

---

# Sicherheit von Personen bei der Hochfrequenz-Exposition in der Ultra-Hochfeld- Magnetresonanztomographie:

Bewertungen von HF-Expositionen basierend auf der lokalen spezifischen  
Absorptionsrate, der lokalen Gewebetemperatur sowie der thermischen  
Dosis für parallele Sendeverfahren

---

Zur Erlangung des akademischen Grades eines

## **Doktors der Ingenieurwissenschaften (Dr.-Ing.)**

von der Fakultät für Elektrotechnik, Informationstechnik und Medientechnik  
der Bergischen Universität Wuppertal genehmigte

### **Dissertation**

von

Thomas M. Fiedler, M.Sc.  
aus Mettmann

Tag der mündlichen Prüfung: 11.05.2018

Referent: Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Markus Clemens

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. sc. techn. Mark E. Ladd

Die Dissertation kann wie folgt zitiert werden:

urn:nbn:de:hbz:468-20181009-104355-0

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=urn%3Anbn%3Ade%3Ahbz%3A468-20181009-104355-0>]

Die Studien in dieser Dissertation wurden in der Abteilung für *Medizinische Physik in der Radiologie* am *Deutschen Krebsforschungszentrum (DKFZ)* in Heidelberg durchgeführt.

© 2018 Thomas M. Fiedler, alle Rechte vorbehalten.

Teile dieser Dissertation wurden zuvor in englischer Sprache veröffentlicht, und das Copyright wurde zu *Elsevier Inc., Lippincott Williams & Wilkins, Wiley Periodicals, Inc.* und zur *American Association of Physicists in Medicine* transferiert. Der Autor besitzt die Rechte zum Nachdruck in dieser Dissertation.

---

# Inhaltsverzeichnis

---

Abkürzungs- und Symbolverzeichnis.....	1
Liste der Originalveröffentlichungen.....	3
1. Einleitung und Übersicht.....	5
1.1 Background.....	5
1.1.1 HF-Sicherheit in der MRT .....	5
1.1.2 Herausforderungen der Ultra-Hochfeld-MRT .....	7
1.2 Zielsetzung und Gliederung.....	8
2. Methoden und Stand der Forschung .....	11
2.1 Prinzipien der MR-Bildgebung.....	11
2.2 Normgebung.....	13
2.3 Hochfrequenzfelder in Ultra-Hochfeld-MR-Systemen .....	16
2.3.1 Elektrische und magnetische Eigenschaften biologischen Gewebes .....	18
2.3.2 Spezifische Absorptionsrate (SAR) .....	20
2.3.3 Effekte von lokalen Sendespulen .....	23
2.4 Numerische Methoden zur Berechnung von HF-Feldern .....	24
2.4.1 Finite-Differenzen-Methode im Zeitbereich und Finite-Integrations-Methode .....	25
2.4.2 Eigenschaften von Randbedingungen .....	27
2.4.3 Finite-Elemente-Methode .....	28
2.5 Körpermodelle.....	29
2.5.1 Anatomische Körpermodelle.....	29
2.5.2 Erforderliche Details von Körpermodellen.....	31
2.5.3 Homogene Körpermodelle .....	33
2.5.4 Patientenspezifische Körpermodelle und Segmentierungsprozesse .....	34
2.6 Thermische Simulationen.....	36
2.6.1 Thermische Reaktion des Körpers auf HF-Absorption .....	36

2.6.2	HF-Sicherheitsbetrachtung.....	38
2.6.3	Biologische Wärmetransfermodelle für die Bestimmung der lokalen Gewebetemperatur.....	39
2.6.4	Modellierung der physiologischen Reaktion auf HF-Absorption in biologischen Wärmetransfermodellen.....	40
2.6.5	Effekte von lokalen, zeitabhängigen Verlustleistungsdichten auf die Gewebetemperatur.....	43
2.6.6	Wärmetransfer an Körperoberflächen.....	43
2.6.7	Temperaturabhängige metabolische Wärmeproduktion .....	44
2.6.8	Thermische Dosis.....	45
2.7	Validierung von numerischen Ergebnissen .....	49
2.7.1	Messungen mit Sonden.....	49
2.7.2	Vergleich mit $B_1^+$ -Verteilungen.....	50
2.7.3	Validation mit MR-Thermometrie .....	50
2.8	Bewertung der HF-Exposition für parallele Sendeverfahren .....	52
2.8.1	Generalisierte SAR-Modelle und <i>Virtual Observation Points</i> .....	55
2.8.2	<i>Virtual Observation Points</i> basierend auf Gewebetemperatur.....	59
2.8.3	Online-Überwachung der lokalen SAR .....	60
3.	Bewertung der Exposition durch körpernah betriebene Hochfrequenz-Sendespulen am Anwendungsfall der MR-Mammographie.....	63
3.1	Einleitung.....	63
3.2	Methoden.....	64
3.2.1	Spulendesign und Simulationsmodell .....	64
3.2.2	Methoden zur Validierung des Simulationsmodells .....	65
3.2.3	Generierung von heterogenen voxelbasierten Körpermodellen .....	66
3.2.4	Simulationen auf Basis von SAR .....	66
3.2.5	Simulationen auf Basis der Gewebetemperatur .....	67
3.2.6	Thermische Dosisberechnung .....	71
3.3	Ergebnisse .....	71



3.3.1	Validierung des Simulationsmodells mit dem Körperphantom .....	71
3.3.2	Studie mit heterogenen Körpermodellen basierend auf SAR .....	72
3.3.3	Thermische Simulationen .....	76
3.4	Diskussion der Ergebnisse .....	81
3.4.1	Validierung des Simulationsmodells .....	81
3.4.2	Sicherheitsbewertung basierend auf SAR .....	81
3.4.3	Sicherheitsbewertung basierend auf Temperatur .....	82
3.4.4	Thermische Dosis.....	84
3.4.5	Zusammenhang zwischen SAR- und Temperaturmaximum .....	86
3.5	Zusammenfassung.....	87
3.6	Anhang.....	89
4.	HF-Sicherheitsbetrachtung bei der lokalen Optimierung des Kernspin-Anregungsfeldes mit Hilfe von dielektrischen Materialien.....	91
4.1	Einleitung.....	91
4.2	Theorie .....	93
4.3	Methoden.....	94
4.4	Ergebnisse und Diskussion .....	97
4.4.1	Ergebnisse für die Wasserstoff( <sup>1</sup> H)-Resonanzfrequenz bei 7 Tesla .....	97
4.4.2	Ergebnisse für die Natrium( <sup>23</sup> Na)-Resonanzfrequenz bei 7 Tesla .....	101
4.5	Schlussfolgerung.....	104
5.	Bewertung der HF-Exposition für integrierte HF-Sendespulen mit hoher Kanalanzahl .....	105
5.1	Einleitung und Übersicht .....	105
5.2	Methoden.....	107
5.2.1	Geometrie der Sendeelemente.....	107
5.2.2	Normierte kumulative Summe der Singulärwerte .....	108
5.2.3	Erstellung von optimierten HF-Pulsen.....	109
5.2.4	Auswertung der Homogenität des Anregungsfelds und Vergleichsmodell .....	111
5.3	Vergleich von integrierten Sendespulen mit lokalen Sendespulen für die Körperbildgebung bei 7 T .....	112

5.3.1	Beschreibung der Arraykonfigurationen .....	112
5.3.2	Ergebnisse.....	113
5.3.3	Diskussion der Ergebnisse .....	116
5.4	Performance-Analyse von integrierten 7T-Sendespulen mit hoher Kanalanzahl .....	117
5.4.1	Untersuchte Arraykonfigurationen .....	117
5.4.2	Ergebnisse.....	120
5.4.3	Diskussion der Ergebnisse .....	129
5.4.4	Schlussfolgerung.....	132
5.5	Sicherheitsbetrachtungen von integrierten 7 Tesla-Sendespulen .....	132
5.5.1	Simulationsmodell des Prototypendesigns .....	132
5.5.2	Bewertung der HF-Spulensicherheit .....	136
5.5.3	Ergebnisse.....	136
5.5.4	Diskussion der Ergebnisse .....	143
5.6	Zusammenfassung.....	147
6.	Schlussfolgerung und Ausblick .....	148
6.1	Körpernah betriebene Hochfrequenz-Sendespulen .....	148
6.2	Mehrkanalige integrierte Hochfrequenz-Sendespulen .....	149
6.3	Bewertungsgrundlage der HF-Exposition.....	150
6.4	Ausblick.....	152
	Literaturverzeichnis.....	153
	Danksagung .....	171

---

## Abkürzungs- und Symbolverzeichnis

---

<b><math>B_1^+</math></b>	Kernspin-Anregungsfeld	$T = Vs/m^2$
<b><math>B_0</math></b>	Statisches Magnetfeld	$T = Vs/m^2$
<b>CEM43°C</b>	<i>Cumulative equivalent number of minutes at 43 °C</i> , deutsch: kumulative Äquivalenzminuten bei 43°C	min
<b>EM</b>	Elektromagnetisch	
<b>FLM</b>	Kontrollierter Betriebsmodus erster Stufe eines MR-Systems (vom englischen <i>„first level mode“</i> )	
<b>FOV</b>	<i>Field of view</i> , deutsch: Messbereich	m
<b>HEW</b>	Homogene ebene Welle	
<b>HF</b>	Hochfrequenz	
<b>IEC</b>	<i>International Electrotechnical Commission</i>	
<b>MRT</b>	Magnetresonanztomographie	
<b>pTx</b>	<i>Parallel transmit</i> , deutsch: paralleles Senden	
<b>NM</b>	Normaler Betriebsmodus eines MR-Systems	
<b>ROI</b>	<i>Region of interest</i> , deutsch: Bildregion	m
<b>SAR</b>	Spezifische Absorptionsrate	W/kg
<b>SPAIR</b>	<i>Spectral Attenuated Inversion Recovery (MR-Sequenz zur Unterdrückung des Signals von Fettgewebe)</i>	
<b><math>T_1</math></b>	Relaxationszeit der longitudinalen Magnetisierung	s
<b><math>T_2</math></b>	Relaxationszeit der transversalen Magnetisierung	s
<b><math>T_2^*</math></b>	Effektive Relaxationszeit der transversalen Magnetisierung	s
<b>TE</b>	Echozeit	s
<b>TR</b>	Wiederholzeit	s
<b>TSE</b>	<i>Turbo spin echo</i>	
<b>UHF</b>	Ultra-Hochfeld	
<b>VIBE</b>	<i>Volume Interpolated Breathhold Examination (3D-Gradienten-Echo-Sequenz mit Fourierinterpolation)</i>	
<b>VOP</b>	<i>Virtual Observation Point</i>	
<b>Voxel</b>	Volumenelement	



---

## Liste der Originalveröffentlichungen

---

Teile der vorliegenden Arbeit wurden in den folgenden *Peer-Review*-Artikeln in wissenschaftlichen Zeitschriften und Konferenzbeiträgen mit dem Autor dieser Thesis als Erstautor veröffentlicht:

Fiedler, T. M., Ladd, M. E., Bitz, A. K. (2018) SAR Simulation & Safety. *NeuroImage*, Special Issue on Neuroimaging with Ultra-High Field MRI: Present and Future, Volume 168, March 2018, Pages 33-58, DOI: 10.1016/j.neuroimage.2017.03.035.

Fiedler, T. M., Ladd, M. E., Bitz, A. K. (2017) RF safety assessment of a bilateral 4-channel transmit/receive 7 Tesla breast coil: SAR versus tissue temperature limits. *Medical Physics*, 44 (1), 143-157, DOI: 10.1002/mp.12034.

Fiedler, T. M., Orzada, S., Flöser, M., Quick, H. H., Ladd, M. E. and Bitz, A. K. (2017) RF safety assessment of a 32-channel integrated body coil for 7 Tesla: Thermal dose evaluation at high SAR level. ISMRM 25th Annual Meeting 2017, Honolulu, USA, #5577.

Fiedler, T. M., Flöser, M., Rietsch, S., Orzada, S., Quick, H.H., Ladd, M. E., Bitz, A. K. (2017) Comparison of a 32-channel remote body coil for 7 Tesla with local and remote 8- and 16-channel transmit coil arrays. ISMRM 25th Annual Meeting 2017, Honolulu, USA, #4306.

Fiedler, T. M., Ladd, M. E., Bitz, A. K. (2016) Local SAR increase in the human head induced by high-permittivity pads at the sodium ( $^{23}\text{Na}$ ) resonance frequency at 7 Tesla. ISMRM 24rd Annual Meeting 2016, Singapore, #3663.

Fiedler, T. M., Ladd, M. E., Bitz, A. K. (2016) RF safety assessment of a 7 Tesla breast coil: SAR versus tissue temperature limits. ISMRM 24rd Annual Meeting 2016, Singapore, #3666.

Fiedler, T. M., Ladd, M. E., Bitz, A. K. (2016) Comparison of SAR, tissue temperature and thermal dose in local and remote 8-ch body arrays. ISMRM Workshop on: Ultra High Field MRI: Technological Advances & Clinical Applications, Heidelberg, Germany.

Fiedler, T. M., Ladd, M. E., Bitz, A. K. (2015) Local SAR elevations in the human head induced by high-permittivity pads at 7 Tesla. ISMRM 23rd Annual Meeting 2015, Toronto, Canada, #3213.

ISMRM Merit Award: Magna cum laude.



---

# 1. Einleitung und Übersicht

---

## 1.1 Background

### 1.1.1 HF-Sicherheit in der MRT

Die Magnetresonanztomographie (MRT) ist eine der wichtigsten medizinischen Bildgebungstechniken. Mit der MRT können nicht-invasiv und ohne die Verwendung von ionisierender Strahlung Schnittbilder des menschlichen Körpers mit besonders hohem Weichteilkontrast erstellt werden. Dazu werden drei verschiedene elektromagnetische Felder eingesetzt, denen der menschliche Körper bei einer MR-Untersuchung ausgesetzt wird:

1. Ein statisches Magnetfeld wird zur Ausrichtung des Kernspins der Atomkerne im Körper verwendet. In klinischen MR-Geräten werden derzeit hauptsächlich Magnetfelder von 1,5 bis 3 Tesla (T) eingesetzt. In Forschungsgeräten für die humane Anwendung können stärkere Magnetfelder eingesetzt werden. Derzeit verwenden die meisten Forschungsgeräte 7 T.
2. Magnetfeldgradienten mit einer Frequenz im kHz-Bereich werden zur Ortskodierung eingesetzt.
3. Hochfrequenzfelder (HF-Felder) im MHz-Bereich werden zur Kernspinanregung und zum Signalempfang verwendet. Die Frequenz der HF-Felder steigt proportional mit der Stärke des statischen Magnetfeldes an. So wird z.B. zur Kernspinanregung des Wasserstoff-Protons bei 7 T eine Frequenz von ca. 300 MHz angewendet.

Das menschliche Gewebe ist verlustbehaftet, und bei der Exposition von Personen in HF-Feldern wird Energie im verlustbehafteten Körpergewebe absorbiert, wodurch es zu einem Wärmeeintrag im Gewebe kommt. Exzessive HF-Absorption führt zu einer Erwärmung des Gewebes, die durch überhöhte Temperaturen Gewebeschäden hervorrufen kann. Die vom Körper absorbierte Gesamtenergie ist frequenzabhängig und erhöht sich mit steigender Frequenz, so dass die Gewebeerwärmung bei Forschungsgeräten ( $\geq 7$  T) ein größeres Hindernis darstellt. Zudem wird die Wellenlänge des HF-Feldes mit zunehmender Feldstärke kürzer, und daher sind lokale Überhöhungen der Verlustleistungsdichte im Körper mit zunehmender Frequenz stärker ausgeprägt.

Um Probanden während einer MR-Untersuchung vor einem Gewebeschaden durch HF-induzierte Wärme zu schützen, sind Grenzwerte für die zulässige Erhöhung der Körperkerntemperatur sowie für die maximale lokale Gewebetemperatur in der Norm IEC 60601-2-33 (International Electrotechnical Commission (IEC), 06.2015) spezifiziert.

Der Zusammenhang zwischen einem lokalen HF-Wärmeeintrag und der resultierenden lokalen Gewebetemperatur ist komplex und wird wesentlich von den thermischen Gewebeparametern sowie vom personenabhängigen Thermoregulationssystem beeinflusst. Bei den hier betrachteten Expositionsszenarien aus der MRT stellt die Blutperfusion den effektivsten körpereigenen Regelmechanismus dar, um den lokalen Wärmeeintrag abzuführen. Die Blutperfusion ist gewebe- und temperaturabhängig und wird zudem vom Gesundheitszustand des Probanden beeinflusst.

Alternativ zur Begrenzung von absoluter Temperatur oder Temperaturerhöhung kann auch der HF-induzierte Wärmeeintrag im Gewebe begrenzt werden, für den die spezifische Absorptionsrate (SAR) als Maß herangezogen wird. Grenzwerte für die zeitlich gemittelte SAR, ebenfalls definiert in der IEC-Norm (International Electrotechnical Commission (IEC), 06.2015), sind unterteilt in Grenzwerte für globale SAR-Aspekte, wie z.B. Ganzkörper- und Teilkörper-SAR (u.a. Kopf), sowie in lokale, über 10g-Gewebemasse gemittelte Grenzwerte. Im Vergleich zu niedrigeren Feldstärken wie 1,5 T, bei denen in den meisten MR-bezogenen Expositionsfällen nur die globalen SAR-Aspekte berücksichtigt werden, stellt bei höheren Frequenzen typischerweise der Grenzwert der lokalen SAR den die HF-Sendeleistung limitierenden Aspekt dar. Im Gegensatz zur Gewebetemperatur besteht allerdings keine direkte Korrelation zwischen der SAR und einem möglichen Gewebeschaden.

Derzeit ist es nicht möglich, die lokale SAR oder die lokale absolute Gewebetemperatur nicht-invasiv *in vivo* zu ermitteln. Numerische Berechnungen der hochfrequenten Feldverteilung und der Gewebetemperatur unter Berücksichtigung von anatomischen Körpermodellen stellen daher aktuell die einzige Möglichkeit dar, Informationen über realistische SAR- und Temperaturverteilungen im Gewebe zu erhalten. Da die SAR nur von den dielektrischen Gewebeparametern und nicht von thermischen Parametern abhängig ist, können sich lokale SAR- und lokale Temperaturverteilungen im Körper mitunter deutlich unterscheiden.

Wegen der erhöhten Komplexität bei der Berücksichtigung der thermischen Parameter basieren Sicherheitsbetrachtungen für HF-Sendespulen sowie die Online-HF-Überwachungen bei klinischen MR-Systemen derzeit ausschließlich auf den SAR-Grenzwerten. Da die thermischen Parameter aber einen großen Einfluss auf die Temperaturverteilung haben und die Thermoregulation des Körpers starken individuellen Schwankungen unterliegen kann, muss davon ausgegangen werden, dass die bestehenden Grenzwerte für die SAR entsprechend große Sicherheitsmargen beinhalten. Zudem scheinen die Grenzwerte für die globalen SAR- und die lokalen SAR-Aspekte nicht konsistent zu sein. Es ist bekannt, dass bei klinischen MR-Systemen bei Einhaltung der globalen SAR, die in IEC 60601-2-33 angegebenen Grenzwerte für die lokale SAR zum Teil deutlich überschritten werden, ohne dass bisher Gesundheitsschäden bekannt geworden sind.



Es ist zudem bekannt, dass für einen Gewebeschaden die Kombination aus Temperatur und deren Einwirkzeit entscheidend ist. Um dieser Erkenntnis Rechnung zu tragen, wird derzeit in der Normgebung die Einführung einer thermischen Dosis diskutiert. Diese wird aus dem transienten Temperaturverlauf bestimmt, indem dieser auf eine Referenztemperatur bezogen und eine kumulierte äquivalente Expositionszeit bei dieser Referenztemperatur errechnet wird.

### 1.1.2 Herausforderungen der Ultra-Hochfeld-MRT

Seit der Einführung der MRT gibt es einen kontinuierlichen Trend zu höheren magnetischen Feldstärken. Mittlerweile sind etwa sechzig Ganzkörper-MR-Systeme mit 7 T in Betrieb, und dazu kommen mehrere 9,4 T-Geräte (Siemens Healthcare, 2015). Die ersten 10,5 T- und 11,7 T-Geräte befinden sich im Aufbau (Ertürk et al., 2017b). Theoretische Vorüberlegungen für Anwendungen am Menschen wurden bereits für 14 T, 20 T und sogar 23,5 T durchgeführt (Budinger et al., 2016; Winter & Niendorf, 2016). Diese Feldstärken entsprechen Frequenzen von 300 MHz (7 T), 500 MHz (11,7 T), 600 MHz (14 T) und bis zu 1 GHz (23,5 T).

Obwohl sich das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) mehr als linear mit der magnetischen Feldstärke<sup>1</sup> erhöht (Cao et al., 2015) und somit den wesentlichen Anreiz darstellt, nach höheren magnetischen Feldstärken zu streben, ist die Bildgebung besonders mit ultra-hohen Feldern ( $\geq 7$  Tesla) mit zahlreichen Herausforderungen konfrontiert:

- Höhere statische magnetische Feldstärken stehen in Korrelation zum Anstieg der Larmorfrequenz und damit zum Anstieg der Frequenz des HF-Feldes, sowie zum Anstieg der Leistungsabsorption im verlustbehafteten menschlichen Gewebe.
- Die Wellenlänge ist im Vergleich zu den Dimensionen des menschlichen Körpers kurz, und das Kernspin-Anregungsfeld (die transversale Komponente des magnetischen HF-Feldes) im Körper ist im Vergleich zu klinischen MR-Geräten (1,5 – 3 T) nicht länger homogen.
- Die elektrische Leitfähigkeit und die Permittivität menschlicher Gewebe sind frequenzabhängig.
- Es können signifikante Überhöhungen der lokalen SAR auftreten.

Verglichen mit klinischen MR-Systemen mit Feldstärken  $\leq 3$  T werden bei Feldstärken  $\geq 7$  T zudem andere Konzepte zur Erzeugung des kernspinnanregenden Feldes angewendet. Klinische Systeme verwenden eine in das MR-System integrierte *Birdcage*-Sendespule, die sich hinter der Verkleidung und sich somit entfernt zum Körper befindet. Bei Feldstärken  $\geq 7$  T werden zurzeit lokale, körpernah platzierte Sendespulen eingesetzt. Diese bestehen i.d.R. aus mehreren Elementen mit individueller

---

<sup>1</sup> Im Sprachgebrauch der MRT ist es üblich, die magnetische Flussdichte  $B_0$  als „magnetische Feldstärke“ zu bezeichnen, obwohl dies physikalisch nicht korrekt ist.

Amplituden- und Phasengewichtung zur Manipulation des kernspinanregenden Feldes in einer Zielregion (Kraff et al., 2015). Um einen zu klinischen Systemen vergleichbaren Arbeitsablauf bei UHF-Systemen zu erhalten, wird derzeit die erste integrierte Sendespule mit 32 Sendekanälen für MR-Systeme mit 7 T entwickelt, bei der die Sendeelemente in das MR-System integriert werden.

## 1.2 Zielsetzung und Gliederung

Das Ziel der durchgeführten Untersuchungen in dieser Thesis ist es, Beiträge zur realitätsnahen Bewertung der HF-Exposition in der UHF-MRT zu leisten. Erstens, um die Anwendbarkeit von parallelen Sendeverfahren zu verbessern, und zweitens zur Ableitung belastbarer SAR-Grenzwerte oder zur Definition neuer Standards, die bei der Untersuchung von Probanden mit Hochfeld-MR-Tomographen  $\geq 7$  T herangezogen werden können.

In dem folgenden Kapitel 2 werden zuerst die physikalischen Grundlagen der MR-Bildgebung und die Normen zur Sicherstellung der Patientensicherheit bei der Hochfrequenzexposition vorgestellt. In den darauffolgenden Abschnitten werden Methoden und Techniken sowie der aktuelle Stand der Forschung erläutert, mit denen es möglich ist, Sicherheitsbetrachtungen für die HF-Exposition in der Hochfeld-MRT durchzuführen und die Patientensicherheit zu gewährleisten.

Kapitel 3 befasst sich mit der Bewertung der Exposition durch körpernah betriebene Hochfrequenz-Sendespulen am Anwendungsfall der Ultra-Hochfeld(UHF)-MR-Mammographie. In der UHF-MRT werden derzeit lokale Sendespulen in geringem Abstand zum Körper zur Erzeugung des kernspinanregenden magnetischen Feldes eingesetzt. Körpernah betriebene Spulen können ein hohes lokales SAR und damit einen hohen lokalen HF-Wärmeeintrag im angrenzenden Körpergewebe induzieren. Da die Mammae überwiegend aus schlecht durchblutetem Gewebe bestehen, kann ein HF-induzierter Wärmeeintrag nur eingeschränkt kompensiert werden, wodurch es zu einer unzulässigen Erwärmung des Gewebes kommen kann. In diesem Kapitel wird der Zusammenhang zwischen lokaler SAR-Verteilung und Temperaturverteilung im Gewebe unter Berücksichtigung von Modellen für gesunde und beeinträchtigte Thermoregulationssysteme untersucht. Basierend auf dem thermischen Dosismodell CEM43°C wird zudem die zulässige Expositionszeit untersucht.

Um das Kernspinanregungsfeld lokal zu verstärken sowie zu homogenisieren, werden zurzeit körpernah platzierte dielektrische Materialien mit hoher Permittivität eingesetzt. In bisherigen Veröffentlichungen wurden nur die Auswirkung der dielektrischen Materialverteilung auf die Bildgebung untersucht und die Auswirkung auf die elektrische Feldverteilung und somit auf die SAR im Gewebe vernachlässigt. In Kapitel 4 wird der Effekt von Materialien mit hoher Permittivität auf die

lokale Verteilung des elektrischen Feldes im Körper und auf die Auswirkung auf die HF-Sicherheitsbetrachtung untersucht.

Sendespulen können entfernt vom Probanden platziert und in das MR-System integriert werden, um eine höhere Anzahl an Spulenelementen und damit verbundene unabhängige Sendekanäle zu ermöglichen. Zudem erhöht sich der Patientenkomfort während einer UHF-MR-Untersuchung. Mit dem Ziel, klinische Ganzkörper-Untersuchungen mit UHF-Systemen zu ermöglichen, befindet sich die erste integrierte Ganzkörper-Sendespule mit hoher Kanalanzahl für ein 7 T-System derzeit in unserer Arbeitsgruppe in der Entwicklung. Die Sendeelemente dieser Spule sind hinter der Verkleidung der Magnetbohrung angeordnet und befinden sich damit entfernt vom Körper, wodurch ein vergleichbarer Arbeitsablauf zu klinischen Systemen bei 1,5 – 3 T erreicht wird, da die Sendeelemente nicht auf dem Körper des Probanden platziert werden müssen. Parallele Sendeverfahren können die zusätzlichen Freiheitsgrade der höheren Anzahl an unabhängigen Sendeelementen zur Optimierung des Kernspin-Anregungsfelds nutzen. Hierbei kann sich die Verlustleistungsdichte im Körper räumlich als Funktion der Untersuchungszeit verändern. In Kapitel 5 werden Spulenarrays hinsichtlich der effektiv nutzbaren Freiheitsgrade für parallele Sendeverfahren sowie hinsichtlich der erzielbaren Homogenität der Kernspinanregung unter gleichzeitiger Berücksichtigung der HF-Absorption im Körper numerisch untersucht. Die zeitlich veränderbare Feldverteilung wird genutzt, um den Wärmeeintrag im Körper zu verteilen. Dies hat zum Ziel, eine höhere Eingangsleistung zuzulassen und präzisere Kontrolle über das Anregungsmuster zu erhalten.

Das sechste Kapitel enthält eine Zusammenfassung mit einer Diskussion der in der Arbeit erzielten Ergebnisse und einem Ausblick auf weitere in dieser Arbeit noch nicht beantwortete Forschungsfragen.



---

## 2. Methoden und Stand der Forschung

---

In diesem Abschnitt werden Methoden diskutiert, mit deren Hilfe es möglich ist, die Patientensicherheit in der Hochfeld-MRT zu gewährleisten. Dazu gehören elektromagnetische und thermische Simulationen mit anatomischen Körpermodellen sowie die Validierung der numerischen Modelle und der damit erhaltenen Ergebnisse. Weiterhin werden Konzepte zur Bestimmung der HF-Exposition vorgestellt, die speziell für parallele Sendesysteme entwickelt wurden, wie z.B. Q-Matrix und *Virtual Observation Points* (VOPs). HF-Sicherheitsbetrachtungen basierend auf SAR sowie auf Gewebetemperatur werden insbesondere hinsichtlich der Anwendung für parallele Sendesysteme diskutiert.

Um die Einhaltung von Grenzwerten für die Patientensicherheit bei der HF-Exposition zu verifizieren und das Design von Sende- und Empfangsspulen für MR-Systeme zu optimieren, sind numerische Hochfrequenz-Simulationen ein wichtiges und unersetzliches Werkzeug. Dies gilt besonders für den Hochfeld-Bereich ( $\geq 3$  Tesla), in dem die quasistatischen Näherungen hinfällig sind, da die entsprechenden Wellenlängen im Bereich der Dimensionen des menschlichen Körpers liegen. Mit numerischen Simulationen ist es möglich, die gesamte dreidimensionale elektromagnetische Feldverteilung zu erhalten und verschiedene hilfreiche Informationen für realistische Expositionsszenarien zu extrahieren, welche nicht in vergleichbarer Genauigkeit aus Messungen in Phantomen oder *in vivo* gewonnen werden können. Numerische Simulationen mit heterogenen Körpermodellen bieten derzeit die einzige Möglichkeit, realitätsnahe räumliche Verteilungen der spezifischen Absorptionsrate (SAR) zu erhalten, um die Einhaltung von Grenzwerten für das lokale SAR zu garantieren.

### 2.1 Prinzipien der MR-Bildgebung

Die MR-Bildgebung basiert auf einer quantenmechanischen Eigenschaft der Atomkerne, genannt Kernspin, die alle Atomkerne mit ungerader Anzahl an Protonen und/oder Neutronen besitzen. In der Anwesenheit eines äußeren magnetischen Feldes richten sich die magnetischen Momente der Kernspins entsprechend der Richtung des magnetischen Feldes aus und ergeben eine resultierende longitudinale Magnetisierung  $\vec{M}_0$ . Das magnetische Moment des Atomkerns führt eine Präzessionsbewegung mit der Larmorfrequenz  $f_0$  um die Richtungsachse des magnetischen Feldes durch. Die Richtung des statischen magnetischen Feldes wird im Folgenden definiert zu  $\vec{B}_0 = B_0 \vec{e}_z$ .

Die Larmorfrequenz  $f_0$  bzw. Larmorkreisfrequenz  $\omega_0$  des Kernspins ist abhängig von dem gyromagnetischen Verhältnis  $\gamma$  des Atomkerns und der statischen magnetischen Flussdichte  $B_0$ :

$$f_0 = \frac{\gamma}{2\pi} B_0 \text{ bzw. } \omega_0 = \gamma B_0 \quad (2.1)$$

Aufgrund seiner hohen Konzentration im menschlichen Körper eignet sich der Wasserstoffatomkern ( $^1\text{H}$ ) besonders für die MR-Bildgebung. Daneben können auch Atomkerne mit geringerer Konzentration im Körper für die Bildgebung genutzt werden. Tabelle 2.1 zeigt das gyromagnetische Verhältnis  $\gamma$  (normiert auf  $2\pi$ ) von verschiedenen Atomkernen mit Relevanz für die *in vivo* MR-Bildgebung.

Tabelle 2.1: Gyromagnetisches Verhältnis  $\gamma/2\pi$  ausgewählter Atomkerne relevant für die MR-Bildgebung.

	$^1\text{H}$	$^{13}\text{C}$	$^{17}\text{O}$	$^{23}\text{Na}$	$^{31}\text{P}$
$\gamma/2\pi$ in MHz/T	42,58	40,08	-5,77	11,27	17,25

Die longitudinale Magnetisierung  $\vec{M}_0$  kann aus ihrem Gleichgewicht gebracht werden, indem ein äußeres Hochfrequenz-Feld  $\vec{B}_1$  angelegt wird, welches orthogonal zur Richtung des  $\vec{B}_0$ -Feldes ausgerichtet ist und mit der Larmorfrequenz des Atomkerns oszilliert.

Das  $\vec{B}_1$ -Feld wird aufgeteilt in einen Teil, der mit der Präzession des magnetischen Moments der Kernspins rotiert, und einen Teil, der in die entgegengesetzte Richtung rotiert. Dabei entspricht  $B_1^+$  dem effektiven Kernspin-Anregungsfeld und  $B_1^-$  entspricht der Empfangsensitivität:

$$B_1^+ = \frac{1}{2}(B_{1,x} + jB_{1,y}) \quad (2.2)$$

$$B_1^- = \frac{1}{2}(B_{1,x} - jB_{1,y})^* \quad (2.3)$$

mit der imaginären Einheit  $j^2 = -1$  und den komplexen x- und y-Komponenten des  $\vec{B}_1$ -Feldes (Hoult, 2000b) (\* repräsentiert die konjugierte komplexe Größe).

Der Flipwinkel beschreibt die Auslenkung der resultierenden Magnetisierung von der Richtungsachse des statischen Magnetfelds um einen Rotationswinkel  $\alpha$ , die abhängig ist von der Amplitude und Form des HF-Pulses sowie der Pulsdauer  $\tau$ :

$$\alpha(r) = \gamma \int_{t=0}^{\tau} B_1^+(r, t) dt \quad (2.4)$$

Nach der Anregung oszilliert die Magnetisierung mit der Larmorkreisfrequenz  $\omega_0$  um  $\vec{B}_0$ , und die Änderung des magnetischen Flusses kann eine messbare Spannung in einer resonanten Spule induzieren.

Anschließend kehren die Kernspins wieder in ihren Grundzustand zurück. Dieser als Relaxation bezeichnete Prozess lässt sich mit Hilfe der Bloch-Gleichungen beschreiben (Bloch, 1946). Dabei werden zwei Zeitkonstanten unterschieden:

Die  $T_2$ -Relaxationszeit ist ein Maß für die Zeit des Zerfalls der transversalen Magnetisierung nach der HF-Anregung. Aufgrund von Inhomogenitäten im statischen Magnetfeld sowie lokalen Feldvariationen durch den Körper des Probanden zerfällt die transversale Magnetisierung mit einer kürzeren Zeitkonstanten, die als effektive Relaxationszeit  $T_2^*$  bezeichnet wird.

Die  $T_1$ -Relaxationszeit ist ein Maß für die Zeit der Rückkehr der Magnetisierung zur longitudinalen Gleichgewichtsmagnetisierung  $\vec{M}_0$ .

Mit der Wahl der Messparameter (u.a. Echozeit TE und Wiederholzeit TR) können MR-Bilder mit unterschiedlichen Bildkontrasten erstellt werden, die eine Gewichtung der Relaxationszeiten zeigen.  $T_1$  und  $T_2$  sind gewebeabhängige Parameter.

## 2.2 Normgebung

In Abhängigkeit von der Stärke des magnetischen Feldes und des zu untersuchenden Atomkerns werden derzeit Hochfrequenzfelder entsprechend der Larmorfrequenz von 10 MHz bis zu 500 MHz zur Spinanregung eingesetzt, mit einem Trend zu höheren statischen magnetischen Feldstärken und daher auch höheren Frequenzen. Das signifikanteste Sicherheitsrisiko in Verbindung mit HF-Exposition während MR-Untersuchungen ist eine potentiell erhöhte Gewebetemperatur als Folge der HF-Energieabsorption im verlustbehafteten biologischen Gewebe. Übermäßige Energieabsorption kann zu Gewebeschäden führen. Die international angewendete Sicherheitsnorm der *International Electrotechnical Commission* (IEC) definiert Grenzwerte für die maximale Gewebetemperatur (Tabelle 2.2) sowie für verschiedene SAR-Aspekte (Tabelle 2.3), um Risiken verbunden mit HF-Exposition in der MR-Umgebung zu minimieren (International Electrotechnical Commission (IEC), 06.2015).

Die Grenzwerte unterscheiden den normalen Betriebsmodus (NM) sowie den kontrollierten Betriebsmodus erster Stufe (*first level mode*, FLM) und zweiter Stufe des MR-Systems. Routinemäßige MR-Untersuchungen finden im normalen Betriebsmodus statt. Im Betriebsmodus der ersten Stufe kann die HF-Exposition eine physiologische Belastung des Probanden darstellen, und es besteht eine

absolute Notwendigkeit, den Probanden während der Untersuchung medizinisch zu überwachen. Der Betriebsmodus der zweiten Stufe ist für Studien vorgesehen und bedarf einer Freigabe durch die Ethikkommission.

Die definierten Temperatur- und SAR-Grenzwerte sind konservativ gewählt, und höhere Werte für spezielle Gewebe können zulässig sein, wenn kein untragbares Risiko vorliegt. Es ist allgemein akzeptiert, dass keine Hinweise vorliegen, ob Langzeiteffekte nach der Exposition mit elektromagnetischen Feldern von MR-Systemen auftreten, solange die Grenzwerte eingehalten werden (International Electrotechnical Commission (IEC), 06.2015), (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), 2009).

Tabelle 2.2: Grenzwerte für die maximale Gewebetemperatur, maximale Körperkerntemperatur und die Erhöhung der Körperkerntemperatur (adaptiert von (International Electrotechnical Commission (IEC), 06.2015)).

Betriebsmodus	Maximale Körperkerntemperatur in °C	Maximale lokale Gewebetemperatur in °C	Maximale Erhöhung der Körperkerntemperatur in °C
Normal	39	39	0.5
1. Stufe	40	40	1
2. Stufe	>40	>40	>1

Tabelle 2.3: Grenzwerte für globale und lokale SAR-Aspekte (adaptiert von (International Electrotechnical Commission (IEC), 06.2015)). SAR-Aspekte sind definiert für eine Mittelungszeit von 6 Minuten.

Betriebsmodus	Normal	1. Stufe	2. Stufe
Globale SAR (W/kg)	Volumen-Sendespulen		
Ganzkörper	2	4	>4
Teilkörper *	2 - 10	4 - 10	>4 - 10
Kopf	3,2	3,2	>3,2
Lokale SAR (W/kg)	Lokale-Sendespulen		
Torso	10	20	>20
Gliedmaßen	20	40	>40

\* Die Bestimmung der Teilkörper-SAR erfolgt gemäß (International Electrotechnical Commission (IEC), 06.2015).

Die von der International Electrotechnical Commission (IEC) im kontrollierten Betriebsmodus der 2. Stufe definierten Kriterien betrachten Untersuchungen bei statischen Magnetfeldern höher 8 Tesla als Studien mit signifikantem Risiko. Studien mit signifikantem Risiko erfordern explizit eine Genehmigung der zuständigen Ethikkommission und die Einverständniserklärung des Probanden.



Obwohl Ultra-Hochfeld-MR-Systeme mit Feldstärken  $\leq 8$  T nicht mehr als medizinische Geräte mit signifikantem Risiko betrachtet werden, ist nach dem derzeitigen Stand erst ein MR-System mit 7 T (Siemens MAGNETOM Terra<sup>2</sup>, Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) als medizinisches Gerät für klinische Untersuchungen in der EU zugelassen (reguliert von der *Medical Device Directive 93/42/EEC* (The European Parliament and the Council of the European Union, 21.09.2007)), derzeit jedoch noch nicht in den Vereinigten Staaten von Amerika (erfordert ‚510(k) premarket notification clearance‘ von der FDA (United States Food and Drug Administration (FDA), 14.11.1998)).

Die Temperaturverteilung im menschlichen Körper ist von verschiedenen Wärmeleitungsmechanismen und von der physiologischen Reaktion des Körpers abhängig. Dies wird in späteren Abschnitten im Detail diskutiert. Weiterhin ist die thermische Regulierung des Körpers abhängig von anderen Parametern, wie z.B. dem Gesundheitszustand und den Umgebungskonditionen (Umgebungstemperatur und Ventilation). Daher kann eine größere Variation der Temperaturverteilung bei verschiedenen Probanden zuweilen erwartet werden. Verlässliche Online-Überwachungen der Gewebetemperatur während der MR-Untersuchung sind derzeit nicht verfügbar. Die lokale Gewebetemperatur wird daher in der Regel mittels Wärmetransfergleichungen für biologische Systeme bestimmt, die eine physiologische Reaktion auf die HF-Exposition berücksichtigen (Pennes, 1948). Offensichtlich kann mit Hilfe der Begrenzung der HF-induzierten Wärme (SAR) die Erhöhung der Gewebetemperatur begrenzt werden, ohne explizit die physiologischen Reaktionen berücksichtigen zu müssen.

