

Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg  
Fachbereich Naturwissenschaftliche Technik

# Optimierung von Transmit SENSE-Spulenordnungen für die Magnetresonanztomographie

Diplomarbeit  
im Studiengang Medizintechnik

vorgelegt von

Janine Röhrs

Hamburg-Bergedorf  
am 13.02.04

Gutachter: Prof. Hans-Dieter Cargill (HAW Hamburg)  
Dr. Ulrich Katscher (Philips GmbH Forschungslaboratorien Hamburg)

Die Diplomarbeit wurde betreut und erstellt bei  
Philips GmbH Forschungslaboratorien Hamburg

# Danksagung

Diese Diplomarbeit wurde seitens der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg von Herrn Prof. Hans-Dieter Cargill betreut. Für die Bereitschaft hierzu und seine freundliche Betreuung bedanke ich mich sehr.

Die Erstellung der Arbeit erfolgte vollständig in den Forschungslaboratorien der Philips GmbH in Hamburg unter der Betreuung von Herrn Dr. Ulrich Katscher. Für seine Unterstützung und die wegweisenden Ratschläge bin ich ihm ebenso dankbar wie für die sehr gute Zusammenarbeit. Allen übrigen Mitarbeitern der Forschungslaboratorien möchte ich wegen ihrer Hilfsbereitschaft und ihrer Offenheit für jegliche Fragen meinen Dank aussprechen. Mein besonderer Dank von ihnen gilt Herrn Dipl.-Ing. Peter Vernickel, der stets zu Diskussionen speziell bei den elektrotechnischen Aspekten dieser Arbeit bereit war.

Der Firma Philips danke ich für die technischen Rahmenbedingungen, diese interessante Diplomarbeit realisieren zu können.

Meinem Bruder Marcus Röhrs bin ich überaus dankbar für die vielen nützlichen Anregungen zur Verbesserung des strukturellen Aufbau meiner Arbeit und dem Korrekturlesen.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung</b>	<b>5</b>
1.1. Magnetresonanztomographie . . . . .	5
1.2. Motivation, Ziel und Aufgabenstellung . . . . .	6
1.3. Aufbau der Arbeit . . . . .	6
<b>2. Grundlagen</b>	<b>8</b>
2.1. Magnetresonanz . . . . .	8
2.1.1. Kernspin . . . . .	8
2.1.2. Präzession . . . . .	9
2.1.3. Anregung . . . . .	10
2.1.4. Relaxation . . . . .	11
2.1.5. Ortskodierung . . . . .	13
2.1.6. Trajektorie . . . . .	14
2.1.7. Schnelle Bildgebung . . . . .	15
2.2. Transmit SENSE . . . . .	16
2.2.1. Gewünschtes Anregungsmuster . . . . .	17
2.2.2. Reduktion . . . . .	18
2.2.3. Regularisierung . . . . .	20
2.3. Zusammenfassung von Kapitel 2 . . . . .	21
<b>3. Simulation linearer Sensitivität</b>	<b>22</b>
3.1. Simulationsbeschreibung . . . . .	23
3.1.1. Spulenordnung . . . . .	23
3.1.2. Leistungsberechnung . . . . .	24
3.1.3. Programmablauf . . . . .	24
3.1.4. Regularisierung . . . . .	25
3.2. Ergebnisse für die spiralförmige Trajektorie . . . . .	27
3.2.1. Variation des Winkels . . . . .	27
3.2.2. Variation der Sensitivität . . . . .	30
3.3. Ergebnisse für die kartesische Trajektorie . . . . .	32
3.3.1. Variation des Winkels . . . . .	32
3.3.2. Variation der Sensitivität . . . . .	35
3.4. Zusammenfassung von Kapitel 3 . . . . .	36

<b>4. Simulation realer Sensitivität</b>	<b>38</b>
4.1. Simulationsbeschreibung . . . . .	38
4.1.1. Spulenanordnung . . . . .	38
4.1.2. Leistungsberechnung . . . . .	39
4.1.3. Programmablauf . . . . .	39
4.2. Ergebnisse . . . . .	39
4.2.1. Variation des Winkels . . . . .	40
4.2.2. Variation des Abstandes . . . . .	41
4.2.3. Variation des Spulenradius . . . . .	42
4.3. Zusammenfassung von Kapitel 4 . . . . .	43
<b>5. Simulation räumlicher Leistungsverteilung</b>	<b>45</b>
5.1. Simulationsbeschreibung . . . . .	45
5.1.1. Spulenanordnung . . . . .	45
5.1.2. Leistungsberechnung . . . . .	46
5.1.3. Programmablauf . . . . .	47
5.2. Ergebnisse . . . . .	48
5.2.1. Vergleich der Leistungsberechnungen . . . . .	48
5.2.2. Räumliche Leistungsverteilung . . . . .	49
5.2.3. Hotspots . . . . .	55
5.3. Zusammenfassung von Kapitel 5 . . . . .	56
<b>6. Temperaturerhöhung</b>	<b>57</b>
6.1. Simulationsbeschreibung . . . . .	57
6.2. Temperaturberechnung . . . . .	57
6.3. Spezifische Energie-Absorptionsrate . . . . .	60
<b>7. Zusammenfassung, Ergebnisse und Ausblick</b>	<b>63</b>
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>67</b>
<b>A. Anhang: Formelzeichen, Abkürzungen und Programmabläufe</b>	<b>69</b>
A.1. Formelzeichen und Abkürzungen . . . . .	70
A.2. Programmablauf zu Kapitel 3 . . . . .	72
A.2.1. Programmablauf zu 3.2 . . . . .	73
A.2.2. Programmablauf zu 3.3 . . . . .	74
A.3. Programmablauf zu Kapitel 4 . . . . .	75
A.4. Programmablauf zu Kapitel 5 . . . . .	76

# 1. Einleitung

## 1.1. Magnetresonanztomographie

Die Magnetresonanztomographie (MRT) wird hauptsächlich in der medizinischen Diagnostik angewandt. Sie ist ein bildgebendes Verfahren, mit dem man jede beliebige Schicht des menschlichen Körpers darstellen kann. In den abgebildeten Geweben können die Strukturen und damit z.B. pathologische Veränderungen gut erkannt werden. Die typische Anwendung für die MRT liegt bei der Untersuchung des Gehirns. Wegen der hohen Weichteilkontraste bei der Magnetresonanztomographie können die weiße und die graue Hirnsubstanz gut unterschieden werden. Daneben wird die Magnetresonanztomographie auch für funktionelle Untersuchungen vom Gehirn eingesetzt. So kann die Diffusion und Perfusion in dem Gewebe verfolgt werden. Gegenüber anderer bildgebender Verfahren in der Medizintechnik, wie z.B. Röntgen, Computertomographie (CT) oder Positron Emissions Tomographie (PET) wird keine ionisierende Strahlung verwendet. Die Magnetresonanztomographie basiert - wie der Name sagt - auf dem Phänomen der magnetischen Kernresonanz. Den Resonanzeffekt des Atomkerns entdeckten 1946 erstmals die Nobelpreisträger Bloch und Purcell. Jedoch wurden erst in den 70ern die ersten anatomischen Aufnahmen von Lauterbur und Damadian durchgeführt. Seitdem entwickelt sich die Magnetresonanztomographie zunehmend weiter.[1]

Bei den Aufnahmen der Magnetresonanztomographie entstehen durch kleine Bewegungen des Patienten (z.B. Herzschlag und Atmung) leichte Artefakte, wodurch das Bild etwas verwackelt erscheint. Um dies weitgehend zu unterdrücken, wird versucht, eine möglichst geringe Aufnahmezeit zu realisieren. Damit wäre für die Zukunft auch die Möglichkeit von Echtzeit-Aufnahmen gegeben. Ein weiterer Nachteil der Magnetresonanztomographie liegt in den von den meisten Patienten als unangenehm empfundenen Untersuchungsbedingungen. Beim Liegen in der Röhre empfinden viele Patienten Platzangst. Zusätzlich entsteht durch das Schalten hoher Magnetfelder ein hoher Lärmpegel. Zuletzt sollte auch der Kostenaspekt angesprochen werden. Je kürzer die Untersuchung eines Patienten dauert, desto mehr Untersuchungen können am Tag durchgeführt werden, womit sich die Anschaffung eines MR-Tomographen eher rentieren würde.

Um die Untersuchungszeit so kurz wie möglich zu gestalten, wurde in den letzten Jahrzehnten die Aufnahmezeit einer Schicht von einigen Minuten auf unter eine Sekunde verkürzt. Dafür wurde z.B. die Methode SENSE entwickelt, mit der durch

Einsetzen mehrerer Empfangsspulen Messzeit gespart werden kann.[2]  
Dieses Verfahren SENSE wird zur Zeit von dem Empfangsfall auf den Sendefall übertragen, in welchem es Transmit SENSE genannt wird.[3] Die Theorie zu Transmit SENSE und eine erste experimentelle Bestätigung sind in [4] beschrieben. Ein MRT-System, auf dem Transmit SENSE betrieben werden kann, befindet sich noch im Aufbau. Bei Transmit SENSE soll durch Verwendung mehrerer Sendespulen die Dauer des Hochfrequenz-Pulses (HF-Puls) und damit die HF-Sendezeit verkürzt werden.

## 1.2. Motivation, Ziel und Aufgabenstellung

Die für Transmit SENSE eingesetzten Sendespulen wirken wie Antennen und geben eine Leistung an ihre Umgebung ab, die zum Teil in den Körper des Patienten eingekoppelt wird. Ist diese Leistung zu hoch, würde es zu einem inakzeptablen Temperaturanstieg kommen. Die Folge wären zum Teil irreversible Gewebeschäden durch Verbrennung. Um negative Folgen bei der Untersuchung zu vermeiden, müssen vor der medizinischen Verwendung dieses Verfahrens Simulationen und Experimente erfolgen, um die entsprechenden Zusammenhänge zu klären.

Wegen der fehlenden Hardware-Bedingungen beschäftigt sich diese Diplomarbeit nur mit den Simulationen des Transmit SENSE-Verfahrens, um die Leistungsverteilung, -stärke und damit Temperaturanstiege zu untersuchen. Durch die Kombination schon bestehender und selbstgeschriebener Programme wird das Senden zweier Spulen mit den für das gewünschte Muster angepassten Pulsen simuliert. Die in dem Feld zwischen den Spulen induzierte Leistung wird berechnet und der Anstieg bei Variation verschiedener Parameter, wie z.B. des Winkels zwischen den Spulen, diskutiert. Hieraus sollen die optimalen Spulenparameter und ein Toleranzbereich abgeleitet werden.

## 1.3. Aufbau der Arbeit

Nach dieser Einleitung folgt im Kapitel 2 die Darstellung der Grundlagen, der in dieser Arbeit behandelten Aspekte. In 2.1 wird die Magnetresonanz vom Kernspin über die Präzession, Anregung und Relaxation bis zur Ortskodierung und Trajektorie erläutert und ein Einblick in die schnelle Bildgebung gegeben. Im letzten Unterabschnitt wird die medizinische Anwendung kurz beschrieben. Im nächsten Abschnitt wird die Theorie von Transmit SENSE verdeutlicht. Dafür wird die Erzeugung eines gewünschten Anregungsmusters, die Reduktion der Trajektorie und damit der Pulse und die zur Berechnung der reduzierten Pulse notwendige Regularisierung besprochen.

In den folgenden Kapiteln werden die Simulationen und ihre Ergebnisse vorgestellt. Jeweils im ersten Abschnitt wird die Spulenordnung, die Leistungsberechnung und

der dafür verwendete Programmablauf beschrieben. In den nächsten Abschnitten erfolgen die Ergebnisse der Simulationen unterteilt nach der Trajektorie. In den Unterabschnitten werden die jeweiligen Spulenparameter (der Winkel, die Sensitivität, der Abstand und der Spulenradius) variiert. Im letzten Abschnitt jedes Kapitels wird eine kurze Zusammenfassung gegeben. In Kapitel 6 wird für ein Beispiel eine konkrete Temperaturerhöhung sowie die spezifische Energie-Absorptionsrate (SAR) berechnet und mit gesetzlichen Grenzwerten verglichen. Abschließend wird in Kapitel 7 eine Zusammenfassung der Arbeit mit Diskussion der Ergebnisse und einem anschließenden Ausblick gegeben. Im Anhang sind eine Übersicht der in dieser Arbeit verwendeten Formelzeichen, Abkürzungen und die Programmabläufe zu den einzelnen Kapiteln angefügt.

## 2. Grundlagen

Die **Magnetresonanztomographie (MRT)** ist Grundlage für die in dieser Arbeit beschriebenen Untersuchungen, daher soll in 2.1 das Funktionsprinzip kurz erläutert werden, bevor in 2.2 die Theorie zu Transmit SENSE, einer speziellen Anwendung der MRT, besprochen wird.

Im Abschnitt 2.1.1 werden zuerst die Eigenschaften des Kernspins als Basis für die Magnetresonanz näher beschrieben. Die Spins werden bei der MRT einem hohen Magnetfeld ausgesetzt, wodurch sie präzedieren (vgl. Abschnitt 2.1.2). Zusätzlich zu dem konstanten Magnetfeld werden die Spins durch einen von einer Sendespule abgegebenen Hochfrequenz-Puls (HF-Puls) angeregt, detaillierter dargestellt in 2.1.3, und verlassen ihre ursprüngliche Gleichgewichtslage, in welche sie sich nach Abschalten des HF-Pulses wieder zurück bewegen. Dies wird als Relaxation bezeichnet, sie ist in 2.1.4 erklärt. Während der Relaxation der Spins wird ein Signal in sogenannten Empfangsspulen induziert. Über eine in 2.1.5 beschriebene Ortskodierung kann das Signal einem Raumpunkt zugeordnet werden. Dabei ist die Reihenfolge der Sende- wie auch der Empfangspunkte durch eine sogenannte Trajektorie festgelegt, welche in 2.1.6 erläutert wird. In 2.1.7 erfolgt eine kurze Zusammenfassung und eine Einführung in die schnelle Bildgebung. Eine Zusammenfassung des ganzen Kapitels wird in 2.3 gegeben.

Die Darstellung der Grundlagen in 2.1 erfolgt in Anlehnung an [1] und [5], die Darstellung von Transmit SENSE in 2.2 in Anlehnung an [3].

### 2.1. Magnetresonanz

#### 2.1.1. Kernspin

Die MRT ist ein bildgebendes Verfahren, welches auf der Eigenschaft des Kernspins basiert. Als **Kernspin**  $\vec{I}_{Kern}$  bezeichnet man die Eigenrotation eines Atomkerns um seine Längsachse. Bei der MRT nutzt man in der Regel den Wasserstoffatomkern. Er besitzt nur ein Proton und kommt im menschlichen Gewebe am häufigsten vor, allein 70% des Körpers bestehen aus Wasser ( $H_2O$ ). Da die Bewegung elektrischer Ladung ein magnetisches Feld verursacht, wird der Spin von einem magnetischen Moment  $\vec{\mu}$  begleitet. Somit erzeugt auch ein Wasserstoffatomkern als positives Teilchen durch seine Rotation ein magnetisches Moment (vgl. Gl. 2.2 und Abb. 2.1).

$$\vec{\mu} = \gamma \hbar \vec{I}_{Kern} \quad (2.1)$$

$\vec{\mu}$ : magnetisches Moment  
 $\gamma$ : gyromagnetische Konstante  
 $\hbar$ : Planck'sches Wirkungsquantum  
 $\vec{I}_{Kern}$ : Kernspin

Üblicherweise wird von einem Magnetfeld  $B$  gesprochen, dieser Sprachgebrauch wird in dieser Arbeit übernommen. Die korrekte Beziehung zwischen der magnetischen Flussdichte  $\vec{B}$  und der magnetischen Feldstärke  $\vec{H}$  ist in der folgenden Gleichung [6] gezeigt.

$$\vec{B} = \mu_0(\vec{H} + \vec{M}) \quad (2.2)$$

$\vec{B}$ : magnetische Flussdichte  
 $\mu_0$ : magnetische Feldkonstante  
 $\vec{H}$ : magnetische Feldstärke  
 $\vec{M}$ : Magnetisierung

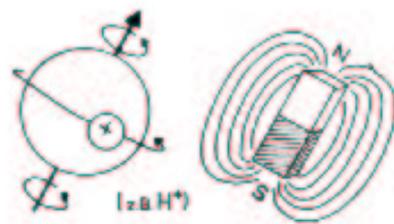


Abbildung 2.1.: Spin wirkt wie ein magnetischer Dipol [7]

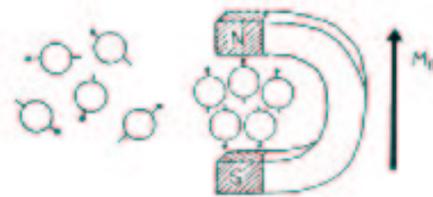


Abbildung 2.2.: Spins richten sich im Magnetfeld aus [7]

Die Drehachsen der einzelnen Protonen sind im Raum normalerweise willkürlich verteilt, so dass sich die Magnetisierung gegenseitig ausgleicht. Bei der MRT legt man nun von außen ein hohes konstantes Magnetfeld  $B_0$  an (Standard: 1,5-3 Tesla (T); zum Vergleich: das Erdmagnetfeld liegt bei ca.  $50 \mu\text{T}$ ), dadurch richtet sich die Gesamtmagnetisierung  $M_0$  (Summe der  $\vec{\mu}$  der einzelnen Spins) entlang der Magnetfeldlinien aus (siehe Abb. 2.2). Die Spins befinden sich nun in einer Gleichgewichtslage.

### 2.1.2. Präzession

So wie ein sich drehender Kreisel durch das Gravitationsfeld ins Schlingern kommt, rotiert der Spin zusätzlich zu der Drehung um seine eigene Achse um die Richtung der Magnetfeldlinien, wenn man ein konstantes Magnetfeld anlegt (vgl. Abb. 2.3). Diese Bewegung nennt man **Präzession**. Die Geschwindigkeit (**Larmorfrequenz**

$\omega$ ) der Präzession ist wegen der gyromagnetische Konstante  $\gamma$  kernspezifisch (vgl. Tab. 2.1) und von dem Magnetfeld  $B_0$  abhängig (vgl. Gl. 2.3).

Kern	$\gamma$ (MHz/T)
$^1\text{H}$	42,6
$^{13}\text{C}$	10,7
$^{23}\text{Na}$	11,3

Tabelle 2.1.: Die gyromagnetische Konstante ist kernspezifisch

$$\omega = \gamma B_0 \quad (2.3)$$

$\omega$ : Larmorfrequenz  
 $\gamma$ : gyromagnetische Konstante  
 $B_0$ : hier: Magnetfeld, eigentlich magnetische Flussdichte

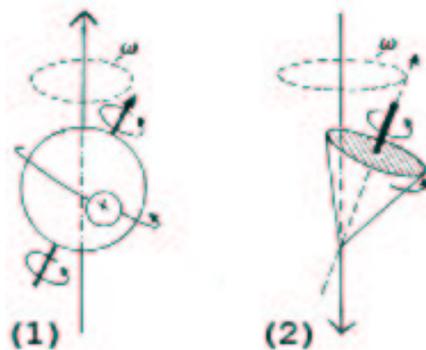


Abbildung 2.3.: (1) Spin präzediert im Magnetfeld (2) Analogie zu einem Kreisel mit dem Drehimpuls im Gravitationsfeld der Erde [7]

### 2.1.3. Anregung

Bei der MRT werden die Protonen angeregt, indem man sie zusätzlich einem HF-Puls mit der entsprechenden Larmorfrequenz, der von einer Spule gesendet wird, aussetzt. Dadurch treten die Spins und der Puls in Resonanz (**Magnetresonanz**). Wie in der Gleichung 2.3 erkennbar, muss die Frequenz wegen der kernspezifischen gyromagnetischen Konstante genau auf die anzuregenden Atomkerne und das Magnetfeld abgestimmt sein. Durch den HF-Puls werden die Spins angeregt und kippen aus ihrer Gleichgewichtslage heraus. Somit wird die Längsmagnetisierung  $M_z$

verkleinert und es entsteht eine Querkomponente  $M_{xy}$  (vgl. Abb. 2.4). Die Dauer und die Amplitude des HF-Pulses beeinflussen den Winkel (typische Flipwinkel  $\approx 10^\circ$ - $90^\circ$ ), um den die Spins ausgelenkt werden.

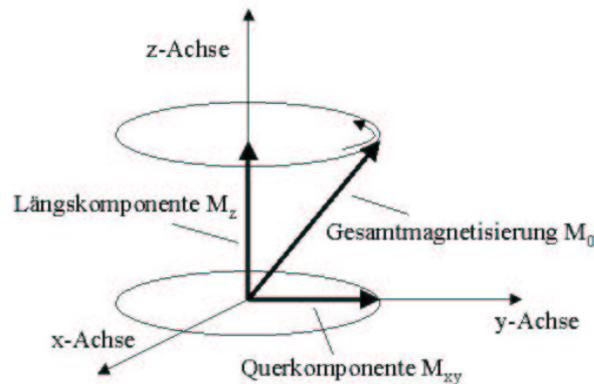


Abbildung 2.4.: Längs- und Querkomponente der Gesamtmagnetisierung

### 2.1.4. Relaxation

Nach Abschalten des HF-Pulses bewegen sich die Spins wieder in ihre ursprüngliche Lage zurück (Relaxation). Man unterscheidet die **longitudinale** und die **transversale Relaxation**. Die longitudinale Relaxation bezeichnet die Wiederzunahme der Längsmagnetisierung  $M_z$ , d.h. die Erholung der Spins in Richtung des statischen Magnetfeldes (siehe Abb. 2.5). Dies verläuft exponentiell und wird durch die Zeitkonstante  $T_1$  charakterisiert (vgl. Gl. 2.4).

$$M_z(t) = M_0 \left( 1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right) \quad (2.4)$$

$M_z$ : Längsmagnetisierung  
 $M_0$ : Gesamtmagnetisierung  
 $T_1$ : longitudinale Relaxationszeit

Interaktionen zwischen den Spins führen zum Verlust der Phasenkohärenz („Dephasierung“) und damit zu einem Abfall der transversalen Magnetisierungskomponente  $M_{xy}$  (vgl. Abb. 2.6). Nach einer Zeit  $t = T_2$  ist die Quermagnetisierung auf  $1/e$  ihres Ausgangswertes zurückgegangen (vgl. Gl. 2.5).

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-\frac{t}{T_2}} \quad (2.5)$$

$M_{xy}$ : Quermagnetisierung  
 $M_0$ : Gesamtmagnetisierung  
 $T_2$ : transversale Relaxationszeit

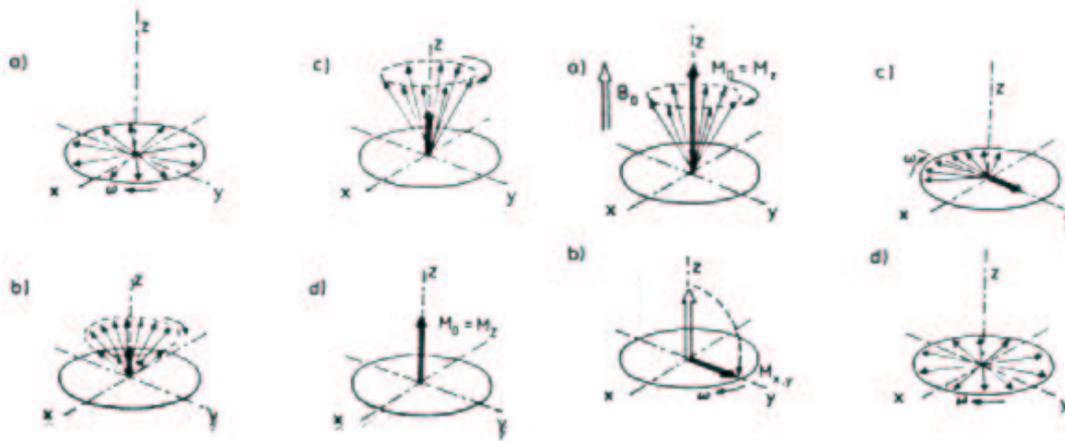


Abbildung 2.5.: a)-d):  
longitudinale  
Relaxation [7]

Abbildung 2.6.: a)-d):  
transversale  
Relaxation [7]

$T_1$  und  $T_2$  sind gewebespezifisch, wobei die transversale Relaxationzeit kürzer ist als die longitudinale. Die rotierende Quermagnetisierung induziert in der Empfangsspule ein Signal. Durch die spezifischen  $T_1$ - und  $T_2$ -Zeiten (Abb. 2.7 und 2.8) lassen sich die verschiedenen Gewebearten später im Bild unterscheiden.

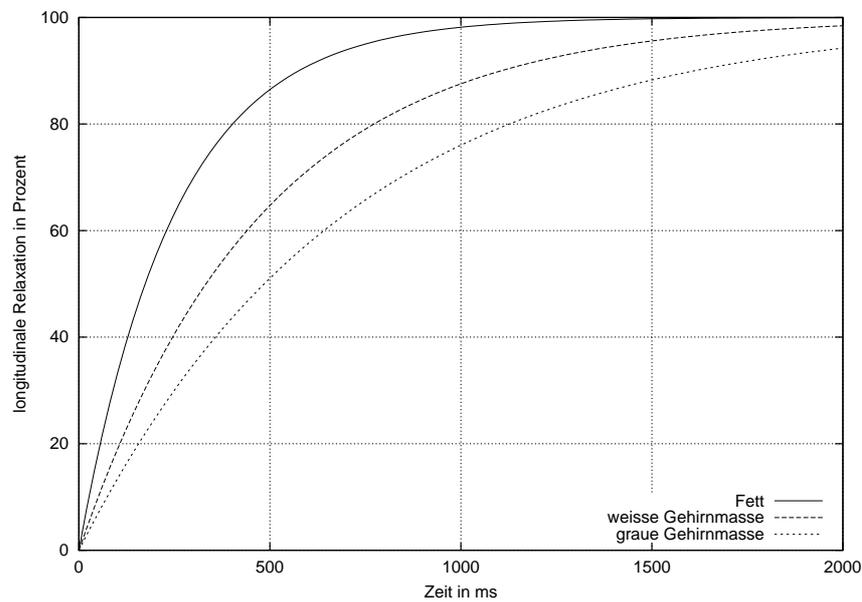


Abbildung 2.7.: longitudinale Relaxation

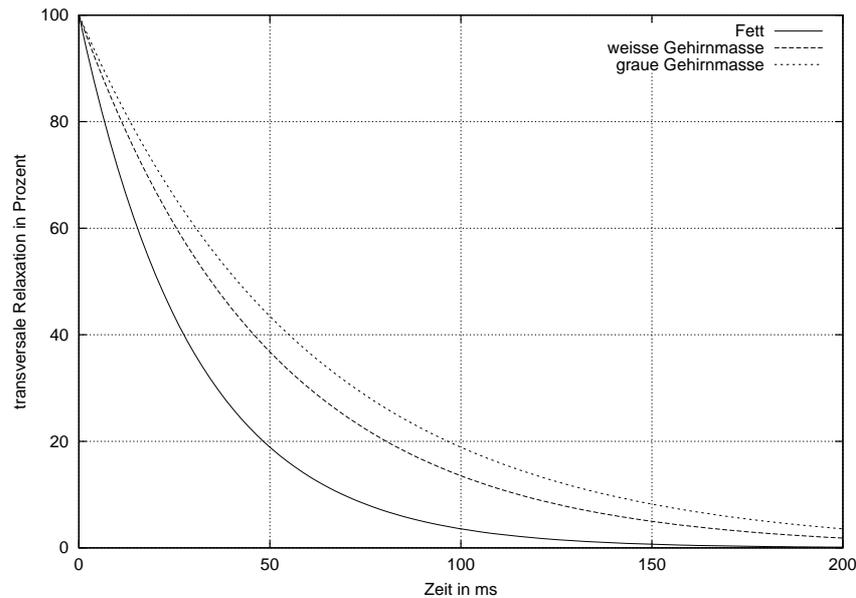


Abbildung 2.8.: transversale Relaxation

Das Prinzip der Magnetresonanz setzt für die Larmorfrequenz ein homogenes und statisches Magnetfeld voraus. Aber in Wirklichkeit sind bei der Untersuchung eines Patienten viele kleinere und größere Abweichungen von dieser Voraussetzung gegeben. Diese Inhomogenitäten verursachen eine Beschleunigung des Auseinanderlaufens (Dephasierung) der Quermagnetisierung  $M_{xy}$ , wodurch  $T_2$  zu  $T_2^*$  verkürzt wird.

