

Physikalisches Institut der Julius-Maximilians-Universität Würzburg

Experimentelle Physik V

# Entwicklung eines 3D MR-Tomographen zur Erdfeld- und multimodalen MR-MPI-Bildgebung

DISSERTATION ZUR ERLANGUNG DES  
NATURWISSENSCHAFTLICHEN DOKTORGRADES (DR. RER. NAT.)  
DER JULIUS-MAXIMILIANS-UNIVERSITÄT WÜRZBURG



vorgelegt von

**Steffen Reiner Lothar**

aus Würzburg

Würzburg 2013





---

Eingereicht am : 07. August 2013

bei der Fakultät für Physik und Astronomie

1. Gutachter: Professor Dr. Peter M. Jakob

2. Gutachter: Professor Dr. Randolph Hanke

der Dissertation

Vorsitzende(r): Professor Dr. Matthias Bode

1. Prüfer: Professor Dr. Peter M. Jakob

2. Prüfer: Professor Dr. Randolph Hanke

3. Prüfer: Professor Dr. Wolfgang Kinzel

im Promotionskolloquium

Tag des Promotionskolloquiums: 23. Mai 2014

---

---

*“Wir können nicht  
beobachten,  
ohne das zu beobachtende  
Phänomen zu stören,  
und die Quanteneffekte,  
die sich am  
Beobachtungsmittel  
auswirken,  
führen von selbst zu einer  
Unbestimmtheit in dem zu  
beobachtenden Phänomen..”*

Würzburger, Werner Heisenberg

*“Manche Männer bemühen  
sich lebenslang, das Wesen  
einer Frau zu verstehen.  
Andere befassen sich mit  
weniger schwierigen Dingen  
z.B. der Relativitätstheorie.“*

Albert Einstein

# Abkürzungsverzeichnis

$T_1$	Zeitkonstante der Spin-Gitter-Relaxation
$T_2$	Zeitkonstante der Spin-Spin-Relaxation
$T_2^*$	Zeitkonstante des freien Induktionszerfalls (FID)
ADC	Analog-Digital-Wandler (engl. Analog-to-Digital-Converter)
dLGA	dynamisches linear Gradienten Array (engl. dynamic linear gradient array)
FET	Feldeffekt Transistor (elektronischer Schalter)
FFP	Feldfreier Punkt
FID	freier Induktionszerfall (engl. free induction decay)
FoV	Sichtfeld (engl. field of view)
MPI	Magnetpartikelbildgebung (engl. Magnetic-Particle-Imaging)
MR	Magnetresonanz
MRT	Magnetresonanztomographie
NFMRT	Niederfeld-Magnetresonanztomographie
NMR	Kernspinresonanz (engl. nuclear magnetic resonance)
PCB	elektronische Leiterplatte (engl. printed circuit board)
ppm	ein Millionstel (engl. parts per million)
PVC	Polyvinylchlorid (ein amorpher thermoplastischer Kunststoff)
Rx	Empfänger (Receiver)

---

SNR Signal-Rausch-Verhältnis (engl. signal-to-noise ratio)

SPIO super-paramagnetischer Eisenoxid-Nanopartikel (engl. superparamagn. iron oxide)

TE Echozeit

TR Repetitionszeit

TWMPI „traveling wave“ MPI (dt. wandernde Welle)

Tx Sender (Transmitter)

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Grundlagen</b>	<b>5</b>
2.1	Einführung in die NMR . . . . .	5
2.1.1	Kernspin . . . . .	5
2.1.2	Zeeman-Aufspaltung und Larmorfrequenz . . . . .	6
2.1.3	Magnetisierung . . . . .	6
2.1.4	Signalentstehung . . . . .	7
2.1.5	Dynamik und Relaxation . . . . .	8
2.1.6	Rauschen und SNR . . . . .	9
2.1.7	Spulen Grundlagen . . . . .	10
2.2	Das Erdmagnetfeld . . . . .	11
2.2.1	Amplitude . . . . .	12
2.2.2	Schwankungen . . . . .	12
2.2.3	Homogenität . . . . .	13
2.3	Besonderheiten der Erdfeld-MRT . . . . .	15
2.3.1	Präpolarisation . . . . .	15
2.3.2	Abschalten des Polarisationsfeldes . . . . .	16
2.3.3	Bildgebung und Sequenzen . . . . .	18
2.3.4	Diskussion der Grenzen . . . . .	20
<b>3</b>	<b>Entwicklung eines Erdfeld-NMR-Systems</b>	<b>25</b>
3.1	Einführung in den Gesamtaufbau . . . . .	25
3.1.1	Gesamtaufbau . . . . .	26
3.1.2	Spulensystem . . . . .	27



3.1.3	Präpolarisationssystem . . . . .	27
3.1.4	Verstärkerkette . . . . .	28
3.1.5	Steuereinheit . . . . .	28
3.2	Messorte . . . . .	28
3.3	Komponentenentwicklung im Detail . . . . .	30
3.3.1	Empfangsspule . . . . .	30
3.3.2	Sendespule . . . . .	33
3.3.3	Präpolarisationsspule . . . . .	34
3.3.4	Spannungsquellen . . . . .	36
3.3.5	Präpolarisationssystem . . . . .	37
3.3.6	Verstärkerkette . . . . .	42
3.3.7	Schirmung . . . . .	43
3.3.8	Zuleitungen und Systemmasse . . . . .	47
3.3.9	Steuereinheit . . . . .	47
3.4	Spezialisierungen . . . . .	49
3.4.1	Bau eines neuen Erdfeld-NMR-Messkopfes . . . . .	49
3.4.2	Entwicklung eines alternativen Magnetfeldsensors . . . . .	50
<b>4</b>	<b>Entwicklung eines Gradientensystems</b>	<b>51</b>
4.1	Motivation . . . . .	51
4.2	Theorie des drehbaren Gradientensystems . . . . .	52
4.3	Simulation des Parallelsystems . . . . .	55
4.4	Simulation des Senkrechtsystems . . . . .	57
4.5	Bau des Gradientensystems . . . . .	57
4.6	Ausmessung des Gradientensystems . . . . .	59
4.7	Ausblick . . . . .	62
<b>5</b>	<b>Messungen des Erdfeld-NMR-Tomographen</b>	<b>65</b>
5.1	Erstsignaldetektion . . . . .	65
5.2	Aktuelle Messungen nach „Stand der Technik“ . . . . .	68
5.3	Bildgebung durch eine Aluminiumdose . . . . .	71
5.4	Bildgebung in zwei $B_0$ Feld Richtungen . . . . .	73
5.5	Zusammenfassung und Ausblick . . . . .	74

<b>6</b>	<b>Multimodaler MR-MPI-Tomograph</b>	<b>77</b>
6.1	Motivation . . . . .	77
6.2	Grundprinzip der MPI . . . . .	79
6.2.1	Signalerzeugung . . . . .	79
6.2.2	Ortskodierung . . . . .	80
6.3	Aufbau des Systems und Modifikationen . . . . .	81
6.3.1	Modifikationen der Erdfeld-MRT-Anlage . . . . .	81
6.3.2	Spulensystem des MR-MPI-Tomographen . . . . .	81
6.4	MR-MPI-Kombinationsmessung . . . . .	84
6.5	Zusammenfassung . . . . .	85
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>87</b>
<b>8</b>	<b>Summary</b>	<b>89</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>91</b>
<b>A</b>	<b>Anhang</b>	<b>101</b>
A.1	Matrixrotation einer $90^\circ$ Gradientendrehung . . . . .	101
A.2	Realisierung des Rotationsexperiments . . . . .	102
A.3	Charakterisierung des Präpolarisationssystems . . . . .	104
A.4	Gradientenleitungsfilter . . . . .	107
A.5	Filtercharakteristik des Vorverstärkers . . . . .	110
A.6	Alternative Schirmung . . . . .	110

# 1 Einleitung

Das Phänomen der Kernspinresonanz (NMR) wurde 1946 von Felix Bloch und Edward Mills Purcell [1] entdeckt und sie erhielten für diese Errungenschaft 1952 den Nobelpreis in Physik. Die ersten NMR Experimente im Erdmagnetfeld wurden 1954 von Packard & Varian durchgeführt [2]. Sie entwickelten eine Präpolarisationsmethode, die es ermöglichte zum ersten Mal einen freien Induktionszerfall (FID) im Erdmagnetfeld zu detektieren. Weitere ausführliche Untersuchungen der Präzession des Protonen Spins im Erdmagnetfeld und Messungen von  $T_1$  und  $T_2$  Relaxationszeiten veröffentlichte Waters 1958 [3, 4].

Mansfield & Lauterbur etablierten 1973 die erste NMR-Bildgebungsmethode [5, 6], woraufhin die klinische Bildgebung rasant entwickelt und kommerzialisiert wurde. Der Trend von immer höheren Messfeldern, für immer bessere Auflösung und höhere Messgeschwindigkeit, hält bis heute an. Im Gegenzug dazu wurde nach Jahrzehnte langer Stagnation, die Entwicklung im Niederfeld-NMR Bereich seit 15 Jahren wieder angestoßen. Einige Veröffentlichungen [7–13] verzeichnen einen starken Trend der Benutzung von immer niedrigeren Magnetfeldern. Das Erdmagnetfeld als Messfeld zu verwenden findet in vielen Bereichen Anwendung. In der Spektroskopie [14–16] hat Appelt et al. die Erdfeld-NMR revolutioniert, indem er zeigte wie hochauflösend ein Niederfeld-NMR-System sein kann [11]. Er schaffte es J-Kopplungen [11, 14, 17, 18] zwischen zwei Molekülen zu detektieren. Auch zur Grundwasser- und Erdöldetektion kann die Erdfeld-NMR verwendet werden. Dafür werden große Spulenschlaufen (Durchmesser  $> 100$  m) auf den Boden des zu untersuchenden Erdreiches gelegt [19–21]. In der Geologie werden sogenannte Protonen-Präzessions-Magnetometer verwendet, um durch die Messung der Präzessionsfrequenz von Wasserstoffprotonen, das Erdmagnetfeld mit hoher Genauigkeit zu bestimmen. Durch Oberflächenanalysen des Bodens können mit dieser Technik magnetische Anomalien detektiert und Rückschlüsse auf das Erdinnere gezogen werden (oder zum Beispiel, die Suche von

---

Schiffswracks zu ermöglichen).

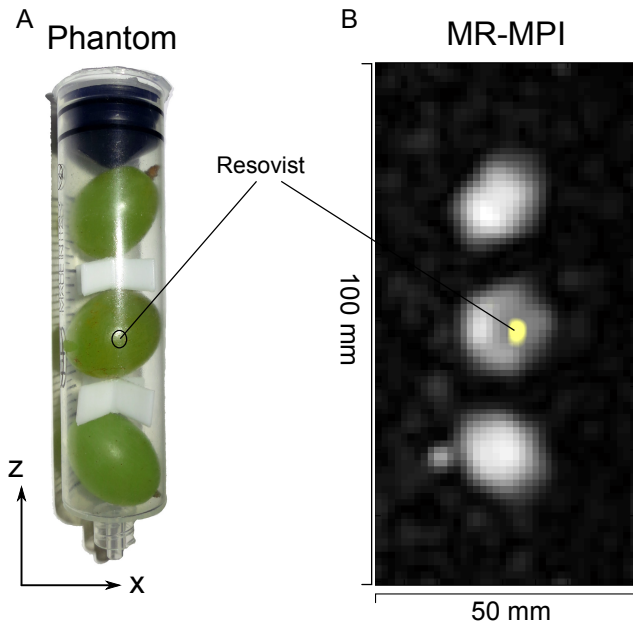
Die Vorteile für die Verwendung von niedrigen Magnetfeldern ( $< 1$  mT) sind geringere Suszeptibilitätsartefakte [22, 23], ein höherer  $T_1$  Kontrast [23–27], geringere Komplexität des Systems und deswegen geringere Kosten.<sup>1</sup> Die geringen Suszeptibilitätsartefakte haben vor allem in der medizinischen Bildgebung Vorteile. Es wäre denkbar, Patienten mit Metallimplantaten untersuchen zu können, für die hohe Magnetfelder eine Gefahr darstellen. Zudem wäre die Verwendung unangepasster, metallischer Operationsinstrumente möglich [28]. Des Weiteren haben die  $T_1$ -Zeiten bei niedrigen Feldern eine größere Verteilung und Bilder dadurch einen wesentlich höheren Kontrast. Das könnte bei der Abbildung von Tumoren hilfreich sein [23–27]. Aus den genannten Vorteilen erschließt sich die Motivationsgrundlage der Entwicklung eines Erdfeld-NMR-Systems, um damit Forschung zu betreiben.

Parallel zu dieser Arbeit wurde eine neue Arbeitsgruppe am Lehrstuhl aufgebaut, die sich mit der kürzlichen Entdeckung eines neuen Bildgebungsverfahrens namens Magnetic-Particle-Imaging (MPI) [29] beschäftigt. Dieses neue Bildgebungsverfahren ermöglicht es, die räumliche Verteilung von super-paramagnetischer Eisenoxid-Nanopartikel (sogenannter SPIOs) zu detektieren. Der größte Vorteil der MPI im Vergleich zur MR ist die eindeutige Detektion von Kontrastmitteln (SPIOs, in der MPI Tracer genannt). Zudem bietet die MPI (bezogen auf die Kontrastmitteldetektion) eine höhere Sensitivität, ein höheres räumliches Auflösungsvermögen (Submillimeter-Bereich) und eine höhere zeitliche Auflösung, was 3D-Echtzeitaufnahmen ermöglicht [30, 31]. Deswegen kann MPI potenziell überall dort angewendet werden, wo medizinische Tracer heute schon im Einsatz sind. Auch eine Funktionalisierung der Partikel zur Adressierung spezifischer Krankheitsbilder ist denkbar. Da die MPI keinen anatomischen Hintergrund messen kann, ist die Kombination mit der Magnetresonanztomographie (MRT) erforderlich. Bisherige Arbeiten postulierten ein großes Potential der Kombination von MRT und MPI [29, 31]. Jedoch war es bis heute nicht möglich, die beiden Techniken in einem Gerät zu vereinen. Mit dieser Arbeit gelang es erstmalig die technische Umsetzung der Kombination von den Modalitäten MRT/MPI in

---

<sup>1</sup>Zum Beispiel sind keine supraleitenden Magnete nötig, die mit flüssigem Helium gekühlt werden müssen und durch die niedrigen Resonanzfrequenzen wird keine komplexe Elektronik benötigt.

einer Apparatur zu realisieren und eine Kombinationsmessung durchzuführen (siehe Abb. 1.1). Diese wissenschaftlich wertvolle Neuerung wurde als Artikel bei einer Fachzeitschrift eingereicht [32].



**Abbildung 1.1:** Multimodale MR-MPI-Kombinationsmessung des in Kooperation gebauten MR-MPI-Tomographen (A) Phantom von drei Tafeltrauben. Die mittlere Traube ist mit einer Resovist gefüllten Glaskugel (2 mm) präpariert. (B) MR-MPI-Kombinationsmessung, mit einer 2D MRT Projektionsaufnahme für die Hintergrundinformation (grau) und die Messdaten des MPI Experiments (gelb), die in der Traube das Kontrastmittel lokalisieren.

Das Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung und der Bau eines 3D Erdfeld-NMR-Tomographen, um damit die Technik der Niederfeld-MR am Lehrstuhl zu etablieren und in einem Kooperationsprojekt<sup>2</sup> einen MR-MPI-Tomographen zu entwerfen. Dafür mussten zunächst alle nötigen Komponenten für ein komplettes 3D Erdfeld-NMR-System entwickelt und angefertigt werden. Auf diesem Entwicklungsweg sind weitere innovative Komponenten entstanden, wie der Bau eines neuen Präpolarisationssystems [33], mit dem das Präpolarisationsfeld kontrolliert und optimiert abgeschaltet werden kann. Darüber hinaus wurde ein neuartiges 3D Gradientensystem entwickelt, gebaut und veröffentlicht [34, 35]. Dieses Gradientensystem kann parallel und senkrecht zum Erdmagnetfeld ausgerichtet werden, ohne die Bildgebungseigenschaften zu verlieren. Die magnetischen Eigenschaften wurden mit Hilfe der Maxwellgleichungen theoretisch beschrieben, simuliert und durch Magnetfeldkarten ausgemessen.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde zudem an einem alternativen Konzept eines Magnetfeldsensors (Fluxgate [36]) gearbeitet.<sup>3</sup> Es konnte zum ersten Mal gezeigt werden, dass mit

<sup>2</sup>Die MPI-Arbeitsgruppe war für die Entwicklung des MPI-Systems zuständig und der MR-Teil war Aufgabe dieser Dissertation.

<sup>3</sup>Betreuung der Diplomarbeit von Oliver Radestock.

---

dieser Magnetfeldsensortechnik (Fluxgate) ein NMR-Signal detektiert werden kann. Das neue Konzept, der Eingliederung eines Fluxgatesensors in die NMR, wurde patentiert [37] (WO 2012/041426 A1).

Die vorliegende Dissertationsschrift ist in verschiedene Kapitel unterteilt. Die Grundlagen der allgemeinen NMR werden in Kapitel 2 zusammenfassend dargestellt. Außerdem wird in diesem Kapitel auf die Besonderheiten der Erdfeld-NMR eingegangen, sowie auf die Unterschiede und Problematiken eines Erdfeld-NMR-Tomographen im Vergleich zu klinischen Ganzkörpertomographen. In Kapitel 3 werden die Probleme und Lösungen der Entwicklung eines Erdfeld-NMR-Systems erläutert und alle angefertigten Komponenten im Detail beschrieben. Das entwickelte 3D Gradientensystem wird in Kapitel 4 präsentiert. Die Motivation und Funktionsweise des neuartigen Gradientensystems wird erklärt, sowie die theoretischen Beschreibungen und Simulationsergebnisse aufgeführt. Abschließende Messungen von Magnetfeldkarten zeigen die Übereinstimmung von Theorie und Simulation des Gradientendesigns. Kapitel 5 stellt die Entwicklung des Erdfeld-NMR-Tomographen anhand der ersten Signaldetektion bis hin zur aktueller 3D Bildgebung dar. Diese Messungen veranschaulichen den aktuellen Stand der Technik des Erdfeld-NMR-Tomographen, im Vergleich zu den Apparaturen in der Literatur [9, 13, 38]. Des Weiteren wird die Funktionalität des neuartigen Gradientensystem durch experimentelle Bildgebungsmessungen belegt. Im Kapitel 6 wird abschließend der MR-MPI-Tomograph im Detail vorgestellt. Das Kapitel beginnt mit der Motivation beider Bildgebungstechniken MRT und MPI. Anschließend wird das Grundprinzip der MPI erläutert und der Kombinationsaufbau vorgestellt. Es wird auf die Modifikationen und Erweiterungen eingegangen, die nötig waren, um das Erdfeld-NMR-System für den Kombinationsaufbau anzupassen. Zum Schluss belegen Messergebnisse die Funktionalität des multimodalen MR-MPI-Tomographen.

## 2 Grundlagen

---

In diesem Kapitel werden neben den Grundlagen der allgemeinen NMR die Eigenschaften des Erdmagnetfeldes mit Fokus auf die NMR interessanten Parameter dargestellt (wie Stabilität und Homogenität). Im Weiteren werden die Besonderheiten der Präpolarisationsvorgänge, Sequenzen und Kontrastverhalten im Erdfeld aufgeführt, um abschließend die Grenzen der Erdfeld-NMR ausführlich zu diskutieren. Dieses Kapitel darf als eine Sammlung von grundlegenden Erfahrungen und bekannten Ergebnissen angesehen werden, die die Unterschiede und Problematiken eines Erdfeld-NMR-Tomographen im Vergleich zu klinischen 1,5 T Tomographen darstellt.

---

### 2.1 Einführung in die NMR

In dem folgenden Kapitel sind die wichtigsten Aspekte der NMR zusammenfassend erläutert. Für ausführlichere Beschreibungen wird auf die Bücher von Callaghan [39], Haacke [40], Abragam [41], Bernstein [42], Schachner [43] und Weishaupt [44] verwiesen.

#### 2.1.1 Kernspin

Für die NMR nutzbare Atomkerne müssen einen von Null verschiedenen Kernspin  $\vec{I}$  besitzen. Dieser entsteht durch die Kopplung der Nukleonenbahndrehimpulse (Protonen und Neutronen) im Kern. Durch den Kernspin  $\vec{I}$  hat jeder Atomkern ein magnetisches Dipolmoment

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{I} \tag{2.1}$$

mit der Proportionalitätskonstante  $\gamma$ , dem gyromagnetischen Verhältnis, welches eine kernspezifische Konstante ist. Der Betrag des Drehimpulses ist  $|\vec{I}| = \hbar\sqrt{I(I+1)}$ . Für den hier

ausschließlich betrachteten Fall von Kernen mit Spinquantenzahl  $I = \frac{1}{2}$  existieren genau zwei Zustände.

### 2.1.2 Zeeman-Aufspaltung und Larmorfrequenz

Der Kernspin spaltet sich innerhalb eines äußeren Magnetfeldes  $\vec{B}_0$  in zwei energetisch verschiedene Zustände auf. Die Energiedifferenz ist

$$\Delta E = \gamma \hbar B_0 = \hbar \omega_0 \quad (2.2)$$

mit dem reduzierten plankschen Wirkungsquantum  $\hbar$  und der Larmorfrequenz  $\omega_0$ , welche die Larmorpräzession der Spins um das äußere Magnetfeld  $\vec{B}_0$ , wie folgt beschreibt:

$$\omega_0 = \gamma \left| \vec{B}_0 \right| \quad (2.3)$$

Laut Konvention zeigt das äußere Magnetfeld in die z-Richtung, wie es auch in der Arbeit verwendet wurde. Hauptsächlich werden in der NMR Wasserstoffkerne zur Detektion verwendet, deren gyromagnetisches Verhältnis  $\frac{\gamma}{2\pi} \approx 42,57 \frac{MHz}{T}$  beträgt. In der NMR ist es teilweise üblich, ein Magnetfeld als Frequenz anzugeben, das mit der Gleichung 2.3 umgerechnet werden kann.

### 2.1.3 Magnetisierung

In der NMR können nicht alle Kernspins einer Probe für eine Messung verwendet werden. Es kommt auf den Besetzungsunterschied  $\frac{\Delta N}{N}$  der Spins an. Nur diese Spins können für die Signalerzeugung genutzt werden. Mit Hilfe der Boltzmann-Statistik kann

$$\frac{\Delta N}{N} \approx \frac{\gamma \hbar B_0}{2k_b T} = \frac{\hbar \omega_0}{2k_b T} \quad (2.4)$$

berechnet werden (mit der Boltzmann Konstante  $k_b$  und der Bedingung  $\hbar \omega_0 \ll k_b T$ ). Diese Näherung gilt bei Zimmertemperatur und liefert für klinische Tomographen (1,5 T - 7 T) ein  $\frac{\Delta N}{N} \approx 10^{-5} - 10^{-6}$  und im Erdmagnetfeld (50  $\mu$ T) einen Wert von  $\frac{\Delta N}{N} \approx 10^{-10}$ .

Die Vektorsumme aller Momente der einzelnen Spins ergeben in der Summe eine Ma-



agnetisierung

$$\vec{M} = \frac{1}{V} \sum \vec{\mu} \quad (2.5)$$

die auf das Volumen normiert ist. Die Einführung der Spindichte  $\rho_0 = \frac{N}{V}$  als Anzahl der Spins pro Volumen und die Multiplikation der Gleichungen 2.4 und 2.5 ergibt die absolute Magnetisierung

$$M_0 = \frac{\Delta N}{V} \cdot \mu \approx \rho_0 \frac{\gamma^2 \hbar^2 B_0}{4k_b T} \quad (2.6)$$

einer Probe, mit  $I = \frac{1}{2}$  für Protonen und  $\hbar\omega_0 \ll k_b T$ . Ein NMR-System, das mit einem Präpolarisationsfeld  $B_P$  arbeitet (ausführliche Erklärung in Abschnitt Präpolarisation 2.3.1), kann in der Gleichung 2.6 mit  $B_0 = B_P$  ersetzt werden und es ergibt sich:

$$M_0 \approx \rho_0 \frac{\gamma^2 \hbar^2 B_P}{4k_b T} \quad (2.7)$$

#### 2.1.4 Signalentstehung

Ist die Magnetisierung in Richtung des  $B_0$  Feldes ausgerichtet (relaxiert), dann muss diese erst aus dem Gleichgewichtszustand heraus angeregt werden, um ein Signal liefern zu können. Dies kann mit einer Sendespule realisiert werden, dessen Magnetfeld senkrecht zum  $B_0$  Feld ausgerichtet sein muss. Während der Einstrahlung des Sendepulses mit der Larmorfrequenz (Gleichung 2.3), bewegt sich die Magnetisierung aus ihrem Gleichgewichtszustand heraus. Der Rotationswinkel (auch Flipwinkel genannt) kann errechnet werden mit

$$\alpha = \gamma \int B_1(t) dt \quad (2.8)$$

wobei der Winkel  $\alpha$  durch die Stärke, Form und Dauer des Sendefeldes  $B_1$  beeinflusst werden kann. Für ein Blockpuls, wie er in dieser Arbeit verwendet wird, kann der Flipwinkel nach Integration über die Sendedauer  $\tau$  wie folgt berechnet werden:

$$\alpha = \gamma B_1 \tau \quad (2.9)$$

In der Regel wird nur eine Spule zum Senden und Empfangen verwendet, da das Reziprozitätsprinzips [45] in einfachen Worten besagt, dass eine gute Empfangsspule gleichzeitig eine gute Sendespule ist und umgekehrt.

Für die Signaldetektion können nur senkrecht zur Messfeldrichtung ( $\vec{B}_0$  in z-Richtung) rotierende Anteile der Magnetisierung von der Empfangsspule aufgenommen werden. Wird die Magnetisierung in die zueinander senkrechten Anteile  $M_z$  und  $M_{xy}$  zerlegt, muss nur noch die Transversal-Magnetisierung  $M_{xy}$  der xy-Ebene für die Signalentstehung berücksichtigt werden. Es ist nachzuvollziehen, dass für ein Flipwinkel  $\alpha = 90^\circ$  die Transversal-Magnetisierung  $M_{xy}$  maximal wird und in der Empfangsspule eine Spannung  $U_i$  induziert. Mit der Windungszahl  $N$ , der mittleren Windungsfläche  $A$ , der magnetischen Feldkonstante im Vakuum  $\mu_0$  und schon bekannten Größen kann  $U_i$  wie folgt abgeschätzt werden [46, S. 23 + S. 56]:

$$U_i \approx -N \cdot A \cdot \omega_0 \cdot \mu_0 \cdot M_0 \cdot \sin\alpha \quad (2.10)$$

Die Signalspannung  $U_i$  variiert je nach Anwendung in der NMR um viele Größenordnungen und reicht von einigen Nanovolt in der NMR-Mikroskopie, bis hin zu einigen Millivolt bei Anwendungen am Menschen in Ganzkörpertomographen. Die Größenordnung der Signalspannung  $U_i$  vorab zu berechnen, war sehr hilfreich für die Dimensionierung der Verstärkerkette (vergl. Abschnitt 3.3.6). Für eine Erdfeld-MRT-Apparatur sind Spannungen von einigen  $\mu\text{V}$  (laut Gleichung 2.10) zu erwarten. Dies konnte durch Messungen (siehe Abschnitt 5.1) bestätigt werden.

### 2.1.5 Dynamik und Relaxation

Die Dynamik der Magnetisierung im Magnetfeld kann durch die Blochgleichungen [1] beschrieben werden. Die fundamentale Bloch Gleichung ohne Relaxation lautet:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma(\vec{M} \times \vec{B}) = \vec{\omega} \times \vec{M} \quad (2.11)$$

Diese erklärt die Präzessionsbewegung der Magnetisierung  $\vec{M}$  um die Achse des Magnetfeldes  $\vec{B}$  mit der Winkelgeschwindigkeit  $\vec{\omega}$ . Unter Einbeziehung der Relaxionsmechanismen liefert die Blochgleichung 2.11 (im Laborsystem mit  $\vec{B} = B_0 \cdot \hat{z}$ ):

$$\frac{dM_{x,y}}{dt} = \gamma(\vec{M} \times \vec{B})_{x,y} - \frac{M_{x,y}}{T_2} \quad (2.12)$$

$$\frac{dM_z}{dt} = \gamma(\vec{M} \times \vec{B})_z - \frac{(M_z - M_0)}{T_1} \quad (2.13)$$

Die Spin-Spin-Relaxation ( $T_2$ -Zerfall) mit der Zeitkonstanten  $T_2$  beschreibt den Energieaustausch zwischen den Spins, die durch molekulare Inhomogenitäten hervorgerufen werden. Mit Hilfe der Betrachtung eines rotierenden Bezugssystems vereinfachen sich die Blochgleichungen 2.12 und 2.13 um den Präzessionsterm. Dies führt zu

$$\frac{dM_{x,y}}{dt} = -\frac{M_{x,y}}{T_2} \quad (2.14)$$

mit der Lösung

$$M_{x,y}(t) = M_{x,y}(0) \cdot e^{-\frac{t}{T_2}} \quad (2.15)$$

zu einem exponentiellen Verhalten der transversalen Magnetisierung  $M_{x,y}(t)$ . Die Spin-Gitter-Relaxation ( $T_1$ -Zerfall) mit der Zeitkonstanten  $T_1$  gemäß

$$\frac{dM_z}{dt} = -\frac{(M_z - M_0)}{T_1} \quad (2.16)$$

und der Lösung

$$M_z(t) = M_z(0) \cdot e^{-\frac{t}{T_1}} + M_0(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}) \quad (2.17)$$

beschreibt die Dynamik der sogenannten longitudinalen Magnetisierung  $M_z(t)$ . Der Anteil der Magnetisierung direkt nach der Anregung wird über die Größen  $M_{x,y}(0)$  und  $M_z(0)$  beschreiben. In der Realität können jedoch  $T_1$  oder  $T_2$  nicht direkt beobachtet werden, sondern ein sogenannter FID (free induction decay) mit der Zeitkonstanten  $T_2^*$ . Diese setzt sich aus der Zerfallszeit  $T_2$  (Materialkonstante, irreversibel) und einer weiteren Zeit  $T_2'$  (reversibel) zusammen, die durch ein inhomogenes Messfeld  $\vec{B}_0$  entsteht.

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'} \quad (2.18)$$

### 2.1.6 Rauschen und SNR

Die Signalspannung  $U_i$  der Empfangsspule wird immer von einer Rauschspannung [47]

$$U_r = \sqrt{4 \cdot k_b T \cdot R \cdot \Delta\nu} \quad (2.19)$$

überlagert. Für die Frequenzbandbreite  $\Delta\nu$  werden in Erdfeld-NMR Experimenten typische Werte von 20 Hz - 100 Hz erwartet. Im Vergleich zur klinischen NMR, bei der einige hundert kHz als schmalbandig angesehen werden, erscheinen 100 Hz als extrem schmal. Dieser vermeintliche Vorteil wird von einem extrem hohen ohmschen Rauschwiderstand  $R_{\text{ohmsch}}$  kompensiert. Der Gesamtwiderstand  $R$  setzt sich zusammen aus:

$$R = R_{\text{ohmsch}} + R_{\text{induktiv}} + R_{\text{dielektrisch}} + R_{\text{Strahlung}} \quad (2.20)$$

Die für die Hochfeld-NMR nicht zu vernachlässigenden Rauschmechanismen [48–50]  $R_{\text{induktiv}}$ ,  $R_{\text{dielektrisch}}$  und  $R_{\text{Strahlung}}$  können bei der Erdfeld-NMR ignoriert werden, da der ohmsche Anteil alle anderen Anteile um Größenordnungen überwiegt (ausführliche Diskussion vergl. Abschnitt 3.3.1).

Das Signal-zu-Rauschen-Verhältnis (SNR) wird verwendet, um in der NMR Signalqualitäten miteinander vergleichen zu können:

$$\text{SNR} = \frac{\text{Nutzsignalleistung}}{\text{Rauschleistung}} = \frac{P_{\text{Signal}}}{P_{\text{Rauschen}}} = \frac{u_{\text{eff,Signal}}^2}{u_{\text{eff,Rauschen}}^2} \quad (2.21)$$

Eine alternative Definition, die vor allem zur SNR Bestimmung von Bildern verwendet wird, ist:

$$\text{SNR} = \frac{\text{Nutzsignalamplitude}}{\text{Rausch-Standardabweichung}} = \frac{A_{\text{Signal}}}{\sigma_{\text{Rauschen}}} \quad (2.22)$$

### 2.1.7 Spulen Grundlagen

In diesem Abschnitt sollen die wichtigsten Gleichungen für die Dimensionierung von Spulen aufgeführt werden. Für eine umfangreiche Beschreibung wird auf die Bücher Brechmann [51], Horowitz [52] und Terman [53] verwiesen.

Die Güte  $Q$  ist ein Maß für die Dämpfung eines schwingfähigen Systems (abgestimmte Empfangsspule). Sie lässt sich mittels verschiedener Größen messen und berechnen:

$$Q = \frac{f_0}{\Delta f} = \omega_0 \tau = 2\pi f_0 \frac{L}{R} = \frac{X_L}{R} \quad (2.23)$$

Zum Beispiel mit dem Verhältnis der Messfrequenz  $f_0$  zur Spulenbandbreite  $\Delta f$ , das Produkt der Kreisfrequenz  $\omega_0 = 2\pi f_0$  und Zeitkonstanten  $\tau = \frac{L}{R}$  der Spule  $L$  oder über das Verhältnis der Impedanz  $X_L = \omega_0 L$  zum Drahtwiderstand  $R$ . Eine Spule mit hoher Güte hat weniger Signalverluste, jedoch wird die Bandbreite schmaler. Dies kann wiederum ein Nachteil werden, wenn die Bandbreite einer Messung dadurch begrenzt wird (siehe Begrenzungen der Erdfeld-MRT im Abschnitt 2.3.4).

Die Resonanzfrequenz  $f_0$  einer abgestimmten Empfangsspule kann wie folgt berechnet werden:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (2.24)$$

Für eine grobe Abschätzung der Kapazität des Resonanzkondensators  $C$  der Empfangsspule (mit der Induktivität  $L$ ) kann die Gleichung 2.24 verwendet werden. Mit diesem Kondensator kann die Empfangsspule auf die Signalfrequenz abgeglichen werden.

Der parallele Ersatzwiderstand [51, S. 67] der Empfangsspule

$$R_{par} = R_{Ser}(1 + Q^2) \quad (2.25)$$

ist der Widerstand, der bei einer bestimmten Frequenz (hier Messfrequenz  $f_0$ ) angenommen werden kann. Der berechnete Wert war für die Auswahl des Vorverstärkers (siehe Abschnitt 3.3.6) notwendig, um einen auf diesen Lastwiderstand  $R_{par}$  optimierten Verstärker aussuchen zu können.

## 2.2 Das Erdmagnetfeld

In diesem Abschnitt werden die für diese Arbeit wichtigen Fakten und Erfahrungen über die Eigenschaften des Erdfeldes und die Störanfälligkeit zusammengetragen. Wenn nicht anders gekennzeichnet, wurden die folgenden Daten und Werte aus [14, 46, 54, 55] entnommen.

### 2.2.1 Amplitude

Auf der gesamten Erde variiert die Amplitude des Erdmagnetfeldes von  $25 \mu\text{T}$  -  $75 \mu\text{T}$  [56]. Die Erdfeldstärke in unsere Breitengraden konnte aus der Datenbank des „National Geophysical Data Center“ (<http://www.ngdc.noaa.gov/>) ermittelt werden. In Würzburg beträgt die Absolutamplitude  $48,5 \mu\text{T}$  mit einer Inklination<sup>1</sup> von  $65^\circ$ . Dies entspricht einer Resonanzfrequenz von  $2065 \text{ Hz}$ , die mit Messungen der gebauten Apparatur bestätigt werden konnte (siehe Messung in Abb. 5.2). Der allgemeine Drift des Erdmagnetfeldes kann als vernachlässigbar betrachtet werden, da die Veränderung nur  $12 \text{ nT/Jahr}$  ( $0,5 \text{ Hz}$ ) entspricht.

### 2.2.2 Schwankungen

#### Natürlicher Ursprung

Das Magnetfeld der Erde verändert sich über Jahre und Jahrzehnte und kann für die zeitlich viel kürzeren Experimente als konstant angesehen werden. Die für diese Arbeit relevanten zeitlichen Schwankungen sind überwiegend solaren Ursprungs. Durchschnittlich treten messbare Tagesschwankungen (Tag/Nacht Zyklus der Sonne) von maximal  $110 \text{ nT}$  ( $5 \text{ Hz}$ ) auf. Ähnlich den tagesperiodischen Schwankungen verursacht das Schwerefeld des Mondes Variationen im Erdmagnetfeld. Allerdings sind diese Schwankungen weitestgehend zu vernachlässigen, da diese nur ein Zehntel der Stärke der solaren Schwankungen erreichen. Es ist zu beachten, dass Sonneneruptionen zu jeder Zeit möglich sind, die das Erdmagnetfeld schlagartig bis zu  $7 \%$  und mehr verändern können. Dies entspricht  $3,5 \mu\text{T}$  ( $150 \text{ Hz}$ ) und kann Messungen erheblich beeinflussen. Das Magnetfeld der Erde wird in Echtzeit im „International Real-time Magnetic Observatory Network“ ([ottawa.intermagnet.org](http://ottawa.intermagnet.org)) für jeden Ort auf der Erde dokumentiert und kann bei Bedarf jeder Zeit nachgeschaut werden. So können ungewöhnlichen Messergebnisse eventuellen Sonneneruptionen zugeordnet oder ganz ausgeschlossen werden.

#### Nicht natürlicher Ursprung

Zeitlich variierende Störungen des Natürlichen Ursprungs lagen im Bereich von Minuten bis Tagen. Wobei nicht natürliche Schwankungen, die hauptsächlich über die Empfangsspu-

---

<sup>1</sup>Inklination bezeichnet in der Geophysik den Neigungswinkel des Erdmagnetfeldes zur Horizontalen.

le eingekoppelt werden, sich im Millisekundenbereich bewegen. Zu den nicht natürlichen Störquellen gehören zum Beispiel Straßenbahnen (Gleichstrom, diesen konnte Goedecke [46] noch 800 m weit entfernt detektieren), Züge (16,67 Hz), Hausleitungen (50 Hz) und Schaltnetzteile (50 kHz).

### **Diskussion**

Straßenbahnen oder Züge sind vom Messort dieser Arbeit weit genug entfernt und können als Störquellen ausgeschlossen werden. Höhere Frequenzen wie Schaltnetzteile konnten gut gefiltert werden. Demnach sind die Hauptstörungen durch das 50 Hz Hausnetz und deren Verbrauchern geprägt, denn diese Frequenzen und Oberwellen können nicht einfach geschirmt oder gefiltert werden (vergl. Abschnitt 3.3.7 Schirmung). Den stärksten Störeinfluss haben ungeschirmte Dimmschaltungen (z. B. ein Traforaum für eine Hörsaal Beleuchtung) sowie Vorschaltrosseln jeglicher Art, die ein kräftiges magnetisches Streufeld erzeugen können.