In Normen für die Exposition der Allgemeinbevölkerung in elektromagnetischen Feldern im Frequenzbereich zwischen 100 kHz und 300 GHz sind Beschränkungen für die Ganzkörper-SAR und die lokale SAR definiert (IEEE International Committee on Electromagnetic Safety (SCC39), 19.04.2006). Dementsprechend sind in der IEC-Norm bezüglich der Anforderungen zur Sicherheit von MR-Equipment (International Electrotechnical Commission (IEC), 06.2015) SAR-Grenzwerte für globale sowie lokale Aspekte festgelegt, wie in Tabelle 2.3 gezeigt. Wegen unterschiedlicher Expositionsvolumen der HF-Spulen werden verschiedene globale SAR-Aspekte unterschieden. Für Volumenspulen ist nur die Überwachung der globalen SAR-Aspekte für Ganzkörper, Teilkörper und Kopf erforderlich. Dabei wird angenommen, dass Volumenspulen die jeweilige Körperregion gleichmäßig exponieren, wie es für klinische MR-Systeme bis zu 3 T typischerweise der Fall ist, für welche die quasistatischen Näherungen gelten. Aufgrund der jahrzehntelangen unfallfreien Anwendung ist die Überwachung von lokalen SAR-Aspekten für solche Konfigurationen nicht vorgeschrieben, obwohl inzwischen gezeigt werden konnte,

---

<sup>2</sup> Das Siemens MAGNETOM Terra besitzt einen klinischen Modus mit einem Sendekanal und einen Forschungsmodus mit 8 Sendekanälen. Die Zulassung als Medizinprodukt mit CE-Kennzeichnung beschränkt sich auf den klinischen Modus.

dass lokale Grenzwerte in solchen Konfigurationen regelmäßig überschritten werden (Murbach et al., 2011). Generell besitzen HF-Spulen für die Ultra-Hochfeld-MRT eine Expositionscharakteristik, die sich von Volumenspulen in klinischen Systemen ( $\leq 3$  T) unterscheidet. Dieses besonders, wenn parallele Sendeverfahren angewendet werden und es erforderlich ist, die lokale SAR für die Sicherheitsabschätzung und HF-Überwachung zu berücksichtigen. Obwohl Ultra-Hochfeld-MR-Systeme über 8 Tesla nicht in der IEC-Norm berücksichtigt werden, sind die in der Norm festgelegten frequenzunabhängigen Temperatur- und SAR-Grenzwerte eine sinnvolle Grundlage für die Sicherheitsabschätzung von solchen Systemen.

## 2.3 Hochfrequenzfelder in Ultra-Hochfeld-MR-Systemen

Die sich einstellende räumliche Verteilung des Hochfrequenz-Feldes unterliegt den Maxwellgleichungen. Die Maxwellgleichungen beschreiben das Wechselverhältnis zwischen elektrischen und magnetischen Feldern, elektrischen Strömen und elektrischen Ladungen für eine bestimmte Material- und Quellenverteilung sowie für bestimmte Randbedingungen. Obwohl analytische Lösungen der Maxwellgleichungen für realistische MR-relevante Probleme nicht verfügbar sind, können die Gleichungen genutzt werden, um grundsätzliche Untersuchungen bezüglich HF-Feldern in der MRT und der Feldcharakteristik in Nieder- und Hochfeld-MR-Systemen durchzuführen.

Faraday's Gesetz (Gleichung (2.5)) beschreibt den Zusammenhang zwischen der Änderungsrate des magnetischen Flusses durch eine Fläche und des elektrischen Feldes entlang der Kontur der Fläche. Einerseits wird dieses Prinzip für die Detektion des MR-Signals genutzt, da die zeitabhängige transversale Komponente der resultierenden Kernmagnetisierung eine Spannung in einer entsprechend ausgerichteten Empfangsspule induziert. Andererseits resultiert aus der Gleichung ein wesentlicher Nachteil während der Spin-Anregung, da das magnetische Feld der HF-Spule ein elektrisches Feld im verlustbehafteten menschlichen Gewebe induziert. Die entsprechende Energiedeposition im menschlichen Körper stellt, wie schon zuvor erwähnt, ein signifikantes Sicherheitsrisiko dar. Methoden, um die Energiedeposition und die verbundenen Effekte auf den menschlichen Körper zu bestimmen und zu beurteilen, werden in den nachfolgenden Abschnitten diskutiert.

Beim Einsatz von höheren statischen Magnetfeldern  $B_0$  ändert sich aufgrund des Übergangs vom quasistatischen in den elektromagnetischen Feldbereich die Charakteristik des HF-Feldes. Dieser Übergang hat einen signifikanten Einfluss auf die Spin-Anregung, den Signalempfang sowie das Hardware-design in Hochfeld-MR-Systemen ( $\geq 3$  Tesla) verglichen mit MR-Systemen mit niedrigerer Feldstärke. Der Übergang kann anhand des Ampère'schen Gesetzes für den quasistatischen Bereich (Gleichung

(2.6)) und für den elektromagnetischen Bereich (Gleichung (2.7)) erläutert werden. Bei niedrigen statischen Feldstärken  $B_0$  ist die elektrische Abmessung der MR-relevanten HF-Probleme aufgrund der langen Wellenlänge vergleichsweise klein. Probleme von kleiner elektrischer Abmessung können mit den quasistatischen Näherungen beschrieben werden. Die Phasenverteilung der Felder kann als gleichmäßig angenommen und Phasenverzögerungen können vernachlässigt werden. Daher variieren die Felder, mit Ausnahme eines Phasenversatzes aufgrund dielektrischer Verluste im Körpergewebe, im gesamten Raum zeitlich in Phase mit den Quellenfeldern, z.B. mit dem HF-Strom in den Sendespulen.

Bei höheren statischen Feldern und damit höheren Larmorfrequenzen nimmt die elektrische Größe des Feldproblems, definiert als das Verhältnis der Wellenlänge zu der Objektgröße, zu, und es findet ein Übergang vom quasistatischen in den elektromagnetischen Bereich statt. Im elektromagnetischen Bereich wird das Ampère'sche Gesetz erweitert, um Effekte aufgrund der Verschiebungsstromdichte  $\frac{\partial \vec{D}}{\partial t}$  zu berücksichtigen. Die Verschiebungsstromdichte wirkt ähnlich wie die elektrische Stromdichte in einem Leiter und ermöglicht, unter bestimmten Bedingungen, dass sich elektromagnetische (EM) Wellen von der Quelle lösen und im Raum ausbreiten. Im Gegensatz dazu können sich im quasistatischen Bereich keine EM-Wellen ausbreiten.

Der Übergang vom quasistatischen in den elektromagnetischen Bereich findet mit größer werdender elektrischer Abmessung des Feldproblems statt. Es existiert jedoch keine feste Grenze zwischen den beiden Bereichen, und die Charakteristik der Felder ist von den Details der zu untersuchenden Konfiguration abhängig (Hoult, 2000a).

Tabelle 2.4: Faraday's Gesetz der Induktion und Ampère's Gesetz in der quasistatischen Näherung sowie für den elektromagnetischen Bereich, auch bekannt als Maxwell's Erweiterung des Ampère'schen Gesetzes.

	Quasistatischer Bereich	Elektromagnetischer Bereich
$\oint_C \vec{E} \cdot d\vec{l} =$	Faraday'sches Gesetz der Induktion $-\frac{d}{dt} \iint_S \vec{B} \cdot d\vec{s} \quad (2.5)$	
$\oint_C \vec{H} \cdot d\vec{l} =$	$\iint_S \vec{J} \cdot d\vec{s} \quad (2.6)$	$\iint_S \left( \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \right) \cdot d\vec{s} \quad (2.7)$

### 2.3.1 Elektrische und magnetische Eigenschaften biologischen Gewebes

Die Wechselwirkung zwischen Materialien und elektromagnetischen Feldern wird von den folgenden Materialgleichungen beschrieben, die hier im Frequenzbereich angegeben sind (im Zeitbereich werden aus den jeweiligen Produkten Faltungen) (Balanis, 2012):

$$\vec{B} = \mu_0(\vec{H} + \vec{M}) = \mu_0(1 + \chi_m)\vec{H} = \mu_0\mu_r\vec{H} \quad (2.8)$$

$$\vec{D} = \varepsilon_0\vec{E} + \vec{P} = \varepsilon_0\vec{E} + \varepsilon_0\chi_e\vec{E} = \varepsilon_0(1 + \chi_e)\vec{E} = \varepsilon_0\varepsilon_r\vec{E} \quad (2.9)$$

$$\vec{J} = \sigma\vec{E} \quad (2.10)$$

mit der magnetischen Flussdichte  $\vec{B}$ , der magnetischen Feldstärke  $\vec{H}$ , der elektrischen Flussdichte  $\vec{D}$ , der elektrischen Stromdichte  $\vec{J}$ , der elektrischen Leitfähigkeit  $\sigma$ , der elektrischen Feldkonstanten im Vakuum  $\varepsilon_0$ , der relativen elektrischen Permittivitätszahl  $\varepsilon_r$ , der magnetischen Feldkonstante  $\mu_0$ , der relativen magnetischen Permeabilitätszahl  $\mu_r$ , der Magnetisierung  $\vec{M}$ , der Polarisation  $\vec{P}$  sowie den elektrischen und magnetischen Suszeptibilitätstensoren  $\chi_e$  und  $\chi_m$ .

Aufgrund von Relaxationsmechanismen zeigen die dielektrischen Eigenschaften von biologischem Gewebe eine Frequenzabhängigkeit. In dem hier interessierenden Frequenzbereich bis ca. 100 MHz ist diese Abhängigkeit überwiegend auf Effekte der Maxwell-Wagner-Polarisation, der passiven Zellmembrankapazität und der intrazellulären Organell-Membranen zurückzuführen. Bei Frequenzen höher als 100 MHz dominieren dipolare Mechanismen in polaren Medien, z.B. in Salz, Wasser und Proteinen, die frequenzabhängige Antwort des Gewebes auf externe Felder (Grimnes & Martinsen, 2014; Barchanski, 2007). Die Ableitung elektromagnetischer Energie bei Relaxationsprozessen und die damit verbundene Energieumwandlung in Wärme werden durch die elektrische Leitfähigkeit des Gewebes dargestellt, die auch eine frequenzunabhängige ionische Leitfähigkeit enthalten kann. Ein parametrisches Modell der Frequenzabhängigkeit von Körpergewebe wurde von Gabriel et al. (Gabriel et al., 1996) entwickelt. Abbildung 2.1 zeigt die Frequenzabhängigkeit der Permittivität und der elektrischen Leitfähigkeit für ausgewählte Gewebe des menschlichen Kopfes.

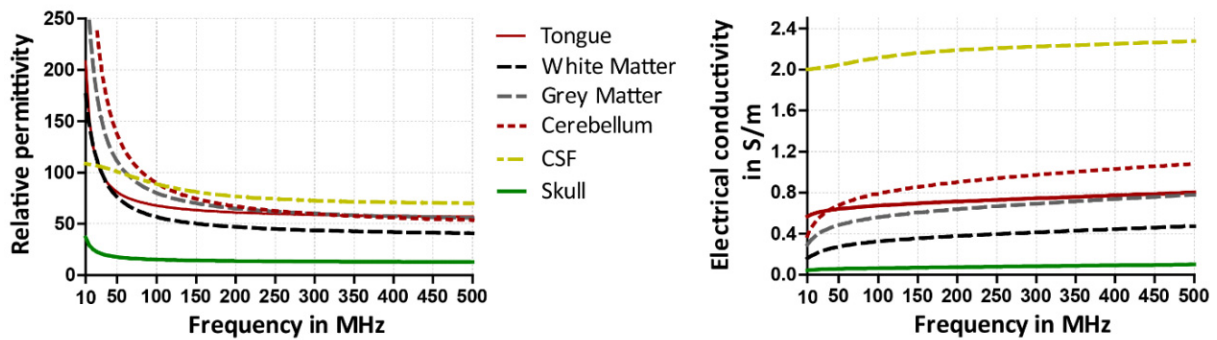


Abbildung 2.1: Frequenzabhängigkeit von dielektrischen Gewebeeigenschaften: relative Permittivität und elektrische Leitfähigkeit für CSF, graue und weiße Gehirnsubstanz, Schädel und Zunge im Frequenzbereich zwischen 10 und 500 MHz (Hasgall et al., September 1st, 2005).

Verglichen mit 128 MHz (3 T) erhöht sich die Leitfähigkeit der weißen Gehirnsubstanz um 22% bei 300 MHz (7 T) und um 48% bei 600 MHz (14 T). Bestimmte Körpergewebe, wie z.B. Muskelfasern und Nervenbündel, besitzen eine ausgeprägte Anisotropie in ihren dielektrischen Eigenschaften, wie z.B. der elektrischen Leitfähigkeit. Diese Gewebecharakteristik wird häufig vernachlässigt, und aufgrund des Mangels an Informationen über die genaue Orientierung der Fasern und Bündel werden die Eigenschaften als isotrop angenommen (Barchanski, 2007).

Die magnetische Suszeptibilität von Körpergewebe sowie deren Variation für verschiedene Gewebe liegt in der Größenordnung von  $10^{-6}$ , vgl.

Tabelle 2.5. Die sehr kleinen Variationen der magnetischen Suszeptibilität können einen großen Effekt auf das MR-Signal haben. Aufgrund der sehr geringen magnetischen Suszeptibilität kann der Effekt auf die HF-Feldverteilung jedoch, verglichen zu den Effekten von dielektrischen Materialeigenschaften, vernachlässigt werden. Folglich kann die Permeabilität für Körpergewebe in HF-Feldsimulationen gleich der Permeabilität von Vakuum ( $\mu = \mu_0$ ) angenommen werden.

Tabelle 2.5: Vergleich der relativen magnetischen Permeabilität  $\mu_r$  von Vakuum, Luft, Wasser und ausgewählten Körpergeweben (Collins et al., 2002).

Material	$\mu_r$
Vakuum	1,00000000
Luft	1,00000040
Wasser	0,99999096
Fett	0,99999221
Knochen	0,99999156
Blut	0,99999153
Graue Gehirnsubstanz	0,99999103
Weißer Gehirnsubstanz	0,99999120

### 2.3.2 Spezifische Absorptionsrate (SAR)

Das sich zeitlich ändernde magnetische Feld der HF-Spule induziert aufgrund des Induktionsgesetzes ein elektrisches Feld im verlustbehafteten menschlichen Körpergewebe. Die vom Gewebe absorbierte HF-Energie wird in Wärme umgewandelt. Normen bezüglich der Exposition von Personen in elektromagnetischen Feldern verwenden die spezifische Absorptionsrate (SAR) als Maß für die RF-induzierte Wärme im Körpergewebe, so z.B. die für die hier diskutierten Problemstellungen interessanten Normen des *IEEE International Committee on Electromagnetic Safety* (IEEE International Committee on Electromagnetic Safety (SCC 28), 2003; IEEE International Committee on Electromagnetic Safety (SCC39), 19.04.2006) und die Norm bezüglich der speziellen Anforderungen an die Sicherheit von MR-Geräten, herausgegeben von der IEC (International Electrotechnical Commission (IEC), 06.2015). Zur Bestimmung der SAR wird die Verlustleistung  $P_V$  in einem Gewebeelement  $\Delta V$  auf die Masse  $\Delta m$  bezogen wird:

$$SAR = \frac{\Delta P_V}{\rho \Delta V} = \frac{d}{dt} \left( \frac{\Delta W_V}{\Delta m} \right) = \frac{1}{2 \Delta V} \iiint_{\Delta V} \frac{\sigma(\vec{r})}{\rho(\vec{r})} |\vec{E}(\vec{r})|^2 dV \quad (2.11)$$

mit der absorbierten Energie  $\Delta W_V$  im Gewebeelement  $\Delta V$ , der relativen Gewebedichte  $\rho$ , der elektrischen Leitfähigkeit  $\sigma$  und dem Betrag des elektrischen Feldstärkevektors  $|\vec{E}(\vec{r})|$ , definiert als Scheitelwert, welches bestimmt wird durch die HF-Spule, die Körperform sowie die exponierte Körperregion (Hampe, 2013). Die elektrische Leitfähigkeit berechnet sich mit dem Imaginärteil der relativen Permittivität  $\epsilon_r''$  zu  $\sigma = \omega \epsilon_0 \epsilon_r''$ . Verglichen mit der absorbierten Energie aufgrund dielektrischer Verluste können Beiträge von magnetischen Verlusten vernachlässigt werden. Die SAR als Maß für die HF-induzierte Wärme im Körpergewebe kann als Quellterm in biologische Wärmetransfergleichungen eingebaut werden, wie in Abschnitt 2.6.3 gezeigt wird.

Gemäß Gleichung (2.11) ist die SAR abhängig von der räumlichen Verteilung der elektrischen Leitfähigkeit und der Gewebedichte. Da sich diese Parameter für verschiedene Gewebearten deutlich unterscheiden können, ist die SAR-Verteilung in heterogenen Gewebeverteilungen nicht homogen, selbst für den fiktiven Fall einer homogenen elektrischen Feldverteilung. Weiterhin ist die SAR-Verteilung abhängig von dem jeweiligen Mittelungsvolumen  $\Delta V$ . Um Effekte von HF-induzierter Wärme in verschiedenen Teilregionen des Körpers zu berücksichtigen, sind verschiedene SAR-Aspekte wie z.B. die Ganzkörper-SAR oder die über 10 g gemittelte SAR in der Sicherheitsnorm festgelegt (International Electrotechnical Commission (IEC), 06.2015). Globale SAR-Aspekte, welche über größere Körperregionen, wie z.B. Kopf oder Torso gemittelt werden, berücksichtigen die globale

Wärmebelastung auf das Thermoregulationssystem des menschlichen Körpers. Die lokale SAR, gemittelt über Gewebemassen von 10 g, wird berücksichtigt, um übermäßige lokale Wärmeeinträge zu verhindern, durch die Verbrennungen hervorgerufen werden können. Lokale Effekte werden üblicherweise von globalen SAR-Aspekten unterschätzt.

### 2.3.2.1 Frequenzabhängigkeit der absorbierten Leistung und SAR-Verteilung

Effekte von HF-induzierter Wärme auf die lokale Gewebetemperatur sind unabhängig von der Frequenz des HF-Signals. Aus diesem Grund sind die SAR-Grenzwerte unabhängig von der Stärke des statischen magnetischen Feldes des MR-Systems. Die absorbierte Leistung sowie die SAR zeigen jedoch eine Frequenzabhängigkeit, die von den frequenzabhängigen Gewebeeigenschaften und von der HF-Feldkopplung im menschlichen Körper bestimmt wird, die wiederum von der elektrischen Abmessung des Feldproblems abhängt und somit eine Funktion der Wellenlänge und der geometrischen Größe ist. Probleme von kleiner elektrischer Größe (lange Wellenlänge) können mittels quasistationärer Näherungen beschrieben werden, wohingegen Probleme von größerer elektrischer Größe (kurze Wellenlängen) den vollständigen Satz der Maxwellgleichungen erfordern.

Bereits im Jahr 1979 untersuchten David Hoult und Paul Lauterbur die Frequenzabhängigkeit der absorbierten Leistung  $P_D$  in einer Kugel mit homogener elektrischer Leitfähigkeit mit Hilfe von niederfrequenten ( $< 10$  MHz), quasistatischen analytischen Lösungen der Maxwellgleichungen. Sie fanden eine quadratische Abhängigkeit der absorbierten Leistung von der Larmorfrequenz  $f_0$  (und damit zur Stärke des statischen Magnetfelds) gemäß  $P_D \sim f_0^2 \sim B_0^2$  (Hoult & Lauterbur, 1979). Es konnte später gezeigt werden, dass die quasistatischen analytischen Lösungen der Maxwellgleichungen für die betrachtete Problemstellung bis zu Frequenzen von 80 MHz anwendbar sind. In einer weiteren Studie wurden Frequenzen bis zu 400 MHz mit Hilfe von analytischen Lösungen sowie der vollständigen Maxwellgleichungen (Hoult, 2000a) untersucht. Für eine Kugel mit 20 cm Durchmesser und für eine konstante  $B_1$ -Feldstärke im Zentrum der Kugel wurde herausgefunden, dass die gesamte in der Kugel absorbierte Leistung für Frequenzen höher als ca. 100 MHz niedriger war, als von den quasistatischen Lösungen erwartet. Verglichen mit dem niederfrequenten Ansatz war die absorbierte Leistung bei 400 MHz in der Kugel um den Faktor 5 geringer. Die Analyse der SAR-Verteilung hat zudem gezeigt, dass die maximale SAR nicht länger an der Oberfläche auftritt, sondern mit ansteigender Frequenz in das Innere der Kugel wandert.

Die Ergebnisse für den vereinfachten Expositionsfall mit einer homogenen Kugel werden auch in realistischeren Szenarien mit anatomischen Kopfmodellen beobachtet, die, basierend auf dem vollständigem Satz der Maxwellgleichungen, mit Hilfe von HF-Simulationen untersucht wurden. In Abbildung 2.2 ist die Verteilung der 10g-gemittelten SAR in einem anatomischen Kopfmodell gezeigt.

Die Exposition erfolgt hier bei Frequenzen von 64 MHz (1,5 T) bis 500 MHz (11,5 T) und mit einer Volumenkopfspule, die im zirkular-polarisierten Modus (CP+ Modus) angeregt wird. Die SAR-Verteilung bei 1,5 T zeigt die aus den quasistatischen Lösungen zu erwartenden Wirbelstrommuster mit einer Nullstelle im Zentrum des Kopfes und linear nach außen ansteigender Stromdichte. Infolgedessen ist die maximale SAR in den oberflächennahen Geweben lokalisiert. Ab 300 MHz sind die Stromdichteverteilungen komplexer, und lokale SAR-Erhöhungen treten auch tiefer im Kopf auf, wie bereits von den analytischen Berechnungen hervorgesagt (Hoult, 2000a).

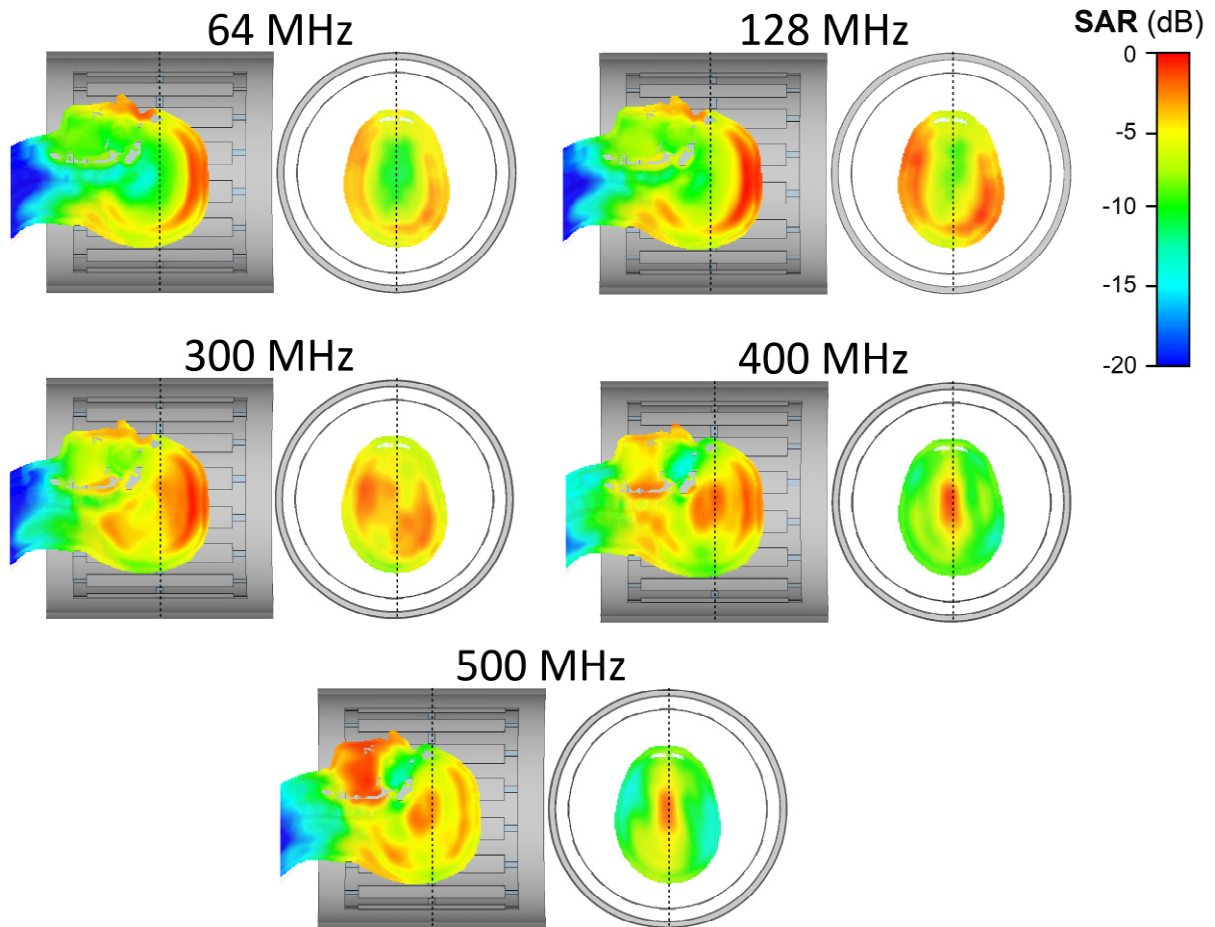


Abbildung 2.2: 10g-gemittelte SAR-Verteilung in transversaler und sagittaler Schnittebene für ein männliches Körpermodell in einer abgeschirmten Volumenkopfspule (30 cm Durchmesser, 26 cm Länge, 26 Querverbindungen) angeregt im zirkular-polarisierten Modus und abgestimmt auf Frequenzen von 64 MHz bis 500 MHz. Die Abbildungen sind normiert auf das individuelle Maximum. © 2017 Elsevier Inc. All rights reserved (Fiedler et al., 2018).

### 2.3.2.2 Kritischster SAR-Aspekt

In Hinblick auf die HF-Sicherheit des Probanden muss sichergestellt werden, dass während der MR-Untersuchung Grenzwerte für alle SAR-Aspekte nicht überschritten werden. Lokale SAR-Erhöhungen sowie heterogene Gewebeverteilungen führen zu der Frage, ob globale oder lokale SAR-Grenzwerte



den kritischsten SAR-Aspekt repräsentieren, der bei MR-Untersuchungen zu bewerten und zu überwachen ist.

Während globale SAR-Aspekte, z.B. die kopfgemittelte SAR, durch die absorbierte Leistung in der entsprechenden Körperregion bezogen auf die Teilkörpermasse bestimmt werden können, vgl. Gleichung (2.11), sind lokale SAR-Aspekte komplizierter zu bestimmen und zu überwachen. Dieses besonders dann, wenn die Verlustleistungsdichte im Körper mit der Zeit variiert. Daher ist in Fällen, in denen globale SAR-Aspekte die kritischste SAR darstellen, die Komplexität der Sicherheitsabschätzung und Überwachung erheblich vereinfacht.

Mehrere Veröffentlichungen haben jedoch gezeigt, dass lokale SAR-Grenzwerte in der Mehrheit der untersuchten Fälle überschritten werden, bevor globale SAR-Aspekte erreicht wurden. Unter anderem wurden von Seifert et al. die globale und lokale SAR für ein 4-kanaliges Spulenarray bei 3 T berechnet und eine 2,4-fach niedrigere zulässige Eingangsleistung für die lokale SAR im Vergleich zu dem kopfgemittelten SAR-Grenzwert ermittelt (Seifert et al., 2007). Massire et al. untersuchten eine 8-kanalige Kopfspule, beladen mit einem anatomischen Körpermodell bei 7 T, in einer Monte-Carlo-Simulation mit 1000 statischen HF-Konfigurationen, bei der die Phase der 8 Kanäle zufällig verändert wurde, während die relative Amplitude unverändert blieb (Massire et al., 2012). Der lokale SAR-Grenzwert wurde immer vor dem kopfgemittelten Grenzwert erreicht, und das Histogramm der Verhältnisse von  $SAR_{10g,max}/SAR_{Kopf}$  zeigte einen Mittelwert von 9,2. Beim Vergleich der zugehörigen SAR-Grenzwerte  $SAR_{10g,max}/SAR_{Kopf,Grenzwert} = 10/3,2 = 3,125$  zeigte sich, dass die lokale SAR im Mittel um einen Faktor 3 verglichen mit der kopfgemittelten SAR kritischer ist. Aufgrund der Nähe der Sendeelemente zur Kopfoberfläche wurde das  $SAR_{10g,max}$  in 66% der HF-Shim-Konfigurationen in der Haut gefunden; in den verbleibenden 34% der Fälle war das  $SAR_{10g,max}$  in der Zerebrospinalflüssigkeit (CSF) aufgrund deren hoher Leitfähigkeit lokalisiert.

Die diskutierten Ergebnisse deuten an, dass lokale SAR-Grenzwerte regelmäßig überschritten werden, wenn nur die globale SAR überwacht wird, wie es derzeit bei klinischen MR-Geräten mit Volumensendespulen zulässig ist.

### 2.3.3 Effekte von lokalen Sendespulen

Ein großes Hindernis von Hochfeld-MR-Systemen (>3T) ist die bis heute fehlende integrierte Sendespule. Stattdessen werden in der Regel lokale Sendespulen mit Elementen nahe zur Körperoberfläche des Probanden eingesetzt. Während lokale Empfangsspulen die Performance der Bildgebung signifikant steigern können, kann der Einsatz von lokalen Sendespulen zu einer hohen lokalen SAR im Gewebe in der Nähe der Spulenelemente führen. Das von den Sendespulen generierte elektrische Feld kann hohe lokale SAR hervorrufen, selbst wenn die globale SAR gering bleibt. Deniz et al. zeigte einen fast exponentiellen Anstieg der lokalen SAR in einem kopfgroßen homogenen

Phantom, wenn die Spulen dem Phantom angenähert wurden, vgl. Abbildung 2.3 (Deniz et al., 2016). Beim Vergrößern des Abstands zwischen Spule und Objekt/Proband sinkt die lokale SAR ab, jedoch muss die Sendeleistung erhöht werden, um den gleichen Flipwinkel im Objekt zu erreichen.

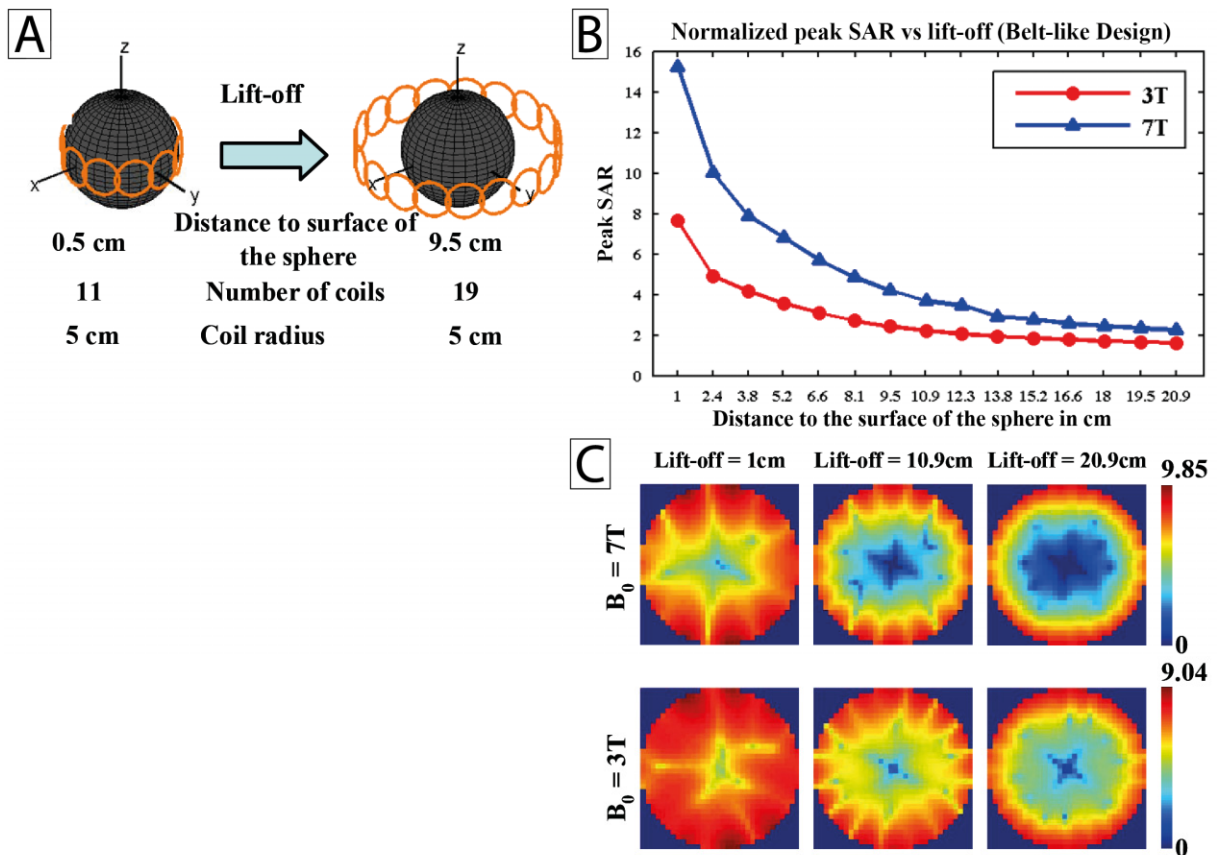


Abbildung 2.3: Eine homogene Kugel umgeben mit einem Ring aus Sendespulen (A), simuliert bei 3 T und 7 T. Der Abstand zwischen Kugel und Spulenarray wurde schrittweise vergrößert und die lokale SAR in der Kugel bestimmt. Dabei wurde die Anzahl der Spulen im Array als Funktion des Abstands erhöht. Die maximale lokale SAR vs. Abstand (B) sowie die lokale SAR-Verteilung in einer transversalen Schnittebene (C) sind für beide magnetischen Feldstärken gezeigt. Bei geringer werdendem Abstand zwischen Spulenarray und Kugel erhöht sich das lokale SAR fast exponentiell. © [2009] ISMRM (Deniz et al., 2009).

## 2.4 Numerische Methoden zur Berechnung von HF-Feldern

Die typischen Eigenschaften von Simulationsmodellen für MR-relevante EM-Feldprobleme lassen sich in drei Kategorien zusammenfassen:

- große Rechenvolumen, die oftmals den gesamten Innendurchmesser sowie große Teile der longitudinalen Ausdehnung des MR-Systems berücksichtigen,
- feine geometrische Details von HF-Spulen, z.B. Mäander-Strukturen (Rietsch et al., 2015; Ertürk et al., 2017a),
- anatomische Körpermodelle mit einer Gewebeauflösung im mm-Bereich.

Zudem werden in Ultra-Hochfeld-Anwendungen Mehrkanal-HF-Spulen eingesetzt, für die oftmals Informationen über die erzeugten Feldverteilungen der individuellen Sendeelemente erforderlich sind. Analytische Lösungen der Maxwellgleichungen können nur für vereinfachte Konfigurationen und Voraussetzungen abgeleitet werden (Bottomley et al., 1985; Keltner et al., 1991; Liu & Crozier, 2004). Um realitätsnahe und damit komplexere Szenarien zu analysieren, insbesondere wenn in hohem Maße heterogene Materialverteilungen berücksichtigt werden müssen, werden numerische Methoden für die Lösung der Maxwellgleichungen angewendet. Die diskretisierten numerischen Ergebnisse sind Näherungslösungen der kontinuierlichen Maxwellgleichungen.

Um die elektromagnetische Feldverteilung in MR-Systemen zu berechnen, werden in den meisten Fällen die Finite-Differenzen-Methode (*Finite Difference Time Domain*, FDTD), die Finite-Integral-Methode (*Finite Integration Technique*, FIT) sowie die Finite-Elemente-Methode (FEM) zugrunde gelegt, die im Folgenden diskutiert werden. Zudem werden Begrenzungen des Simulationsgebietes und Wellenleitereffekte des umgebenden MR-Systems diskutiert.

#### 2.4.1 Finite-Differenzen-Methode im Zeitbereich und Finite-Integrations-Methode

Um die Maxwellgleichungen für beliebige dreidimensionale Geometrien numerisch lösen zu können, muss der Lösungsraum diskretisiert werden. Die FDTD (Taflove, 1998) und die FIT (Weiland, 1977) werden üblicherweise mit strukturierten hexaedrischen kartesischen Gittern verwendet, welche die Materialverteilung im gesamten Lösungsraum in Volumenelemente (Voxel) unterteilen. In der einfachsten Implementierung ordnet die Volumendiskretisierung jedem Voxel jeweils nur ein einzelnes Material zu. Bei gebogenen Strukturen führt dies zu einer Treppenstufenapproximation der Geometrie. Dadurch können Ungenauigkeiten in der Feldlösung auftreten. Um diese Ungenauigkeiten zu reduzieren, kann die räumliche Auflösung erhöht werden, was wiederum die Anzahl an Voxeln und damit den Speicherbedarf und die Rechenzeit erhöht. State-of-the-art FDTD/FIT-Implementierungen verwenden nicht-äquidistante räumliche Auflösungen des kartesischen Gitters oder konforme Gitter (Dey & Mittra, 1997; Krietenstein et al., 1998), um die Genauigkeit der Diskretisierung zu verbessern. Dies geschieht, indem z.B. bei konformen Gittern die Grenzflächen von metallischen Strukturen innerhalb eines Voxels erhalten bleiben, wodurch die Anzahl an Gitterzellen reduziert wird, die zur Diskretisierung der Geometrie notwendig sind.

Im Allgemeinen ist die räumliche Diskretisierung abhängig von den geometrischen Details, die zum Erreichen einer notwendigen Genauigkeit in der Lösung für das jeweilige Problem berücksichtigt werden müssen. Die räumliche Auflösung und die Gesamtzahl an Voxeln sind jedoch ein trade-off

zwischen der erforderlichen Genauigkeit und den verfügbaren Rechenressourcen. Um den Fehler von numerischen Lösungen zu reduzieren, wird empfohlen, die maximale Länge der Gitterzellenkanten kleiner als ein Zwanzigstel der kleinsten untersuchten Wellenlänge zu wählen.

Die elektrischen Feldkomponenten sind den Kanten der Voxel zugewiesen, während die magnetischen Feldkomponenten normal auf den Flächen der Voxel stehen und daher jeweils orthogonal zu den elektrischen Feldkomponenten einer Voxelfläche angeordnet sind. Dieses Schema wird als Yee-Zelle bezeichnet (Yee, 1966), bei der die Kontinuität der Feldkomponenten intrinsisch an den Materialgrenzen eingehalten wird. Die elektrischen und magnetischen Feldkomponenten in allen Voxeln sind die Unbekannten des vorliegenden Feldproblems.

Die FDTD-Methode nutzt zentrale finite Differenzen in Raum und Zeit, um die Maxwellgleichungen in Differentialform zu approximieren. Die FIT basiert auf den sogenannten Gitter-Maxwellgleichungen (Weiland, 1977), die abgeleitet sind durch Anwendung der Maxwellgleichungen in ihrer Integralform auf die Facetten der elektrischen und magnetischen Feldkomponenten des primären und dualen Rechengitters. Im Zeitbereich ist die FIT prinzipiell äquivalent zu der FDTD-Methode. Zur Lösung im Zeitbereich wird ein *leap-frog*-Algorithmus benutzt, der die elektrischen und magnetischen Feldkomponenten zu diskreten Zeitpunkten berechnet, die um einen halben Zeitschritt relativ zueinander versetzt sind. Der maximale Zeitschritt ist abhängig von der kürzesten Diagonale einer Gitterzelle. Daher erhöht sich die Anzahl an Zeitschritten, die für eine bestimmte Genauigkeit berechnet werden müssen, mit feinen räumlichen Auflösungen; eine einzige kleine Gitterzelle in dem Rechengbiet kann die Rechenzeit signifikant erhöhen.

Im Zeitbereich können beliebige Signale zur Anregung verwendet und Breitbandergebnisse erhalten werden, indem ein Anregungssignal mit gewünschter Mittenfrequenz und Bandbreite, z.B. mit einem gaußmodulierten Sinuspuls und einer anschließenden diskreten Fourier-Transformation des Zeitbereichsignals, verwendet wird. Um akkurate Breitbandergebnisse im Frequenzbereich zu erhalten, wird ein energiebasiertes Abbruchkriterium verwendet, das die transiente Rechnung beendet, nachdem die Feldenergie in dem gesamten Volumen nach der Anregung mit dem Breitbandimpuls unter ein definiertes Energieniveau gefallen ist.

Breitbandergebnisse, besonders die Streuparameter der HF-Spule an der Position des Spulensteckers im numerischen Modell, sind von besonderem Interesse für die Abstimmung und Anpassung der Spule. Wenn Abstimmungs- und Anpassnetzwerkschaltungen und im Fall von Mehrkanal-HF-Spulen auch Entkopplungsnetzwerke berücksichtigt werden, kann die 3D-EM-Simulation mit Netzwerk-Simulationsprogrammen und -algorithmen kombiniert werden (Bitz et al., 2014). Dazu werden Anregungsports mit internem Widerstand von z.B. 50 Ohm verwendet, um die Streuparameter an den

Einspeisepunkten und Schnittstellen zu dem Schaltungsnetzwerk im 3D-Modell zu erhalten. In der Netzwerksimulation ist das 3D-Modell durch die Streuparameter repräsentiert, und die Feldverteilung im 3D-EM-Bereich unter Berücksichtigung des angeschlossenen Netzwerks wird schließlich durch eine gewichtete Überlagerung der von den Anregungsports produzierten Felder erhalten, ohne Neuberechnung der transienten Lösung. Die komplexen Gewichtungsfaktoren ergeben sich aus der Netzwerksimulation. Die Kombination von 3D-EM und Netzwerksimulation ist unabhängig von der verwendeten numerischen Methode die zur Bestimmung der räumlichen Feldverteilung gewählt wurde.