### 2.1.5. Ortskodierung

Die wie zuvor beschrieben erzeugten und anschließend empfangenen Signale müssen innerhalb des Patienten räumlich zugeordnet werden, um die gewünschte Bildgebung zu ermöglichen. Dies geschieht durch ein zeitlich genau definiertes Schalten von zusätzlichen, linearen Gradienten-Magnetfeldern (linear ansteigendes Magnetfeld entlang der betrachteten Achse) für alle drei Raumrichtungen.

**Während des Sendens des HF-Pulses** wird ein **Gradient  $G_z$**  in z-Richtung (senkrecht zur gewählten Schicht) angelegt. Dieses Magnetfeld überlagert sich mit dem generell angelegten Hauptmagnetfeld  $B_0$ . Nun herrscht an jedem Punkt der z-Achse ein unterschiedlich hohes Feld. Da die Larmorfrequenz nach der Gleichung 2.3 proportional zur Feldstärke ist, wird nur eine Schicht des Patienten, nämlich die mit derjenigen z-Koordinate, wo das der Frequenz entsprechende  $B_0$ -Feld vorliegt, angeregt. Durch  $G_z$  erfolgt also die **Schichtselektion**.

Die y-Koordinate wird durch eine sogenannte **Phasenkodierung** mit einem **Gradienten  $G_y$**  in y-Richtung eingestellt.  $G_y$  wird **nach dem HF-Puls und vor dem Empfangen des Signals** angelegt. Auch hier überlagert sich der Gradient

mit dem Hauptmagnetfeld  $B_0$ , wodurch zu jeder y-Koordinate ein unterschiedlich hohes Magnetfeld vorliegt. Dadurch ist die Frequenz der Spins proportional zu der y-Koordinate, solange  $G_y$  eingeschaltet ist. Nach dem Abschalten von  $G_y$  ist die Frequenz wieder konstant, aber es bleibt eine Phasendifferenz bestehen, die ebenfalls proportional zu der y-Koordinate ist.

Zum Schluss erfolgt noch die **Frequenzkodierung**, indem **während des Empfangens** ein **Gradient  $G_x$**  entlang der x-Richtung geschaltet wird, der sich mit  $B_0$  überlagert. Wie in der Gleichung 2.3 beschrieben, senden dadurch die Volumenelemente mit einem höheren x-Wert eine höhere Frequenz aus. Das empfangene Signal entspricht einer Zeile im k-Raum (Matrix mit den Fourier-transformierten Werten der Pixel des späteren Bildes). Die Messung wird mit jeweils geänderter Amplitude des Phasenkodiergradienten  $G_y$  wiederholt, wodurch jeweils eine weitere Zeile entsteht. Durch eine inverse zweidimensionale (2D-) Fourier-Transformation erhält man schließlich das Bild.

### 2.1.6. Trajektorie

Die Gradienten  $G_y$  und  $G_x$  legen somit die Abtaststrecke im k-Raum - die sogenannte **Trajektorie** - fest, nach der die Messpunkte nacheinander aufgenommen werden. Am häufigsten wird die kartesische Trajektorie verwendet. Es gibt außerdem noch andere, seltener benutzte Trajektorien, wie z.B. die spiralförmige. Bei der ersten (vgl. Abb. 2.9) werden die Punkte jeder Zeile nacheinander aufgenommen. Bei der Spirale (vgl. Abb. 2.10) fängt man in der Regel in der Mitte an und bewegt sich spiralförmig zum Rand.

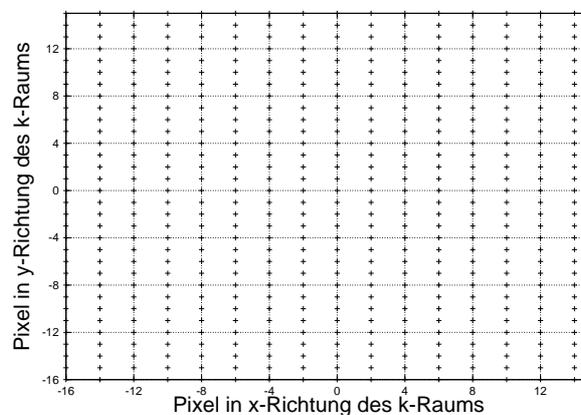


Abbildung 2.9.: kartesische Trajektorie

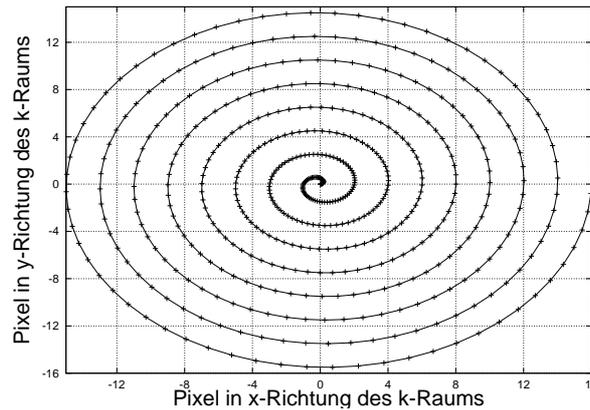


Abbildung 2.10.: spiralförmige Trajektorie

### 2.1.7. Schnelle Bildgebung

In den vorangegangenen Abschnitten wurden die Grundlagen der Magnetresonanz kurz erläutert. Angefangen mit dem Verhalten der Protonen in einem hohen Magnetfeld, über die Anregung der Spins durch einen HF-Puls wurde die anschließende Relaxation und damit die Signalgebung näher beleuchtet. Ebenso wurde ein kurzer Einblick in die räumliche Zuordnung der Signale gegeben, zunächst im k-Raum und anschließend über die Trajektorie die Umrechnung zu einem Bild, welches einer Körperschicht entspricht.

Die Aufnahmezeit von einer Schicht kann bis zu einigen Minuten dauern. Meistens werden Aufnahmen von mehreren Schichten gemacht, was die gesamte Untersuchungszeit auf bis zu eine Stunde verlängern kann. Um die Messzeit zu verkürzen, ist es z.B. möglich, nur einen Teil des k-Raums aufzunehmen. Eine solche Möglichkeit bietet z.B. die Methode SENSE („SENSitivity Encoding“) [2], bei der durch Verwendung von mehreren Empfangsspulen die Trajektorie und damit die Messzeit verkürzt werden kann. Die Trajektorie wird verkürzt, indem z.B. bei der kartesischen Trajektorie jede zweite Spalte weggelassen wird. Dadurch halbiert sich das Bild im Ortsraum. Die Informationen aus den beiden nun fehlenden Rändern werden in das verbleibende Bild gefaltet (vgl. Abb. 2.11). Daher bezeichnet man auch die Richtung, in der die Reihen mit Pixel gestrichen werden (hier: die Spalten) als Faltungsrichtung der Trajektorie. Durch die Verwendung von mehreren Empfangsspulen kann das Bild nachträglich wieder „entfaltet“ werden.

Um auch die Sendezeit zu verkürzen, wird zur Zeit an der Entwicklung von SENSE für den Sendefall („Transmit SENSE“) [3] gearbeitet. Dieses Verfahren wird in dem nächsten Kapitel näher betrachtet.

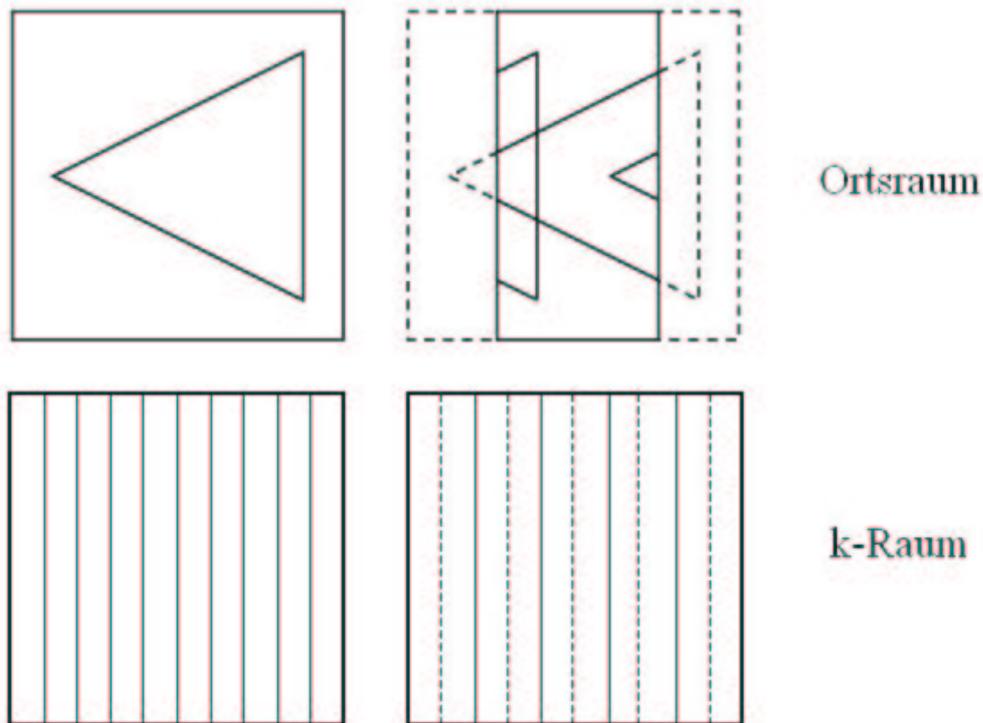


Abbildung 2.11.: Faltung im Ortsraum beim Streichen jeder zweiten Spalte im k-Raum

## 2.2. Transmit SENSE

Bevor in diesem Abschnitt näher auf **Transmit SENSE** eingegangen wird, soll noch eine kurze Erklärung zu SENSE gegeben werden. Diese Methode wurde entwickelt, um Messzeit bei der MRT zu sparen. Durch die Verwendung mehrerer Empfangspulen lässt sich die Trajektorie (vgl. 2.1.6) und damit auch die Messzeit verkürzen (vg. 2.1.7).[2]

Dieses Verfahren soll von dem Empfangsfall auf den Sendefall übertragen werden - daher der Name Transmit (engl. = senden) SENSE.[3] Der Grundgedanke bei Transmit SENSE ist, dass man Sendezeit sparen kann, indem man mehrere Sendespulen verwendet. Diese Sendespulen sind sogenannte Oberflächenspulen, die direkt auf dem Patienten positioniert sind. Es werden mit ihnen gleichzeitig räumlich-selektive, mehr-dimensionale HF-Pulse gesendet. Die räumlich selektiven HF-Pulse folgen, genau wie beim Empfang der Signale, einer Trajektorie im k-Raum, die bei der Nutzung von mehreren Spulen reduziert werden kann. Die fehlenden Bereiche des k-Raums werden von den aufeinander abgestimmten HF-Pulsen kompensiert.

In dieser Arbeit werden der Einfachheit halber nur 2D-Pulse betrachtet. Die Ergebnisse sind jedoch auch für die 3D-Anwendung gültig. In der Praxis ist das Interesse an 3D-Aufnahmen sehr groß. Bisher sind allerdings die 3D-Pulse zu lang.

Sobald nämlich die Pulsdauer länger als das durchschnittliche  $T_2^*$  ist, zerfällt die Magnetisierung, bevor man die Signale messen kann. Mit Transmit SENSE könnten die Pulse so kurz werden, dass solche 3D-Aufnahmen praktikabel werden. Ein weiterer Vorteil von Transmit SENSE liegt z.B. in der MRT des Herzens. Durch die starken Bewegungen, die das Herz durchführt, kommt es bei normalen Aufnahmen zu Bewegungsartefakten. Um diese zu verhindern bzw. sie zu kompensieren, muss man den genauen Bewegungszustand des Herzens kennen. Dieser wird durch räumlich selektive Vorpulse festgestellt. Je kürzer diese Pulse sind, desto schneller kann die anschließende Aufnahme erfolgen, was die Bewegungsartefakte reduziert.

In diesem Kapitel wird grob die grundlegende Theorie von Transmit SENSE dargestellt. Die Gleichungen sind, falls nicht anders gekennzeichnet, aus [3] entnommen. Die Details zu dieser Theorie sind ebenfalls in [3] zu finden. Zunächst wird in 2.2.1 darauf eingegangen, wie man mit den eben erwähnten Pulsen bei der Verwendung von mehreren Sendespulen ein gewünschtes Muster anregen kann, z.B. soll nur ein Teil statt des ganzen Gehirns angeregt werden. In 2.2.2 wird gezeigt, wie die Nutzung von mehreren Spulen zu einer Verkleinerung der Trajektorie und damit zu kürzeren Pulsen führt. Die dort besprochene Theorie zeigt einen mathematischen Zusammenhang zwischen dem gewünschten Muster und den Pulsen über die Sensitivitäten der Spulen, der sich durch eine zu invertierende Matrix ausdrückt. Ist diese Matrix schlecht konditioniert, muss für die Inversion eine Regularisierung durchgeführt werden. Dies ist bei der spiralförmigen Trajektorie der Fall. Dieser Aspekt wird in 2.2.3 genauer erläutert.

### 2.2.1. Gewünschtes Anregungsmuster

Beginnt der Puls bei  $t = 0$  und endet bei  $t = T$  und wird von einem Gradienten  $\vec{G}(t)$  begleitet, definiert sich die **Trajektorie**  $\vec{k}(t)$  durch den k-Raum folgendermaßen [8]

$$\vec{k}(t) = -\gamma \int_t^T \vec{G}(\tau) d\tau \quad . \quad (2.6)$$

$\vec{k}(t)$ : Trajektorie  
 $\gamma$ : gyromagnetische Konstante  
 $T$ : Pulsdauer  
 $\vec{G}$ : Gradient

Die Anregung eines gewünschten Musters  $P_{des}(\vec{x})$  kann auch ohne Transmit SENSE realisiert werden. Der benötigte mehrdimensionale Puls  $p(t)$  ist proportional von der Fourier-Transformierten des  $P_{des}(\vec{x})$  abhängig.

$$p(t) \sim \int_{FOX} e^{-i\vec{x}\vec{k}(t)} P_{des}(\vec{x}) d\vec{x} \quad (2.7)$$

$P_{des}(\vec{x})$ : gewünschtes Anregungsmuster  
 $p(t)$ : Anregungspuls  
FOX: Field Of Excitation

Sei  $R$  die Anzahl der Sendespulen mit bekannten, beliebigen aber unterschiedlichen Sensitivitäten  $S_r(\vec{x})$  (für  $r = 1 \dots R$ ) und  $P_r(\vec{x})$  sei das Muster, das durch die dazugehörigen unbekannt, individuellen Pulse der einzelnen Spulen in dem sogenannten Field Of Excitation (FOX) angeregt wird. Das gewünschte Anregungsmuster  $P_{des}(\vec{x})$  ergibt sich aus der Superposition der individuellen Anregungsmuster von jeder Spule.

$$P_{des}(\vec{x}) = \sum_{r=1}^R S_r(\vec{x}) P_r(\vec{x}) \quad (2.8)$$

$R$ : Anzahl der Spulen  
 $S_r(\vec{x})$ : Sensitivität der einzelnen Spulen  
 $P_r(\vec{x})$ : Anregungsmuster der einzelnen Spulen

Transformiert in den k-Raum erhält man

$$p_{des}(\vec{k}) = \sum_{r=1}^R s_r(\vec{k}) \otimes p_r(\vec{k}) = \sum_{r=1}^R \int s_r(\vec{k} - \vec{\tilde{k}}) p_r(\vec{\tilde{k}}) d\vec{\tilde{k}} \quad (2.9)$$

Das Symbol  $\otimes$  bezeichnet hier die Faltung  $a(y) \otimes b(y) = \int a(y - \tilde{y}) b(\tilde{y}) d\tilde{y}$ . Führt man nun eine Variablen-Substitution mithilfe der Jacobi-Determinante  $d\vec{k} \rightarrow \tilde{W}(\tilde{t}) d\tilde{t}$  durch, ergibt sich

$$p_{des}(t) = \sum_{r=1}^R \int s_r(t - \tilde{t}) p_r(\tilde{t}) \tilde{W}(\tilde{t}) d\tilde{t} \quad (2.10)$$

$\tilde{W}(\tilde{t})$ : Jacobi-Determinante

Die Jacobi-Determinante wird bei der Variablensubstitution in Integralen benötigt.[9] Durch eine Diskretisierung der Zeitvariablen  $t \rightarrow t_v$  und  $\tilde{t} \rightarrow \tilde{t}_u$  kann man  $p_{des}$  und  $p_r$  als Vektoren  $\underline{p}_{des}$  und  $\underline{p}_r$ ,  $s_r$  als Matrix  $\underline{s}_r$  sowie  $\tilde{W}$  als Diagonalmatrix  $\underline{\tilde{W}}$  schreiben. Dadurch kann das Integral aus der Gleichung 2.10 als Matrix-Vektor Multiplikation ausgedrückt werden.

$$\underline{p}_{des}(t_v) = \sum_{r=1}^R \underline{s}_r(t_v - \tilde{t}_u) \underline{\tilde{W}}(\tilde{t}_u) \underline{p}_r(\tilde{t}_u) \quad (2.11)$$

Wenn das anzuregende Feld über eine  $N \times N$  Matrix definiert ist, sind  $\underline{p}_{des}$  und  $\underline{p}_r$  Vektoren mit  $N^2 = M$  Komponenten. Die Matrizen  $\underline{s}_r$  und  $\underline{\tilde{W}}$  haben dann die Größe  $M \times M$ .

### 2.2.2. Reduktion

Verwendet man nun  $R$  Spulen, kann man die Pulsdauer um den Faktor  $R$  reduzieren, indem die Trajektorie  $\vec{k}$  durch den k-Raum auch um den Faktor  $R$  reduziert wird,

genaugenommen die Länge von  $\vec{k}$ . Die in der Gleichung 2.6 über die Gradienten definierte Trajektorie  $\vec{k}$  ist für jedes  $\underline{p}_r$  dieselbe. Durch die Reduktion enthält  $\underline{p}_r$  jetzt nur noch  $M/R$  Komponenten, die Größe von  $\underline{s}_r(t_v - \hat{t}_u)$  verkleinert sich auf  $M \times (M/R)$  und von  $\underline{\hat{W}}(\hat{t}_u)$  auf  $(M/R) \times (M/R)$ . Die Variablen mit reduzierten Größen  $\underline{p}_r(\hat{t}_u)$ ,  $\underline{s}_r(t_v - \hat{t}_u)$  und  $\underline{\hat{W}}(\hat{t}_u)$  können zu jeweils einer Variablen mit vollständiger Größe  $\underline{p}_{full}(\hat{t}_w)$ ,  $\underline{s}_{full}(t_v - \hat{t}_w)$  und  $\underline{\hat{W}}(\hat{t}_w)$  mit  $w = 1 \dots M$  kombiniert werden. Dieser Übergang wird definiert durch die Funktion

$$w = f(u, r) = u + M(r - 1)/R \quad . \quad (2.12)$$

In dieser Arbeit wurde wegen der zu hohen Rechenzeit für 3D-Pulse nur mit 2D-Pulsen simuliert. Die in diesem Kapitel behandelte Theorie gilt jedoch für beliebig dimensionale Fälle. Es wird mit einer Matrixgröße von  $N^2 = 32 \times 32$  und  $R = 2$  Spulen gerechnet. Somit kann  $r$  die Werte 1 und 2 annehmen,  $v = 1 \dots N^2 = 1 \dots 1024$ . Für die reduzierten Werte steht  $u$  als Index, er variiert also zwischen 1 und  $\frac{N^2}{R} = 512$ . Damit nimmt  $w$  Werte zwischen 1 und  $R \cdot \frac{N^2}{R} = 1024$  an. Zur Veranschaulichung ist die Abbildung 2.12 heranzuziehen.

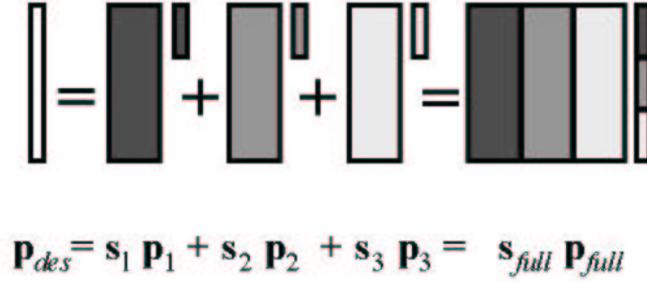


Abbildung 2.12.: Zusammenfassung der einzelnen Sensitivitäten und Pulse zu einer Matrix bzw. Vektor [4]

Damit kann die Gleichung 2.11 ohne Summe geschrieben werden.

$$\underline{p}_{des}(t_v) = \underline{s}_{full}(t_v - \hat{t}_w) \underline{\hat{W}}(\hat{t}_w) \underline{p}_{full}(\hat{t}_w) \quad (2.13)$$

- $\underline{s}_{full}$ : Sensitivitäten der einzelnen Spulen in einer Matrix zusammengefasst
- $\underline{p}_{full}$ : Pulse der einzelnen Spulen in einem Vektor zusammengefasst

Nun kann diese Gleichung nach dem unbekanntem  $\underline{p}_{full}$  aufgelöst werden. Wenn die Matrix  $\underline{s}_{full}$  gut konditioniert ist, reicht es, eine einfache Matrixinversion durchzuführen (die Argumente werden aus Gründen der Übersichtlichkeit weggelassen).

$$\underline{p}_{full} = \underline{\hat{W}}^{-1} \underline{s}_{full}^{-1} \underline{p}_{des} \quad (2.14)$$

Die beiden Pulse der Spulen sind in  $\underline{p}_{full}$  durch die in der Gleichung 2.12 beschriebenen Beziehung zusammengefasst - d.h., die Komponenten 1-512 von  $\underline{p}_{full}$  entsprechen  $\underline{p}_1$  und die Komponenten 513-1024 von  $\underline{p}_{full}$  entsprechen  $\underline{p}_2$ .

### 2.2.3. Regularisierung

Ist jedoch die Matrix  $\underline{s}_{full}$  schlecht gestellt, wenn z.B. zwei Spulensensitivitäten zu ähnlich sind, wird eine Regularisierung notwendig, die sich aber nur bis zu einem gewissen Grad erfolgreich durchführen lässt. Statt der in der Gleichung 2.14 dargestellten Formel berechnet sich in diesem Fall  $\underline{p}_{full}$  folgendermaßen.

$$\underline{p}_{full} = \underline{\hat{W}}^{-1} \underline{s}_{full}^H \left( \underline{s}_{full} \underline{s}_{full}^H + \lambda \right)^{-1} \underline{p}_{des} \quad (2.15)$$

$\lambda$ : Regularisierungsparameter

Hierbei ist  $\lambda$  ein frei einstellbarer **Regularisierungsparameter** und  $H$  bezeichnet die transponierte und komplex-konjugierte Matrix.

Durch die richtige Wahl des Regularisierungsparameters kann eine **optimale Korrelation** (Maß für die Übereinstimmung zweier Funktionen, hier Bilder) zwischen dem gewünschten und tatsächlich angeregtem Muster erzielt werden (vgl. Abb. 2.13). Um den Zusammenhang zwischen dem Korrelationskoeffizienten und

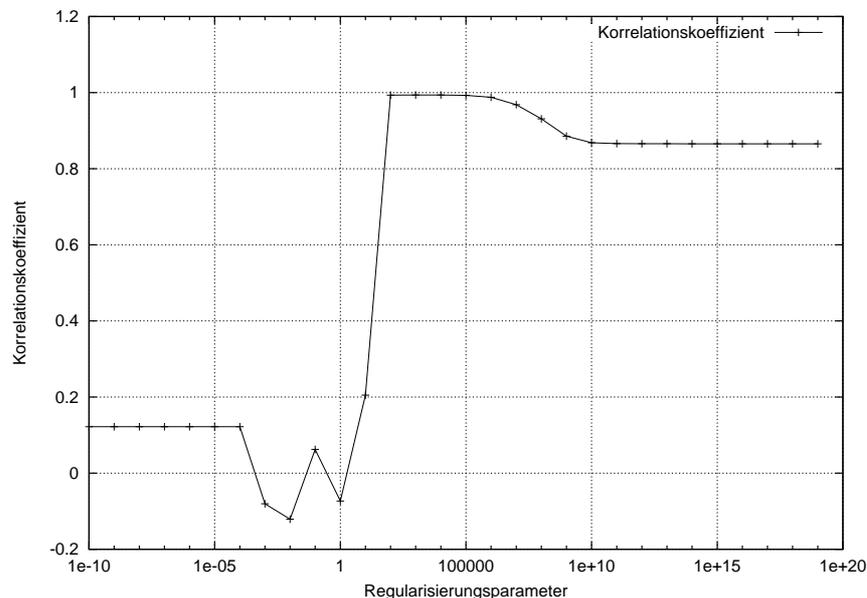


Abbildung 2.13.: Korrelationskoeffizient abh. vom Regularisierungsparameter

dem Regularisierungsparameter näher zu betrachten, wurden als Beispiel bei einer Standard-Situation (vgl. Abb. 3.1, erst in Kapitel 3 näher erläutert) Simulationen

durchgeführt, wobei die Korrelation für verschiedene Regularisierungsparameter berechnet wurde. Den Graph in der Abbildung 2.13, der die Ergebnisse der Simulation darstellt, kann man grob in drei Abschnitte einteilen. In dem ersten Teil mit Regularisierungsparametern von  $\lambda < 10$  ist der Korrelationskoeffizient sehr niedrig. Das tatsächlich angeregte Muster erscheint stark verrauscht, so dass man es kaum erkennen kann. Beim Übergang in den zweiten Abschnitt steigt der Korrelationskoeffizient steil an und erreicht bei  $\lambda = 10^2$  einen Wert von annähernd 1. Hier erkennt man mit dem bloßen Auge keinen Unterschied zwischen dem gewünschten Anregungsmuster und dem tatsächlich angeregten Muster. Erst bei  $\lambda = 10^6$  sinkt der Korrelationskoeffizient. Anschließend fällt die Korrelation auf ca. 85% und bleibt dann annähernd konstant. In diesem letzten Abschnitt wirkt das angeregte Muster verschmiert, man kann die Form jedoch noch erkennen.

## 2.3. Zusammenfassung von Kapitel 2

In diesem Kapitel wurden die für diese Arbeit notwendigen Grundlagen erläutert. In 2.1 wurde das Prinzip der Magnetresonanz und die schnelle Bildgebung beschrieben (vgl. 2.1.7). Zur Optimierung bestimmter MRT-Anwendungen wird zur Zeit an der Methode Transmit SENSE gearbeitet, um die Sendezeit von HF-Pulsen zu verkürzen. In 2.2 wurden die theoretischen Grundlagen dazu dargestellt. Es wurde ein Überblick gegeben, wie durch das Senden von verschiedenen mehrdimensionalen HF-Pulsen durch mehrere Spulen ein gewünschtes Muster angeregt werden kann und dabei die Pulse um den Faktor der Anzahl der Sendespulen reduziert werden können. Dadurch wird die Sendezeit verkürzt. Ein wichtiger Aspekt bei dieser Betrachtung ist die Regularisierung bei der spiralförmigen Trajektorie.