### **2.2.3 Homogenität**

Im einfachsten Modell kann das Magnetfeld der Erde als großer Stabmagnet betrachtet werden. Durch die großen Abstände zwischen den magnetischen Polen ist eine extrem gute Homogenität des Erdmagnetfeldes zu vermuten. Der kleinste theoretisch denkbare Gradient hat im Idealfall einen Wert von 1 pT/m. Dieser Wert existiert in der Praxis nicht, da die unterschiedlichen Zusammensetzungen und Beschaffenheiten im Erdinneren die örtlichen Variationen des Erdmagnetfeldes beeinflussen. Mit der Arbeit von Bene 1980 [14] wurde gezeigt, welche Homogenitäten auf der Erde im Extremfall vorkommen und wie empfindlich das Erdmagnetfeld ist. Nur auf speziell ausgesuchtem Gelände konnte Bene Gradienten mit bis zu 500 pT/m verzeichnen. Um diese kleinen Gradienten messen zu können, durften keinerlei ferromagnetische Materialien in die Nähe des Probenraumes verbaut werden (keine Eisennägel oder -schrauben und ebenso keine vernickelten Messingschrauben). Die Messelektronik musste 60 m von der Probe entfernt aufgebaut werden [14, 46]. Ein weiteres Beispiel ist von Appelt et al. [11], der noch 100 m von Gebäuden entfernt eine Homogenität von 2,5 nT/m detektiert hatte.

Die Auswahl des Messortes hat demnach einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf die Homogenität des Erdmagnetfeldes. Innerhalb von Stahlbeton-Gebäuden sind nur noch die in den Wänden, Böden und Decken verbauten ferromagnetischen Materialien von Bedeutung. Demnach sind die natürlichen Inhomogenitäten des Untergrunds, gegenüber den künstlich erzeugten Verzerrungen des Gebäudes vernachlässigbar. Im Abschnitt 3.2 werden die verwendeten Messorte vorgestellt und aus diesen Messungen wird ersichtlich, dass innerhalb von Stahlbeton-Gebäuden Feldgradienten von  $0,5 \mu\text{T}/\text{m}$  bis  $1 \mu\text{T}/\text{m}$  zu erwarten sind. Zwar erwecken die starken Feldgradienten den Eindruck im Gebäude nicht messen zu können, doch zeigt diese Arbeit, dass NMR-Experimente und die Bildgebung innerhalb von Gebäuden funktioniert (siehe Messungen Kapitel 5). Dazu sollte noch gesagt werden, dass die Ansprüche an die Homogenität für die Bildgebung prinzipiell viel geringer ist, als es für spektroskopische Experimente nötig wäre (näheres dazu in Kapitel 2.3.4).

Normalerweise wird die Qualität eines künstlich erzeugten Messfeldes in der NMR mit der relativen Homogenität in ppm angegeben.<sup>2</sup> Dieser Wert zeigt, um welchen Faktor das Messfeld vom Ideal abweicht. Für einen Homogenitätsvergleich von Hoch- und Niederfeld Systemen ist diese Angabe ungeeignet. Beispielsweise besitzt ein klinischer Tomograph (1,5 T) eine relative Homogenität von 5 ppm/m. Das Erdmagnetfeld hat hingegen innerhalb eines Gebäudes eine relative Homogenität von etwa  $11 \cdot 10^3$  ppm/m. Diese Angabe ist aus den Messdaten der Tabelle 3.1 berechnet worden. Der Vergleich dieser Werte verdeutlicht die extrem schlechte relative Homogenität des Erdmagnetfeldes. Doch ändert sich dieser erste Eindruck, wenn die absoluten Homogenitäten miteinander verglichen werden (siehe Tabelle 2.1). Denn das Erdmagnetfeld verzeichnet sogar innerhalb von Gebäuden eine absolute Homogenität von  $0,5 \mu\text{T}/\text{m}$  und ein klinischer Tomograph hingegen  $7,5 \mu\text{T}/\text{m}$ . Genau dies ist einer der Vorteile der Erdfeld- und Niederfeld-NMR, es lässt sich ohne großen Aufwand eine gute, absolute Homogenität erreichen. Mit einer verbesserten absoluten Homogenität zeigt eine 0D-NMR-Messung geringere Linienverbreiterung einer Probe an, was besonders für die Spektroskopie wichtig ist (z.B. Linientrennung von J-Kopplungen). Denn die Verbreiterungen der Linien entstehen hauptsächlich durch die resultierenden Gradienten (Inhomogenität). In einem perfekt homogenen Magnetfeld bleibt letztendlich nur noch die substanzabhängige natürliche Linienbreite der Probe übrig und

---

<sup>2</sup>ppm: Ein Millionstel (engl. parts per million)



könnte direkt gemessen werden. Jeder zusätzliche Gradient (Inhomogenität) äußert sich somit in einer Linienverbreiterung der Probe und die natürliche Linienbreiten können in diesem Fall (innerhalb von Gebäuden) vernachlässigt werden. So kann über die gemessene Linienbreite direkt auf die absolute Homogenität umgerechnet werden.

Messsystem	relative Homogenität in [ppm/m]	absolute Homogenität in [ $\mu$ T/m]	Linienbreite in [Hz]
Erdmagnetfeld (Labor)	$11 \cdot 10^3$	0,5	2,3
1,5 T Tomograph	5	7,5	35

**Tabelle 2.1:** Vergleich verschiedener Homogenitätsangaben und dazugehörigen Linienbreiten. Die relative Homogenität ist bezogen auf die Abweichung des jeweiligen Messfeld und als Faktor in ppm/m angegeben. Die Angabe der absoluten Homogenität (Inhomogenität) und die daraus folgende Linienverbreiterung der Probe (11 cm Ausdehnung) zeigen den deutlichen Vorteil des Erdmagnetfeldes.

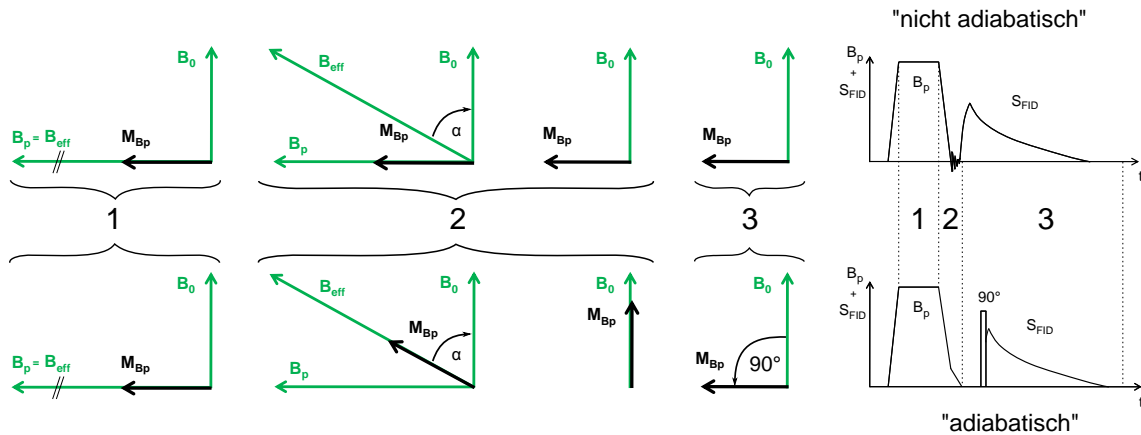
## 2.3 Besonderheiten der Erdfeld-MRT

### 2.3.1 Präpolarisation

Das SNR im Erdfeld ist für die verwendeten Probengrößen (Kugelvolumen von ca. 7 cm Durchmesser) nicht ausreichend, um ein NMR-Signal detektieren zu können (Signal ist um Größenordnungen kleiner als das Rauschen). Deswegen war es eine Sensation, als Packard und Varian 1954 [2] zum ersten Mal, im Erdmagnetfeld, ein NMR-Signal nachweisen konnten. Sie polarisierten die Probe mit einem zusätzliches Magnetfeld, welches 1000-fach größer war als das Erdmagnetfeld. Nach dem Abschalten des Polarisationsfeldes detektierten sie ein NMR-Signal mit der Signalintensität der Magnetisierung des hohen Feldes, jedoch mit den Präzessionseigenschaften des Erdmagnetfeldes. Sie erhöhten damit die Magnetisierung ausreichend stark, um das NMR-Signal aus dem Rauschlevel anzuheben. Weitere Arbeiten auf diesem Gebiet brachten zwei verschiedene Abschaltmöglichkeiten des Präpolarisationsfeldes zu Tage [38, 57, 58]. Diese werden im Folgenden erläutert, da für diese Arbeit ein Präpolarisationssystem entworfen wurde, welches beide Abschaltarten realisieren kann (siehe Abschnitt 3.3.5).

### 2.3.2 Abschalten des Polarisationsfeldes

Es gibt zwei sinnvolle Arten ein Polarisationsfeld abzuschalten, einmal „schnell“ (nicht adiabatisch) und einmal „langsam“ (adiabatisch). Damit diese zwei Abschaltarten einen Unterschied nach dem präpolarisieren aufweisen, muss das Präpolarisationsfeld senkrecht zum Erdmagnetfeld ausgerichtet sein.



**Abbildung 2.1:** Gegenüberstellung der zwei Abschaltarten „nicht adiabatisch“ (oben) und „adiabatisch“ (unten). Der zeitliche Verlauf ist in zwei Graphen dargestellt (rechts) und in drei Teile eingeteilt: Präpolarisation (1), Abschaltvorgang (2) und Signalentstehung (3). Die Vektordarstellungen (links) zeigen für die drei Zeitbereiche die Konstellationen zwischen den Vektoren: Erdmagnetfeldes  $B_0$ , Magnetisierung  $M_{BP}$ , das senkrecht stehenden Präpolarisationsfeld  $B_P$  und  $B_{eff}$  (Vektorsumme  $B_0 + B_P$ ).

In Abb. 2.1 sind die Abschaltarten und deren Unterschiede gegenübergestellt. Der zeitliche Verlauf der Graphen (rechts) ist in drei Teile eingeteilt, Präpolarisation (1), Abschaltvorgang (2) und Signalentstehung (3). Die Vektordarstellungen (links) zeigen das Erdmagnetfeld  $B_0$ , die Magnetisierung  $M_{BP}$  erzeugt vom Präpolarisationsfeld  $B_P$  und das effektive Magnetfeld  $B_{eff}$  (Vektorsumme  $B_0 + B_P$ ). Im Bereich 1 wird die Magnetisierung  $M_{BP}$  aufgebaut. Während des Abschaltvorgangs (Bereich 2) des „nicht adiabatischen“ Falls (Abb. 2.1 oben) wird das Magnetfeld „schnell“ abgeschaltet, so dass die Magnetisierung  $M_{BP}$  dem effektiven Magnetfeld  $B_{eff}$  nicht mehr folgen kann. Im Gegensatz dazu kann die Magnetisierung im „adiabatischen“ Fall (Bereich 2, Abb. 2.1 unten) dem effektiven Magnetfeld folgen und ist am Ende parallel zum Erdmagnetfeld ausgerichtet. Die Unterschiede in der Signalentstehung im Bereich 3 sind deutlich erkennbar. Für den „nicht adiabatischen“ Fall steht die Magnetisierung senkrecht zum Erdmagnetfeld und kann sofort anfangen um  $B_0$  zu präzedieren. Nach wenigen Ausschwingvorgängen der Empfangsspule ist es möglich ein

NMR-Signal  $S_{\text{FID}}$  zu detektieren. Der „adiabatische“ Ausgangszustand (Ende Bereich 2,  $M_{B_P} \parallel B_0$ ) benötigt einen zusätzlichen Anregungspuls ( $90^\circ$ ), um den FID zu erzeugen.

### Nicht adiabatischer Abschaltvorgang

„Nicht adiabatisch“ abschalten bedeutet, das Magnetfeld  $B_P$  schneller herunter zu fahren, als die Magnetisierung  $M_{B_P}$  dem effektiven Magnetfeld  $B_{\text{eff}}$  folgen kann. Das heißt, die Winkeländerung  $\frac{d\alpha}{dt}$  (Winkel zwischen  $B_0$  und  $B_{\text{eff}}$ , siehe Bereich 2 in Abb. 2.1) muss viel schneller ablaufen, als die effektive Kreisfrequenz  $\omega_{\text{eff}}$  der Spins im Magnetfeld  $B_{\text{eff}}$ . Die „nicht adiabatische“ Bedingung ist demnach:

$$\frac{d\alpha}{dt} \gg \omega_{\text{eff}} = \gamma B_{\text{eff}} \quad (2.26)$$

Eine bedeutende Winkeländerung  $\frac{d\alpha}{dt}$  setzt erst im letzten Moment des Abschaltvorgangs ein, wenn die Stärke des Präpolarisationsfeldes  $B_P$  die Größenordnung des Erdfeldes  $B_0$  erreicht und das effektive Magnetfeld  $B_{\text{eff}}$  anfängt sich in Richtung  $B_0$  zu bewegen. Somit kann ein kritischer Wert des Präpolarisationsfeldes  $B_P$  definiert werden, ab dem die Winkeländerung  $\frac{d\alpha}{dt}$  erst beachtet werden muss:

$$B_P = B_{\text{krit}} \approx 10 \cdot B_0 \quad (2.27)$$

Der „nicht adiabatische“ Abschaltvorgang funktioniert nicht bei hohen  $B_0$  Feldern, da sehr schnell die technischen und physikalischen Grenzen der Abschaltgeschwindigkeit des Magnetfeldes  $B_P$  erreicht werden. Aus diesem Grunde ist der „nicht adiabatische“ Abschaltvorgang nur in der Niederfeld-NMR bekannt.

### Adiabatischer Abschaltvorgang

„Adiabatisch“ abschalten bedeutet, das Magnetfeld  $B_P$  langsamer herunter zu fahren, als die effektive Kreisfrequenz  $\omega_{\text{eff}}$  der Spins vorgeben, damit die Magnetisierung  $M_{B_P}$  dem effektiven Magnetfeld  $B_{\text{eff}}$  instantan folgen kann (vergl. Bereich 2 in Abb. 2.1). Erst ab dem kritischen Wert  $B_P = B_{\text{krit}}$  des Abschaltfeldes  $B_P$ , bewegt sich das effektive Magnetfeld  $B_{\text{eff}}$  von der senkrechten Position weg, hin zur parallelen Ausrichtung von  $B_0$ , sofern die

Bedingung

$$\frac{d\alpha}{dt} \ll \omega_{\text{eff}} = \gamma B_{\text{eff}} \quad (2.28)$$

eingehalten wird.

### 2.3.3 Bildgebung und Sequenzen

#### Ortskodierung

Das Konzept der Ortskodierung funktioniert mit einer zusätzlichen Aufprägung von linearen Gradientenfeldern  $\vec{G}$  auf das homogene Grundfeld  $B_0$ . Ohne diese Aufprägung präzedieren alle Spins mit der Larmorfrequenz  $\omega_0$  des Grundfeldes  $B_0$ . Während der Aufprägung eines linearen Gradientenfeldes  $\vec{G}$  präzedieren die Spins von unterschiedlichen Orten  $\vec{r}$  mit unterschiedlichen Frequenzen  $\omega(\vec{r})$ .

$$\omega(\vec{r}) = \omega_0 + \gamma \vec{G} \vec{r} \quad (2.29)$$

Jede Frequenz kann somit genau einem Ort in der Probe zugeordnet werden. Nach der Aufnahme der Messdaten muss mit Hilfe der Fourier-Transformation [59, 60] das Messsignal (k-Raum) in ein ortskodiertes MR-Bild (Frequenz/Bild-Raum) umgerechnet werden.

#### Sequenzen der Erdfeld-MRT

Der einzige Unterschied zur Hochfeld-MRT ist, dass vor jeder Messung ein Präpolarisationspuls ausgespielt werden muss. Das heißt, es können einige bestehende Sequenzen [42], die für die Hochfeld-MRT entwickelt worden sind, leicht für die Erdfeld-MRT angepasst werden. Es wurden in dieser Arbeit hauptsächlich Spin-Echo [61–63] basierte Sequenzen verwendet. Für die MR-MPI-Kombimessung wurde eine Multi-Spin-Echo [64, 65] Sequenz für die Bildgebung optimiert.

Für eine Sequenz zur  $T_1$  Bestimmung/Gewichtung muss die Dauer der Präpolarisation variiert werden (nach Bloom & Mansir [46, 66]), da sich die Magnetisierung nur während dieser Präpolarisationsphase aufbaut und so automatisch eine  $T_1$  Gewichtung entsteht. Die  $T_2$  Bestimmung/Gewichtung kann wie bei der Hochfeld-MRT nach Hahn [61] mit einer Spin-Echo Sequenz mit unterschiedlichen Echozeiten oder auch einem Multi-Spin-Echo

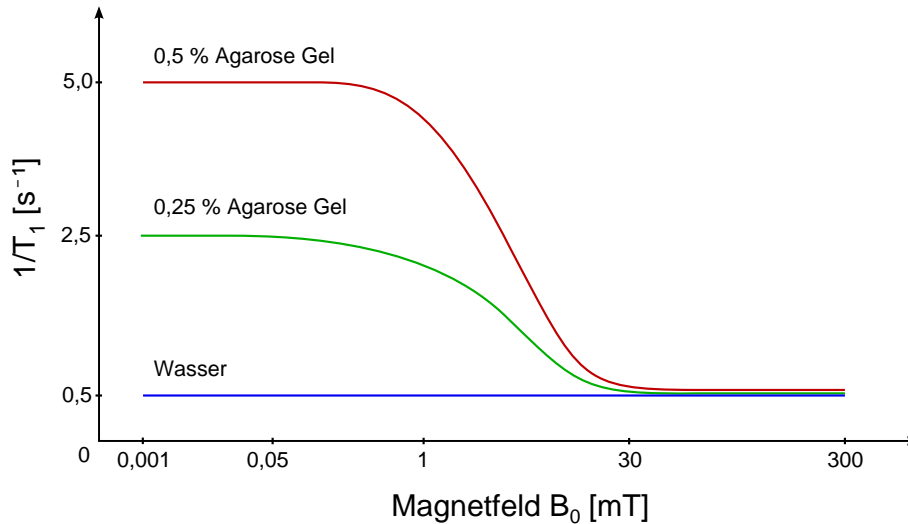
vorgenommen werden.

### **Kontrast**

Bei der Hochfeld-MRT ist es möglich für jede Messung verschiedene Bildkontraste [40, 42] (Spindichte,  $T_1$ ,  $T_2$ ) einzustellen. Dies ist mit einer Erdfeld-MRT-Sequenz nicht oder nur bedingt möglich. Der vorgelagerte Präpolarisationspuls einer jeden Messung verändert das Kontrastverhalten im Vergleich zur Hochfeld-MRT erheblich. Eine  $T_1$ -Gewichtung entsteht alleine durch die begrenzte Präpolarisationsdauer, da die Gleichgewichtsmagnetisierung von Substanzen mit großem  $T_1$  nicht erreicht werden kann. Denn für ausreichend lange Präpolarisationszeiten ( $> 5 \cdot T_1$ ) würden die Messzeiten zu groß werden. Aus Abschnitt 2.3.4 geht hervor, dass möglichst lange Aufnahmezeiten (Größenordnung von  $T_2$ ) benötigt werden. Daraus folgt, dass für jede Messung eine zusätzliche  $T_2$ -Gewichtung herrscht. Es kann davon ausgegangen werden, dass in jeder Erdfeld-NMR-Messung eine gewisse Mischung von Spindichte-,  $T_1$ - und  $T_2$ -Gewichtung vorhanden ist.

Tendenziell fallen die  $T_1$  und  $T_2$  Zeiten für niedrigere  $B_0$  Felder kürzer aus [67, S. 229]. Das liegt zum Teil daran, dass die Energieübertragung an das Gitter für höhere Frequenzen ineffizienter wird. Graf et al. [68] hat für reines Wasser eine  $T_1$  Dispersion von 2,4 s ( $B_0 = 1 \mu\text{T}$ ) bis 3,4 s ( $B_0 = 120 \mu\text{T}$ ) gemessen (für noch höhere  $B_0$  Felder waren die  $T_1$  Zeiten für Wasser konstant).

Einer der großen Vorteile der Erdfeld-NMR ist eine größere  $T_1$  Kontrastaufspaltung [22, 26, 68, 69]. Clarke et al. [22] hat den  $T_1$  Dispersionskurvenverlauf von 1  $\mu\text{T}$  bis 300 mT mit Wasser und zwei verschiedenen Konzentrationen von Agarose Gel durchgeführt (siehe Abb. 2.2). Die Aufspaltung der  $T_1$  Zeiten ist für niedrige  $B_0$  Felder bis etwa 1 mT maximal und endet bei 30 mT. Das heißt, um die maximale  $T_1$  Aufspaltung ausnutzen zu können, müssten  $B_0$  Felder unterhalb 1 mT verwendet werden. Dieser Vorteil eröffnet ein großes Potential für die Tumordetektion [22, 70], doch die mangelnde Auflösung (SNR) und die damit verbundenen langen Messzeiten verwehren dieser Technik bis jetzt einen größeren Marktanteil.



**Abbildung 2.2:** Schematische Dispersionskurve der Messung von [22] zeigt, die  $T_1$  Kontrastaufspaltung von gewebeähnlichem Material, Agarose Gel in verschiedenen Konzentrationen. Das Erdmagnetfeld mit einem  $B_0 = 50 \mu\text{T}$  liegt genau im maximalen Aufspaltungsbereich.

### 2.3.4 Diskussion der Grenzen

Im Folgenden werden die allgemeinen begrenzenden Faktoren der Erdfeld-NMR aufgezählt und zum Teil genauer beleuchtet.

#### SNR

Das SNR (definiert in Abschnitt 2.1.6) ist die aussagekräftigste Größe in der NMR, wenn es um die Einschätzung der Signalqualität geht. Diese Größe kann nahezu eins zu eins gegen kürzere Messzeiten oder bessere Signal-/Bildqualität (Auflösung) eingetauscht werden. Allgemein kann das SNR durch die Anzahl von  $N$  Mittelungen mit  $\sqrt{N}$  erhöht werden. Jedoch ist dieses Mittel der SNR Erhöhung für die Erdfeld-NMR sehr eingeschränkt, da die Zeiten von einer Messung schon recht hoch sind. Das liegt vor allem an dem nötigen Präpolarisationspuls, der durchschnittlich zwei Sekunden vor jeder Messung in Anspruch nimmt. Die Länge des Präpolarisationspulses zu variieren hat ebenfalls Einfluss auf das SNR. Die Signalintensität steigt exponentiell mit der Präpolarisationsdauer an und die maximale Intensität endet ungefähr bei  $5 \cdot T_1$  der Probe. Es kann eine optimale Präpolarisationszeit berechnet werden, indem das exponentielle Wachstum der gewonnenen Zeit für Mittelungen gegenübergestellt wird. Das Ergebnis ist  $t_{\text{Präpol}} \approx T_1$ .

Das Rauschen wurde in dieser Arbeit auf ein Minimum optimiert und kann demnach

nicht mehr maßgeblich verringert werden. Die Haupterschwerung in der Erdfeld-NMR ist die Empfangsspule [71] und die Gründe werden ausführlich in Abschnitt 3.3.1 behandelt. Es bleibt jetzt nur noch eine Möglichkeit das SNR zu verbessern, indem die Signalintensität gesteigert wird. Diese erhöht sich linear mit der Präpolarisationsfeldstärke, sofern das Messfeld  $B_0$  gleich groß bleibt und umgekehrt. Die Erhöhung des Messfeldes  $B_0$  oder der Präpolarisationsstärke sind die wirkungsvollsten Größen, um das SNR eines optimierten Systems zu erhöhen.

### **Begleitfelder**

Für eine ausführlichere Behandlung der Grundlagen und Einflüsse der Begleitfelder in der Niederfeld-NMR wird auf Volegov et al. [72] verwiesen. Die Begleitfelder der Gradienten (vergl. Gleichung 4.9), die in der Literatur unter dem englischen Begriff „concomitant gradient fields“ [73] bekannt geworden sind, sind allgemein für die Niederfeld-MRT der physikalisch begrenzende Faktor. Die Begleitfelder (x- und y-Komponente) stehen laut den Maxwell-Gleichungen senkrecht zum gewünschten Gradientenfeld (z-Komponente). Die Begleitfelder sind teilweise dem Hauptfeld in Stärke und Form ähnlich. Das bedeutet, die Begleitfelder können das Messfeld  $B_0$ , je nach Stärke der angelegten Gradientenfelder, maßgeblich in Richtung und Betrag beeinträchtigen, bis die lineare Zuordnung der Gradientenfelder (Ortskodierung) verloren geht und es zu Artefakten kommt. Ähnlichkeit wie bei Wirbelstromartefakten die in der Literatur als „eddy-currents“ artifacts bekannt sind [73–75]. Yablonskiy et al. [76] hat dieses Verhalten genauestens untersucht und eine gute Faustregel festgelegt, die besagt, ab welcher Gradientenstärke Artefakte entstehen. Demnach ist am Rand der Probe ein maximales Gradientenfeld von  $1/10$  des Messfeldes  $B_0$  erlaubt. Für die Verwendung von stärkeren Gradienten gibt es Korrekturmethode [77, 78] oder spezielle, für die Erdfeld-MRT entwickelte Pulssequenzen [79], die diese Artefakte verringern können. In dieser Arbeit wurden nur schwächere Gradienten verwendet, die weit unter dem kritischen Wert ( $1/10 \cdot B_0$ ) liegen.

### **$T_2$ Limitierung**

Die  $T_2$  Limitierung kann gut anhand einer Frage erklärt werden. Können Öl und Wasser im Erdfeld spektroskopisch getrennt werden? Nein, da der Linienabstand zwischen Öl und Wasser ungefähr 5 ppm beträgt und das im Erdfeld eine spektroskopische Auflösung

von 0,01 Hz verlangt. Um diese Frequenzauflösung zu realisieren, müsste die Aufnahmedauer mindestens  $1/0,01 \text{ Hz} = 100 \text{ s}$  entsprechen und damit auch das NMR-Signal in der gleichen Größenordnung liegen. Dies ist bei Wasser und Öl ( $T_2 \sim 1\text{-}2,5 \text{ s}$ ) nicht der Fall. Anders herum argumentiert kann mit einer Aufnahmedauer von zwei Sekunden (passend für Öl und Wasser) eine maximale spektrale Auflösung von 0,5 Hz erzielt werden. Für ein  $\omega_0 = 2 \text{ kHz}$  können damit nur 250 ppm erreicht werden, bei höheren Feldern entsprechend mehr. Allgemein gesagt begrenzt die  $T_2$  Zeit der Probe die Frequenzauflösung des Systems. Daraus folgt, die Spektroskopie der Erdfeld-NMR ist nur für bestimmte Substanzen mit langen  $T_2$  Zeiten sinnvoll.

Trotzdem gibt es wissenschaftliche Veröffentlichungen von Erdfeld-Spektrometern. Appelt et al. [11] haben dieses Problem überwinden können, indem Substanzen wie Benzol verwendet wurden, welche große Zerfallszeiten besitzen. Benzol besitzt eine Zerfallszeit von  $T_2 = 9.4 \text{ s}$  und damit eine Frequenzauflösung von 33 mHz. Mit dieser spektralen Auflösung gelang es Ihnen die J-Kopplungen [14] von bestimmten zugesetzten Molekülen zu untersuchen.

#### **Bandbreitenbegrenzung**

Eine Erhöhung der Gradientenstärke hat immer eine nötige Erhöhung der Bandbreite  $\Delta\nu$  zur Folge, sofern die Auflösung erhöht werden soll. Zusätzlich bringt eine Erhöhung der Bandbreite  $\Delta\nu$  (laut Gleichung 2.19) ein erhöhtes Rauschen ( $\sim \sqrt{\Delta\nu}$ ) mit ein. Dies verschlechtert das SNR. Um dies wiederum zu kompensieren, müssten die Messzeiten (durch Mittelungen) mitunter von Stunden auf Tage verlängert werden. Hiermit stellt das niedrige SNR der Erdfeld-NMR eine indirekte Bandbreitenbegrenzung dar, die unterhalb der absoluten Grenze der Gradienten Limitierung liegt (vergl. Begleitfelder oben).

Die baulich bedingte Bandbreite der Empfangsspule (vergl. Abschnitt 3.3.1) ist ein weiterer Grund wodurch die Bandbreite  $\Delta\nu$  und damit die Auflösung begrenzt werden kann. Die Bandbreite der Empfangsspule beträgt 200 Hz und dieses Limit liegt auch unter dem von den Begleitfeldern verursachten Limit. Im Gebäude können die 50 Hz Störungen (und deren Vielfache) so stark werden, dass es sinnvoll ist, zwischen zwei benachbarten 50 Hz Peaks die Messfrequenz (Erdfeld) einzustellen. Dies kann mit einem minimalen Offsetfeld



(z.B. mit einem 3 m entfernten Permanentmagneten) bewerkstelligt werden. Demnach darf die Bandbreite nicht größer als 50 Hz eingestellt werden.

Alle genannten Faktoren wie SNR, Begleitfelder,  $T_2$  der Probe, Empfangsspule oder 50 Hz Störungen begrenzen direkt oder indirekt die maximal einstellbare Aufnahmebandbreite einer Messung. Durch diese Sammlung von Limitierungen kann die momentane Qualitätsbegrenzung einer Messung schnell erkannt werden und falls möglich Gegenmaßnahmen eingeleitet werden.



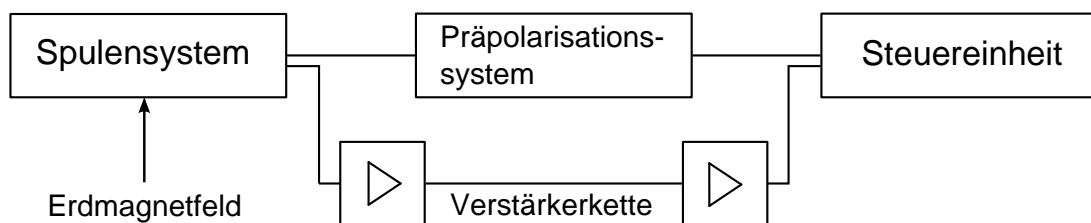
# 3 Entwicklung eines Erdfeld-NMR-Systems

---

Dieses Kapitel soll die Probleme und Lösungen der Entwicklung eines Erdfeld-NMR-System näher bringen. Es wird der Gesamtaufbau zusammenfassend dargestellt und auf die Problematiken des Messortes eingegangen. Im Anschluss werden alle gebauten Komponenten im Einzelnen detailliert besprochen. Abschließend werden die im Rahmen dieser Arbeit entstandenen Spezialentwicklungen, der Bau eines neuen Erdfeld-NMR-Messkopfes und die Entwicklung eines alternativen Magnetfeldsensors (Fluxgate) vorgestellt.

---

## 3.1 Einführung in den Gesamtaufbau

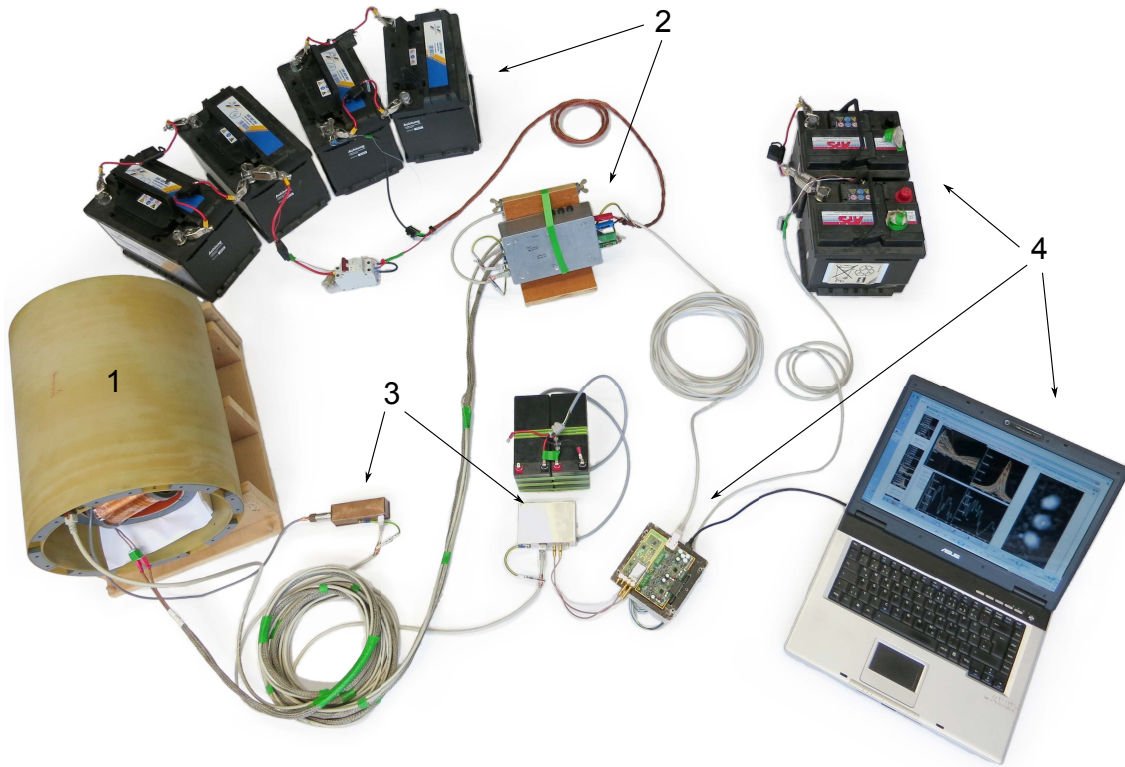


**Abbildung 3.1:** Schematische Darstellung der Hauptkomponenten der Erdfeld-NMR-Anlage.

In diesem Kapitel sind alle wichtigen Komponenten zusammengefasst dargestellt, um einen Überblick der Apparatur zu erleichtern. Die komplette Messapparatur kann in vier Teile eingegliedert werden: Das Spulensystem, das Präpolarisationssystem, die Verstärkerkette und die Steuereinheit (siehe dazu Abb. 3.1). Bei der Entwicklung des Systems wurde auf Mobilität geachtet, so dass jeder Zeit Experimente im Freien ohne störende Einflüsse durchgeführt werden können. Das heißt, alle Komponenten wurden speziell entworfen, dass

sie auf Akkubetrieb umgestellt werden können oder grundsätzlich ohne Netzanbindung auskommen.

#### 3.1.1 Gesamtaufbau

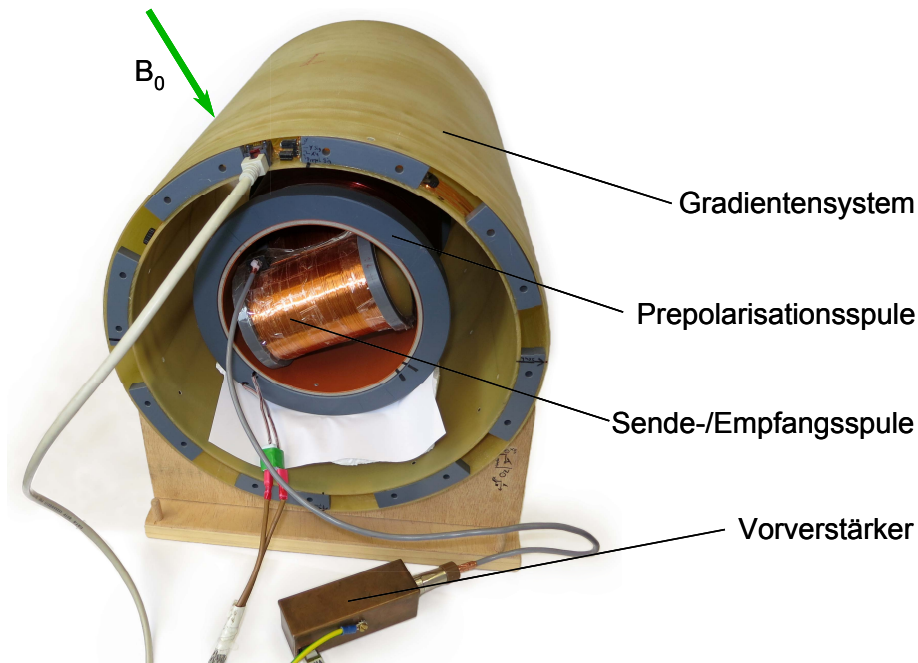


**Abbildung 3.2:** Kompakte Darstellung aller Komponenten des gesamten Erdfeld-NMR-Tomographen, mit Zuleitungen und Energieversorgung. (1) Spulensystem, (2) Präpolarisationssystem mit Spannungsquelle, (3) Verstärkerkette mit Spannungsquelle und (4) Steuereinheit mit dem Laptop und Spannungsquelle.

Der komplette Aufbau mit allen Komponenten ist in Abb. 3.2 dargestellt. Das Spulensystem ist mit (1) markiert. Der äußere Zylinder ist das Gradientensystem und innerhalb dessen sind Präpolarisationsspule, Sende-/Empfangsspule und Probe platziert (siehe Detailaufnahme Abb. 3.3). Das Präpolarisationssystem mit der Spannungsquelle (vier Autobatterien) ist mit (2) gekennzeichnet und mit (3) die Verstärkerkette (Vorverstärker links und Leitungsverstärkerbox mit Spannungsquelle (Motorradbatterie) rechts). Die (4) kennzeichnet die Steuereinheit mit einer weiteren Spannungsquelle und Laptop. Die Steuereinheit (Platine, links neben Laptop) besteht aus Sende-/Empfangs- und Gradientenverstärker und bildet das Herzstück der digitalen Signalverarbeitung. Sie wird über

USB angesteuert.

### 3.1.2 Spulensystem



**Abbildung 3.3:** Spulensystem des Erdfeld-NMR-Tomographen auf einer Holzhalterung und angeschlossenem Vorverstärker. Das Erdmagnetfeld  $B_0$  steht senkrecht auf allen Spulen.

Das Spulensystem in Abb. 3.3 setzt sich in der geometrischen Reihenfolge von innen (Probenmittelpunkt) nach außen folgendermaßen zusammen: Probe, Sende-/Empfangsspule, Präpolarisationsspule und Gradientensystem. Im Inneren des Spulensystems befindet sich der Probenraum (7 cm Durchmesser). Die Präpolarisationsspule ist senkrecht zur Sende-/Empfangsspule orientiert, um die Induktionswirkung in die Empfangsspule physikalisch zu entkoppeln. Außerhalb der Präpolarisationsspule befindet sich das Gradientensystem, welches für die Bildkodierung benötigt wird und in Kapitel 4 ausführlich diskutiert wird.

### 3.1.3 Präpolarisationssystem

Das Präpolarisationssystem ist mit der Präpolarisationsspule und der Steuereinheit verbunden. Im Prinzip ist es eine Schalteinheit, die 24 V einer Spannungsquelle direkt auf die Präpolarisationsspule schalten kann, um ein Präpolarisationfeld zu erzeugen (für weitere Informationen vergl. Abschnitt 3.3.5).

### 3.1.4 Verstärkerkette

Die Verstärkerkette besteht aus einem Vorverstärker, der direkt nach dem Spulensystem platziert ist und einem Leitungsverstärker. Die Verstärkerkette sorgt dafür, dass das Signal gleich nach der Empfangsspule auf einen hohen Signalpegel angehoben wird, um ohne Verluste das Messsignal über mehrere Meter übertragen zu können (für weitere Informationen vergl. Abschnitt 3.3.6).