Der Speicherbedarf von FDTD/FIT steigt linear mit der Anzahl an Gitterzellen. Daher können FDTD/FIT genutzt werden, um umfangreiche Probleme inklusive feiner heterogener Materialverteilungen zu lösen. Da die Feldverteilung jedoch im Zeitbereich berechnet wird, können lange Rechenzeiten notwendig sein, um die erforderliche Genauigkeit zu erreichen, besonders bei hoch-resonanten Strukturen aufgrund der langsamen Abnahme der Feldenergie im Simulationsbereich. Weiterhin ist ein Simulationsdurchgang pro Anregungsport erforderlich, wodurch die Rechenzeit für Mehrkanal-Spulen vervielfacht wird. Andererseits können FDTD/FIT-Implementierungen leicht parallelisiert werden, so dass parallele Hardware-Architekturen genutzt werden können, um die Rechenzeit signifikant zu reduzieren. FDTD/FIT-Implementierungen auf GPGPUs (*general-purpose graphic processing units*) können, aufgrund des höheren Speicherdurchsatzes und der Parallelität, eine um mehrere Größenordnungen höhere Effizienz erreichen, verglichen mit Implementierungen auf CPUs (*central processing units*) (Chi et al., 2011).

## 2.4.2 Eigenschaften von Randbedingungen

An der Begrenzung des Simulationsgebietes müssen Bedingungen für das EM-Feld definiert werden. Wenn die Geometrie von metallischen Oberflächen umgeben ist, können elektrische Randbedingungen genutzt werden, die dazu beitragen, dass die tangentialen elektrischen Feldkomponenten an der Grenzfläche verschwinden. Absorbierende Randbedingungen, oftmals realisiert mit ideal aufeinander angepassten Schichten (Berenger, 1994), modellieren einen freien Raum und absorbieren die sich nach außen ausbreitenden EM-Wellen. Der Abstand zwischen Geometrie und absorbierender Randbedingung muss so gewählt werden, dass sich die Randbedingung außerhalb des reaktiven Nahfeldbereichs befindet; andernfalls wird die numerische Lösung instabil. Die Größe des Rechengebietes und der Abstand zwischen der zu analysierenden Struktur und der Randbedingung sind abhängig von dem jeweiligen Problem und müssen so angepasst werden, dass die Feldverteilung in der Zielregion im Vergleich zu der Feldverteilung in einem größeren Rechengebiet unverändert bleibt (Wolf et al., 2013).

### 2.4.2.1 Wellenausbreitung in MR-Systemen

In Ultra-Hochfeld-Anwendungen ist die Wellenlänge des HF-Signals im Vergleich zu der Größe des Bohrungsdurchmessers des MR-Systems klein. Daher kann die Bohrung als Wellenleiter für das HF-Feld dienen (Brunner et al., 2009). In diesem Fall breiten sich HF-Wellen in dem MR-System aus, und HF-Energie kann von Körperregionen weit entfernt von der Quelle absorbiert werden, wie in Abbildung 2.4 gezeigt wird. Außerdem können die Wellen elektronische Bauteile außerhalb des Magneten erreichen, wodurch deren Funktionalität beeinflusst wird. Daher muss aufgrund des größeren Expositionsvolumens von HF-Spulen die Wellenausbreitung im MR-System berücksichtigt und das Rechengebiet entsprechend vergrößert werden.

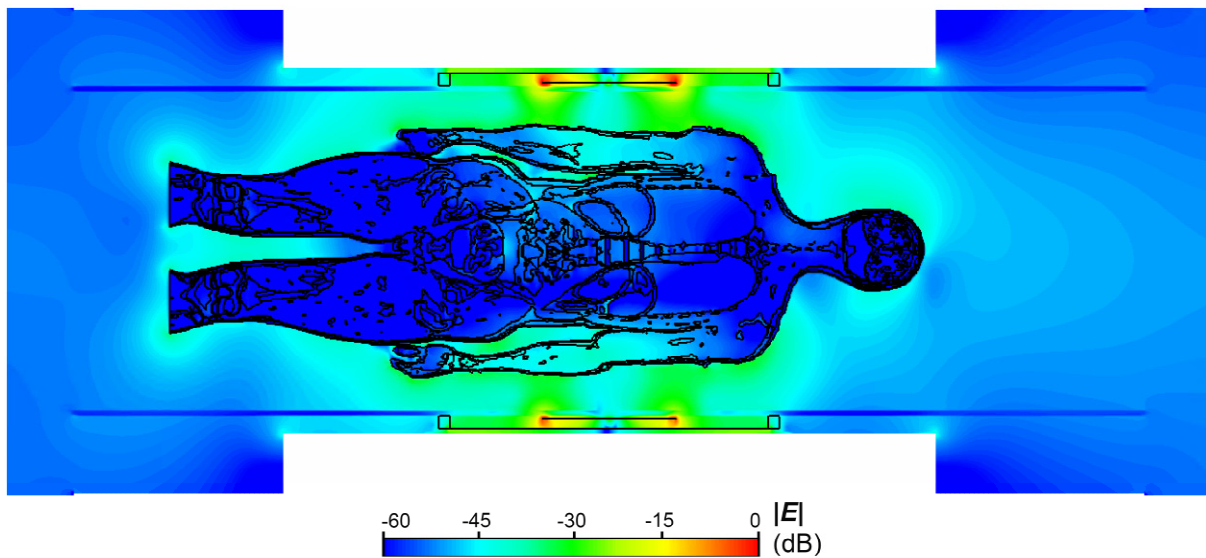


Abbildung 2.4: Elektrische Feldverteilung in einem MR-System bei 7 T mit heterogenem Körpermodell angeregt mit einer 32-Kanal Körperspule (Orzada et al., 2016a). Aufgrund der Wellenausbreitung wird der Körper von einem hohen elektrischen Feld außerhalb des Volumens der Spule exponiert. © 2017 Elsevier Inc. All rights reserved (Fiedler et al., 2018).

### 2.4.3 Finite-Elemente-Methode

Die Finite-Elemente-Methode (FEM) ist ein Ansatz zur Lösung von differentiellen Partialgleichungen und wird angewendet, um elektromagnetische Probleme, basierend auf der differentiellen Form der Maxwellgleichungen im Frequenzbereich, zu lösen (Silvester & Ferrari, 1996; Jin, 2002). Die FEM wird oftmals mit unstrukturierten tetraedrischen Gittern verwendet und bietet im Vergleich zu hexagonalen Gittern eine höhere Flexibilität und Genauigkeit bei der Modellierung gekrümmter Strukturen. Wie bei der FDTD/FIT muss auch hier der gesamte Raum diskretisiert werden. Jedoch erfordert die FEM eine geringere Anzahl  $N$  an Tetraedern im Vergleich zur Anzahl an FDTD-Voxeln für die gleiche Struktur. Hinsichtlich der Randbedingungen und der Größe des Simulationsmodells gelten die gleichen Überlegungen wie für die FDTD/FIT.

Ein weiterer Vorteil des FEM-Algorithmus ist die Formulierung im Frequenzbereich, wodurch die FEM gut für resonante Strukturen geeignet ist. Der Speicherbedarf der FEM ist jedoch im Vergleich zu der FDTD-Methode signifikant höher, wodurch ihr Einsatz auf Probleme von kleinerer geometrischer Größe beschränkt ist. Direkte Löser werden zur Lösung von großen Systemen von linearen Gleichungen eingesetzt und führen eine Inversion der Systemmatrix bei jeder individuellen Frequenz durch, um das Feldproblem zu lösen. Dabei steigt der Speicherbedarf gemäß  $N^{1.8} - N^3$  an. Erlaubt der verfügbare Speicher die Anwendung von direkten Gleichungssystemlösern, so erhöht sich die Simulationszeit nicht signifikant mit der Anzahl von Anregungspunkten. Iterative Löser hingegen benötigen weniger Speicher als direkte Löser, wobei sich die Simulationszeit jedoch mit der Anzahl an Anregungspunkten vervielfacht. Aufgrund des höheren Speicherbedarfs enthalten anatomische Körpermodelle in FEM-Simulationen oftmals weniger Details hinsichtlich anatomischer Strukturen oder Gewebearten im Vergleich zu voxelbasierten FDTD-/FIT-Modellen, obwohl tetraedrische Gitter besser geeignet sind, zugleich feine und große Strukturen in einem gemeinsamen Modell zu diskretisieren. Die Berücksichtigung detaillierter anatomischer Ganzkörpermodelle in FEM-Projekten kann daher zu hohen Rechenkosten führen.

## 2.5 Körpermodelle

Körpermodelle sind ein entscheidender Teil eines Simulationsmodells, um lokale SAR- und Gewebetemperaturverteilungen möglichst realistisch aus Simulationen zu erhalten. Obwohl Körpermodelle von großer Wichtigkeit für aussagekräftige Sicherheitsabschätzungen sind, sind derzeit nur wenige anatomische Körpermodelle verfügbar. Damit die Ergebnisse einer Sicherheitsabschätzung generell anwendbar sind, müssen Simulationen mit einer Reihe verschiedener Körpermodelle durchgeführt werden, welche einen entsprechenden Bereich von Körperfiguren abdecken. Jedoch können diese generischen Körpermodelle nur eine Abschätzung der SAR und der Gewebetemperatur bei individuellen Probanden liefern, und eine weitere Auswertung der Ergebnisse ist erforderlich, um die Sicherheit für alle Probanden zu garantieren.

In diesem Abschnitt werden anatomische Körpermodelle und deren erforderliche Details behandelt. Anschließend werden homogene Körpermodelle und Phantome verglichen und Segmentierungen zur Generierung von anatomischen, patientenspezifischen Körpermodellen gezeigt.

### 2.5.1 Anatomische Körpermodelle

Eines der ersten häufig eingesetzten Körpermodelle wurde auf Basis der im Rahmen des *Virtual Human Project* der *U.S. National Library of Medicine* generierten anatomischen Daten erstellt (U.S. National

Library of Medicine). Postmortale Gefrierschnittaufnahmen eines 38 Jahre alten Probanden wurden mit einer Auflösung von  $1 \text{ mm}^3$  digitalisiert und vierundzwanzig Gewebearten im Kopf unterschieden. Obwohl dieses Modell in einem weiten Bereich von Studien zur HF-Exposition eingesetzt wird, weist es zahlreiche Nachteile auf, u.a. fehlende Zerebrospinalflüssigkeit (CSF), kollabierte Blutgefäße und ein angeschwollenes Gehirn, wodurch unrealistische Feldverteilungen entstehen können (Wolf et al., 2013). Darüber hinaus liegt der Body-Mass-Index (BMI) mit etwa 28 im präadipösen Bereich (25-29,99) (World Health Organization, 2000).

Oberflächenbasierte anatomische Modelle eines männlichen Probanden (34 Jahre alt, BMI = 23,1) und einer weiblichen Probandin (26 Jahre alt, BMI = 22,7), die den weltweiten Bevölkerungsdurchschnitt in Bezug auf die Körpergröße repräsentieren, dabei jedoch leicht unter dem Gewichtsdurchschnitt liegen, sind Teil des *Virtual Family* Projekts (Christ et al., 2010). Die Modelle wurden von MR-Bildern abgeleitet, und über 80 Gewebearten werden unterschieden. Zur Erfassung der anatomischen Daten des Kopfes wurde ein  $T_1$ -gewichtetes 3D-Gradientenecho (MPRAGE) Protokoll mit  $0,5 \times 0,5 \times 1 \text{ mm}^3$  Voxelgröße mit einem 1,5 T-Ganzkörper-MR-System verwendet. Für den Körper wurde eine 3D-*turbo-spin-echo*-Sequenz (SPACE) mit niedrigerer Auflösung verwendet. Oberflächenbasierte Modelle können in volumen-diskretisierte hexaedrische oder tetraedrische Gitter umgewandelt werden. Gosselin et al. segmentierten die Modelle der *Virtual Family* mit feinerer Auflösung erneut und erweiterten das Set auf 11 Modelle, die den Altersbereich zwischen 3 und 83 Jahren abdecken und auch weibliche Modelle in verschiedenen Schwangerschaftsphasen zur Verfügung stellen (Gosselin et al., 2014). Außerdem umfassen die Modelle das Rückenmark, optische Nerven sowie den Anfangsabschnitt der Spinalnerven und der Ischias- und Schienbeinnerven. Andere Nerven wurden nicht abgebildet, wie auch Gewebestrukturen unter 1 mm vernachlässigt wurden. Alle Blutgefäße mit Durchmessern größer als 1 mm sind jedoch vorhanden.

Ein weiteres, detaillierteres Kopfmodell eines gesunden, 37 Jahre alten kaukasischen Erwachsenen (75 kg, 175 cm, BMI = 24,5) wurde von Makris et al. vorgestellt (Makris et al., 2008). Für das Modell wurden  $T_1$ -gewichtete MR-Bilder von einem 1,5 T-System mit  $1 \text{ mm}^3$  Auflösung, basierend auf den Daten aus einem Kopfatlas, mit 21 Gewebearten im Gehirn und 28 weiteren Gewebearten im verbleibenden Kopfbereich segmentiert.

Während die meisten HF- und thermischen Simulationen immer noch auf hexaedrischen Gittern und somit auf voxelbasierten Körpermodellen basieren, nimmt das Interesse an tetraedrischen Gittern aufgrund ihrer überlegenden geometrischen Modelliergenauigkeit stetig zu. Massire et al. (Massire et al., 2012) konvertierten das voxelbasierte Modell von Makris et al. in ein oberflächenbasiertes Modell. Aufgrund von Speicherbegrenzungen der verwendeten numerischen Methode (FEM) musste die



Anzahl an Gewebearten auf 20 reduziert werden, indem z.B. Gewebe mit ähnlichen Eigenschaften im Gehirn zusammengefasst wurden.

## 2.5.2 Erforderliche Details von Körpermodellen

Geeignete Körpermodelle müssen die Gewebeverteilung eines Menschen möglichst originalgetreu abbilden. Im Allgemeinen hängt der erforderliche Detaillierungsgrad des Modells, wie z.B. die Anzahl der Gewebe, die Auflösung des Gewebes oder die Anisotropie der Gewebeparameter in erster Linie von der Wirkung der zu untersuchenden HF-Exposition ab und weniger von der Wellenlänge der zu untersuchenden Frequenz. Die Gewebeauflösung im Körpermodell unterscheidet sich im Allgemeinen von der Auflösung des Rechengitters der angewandten numerischen Methode. Im Fall, dass eine Gitterzelle des Rechengitters mehr als ein Gewebe enthält, werden die dielektrischen Parameter der Gewebe typischerweise innerhalb der Zelle gemittelt.

In Bereichen mit sich verengenden Querschnitten von Gewebe mit hoher Leitfähigkeit (z.B. von Fett oder Knochen umgebendes Muskelgewebe) kann es zu einer erhöhten Stromdichte kommen und damit zu lokalen SAR-Erhöhungen sowie mitunter zu erheblicher HF-induzierter Wärme (Homann et al., 2011b). Daher können selbst feine Details der Gewebestruktur, die viel kleiner als die HF-Wellenlänge sind, einen signifikanten Einfluss haben. Aufgrund der in internationalen Normen vorgeschriebenen Mittelungen der SAR kann der Beitrag kleiner Strukturen unterhalb einer bestimmten Dimension vernachlässigbar gering sein. Für Simulationen bei 64 MHz ( $^1\text{H}$  bei 1,5 T) zeigt eine Gewebeauflösung zwischen 2 und 5 mm keine relevanten Unterschiede bei der Beurteilung der kopfgemittelten SAR (Collins & Smith, 2003).

Bei Temperatursimulationen können sich die Anforderungen an die Gewebeauflösung unterscheiden. Einerseits wird die nicht-gemittelte SAR statt der 10g-gemittelten SAR als Wärmequelle in der Bio-Wärmetransfergleichung genutzt, andererseits können thermische Parameter wie die thermische Leitfähigkeit und die Blutperfusion die Effekte von hohen lokalen SAR-Überhöhungen weitgehend glätten. Dennoch kann eine feinere Auflösung, z.B. 1 mm, zusätzliche Informationen über lokale Temperatureffekte auf anatomische Strukturen von klinischer Signifikanz liefern (Makris et al., 2008). Da keine allgemeinen Empfehlungen für die Gewebeauflösungen existieren, ist es ein üblicher Ansatz, die notwendige Auflösung für ein bestimmtes Problem interaktiv zu reduzieren und die Konvergenz der numerischen Ergebnisse zu kontrollieren. Dieser Ansatz setzt voraus, dass Körpermodelle mit einer ausreichend feinen Auflösung und Gewebeanzahl zur Verfügung stehen. Bei der Erstellung von Körpermodellen ist die Gewebeauflösung häufig abhängig von den verfügbaren Informationen aus den anatomischen Daten, z.B. MR- oder CT-Bilder.



beschnitten im Bereich des Torsos, so dass Kopf, Hals, Schultern und Teile des Torsos in der Simulation berücksichtigt wurden, und zweitens mit einem Modell, beschnitten im Hals, so dass nur der Kopf in der Simulation berücksichtigt wurde. Die Nur-Kopf-Simulation zeigt eine erhöhte SAR und eine unterschiedliche Stromverteilung mit einem deutlicher ausgeprägten Wirbel im Kopf im Vergleich zur Simulation mit dem größeren Körpermodell. Das Kopfmodell inklusive Schultern zeigt eine ausreichende Genauigkeit.

Weiterhin ist es möglich, die Gewebeauflösung oder die Anzahl an Gewebe in weiter von der HF-Spule entfernten Bereichen zu reduzieren, ohne die Ergebnisse im Bereich der Spule zu verändern. So wurde gezeigt, dass in Simulationen mit einem anatomischen Kopfmodell in einer Kopfspule die Schultern des Modells homogen gefüllt werden können, z.B. mit Muskelgewebe, ohne dass die SAR-Verteilung im Kopf verändert wird (Wolf et al., 2013).

### 2.5.3 Homogene Körpermodelle

Aufgrund der fehlenden anatomischen Gewebeverteilungen liefern homogene Körpermodelle keine realistischen Informationen über die lokale SAR-Verteilung (Wolf et al., 2013). Abbildung 2.6 vergleicht die voxelbasierte SAR-Verteilung für ein heterogenes Kopfmodell mit einem homogen gefüllten Kopfmodell sowie mit einem homogenen Phantom.

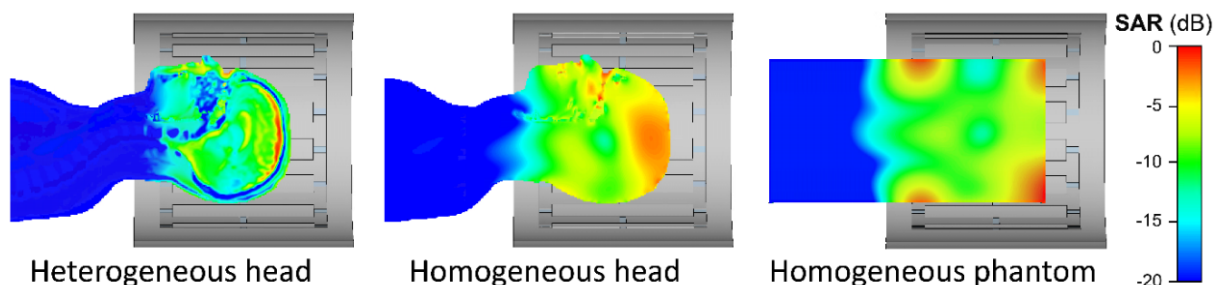


Abbildung 2.6: Voxelbasierte SAR-Verteilung in einem anatomischen Kopfmodell, einem homogenen Kopfmodell und einem homogenen Phantom (elliptischer Zylinder). Die Anregung entspricht den HF-Simulationen aus Abbildung 2.2 bei 300 MHz. © 2017 Elsevier Inc. All rights reserved (Fiedler et al., 2018).

In Fällen, in denen nur globale SAR-Aspekte berücksichtigt werden, können homogene Modelle genutzt werden, solange sichergestellt wird, dass die gesamte absorbierte Leistung in dem Modell gleich der absorbierten Leistung in dem zugehörigen anatomischen Modell ist. Dies kann erreicht werden, indem z.B. die Dimensionen des homogenen Modells möglichst gleich zur Form des menschlichen Körpers gewählt und die dielektrischen Parameter entsprechend angepasst werden. Für einige lokale Expositionen können ebenfalls homogene Modelle zur Sicherheitsabschätzung eingesetzt werden, z.B. bei lokalen Spulen, die nahe zur Körperoberfläche positioniert sind und bei denen die höchste SAR typischerweise in oberflächlichen Geweben auftritt (Kainz et al., 2005). Im Gegensatz zu

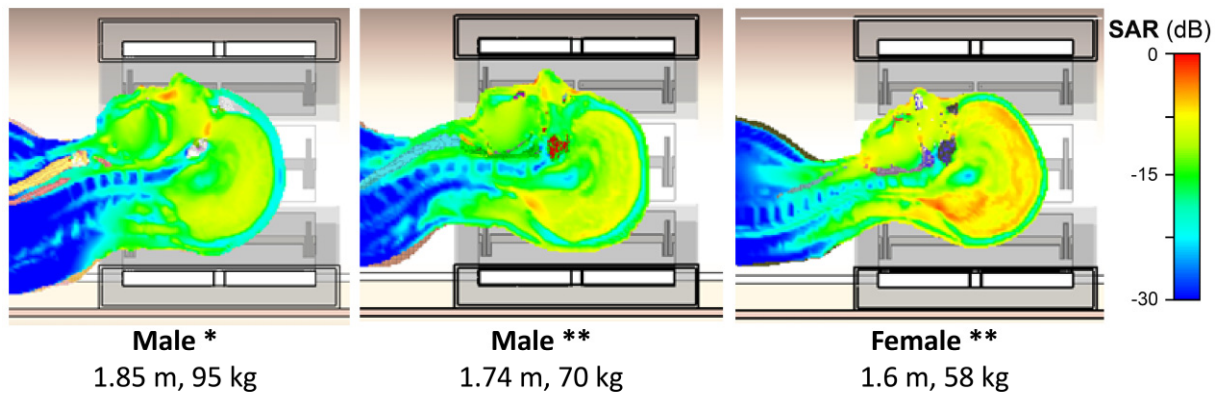
SAR-Simulationen können homogene Phantome vergleichbare Ergebnisse für Simulationen des  $B_1$ -Feldes in anatomischen Modellen liefern (Ibrahim, 2004; van den Bergen et al., 2007).

In Simulationsprojekten, die auf hexaedrischen Gittern basieren und bei denen die Details der HF-Spule die räumliche Auflösung des Gitters bestimmen, führen homogene Phantome meist zu keiner Reduzierung des Rechenaufwands (Bedarf an Arbeitsspeicher und Rechenzeit).

#### 2.5.4 Patientenspezifische Körpermodelle und Segmentierungsprozesse

Körpermodelle basierend auf MR-Daten sind typischerweise in Rückenlage erhältlich. Mit geeigneten Mitteln können diese Modelle modifiziert werden, um unterschiedliche Körperpositionen zu erhalten. Für bestimmte Spulenanordnungen oder Gehäuse kann es jedoch notwendig sein, Körpermodelle mit speziell angepasster Körperhaltung durch Segmentierung von MR-Bildern zu generieren. In der Regel werden für die Segmentierung MR-Bilder von einem 1,5 T- oder 3 T-MR-System mit integrierter Körperspule genutzt, die ein größeres Sichtfeld verglichen zu lokalen Spulen eines Ultra-Hochfeld-Systems aufweisen. Die MR-Bilder werden mit Sequenzen aufgenommen, die in dem entsprechenden Bereich des Körpers einen ausreichenden Kontrast zwischen den zu segmentierenden Gewebearten liefern und zudem Bewegungsartefakte (Atmung, Puls, Bewegung des Körpers) ausgleichen können. Die manuelle Segmentierung ist ein zeitaufwändiger Prozess, der besonders bei Ganzkörpersegmentierungen vereinfacht werden kann, indem separate Fett- und Wasserbilder mit einer Dixon-Methode mit mehreren Echozeiten (Dixon, 1984) aufgenommen werden.

Ergebnisse für generische Körpermodelle können folglich nur Abschätzungen für die SAR und Gewebetemperatur in dem Probanden liefern. Abbildung 2.7 zeigt beispielhaft die SAR-Verteilung sowie die Änderung der zulässigen Eingangsleistung für drei verschiedene anatomische Körpermodelle. In dem Beispiel variiert die maximale zulässige Eingangsleistung, basierend auf der lokalen SAR, zwischen den verschiedenen Körpermodellen um bis zu 42%. In einer Studie mit sechs Körpermodellen berichteten de Greef et al. eine SAR-Unterbewertung von 30% bis zu einer Überschätzung von 70% (de Greef et al., 2013). Während die SAR-Unterbewertung zu einem HF-Sicherheitsrisiko führen kann, bedeutet eine SAR-Überschätzung eine unnötige Reduzierung der HF-Spulenleistung.



Max. permissible input power in normal operating mode based on

$SAR_{10g}$ :	24.9 W	32.9 W	35.5 W
$SAR_{head}$ :	49 W	42.4 W	36.2 W

Abbildung 2.7: Voxelbasierte SAR-Verteilungen und Abhängigkeit der maximal zulässigen Eingangsleistung vom Körpermodell. HF-Simulationen wurden mit einer 8-Kanal Mäander-Kopfspule für 7 T (Orzada et al., 2009) im CP+ Modus mit einer Eingangsleistung von 1 W durchgeführt. \*Visible Human (U.S. National Library of Medicine), \*\*männliches und weibliches Körpermodell aus der Virtual Family (Christ et al., 2010). © 2017 Elsevier Inc. All rights reserved (Fiedler et al., 2018).

Von Jin et al. wurde ein Ansatz vorgeschlagen, der darauf abzielt, die Validität verfügbarer anatomischer Körpermodelle für einzelne Probanden zu verbessern, indem die verfügbaren hochauflösenden Modelle verzerrt werden, um niedrigauflösende Initialscans des Probandenkopfes mit Hilfe von Bildregistrierungstechniken abzugleichen (Jin et al., 2012). Mit dieser Methode ist es möglich, in kurzer Zeit ein patientenspezifisches Simulationsmodell ohne die zeitaufwändigen Segmentierungsschritte zu generieren.

#### 2.5.4.1 Pathologien

Die zuvor genannten Körpermodelle basieren auf Bildern von gesunden Probanden. Berechnungen für SAR und Gewebetemperatur, die Gewebeverteilungen und veränderte Eigenschaften von Pathologien berücksichtigen, werden selten durchgeführt. Für die Berücksichtigung von Pathologien sind neben den geometrischen Informationen zusätzlich die veränderten Materialparameter erforderlich. Als Schritt in diese Richtung konnte gezeigt werden, dass mit Hilfe der *electrical properties tomography* (EPT) die Dielektrizitäts- und Leitfähigkeitsverteilungen *in vivo* aus gemessenen  $B_1$ -Verteilungen abgeleitet werden können (Katscher et al., 2009; Voigt et al., 2011; van Lier et al., 2014). Restivo et al. zeigten die Messung der elektrischen Leitfähigkeit mittels EPT in ‚high-grade‘-Tumoren (Restivo et al., 2016). Innerhalb des nekrotischen Kerns wurde eine Leitfähigkeit von 1,4 S/m festgestellt, die im Vergleich zur Leitfähigkeit von 0,69 S/m in grauer Hirnsubstanz und 0,41 S/m in weißer Substanz deutlich erhöht ist.

Für thermische Simulationen modellierten Guérin et al. die Blutperfusionsrate von Gehirntumoren, indem eine Perfusionsrate, die 10% der Perfusion grauer Substanz für den nekrotischen Kern und 200% für die gut durchblutete Penumbra entspricht, angewendet wurde (Guérin et al., 2016).

## 2.6 Thermische Simulationen

### 2.6.1 Thermische Reaktion des Körpers auf HF-Absorption

Aufgrund von frequenzabhängigen dielektrischen Verlustmechanismen des Körpergewebes wird Energie aus HF-Feldern im menschlichen Körper absorbiert. Die absorbierte Leistung stellt eine Wärmequelle dar, die gemäß dem HF-Puls des MR-Protokolls zeitlich moduliert wird. Der Effekt der Ganzkörper-HF-Absorption auf das thermische Wohlbefinden wurde bereits in den frühen Jahren der MRT erforscht. Adair et al. leiteten, unter Berücksichtigung verschiedener aktiver und passiver Wärmetransfer-Mechanismen sowie Wärmequellen, eine globale Wärmebilanz-Gleichung mit thermischem Gleichgewicht her (Adair & Berglund, 1986):

$$M_0 + A_{RF} = E_{res} + E_{SW} \pm Q_r \pm Q_C \pm Q_k \pm S \text{ in W/m}^3 \quad (2.12)$$

mit  $M_0$  der von metabolischen Prozessen produzierten Wärme und  $A_{RF}$  der totalen absorbierten Leistung der HF-Exposition. Um eine stabile Temperatur einhalten zu können, muss die Summe aus beiden thermischen Energien an die Umgebung transferiert werden. Dies geschieht mittels Verdunstung von Wasser aus dem Respirationstrakt ( $E_{res}$ ) oder von der Haut ( $E_{SW}$ ) sowie mit trockenem Wärmetransfer von der Hautoberfläche via Strahlung ( $Q_r$ ), Konvektion ( $Q_C$ ) oder, bei Kontakt mit anderen Oberflächen, Konduktion ( $Q_k$ ).  $S$  ist die Rate der gespeicherten Wärme.

In einer temperaturneutralen Umgebung dominiert der trockene Wärmetransfer. In einer solchen Umgebung kann ein Körper die normale Kerntemperatur aufrecht erhalten ohne den zusätzlichen Energieeinsatz in metabolischen Prozessen über dem basalen Level und zudem kein Zittern oder Schwitzen auftritt. Die Reaktion des thermischen Regulationssystems auf absorbierte Energie ist eine Erhöhung der thermischen Leitfähigkeit, bei welcher der Blutfluss in der Haut erhöht wird, indem sich der Querschnitt der peripheren Blutgefäße erweitert (Vasodilatation). Bei einer übermäßigen Absorption von HF-Leistung im Körper, z.B. während langer MR-Untersuchungen, wird die Aktivierung der Transpiration erwartet, um große Mengen von Wärme aus dem Körper abzuführen. Transpiration führt zu einem Gefühl von thermischem Unbehagen. Ist die Wärmeabfuhr durch diese Mechanismen geringer als die durch HF-Absorption erzeugte Wärme, führt die gespeicherte Wärme zu einer Erhöhung der Körperkerntemperatur. Die Rate der Wärmeabfuhr ist abhängig von den

Umgebungsbedingungen, wie z.B. der Lufttemperatur, Luftbewegung, Luftfeuchtigkeit und des Grads an Isolierung (subkutanes Fett, Kleidung).

Adair und Berglund untersuchten das Verhältnis zwischen der gespeicherten Wärme im Körper und der spezifischen Absorptionsrate, Dauer der Exposition, Lufttemperatur und Luftbewegung. In der Studie wurde eine maximale Erhöhung der Körperkerntemperatur von 0,6 °C als Abbruchkriterium definiert, und gezeigt, dass ein Patient mit 70 kg Körpergewicht bei einer Umgebungstemperatur von 20 °C und einer Luftgeschwindigkeit von 0,8 m/s einer unbegrenzt langen MR-Untersuchung unterzogen werden kann, solange die SAR 5 W/kg nicht übersteigt. Die Autoren haben daraufhin vorgeschlagen, die Ganzkörper-SAR auf 4 W/kg zu reduzieren, um Patienten mit kardiovaskulären Beeinträchtigungen zu berücksichtigen. Die vorgeschlagenen 4 W/kg entsprechen dem derzeitigen Ganzkörpergrenzwert im kontrollierten Betriebsmodus 1. Stufe der IEC-Norm. In der Studie wurde der menschliche Körper als Zwei-Kompartiment-Modell mit zusammengefassten Parametern angenommen, das zwischen Körperkern und Haut unterscheidet. Der HF-induzierte Wärmeeintrag wurde nur als globaler Wärmeeintrag behandelt. In solchen globalen Modellen werden die räumliche Verteilung der absorbierten Leistung und die Gewebetemperatur sowie räumliche Korrelation vernachlässigt.

Für eine detaillierte Beurteilung der räumlichen Temperaturverteilung im menschlichen Körper kann die heterogene Verteilung der HF-Absorption sowie der Wärmetransfer und deren Effekt auf lokale Gewebetemperaturen mit Hilfe anatomischer Körpermodelle und numerischen Lösungen von Wärmetransfergleichungen ausgewertet werden. Während die lokale HF-Absorption durch die frequenzabhängige Permittivität und Leitfähigkeit des Körpergewebes bestimmt wird, ist der Wärmetransfer von weiteren thermischen Parametern, wie z.B. der Wärmekapazität, der thermischen Leitfähigkeit, dem Metabolismus, der Blutperfusion sowie der Konvektion, Konduktion und Abstrahlung an der Körperoberfläche abhängig. Sowohl die dielektrischen als auch die thermischen Parameter können für verschiedene biologische Gewebearten stark variieren (Hasgall et al., September 1st, 2005). In elektromagnetischen Simulationen für MR-Systeme wird die Temperaturabhängigkeit der dielektrischen Gewebeeigenschaften in der Regel aufgrund der geringen Temperaturänderung vernachlässigt. In thermischen Simulationen hingegen ist die temperaturabhängige Blutperfusion ein signifikanter Faktor und ein wichtiges Merkmal verschiedener, in der Literatur vorgeschlagener thermischer Modelle.

## 2.6.2 HF-Sicherheitsbetrachtung

In Hinblick auf die HF-Sicherheitsbetrachtungen ist allgemein anerkannt, dass die Gewebetemperatur den wichtigsten Sicherheitsparameter darstellt. Allerdings basieren das Überwachungs-Subsystem eines MR-Systems und Konformitätstests von HF-Spulen überwiegend auf der SAR, obwohl gezeigt wurde, dass es keine generelle räumliche Korrelation zwischen der SAR- und der Temperaturverteilung gibt (Collins et al., 2004). Diese Tatsache lässt sich mit dem Einfluss der lokalen Blutperfusion auf die Gewebetemperatur erklären. In Regionen mit hoher Perfusion führt eine hohe SAR nicht unbedingt zu hohen Temperaturen, wohingegen moderate SAR-Level in Regionen mit niedriger Perfusion zu relevanten Temperaturerhöhungen führen können (Nadobny et al., 2007).

Aus diesem Zusammenhang folgt, dass Sicherheitsbetrachtungen basierend auf Grenzwerten für die SAR und die Gewebetemperatur nicht unbedingt äquivalent sind. Zum Beispiel berichteten Wang et al. für Kopfuntersuchungen mit dem kopfgemittelten Grenzwert von 3,2 W/kg eine maximale Temperatur im Gehirn unterhalb des zugehörigen Grenzwerts (Wang et al., 2007b). In diesem Fall wird die HF-induzierte Wärme im Gehirn durch die hohe Blutperfusion im Gehirn abgeleitet. Dieses Ergebnis kann jedoch aufgrund unterschiedlicher Perfusionseigenschaften nicht für andere Körperregionen verallgemeinert werden.

In der Mehrheit der Studien wird, aufgrund der reduzierten Komplexität der zugrundeliegenden Beziehungen für die SAR-Berechnung und die zeitliche Mittelung, bevorzugt die SAR für Sicherheitsabschätzung und Überwachung verwendet. Die Verfahren zur SAR-Bestimmung sind genau definiert (IEEE International Committee on Electromagnetic Safety (SCC 28), 2003), und die SAR wird seit mehreren Dekaden in verschiedenen technischen Gebieten sicher angewendet. Ein möglicher Grund, weshalb thermische Simulationen derzeit nicht standardmäßig für HF-Sicherheitsbetrachtungen genutzt werden, ist das Fehlen einheitlicher Verfahren. Im Vergleich zur Bestimmung der SAR erfordert die Temperaturbestimmung zusätzliche Parameter, die einerseits eine höhere Genauigkeit bei der Beschreibung des Effekts von absorbierte HF-Leistung auf die Gewebetemperatur erlauben, andererseits die Anzahl an Freiheitsgraden und damit die Komplexität und den Raum für Modellierungsfehler erhöhen können.



Die erhöhte Genauigkeit von thermischen gegenüber SAR-basierten Sicherheitsabschätzungen kann jedoch grundsätzlich zu einer effizienteren und gleichzeitig patientenfreundlicheren Nutzung der HF-Leistung bei MR-Untersuchungen führen. Verschiedene Bio-Wärmetransfermodelle mit unterschiedlichen Ansätzen für die Wahl der thermischen Parameter und Randbedingungen wurden in der Literatur vorgeschlagen, z.B. Blutperfusion, Bluttemperatur, thermische Umgebung und Gesundheitszustand des Probanden. Die Wahl eines bestimmten Bio-Wärmetransfermodells kann einen signifikanten Einfluss auf die Abschätzung der Temperaturreaktion haben. Daher sind Wärmetransfermodelle für unterschiedliche Gesundheitszustände notwendig. Die Validierung der Bio-Wärmetransfermodelle ist durchaus komplex, und umfassende Ansätze zur Validierung wurden bisher nicht unternommen.

### 2.6.3 Biologische Wärmetransfermodelle für die Bestimmung der lokalen Gewebetemperatur

Die derzeit am häufigsten eingesetzte Bio-Wärmetransfergleichung wurde von Harry H. Pennes 1948 veröffentlicht (Pennes, 1948). Pennes' Modell wurde ursprünglich entwickelt, um den Wärmetransfer im menschlichen Unterarm zu prognostizieren. Aufgrund der Einfachheit des Modells wurde es in unterschiedlichen biologischen Studien eingesetzt. Die zeitabhängige, lokale Gewebetemperatur  $T$  an einem Beobachtungspunkt im biologischen Körper wurde von Pennes wie folgt beschrieben:

$$\rho(r)c(r)\frac{dT(r,t)}{dt} = \nabla(k(r)\nabla T(r,t)) - c_b(r)\omega_b(r)\rho_b(r)(1-\theta)(T(r,t) - T_{Blut}) + M_0(r) + \rho(r)SAR(r) \quad (2.13)$$

mit der Gewebedichte  $\rho$  in  $\text{kg/m}^3$ , der spezifischen Wärmekapazität des biologischen Gewebes  $c$  in  $\text{J}/(\text{kg}\cdot\text{K})$  und der Wärmeleitfähigkeit des biologischen Gewebes  $k$  in  $\text{W}/(\text{K}\cdot\text{m})$ ;  $c_b$  ist die Wärmekapazität des Blutes in  $\text{J}/(\text{kg}\cdot\text{K})$ ,  $\omega_b$  die Blutperfusionsrate des Gewebes in  $1/\text{s}$  und  $\rho_b$  die Dichte des Blutes in  $\text{kg/m}^3$ ;  $M_0$  ist die metabolische Wärmeproduktionsrate pro Volumeneinheit in  $\text{W/m}^3$ . Die thermischen Parameter sind gewebespezifisch (Hasgall et al., September 1st, 2005).  $T_{Blut}$  ist die arterielle Bluttemperatur in  $^{\circ}\text{C}$  und wurde von Pennes als konstant angenommen. Der einheitenlose Parameter  $\theta$  berücksichtigt den unvollständigen thermischen Energieaustausch zwischen Blut und Gewebe. In Pennes' und in den meisten nachfolgenden Veröffentlichungen wurde  $\theta$  zu 0 gesetzt und somit ein vollständiger Energieaustausch während der Perfusion angenommen. Ein zusätzlicher Faktor berücksichtigt die Wärmeproduktion aufgrund absorbierter Leistung im Gewebe, angegeben in Form der SAR in  $(\text{W}/\text{kg})$ .

Pennes nahm an, dass der Energieaustausch zwischen Blutgefäßen und Gewebe hauptsächlich im Kapillarbett stattfindet und vernachlässigte somit den pre-arteriolen und post-venolen Wärmeaustausch. In dem Modell erreicht das arterielle Blut die Kapillaren mit Körperkerntemperatur. Das Blut durchdringt das Kapillarbett, tauscht unverzüglich Energie aus und gleicht sich der lokalen Gewebetemperatur an, bevor es das Kapillarbett verlässt. Daher repräsentiert das Blut eine Wärmequelle oder Wärmesenke, proportional zur Differenz zwischen der Körper- und der lokalen Gewebetemperatur. Die Amplitude des volumetrischen Blutflusses ist demzufolge proportional zum gesamten Energieaustausch zwischen lokaler Gewebetemperatur und arterieller Gewebetemperatur. Der Blutperfusionsterm  $\omega_b$  wurde anhand von experimentell im Unterarm gemessenen Temperaturen angepasst (Jiji, 2009; Lakhssassi et al., 2010; Zolfaghari & Maerefat, 2011).

Die Bio-Wärmetransfergleichung von Pennes wird oftmals kritisiert, da in der ursprünglichen Formulierung temperatur-unabhängige Blutperfusion und Metabolismus sowie eine aufgrund der konstanten Bluttemperatur unbegrenzte Wärmesenke angenommen wurden (Shrivastava & Vaughan, 2009). Um diese möglichen Limitierungen zu umgehen und um die thermische Reaktion auf HF-Absorption zu berücksichtigen, wurden in zahlreichen Veröffentlichungen Erweiterungen zu Pennes' Gleichung diskutiert und angewendet. Üblicherweise wird ein FDTD-Ansatz verwendet, um Pennes' Bio-Wärmetransfergleichung numerisch zu lösen (Samaras & Sahalos, 2003; Wang et al., 2008).