Nach den Grundlagen von MR und Transmit SENSE, die in diesem Kapitel vermittelt wurden, werden in den nächsten Kapiteln die Simulationen dieser Arbeit vorgestellt, die zur Ermittlung der im Patienten induzierten Leistung durchgeführt wurden.

### 3. Simulation linearer Sensitivität

Die bei Transmit SENSE eingesetzten Sendespulen geben wie Antennen eine Leistung an ihre Umgebung ab, die im Patienten eine Erwärmung des Gewebes verursacht. Eine zu hohe Leistung würde zu einer inakzeptablen Temperaturerhöhung und damit zu einer Schädigung des Gewebes führen. In dieser Arbeit soll durch Simulationen untersucht werden, unter welchen Bedingungen sich die Leistung erhöht und in welchen Größenordnungen die Leistung ansteigt. Die in diesem und den nächsten Kapiteln simulierten Fälle wurden alle mit zwei Spulen durchgeführt, um den Rechenaufwand möglichst gering zu halten.

In diesem Kapitel wird als einfaches Modell die Spulensensitivität als linear angenommen. Die Sensitivität ist proportional zu dem Flipwinkel, der bei einer Einspeisung der Spule von kleinen Spannungen entsteht. Im ersten Abschnitt wird die Spulenanordnung näher beschrieben. In den darauf folgenden Abschnitten werden die Berechnungen und die C-Programme vorgestellt, die für die Simulationen (z.T. im Rahmen dieser Arbeit) geschrieben wurden. Im Abschnitt 3.2 werden die Ergebnisse für den Fall einer spiralförmigen Trajektorie vorgestellt. Für die Untersuchungen werden verschiedene Spulenparameter variiert und die dadurch veränderte Leistungsstärke wird in den Unterabschnitten diskutiert. Die Grundeinstellung der Spulenanordnung ist in den Abbildungen 3.1 und 3.2 dargestellt.

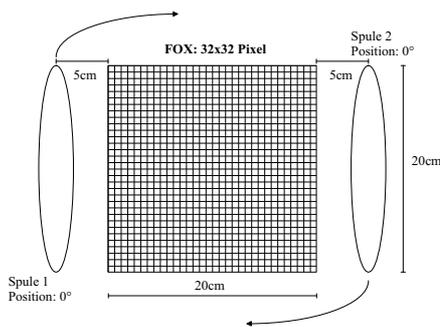


Abbildung 3.1.: Szenario 1:  
Grundeinstellung der Spulenanordnung, beide Spulen bewegen sich ( $\varphi_1 = \varphi_2 > 0^\circ$ )

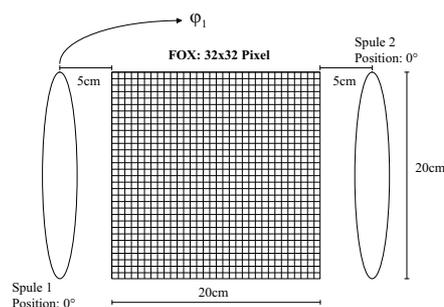


Abbildung 3.2.: Szenario 2:  
Grundeinstellung der Spulenanordnung, nur Spule 1 bewegt sich ( $\varphi_1 > 0^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$ )

Wegen der manuellen Platzierung der Spulen in der Praxis ist der Winkel ein wichtiger Parameter. In 3.2.1 wird zuerst der Winkel zwischen den Spulen (vgl. Abb. 3.2) und relativ zum FOX (vgl. Abb. 3.1) verändert. Anschließend werden die Spulensensitivitäten betrachtet (vgl. 3.2.2). Im Abschnitt 3.3 werden die Simulationen aus 3.2 für die kartesische Trajektorie wiederholt. Abschließend wird in 3.4 eine kurze Zusammenfassung dieses Kapitels gegeben.

## 3.1. Simulationsbeschreibung

### 3.1.1. Spulenanordnung

Die Grundeinstellungen der Spulenanordnung für die beiden verschiedenen Szenarien werden in den Abbildungen 3.1 und 3.2 dargestellt. Die Spulen stehen sich auf den Positionen  $\varphi_1 = 0^\circ$  und  $\varphi_2 = 0^\circ$  gegenüber. Das dazwischenliegende, anzuregende FOX besitzt bei den Simulationen, um den Rechenaufwand gering zu halten, eine Datenmatrixgröße von  $32 \times 32$  (in der Praxis:  $32 \times 32$  oder  $64 \times 64$ ). Es wird zunächst eine spiralförmige Trajektorie verwendet. Die Sensitivität (vgl. Abb. 3.3) wird bei den Untersuchungen der spiralförmigen Trajektorie nur durch die linear abfallende Amplitude realisiert. Die Amplitude wird in der Abbildung durch die Helligkeit wiedergegeben. Bei der kartesischen Trajektorie wird zusätzlich die Phase betrachtet. Die Spulensensitivitäten verlaufen linear mit den verwendeten numerischen Werten von 0,6 pro Pixel Steigung und einem Offset von 60. Als Anregungsmuster wird ein konstanter Kreis mit einem Radius von 8 Pixeln (vgl. Abb. 3.4) gewählt.

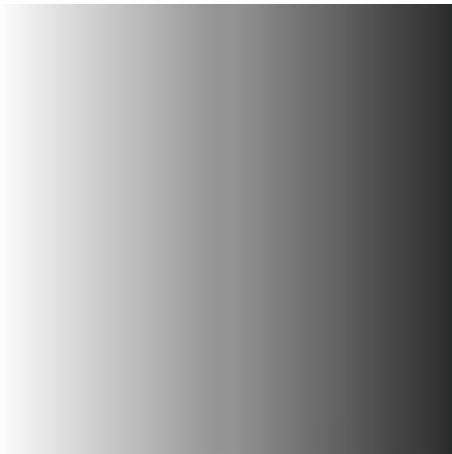


Abbildung 3.3.: Grundeinstellung:  
Sensitivität  
der Spule 1  
bei  $\varphi_1 = 0^\circ$

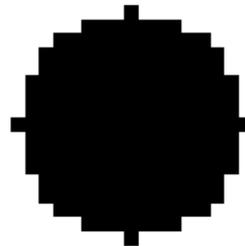


Abbildung 3.4.: Grundeinstellung:  
Kreis als  
Anregungsmuster;  
Radius von 8  
Pixel

### 3.1.2. Leistungsberechnung

In diesem und im nächsten Kapitel der Arbeit wird die im FOX angeregte Leistung durch die Leistung, die die Spulen abgeben, abgeschätzt. Dies entspricht nicht der Realität, da nicht die gesamte Leistung zu der Erwärmung im Patienten führt, stellt aber eine erste Näherung dar. In Kapitel 5 wird eine realistischere Berechnung der Leistung angewendet. Zunächst wird die Leistung wie folgt berechnet.

$$Q_r = \text{const} \int_0^T p_r^2(t) dt \quad (3.1)$$

$$Q_{ges} = \sum_{r=1}^R Q_r \quad (3.2)$$

- $T$ : Pulsdauer
- $p_r(t)$ : Pulse der einzelnen Spulen
- $\text{const}$ : konstanter Faktor
- $Q_r$ : Leistung für die einzelnen Spulen
- $Q_{ges}$ : Gesamtleistung
- $R$ : Anzahl der Spulen

Die Energie im Puls  $p_r(t)$  entspricht dem Spannungsverlauf, der während eines Pulses an der Spule  $r$  anliegt.

### 3.1.3. Programmablauf

Die für die Berechnung der Einflüsse der verschiedenen Parameter notwendigen Simulationen wurden mithilfe mehrerer C-Programme durchgeführt. Ein Überblick über die Abläufe der Programme ist im Anhang A.2 zu finden. Die grau unterlegten Programme wurden im Rahmen dieser Arbeit erstellt.

Um die Simulation zu starten, ruft man ein initiales shellsript-Programm auf. Dieses startet zuerst ein C-Programm, welches die Spulensensitivitäten für das zu betrachtende FOX berechnet. Man kann hier unterschiedliche Optionen wählen. In diesem Kapitel wurde die Form der Sensitivität als linear abfallend gewählt. Hierbei kann die Steigung und der Offset der Sensitivität variiert werden (vgl. 3.2.2). Auch die Variation des Winkels ergibt für das zu betrachtende FOX eine jeweils unterschiedliche Verteilung der Sensitivität. Anschließend wird ein weiteres shellsript-Programm aufgerufen, in dem nacheinander mehrere C-Programme durchlaufen werden. Zuerst werden die Spulensensitivitäten interpoliert, damit im k-Raum die Dichte ausreichend groß ist. In den nächsten zwei Programmen werden die volle und die reduzierte Trajektorie, je nach der gewählten Option, berechnet oder eingelesen. Außerdem wird hier das gewünschte Anregungsmuster erzeugt. Nun werden die durch Transmit SENSE reduzierten Pulsformen berechnet. In dem nächsten Programm wird das mit den reduzierten Pulsen angeregte Muster erstellt. Zuletzt wird noch die Korrelation zwischen dem eben berechneten Bild und dem gewünschten Anregungsmusters bestimmt. Damit ist das innere

shellscript-Programm durchlaufen. Mit den reduzierten Pulsen wird nun im anschließenden C-Programm die Gesamtleistung (vgl. Gl. 3.1) berechnet und ausgegeben. Die eben beschriebene Programm-Abfolge wird für die eingestellten Werte vom Regularisierungsparameter und Winkel (oder des jeweiligen variierten Spulenparameters) dementsprechend oft wiederholt. Die Leistungswerte werden mit dem Winkel, dem Regularisierungsparameter und dem Korrelationskoeffizienten in einer Datei abgelegt, die von dem folgenden Programm ausgewertet wird. Es extrahiert für jeden Winkel bzw. den jeweiligen variierten Parameter die Ergebnisse mit den optimalen Regularisierungsparametern. Anschließend können die Ergebnisse auf das Maximum, Minimum oder einen eingegebenen Wert normiert werden.

### 3.1.4. Regularisierung

Bei den nun folgenden Darstellungen wurden die oben beschriebenen Programme mit den zu untersuchenden Parametern durchlaufen. Die Leistung wurde - in einigen Fällen normiert - abhängig von dem zu untersuchenden Parameter graphisch ausgewertet.

Betrachtet man zunächst die Leistung abhängig von dem Regularisierungsparameter bei der spiralförmigen Trajektorie (vgl. Abb. 3.5), erkennt man die große Abhängigkeit der Leistung vom Regularisierungsparameter, die sich in den in 2.2.3 erläuterten drei Abschnitten zeigt.

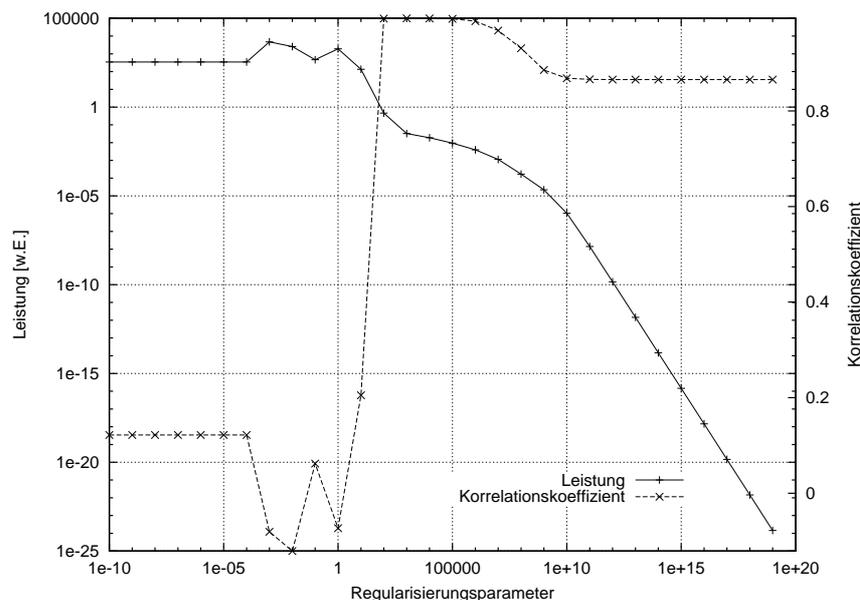


Abbildung 3.5.: Leistung und Korrelationskoeffizient abh. vom Regularisierungsparameter bei der spiralförmigen Trajektorie

Mit den Bildern, die eine Korrelation von fast 1 aufweisen sollen, befinden wir uns im zweiten Abschnitt (Regularisierungsparameter= $10^2$  bis  $10^6$ ). Hier scheint der Leistungsverlauf noch als annähernd konstant, während im ersten Teil die Leistung höher ist und schwankt und im dritten Abschnitt die Leistung im doppelt logarithmischen Maßstab linear abfällt. Jedoch auch in dem zweiten Bereich sollte man den Abfall der Kurve wegen des doppelt logarithmischen Maßstabes nicht unterschätzen. Eine Änderung des Regularisierungsparameter von  $10^2$  auf  $10^6$  hat eine Verminderung der Leistung um einen Faktor von ca. 100 zur Folge (vgl. Abb. 3.6).

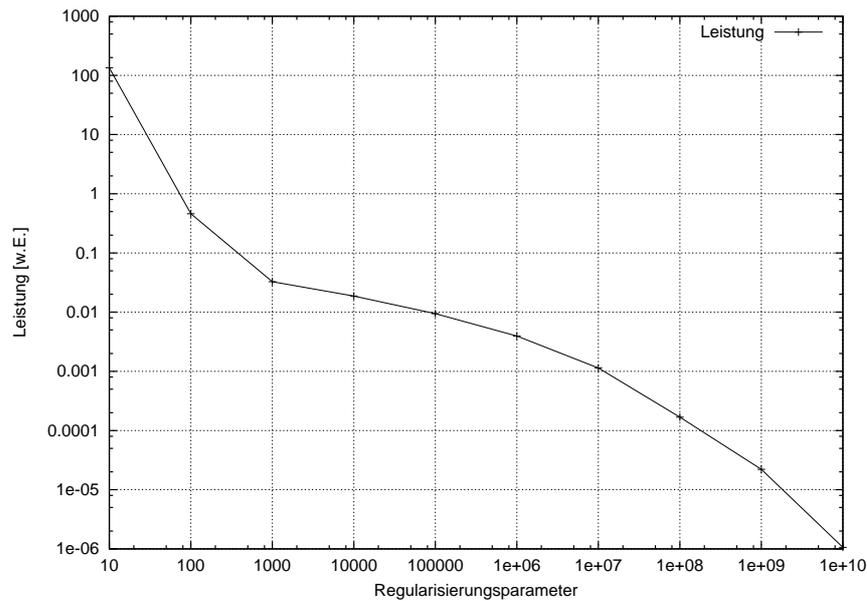


Abbildung 3.6.: Leistung abh. vom Regularisierungsparameter, vergrößerter Ausschnitt von Abb. 3.5

Daher wird im Folgenden mit den Werten weitergearbeitet, die den höchsten Regularisierungsparameter mit einem Korrelationskoeffizienten noch größer als 0,99 aufzuweisen haben, da bei dieser Korrelation noch kein Unterschied zwischen dem gewünschten und dem tatsächlich angeregten Muster zu erkennen ist.

Bei der kartesischen Trajektorie entfällt die Regularisierung. Mit einem Regularisierungsparameter von 0 erhält man eine Korrelation von 1. Erst ab einem Regularisierungsparameter von ca.  $10^7$  fällt der Korrelationskoeffizient ab (vgl. Abb. 3.7). Auch die Leistung beginnt erst ab da wesentlich abzusinken.

In den nächsten Unterkapiteln werden die oben erwähnten Parameter in den beschriebenen Simulationen einzeln durchlaufen, während der Leistungsverlauf betrachtet wird. Zunächst erfolgt dies für die spiralförmige Trajektorie und in Abschnitt 3.3 für die kartesische Trajektorie.

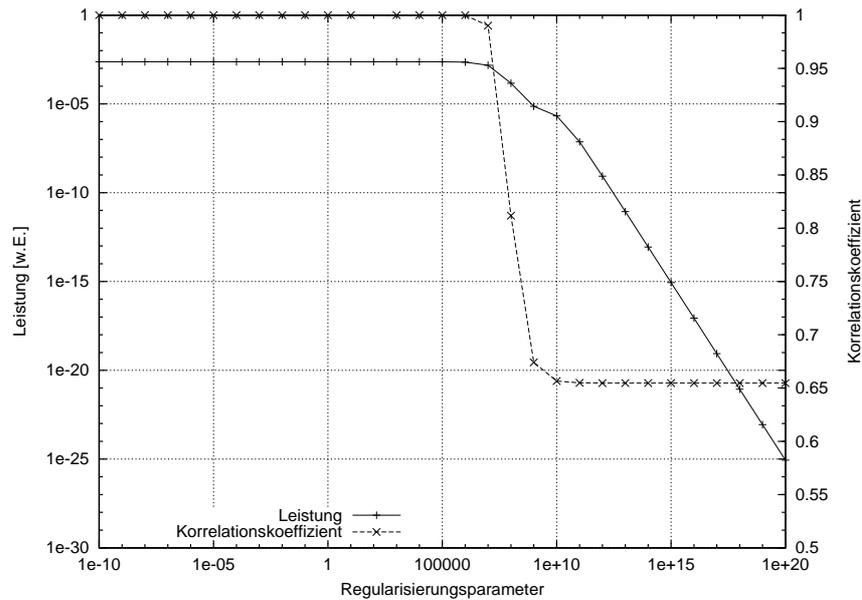


Abbildung 3.7.: Leistung und Korrelationskoeffizient abh. vom Regularisierungsparameter bei der kartesischen Trajektorie

## 3.2. Ergebnisse für die spiralförmige Trajektorie

### 3.2.1. Variation des Winkels

Zuerst wird die Position der Spulen relativ zum FOX verändert. Bezeichnet man die Grundeinstellung mit den Winkeln  $\varphi_1 = 0^\circ$  und  $\varphi_2 = 0^\circ$ , so drehen sich die Spulen (beide gleichzeitig) um den Mittelpunkt des FOX (vgl. Abb. 3.1) auf die  $180^\circ$  zu (wieder Grundeinstellung, nur dass die beiden Spulen untereinander getauscht haben). Eigentlich geht man davon aus, dass die Leistung konstant bleiben sollte, da die spiralförmige Trajektorie fast rotationssymmetrisch ist (vgl. Abb. 2.10). Die Abbildung 3.8 zeigt jedoch eine Schwankung der Leistungsamplitude von ca. -5% bis +9%, also insgesamt ca. 15%. Diese Abweichungen erklären sich durch die nicht vollständige Rotationssymmetrie des quadratischen FOX, der Trajektorie und des Anregungsmusters, die einen unerwartet starken Einfluss zeigen.

Daher wird der Winkel nochmals durchlaufen, jedoch wird für diese Simulation das quadratische FOX durch ein kreisförmiges FOX ersetzt, dessen Durchmesser der Seitenlänge entspricht. Der dazugehörige Leistungsverlauf ist in der Abbildung 3.9 dargestellt. Der Leistungsverlauf ist nun symmetrisch zu einer gedachten Spiegelachse bei  $90^\circ$ , schwankt jedoch ebenfalls um ca. 15%. Bei dem zweiten Graph der Abbildung 3.9 wurde zusätzlich die spiralförmige Trajektorie durch eine nur aus Kreisen bestehende Trajektorie ersetzt. Der Leistungsverlauf zeigt, dass die Werte bei  $0^\circ$ ,  $90^\circ$  und  $180^\circ$  gleich sind und sonst nur um 0,1% wegen der Rotationsasymmetrie des Anregungsmusters abweichen. Der größte Teil der

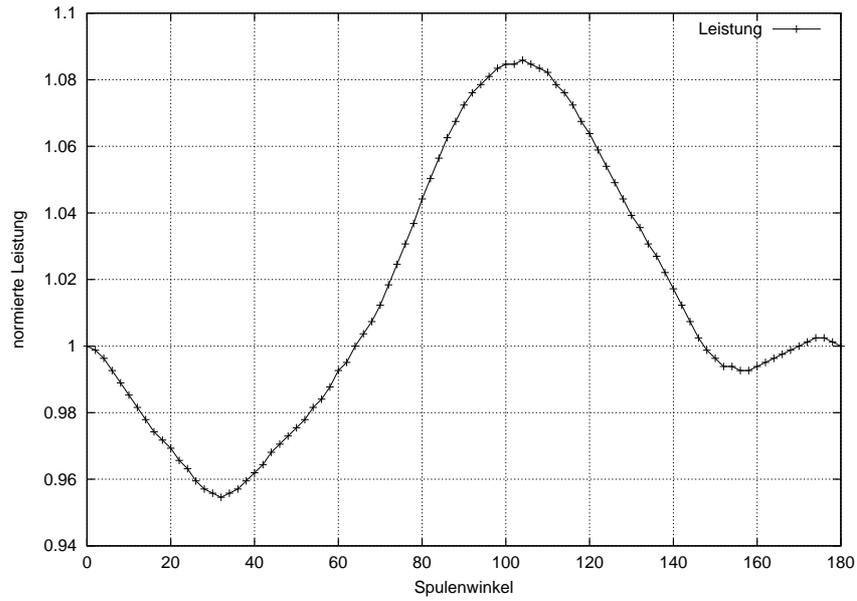


Abbildung 3.8.: Leistung abh. vom Spulenwinkel bei spiralförmiger Trajektorie und quadratischem FOX

Leistungsvariation in der Abbildung 3.8 wird also durch die Asymmetrie der Trajektorie verursacht. Der restliche Anteil besteht aus der Rotationsasymmetrie aufgrund der Pixelbeschaffenheit des FOX und des Anregungsmusters.

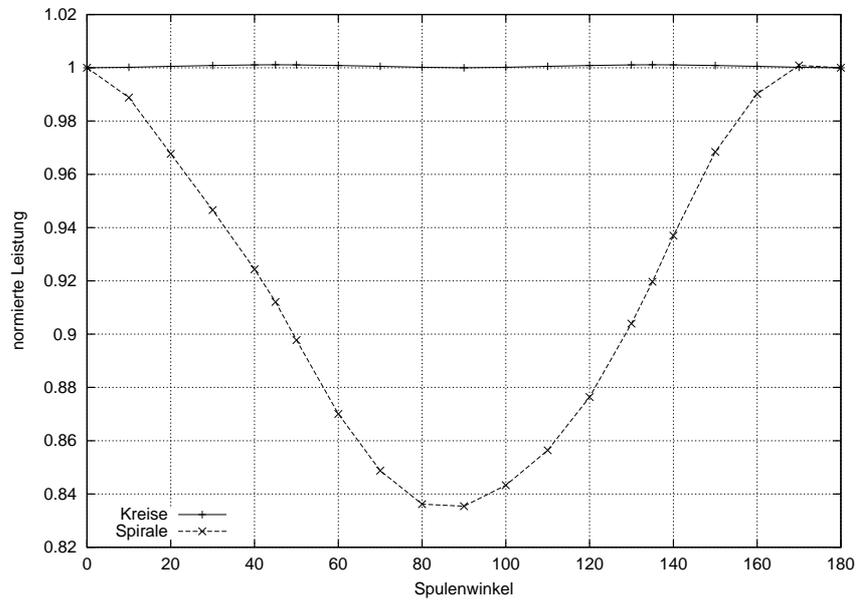


Abbildung 3.9.: Leistung abh. vom Spulenwinkel und der Trajektorie bei kreisförmigem FOX

In der Praxis werden keine Kreistrajektorien angewandt, daher muss man eine Toleranz von ca. 15% akzeptieren. Bei den ganzen Inhomogenitäten und Störungen, die die Untersuchung beeinflussen, fallen solche Schwankungen nicht groß ins Gewicht.

Für das zweite Szenario lässt man die eine Spule an ihrer Position  $\varphi_2 = 0^\circ$  stehen, während die andere um den Mittelpunkt des FOX auf die feststehende Spule zu gedreht wird (vgl. Abb. 3.2). Die Leistung steigt langsam an. Befinden sich die Spulen dicht beieinander, schnell die Leistung stark nach oben und der Korrelationskoeffizient sinkt (vgl. Abb. 3.10). Liegen die beiden Spulen übereinander, so decken sich auch ihre Sensitivitäten. Sie wirken wie nur eine Spule, mit der man alleine das Anregungsmuster mit den reduzierten Pulsen nicht erzielen kann. Die Sensitivitätsmatrix ist so schlecht gestellt (vgl. Gl. 2.15), dass man trotz hoher Regularisierung keine akzeptable Korrelation erlangt. Daher steigt die Leistung stark an.

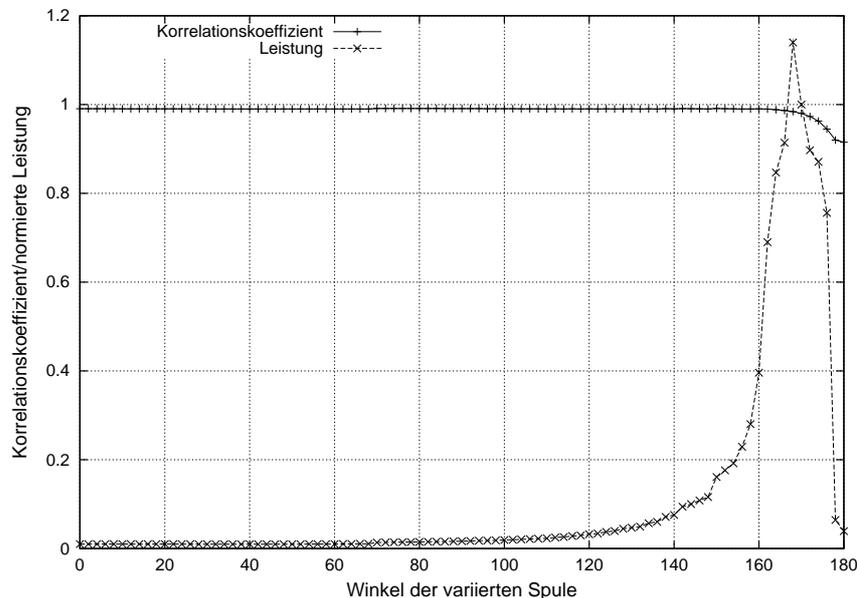


Abbildung 3.10.: Leistung abh. vom Winkel zw. den Spulen

Betrachtet man nun den langsamen Anstieg der Leistung genauer (vgl. Abb. 3.11), kann man die prozentuale Erhöhung der Leistung in Bezug auf die Leistung bei der Grundeinstellung bestimmen. Man gibt die 10%-, 50%- und 100%-Grenzen an. Diese liegen in dem Fall bei ca.  $50^\circ$ ,  $80^\circ$  und  $100^\circ$ .

Daraus lässt sich schlussfolgern, dass man die Spule, die im Optimalfall im  $180^\circ$ -Winkel zu der zweiten Spulen liegen sollte, um ca.  $\pm 50^\circ$  bewegen kann, ohne dass ein Leistungsanstieg über 10% die Folge wäre.