### 3.1.5 Steuereinheit

Die Steuereinheit besteht aus einem für niedrige Frequenzen modifiziertem System, das vor der Lehrstuhl-Ausgründung der Firma Pure Devices aus Würzburg inklusive Ansteuerungssoftware entwickelt wurde. Durch die enge Zusammenarbeit konnte die Steuereinheit auf die notwendigen Anforderungen dieser Arbeit angepasst werden. Die Einheit beinhaltet Sende-/Empfangskanal und vier Gradientenkanäle. Für die Bedienung und Darstellung wurde ein handelsüblicher Laptop verwendet (vergl. Abschnitt 3.3.9).

## 3.2 Messorte

Der Messplatz soll so gestaltet werden, dass ein möglichst homogenes Magnetfeld am Probenort gewährleistet ist. Die in dieser Arbeit verwendeten Messorte waren zum Einen innerhalb Stahlbeton-Gebäuden und zum Anderen im Freien, 100 m von den nächsten Gebäuden entfernt. Die ersten Versuche, im Freien wurden auf ein Schotterparkplatz durchgeführt. Der Boden hatte jedoch großen Einfluss auf die Homogenität des Erdmagnetfeldes und erst die Platzierung auf freiem Feld brachten bessere Ergebnisse. Problematischer dagegen sind die Standorte innerhalb des Gebäudes, die vorgegeben waren. Demnach musste nur noch die optimale Platzierung der Messapparatur im Laborraum gefunden werden. Der beste Messort befindet sich in der Mitte des Raumes, maximal entfernt von den Stahlbeton-Wänden. Zusätzlich muss darauf geachtet werden, dass alle ferromagnetischen Teile mindestens zwei Meter vom Probenort entfernt sind. Der Boden hat den gleichen negativen Einfluss auf die Homogenität wie die Wände und deswegen wurde die Apparatur auf einem Holztisch in die Mitte des Raumes platziert.

Messungen mit einem handelsüblichen Fluxgate-Magnetometer und darauffolgende NMR-

Messungen zeigten übereinstimmende Ergebnisse. Es wurden Inhomogenitäten von  $0,3 \mu\text{T/m}$  auf freies Feld und im Labor bis  $1 \mu\text{T/m}$  gemessen. Die Homogenität konnte mit der Bestimmung der Halbwertsbreite  $\Delta f_{HW}$  oder der Relaxationszeit  $T_2^*$  erfolgen, denn diese sind näherungsweise verknüpft [40, S. 287]:

$$\Delta f_{HW} \simeq \frac{\sqrt{3}}{\pi T_2^*} \quad (3.1)$$

Die Messergebnisse der Relaxationszeit  $T_2^*$  und der Halbwertsbreite  $\Delta f_{HW}$  der verschiedenen Räumlichkeiten sind in der Tabelle 3.1 aufgelistet und es konnte die Beziehung der Gleichung 3.1 bestätigt werden.

Messorte:	$T_2^*$ in [ms]	$\Delta f_{HW}$ in [Hz]	Inhomogenität in [ $\mu\text{T/m}$ ]
Labor (Biovorbereitung)	180	3,5	0,8
3. Stock Mathematikgebäude	250	2,3	0,5
Feld (100 m von Gebäuden)	400	1,6	0,3

**Tabelle 3.1:** Messwerte verschiedener Messorte zur Beurteilung der Homogenität des Erdmagnetfeldes am Probenort (Probenausdehnung 11 cm).

In den Wänden, Böden und Decken ist eine große Menge an ferromagnetischen Material verbaut. Demnach sind die natürlichen Inhomogenitäten des Untergrunds (Gesteinsschichten unter dem Gebäude), gegenüber den künstlich erzeugten Verzerrungen, zu vernachlässigen.

Als Beispiel für die Auswirkungen eines Stahlrohres unter realistischen Bedingungen wurde die Feldvariation  $|\Delta B_P|$  berechnet. Ein Stahlrohr, mit 30 mm Durchmesser (z.B. Schreibtischbein) in 1,5 m Abstand vom Probenort, bewirkt eine Verzerrung des Erdmagnetfeldes über eine Probe (7 cm) von  $|\Delta B_P| = 46 \text{ nT}$  (1,8 Hz) [46, S. 37]. Allerdings gilt diese Abschätzung nur für ferromagnetische Teile, die weichmagnetisch sind und nicht vorher aufmagnetisiert wurden. Bei magnetischen Materialien sind entsprechend stärkere Störungen zu erwarten.

Aus diesem Ergebnis geht hervor, dass diese Änderung des Erdmagnetfeldes ( $|\Delta B_P| = 46 \text{ nT}$ ) zwar messbar ist, jedoch für statische Bedingungen kein Problem für die Messungen darstellt. Das bedeutet, es dürfen keine ferromagnetischen Umlagerungen während einer

Messung stattfinden. Dies gilt entsprechend auch für alle umliegenden Räume. Denn selbst das Verrücken eines Eisen-haltigen Bürostuhls, in unmittelbarer Nähe, muss während einer Messung ausgeschlossen werden. Aus diesem Grunde wurden Holzstühle verwendet.

## 3.3 Komponentenentwicklung im Detail

Im Folgenden wird die Systemkette der finalen Version des Erdfeld-NMR-Systems vorgestellt und zudem die wichtigsten Erfahrungen der Entwicklung zusammenfassend erläutert.

### 3.3.1 Empfangsspule

Empfangsspulen, die im niederen kHz Bereich (Niederfrequenzspulen) empfindlich sein sollen, müssen nach anderen Regeln als Hochfrequenzspulen eines Hochfeld-Tomographen designt werden. Zum Beispiel spielen Effekte, wie Skineffekt [80, 81, S. 41 / S. 130], stehende Wellen (da die Wellenlänge bei 2 kHz 150 km lang ist) und die Beladung<sup>1</sup>, bei Niederfrequenzspulen keine Rolle. Schon Walters hat 1958 [4] die Eigenschaften einer optimalen Empfangsspule für seine Erdfeld-NMR-Anlage zusammengefasst: viele Windungen (unter Beachtung des Geometriefaktors), niedrige parasitäre Kapazität, hohe Güte und großes Innenvolumen. Im Folgenden werden diese Anforderungen und deren wichtigsten Zusammenhänge und Eigenschaften geschildert und die daraus geschlossenen Kompromisse der gebauten Empfangsspule erläutert.

Zuerst wurde das Proberaumvolumen auf eine Länge und Durchmesser von 72 mm festgelegt, dies entspricht der Größe einer kommerziellen Kleintierliege. Daraufhin konnte die Wickellänge der Spule bestimmt werden. Dazu musste folgender Zusammenhang betrachtet werden. Je länger eine Spule wird, desto homogener ist der innere Bereich, aber desto mehr Draht wird benötigt, was den Gesamtwiderstand und das Spulenrauschen erhöht. Mit einer Wickellänge von 10 cm konnte ein guter Kompromiss zwischen akzeptablem, homogenem Bereich des Probenvolumens und kurzer Bauweise eingehalten werden.

Nach Festlegung der Geometrie, konnte die Anzahl der Windungen und die Drahtstärke

---

<sup>1</sup>Beladung bezeichnet die Probe innerhalb einer Hochfrequenzspule. Diese hat Einfluss auf die Resonanzfrequenzabstimmung.



durch folgende Überlegungen optimiert werden. Mit der Windungszahl steigt das Spulenaussehen durch  $\sqrt{R}$  (Gleichung 2.19) an, jedoch steigt der Signalgewinn mit  $N$  linear an (Gleichung 2.10). Diese Näherung stimmt nur solange der Probenabstand der unterschiedlichen Wickellagen vernachlässigbar ist. Daraus folgt, dass ein Kompromiss zwischen der Drahtdicke und Abstand der äußeren Wickelungen zur Probe gefunden werden muss, wobei sich der Gewinn des geringeren Widerstandes bei stärkerer Drahtdicke mit der Anzahl der Windungen auf gleichem Volumen kompensiert. Zudem ändert sich mit steigender Windungszahl ein weiterer, nicht zu vernachlässigender Faktor, die parasitäre Eigenkapazität [82] der Spule. Diese wird größer und erniedrigt die Eigenresonanz der Empfangsspule. Das heißt, es darf die Windungszahl nur solange erhöht werden, bis sich die Eigenresonanzfrequenz der Messfrequenz angleicht. Diese Gegebenheit ist damit zu Begründen, dass Spulen durch das Einbringen eines Kondensators in ihrer Resonanzfrequenz ausschließlich niedriger als die Eigenresonanz eingestellt werden können (vergl. Gleichung 2.24). Aus diesem Grunde wurden 3100 Windungen für die Empfangsspule verwendet, um eine optimale Eigenresonanzfrequenz von 4,4 kHz zu erreichen (experimentell bestimmt). Damit ist ausreichend Einstellungsfreiraum gegeben, um die Eigenresonanz mit einem extern abstimmbaren Kondensator auf die Messfrequenz (2 kHz) abzugleichen.



**Abbildung 3.4:** Empfangsspule, Gradiometer 1. Ordnung mit Musterprobe.

Die Empfangsspule in Abb. 3.4 ist ein Gradiometer 1. Ordnung [83, S. 244]. Das bedeutet, dass zwei identisch gewickelte Spulen gegensinnig in Serie zusammengeschaltet sind. Damit werden globale Störungen (die durch beide Spulen gleichzeitig wirken) unterdrückt. Die Kapazitätswerte sind im Vergleich zu Hochfrequenzspulen um Größenordnungen höher.

Damit ist die Einstellung des Abstimmkondensators unkritisch und bleibt stabil, da die Resonanzabstimmung durch äußere Einflüsse (wie Beladung) nicht gravierend beeinflusst werden.

Das Rauschen einer Niederfrequenzspule dominiert gegenüber allen anderen Rauschquellen, da diese hohe Anzahl von Windungen einen dementsprechend großen Gesamtwiderstand ergibt. Erst ab einer Frequenz von 10 MHz und höher ist der Wirkungsgrad einer Spule ausreichend groß, um zum Beispiel das Körperrauschen eines „menschlichen Torso“ aufzulösen [71]. Laut Myers 2007 ist sogar im besten Fall das Spulenrauschen bei 2 kHz noch mindestens drei Größenordnungen über dem Körperrauschen anzusetzen. Eine Möglichkeit diese Detektionsgrenze zu überwinden wäre die Verwendung eines alternativen Magnetfeldsensors, ein sogenannter SQUID (superconducting quantum-interference device) [15, 16]. Dieser wird allerdings im Vergleich zur klassischen Empfangsspule mit flüssigem Stickstoff oder Helium gekühlt betrieben, während die Probe bei Zimmertemperatur gehalten wird. Dies ist technisch anspruchsvoll und damit mit relativ hohem Aufwand und Kosten verbunden und aus diesem Grund wurde die Verwendung von SQUIDs vermieden.

Im Folgenden sind alle wichtigen Daten der Empfangsspule zusammengefasst dargestellt:

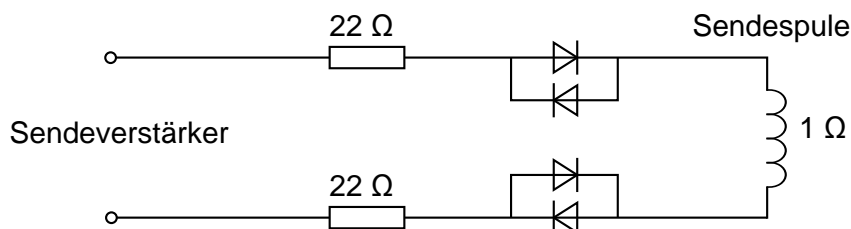
Kenngrößen einer einzelnen Empfangsspule:

Innendurchmesser:	72 mm
Wickelkörper Außendurchmesser:	76 mm
Wickellänge:	100 mm
Lagen:	9 (Lagendicke: 5 mm)
Drahtstärke:	0,25 mm (Kupferlackdraht)
Windungszahl:	3100
Induktivität:	428 mH
Widerstand:	270 $\Omega$

Kenngrößen der Doppelspule:	
Windungszahl:	6200
Induktivität:	920 mH
Widerstand:	540 $\Omega$
Impedanz bei 2kHz:	250 k $\Omega$ (berechnet, siehe Gleichung 2.25)
Güte:	20 (10, mit Abstimmkondensator sinkt erfahrungsgemäß die Güte um Faktor 2 [48])
Bandbreite:	200 Hz (abgestimmt)
Eigenresonanz:	4,4 kHz

### 3.3.2 Sendespule

Es ist prinzipiell möglich, in der Erdfeld-NMR die Empfangsspule als Sendespule zu verwenden [38], jedoch benötigt diese Ansteuerung zusätzliche Elektronik zum Umschalten von Senden auf Empfangen und es wäre ein zusätzlicher Umschaltkanal nötig gewesen. Zudem müsste diese Elektronik nahe der Empfangsspule platziert werden und damit wäre eine weitere Fehler-/Störquelle entstanden. Die Verwendung von zwei getrennten Spulen entspricht demnach der sinnvollsten Realisierung. Die Sendespule (26 Windungen) wurde als letzte Lage auf die rechte Seite der Doppelspule (siehe Abb. 3.4) aufgewickelt. Das Konzept von zwei unterschiedlichen Spulen stellte sich als gute Lösung heraus. Denn die Spulen sind damit galvanisch entkoppelt und es muss nur noch auf magnetische/kapazitive Kopplung geachtet werden. Da diese Kopplungen nicht vermieden werden können, muss lediglich dafür gesorgt werden, dass von der Sendespule während der Messsignalaufnahme keine Störungen in die Empfangsspule einkoppeln können. In Abb. 3.5 ist das Ankoppelnetzwerk der Sendespule gezeigt.



**Abbildung 3.5:** Ankoppelnetzwerk der Sendespule, gekreuzte Dioden zum abkoppeln der langen Leitungen und Sendeverstärkers.

Die Impedanzanpassung für den Sendeverstärker wurde mit Vorwiderständen realisiert

(insgesamt  $50 \Omega$ ). Gekreuzte Dioden nahe der Sendespule zu platzieren war von essenzieller Bedeutung. Störspannungen vom Sendeverstärker und die eingefangenen Störungen aus der Umgebung durch die 10 m langen Zuleitung (Antennenwirkung) konnten damit sehr effizient abgekoppelt werden. Nach dem Senden eines Pulses musste eine Totzeit (Ausschwingzeit der Empfangsspule) von mindestens 10 ms bei der Sequenzprogrammierung berücksichtigt werden. Es wurden Versuche durchgeführt, um die Totzeit zu minimieren, indem die Empfangsspule während dem Senden verstimmt (Resonanzkondensator ausgeschaltet) wurde. Doch da die Empfangsspule eine sehr große Eigenkapazität besitzt, ist das Verstimmen nicht sehr effektiv und sie geriet trotzdem in Schwingung. Es war nicht möglich die Empfangsspule mit äußeren Schaltungen im Schwingverhalten „ruhiger“ zu halten. Mit dem gezeigten Minimalaufwand (Abb. 3.5) war schon das Optimum erreicht.

Typische Kennwerte der Sendespule für einen  $90^\circ$  Puls:

Sendeleistung: 0,4 W

Pulslänge: 3 ms

Stromaufnahme: 10 mA

$B_1$  Feld: 2  $\mu$ T

Kenngrößen der Sendespule (Wickelgeometrie Abschnitt 3.3.1):

Windungszahl: 26

Lagen: 1

#### 3.3.3 Präpolarisationsspule

Die wichtigste Anforderung an die Präpolarisationsspule in Abb. 3.6 ist ein starkes Magnetfeld zu erzeugen, welches senkrecht zur Empfangsspule steht. Die Homogenität wurde mit einer angemessenen Länge von 160 mm als ausreichend eingestuft, da mehr Wert auf eine hohe Effizienz gelegt wurde. Zudem konnte auf eine aktive Schirmung verzichtet werden.

Durch die senkrechte Anordnung ist eine physikalische Entkopplung beider Spulen gegeben. Dies ist notwendig, da beim Abschalten des Präpolarisationsfeldes die Induktionwirkung einer parallel liegenden Empfangsspule extrem groß wäre. Das entspräche einer Trafokonstellation mit maximaler Induktionsspannung an der Empfangsspule im Verhältnis der Windungszahlen. Der innere Radius der Spule wurde an die Größe der Empfangsspule angepasst und es konnte eine Standardgröße eines Abwasserrohrs von 150 mm als



**Abbildung 3.6:** Präpolarisationsspule mit innen liegender, senkrecht orientierter Empfangsspule.

Wickelkörper verwendet werden. Es wurde darauf geachtet, dass der Wickelkörper nicht magnetisch oder leitfähig ist. Die Anforderungen an die Eigenschaften des Materials sind für niedrige Frequenzen nicht so hoch wie für hohe Frequenzen und deswegen müssen keine teureren, glasfaserverstärkten Verbundmaterialien verwendet werden. Die Drahtstärke und die Anzahl der Windungen wurde auf die zur Verfügung stehenden Versorgungsspannung von 24 V (vergl. Abschnitt 3.3.4) optimiert. Die Abschalteigenschaften der Präpolarisationsspule werden hauptsächlich von dem Präpolarisationssystem beeinflusst und dies wird ausführlich im Abschnitt 3.3.5 behandelt. Im Folgenden sind die wichtigsten Kenngrößen der gebauten Präpolarisationsspule aufgelistet.

<u>Kenngrößen der Präpolarisationsspule:</u>	
Innendurchmesser:	150 mm
Wickelkörper Außendurchmesser:	160 mm
Wickellänge:	160 mm
Lagen:	7 (Lagendicke: 14 mm)
Drahtstärke:	1,8 mm (Kupferlackdraht, ca. 2 mm mit Lack)
Windungszahl:	488
Gewicht:	7,5 kg
Induktivität:	27 mH
Widerstand:	1,5 $\Omega$
Effektivität:	2,5 mT/A
Feldhub im Experiment:	33 mT
Leistung im Experiment:	320 W
Wärmeableitung ohne Kühlung:	100 W (Diplomarbeit Martin Weber [84])

#### 3.3.4 Spannungsquellen

Die Anforderungen an die Spannungsquellen waren störungsfreier Betrieb und Mobilität des Gesamtsystems. Die meisten zuvor gebauten Erdfeld-NMR-Systeme wurden tief im Wald oder weit entfernt von zivilen Gebäuden platziert. Besonders zu Beginn dieser Arbeit war dies ein Hinweis die Apparatur mobil zu bauen, um bei Bedarf störungsarm im Freien messen zu können. Zudem sind mobile Spannungsquellen (Akkus) störungsfreier als andere Spannungsquellen, die vom Hausnetz versorgt werden müssen. Deswegen wurde das Gesamtsystem komplett mit Akkumulatoren ausgestattet.

Die Verstärkerkette (Abschnitt 3.3.6) des Systems wurde mit zwei wiederaufladbaren Batterien (12 V Motorradbatterien) ausgestattet. Diese wurden in Reihe zusammengeschaltet, um  $\pm 12$  V und 0 V durch Mittelabgriff zu erhalten. Die Steuereinheit wurde hauptsächlich von einem Schaltnetzteil versorgt und konnte bei Bedarf auf eine 12 V Autobatterie umgeklemmt werden. Dieses Schaltnetzteil wurde von dem Empfängerkreis weit genug entfernt aufgestellt ( $> 5$  m) und konnte demnach ohne messbare Störungen verwendet werden.

Für das Präpolarisationssystem (Abschnitt 3.3.5) wurde für die ersten Tests ein Leis-

tungsnetzteil (QPX1200 60V/50A Telemeter Electronic GmbH) verwendet. Der Vorteil dieses Netzteils war eine extern triggerbare Abschaltfunktion, mit der es möglich war, das Präpolarisationsfeld an- und abzuschalten. Nachteilig waren die vergleichsweise starken Störungen, die das Netzteil produzierte. Demnach besteht die aktuelle Spannungsversorgung aus vier wiederaufladbaren Autobatterien<sup>2</sup>. Die Autobatterien sind zwar störungsärmer, aber sie benötigen eine Schaltelektronik die erst entwickelt werden musste (siehe Abschnitt 3.3.5).

### 3.3.5 Präpolarisationssystem

Die Aufgabe des Präpolarisationssystems ist das Präpolarisationsfeld an- und auszuschalten. Grundsätzlich funktioniert das System wie ein Schalter. Ein Feldeffekttransistor (FET) schaltet die Versorgungsspannung (24 V) direkt an die Präpolarisationsspule und schaltet diese auch wieder ab. Das Anschaltverhalten des Magnetfeldes hat einen exponentiellen Verlauf und muss nicht weiter optimiert werden. Das Abschaltverhalten hingegen soll möglichst schnell und kontrolliert ablaufen, um direkt nach dem Abschalten ein FID aufnehmen zu können. Das Magnetfeld einer Spule schlagartig abzuschalten ist eine große Herausforderung [85]. Im Folgenden werden die Grundlagen erklärt, um die Funktionsweise des Präpolarisationssystems besser zu verstehen.

#### Grundlagen

Es gibt verschiedene Ansätze ein Magnetfeld schnell und kontrolliert abzuschalten, doch all diese Techniken [67, 85, 86] beruhen auf einer grundlegenden Tatsache, die Höhe der Induktionsspannung zu kontrollieren/begrenzen.

Schon 1834 hat R. Lenz herausgefunden, dass sich Magnetfelder, die von einer Spule erzeugt werden, nicht einfach abschalten lassen. Nach der Lenz'schen Regel [87] wird eine Spannung  $U_i = \frac{d\Phi}{dt}$  induziert, sobald sich der magnetischen Flusses  $\Phi$  innerhalb einer Leiterschleife ändert. Der dadurch fließende Strom erzeugt ein Magnetfeld, welches der Änderung des magnetischen Flusses entgegenwirkt. Je schneller ein Magnetfeld abgeschaltet wird (große Stromänderung  $\frac{dI}{dt}$ ), desto höher ist die Selbstinduktionsspannung  $U_i$  einer

<sup>2</sup>Es wurden jeweils zwei Autobatterien parallel geschaltet, um die Spannung bei Belastung zu stabilisieren und diese in Reihe zusammen zu schalten (Gesamtspannung von 24 V).

Spule mit der Induktivität  $L$  [88].

$$U_i = L \cdot \frac{dI}{dt} = L \cdot \dot{I} \quad (3.2)$$

Die Höhe der Induktionsspannung  $U_i$  ist gleichzeitig ein Maß wie schnell sich das Magnetfeld abbaut. Gelingt es die Spannung konstant zu halten, baut sich das Magnetfeld proportional zur Spannung ab.

Das Magnetfeld eines momentan fließenden Stromes  $I$ , durch eine Spule, hat eine Energie  $E_{mag}$  [88]:

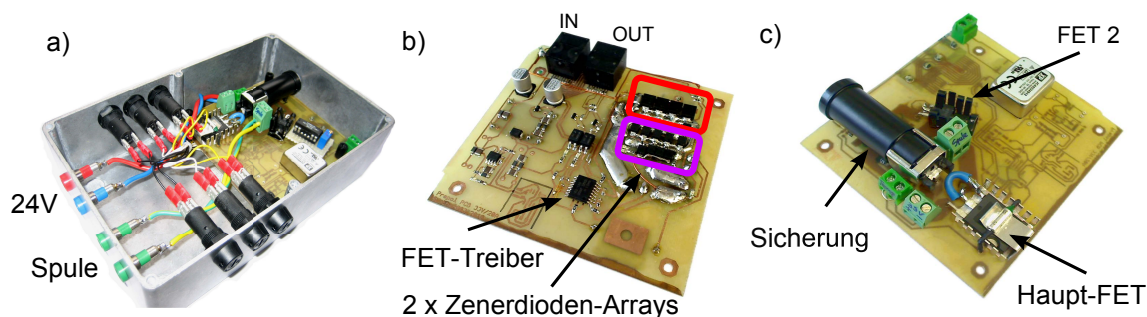
$$E_{mag} = \frac{1}{2} \cdot L \cdot I^2 \quad (3.3)$$

Bei einer plötzlichen Unterbrechung des Stromkreises muss sich die in der Spule gespeicherte Energie  $E_{mag}$  in sehr kurzer Zeit umsetzen und erzeugt an den Anschlussklemmen eine sehr hohe Selbstinduktionsspannung  $U_i$  (Lichtbogen). Die Spannung  $U_i$  erhöht sich solange, bis der zuvor geflossene Strom  $I$  in die gleiche Richtung weiter fließen kann und erst ab diesem Zeitpunkt wird das Magnetfeld abgebaut, indem die Energie in Wärme umgesetzt werden kann. Im unkontrollierten Fall entstehen Lichtbögen an den Anschlussklemmen oder es kommt zu Spannungsüberschlägen innerhalb der Spule. Die Grenzen der Abschaltgeschwindigkeit entsprechen der Spannungsfestigkeit des äußeren Verbrauchers und der Spule selbst. Je höher die Spannung, desto wahrscheinlicher wird es, dass innerhalb der Spule Überschläge entstehen und so die Induktionsspannung begrenzt wird. Um so wichtiger ist es, die Spannung durch äußere Beschaltung ausreichend niedrig zu halten, damit die Entladung der Spule kontrolliert ablaufen kann.

#### **Kontrolliertes Abschalten**

Die für diese Arbeit entworfene elektronische Schaltung [33] in Abb. 3.7 des Präpolarisationssystems ist fähig, die gespeicherte Energie  $E_{mag}$  einer Spule gezielt in Wärme umzusetzen und gleichzeitig das Magnetfeld linear abzuschalten. Dies wird erreicht, wenn im kompletten Abschaltprozess die Spannung auf einem Niveau konstant gehalten werden kann (vergl. Gleichung 3.2). Diese Spannungsbegrenzung wird mit einem Array, aus parallel geschalteten Zenerdioden, realisiert (siehe Abb. 3.7 b)). Die Induktionsspannung





**Abbildung 3.7:** Elektronische Präpolarisationsschalteneinheit. a) Präpolarisationsbox mit Anschlüssen: Spannungsversorgung 24 V (Autobatterien) und Präpolarisationsspule (grün), 6 x Sicherungshalter für durchgeschliffene Gradientensignale (Anschlüsse hinten, nicht sichtbar). b) PCB-Leiterplatte (Unterseite) mit FET-Treiberbaustein und Abschalt-Zenerdioden (bunt eingerahmt), Ethernetbuchse IN: 1 x Steuersignal und 3 x durchgeschleifte Gradientenkanäle (OUT), c) PCB-Leiterplatte (Oberseite) mit Sicherung, Haupt-FET und adiabatischer Abschalt-FET 2.

erhöht sich solange, bis die Zenerdioden durchbrechen und die Leistung auf die Zenerdioden verteilt werden können. Die Abschaltgeschwindigkeiten (Steigungen  $\frac{dI}{dt}$ ) können durch verschiedene Zenerdioden mit unterschiedlichen Durchbruchspannungen beliebig dimensioniert werden. Der Vorteil dieser Technik ist es, dass das Magnetfeld mit einer linearen Steigung komplett auf Null abfällt. Die Induktionsspannung wird bis zum Schluss aufrecht erhalten und erst wenn die Spule komplett leer ist, bricht die Induktionsspannung schlagartig zusammen. Im Vergleich dazu fällt bei einem ohmschen Verbraucher die Spannung exponentiell ab und es dauert, um ein 36-faches<sup>3</sup> länger, bis das Magnetfeld vernachlässigbar abgebaut ist.

### Neues Konzept der Segmentierung

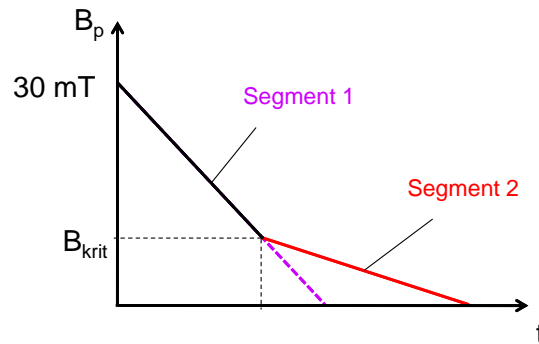
In Abbildung 3.8 ist das Konzept der Segmentierung skizziert. Segment 1 entspricht einer Steigung (Abschaltgeschwindigkeit) mit „nicht adiabatischem“ Abschaltverhalten. Während dieses Abschaltvorganges kann zu jeder Zeit auf eine andere Steigung (Segment 2) mit einem elektronischen Schalter (FET 2) umgeschaltet werden. Der optimale Zeitpunkt zum Umschalten entspricht dem kritischen Punkt  $B_{\text{krit}}$ , wie in Abschnitt 2.3.2 erklärt wurde. Im Falle des „nicht adiabatischen“ Abschaltvorganges muss Segment 1 auch nach

<sup>3</sup>Beispielrechnung: Wie viel schneller ist ein linearer Abschaltvorgang im Vergleich zu einem exponentiellen? Die Bedingungen für beide Rechnungen ist eine maximal zulässige Induktionsspannung von 60 V und ein unterer Wert des Magnetfeldes, der als vernachlässigbar (abgeschaltet) gilt. Ein Präpolarisationsfeld von 30 mT unter diesen Voraussetzungen abzuschalten dauert für ein exponentielles Abklingverhalten 250 ms und für ein lineares Abschaltverhalten 7 ms. Dies ist demnach 36 mal schneller.

dem kritischen Punkt aktiv bleiben (vergl. gestrichelte Linie). Hingegen muss für ein „adiabatisches“ Abschaltverhalten auf Segment 2 umgeschaltet werden.

Das Konzept der Segmentierung ist nicht auf zwei Segmente limitiert, es sind beliebig viele Segmente mit beliebigen Steigungen integrierbar, um das Magnetfeld nach den eigenen Anforderungen optimiert abzuschalten. Dieses Konzept wurde in einem Vortrag bei einer internationalen Konferenz (ICMRM 2011, Peking) vorgestellt [33].

Es musste eine passende Präpolarisationsspannungsquelle gefunden werden, die mög-



**Abbildung 3.8:** Das Abschaltverhalten des Präpolarisationsfeldes  $B_P$  ist über die Abschaltzeit  $t$  aufgetragen. Ab dem kritischen Punkt  $B_{\text{krit}} \approx 10 \cdot B_0$  (Gleichung 2.27) kann entweder Segment 1 beibehalten oder auf Segment 2 umgeschaltet werden. Segment 1: nicht adiabatische Steigung (gestrichelte Linie), mit Zenerdiodendurchbruchspannung  $U_i = 40 \text{ V}$  und einer Abschaltzeit von  $t_1 = 7 \text{ ms}$ . Segment 2: adiabatische Steigung (rot), mit Zenerdiodendurchbruchspannung  $U_i = 0,7 \text{ V}$  und einer Abschaltzeit von  $t_2 = 25 \text{ ms}$ .

lichst störungsarm ist. Aus Abschnitt 3.3.4 geht hervor, dass sich Autobatterien (24 V) dazu sehr gut eignen. Der Widerstand der Präpolarisationsspule ( $1,8 \Omega$  mit Zuleitungen) und die Versorgungsspannung von 24 V sind optimal aufeinander abgestimmt. Damit ist die Erwärmung der Spule gering genug, um ohne Kühlung auszukommen und ein ausreichend großes Feld zu erzeugen. An der Präpolarisationsspule wird eine Leistung von 320 W umgesetzt und der Strom erzeugt ein Feld von 33 mT.

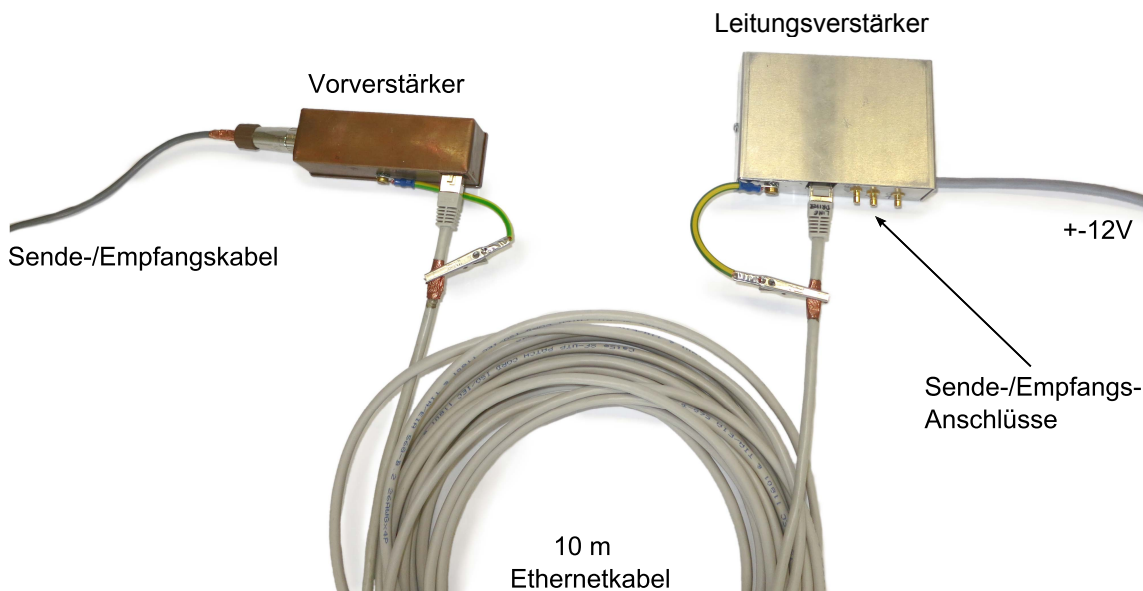
Betriebswerte (Maximalwerte) des Präpolarisationssystems:	
Schaltleistung:	320 W (600 W)
Schaltspannung:	24 V (36 V)
Stromstärke:	13 A (20 A)
Induktionsspannungsbegrenzung:	42 V (60 V)
Schaltgeschwindigkeit (nicht adiabatisch):	3,9 T/s - 2,6 T/s (Diodenkennlinie)
Schaltgeschwindigkeit (adiabatisch):	68 mT/s - 36 mT/s (Diodenkennlinie)

### Zusammenfassung und Diskussion

Es wurde ein Präpolarisationssystem gebaut, mit dem es möglich ist „adiabatisch“ und „nicht adiabatisch“ (vergl. Abschnitt 2.3.2) abzuschalten. Messungen (siehe Abb. Anhang A.5) zeigen, dass beide Abschaltarten funktionieren und besonders der „adiabatische“ Abschaltvorgang durch die „Segmentierung“ optimiert werden konnte. Für die Bildgebung im Erdmagnetfeld hat sich herausgestellt, dass das „adiabatische“ Abschalten einen entscheidenden Vorteil bietet. Die Phase ist direkt nach dem  $90^\circ$  Puls (Triggerpunkt) stabiler und damit reproduzierbarer, als bei dem „nicht adiabatichen“ Abschaltvorgang ohne  $90^\circ$  Puls. Eine stabile Phase ist für die Bildgebung (Ortskodierung) essenziell wichtig. Temperaturunterschiede und Schwankungen der Spannungsquelle der Präpolarisationsspule machten es unmöglich, ohne zusätzliche Kompensation dieser Schwankungen, die Reproduzierbarkeit des Abschaltvorganges (feste Phase) zu gewährleisten. Zudem stellte sich heraus, dass die „nicht adiabatische“ Abschaltgeschwindigkeit als grenzwertig anzusehen ist, was den Gesamtvorteil dieser Abschaltmethode mindert. Der zu erwartende Vorteil ist, dass durch die geometrische (senkrechte) Ausrichtung des Präpolarisationsfeldes annähernd 100 %, der (nach der Boltzmann-Statistik) zur Verfügung stehenden Spins, ausgerichtet werden können. Alternativ wäre dies mit einem einfachen  $90^\circ$  Puls nicht realisierbar, da das Spulenprofil besonders am Rand der Sendespule ein anderes  $B_1$  Feld aufweist und der Flipwinkel (Gleichung 2.8) für diese Spins nicht  $90^\circ$  wäre. Im Vergleich zu diesem Vorteil überwiegen die oben aufgeführten Nachteile und deshalb wurden keine näheren Untersuchungen angestrebt. Für alle weiteren Messungen wurde der segmentoptimierte „adiabatische“ Abschaltvorgang verwendet.

#### 3.3.6 Verstärkerkette

Im Folgenden werden die wichtigsten Dimensionierungsentscheidungen der verwendeten Verstärkerkette, in Abb. 3.9, zusammenfassend erläutert.



**Abbildung 3.9:** Die Verstärkerkette verbindet die Sende-/Empfangsspule (wird links angeschlossen) und die Steuereinheit miteinander (siehe Anschlüsse rechts). Es sind drei Anschlüsse zu erkennen, zwei für Sende-/Empfangskanal und eines optional für ein Triggersignal verwendbar (z.B. für Kurzschlussrelai der Präpolarisationsspule, siehe alternative Schirmung in Abschnitt 3.3.7). Besonders auffällig sind die Masseklemmen an den Enden des Ethernetkabels (die für eine niederohmige Masseverbindung sorgen, siehe Abschnitt 3.3.8).

In den ersten Experimenten stellte sich heraus, dass es besser ist die Empfangsspule (aus Abschnitt 3.3.1) möglichst unbelastet zu betreiben. Nach dem Anschließen des Signalverstärkers (erster Prototyp) der eine Eingangsimpedanz von  $1\text{ M}\Omega$  besitzt, verringerte sich die Güte von  $Q = 10$  auf  $Q = 5$ . Zusätzlich musste dieser Signalverstärker zur standardmäßigen Stabilisierung mit  $10\text{ k}\Omega$  Widerständen (die von Eingang auf Masse geschaltet werden) ausgestattet werden und die Güte brach auf  $Q = 0,5$  zusammen. Damit ist keine effiziente Signalaufnahme mehr möglich und es wurde ein neuer Verstärker gesucht, der einen größeren Eingangswiderstand besitzt und dennoch die hohe Impedanz der Empfangsspule toleriert. Die zuvor geleisteten Arbeiten in diesem Gebiet [46, 57, 89] zeigten, dass deren Erdfeld-NMR-Systeme keine Impedanzanpassung (Ankoppelnetzwerk) für die Empfangsspule verwendeten. Statt dessen wurde auch hier ein sehr hochohmiger Verstär-

ker verwendet.

Es wurde ein Verstärkerbaustein LT1167 verwendet, der auf die Spulenimpedanz von  $250\text{ k}\Omega$  bei  $2\text{ kHz}$  optimiert ist und zusätzlich einen sehr großen Eingangswiderstand von  $1\text{ T}\Omega$  (laut Datenblatt) besitzt. Der Verstärker arbeitet zudem mit differentiellen Eingängen, wodurch dieser unempfindlich gegen Gleichtaktstörungen ist, da diese nicht verstärkt werden wenn Störsignale gleichzeitig auf beiden Leitungen einwirken. Die differentiellen Eingänge des Verstärkers wurden zusätzlich gegen Überspannungen mit Zenerdioden geschützt. Dies hat den Vorteil, dass die Induktionswirkung der Präpolarisationsspule in die Empfangsspule bedenkenlos toleriert werden kann. Auch die Sendespule darf während der Aufnahme senden, ohne dass der Verstärkereingang beschädigt wird.