## 2.6.4 Modellierung der physiologischen Reaktion auf HF-Absorption in biologischen Wärmetransfermodellen

### 2.6.4.1 Temperaturabhängige Blutperfusion

Die temperaturabhängige Perfusion der Haut wird üblicherweise mit einem exponentiellen Anstieg modelliert. Zwei verschiedene Temperaturen werden als Feedback-Signale zur Regelung der Perfusion genutzt: Zum einen der Anstieg in der Hypothalamus-Temperatur, der als Indikator für die Erhöhung der Körperkerntemperatur genutzt wird, zum anderen der gemittelte Anstieg der Hauttemperatur. Die beiden Feedback-Signale werden gewichtet, mit einer höheren Gewichtung der Hypothalamus-Temperatur.

$$P(r, t) = [P_0(r) + F_{HB}(T_H - T_{H0}) + F_{SB}(\overline{\Delta T_s})] \cdot \frac{\Delta T}{2\Delta B} \quad (2.14)$$

mit den Gewichtungsfaktoren  $F_{HB}$  für das hypothalamische Signal und  $F_{SB}$  für das Hauttemperatur-Signal, beide in  $W/(m^3 \cdot K)$ .  $T_H$  ist die Hypothalamus-Temperatur,  $\overline{\Delta T_s}$  der gemittelte Hauttemperaturanstieg und  $P_0$  die basale Blutperfusion in  $W/(m^3 \cdot K)$ :

$$P_0(r) = c_b \omega_b(r) \rho_b \quad (2.15)$$

mit der spezifischen Wärmekapazität des Blutes  $c_b$  in J/(kg·K), der Blutperfusionsrate  $\omega_b$  in 1/s und der Dichte des Blutes  $\rho_b$  in kg/m<sup>3</sup>.

Für den exponentiellen Term in Gleichung (2.14) wurden verschiedene Gewichtungsfaktoren von  $\Delta B = 6$  (Bernardi et al., 2003) und  $\Delta B = 1.6$  (Laakso & Hirata, 2011) vorgeschlagen. Unter der Annahme einer Anfangstemperatur der Haut von 34 °C führt der Koeffizient von Laakso zu einer Erhöhung um das 32-fache, bevor die Hautperfusion bei 42 °C die Sättigung erreicht. Der Koeffizient von Bernardi resultiert in einer 2,5-fachen Erhöhung bei 42 °C.

Für interne Gewebe wurden andere Perfusionsmodelle vorgeschlagen. In der Arbeit von Stolwijk und Hardy wurde die Perfusion konstant auf basalem Level angenommen (Stolwijk & Hardy, 1966). Laakso und Hirata nutzten den gleichen exponentiellen Anstieg bei der Haut, jedoch ohne die Berücksichtigung der Gehirn- und Hauttemperatur (Laakso & Hirata, 2011). Bei einer Anfangstemperatur im Körperkern von 37 °C wurde die basale Perfusion um das 15-fache erhöht, bevor die Sättigung bei 42 °C erreicht wurde.

In verschiedenen Arbeiten wurden lineare Perfusionsmodelle verwendet (Chatterjee & Gandhi, 1983; Wang et al., 2008; Bernardi et al., 2003). Die Blutperfusionsrate für interne Gewebe wurde ab 39 °C linear erhöht und die Sättigung bei 44 °C mit einer 5-fach erhöhten Blutperfusion erreicht. Darüber hinaus wurden Modelle vorgeschlagen, die zusätzliche Gewebearten für eine temperaturabhängige Perfusion berücksichtigen, z.B. tumoröses Gewebe (Lang et al., 1999).

#### 2.6.4.2 Messung der thermischen Regulierung und Validierung der Perfusionsmodelle

Die Validierung von Blutperfusionsmodellen ist ein bis heute offenes Forschungsgebiet. Da das thermische Regulationssystem in geeigneter Weise angeregt werden muss, z.B. mit Hilfe einer genau definierten Erwärmung durch HF-Absorption, ist die Messung der Perfusionsänderung eine große technische Herausforderung. Dabei darf die Gewebetemperatur jedoch nur um wenige Grad erhöht werden, um Gewebeschäden zu vermeiden. Die Ergebnisse sind zudem personenspezifisch.

Eine Methode, um den Anstieg der Perfusion als Reaktion auf eine erhöhte Gewebetemperatur *in vivo* und ohne die Verwendung von Kontrastmittel zu ermitteln, ist *arterial spin labeling* (ASL) (Pollock et al., 2009). In Kombination mit der MR-Thermometrie kann die Perfusionszunahme in Relation zur Gewebetemperaturerhöhung gesetzt werden. Messungen im menschlichen Wadenmuskel bei 3 T zeigten einen mittleren Anstieg der Perfusion von 1,28 bei einem HF-induzierten Temperaturanstieg von 3 °C (17 min bei 20 W/kg) und von 2,97 bei körperlicher Betätigung (5 min) des Unterschenkels (Simonis et al., 2016). Die Ausgangstemperatur im Wadenmuskel liegt jedoch bei ca. 33,4 °C und somit

unterhalb der Bluttemperatur (Heinonen et al., 2011). Somit wird die Perfusion im Wadenmuskel erhöht, selbst wenn die Gewebetemperatur unterhalb der Körperkerntemperatur liegt. Dieses Ergebnis steht im Widerspruch zu den diskutierten Perfusionsmodellen, bei denen die Perfusion für interne Gewebe erst ab 37 °C erhöht wird. Der gemessene Temperaturanstieg im Muskel ist zudem das Ergebnis der kombinierten Wärmeeffekte durch HF-Exposition und erhöhter Perfusion. Eine vergleichbare Perfusions-Charakteristik konnte mit Hilfe von Radioisotopen gezeigt werden (Heinonen et al., 2011; Keller et al., 2010). In Relation zu diesen Ergebnissen repräsentieren die in der Literatur vorgeschlagenen Modelle ein konservatives thermisches Regulationssystem, und die weitere Erforschung des Perfusionsanstiegs *in vivo* ist notwendig, um realistische Modelle zu erhalten. Die genannten Methoden, MR-Thermometrie und ASL, sind jedoch anfällig für Bewegung und können daher nur bedingt in anderen Körperregionen eingesetzt werden. Zudem zeigte sich die Messung der niedrigen Anfangsperfusion, wie sie im Wadenmuskel vorliegt, als große Herausforderung.

#### 2.6.4.3 Temperatur des Blutes

Bei höheren spezifischen Absorptionsraten, insbesondere bei HF-Expositionen großer Körperregionen, kann sich die Temperatur des Blutes mit der Zeit erhöhen, da der Körper große Mengen an Wärme, aufgenommen durch HF-Exposition, nicht vollständig ableiten kann. Da das Blut weniger als eine Minute benötigt, um durch den ganzen Körper zu zirkulieren (Hirata & Fujiwara, 2009), kann die Bluttemperatur über den ganzen Körper als konstant angenommen werden. Um diesen Effekt zu berücksichtigen, modellierten Bernardi et al. (Bernardi et al., 2003) und Hirata et al. (Hirata & Fujiwara, 2009) die Erwärmung des Blutes gemäß der aufgenommenen Wärme und dem Wärmetransfer an die Umgebung.

Shrivastava und Vaughan entwickelten ein generisches Bio-Wärmetransfermodell basierend auf verkoppelten Differentialgleichungen für Gewebe- und für Blut-Abteile im durchbluteten Gewebe (Shrivastava & Vaughan, 2009). Shrivastava's Modell berücksichtigt die Energieerhaltung im Blut und kann somit die Bluttemperatur entsprechend erhöhen. In dem Modell wird ebenfalls der Wärmetransfer zwischen Blutgefäßen, die größer als die Kapillaren sind, und dem Gewebe berücksichtigt, ohne dabei dem Pfad der Gefäße zu folgen. Shrivastava validierte das Modell für die MRT des Kopfes mit Messungen an Schweinen, und es konnte gezeigt werden, dass das Modell den Temperaturverlauf des Körpers für lange HF-Expositionen genauer vorhersagen kann als Berechnungen mit Pennes' Gleichung (Shrivastava et al., 2011). Besonders bei Langzeit-Expositionen zeigte Pennes' Gleichung eine große Abweichung zu Messungen. In Simulationen mit Pennes' Gleichung wurde der stationäre thermische Zustand aufgrund der unbegrenzten Wärmesenke des Blutes erreicht, während in Messungen die Körperkerntemperatur fortlaufend anstieg.

Bei einer HF-Exposition außerhalb des Kopfes wird die Temperaturerhöhung des Hypothalamus hauptsächlich durch den Anstieg der Bluttemperatur hervorgerufen. Da der Hypothalamus ein wichtiges Kontrollorgan für die Perfusion der Haut darstellt, ist es wichtig, die Erwärmung des Blutes in den Modellen zu berücksichtigen.

## 2.6.5 Effekte von lokalen, zeitabhängigen Verlustleistungsdichten auf die Gewebetemperatur

In der MR-Bildgebung werden periodisch gepulste HF-Signale mit Puls-Pause-Intervallen im Bereich von Zehntel-Millisekunden verwendet. Aufgrund der wesentlich längeren thermischen Relaxationszeiten kann die Eingangsleistung einer Sequenz über die Expositionszeit gemittelt und als kontinuierliches Signal angenommen werden (Nadobny et al., 2007). Bei MR-Protokollen mit niedrigem Puls-Pause-Verhältnis, z.B. Elektrokardiogramm-getriggerte *Turbo-Spinecho*-Sequenzen, kann es notwendig sein, periodische Pulse zu berücksichtigen. Nadobny et al. untersuchten periodische Puls-Schemata hinsichtlich der langen thermischen Relaxationszeiten mittels eines Protokolls mit Ganzkörper-SAR von 4 W/kg, gemittelt über 6 Minuten und bestehend aus 2 Minuten kontinuierlicher HF-Leistung, skaliert auf 12 W/kg, gefolgt von 4 Minuten ohne HF-Leistung. Es zeigte sich im Vergleich zur kontinuierlichen Exposition über 6 Minuten eine bis zu 1 °C höhere Spitzentemperatur für die periodische Sequenz.

Temperaturergebnisse für ein tatsächliches Puls-Muster mit Puls-Pause-Intervallen einer realistischen MR-Sequenz zeigen eine geringere Temperatur aufgrund des Temperaturabfalls zwischen zwei aufeinanderfolgenden Pulsen. Da die Anregung mit einem äquivalenten, zeitlich gemittelten HF-Signal eine höhere Temperatur ergibt, ist dieser Ansatz konservativer. Der Unterschied zwischen beiden Temperaturen ist jedoch eher gering, z.B. unter 0,02 °C (Wang et al., 2007a).

## 2.6.6 Wärmetransfer an Körperoberflächen

Der Wärmetransfer von Körperoberflächen zur Umgebung erfolgt mittels trockenem Wärmetransfer von der Hautoberfläche via Strahlung, Konvektion und Konduktion sowie durch Evaporation von Wasser aus dem Atemtrakt oder von der Haut (Adair & Berglund, 1986). Um die Bio-Wärmetransfergleichung zu lösen, können diese Prozesse mit der folgenden Randbedingung modelliert werden (Laakso & Hirata, 2011; Nadobny et al., 2007):

$$-k(\vec{r}_s) \frac{dT_s(\vec{r}_s, t)}{dn} = h(T_s(\vec{r}_s, t) - T_a) + rad(T_s(\vec{r}_s, t) - T_a) + sweat(\vec{r}_s, T) \quad (2.16)$$

mit der Oberflächentemperatur  $T_s$ , der Umgebungstemperatur  $T_a$ , der Richtungsnormalen auf der Oberfläche  $n$  und dem Positionsvektor auf der Hautoberfläche  $\vec{r}_s$ .  $h$  ist der Wärmekonvektionskoeffizient,  $rad$  die Strahlung und  $sweat$  die Transpiration.

In den meisten Studien wird nur trockene Wärmekonvektion von der Hautoberfläche berücksichtigt. In der Literatur werden jedoch Möglichkeiten zur Berücksichtigung von anderen Mechanismen diskutiert. Die Strahlung kann ähnlich zur Konvektion berücksichtigt werden, indem ein Koeffizient als Funktion der Boltzmann-Konstante und der gemittelten Haut- und Lufttemperatur eingeführt wird (Wang et al., 2008). Wärmekonvektion  $h$  in  $W/m^2$  (beeinflusst vom Luftfluss) und Strahlung  $rad$  in  $W/m^2$  auf der Hautoberfläche sind abhängig von dem Gradienten zwischen Gewebe- und Hauttemperatur ( $T_s - T_a$ ) und werden von der Isolierung der Probandenkleidung, die durch einen Bekleidungswirkungsgrad-Koeffizienten berücksichtigt werden kann, beeinflusst (Laakso & Hirata, 2011). Inhomogene Konvektions- und die Strahlungskoeffizienten für verschiedene Körperregionen können Kleidung, Haare oder andere Objekte in der Nähe des Probanden berücksichtigen.

Die Wärmekonvektion und Strahlung sind passive Mechanismen. Die Transpiration hingegen ist ein aktiv-kontrollierter Mechanismus, mit dem der Körper versucht, die Wärmeableitung zu erhöhen. Der temperaturabhängige Wärmetransfer mittels Transpiration auf der Haut kann als Funktion der hypothalamischen Temperatur und der gemittelten Hauttemperatur beschrieben werden, und der Wärmetransfer wird ähnlich wie bei der Hautperfusion modelliert (Bernardi et al., 2003; Wang et al., 2008). Eine ähnliche Relation für die Transpiration wurde in (Laakso & Hirata, 2011) genutzt, allerdings mit anderen Gewichtungsfaktoren. Der basale Wärmeverlust durch Verdunstung beträgt etwa 4–5,5  $W/m^2$ . Chatterjee und Gandhi (Chatterjee & Gandhi, 1983) führten weiterhin einen Term für die unempfindliche Transpiration ein, der die passive Diffusion von Wasserdampf durch die Haut darstellt. Der Effekt der Evaporation von Wasser aus dem Atemtrakt kann als zusätzlicher Verlustterm in der Bio-Wärmetransfergleichung berücksichtigt werden (Bernardi et al., 2003; Chatterjee & Gandhi, 1983).

### 2.6.7 Temperaturabhängige metabolische Wärmeproduktion

Der menschliche Körper produziert aufgrund von Stoffwechselprozessen kontinuierlich Wärme (Stolwijk 1975). Im Ruhezustand wird der größte Teil der Wärme im Gehirn und im Kern des Torsos produziert. Um eine Überhitzung des Körpers zu vermeiden und um die Körpertemperatur konstant zu halten, muss die Wärme kontinuierlich abgeführt werden. Die Wärme wird über das zirkulierende Blut vom Kopf und vom Kern des Torsos zu den peripheren Geweben geleitet, wo sie vom Körper abgeleitet wird (Black, 2006).

Die metabolische Wärmeerzeugungsrate steht in Verbindung zur Temperatur mit dem Boltzmann-Faktor (Gillooly et al., 2001)

$$M_0 \approx e^{-\frac{E}{kT}} \quad (2.17)$$

mit der Aktivierungsenergie  $E$ , der Temperatur  $T$  und der Boltzmann-Konstante  $k$ .

Bei erhöhter Temperatur werden die metabolischen Prozesse im Körper leicht beschleunigt. In den Arbeiten von (Hoque & Gandhi, 1988), (Bernardi et al., 2003) und (Wang et al., 2008) wird diese Relation angenähert zu

$$M = M_0 1.1^{T-T_0} \quad (2.18)$$

mit der basalen metabolischen Wärme-Erzeugungsrate  $M_0$  bei der Ausgangstemperatur  $T_0$ . Basierend auf dieser Verbindung wird bei einem Temperaturanstieg von 37 °C zu 40 °C die metabolische Wärme-Erzeugungsrate um ca. 33% erhöht.

In (Werner & Buse, 1985) und (Nelson et al., 2009) wurde eine andere Abhängigkeit der Stoffwechselrate zur lokalen Temperatur vorgeschlagen, welche bei gleichem Temperaturanstieg die metabolische Wärmeerzeugungsrate um ca. 23% erhöht:

$$M = M_0 2^{(T-T_0)/10} \quad (2.19)$$

## 2.6.8 Thermische Dosis

In der IEC-Sicherheitsnorm (International Electrotechnical Commission (IEC), 06.2015) sind Grenzwerte für die absolute lokale Gewebetemperatur festgelegt, die im zugehörigen Betriebsmodus des MR-Systems in keinem Zeitintervall überschritten werden dürfen. Das fortlaufende Bestreben, die verfügbare HF-Leistung effizienter zu nutzen, um damit die Performance der Bildgebung zu erhöhen, indem höhere Spitzenwerte oder zeitlich gemittelte HF-Leistungen zugelassen werden, hat zu der Frage geführt, ob es exaktere Methoden gibt, die HF-Exposition im menschlichen Körper zu bewerten.

Derzeit findet eine aktive Diskussion statt, ob Methoden zur thermischen Dosisberechnung, abgeleitet von klinischen Hyperthermie-Anwendungen zur Krebstherapie, als neue Basis für die Bewertung der HF-Exposition in MR-Systemen verwendet werden können. In verschiedenen *in vivo*-Studien konnte gezeigt werden, dass die Zelltodrate während der Exposition mit Wärme einen exponentiellen Verlauf zeigt und mit der Temperatur und der Expositionsdauer zusammenhängt (Dewhirst et al., 2003). Um HF-Expositionen mit verschiedenen Temperaturen und Zeitintervallen in der Hyperthermie vergleichen zu können, wurde eine effektive thermische Äquivalentdosis mit Bezug auf äquivalente biologische Effekte bei einer Gewebetemperatur von 43 °C eingeführt (Sapareto & Dewey, 1984). In

dem zugehörigen Modell werden die kumulativen Äquivalenzminuten bei 43°C (CEM43°C) basierend auf dem transienten Temperaturprofil ausgewertet:

$$CEM43^{\circ}C(t, \vec{r}) = \int_{t_0}^{t_{end}} R^{[(43^{\circ}C - T(\vec{r}, t))/^{\circ}C]} dt \quad (2.20)$$

mit der orts- und zeitabhängigen Gewebetemperatur  $T(\vec{r}, t)$  sowie dem Gewichtungsfaktor  $R = 0.25$  für  $T(\vec{r}, t) < 43^{\circ}C$  und  $R = 0.5$  für  $T(\vec{r}, t) > 43^{\circ}C$ .  $t_0$  und  $t_{end}$  repräsentieren den Anfang und das Ende der HF-Exposition. Für ein bestimmtes Zeitintervall wird die thermische Dosis für jeden Anstieg von 1 °C über 43 °C verdoppelt und für jedes Grad Celsius unter 43 °C um den Faktor 4 reduziert.

Verschiedene biologische Gewebearten zeigen eine unterschiedliche Wärmeempfindlichkeit. In Dewhirst et al. (Dewhirst et al., 2003) und Yarmolenko et al. (Yarmolenko et al., 2011) werden biologische Effekte aufgrund unterschiedlicher thermischer Dosis für verschiedene Körpergewebe aus der Literatur verglichen. Bei der Körperbildgebung ist die maximale Temperatur häufig in Haut, Muskel oder Fettgewebe lokalisiert. In der Haut induzierte eine Exposition mit CEM43°C = 21 bis 40 min akute bis geringfügige Schäden; zwischen CEM43°C = 480 und 960 min wurde von unmittelbar oberflächlichen Verbrennungen berichtet. Für Muskelgewebe wurde berichtet, dass bei CEM43°C = 29 min kein thermischer Schaden bei der Exposition mit Mikrowellen bei 434 MHz auftrat. Ein geringfügiger Schaden wurde jedoch ab CEM43°C = 41 min dokumentiert, welcher über CEM43°C = 80 min signifikant und chronisch wurde. Für Fett und subkutanes Fettgewebe wurden toxische Effekte bei CEM43°C = 15 min gefunden.

Bei der Exposition im Bereich des Kopfes ist die Berücksichtigung von Geweben mit hohem Wassergehalt (z.B. CSF) und Geweben mit niedriger Perfusion (z.B. Augen) besonders wichtig. Für die Cornea wurde von geringfügigen Schädigungen zwischen CEM43°C = 21 und 40 min berichtet, sowie von einem akuten und signifikanten Schaden ab CEM43°C > 41 min. Für die Retina konnte kein nachweisbarer thermischer Gewebeschaden bei CEM43°C = 1,5 min festgestellt werden; für CEM43°C < 21 min wurde von einem chronischen und geringfügigen Gewebeschaden berichtet. Weiterhin wurde von vaskulären Effekten, direkten Schäden sowie funktionellen und metabolischen Effekten des Nervensystems aufgrund von Wärmebelastungen berichtet (Yarmolenko et al., 2011).



Grenzwerte für sichere lokale Temperaturerhöhungen für MR-Anwendungen wurden auf der Grundlage einer Übersicht der verfügbaren Literatur zur thermischen Gewebeschädigung und einer Projektion des CEM43°C-Ansatzes auf kleine Temperaturerhöhungen abgeleitet (van Rhoon et al., 2013). Für alle Personen, inklusive schwangeren Frauen, älteren Personen und Kindern, sowie für Patienten mit Fieber, einem beeinträchtigten Thermoregulationssystem oder Implantaten, wird eine maximale lokale Gewebetemperatur von 39 °C nicht als Risiko betrachtet. Eine Temperatur von 39 °C liegt zudem unter dem Schwellwert, ab dem teratogene Effekte aufgrund von Wärme auftreten können. Unter 39 °C ist das CEM43°C Modell nicht anwendbar.

CEM43°C = 9 min wurde als Grenzwert für Personen mit einem gesunden thermischen Regulationssystem unter kontrollierten Bedingungen (z.B. unter medizinischer Überwachung) vorgeschlagen; dieser Wert entspricht dem niedrigsten Bereich, in dem von toxischen Effekten in höheren Spezies berichtet wurde. Für Personen mit einem beeinträchtigten Regulationssystem unter kontrollierten Bedingungen oder für Personen mit einem nicht-beeinträchtigten Regulationssystem unter nicht-kontrollierten Bedingungen wurde eine thermische Dosis von CEM43°C < 2 min vorgeschlagen. Dieser Grenzwert ist um den Faktor 4,5 unter dem Grenzwert von CEM43°C = 9 min und unterhalb von jeglichen beobachteten lokalen Temperatureffekten in beliebigen Spezies. Derzeit wird diskutiert, wie thermische Toleranzeffekte für lange Erwärmungszeiten, Erwärmung mit reduzierter Temperatur, wiederholter Expositionen oder sensibilisierender Effekte von Medikamenten oder Kontrastmitteln berücksichtigt werden können. Eine Definition von gewebeabhängigen thermischen Dosisgrenzwerten kann weitere Vorteile mit sich bringen, jedoch wurden bisher nur Grenzwerte vorgeschlagen, die den ganzen Körper betreffen.

Die Auswertung der thermischen Dosis nach Gleichung (2.20) erfordert Informationen über die lokale Gewebetemperatur im ganzen Körper. Diese Information kann jedoch derzeit nicht mit Hilfe von Messungen erhalten werden, da adäquate Methoden für die nicht-invasive und dreidimensionale Temperaturmessung im lebendigen Menschen nicht verfügbar sind. Stattdessen können numerische Simulationen die transiente Temperaturverteilung im Körper abschätzen. Es muss dabei sichergestellt sein, dass Ergebnisse numerischer Simulationen mit geeigneten Körpermodellen realistische Temperaturverteilungen im gesamten menschlichen Körper mit ausreichender Genauigkeit liefern. Abbildung 2.8 zeigt einen Vergleich zwischen der maximal zulässigen Eingangsleistung, basierend auf der Gewebetemperatur, und der maximalen Expositionszeit, basierend auf dem vorgeschlagenen Grenzwert von CEM43°C = 9 min, jeweils für ein temperatur-unabhängiges (konstantes) und temperatur-abhängiges (exponentielles) Perfusionsmodell.

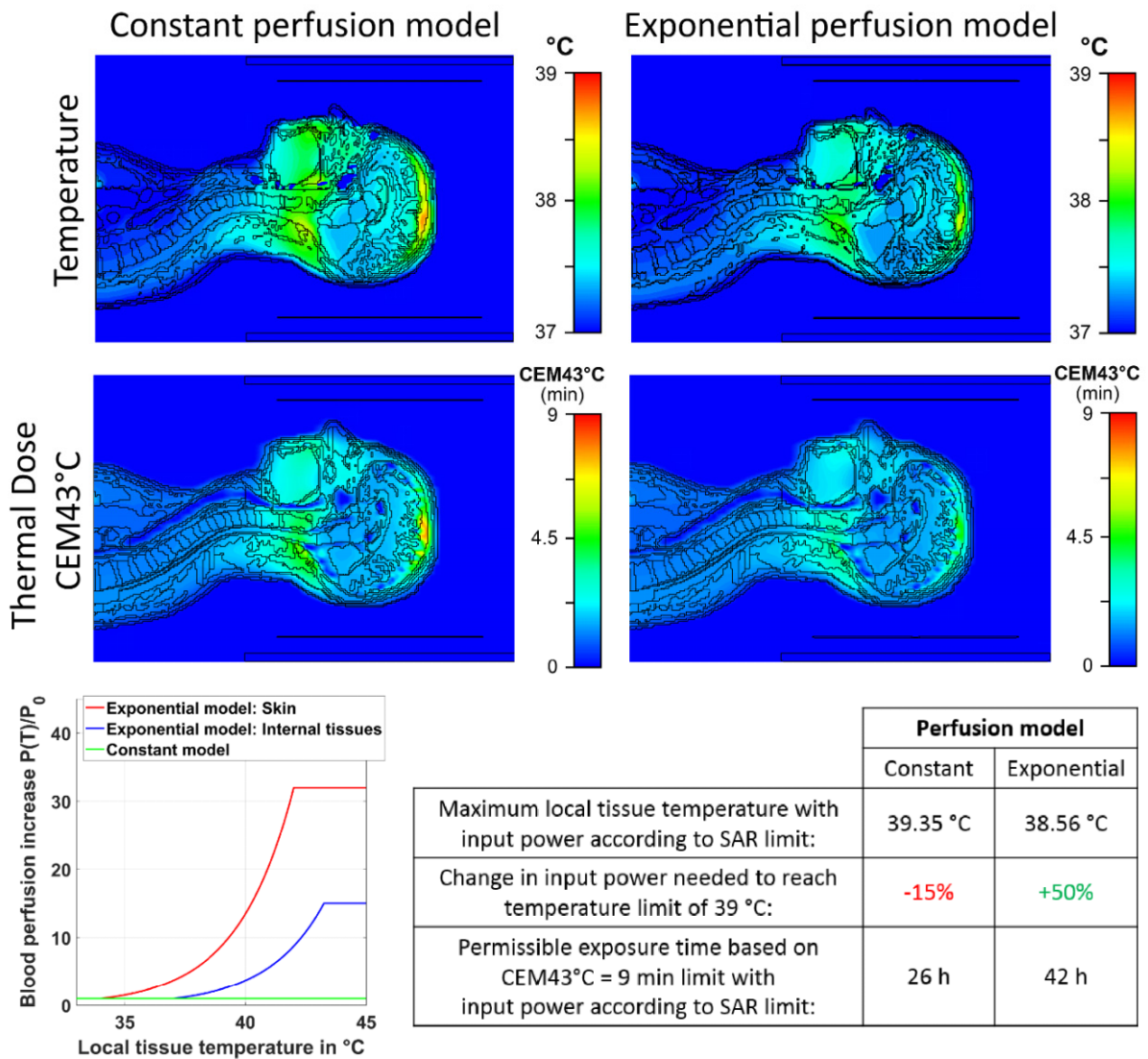


Abbildung 2.8: Temperaturverteilung im stationären Zustand und thermische Dosis (CEM43°C) in einem heterogenen Körpermodell bei 300 MHz mit HF-Leistung skaliert auf den SAR-Grenzwert im normalen Betriebsmodus (HF-Simulationen mit einer Birdcage-Spule nach Abbildung 2.2) ohne Berücksichtigung eines temperaturabhängigen thermischen Regulationssystems (konstante Perfusion) sowie unter Berücksichtigung eines exponentiellen thermischen Regulationssystems nach Laakso und Hirata (Laakso & Hirata, 2011). Die Abbildungen der thermischen Dosis zeigen die Temperaturverteilung nach einer HF-Expositionszeit von 26 Stunden. Die Änderung der Eingangsleistung, um den Temperaturgrenzwert von 39 °C zu erreichen, sowie die maximale zulässige Expositionszeit basierend auf der thermischen Dosis wurde berechnet. © 2017 Elsevier Inc. All rights reserved (Fiedler et al., 2018).

Zum Stand dieser Arbeit wurden Sicherheitsbetrachtungen mit Hilfe der thermischen Dosis für die Ganzkörperexposition bei 3 T (Murbach et al., 2014) sowie für die lokale Exposition der Mamma (Fiedler et al., 2017c) und die Exposition mit integrierten Spulenarrays bei 7 T (Fiedler et al., 2017b) durchgeführt. Eine Sicherheitsbetrachtung der lokalen HF-Exposition basierend auf der lokalen SAR, der lokalen Gewebetemperatur und der thermischen Dosis der Mammae wird in Kapitel 3 dieser Arbeit diskutiert. Eine Sicherheitsbetrachtung integrierter Spulenarrays wird in Kapitel 5 gezeigt.

## 2.7 Validierung von numerischen Ergebnissen

Bevor Ergebnisse aus numerischen Simulationen zur Bestimmung von Leistungsgrenzwerten für *in vivo*-MR-Untersuchungen genutzt werden können, ist die Validierung des Simulationsmodells mit experimentell gemessenen Größen erforderlich. Verschiedene Größen können für die Validierung genutzt werden, u.a. elektrische und magnetische Felder, SAR und die Temperatur. Die verfügbaren Techniken lassen sich in solche unterteilen, die innerhalb des MR-Systems und solche, die im Labor außerhalb des Magnetfelds anwendbar sind. Techniken, die das Bildgebungssystem des MR-Gerätes verwenden, werden in der Bohrung des Magneten ausgeführt und berücksichtigen daher eine Anordnung von Komponenten, die in etwa äquivalent zur Situation während *in vivo*-Untersuchungen ist, z.B. Spulengeometrie und -position sowie die MR-Umgebung. Messungen mit Feld- oder Temperatursonden können ebenfalls in der Bohrung des MR-Gerätes ausgeführt werden. Diese unterliegen jedoch verschiedenen Einschränkungen, die im folgenden Abschnitt diskutiert werden. Techniken, die im Labor ausgeführt werden, erfordern einen genau definierten Experimentaufbau, welcher die Konditionen eines MR-Experiments möglichst genau nachstellt. Die im Folgenden gemessenen Größen können direkt mit Simulationsergebnissen verglichen werden.

### 2.7.1 Messungen mit Sonden

Die elektrischen und magnetischen Feldstärken des HF-Feldes können mit Hilfe von Feldsonden und die absoluten Temperaturen mit Temperatursonden bestimmt werden. Die derzeit verfügbaren Feldsonden können in Hochfeld-MR-Systemen bei einer statischen Feldstärke bis zu 7 T betrieben werden (Weidemann et al., 2016). Mit Temperatursonden können, ohne Beschränkung durch die magnetische Feldstärke, nicht-invasive Messungen der Temperatur der Körperkerns sowie der Hautoberfläche *in vivo* durchgeführt werden.

Eine einzige Sonde kann nur einen räumlichen Punkt messen, und die Sonde muss kontinuierlich neu positioniert werden, um schlussendlich eine Linie, eine Fläche oder ein Volumen messen zu können. Mit einer automatisierten Positionierungsvorrichtung können Sonden mit hoher Genauigkeit in einer

gitterähnlichen Weise ausgerichtet werden. Hierbei ist die Länge der Aufnahmezeit abhängig von der Auflösung des Gitters und kann leicht mehrere Stunden betragen. Zudem ist der Platz in der Bohrung des Magneten stark begrenzt und das Magnetfeld kann den Einsatz von Robotern mit magnetischen Komponenten beeinträchtigen. Alternativ können Messungen mit Sonden außerhalb des MR-Systems durchgeführt werden.

Da die Sendespulen für eine bestimmte Last optimiert sind, werden die Messungen in der Regel mit homogenen Phantomen durchgeführt, die mit einer gewebesimulierenden Flüssigkeit gefüllt sind. Einige Feldsonden sind zudem für den Einsatz in Flüssigkeiten mit definierten Parametern kalibriert und können nicht im freien Raum messen.

Die Messgenauigkeiten von elektrischen und magnetischen Feldsonden inklusive der Temperaturvariationen während der Messzeit, Positionierungsfehler und Ungenauigkeiten der Sonde wurden von Bottauscio et al. ausgewertet. Alle zuvor genannten Faktoren können in Summe eine Ungenauigkeit von 30% ergeben (Bottauscio et al., 2015).

### 2.7.2 Vergleich mit $B_1^+$ -Verteilungen

Zur Bestimmung von Amplitude und Phase des Kernspin-Anregungsfeldes mit dem Bildgebungssystem des MR-Systems wurden verschiedene Techniken entwickelt, u.a. die *dual-angle*-Methode und die *Bloch-Siegert-shift*-Methode (Sacolick et al., 2010; Morrell & Schabel, 2010). Da diese Techniken das Bildgebungssystem benutzen, werden während der Bildgebung die Spulengeometrie sowie die Gewebeverteilung und die MR-Umgebung berücksichtigt. Es ist jedoch nur möglich, die Feldverteilung in einem geeigneten Medium, z.B. einer gewebesimulierenden Flüssigkeit auf Wasserbasis oder in menschlichem Gewebe, zu bestimmen. Außerdem kann nur der transversale Teil des magnetischen Feldes gemessen werden. Zudem garantiert eine Übereinstimmung zwischen den simulierten und gemessenen  $B_1^+$ -Feldern keine Übereinstimmung der elektrischen Felder, da unterschiedliche longitudinale Komponenten zu unterschiedlichen elektrischen Feldverteilungen führen können.

### 2.7.3 Validation mit MR-Thermometrie

Die Temperaturverteilung in einer gewebesimulierenden Flüssigkeit und *in vivo* kann mit Hilfe von verschiedenen MR-Techniken, u.a. basierend auf den temperaturabhängigen Veränderungen der Protonendichte, den Relaxationszeiten  $T_1$  und  $T_2$ , dem Diffusionskoeffizienten oder der Protonen-Resonanzfrequenz (PRF) des Wasseranteils im Gewebe bestimmt werden. Es wird erwartet, dass die Sensitivität dieser Methoden mit höheren Magnetfeldstärken ansteigt (Oh et al., 2014). Die meisten MR-Thermometrie-Methoden können jedoch nur eine relative Änderung der Temperatur messen und keine absolute. Lokale Temperaturgrenzwerte sind hingegen in Form von absoluten Temperaturen

festgelegt. Absolute Temperaturen können im Gewebe mittels temperatur-sensitiver Kontrastmittel oder mittels Protonenspektroskopie erreicht werden (Quesson et al., 2000). Beispielsweise kann die temperaturunabhängige spektrale Resonanz von Fett für die absolute Temperaturbestimmung in Voxeln genutzt werden, die sowohl Wasser- als auch Fettmoleküle enthalten (Sprinkhuizen et al., 2010; Simonis et al., 2015).

Ergebnisse aus der MR-Thermometrie in einem geeigneten Phantom können direkt mit thermischen Simulationen verglichen werden. *In vivo* kann die MR-Thermometrie angewendet werden, um die Effizienz und Sicherheit von MR-geführten thermischen Therapien zu gewährleisten (Rieke & Pauly, 2008), bei denen eine Temperaturänderung in einer bekannten und begrenzten Region des Körpers erwartet wird. Eine Echtzeitüberwachung der *in vivo*-Temperatur des Probanden während der Exposition ist zurzeit jedoch nicht möglich, da die verfügbaren Methoden keine ausreichende Genauigkeit und Stabilität besitzen. Zu den Herausforderungen der MR-Thermometrie gehören die Bewegung des Gewebes und die Aufnahmegeschwindigkeit (Oh et al., 2014), die temperaturabhängige Variation des Protonenresonanz-Frequenzverschiebungskoeffizienten sowie die begrenzte Sensitivität (Alon et al., 2016). Zudem soll die MR-Thermometrie die beabsichtigte bildgebende Untersuchung nicht stören, und es kann zu einer erheblichen Erwärmung des Gewebes außerhalb des Sichtfeldes der Spule kommen. Dennoch haben Streicher et al. einen ersten Ansatz zur schnellen *in vivo*-Thermometrie präsentiert (Streicher et al., 2014).

Die MR-Thermometrie zur Validierung von numerischen Ergebnissen wurde von Oh et al. mit *in vivo*-Daten aus einem menschlichen Unterarm genutzt (Oh et al., 2014), Abbildung 2.9. Für die Simulationen wurde ein patientenspezifisches Modell generiert und eine temperaturabhängige Thermoregulation berücksichtigt. Die Temperaturverteilung im Gewebe zeigt eine gute Übereinstimmung; die gemessene maximale Temperaturerhöhung ( $\Delta T$ ) ist jedoch 25% niedriger im Vergleich zu den simulierten Werten. Die angewendeten Methoden wurden vor der *in vivo*-Studie mit einem homogenen Phantom validiert. Die Temperaturabweichung resultiert daher höchstwahrscheinlich aus Unterschieden innerhalb der elektrischen und thermischen Gewebeparameter des Probanden im Vergleich zu denen aus der Literatur. Aufgrund der Vielzahl an Parametern ist es schwierig festzustellen, welche Parameter angepasst werden müssen. In der Studie wurde der Einfluss einer zehnprozentigen Variation eines Parameters auf die Temperaturamplitude untersucht. Den größten Einfluss von ca. 7% zeigten die Gewebedichte und die Wärmekapazität. Die anderen Parameter ( $\epsilon_r$ ,  $\sigma$ ,  $k$ ,  $M_0$ ,  $P_0$ ) zeigten einen geringeren Effekt, der zwischen 0 und 1,9% lag.

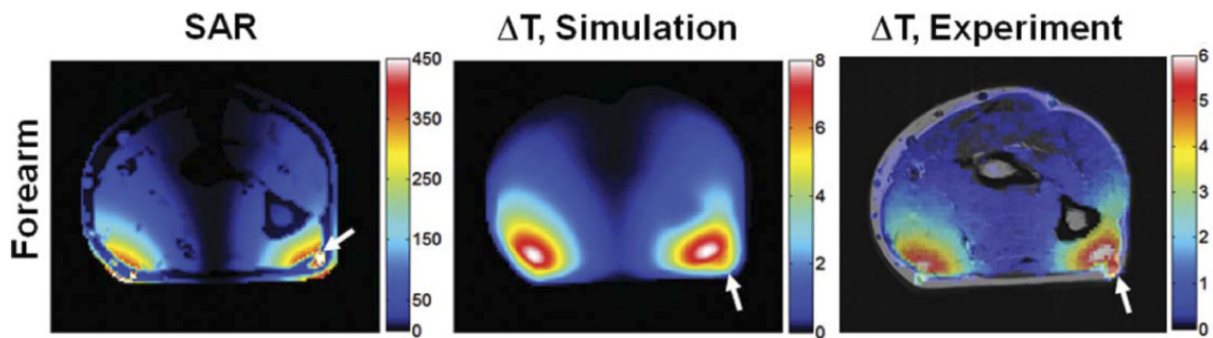


Abbildung 2.9: Simulierte voxelbasierte SAR-Verteilung in W/kg, simulierter Temperaturanstieg  $\Delta T$  mit einem temperaturabhängigen thermischen Regulationssystem in  $^{\circ}\text{C}$  und gemessene (PRF) in vivo-Temperaturerhöhung  $\Delta T$  in  $^{\circ}\text{C}$  in einem menschlichen Unterarm. Die weißen Pfeile zeigen eine hohe SAR im Bereich eines Blutgefäßes im Unterarm, jedoch mit einem moderaten Temperaturanstieg. © 2013 Wiley Periodicals, Inc., (Oh et al., 2014).

## 2.8 Bewertung der HF-Exposition für parallele Sendeverfahren

Bei höheren Frequenzen können Phasenvariationen im HF-Sendefeld in Körperregionen mit Abmessungen im Bereich der HF-Wellenlänge auftreten, und die Homogenität des Sendefelds im Körper wird durch Phaseneffekte beeinflusst, d.h. es können destruktive und konstruktive Interferenzen im elektromagnetischen Feld entstehen. Um dieses Problem zu lösen, wurden Sendesysteme mit mehreren Sendekanälen und HF-Spulenelementen entwickelt. Parallele Sendemethoden (pTx) nutzen die zusätzlichen Freiheitsgrade, um die Auswirkungen von Phaseneffekten auf die Bildqualität zu mindern, indem die  $B_1^+$ -Verteilung optimiert bzw. die Spin-Magnetisierung auf einen Zielbereich zugeschnitten wird (Padormo et al., 2015). Mit den zusätzlichen Freiheitsgraden kann nicht nur die  $B_1^+$ -Verteilung oder die Spin-Magnetisierung optimiert, sondern auch die lokale Leistungsabsorption modifiziert werden, indem das elektrische Feld mit dem Ziel, die SAR zu reduzieren, optimiert wird (Eryaman et al., 2015; Guérin et al., 2015b; Homann et al., 2011a; Shao et al., 2012; van den Bergen et al., 2007; Wu et al., 2010). Wenn mehrere Kanäle gleichzeitig zum Senden genutzt und die Felder im Körper überlagert werden, ist es nicht länger ausreichend, die totale absorbierte Leistung zu messen und zu überwachen. Stattdessen müssen die jeweiligen Amplituden- und Phasengewichtungen der Sendekanäle sowie die individuellen Wellenformen berücksichtigt werden.