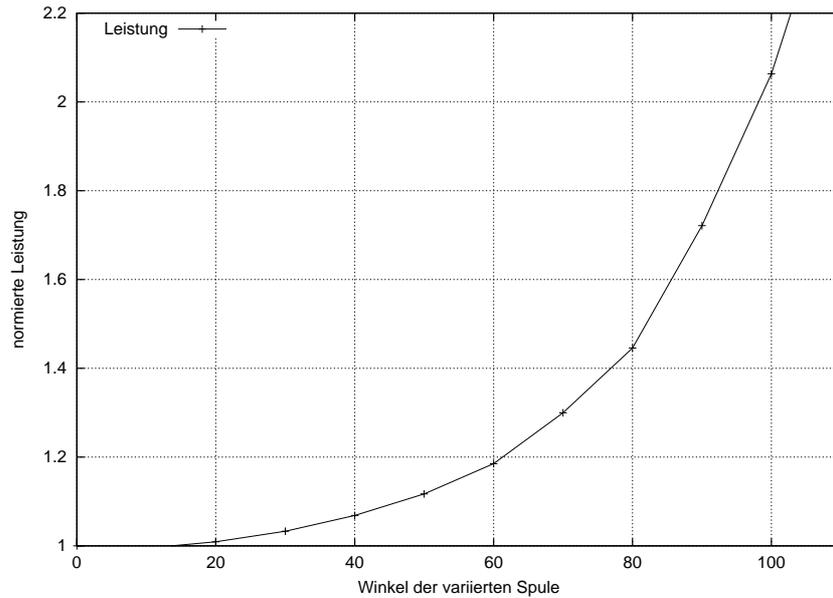


Abbildung 3.11.: Leistung abh. vom Winkel zw. den Spulen, vergrößerter Ausschnitt von Abb. 3.10

### 3.2.2. Variation der Sensitivität

Wie schon erwähnt, wurden die hier betrachteten Spulen durch eine linear abfallende Sensitivität simuliert. Sie besitzt also zwei Parameter: die Steigung  $a$  und den Offset  $b$ .

$$S(\vec{x}) = a\vec{x} + b \quad (3.3)$$

Definiert man einen Faktor  $q$  zur Skalierung der Sensitivität, der sowohl mit der Steigung als auch mit dem Offset multipliziert wird, ergibt sich

$$S(\vec{x}) = q(m\vec{x} + 1) \quad , \text{ wobei} \quad (3.4)$$

$$a = qm \quad (3.5)$$

$$b = q \quad (3.6)$$

Im vorliegenden Fall ist es wegen der Anschaulichkeit passender, statt der Parameter  $a$  und  $b$  die Parameter  $q$  und  $m$  zu variieren. Die Sensitivität der beiden Spulen in der Grundeinstellung wurde mit verschiedenen Werten des Faktors  $q$  skaliert. Die dabei benötigte Leistung, um den Kreis anzuregen, zeigt in Abhängigkeit des Skalierungsfaktors ein Verhalten von  $1/q^2$  auf (vgl. Abb. 3.12). Dieses Verhalten lässt sich mit den schon erwähnten Formeln erklären. Multipliziert man die Sensitivität  $S_r$  mit  $q$ , muss  $P_r$  um den Faktor  $1/q$  kleiner werden, da sich das gewünschte Anregungsmuster  $P_{des}$  nicht verändert (vgl. Gl. 3.7). Für die Leistungsberechnung

wird  $p_r$  quadriert (vgl. Gl. 3.8), demnach auch  $1/q$ , was zum Verhältnis  $1/q^2$  führt.

$$P_{des} = q S_r \frac{1}{q} P_r \quad (3.7)$$

$$Q_r \sim \left( \frac{1}{q} p_r \right)^2 \quad (3.8)$$

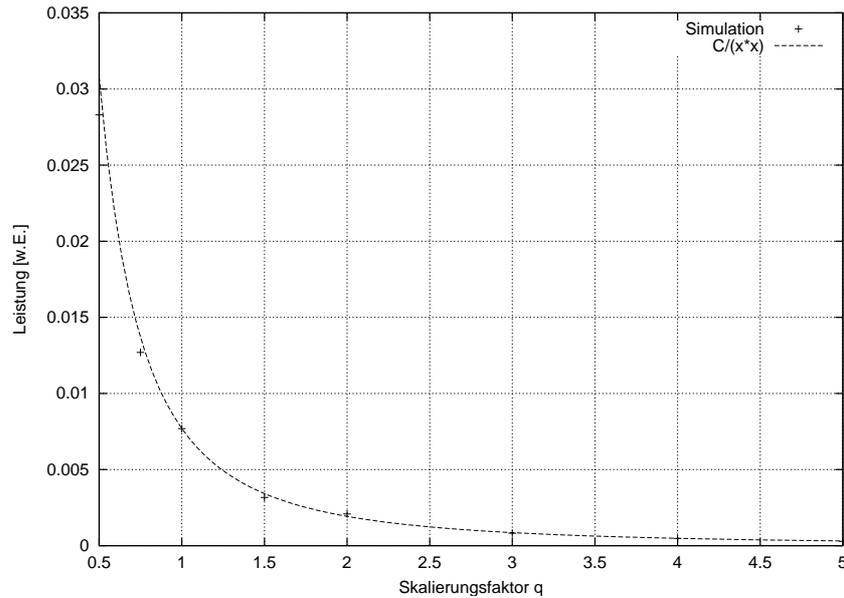
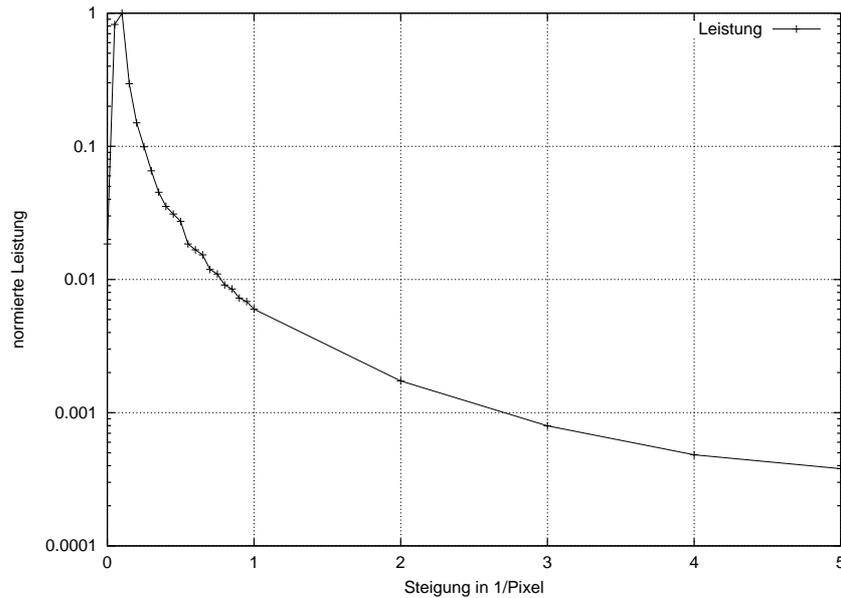


Abbildung 3.12.: Leistung abh. vom Skalierungsfaktor  $q$ , entspricht  $1/q^2$

Die Gesamtsensitivität einer realen Spule, die dem Faktor  $q$  entspricht, nimmt mit dem Abstand ab. Daher sollte die Spule so dicht wie möglich am Patienten platziert sein, um die notwendige Leistung zu minimieren.

Betrachtet man nun als weiteren Parameter die Steigung (vgl. Abb. 3.13), hat die Leistung bei einer geringen Steigung von ca. 0,1 pro Pixel ein Maximum, wobei hier jedoch der Korrelationskoeffizient unter 0,99 liegt. Danach fällt die Leistung mit größer werdender Steigung ab und scheint keinen Grenzwert anzustreben.

Um so wenig wie möglich Leistung in den Patienten einzuspeisen, sollte eine möglichst hohe Steigung der Sensitivität erreicht werden. Bei realen Spulen fällt auch die Steigung der Sensitivität mit dem Abstand ab. Also bestätigt dieser Aspekt, dass die Spule so dicht wie möglich an dem Patienten positioniert sein sollte.

Abbildung 3.13.: Leistung abh. von der Steigung  $m$ 

### 3.3. Ergebnisse für die kartesische Trajektorie

Die spiralförmige Trajektorie wird nun durch eine kartesische ersetzt. Die Faltungsrichtung liegt parallel zu den Spulen in der Grundeinstellung, d.h. die nacheinander abgefahrenen Zeilen der Trajektorie verlaufen parallel zu den Spulen in den Positionen  $\varphi_1 = 0^\circ$  und  $\varphi_2 = 0^\circ$ . Die Amplitude der Sensitivität verläuft also senkrecht zur Faltungsrichtung. Da die kartesische Trajektorie keine Rotationssymmetrie aufweist, wird hier auch die Phase der Sensitivität, die eine zentrale Rolle trägt, zur Betrachtung herangezogen. Es wird angenommen, dass die Phase um  $90^\circ$  zu der Amplitude verschoben vorliegt, damit die simulierte Sensitivität der einer realen Spule möglichst ähnlich ist.

Wird die Leistung der Sensitivität, die nur aus der Amplitude besteht, betrachtet, wird sie im Folgenden  $Q_{ges}^A$  genannt und für die Leistung der Phase der Sensitivität wird  $Q_{ges}^P$  eingeführt. Besteht die Sensitivität aus Amplitude und Phase, wird die Leistung mit  $Q_{ges}^{AP}$  bezeichnet.

Ein weiterer Unterschied bei der kartesischen Trajektorie ist, dass wie in der Abbildung 3.7 gezeigt keine Regularisierung nötig wird. Mit einem Regularisierungsparameter von 0 erhält man Korrelationskoeffizienten von 1. Daher entfällt hier das Programm zur Extrahierung der Werte mit dem optimalen Korrelationskoeffizient.

#### 3.3.1. Variation des Winkels

Zuerst wird wieder der Winkel der Spulen  $\varphi_1 = \varphi_2$  relativ zum FOX von  $0^\circ$  bis  $180^\circ$  variiert (vgl. Abb. 3.1). Die Leistung  $Q_{ges}^{AP}$  hat bei  $90^\circ$  ihr Minimum und steigt bei  $0^\circ$

und  $180^\circ$  auf das 40-fache (vgl. Abb. 3.14). Die Leistung  $Q_{ges}^P$  zeigt einen ähnlichen Verlauf, der aber zu den Winkeln  $0^\circ$  und  $180^\circ$  eine stärkere Steigung aufweist. Dies wird durch  $Q_{ges}^A$  kompensiert. Sie hat bei  $0^\circ$  und  $180^\circ$  ihre Minima. Bewegt man die Spule auf  $90^\circ$  zu, steigt die Leistung an, bis sie bei  $90^\circ$  divergiert. Man erkennt hieraus, dass sich der Teil der Sensitivität durchsetzt, der senkrecht zu der Faltungsrichtung der Trajektorie verläuft. Daher hat  $Q_{ges}^{AP}$  bei  $90^\circ$  ihr Minimum und steigt zu  $0^\circ$  und  $180^\circ$  an, jedoch nicht so extrem wie  $Q_{ges}^P$ . Man erkennt hieraus den

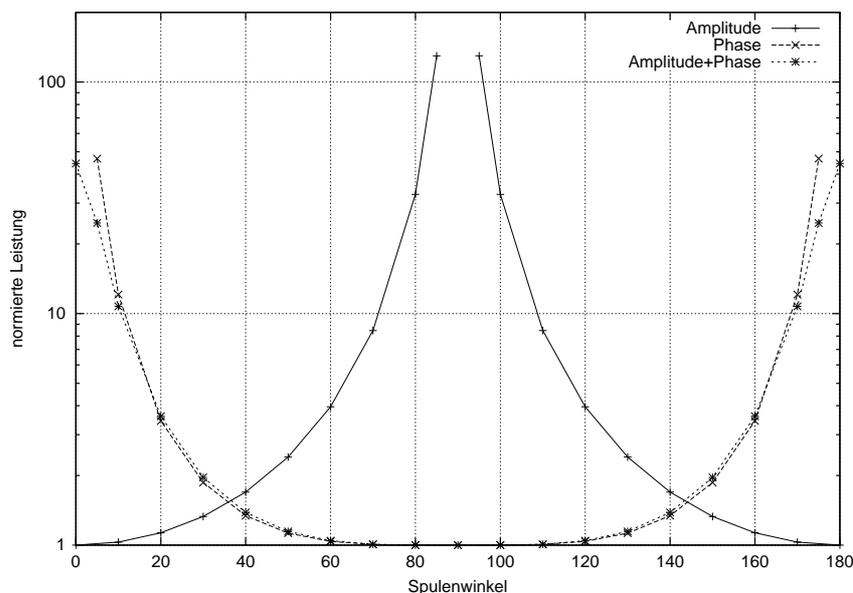


Abbildung 3.14.: Leistung abh. vom Spulenwinkel bei einer kartesischen Trajektorie

starken Einfluss der Phase, der natürlich von den gewählten Parametern Steigung  $m$  und  $q$  abhängt. In der Grundposition der Spulen bei  $\varphi_1 = 0^\circ$  und  $\varphi_2 = 0^\circ$  verläuft die Phase parallel zu der Faltungsrichtung der Trajektorie, die Amplitude der Sensitivität liegt senkrecht dazu. Daher ist in dieser Position die Amplitude alleine für die Ergänzung des  $k$ -Raumes zuständig. Beim Leistungsminimum stehen die Spulen bei  $\varphi_1 = 90^\circ$  und  $\varphi_2 = 90^\circ$ . Hier verläuft nun die Sensitivität der Amplitude in die gleiche Richtung wie die Faltung, somit hat die Amplitude keinen Einfluss. Stattdessen erfolgt die Ergänzung des  $k$ -Raumes durch die Phase, die nun senkrecht dazu verläuft.

In dem nächsten Graph (vgl. Abb. 3.15) ist die Leistung abhängig vom Winkel zwischen den beiden Spulen (vgl. Abb. 3.2) dargestellt. Die eine Spule bleibt also bei ihrer Position  $\varphi_2 = 0^\circ$ , während die andere sich mit einer Drehung  $\varphi_1 = 0^\circ$  bis  $180^\circ$  um den Mittelpunkt des FOX auf die feststehende Spule zubewegt. Einige Randwerte werden nicht mit dargestellt, da ihr Korrelationskoeffizient zu niedrig war. Man erkennt hier, dass sich bei diesen gewählten Optionen der Sensitivität die Phase gegenüber der Amplitude wieder durchsetzt. Der Verlauf der Phase spiegelt sich im Verlauf der Amplitude + Phase wider. Auch hier sieht man, dass sich die

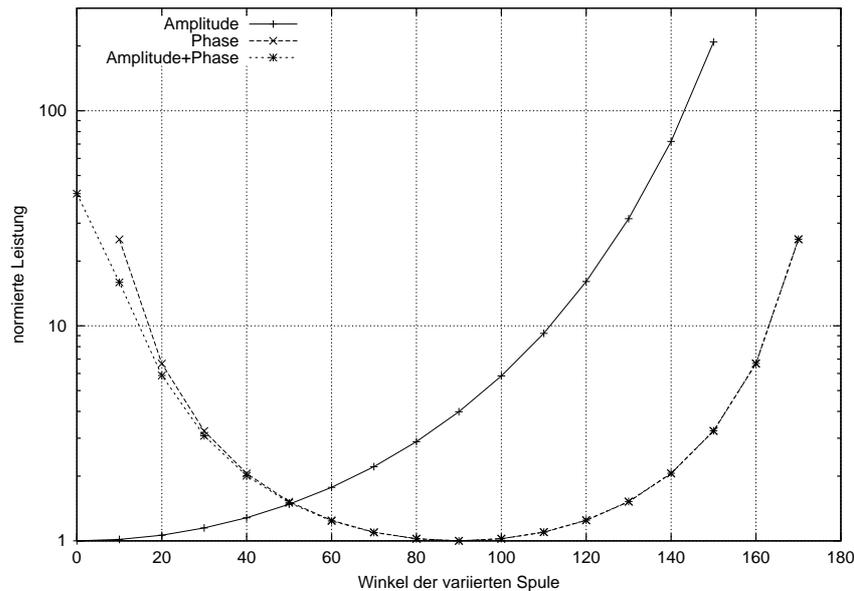


Abbildung 3.15.: Leistung abh. vom Winkel zw. den Spulen bei einer kartesischen Trajektorie

Spule bei  $90^\circ$  in der günstigsten Position befindet. Die Leistung  $Q_{ges}^A$  nimmt den schon durch die spiralförmige Trajektorie bekannten Verlauf (vgl. Abb. 3.10) an.

Wie in 3.2.1 wird hier die prozentuale Erhöhung der Leistungen ( $Q_{ges}^A$  und  $Q_{ges}^{AP}$ ) zur Leistung bei der Grundeinstellung mittels der 10%-, 50%- und 100%-Grenzen bestimmt. Zuerst wird  $Q_{ges}^A$  betrachtet, sie ist bei  $\varphi_1 = \varphi_2 = 0^\circ$  am geringsten. Die Leistung steigt bei  $\varphi_1 = 25^\circ$  um 10% an. Bei  $\varphi_1 = 50^\circ$  erhöht sich  $Q_{ges}^A$  um 50% und verdoppelt sich bei  $\varphi_1 = 65^\circ$ . Für  $Q_{ges}^{AP}$  liegt die optimale Spulenordnung bei  $\varphi_1 = 90^\circ$  und  $\varphi_2 = 0^\circ$ , da hier  $Q_{ges}^{AP}$  am niedrigsten ist. Bei  $\varphi_1 = 70^\circ$  und  $110^\circ$  steigt die Leistung um 10%, bei  $\varphi_1 = 50^\circ$  und  $130^\circ$  um 50% und bei  $\varphi_1 = 40^\circ$  und  $140^\circ$  hat die Leistung sich verdoppelt. Daher sollte man aus der optimalen Position der Spulen  $\varphi_1 = 90^\circ$  und  $\varphi_2 = 0^\circ$  die Spule 1 nicht mehr als  $\pm 20^\circ$  bewegen, um eine Erhöhung von  $Q_{ges}^{AP}$  von 10% nicht zu überschreiten.

Wie in der Abbildung 3.14 bei Betrachtung von  $Q_{ges}^{AP}$  zu sehen ist, ist die Position der Spulen  $\varphi_1 = 90^\circ / \varphi_2 = 90^\circ$  die der  $\varphi_1 = 0^\circ / \varphi_2 = 0^\circ$  wegen des Leistungsminimums zu bevorzugen.

Daher wird die Simulation startend bei der günstigen Spulenordnung ( $\varphi_1 = 90^\circ / \varphi_2 = 90^\circ$ ) wiederholt (vgl. Abb. 3.16), d.h.  $\varphi_2 = 90^\circ$  und  $\varphi_1 = 90^\circ$  bis  $270^\circ$ . Wie erwartet setzt sich bei  $\varphi_1 = 90^\circ$  die Phase gegenüber der Amplitude durch, da die Phase in dieser Position senkrecht zur Faltungsrichtung der Trajektorie verläuft, d.h.  $Q_{ges}^{AP}$  ist niedrig. Zwischen  $\varphi_1 = 90^\circ$  und  $180^\circ$  steigt  $Q_{ges}^P$ , während  $Q_{ges}^A$  sinkt. Bei  $\varphi_1 = 180^\circ$  und  $\varphi_2 = 90^\circ$  steht je eine Spule günstig für die Phase und die andere für die Amplitude. Bei der Spule 1 mit  $\varphi_1 = 180^\circ$  verläuft die Amplitude senkrecht zur Faltungsrichtung der Trajektorie, bei der anderen Spule mit  $\varphi_2 = 90^\circ$

verläuft die Phase senkrecht zur Faltungsrichtung. Daher liegt die Leistung bei beiden Verläufen  $Q_{ges}^A$  und  $Q_{ges}^P$  relativ niedrig. Betrachtet man  $Q_{ges}^{AP}$ , zeigt sie den typischen Leistungsverlauf von der spiralförmiger Trajektorie (vgl. Abb. 3.10).

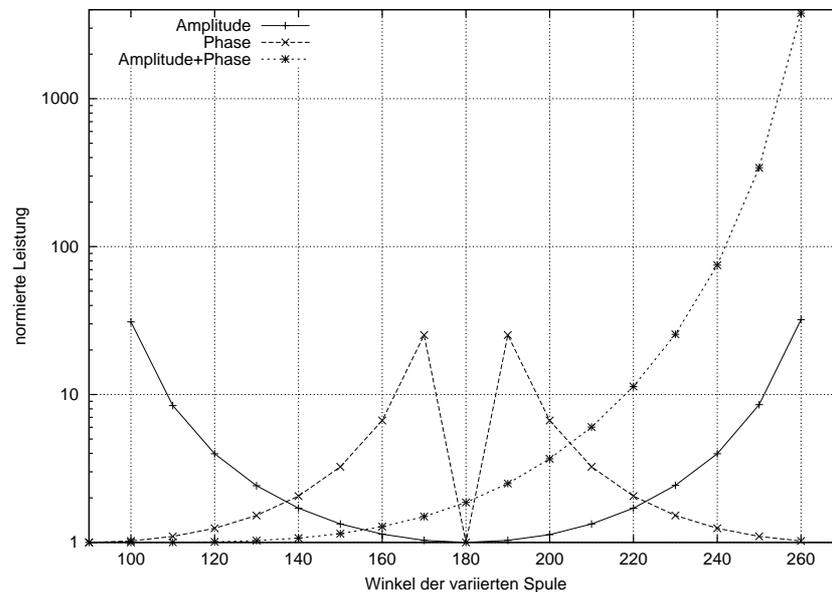


Abbildung 3.16.: Leistung abh. vom Winkel zw. den Spulen bei einer kartesischen Trajektorie

Auch hier werden die 10%-, 50%- und 100%-Grenzen der Leistungserhöhung angegeben. Die Leistung der Amplitude erhöht sich bei  $\varphi_1 = 165^\circ$  und  $195^\circ$  um 10%. Bei  $\varphi_1 = 145^\circ$  und  $215^\circ$  steigt sie um 50% an, verdoppelt hat sich  $Q_{ges}^A$  bei  $\varphi_1 = 135^\circ$  und  $225^\circ$ . Man sollte die eine Spule also nicht mehr als  $\pm 15^\circ$  bewegen, damit  $Q_{ges}^A$  die 10%-Grenze nicht übersteigt.

Für  $Q_{ges}^{AP}$  liegen die Spulen bei  $\varphi_1 = \varphi_2 = 90^\circ$  optimal. Bei  $\varphi_1 = 145^\circ$  steigt die Leistung um 10%, bei  $\varphi_1 = 170^\circ$  um 50% und bei  $\varphi_1 = 185^\circ$  verdoppelt sich  $Q_{ges}^{AP}$ . Um also  $Q_{ges}^{AP}$  nicht mehr als 10% zu erhöhen, darf die Spule 1 nicht weiter als  $\pm 55^\circ$  aus der optimalen Position von  $\varphi_1 = 90^\circ$  und  $\varphi_2 = 270^\circ$  bewegt werden.

### 3.3.2. Variation der Sensitivität

Der eben beschriebene starke Einfluss der Phase gegenüber der Amplitude bei  $\varphi_1 = 90^\circ/\varphi_2 = 90^\circ$  wird in der Ergebnis-Graphik der Simulation (vgl. Abb. 3.17) nochmals verdeutlicht. Die Leistung sinkt mit größer werdender Steigung der Phase ( $1/q^2$ -Verhalten, welches anhand der Formeln nicht nachvollzogen werden konnte). Eine Variation der Steigung der Amplitude hat jedoch bei dieser Winkeleinstellung keinen Einfluss (vgl. 3.3.1). Die Leistungswerte sind für die verschiedenen Steigungen der Amplitude gleich, da die Amplitude in der Position  $\varphi_1 = 90^\circ/\varphi_2 = 90^\circ$  parallel zu der Faltungsrichtung der Trajektorie liegt und dadurch keinen Einfluss besitzt.

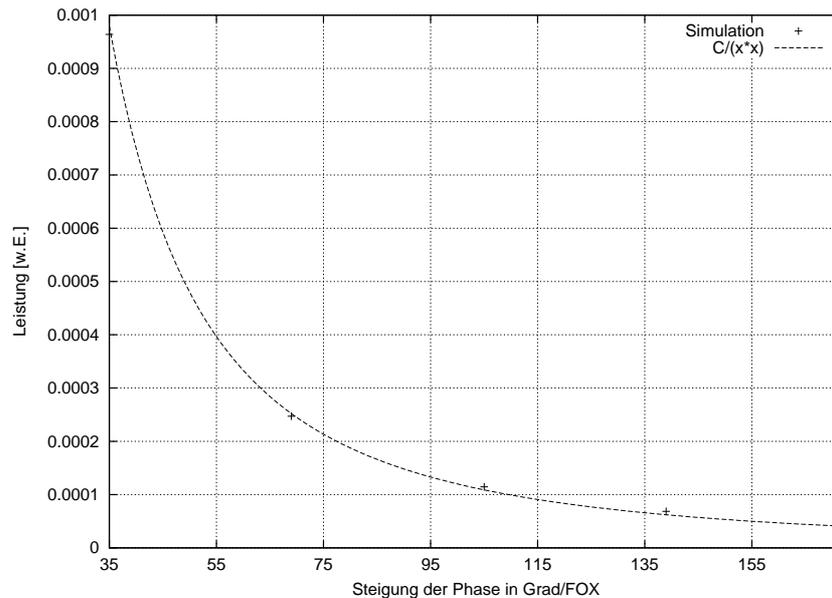


Abbildung 3.17.: Leistung abh. von der Steigung der Phase bei einer kartesischen Trajektorie

Aufgrund des stetigen Leistungsabfalls bei größer werdender Steigung der Phase (vgl. Abb. 3.14) sollte beim späteren Spulenbau eine möglichst steile Steigung der Phase realisiert werden.

### 3.4. Zusammenfassung von Kapitel 3

In diesem Kapitel wurden die ersten Simulationen mit ihren Ergebnissen vorgestellt, wobei die Spulensensitivitäten als linear abfallend angenommen wurden.

Zunächst wurde ein Überblick über die Leistungsberechnung und die für die Simulationen benötigten Programme, sowie eine Beschreibung der Parametereinstellungen gegeben. Anschließend wurden der Winkel und die Sensitivität bei der spiralförmigen (vgl. 3.2) und bei der kartesischen Trajektorie (vgl. 3.3) variiert. Bei der spiralförmigen Trajektorie zeigte sich, dass die beiden Spulen sich gegenüber stehen sollten, wobei die Lage der Spulen relativ zum Ende der Trajektorie ebenfalls eine Rolle spielt (vgl. Abb. 3.9). In dem hier simulierten Fall, bei dem das Ende der Trajektorie bei  $\varphi_2 = 0^\circ$  liegt (vgl. Abb. 2.10), ist die optimale Position für die Spulen  $\varphi_1 = 90^\circ/\varphi_2 = 90^\circ$  (vgl. Tab. 3.1). Um keine Erhöhung der Leistung über 10% zu erreichen, dürfen die Spulen nicht mehr als  $48^\circ$  um das FOX gedreht werden (vgl. Tab. 3.2). Betrachtet man im Vergleich dazu bei der kartesischen Trajektorie (vgl. Abb. 3.14) auch nur die Leistung der Amplitude, liegt die optimale Position der Spulen bei  $\varphi_1 = 0^\circ/\varphi_2 = 0^\circ$  (vgl. Tab. 3.1), man kann die Spulen jedoch nur um  $15^\circ$  drehen, ohne die Leistung um mehr als 10% zu erhöhen. Ebenfalls sind die Grenzen für die Bewegung von nur einer Spule

bei der kartesischen Trajektorie (vgl. Abb. 3.15 und Abb. 3.16) strenger als bei der spiralförmigen (vgl. Tab. 3.2). Die 10%-Grenze ist schon bei  $25^\circ$  bzw. bei  $15^\circ$  ( $\varphi_2 = 0^\circ$  bzw.  $\varphi_2 = 90^\circ$ ) erreicht, während bei der spiralförmigen Trajektorie (vgl. Abb. 3.11) die Leistung erst bei  $50^\circ$  auf ihr 1,1-faches gestiegen ist. Wegen der kleineren Grenzen bei der kartesischen Trajektorie wird in den nächsten Kapiteln meist nur dieser Fall weiter betrachtet. Er stellt die strengeren Kriterien dar. Außerdem hat sich in der Praxis die spiralförmige Trajektorie als Standard noch nicht durchgesetzt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Sensitivität zeigen, dass sie sowohl von der Skalierung (vgl. Abb. 3.12), als auch von der Steigung (Amplitude: vgl. Abb. 3.13 und Phase: vgl. Abb. 3.17) so groß wie möglich sein sollte, um die im Patienten induzierte Leistung gering zu halten (vgl. Tab. 3.1).