Es wurde ein RC-Filter (Bandpass) direkt nach dem Verstärkerbaustein eingesetzt, um vorab Störfrequenzen zu unterdrücken (siehe Anhang A.5). Der minimal nötige Verstärkungsfaktor kann über die Bitauflösung des Analog-Digital-Wandlers (ADC,  $53\text{ }\mu\text{V}$  bei 16 Bit) und der zu erwartenden Signalspannung  $1\text{ }\mu\text{V}$  (siehe Abschnitt 2.1.4) abgeschätzt werden. Bei dem minimalen Verstärkungsfaktor von 53 kann gerade noch die Signalspannung von  $1\text{ }\mu\text{V}$  aufgelöst werden. Anhand dessen wurde ein Gesamtverstärkungsfaktor von 500 eingestellt. Bevor das verstärkte Signal vom Vorverstärker über die  $10\text{ m}$  Leitung zum ADC in die Steuereinheit gelangt, wurde wegen dem langen Übertragungsweg das Messsignal mit einem Leitungsverstärker angehoben und differentiell übertragen, um weniger stör anfälliger zu sein. Das Leitungskonzept (Abschnitt 3.3.8) und Details zur Spannungsversorgung (Abschnitt 3.3.4) sind in den jeweiligen Abschnitten zu finden.

#### **3.3.7 Schirmung**

In dieser Arbeit sollen niederfrequente Störungen, hauptsächlich  $50\text{ Hz}$  und deren Vielfache, geschirmt werden. Nach einer kurzen Einführung in die Grundlagen der Schirmung, werden die verwendeten Schirmungen erläutert. Anschließend werden in einer Diskussion die bestehenden Problematiken und Lösungen besprochen.

#### Grundlagen

In diesem Grundlagenabschnitt werden die wichtigsten Fakten zusammengefasst. Für ausführlichere Informationen siehe [90, 91].

Ein magnetisches Wechselfeld kann aufgrund entstehender Wirbelströme nicht beliebig weit in ein Material eindringen. Der Skineneffekt (elektrische Eindringtiefe) beschreibt wie tief ein Wechselstrom (oder Wirbelstrom) in ein leitendes Material eindringen kann, bis die Stromdichte auf  $\frac{1}{e}$  (37 %) abgefallen ist. Die folgende Näherung kann als gute Abschätzung der benötigten Dicke  $\delta$  der Schirmung angewandt werden [80, 81]:

$$\delta = \sqrt{\frac{2}{\omega\sigma\mu}} = \frac{1}{\sqrt{\pi f\mu_0\mu_r\sigma}} \quad (3.4)$$

Eine Abschirmung für Geräte, Einrichtungen und Räume schützt vor Störsignalen von elektrischen und/oder magnetischen Feldern, die von der Umgebung oder umgekehrt ausgesendet werden. Niederfrequente Störungen lassen sich sehr viel schwieriger abschirmen als hochfrequente Störungen (siehe Gleichung 3.4). Kupferfolien von wenigen  $\mu\text{m}$  Dicke reichen aus, um effektiv hochfrequente Störungen (MHz) abzuschirmen. Dagegen werden für niederfrequente Störungen (z.B. Erdfeld-NMR-Signal) Zentimeter dicke Metallplatten benötigt [92], um die gleiche Schirmwirkung zu erzielen.

Statische und niederfrequente elektrische Felder lassen sich allgemein nur durch elektrisch leitfähige Schirmmaterialien abschirmen, hingegen werden statische und niederfrequente Magnetfelder effektiv von weichmagnetischen (ferromagnetischen) Schirmmaterialien abgehalten. Hochfrequente elektromagnetische Wechselfelder können nur mit elektrisch leitfähigen und allseitig geschlossenen Gehäusen (mit ausreichender Dicke) vollständig abgeschirmt werden. Als Faustregel gilt, erst wenn die Ausdehnungen von Löchern oder Spalten in Gehäusen größer als ein Zehntel der Wellenlänge betragen, wird die Schirmwirkung signifikant verringert. Anhand der oberen Fakten können folgende Entscheidungen für das richtige Schirmmaterial und Dicke getroffen werden:

- Ferromagnetische Materialien sind für diese Arbeit ungeeignet, da sie das statische Erdmagnetfeld vollkommen abschirmen würden.

- Löcher oder Öffnungen im Schirmgehäuse müssen nicht geschlossen werden, da sich die Wellenlängen im km-Bereich befinden.

Die Wahl des Materials begrenzt sich auf Kupfer oder Aluminium. Die Leitfähigkeit von Aluminium ist zwar etwas schlechter als bei Kupfer, dafür sind die Kosten und das Gewicht von Aluminiumplatten angemessener. In dieser Arbeit sollen niederfrequente Störungen, hauptsächlich 50 Hz und deren Vielfache, geschirmt werden. Es stellte sich als unlösbare Aufgabe heraus, „alle“ 50 Hz Störungen zu eliminieren. In der folgenden Beispielrechnung soll gezeigt werden, wie dick eine Aluminium Platte gewählt werden muss, damit weniger als 1 % der Störungen durchgelassen werden.

Beispielrechnung:

Welche Dicke  $\delta$  muss für eine Aluminiumplatte gewählt werden, um die Frequenzen 50 Hz und 2 kHz auf ein  $\frac{1}{e}$  zu dämpfen?

elektrische Leitfähigkeit:  $\sigma = 36,59 \cdot 10^6 \frac{1}{\Omega}$

Permeabilitätskonstante des Vakuums:  $\mu_0 = 1,25664 \cdot 10^{-6}$

relative Permeabilitätszahl des Materials:  $\mu_r = 1 + 2,2 \cdot 10^{-5}$  (paramagnetisch)

einwirkende Frequenz (z. B.):  $f_1 = 50 \text{ Hz}$   $f_2 = 2 \text{ kHz}$

=> berechnete Eindringtiefen für:  $\delta_{50} = 11,8 \text{ mm}$   $\delta_{2000} = 1,8 \text{ mm}$

Aus dem Ergebnis kann gefolgert werden, dass eine Aluminiumplatte von 47 cm Dicke verwendet werden muss, um 50 Hz Störungen auf  $4 \cdot \frac{1}{e}$  (2 %) ihrer Anfangsamplitude zu unterdrücken. Für 2 kHz sind nur noch 7,2 mm dicke Platten nötig.

### Verwendete Schirmplatten

Im Rahmen dieser Arbeit wurde anfänglich eine Abschirmung für das Spulensystem verwendet, um besonders die Empfangsspule vor Störeinflüssen zu schützen. Es wurden vier 2 cm starke Aluminium Platten verwendet. Diese mussten das Spulensystem nicht komplett umschließen (siehe Grundlagen 3.3.7), sondern konnten um das Spulensystem als Quader (40 cm x 40 cm x 40 cm) mit zwei offenen Seiten platziert werden. Damit gelang es ohne Filterung der Messdaten das erste NMR-Signal direkt auf dem Oszilloskop darzustellen (siehe Erstmessung Abb. 5.1). Im Laufe der Arbeit wurde eine weitere Schirmmöglichkeit verwendet, die durch das Kurzschließen der Präpolarisationsspule funktioniert. Nähere Angaben zu dieser Technik sind im Anhang A.6 zu finden.

#### **Diskussion**

Die oben genannten Beispiele zeigen wie problematisch es ist niederfrequente Störungen abzuschirmen. Es bedarf sehr dicker Schirmplatten, um annähernd 100 % der 50 Hz Störungen (und Vielfachen) abzuschirmen. Dazu kommt die Problematik der schlecht geschirmten Zuleitungen, denn auf diesem Wege können die niederfrequenten Störungen ungehindert jede noch so dicke Schirmwand durchqueren. Entsprechende handelsübliche Durchführungsfilter, die dies verhindern könnten, gibt es für diese niedrigen Frequenzen nicht. Außerdem kann die Zuleitung nicht mit einer solch dicken Schirmung versehen werden. Nur eine professionelle komplette Raumschirmung von mindestens 10 cm dicken Aluminiumplatten wäre eine denkbar gewesen, doch der Aufwand-Kosten-Nutzen Faktor war nicht gegeben.

Letztlich gibt es noch einen Nachteil der verwendeten Schirmung zu nennen. Es sind Wirbelströme aufgetreten die gravierende Probleme bereiteten. In den Anfängen der Arbeit stand nur die „nicht adiabatische“ Abschaltmethode zur Verfügung. Zudem war die Apparatur ohne Abschirmung noch nicht ausgereift genug, um das Signal aus den viel größeren Störungen heraus zu filtern. Das Problem war, dass Wirbelströme in den Abschirmplatten das Abschaltverhalten stark beeinträchtigten, weshalb es unmöglich war „nicht adiabatisch“ abzuschalten (siehe Abschnitt 2.3.2). Ohne eine Abschirmung konnte das erste NMR-Signal zwar erzeugt, doch wegen den zu starken Störungen nicht entdeckt werden. Dagegen wurde mit der Abschirmung nicht einmal ein NMR-Signal erzeugt. Die Lösung dieses Problems war, die Anlage mit einer Sendespule zu erweitern. In diesem Fall wurde nach dem Abschaltvorgang ein 90° Puls ausgesendet, und damit zum ersten Mal ein Erdfeld-NMR-Signal aufgenommen (siehe Erstmessung Abb. 5.1), das nur mit der Schirmung detektiert werden konnte.

Im späteren Verlauf der Arbeit, nach Implementierung von digitalen Filtern, konnte auf eine Schirmung gänzlich verzichtet werden, ohne die Signalqualität signifikant zu beeinträchtigen. Damit konnten auch die Nachteile von Wirbelströmen in den Schirmplatten vermieden werden.



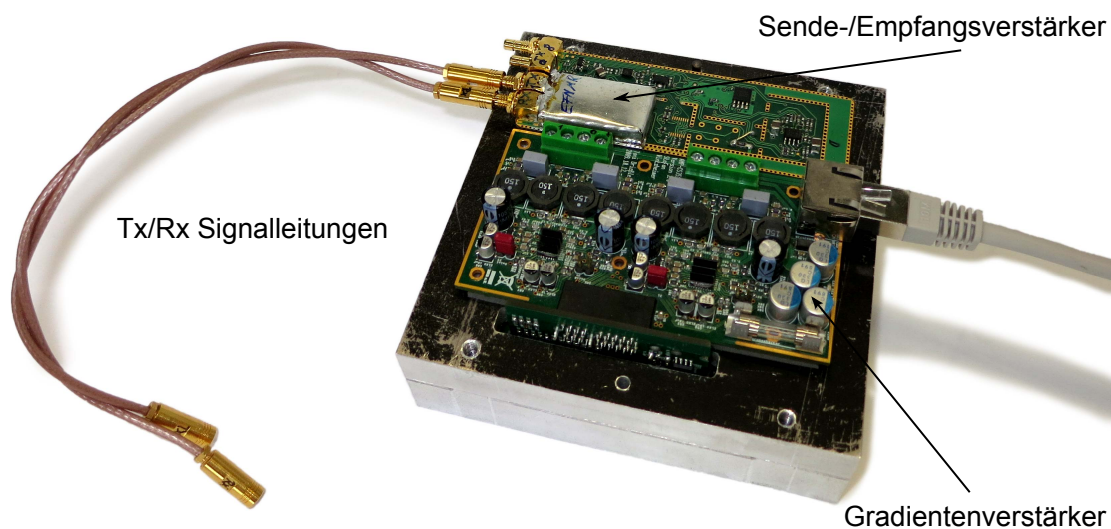
### 3.3.8 Zuleitungen und Systemmasse

Als Signal- und Steuerleitungen werden hauptsächlich geschirmte, achtpolige Ethernetkabel (RJ45, Kategorie 5) verwendet. Von der Steuereinheit in Abb. 3.10 führen zwei einzelne Kabel für Sende-/Empfangskanal (Tx/Rx) und ein Ethernetkabel für vier differentiellen Gradientenkanäle (4 x 2 Leitungspaare) ab. Einer der vier Gradientenkanäle wird für die Ansteuerung des Präpolarisationssystems (Abschnitt 3.3.5) verwendet. Mit Hilfe dieser mehradrigen Ethernetkabel können mehrere Signale innerhalb eines Kabels übertragen werden. Das Verbindungskabel der Verstärkerkette (siehe Abb. 3.9) überträgt folgende Signale: 3 x Versorgungsspannungen (+15 V und 0 V), je 2 differentielle Leitungen für Sende-Empfangskanal und eine Leitung ist optional frei (z.B. für Kurzschlussrelais der Präpolarisationsspule siehe Anhang A.6). Der Leistungsteil zwischen Präpolarisationseinheit und Präpolarisationsspule wird durch zwei 4 m lange Einzeladern mit je 1,8 mm Kupferquerschnitt versorgt, um die Verluste in den Leitungen möglichst gering zu halten.

Die standardmäßig vorhandene Schirmung in den Zuleitungen wurde sternförmig auf einen definierten Massenpunkt an der Steuereinheit zusammengeführt. Diese Maßnahme war essenziell, um Masseschleifen [93] zu verhindern. Hingegen, um Störungen von außen abzuhalten, war dies nur mit einem geringen Wirkungsgrad möglich (vergl. Beispielrechnung in Abschnitt 3.3.7). Eine Optimierung war, alle schlechten Masseverbindungen ( $> 1 \Omega$ ) mit extra Masseklemmen zu verbessern (siehe Abb. 3.9). Über die Masseverbindungen von Ethernetsteckern zu geschirmten Ethernetbuchsen sind teilweise Kontaktwiderstände von  $6 \Omega$  und mehr gemessen worden. Erst nach Verwendung der Masseklemmen konnten die Kontaktwiderstände der Masseverbindungen reproduzierbar und zuverlässig mit niedrigen Kontaktwiderständen nach jedem Ab- und Aufbau wieder hergestellt werden.

### 3.3.9 Steuereinheit

Die Steuereinheit in Abb. 3.10 ist ein Prototyp der aus der Würzburger Universität ausgegründeten Firma Pure Devices GmbH. In enger Zusammenarbeit konnte das System auf die Bedürfnisse der Erdfeld-MRT angepasst werden. Im folgenden werden die wichtigsten Komponenten des Systems erläutert und die speziellen Anpassungen hervorgehoben.



**Abbildung 3.10:** Prototyp der Steuereinheit Drive<sup>m</sup> mit Zuleitungen. Der Alublock dient als Kühlgehäuse der Hauptplatine (innerhalb, nicht sichtbar) mit zwei Aufsteckplatinen (außen, sichtbar): Sende-/Empfangsverstärker und Gradientenverstärker.

#### **Ansteuerung**

Die Steuereinheit namens Drive<sup>m</sup> besitzt standardmäßig vier Gradientenkanäle, zwei Sende- und einen Empfangsverstärker mit ADC und zur Programmierung der Streusignale, eine eigene Entwicklungssoftware. Es mussten geringfügige Modifikationen am Sende- und Empfangsverstärker (Einsteckkarte in Abb. 3.10) durchgeführt werden. Standardmäßig können erst Signale über einem MHz gesendet oder empfangen werden. Nach der Modifikation war es möglich Pulse und Eingangssignale von wenigen Hz zu erzeugen und zu empfangen.

#### **Datenaufnahme/Auswertung und Darstellung**

Am Anfang der Arbeit wurde für die Datenaufnahme ein Audioverstärker (Profibausatz aus der c't Zeitschrift 26/2007, S. 208) und eine Soundkarte mit optischer Übertragung (zu Eliminierung von Masseproblemen) verwendet. Aktuell wird für die Datenaufnahme der Rohdaten das mitgelieferte Steuerprogramm verwendet und die Aufbereitung (Signal-/Bildrekonstruktionen) erfolgte mit dem Programm MATLAB (MathWorks, Ismaning). Für die Darstellung wurde ein handelsüblicher Laptop verwendet.

## 3.4 Spezialisierungen

Im Rahmen dieser Arbeit wurden zwei Diplomarbeiten ausgeschrieben, zu deren Zielen der Neubau eines spezialisierten Erdfeld-NMR-Messkopf und der Bau eines Magnetfeldsensors (Fluxgate) gehörte. Beide Ziele sind erfolgreich umgesetzt worden und das entwickelte Konzept, der Eingliederung eines Fluxgatesensors in die NMR, wurde patentiert [37] (WO 2012/041426 A1).

### 3.4.1 Bau eines neuen Erdfeld-NMR-Messkopfes

Eine leistungsstärkere Präpolarisationsspule, sowie die dazu passende Sende-/Empfangsspule wurden entwickelt und gebaut. Die Präpolarisationsfeldstärke konnte mit gleicher Spannungsquelle (24 V) von 33 mT auf 80 mT angehoben werden. Mit einer leistungsstärkeren Spannungsquelle wären Feldstärken von 200 mT bis 500 mT denkbar, da eine Wasserkühlung zwischen den Kupferwicklungen integriert wurde. Die Eigenresonanz der Empfangsspule konnte durch segmentweise Wicklung um Faktor vier erhöht werden. Damit ist die Empfangsspule bei Bedarf fähig, vier mal höhere Resonanzfrequenzen optimal zu verstärken. Zusätzlich verringerte eine verbesserte Gradiometeranordnung (bei gleicher Filterwirkung) den ohmschen Rauschanteil um Faktor  $\sqrt{2}$ . Mit dem zukünftigen Kauf einer leistungsstärkeren Spannungsquelle, wäre das System bereit, für eine vielversprechende Steigerung der Bildgebungsqualität zu sorgen.

Dieser deutlich verbesserte Messkopf wird in dieser Promotionsschrift nicht präsentiert, da die detaillierte Entwicklung und der Bau mit den Erfahrungen und Lösungen der Probleme sehr ausführlich in der Diplomarbeit von Martin Weber [84] aufgeführt sind. Zudem bietet dieser Messkopf durch seine Spezialisierung in der Geometrieordnung nicht die nötige Flexibilität die Sende-/Empfangsspule senkrecht zur Präpolarisationsspule auszurichten. Dies ist nötig, um das Konzept des rotierenden Gradientensystems (Kapitel 4) zu erklären. In der Dissertationsschrift wurde demnach nur der flexiblere Messkopf (Vorgängermodell) ausführlich diskutiert.

### 3.4.2 Entwicklung eines alternativen Magnetfeldsensors

Eine prinzipielle Schwachstelle der hier präsentierten Erdfeld-MRT-Anlage ist die Empfangsspule. Niedrige Frequenzen mit einer Spule zu verstärken ist ineffektiv und die Rauschdominanz liegt bei der Empfangsspule. Diese Nachteile sollten mit einem alternativen Magnetfeldsensor umgangen werden. Eine Veröffentlichung mit supraleitenden Magnetfeldsensoren (SQUIDS) hat gezeigt, dass auch mit einem Messfeld von 46  $\mu\text{T}$  (Größe des Erdmagnetfeldes) anatomische Bildgebung eines menschlichen Kopfes [94] möglich ist, doch der Aufwand SQUIDS zu betreiben ist dementsprechend hoch. Die fehlende Lücke der Magnetfeldsensoren schließt der sogenannte Fluxgatesensor [36]. Die Empfindlichkeit ist bei niedrigen Frequenzen und Zimmertemperatur zwischen denen von Spulen (Solenoid) und SQUIDS einzuordnen. Bis jetzt war es undenkbar mit einem Fluxgatesensor NMR-Signale aufzunehmen, da der Sensor aus ferromagnetischen Material besteht und dies in Probennähe die NMR-Messung stören würde. Dieses Hindernis konnte überwunden werden, indem das NMR-Signal von der Probe zum entfernten Fluxgatesensor transferiert wurde (Traffoprinzip). Damit gelang es erstmalig mit einem Fluxgatesensor ein Erdfeld-NMR-Signal zu detektieren. Diese Erfolge können im Detail in der Diplomarbeit von Oliver Radestock [95] nachgelesen werden. Das allgemeine Konzept, der Eingliederung eines Fluxgatesensors in die NMR, wurde als Internationales Patent [37] (WO 2012/041426 A1) angemeldet. Die Entwicklung dieses Magnetfeldsensors ist noch nicht genügend ausgereift, um eine Empfangsspule ersetzen zu können. Doch sind diese Arbeiten erst der Anfang des am Lehrstuhl neu aufgenommenen Forschungsfeldes.

## 4 Entwicklung eines Gradientensystems

---

Ein Zwischenziel dieser Arbeit war es, das zuvor entwickelte Erdfeld-NMR-System (Kapitel 5) um ein Gradientensystem zu erweitern. Normalerweise werden alle bisherig bekannten Gradientensysteme für nur eine  $B_0$  Vorzugsrichtung optimiert. Während den Entwicklungsarbeiten (Simulationen) wurde entdeckt, dass es möglich ist, ein Gradientensystem für mehr als eine  $B_0$  Feld Richtung zu entwickeln. Mit einer Erweiterung von nur einer zusätzlichen (vierten) Spule konnte ein 3D Gradientensystem gebaut werden, das sich im Erdmagnetfeld um  $90^\circ$  rotieren lässt, ohne die Bildgebungseigenschaften zu verlieren. Dieses Erkenntnis hatte eine Journal-Veröffentlichung [34] und einen Konferenzbeitrag [35] zur Folge.

In diesem Kapitel wird das neue Gradientensystem mit den Rotationseigenschaften ausführlich erklärt. Zuerst wird die Motivation und die Theorie des neuen Gradientensystems eingeführt. Danach werden die simulierten Gradientendesigns vorgestellt und der Bau des Systems erläutert. Zum Schluss wird durch Messungen von Magnetfeldkarten gezeigt, dass das gebaute Gradientensystem mit der Theorie und der Simulation exakt übereinstimmt.

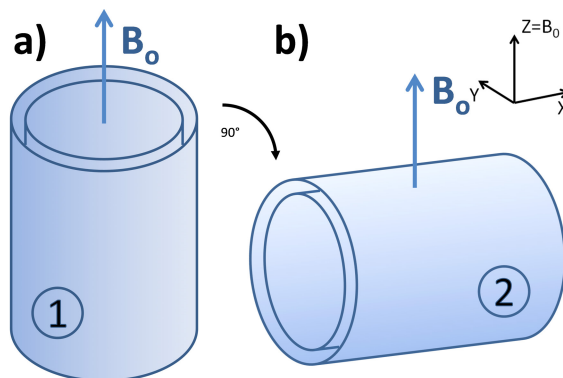
---

### 4.1 Motivation

Vergangene Arbeiten haben gezeigt, dass es zwei vorteilhafte Ausrichtungen des Präpolarisationsfeldes zum Erdmagnetfeld gibt [38, 57, 96], senkrecht und parallel zum Erdmagnetfeld  $B_0$ . Wie im Abschnitt 2.3.1 ausführlich erklärt wurde, hat die senkrechte Ausrichtung den Vorteil der Einsparung eines  $90^\circ$  Pulses. Dies hat sich Macovski 1991 patentieren lassen (U.S. Patent 5,057,776, 1991). Ist dagegen die Präpolarisationsspule parallel zum  $B_0$  Feld ausgerichtet, muss der Abschaltvorgang nicht mehr „adiabatisch“ ablaufen, um die

Magnetisierung parallel zum  $B_0$  Feld auszurichten und es kann die schnellste „nicht adiabatische“ Variante gewählt werden. Diese Erkenntnis sicherte sich 1989 Sepponen (U.K. Patent GB 2,210,982, 1989).

Die Präpolarisationsspule und das Gradientensystem sind beide zylindersymmetrisch und können wegen der Größe nicht ineinander verdreht werden. Sie können als geometrisch verbunden angesehen werden. Nach Möglichkeit soll ein System entwickelt werden, das beide Ausrichtungen in einem Gerät vereint, um die maximale Flexibilität und Möglichkeiten der Ausrichtung zu gewährleisten. Aus diesem Grunde wurde ein Gradientensystem gebaut, welches für die zwei Vorzugs-



**Abbildung 4.1:** a) Gradientensystem mit paralleler Orientierung zum  $B_0$  Feld (Fall 1). b) Gradientensystem mit senkrechter Orientierung (Fall 2). Das Koordinatensystem (oben rechts) gilt für alle folgenden Erklärungen.

richtungen (siehe Abbildung 4.1) senkrecht und parallel geeignet ist. Der einfache Fall diese Anforderungen zu erfüllen wäre, zwei getrennt voneinander arbeitende Gradientensysteme zu entwickeln, die mit jeweils drei Gradientenspulen (für  $x$ -,  $y$ -, und  $z$ -Kodierung) arbeiten. Der Clou des gebauten Gradientensystems ist, dass ein Standard-Gradientensystem [97, 98] mit nur einer weiteren Spule gebaut werden musste, um für die zwei genannten Ausrichtungen bildgeben zu können.

## 4.2 Theorie des drehbaren Gradientensystems

Die folgende Theorie beschreibt ganz allgemein die Rotationseigenschaften des Gradientensystems. Sie deckt alle Rotationen ab, die durch  $90^\circ$  Drehungen senkrecht und parallel zum Erdmagnetfeld  $B_0$  erreicht werden können. Das heißt, alle möglichen  $90^\circ$  Rotationen, die um die definierten Achsen  $x$ ,  $y$ , und  $z$  und Kombinationen vorzustellen sind (z.B.  $90^\circ$  Drehung um  $y$  und dann  $90^\circ$  Drehung um  $x$ ).

Das magnetische Feld  $\mathbf{B}$  welches von Gradientenspulen erzeugt wird, kann im relevanten

Bereich (Volumen) mit hinreichender Genauigkeit durch den linearen Term einer Taylorreihe beschrieben werden [99].

$$\begin{pmatrix} B_x \\ B_y \\ B_z - B_0 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial x} & \frac{\partial B_x}{\partial y} & \frac{\partial B_x}{\partial z} \\ \frac{\partial B_y}{\partial x} & \frac{\partial B_y}{\partial y} & \frac{\partial B_y}{\partial z} \\ \frac{\partial B_z}{\partial x} & \frac{\partial B_z}{\partial y} & \frac{\partial B_z}{\partial z} \end{bmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \dots \quad (4.1)$$

Neben den drei Feldkomponenten von  $\mathbf{B}$  und der Angabe der drei Raumkoordinaten  $x$ ,  $y$ , und  $z$ , enthält die Gleichung 4.1 eine Matrix mit neun partiellen Ableitungen. Die untere Reihe der Matrix  $\left(\frac{\partial B_z}{\partial x}, \frac{\partial B_z}{\partial y}, \frac{\partial B_z}{\partial z}\right)$  entspricht dem für die Bildgebung wichtigen  $z$ -Feldkomponenten ( $B_z$ ). In einem Standard-Gradientensystem [97, 98] kann jedem Gradientenfeld  $\frac{\partial B_z}{\partial x}$ ,  $\frac{\partial B_z}{\partial y}$  und  $\frac{\partial B_z}{\partial z}$  genau eine Gradientenspule zugeordnet werden. Um ein Gradientensystem zu entwickeln, das den oberen Rotationseigenschaften genügt, muss gewährleistet werden, dass für jede räumliche Orientierung des Gradientensystems immer diese drei Ableitungen  $\left(\frac{\partial B_z}{\partial x}, \frac{\partial B_z}{\partial y}, \frac{\partial B_z}{\partial z}\right)$  unabhängig voneinander generiert werden können. Die Maxwell-Gleichungen schränken diese Unabhängigkeit der neun Matrixeinträge (Gleichung 4.1) folgendermaßen ein. Die Divergenz des Magnetfeldes  $\mathbf{B}$  ist

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = \frac{\partial B_x}{\partial x} + \frac{\partial B_y}{\partial y} + \frac{\partial B_z}{\partial z} = 0 \quad (4.2)$$

In einem quellenfreien Bereich (z.B. außerhalb den Drähten, die das magnetische Feld erzeugen), besagen die Maxwell-Gleichungen die Wirbelfreiheit des Magnetischen Feldes  $\mathbf{B}$ .

$$\nabla \times \mathbf{B} = \begin{pmatrix} \frac{\partial B_z}{\partial y} - \frac{\partial B_y}{\partial z} \\ \frac{\partial B_x}{\partial z} - \frac{\partial B_z}{\partial x} \\ \frac{\partial B_y}{\partial x} - \frac{\partial B_x}{\partial y} \end{pmatrix} = 0 \quad (4.3)$$

Mit den Substitutionen  $\frac{\partial B_z}{\partial z} = G_z$ ,  $\frac{\partial B_z}{\partial y} = G_y$ ,  $\frac{\partial B_z}{\partial x} = G_x$  und  $\frac{\partial B_x}{\partial y} = G_4$  in den Gleichungen 4.2 und 4.3 folgt:

$$-\frac{\partial B_x}{\partial x} - \frac{\partial B_y}{\partial y} = \frac{\partial B_z}{\partial z} = G_z \quad (4.4)$$

$$\frac{\partial B_y}{\partial z} = \frac{\partial B_z}{\partial y} = G_y \quad (4.5)$$

$$\frac{\partial B_x}{\partial z} = \frac{\partial B_z}{\partial x} = G_x \quad (4.6)$$

$$\frac{\partial B_y}{\partial x} = \frac{\partial B_x}{\partial y} = G_4 \quad (4.7)$$

$G_x$ ,  $G_y$  und  $G_z$  entsprechen den Gradientenfeldern der  $z$ -Komponenten ( $B_z$ ), für die Koordinatenrichtungen  $x$ ,  $y$ , und  $z$ . Das Gradientenfeld  $G_4$  ist die Komponente, die einem Standard-Gradientensystem ( $G_x$ ,  $G_y$  und  $G_z$ ) fehlt, um die oben genannten Rotationseigenschaften ( $90^\circ$  Drehungen) erfüllen zu können. Das Gradientensystem ist zylindersymmetrisch und die  $x$ - und  $y$ -Komponenten der Gleichung 4.4 können gleichgesetzt werden.

$$\frac{\partial B_x}{\partial x} = \frac{\partial B_y}{\partial y} = -\frac{1}{2}G_z \quad (4.8)$$

Alle Gleichungen von 4.4-4.8 können zusammen in eine aussagekräftige Matrix geschrieben werden.

$$\begin{pmatrix} B_x \\ B_y \\ B_z - B_0 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{1}{2}G_z & G_4 & G_x \\ G_4 & -\frac{1}{2}G_z & G_y \\ G_x & G_y & G_z \end{bmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \dots \quad (4.9)$$

In dieser Matrix ist zu erkennen, welche Feldgradienten durch die Maxwell-Gleichungen miteinander verknüpft sind. Ein Gradientensystem, was die Felder  $G_x$ ,  $G_y$  und  $G_z$  erzeugen kann (unterste Reihe der Matrix in Gleichung 4.9), erzeugt automatisch Begleitfelder in die  $x$ - und  $y$ -Richtung (obere zwei Reihen der Matrix). Dies sind die Begleitfelder, die bereits im Kapitel 2.3.4 die maximal verwendbaren Gradientenstärken festlegen. Die Stärke der Begleitfelder sind entweder halb oder gleich stark wie die gewünschten Gradienten der untersten Matrixreihe ( $G_x$ ,  $G_y$  und  $G_z$ ). Diese Matrix in Gleichung 4.9 kann in vier einzelne Matrizen zerlegt und den gebauten Spulen S1-S4 zugeordnet werden.

$$\begin{bmatrix} -\frac{1}{2}G_z & 0 & 0 \\ 0 & -\frac{1}{2}G_z & 0 \\ 0 & 0 & G_z \end{bmatrix} \Rightarrow \text{S1} \quad (4.10)$$



$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & G_x \\ 0 & 0 & 0 \\ G_x & 0 & 0 \end{bmatrix} \Rightarrow \text{S2} \quad (4.11)$$

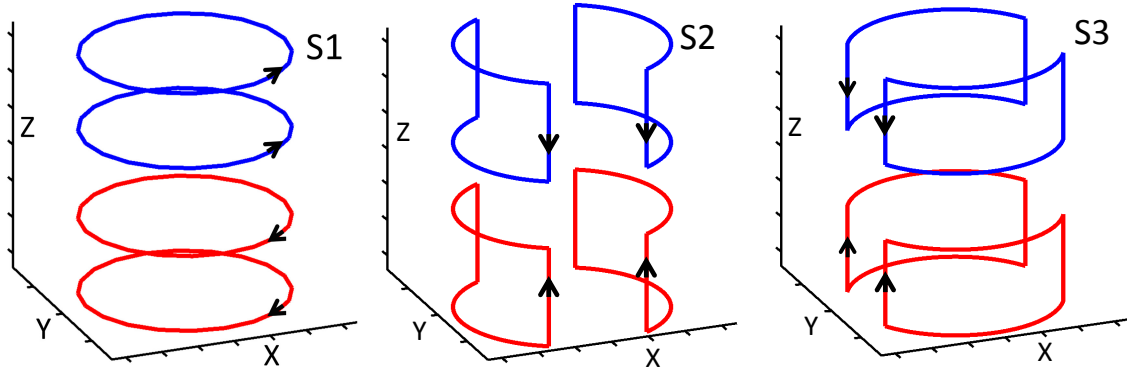
$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & G_y \\ 0 & G_y & 0 \end{bmatrix} \Rightarrow \text{S3} \quad (4.12)$$

$$\begin{bmatrix} 0 & G_4 & 0 \\ G_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \Rightarrow \text{S4} \quad (4.13)$$

Es ist zu erkennen, dass alle vier Spulen S1-S4 unabhängig voneinander einen Matrixeintrag erzeugen und die komplette Matrix ausfüllen. Dies ist die Voraussetzung ein Gradientensystem bauen zu können, welches nach einer 90° Drehung wieder die gleichen Gradientenfelder ( $G_x$ ,  $G_y$  und  $G_z$ ) wie vor der Drehung erzeugen kann. Im Anhang (Abschnitt A.1) wird eine repräsentative Matrixrotation durchgeführt, um zu zeigen, dass alle 90° Rotationen senkrecht und parallel zum  $B_0$  Feld durch einfache Permutationen der Matrixeinträge (Gleichung 4.9) zu erreichen sind. Dies bedeutet, die Matrixeinträge mischen nicht und es ist immer eine Gradientenspule für ein gewünschtes Gradientenfeld ( $G_x$ ,  $G_y$  und  $G_z$ ) zuständig. Dieses Verhalten konnte durch die folgenden Simulationen und Messungen bestätigt werden.

### 4.3 Simulation des Parallelsystems

In der Vergangenheit wurden bisher sehr viele unterschiedliche Gradientensysteme von fast jeder Größe und Komplexität gefertigt [97, 98]. Das am meisten verbreitete Gradientensystem ist zylindrisch und optimiert für eine  $B_0$  Feld Richtung (parallel zur Zylinderachse, Abb. 4.1 a)). Als Ausgangsgeometrien (für die Startparameter der Simulationen) wurden gut dokumentierte Standard-Gradientenspulendesigns verwendet, eine Maxwell Spule [62, 100] und zwei Golay Spulen [101]. Der Durchmesser des Gradientensystems wurde auf 280 mm festgelegt. Dies ist ein guter Kompromiss zwischen ausreichender Linearität (großer Abstand zum Probenraum) und einer angemessene Spuleneffektivität (kleiner



**Abbildung 4.2:** Spulendesigns eines 3D Gradientensystems, optimiert für den parallelen Fall aus Abb. 4.1 a). Die Kodierrichtungen der einzelnen Spulen sind für S1 in  $z$ -, S2 in  $x$ - und S3 in  $y$ -Richtung und die Pfeile deuten die Stromrichtungen an. Die Spulen S2 und S3 sind baugleich (aber um  $90^\circ$  verdreht) und damit die Leitungen nicht überlappen, wurde die Spule S3 um 9.6 mm gestaucht.

Abstand zum Probenraum). Zudem konnte für die Neuentwicklung der leistungsstärkeren und spezialisierten Präpolarisationsspule ausreichend Platz gelassen werden, um diese bei Bedarf in Zukunft verwenden zu können (Abschnitt 3.4).

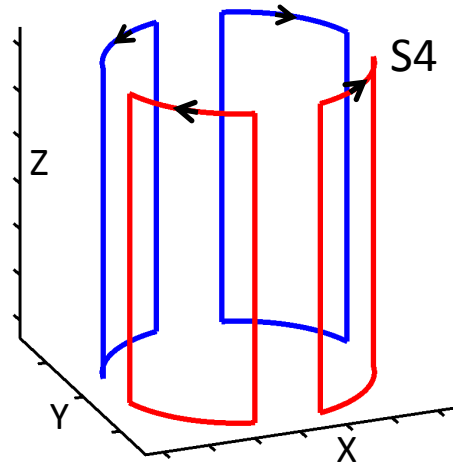
Die Anforderungen waren, das Gradientensystem möglichst kompakt zu bauen und eine maximale Abweichung der Linearität von 5 % im vorgesehenen Bildgebungsvolumen zu gewährleisten. Dies wurde mit der Hilfe eines numerischen Optimierungsalgorithmus namens „simulated annealing“ [102, 103] ermöglicht. Der Algorithmus variierte die Proportionen und Abstände der Leiterbahnen entlang der Zylinderoberfläche und optimierte die Feldlinearität und Effizienz auf das Probenvolumen einer Kugel von 7 cm. Die Codegrundlage der Feldberechnungen beruhen auf dem Biot-Savart Gesetz [98]. Aus den Simulationsergebnissen konnte ein Gradientensystem mit einer minimalen Länge von 370 mm gewonnen werden. In Abb. 4.2 sind die optimierten Spulengeometrien gezeigt. S1 ist eine bis auf die siebte Ordnung optimierte Maxwell Spule, die von einer früheren Arbeit [104] inspiriert wurde. S2 und S3 entsprechen gestauchten Golay Spulen [101]. Diese wurden soweit gestaucht, bis die 5 % Linearität am Rand des Probenraums gerade noch erfüllt wurde. Jedoch mit einem Vorteil, die Spulenlänge um 50 % verkürzen zu können. Höhere Ordnungen dieser Spulen wurden simuliert, doch die Steigerung an Komplexität war unangemessen im Vergleich zu den geringen Verbesserung der Linearität. Aus diesem Grund kann dieses Design, als Optimum betrachtet werden.

## 4.4 Simulation des Senkrechtsystems

Parallele Gradientensysteme, die für eine  $B_0$  Feld Richtung entlang der Zylinderachse optimiert wurden, sind gut dokumentiert [97, 98]. Senkrechte Gradientensysteme dagegen, sind bis heute nur als planare, nicht zylinderförmige Systeme veröffentlicht worden. Es gibt zwar ein käuflich zu erwerbendes Erdfeld-MRT-System auf dem Markt, das einen ähnliches senkrechte Gradientensystem verwendet, das aber nicht im Detail veröffentlicht wurde [9, 13]. Demnach musste die Spulengeometrie für die senkrechte Ausrichtung (siehe Abb. 4.3) komplett neu designt werden.

Aus diesem Grund wird hier kurz skizziert, wie das Ausgangsdesign des Gradienten S4 für die

Startparameter des Optimierungsalgorithmus der Simulation erstellt wurde. Das Ziel war es ein Gradientenfeld  $G_4$  zu erzeugen (siehe Gleichung 4.9). Aus den Simulationen für die Gradientenspule S2 (Abb. 4.2) war ersichtlich, dass diese nur noch um  $90^\circ$  um die x-Achse gekippt und auf den ursprünglichen Zylinder projiziert werden musste (vergleiche dazu die Farben und Strompfeile von S2 und S4 der zwei Abbildungen). Mit dieser Ausgangskonfiguration konnte der Optimierungsalgorithmus, das in Abb. 4.3 gezeigte Design des fehlenden  $G_4$  Gradienten, berechnen.