PTx-Methoden lassen sich anhand ihrer Freiheitsgrade unterscheiden, s. Abbildung 2.10. Beim statischen HF-Shimming wird die gleiche HF-Pulsform auf jedem Kanal gesendet, jedoch mit einer kanalspezifischen Modulation von Amplitude und Phase (Hoult, 2000a; Ibrahim et al., 2000; Vaughan et al., 2005; Collins et al., 2005). Die verwendete Modulation ist während eines bestimmten HF-Pulses

konstant, kann aber zwischen den verschiedenen Pulsen einer MR-Sequenz variieren (Metzger et al., 2013). Für das HF-Shimming ist keine individuelle HF-Signalquelle pro Sendekanal erforderlich.

Bei dynamischen pTx-Ansätzen, z.B. *Transmit SENSE* (Katscher et al., 2003; Zhu, 2004; Ullmann et al., 2005), kann die HF-Wellenform zusätzlich zur kanalspezifischen Modulation von Amplitude und Phase auf jedem Sendekanal moduliert werden. Das dynamische pTx erfordert die volle Flexibilität in jedem Sendekanal und wird daher typischerweise mit individuellen HF-Signalquellen realisiert, um für jeden Kanal die Generierung der unabhängigen Wellenform zu ermöglichen.

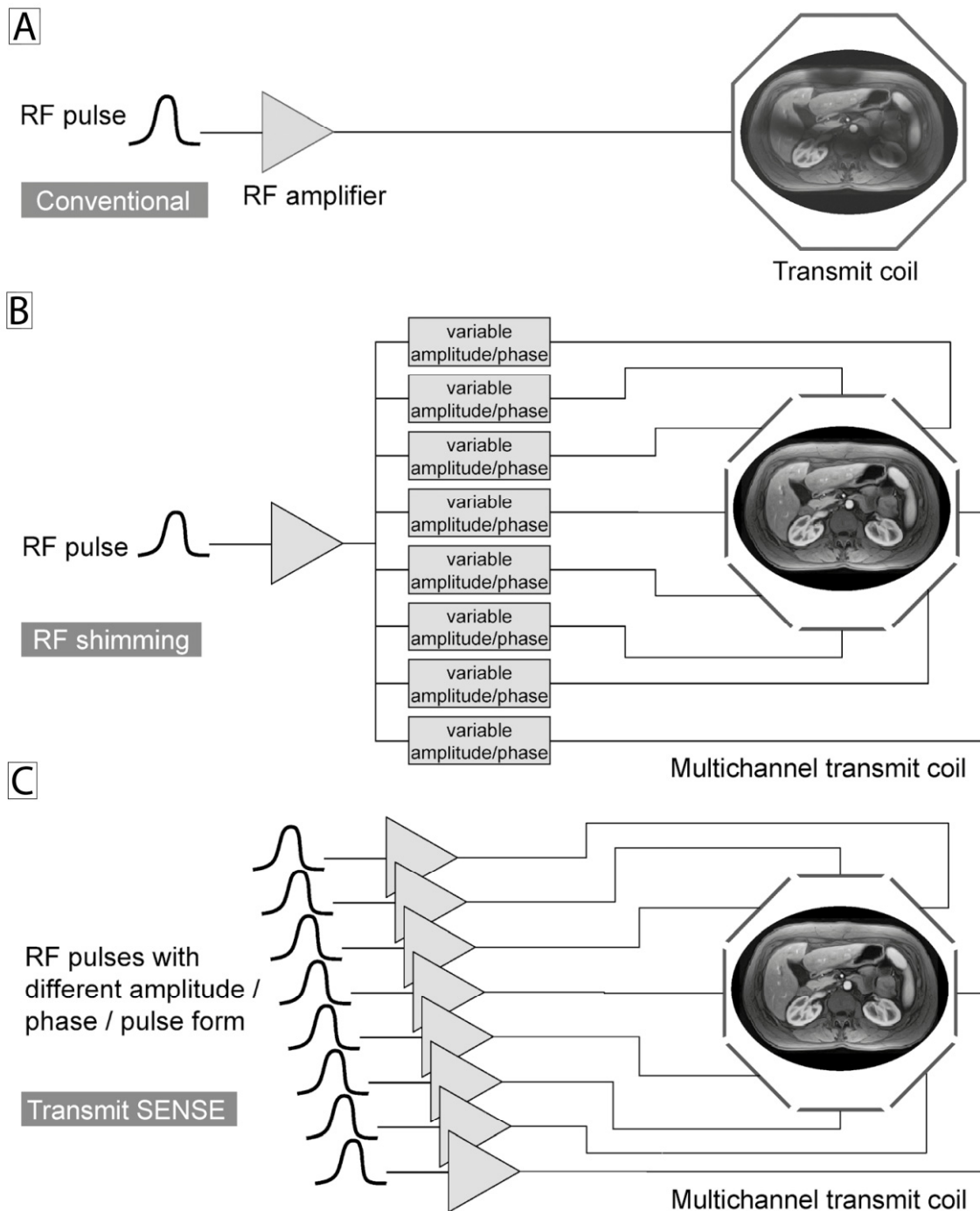


Abbildung 2.10: Verschiedene Sendestrategien in MR-Systemen.

A: Konventionelle Methode mit einem Kanal; das Signal wird verstärkt und mittels einer einzelnen Spule oder einem Set aus mehreren Spulen via voreingestelltem Leistungsteiler und Phasenschieber gesendet. Diese Methode kann zu starken Inhomogenitäten bei hohen Feldstärken führen.

B: Statisches paralleles Senden (HF-Shimming); die Amplituden und Phasen von mehreren Sendekanälen können unabhängig voneinander moduliert werden. Die Pulsform bleibt für alle Kanäle identisch.

C: Dynamisches paralleles Senden erlaubt es, zusätzlich den zeitlichen Verlauf der HF-Wellenform für jeden Kanal unabhängig zu optimieren. © Lippincott Williams & Wilkins, (Ladd, 2007).



### 2.8.1 Generalisierte SAR-Modelle und *Virtual Observation Points*

Im Hinblick auf die HF-Sicherheit stehen mehrkanalige Systeme vor der Herausforderung, dass die Verlustleistungsdichte im exponierten Körperbereich von den überlagerten Sendefeldern der individuellen Sendespulenelemente momentanen Amplituden und Phasen abhängig ist. Beim statischen HF-Shimming mit festen Amplituden- und Phaseneinstellungen kann die räumliche Verteilung der Felder mittels einer einmaligen Feldkombination erhalten werden. Die räumliche Verteilung der Verlustleistungsdichte bleibt bei einer zeitlichen Modulation des HF-Signals konstant, so dass sich die Position der maximalen SAR nicht ändert und unter Berücksichtigung des Puls-Pause-Verhältnisses des jeweiligen MR-Protokolls sowohl die zeitlich-gemittelte SAR als auch die maximal zulässige Eingangsleistung der HF-Spule berechnet werden können. Dieses Verfahren ist zwar für eine begrenzte Menge an HF-Shims möglich, ist jedoch nicht mehr anwendbar im Fall der dynamischen pTx-Techniken, bei denen sich die relativen Amplituden und Phasen zwischen den individuellen Sendekanälen während der Pulsdauer ändern.

Für die Berücksichtigung der elektrischen Feldvektoren wurde eine generalisierte SAR-Matrix-Notation (Bardati et al., 1995), bekannt als Q-Matrix-Formalismus (Graesslin et al., 2012), abgeleitet. Die Q-Matrizen  $Q(r) \in \mathbb{C}^{K \times K}$  enthalten normierte Informationen über die Wechselwirkung der elektrischen Felder der individuellen Sendespulenelemente ( $K = 1, \dots, N_c$ ) und damit über die Auswirkung auf die SAR in den entsprechenden Gewebevolumen  $V$ , welche die Gewebemasse laut dem jeweiligen SAR-Aspekt enthalten. Um aussagekräftige lokale Feld- und SAR-Informationen zu berücksichtigen, basieren die generalisierten SAR-Modelle auf HF-Simulationen mit anatomischen Körpermodellen.

Nach lokalen SAR-Mittelungsschemata (IEEE International Committee on Electromagnetic Safety (SCC 28), 2003; IEEE International Committee on Electromagnetic Safety (SCC 39, TC34, SC2, WG1), 2015) sind die Q-Matrizen Referenz-Gitterzellen  $r$  in dem diskreten Simulationsmodell zugewiesen:

$$Q(r) = \frac{1}{V} \int_V \frac{\sigma(r)}{2\rho(r)} \vec{E}_s^*(r) \cdot \vec{E}_s(r) dV, \quad (2.21)$$

mit dem normierten elektrischen Feld  $\vec{E}_s \in \mathbb{C}^{K \times 3}$  definiert als Scheitelwert, mit  $K$  der Anzahl an Sendeelementen und der konjugiert komplex Transponierten  $*$  (Bardati et al., 1995; Homann, 2011; Zhu et al., 2012).

Für die Berechnung der lokalen SAR können die räumlichen und zeitlichen Abhängigkeiten getrennt werden und die quadratische Form genutzt werden (Zhu, 2004):

$$SAR_{10g}(r, t) = \frac{1}{T} \cdot \int_{\Delta t} \vec{U}^*(t) \cdot Q(r) \cdot \vec{U}(t) dt \quad (2.22)$$

mit dem kanalspezifischen Gewichtungsfaktor für die Amplitude und Phase der Sendespannung  $\vec{U}(t) \in \mathbb{C}^K$ , der konjugiert komplex Transponierten  $^*$  und der Messzeit  $T$  (Eichfelder & Gebhardt, 2011).

Aufgrund der hohen Anzahl von Referenzgitterzellen in anatomischen Körpermodellen, die typischerweise bei mehreren Millionen liegt, ist die Bestimmung der maximalen lokalen SAR für eine bestimmte Sendespulenkonfiguration mit einem hohen Rechenaufwand verbunden. Die Überwachung der lokalen SAR muss jedoch in Echtzeit erfolgen und aufgrund der hohen Anzahl an zu überwachenden Matrizen ist dies mit der derzeit verfügbaren Technologie nicht möglich.

In (Eichfelder & Gebhardt, 2011; Gebhardt et al., 2010) wurde dazu ein verlustbehafteter Kompressionsalgorithmus vorgestellt, um die Anzahl an zu überwachenden Matrizen während einer MR-Untersuchung zu reduzieren. Der Algorithmus berechnet einen reduzierten Satz lokaler SAR-Matrizen  $A_j \in \mathbb{C}^{K \times K}, j = 1, \dots, N$ , im folgenden *Virtual Observation Points* (VOPs) genannt, und jede Matrix  $A_j$  repräsentiert die maximale lokale SAR für ein Cluster von lokalen SAR-Matrizen  $Q$  des vollständigen Datensatzes, maximal mit einem gewählten Überschätzungsfaktor  $u$  überbewertet. Vereinfacht ausgedrückt werden lokale SAR-Matrizen, die für alle Amplituden und Phasen auf den individuellen Kanälen zu einer ähnlichen SAR führen, zusammengefasst und von einem einzigen VOP repräsentiert. Größere Überschätzungsfaktoren erzielen dabei höhere Kompressionsfaktoren.

Mit den berechneten Matrizen  $A_j$  muss sichergestellt werden, dass die maximale lokale SAR in keinem Voxel des Körpermodells überschritten und nur mit dem vordefinierten Faktor  $u$  überschätzt wird:

$$\int_{\Delta t} \vec{U}^*(t) \cdot Q(r) \cdot \vec{U}(t) dt \leq \int_{\Delta t} \vec{U}^*(t) \cdot A_j \cdot \vec{U}(t) dt \leq \int_{\Delta t} (\vec{U}^*(t) \cdot Q(r) \cdot \vec{U}(t) dt)(1 + u) \quad (2.23)$$

Die Clusterung der SAR-Matrizen  $Q(r)$  zu den *Virtual Observatoion Points* für einen Überschätzungsfaktor  $u$  erfolgt nach einem interativen Algorithmus, der sich mit folgenden Schritten beschreiben lässt:

1. Schritt: Auswahl der Kernmatrix des Clusters.

Aus den SAR-Matrizen  $Q(r)$  wird der größte Eigenwert  $b_k$  bestimmt:

$$b_k = \operatorname{argmax}\{\|B\|_2, B \in Q(r)\} \quad (2.24)$$

Die Matrix  $B_k \in \mathbb{C}^{K \times K}$ , die den größten Eigenwert  $b_k$  enthält, wird Kernmatrix des Clusters  $S_j := B_k$ .

2. Schritt: Sortieren der SAR-Matrizen.

Die von der Matrix  $B_k$  dominierten Matrizen  $B_D = B_1, \dots, B_N \in Q$  mit

$$\lambda_{\min}(B_k - B_D) > 0 \quad (2.25)$$

werden dem Cluster  $S_j$  hinzugefügt.

Die verbleibenden SAR-Matrizen  $B_v = B_1, \dots, B_N \in Q \setminus \{B_D\}$  mit  $B_1 := B_k$  werden absteigend nach der Differenz der Eigenwerte zur Matrix  $B_k$  sortiert:

$$\lambda_{\min}(B_k - B_1) = 0 > \lambda_{\min}(B_k - B_2) \geq \dots \geq \lambda_{\min}(B_k - B_N) \quad (2.26)$$

3. Schritt: Clusterung der SAR-Matrizen und Bestimmung eines VOPs für das Cluster.

Für die sortierten Matrizen  $B_v$  wird eine Matrix  $A_j \in \mathbb{C}^{K \times K}, j = 1, \dots, N$  bestimmt, die alle Elemente des Clusters dominiert:

$$\max_{v=1, \dots, N} \int_{\Delta t} \vec{U}(t)^* \cdot B_v \cdot \vec{U}(t) dt \leq \int_{\Delta t} \vec{U}(t)^* \cdot A_j \cdot \vec{U}(t) dt \quad (2.27)$$

Die Bestimmung der Matrix  $A_j$  kann mit einer semidefiniten Optimierung erfolgen:

$$\min\{\|Z\| \mid (B_k + Z) - B_v \text{ positiv semidefinit}\} \quad (2.28)$$

mit der Bedingung  $\|Z\| \leq u, Z \in \mathbb{C}^{K \times K}$ . Während der Optimierung werden dem Cluster schrittweise Matrizen mit  $\lambda_{\min}(B_k - B_v) < 0$ , sortiert in absteigender Reihenfolge, hinzugefügt, solange die Bedingung  $\|Z\| \leq u$  eingehalten werden kann. Sobald die Bedingung nicht mehr eingehalten wird, wird das zuletzt hinzugefügte Element aus dem Cluster entfernt.

Die Matrix  $A_j = B_k + Z^*$  mit der Lösung  $Z^* := \min\|Z\|$  dominiert nun alle Elemente des Clusters.

4. Schritt: Entfernen der SAR-Matrizen.

Als letztes werden die zu einem Cluster zusammengefassten Matrizen aus der Menge der SAR-Matrizen entfernt:  $Q = Q \setminus \{B_D \cup B_v\}$ .

Die Schritte 1 bis 4 werden solange wiederholt, bis alle Matrizen  $B \in Q$  zu einem Cluster zusammengefasst sind.

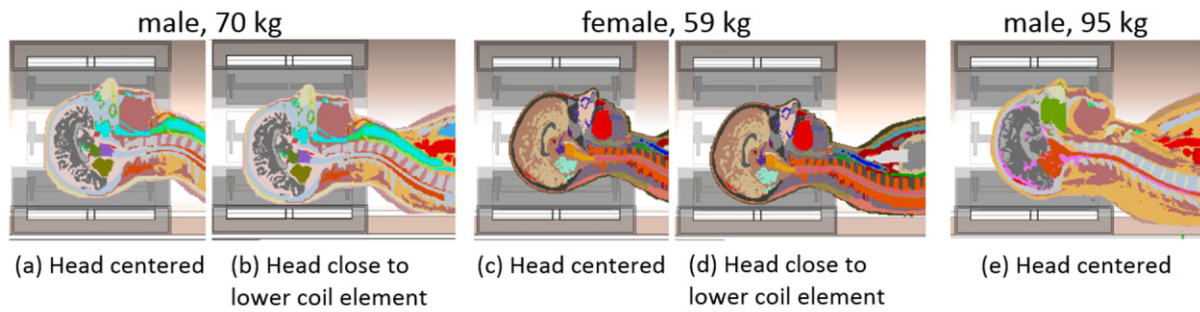
Mit dem berechneten Satz an Matrizen  $A_j$  erfolgt die Berechnung der lokalen SAR über die quadratische Form in Analogie zu Gleichung (2.22):

$$SAR_{VOP,10g}(r,t) = \frac{1}{T} \int_{\Delta t} \vec{U}^*(t) \cdot A_j(r) \cdot \vec{U}(t) dt \quad (2.29)$$

Mit dem Algorithmus können SAR-Matrizen von Ganzkörpermodellen mit einem Komprimierungsfaktor von 1000 bis 13.000 zu wenigen hundert, zu überwachenden VOPs komprimiert werden (Eichfelder & Gebhardt, 2011). Inzwischen wurden Kompressionsalgorithmen veröffentlicht, die die Anzahl an VOPs für ein bestimmtes Problem weiter reduzieren können (Lee et al., 2012).

Auf Basis der komprimierten VOP-Daten ist es jedoch nicht möglich, den exakten lokalen SAR-Wert zu bestimmen. Stattdessen wird eine Abschätzung mit unbekanntem Fehler errechnet, der in jedem Fall positiv ist und durch die maximale Überschätzung begrenzt wird. Daher ist die vorhergesagte lokale SAR unter Verwendung der komprimierten Daten immer gleich oder größer als die bestimmten Werte mit der vollständigen SAR-Matrix. Der VOP-Ansatz reduziert die Komplexität der SAR-Berechnung für beliebige Anregungen von Mehrkanal-Sendearrays und ermöglicht damit die Online-SAR-Überwachung für mehrdimensionale HF-Pulse sowie die Einbeziehung lokaler SAR-Beschränkungen im HF-Pulsdesign (Zhu, 2004; Brunner & Pruessmann, 2010). Darüber hinaus ist es möglich, Konfigurationen mit verschiedenen Körpermodellen sowie unterschiedlichen Körperpositionen in Bezug auf die HF-Spule zu einem einzigen VOP-Datensatz zusammenzufassen. Mit solchen Multi-Szenario-VOP-Modellen kann ein breiter Bereich von Expositionsszenarios mit einem Datensatz überwacht werden.

Abbildung 2.11 vergleicht die Anzahl an VOPs für drei verschiedene Körpermodelle mit unterschiedlicher Position in der Spule bei unterschiedlichen Überschätzungsfaktoren.



Body model (sex, weight)			m, 80 kg		f, 59 kg		m, 95 kg
Configuration			(a)	(b)	(c)	(d)	(e)
Number of VOPs	Over-estimation	1%	6783	-	-	-	-
		5%	260	357	747	326	131
		10%	60	88	164	69	29
Configuration			Combination of (a)+(b)+(c)+(d)+(e)				
Number of VOPs	Over-estimation	5%	376				
		10%	70				

Abbildung 2.11: VOP-Komprimierung für verschiedene anatomische Kopfmodelle mit Exposition in einer Kopfspule und mit verschiedenen Überschätzungsfaktoren (HF-Simulation basierend auf dem Modell aus Abbildung 2.7). Die Anzahl an Referenzzellen für die lokale SAR-Matrix im nicht-komprimierten Zustand beträgt etwa 4 Millionen für die jeweiligen Konfigurationen. © 2017 Elsevier Inc. All rights reserved (Fiedler et al., 2018).

## 2.8.2 Virtual Observation Points basierend auf Gewebetemperatur

Ähnlich zu dem VOP-Framework für SAR kann ein Satz von Matrizen mit Temperaturerhöhungen berechnet und komprimiert werden, um Temperatur-VOPs (TVOPs) darzustellen. Da ein unterschiedliches Set von TVOPs für jede Sequenzdauer existiert, erfordert die Erstellung des TVOP-Ansatzes deutlich mehr Rechenzeit als der SAR-VOP-Ansatz. In (Boulant et al., 2016) wurden MR-Sequenzen mit einer Dauer von 6 bis 30 Minuten für eine 10,5 T *time-of-flight*-Sequenz berücksichtigt, und es wurde nachgewiesen, dass sich die Komprimierbarkeit mit der Sequenzdauer verbessert. In der Studie wurden die TVOPs anschließend als Nebenbedingung im HF-Pulsdesign verwendet.

Der Vergleich zwischen SAR-VOPs und TVOPs zeigt unterschiedliche Positionen im Kopf. SAR-VOPs wurden tiefer im Gehirn gefunden, während TVOPs in den Geweben mit niedrigerer Perfusion (Haut, Muskel, CSF) positioniert waren (Boulant et al., 2016). Dies deutet darauf hin, dass der maximale Temperaturanstieg mit hoher Wahrscheinlichkeit in Körperregionen auftritt, in denen die Ausgangstemperatur unter der Körperkerntemperatur liegt, wodurch ein größerer Temperaturanstieg unter Berücksichtigung der absoluten Temperaturgrenzwerte zulässig ist. Auch ohne Berücksichtigung der absoluten Temperaturen übertrafen Pulsdesigns mit Nebenbedingungen für die Temperaturerhöhung stets das Pulsdesign mit SAR-Bedingungen in Bezug auf eine homogene Flipwinkel-Verteilung.

### 2.8.3 Online-Überwachung der lokalen SAR

Für den sicheren Betrieb eines mehrkanaligen MR-Sendesystems ist die Überwachung der lokalen und globalen SAR im Probanden erforderlich. Der Ausfall von einzelnen Komponenten des HF-Sendesystems kann die Feldverteilung innerhalb des Probanden dramatisch verändern (Graesslin et al., 2006).

In klinischen MR-Systemen wird in der Regel ein einzelnes Signal verstärkt und von einer einzigen integrierten Körperspule appliziert. Hochfeld-MR-Systeme mit einem Sendekanal nutzen Sendespulen bestehend aus einem Sendelement oder aus mehreren Elementen mit einer festgelegten Amplituden- und Phasengewichtung. Die akzeptierte Leistung in einem Einkanal-System kann über die gesendete und reflektierte Leistung, die mit Hilfe von Richtkopplern mit einem definierten Koppelfaktor in der Sendekette ausgekoppelt und mit Hilfe des Bildrekonstruktionssystems des MR-Systems oder dedizierter Hardware gemessen werden, bestimmt werden. Ganz- und Teilkörper-SAR können durch die akzeptierte Leistung und die exponierte Körpermaße abgeschätzt werden (Padormo et al., 2015; Weidemann et al., 2016).

Für pTx-Systeme, die derzeit typischerweise aus 8, 16 oder 32 Sendekanälen bestehen, kann die gesamte akzeptierte Leistung ermittelt werden, indem Richtkoppler in der Sendekette von jedem Kanal platziert werden (Weidemann et al., 2016; Brote et al., 2009). Bei mehreren aktiven Sendekanälen und einer Feldüberlagerung im Körper ist es jedoch nicht mehr ausreichend, die gesamte akzeptierte Leistung zu messen und zu überwachen, da die Verlustleistungsdichte im Körper von der aktuellen Amplituden- und Phasengewichtung abhängt. Da die lokale SAR nicht mehr proportional zur absorbierten Leistung ist, ist die Patientensicherheit nur gewährleistet, wenn Informationen über die Phase und die Wellenform in jedem Kanal berücksichtigt werden (Graesslin et al., 2015; Seifert et al., 2007). Zur Bestimmung der lokalen SAR sind HF-Simulationen mit den vollständigen Maxwellgleichungen und detaillierten Modellen des zugrunde liegenden Expositionsszenarios einschließlich der Sendespule und heterogener Körpermodelle erforderlich. Die Überwachung der Wellenform des HF-Signals kann über Richtkoppler im Sendepfad erfolgen, die mit den Empfängern des MR-Systems abgetastet werden.

Das Bildrekonstruktionssystem des MR-Systems kann anschließend mit Hilfe von VOP-Daten für die lokale SAR-Berechnung genutzt werden (Gumbrecht et al., 2013). Die gemessenen Informationen über die gesendete und reflektierte Leistung können auch in das HF-Pulsdesign für eine probandenspezifische SAR-Optimierung einbezogen werden (Deniz et al., 2012). Eine weitere Möglichkeit, die Phasen- und Amplitudengewichtung zu messen, sind *pick-up* Spulen an jedem individuellen Spulenelement (Graesslin et al., 2015).

Stehen nur Informationen über die Sendeamplitude und keine Informationen über die Sendephase zur Verfügung, muss die *worst-case-SAR* für jede Phasenkombination der Sendesignale zur Überwachung verwendet werden. Diese *worst-case-SAR* wird durch die Annahme einer konstruktiven Überlagerung der Felder im gesamten Körper (Quadratsumme) ermittelt; dies kann jedoch zu einer signifikanten Überschätzung der SAR führen. Es wurden Algorithmen vorgeschlagen, welche die Höhe der Überschätzung verringern, aber dennoch garantieren, dass die lokale SAR nicht unterschätzt wird (Orzada et al., 2016b).





---

## 3. Bewertung der Exposition durch körpernah betriebene Hochfrequenz-Sendespulen am Anwendungsfall der MR-Mammographie

---

### 3.1 Einleitung

Die Magnetresonanztomographie ist ein wichtiges Verfahren zur Diagnose von Brustkrebs, der weltweit häufigsten Krebsart bei Frauen (Ferlay et al., 2010). Die Ultra-Hochfeld-MRT bei 7 Tesla bietet ein höheres Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) und ermöglicht daher u.a. eine höhere räumliche Auflösung und die verbesserte Anwendung von MR-Techniken, wie zum Beispiel diffusionsgewichtete oder phasenbasierte Messungen.

Für die MR-Mammographie bei 7 T werden derzeit körpernah betriebene Sendespulen eingesetzt, deren maximale Eingangsleistungen basierend auf SAR-Berechnungen festgelegt werden mit dem Ziel, den induzierten HF-Wärmeeintrag im Gewebe zu begrenzen und somit einen lokalen Gewebeschaden zu verhindern. Bei der SAR-Berechnung werden jedoch weder die thermischen Materialparameter noch der physiologische Zustand des Probanden berücksichtigt, so dass sich die SAR- und Temperaturverteilungen im Körper unterscheiden können. Die Mamma besteht überwiegend aus Fettgewebe, welches eine geringe Blutperfusion aufweist und somit einen induzierten HF-Wärmeeintrag nur begrenzt kompensieren kann, wodurch es zu einer unzulässigen Erwärmung des Gewebes während einer MR-Untersuchung kommen kann.

In diesem Abschnitt werden am Beispiel einer bilateralen Brustspule für die MR-Mammographie bei 7 Tesla Vorgehensweisen zur Durchführung simulationsbasierter HF-Sicherheitsabschätzungen für lokale Sendespulen basierend auf der spezifischen Absorptionsrate und auf thermischen Simulationen untersucht. Insgesamt war es das Ziel, den Zusammenhang zwischen der SAR- und Temperaturverteilung im menschlichen Körper zu untersuchen und herauszufinden, ob eine Sicherheitsabschätzung basierend auf SAR oder Temperatur konservativer ist, wenn die IEC-Grenzwerte zugrunde gelegt werden. Zusätzlich wird die zulässige Expositionszeit anhand der thermischen Äquivalenzdosis des Gewebes ausgewertet. Für möglichst realitätsnahe SAR- und Temperatursimulationen wurden drei neue, heterogene Körpermodelle, entsprechend des verwendeten Spulengehäuses, erstellt. Gesunde und beeinträchtigte Thermoregulationssysteme werden unter Berücksichtigung verschiedener Blutperfusionsmodelle betrachtet.



Das 3D-Modell berücksichtigt die Spulenelemente, bestehend aus 2 mm breiten Kupferstreifen, das Spulengehäuse (Modelliert mit den Parametern  $\epsilon_r' = 4$ ,  $\sigma = 0.003 \text{ S/m}$  bei 297 MHz, (RAPID Biomedical GmbH, Rimpar, Germany)) und die Umgebung des MR-Systems. Letzteres besteht aus der Patientenliege, dem Tragrohr (für beide wurden die elektrischen Parametern  $\epsilon_r' = 5.5$  und  $\sigma = 0.04 \text{ S/m}$  bei 297 MHz angesetzt (Hoffmann et al., 2014)) und der HF-Abschirmung der Gradientenspule. Die Gradientenspule wurde durch ein ideal elektrisch leitendes Material (PEC) modelliert. Die Feldsimulation erfolgt mit offenen Randbedingungen um das Modell.

Die verteilten Kondensatoren und die Speise- und Entkopplungsnetzwerke wurden in einer Netzwerk-Co-Simulation modelliert. Im dem Modell wurden zudem alle externen Koaxialkabel bis zum Spulenstecker (Schnittstelle des MR-Tomographen) in der Netzwerk-Co-Simulation berücksichtigt.

Die Sende-/Empfangsweichen und die Vorverstärker wurden nicht berücksichtigt. Da die Modellierung der Koaxialkabel im 3D-Modell bzgl. des hohen Rechenaufwandes nicht sinnvoll ist, erfolgt deren Berücksichtigung in der Netzwerk-Simulation, indem der Einfluss der Koaxialkabel auf die 3D-Feldverteilung experimentell gemessen und bei der Validierung und Feinabstimmung des Modells berücksichtigt wird.

### 3.2.2 Methoden zur Validierung des Simulationsmodells

Zur Validierung des Simulationsmodells wurden die Streuparameter der vier Spulenelemente und die  $B_1^+$ -Feldverteilungen gemessen. Dazu wurde ein anatomisches Phantom entworfen, das den oberen Torso sowie die Mammae repräsentiert, vgl. Abbildung 3.1. Das Phantom besteht aus Plexiglas mit einer Dicke von 7 mm und ist mit zwei austauschbaren, 3D-gedruckten Cups ausgestattet. Die Größe und Form der Cups ist einer gesunden Probandin nachempfunden. Das Phantom hat die Maße: 26,5 cm, 53 cm und 14,5 cm (L x B x H). Es wurde mit ca. 8 Liter gewebesimulierender Flüssigkeit gefüllt, die aus 56,6% Saccharose, 37,4% destilliertem Wasser, 5,85% NaCl und 0,15% Preventol zusammengesetzt ist und die gemittelten dielektrischen Parameter menschlicher Gewebe darstellt. Die dielektrischen Parameter der Flüssigkeit wurden mit einer Koaxial-Sonde mit offenem Ende (DAK12, Schmid & Partner Engineering AG, Zürich, Schweiz) zu  $\epsilon_r' = 44,84$  und  $\sigma = 0,76 \text{ S/m}$  bei 297 MHz bestimmt.

Die Messungen der Streuparameter wurden mit einem Netzwerkanalysator (E5061A, Agilent Technologies, Santa Clara, CA, USA) innerhalb einer HF-Abschirmung durchgeführt, deren Durchmesser mit 68,3 mm der HF-Abschirmung der Gradientenspule nachempfunden ist. Nicht aktive Anschlüsse der Spule wurden während der Messung mit 50 Ohm abgeschlossen. Das Simulationsmodell wurde durch Veränderung der Kondensatorwerte im Anpassnetzwerk an die gemessenen Streuparameter angepasst.

Anschließend wurde die  $B_1^+$ -Feldverteilung für das oben beschriebene Phantom simuliert und mit der gemessenen  $B_1^+$ -Feldverteilung im Phantom verglichen. Für die Messung wurde auf einem 7 T-Ganzkörper-MR-System (Siemens MAGNETOM 7T, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) eine *Bloch-Siebert shift  $B_1$  mapping* Sequenz (Sacolick et al., 2010) verwendet mit den Parametern: Echozeit  $TE = 13$  ms, Wiederholzeit  $TR = 169$  ms, Flipwinkel =  $30^\circ$ ,  $0,93 \times 0,93 \times 4,5$  mm<sup>3</sup> Auflösung, 395 Hz/Pixel Bandbreite. Die  $B_1^+$ -Verteilung wurde entlang der drei Hauptachsen durch das Zentrum der beiden Cups für die individuellen Sendekanäle sowie für die Kombination der Sendekanäle unter Berücksichtigung des vorgegebenen Phasenversatzes ausgewertet. Während der Einzelkanalmessung wurden inaktive Kanäle wiederum mit 50 Ohm abgeschlossen.

### 3.2.3 Generierung von heterogenen voxelbasierten Körpermodellen

Simulationen mit heterogenen Körpermodellen sind unerlässlich, um realistische SAR- und Temperaturergebnisse zu erhalten (Bitz et al., 2014). Für die zu untersuchende Spule sind Körpermodelle in der Bauchlage erforderlich. Diese waren jedoch nicht verfügbar. Zudem sollte die Körperform zum Spulengehäuse passen. Aus diesem Grund wurden in dieser Arbeit neue Körpermodelle auf Basis von MR-Bildern erstellt. Von drei gesunden Probandinnen (Modell 1: 23 Jahre und 60 kg, Modell 2: 27 Jahre und 73 kg und Modell 3: 25 Jahre und 54 kg) wurden MR-Bilder mit einem 3 T Ganzkörper-MR-System (Siemens Biograph nMR, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) aufgenommen. Die Probandinnen wurden dazu auf ein leeres, vom Hersteller zur Verfügung gestelltes Spulengehäuse gelegt. Zur Verstärkung des MR-Signals wurden eine Wirbelsäulen-Matrixspule auf dem Patiententisch sowie zwei 4-Kanal Flex-Spulen (Siemens Healthcare) auf dem Rücken der Probandinnen verwendet. Um nur-Wasser und nur-Fett Bilder zu erhalten, wurde eine Zwei-Punkt-Dixon-Gradientenecho-Sequenz (VIBE) (Dixon, 1984) verwendet, mit Fett/Wasser-Separierung und den Parametern:  $TE_1 = 2,46$  ms,  $TE_2 = 3,69$  ms,  $TR = 5,9$  ms, 1,2 mm isotrope Auflösung und Messfeld  $313 \times 500$  mm<sup>2</sup>. Der Messbereich wurde in longitudinaler Richtung in fünf Abschnitte mit jeweils 64 Schichten unterteilt, die jeweils im eingatmeten Zustand aufgenommen wurden (Aufnahmezeit pro Bereich ca. 25 s). Die MR-Bilder wurden mit der medizinischen Bildverarbeitungs-Software MITK (German Cancer Research Center (DKFZ), 2017) segmentiert, und 17 verschiedene Gewebearten wurden unterschieden. Elektrische und thermische Materialparameter wurden aus der ITIS-Datenbank für biologische Gewebe entnommen (Hasgall et al., January 13th, 2015).

### 3.2.4 Simulationen auf Basis von SAR

Nach der Validierung des numerischen Modells wurden Simulationen für die drei anatomischen Körpermodelle durchgeführt und die Ganzkörper, Teilkörper sowie die lokale SAR ausgewertet. Für die

lokale SAR wurde die absorbierte Leistung basierend auf der IEEE/IEC 62704-1-Norm (International Electrotechnical Commission (IEC), 06.2015) über jedes Körpervolumen mit 10 g Gewebe gemittelt (,10g-gemittelte SAR'). Die maximal zulässige Eingangsleistung wurde basierend auf dem kritischsten SAR-Aspekt bestimmt, d.h. dem SAR-Aspekt, der zuerst den IEC-Grenzwert erreicht. Da in allen Simulationen zuerst der Grenzwert für die lokale SAR ( $SAR_{10g,max}$ ) erreicht wurde, ergibt sich die maximal zulässige Eingangsleistung aus:

$$P_{in,max} = \frac{SAR_{Grenzwert}}{SAR_{10g,max}(P_{acc})} * P_{acc} \quad (3.1)$$

Dabei ist  $P_{acc}$  die gesamte akzeptierte Leistung in W, definiert als die gesendete Leistung abzüglich der reflektierten Leistung in dem Simulationsmodell. Die maximal zulässige Eingangsleistung  $P_{in,max}$  wurde jeweils auf Grundlage der Grenzwerte im normalen Betriebsmodus (NM) und im kontrollierten Betriebsmodus der ersten Stufe (FLM) bestimmt, entsprechend einem lokalen SAR-Grenzwert von 10 W/kg bzw. 20 W/kg.

### 3.2.5 Simulationen auf Basis der Gewebetemperatur

Die thermischen Simulationen basieren auf der Wärmetransfogleichung für biologisches Gewebe von Pennes (Pennes, 1948) unter Berücksichtigung des Wärmetransfers mittels Blutperfusion und der Wärmeproduktion durch den Metabolismus:

$$\rho(\vec{r})c(\vec{r})\frac{dT(\vec{r},t)}{dt} = \nabla(k(\vec{r})\nabla T(\vec{r},t)) - p(\vec{r},T(\vec{r},t))(T(\vec{r},t) - T_{Blut}) + M_0(\vec{r}) + \rho(\vec{r})SAR(\vec{r}) \quad (3.2)$$

$\rho$  ist die Gewebedichte in  $kg/m^3$ ,  $c$  die spezifische Wärmekapazität des Gewebes in  $J/(kg\cdot K)$ ,  $k$  die Wärmeleitfähigkeit in  $W/(K\cdot m)$ ,  $p$  ist der Blutperfusionskoeffizient in  $W/(m^3\cdot K)$  und  $M_0$  ist die metabolische Wärmeproduktion pro Volumeneinheit in  $W/m^3$ ;  $T$  repräsentiert die lokale Gewebetemperatur und  $T_{Blut}$  die arterielle Bluttemperatur (beide in  $^{\circ}C$ ). SAR berücksichtigt den HF-induzierten Wärmeeintrag im Gewebe. Die Bluttemperatur wurde konstant bei  $37^{\circ}C$  gesetzt.  $\vec{r}$  ist ein Positionsvektor für die internen Punkte im Körper und  $t$  ist die Zeit.

Im Falle einer 10g-gemittelten SAR höher als 10 – 20 W/kg ist die Temperaturabhängigkeit der lokalen Blutperfusion der dominierende Faktor, der den lokalen Temperaturanstieg beeinflusst (Laakso & Hirata, 2011). Außerdem hat die Blutperfusion signifikante Variationen zwischen verschiedenen Personen und hängt zudem vom momentanen Gesundheitszustand ab. Um diese Variationen zu berücksichtigen, wurden thermische Simulationen mit drei verschiedenen temperaturabhängigen Perfusionsmodellen durchgeführt. Zum Zeitpunkt dieser Arbeit war keines der verwendeten

Perfusionsmodelle und kein anderes Perfusionsmodell für den Einsatz im Bereich der MRT in der IEC-Norm validiert.

### Perfusionsmodell a)

Die Blutperfusion auf basalem Level  $p(\vec{r}) = p_0(\vec{r})$  ist als das Produkt der spezifischen Wärmekapazität, der Perfusionsrate und der Materialdichte definiert:

$$p_0(\vec{r}) = c_b \omega_b(\vec{r}) \rho_b \quad (3.3)$$

mit der spezifischen Wärmekapazität des Blutes  $c_b$  in J/(kg·K), der Blutperfusionsrate  $\omega_b$  in 1/s und der Dichte des Blutes  $\rho_b$  in kg/m<sup>3</sup>.

In diesem Modell wird die Perfusion konstant auf basalem Level angenommen, unabhängig von der lokalen Gewebetemperatur. Dieses Modell kann Patienten mit einem beeinträchtigten thermischen Regulationssystem repräsentieren, z.B. Diabetespatienten (Murbach et al., 2012). Die gewebeabhängigen basalen Blutflussparameter  $p_0$  sind in Anhang A angegeben.

### Perfusionsmodell b)

In diesem Modell wurde eine temperaturabhängige Blutperfusion  $p(T)$  nach dem Modell von Hirata et al. (Hirata et al., 2006; Hoque & Gandhi, 1988) und Wang et al. (Wang et al., 2008) modelliert. Es wurde angenommen, dass bei Temperaturen unter 39 °C die Perfusion konstant auf basalem Level verbleibt, wohingegen bei Temperaturen über dem Schwellwert von 39 °C, der zugleich dem IEC-Grenzwert der Gewebetemperatur im normalen Betriebsmodus entspricht, die Perfusion linear mit der Temperatur bis zur Sättigung bei 44 °C erhöht wird:

$$p(\vec{r}, T) = p_0(\vec{r}) \quad \text{für } T \leq 39 \text{ °C}, \quad (3.4)$$

$$p(\vec{r}, T) = p_0(\vec{r}) [1 + 0,8(T - 39 \text{ °C}) / 1 \text{ °C}] \quad \text{für } 39 \text{ °C} \leq T \leq 44 \text{ °C}, \quad (3.5)$$

$$p(\vec{r}, T) = 5 p_0(\vec{r}) \quad \text{für } T \geq 44 \text{ °C}, \quad (3.6)$$

mit dem basalen Blutfluss  $p_0$  in W/(m<sup>3</sup>·K). 39 °C und 44 °C sind die Schwellwerte, bei denen die Perfusion anzusteigen beginnt bzw. die Sättigung erreicht wird. Es wird angenommen, dass dieses lineare Modell die Blutperfusion eines gesunden Probanden darstellen kann.

