Principles, Methodology and Applications*. Weinheim: VCH Verlagsgesellschaft
- [26] **Weishaupt, Dominik; Köchli, Victor D.; Marincek, Borut (2009).** *Wie funktioniert MRI? Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanztomographie*. 6. Auflage, Heidelberg: Springer Medizin Verlag
- [27] **Wolfsperger, Hans A. (2008).** *Elektromagnetische Schirmung: Theorie und Praxisbeispiele*. Berlin/ Heidelberg: Springer-Verlag
-

Anhang

Der Anhang liegt in elektronischer Form vor und ist auf beiliegender CD-ROM enthalten.

Inhalt der CD

1. Datenblätter
 - 1.1. Aaronia-Shield®
 - 1.2. Polyurethan-Leichtdruck-Dichtung (6,35x3,30, mit Klebeband)
 - 1.3. Spektrumanalysatoren Serie Spectran® NF
 - 1.4. Benutzerhandbuch Spectran® NF5020
 - 1.5. Ferritring für Rundkabel $\varnothing=6,5$ mm/ $\varnothing=7,5$ mm
2. Konstruktionszeichnungen
 - 2.1. Seitenteile
 - 2.2. Verbindungsstücke
 - 2.3. Verbindungs- und Gegenstück für Kabeldurchführung
 - 2.4. Vollständige Gehäusekonstruktion
 - 2.5. Frontplatte
3. Versuchsprotokolle
 - 3.1. Versuchsprotokoll zur Messung der Schirmdämpfung des Abschirmmaterials
 - 3.2. Versuchsprotokoll zur Messung der Schirmdämpfung der Schirmhülle
 - 3.3. Versuchsprotokoll zur Reduzierung des Fahrstuhleinflusses durch Permanentmagneten
4. Makros der implementierten Software „Prospa“
 - 4.1. PulseAndCollect
 - 4.2. gradEcholmaging
 - 4.3. tnNMR
5. Arbeiten mit dem Spektrumanalyzer Spectran® NF5020