**Abbildung 4.3:** Spulendesign des fehlenden Gradientenfeldes  $G_4$  (vergl. Gleichung 4.7). Diese Spule macht das Gradientensystem (aus Abb. 4.2) komplett, sowohl parallele als auch senkrechte Ausrichtung ist jetzt mit den vier Spulen S1-S4 möglich. Dieser Gradient wird hauptsächlich für die  $y$ -Kodierung des senkrechten Falls aus Abb. 4.1 b) verwendet.

## 4.5 Bau des Gradientensystems

Das Gradientensystem der Erdfeld-MRT-Apparatur besteht aus den vier Spulendesigns S1-S4 (Abbildungen 4.2 und 4.3) und wurde per Hand auf einen Zylinder aus glasfaserverstärkten Verbundmaterial gewickelt. Für die Fixierung der Spulendrähte (Kupferdurch-



**Abbildung 4.4:** Offenes Gradientensystem mit allen Spulen S1-S4. Kupferleitungen wurden auf einen Zylinder gewickelt und mit PVC-Schrauben in jeder Ecke fixiert (1.5 cm große schwarze Schraubenköpfe, die teilweise wegen Überlappung wieder entfernt wurden).

messer 0,33 mm) wurden PVC<sup>1</sup> Schrauben verwendet, die für einen guten Halt der einzelnen Windungen in jeder Ecke platziert wurden. Zum Schluss wurden die Spulenpakete mit durchsichtigen Klebeband fixiert. Die Spulendaten sind in Tabelle 4.1 zusammengefasst.

	S1	S2	S3	S4
Effektivität in [mT/m/A]	1,00	1,10	0,99	0,89
Widerstand [ $\Omega$ ]	12,4	14,7	14,3	9,7
Windungszahl	30 außen + 4 innen	21	21	12
Kodierung (parallel)	$z$	$x$	$y$	
Kodierung (senkrecht)	$z$	$x$		$y$

**Tabelle 4.1:** Daten der einzelnen Spulen S1-S4 des Gradientensystems. Die Effektivität der einzelnen Spulen konnte mit den Windungszahlen angeglichen werden.

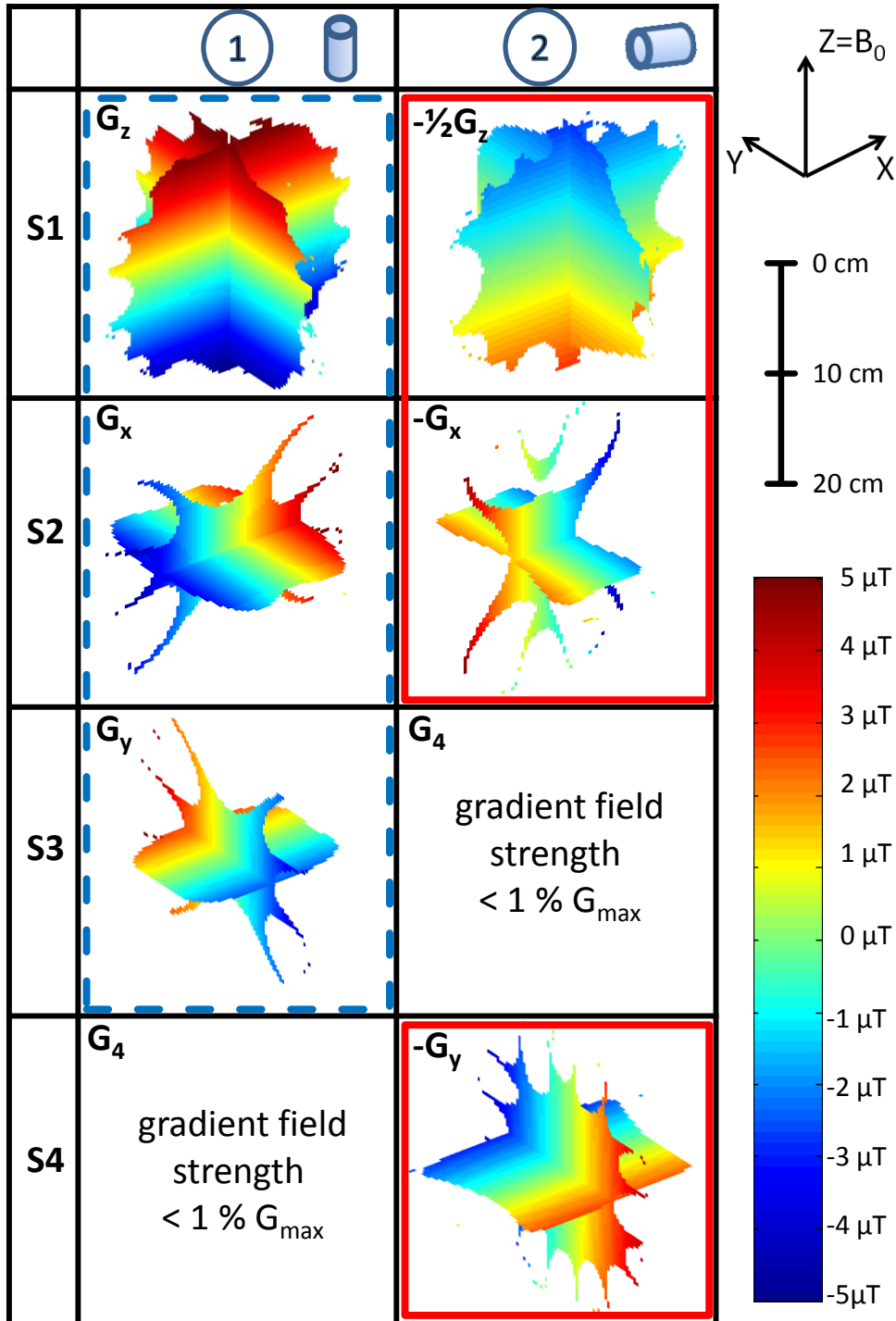
Der Spulenquerschnitt und die hohen Windungszahlen wurden ausreichend hoch dimensioniert, damit das Gradientensystem auch für stärkere  $B_0$  Felder (als das Erdmagnetfeld) eingesetzt werden kann. Damit konnte die Möglichkeit offen gehalten werden, das SNR durch Erhöhung des  $B_0$  Feldes zu steigern, was sich am Ende der Arbeit als sehr vorteilhaft herausstellte (siehe Kapitel 6).

<sup>1</sup>PVC: Polyvinylchlorid, ist ein amorpher thermoplastischer Kunststoff.

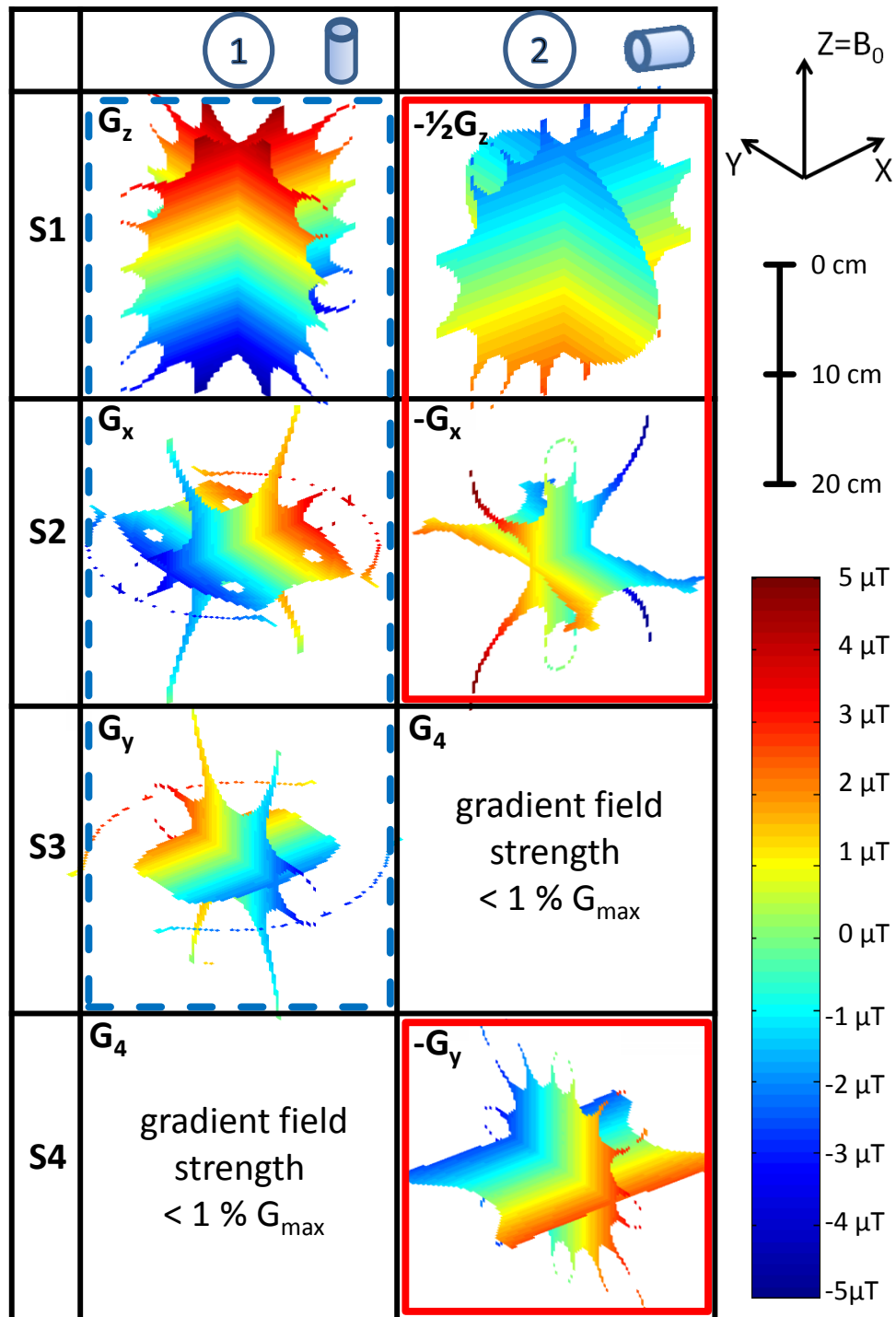
## 4.6 Ausmessung des Gradientensystems

Es wurden Messungen an einem 3 T Ganzkörpermograph (Magnetom Skyra; Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany) durchgeführt, um das gebaute Gradientensystem zu charakterisieren. Mit der verwendeten Messmethode (engl. „field mapping“) wird eine Magnetfeldkarte von der  $z$ -Komponenten der Gradientenfelder erstellt. Dies wird in [105, 106] beschrieben. Durch das Einbringen eines Gradientenfeldes in das homogene  $B_0$  Feld des Ganzkörpermographen, können die Frequenzunterschiede (Phasenunterschiede) sehr genau gemessen werden. Vor jeder Messung wurde die jeweilige Gradientenspule mit einem konstanten Strom ( $\pm 40$  mA) versorgt und die Phase der zwei erzeugten Bilder mit positiven und negativen Strom voneinander abgezogen. Dies hat den Vorteil, dass eventuelle Inhomogenitäten des System durch die Subtraktion der zwei Messungen eliminiert werden können.

Das Gradientensystem wurde in der Mitte des Ganzkörpersystems gelegt und für die zwei verschiedenen Orientierungen (Abb. 4.1) ausgemessen. Für das Messsignal wurde ein Kopfphantom (Siemens Kopfphantom D240, Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany) mit einem Durchmesser von 24 cm in der Mitte des Gradientensystems platziert. Jeder Datensatz besteht aus drei senkrecht aufeinander stehenden Schichten der  $x$ -,  $y$ -, und  $z$ -Achse und sie verlaufen alle durch den Mittelpunkt des Kopfphantoms. Die Auswertung und Darstellung der Diagramme wurden mit einer MATLAB Funktion (Author: Eric Ludham, Copyright: The Mathworks Inc.) namens Sliceomatic generiert. In Abb. 4.5 sind die Messergebnisse von allen Spulen S1-S4 des Gradientensystems für zwei Vorzugsrichtungen, parallel und senkrecht, gegenübergestellt. Der Feldverlauf ist durch eine farbige Skala dargestellt und ab einer Abweichung der Linearität von mehr als 5 % beschnitten. Die Bildgebungsparameter der Gradienten-Echo Sequenz waren: FoV 280 mm x 280 mm, Bandbreite 350 Hz, Matrixgröße 96 x 96 Voxel, TE = 12 ms, TR = 100 ms, Flipwinkel 45°, Schichtdicke 8 mm und 16 Mittelungen.



**Abbildung 4.5:** Magnetfeldkarten von allen gebauten Spulen S1-S4 des Gradientensystems, jeweils für die zwei Orientierungen (parallel und senkrecht siehe Abb. 4.1). Ab einer Abweichung der Linearität von mehr als 5 % wurden die Messdaten beschnitten. Die Kreisförmigen Artefakte am Rand der Messdaten zeigen das Ende des Kopfphantoms (24 cm). Der blau gestrichelte und rote Rahmen markiert jeweils den nutzbaren Satz von Spulen für die beiden Ausrichtungen. Zusätzlich sind die erzeugten Gradientenfelder mit ihren Kodierrichtungen  $G_x$ ,  $G_y$ ,  $G_z$  und  $G_4$  bezeichnet.



**Abbildung 4.6:** Simulation der Magnetfeldkarten von allen gebauten Spulen S1-S4 des Gradientensystems, jeweils für die zwei Orientierungen (parallel und senkrecht aus Abb. 4.1). Ab einer Abweichung der Linearität von mehr als 5 % wurden die Simulationsdaten beschnitten. Der blau gestrichelte und rote Rahmen markiert jeweils den nutzbaren Satz von Spulen für die beiden Ausrichtungen. Zusätzlich sind die erzeugten Gradientenfelder mit ihren Kodierrichtungen  $G_x$ ,  $G_y$ ,  $G_z$  und  $G_4$  bezeichnet.

### Diskussion der Messergebnisse

Die Messungen (Abb. 4.5) und die Simulationen (Abb. 4.6) zeigen eine deckungsgleiche Übereinstimmung. Die Spule S2 besitzt den kleinsten für die Bildgebung nutzbaren Linearitätsbereich (5 % Feldabweichung). Dieser Bereich deckt genau das Probenvolumen (7 cm Kugeldurchmesser) ab. Die Spule S1 besitzt den größten 5 % Bereich, eine Kugel von 15 cm Durchmesser und Spule S4 12 cm.

S1, S2 und S3 bilden ein komplettes 3D Gradientensystem für den parallelen Fall (der blau gestrichelter Rahmen) und für den senkrechten Fall, im roten Rahmen, sind es die Spulen S1, S2 und S4. S3 und S4 tauschen ihre Plätze nach einem Wechsel vom parallelen zum senkrechten Fall. Trotz stromdurchflossener Spulen zeigen S3 und S4 kein signifikantes Gradientenfeld  $G_4$  für die jeweiligen Fälle. Daraus folgt, dass für dieses Experiment immer nur drei Gradientenkanäle verwendet werden müssen, indem von Spule S3 auf S4 umgeschaltet wird. Zusätzlich ist ein Vorzeichenwechsel aller Gradientenfelder zu verzeichnen und die Maxwellspule S1 ist in der Gradientenstärke ( $-1/2 G_z$ ) halbiert. Im Gegensatz dazu behält die Golayspule S2 ihre Gradientenstärke nach der Drehung bei. Für die Spulen S1 und S2 verändert sich die Größe des nutzbaren 5 % Bereichs nicht signifikant. Alle diese Ergebnisse konnten mit Hilfe der Theorie (Abschnitt 4.2) erklärt werden.

## 4.7 Ausblick

Es konnte mit diesem Gradientensystem eine flexible Erdfeld-MRT-Anlage gebaut werden, die für mehr als eine feste Ausrichtung zum  $B_0$  Feld funktioniert. Dieses entwickelte Konzept könnte in Zukunft der Anstoß für ein noch weiterentwickeltes Gradientensystem sein. Aktuelle Simulationen (die hier nicht gezeigt werden) deuten an, dass dieses Gradientensystem nicht ausschließlich für die in der Theorie präsentierten  $90^\circ$  Rotationen funktioniert, sondern auch für fast alle Zwischenwinkel. Die Simulationen weisen darauf hin, dass nicht alle beliebigen Rotationswinkel möglich sind. Bestimmte Ausrichtungen zeigen Singularitäten auf und damit können die benötigten Felder nicht mehr erzeugt werden. Dennoch sind mehr als 80 %<sup>2</sup> aller Winkelbereiche ansteuerbar. Genau an diesem Punkt wird in Zukunft weitergeforscht, um diese Behauptungen wissenschaftlich zu untermauern und die

---

<sup>2</sup>Abgeschätzter Wert, der abhängig von dem maximal erlaubten Gradientenstrom ist.



theoretischen Erweiterungen des Gradientensystems weiter zu entwickeln.

Eine mögliche Anwendung dieses Konzepts ist, ein Gradientensystem nicht mehr aufwendig senkrecht zum  $B_0$  Feld eines neu gebauten MR-Tomographen ausrichten zu müssen, sondern die Feinjustage nur durch die Korrektur der Gradientenströme beliebig genau einzustellen. Für den Fall, dass sich ein Gradientensystem zum  $B_0$  Feld verzieht/verändert, wäre nur eine Korrektur der Gradientenströme nötig.

Eine Zukunftsvision ist ein drehbares Gradientensystem zu besitzen, das sich an die Begebenheiten der Natur ausrichten kann und nicht umgekehrt. Es wären beliebige Ausrichtungen entlang von Ästen oder Pflanzen möglich, die Biologen nicht biegen wollen, um ein ungestörtes System in der freien Natur untersuchen zu können. Es wäre denkbar das Gradientensystem bei Langzeitstudien (einen bestehenden Drift) elektronisch zu kompensieren oder sogar aktiv wenn sich die Probe bewegt (Wachstum oder Ausrichtung zum Licht) nachzuführen. Die Idee ist interessant, doch bestehen bis jetzt ungelöste Probleme, wie die Ausrichtung der Empfangsspule, die nicht für alle beliebige Winkel zum  $B_0$  Feld einsetzbar ist. Zusätzlich besteht immer das Problem der zu geringen Auflösung (SNR), um ernsthafte Bildgebung betreiben zu können. Dennoch ist die Korrektur für kleine Bereiche jetzt schon möglich und das Konzept auf jedes Gradientensystem anwendbar. Deswegen besteht die Hoffnung, dass alleine durch die Veröffentlichung [35] dieser Idee neue Anwendungen entstehen werden.



# 5 Messungen des Erdfeld-NMR-Tomographen

---

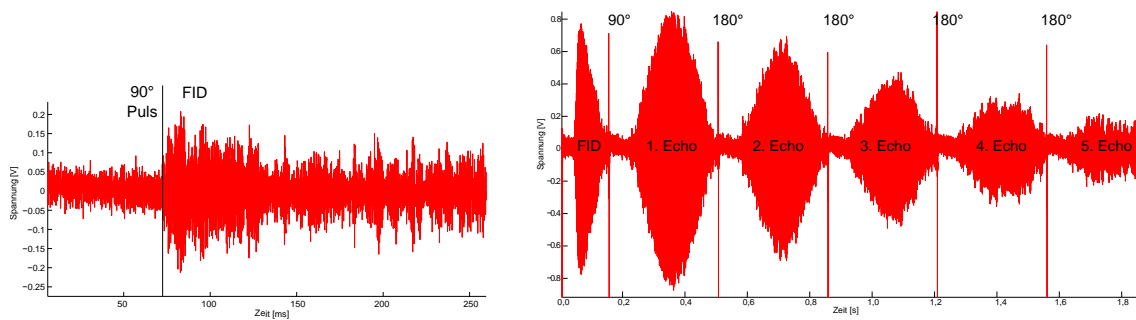
In diesem Kapitel wird der Werdegang der kontinuierlichen Entwicklung des Erdfeld-NMR-Tomographen aufgeführt. Beginnend mit der ersten Signaldetektion bis hin zu aktuellen 3D Bildgebungsergebnissen. Einer der Vorteile der Erdfeld-MRT wird anhand der Bildgebung einer Aluminiumdose demonstriert. Anschließend wird ein Experiment gezeigt, das die Funktionalität des neuartigen Gradientensystems (Kapitel 4) bestätigt.

---

## 5.1 Erstsignaldetektion

Für die ersten Versuche wurde als Probe Leitungswasser verwendet, um eine maximale Signalintensität und Signallänge zu gewährleisten. Die  $T_1/T_2$  Zeiten von Wasser liegt zwischen 1-3 Sekunden (je nach Temperatur und Reinheit des Wassers). Damit konnte ein guter Kompromiss zwischen sinnvoller Präpolarisationszeit (2 Sekunden) und Länge des abklingenden Signals erreicht werden.

In Abb. 5.1 (links) ist das erste aufgenommene NMR-Signal (FID, ab 75 ms) zu sehen. Anhand dieser Messung konnte die exakte NMR-Frequenz am Probenort erstmalig bestimmt und die Apparatur danach eingestellt werden. Nach Optimierung des Sendepulses und der Anpassung der Verstärkerkette auf die richtige NMR-Frequenz, konnte die Signalintensität, wie in Abb. 5.1 (rechts) gezeigt, vervielfacht werden. Eine Multi-Spin-Echo Sequenz [62] wurde aufgenommen. Das System kann anhand dieser Messung eingestellt und optimiert werden. Zum Beispiel ist über die Signalintensität die Einstellung des Präpolarisationssystems optimierbar. An dieser Stelle kann überprüft werden, ob die Signalintensität dem



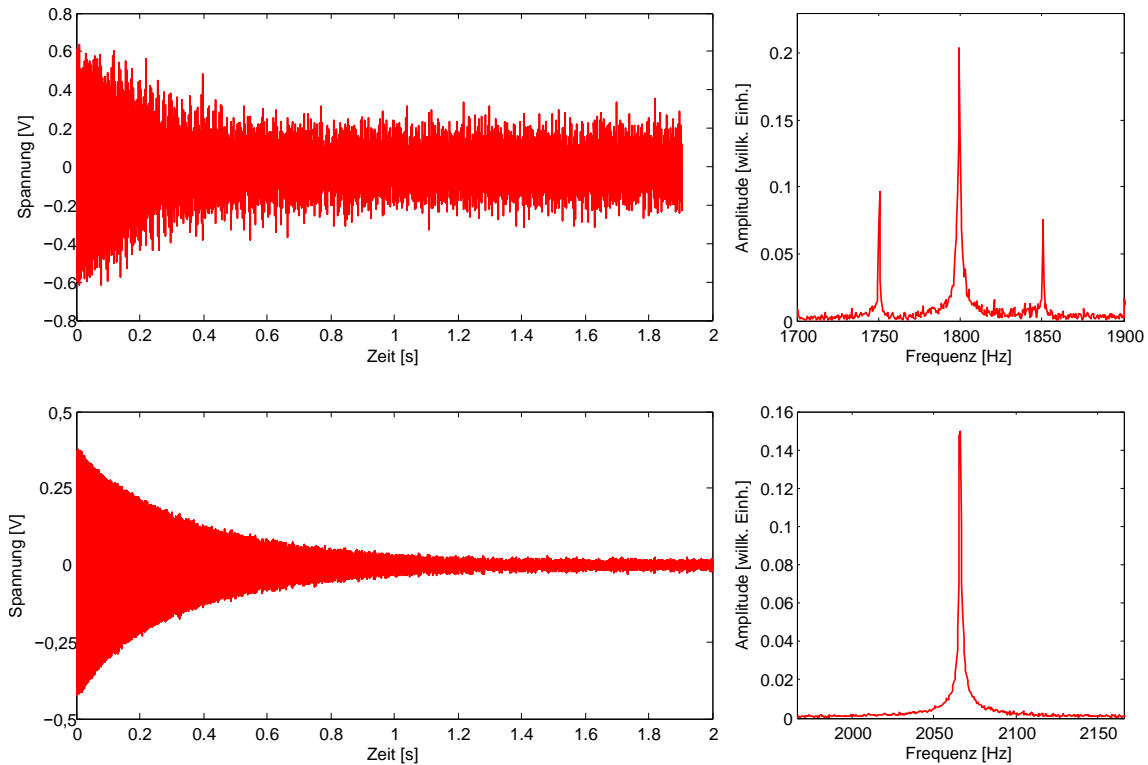
**Abbildung 5.1:** Das erste aufgenommene Erdfeld-NMR-Signals (FID ab 75 ms) ist im linken Graphen gerade noch vom Rauschen zu unterscheiden. Der Sendepuls direkt vor dem FID ist hier nicht zu sehen, da dieser von einem Relais weggeschaltet wurde, um eine Übersteuerung des Vorverstärkers zu vermeiden. Im rechten Graphen ist die erste Aufnahme einer Multi-Spin-Echo Sequenz gezeigt. Auch hier wurden die Sendepulse ( $90^\circ$  und  $180^\circ$ ) weggeschaltet, was an den unregelmäßigen dünnen Nadeln zu erkennen ist.

theoretisch zu erwartenden Größenordnung von wenigen  $\mu\text{V}$  (vergl. Abschnitt 2.1.4) entspricht. Die Ausgangsspannung hatte einen Wert von  $\pm 0.7\text{ V}$  und bei einem Verstärkungsfaktor (der ersten Version der Verstärkerkette) von  $5 \cdot 10^5$  ergibt dies eine Signalspannung an der Empfangsspule von  $1,6\ \mu\text{V}$ . Weiter stellt die Regelmäßigkeit der wiederkehrenden Signale (Echos) ein Maß dar, wie gut der Sendepuls eingestellt wurde. Zusätzlich kann über die Länge der Messbarkeit des abfallenden Messsignal ( $T_2$ -Zerfall) verglichen werden, wie rauscharm das System arbeitet. Denn bei weniger Rauschen wären weitere Echoszüge länger zu beobachten gewesen. Dies entspricht einer sehr empfindlichen Messmarke, um die Verbesserungen des Systems schnell zu erkennen und zu werten. Die unregelmäßigen dünnen Peaks im Signal entstehen durch das Prellverhalten eines Relais während des Schaltvorganges. Da in der ersten Version der Aufnahmesoftware nur eine durchgehende Aufnahme möglich war, musste ein Relais die Empfangsspule während des Einstrahlens der Sendepulse wegschalten.

Die erste NMR-Signal Aufnahme, die auf freiem Feld getätigt wurde, ist in Abbildung 5.2 im Vergleich zu einer FID Aufnahme im Labor gezeigt. Anhand dieser Messungen können die 50 Hz Störungen, besonders deren Vielfache (bei 1750 Hz und 1850 Hz), im Vergleich zu einem ungestörten System demonstriert werden. Aus dem dazugehörigen Spektrum (siehe in Abb. 5.2 rechts oben) kann die Messfrequenz von 1800 Hz (im Gebäude) abgelesen werden. Der Stahlbeton in den Wänden und Decken schwächt das Erdmagnetfeld, was eine

Änderung der Messfrequenz um 266 Hz verursachte. In diesem Labor ist die Messfrequenz auf einen sehr ungünstigen Wert gefallen. Genau bei 1800 Hz liegt auch eine Störung der 50 Hz Vielfachen, die nicht mehr herausgefiltert werden kann. Die beiden anderen Störungen hingegen können nachträglich digital (z. B. durch beschneiden des Spektrums) gefiltert werden. Der optimale Fall für eine Messung im Gebäude ist eine Messfrequenz zu treffen, die genau zwischen zwei benachbarten 50 Hz Vielfachen liegt. Dies kann z.B. durch ein Offsetfeld mit einem Permanentmagneten realisiert werden. Hier wird eine Begrenzung der Apparatur deutlich (die schon im Abschnitt 2.3.4 diskutiert wurde), dass die maximale Bandbreite einer Messung im Gebäude nicht mehr als 50 Hz betragen darf, ohne Artefakte im Bild zu erzeugen.

Aus der Abbildung 5.2 im Spektrum der Messung auf freiem Feld (unten rechts) konnte die Messfrequenz des Erdfeldes  $f_0 = 2066 \text{ Hz}$  ( $B_0 = 48,5 \mu\text{T}$ ) herausgelesen und mit der Angabe des „National Geophysical Data Center“ (<http://www.ngdc.noaa.gov/>) bestätigt werden. Aus den Zerfallszeiten  $T_2^*$  der FID's oder aus den Halbwertsbreiten der Spektren kann die Homogenität der Örtlichkeiten abgeschätzt werden (vergl. Tabelle 3.1).

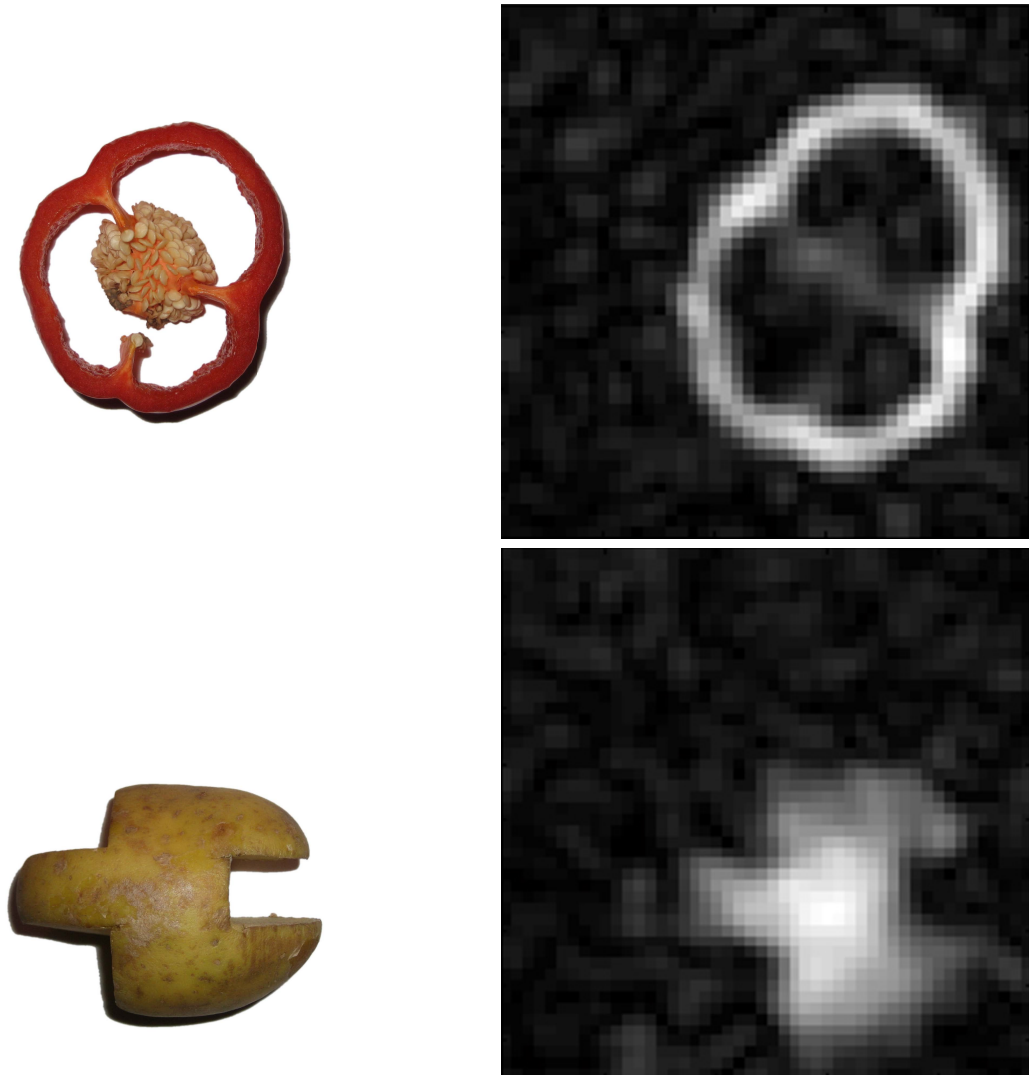


**Abbildung 5.2:** Vergleich von zwei FID Signalen mit zugehörigen Spektren (jeweils rechts). Die obere Messung ist im Labor (Biovorbereitung) und die untere Messung auf freiem Feld (100 m von Gebäuden entfernt) aufgenommen worden.

## 5.2 Aktuelle Messungen nach „Stand der Technik“

Die folgenden Messungen belegen, dass die gebaute Apparatur auf dem aktuellen „Stand der Technik“ ist. Die bis jetzt veröffentlichten Bilder von vergleichbaren Erdfeld-MRT-Systemen [9, 13, 38] sind, zu den hier präsentierten Ergebnissen, von geringerer bis vergleichbarer Bildqualität. Das liegt zum Einen daran, dass die schlechteren Bilder [38] mit alter Technik vor mehr als zwei Jahrzehnten gemacht wurden und, dass das aktuellste (kommerziell erwerbliche, [www.magritek.com/system/files/2012-english-web.pdf](http://www.magritek.com/system/files/2012-english-web.pdf) (28.03.13)) Erdfeld-MRT-System [13] mit nur 10 mT vorpolarisieren kann und dies einen dementsprechenden Nachteil hat. Das Paprika Bild aus Abb. 5.3 ist vergleichbar gut mit einer ähnlichen Messung einer Paprika, die mit einem SQUID basierten System von 2004 [16] durchgeführt wurde. Das SQUID System befand sich in einem abgeschirmten Raum, arbeitete mit einem Erdmagnetfeld ähnlichen  $B_0$  Feld von 132  $\mu\text{T}$  und einem zehnfach höheren Präpolarisationsfeld (300 mT). Diese Summe aller Vergleiche zeigt, dass die gemachten

Bildgebungsergebnisse ausgereift sind und sich sogar mit aktuellster SQUID-Technik vergleichen lassen. Zusätzlich ist das besondere an den Messungen der Dissertationsschrift, dass sie innerhalb eines Gebäudes ohne jegliche Schirmung aufgenommen wurden. Dies zeigt, dass die optimierten Filter (siehe Anhang A.4 und A.5) des Systems funktionieren und unter anderem dieses System in der Literatur einen eigenen Stellenwert besitzt.

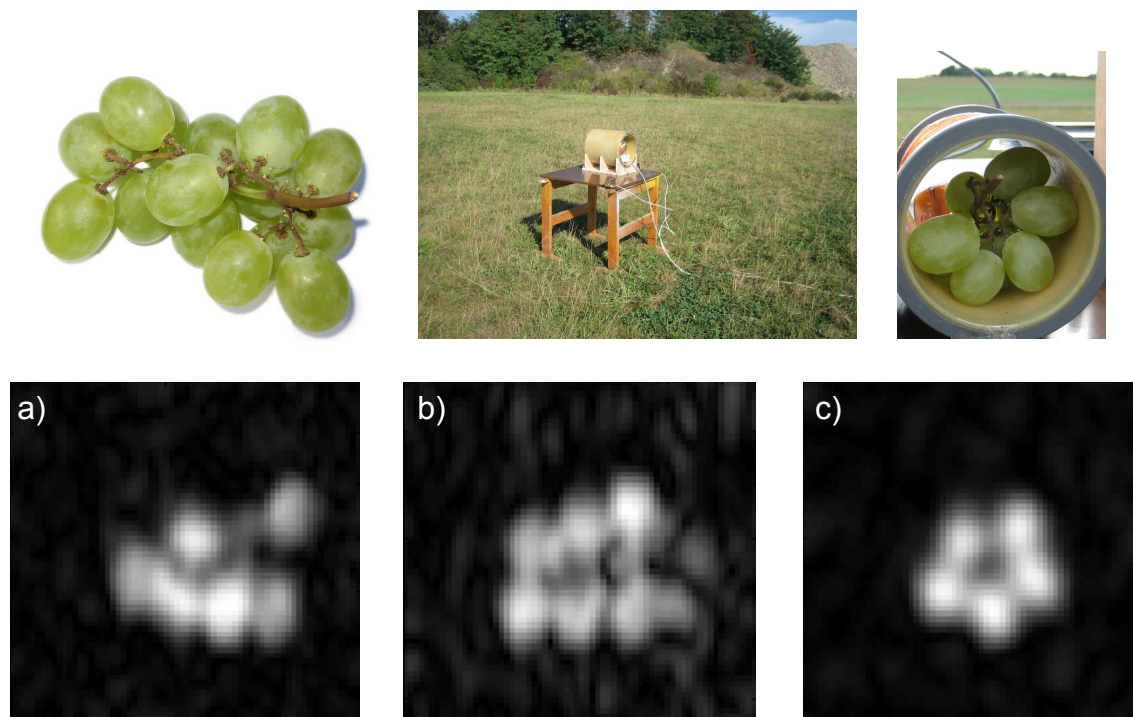


**Abbildung 5.3:** 2D Projektion einer aufgeschnittenen Paprika und einer beschnittenen Kartoffel. Die Sequenzparameter der 2D Spin-Echo-Routine waren:  $TE = 600$  ms,  $TR = 8000$  ms,  $FoV = 100$  mm x 100 mm, Auflösung = 4.2 mm x 4.2 mm mit „zerofilling“ Faktor von zwei und vier Mittelungen. Die Aufnahmezeit eines Datensatz von  $24 \times 24$  Voxel betrug 3,2 min. Das SNR der Paprika ist 24 und das von der Kartoffel 32.

Zur Vollständigkeit wird in Abbildung 5.4 die Funktionalität einer 3D Spin-Echo-Sequenz demonstriert. Dies ist eine der ersten Aufnahmen, die auf freiem Feld durchgeführt wurden

(siehe Abb. 5.4 Bild oben Mitte). Die Filtereinrichtungen des Systems waren teilweise noch nicht ausgereift oder etabliert. Deswegen war diese Messung für diese Arbeit ein wichtiges Ergebnis, da dies zeigte, dass in störungsfreiem Gelände gute Bilder gemacht werden können. Zu diesem Zeitpunkt waren solche Bildqualitäten ohne optimierte Filterung im Labor nicht möglich. Erst nach Etablierung der Gradientenleitungsfilter (Anhang A.4) konnten gleiche Bildqualitäten auch innerhalb vom Gebäude durchgeführt werden (siehe Abb. 5.3).

Als Probe wurden Tafeltrauben direkt in die Empfangsspule gelegt (siehe Abb. 5.4 Bild oben rechts) und ein kompletter 3D Datensatz aufgenommen. Aus diesem wurden nachträglich drei senkrecht aufeinander liegende Schichten ausgewählt (siehe Abb. 5.4 a), b) und c)). Die Schichtdicken sind unterschiedlich breit dargestellt, da dies jeweils die Probe am besten repräsentierte.