### Perfusionsmodell c)

Dieses Modell enthält eine temperaturabhängige Perfusion gemäß Laakso und Hirata (Laakso & Hirata, 2011) und soll ebenfalls gesunde Probanden repräsentieren:

$$p(\vec{r}, T) = [p_0(\vec{r}) + C_B(\vec{r}, T)] L_B(T) \quad (3.7)$$

Der lokale Blutperfusionsmultiplikator  $L_B$  ist exponentiell abhängig von der lokalen Temperaturerhöhung:

$$L_B(T) = 2^{\frac{T-T_0}{\Delta B}} \quad (3.8)$$

Mit einem lokalen Vasodilatationsparameter von  $\Delta B = 1,6$  und einer lokalen Temperaturerhöhung in der Haut von  $34 \text{ }^\circ\text{C}$  bis  $42 \text{ }^\circ\text{C}$  wird die basale Perfusion um den Faktor 32 erhöht. Für innere Gewebearten, bei denen die Perfusionsänderung erst ab  $37 \text{ }^\circ\text{C}$  eintritt, wurde angenommen, dass sich der basale Level der Perfusion maximal um den Faktor 15 erhöht.

Der Effekt der Vasodilatation auf die Änderung der Perfusion in der Haut wird durch den Faktor  $C_B$  berücksichtigt. Die Regelung der Vasodilatation erfolgt über die Temperatur des Hypothalamus und die mittlere Hauttemperatur (Laakso & Hirata, 2011; Stolwijk & Hardy, 1966). Daher sind Simulationen mit einem Ganzkörper-Modell erforderlich, um den Faktor  $C_B$  berücksichtigen zu können. Zudem muss die Erwärmung der Körperkerntemperatur in der thermischen Simulation berücksichtigt werden. In dieser Arbeit konnte der Faktor  $C_B$  in dem verwendeten thermischen Löser nicht einbezogen werden und wurde daher mit 0 angenommen. Abbildung 3.2 zeigt die Erhöhung der Blutperfusion als Funktion der Gewebetemperatur zwischen  $34 \text{ }^\circ\text{C}$  und  $44 \text{ }^\circ\text{C}$  für alle drei Perfusionsmodelle.

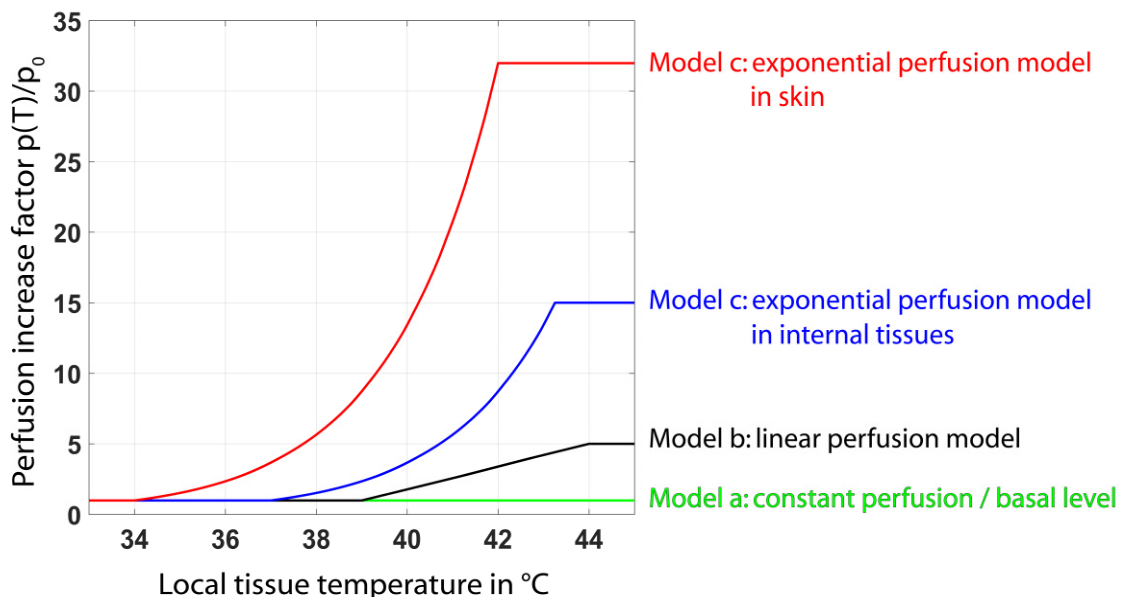


Abbildung 3.2: Erhöhung der Blutperfusion vom basalen Level als Funktion der Temperatur für die drei betrachteten Perfusionsmodelle. Modell (a) soll ein beeinträchtigtes Thermoregulationssystem repräsentieren, die Modelle (b) und (c) sollen gesunde Thermoregulationssysteme repräsentieren. © 2016 American Association of Physicists in Medicine (Fiedler et al., 2017c).

Die Randbedingung zwischen Luft und Hautoberfläche wurde definiert zu

$$-k(\vec{r}_s) \frac{dT_s(\vec{r}_s, t)}{dn} = h(T_s(\vec{r}_s, t) - T_a) \quad (3.9)$$

mit der Oberflächentemperatur  $T_s$ , der Umgebungstemperatur  $T_a$ , der Richtung der Oberflächennormalen  $n$ , dem Positionsvektor auf der Hautoberfläche  $\vec{r}_s$  und dem Koeffizient der Wärmekonvektion  $h$  (Hirata et al., 2006). Nur trockene Wärmekonvektion auf der Hautoberfläche, welche durch die Patientenkleidung und die Ventilation beeinflusst wird, wurde berücksichtigt.

In den Simulationen wurde ein Wärmekonvektionskoeffizient von  $2 \text{ W}/(\text{K}\cdot\text{m}^2)$  (Kurazumi et al., 2008) und eine Umgebungstemperatur von  $25 \text{ }^\circ\text{C}$  angenommen. Zusätzlich wurde in einigen Simulationen eine reduzierte Umgebungstemperatur von  $18 \text{ }^\circ\text{C}$  verwendet, um den Effekt einer niedrigeren Umgebungstemperatur auf die Temperaturverteilung im Gewebe zu untersuchen. Die zuvor bestimmte absorbierte Leistung im heterogenen Körpermodell wurde als Wärmequelle in die thermischen Simulationen eingebracht. Für jedes Körpermodell wurde die akzeptierte Leistung so skaliert, dass die 10g-gemittelte SAR den IEC-Grenzwert für lokale Spulen im NM und FLM erreicht. Außerdem wurde die maximale zulässige Eingangsleistung basierend auf den lokalen Temperaturgrenzwerten im NM ( $39 \text{ }^\circ\text{C}$ ) und FLM ( $40 \text{ }^\circ\text{C}$ ) bestimmt.

In MR-Sequenzen werden in der Regel periodisch gepulste HF-Signale mit einer zeitlichen Auflösung im Millisekunden-Bereich zur Spin-Anregung verwendet. Die Eingangsleistung während einer Sequenz kann aufgrund der deutlich längeren thermischen Relaxationszeiten gemittelt und als kontinuierliches Signal angelegt werden (Nadobny et al., 2007). Die Modelle wurden daher mit einem *continuous-wave* (CW)-Signal angeregt, dessen zeitlich gemittelte Leistung der Leistung des MR-Protokolls entspricht. Das Modell wurde solange angeregt, bis die Temperatur im Körper einen stationären Zustand erreichte. Temperaturergebnisse von Simulationen mit gepulsten Sequenzen sind aufgrund der Abkühlung zwischen zwei aufeinanderfolgenden Pulsen geringfügig niedriger als mit einem äquivalenten CW-Signal. Es wurde jedoch von anderen gezeigt, dass der Effekt minimal und somit vernachlässigbar ist (Wang et al., 2007a).

Die Temperatur wurde an zwei verschiedenen Positionen der Körpermodelle über die Expositionszeit ausgewertet: Zum einen an der Position der maximalen 10g-gemittelten SAR und zum anderen an der Position des globalen Temperaturmaximums im stationären Zustand im Körper. Weiterhin wurde die Position der maximalen Temperatur ohne HF-Exposition bestimmt und der Temperaturanstieg an dieser Position ausgewertet.

Die Temperaturentwicklung während einer tatsächlichen MR-Untersuchung wird von den Bildgebungssequenzen und deren Dauer abhängen. Deswegen wurden die Temperaturergebnisse für



zwei Sequenzen mit hoher SAR, deren Bildbereiche beide Mammae vollständig abdecken, untersucht:  
a)  $T_1$ -gewichtete 3D-Gradientenecho-Sequenz mit Fourierinterpolation (VIBE),  $1,1 \times 0,8 \times 0,9 \text{ mm}^3$ ,  $TE = 1,61 \text{ ms}$ ,  $TR = 4,31 \text{ ms}$ , Aufnahmezeit 10:06 min und b)  $T_2$ -gewichtete *turbo spin echo* (TSE) Sequenz mit Fettunterdrückung (SPAIR),  $0,9 \times 0,7 \times 3,5 \text{ mm}^3$ ,  $TE = 82 \text{ ms}$ ,  $TR = 6,84 \text{ s}$ , Aufnahmezeit 5:16 min. Die Gesamtaufnahmezeit beträgt 15:22 min. Diese Sequenzen wurden stellvertretend für verschiedene Sequenzen gewählt, die üblicherweise bei der MR-Mammographie bei 3 T und 7 T eingesetzt werden (Korteweg et al., June 2011; Pinker et al., 2009; Umutlu et al., 2010).

### 3.2.6 Thermische Dosisberechnung

Um das transiente Temperaturprofil des HF-induzierten Wärmeeintrags im Gewebe zu berücksichtigen, wurde die thermische Äquivalenzdosis bei  $43 \text{ }^\circ\text{C}$  mit Hilfe des CEM43°C-Modells bestimmt (Sapareto & Dewey, 1984):

$$CEM43^\circ\text{C}(t, \vec{r}) = \int_{t_0}^{t_{end}} R^{[(43^\circ\text{C} - T(\vec{r}, t)) / ^\circ\text{C}]} dt \quad (3.10)$$

mit der orts- und zeitabhängigen Gewebetemperatur  $T(\vec{r}, t)$  und dem Gewichtungsfaktor  $R = 0,25$  für  $T(\vec{r}, t) < 43 \text{ }^\circ\text{C}$  und  $R = 0,5$  für  $T(\vec{r}, t) > 43 \text{ }^\circ\text{C}$ . In dieser Studie wurden CEM43°C-Werte für eine akzeptierte Leistung skaliert auf den SAR-Grenzwert im NM und FLM berechnet. Die maximal zulässige Expositionszeit wurde in Bezug auf den vorgeschlagenen Grenzwert von CEM43°C = 2 min für Probanden mit einem beeinträchtigten thermischen Regulationssystem sowie dem Grenzwert von CEM43°C = 9 min für Probanden mit einem gesunden Regulationssystem (van Rhoon et al., 2013) ermittelt.

## 3.3 Ergebnisse

### 3.3.1 Validierung des Simulationsmodells mit dem Körperphantom

Im Labor wurden die Reflexionskoeffizienten der 4 Spulenelemente mit -10 dB, -9,9 dB, -10,8 dB und -18,9 dB (Element 1-4) gemessen. Die Verkopplung der Elemente lag unter -20 dB. Die Kondensatoren im Anpassnetzwerk wurden in der Netzwerk-Co-Simulation angepasst, um die gemessenen Daten zu berücksichtigen.

Die Verteilung des  $B_1^+$ -Feldes wurde entlang der drei Hauptachsen durch das Zentrum der Cups ausgewertet und eine mittlere Abweichung von 3% und ein (punktweises) Maximum von 22% zwischen Messung und Simulation ermittelt. In Abbildung 3.3 wird die  $B_1^+$ -Feldverteilung in zentraler transversaler Schnittebene für die gemessenen und simulierten Daten mit einer normierten

akzeptierten Eingangsleistung von 1 W gezeigt. Abbildung 3.3 (c) vergleicht die normierte  $B_1^+$ -Feldverteilung, ausgewertet entlang der zentralen Achse der Cups von anterior nach posterior. Am Maximum der  $B_1^+$ -Feldstärke besteht zwischen der linken und der rechten Seite ein Unterschied von 12,5% in der Amplitude.

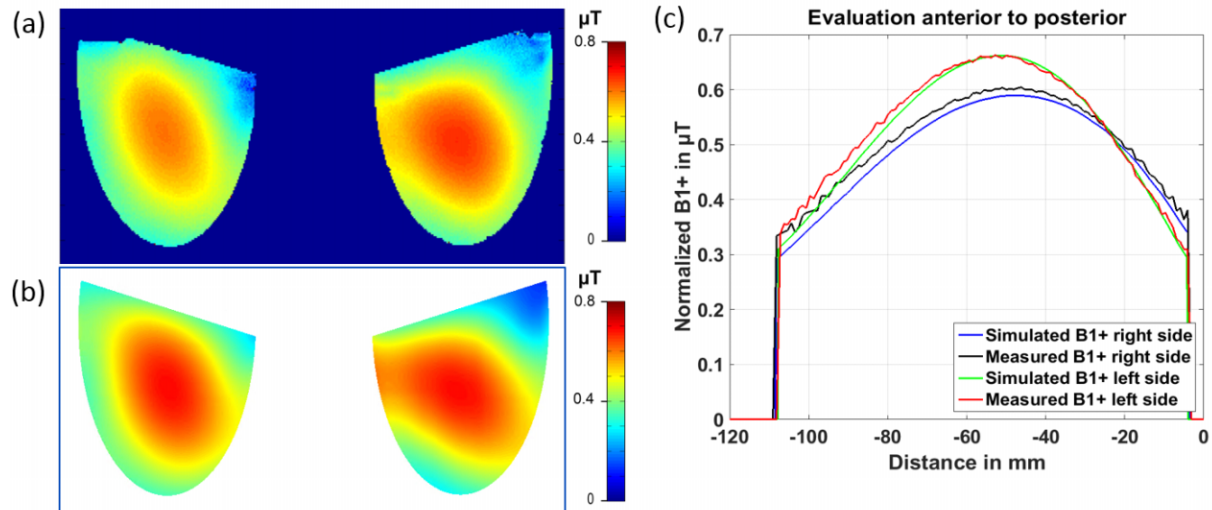


Abbildung 3.3:  $B_1^+$ -Feldverteilung im Phantom in zentraler transversaler Schnittebene durch den linken und rechten Cup für (a) Messung und (b) Simulation. In (c) wird das  $B_1^+$ -Feld entlang einer Achse durch beide Cups von anterior nach posterior für gemessene und simulierte Ergebnisse ausgewertet. © 2016 American Association of Physicists in Medicine (Fiedler et al., 2017c).

### 3.3.2 Studie mit heterogenen Körpermodellen basierend auf SAR

Separierte Fett- und Wasser-Bilder in transversaler Schnittebene im Zentrum der Mamma von Probandin 1 sind in Abbildung 3.4 gezeigt. Gewebe in außenliegenden Körperregionen, die sich weiter entfernt von den lokalen Empfangsspulen und dem Zentrum des MR-Systems befinden, z.B. Fett im rechten Arm (markiert in Abbildung 3.4 b), wurden aufgrund des inhomogenen Bereichs des statischen Magnetfeld des MR-Systems nicht richtig zugeordnet und mussten manuell korrigiert werden.

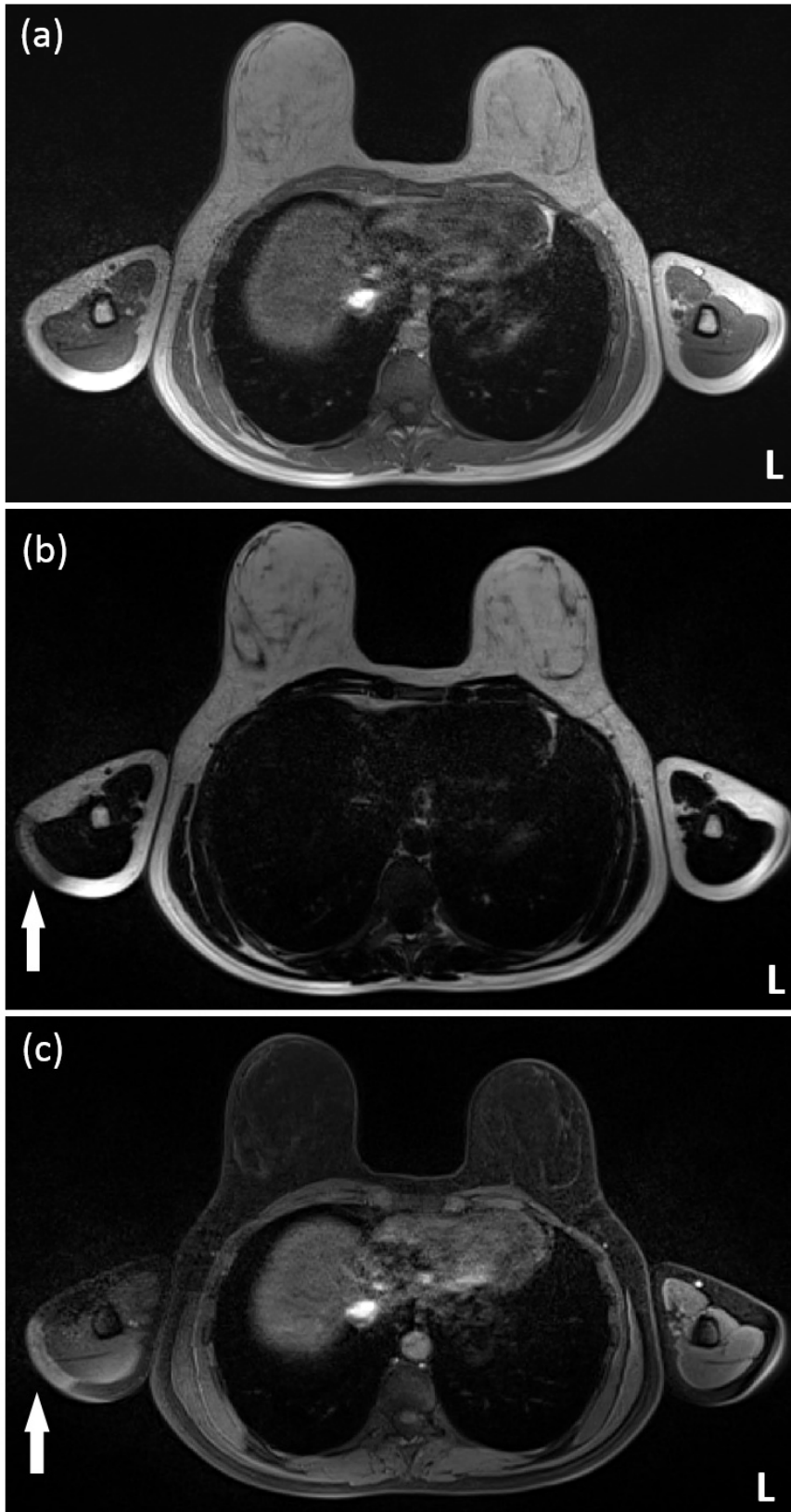


Abbildung 3.4: (a) Zentrale, transversale Gradientenecho-Aufnahme (VIBE) einer Probandin (Echozeit  $TE = 2,46 \text{ ms}$ ). Das zugehörige separierte Fett-Bild ist in (b) und das separierte Wasser-Bild in (c) gezeigt. Falsch zugeordnete Gewebe (mit weißen Pfeilen markiert) wurden manuell korrigiert. © 2016 American Association of Physicists in Medicine (Fiedler et al., 2017c).

Die Materialverteilungen nach der Segmentierung mit 17 verschiedenen Gewebearten sind in Abbildung 3.5 in transversaler Schnittebene für alle drei Körpermodelle dargestellt. Eine Liste der segmentierten Materialien mit den verwendeten Materialparametern für die EM-Feld- und thermischen Simulationen mit den zugehörigen Materialkodierungen befindet sich im Anhang. In der Abbildung wird zudem die voxelbasierte SAR und die 10g-gemittelte SAR-Verteilung in allen drei Körpermodellen gezeigt. Es wurde jeweils die transversale Schnittebene ausgewählt, in der sich das  $SAR_{10g,max}$  des Modells befindet.

Das  $SAR_{10g,max}$  befand sich an zwei verschiedenen Positionen in den Körpermodellen: Im ersten Modell war das 10 g-Volumen zentral im Inferior-Anteil der linken Mamma lokalisiert. Das überwiegende Material in diesem Volumen ist Fettgewebe. Dagegen befand sich das  $SAR_{10g,max}$  von Modell 2 und 3 in dem rechten Anterior-Anteil des Torsos in der Nähe der Grenze zwischen Lungen- und Muskelgewebe. Das überwiegende Material in diesem Volumen ist Lungengewebe gefolgt von Muskelgewebe. Aufgrund der unterschiedlichen Materialdichte variiert die Größe des 10 g-Volumens zwischen den Modellen. Weiterhin zeigen die Modelle 2 und 3 eine hohe SAR in der linken Mamma, während Modell 1 keine hohe und konzentrierte SAR in dem rechten Anterior-Anteil des Torsos zeigt.

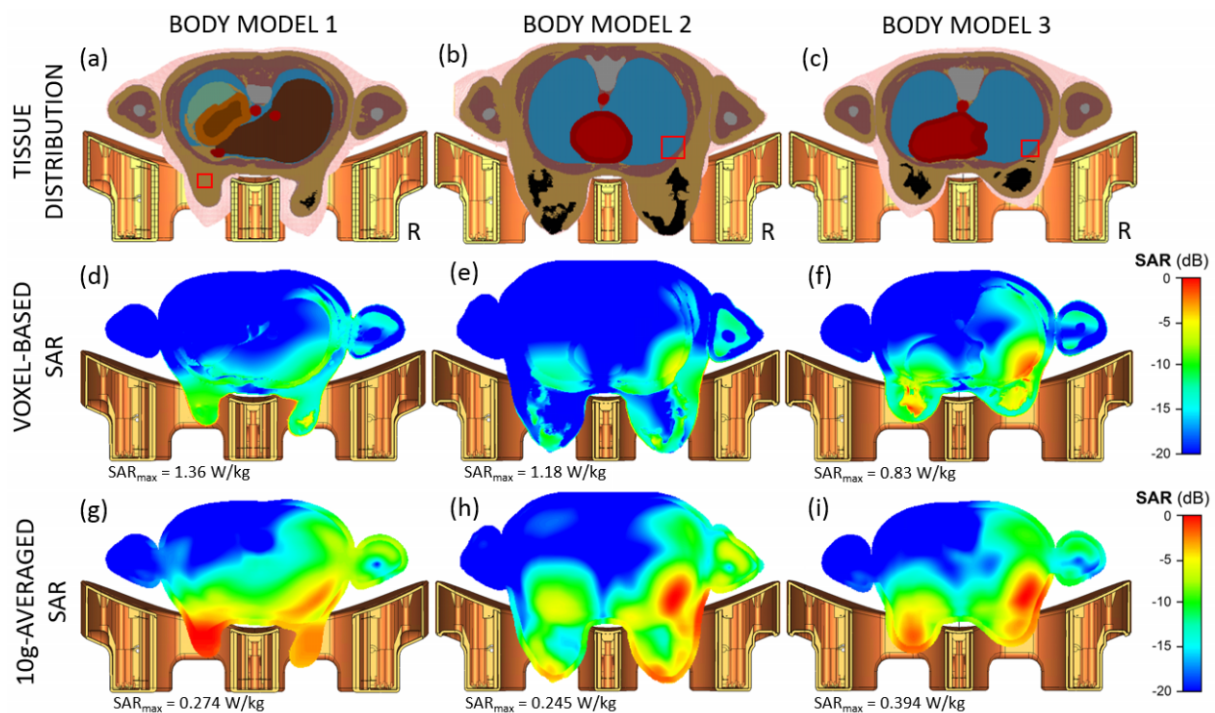


Abbildung 3.5: Gezeigt für Modell 1 (linke Spalte), Modell 2 (Mitte), und Modell 3 (rechts): Materialverteilung (a, b, c), voxelbasierte SAR (d, e, f) und 10g-gemittelte SAR (g, h, i) in transversaler Schnittebene der jeweiligen maximalen 10g-gemittelten SAR. Das Volumen, in dem die maximale  $SAR_{10g}$  gefunden wurde, ist in den Abbildungen der Materialverteilungen mit einem roten Rechteck markiert. Jede SAR-Abbildung ist auf das jeweilige Maximum normiert. © 2016 American Association of Physicists in Medicine (Fiedler et al., 2017c).

Wie die Form der Mamma hat auch die Gewebeverteilung einen signifikanten Einfluss auf die lokale SAR-Verteilung, wie in Abbildung 3.6 mit der voxelbasierten SAR-Verteilung in sagittaler Schnittebene gezeigt wird. Es zeigt sich eine niedrige SAR in der Mitte der Mamma und eine hohe SAR in Regionen der Mamma nah zu den Spulenelementen. Die hohe SAR erstreckt sich bis in das angrenzende Muskelgewebe des Torsos und in das Lungengewebe. Eine besonders hohe SAR ist zudem im Brustdrüsengewebe zu erkennen.

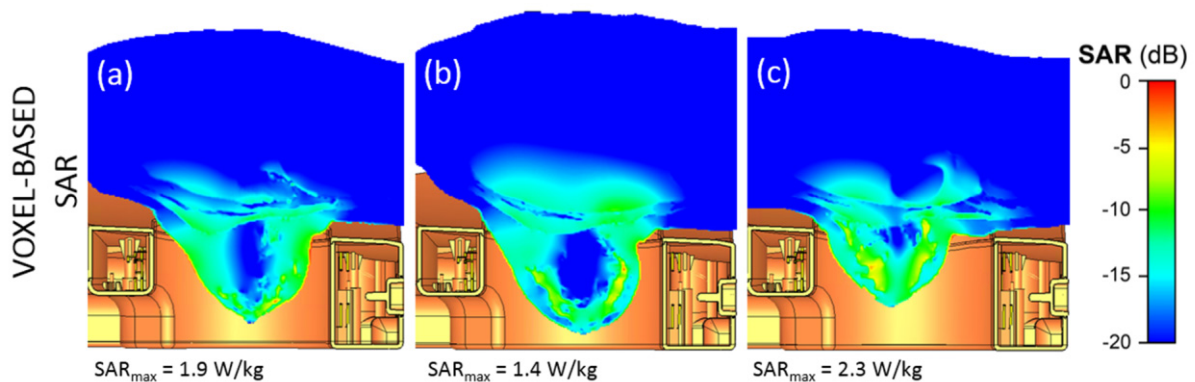


Abbildung 3.6: Voxelbasierte SAR in sagittaler Schnittebene in der linken Mamma für a) Modell 1, b) Modell 2 und c) Modell 3. Eine hohe SAR ist in den peripheren Teilen der Mamma zu sehen, welche sich bis in das Muskel- und Lungengewebe erstreckt. Jede Abbildung ist auf das jeweilige Maximum normiert. © 2016 American Association of Physicists in Medicine (Fiedler et al., 2017c).

Ausgewertet über alle drei Körpermodelle wurde das höchste  $SAR_{10g,max}$  von 0,394 W/kg ( $P_{in} = 1$  W) in Modell 3 gefunden. Die maximale Abweichung in der Amplitude von 22% zwischen Messung und Simulation aus der Phantomstudie wurde als Unsicherheitsfaktor in Höhe von 49% in die SAR-Ergebnisse einberechnet. Es ergibt sich daher eine maximal zulässige Eingangsleistung ( $P_{in}$ ) im normalen Betriebsmodus von 17 W basierend auf den SAR-Berechnungen. Verglichen mit Modell 3 ist das  $SAR_{10g,max}$  von Modell 2 um 38% niedriger, obwohl es an der gleichen Position im Körper lokalisiert ist. Die maximale lokale SAR für eine Eingangsleistung von  $P_{in} = 1$  W und die maximal zulässigen Eingangsleistungen für die drei Körpermodelle sind in Tabelle 3.1 zusammengefasst.

Tabelle 3.1: 10g-gemittelte SAR und maximal zulässige Eingangsleistung im NM und FLM für die drei verschiedenen Körpermodelle. Bei der maximal zulässigen Eingangsleistung wird der Ungenauigkeitsfaktor aus der Spulvalidierung berücksichtigt.

	Modell 1	Modell 2	Modell 3
SAR <sub>10g,max</sub> ( $P_{in} = 1 \text{ W}$ )	0,274 W/kg	0,245 W/kg	0,394 W/kg
Maximal zulässige Eingangsleistung im NM	36,5 W	40,8 W	25,4 W
Maximal zulässige Eingangsleistung im NM inklusive 22% Ungenauigkeit aus der Validierung	24,5 W	27,4 W	17 W
Maximal zulässige Eingangsleistung im FLM	49 W	54,8 W	34 W
inklusive 22% Ungenauigkeit aus der Validierung			

### 3.3.3 Thermische Simulationen

#### 3.3.3.1 Modell mit konstanter Blutperfusion

Die Simulationen mit den drei Körpermodellen bei einer Umgebungstemperatur von 25 °C wurden jeweils mit einer akzeptierten Leistung angeregt, die auf den SAR- und Temperaturgrenzwert im NM und FLM skaliert wurde. Abbildung 3.7 zeigt im stationären Zustand die Temperaturverteilung in den Körpermodellen ohne HF-Exposition und mit der auf den SAR-Grenzwert im NM skalierten HF-Leistung (vgl. Tabelle 3.1) sowie die Gewebetemperatur, aufgetragen als Funktion der Zeit an der Position des globalen Temperaturmaximums während der HF-Exposition. Die Schnittebenen zeigen für jedes Modell die transversale Ebene, in der sich das Temperaturmaximum befindet.

Für alle Körpermodelle und beide untersuchten Leistungsstufen befand sich das Temperaturmaximum innerhalb des Volumens der maximalen 10g-gemittelten SAR (in der linken Mamma für Modell 1 und in dem rechten Anterior-Anteil des Torsos im Fett/Muskel-Gewebe für die Modelle 2 und 3). In allen drei Körpermodellen wurde der Temperaturgrenzwert von 39 °C für den normalen Betriebsmodus während der Exposition überschritten. Am höchsten überschritt Modell 1 den Grenzwert mit 2,28 °C bei einer auf den zugehörigen SAR-Grenzwert von 10 W/kg skalierten Anregung. Bei einer auf den SAR-Grenzwert im FLM skalierten Anregung überschritten ebenfalls alle Modelle den zugehörigen Temperaturgrenzwert von 40 °C. Wie zuvor lag die Temperatur in Modell 1 mit 6,17 °C am weitesten oberhalb des Grenzwerts.

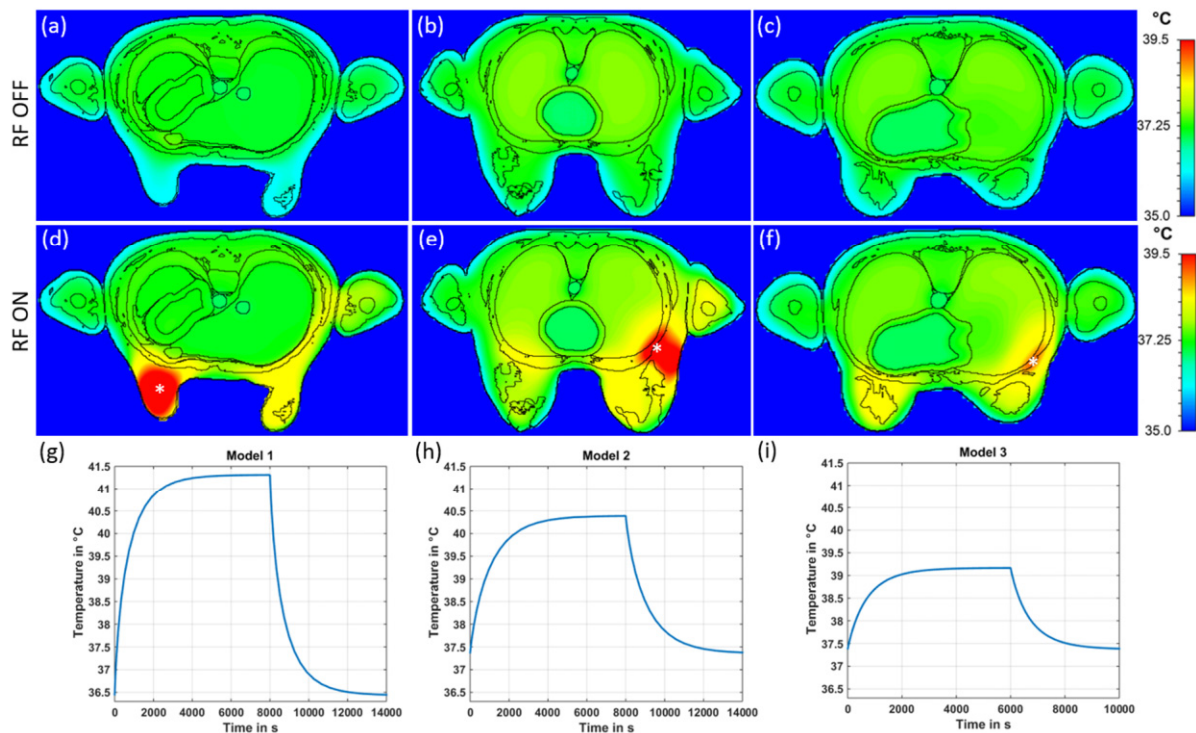


Abbildung 3.7: Ergebnisse für das konstante Perfusionsmodell: Temperaturverteilung für Modell 1 (linke Spalte), Modell 2 (Mitte) und Modell 3 (rechts) bei 25 °C Umgebungstemperatur; a, b, und c: Temperaturverteilung ohne HF-Exposition; d, e, f: Temperaturverteilung mit der auf den SAR-Grenzwert von 10 W/kg skalierten HF-Leistung im stationären Zustand; g, h, i: Temperaturkurve aufgetragen über die Expositionsdauer am Ort des Temperaturmaximums. Das Temperaturmaximum im Gewebe ist jeweils mit einem weißen Asterisk markiert. © 2016 American Association of Physicists in Medicine (Fiedler et al., 2017c).

Um die IEC-Grenzwerte für die Gewebetemperatur im normalen Betriebsmodus nicht zu überschreiten, muss die Eingangsleistung für Modell 1 und 2 um 46% und für Modell 3 um 9% reduziert werden. Im kontrollierten Betriebsmodus der 1. Stufe muss die Leistung um 62% für Modell 1, 56% für Modell 2 und 26% für Modell 3 reduziert werden.

Die Temperaturverteilung mit der HF-Leistung skaliert auf den SAR-Grenzwert im NM ist in Abbildung 3.8 in sagittaler Schnittebene in den drei Körpermodellen gezeigt. Die Schnittebenen wurden so gewählt, dass jeweils die höchste Temperatur im Körper gezeigt wird, daher zeigt Abbildung 3.8 (a) die linke Mamma, während (b) und (c) die rechte Mamma zeigen. Die Abbildung 3.8 (a) zeigt eine hohe Temperatur in der ganzen linken Mamma bis in das angrenzende Muskelgewebe, mit konzentrierten Hotspots an den Inferior- und Superior-Rändern der Mamma nah zu den Spulenelementen. Dagegen zeigen die Modelle 2 und 3 hohe Temperaturen hauptsächlich im Muskelgewebe des Anterior-Torsos. Keines der beiden Modelle zeigt fokussierte Hotspots in der Mamma nah zu den Spulenelementen.



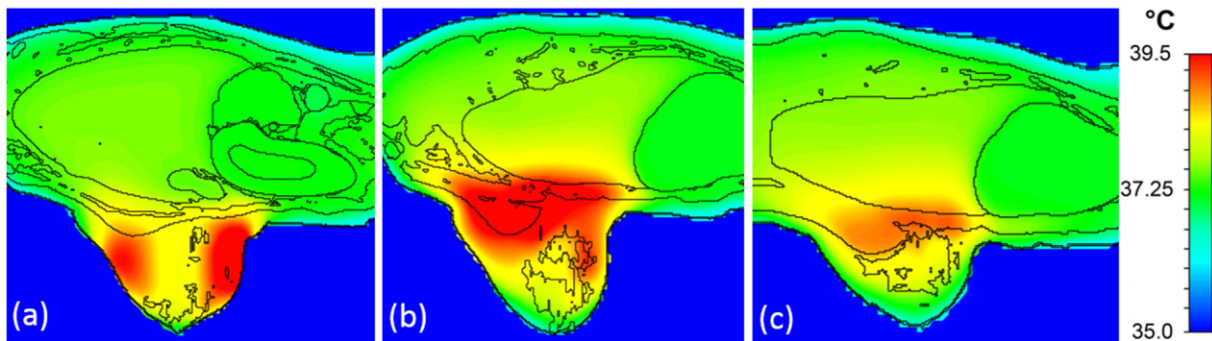


Abbildung 3.8: Ergebnisse für das konstante Perfusionsmodell: Temperaturverteilung in sagittaler Schnittebene des Temperaturmaximums lokalisiert in der linken Mamma für Modell 1 (a) bzw. im rechten Anterior-Anteil des Torsos für die Modelle 2 (b) und 3 (c). © 2016 American Association of Physicists in Medicine (Fiedler et al., 2017c).

### 3.3.3.2 Blutperfusionsmodell mit linearer Temperaturabhängigkeit

Ebenfalls für das lineare temperaturabhängige Perfusionsmodell wurden die Temperaturgrenzwerte von 39 °C und 40 °C in allen Körpermodellen überschritten, als die Modelle mit einer auf den SAR-Grenzwert im NM oder FLM skalierten Eingangsleistung angeregt wurden. Daraus folgt, dass die Temperaturschwelle von 39 °C, bei der die temperaturabhängige Blutperfusion linear zu steigen beginnt, in allen Simulationen erreicht wurde und die maximale Gewebetemperatur folglich niedriger als bei den Berechnungen mit konstanter Blutperfusion ist. Die Temperaturgrenzwerte wurden maximal mit 1,5 °C im NM und mit 2,18 °C im FLM überschritten. In allen Körpermodellen befinden sich die Temperaturmaxima in den Körperregionen, in denen sich auch das SAR-Maximum befindet.

Die Auswirkungen der Temperaturegebnisse auf die HF-Leistungsgrenzwerte sind vergleichbar mit den Simulationen bei konstanter Blutperfusion: Um die Grenzwerte sowohl für SAR als auch Temperatur einzuhalten, muss im NM die Eingangsleistung um 46% in Modell 1 und Modell 2 sowie um 9% in Modell 3 reduziert werden. Im FLM muss die Eingangsleistung um 59% für Modell 1, um 50% für Modell 2 und um 16% für Modell 3 reduziert werden.

### 3.3.3.3 Blutperfusionsmodell mit exponentieller Temperaturabhängigkeit

Im Fall einer temperaturabhängigen Blutperfusion mit exponentiellem Anstieg erreichte keines der drei Körpermodelle die Temperaturgrenzwerte im NM oder FLM. Daher ist es zulässig, die Eingangsleistung der Spule um z.B. 63% im NM und 73% im FLM zu erhöhen, wenn Temperaturgrenzwerte anstelle von SAR-Grenzwerten angewendet werden. Abbildung 3.9 zeigt die mit Abbildung 3.7 vergleichbaren Daten für das exponentielle Perfusionsmodell. Wie in den vorangegangenen Simulationen traten die Temperaturmaxima in den Körperregionen auf, in denen auch das SAR-Maximum liegt.



Die Ergebnisse der Berechnungen mit den drei Perfusionsmodellen ohne HF-Exposition und mit HF-Exposition, skaliert auf den IEC-SAR-Grenzwert von 10 W/kg bzw. 20 W/kg, sind in Tabelle 3.2 zusammengefasst. Ebenfalls in der Tabelle dargestellt ist die erforderliche Erhöhung bzw. Reduktion der Eingangsleistung, um die IEC-Temperaturgrenzwerte zu erreichen, sowie die Expositionszeit, nach der CEM43°C = 2 min für beeinträchtigte Thermoregulationssysteme und CEM43°C = 9 min für gesunde Systeme erreicht wurde.