Parameter	spiralförmige Trajektorie	kartesische Trajektorie
optimaler Winkel ( $\varphi_1 = \varphi_2$ )	$90^\circ$	$0^\circ$
Skalierung der Sensitivität	möglichst groß	möglichst groß
Steigung der Sensitivität	möglichst groß	möglichst groß

Tabelle 3.1.: Übersicht der optimalen Parametereinstellungen für spiralförmige und kartesische Trajektorie

Parameter	spiralförmige Trajektorie			kartesische Trajektorie		
	10%	50%	100%	10%	50%	100%
$\varphi_1 = \varphi_2$	$\pm 50^\circ$	-	-	$\pm 15^\circ$	$\pm 35^\circ$	$\pm 45^\circ$
$\varphi_1 = ?, \varphi_2 = 0^\circ$	$\pm 50^\circ$	$\pm 80^\circ$	$\pm 100^\circ$	$\pm 25^\circ$	$\pm 50^\circ$	$\pm 65^\circ$
$\varphi_1 = ?, \varphi_2 = 90^\circ$	-	-	-	$\pm 15^\circ$	$\pm 35^\circ$	$\pm 45^\circ$

Tabelle 3.2.: Übersicht der 10%-, 50%- und 100%-Anstiege der Leistung der Amplituden bei den untersuchten Parametern für spiralförmige und kartesische Trajektorie

## 4. Simulation realer Sensitivität

In diesem Kapitel werden ebenfalls Simulationen durchgeführt, bei denen der Leistungsverlauf bei Variation eines Parameters betrachtet wird. Hierfür werden jedoch die Sensitivitäten nicht als linear angenommen, sondern über die H-Felder einer „realen“ Spule berechnet. Die Spule wird mit dem Simulationsprogramm CONCEPT [10] erzeugt, welches auch das H-Feld simuliert. Die dazugehörige Simulationsbeschreibung ist in 4.1 genauer erläutert.

In diesem Kapitel wird nur die kartesische Trajektorie genutzt. Sie ist zum einen der Standard in der Praxis und zum anderen stellt sie wie in 3.4 gezeigt die strengeren Bedingungen. Im Abschnitt 4.2.1 wird für die kartesische Trajektorie der Winkel zwischen den Spulen und dem FOX und zwischen den Spulen untereinander analog zu 3.3.1 variiert. Im folgenden Abschnitt wird der Abstand zwischen den Spulen und dem FOX verkleinert. Als dritter Parameter wird in diesem Kapitel der Spulenradius variiert, wodurch sich ein optimaler Radius ergibt. Zuletzt wird in Abschnitt 4.3 eine kurze Zusammenfassung dieses Kapitels gegeben.

### 4.1. Simulationsbeschreibung

#### 4.1.1. Spulenanordnung

Die für die Simulationen verwendeten Spulen werden als reale Spulen mithilfe von CONCEPT erzeugt. CONCEPT ist ein Simulationsprogramm für numerische Berechnungen von elektromagnetischen Parametern auf metallischen Strukturen und begrenzten homogenen Medien. Die Berechnungen basieren auf Electric Field Integral Equation (EFIE), Magnetic Field Integral Equation (MFIE) und Method of Moments (MoM).[11]

Die Spulen wurden mithilfe eines Drahtmodells simuliert. Hierfür wurde ein Kreis (Polygon) mit einem Durchmesser von 20 cm aus 36 geraden, ideal leitenden Drahtstücken mit einem Radius von 1 mm in CONCEPT konstruiert. Die Spulen wurden mit einem Abstand von 5 cm zum FOX, wie in den Abbildungen 3.1 und 3.2 dargestellt, positioniert. Die Anregung erfolgte über eine Spannungsquelle mit 1 V, die auf einem Drahtsegment platziert wurde. Damit die Spule bei der richtigen Frequenz von 64 MHz bei 1,5 T resonant ist (vgl. Gl. 2.3), wurde ein Kondensator eingesetzt. Durch Variation seiner Kapazität konnte die Resonanzfrequenz der Spule eingestellt werden (vgl. Gl. 4.1). Bei dieser Spulengröße und Resonanzfrequenz

nimmt die Kapazität einen Wert von  $C = 9,752$  pF an.

$$\omega_r = \frac{1}{\sqrt{L_{Spule} \cdot C}} \quad (4.1)$$

$\omega_r$ : Resonanzfrequenz  
 $L_{Spule}$ : Induktivität der Spule  
 $C$ : Kapazität

Außerdem wird noch das zu betrachtende FOX eingegeben. In dieser Arbeit wurde es quadratisch mit einer Seitenlänge von 20 cm angenommen. Es wurde in  $32 \times 32$  Pixel unterteilt. Nun berechnet CONCEPT, je nach Parametereinstellung, jede Raumkomponente des H- bzw. E-Feldes für jedes Pixel und speichert diese Werte in eine Datei.

## 4.1.2. Leistungsberechnung

In diesem Kapitel erfolgt die Berechnung der Leistung  $Q_{ges}$  wie in 3.1.2 beschrieben.

## 4.1.3. Programmablauf

Der Programmablauf aus Kapitel 3 wurde grob übernommen. Lediglich die Simulation der Sensitivitäten wurde anders realisiert. Statt des Programmes zur Sensitivitätsberechnung wird nun ein C-Programm aufgerufen, welches eine Eingabe-Datei für CONCEPT erzeugt, in dem der Winkel zur Drehung der Spule enthalten ist (vgl. Anhang A.3). Anschließend wird CONCEPT gestartet, welches die Spule simuliert und deren H-Feld berechnet. Das folgende C-Programm liest die Datei mit den Daten von CONCEPT für das H-Feld ein und berechnet nach der Gleichung 4.2 die Sensitivität. Anschließend werden die drei eben beschriebenen Schritte wiederholt, wodurch die Spule um  $180^\circ$  oder dem zu untersuchenden Winkel um den Mittelpunkt des FOX gedreht und erneut aus dem H-Feld die Sensitivität berechnet wird. Die Sensitivität berechnet sich aus dem H-Feld durch die x- und y-Komponenten, da die z-Komponente des H-Feldes in die gleiche Richtung zeigt, wie das Hauptmagnetfeld  $B_0$ .

$$S(\vec{x}) = (H_x(\vec{x}) \ H_y(\vec{x})) \begin{pmatrix} 1 \\ j \end{pmatrix} \quad (4.2)$$

$S(\vec{x})$ : Spulensensitivität  
 $H_x(\vec{x})$ : x-Komponente des magnetischen Feldes, quer zu  $B_0$   
 $H_y(\vec{x})$ : y-Komponente des magnetischen Feldes, quer zu  $B_0$   
 $j$ : imaginäre Einheit

## 4.2. Ergebnisse

Wie bereits erwähnt, wird in diesem Abschnitt die Leistung über die in den Gleichungen 3.1 und 3.2 dargestellte Formeln berechnet. Außerdem werden die

Simulationen wegen der in 3.4 beschriebenen Aspekte auf die kartesische Trajektorie beschränkt. Zunächst werden in 4.2.1 wie schon bekannt der Spulenwinkel und der Winkel zwischen den Spulen variiert. Im nächsten Unterabschnitt wird der Abstand der Spulen zum FOX verändert. In 4.2.3 werden die Leistungswerte bei Spulen mit verschiedenen Radien betrachtet.

### 4.2.1. Variation des Winkels

Im Folgenden werden, wie in 3.3.1, die beiden Szenarien (vgl. Abb. 3.1 und 3.2) betrachtet. Dort wurde die Spulensensitivität als linear abfallend angenommen, während nun eine reale Spulensensitivität, die aus Amplitude und Phase besteht, durch CONCEPT simuliert vorliegt. Im direkten Vergleich der Abbildung 4.1 mit der Abbildung 3.14 erkennt man die große Ähnlichkeit mit dem Leistungsverlauf der Amplitude in Abbildung 3.14. Daraus lässt sich schließen, dass der Einfluss der Amplitude gegenüber der Phase überwiegt. Die Phase beeinflusst den Verlauf nur insoweit, dass die Leistung bei  $90^\circ$  nicht mehr divergiert, sondern nur bis zu einem Faktor von ca. 2 ansteigt. Daher sind auch die Grenzen lockerer. Bei einer Drehung der Spulen um  $20^\circ$  steigt die Leistung um 10% an, die 50%-Grenze ist erst bei  $50^\circ$  erreicht und bei  $85^\circ$  verdoppelt sich die Leistung.

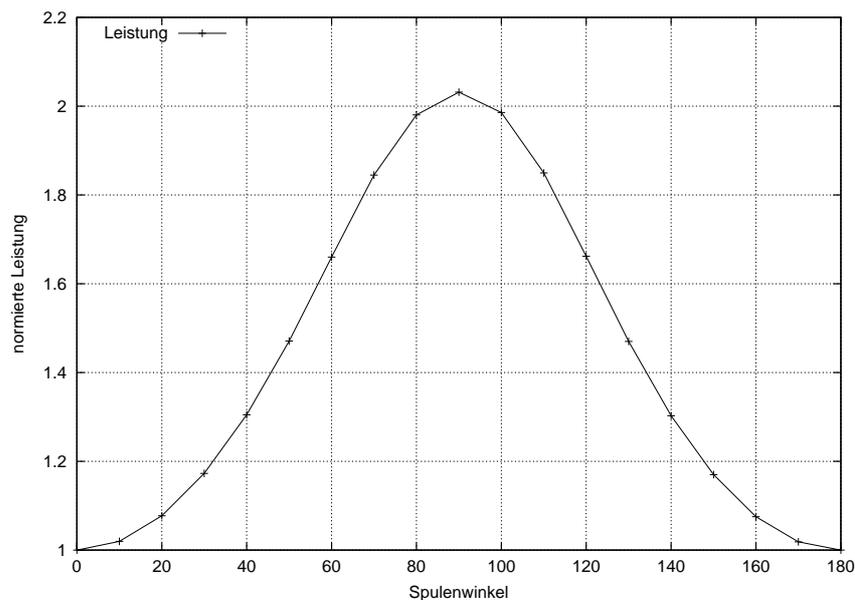


Abbildung 4.1.: Leistung abh. vom Spulenwinkel bei einer kartesischen Trajektorie, die Spulensensitivitäten wurden mit CONCEPT simuliert

Analog kann die folgende Abbildung 4.2 mit dem Graph in Abbildung 3.15 verglichen werden. Es liegt eine große Übereinstimmung zu dem Leistungsverlauf der Amplitude in Abbildung 3.15 vor. Also überwiegt auch hier der Einfluss der

Amplitude gegenüber dem der Phase. Ebenfalls verhindert die Phase lediglich das Divergieren der Kurve ab  $160^\circ$ . Erst bei  $180^\circ$  kann die Regularisierung nicht mehr erfolgreich durchgeführt werden. Die 10%-Grenze liegt, wie bei dem Graph in Abbildung 3.15, bei  $25^\circ$ . Die 50%-Grenze ist mit  $60^\circ$  etwas weiter als bei der linearen Sensitivität, deren Grenze bei  $50^\circ$  lag. Bei der 100%-Grenze ist diese Tendenz weiter ausgeprägt, sie befindet sich bei  $85^\circ$  im Vergleich zu  $65^\circ$ .

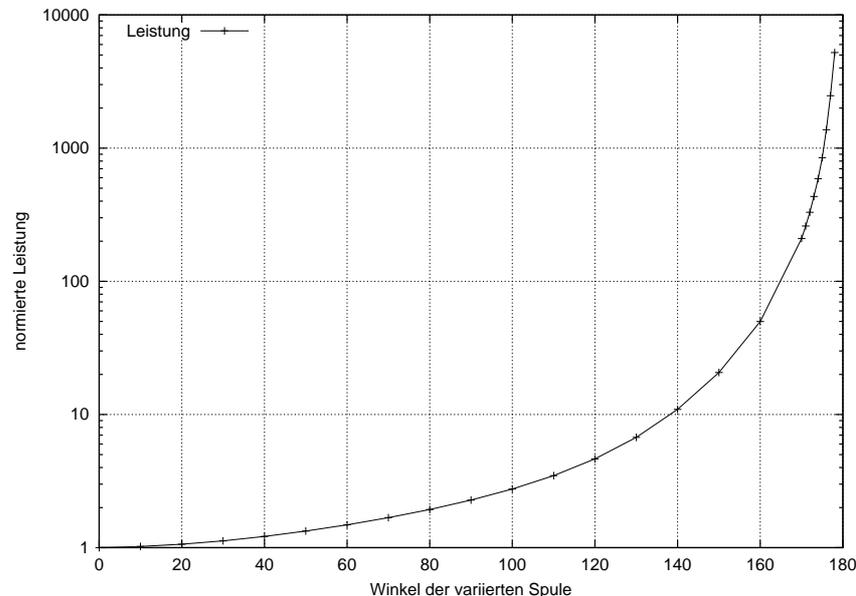


Abbildung 4.2.: Leistung abh. vom Winkel zwischen den Spulen bei einer kartesischen Trajektorie, die Spulensensitivitäten wurden mit CONCEPT simuliert

#### 4.2.2. Variation des Abstandes

In 3.2.2 wurde die Sensitivität variiert, indem die Skalierung bzw. die Steigung vergrößert wurde. Beides führte zu einem Leistungsabfall. Daraus wurde geschlossen, dass die Spule so dicht wie möglich am Patienten positioniert werden sollte. Da in diesem Kapitel die Spulen real simuliert werden, kann der Abstand zwischen Spulen und FOX direkt variiert werden. In der Abbildung 4.3 sind die Leistungswerte auf den Wert normiert dargestellt, bei dem die Spule genau am Rand des FOX liegt. Die 10%-Grenze wird schon bei einem Abstand zum FOX von weniger als 5 mm erreicht. Das zeigt, welchen starken Einfluss der Abstand zwischen FOX und Spule besitzt. Für diese Simulation wurde die Leistungsberechnung aus 3.1.2 herangezogen. Verwendet man eine Berechnung über die E-Felder, wie in dem nächsten Kapitel, so würde der Effekt sich wahrscheinlich vermindern, da auch die E-Felder mit größer werdendem Abstand abfallen. Trotzdem bleibt dieser Parameter sehr wichtig. Die Spulen sollten unbedingt so dicht wie möglich an dem Patienten platziert werden.

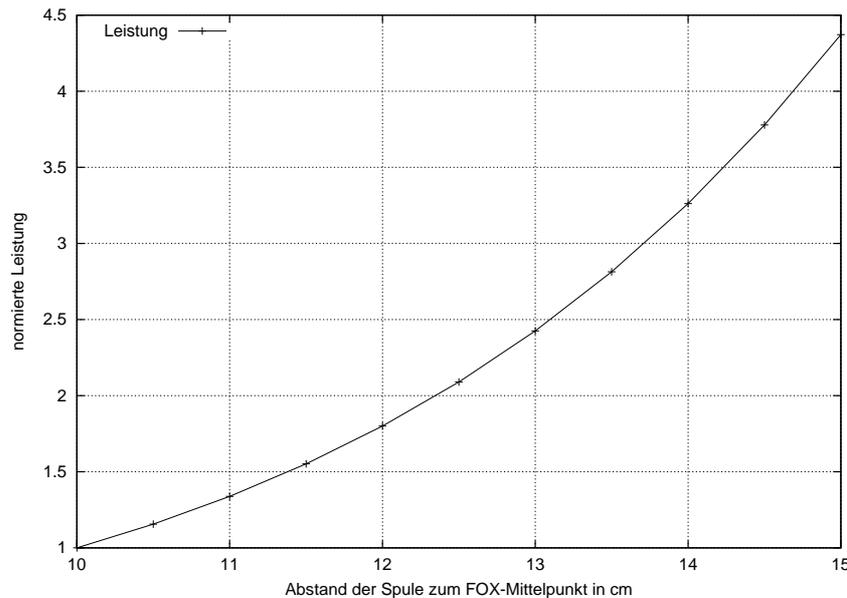


Abbildung 4.3.: Leistung abh. vom Abstand der Spulen zum Mittelpunkt des FOX bei einer kartesischen Trajektorie, die Spulensensitivitäten wurden mit CONCEPT simuliert

### 4.2.3. Variation des Spulenradius

In diesem Abschnitt wird die Spulengröße näher untersucht. Dafür wurden Spulen mit verschiedenen großen Radien simuliert. Je größer die Spule, desto größer wird auch ihre Induktivität. Um die Resonanzfrequenz konstant zu halten, muss sich also die Kapazität verringern. Durch Simulationen des H-Feldes der Spule wurde die Kapazität bei jedem Spulenradius auf die Resonanzfrequenz neu abgestimmt. Außerdem fließt bei kleineren Spulen ein größerer Strom, da die Einspeisungsspannung konstant bleibt. Um vergleichbare Ergebnisse bei den verschiedenen großen Spulen zu erhalten, wurden die Leistungswerte mit dem Quadrat des jeweils fließenden Stromes multipliziert.

Bei kleinen und bei großen Radien steigt die Leistung an (vgl. 4.4). Kleine Spulen brauchen wegen ihrer geringeren Sensitivität mehr Leistung, um das ganze Feld bzw. das Muster anzuregen. Sehr große Spulen haben dagegen kaum eine Steigungsänderung in der Amplitude und Phase, wodurch die Spulen auch mehr Leistung brauchen, um die Anregung zu realisieren (vgl. Abb. 3.13 und 3.17). Bei einem Verhältnis des Spulenradius zur Seitenlänge des FOX von ca. 0,7 hat die Leistung ihr Minimum. Bei dem hier betrachteten FOX von 20 cm×20 cm beträgt der optimale Spulenradius also 14 cm. Die 10%-Grenze liegt bei einer Veränderung von  $\pm 0,13$  des Verhältnisses des Spulenradius zum FOX, d.h. im vorliegenden Fall bei  $\pm 2,6$  cm. Bei einer Änderung von  $-0,24$  oder  $+0,32$  des Spulenradius zum FOX steigt die Leistung um 50% an. Dies würde bei dem gewählten FOX bei einem Spulenradius von 9,2 cm oder 20,4 cm zutreffen.

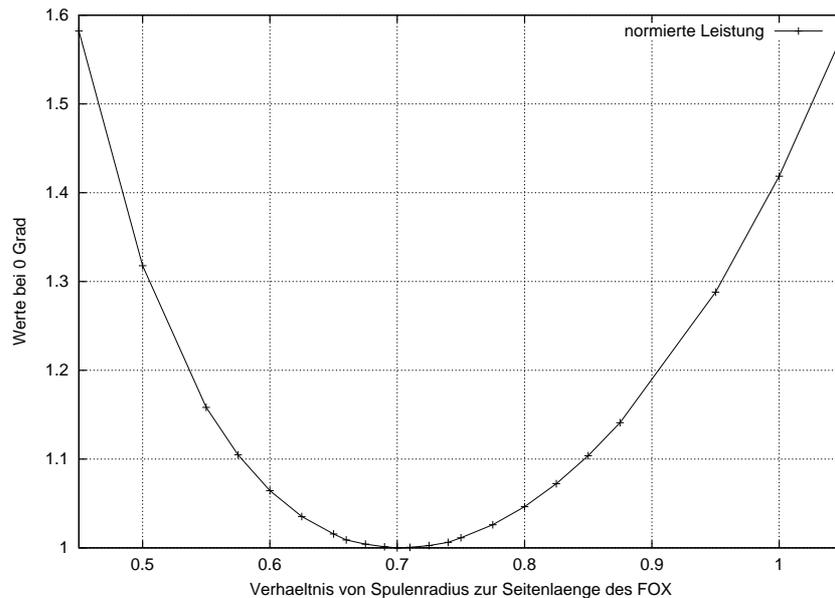


Abbildung 4.4.: Leistung multipliziert mit dem Quadrat des Stromes abh. vom Radius der Spulen bei einer kartesischen Trajektorie, die Spulensensitivitäten wurden mit CONCEPT simuliert

### 4.3. Zusammenfassung von Kapitel 4

In diesem Kapitel wurden mit realen Spulensensitivitäten zum Teil die Simulationen mit linearen Spulensensitivitäten aus 3.3.1 wiederholt und einige mit neuen Parametern durchgeführt. Nach einer Beschreibung der Simulationen in 4.1 wurde bei der kartesischen Trajektorie der Winkel variiert. Anschließend wurde der Abstand zwischen dem FOX und den Spulen verkleinert. Als weiterer Parameter wurde der Spulenradius verändert. Die Simulationen ergaben die in den Tabellen 4.1 und 4.2 dargestellten Ergebnisse. Vergleicht man sie mit den Werten, die sich bei der Simulation in 3.3.1 bei der Leistung der Amplitude ergaben, erkennt man die gleiche Tendenz. Die Werte der Simulationen mit der realen Sensitivität zeigen nicht so strenge Kriterien wie die der linearen Sensitivität. Das bedeutet, dass in der Wirklichkeit die Leistung nicht so schnell ansteigt, wie bei den Simulationen aus 3.3.1 angenommen wurde.

Parameter	reale Sensitivität	lineare Sensitivität
optimaler Winkel ( $\varphi_1 = \varphi_2$ )	0°	0°
optimaler Abstand	möglichst gering	(möglichst gering, vgl. 3.2.2)
optimaler $\frac{\text{Spulenradius}}{\text{FOX}}$	0,7	-

Tabelle 4.1.: Übersicht der optimalen Parametereinstellungen für die kartesische Trajektorie mit realer und linearer Sensitivität; in 3.2.2 wurde nur für die spiralförmige Trajektorie die Skalierung und Steigung der Sensitivität, die bei einer realen Spule mit dem Abstand zum FOX korrelieren, variiert. Daher wurde diese Angabe in Klammern gesetzt. Der Spulenradius kann mithilfe einer linearen Sensitivität nicht simuliert werden.

Parameter	reale Sensitivität			lineare Sensitivität		
	10%	50%	100%	10%	50%	100%
$\varphi_1 = \varphi_2$	$\pm 20^\circ$	$\pm 50^\circ$	$\pm 85^\circ$	$\pm 15^\circ$	$\pm 35^\circ$	$\pm 45^\circ$
$\varphi_1 = ?, \varphi_2 = 0^\circ$	$\pm 25^\circ$	$\pm 60^\circ$	$\pm 85^\circ$	$\pm 25^\circ$	$\pm 50^\circ$	$\pm 65^\circ$
Abstand zum FOX	+5 mm	+14 mm	+24 mm	-	-	-
$\frac{\text{Spulenradius}}{\text{FOX}}$	$\pm 0,13$	-0,24; +0,32	-	-	-	-

Tabelle 4.2.: Übersicht der 10%-, 50%- und 100%-Anstiege der Leistung bei den untersuchten Parametern für die kartesische Trajektorie mit realer und linearer Sensitivität

# 5. Simulation räumlicher Leistungsverteilung

In den vorhergehenden Kapiteln wurde die im FOX vorliegende Leistung mittels der Leistung berechnet, die die Spulen benötigen, um die gewünschten individuellen Muster  $p_r(\vec{x})$  anzuregen. In diesem Kapitel wird eine neue Leistungsberechnung eingeführt (vgl. 5.1.2). Die Leistung wird nun über das im FOX erzeugte E-Feld ermittelt, welches sich aus der Überlagerung der E-Felder der beiden Spulen ergibt. Daraus ergeben sich kleine Änderungen bei den Spulen und im Programmablauf, die in 5.1.1 und A.4 dargestellt sind. In 5.2.1 wird die neue Berechnung für eine Standard-Spulenordnung mit der alten Methode verglichen, hierbei wird die Leistung über das FOX aufintegriert. Später wird die räumliche Leistungsverteilung innerhalb des FOX betrachtet. Durch die Überlagerung der E-Felder kann es, gerade bei höheren Feldstärken, zu sogenannten Hotspots kommen. Dagegen löschen sich die E-Felder in anderen Raumpunkten zum Teil aus (vgl. 5.2.2). Um die örtlichen Leistungsüberhöhungen näher zu untersuchen, wird in 5.2.3 der Leistungsanstieg für die Minimal- und Maximalwerte abhängig vom Winkel zwischen den Spulen betrachtet. Abschließend wird in 5.3 eine kurze Zusammenfassung des Kapitels gegeben.

## 5.1. Simulationsbeschreibung

### 5.1.1. Spulenordnung

Wie in dem letzten Kapitel unter 4.1.1 beschrieben, werden die Spulen und damit die Sensitivitäten als reale Strukturen mit CONCEPT simuliert. Auch die in den Abbildungen 3.1 und 3.2 gezeigte Spulenordnung wird beibehalten.

Mit der neuen Berechnungsmethode (vgl. 5.1.2) kann die Leistung über die E-Felder berechnet werden. Verwendet man wie bisher einen einzelnen Kondensator, resultieren in der nahen Umgebung sehr hohe elektrische Feldstärken. Verteilt man die Ladung auf mehrere Kondensatoren, wird das E-Feld um die einzelnen Kondensatoren geringer. Wegen der in der Gleichung 5.1 beschriebenen Beziehung sinkt durch diese Maßnahme die Leistung im betrachteten FOX. Wie die Ergebnisse (vgl. Abb. 5.1) einer Simulation, bei der die Anzahl von einem Kondensator pro Spule auf 6 Kondensatoren erhöht wurde, zeigten, fällt die Leistung bis zur Anzahl von 4

Kondensatoren stark ab. Danach ist die Leistungsänderung nicht mehr wesentlich. Daher wurde bei einer Feldstärke von 1,5 T die Kondensatorenanzahl von 1 auf 4 erhöht. Die Kondensatoren wurden äquidistant in den Ring der Spule eingesetzt. Die Kapazität muss jedoch wegen der Resonanzbedingung beibehalten werden, wodurch die einzelnen Kondensatoren wegen der Reihenschaltung nun ca. die 4-fache Kapazität erhalten. Die genauen Werte wurden wieder über die Resonanzfrequenz durch Simulationen des H-Feldes der Spulen bestimmt.