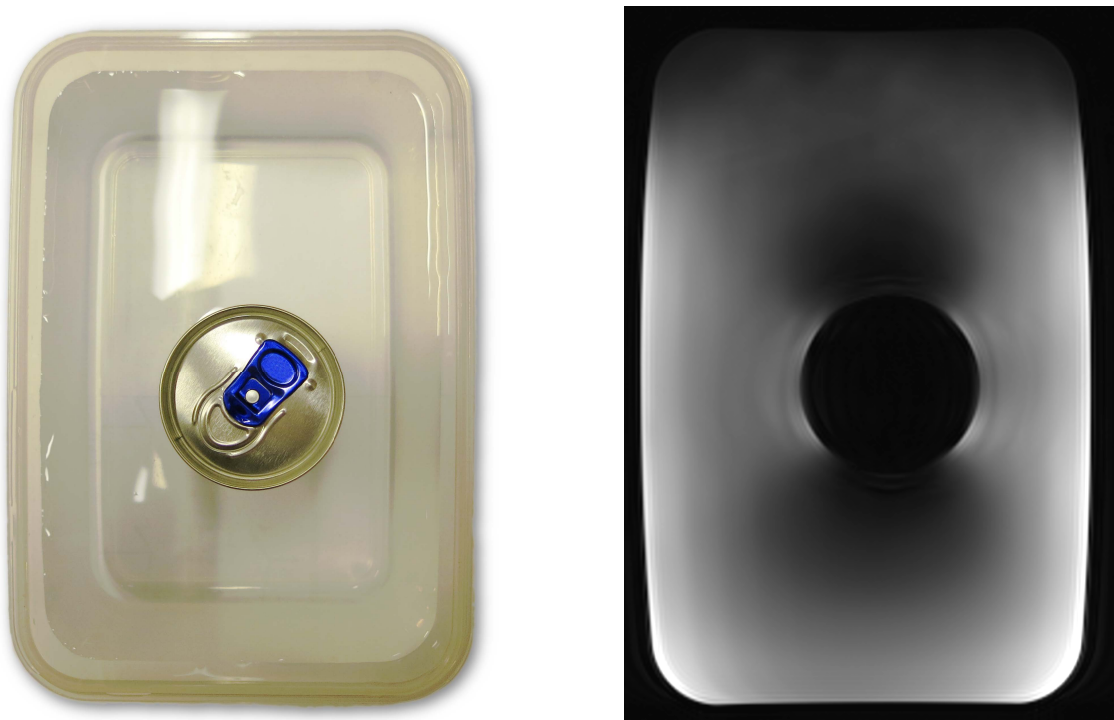
**Abbildung 5.4:** 3D Messung von Tafeltrauben auf freiem Feld. Ausgewählte 2D Bildauszüge aus dem aufgenommenen 3D Datensatz von  $33 \times 16 \times 16$  (Read, Phase, Slice) Voxel mit „zerofilling“ (auf eine Matrix von  $66 \times 64 \times 64$ ). a) Read-Phase Projektion mit Schichtdicke von 62 mm, b) Read-Slice Projektion mit Schichtdicke von 18 mm und c) Phase-Slice Projektion mit Schichtdicke von 70 mm. Messparameter der 3D Spin-Echo-Sequenz:  $TE = 800$  ms,  $TR = 8000$  ms,  $FoV = 140$  mm x 140 mm x 140 mm, Auflösung = 4,3 mm x 8,8 mm x 8,8 mm und Aufnahmezeit = 35 min.



### 5.3 Bildgebung durch eine Aluminiumdose

Einer der Vorteile der Erdfeld-MRT (und Niederfeld-MRT  $< 1$  mT) ist die Bildgebung, ohne Suszeptibilitätsartefakte. Die lokalen Inhomogenitäten, die durch Suszeptibilitätsunterschiede (z.B. Wasser und Metall) entstehen, sind bei Messungen mit niedrigen  $B_0$  Feldern zu vernachlässigen. Auch Effekte, wie Abschirmung und Wirbelströme, spielen bei niedrigen Frequenzen kaum eine Rolle. Dies kann demonstrativ mit einer Messung an einer Aluminiumdose gezeigt werden.

Es wurden zwei Messungen durchgeführt, die eine in einem klinischen 3 T Ganzkörper-tomographen (siehe Abb. 5.5) und die andere in der gebauten Erdfeld-MRT-Anlage (siehe Abb. 5.6).



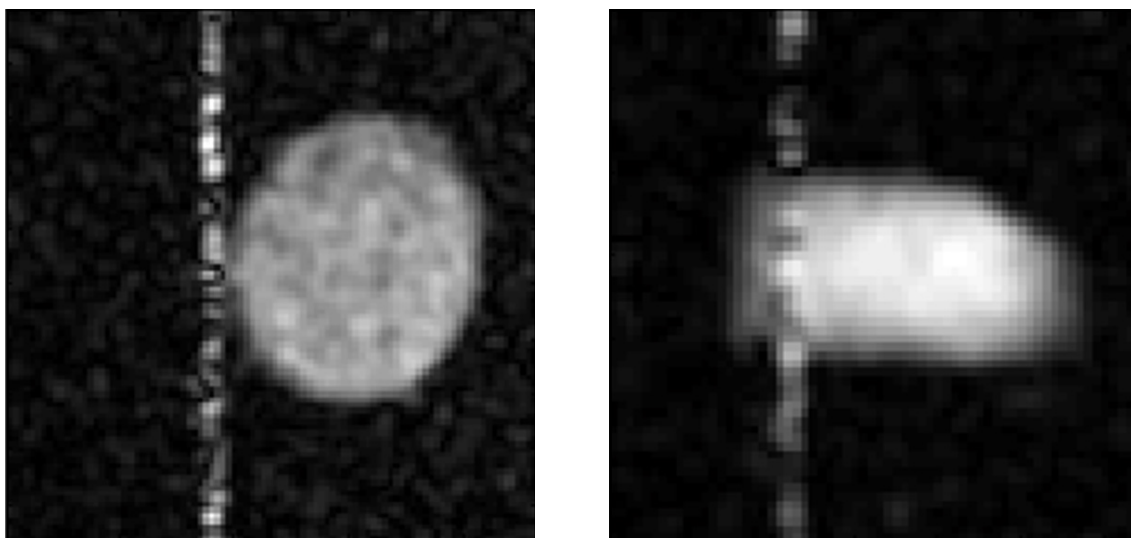
**Abbildung 5.5:** 2D Schicht Aufnahme einer Aluminiumdose (rechts), eingetaucht in einem Wasserbehälter (links). Aufgenommen mit einem 3 T Ganzkörper-tomographen, mit einer 2D Spin-Echo-Sequenz: TE = 9 ms, TR = 2000 ms, FoV = 150 mm x 230 mm, Schichtdicke = 5 mm und zwei Mittelungen. Die Aufnahmezeit betrug 1,6 min.

In der Aufnahme des Ganzkörper-tomographen in Abb. 5.5 ist zu erkennen, dass die hohen Frequenzen nicht in die Dose eindringen können und darüber hinaus sind Feldverzerrungen und Auslöschungen am Rand der Dose zu erkennen (Wirbelströme). Im Vergleich zu der

### 5.3. BILDGEBUNG DURCH EINE ALUMINIUMDOSE

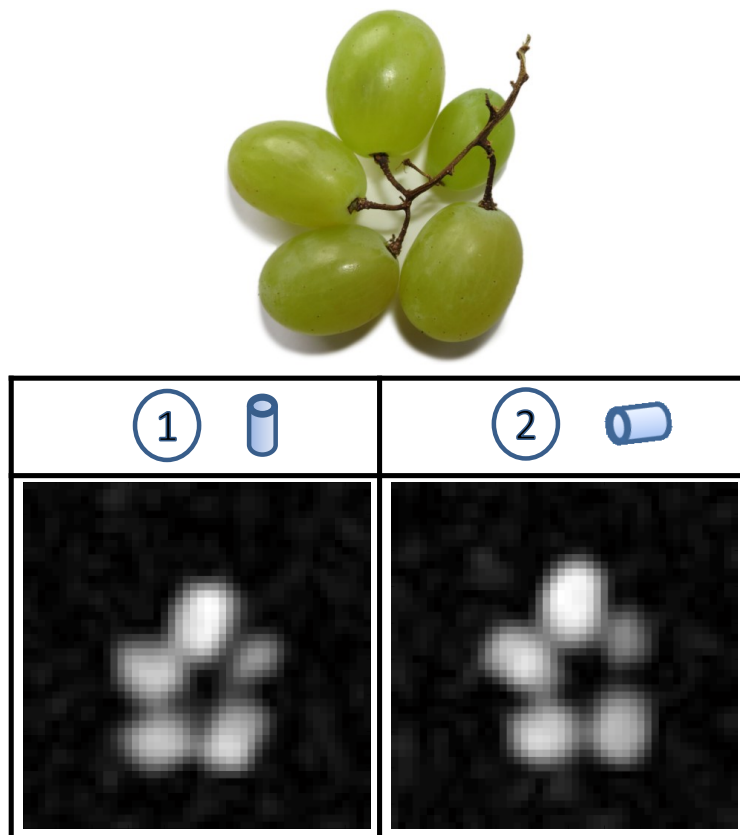
---

Aufnahme im Erdmagnetfeld ( $B_0 = 46\mu\text{T}$ ) in Abb. 5.6, dort ist der Inhalt der Dose deutlich zu erkennen. Es war kein Wasserbehälter notwendig, nur die Dose in der Empfangsspule (vergl. Abb. 3.4). Durch die Antennenwirkung der Aluminiumdose sind die vorhandenen 50 Hz Störungen (mit deren Vielfachen) im Raum verstärkt als Störstreifen in beiden Bildern zu erkennen. Die Abflachung im rechten Bild der Abbildung 5.6 zeigt das abfallende Profil der Empfangsspule. Anhand dieser repräsentativen Messung ist nachvollziehbar, dass Metalle in Niederfeld-MRT-Systemen wenige bis gar keine Verzerrungen verursachen.



**Abbildung 5.6:** 2D Projektionen einer Aluminiumdose, links hochkant und rechts quer zur Dose (Spulenprofil sichtbar). Die Sequenzparameter der 2D Spin-Echo-Routine waren: TE = 600 ms, TR = 8000 ms, FoV(links) = 100 mm x 100 mm, FoV(rechts) = 150 mm x 150 mm, Auflösung(links) = 2.2 mm x 2.2 mm, Auflösung(rechts) = 4.7 mm x 4.7 mm mit „zerofilling“ Faktor von zwei. Die Aufnahmezeiten waren 6,4 min und 4,2 min.

## 5.4 Bildgebung in zwei $B_0$ Feld Richtungen



**Abbildung 5.7:** 2D Projektion von Tafeltrauben, gemessen für zwei verschiedene Ausrichtungen. Fall 1 parallel zum  $B_0$  Feld und Fall 2 senkrecht dazu. Es wurde jeweils ein Datensatz von  $24 \times 24$  Voxel und mit vier Mittelungen in 2,4 min aufgenommen. Die Daten sind interpoliert mit „zerofilling“ Faktor von zwei dargestellt.

Das Experiment in Abb. 5.7 zeigt die Funktionalität des rotierbaren Gradientensystems (Kapitel 4). Es wurde eine 2D Projektion von Tafeltrauben für die parallele Ausrichtung (zu  $B_0$ , Fall 1) des Gradientensystems aufgenommen. Danach wurde das ganze Spulensystem (Probe, Sende-/Empfangsspule, Präpolarisationsspule und Gradientensystem) um  $90^\circ$  gedreht und die gleiche Messung für Fall 2 (senkrecht zu  $B_0$ ) durchgeführt (siehe Realisierung im Anhang A.2). Die Messungen konnten mit dieser Qualität innerhalb eines Stahlbeton-Gebäudes aufgenommen werden. Das Labor befand sich im obersten 3. Stock eines leerstehenden Mathematikgebäudes. Deswegen waren wenige Störungsquellen in der Nähe und eine gute Homogenität vorhanden (siehe Messungen Abschnitt 3.2). Die Erdfeldstärke in diesem Raum betrug  $B_0 = 46 \mu\text{T}$  und die verwendeten Sequenzparameter einer

2D Spin-Echo-Routine waren:  $TE = 600$  ms,  $TR = 6000$  ms,  $FoV = 100$  mm x 100 mm, Auflösung = 4.2 mm x 4.2 mm mit „zerofilling“<sup>1</sup> Faktor von zwei und vier Mittelungen. Die Aufnahmezeit eines Datensatz von 24 x 24 Voxel betrug 2,4 min. Die lange Repetitionszeit TR minderte die Wärmentwicklung der Präpolarisationsspule.

Der Vergleich beider Aufnahmen zeigt die erwartete Übereinstimmung und demonstriert damit die Funktionalität der Gradienten. Die leichten Unterschiede lassen sich durch den Versatz der Probe um 20 cm relativ zum Raum erklären (der mechanisch vorgegeben war). Das zweite Bild zeigt eine Scherung von etwa 5°, die von leicht unterschiedlichen Inhomogenitäten (linearen Gradienten) des Erdfeldes vor und nach der Rotation herrühren.

### 5.5 Zusammenfassung und Ausblick

Es wurden die Meilensteine der Entwicklung des Erdfeld-MRT-Systems anhand von den ersten Messungen bis hin zu repräsentativen 2D/3D Bildgebungsexperimenten gezeigt, die den aktuellen „Stand der Technik“ dieser Anlage im Vergleich zur Literatur belegen [9, 13, 38]. Der Inhalt einer geschlossenen Aluminiumdose konnte aufgenommen werden. Es wurde keine abschirmende Wirkung von Sendepulsen, wie auch des Empfangssignals beobachtet. Ebenso traten keine Verzerrungen durch Wirbelströme auf. Mit diesem Experiment konnte ein Vorteil der Bildgebung bei niedrigen Magnetfeldern demonstriert werden. Im Kontrast dazu konnte der Inhalt der Aluminiumdose von einem Ganzkörpertomographen (3 T) nicht aufgelöst werden. Die Signale wurden komplett abgehalten und zusätzlich waren deutliche Feldverzerrungen am Rand der Dose erkennbar. Das gebaute System ist somit bereit, um in Zukunft aktuelle Forschung zu betreiben und die vielversprechenden Vorteile der Erdfeld-NMR näher untersuchen zu können.

Interessante Anwendungsideen dieser Erdfeld-MRT-Anlage wären zum Beispiel eine Sicherheitsüberprüfung an Flughäfen, die in Aluminiumbehältnissen Flüssigkeiten prüft. Andererseits könnten Wasserrohrleitungen (aus Aluminium) getestet werden, ob und wie schnell das Wasser innerhalb der Leitung fließt. Diese Anwendungen sind nur als Denkanstöße zu betrachten. Denn ernsthafte Anwendungen, die sich wirtschaftlich lohnen würden,

---

<sup>1</sup>„zerofilling“: In der MRT übliches Interpolationsverfahren der Fourier Bildgebung.

sind mit den Nachteilen einer Erdfeld-MRT-Anlage nicht vereinbar. Die extreme Empfindlichkeit des Erdmagnetfeldes auf metallische Gegenstände und Störfrequenzen innerhalb von Gebäuden sowie sehr langer Messzeiten begrenzen die nötige Performance zur Wirtschaftlichkeit.

Des Weiteren wurde die Funktionalität des drehbaren Gradientensystems (Kapitel 4) anhand von zwei deckungsgleichen 2D Messungen von Tafeltrauben überprüft. Für die eine Messungen wurde das Gradientensystem parallel und für die andere senkrecht zum Erdmagnetfeld ausgerichtet. Dieses entwickelte Konzept ist prinzipiell auf alle Gradientensysteme anwendbar und könnte in Zukunft der Anstoß für neue innovative Anwendungen sein.



# 6 Multimodaler MR-MPI-Tomograph

---

Ziel dieser Arbeit war es die Technik eines MR-Tomographen zu entwickeln, um es mit der vorhandenen Apparatur eines MPI-Tomographen zu vereinen. Alle Komponenten auf der Seite der MPI wurden von der MPI-Arbeitsgruppe am Lehrstuhl entwickelt und für detailliertere Beschreibungen wird auf [107, 108] verwiesen. Die Schnittstellen (gemeinsame Empfangsspule und Geometrie der Systeme) dieser MR-MPI-Apparatur wurden durch enge Zusammenarbeit abgesprochen. Die Empfangsspule der bisher präsentierten Erdfeld-MRT-Anlage ist für die benötigten höheren Frequenzen der MPI nicht geeignet und es musste eine neue Empfangsspule entwickelt werden. Diese nötigen Anpassungen verringerten das SNR der Erdfeld-MRT-Anlage deutlich und es wurde ein höheres  $B_0$  Feld von 1,1 mT (Faktor 25 höher als das Erdmagnetfeld) verwendet, um das Ziel der Arbeit zu realisieren.

Dieses Kapitel beginnt mit der Motivation die Bildgebungstechniken MRT und MPI zu kombinieren. Anschließend wird das Grundprinzip der MPI erläutert und der Kombinationsaufbau vorgestellt. Es wird besonders auf die Modifikationen und Erweiterungen eingegangen, die nötig waren, um das Erdfeld-NMR-System auf die erhöhte  $B_0$  Feldstärke anzupassen. Zum Schluss belegen Messergebnisse die Funktionalität des ersten multimodalen MR-MPI-Tomographen, die schließlich als Artikel bei einer Fachzeitschrift eingereicht wurden [32].

---

## 6.1 Motivation

Ein neues tomographisches Verfahren namens Magnetic-Particle-Imaging (MPI) wurde 2005 von Gleich und Weizenecker erfunden [29]. Es ermöglicht die räumliche Verteilung

von super-paramagnetischer Eisenoxid-Nanopartikel (sogenannter SPIOs) zu detektieren. Dabei handelt es sich, wie bei der Magnetresonanztomographie, um ein nichtinvasives bildgebendes Verfahren. Zur Anregung werden magnetische Wechselfelder benötigt und das Empfangssignal wird durch Induktion von Spannung in einer Spule detektiert. Der größte Vorteil der MPI, im Vergleich zur MRT, ist die eindeutige<sup>1</sup> Detektion von Kontrastmitteln (SPIOs, in der MPI Tracer genannt). Zudem hat die MPI (bezogen auf die Kontrastmitteldetektion) eine höhere Sensitivität, höheres räumliches Auflösungsvermögen (Submillimeter-Bereich) und eine höhere zeitliche Auflösung, was 3D-Echtzeitaufnahmen ermöglicht [30, 31]. Dagegen kann die MPI keinen anatomischen Hintergrund messen, was eine Kombination mit der MRT erforderlich macht. Weiterhin kann MPI potenziell überall dort angewendet werden, wo medizinische Tracer heute schon im Einsatz sind. Auch eine Funktionalisierung der Partikel zur Adressierung spezifischer Krankheitsbilder ist denkbar. Erste Kombinationsmessungen beider Bildgebungsvarianten (MR und MPI) mussten bislang von zwei getrennten Geräten durchgeführt werden [31]. Der Probentransport von einem Gerät zum anderen verlangt eine exakte Repositionierung der Probe und verhindert damit die eindeutige örtliche Zuordnungen beider Messungen. Die Analyse von nicht starren Proben ist besonders erschwert.

Auf den ersten Blick passen die beiden Verfahren (MRT und MPI) technisch nicht zusammen. Zum Einen würde ein permanentes  $B_0$  Feld die magnetischen Partikel in Sättigung treiben und damit die Signaldetektion der MPI unmöglich machen und zum Anderen benötigt die MPI normalerweise Permanentmagnete [29], die wiederum unvereinbar mit der MRT sind. Wie hier gezeigt wird können diese Einschränkungen durch die ausschließliche elektrische Erzeugung der benötigten Magnetfelder beseitigt werden. Das erste Problem kann gelöst werden, indem eine Niederfeld-MRT-Anlage verwendet wird, da alle verwendeten Felder (Präpolarisations- und  $B_0$ Feld) durch Elektromagnete erzeugt werden und diese auf kurze Zeitskalen an und aus geschaltet werden können. Das zweite Problem kann bewältigt werden, indem das neu entwickelte „traveling wave“ MPI (TWMPI<sup>2</sup>) [107, 108] Verfahren verwendet wird, das ohne Permanentmagnete auskommt. Der in diesem Kapitel

---

<sup>1</sup>In der MRT bewirken Kontrastmittel in ihrer unmittelbaren Umgebung eine Signalauslöschung, das nur eine indirekte, weniger sensitive und nicht eindeutige Detektion von Kontrastmitteln erlaubt.

<sup>2</sup>TWMPI ist ein modifiziertes Verfahren der MPI, das von der MPI-Arbeitsgruppe am Lehrstuhl parallel zu dieser Arbeit entwickelt wurde.



präsentierte MR-MPI-Tomograph kombiniert die Konzepte der Niederfeld-MRT und der „traveling wave“ MPI.

## 6.2 Grundprinzip der MPI

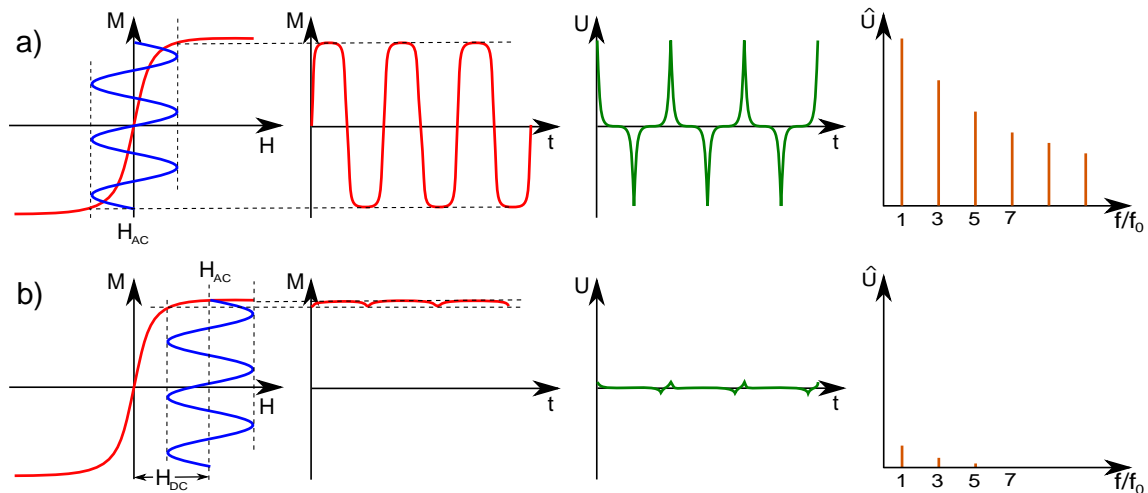
Zur Bildgebung nutzt die MPI grundlegend den nichtlinearen Magnetisierungsverlauf superparamagnetischer Eisenoxid-Nanopartikel. Das Prinzip kann in die Signalerzeugung und die Ortskodierung unterteilt werden. Für weiterreichende Informationen wird auf die Quellen [109, 110] verwiesen.

### 6.2.1 Signalerzeugung

Für die Signalerzeugung macht sich die MPI das magnetische Verhalten von Nanopartikeln zu Nutze. Die verwendeten Partikel bestehen aus einem Eisenoxid-Kern mit Hülle und zeigen dadurch ein super-paramagnetisches Verhalten. Dies bedeutet, dass die Partikel sich gegenseitig nicht magnetisch beeinflussen. Jedes Partikel besteht demnach aus einer einzigen Domäne und verhält sich wie ein Atom eines paramagnetischen Materials.

In Abbildung 6.1 a) ist das Grundprinzip der MPI-Signalerzeugung skizziert. Für die Signalerzeugung werden die magnetischen Nanopartikel mit einem sinusförmigen magnetischen Wechselfeld  $H_{AC}(t) = H_0 \cdot \sin(2\pi f_0 t)$  (blaue Linie) angeregt. Dabei bezeichnet  $t$  die Zeit,  $f_0$  die Anregungsfrequenz und  $H_0$  die Amplitude. Die Partikel antworten auf das Anregungsfeld  $H_{AC}(t)$  mit einer zeitlichen Änderung ihrer Magnetisierung  $M(t)$  (rote Linie, zweiter Graph). Um diese Magnetisierungsänderung messen zu können wird eine Empfangsspule verwendet, in der die zeitliche Ableitung der Magnetisierung als Spannungssignal  $U$  induziert wird (grüne Linie). Wegen der Nichtlinearität des Magnetisierungsverlaufs  $M(H)$  (rote Linie, erster Graf) der Partikel, enthält das Spektrum der induzierten Spannung  $U$  nicht nur die Anregungsfrequenz  $f_0$ , sondern auch harmonische Frequenzen (3., 5., 7., ...), also Vielfache der Anregungsfrequenz (sogenannte Oberwellen, siehe  $\hat{U}$  in Abb. 6.1 a)).

Bis jetzt wurde die örtliche Verteilung der Nanopartikel nicht berücksichtigt. Bei einem homogenen Anregungsfeld ist der Magnetisierungsverlauf aller Partikel im Raum gleich, so dass die örtliche Verteilung der Partikelkonzentration nicht bestimmt werden kann.



**Abbildung 6.1:** a) Grundprinzip der Signalentstehung. Die super-paramagnetischen Nanopartikel werden in ein Anregungsfeld  $H_{AC}(t)$  (blaue Line) gebracht. Aufgrund der Nichtlinearität des Magnetisierungsverlaufs  $M(H)$  enthält die resultierende zeitliche Magnetisierung  $M(t)$  und die induzierte Spannung  $U(t)$  nicht nur die Anregungsfrequenz  $f_0$ , sondern zusätzlich höhere Harmonische von  $f_0$ , die für die Bildgebung genutzt werden können.

b) Das Prinzip der Ortskodierung. Wird das Anregungsfeld  $H_{AC}(t)$  mit einem statischen Selektionsfeld  $H_{DC}$  überlagert, dann verbleiben die Partikel in Sättigung. Es wird kaum ein messbares Signal  $U$  in der Empfangsspule induziert, da die resultierende Magnetisierung  $M(t)$  fast konstant ist. Dieses Prinzip kann zu Ortskodierung ausgenutzt werden, indem ein feldfreier Punkt über eine Probe gerastert wird, um nur von dort Signal zu empfangen.

### 6.2.2 Ortskodierung

Für die Ortskodierung wird ein statisches magnetisches Selektionsfeld  $H_{DC}$  benötigt, das durch starke lineare Gradienten erzeugt wird. An einer Stelle wird das Selektionsfeld gleich Null und als feldfreier Punkt (FFP) bezeichnet. Da die Magnetisierung der Nanopartikel schon bei geringer Feldstärke in die Sättigung geraten, antworten nur Nanopartikel in direkter Nachbarschaft des FFPs auf das Anregungsfeld. An allen anderen Punkten im Raum verbleiben die Partikel in Sättigung, wie in Abbildung 6.1 b) dargestellt ist. Folglich kann das Messsignal genau den Partikeln in direkter Nähe des FFPs zugeordnet werden. Um den gesamten Messbereich zu erfassen, wird der FFP durch den Raum bewegt und die Grundlage der Bildgebung ist geschaffen.

## 6.3 Aufbau des Systems und Modifikationen

### 6.3.1 Modifikationen der Erdfeld-MRT-Anlage

Die bestehende Erdfeld-MRT-Anlage wurde in eine Niederfeld-MRT-Anlage umgerüstet. Dazu waren folgende Komponenten anzupassen. Die Sende-/Empfangsspule musste komplett neu designt werden.<sup>3</sup> Sie ist das Herzstück der Kombinationsapparatur, da sie für höhere Frequenzen der Niederfeld-MRT und zusätzlich für die MPI geeignet ist. Das Gradientensystem (aus Kapitel 4) wurde schon im Vorfeld für höhere  $B_0$  Feld stärke konzipiert und daher mussten lediglich die Vorwiderstände und der Gradientenfilter (siehe Anhang A.4) auf die höhere Messfrequenz angepasst werden. Diese Änderungen mussten sehr niederohmig gewählt werden, damit der Gradientenverstärker bei gleicher Ansteuerung mehr Leistung an das Gradientensystem abgeben kann. Das  $B_0$  Feld<sup>4</sup> von 1,1 mT wurde durch eine ausreichend große quadratische Kupferspule (866 mm x 866 mm) in Helmholtzkonfiguration (Abstand 450 mm) generiert. Dafür wurde eine Stromquelle gebaut, die den Strom auf wenige  $\mu\text{A}$  stabilisieren kann. Dies ist ausreichend um eine NMR-Messung durchzuführen. Am Präpolarisationssystem (Abschnitt 3.3.5) musste nichts verändert werden. Mit diesen Modifikationen ist die Erdfeld-MRT-Anlage mit wenigen Handgriffen in eine Niederfeld-MRT-Anlage umstellbar und umgekehrt. Durch die Hardwareänderungen musste die Software der Gradientenansteuerung neu geeicht werden. Dies wurde in den neuen Sequenzen, die mit dem Zusatz „1 mT“ gekennzeichnet sind, durch Korrekturfaktoren berücksichtigt.

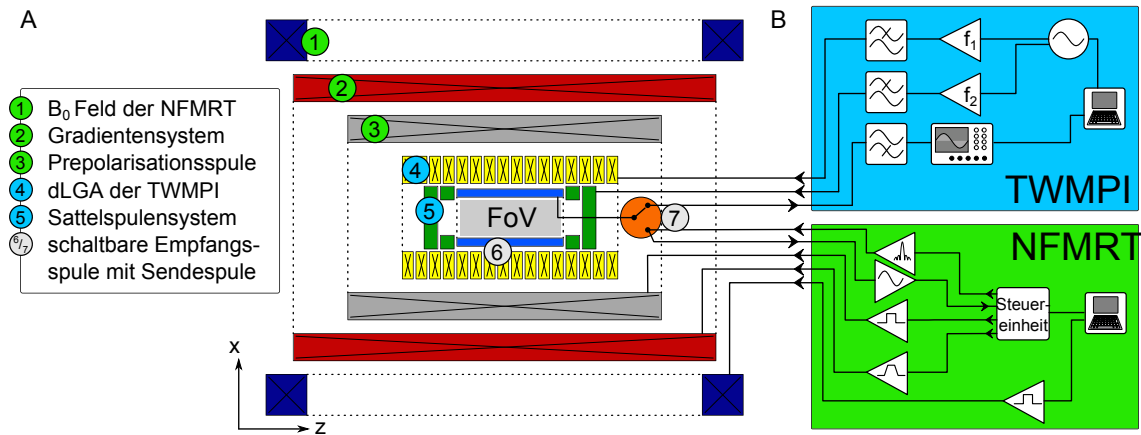
### 6.3.2 Spulensystem des MR-MPI-Tomographen

Das Spulensystem des MR-MPI-Tomographen ist in Abbildung 6.2 skizziert. Der Teil des Niederfeld-MRT-Systems besteht aus einem Helmholtzspulenpaar, das ein homogenes  $B_0$  Feld von 1,1 mT erzeugt. Die resultierende Larmorfrequenz beträgt 47,1 kHz. Das Gradientensystem für die 3D Kodierung, die Präpolarisationsspule (33 mT) für die Signalerhöhung

---

<sup>3</sup>Diese wurde in enger Zusammenarbeit mit der MPI-Arbeitsgruppe entwickelt.

<sup>4</sup>Homogenitätsaussage: Die gemessene Linienbreite von 1 Hz bei einer Probengröße von 4 cm ergibt ein Feldgradient von 0,6  $\mu\text{T}/\text{m}$ . Dies entspricht einer Abweichung des Messfeldes von 530 ppm/m, einer viel besseren relativen Homogenität im Vergleich zum Erdmagnetfeld. Denn die Erdfeld-NMR-Anlage besitzt am Probenort fast den gleichen Feldgradienten (0,5  $\mu\text{T}/\text{m}$ ), doch liegt die relative Abweichung durch das viel geringere Messfeld bei 10000 ppm/m. Hiermit ist nochmal gezeigt, dass die relative Homogenität bei höheren Messfeldern immer genauer wird.

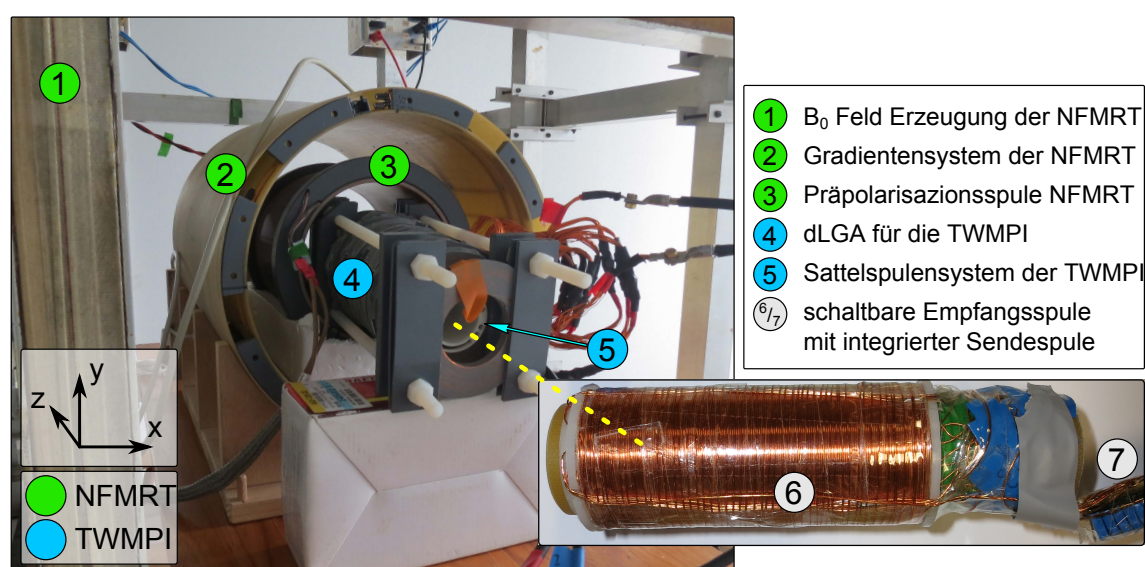


**Abbildung 6.2:** (A) Skizze des Spulensystems des MR-MPI-Tomographen. (1) Helmholtzspulenpaar zur  $B_0$  Feld Erzeugung der Niederfeld-MRT (NFMRT). (2) Gradientensystem (Kapitel 4) und (3) Präpolarisationsspule (Abschnitt 3.3.3), beides Komponenten der NFMRT. (4) „Dynamic linear gradient array“ (dLGA) zur Erzeugung des feldfreien Punktes und (5) zwei Sattelspulensysteme für die 2D/3D Kodierung der TWMPI. (6) Gemeinsame Empfängerspule für beide Systeme mit integrierter Sendespule der NFMRT. (7) Schalter für das Umschalten der jeweiligen Empfangsketten beider Systeme. (B) Zwei unabhängige Sende- und Empfangsketten der NFMRT und TWMPI. Diese beinhalten unterschiedlich angepasste Verstärkerketten, Filter und Signalbearbeitung.

und die Sende-/Empfängerspule sind konzentrisch zueinander ausgerichtet (siehe Abb. 6.2 (A-1, A-2 und A-3)). Die beiden Systeme (MRT und MPI) arbeiten unabhängig voneinander, sie teilen sich lediglich die gleiche Empfängerspule (Abb. 6.2 (A-6)). Mit einem Schalter kann für die jeweilige Messung das Sende-/Empfangssystem umgeschaltet werden (Abb. 6.2 (A-7)). Die gemeinsame Entwicklung einer Empfängerspule war nur möglich, da die Arbeitsfrequenzen beider Systeme sehr nahe beieinander liegen. Die MPI arbeitet normalerweise mit Anregungsfrequenzen von 10-20 kHz [29]. Der daraus resultierende Empfangsbereich liegt zwischen 20 kHz und 200 kHz (um auch die höheren harmonischen Frequenzen detektieren zu können). Die Messfrequenz von 47,1 kHz der Niederfeld-MRT-Apparatur passt perfekt in den Empfangsbereich dieser Spule hinein.

Das von der MPI-Arbeitsgruppe gebaute „Traveling wave“ MPI System verwendet eine linear angeordnete Reihe von Spulen (Abb. 6.2 (A-4)), die jeweils ein Magnetfeld erzeugen können, das stark genug ist, um die SPIOs in Sättigung zu treiben. Jede dieser Spulen wird mit einem sinusförmigen Strom (Hauptfrequenz  $f_1$ ) betrieben und mit einem Phasenversatz zur jeweiligen benachbarten Spule angesteuert. Dies resultiert in einem linear

wandernden Feldfreien Punkt (FFP), der entlang der Symmetrieachse mit einem hohen magnetischen Gradienten verläuft („traveling wave“ Konzept). Diese Spulenreihe wird in der Literatur als „dynamic linear gradient array“ (dLGA) bezeichnet [107, 108]. Mit zusätzlichen senkrecht angeordneten Sattelspulenpaaren (Abb. 6.2 (A-5)) kann der FFP von der Symmetrieachse wegbewegt werden und somit ein volles 3D Volumen einer Probe abgerastert werden. Um dies effektiv zu bewerkstelligen, wird ein Sattelspulenpaar mit einer höheren Frequenz ( $f_2=20 \cdot f_1$ ) betrieben. Demnach deckt der FFP mit einer sinusförmigen Bewegung eine 2D Schicht optimal ab. Mit dem zweiten Sattelspulenpaar kann diese 2D Schicht Schritt für Schritt durch ein 3D Volumen gefahren werden.

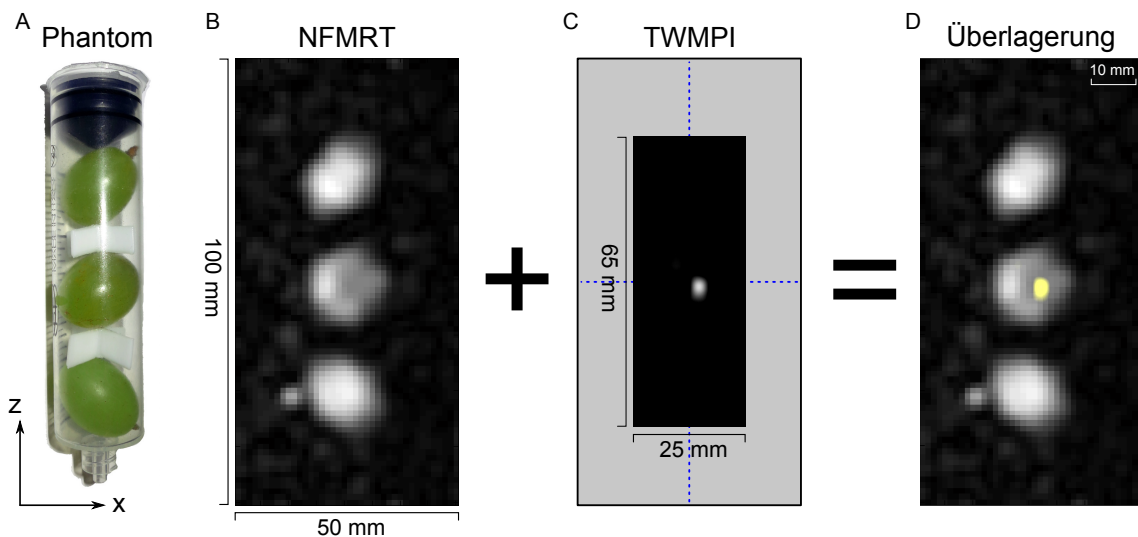


**Abbildung 6.3:** Fotografie des halb auseinandergebauten MR-MPI-Tomographen. Die zwei Systeme (NFMRT und TWMPI) sind so konstruiert, dass sie ineinander geschoben werden können. Mit der Empfangsspule (6) wurde ein Kompromiss der unterschiedlichen Anforderungen beider Systeme gefunden, ein schmalbandiges Profil für die NFMRT und ein breitbandiges Profil für die TWMPI. Die gelbe gestrichelte Linie deutet die gemeinsame Symmetrieachse des MR-MPI-Tomographen an.

Die Empfangsspule ist in Abbildung 6.3 (6) gezeigt. Der Innendurchmesser der Spule beträgt 26 mm und die Wickellänge 80 mm. Durch die unterschiedlichen Ankoppelnetzwerke beider Systeme (NFMRT und TWMPI) wird die Empfangsspule auf die jeweilige Messfrequenz angepasst (schmalbandig für die NFMRT auf 47.1 kHz und breitbandig auf 275 kHz für die TWMPI). Die Experimente werden ohne Probenbewegung nacheinander durchgeführt und das System, welches gerade nicht am messen ist, wird abgeschaltet um Störungen zu minimieren.