*Tabelle 3.2: Maximale Gewebetemperatur als Funktion der Eingangsleistung, Änderung der Eingangsleistung als Funktion der Temperatur sowie Expositionszeit bis zum Erreichen des thermischen Dosisgrenzwertes jeweils für die drei Perfusionsmodelle. Mit dem konstanten sowie dem linearen Perfusionsmodell wurde bei der durch den SAR-Grenzwert bestimmten HF-Exposition der zugehörige IEC-Temperaturgrenzwert überschritten (rot); mit dem exponentiellen Perfusionsmodell erlauben die Gewebetemperaturgrenzwerte eine höhere Eingangsleistung (grün). Der CEM43°C = 2 min Grenzwert entspricht dem konstanten Perfusionsmodell, der CEM43°C = 9 min Grenzwert dem linearen und exponentiellen Modell.*

		Modell 1			Modell 2			Modell 3		
Blutperfusionsmodell:		Konstant	Linear	Exp.	Konstant	Linear	Exp.	Konstant	Linear	Exp.
<b>Gewebetemperatur</b>	0 W/kg	37,6 °C	37,6 °C	37,49 °C	37,61 °C	37,61 °C	37,49 °C	37,6 °C	37,6 °C	37,49 °C
<b>bei SAR<sub>10g,max</sub></b>	10 W/kg	41,3 °C	40,5 °C	38,6 °C	40,4 °C	40 °C	38,9 °C	39,16 °C	39,16 °C	38,5 °C
<b>von</b>	20 W/kg	46,17 °C	42,18 °C	39,63 °C	44 °C	41,32 °C	39,9 °C	40,99 °C	40,32 °C	39,23 °C
<b>Änderung der Eingangsleistung zum Erreichen des Temperaturgrenzwertes von</b>	39 °C	-46%	-46%	+37%	-46%	-46%	+2%	-9%	-9%	+63%
	40 °C	-62%	-59%	+40%	-56%	-50%	+10%	-26%	-16%	+73%
<b>CEM43°C = 2 min</b>	10 W/kg	58 min			113 min			8 h		
<b>bei SAR<sub>10g,max</sub> von</b>	20 W/kg	12 min			21 min			58 min		
<b>CEM43°C = 9 min</b>	10 W/kg		6 h	> 2 d		10 h	40 h		> 1 d	> 3 d
<b>bei SAR<sub>10g,max</sub> von</b>	20 W/kg		47 min	> 18 h		110 min	11 h		6,2 h	25 h

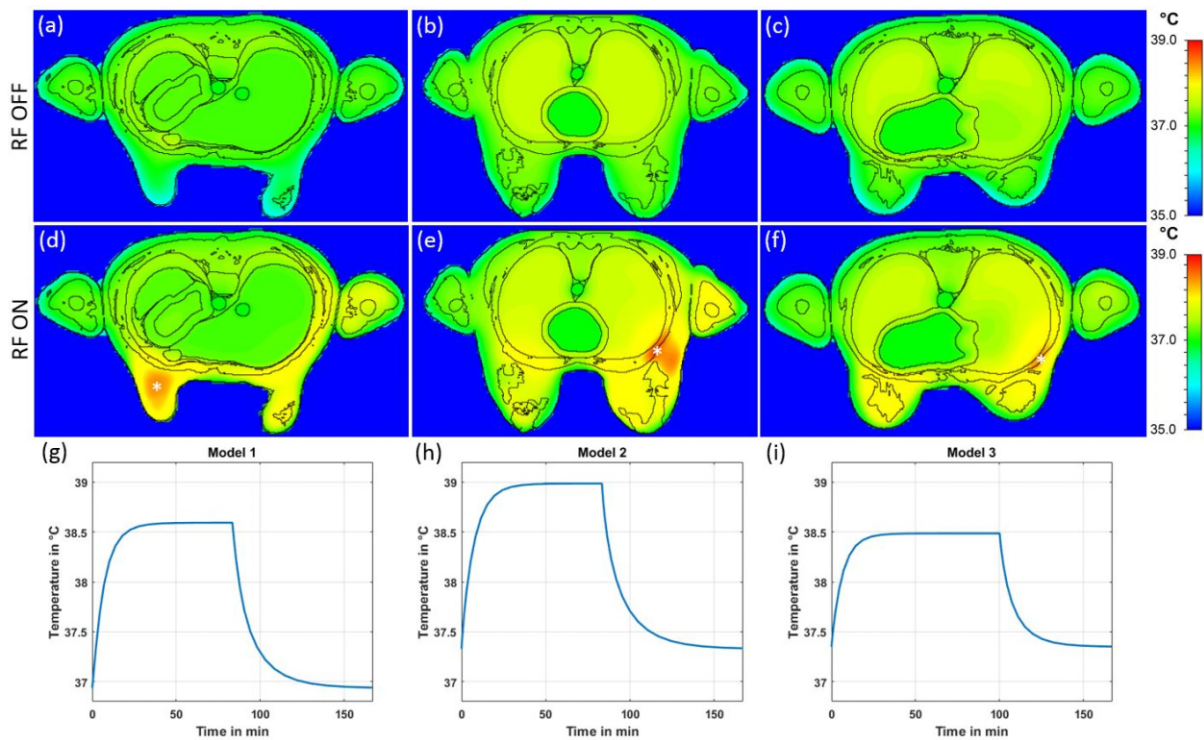


Abbildung 3.9: Ergebnisse für das exponentielle Perfusionsmodell: Temperaturverteilung für Modell 1 (linke Spalte), Modell 2 (Mitte) und Modell 3 (rechts); a, b, und c: Temperaturverteilung ohne HF-Exposition; d, e, f: Temperaturverteilung mit der auf den SAR-Grenzwert von 10 W/kg skalierten HF-Leistung im stationären Zustand; g, h, i: Temperaturkurve aufgetragen über die Expositionsdauer am Ort des Temperaturmaximums. © 2016 American Association of Physicists in Medicine (Fiedler et al., 2017c).

### 3.3.3.4 Ergebnisse für Simulationen mit konstanter Blutperfusion bei reduzierter Umgebungstemperatur

In den vorausgegangenen Konfigurationen zeigte sich beim ersten Körpermodell an zwei verschiedenen Positionen eine hohe Gewebetemperatur. Die höchste Temperatur befand sich in der linken Mamma bei der Position des  $SAR_{10g,max}$ . Ein weiterer Hotspot befand sich im rechten Anterior-Anteil des Torsos, vergleichbar mit der Position des Temperaturmaximums in den anderen zwei Körpermodellen.

Um den Einfluss der Umgebungstemperatur auf die Temperaturverteilung im Gewebe zu untersuchen, wurde diese auf 18 °C reduziert. Es zeigte sich, dass bei der reduzierten Umgebungstemperatur die Gewebetemperatur ohne HF-Exposition in einem größeren Teil der Mamma deutlich unter die Körperkerntemperatur abgesenkt werden konnte. In den folgenden Simulationen wurde zusätzlich zu der auf 10 W/kg skalierten Eingangsleistung eine um 50 % reduzierte Eingangsleistung von 5 W/kg berücksichtigt.

Bei einer Eingangsleistung von 10 W/kg befand sich das Temperaturmaximum weiterhin in der linken Mamma. Bei der niedrigeren Eingangsleistung war der Wärmeeintrag jedoch nicht mehr ausreichend, um die reduzierte Ausgangs-Gewebetemperatur in der Mamma deutlich zu erhöhen. Das Temperaturmaximum befand sich daher auf der rechten Seite des Torsos an der Position des zweiten Temperatur-Hotspots, vgl. Abbildung 3.10.

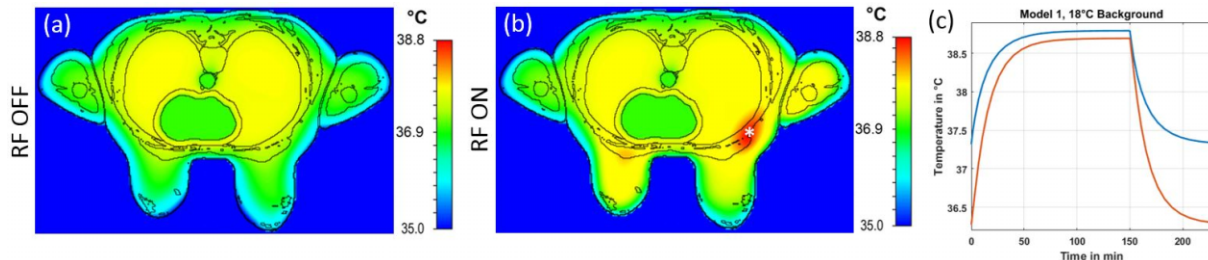


Abbildung 3.10: Temperaturverteilung in Modell 1 bei 18 °C Umgebungstemperatur mit konstanter Blutperfusion; a: Temperaturverteilung ohne HF-Exposition, b: Temperaturverteilung mit HF-Exposition mit einer auf 5 W/kg im stationären Zustand skalierten Eingangsleistung, c: Temperaturkurve über die Expositionszeit am Ort des SAR<sub>10g,max</sub> (rot) und des Temperaturmaximums (blau). © 2016 American Association of Physicists in Medicine (Fiedler et al., 2017c).

## 3.4 Diskussion der Ergebnisse

### 3.4.1 Validierung des Simulationsmodells

Das Simulationsmodell konnte mit guter Übereinstimmung zu den gemessenen Werten validiert werden, und die maximale punktweise Abweichung zwischen Messwerten und Simulationen wurde als Unsicherheitsfaktor in die SAR-Berechnungen einbezogen. Die Messungen zeigten zudem eine Differenz im  $|B_1^+|$ -Feld von 12% zwischen der linken und rechten Seite der Spule. Da die Last der Spule symmetrisch und homogen war, kann die höhere Feldstärke auf der linken Seite ein Effekt der besseren Anpassung eines der Sendeelemente (Element Nr. 4) auf der linken Seite sein.

### 3.4.2 Sicherheitsbewertung basierend auf SAR

Der Torso und die Mammae aller drei Körpermodelle variieren in Form und Gewicht, sodass eine unterschiedliche Beladung der Spule entsteht. Ebenfalls zeigte die Materialverteilung in den Mammae, besonders im Verhältnis der Volumen zwischen Brustdrüsengewebe und Fettgewebe, eine große Variation. Brustdrüsengewebe hat eine höhere Permittivität und elektrische Leitfähigkeit verglichen zu dem umgebenden Fettgewebe. Das erste Körpermodell hat die geringste Menge des hoch

leitfähigen Drüsengewebes, Modell 2 weist eine größere, aber stärker verteilte Menge auf, und Modell 3 zeigt eine große und konzentrierte Menge des Drüsengewebes.

Die unterschiedlichen Größen von Torso und Mammae haben einen signifikanten Einfluss hinsichtlich der Spulenabstimmung auf die Resonanzfrequenz. Insbesondere das zweite Körpermodell befand sich sehr nah am Einspeisepunkt des dritten Spulenelements, wodurch die Resonanzfrequenz dieses Elements deutlich stärker als bei den anderen beiden Körpermodellen beeinflusst wurde. Durch das nicht-resonante Sendeelement wurde das andere Spulenelement auf dieser Spulenseite dominant, und statt eines zirkular-polarisierten Feldes wurde ein fast linear-polarisiertes Feld erzeugt. Dieser Effekt konnte in den anderen Körpermodellen nicht beobachtet werden.

Das maximale 10g-gemittelte SAR befand sich bei Modell 1 in der Mamma, in einem Bereich, der überwiegend aus Fettgewebe und einem kleinen Anteil an Drüsengewebe besteht. Bei den beiden anderen Modellen befand sich die maximale SAR dagegen in der rechten Seite des Torsos in einem Bereich, in dem überwiegend Lungengewebe und etwas Muskelgewebe vorliegen. Beide Gewebestrukturen haben eine höhere Leitfähigkeit im Vergleich zum Fettgewebe. Daher wird der Effekt, dass sich das  $SAR_{10g,max}$  in der linken Mamma befindet, auf die Form und Position der Mamma relativ zur Spule zurückzuführen sein. Die Gewebeeigenschaften des Drüsengewebes, welches die höchste elektrische Leitfähigkeit und Permittivität von den zuvor genannten Geweben besitzt, hat ebenfalls einen großen Einfluss auf die SAR-Verteilung und führt im Drüsengewebe zu einer hohen lokalen SAR, wie in den voxelbasierten SAR-Darstellungen in Abbildung 3.6 zu sehen ist.

Aufgrund der unterschiedlichen Dichten der vorliegenden Gewebearten, insbesondere der geringen Dichte des Lungengewebes, variiert die Größe des Volumens für die 10g-gemittelte SAR. Die maximal zulässige Eingangsleistung wurde auf Basis der höchsten SAR aus allen Körpermodellen berechnet, inklusive eines Sicherheitsfaktors basierend auf der Abweichung der Feldstärke von der experimentellen Verifikation. Wenn die Modelle individuell betrachtet werden, würde sich für Körpermodell 1 eine um 44% und für Modell 2 um 61% höhere Eingangsleistung ergeben. Jedoch wurde die niedrigste Eingangsleistung aller Modelle als Sicherheitsgrenzwert für die Spule berücksichtigt.

### 3.4.3 Sicherheitsbewertung basierend auf Temperatur

Beim Vergleich der untersuchten Perfusionsmodelle zeigte sich eine große Variation in der Gewebetemperatur. Mit einer konstanten temperaturunabhängigen Perfusion wurde der Temperaturgrenzwert in allen Körpermodellen überschritten, wenn die Eingangsleistung auf den SAR-Grenzwert für den normalen bzw. kontrollierten Betriebsmodus der 1. Stufe skaliert wurde. Vergleichbare Ergebnisse zeigte das temperaturabhängige Perfusionsmodell mit linearer

Perfusionsanpassung; der lineare Anstieg bewirkte während der HF-Exposition einen nur gering kühlenden Effekt auf die Gewebetemperatur. Im Gegensatz dazu zeigte das exponentielle Modell einen signifikanten Effekt: Alle drei Körpermodelle zeigten eine deutlich reduzierte Gewebetemperatur und erlauben daher, die Eingangsleistung der Spule um bis zu 63% im NM und 73% im FLM zu erhöhen, wenn die Temperaturgrenzwerte anstelle der SAR-Grenzwerte angewendet werden.

Die Ergebnisse zeigen, dass verschiedene Blutperfusionsmodelle erwartungsgemäß zu unterschiedlichen Ergebnissen führen, wenn lokale SAR- und Temperaturgrenzwerte verglichen werden. Während sich die SAR-Grenzwerte für das exponentielle Perfusionsmodell als zu konservativ darstellen und eine höhere HF-Leistung zulässig wäre, wenn nur Temperaturgrenzwerte berücksichtigt würden, sind die SAR-Grenzwerte für die anderen beiden Perfusionsmodelle nicht konservativ genug, um die Temperaturgrenzwerte einzuhalten. Es besteht bisher keine generelle Einigkeit darüber, welches Perfusionsmodell eine realistische Gewebetemperatur für beeinträchtigte oder gesunde Probanden liefert. Die Ergebnisse zeigen, dass eine Validierung der Perfusionsmodelle erforderlich ist und dass verschiedene thermische Modelle für unterschiedliche Gesundheitszustände erforderlich sind. Weiterhin sind die präsentierten Ergebnisse in guter Übereinstimmung mit thermischen Simulationen für das konstante Modell und das exponentielle Modell von Laakso et al. (Laakso & Hirata, 2011), die ebenfalls große Unterschiede im Temperaturmaximum für besonders hohe SAR-Pegel gezeigt haben.

Mit derzeit verfügbaren numerischen Berechnungswerkzeugen und Körpermodellen ist es schwierig, alle thermischen Parameter, welche die Temperatur im menschlichen Körper beeinflussen, zu berücksichtigen. Verschiedene temperaturabhängige Kühlungsmechanismen des Körpers, z.B. Wärmeverluste durch Wasserverdunstung (Transpiration) auf der Hautoberfläche, erhöhte Herzfrequenz oder Respiration (erhöhte Atemfrequenz), konnten in dieser Arbeit nicht berücksichtigt werden. Da alle vernachlässigten Parameter den Wärmeverlust des Körpers erhöhen, folgt daraus, dass die präsentierten Ergebnisse im Vergleich zur realistischen *in vivo*-Situation konservativ sind und sich der Körper langsamer erwärmt bzw. schneller nach der HF-Exposition abkühlt. Weiterhin ist der verwendete Koeffizient für die Wärmekonvektion von  $2 \text{ W}/(\text{K}\cdot\text{m}^2)$  an der Grenze zwischen Haut und Luft ein konservativer Wert, welcher während der Untersuchung, z.B. mittels Ventilation in der Bohrung des MR-Systems, erhöht werden kann.

Für ein bestimmtes Körpermodell mit konstanter oder linear angepasster Blutperfusion wurden vergleichbare Zeiten für die Gewebeerwärmung und für die anschließende Abkühlphase ermittelt, vgl. Abbildung 3.7. Durch die Kombination von zwei SAR-intensiven Sequenzen mit 15 min 22 s Gesamtuntersuchungszeit konnte das Gewebe auf bis zu 71% seines maximalen Temperaturanstiegs

erwärmt werden, und eine längere Untersuchungsdauer kann somit leicht die maximale Temperatur erreichen. Das exponentielle Perfusionsmodell ändert diese Eigenschaften: Hier ist die Zeit der Gewebeerwärmung kürzer als die Abkühlzeit und auch kürzer im Vergleich zu den Aufwärmzeiten der anderen Blutperfusionsmodelle. Dies ist auf die niedrigeren Maximaltemperaturen zurückzuführen.

Klinische MR-Untersuchungen der Mammæ bei 3 Tesla sind typischerweise bis zu 45 min lang. Bei Probandenstudien, die derzeit mit der in dieser Arbeit vorgestellten 4-kanaligen Spule bei 7 Tesla durchgeführt werden, werden hingegen regelmäßig Sequenzen mit einem maximal zulässigen SAR für 20 min angewendet. Häufig müssen diese Sequenzen mit veränderten Parametern wiederholt werden, was zu einer Expositionszeit von 40 min mit maximalem SAR führt. In diesem Zeitbereich wird in fast allen Körpermodellen die maximale Temperatur (stationärer Zustand) erreicht, und in den meisten Fällen werden die Temperaturgrenzwerte sogar überschritten. Aus diesem Grund wurde eine Auswertung der Temperaturverteilung im stationären Zustand durchgeführt. Weiterhin wurden zur Analyse der Korrelation von SAR- und Temperaturgrenzwerten die Temperatur- und thermischen Dosisberechnungen mit der maximalen SAR in NM und FLM durchgeführt. Wenn jedoch das Sequenzschema und die zugehörigen Leistungsniveaus bekannt sind, können diese Informationen für transiente Temperatur- und thermische Dosisberechnungen verwendet werden. Ein kürzlich vorgestelltes Verfahren erlaubt es, transiente Temperaturverteilungen im ganzen Körper unter Berücksichtigung tatsächlicher MR-Sequenzen zu berechnen, um so eine Temperaturüberwachung in Echtzeit zu ermöglichen (Carluccio et al., 2016). Die Möglichkeit schneller Temperaturabschätzungen verbessert die Einsetzbarkeit von temperaturbasierten Sicherheitsbewertungen.

#### 3.4.4 Thermische Dosis

Im Falle eines beeinträchtigten thermischen Regulationssystems, dargestellt in dieser Arbeit durch ein konstantes Blutperfusionsmodell, wurde ein Grenzwert von  $CEM_{43^{\circ}C} = 2 \text{ min}$  für die thermische Dosis vorgeschlagen (van Rhoon et al., 2013). Die thermischen Simulationen mit dem konstanten Perfusionsmodell und einem HF-Wärmeeintrag im Gewebe, skaliert auf den SAR-Grenzwert gemäß dem NM, zeigten, dass der Grenzwert von  $CEM_{43^{\circ}C} = 2 \text{ min}$  in Modell 1 nach einer Stunde, in Modell 2 nach fast zwei Stunden und in Modell 3 nach über acht Stunden Expositionszeit erreicht wurde. Damit sind selbst für die kürzeste zulässige Expositionszeit die meisten MR-Untersuchungen ohne nennenswerte Einschränkungen möglich. Hier ist anzumerken, dass der  $CEM_{43^{\circ}C}$ -Ansatz bei allen Körpermodellen die Fortsetzung der Exposition über den Zeitpunkt des Erreichens der Temperaturgrenzwerte im NM hinaus ermöglicht. Bei konstanter Perfusion und maximaler SAR gemäß dem Grenzwert im FLM wurde die thermische Dosis von  $CEM_{43^{\circ}C} = 2 \text{ min}$  nach einer Expositionszeit von 12 min, 21 min und 60 min jeweils für die Modelle 1, 2 und 3 erreicht. Die kürzeren Expositionszeiten im Vergleich zu den

Ergebnissen im NM stellen eine deutliche Einschränkung für MR-Untersuchungen dar. Es wird jedoch allgemein nicht empfohlen, MR-Untersuchungen im FLM für Probanden mit einem beeinträchtigten Gesundheitssystem durchzuführen. Die Ergebnisse dieser Arbeit bestätigen diese Empfehlung.

Das lineare und das exponentielle Perfusionsmodell sollen gesunde, nicht-beeinträchtigte thermische Regulationssysteme darstellen. In diesem Fall kann der  $CEM_{43^{\circ}C} = 9 \text{ min}$  Grenzwert angewendet werden (van Rhoon et al., 2013). Mit einer HF-Leistung gemäß dem SAR-Grenzwert im NM beträgt die kürzeste zulässige Expositionszeit, nach welcher der  $CEM_{43^{\circ}C}$ -Grenzwert mit dem linearen Modell erreicht wurde, sechs Stunden. Für das exponentielle Modell sind deutlich längere Expositionszeiten zulässig. Daraus folgt, dass mit beiden Perfusionsmodellen MR-Untersuchungen ohne praktische Einschränkung durchgeführt werden können. Mit einer HF-Leistung gemäß dem SAR-Grenzwert im FLM wurde die kürzeste zulässige Expositionszeit auf 47 min verkürzt. Damit sind MR-Untersuchungen mit nur geringen Einschränkungen möglich.

Die vorgeschlagenen Grenzwerte für die thermische Dosis sind konservativ gewählt, um thermische Gewebeschäden in allen Gewebearten des Körpers zu vermeiden. Verschiedene Gewebearten können höhere thermische Schwellwerte besitzen, und eine gewebespezifische Auswertung der thermischen Dosis kann möglicherweise längere Expositionszeiten erlauben. Jedoch muss die Position des Temperaturmaximums während der Untersuchung für gewebeabhängige Grenzwerte bekannt sein. In den durchgeführten Temperatursimulationen befanden sich die Maxima entweder an der Fett/Muskel-Grenze, an der Fett/Haut-Grenze oder im Fettgewebe. Für alle diese Gewebearten sind die in der Literatur angegebenen thermischen Schwellwerte, bei denen ein Effekt der Temperatur auf das Gewebe beobachtet wurde, höher als der global vorgeschlagene  $CEM_{43^{\circ}C}$ -Grenzwert. Z.B. wurde für gesundes Hautgewebe ein akuter Gewebeschaden bei einer thermischen Dosis höher  $CEM_{43^{\circ}C} = 41 \text{ min}$ , für Muskelgewebe ein geringer thermischer Schaden über  $CEM_{43^{\circ}C} = 41 \text{ min}$  festgestellt (Yarmolenko et al., 2011). Für Fettgewebe wurde jedoch bereits bei  $CEM_{43^{\circ}C} = 15 \text{ min}$  ein thermischer Effekt festgestellt (van Rhoon et al., 2013). In den Simulationen zeigte der Verlauf der thermischen Dosis einen exponentiellen Anstieg über die Expositionszeit. Dabei erreichte Modell 1 mit linearem Perfusionsmodell und einer lokalen SAR gemäß dem FLM den Grenzwert  $CEM_{43^{\circ}C} = 15 \text{ min}$  nach 69 min Expositionszeit. In diesem Fall würde ein gewebeabhängiger Grenzwert, verglichen mit dem allgemeinen Grenzwert von  $CEM_{43^{\circ}C} = 9 \text{ min}$ , eine zusätzliche Expositionszeit von 22 min erlauben. Die genannten Schwellwerte gelten für gesunde Probanden; derzeit sind keine Daten für gesundheitlich beeinträchtigte Probanden verfügbar.

In der Literatur werden Grenzwerte immer basierend auf einer kontinuierlichen Wärmeaufnahme für verschiedene Gewebearten diskutiert (van Rhoon et al., 2013; Vaughan et al., 2001; Yarmolenko et al.,

2011). Die Zeit für die Geweberegeneration nach thermalem Stress wird nicht diskutiert. Solche Regenerationszeiten können durch Sequenzen mit niedrigem SAR, Unterbrechungen der Untersuchung oder verteilten Untersuchungsterminen gegeben sein. Jedoch ist es bisher nicht möglich, die notwendige Zeitspanne zu berücksichtigen, bei der eine vollständige Regeneration des Gewebes stattgefunden hat und eine Fortsetzung der Exposition möglich ist.

### 3.4.5 Zusammenhang zwischen SAR- und Temperaturmaximum

In allen Simulationen mit einer Umgebungstemperatur von 25 °C zeigten die SAR- und Temperaturverteilungen im Körper gute Übereinstimmungen. Bei einer auf 18 °C reduzierten Umgebungstemperatur zeigten die Verteilungen in einem Fall jedoch keine Übereinstimmung der Maxima mehr. Dieser Fall wurde mit dem konstanten Perfusionsmodell sowie Körpermodell 1 und mit einer reduzierten Eingangsleistung demonstriert. Dabei wurde die Position des Temperaturmaximums von der linken Mamma in den rechten Anterior-Anteil des Torsos versetzt. Aller Wahrscheinlichkeit nach ist die Position des SAR-Maximums in Verbindung mit der Gewebeverteilung für diese Verschiebung verantwortlich. Die Position in der linken Mamma ist nah an der Körperoberfläche, wo das Gewebe durch die niedrigere Umgebungstemperatur in Verbindung mit der Konvektion an der Haut/Luft-Grenzfläche gekühlt wird. Weiterhin sind der Metabolismus sowie die Blutperfusion in Fettgewebe vergleichsweise gering. Daraus resultiert eine reduzierte Anfangstemperatur in den oberflächennahen Geweben, wodurch wiederum die absolute Temperatur während der HF-Exposition reduziert wird. Ein größerer Teil des Gewebes in der Mamma kann unter die Körperkerntemperatur abkühlen, wenn kein induzierter Wärmeeintrag vorliegt. In den anderen Körpermodellen befand sich das SAR-Maximum in Lungen- und Muskelgewebe, und die Position des Temperaturmaximums wurde daher weniger stark von der Umgebungstemperatur beeinflusst.

Die gezeigten Ergebnisse sind in Übereinstimmung mit Ergebnissen von Wang et al. (Wang et al., 2007c), die gezeigt haben, dass die Temperaturverteilung während der Exposition des Kopfes nicht vollständig mit der SAR-Verteilung übereinstimmt. Wang et al. untersuchten dieses Verhalten anhand von Simulationen für MR-Systemen mit unterschiedlichen Feldstärken in Kombination mit heterogenen Körpermodellen. Die Simulationen zeigten, dass die Temperatur stark von der gewebeabhängigen Perfusion beeinflusst wird und sich somit von der SAR-Verteilung unterscheidet. In Gebieten mit hoher Perfusion, z.B. im Gehirn, können moderate bis hohe SAR-Pegel minimale Temperaturerhöhungen erzielen, während sich in Gebieten mit niedriger Perfusion, z.B. im Muskelgewebe während des Ruhezustands oder im Auge, die Temperatur bereits bei niedrigen SAR-Pegeln deutlich erhöhen kann.



Diese Arbeit zeigt, dass bestimmte Parameter für die thermische Konvektion und den umgebungsbedingten Wärmetransfer zu unterschiedlichen SAR- und Temperaturverteilungen im Körper führen können. Aus dieser Beobachtung sollte die Konsequenz gezogen werden, dass gewebespezifische SAR-Grenzwerte, die derzeit nicht in der IEC-Norm existieren, temperaturabhängige Faktoren, wie z.B. die große Variation in der Blutperfusionsrate des Gewebes, berücksichtigen sollten.

Sicherheitsabschätzungen basierend auf der SAR werden seit langer Zeit sicher angewendet. Jedoch haben Simulationen gezeigt, dass der lokale SAR-Grenzwert für HF-Spulen regelmäßig überschritten wird, wenn globale SAR-Grenzwerte herangezogen werden (Collins et al., 2006). Daraus folgt, dass lokale SAR-Grenzwerte regelmäßig in der klinischen Routine überschritten werden, wenn nur globale SAR-Grenzwerte berücksichtigt werden, wie es derzeit in der IEC-Norm für Volumen-Spulen vorgeschrieben ist. Laut Norm sollen die festgelegten Grenzwerte für die Gewebetemperatur und die lokale SAR konservative Werte darstellen; höhere Werte können jedoch für bestimmte Gewebe akzeptiert werden, wenn kein inakzeptabel hohes Risiko für den Patienten auftritt (International Electrotechnical Commission (IEC), 06.2015).

Sicherheitsabschätzungen basierend auf der Gewebetemperatur mit Perfusionsmodellen, die das thermische Regulationssystem eines gesunden Probanden repräsentieren sollen, erlauben eine signifikant höhere HF-Leistung, die zur Optimierung der Bildgebungsperformance oder zur Reduktion der Untersuchungszeit genutzt werden können. Zuerst ist jedoch die Validierung der zugrundeliegenden Perfusionsmodelle erforderlich.

## 3.5 Zusammenfassung

In diesem Abschnitt wurden Sicherheitsabschätzungen für lokale Sendespulen basierend auf den Grenzwerten für die lokale SAR und die Gewebetemperatur, wie in der IEC-Norm (International Electrotechnical Commission (IEC), 06.2015) definiert, und für die zulässige Expositionszeit mit dem thermischen Dosismodell CEM43°C ausgewertet. Die Untersuchungen wurden für die Exposition der Mammæ, die aufgrund ihrer überwiegenden Zusammensetzung aus schlecht durchblutetem Fettgewebe einen HF-Wärmeeintrag nur schlecht kompensieren können, mit einer 4-kanaligen Spule für die MR-Mammographie bei 7 Tesla durchgeführt. In diesem Projekt wurden zur Bestimmung der maximalen Eingangsleistung drei neue, heterogene, speziell für das vorliegende Spulengehäuse geeignete Körpermodelle erstellt.

Die Auswertung der lokalen spezifischen Absorptionsrate im Gewebe zeigte eine große Variation bei den verschiedenen Körpermodellen. Dies bestätigt, dass die Körperform sowie die Gewebeverteilung entscheidenden Einfluss auf die Feldverteilung haben und es notwendig ist, eine Vielzahl unterschiedlicher Körpermodelle zu verwenden, um sichere Leistungsgrenzwerte für den Betrieb einer HF-Spule zu bestimmen.

Thermische Simulationen wurden mit den berechneten SAR-Verteilungen als HF-Wärmeeintrag durchgeführt, mit einer Eingangsleistung entsprechend den SAR-Grenzwerten sowie zur Ermittlung der maximal zulässigen Eingangsleistung basierend auf lokalen Temperaturgrenzwerten. In den Simulationen wurden gesunde und gesundheitlich beeinträchtigte Zustände eines Probanden unter Berücksichtigung verschiedener Blutperfuisionsmodelle betrachtet. Die Ergebnisse zeigen, dass die lokale Gewebetemperatur den Grenzwert überschreiten kann, wenn ein Proband mit einem beeinträchtigten Thermoregulationssystem untersucht wird, obwohl die Grenzwerte für das lokale SAR eingehalten werden. Daraus folgt, dass die maximal zulässige Eingangsleistung reduziert werden muss, um einen möglichen Gewebeschaden zu verhindern.

Weiterhin wurde die räumliche Verteilung der lokalen SAR und der Gewebetemperatur betrachtet. Der kühlende Einfluss der Umgebungstemperatur auf die Gewebetemperatur wurde mit zwei verschiedenen Umgebungstemperaturen berücksichtigt, und es konnte gezeigt werden, dass dieser Parameter die Temperaturverteilung im Körper und somit auch die Korrelation zwischen der SAR- und Temperaturverteilung signifikant beeinflussen kann.

Mit den entsprechenden Perfuisionsmodellen wurde die zulässige Expositionszeit mit dem thermischen Dosismodell CEM43°C auf Basis der in der Literatur vorgeschlagenen Grenzwerte für gesunde und beeinträchtigte Thermoregulationssysteme unter kontrollierten Bedingungen ausgewertet. Eine Sicherheitsabschätzung basierend auf dem derzeit noch nicht in der Normgebung verabschiedeten CEM43°C-Modell erlaubt eine Expositionszeit, die keine Einschränkung für eine MR-Untersuchung darstellt unter der Voraussetzung, dass die Eingangsleistung den SAR-Grenzwert im normalen Betriebsmodus des MR-Systems nicht überschreitet

## 3.6 Anhang

### A. Tabelle mit elektrischen und thermischen Materialparametern.

	Relative Permittivität $\epsilon_r'$	Elektrische Leitfähigkeit $\sigma$ in S/m	Gewebe- dichte $\rho$ in kg/m <sup>3</sup>	Thermale Leitfähigkeit $k$ in W/(K·m)	Spezifische Wärmekapazität $c$ in kJ/(kg·K)	Blutperfusion $\rho$ in W/(m <sup>3</sup> ·K)	Metabolische Rate $M_0$ in W/m <sup>3</sup>	Farbcodierung in der Segmentierungs- darstellung
Bindegewebe	48	0,536	1026,5	0,3945	2,3724	1549,9	591,4	Helles Gelb
Blut	65,7	1,32	1049,75	0,5168	3,617	664307,3	0	
Brustdrüse	62,5	0,851	1040,5	0,3345	2,96	8011,5	2417,1	Schwarz
Fett	11,7	0,0764	911	0,2115	2,3483	1062,5	461,48	Gelb
Haut	49,9	0,64	1109	0,3721	3,3905	7393,3	1827,1	Lila
Herzlumen	65,7	1,32	1049,75	0,5168	3,617	664307	0	Helles Rot
Herzmuskel	69,4	0,902	1080,8	0,5575	3,686	73633	42640	Dunkles Rot
Leber	53,6	0,609	1078,75	0,5191	3,54	59081	10713	Braun
Lunge	24,8	0,356	394	0,3874	3,886	4031	2446,4	Blau
Knochen (kortikaler)	13,5	0,0824	1908	0,32	1,3128	796,55	295,5	Grau
Magen	68,8	0,971	1088	0,5253	3,69	33512	7756,3	Orange
Magenlumen	58,2	0,77	1045,2	0,5574	3,8011	0	0	Helles Orange
Milz	66,6	0,967	1089	0,5342	3,596	110665	26258,9	Grün
Muskel	58,2	0,77	1090,4	0,4949	3,4212	2490,7	988,04	
Nieren	70,6	1,02	1049	0,5276	3,587	254872	19331,8	
Pankreas	62,5	0,85	1087	0,51	3,164	52773	12924	
Wirbelsäule	13,4	0,0824	1908	0,32	1,3128	796,6	295,5	



---

## 4. HF-Sicherheitsbetrachtung bei der lokalen Optimierung des Kernspin-Anregungsfeldes mit Hilfe von dielektrischen Materialien

---

### 4.1 Einleitung

Körpernah platzierte hochbrechende Materialien mit Permittivitäten im Bereich von  $\epsilon_r' = 110$  bis 1000 werden zurzeit in der Hochfeld-MRT eingesetzt, um das Kernspin-Anregungsfeld lokal zu verstärken und zu homogenisieren. Die Materialien mit hoher Permittivität werden dazu entweder in Form von flexiblen Kissen zwischen Spulengehäuse und Proband eingesetzt, vgl. Abbildung 4.1 (A), oder in Form von rigiden Materialien in das Spulengehäuse integriert (Collins et al., 2014). In der Ultra-Hochfeld-MRT ( $\geq 7$  T) werden dielektrische Materialien bisher hauptsächlich zur Neuro-Bildgebung eingesetzt (Teeuwisse et al., 2012b; Teeuwisse et al., 2012a; Snaar et al., 2011; Yang et al., 2006), während im Bereich der Hochfeld-MRT (bis 3 T) der Torso und die Extremitäten das Haupteinsatzgebiet darstellen (Brink et al., 2015; Hu et al., 2015; Collins et al., 2014; Lindley et al., 2015).

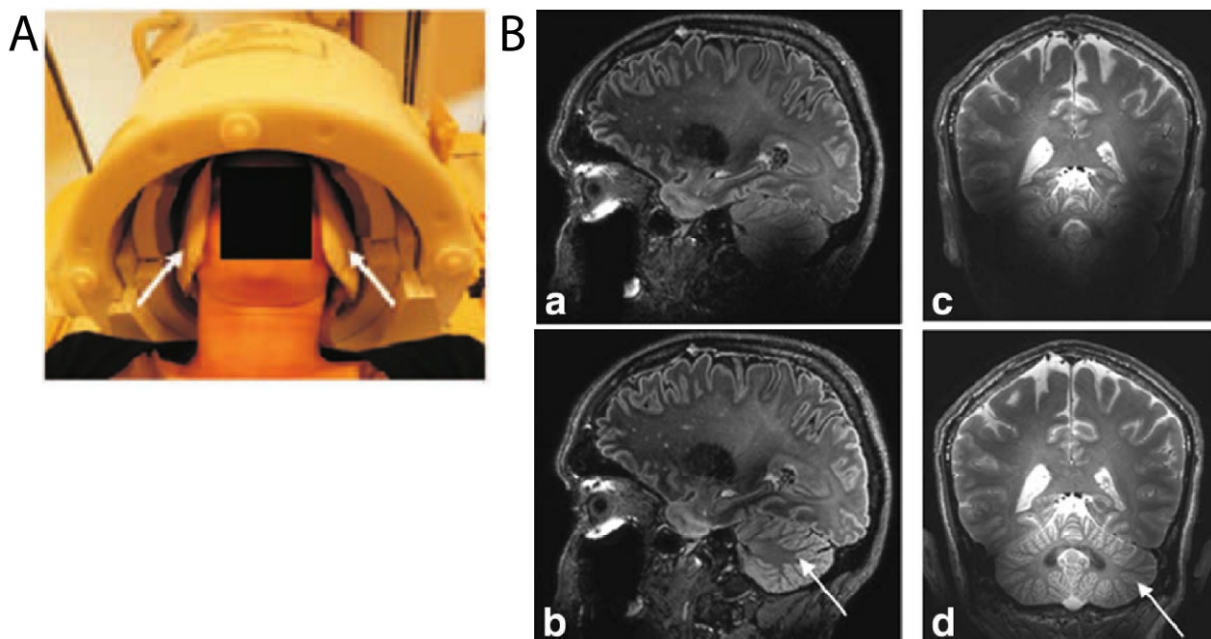


Abbildung 4.1: (A) Zwei seitlich platzierte dielektrische Kissen, markiert mit weißen Pfeilen, in einer Kopfspule mit Proband. Ein drittes Kissen befindet sich unter dem Kopf und ist nicht sichtbar. (B) MR-Bilder in zwei verschiedenen Orientierungen jeweils ohne Kissen (a und c) als Referenzbild und mit Verwendung der Kissen (b und d). Eine deutliche Signalsteigerung im Cerebellum ist zu erkennen. © 2011 Wiley Periodicals, Inc. (Teeuwisse et al., 2012a)

Abbildung 4.1 zeigt den Einsatz von drei flexiblen Kissen ( $18 \times 18 \times 0,8 \text{ cm}^3$ ) bestehend aus einer Mischung aus Kalziumtitanat und Deuteriumoxid mit der Permittivität  $\epsilon_r' = 110$  in einer Kopfspule bei 7 T. Die Verwendung von Deuterium statt Protium gewährleistet, dass die Kissen in den MRT-Aufnahmen unsichtbar bleiben. In den MR-Bildern zeigt sich ein deutlich stärkeres Signal im Bereich des Cerebellums beim Einsatz der Kissen im Vergleich zu MR-Bildern ohne Kissen.

Obwohl das Ziel der Anwendung die lokale Optimierung des Kernspin-Anregungsfeldes  $B_1^+$  ist, wird beim Einsatz von dielektrischen Materialien primär die Verteilung des elektrischen Feldes beeinflusst. Die Optimierung des  $B_1^+$ -Feldes ist demzufolge ein sekundärer Effekt, hervorgerufen von Verschiebungsströmen im dielektrischen Material.

In ersten Publikationen zu dieser Vorgehensweise wurde hauptsächlich der Effekt von dielektrischen Materialien auf die Bildgebung untersucht und die Auswirkung auf die elektrische Feldverteilung im Körper und damit auf die HF-Exposition des Probanden vernachlässigt. Gemäß den Materialgleichungen und Stetigkeitsbedingungen von Feldern an Grenzflächen haben dielektrische Materialien einen direkten Einfluss auf die elektrische Feldverteilung, z.B. zeigen die Normalkomponenten des elektrischen Feldes ein diskontinuierliches Verhalten an Grenzflächen zwischen Materialien mit niedriger Permittivität (Luft, Körpergewebe) und hoher Permittivität, mit Felderhöhungen im Medium mit der niedrigeren Permittivität. Weitere Einkopplungseigenschaften sind abhängig von der Größe und Form des dielektrischen Materials sowie der Polarisation der einfallenden Welle und ihres Einfallswinkels auf das dielektrische Material. Weiterhin ist für die SAR-Verteilung im Körper die Polarisation und Verteilung des einfallenden Feldes sowie die Gewebeverteilung im betreffenden Körperbereich relevant.

In bisherigen Studien wurden dielektrische Materialien zusammen mit integrierten Ganzkörper-Sendespulen von klinischen MR-Systemen (1,5 und 3 T) und zusammen mit lokalen Sendespulen im Ultra-Hochfeld-Bereich ( $> 7 \text{ T}$ ) betrachtet. Noch nicht untersucht wurden die Effekte von dielektrischen Materialien auf die Feldverteilung lokaler Spulen in dem niedrigeren Frequenzbereich der Hochfeld-MRT ( $< 7 \text{ T}$ ). Dieser Fall entspricht der X-Kern-Bildgebung im Ultra-Hochfeld-Bereich, bei der andere Atomkerne als Wasserstoff ( $^1\text{H}$ ) mit niedrigerem gyromagnetischen Verhältnis und damit niedrigerer Larmorfrequenz sowie lokale Sendespulen zur Bildgebung verwendet werden. Das gyromagnetische Verhältnis von verschiedenen Atomkernen ist in Kapitel 2.2 gezeigt. Die hohen magnetischen Feldstärken und neue Spulen- und Sequenzentwicklungen haben das klinische Interesse an der X-Kern-Bildgebung wesentlich erhöht. Da jedoch die räumliche Auflösung im Vergleich zur  $^1\text{H}$ -Bildgebung immer noch niedrig ist, wird die X-Kern-Bildgebung häufig verbunden mit der  $^1\text{H}$ -Bildgebung durchgeführt. Die zusätzlichen Informationen von hochaufgelösten  $^1\text{H}$ -Bildern können als anatomische Referenz für Post-Processing-Schritte genutzt werden, z.B. bei partieller Volumenkorrektur zur  $T_2^*$ -

Bestimmung (Niesporek et al., 2015). Multi-resonante Spulen, z.B. für die Natrium- ( $^{23}\text{Na}$ -) und Wasserstoff-Bildgebung, liefern Bilder von beiden Kernen ohne den Nachteil, dass der Proband zwischenzeitlich bewegt werden muss. In solchen Konfigurationen wird die Feldverteilung bei allen verwendeten Resonanzfrequenzen durch dielektrische Materialien verändert, und der Einfluss auf die SAR-Verteilung muss bei allen Larmorfrequenzen der während der Untersuchung angeregten Kerne untersucht werden.