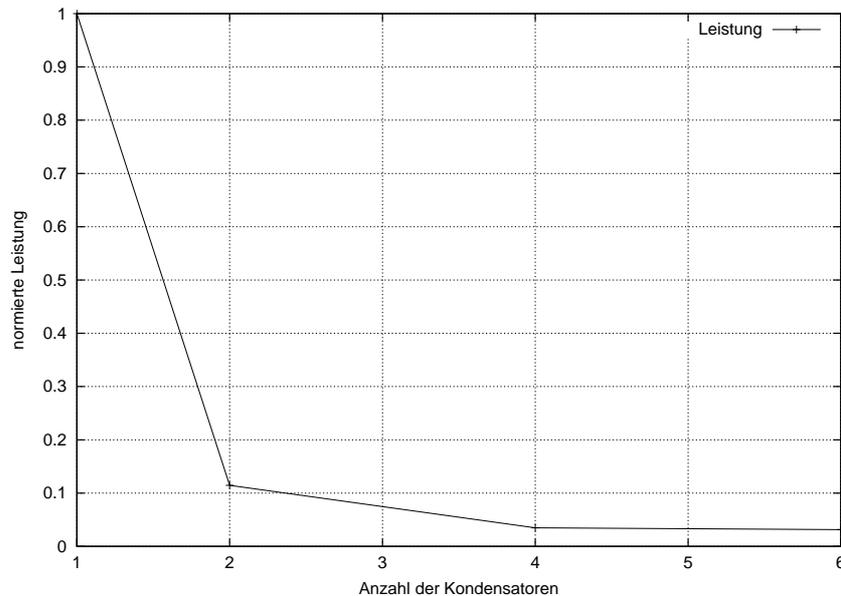


Abbildung 5.1.: Leistung abh. von der Anzahl der Kondensatoren der Spulen (bei gleichbleibender Gesamtkapazität) bei einer kartesischen Trajektorie; die Spulensensitivitäten wurden mit CONCEPT simuliert

### 5.1.2. Leistungsberechnung

Bisher wurde die Leistung über das Quadrat der Pulse berechnet (vgl. Gl. 3.1). Diese relativ einfache Berechnungsmethode stellt eine gute erste Näherung dar. Inzwischen hat man einen Überblick erhalten, wie sich der Leistungsverlauf bei Variation verschiedener Parameter verhält. Eine genauere Berechnungsmethode wird nun eingeführt. Das durch eine Normeinspeisung von 1 V angeregte E-Feld einer Spule, im Folgenden  $E^N$  genannt, wird mit dem berechneten Puls  $p_r$  multipliziert. So ergibt sich das E-Feld einer Spule, die mit dem durch Transmit SENSE berechneten Puls angeregt wird. Dies wird mit dem E-Feld der anderen Spule vektoriell addiert. Für

die Leistungsberechnung wird das Ergebnis quadriert und über die Zeit integriert.

$$L(\vec{x}) = \text{const} \int_0^T \left( \sum_{r=1}^R \left( \vec{E}_r^N(\vec{x}) p_r(t) \right) \right)^2 dt \quad (5.1)$$

$L(\vec{x})$ :	Leistung für jeden Raumpunkt
$\text{const}$ :	konstanter Faktor
$T$ :	Pulsdauer
$R$ :	Anzahl der Spulen
$r$ :	laufender Index für die Spule, $r = 1 \dots R$
$\vec{E}_r^N(\vec{x})$ :	Durch eine Normeinspeisung angeregtes E-Feld der einzelnen Spulen
$p_r(t)$ :	Pulse der einzelnen Spulen

So werden ab jetzt die E-Felder der Spulen und ihre Überlagerung in die Leistungsberechnung einbezogen. Daher wird nun eine Auslöschung oder Addierung der Felder in einzelnen Raumpunkten beachtet, je nachdem ob die E-Felder parallel oder antiparallel zu einander stehen. Durch eine Auslöschung ergibt sich an dem entsprechenden Punkt eine geringere Leistung, also eine niedrigere Temperaturerhöhung. Das maximale Addieren der E-Felder bewirkt eine vorher nicht erkennbare Leistungserhöhung, was zu einer inakzeptablen Temperaturerhöhung führen kann. Gerade bei höheren Frequenzen, die bei größeren Feldstärken auftreten, sollte dies beachtet werden. Die Leistung aus der Gleichung 5.1 wird im Folgenden  $L$  genannt und die Leistung aus der Gleichung 3.2 wird wie zuvor mit  $Q$  bezeichnet, wobei  $Q$  eine Näherung für  $L$  darstellt.

### 5.1.3. Programmablauf

Für die Simulationen in diesem Kapitel wurde der Programmablauf aus dem Anhang A.3 mit einigen Änderungen übernommen (vgl. Anhang A.4). Zunächst wird das C-Programm zur Übergabe des Drehwinkels an CONCEPT gestartet. Anschließend simuliert CONCEPT die Spule. Darauf folgend wird ein neu hinzugekommenes C-Programm aufgerufen, welches eine Eingabe-Datei erzeugt, in der die für CONCEPT benötigten Informationen zum H-Feld eingetragen werden. So kann dann CONCEPT das H-Feld der Spule berechnen, woraus das anschließende Programm wie im Anhang A.3 die Sensitivität ermittelt. Wie zuvor das H-Feldes wird nun das E-Feld für die spätere Leistungsberechnung von CONCEPT simuliert. Die eben erläuterte Programmabfolge wird für die zweite Spule mit einem anderen Drehwinkel wiederholt. Anschließend werden die aus dem Anhang A.2 bekannten Schritte zur Berechnung der Trajektorie, Pulse etc. durchlaufen. Für die in 5.1.2 eingeführte Leistungsberechnung wurde das bisherige Leistungsberechnungsprogramm durch ein der Gleichung 5.1 entsprechendes C-Programm ersetzt.

## 5.2. Ergebnisse

### 5.2.1. Vergleich der Leistungsberechnungen

In diesem Abschnitt sollen die beiden Leistungsberechnungen miteinander verglichen werden. In den vorherigen Kapiteln wurde die Leistung nach Gleichung 3.1 über die Pulse berechnet. Überträgt man dies auf eine Berechnung über die Beträge der E-Felder, sollten die beiden Berechnungsmethoden sich nur durch einen konstanten Faktor unterscheiden, sofern man die E-Felder wie folgt addiert.

$$(1) \quad const \cdot (p_1^2 + p_2^2) = |\vec{E}_1|^2 + |\vec{E}_2|^2 \quad (5.2)$$

*const*: konstanter Faktor  
*p*<sub>1</sub>: Puls der 1. Spule  
*p*<sub>2</sub>: Puls der 2. Spule  
 $\vec{E}_1$ : E<sub>1</sub> – Feld  
 $\vec{E}_2$ : E<sub>2</sub> – Feld

Eine entsprechende Simulation der beiden Berechnungsmethoden bestätigte den eben beschriebenen Zusammenhang.

Wegen des proportionalen Zusammenhanges können wir nun die eben dargestellte Berechnung über die Beträge der E-Felder mit der neuen Leistungsberechnung vergleichen. Die korrekte Berechnung von *L* über die Gleichung 5.1 entspricht:

$$(2) \quad (|\vec{E}_1 + \vec{E}_2|)^2 = |\vec{E}_1|^2 + |\vec{E}_2|^2 + 2|\vec{E}_1||\vec{E}_2|\cos \alpha \quad (5.3)$$

Es gibt aber noch eine andere Möglichkeit, die beiden E-Felder für eine Leistungsberechnung zusammenzufassen:

$$(3) \quad (|\vec{E}_1| + |\vec{E}_2|)^2 = |\vec{E}_1|^2 + |\vec{E}_2|^2 + 2|\vec{E}_1||\vec{E}_2| \quad (5.4)$$

Diese Berechnungsmethode stellt den schlimmsten Fall dar. Die Beträge der E-Felder werden addiert, ohne dass sie sich teilweise auslöschen können. Die Leistungswerte aus (2) sind gleich denen aus (3) für  $\alpha = 0$ , ist  $\alpha > 0$  wird  $\cos \alpha < 1$ , womit die Leistungswerte aus (2) kleiner werden als die aus (3).

In der folgenden Abbildung 5.2 werden die Leistungsverläufe der drei erwähnten Berechnungsmethoden abhängig vom Winkel zwischen den Spulen dargestellt. Die Leistungswerte, die über (3) ermittelt wurden, sind wie erwartet die höchsten, dagegen ist die Leistung aus (1) für kleinere Winkel  $\varphi_1$  höher und für größere Winkel  $\varphi_1$  niedriger als die Leistung aus (2). Wie aus den drei letzten Gleichungen zu erkennen ist, unterscheiden sich die Berechnungen durch den letzten Summanden, wobei  $\alpha$  den Winkel zwischen den beiden E-Feldern darstellt;  $\varphi_1$  ist der Winkel, um den sich die Spule 1 dreht. Bei  $\varphi_1 \approx 180^\circ$  liegen die Spulen fast übereinander, der Winkel  $\alpha$  zwischen ihren E-Feldern beträgt also fast Null, damit ist  $\cos \alpha \approx 1$ . Für die Leistung aus (2) ergibt sich damit der gleiche Wert wie über die Berechnung in (3). Dies erkennt man auch in der Abbildung 5.2, wo sich zu  $180^\circ$  hin der Graph von (3) an den Graphen von (2) annähert. Für  $\alpha \in ]0^\circ; 90^\circ[$  ist (1) < (2) < (3), diese

Situation liegt vor, wenn  $\varphi_1 \in ]90^\circ; 180^\circ[$  (vgl. Abb. 5.2). Bei  $\alpha = 90^\circ$  ist  $\cos \alpha = 0$ , also (2)=(1). In der Abbildung 5.2 ist dies bei  $\varphi_1 \approx 70^\circ$  der Fall. Hier stehen die Spulen so, dass ihre E-Felder in etwa senkrecht zueinander sind. Für noch größere  $\alpha$  wird  $\cos \alpha$  negativ und damit wird (2) < (1), bis die Spulen sich gegenüber stehen und ihre E-Felder antiparallel sind.

Die Berechnung von  $|\vec{E}_1|^2 + |\vec{E}_2|^2$ , also quasi  $Q$ , die bisher als erste Näherung verwendet wurde, zeigt von der realistischeren Leistungskurve  $L$  nur eine Abweichung von max. +10% bis -30%. Diese relativ geringen Abweichungen zeigen, dass die Methode, die bisher genutzt wurde, eine gute Näherung darstellt, wodurch sich aus den Ergebnissen verlässliche Aussagen treffen lassen.

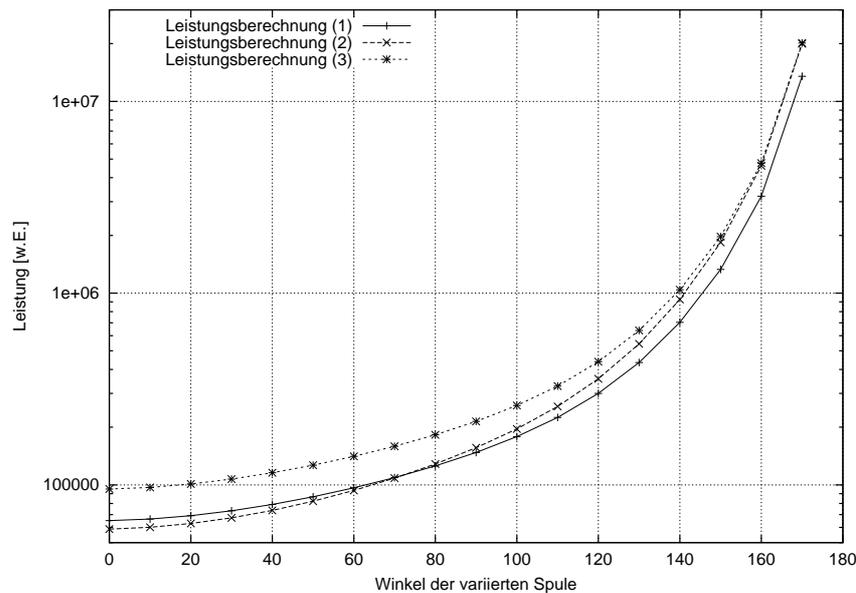


Abbildung 5.2.: Leistung abh. vom Winkel  $\varphi_1$  zwischen den Spulen durch die drei Möglichkeiten über die E-Felder bei einer kartesischen Trajektorie berechnet, die Spulensensitivitäten wurden mit CONCEPT simuliert

### 5.2.2. Räumliche Leistungsverteilung

Wie in der Einleitung zu diesem Kapitel erwähnt wurde, kann mit der neuen Berechnungsmethode die Überlagerung der E-Felder in die Leistungsberechnung einbezogen werden. Da sich die Phasen der E-Felder an den verschiedenen Raumpunkten unterscheiden, addieren oder löschen sich die Felder in unterschiedlichem Maß aus. Durch sogenannte dielektrische Resonanzen entsteht eine inhomogene Verteilung des H-Feldes in einem leitfähigen Körper. Je höher die Feldstärke ist, desto größer ist dieser Effekt. Durch den Einfluss der Sensitivität und damit des H-Feldes der Spule bei der Leistungsberechnung treten Überhöhungen in

der Leistung auf. Diese werden Hotspots genannt.

Zur Simulation des Kopfes wurde eine segmentierte Kugel, die einen Radius von 10 cm besitzt, mit einer spezifischen Leitfähigkeit von  $\sigma = 0,5 \frac{S}{m}$  und mit einer Dielektrizitätskonstante von  $\varepsilon = 80$  eingefügt.[12] Die Helligkeit in den folgenden Abbildungen ist ein Maß für die Leistungsstärke. Das FOX wurde zuvor kreisförmig mit der Größe des Kopfes definiert.

Zunächst wird in den folgenden beiden Abbildungen 5.3 und 5.4 die Leistungsverteilung der einzelnen Spulen betrachtet. Man erkennt, dass sich in Abbildung 5.3 die Spule links und bei Abbildung 5.4 die Spule rechts befindet, da nahe der Spule eine hohe Leistung vorliegt, die schnell mit zunehmendem Abstand abfällt. Aber auch auf einer gedachten Linie gleichen Abstandes variiert die Leistungsstärke. Je näher das Pixel sich an dem Drahting der Spule befindet, desto heller ist es und das entspricht einer höheren Leistung.

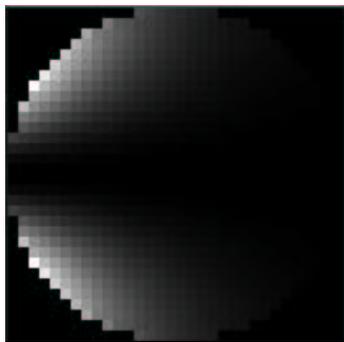


Abbildung 5.3.: E-Feld der Spule 1,  
64 MHz,  $\varphi_1 = 0^\circ$

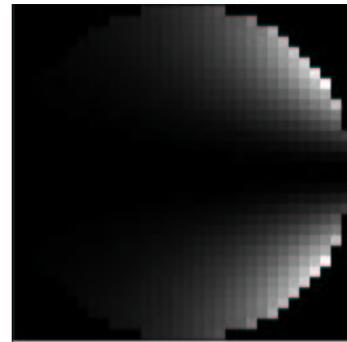


Abbildung 5.4.: E-Feld der Spule 2,  
64 MHz,  $\varphi_2 = 0^\circ$

In den folgenden Bildern (vgl. Abb. 5.5 - 5.28) ist die Leistungsverteilung über das FOX bei verschiedenen Positionen beider Spulen für die kartesische und die spiralförmige Trajektorie dargestellt. Die Untersuchungen wurden bei drei verschiedenen Feldstärken (1,5 T, 3 T und 7 T) durchgeführt. Wegen der in Gleichung 2.3 beschriebenen Beziehung verändert sich mit der Feldstärke auch die Resonanzfrequenz von 64 MHz auf 128 MHz und 300 MHz. Damit die Eigenresonanz der induktiven Teile der Spule weit über der genutzten Resonanzfrequenz bleibt [13], wurden bei den Spulen für 128 MHz statt 4 Kondensatoren 6 eingesetzt und bei 300 MHz 12. Bei den folgenden Abbildungen ist jede Frequenz auf einer Seite abgebildet.

Die jeweils linke Spalte stellt die kartesische Trajektorie dar, während in der rechten Spalte die Leistungsverteilung bei der spiralförmigen Trajektorie gezeigt wird. Bei 64 MHz und 128 MHz erkennt man kaum einen Unterschied zwischen den beiden Trajektorien. Erst bei 300 MHz stellen sich leichte Verteilungsunterschiede der Leistung dar.

In den vier Zeilen der folgenden drei Seiten sind die verschiedenen Spulenpositionen gezeigt. Ganz oben stehen sich die beiden Spulen bei  $\varphi_1 = \varphi_2 = 0^\circ$  gegenüber.

In der nächsten Zeile sind beide Spulen um  $90^\circ$  gedreht. In der dritten Zeile ist die erste Spule bei  $\varphi_1 = 90^\circ$  geblieben und die Spule 2 wurde wieder auf  $\varphi_2 = 0^\circ$  platziert. Unten auf der Seite liegen die beiden Spulen fast übereinander bei  $\varphi_1 = 170^\circ$  und  $\varphi_2 = 0^\circ$ . Die Positionen der Spulen können anhand der Helligkeit der Leistungsverteilung bei 64 MHz und 128 MHz gut nachvollzogen werden. Bei 300 MHz hingegen sind die Hotspots zum Teil so stark ausgeprägt, dass man schwer entscheiden kann, wo sich die Spulen befinden.

Die Hotspots würden zu einer örtlichen Temperaturerhöhung und damit eventuell zu einer Schädigung des Gewebes führen. Daher werden sie im nächsten Abschnitt näher betrachtet.

## 64 MHz: kartesische Trajektorie

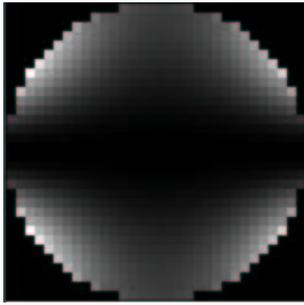


Abbildung 5.5.: kartesisch, 64 MHz,  
 $\varphi_1 = 0^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$

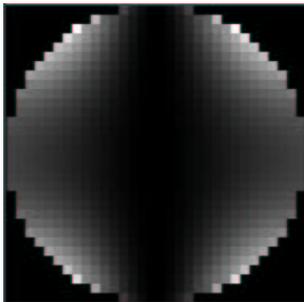


Abbildung 5.7.: kartesisch, 64 MHz,  
 $\varphi_1 = 90^\circ, \varphi_2 = 90^\circ$

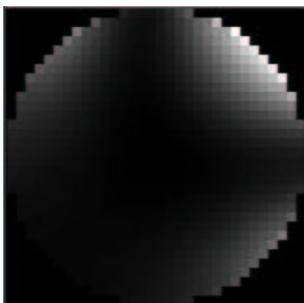


Abbildung 5.9.: kartesisch, 64 MHz,  
 $\varphi_1 = 90^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$

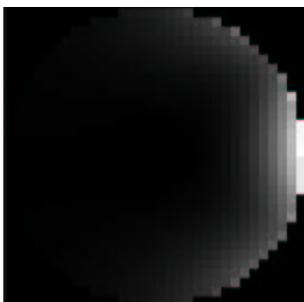


Abbildung 5.11.: kartesisch, 64 MHz,  
 $\varphi_1 = 170^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$

## spiralförmige Trajektorie

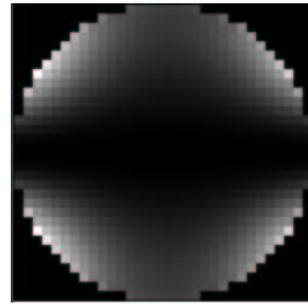


Abbildung 5.6.: Spirale, 64 MHz,  
 $\varphi_1 = 0^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$

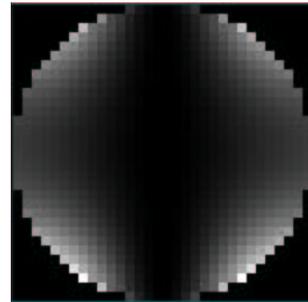


Abbildung 5.8.: Spirale, 64 MHz,  
 $\varphi_1 = 90^\circ, \varphi_2 = 90^\circ$

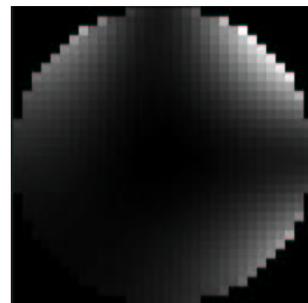


Abbildung 5.10.: Spirale, 64 MHz,  
 $\varphi_1 = 90^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$

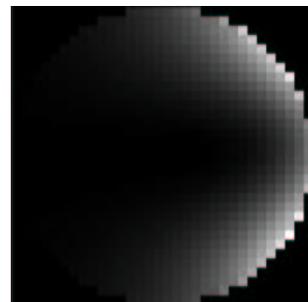
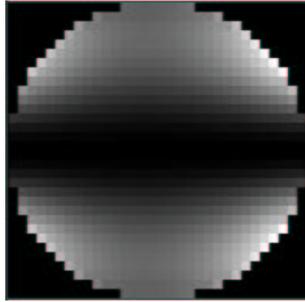
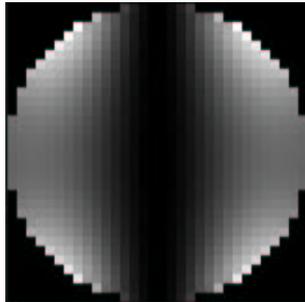
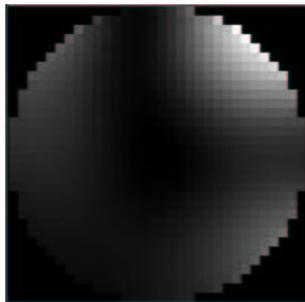
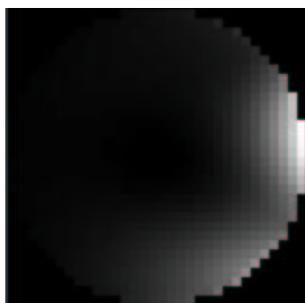
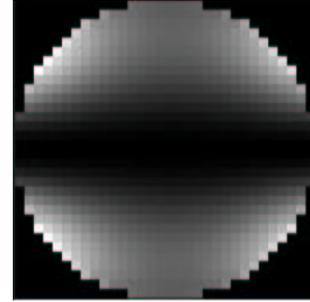
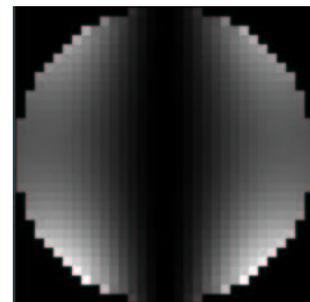
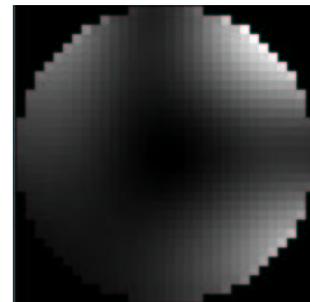
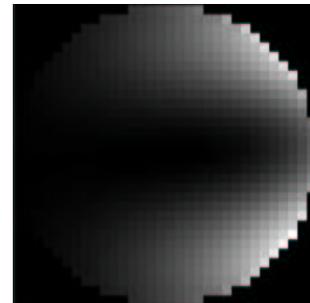


Abbildung 5.12.: Spirale, 64 MHz,  
 $\varphi_1 = 170^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$

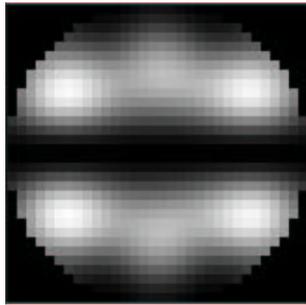
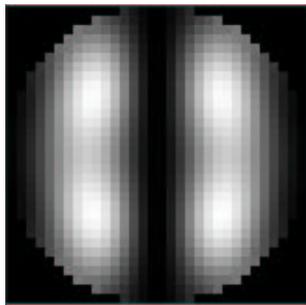
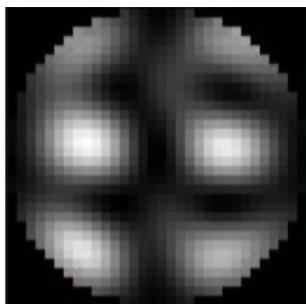
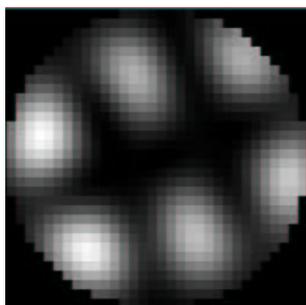
## 128 MHz: kartesische Trajektorie

Abbildung 5.13.: kartesisch, 128 MHz,  
 $\varphi_1 = 0^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$ Abbildung 5.15.: kartesisch, 128 MHz,  
 $\varphi_1 = 90^\circ, \varphi_2 = 90^\circ$ Abbildung 5.17.: kartesisch, 128 MHz,  
 $\varphi_1 = 90^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$ Abbildung 5.19.: kartesisch, 128 MHz,  
 $\varphi_1 = 170^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$ 

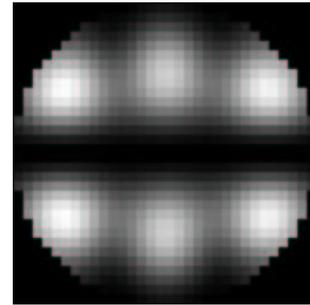
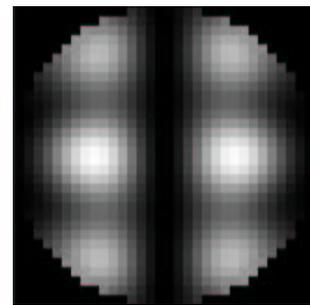
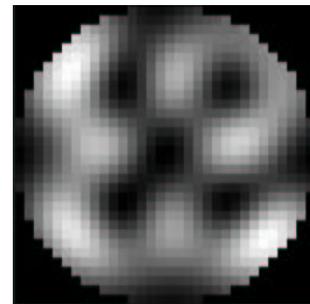
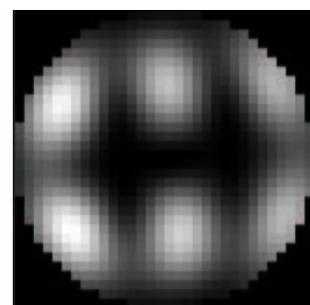
## spiralförmige Trajektorie

Abbildung 5.14.: Spirale, 128 MHz,  
 $\varphi_1 = 0^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$ Abbildung 5.16.: Spirale, 128 MHz,  
 $\varphi_1 = 90^\circ, \varphi_2 = 90^\circ$ Abbildung 5.18.: Spirale, 128 MHz,  
 $\varphi_1 = 90^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$ Abbildung 5.20.: Spirale, 128 MHz,  
 $\varphi_1 = 170^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$

## 300 MHz: kartesische Trajektorie

Abbildung 5.21.: kartesisch, 300 MHz,  
 $\varphi_1 = 0^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$ Abbildung 5.23.: kartesisch, 300 MHz,  
 $\varphi_1 = 90^\circ, \varphi_2 = 90^\circ$ Abbildung 5.25.: kartesisch, 300 MHz,  
 $\varphi_1 = 90^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$ Abbildung 5.27.: kartesisch, 300 MHz,  
 $\varphi_1 = 170^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$ 

## spiralförmige Trajektorie

Abbildung 5.22.: Spirale, 300 MHz,  
 $\varphi_1 = 0^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$ Abbildung 5.24.: Spirale, 300 MHz,  
 $\varphi_1 = 90^\circ, \varphi_2 = 90^\circ$ Abbildung 5.26.: Spirale, 300 MHz,  
 $\varphi_1 = 90^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$ Abbildung 5.28.: Spirale, 300 MHz,  
 $\varphi_1 = 170^\circ, \varphi_2 = 0^\circ$

### 5.2.3. Hotspots

In den im vorhergehenden Abschnitt beschriebenen Simulationen wurde gezeigt, dass bei einer Feldstärke von 7 T Hotspots auftreten. Durch die inhomogene Leistungsverteilung kann man schlecht vorher bestimmen, wie hoch die Leistung und damit die Temperaturerhöhung an einzelnen Punkten im Gewebe ist. Daher wird in diesem Abschnitt der Leistungsverlauf der Hotspots näher betrachtet. Hierzu wurde eine Simulation bei 300 MHz mit Variation des Winkels zwischen den Spulen durchgeführt. Neben der wie sonst betrachteten Gesamtleistung (Leistung integriert über das FOX) wurde der Leistungsverlauf des räumlichen Maximums und Minimums verfolgt (vgl. Abb 5.29).