## 6.4 MR-MPI-Kombinationsmessung

Das gewählte Testphantom besteht aus drei Tafeltrauben, aufgereiht in dem Zylinder einer Spritze (siehe 6.4 (A)). Die mittlere Traube wurde mit einer 2 mm Glashohlkugel präpariert, die mit unverdünnten 0,45 mmol/ml Resovist<sup>®</sup> (Bayer Schering, Berlin) gefüllt ist. Dieses Testphantom wurde in die Mitte der Empfangsspule platziert. Für das Niederfeld-MRT Experiment wurde eine standard 2D Multi Spinecho Sequenz mit voranschreitenden 33 mT Präpolarisationspuls von einer Sekunde verwendet. Die Bildgebungsparameter waren: TE = 60 ms, TR = 2000 ms, FoV = 50 mm x 100 mm und Auflösung = 2.5 mm x 2.5 mm. Es wurde keine Schichtselektion gewählt. Die maximal verwendeten Gradientenstärken waren 240  $\mu\text{T/m}$ . Die Aufnahme eines Datensatzes von 20 x 40 Voxel und 8 Mittelungen benötigte weniger als 11 Minuten. Die rekonstruierten Daten (siehe 6.4 (B)) sind mit einem „zerofilling“ Faktor von zwei dargestellt.



**Abbildung 6.4:** (A) Phantom von drei Tafeltrauben. Die mittlere Traube ist mit einer Resovist gefüllten Glaskugel (2 mm) präpariert. (B) Niederfeld-MRT 2D Projektionsaufnahme. (C) TWMPI Aufnahme. (D) Überlagerung der beiden Bildgebungsergebnisse. Die Daten des TWMPI Experiments in gelb und die Hintergrundinformation der NFMRT in grau. Alle Daten wurden innerhalb von 11 min akquiriert.

Der Teil des TWMPI Experiments wurde von P. Vogel durchgeführt (verwendete Parameter: Gradientenstärke von 4,5 T/m, Frequenz des Hauptfeldes  $f_1=920$  Hz und Frequenz der orthogonalen Sattelspule  $f_2=15590$  Hz). Die benötigte Akquisitionszeit mit 4000 Mittelungen betrug 4,35 s.

In Abbildung 6.4 (B) zeigt die mittlere Traube die erwartete Signalauslöschung. Die leichten Verformungen werden von dem Resovist in der Glaskugel verursacht und die Punktartefakte neben der Probe entstanden durch eine Störfrequenz (Artefakt), die von der Steuereinheit (Abschnitt 3.3.9) selbst stammen. Das dazugehörige TWMPI Experiment in Abbildung 6.4 (C) zeigt die Position der Resovist Kugel im Zentrum der Traube. Erst die Überlagerung beider Bilder erlaubt die Identifizierung der exakten Position der Resovist Kugel innerhalb der Probe (Abb. 6.4 (D)).

Das Testphantom lag immer an der gleichen Position, innerhalb des MR-MPI-Tomographen. Durch die exakte konzentrische Ausrichtung der beiden Systeme konnten die beiden Bilder ohne Verschieben oder spezieller Ausrichtungsalgorithmen überlagert werden. Die Bildgebungsmitte der Niederfeld-MRT ist die Mitte des Gradientensystems und die Größe des FoV ist über die Gradientenstärken geeicht. Bei der TWMPI ist die Bildgebungsmitte die Mitte der Empfangsspule und das FoV ist über die Dimensionen des dLGAs ( $65 \times 25 \text{ mm}^2$ ) festgelegt. Demnach wurden die Mittelpunkte beider Systeme deckungsgleich zusammengebaut und die Skalierungsparameter für jedes System geeicht.

## 6.5 Zusammenfassung

Es wurde der MR-Teil eines MR-MPI-Tomographen gebaut, um die prinzipielle Machbarkeit einer MR-MPI-Kombinationsmessung in einer einzigen Apparatur zu zeigen. Bisherige Arbeiten [29, 31] prognostizieren großes Potential die Hintergrundinformationen der MRT und die hochauflösenden Kontrastmittelinformationen der MPI zu kombinieren. Doch durch die Limitationen der bisher verwendeten MRT- und MPI-Systeme, mussten die beiden Messungen getrennt in zwei einzelnen Geräten durchgeführt werden. Dadurch muss die Probe nach dem Transport zwischen den Geräten neu ausgerichtet werden. Es entstehen zusätzliche Nachteile, wie Repositionierungsfehler und eventuell größere zeitliche Abstände zwischen den Messungen. Die Analyse von nicht starren Proben ist damit besonders erschwert.

Durch die ausschließliche Verwendung von elektrisch generierten Magnetfeldern konnte

die Limitation, der technischen Kombination beider Modalitäten (MRT und MPI), überwunden werden. Bei der Niederfeld-MRT können alle Felder auf kurzen Zeitskalen an und aus geschaltet werden und das in Würzburg neu entwickelte „traveling wave“ MPI (TWM-PI) [107, 108] Verfahren arbeitet erstmalig ohne Permanentmagnete. Die Arbeitsfrequenzen beider Systeme sind optimal vereinbar und in enger Zusammenarbeit mit der MPI-Arbeitsgruppe am Lehrstuhl wurde eine gemeinsame Empfangsspule entwickelt. Mit dieser Apparatur konnte erstmalig eine MR-MPI-Kombinationsmessung ohne Proben transfer durchgeführt werden, die die empfindliche Lokalisation von Kontrastmittel (Resovist) mit der Überlagerung der notwendigen Hintergrundinformation der Probe zeigt.



## 7 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung und die Anfertigung eines 3D Erdfeld-NMR-Tomographen, um damit die benötigte Technik der MR eines MR-MPI-Tomographen am Lehrstuhl zu etablieren. Daraufhin wurden alle nötigen Komponenten für ein komplettes 3D Erdfeld-NMR-System entwickelt, gebaut und getestet. Mit diesem Wissen wurde in enger Zusammenarbeit mit der MPI-Arbeitsgruppe am Lehrstuhl ein multimodaler MR-MPI-Tomograph angefertigt und die prinzipielle Machbarkeit der technischen Kombination von zwei Modalitäten (MRT/MPI) in einer einzigen Apparatur gezeigt.<sup>1</sup>

Auf diesem Entwicklungsweg sind zusätzlich innovative Systemkomponenten entstanden, wie der Bau eines neuen Präpolarisationssystems [33], mit dem das Präpolarisationsfeld kontrolliert und optimiert abgeschaltet werden kann (Kapitel 3). Des Weiteren wurde ein neuartiges 3D Gradientensystem entwickelt, das parallel und senkrecht zum Erdmagnetfeld ausgerichtet werden kann, ohne die Bildgebungseigenschaften zu verlieren. Hierfür wurde ein 3D Standard-Gradientensystem [97, 98] mit nur einer Spule, auf insgesamt vier Gradientenspulen erweitert. Diese wurden entworfen, gefertigt und anhand von Magnetfeldkarten ausgemessen. Anschließend konnten diese Ergebnisse mit der hier präsentierten Theorie und den Simulationsergebnissen übereinstimmend verglichen werden (Kapitel 4). Zudem wurde die Funktionalität des drehbaren Gradientensystems anhand von zwei, parallel und senkrecht zum Erdmagnetfeld ausgerichteten, deckungsgleichen 2D Messungen von Tafeltrauben überprüft (Kapitel 5). Diese Ergebnisse hatten einen Konferenzbeitrag [35] und eine Journal-Veröffentlichung [34] zur Folge.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde zudem an einem alternativen Konzept eines Magnet-

---

<sup>1</sup>Alle Arbeiten auf der Seite der MPI wurden von der MPI-Arbeitsgruppe durchgeführt. Die zwei Systeme der MRT/MPI wurden getrennt entwickelt und angefertigt, um danach zu einer einzigen Apparatur zusammengeführt zu werden.

---

feldsensors (Fluxgate [36]) gearbeitet.<sup>2</sup> Es konnte zum ersten Mal gezeigt werden, dass mit dieser Magentfeldsensortechnik (Fluxgate) ein NMR-Signal detektiert werden kann. Dieses neue Konzept, der Eingliederung eines Fluxgatesensors in die NMR, wurde patentiert [37] (WO 2012/041426 A1).

Mit 2D und 3D Bildgebungsexperimenten (Kapitel 5) wurde die Funktionalität des angefertigten 3D Erdfeld-NMR-Tomographen präsentiert. Diese Messungen belegen, im Vergleich zur Literatur, dass sich die Anlage auf dem aktuellen „Stand der Technik“ befindet. Des Weiteren wurde ein Vorteil der Bildgebung bei niedrigen Magnetfeldern demonstriert, indem der Inhalt einer geschlossenen Aluminiumdose aufgelöst werden konnte. Ein vergleichbares Experiment wurde mit einem Ganzkörpertomographen (3 T) durchgeführt, bei dem der Inhalt der Dose nicht messbar war.

Im Kapitel 6 wurde der angefertigte MR-MPI-Tomograph präsentiert. Wissenschaftliche Arbeiten [29, 31] prognostizieren großes Potential, die Hintergrundinformationen der MRT mit den hochauflösenden Kontrastmittelinformationen mittels MPI zu kombinieren. Jedoch war es bis jetzt nicht möglich, diese beiden Techniken in einer einzigen Apparatur zu etablieren. Erst in Zusammenarbeit mit der MPI-Arbeitsgruppe und dem erlangten Wissen dieser Dissertation konnte erstmalig eine MR-MPI-Kombinationsapparatur realisiert werden. Im letzten Schritt wurde der angefertigte 3D Erdfeld-NMR-Tomograph in eine 1,1 mT Niederfeld-MRT-Anlage aufgerüstet, um die Signalintensität zu erhöhen und somit eine Kombinationsmessung zu ermöglichen. Mit diesem Prototyp konnte erstmalig eine MR-MPI-Messung ohne Proben transfer durchgeführt und die empfindliche Lokalisation von Kontrastmittel (Resovist) mit der Überlagerung der notwendigen Hintergrundinformation der Probe gezeigt werden. Diese ist ein Meilenstein in der Entwicklung der Kombination von MRT und MPI und bringt die Vision eines zukünftigen, klinischen, multimodalen MR-MPI-Tomographen ein großes Stück näher [32].

---

<sup>2</sup>Betreuung der Diplomarbeit von Oliver Radestock.

## 8 Summary

The aim of this work was the development and construction of a 3D earth's field NMR tomograph to establish the MR technique of a MR/MPI tomograph. First of all the components for a complete 3D earth's field NMR tomograph had to be developed, built and tested. With this knowhow and the tight collaboration with the chair's workgroup of MPI, a multimodal MR/MPI tomograph was created for the very first time. This work shows the principle feasibility of technical merging of these two modalities combined in one imaging system.<sup>1</sup>

At the way of development innovative system components were created. The construction of a novel prepolarization system [33] was realized to shut down the prepolarization field safe and controlled in an optimized way (Chapter 3). In addition a 3D gradient system was developed that is able to be aligned parallel and perpendicular to the direction of the earth's magnetic field without losing the 3D imaging encoding properties. The specialty of the new gradient system is that a well known 3D gradient system [97, 98] had to be extended with only one coil to get this new feature. A set of four gradient coils was designed, built and measured. All results agree with the simulations and the presented theory of the coils (Chapter 4). Furthermore, the functionality was confirmed with 2D measurements of table grapes. These show two congruent images for the parallel and perpendicular orientation of the gradient system aligned to the earth's magnetic field (Chapter 6) and these results were published at a conference [35] and in a scientific journal [34].

Within this framework of the dissertation an alternative concept of a magnetic field sensor (Fluxgate [36]) was developed.<sup>2</sup> A NMR signal was detected with this magnetic field sensor technique for the first time. The concept of the technical integration of a

---

<sup>1</sup>All work on the side of MPI were done of the chair's workgroup of MPI. The systems MRI and MPI were developed and constructed separately to be merged to a single setup.

<sup>2</sup>Mentoring of the diploma thesis of Oliver Radestock.

---

Fluxgate sensor to the NMR has been patented [37] (WO 2012/041426 A1).

Further on 2D and 3D imaging experiments show the functionality of the constructed 3D earth's field NMR tomograph in Chapter 5. These measurements demonstrate, in comparison to the literature that the tomograph works on "state of the art". In addition a principle advantage of imaging at low magnetic fields was demonstrated by the measurement of a closed aluminum beverage can. The experiment was done with an earth's field system and with a 3T whole body scanner. Only the low field system was able to detect the content of the can.

The built MR/MPI tomograph has been presented at Chapter 6. Scientific work [29, 31] prognoses great potential of the combination of MR and MPI. The background information can be measured with the MR only but MPI is able of the unambiguous detection of contrast agents with high-resolution in space and time.

However, it wasn't possible to merge these two techniques into a single multimodal imaging system till now. With the knowhow of this dissertation and the collaboration with the MPI workgroup, it was possible to build the first prototype of a multimodal MR/MPI tomograph. Finally, the built 3D earth's field NMR tomograph was upgraded to a 1.1 mT low field MRI tomograph to enhance the signal intensity. With these modifications it was possible to realize the first multimodal MR/MPI experiment without sample transfer. This work is a milestone in the technical development of the combination of the two modalities MRI and MPI and it brings the future vision of a working clinical multimodal MR/MPI tomograph a huge step forward [32].

# Literaturverzeichnis

- [1] F. Bloch. Nuclear induction. *Phys. Rev.*, 70(7-8):460–474, Oct 1946.
- [2] M Packard and R Varian. Free Nuclear Induction in the Earth's Magnetic Field. *Phys Rev*, 93:941, 1954.
- [3] G. S. Waters. A Measurement of the Earth's Magnetic Field by Nuclear Induction. *Nature*, 176:691, 1955.
- [4] G. S. Waters. A nuclear magnetometer. *J. Sci. Instrum.*, 35:88–93, 1958.
- [5] P Mansfield and PK Grannell. NMR 'diffraction' in solids? *J Phys C*, 6(22):422–426, 1973.
- [6] PC Lauterbur. Image formation by induced local interactions. Examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature*, 242:190–191, 1973.
- [7] L Trahms and M Burghoff. NMR at very low fields. *Magn Reson Imaging*, 28(8):1244–1250, 2010.
- [8] B Blümich, F Casanova, and S Appelt. NMR at low magnetic fields. *Chem Phys Lett*, 477(4-6):231–240, 2009.
- [9] A Mohoric, G Planinsic, M Kos, A Duh, and J Stepisnik. Magnetic resonance imaging system based on Earth's magnetic field. *Instrum Sci Technol*, 32(6):655–667, NOV 2004.
- [10] A Mohoric, J Stepisnik, M Kos, and G Planinsic. Self-Diffusion Imaging by Spin Echo in Earth's Magnetic Field. *J Magn Reson*, 136(1):22–26, 1999.
- [11] S Appelt, H Kühn, W Häsing, and B Blümich. Chemical analysis by ultrahigh-resolution nuclear magnetic resonance in the Earth's magnetic field. *Nature Physics*, 2:105–109, February 2006.

- [12] S Appelt, FW Häsing, H Kühn, J Perlo, and B Blümich. Mobile high resolution xenon nuclear magnetic resonance spectroscopy in the earth's magnetic field. *Phys Rev Lett*, 94(19):197602, May 2005.
- [13] ME Halse, A Coy, R Dykstra, C Eccles, M Hunter, R Ward, and PT Callaghan. A practical and flexible implementation of 3D MRI in the Earth's magnetic field. *J Magn Reson*, 182(1):75–83, Sep 2006.
- [14] G. J. Bene. Nuclear magnetism of liquid systems in the earth field range. *J. Phys. Rep.*, 58:213–267, 1980.
- [15] Ya. S. Greenberg. Application of superconducting quantum interference devices to nuclear magnetic resonance. *Rev. Mod. Phys.*, 70(1):175–222, Jan 1998.
- [16] R McDermott, N Kelso, SK Lee, M Mossle, M Muck, W Myers, B ten Haken, HC Seton, AH Trabesinger, A Pines, and J Clarke. SQUID-detected magnetic resonance imaging in microtesla magnetic fields. *Journal of low temperature physics*, 135(5-6):793–821, Jun 2004.
- [17] Jeremy N. Robinson, Andrew Coy, Robin Dykstra, and et al. Two-dimensional NMR spectroscopy in Earth's magnetic field. *Journal of Magnetic Resonance*, 182:343–347, 2006.
- [18] Stephan Appelt, F. Wolfgang Häsing, Holger Kühn, and Bernhard Blümich. Phenomena in J-coupled nuclear magnetic resonance spectroscopy in low magnetic fields. *Physical Review A (Atomic, Molecular, and Optical Physics)*, 76(2):023420, 2007.
- [19] Oliver Mohnke. Entwicklung und Anwendung eines neuen Inversionsverfahrens für Oberflächen-NMR Sondierungen. Diplomarbeit, Institut für Angewandte Geowissenschaften II Technische Universität, April 1999.
- [20] Oleg A. Shushakov. Surface NMR measurement of proton relaxation times in medium to coarse-grained sand aquifer. *Magnetic Resonance Imaging*, 14(7-8):959–960, 1996.
- [21] M. Goldman, B. Rabinovich, M. Rabinovich, D. Gilad, I. Gev, and M. Schirov. Application of the integrated NMR-TDEM method in groundwater exploration in Israel. *Journal of Applied Geophysics*, 31(1-4):27 – 52, 1994. Geophysics and Environment.

- 
- [22] John Clarke, Michael Hatridge, and Michael Mößle. SQUID-Detected Magnetic Resonance Imaging in Microtesla Fields. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 9(1):389–413, 2007.
- [23] Michael Mößle, Song-I Han, Whittier R. Myers, Seung-Kyun Lee, Nathan Kelso, Michael Hatridge, Alexander Pines, and John Clarke. SQUID-detected microtesla MRI in the presence of metal. *Journal of Magnetic Resonance*, 179:146–151, 2006.
- [24] G. Planinsic, J. Stepisink, and M. Kos. Relaxation-Time Measurement and Imaging in the Earth’s Magnetic-Field. *Journal of Magnetic Resonance, Series A*, 110(2):170 – 174, 1994.
- [25] Robert McDermott, SeungKyun Lee, Bennie ten Haken, Andreas H Trabesinger, Alexander Pines, and John Clarke. Microtesla MRI with a superconducting quantum interference device. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 101(21):7857–7861, May 2004.
- [26] SK Lee, M Mossle, W Myers, N Kelso, AH Trabesinger, A Pines, and J Clarke. SQUID-detected MRI at 132  $\mu\text{T}$  with T-1-weighted contrast established at 10  $\mu\text{T}$ -300 mT. *Magnetic Resonance in Medicine*, 53(1):9–14, JAN 2005.
- [27] Andrei N. Matlachov, Petr L. Volegov, Michelle A. Espy, John S. George, and Robert H. Kraus. SQUID detected NMR in microtesla magnetic fields. *Journal of Magnetic Resonance*, 170(1):1 – 7, 2004.
- [28] Christina M. Thiele. Magnetische Resonanz im Erdmagnetfeld oder darunter. *Angew. Chem.*, 119:4904–4909, 2007.
- [29] Bernhard Gleich and Jürgen Weizenecker. Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles. *Nature*, 435(7046):1214–1217, Jun 2005.
- [30] J Weizenecker, J Borgert, and B Gleich. A simulation study on the resolution and sensitivity of magnetic particle imaging. *Physics in Medicine and Biology*, 52(21):6363, 2007.
- [31] J Weizenecker, B Gleich, J Rahmer, H Dahnke, and J Borgert. Three-dimensional real-time in vivo magnetic particle imaging. *Physics in Medicine and Biology*, 54(5):L1, 2009.

- [32] Patrick Vogel & Steffen Lothar, Martin A. Rückert, Walter H. Kullmann, Peter M. Jakob, Florian Fidler, and Volker C. Behr. MRI meets MPI: a bimodal MPI-MRI-tomograph. *IEEE Trans Med Imag (accepted)*, 2014.
- [33] Steffen Lothar, Uvo Hölscher, Toni Drießle, Peter Weber, and Peter Jakob. Optimized Adiabatic and Nonadiabatic Field-Cycling Control Circuit for Prepolarized Earth Field NMR. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, O29:96, 2011.
- [34] Steffen Lothar, Uvo Hoelscher, Thomas Kampf, Peter Jakob, and Florian Fidler. 3D Gradient System for two  $B_0$  Field Directions in Earth's Field MRI. *Magn Reson Mater Phy*, 26(6):565–573, 2013.
- [35] Steffen Lothar, Uvo C. Hölscher, Peter M. Jakob, and Florian Fidler. 3D Gradient System for two  $B_0$  Field Directions by using Concomitant Fields in Earth Field MRI. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 20:2592, 2012.
- [36] F. Primdahl. The fluxgate magnetometer. *J. Phys. E: Sci. Instrum.*, 12:241–253, 1979.
- [37] Martin Rückert, Florian Fidler, Oliver Radestock, and Steffen Lothar. Fluxgate Sensor, International Patent WO 2012/041426, 5. April 2012.
- [38] J Stepisnik, V Erzen, and M Kos. NMR imaging in the earth's magnetic field. *Magn Reson Med*, 15(3):386–391, Sep 1990.
- [39] Paul T. Callaghan. *Principles of Nuclear Magnetic Resonance Microscopy*. Clarendon Press Oxford, 1991.
- [40] E Mark Haacke. *Magnetic resonance imaging: Physical principles and sequence design*. Wiley-Liss, New York, 1999.
- [41] A. Abragam. *The Principles of Nuclear Magnetism*. Clarendon Press Oxford, 1989.
- [42] M. Bernstein, K. King, and X. Zhou. *Handbook of MRI Pulse Sequences*. Elsevier Academic Press, 2004.
- [43] Henrik Schachner. *Kleine Theorie zur Kernspintomographie: Eine Einführung für Medizophysiker, Medizintechniker und Studierende dieser Fachrichtungen (Taschenbuch)*. Lehmanns, 1. auflage edition, 2005.



- 
- [44] Dominik Weishaupt and K. Victor. *Wie funktioniert MRI?* Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2 edition, 2008.
- [45] D. I. Hoult. The principle of reciprocity in signal strength calculation - a mathematical guide. *Concepts in Magnetic Resonance*, 12(4):173–187, 2000.
- [46] Rolf Goedecke. Entwicklung und Optimierung einer Kernresonanzapparatur unter Verwendung des Erdmagnetfeldes für biophysikalische und medizinische Fragestellungen. Dissertation, Universität Bremen, April 1993.
- [47] J. B. Johnson. Thermal Agitation of Electricity in Conductors. *Phys. Rev.*, 32(1):97, Jul 1928.
- [48] D. I. Hoult and Paul C. Lauterbur. The sensitivity of the zeugmatographic experiment involving human samples. *Journal of Magnetic Resonance (1969)*, 34(2):425 – 433, 1979.
- [49] Titus Lanz. Bau und Charakterisierung von NMR-Meßspulen. Dissertation, Universität Würzburg, 2001.
- [50] Galindo Castellanos and Joaquín José. *Adaptive Verfahren zur automatischen Bildverbesserung kernspintomographischer Bilddaten als Vorverarbeitung zur Segmentierung und Klassifikation individueller 3D-Regionen des Gehirns*. Jülich, Forschungszentrum, Zentralbibliothek, 2008.
- [51] Gerhard Brechmann, Werner Dzieia, and Ernst Hörnemann. *Elektrotechnik Tabellen Kommunikationselektronik*. Westermann Berufsbildung, 2 edition, 2002.
- [52] Paul Horowitz. *Die hohe Schule der Elektronik/1*. Elektor-Verlag GmbH, Aachen, 2000.
- [53] Frederick Emmons Terman. *Electronic and Radio Engineering*. McGraw-Hill International Editions, 1988.
- [54] Julius Bartels. *Geophysik*. Fischer Verlag Frankfurt, 1960.
- [55] Hans Israël. *Einführung in die Geophysik*. Springer, Berlin, 1969.
- [56] Janez Stepisnik. NMR down to Earth. *Nature*, 439:799, 2006.

- [57] PT Callaghan and M Gros Le. Nuclear spins in the Earth's magnetic field. *Am J Phys*, 50(8):709–713, Aug. 1982.
- [58] A Mohoric and J Stepisnik. NMR in the Earth's magnetic field. *Prog Nucl Magn Reson Spectrosc*, 54(3-4):166–182, 2009.
- [59] Anil Kumar, Dieter Welti, and Richard R Ernst. NMR Fourier zeugmatography. *Journal of Magnetic Resonance (1969)*, 18(1):69 – 83, 1975.
- [60] P. Mansfield and P. G. Morris. *NMR imaging in biomedicine*. Academic Press, New York, 1982.
- [61] E. L. Hahn. Spin echoes. *Phys. Rev.*, 80(4):580, Nov 1950.
- [62] HY Carr and EM Purcell. Effects of Diffusion on Free Precession in Nuclear Magnetic Resonance Experiments. *Phys Rev*, 94(3):630–638, May 1954.
- [63] W A Edelstein, J M S Hutchison, G Johnson, and T Redpath. Spin warp NMR imaging and applications to human whole-body imaging. *Physics in Medicine and Biology*, 25(4):751, 1980.
- [64] C. Kegler, H. C. Seton, and J. M. S. Hutchison. Prepolarized fast spin-echo pulse sequence for low-field MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 57(6):1180–1184, Jun 2007.
- [65] S. Meiboom and D. Gill. Modified Spin-Echo Method for Measuring Nuclear Relaxation Times. *Review of Scientific Instruments*, 29(8):688–691, 1958.
- [66] A. Bloom and D. Mansir. Measurement of nuclear induction relaxation times in weak magnetic fields. *Phys. Rev.*, 93:941, 1954.
- [67] E. Rommel, K. Mischker, G. Osswald, K. H. Schweikert, and F. Noack. A powerful NMR field-cycling device using GTOs and MOSFETs for relaxation dispersion and zero-field studies. *Journal of Magnetic Resonance (1969)*, 70(2):219 – 234, 1986.
- [68] V. Graf, F. Noack, and G. J. Bene. Proton spin t1 relaxation dispersion in liquid h2o by slow proton-exchange. *Journal of chemical physics*, 72(2):861–863, 1980.

- 
- [69] Vadim S Zotev, Andrei N Matlashov, Petr L Volegov, Algis V Urbaitis, Michelle A Espy, and Robert H Kraus Jr. SQUID-based instrumentation for ultralow-field MRI. *Supercond. Sci. Technol.*, 20(11):367–373, 2007.
- [70] Kirsti I. Dean and Markku Komu. Breast tumor imaging with ultra low field MRI. *Magnetic Resonance Imaging*, 12(3):395 – 401, 1994.
- [71] Whittier Myers, Daniel Slichter, Michael Hatridge, Sarah Busch, Michael Mößle, Robert McDermott, Andreas Trabesinger, and John Clarke. Calculated signal-to-noise ratio of MRI detected with SQUIDs and Faraday detectors in fields from 10  $\mu$ T to 1.5 T. *Journal of Magnetic Resonance*, 186(2):182 – 192, 2007.
- [72] P.L. Volegov, J.C. Mosher, M.A. Espy, R.H. Kraus, and Jr. On concomitant gradients in low-field MRI. *Journal of Magnetic Resonance*, 175(1):103 – 113, 2005.
- [73] DG Norris and JMS Hutchison. Concomitant magnetic field gradients and their effects on imaging at low magnetic field strengths. *Magn Reson Imaging*, 8(1):33–37, 1990.
- [74] P Jehenson, M Westphal, and N Schuff. Analytical method for the compensation of eddy-current effects induced by pulsed magnetic field gradients in NMR systems. *Journal of Magnetic Resonance (1969)*, 90(2):264 – 278, 1990.
- [75] MA Bernstein, XHJ Zhou, JA Polzin, KF King, A Ganin, NJ Pelc, and GH Glover. Concomitant gradient terms in phase contrast MR: Analysis and correction. *Magnetic Resonance in Medicine*, 39(2):300–308, FEB 1998.
- [76] Dmitriy A. Yablonskiy, Alexander L. Sukstanskii, and Joseph J.H. Ackerman. Image artifacts in very low magnetic field MRI: The role of concomitant gradients. *Journal of Magnetic Resonance*, 174(2):279 – 286, 2005.
- [77] Whittier R. Myers, Michael Mößle, and John Clarke. Correction of concomitant gradient artifacts in experimental microtesla MRI. *Journal of Magnetic Resonance*, 177(2):274 – 284, 2005.
- [78] Matt A. Bernstein, Kevin F. King, and Xiaohong Joe Zhou. Correction gradients. In Matt A. Bernstein, Ph.D., Kevin F. King, Ph.D., , Xiaohong Joe Zhou, and

- Ph.D., editors, *Handbook of MRI Pulse Sequences*, pages 292 – 362. Academic Press, Burlington, 2004.
- [79] Carlos A Meriles, Dimitris Sakellariou, Andreas H Trabesinger, Vasiliki Demas, and Alexander Pines. Zero- to low-field MRI with averaging of concomitant gradient fields. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 102(6):1840–1842, Feb 2005.
- [80] Andre Vander Vorst, Arye Rosen, and Youji Kotsuka. *RF/Microwave Interaction with Biological Tissues*. John Wiley and Sons, Inc., 2006.
- [81] Edward Jordan. *Electromagnetic Waves and Radiating Systems*. Prentice Hall, 2. edition, 1968.
- [82] W. Wiesbeck. *Grundlagen der Hochfrequenztechnik - Skriptum zur Vorlesung*. Universität Karlsruhe (TH), Institut für Höchsthfrequenztechnik und Elektronik, 9. auf-lage edition, 2007.
- [83] O. Dössel. *Bildgebende Verfahren in der Medizin - Von der Technik zur medizinischen Anwendung*. Springer-Verlag Berlin, 2000.
- [84] Martin Weber. Aufbau und Charakterisierung eines Erdfeld-NMR-Messkopfes. Di-plomarbeit, Experimentelle Physik V, Universität Würzburg, November 2011.
- [85] R Kimmich and E Anordo. Field-cycling NMR relaxometry. *Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy*, 44(3-4):257–320, JUL 30 2004.
- [86] Eberhard Rommel. NMR-Untersuchungen langsamer Bewegungen in Modellmem-bransystemen mittels Feldzyklus-Relaxationsspektroskopie. Dissertation, Universi-tät Stuttgart, Juli 1988.
- [87] E. Lenz. Ueber die Bestimmung der Richtung der durch elektrodynamische Verthei-lung erregten galvanischen Ströme. *Annalen der Physik und Chemie*, 107:483–494, 1834.
- [88] Karl Küpfmüller and Gerhard Kohn. *Theoretische Elektrotechnik und Elektronik. Eine Einführung*. Springer-Verlag Berlin, 14 edition, 1993.

- 
- [89] P. T. Callaghan, C. D. Eccles, and J. D. Seymour. An earth's field nuclear magnetic resonance apparatus suitable for pulsed gradient spin echo measurements of self-diffusion under Antarctic conditions. *Rev. Sci. Instrum.*, 68:4263–4270, 1997.
- [90] Hans A. Wolfspenger. *Elektromagnetische Schirmung: Theorie und Praxisbeispiele*. Springer, 2008.
- [91] B. Favre, J. P. Bonche, H. Meheir, and J. O. Peyrin. Environmental optimization and shielding for NMR experiments and imaging in the earth's magnetic field. *Magn Reson Med*, 13(2):299–304, Feb 1990.
- [92] Meghan E. Halse and Paul T. Callaghan. A dynamic nuclear polarization strategy for multi-dimensional Earth's field NMR spectroscopy. *Journal of Magnetic Resonance*, 195(2):162 – 168, 2008.
- [93] Joachim Franz. *EMV, Störungssicherer Aufbau elektronischer Schaltungen*. Teubner, Stuttgart Leipzig Wiesbaden, 2002.
- [94] Vadim S Zotev, Andrei N Matlashov, Petr L Volegov, Igor M Savukov, Michelle A Espy, John C Mosher, John J Gomez, and Robert H Kraus. Microtesla MRI of the human brain combined with MEG. *J Magn Reson*, 194(1):115–120, Sep 2008.
- [95] Oliver Radestock. Bau und Charakterisierung eines Fluxgatemagnetometers zur Detektion von Erdfeld-NMR Signalen. Diplomarbeit, Experimentelle Physik V, Universität Würzburg, April 2010.
- [96] A Macovski and S Conolly. Novel Approaches to Low-Cost MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 30(2):221–230, AUG 1993.
- [97] SS Hidalgo-Tobon. Theory of Gradient Coil Design Methods for Magnetic Resonance Imaging. *Concepts Magn Reson A*, 36(4):223–242, JUL 2010.
- [98] R Turner. Gradient coil design: A review of methods. *Magn Reson Imaging*, 11(7):903–920, 1993.
- [99] JD Jackson. *Classical electrodynamics*. Wiley, New York, 3rd edition, 1999.
- [100] JE Tanner. Pulsed Field Gradients for NMR Spin-Echo Diffusion Measurements. *Rev Sci Instrum*, 36:1086–1087, 1965.

- [101] MJE Golay. Field homogenizing coils for nuclear spin resonance instrumentation. *Rev Sci Instrum*, 29(4):313–315, April 1958.
- [102] G Dueck and T Scheuer. Threshold accepting: A general purpose optimization algorithm appearing superior to simulated annealing. *J Comp Phys*, 90(1):161–175, 1990.
- [103] S Kirkpatrick, CD Gelatt, and MP Vecchi. Optimization by Simulated Annealing. *Science*, 220(4598):671–680, May 1983.
- [104] BH Suits and DE Wilken. Improving magnetic field gradient coils for NMR imaging. *J Phys E: Sci Instrum*, 22(8):565–573, 1989.
- [105] F Romeo and DI Hoult. Magnet field profiling - analysis and correcting coil design. *Magn Reson Med*, 1(1):44–65, 1984.
- [106] MR Willcott, GL Mee, and JP Chesick. Magnetic field mapping in NMR imaging. *Magn Reson Imaging*, 5(4):301–306, 1987.
- [107] P. Vogel, M.A. Rückert, P. Klauer, W.H. Kullmann, P.M. Jakob, and V.C. Behr. Slicing Frequency Mixed Traveling Wave for 3D Magnetic Particle Imaging. In Thorsten M. Buzug and Jörn Borgert, editors, *Magnetic Particle Imaging*, volume 140 of *Springer Proceedings in Physics*, pages 231–235. Springer Berlin Heidelberg, 2012.
- [108] P. Vogel, M.A. Rückert, P. Klauer, W.H. Kullmann, P.M. Jakob, and V.C. Behr. Traveling wave magnetic particle imaging. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 33:400–407, 2014.
- [109] Alexander Wischnewski. Signalcharakterisierung magnetischer Tracer mittels Magnetic Particle Spectroscopy. Diplomarbeit, Experimentelle Physik V, Universität Würzburg, März 2013.
- [110] Tobias Knopp. *Effiziente Rekonstruktion und alternative Spulentopologien für Magnetic-Particle-Imaging*. Springer, 2011.
- [111] Ulrich Tietze, Christoph Schenk, and Gramm Eberhard. *Halbleiter-Schaltungstechnik*. Springer, 2010.

# A Anhang

## A.1 Matrixrotation einer 90° Gradientendrehung

Diese Rechnung ist eine Fortführung der präsentierten Theorie des Gradientensystems aus Abschnitt 4.2. Im Folgenden wird eine 90° Drehung des Gradientensystems durchgeführt und somit gezeigt, dass nur „ganze“ Matrixeinträge sich verschieben (permutieren). Das bedeutet, die Matrixeinträge mischen nicht und es ist immer möglich mit drei Gradientenspulen ein orthogonales Gradientenfeld ( $G_x$ ,  $G_y$  und  $G_z$ ) zu erzeugen. Dieses Beispiel kann als repräsentative Drehung aller denkbaren 90° Rotationen angesehen werden.

$$R_y[\theta] = \begin{bmatrix} \cos[\theta] & 0 & \sin[\theta] \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin[\theta] & 0 & \cos[\theta] \end{bmatrix} \quad (\text{A.1})$$

$R_y[\theta]$  in Gleichung A.1 ist eine Drehmatrix, die das Gradientensystem (Spulen S1-S4) mit einem Winkel  $\theta$  um die y-Achse dreht. Die Spulen werden nun einzeln um 90° gedreht.

$$\text{S1: } R_y\left[\frac{\pi}{2}\right] \cdot \begin{bmatrix} -\frac{1}{2}G_1 & 0 & 0 \\ 0 & -\frac{1}{2}G_1 & 0 \\ 0 & 0 & G_1 \end{bmatrix} \cdot R_y^T\left[\frac{\pi}{2}\right] = \begin{bmatrix} G_1 & 0 & 0 \\ 0 & -\frac{1}{2}G_1 & 0 \\ 0 & 0 & -\frac{1}{2}G_1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.2})$$

$$\text{S2: } R_y\left[\frac{\pi}{2}\right] \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & G_2 \\ 0 & 0 & 0 \\ G_2 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot R_y^T\left[\frac{\pi}{2}\right] = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -G_2 \\ 0 & 0 & 0 \\ -G_2 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.3})$$

$$\text{S3: } R_y\left[\frac{\pi}{2}\right] \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & G_3 \\ 0 & G_3 & 0 \end{bmatrix} \cdot R_y^T\left[\frac{\pi}{2}\right] = \begin{bmatrix} 0 & G_3 & 0 \\ G_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.4})$$

$$\text{S4: } R_y \left[ \frac{\pi}{2} \right] \cdot \begin{bmatrix} 0 & G_4 & 0 \\ G_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot R_y^T \left[ \frac{\pi}{2} \right] = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -G_4 \\ 0 & -G_4 & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.5})$$

Die Matrixeinträge  $G_1$ ,  $G_2$ ,  $G_3$  und  $G_4$  sind die Gradientenfelder, die von den zugehörigen Gradientenspulen S1-S4 erzeugt werden.

$$R_y \left[ \frac{\pi}{2} \right] \cdot \begin{bmatrix} -\frac{1}{2}G_1 & G_4 & G_2 \\ G_4 & -\frac{1}{2}G_1 & G_3 \\ G_2 & G_3 & G_1 \end{bmatrix} \cdot R_y^T \left[ \frac{\pi}{2} \right] = \begin{bmatrix} G_1 & G_3 & -G_2 \\ G_3 & -\frac{1}{2}G_1 & -G_4 \\ -G_2 & -G_4 & -\frac{1}{2}G_1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.6})$$

Gleichung A.6 zeigt die Rotation des Gradientensystems mit allen Spulen S1-S4 und deren Gradientenfelder in einer Matrix vereint. Es ist zu erkennen, dass die Matrixeinträge permutieren und teilweise ihre Vorzeichen nach der Drehung ändern. Die relevanten Gradientenfelder ( $z$ -Komponenten) der untersten Matrixreihe veränderten sich durch die  $90^\circ$  Drehung wie folgt.

$$x\text{-Kodierung: } G_2 \rightarrow -G_2$$

$$y\text{-Kodierung: } G_3 \rightarrow -G_4$$

$$z\text{-Kodierung: } G_1 \rightarrow -\frac{1}{2}G_1$$

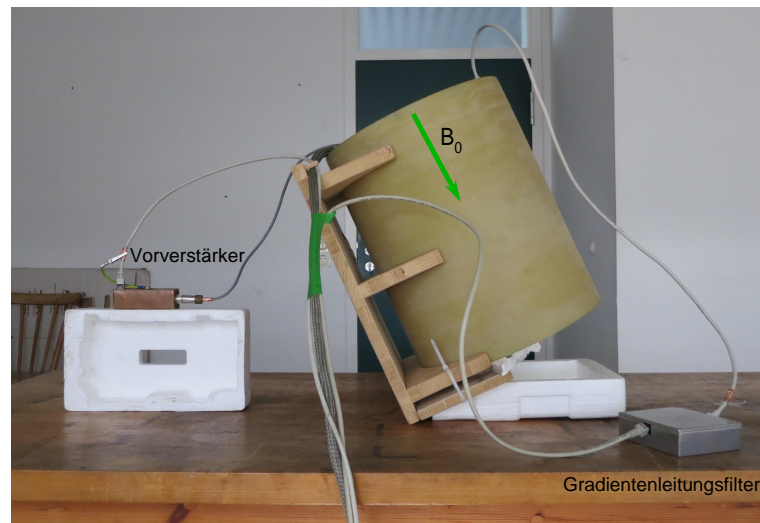
Das Vorzeichen des gesamten Gradientensystems ( $x$ -,  $y$ - und  $z$ -Gradientenfeld) ändert sich nach der Drehung. Das  $y$ -Gradientenfeld ( $y$ -Kodierung) wird nicht länger von der Gradientenspule S3, sondern von der Spule S4 generiert. Das bedeutet, dass nach der Rotation um  $90^\circ$  die Gradientenspule S4 die Rolle der Spule S3 übernimmt und der Vorzeichenwechsel durch einen negativen Strom realisiert werden kann. Für die  $z$ -Kodierung muss der doppelte negative Strom angelegt werden, um das gleiche  $z$ -Gradientenfeld zu erzeugen wie zuvor.

## A.2 Realisierung des Rotationsexperiments

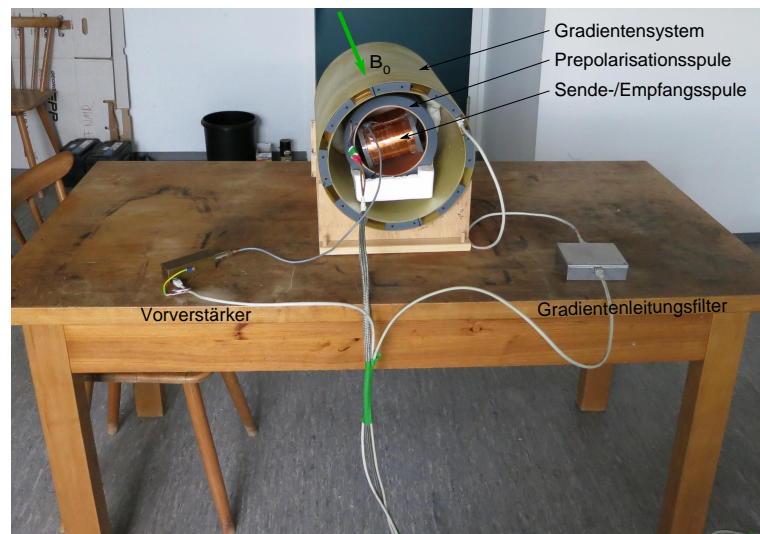
In diesem Abschnitt wird die Realisierung des Rotationsexperiments aus Abschnitt 5.4 verdeutlicht. Es wurden 2D Projektionen von Tafeltrauben für zwei verschiedene Ausrich-



tungen aufgenommen. Im Fall 1 parallel zum  $B_0$  Feld und im Fall 2 senkrecht dazu.



**Abbildung A.1:** Spulensystem parallel zum Erdmagnetfeld  $B_0$  ausgerichtet. Mit Vorverstärker und Gradientenleitungsfilter.



**Abbildung A.2:** Spulensystem senkrecht zum Erdmagnetfeld  $B_0$  ausgerichtet, mit Vorverstärker und Gradientenleitungsfilter. Der Aufbau ist in der Mitte vom Labor auf einem reinen Holztisch platziert.

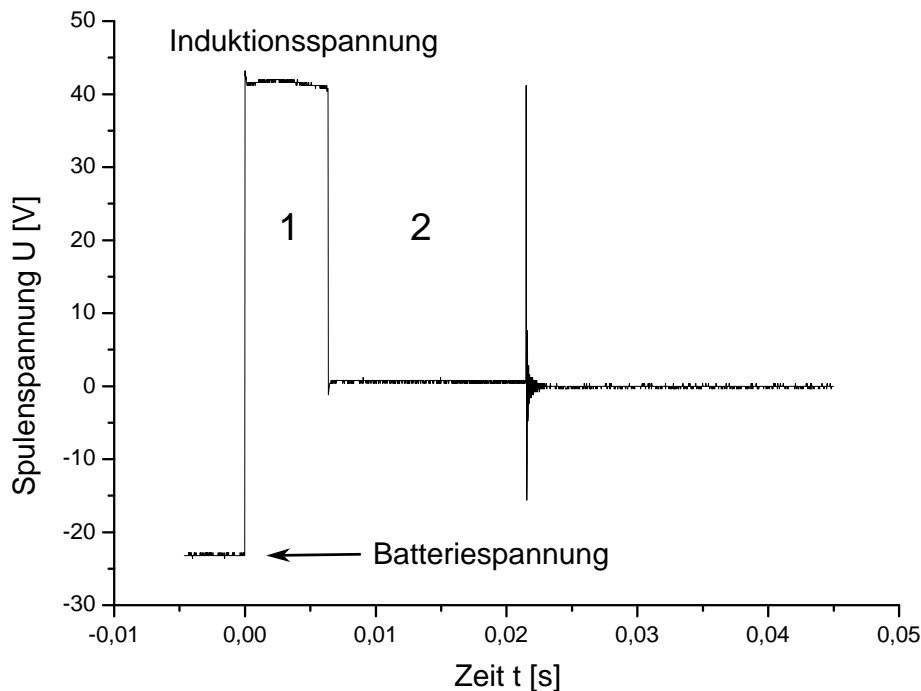
In Abbildung A.1 ist die parallele Ausrichtung gezeigt. Für die Fixierung der inneren Spulen wurde mit Montageschaum eine exakte Passform ausgespritzt und der Winkel (Erdfeldrichtung) mit einem Keil realisiert.

Für den senkrechten Fall konnte das Spulensystem auf den Tisch gelegt werden und die Sende-/Empfangsspule wurde senkrecht zum Erdmagnetfeld ausgerichtet (siehe Abbildung

A.2). Im Inneren der Sende-/Empfangsspule liegen die fixierten Tafeltrauben, die mit dem gesamten Spulensystem unberührt mitgedreht wurden.

### A.3 Charakterisierung des Präpolarisationssystems

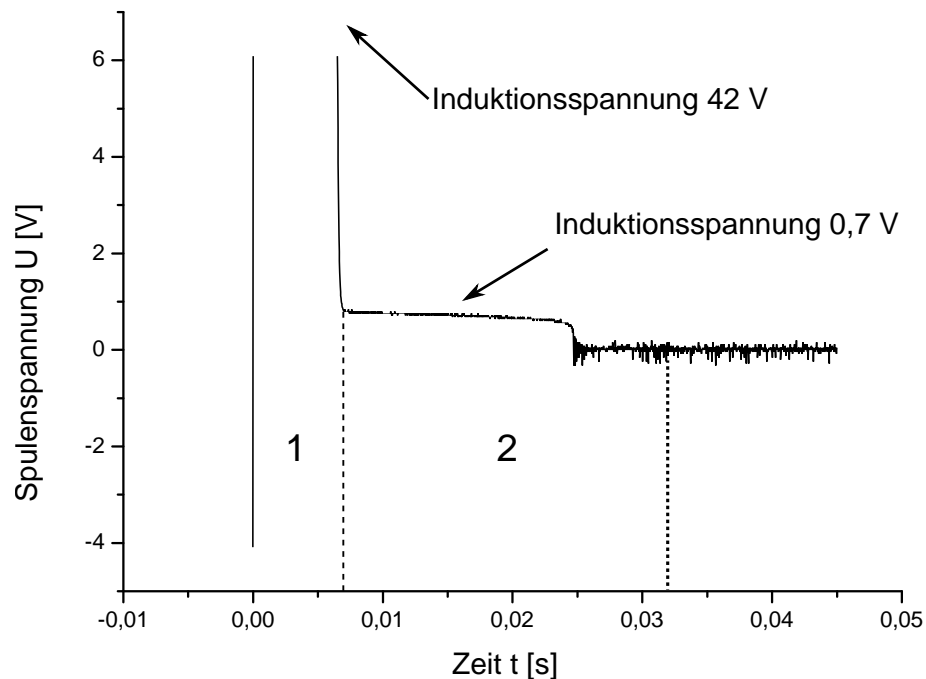
In diesem Abschnitt wird das „adiabatische“ Abschaltverhalten des Präpolarisationssystems anhand von Induktionsmessungen der verwendeten Präpolarisationsspule gezeigt. Zum besseren Verständnis sollte die Funktionsweise des Präpolarisationssystems aus Abschnitt 3.3.5 verstanden sein.



**Abbildung A.3:** Abschaltcharakteristik der Präpolarisationsspule und Schaltbereiche 1 und 2 des Präpolarisationssystems. Ab dem Zeitpunkt Null wird die Präpolarisationsspule von der Batteriespannung (24 V) weggeschaltet. Im Bereich 1 ist die Induktionsspannung der Präpolarisationsspule auf durchschnittlich 42 V (durch Zenerdioden) begrenzt. Nach 6,5 ms (kritischer Punkt) wird die Spannungsbegrenzung auf 0,7 V erniedrigt, um ein „adiabatisches“ Abschaltverhalten zu erhalten. Am Ende des Bereiches 2 wird die Spannungsbegrenzung zu früh ausgeschaltet (Präpolarisationsspule hochohmig geschaltet). Es ist zu erkennen, dass nach 22 ms das Magnetfeld der Präpolarisationsspule nicht komplett abgebaut wurde, da ein Induktionsspeak dies signalisiert und erst danach die Spule endgültig entleert ist.

In Abbildung A.3 ist die Abschaltcharakteristik der Präpolarisationsspule gezeigt. Mit 1 und 2 sind die Schaltbereiche (Segmente) des Präpolarisationssystems gekennzeichnet.

Ab dem Zeitpunkt Null wird die Präpolarisationsspule von der Batteriespannung (24 V) weggeschaltet und gleichzeitig wird Segment 1 des Präpolarisationssystems aktiv. Das bedeutet es werden zur Induktionsspannungsbegrenzung Zenerdioden zugeschaltet und das Magnetfeld wird linear abgebaut. Zum Zeitpunkt  $t = 6,5 \text{ ms}$  ist das Feld der Spule auf ein Zehntel des Erdmagnetfeldes ( $B_{krit} \approx 10 \cdot B_0$ ) gesunken und auf Segment 2 wird umgeschaltet. Die Induktionsspannung wird nun von 42 V auf 0,7 V erniedrigt, um ein „adiabatisches“ Abschaltverhalten zu erzielen. An dieser Stelle könnte ein „nicht adiabatisches“ Abschaltverhalten erreicht werden, indem Segment 1 über dem kritischen Punkt hinaus aktiv bleiben würde. Dann wäre nach 7 ms das Magnetfeld komplett abgebaut. Am Ende des Schaltbereiches 2 wird die Präpolarisationsspule hochohmig geschaltet. Zur Demonstration wurde die Präpolarisationsspule 3 ms zu früh hochohmig geschaltet und die restliche Energie in der Spule erzeugt einen deutlichen Induktionspeak. Dann ist das Feld endgültig abgebaut und die Spannung fällt auf Null ab.



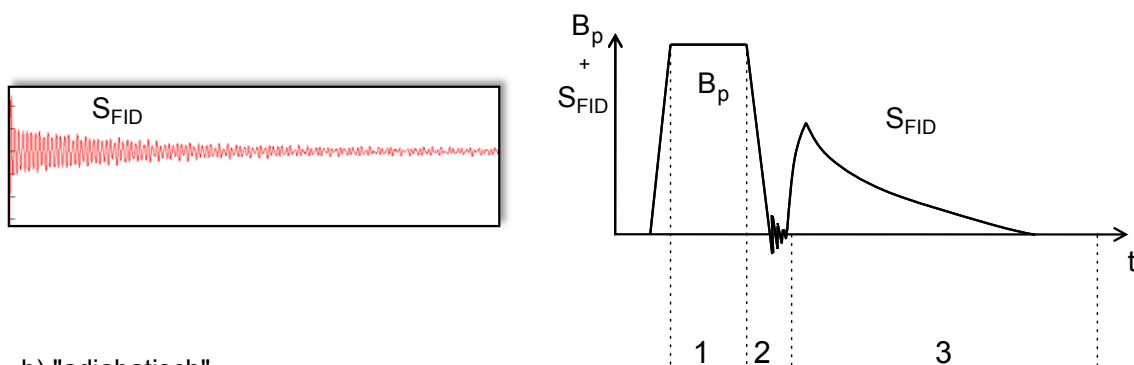
**Abbildung A.4:** Abschaltcharakteristik der Präpolarisationsspule mit den gleichen Schaltbereichen 1 und 2 des Präpolarisationssystems aus Abbildung A.3 mit dem Unterschied, dass der Schaltbereich 2 verlängert und die Darstellung des y-Achsenabschnittes vergrößert wurde (zu große Spannungen sind abgeschnitten dargestellt). Ab 25 ms ist das Magnetfeld der Präpolarisationsspule abgebaut und die Induktionsspannung bricht schlagartig zusammen. Danach kann die Präpolarisationsspule ohne Induktionspeak hochohmig geschaltet werden (siehe Ende Bereich 2).

In Abbildung A.4 ist die Abschaltcharakteristik der Präpolarisationsspule mit verlängertem Schaltbereich 2 gezeigt. Durch die Vergrößerung des y-Achsenabschnittes werden zu groß Spannungen abgeschnitten dargestellt. Es ist zu erkennen, dass ab 25 ms das Magnetfeld der Präpolarisationsspule abgebaut ist und die Induktionsspannung damit schlagartig zusammenbricht. Danach kann das Segment 2 beliebig hochohmig geschaltet werden, ohne dass ein Induktionspeak entsteht (siehe Ende von Schaltbereich 2 in Abb. A.4).

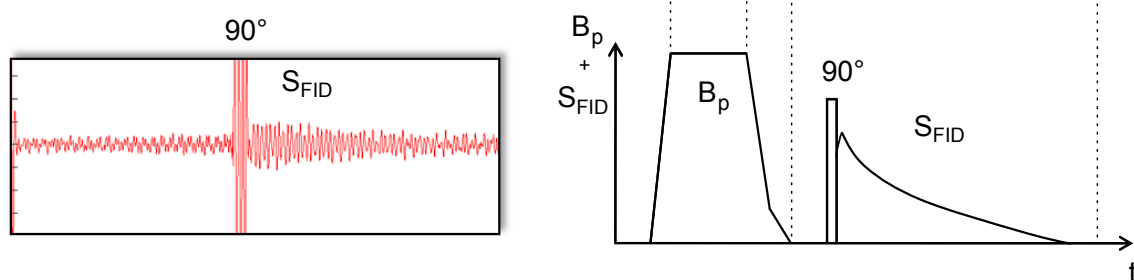
#### Machbarkeitsnachweis der Schaltverhalten

In dieser Arbeit wurden die zwei Abschaltverhalten „nicht adiabatisch“ und „adiabatisch“ untersucht. Hiermit wird der Machbarkeitsnachweis beider Schaltverhalten in Abbildung A.5 geliefert.

##### a) "nicht adiabatisch"



##### b) "adiabatisch"



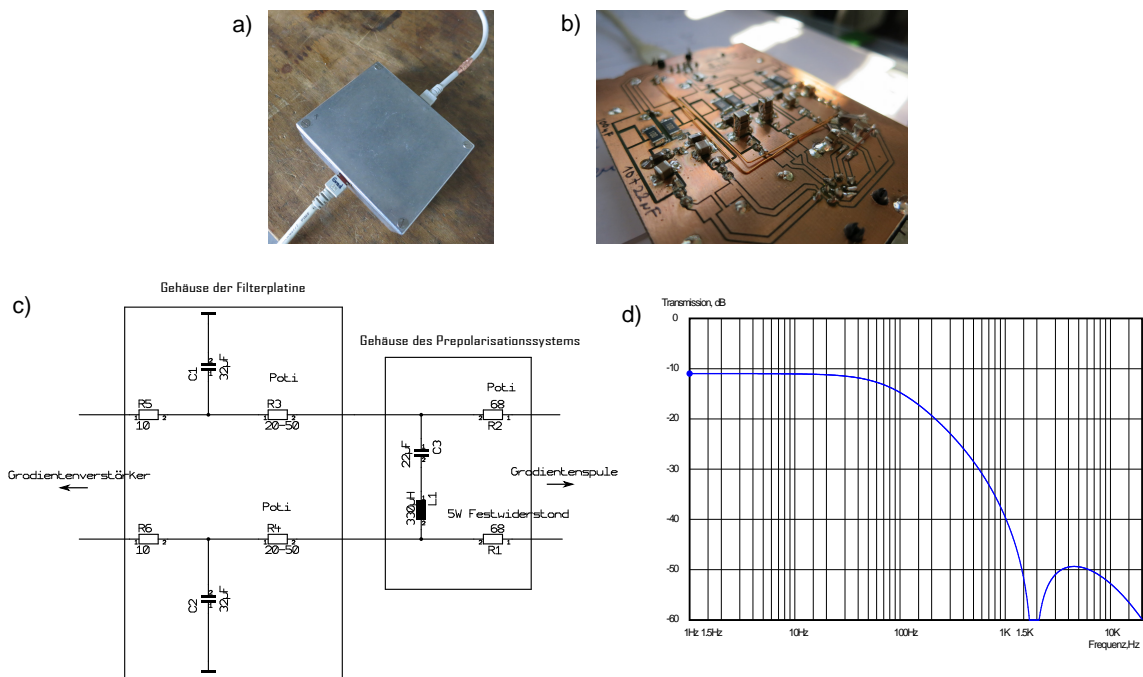
**Abbildung A.5:** Gegenüberstellung der Messungen beider Abschaltverhalten. Auf der rechten Seite ist der schematische Verlauf der Signalerzeugung skizziert. Bereich 1 die Präpolarisation, Bereich 2 der Abschaltvorgang „nicht adiabatisch“ (oben) „adiabatisch“ (unten) und Bereich 3 die unterschiedliche Signalentstehung. Auf der linken Seite sind die Messergebnisse von Bereich 3 gezeigt.

Die Messergebnisse (links) stellen den Bereich 3 der Signalentstehung dar. Es ist eine eindeutige Zuordnung der Messungen und der schematischen Skizzen (rechts) zu erkennen.

Die Signalerzeugung funktioniert in beiden Fällen. Schließlich wurde nur die „adiabatische“ Abschaltvariante verwendet und die Gründe dafür wurden in der Diskussion des Abschnittes 3.3.5 abgehandelt.

## A.4 Gradientenleitungsfilter

Das Gradientensystem ist mit einer 10 m lange Zuleitung mit dem Gradientenverstärker verbunden. Diese Leitung wirkt wie eine Antenne, die besonders niederfrequente Störungen im Raum auffangen kann. Außerdem besitzt der Gradientenverstärker im Vergleich zu den niedrigen NMR-Signalen einen hohen Grundrauschpegel, der über die Zuleitungen auf das Gradientensystem und somit über die Empfangsspule eingekoppelt und dem Messsignal überlagert wird. Diese Störungen wurden mit einem Gradientenleitungsfilter unterdrückt (siehe Abb. A.6).



**Abbildung A.6:** Gradientenleitungsfilter für den Erdfeld-NMR-Tomographen: Das Gehäuse a) der Filterplatine b) kann zwischen die Gradientenleitung (Ethernetkabel) steckbar eingefügt werden. Der Schaltplan des Filters eines Gradientenkanals ist in c) dargestellt. Dort ist zu erkennen, dass die Filterkette auf zwei Gehäuse verteilt aufgebaut ist. Insgesamt sind alle vier differenziellen Gradientenleitungs-paare mit diesem Filter ausgestattet. In d) ist die Simulation der Filterwirkung dargestellt.

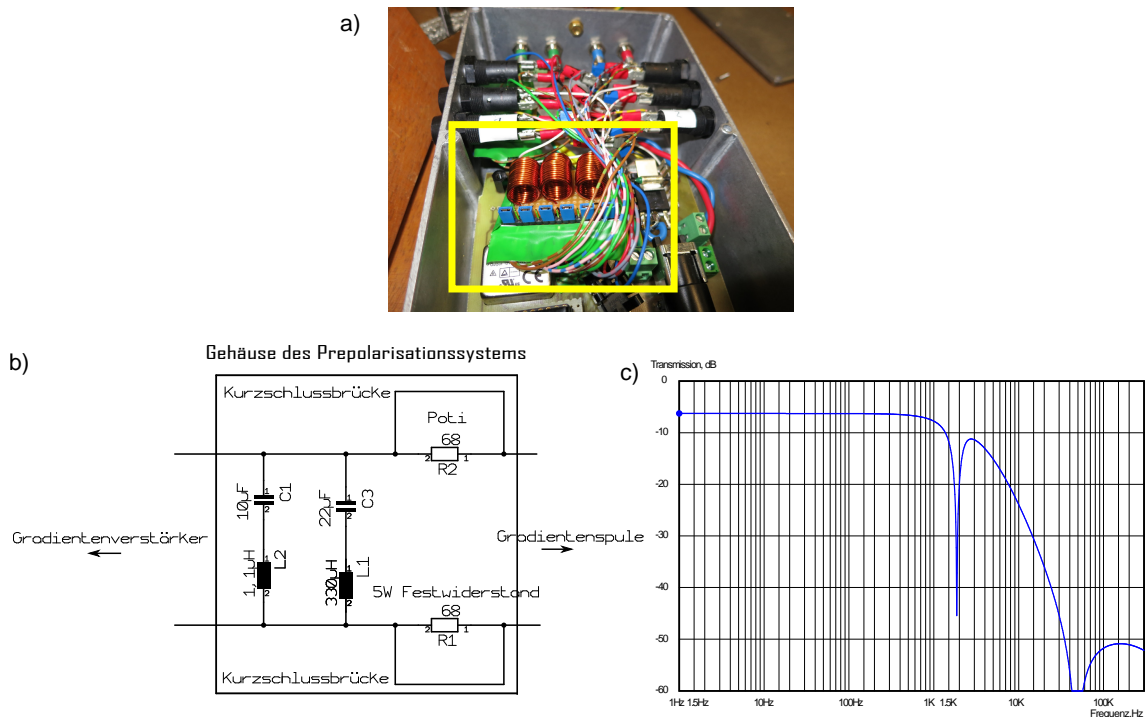
R5 und C1 sowie R6 und C2 bilden einen Tiefpass, der auf jede einzelne differenzielle

Leitung wirkt, indem hohe Frequenzen auf die Masse abgeleitet werden. Dies ist auch in der Filtersimulation der Abbildung A.6 d) zu erkennen. Der dämpfende Bereich beginnt ab ca. 100 Hz und erreicht sein Maximum genau bei der Messfrequenz. Die regelbaren Widerstände (Poti) sind zum Abgleich des Gesamtleitungswiderstandes und zur zusätzlichen Dämpfung eingebaut. Damit können die ohmschen Unterschiede der einzelnen Gradientenspulen ausgeglichen werden und der maximal gewünschte Gradientenstrom der maximalen Ansteuerungsspannung ( $\pm 12\text{ V}$ ) angepasst werden. Im Gehäuse des Präpolarisationssystems ist ein Sperrfilter [111] aus einer Induktivität L1 und Kapazität C3 aufgebaut. Dieser Sperrfilter wird bei seiner Resonanzfrequenz niederohmig und schließt die Leitungen kurz. Durch die Resonanzgleichung 2.24 kann die Sperrfrequenz durch die Werte von L1 und C3 bestimmt werden. Die Sperrfrequenz beträgt 1,9 kHz, da dies dem Bereich der Messfrequenz des Erdfeld-NMR-Tomographen im Labor entspricht. Das bedeutet die Störfrequenzen auf den Gradientenleitungen werden im Bereich der Signalfrequenz um mehr als 60 dB gedämpft. In Abbildung A.6 d) ist der deutliche Einbruch bei der Resonanzfrequenz 1,9 kHz zu erkennen.

Zusätzlich wurde darauf geachtet, dass die Filterwirkung nicht zu stark eingestellt ist, da sonst die Schalteigenschaften der Gradienten nachteilig verändert werden. Je niedriger die Grenzfrequenz des Tiefpassfilters, desto langsamer bauen sich die Gradientenrampen auf. Es ist mit einer Verzögerung zwischen Ansteuerung und dem tatsächlichen Aufbau des Gradientenmagnetfeldes zu rechnen. Mit der Gleichung der  $\tau = R \cdot C$  kann die Gradientenverzögerung berechnet werden. Dieser Filter wurde auf 1 ms Gradientendelay eingestellt, da dies für die verwendeten Sequenzen vernachlässigbar klein und die Filterwirkung ausreichend stark ist.

Es wurde für den 1,1 mT Niederfeld-NMR-Tomographen der bestehende Filter der Erdfeld-NMR-Anlage auf eine höhere Frequenz von 47,1 kHz angepasst. Es ist möglich den Filter des Erdfeld-NMR-Tomographen mit wenigen Handgriffen auf den optimierten Filter des Niederfeld-NMR-Tomographen umzurüsten. Aus der Abbildung A.7 b) des Schaltplanes geht hervor, dass die vorgeschaltete Filterplatine aus Abb. A.6 a) ausgebaut (nicht benötigt) und der Gesamtwiderstand der Leitungen mit Kurzschlussbrücken (Jumper in blau) minimiert werden muss. Dadurch ist der erhöhte Bedarf an Gradientenstärke gegeben. Es wurde lediglich ein zusätzlicher Sperrfilter durch die Induktivität L3 und Kapazität C1

eingebaut, der die höhere Messfrequenz von 47,1 kHz dämpft. In Abbildung A.7 b) und c) ist zu erkennen, dass der Sperrfilter von dem Erdfeld-NMR-Tomographen (L1 und C3) noch vorhanden ist, dieser aber nicht stört. In der Simulation c) ist zu erkennen, dass bei der Messfrequenz von 47,1 kHz die Dämpfung größer als 60 dB beträgt.



**Abbildung A.7:** Gradientenleitungsfilter für den Niederfeld-NMR-Tomographen: Im Gehäuse des Präpolarisationssystems a) ist ein zusätzlicher Sperrfilter L2 und C1 für die Messfrequenz 47,1 kHz eingefügt (siehe gelbe Markierung). Aus dem Schaltplan in b) geht hervor, dass im Vergleich zum Schaltplan aus Abb. A.6 a) die vorgeschaltete Filterplatine nicht benötigt und der Leitungswiderstand durch Kurzschlussbrücken (blaue Jumper siehe a)) minimiert wird. Insgesamt sind drei differenzielle Gradientenleitungs-paare mit diesem Filter ausgestattet. Dies ist in a) zu erkennen an den drei selbst gewickelten Spulen L2. In c) ist die Simulation der Filterwirkung dargestellt.

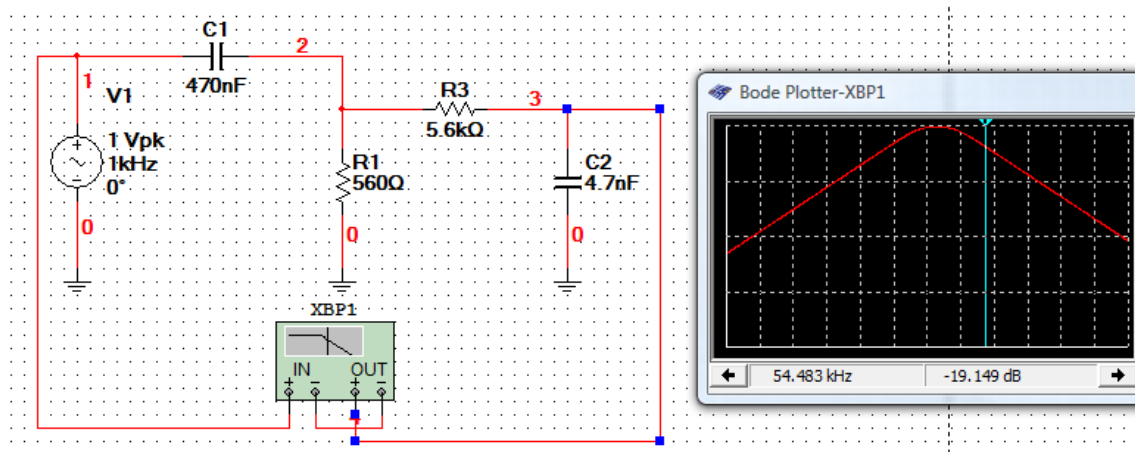
#### Anleitung zum Umbau von Erdfeld Filter auf 1,1 mT Filter

- Extra vorgeschaltetes Filtergehäuse ausbauen (Tiefpass ist nur für Erdfeldmessungen zu verwenden)
- Alle blauen Jumper im Gehäuse des Präpolarisationssystems brücken (Kurzschluss der 68  $\Omega$  Vorwiderstände)
- Verwendung der richtigen Sequenzen (es sind unterschiedliche Eichparameter für

Gradienten eingetragen)

## A.5 Filtercharakteristik des Vorverstärkers

Es wurde ein RC-Filter (Bandpass) direkt nach dem Vorverstärker eingesetzt, um im Vorfeld Störfrequenzen zu unterdrücken. Der Auszug aus einem SPICE Simulationsprogramm in Abbildung A.8 zeigt die Schaltung und die Übertragungskennlinie.



**Abbildung A.8:** Auszug aus einem SPICE Simulationsprogramm mit der Schaltung (links) und der Filtercharakteristik (rechts). Dieser RC-Filter zeigt Bandpassverhalten mit der Mittelfrequenz von 2 kHz (Bereich des Messsignals ohne Dämpfung). Aus dem frequenzabhängigen Übertragungsverhalten (Diagramm, rechts) kann herausgelesen werden, dass bei den Frequenzen 50 Hz und 55 kHz die Übertragungsamplitude um 20 dB gedämpft wird.

## A.6 Alternative Schirmung

Im Abschnitt 3.3.7 wurde das allgemeine Schirmkonzept diskutiert und die klassische Schirmung mittels Metallplatten beschrieben. Es gibt jedoch eine weitere Möglichkeit eine Schirmwirkung zu erzielen, indem die Präpolarisationsspule um die Probe herum kurzgeschlossen wird. Die niederohmige Präpolarisationsspule mit einer Lagendicke von 1,4 cm Kupfer schirmt den Probenbereich dementsprechend ab. Nach dem Präpolarisationsvorgang und während der Aufnahmephase wird die Präpolarisationsspule mit einem Schalter kurzgeschlossen, um eine Schirmwirkung von maximal Faktor 10 zu erreichen [58].

Der benötigte Kurzschluss-Schalter wurde mit Hilfe eines niederohmigen Relais realisiert.



Angesteuert wurde das Relais mit einem gesonderten und programmierbaren Triggerkanal, der beliebig in die Sequenz eingebaut werden konnte. Die erwartete Schirmwirkung wurde zwar erreicht, doch eine dauerhafte Implementierung konnte wegen der Verwendung des äußeren Gradientensystems nicht etabliert werden. Die kurzgeschlossene Präpolarisationsspule ist zwischen Probe und Gradientensystem platziert (vergl. Abb. 3.3) und schirmt die Rampen der Gradienten teilweise ab. Hier besteht eine Möglichkeit das bestehende System zu verbessern, indem der Einfluss der kurzgeschlossenen Präpolarisationsspule auf die Gradientenfelder genauer untersucht wird, um zum Beispiel im besten Fall mit Korrekturfaktoren der Gradientenansteuerung die Fehlwirkung der Gradienten zu kompensieren.

# Danksagung

Im Anschluss möchte ich all denen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, ganz herzlich danken:

- Prof. Dr. Peter Jakob für die Themenstellung, die Betreuung meiner Arbeit und vor allem für die vielen richtungsweisenden Ratschläge zu meinem Thema
- Dr. Karl-Heinz Hiller für die Finanzierung der Arbeit und immer einen Weg zu finden die Mittel meiner Arbeit bereitzustellen
- Dr. Florian Fidler für seine Unterstützung bei Design und Bau der Hardware und seine vielen Anregungen und innovativen Ideen
- Dr. Volker Behr für die Möglichkeit mit der MPI-Arbeitsgruppe zusammen arbeiten zu dürfen und der Hilfsbereitschaft bei organisatorischen Fragen
- Dr. Eberhard Rommel für die hilfreichen Ratschläge bei den ersten Präpolarisationsexperimenten
- Dr. Hugh C. Seton aus Aberdeen, UK für seine Vorüberlegungen auf dem Gebiet und seine durchschlagende Hilfe bei Fragen und Problemen
- Sabine Voll für ihre unermüdliche Hilfe bei der Suche nach neuen Probengefäßen und auch bei allen sonstigen Belangen
- Uvo Hölscher für die extrem fruchtbare Zusammenarbeit und seine immerwährende Bereitschaft, über Probleme zu diskutieren
- Toni Drießle für die Hilfe bei technischen/elektronischen Umsetzungen und der unglaublich ausdauernden Hilfsbereitschaft bei allen Diskussionen

- Ralf Kartäusch für die Unterstützung bei der Erstellung neuer Sequenzen und Klärung aller programmiertechnischen Fragen
- Thomas Kampf für seine Hilfe bei theoretischen Fragestellungen
- Martin Rückert für die ausgiebigen Diskussionen über MPI und andere innovative Ideen
- Patrick Vogel für die Zusammenarbeit und die Entwicklung der MPI-Anlage die den Bau des multimodalen MR-MPI-Tomographen erst ermöglichte
- Markus Düring, Stefan Wintzheimer, Michael Ledwig und Daniel Gensler für die ganzen Gespräche über MR und auch nicht-MR Themen
- Oliver Radestock für seine große Hilfe als Diplomand und später als Doktorand auf dem Gebiet der Entwicklung eines alternativen NMR-Sensors (Fluxgate)
- Martin Weber für seine große Hilfe als Diplomand auf dem Gebiet der Entwicklung eines verbesserten Erdfeld-NMR-Messkopfes
- Frank Resmer für die vielen netten Diskussionen
- der ganzen EP5 für die allgemein große Hilfsbereitschaft und ein sehr angenehmes Arbeitsklima
- Johannes Kranz, Uvo Hölscher, Jasmin Lothar, Martin Weber, Florian Karl, Thomas Kampf, Ralf Kartäusch, Thomas Lödding und Dr. Florian Fidler für das sowohl fachliche als auch sprachliche Korrekturlesen dieser Arbeit
- meiner Familie für ihre immerwährende Unterstützung in meinem Leben.
- Und das Beste zum Schluss: Ich danke meinem Engel Jasmin für die ständige und allseitige Unterstützung vor, während und auch nach der Dissertation.

# Eigene Veröffentlichungen

## Journal-Veröffentlichungen

- Patrick Vogel & **Steffen Lothar**<sup>1</sup>, Martin A. Rückert, Walter H. Kullmann, Peter M. Jakob, Florian Fidler, and Volker C. Behr. MRI meets MPI: a bimodal MPI-MRI-tomograph. *IEEE Trans Med Imag* (accepted), 2014.
- Patrick Vogel & **Steffen Lothar**<sup>1</sup>, Martin A. Rückert, Walter H. Kullmann, Peter M. Jakob, Florian Fidler, and Volker C. Behr. MRI meets MPI: a bimodal MPI-MRI-tomograph. *Nature Medicine* (peer-reviewed), 2013.
- **Steffen Lothar**, Uvo Hoelscher, Thomas Kampf, Peter Jakob, and Florian Fidler. 3D Gradient System for two  $B_0$  Field Directions in Earth's Field MRI. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, pages 1–9, 2013.
- Uvo Hoelscher, **Steffen Lothar**, Florian Fidler, Martin Blaimer, and Peter Jakob. Quantification and localization of contrast agents using delta relaxation enhanced magnetic resonance at 1.5 T. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 25:223–231, 2012.

## Patente

- Martin Rückert, Florian Fidler, Oliver Radestock, and **Steffen Lothar**. Fluxgate Sensor, International Patent WO 2012/041426, 5. April 2012.

---

<sup>1</sup>gleichwertige Erstaautorenschaft

## Konferenzbeiträge

### Vorträge

- **Steffen Lothar**, Uvo Hölscher, Toni Drießle, Peter Weber, and Peter Jakob. Optimized Adiabatic and Nonadiabatic Field-Cycling Control Circuit for Prepolarized Earth Field NMR. ICMRM Proceedings, O29:96, 2011.
- **Steffen Lothar**, Uvo Hölscher, Peter M. Jakob, and Florian Fidler. Portable Earth Field Imager and Field-Cycling Activities. 7th conference on Field Cycling NMR Relaxometry, Oral 22:37, 2011.
- Patrick Vogel & **Steffen Lothar**<sup>2</sup>, Martin A. Rückert, Walter H. Kullmann, Peter M. Jakob, Florian Fidler, and Volker C. Behr. Magnetic Particle Imaging trifft auf Magnetic Resonance Imaging (MPI meets MRI). DGMP Köln, 2013
- Patrick Vogel & **Steffen Lothar**<sup>2</sup>, Martin A. Rückert, Walter H. Kullmann, Peter M. Jakob, Florian Fidler, and Volker C. Behr. A First bimodal MPI/MRI tomograph. ICMRM Proceedings, 2013

### Poster

- **Steffen Lothar**, Uvo C. Hölscher, Peter M. Jakob, and Florian Fidler. 3D Gradient System for two  $B_0$  Field Directions by using Concomitant Fields in Earth Field MRI. Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 20:2592, 2012.
- Patrick Vogel & **Steffen Lothar**<sup>2</sup>, Martin A. Rückert, Walter H. Kullmann, Peter M. Jakob, Florian Fidler, and Volker C. Behr. MPI meets MRI: A first MPI/MRI hybrid scanner. ICMRM Proceedings 4312, 2014.

### Beiträge als Zweitautor

- U. C. Hoelscher, **S. Lothar**, F. Fidler, and P. M. Jakob. Combining Fast Field-Cycling and Magnetic Resonance Imaging. 7th conference on Field Cycling NMR Relaxometry, Oral 25:41, 2011.

---

<sup>2</sup>gleichwertige Erstautorenschaft

- U. C. Hoelscher, **S. Lothar**, F. Fidler, M. Blaimer, and P. M. Jakob. Localization and Quantification of Contrast Agents using FFC MRI at 1.5T. 7th conference on Field Cycling NRM Relaxometry, Poster 2:54, 2011.
- U. C. Hoelscher, **S. Lothar**, F. Fidler, , and P. Jakob. Reference free Localization and Quantification of Contrast Agents using Relaxivity Dispersion at 1.5T. Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 19:2734, 2011.
- U.C. Hoelscher, **S. Lothar**, F. Fidler, M. Blaimer, and P. Jakob. Unambiguous Localization of Contrast Agents via  $B_0$ -Field-Cycling. Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 18:4939, 2010.