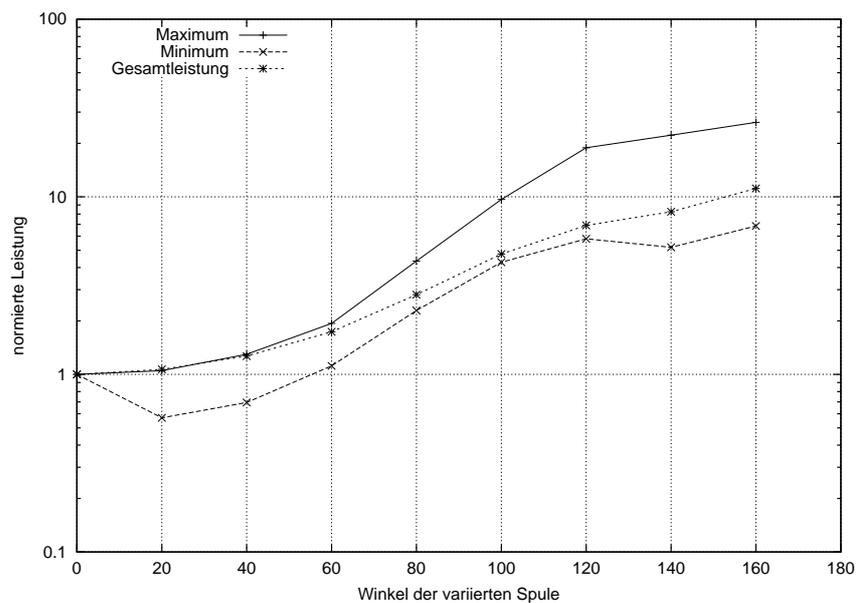


Abbildung 5.29.: Leistungsverlauf des Maximum und Minimums im Vergleich zu Gesamtleistung abh. vom Winkel zwischen den Spulen bei einer kartesischen Trajektorie, die Spulensensitivitäten wurden mit CONCEPT simuliert

Prinzipiell haben das Maximum und das Minimum den gleichen Leistungsverlauf wie die Gesamtleistung. Das Minimum bleibt unter der Gesamtleistung und fällt sogar zuerst unter den Anfangswert. Das Maximum liegt zwar über dem Verlauf der Gesamtleistung und steigt bei größeren Winkel stärker an als die Gesamtleistung, aber gerade bei niedrigeren Winkel, mit denen man es später in der Praxis zu tun hat, unterscheiden sich die beiden Kurven kaum in ihrem Anstieg.

Die Hotspots steigen also nicht überproportional zu der Gesamtleistung. Daher können die zuvor untersuchten Ergebnisse (in begrenztem Maß) auf die Hotspots übertragen werden.

### 5.3. Zusammenfassung von Kapitel 5

In diesem Kapitel wurde eine neue Leistungsberechnung eingeführt, bei der die E-Felder einbezogen werden. Durch die Überlagerung der E-Felder kann die Leistung, die auf den Patienten wirkt, erheblich genauer ermittelt werden. Der Programmablauf wurde dementsprechend geändert, indem ein Programm entwickelt wurde, welches CONCEPT die E-Felder berechnen lässt. Das Programm zur Leistungsberechnung über die Pulse wird durch eine neues ersetzt, welches die Leistung unter Eingabe der E-Feldern ermittelt. Um die Leistung gering zu halten, wurde die Anzahl der Kondensatoren in der Spule von 1 auf 4 erhöht.

In 5.2.1 wurde die neue Berechnungsmethode über die E-Felder mit der alten über die Pulse verglichen. Es zeigte sich, dass die alte Methode eine gute Näherung für die neue, realistischere Berechnung ist. Die Ergebnisse aus den vorherigen Kapiteln können also im Wesentlichen übernommen werden. In dem nächsten Abschnitt wurde die räumliche Leistungsverteilung innerhalb des FOX bei verschiedenen Feldstärken für einige Spulenanordnungen graphisch dargestellt. Wegen dielektrischer Resonanzen entsteht eine inhomogene Leistungsverteilung, die bei höheren Feldstärken weiter ausgeprägt ist. Die Leistungsüberhöhungen (Hotspots), die erst bei 7 T signifikant auftreten, können zu örtlich stärker ausgeprägten Temperaturerhöhungen und damit zur Schädigung des Gewebes führen. Daher wurden die Hotspots in 5.2.3 näher untersucht. Es zeigte sich, dass die Leistung der Hotspots nicht überproportional zu der Gesamtleistung ansteigt. Daher ist das Verwenden einer mittleren Leistung gerechtfertigt; lokale Verbrennungen des Patienten erscheinen unwahrscheinlich.

# 6. Temperaturerhöhung

Bisher wurden bei allen Untersuchungen nur die Leistungen mit ihren relativen Anstiegen betrachtet. Um nun eine grobe Vorstellung zu erhalten, in welchem Bereich sich eine Temperaturerhöhung im Patienten abspielen würde, wird in diesem Abschnitt beispielhaft in einer ersten Näherung ein konkreter Wert berechnet. Dieses Ergebnis stellt nur einen sehr groben Richtwert dar, da viele Vereinfachungen der Bedingungen hierfür getroffen wurden.

## 6.1. Simulationsbeschreibung

Für diese Berechnung ist die in 5.1 dargestellte Simulationsbeschreibung zu übernehmen. Die beiden Spulen stehen sich bei der Position  $\varphi_1 = 0^\circ / \varphi_2 = 0^\circ$  gegenüber, es wird eine kartesische Trajektorie verwendet und das in der Abbildung 3.4 gezeigte Muster angeregt. Zwischen den Spulen befindet sich eine mit Wasser gefüllte segmentierte Kugel, die einen Radius von 10 cm besitzt. Für die spezifische Leitfähigkeit und die Dielektrizitätskonstante wurden die Werte von  $\sigma = 0,5 \frac{S}{m}$  und  $\varepsilon = 80$  aus 5.2.2 übernommen.[12] Die Simulationen erfolgen bei einer Feldstärke von 1,5 T, also bei einer Frequenz von 64 MHz.

## 6.2. Temperaturberechnung

Nach [14] berechnet sich die Temperaturerhöhung über den Anstieg der Energie wie folgt:

$$\Delta T = \frac{\Delta W}{m_K \cdot c} \quad (6.1)$$

- $\Delta T$ : Temperaturerhöhung
- $\Delta W$ : Energieanstieg
- $m_K$ : Masse des erwärmten Körpers
- $c$ : spezifische Wärmekapazität

Der Energieanstieg ergibt sich aus der Spezifische Energie-Absorptionsrate (SAR), dem Volumen des Körpers und der Pulsdauer.

$$\Delta W = SAR \cdot \Delta t \cdot V \quad (6.2)$$

*SAR*: Spezifische Energie-Absorptionsrate  
 $\Delta t$ : Pulsdauer  
*V*: Volumen des Körpers

Die SAR wird über das vorliegende E-Feld und die spezifische Leitfähigkeit ermittelt.[11]

$$SAR = \frac{1}{2} \cdot \sigma \cdot |\vec{E} \cdot \vec{E}^*| \quad (6.3)$$

$\sigma$ : spezifische Leitfähigkeit  
 $\vec{E}$ : Amplitude des E-Feldes  
 \*: bezeichnet den konjugiert komplexen Vektor

Mit einem gemittelten Wert der spezifischen Leitfähigkeit vom Gehirn von  $\sigma = 0,5 \frac{S}{m}$  [12] und dem durch die Simulation gewonnenen  $\vec{E} = 31,75 \frac{V}{m}$  erhält man eine über die Kugel gemittelte SAR von

$$SAR = \frac{1}{2} \cdot 0,5 \frac{S}{m} \cdot 1008 \frac{V^2}{m^2} = 252 \frac{W}{m^3} \hat{=} 0,252 \frac{W}{kg} \quad (6.4)$$

mit einer spezifischen Dichte für Wasser von  $\rho = 1 \frac{g}{cm^3}$ .

Die Pulsdauer der reduzierten Pulse für den betrachteten zweidimensionalen Fall beträgt

$$\Delta t_{2D-Puls} = \frac{N^2}{R} \cdot \Delta t_{Element} = 512 \cdot 25,6 \mu s = 13107,2 \mu s \quad . \quad (6.5)$$

$\Delta t_{Element}$ : Dauer eines Elementes des Pulses  
*N*: Anzahl der Spalten bzw. Zeilen im FOX  
*R*: Anzahl der Sendespulen

Das Volumen der Kugel lässt sich über den Radius  $r_{Kugel}$  ermitteln:

$$V = \frac{4}{3} \cdot \pi \cdot r_{Kugel}^3 \quad (6.6)$$

Also ergibt sich in diesem Fall ein Kugelvolumen von

$$V = \frac{4}{3} \cdot \pi \cdot (10cm)^3 = 4189cm^3 \quad . \quad (6.7)$$

Über das Volumen und die Dichte erhält man die Masse

$$m_K = \rho \cdot V \quad . \quad (6.8)$$

Mit der Dichte für Wasser von  $\rho = 1 \frac{g}{cm^3}$  ergibt sich eine Masse von

$$m_K = 1 \frac{g}{cm^3} \cdot 4189cm^3 = 4189g \quad . \quad (6.9)$$

Mit der Wärmekapazität von  $c = 4,186 \frac{J}{gK}$  [14] kann man die Temperaturerhöhung durch Einsetzen der Gleichung 6.2 in Gleichung 6.1 erhalten.

$$\Delta T_{2D-Puls} = \frac{SAR \cdot \Delta t_{2D-Puls} \cdot V}{m_K \cdot c} = \frac{252 \frac{W}{m^3} \cdot 13107,2 \mu s \cdot 4189 cm^3}{4189 g \cdot 4,186 \frac{J}{gK}} = 0,8 \mu K \quad (6.10)$$

Ein einzelner zweidimensionaler Puls würde also eine Temperaturerhöhung von  $\Delta T_{2D-Puls} = 0,8 \mu K$  verursachen. Für eine vollständige Schichtaufnahme werden im k-Raum z.B. 512 Zeilen gelesen. Da für jede Zeile der Puls wiederholt werden muss, vergrößert sich die Temperaturerhöhung auf

$$\Delta T_{2D-Puls,Schicht} = 0,8 \mu K \cdot 512 = 0,4 mK \quad . \quad (6.11)$$

Bei einer Aufnahme von 100 Schichten erhält man schon eine Erwärmung von

$$\Delta T_{2D-Puls,100Schichten} = 0,4 mK \cdot 100 = 0,04 K \quad . \quad (6.12)$$

Als grober Richtwert gilt, dass ein Temperaturanstieg von 1 K noch toleriert wird. Daraus ergibt sich, dass durch Spulenanordnungen die Leistung sich um ca. den Faktor 25 vergrößern darf, damit die Temperatur nicht über 1 K steigt. Dies stellt keine zu großen Anforderungen an die Durchführbarkeit dieser Methode dar.

Anders verhält es sich bei einem dreidimensionalen Puls. Für ein FOX aus  $N^3 = 32^3$  beträgt seine Dauer statt  $\Delta t_{2D-Puls} = 512 \cdot 25,6 \mu s = 13107,2 \mu s$

$$\Delta t_{3D-Puls} = 512 \cdot 32 \cdot 25,6 \mu s = 420 ms \quad . \quad (6.13)$$

Das bedeutet, dass die Temperaturangaben sich um den Faktor 32 vergrößern. Daher erhält man bei einem 3D-Puls eine Temperaturerhöhung von

$$\Delta T_{3D-Puls} = 0,8 \mu K \cdot 32 = 26 \mu K \quad (6.14)$$

und bei einer Schichtaufnahme

$$\Delta T_{3D-Puls,Schicht} = 0,4 mK \cdot 32 = 13 mK \quad . \quad (6.15)$$

Bei einer Aufnahme von 100 Schichten würde die Temperatur schon um

$$\Delta T_{3D-Puls,100Schichten} = 0,04 K \cdot 32 = 1,3 K \quad \text{ansteigen.} \quad (6.16)$$

Der zuletzt berechnete Wert für eine 3D-Anregung und Aufnahme von 100 Schichten übersteigt schon in dieser optimalen Spulenanordnung 1 K.

Zur Übersicht sind die Ergebnisse in der Tabelle 6.1 dargestellt.

	$\Delta T$	
	2D	3D
1 Puls	0,8 $\mu K$	26 $\mu K$
1 Schicht	0,4 $mK$	13 $mK$
100 Schichten	0,04 $K$	1,3 $K$

Tabelle 6.1.: Die Temperaturerhöhung für verschiedene Situationen sowie 2D- und 3D-Pulse für 64 MHz

### 6.3. Spezifische Energie-Absorptionsrate

Die Grenzwerte nach der Unfallverhütungsvorschrift für die SAR liegen als Ganzkörpermittelwert bei  $0,4 \frac{W}{kg}$  und für die lokale SAR im Kopf und Rumpf bei  $10 \frac{W}{kg}$  (in 10 g Körpermasse).[15] Diese Werte gelten gemittelt für 6 Minuten. Für das oben beschriebene Beispiel stellt sich der Grenzwert für den Ganzkörpermittelwert als unkritisch dar. Mit einer SAR von  $0,252 \frac{W}{kg}$  (vgl. Gl. 6.4) alleine für den Kopf liegen wir bei einer Körpermasse von z.B. 80 kg mit

$$SAR_{Ganzk.} \approx 0,252 \frac{W}{kg} \cdot \frac{4kg}{80kg} = 0,0126 \frac{W}{kg} \quad (6.17)$$

weit unter der Grenze von  $0,4 \frac{W}{kg}$  für den ganzen Körper.

Bei der lokalen SAR müssen die höchsten Werte in 10 g Masse ermittelt werden. Bei dem hier verwendeten Beispiel hätte der ganze Kopf (als Kugel mit 16 Pixeln Radius simuliert)  $\frac{4}{3} \cdot \pi \cdot 16^3 \text{ Pixel} = 17149 \text{ Pixel}$ , verglichen mit der Kopfmasse von  $m_K = 4189 \text{ g}$  würden 10 g Masse 41 Pixeln entsprechen. Für die folgende Berechnung muss man also die 41 zusammenhängenden Pixel mit den höchsten E-Feldstärken ermitteln (vgl. Abb. 5.5). Hier wurde ein Mittelwert von  $\vec{E}_{max} = 55,25 \frac{V}{m}$  ermittelt, mit dem sich eine lokale SAR von

$$SAR_{Kopf} = \frac{1}{2} \cdot 0,5 \frac{S}{m} \cdot 3053 \frac{V^2}{m^2} = 763 \frac{W}{m^3} \hat{=} 0,763 \frac{W}{kg} \quad \text{ergibt.} \quad (6.18)$$

Damit liegt auch die lokale SAR für den Kopf weit unter dem Grenzwert von  $10 \frac{W}{kg}$ .

Die Richtlinien aus der Unfallverhütungsvorschrift scheinen viel zu locker gestellt zu sein. Bei diesem Beispiel liegen die Werte weit unter den Grenzen, würden aber nach der oben beschriebenen Rechnung eine doch nicht vernachlässigbare Temperaturerhöhung verursachen. Jedoch wurde für diese Berechnung vorausgesetzt, dass die Pulse ohne Pause geschossen werden. Dies ist nicht der Fall. In der Zeit zwischen zwei Pulsen kühlt sich das Gewebe zum Teil wieder ab. Außerdem wurde auch nicht berücksichtigt, dass durch die Durchblutung des Kopfes ein Teil der Wärme über das Blut abtransportiert wird. Diese Berechnungen

zeigen nur, dass man sich unter den in den vorhergehenden Kapiteln untersuchten Bedingungen mit einem Leistungsanstieg von 10-50% weit unter der Grenze der Unfallverhütungsvorschrift bewegt.

Bei einer höheren Feldstärke könnte es sich jedoch anders verhalten. Daher werden die SAR-Berechnungen für 3 T und 7 T wiederholt. Bei diesen Feldstärken wird mit einer Frequenz von 128 MHz bzw. 300 MHz gesendet (vgl. Gl. 2.3).

Bei 128 MHz ergeben sich für die SAR folgende Werte:

$$SAR_{Ganzk.} = 0,736 \frac{W}{kg} \cdot \frac{4kg}{80kg} = 0,0368 \frac{W}{kg} \quad (6.19)$$

$$SAR_{Kopf} = \frac{1}{2} \cdot 0,5 \frac{S}{m} \cdot 9155 \frac{V^2}{m^2} = 2289 \frac{W}{m^3} \hat{=} 2,289 \frac{W}{kg} \quad (6.20)$$

Die  $SAR_{Ganzk.}$  liegt mit  $0,0368 \frac{W}{kg}$  um einen Faktor 10 kleiner als der Grenzwert von  $0,4 \frac{W}{kg}$ . Die lokale SAR des Kopfes ist zwar mit  $2,289 \frac{W}{kg}$  nur um einen Faktor von 4 kleiner als die Grenze von  $10 \frac{W}{kg}$ , jedoch stellt auch ein Faktor 4 keine Einschränkung der Methode dar.

Bei 300 MHz ergeben sich für die SAR folgende Werte:

$$SAR_{Ganzk.} = 15,406 \frac{W}{kg} \cdot \frac{4kg}{80kg} = 0,77 \frac{W}{kg} \quad (6.21)$$

$$SAR_{Kopf} = \frac{1}{2} \cdot 0,5 \frac{S}{m} \cdot 137329 \frac{V^2}{m^2} = 34332 \frac{W}{m^3} \hat{=} 34,332 \frac{W}{kg} \quad (6.22)$$

Bei 7 T werden die gesetzlichen Grenzen der SAR überschritten. Die  $SAR_{Ganzk.}$  beträgt fast den doppelten Wert der SAR-Grenze von  $0,4 \frac{W}{kg}$ . Die lokale SAR des Kopfes überschreitet die Grenze von  $10 \frac{W}{kg}$  schon um einen Faktor von gut 3.

Eine Bedingung für die SAR-Berechnung wurde bisher nicht einbezogen. Die Werte sollen über eine Zeitspanne von 6 Min. gemittelt werden. Die oben berechneten Werte würden also vorliegen, wenn man ohne Pause 6 Min. lang sendet. In einer realen Untersuchung liegen zwischen den einzelnen Pulsen Pausen. Das Verhältnis von Pulsdauer zur Gesamtzeit beträgt meist zwischen  $\frac{1}{3}$  und  $\frac{1}{2}$ . In dem hier betrachteten Rechenbeispiel dürfte jedoch nur ein Verhältnis von  $\frac{1}{4}$  realisiert werden, damit sich die SAR um einen Faktor von 4 verkleinert und so mit einem Sicherheitszuschlag unter dem Grenzwert liegt. Wie in den vorhergehenden Kapiteln durch die Simulationen gezeigt wurde, entstehen leicht Leistungsanstiege von 10%, also müsste man eine zusätzliche Pause zwischen den Pulsen von 10% einlegen, damit man sich auf der sicheren Seite befindet und nicht die Grenzwerte überschreitet. Andererseits kann durch eine optimale Spulenordnung die Messzeit verkürzt werden, da nicht so lange Pausen eingehalten werden müssen.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass Transmit SENSE für Feldstärken von 1,5 T und 3 T keine Einschränkungen in bezug auf die Gewebserwärmung des Patienten hat. Jedoch bei höheren Feldstärken, wie z.B. 7 T, stößt man an die Grenze der zulässigen SAR-Werte. In diesem Fall ist es wichtig, die in den Kapiteln 3 bis 5 untersuchten Kriterien zu beachten.

# 7. Zusammenfassung, Ergebnisse und Ausblick

Für einige Anwendungen in der MRT (vgl. 1.1) sind sehr kurze räumlich selektive HF-Anregungspulse notwendig. Diese können mit dem Verfahren Transmit SENSE realisiert werden. Hierbei können die Trajektorie und damit die Pulse bei Verwendung von mehreren Sendespulen reduziert werden (vgl. 2.2).

Durch das Senden der Pulse wird im Körper des Patienten eine Leistung induziert, die ab einer gewissen Höhe zu Gewebeschäden in Form von Verbrennungen führen kann. Damit vor der Realisierung dieses Verfahrens die Höhe der in dem Patienten eingekoppelten Leistung abgeschätzt werden kann, wurden in dieser Arbeit Simulationen durchgeführt. Dabei wurde untersucht, wie stark die Leistung bei Variation von verschiedenen Parametern ansteigt.

Zunächst wurde die Sensitivität der Spulen als linear abfallend angenommen (vgl. Kapitel 3). Hierfür wurde bei der spiralförmigen und kartesischen Trajektorie jeweils der Winkel zwischen den Spulen, der Winkel relativ zum FOX und die Sensitivität variiert. Im nächsten Schritt wurden die Sensitivitäten in Kapitel 4 mithilfe eines Simulationsprogrammes als reale Sensitivitäten ermittelt. Hier wurde nur die kartesische Trajektorie betrachtet, da sie - wie in 3.4 gezeigt - die strengeren Bedingungen an Transmit SENSE stellt. Als Spulenparameter wurden in 4.2 der Winkel, der Abstand und der Spulenradius verändert.

Im Kapitel 5 wurde eine neue Leistungsberechnung eingeführt. Statt der Ermittlung der Leistung alleine über die Pulse wurde nun die Überlagerung der E-Felder miteinbezogen. Dies stellt eine realistischere Berechnungsmethode dar, wobei sogar die räumliche Leistungsverteilung betrachtet werden kann. Wie in 5.2.1 beim Vergleich der beiden Leistungsberechnungen gezeigt wurde, ist die zuvor benutzte eine gute erste Näherung. Die Leistungen unterscheiden sich zwar im Betrag, aber der Verlauf abhängig von der Variation eines Parameters zeigt wenig Abweichung zwischen den beiden Methoden. Daher können die Ergebnisse aus Kapitel 3 und besonders aus Kapitel 4 für die Schlussfolgerungen herangezogen werden. Ebenfalls ergaben sich beim Verlauf der Leistungsminima und -maxima in 5.2.3 keine stark abweichenden Leistungsverläufe, weshalb keine zusätzlichen Untersuchungen zu auftretenden Hotspots notwendig sind.

Zusammenfassend lassen sich die Ergebnisse in den Tabellen 7.1 und 7.2 darstellen.

Parameter	optimale Parametereinstellung
Winkel ( $\varphi_1 = \varphi_2$ )	$0^\circ$
Skalierung der Sensitivität	möglichst groß
Steigung der Sensitivität	möglichst groß
Abstand	möglichst gering
$\frac{\text{Spulenradius}}{\text{FOX}}$	0,7

Tabelle 7.1.: Übersicht der optimalen Parametereinstellungen

Parameter	10%	50%	100%
$\varphi_1 = \varphi_2$	$\pm 20^\circ$	$\pm 50^\circ$	$\pm 85^\circ$
$\varphi_1 = ?, \varphi_2 = 0^\circ$	$\pm 25^\circ$	$\pm 60^\circ$	$\pm 85^\circ$
Abstand zum Rand des FOX	+5 mm	+14 mm	+24 mm
$\frac{\text{Spulenradius}}{\text{FOX}}$	$\pm 0,13$	-0,24; +0,32	-

Tabelle 7.2.: Übersicht der 10%-, 50%- und 100%-Anstiege der Leistung bei den untersuchten Parametern mit real simulierter Sensitivität

Die optimale Spulenpositionen bei den in der Arbeit durchgeführten Simulationen liegen für die kartesische Trajektorie bei  $\varphi_1 = \varphi_2 = 0^\circ$ . Allgemein ausgedrückt, sollten die Spulen möglichst parallel zu den Zeilen im k-Raum positioniert sein. Eine Abweichung von  $\pm 20^\circ$  (für beide Spulen) bzw.  $\pm 25^\circ$  (für eine Spule), unter der man bei einer manuellen Platzierung der Spulen ohne Schwierigkeiten bleiben kann, würde nur eine Leistungs- bzw. Temperaturerhöhung von 10% verursachen. Bei der spiralförmigen Trajektorie hängt die optimale Position der Spulen ebenfalls von ihrer Lage zur Trajektorie ab. Da die Spirale nicht völlig rotationssymmetrisch ist, entstehen Leistungsschwankungen von ca. 15%.

Beim späteren Spulenbau sollte beachtet werden, dass die Sensitivität der Spule, also sowohl die Skalierung als auch die Steigung der Amplitude und Phase, möglichst groß ist. Dies gilt für jede Form der Trajektorie. Die kartesische Trajektorie stellt die strengeren Anforderungen an Transmit SENSE als die spiralförmige.

---

Als weitere Schlussfolgerung der in dieser Arbeit durchgeführten Simulationen sollten die Spulen so dicht wie möglich am Patienten positioniert sein, damit die im Patienten eingekoppelte Leistung möglichst gering ist. Bei dieser Untersuchung wurde die Leistung allerdings nur über die Pulse berechnet; es wurde also die Leistung ermittelt, die die Spulen brauchen, um das gewünschte Muster anzuregen. Je größer der Abstand der Spulen zum FOX, desto mehr Leistung brauchen die Spulen, aber die wirklich im Patienten eingekoppelte Leistung würde sich wahrscheinlich nicht genauso verhalten. Die für diese Berechnung notwendigen E-Felder der Spulen nehmen mit größer werdendem Abstand an Stärke ab, wodurch die im Körper induzierte Leistung sinkt. Dieser Aspekt sollte mittels der Berechnungsmethode über die E-Felder noch weiter untersucht werden. Damit würde auch nicht mehr der kritische Wert bei einer Abstandvergrößerung von 5 mm vorliegen, der schon zu einem Leistungsanstieg von 10% führt. Andererseits sinkt mit zunehmender Entfernung der Spule die Steigung der Sensitivität, wodurch die Leistung steigt (vgl. Abb. 3.13).

Bei den Simulationen zu dem Spulenradius ergab sich eine optimale Größe des Radius zur Seitenlänge des FOX von 0,7. Bei dem hier behandelten Beispiel von einem FOX der Größe 20 cm×20 cm sollte der Spulenradius also 14 cm betragen. Eine Abweichung des Verhältnisses Radius zum FOX von  $\pm 0,13$  würde zu einem Leistungs- und damit Temperaturanstieg von 10% führen. Das entspricht bei dieser FOX-Größe einem Spulenradius von 11,4 cm bzw. 16,6 cm.

Da später in der Praxis das FOX bei jedem Patienten wegen seiner Größe neu eingestellt wird, sollten Spulen verschiedener Durchmesser vorliegen und die optimale Spule aus den Maßen des Patienten ermittelt werden.

Mit der Einführung der neuen Leistungsberechnung in Kapitel 5 konnte die Überlagerung der E-Felder einbezogen werden. Dadurch war es möglich, eine Leistungsverteilung innerhalb des Kopfes des Patienten zu simulieren. Bei höheren Feldstärken zeigten sich Leistungsüberhöhungen, sogenannte Hotspots, die jedoch bei näherer Untersuchung keinen überproportionalen Anstieg der Leistung darstellten. Lokale Verbrennungen des Patienten erscheinen unwahrscheinlich.

In Kapitel 6 wurden für ein Beispiel mithilfe einiger Vereinfachungen konkrete Werte für - durch das Senden der Pulse verursachten - Temperaturerhöhungen und SAR-Werte berechnet. Die Ergebnisse wurden mit den entsprechenden gesetzlichen Grenzwerten [15] verglichen. Zur besseren Übersicht sind die Tabellen 7.3 und 7.4 eingefügt.

Die ermittelten Temperaturanstiege liegen hauptsächlich unter 1 K. Nur bei einem 3D-Puls und einer Aufnahme von 100 Schichten steigt in dem hier verwendeten Beispiel die Temperatur über 1 K. Für diese Berechnung wurde jedoch nicht die Abkühlung zwischen den Pulsen und der Wärmeabtransport durch das Blut miteinbezogen. Damit würde der Temperaturanstieg wesentlich niedriger ausfallen. Die berechneten Werte der SAR liegen bei den gebräulichen Feldstärken weit unter den Grenzwerten, womit sie für Transmit SENSE keine Einschränkungen darstellen. Hierbei fällt eine Leistungserhöhung von 10-50% nicht ins Gewicht. Erst bei sehr hohen Feldstärken von z.B. 7 T (300 MHz) werden die Grenze der

	$\Delta T$	
	2D	3D
1 Puls	0,8 $\mu K$	26 $\mu K$
1 Schicht	0,4 $mK$	13 $mK$
100 Schichten	0,04 $K$	1,3 $K$

Tabelle 7.3.: Die Temperaturerhöhung für verschiedene Situationen sowie 2D- und 3D-Pulse

	64 MHz in $\frac{W}{m^3}$	128 MHz in $\frac{W}{m^3}$	300 MHz in $\frac{W}{m^3}$	Grenzwert in $\frac{W}{m^3}$
$SAR_{Ganzk.}$	0,0126	0,0368	0,77	0,4
$SAR_{Kopf}$	0,763	2,289	43,332	10

Tabelle 7.4.: Übersicht der berechneten SAR-Werte für verschiedene Frequenzen im Vergleich zu den Grenzwerten [15]

zulässigen SAR-Werte erreicht. In diesem Fall kommen die Untersuchungen aus den Kapiteln 3 bis 5 zum Tragen. Hier muss nun sehr bedacht gehandelt werden, damit durch einen weiteren Leistungsanstieg von 10-20% die SAR-Grenzen nicht überschritten werden. Dabei helfen die in dieser Arbeit ermittelten Kriterien.

Neben den in dieser Arbeit untersuchten Parametern könnten in weiteren Simulationen noch andere Parameter variiert werden. Bisher wurde für das Anregungsmuster stets ein Kreis mit 8 Pixeln Radius verwendet. Es könnte neben der Größe auch die Form des Anregungsmusters variiert werden. Ebenfalls könnte der Einfluss bei verschiedenen großen FOX betrachtet werden. Die Spulen wurde bisher als kreisförmig angenommen, genauso könnten aber auch rechteckige Spulen verwendet werden.

In dieser Arbeit wurden wegen des hohen Rechenaufwandes und dadurch resultierenden hohen Rechenzeit nur 2 Spulen mit zweidimensionalen Pulsen untersucht. Es wird zwar angenommen, dass die Ergebnisse sich auf mehrere Spulen und den 3D-Fall übertragen lassen, aber es sollte wenigstens an einigen Beispielen überprüft werden.

Schließlich sollten die Ergebnisse durch experimentelle Untersuchungen bestätigt werden. Man rechnet mit der Fertigstellung eines Transmit SENSE-fähigen MRT-Systems in den nächsten 1-2 Jahren.

# Literaturverzeichnis

- [1] Vlaardingerbroek MT, den Boer JA: Magnetic Resonance Imaging, 2. Auflage, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1999
- [2] Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P: SENSE: sensitivity encoding for fast MRI, *Magn. Reson. Med.*, vol.42, pp.952-962, 1999
- [3] Katscher U, Börnert P, van den Brink JS: Theoretical and numerical aspects of Transmit SENSE, *IEEE Transaction of Medical Imaging*, im Druck
- [4] Katscher U, Börnert P, Leussler C, van den Brink JS: Transmit SENSE, *Magn. Reson. Med.*, vol.49, pp.144-150, 2003
- [5] Morneburg H: Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik, 3. Auflage, Publicis MCD Verlag, Erlangen, 1995
- [6] Lautz G: Elektromagnetische Felder, 2. Auflage, B. G. Teubner, Stuttgart, 1976
- [7] [http://www.klinikum.rwth-aachen.de/cbt/radiologie/skript/allgemein/M\\_Phys\\_Tech.html](http://www.klinikum.rwth-aachen.de/cbt/radiologie/skript/allgemein/M_Phys_Tech.html)
- [8] Pauly J, Nishimura D, Macovski A: A k-space analysis of small-tip-angle excitation, *J. Magn. Reson.*, vol.82, pp.647-654, 1989
- [9] Bronstein IN, Semendjajew KA, Musiol G, Mühlig H: Taschenbuch der Mathematik, 4. Auflage, Verlag Harri Deutsch, Frankfurt am Main, S. 276, 282 und 650, 1999
- [10] CONCEPT II, Technical University Hamburg-Harburg, Department of Theoretical Electrical Engineering, Scalar Version 9.2 + Parallel Version 7.1, Feb. 2003
- [11] Singer H, Brüns HD, Mader T, Freiberg A, Bürger G: CONCEPT II Manual of the program system, Version: January 2000
- [12] Yeung CJ, Susil RC, Atalar E: RF safety of wires in interventional MRI: using a safety index, *Magn. Reson. Med.*, vol.47(1), pp.187-193, 2002
- [13] Liu CY, Farahani K, Lu DSK, Duckwiler G, Oppelt A: Safety of MRI-Guided Endovascular Guidewire Applications, *J. Magn. Reson.*, vol.12, pp.75-78, 2000

- [14] Kneubühl FK: Repetitorium der Physik, 4. Auflage, B. G. Teubner, Stuttgart, 1990
- [15] Berufsgenossenschaft der Feinmechanik und Elektrotechnik: Unfallverhütungsvorschrift Elektromagnetische Felder, 2004

# **A. Anhang: Formelzeichen, Abkürzungen und Programmabläufe**

## A.1. Formelzeichen und Abkürzungen

### Formelzeichen

$a$	Steigung der Sensitivität
$\alpha$	Winkel zwischen den E-Feldern
$b$	Offset der Sensitivität
$\vec{B}_0$	magnetische Flussdichte
$\vec{B}$	Magnetfeld, $\vec{B} = \vec{B}_0 + \vec{G}$
$c$	spezifische Wärmekapazität
$const$	konstanter Faktor
$C$	Kapazität
$\vec{E}_r$	E-Feld der einzelnen Spulen
$E_r^N(\vec{x})$	Durch eine Normeinspeisung angeregtes E-Feld der einzelnen Spulen
$\varepsilon_r$	Dielektrizitätskonstante
$\vec{G} = (G_x, G_y, G_z)$	Gradient
$\gamma$	gyromagnetische Konstante
$\hbar$	Planck'sches Wirkungsquantum
$H$	Index für transponierte und komplex-konjugierte Matrizen
$\vec{H} = (H_x, H_y, H_z)$	magnetisches Feld
$H_x$	x-Komponente des magnetischen Feldes
$H_y$	y-Komponente des magnetischen Feldes
$\vec{I}_{Kern}$	Kernspin
$j$	imaginäre Einheit
$\vec{k}(t)$	Trajektorie
$L(\vec{x})$	Leistung für jeden Raumpunkt
$L_{Spule}$	Induktivität der Spule
$\lambda$	Regularisierungsparameter
$m = \frac{a}{q}$	Steigung der Sensitivität
$m_K$	Masse des erwärmten Körpers
$\vec{\mu}$	magnetisches Moment
$\vec{M}$	Magnetisierung
$M_0$	Gesamtmagnetisierung
$M_z$	Längsmagnetisierung
$M_{xy}$	Quermagnetisierung
$M = N^2$	Anzahl der Pixel im FOX
$N$	Anzahl der Spalten bzw. Zeilen im FOX
$p(t)$	Anregungspuls
$\underline{p}_{full}$	Pulse der einzelnen Spulen in einem Vektor zusammengefasst
$P_{des}(\vec{x})$	gewünschtes Anregungsmuster
$P_r(\vec{x})$	Anregungsmuster der einzelnen Spulen
$q$	Skalierungsfaktor

$Q_r$	Leistung für die einzelnen Spulen
$Q_{ges}$	Gesamtleistung
$r$	Index für die Spule
$r_{Kugel}$	Kugelradius
$R$	Anzahl der Spulen
$\rho$	Dichte
$\underline{s}_{full}$	Sensitivitäten der einzelnen Spulen in einer Matrix zusammengefasst
$S(\vec{x})$	Spulensensitivität
$S_r(\vec{x})$	Sensitivität der einzelnen Spulen
$\sigma$	spezifische Leitfähigkeit
$t, t_u, t_v, t_w$	Zeitvariablen
$\Delta t$	Dauer der Pulse
$\Delta t_{Element}$	Dauer eines Elementes des Pulses
$T$	Pulsdauer
$T_1$	longitudinale Relaxationszeit
$T_2, T_2^*$	transversale Relaxationszeit
$\Delta T$	Temperaturerhöhung
$u$	Index für reduzierte Werte
$v$	Index für diskretisierte Werte
$V$	Volumen des Körpers
$\varphi_r$	Winkel um den die Spulen gedreht werden
$w$	Index für kombinierte Werte
$W(t)$	Jacobi-Determinante
$\Delta W$	Energieanstieg
$\omega$	Larmorfrequenz
$\omega_r$	Resonanzfrequenz
*	Index für konjugierte komplexe Vektoren

## Abkürzungen

CT	ComputerTomographie
FOX	Field Of Excitation
HF	HochFrequenz
MRT	MagnetResonanzTomographie
PET	Positron Emissions Tomographie
SAR	Spezifische Energie-AbsorptionsRate
SENSE	SENSitivity Encoding
w.E.	willkürliche Einheit

## A.2. Programmablauf zu Kapitel 3

### Legende zu den Programmabläufen

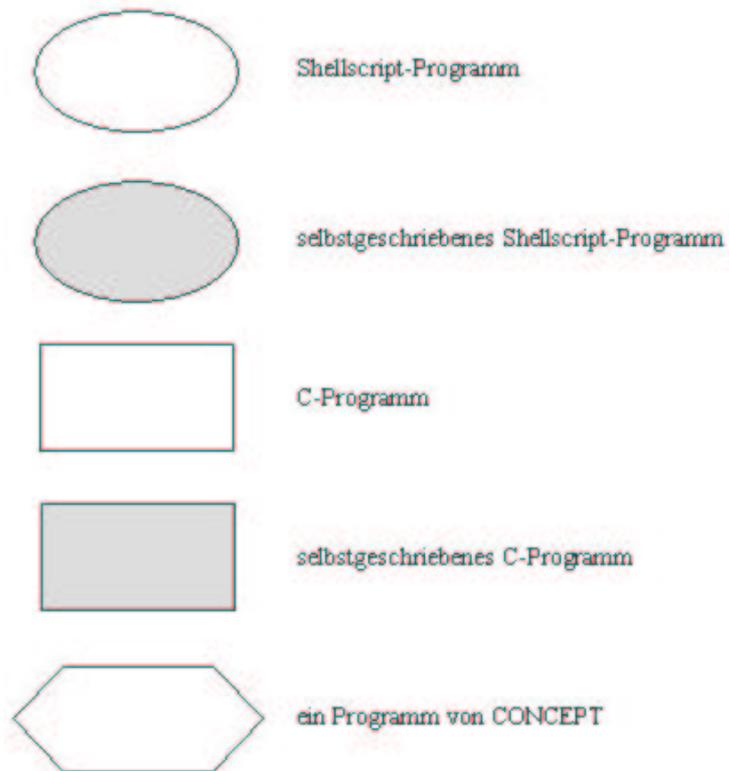


Abbildung A.1.: Legende zu den Programmabläufen

## A.2.1. Programmablauf zu 3.2

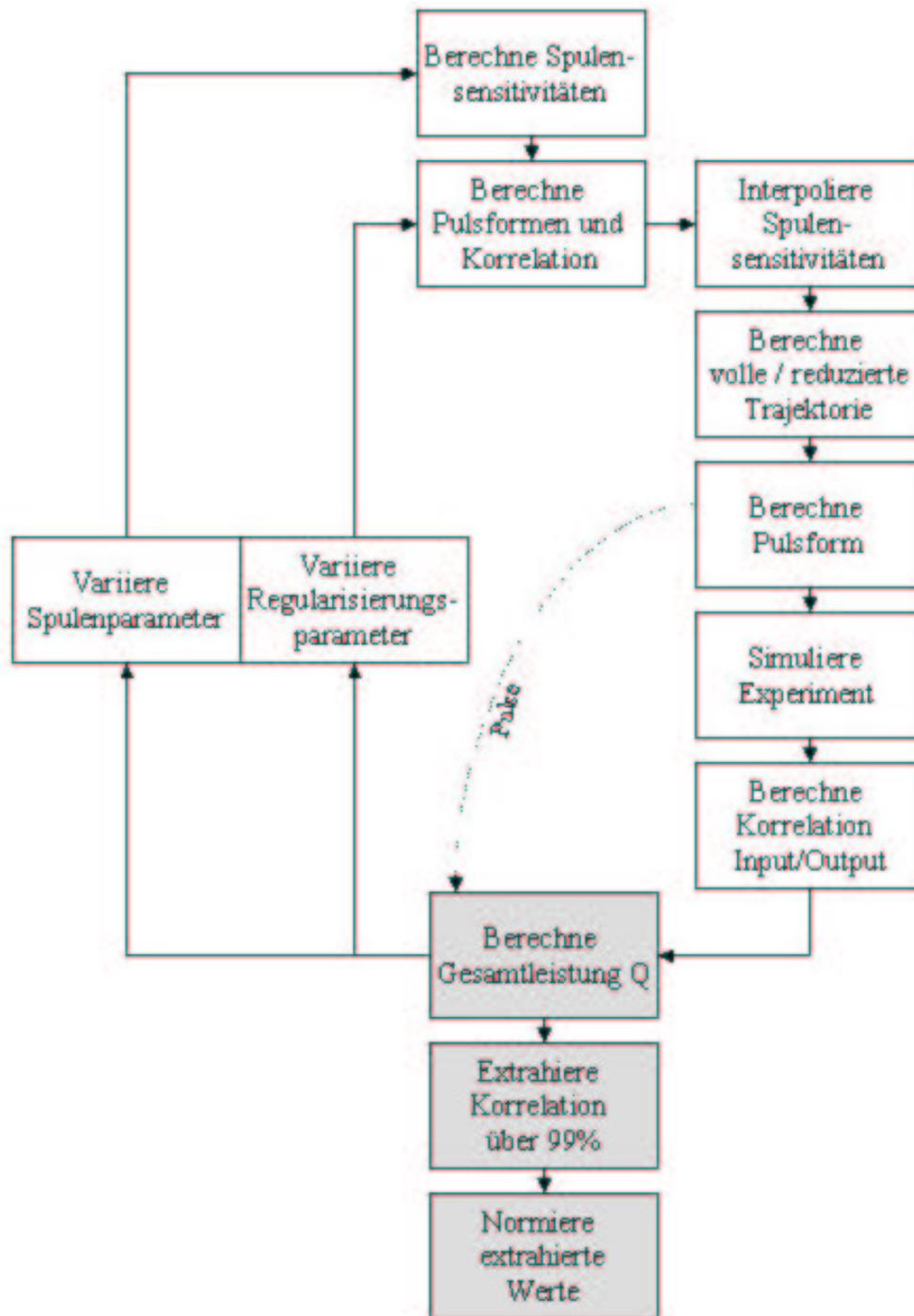


Abbildung A.2.: Übersicht des Programmablaufes zu Transmit SENSE-Simulationen für die spiralförmige Trajektorie, Beschreibung dazu in 3.1.3, grau unterlegte Programme wurden im Rahmen dieser Arbeit erstellt

## A.2.2. Programmablauf zu 3.3

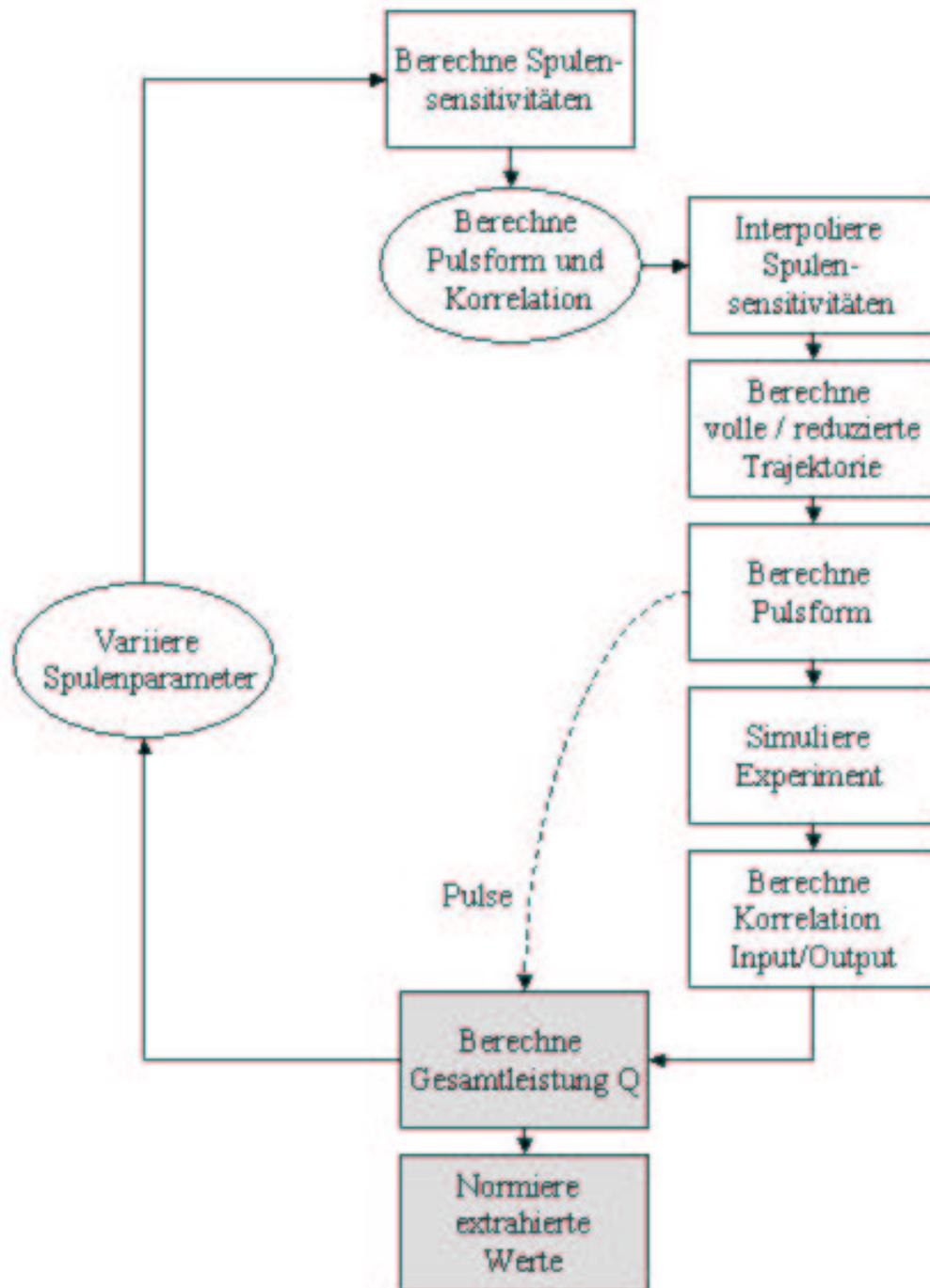


Abbildung A.3.: Übersicht des Programmablaufes zu Transmit SENSE-Simulationen für die kartesische Trajektorie, Beschreibung dazu in 3.1.3, grau unterlegte Programme wurden im Rahmen dieser Arbeit erstellt

### A.3. Programmablauf zu Kapitel 4

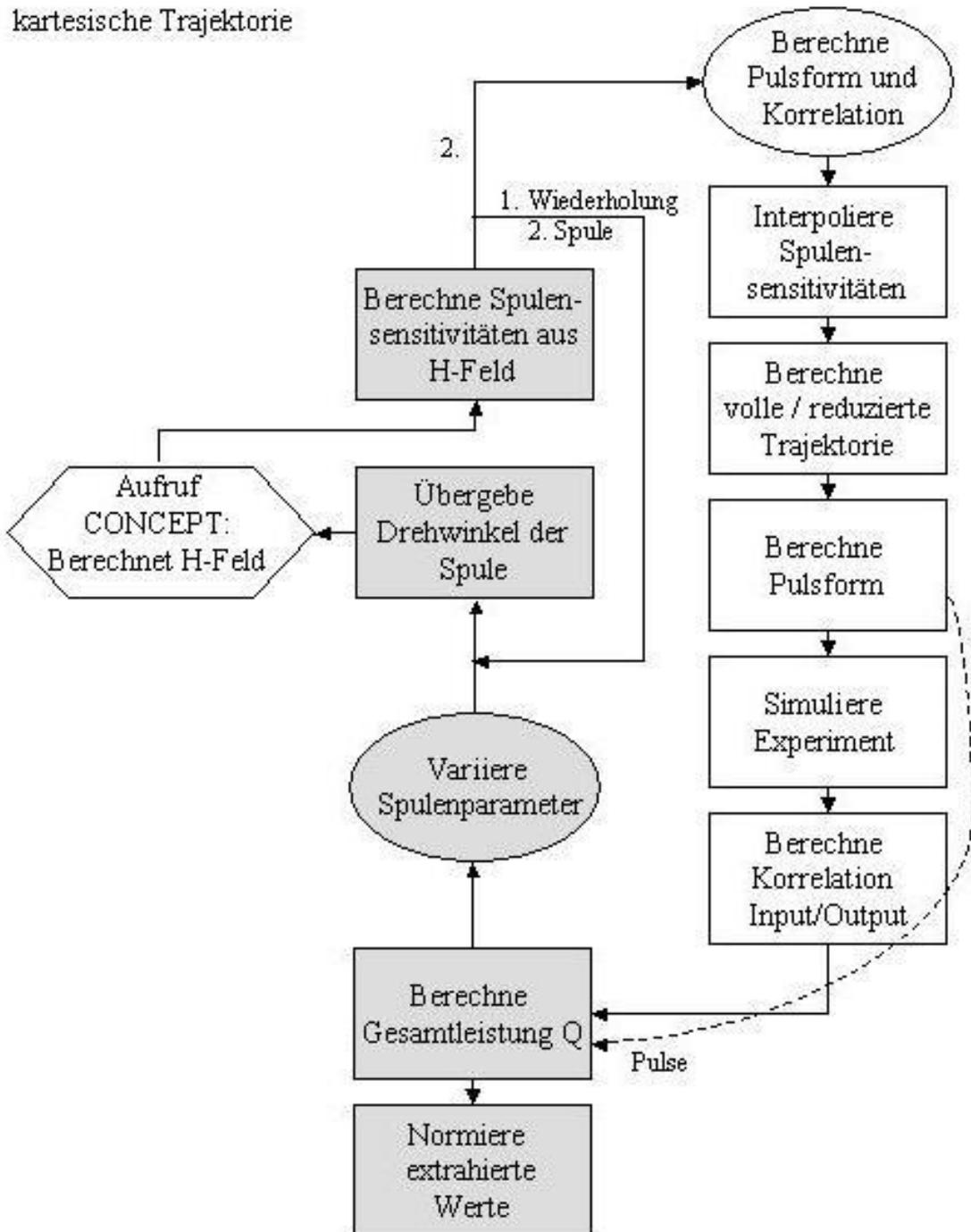


Abbildung A.4.: Übersicht des Programmablaufes zu Transmit SENSE-Simulationen für die kartesische Trajektorie, Beschreibung dazu in 4.1.3, grau unterlegte Programme wurden im Rahmen dieser Arbeit erstellt

## A.4. Programmablauf zu Kapitel 5

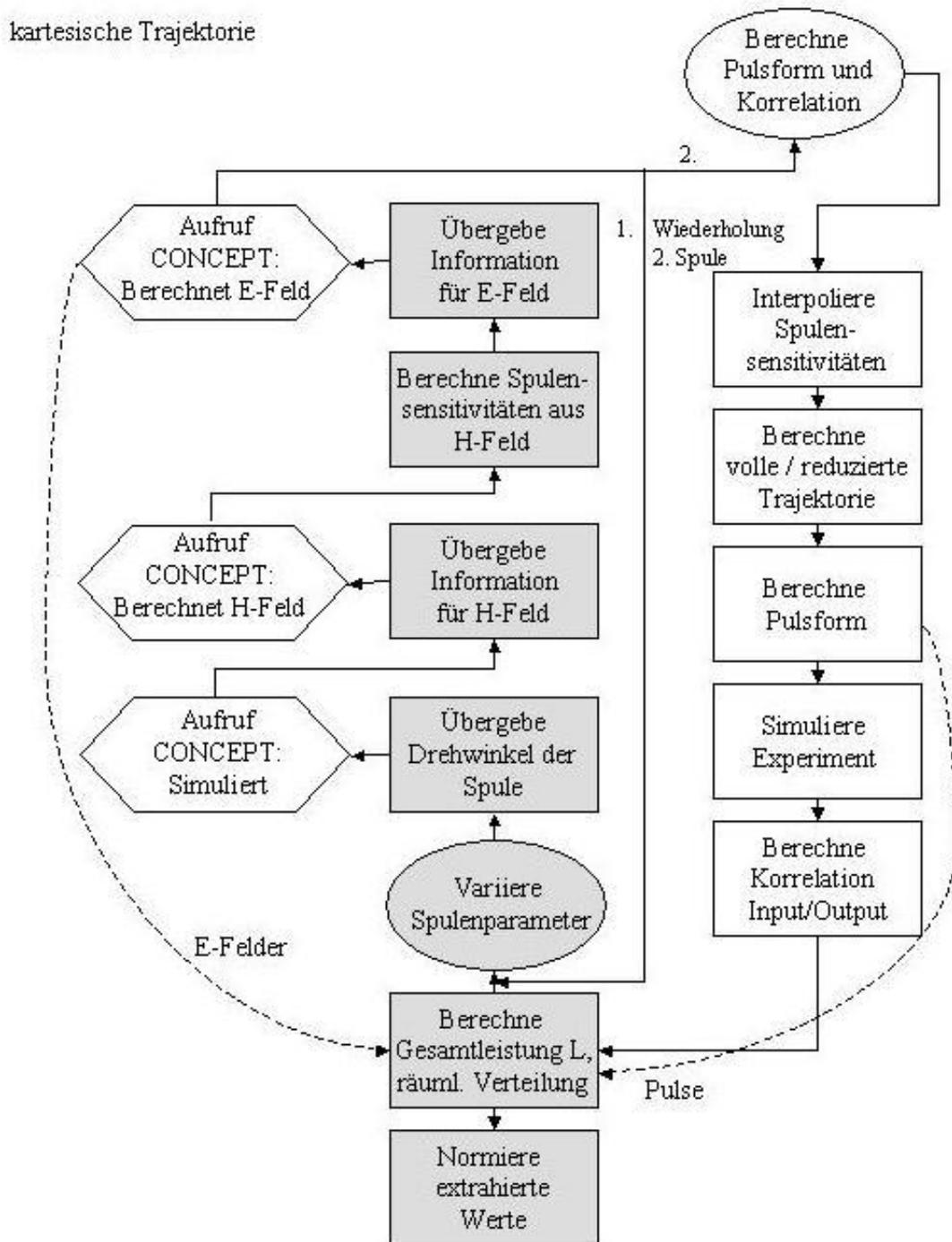


Abbildung A.5.: Übersicht des Programmablaufes zu Transmit SENSE-Simulationen für die kartesische Trajektorie, Beschreibung dazu in 5.1.3, grau unterlegte Programme wurden im Rahmen dieser Arbeit erstellt