In diesem Kapitel wird untersucht, welchen Einfluss verschiedene Kombinationen von Kissen aus dielektrischen Materialien auf die elektrische Feldverteilung haben und wie lokale SAR-Erhöhungen im Körper durch Materialien mit hoher Permittivität hervorgerufen und vermieden werden können. Die Untersuchungen werden bei der Resonanzfrequenz von Wasserstoff  $^1\text{H}$  bei 7 T (297,2 MHz) und von Natrium ( $^{23}\text{Na}$ ) bei 7 T (78,6 MHz) durchgeführt.

## 4.2 Theorie

Dielektrische Materialien verstärken den durch das elektrische Feld der HF-Spule hervorgerufenen Verschiebungsstrom. Verschiebungsströme können als eine sekundäre HF-Quelle interpretiert werden, die ein lokales HF-Feld erzeugen, welches sich mit dem primären Feld überlagert. Dieser Zusammenhang ist über das erweiterte Ampèresche Gesetz gegeben, nach dem Leitungsströme ( $\vec{J}_c = \sigma \vec{E}$ ) und Verschiebungsströme ( $j\omega \vec{D} = j\omega \epsilon_r \epsilon_0 \vec{E}$ ), auch *Maxwell'sche Verschiebungsströme* genannt, zu dem kernspinanregenden magnetischen  $B_1^+$ -Feld beitragen:

$$\nabla \times \vec{B}_1 = (\vec{J}_c + j\omega \vec{D})\mu_0 = (\sigma \vec{E} + j\omega \epsilon_r \epsilon_0 \vec{E})\mu_0 \quad (4.1)$$

mit der magnetischen Flussdichte  $\vec{B}_1$  in Tesla (T), der elektrischen Feldstärke  $\vec{E}$  in V/m, der elektrischen Leitfähigkeit  $\sigma$  in S/m, der elektrischen Feldkonstante  $\epsilon_0$  in As/(Vm), der relativen elektrischen Permittivität  $\epsilon_r$ , der magnetischen Feldkonstante  $\mu_0$  in Vs/(Am), der Winkelfrequenz  $\omega$  in 1/s und der imaginären Einheit  $j^2 = -1$ , wodurch der Phasenunterschied zwischen dem Leitungsstrom und dem Verschiebungsstrom  $90^\circ$  beträgt (Yang et al., 2006).

Sendespulen können ein erhebliches elektrisches Feld im Raum erzeugen, wodurch ein signifikanter Verschiebungsstrom generiert wird, der seinerseits das magnetische Feld in einer angrenzenden Probe verstärken kann. Materialien mit hoher Permittivität können zudem das Feld in Richtung Probe fokussieren (Collins et al., 2014).

Da der Effekt der dielektrischen Materialien auf das  $B_1^+$ -Feld lokal begrenzt ist, werden dielektrische Materialien möglichst nah am Körper eingesetzt. Um die Verluste im dielektrischen Kissen und somit

auch die Dämpfung des induzierten Stromes und des primären HF-Feldes gering zu halten, werden dielektrische Materialien mit möglichst niedriger Leitfähigkeit verwendet.

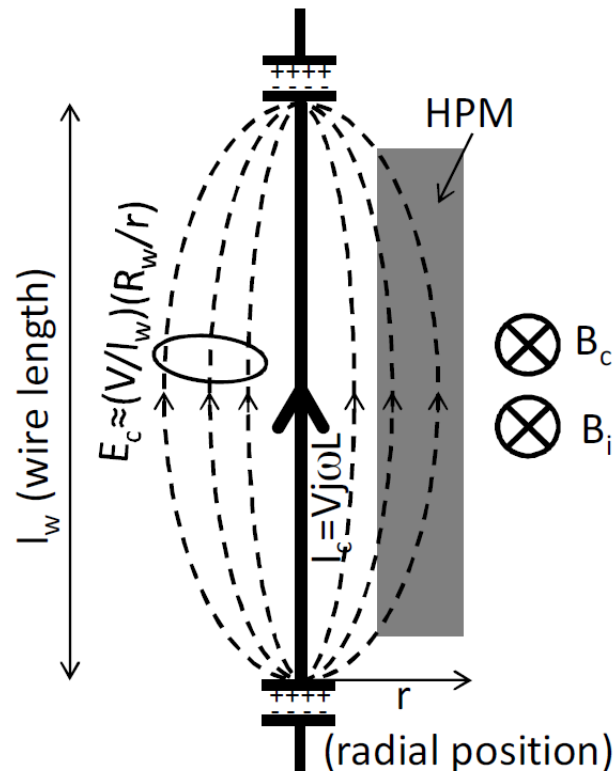


Abbildung 4.2: Schematische Darstellung eines Materials mit hoher Permittivität (HPM) in der Nähe eines leitfähigen Leitungsstücks der Länge  $l_w$  durchflossen vom Strom der Stärke  $I_c$ , wodurch das magnetische Feld  $B_c$  erzeugt wird. Im umgebenden Raum bildet sich das elektrische Feld  $E_c$  aus, welches das magnetische Feld  $B_i$  induziert. © [2015] ISMRM (Collins et al., 2015)

## 4.3 Methoden

Es werden zwei verschiedene Anregungsszenarien betrachtet:

I. Eine homogene ebene Welle (HEW) mit Ausbreitungsrichtung von posterior nach anterior und einem parallel bzw. senkrecht zur longitudinalen Achse des Körpers orientierten elektrischen Feldvektor. Die HEW wurde aufgrund ihrer genau definierten Polarisation des elektrischen Feldes ausgewählt. Die 10g-gemittelte SAR wurde für eine einfallende Welle mit einer elektrischen Feldstärke von 1 V/m berechnet.

II. Eine 2-kanalige Sendekopfspule (Nova Medical, Wilmington, MA, USA), modelliert als abgeschirmter Bandpass-Birdcage mit 16 Querverbindungen und 2 Endringen. Der Durchmesser der Spule beträgt 30 cm und die Länge 26 cm. Die umliegende Abschirmung ist 36 cm im Durchmesser und 34 cm in der



Länge. Die Spule enthält zwei um  $90^\circ$  versetzte Einspeisepunkte, und der Phasenversatz zwischen den beiden HF-Signalen wurde so gewählt, dass sich ein zirkular-polarisiertes Anregungsfeld einstellt, vgl. Abbildung 4.3. Die Simulationsergebnisse wurden auf eine gesamte Sendeleistung von  $P_{in} = 1 \text{ W}$  normiert.

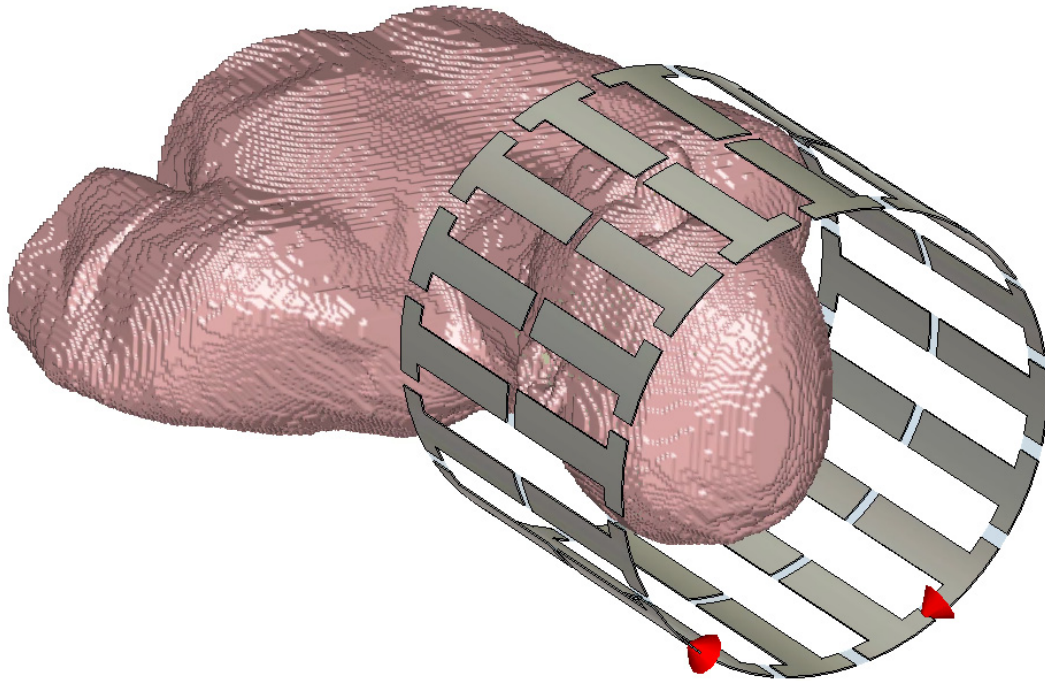


Abbildung 4.3: Männliches Kopfmodell in einer 2-Kanal-Sende-/Empfangs-Volumenkopfspule. Die um  $90^\circ$  versetzten Einspeisepunkte im Endring sind rot markiert. Die umliegende Abschirmung der Spule und die MR-Umgebung sind hier ausgeblendet.

Um unterschiedliche Kopfformen und -größen zu berücksichtigen, wurden Simulationen mit zwei verschiedenen Körpermodellen durchgeführt: Einem männlichen Modell (34 Jahre, 1,77 m Körpergröße, 72,4 kg Körpergewicht) und einem weiblichen Modell (26 Jahre, 1,63 m Körpergröße, 72,4 kg Körpergewicht) (Christ et al., 2010). Die untersuchten dielektrischen Kissen aus Kalziumtitanat ( $\text{CaTi}$ ) haben die Größe  $195 \times 110 \times 10 \text{ mm}^3$  (L x B x H), und die dielektrischen Parameter sind  $\epsilon_r' = 110$  und  $\sigma = 0.0918 \text{ S/m}$  bei 297,15 MHz. Platziert wurde ein Kissen auf der Rückseite des Kopfes mit longitudinaler Achse parallel zur Körperachse (Abbildung 4.4). Das Ziel der Anwendung eines dielektrischen Kissens in dieser Anordnung ist die Optimierung der Bildgebung im Cerebellum. Zwischen dem dielektrischen Kissen und dem Kopf wurde ein Abstand  $>2 \text{ mm}$  eingehalten. Die Simulationen wurden jeweils mit und ohne Kissen durchgeführt und anschließend die maximale 10-gemittelte SAR und die SAR-Verteilungen verglichen.

Bei der Resonanzfrequenz von Wasserstoff bei 7 Tesla (297,15 MHz) wurden Untersuchungen mit beiden Anregungsmodellen durchgeführt. Zusätzlich wurden für das weibliche Modell drei

Konfigurationen mit veränderten Parametern betrachtet: Die Dicke des Kissens wurde von 10 mm auf 20 mm verdoppelt, die Permittivität des Dielektrikums wurde auf  $\epsilon_r' = 500$  erhöht, und zudem wurde ein erweiterter Abstand zwischen Kopf und Kissen von 10 mm betrachtet, um eine Korrelation zu untersuchten Modellen aus der Literatur herzustellen (Collins et al., 2014).

Die Untersuchungen für die Resonanzfrequenz von Natrium bei 7 Tesla (78,6 MHz) wurden mit dem 2-kanaligen Kopfspulenmodell durchgeführt, welches durch Verändern der Kapazitäten auf 78,6 MHz angepasst und abgestimmt wurde. Simulationen wurden sowohl für beide Permittivitäten ( $\epsilon_r' = 110$  und 500) als auch für beide Dicken des Kissens (10 mm und 20 mm) durchgeführt. Zudem wurde eine Konfiguration mit einem Abstand von 10 mm zwischen Kopf und Kissen betrachtet.

Zusätzlich zur Auswertung der lokalen SAR wurde der Effekt auf die Bildgebung betrachtet, indem die mittlere Feldstärke und die Abweichung des  $B_1^+$ -Feldes im Cerebellum ausgewertet wurden.

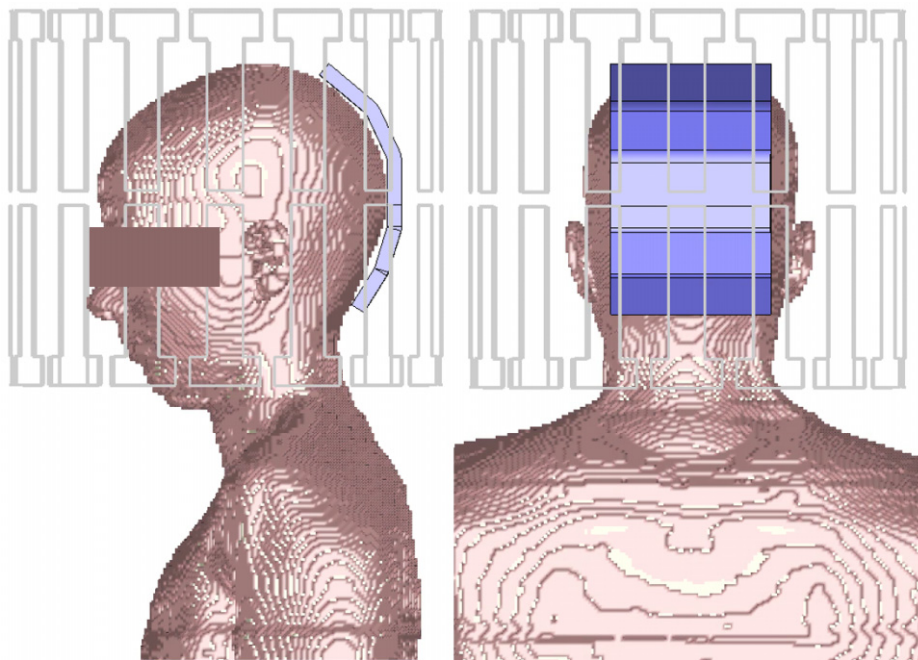


Abbildung 4.4: Weibliches Körpermodell in sagittaler und koronaler Darstellung mit einem dielektrischen Kissen hoher Permittivität auf der Rückseite des Kopfes platziert. Die Form des Kissens wurde jeweils der Kontur des Kopfes angepasst. Die kurzen Seiten des Kissens befinden sich oben und unten, die langen Seiten rechts und links zum Kopf. Die Struktur der Kopfspule ist als Gittermodell dargestellt.

## 4.4 Ergebnisse und Diskussion

### 4.4.1 Ergebnisse für die Wasserstoff( $^1\text{H}$ )-Resonanzfrequenz bei 7 Tesla

Abbildung 4.5 zeigt die 10g-gemittelte SAR jeweils in mittlerer sagittaler Schnittebene für die Konfigurationen mit und ohne Kissen sowie für die Anregung mit einer HEW mit parallel zur longitudinalen Körperachse polarisiertem elektrischem Feldvektor als auch mit der Kopfspule.

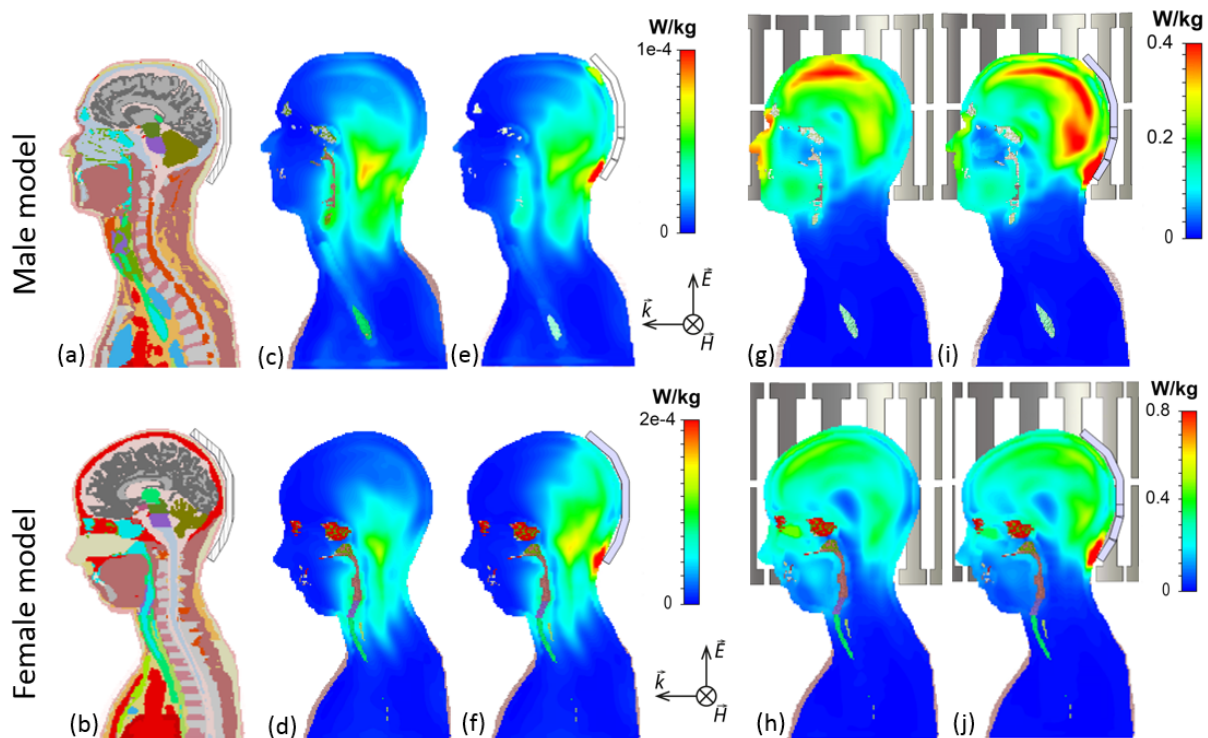


Abbildung 4.5: Gewebeverteilung und 10g-gemittelte SAR in mittlerer sagittaler Schnittebene zweier verschiedener Körpermodelle mit dielektrischen Kissen mit  $\epsilon_r' = 110$ , angeregt bei der Resonanzfrequenz von  $^1\text{H}$  bei 7 T.

(a) und (b) zeigen die Gewebeverteilung im Körpermodell und die Position des Kissens, (c) bis (f) zeigen die SAR im Modell angeregt mit einer HEW (elektrischer Feldvektor parallel zur longitudinalen Körperachse), (g) bis (j) zeigen die SAR im Modell angeregt mit einer Kopfspule jeweils mit und ohne dielektrisches Kissen. © [2015] ISMRM (Fiedler et al., 2015).

Bei beiden Anregungsmodellen zeigte sich eine erhöhte lokale SAR im Gewebe in der Nähe der oberen und unteren kürzeren Seiten der Kissen. Bei der HEW-Anregung mit elektrischem Feldvektor parallel zur longitudinalen Körperachse befand sich die maximale 10g-gemittelte SAR ( $\text{SAR}_{10\text{g,max}}$ ) ohne Kissen unter dem linken Frontallappen im Hirngewebe. Beim Einsatz des Kissens wurde die Position des  $\text{SAR}_{10\text{g,max}}$  verändert und befand sich nun okzipital an der unteren kürzeren Seite des Kissens im Muskel- und Fettgewebe. Im Vergleich zur Konfiguration ohne Kissen erhöhte sich beim Einsatz des Kissens zudem das  $\text{SAR}_{10\text{g,max}}$  um 8% im männlichen Modell und um 51% im weiblichen Modell. An den langen

Seiten des Kissens (auf der rechten und linken Seite des Kopfes gelegen) konnte keine Erhöhung des elektrischen Feldes oder der lokalen SAR im Gewebe festgestellt werden.

Für den senkrecht zur Körperachse polarisierten elektrischen Feldvektor der HEW konnte keine Erhöhung oder Verschiebung des  $SAR_{10g,max}$  beim Einsatz des dielektrischen Kissens festgestellt werden. Diese Ergebnisse zeigen, dass die Polarisation des elektrischen Feldes der einfallenden Welle die Einkopplung in das dielektrische Material und die Stromverteilung im dielektrischen Material beeinflusst. In den folgenden Untersuchungen mit der HEW wird daher nur eine HEW mit elektrischem Feldvektor parallel zur longitudinalen Körperachse als Anregung verwendet.

Vergleichbare Ergebnisse zur HEW mit elektrischem Feldvektor parallel zur longitudinalen Körperachse zeigten sich bei der Anregung mit der Kopfspule. Die Verschiebung der maximalen SAR findet ebenfalls zur inferior kürzeren Seite des Kissens statt. Das  $SAR_{10g,max}$  erhöhte sich verglichen mit der Konfiguration ohne Kissen um 7% im männlichen Modell und um 44.3% im weiblichen Modell.

Abbildung 4.6 zeigt die SAR-Verteilung im weiblichen Modell für die drei erweiterten Konfigurationen (Kissen mit erhöhter Permittivität, veränderter Dicke bzw. Position) für die Anregung mit der HEW.

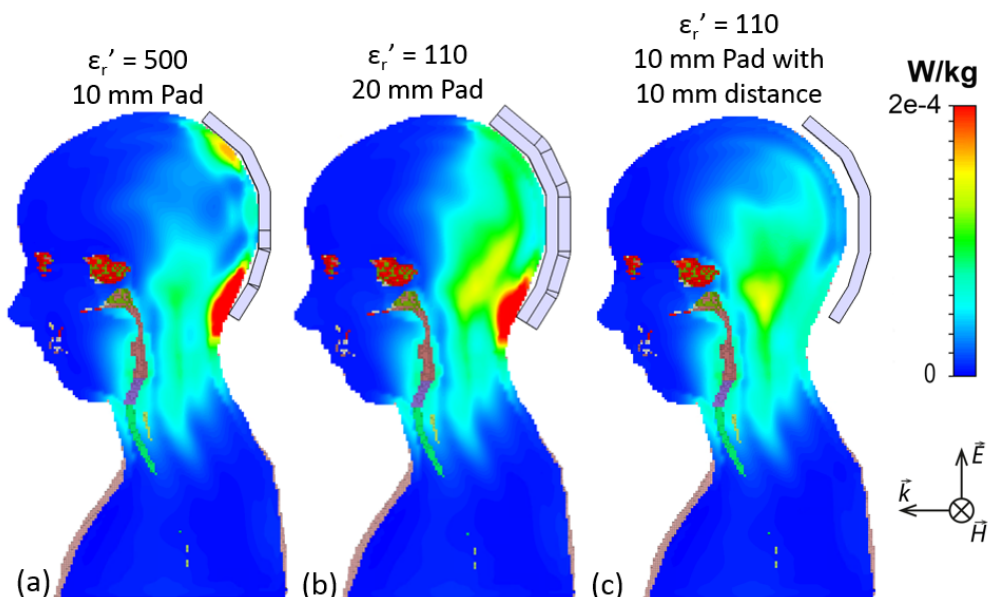


Abbildung 4.6: 10g-gemittelte SAR in mittlerer sagittaler Schnittebene des Körpermodells. Betrachtete Sonderfälle mit dem weiblichen Körpermodell und Anregung mit einer HEW: (a) Kissen mit  $\epsilon_r' = 500$ , (b) mit 20 mm Dicke, (c) mit 10 mm Abstand zum Kopf. © [2015] ISMRM (Fiedler et al., 2015).

Es zeigte sich, dass sowohl eine höhere Permittivität als auch eine größere Materialdicke die lokale SAR-Erhöhung verstärken. Die entsprechenden Konfigurationen erreichten vergleichbare Ergebnisse und stellten die kritischsten Fälle der untersuchten Konfigurationen dar. Bei der Anregung mit der Kopfspule wurde die lokale SAR um ca. 92% erhöht. Bei der HEW mit elektrischem Feldvektor parallel

zur longitudinalen Körperachse wurde die lokale SAR um 152% ( $\epsilon_r' = 500$ ) sowie um 160% (20 mm Dicke) erhöht.

Das Einfügen eines Abstands von 10 mm zwischen Kissen und Körpergewebe führte hingegen im Vergleich zur Konfiguration ohne Kissen zu einer Reduktion der maximalen lokalen SAR um 28% für die Kopfspule, ohne eine Verschiebung des  $SAR_{10g,max}$ . Auch bei der HEW wurde die Erhöhung der lokalen SAR signifikant von +51% für die Konfiguration ohne Abstand auf +15% für die Konfiguration mit Abstand reduziert. Die Ergebnisse für die maximale  $SAR_{10g}$  sind in Tabelle 4.1 zusammengefasst.

Abbildung 4.5 und Abbildung 4.6 zeigen jeweils die mittige sagittale Schnittebene. Die Auswertung der  $SAR_{10g,max}$  erfolgte im gesamten Körpermodell, so dass die Schnittebenen nicht notwendigerweise das  $SAR_{10g,max}$  darstellen.

*Tabelle 4.1:  $SAR_{10g,max}$  in W/kg und SAR-Änderung bei Kisseinsatz bei der Exposition mit einer Kopfspule sowie mit einer HEW für verschiedene Konfigurationen dielektrischer Kissen und Körpermodelle bei der Resonanzfrequenz von  $^1H$ .*

		2-Kanal Kopfspule			Homogene ebene Welle		
		$SAR_{10g,max}$ in W/kg		$\Delta SAR$ in W/kg	$SAR_{10g,max}$ in W/kg		$\Delta SAR$ in W/kg
Körpermodell	Konfiguration	mit Kissen	ohne Kissen	Änderung	mit Kissen	ohne Kissen	Änderung
Männliches Modell	$\epsilon_r' = 110$ und Materialstärke = 10 mm	0,577	0,539	1,07	1,393E-4	1,285E-4	1,08
Weibliches Modell	$\epsilon_r' = 110$ und Materialstärke = 10 mm	0,9	0,623	1,44	2,074E-4	1,367E-4	1,51
	$\epsilon_r' = 500$ und Materialstärke = 10 mm	1,197		1,92	3,449E-4		2,52
	$\epsilon_r' = 110$ und Materialstärke = 20 mm	1,191		1,91	3,554E-4		2,6
	$\epsilon_r' = 110$ , Materialstärke = 10 mm und 10 mm Abstand	0,55		0,87	1,578E-4		1,15

Die Ergebnisse zeigen, dass bestimmte Positionen und Formen des dielektrischen Kissens und dessen Materialeigenschaften zu starken lokalen SAR-Erhöhungen im Körper führen können. Diese Effekte sind für mehrere Körpermodelle und Anregungsszenarien reproduzierbar. Die Polarisation des Anregungsfeldes ist ein entscheidender Faktor. In einer beladenen Spule kann die Polarisation des HF-Feldes jedoch nur noch schwer ermittelt werden. Daher ist für jede Konfiguration von Körpermodell



und Kissen eine detaillierte Sicherheitsbetrachtung notwendig, und die maximal zulässige HF-Leistung muss ggf. reduziert werden. Weiterhin zeigen die Ergebnisse, dass die Einführung eines Abstands zwischen Körper und Kissen das potentielle Risiko einer SAR-Erhöhung durch dielektrische Materialien reduziert.

Die  $B_1^+$ -Feldverteilung für Konfigurationen mit und ohne Kissen ist in Abbildung 4.7 dargestellt. Beim Einsatz der dielektrischen Kissen wird das  $B_1^+$ -Feld mittig vor dem Kissen verstärkt. Die Auswertung im Volumen des Cerebellums zeigt jedoch verglichen mit der Konfiguration ohne Kissen eine niedrigere Feldstärke. Ebenfalls zeigen zwei der betrachteten Sonderfälle - die doppelte Dicke des Kissens sowie die Konfiguration mit 10 mm Abstand zum Kopf - ein niedrigeres  $B_1^+$ -Feld. Die Konfiguration mit  $\epsilon_r' = 500$  zeigt dagegen ein deutlich stärkeres Feld im Cerebellum. In Tabelle 4.2 wird der Mittelwert des  $B_1^+$ -Felds im Cerebellum sowie die Standardabweichung für die Konfiguration ohne Kissen als Referenzwert bestimmt. Für die Konfigurationen mit Kissen wird die Abweichung zum Referenzwert angegeben.

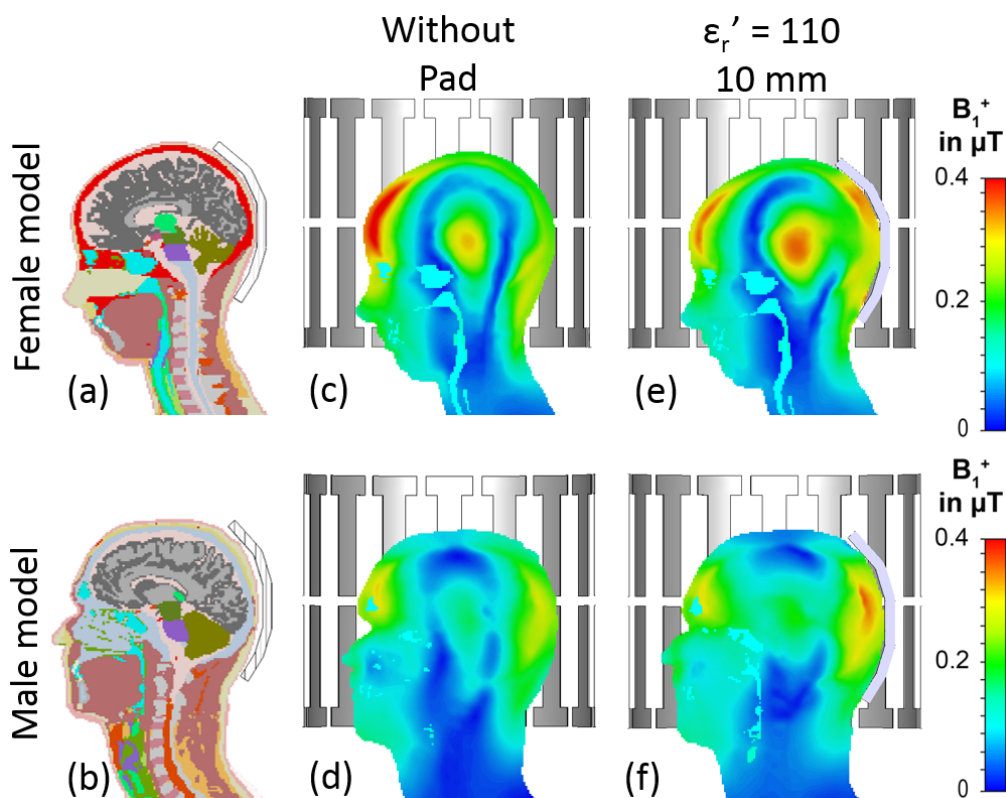


Abbildung 4.7: Mittige sagittale Schnittebene für (a, b) Gewebeverteilung im Körpermodell, (c bis f)  $B_1^+$ -Verteilung für Konfigurationen mit und ohne Kissen bei  $^1H$ -Anregung mit einer Kopfspule.

Tabelle 4.2: Auswertung des  $B_1^+$ -Felds im Volumen des Cerebellums bei der Exposition mit einer Kopfspule bei der Resonanzfrequenz von  $^1\text{H}$ . Berechnet wurde die mittlere Feldstärke sowie die Standardabweichung (SD) vom Mittelwert in der Konfiguration ohne Kissen als Referenzwert. Für die Konfigurationen mit Kissen wurde die Änderung in Prozent zum Referenzwert bestimmt.

	Weibliches Modell		Männliches Modell	
	$B_1^+$ -Mittelwert	$B_1^+$ -SD	$B_1^+$ -Mittelwert	$B_1^+$ -SD
Referenzwert ohne Kissen	9,08E-8 T	8,8E-8 T	1,91E-7 T	5,71E-8 T
Konfiguration	Prozentuale Abweichung vom Referenzwert			
$\epsilon_r' = 110$ und Materialstärke = 10 mm	-6%	-3,5%	-64%	+30%
$\epsilon_r' = 500$ und Materialstärke = 10 mm	+148%	+26%		
$\epsilon_r' = 110$ und Materialstärke = 20 mm	-6,5%	-9%		
$\epsilon_r' = 110$ , Materialstärke = 10 mm und 10 mm Abstand	-9%	-7%		

#### 4.4.2 Ergebnisse für die Natrium( $^{23}\text{Na}$ )-Resonanzfrequenz bei 7 Tesla

Die Verteilung der 10g-gemittelten SAR ist in Abbildung 4.8 in mittlerer sagittaler Schnittebene dargestellt.

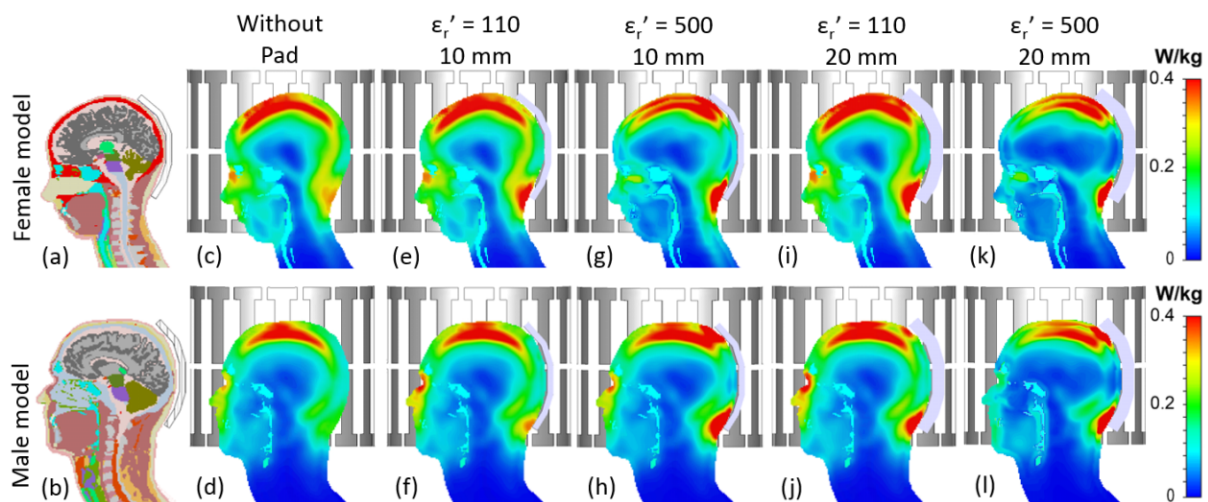


Abbildung 4.8: Mittige sagittale Schnittebene für (a, b) Gewebeverteilung und (c bis l) 10g-gemittelte SAR im Körpermodell bei Anregung mit der Resonanzfrequenz von  $^{23}\text{Na}$  bei 7 T. © [2016] ISMRM (Fiedler et al., 2016).

Beide Körpermodelle zeigen eine lokale SAR-Erhöhung im Muskel/Fett-Gewebe des Nackens im Bereich der inferior, kürzeren Seite des Kissens. Die Konfiguration mit  $\epsilon_r' = 500$  und einer Dicke von 10

mm stellte sich als kritischster Fall heraus. Die 10g-gemittelte SAR wurde für diese Konfiguration um 58% im weiblichen und 81% im männlichen Modell erhöht. In der Konfiguration ohne Kissen sowie mit Kissen mit  $\epsilon_r' = 110$  und 10 mm Dicke war das  $SAR_{10g,max}$  in der Nähe des linken Frontallappens lokalisiert, wohingegen die anderen Konfigurationen das  $SAR_{10g,max}$  okzipital verlagerten. Aus den Ergebnissen folgt, dass detaillierte Sicherheitsbetrachtungen für jede Konfiguration und jede genutzte HF-Frequenz erforderlich sind, da sich die Auswirkungen für die Resonanzfrequenz von  $^1H$  und  $^{23}Na$  unterscheiden. Die Ergebnisse der lokalen SAR sind in Tabelle 4.3 zusammengefasst.

Tabelle 4.3:  $SAR_{10g,max}$  in W/kg für verschiedene Konfigurationen und Körpermodelle bei Anregung mit der Resonanzfrequenz von  $^{23}Na$  bei 7 T.

	Weibliches Modell	Männliches Modell
Konfiguration	$SAR_{10g,max}$ in W/kg	
Referenzwert ohne Kissen	0,522	0,522
Kissen mit $\epsilon_r' = 110$ und Materialstärke = 10 mm	0,524 (+0,26%)	0,516 (-0,2%)
Kissen mit $\epsilon_r' = 500$ und Materialstärke = 10 mm	0,829 (+58%)	0,947 (+81%)
Kissen mit $\epsilon_r' = 110$ und Materialstärke = 20 mm	0,660 (+26%)	0,605 (+15%)
Kissen mit $\epsilon_r' = 500$ und Materialstärke = 20 mm	0,665 (+27%)	0,7 (+34%)
Kissen mit $\epsilon_r' = 110$ , Materialstärke = 10 mm und 10 mm Abstand	0,6 (+15%)	

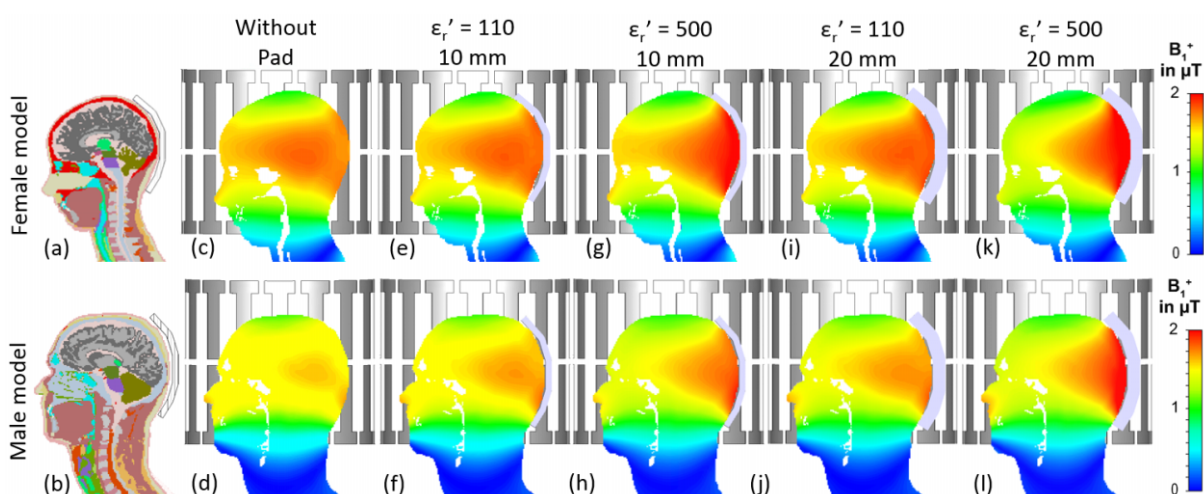


Abbildung 4.9: Mittige sagittale Schnittebene der (a, b) Gewebeverteilung und (c bis l)  $B_1^+$ -Verteilung für verschiedene Konfigurationen im Körpermodell bei  $^{23}Na$ -Anregung © [2016] ISMRM (Fiedler et al., 2016).



Für die verschiedenen Konfigurationen ist die  $B_1^+$ -Verteilung in Abbildung 4.9 dargestellt. Die überwiegend homogene Verteilung des Feldes im Kopf wird durch den Einsatz der dielektrischen Kissen verändert und das Feld im posterioren Bereich des Gehirns fokussiert. Das erhöhte  $B_1^+$ -Feld erstreckt sich etwa bis zur Mitte des Kopfes, und der fokussierende Effekt wird durch Verdopplung der Materialdicke des Kissens und Erhöhung der Permittivität verstärkt. Die Auswertung der mittleren  $B_1^+$ -Feldstärke im Cerebellum zeigt eine minimale Verbesserung im weiblichen Modell und eine Verbesserung um bis zu 3,5% im männlichen Modell. Jedoch zeigt sich auch eine erhöhte relative Abweichung der Feldverteilung im Cerebellum. Insbesondere in den Konfigurationen mit einem starken fokussierenden Effekt erstreckt sich das erhöhte  $B_1^+$ -Feld nicht mehr gleichmäßig über das gesamte Cerebellum. Die Abweichung erhöht sich um bis zu 64%. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.4 zusammengefasst. Die untersuchten Konfigurationen führen daher nicht zu einer Verbesserung des  $B_1^+$ -Feldes im Cerebellum für die  $^{23}\text{Na}$ -Bildgebung.

*Tabelle 4.4: Auswertung des  $B_1^+$ -Feldes im Volumen des Cerebellums bei der Exposition mit einer Birdcage-Kopfspule bei der Resonanzfrequenz von  $^{23}\text{Na}$ . Berechnet wurde die mittlere Feldstärke sowie die Standardabweichung (SD) vom Mittelwert in der Konfiguration ohne Kissen als Referenzwert. Für die Konfigurationen mit Kissen wurde die Änderung in Prozent zum Referenzwert bestimmt.*

	Weibliches Modell		Männliches Modell	
	$B_1^+$ -Mittelwert	$B_1^+$ -SD	$B_1^+$ -Mittelwert	$B_1^+$ -SD
Referenzwert ohne Kissen	1,7E-6 T	7,1E-8 T	1,47E-6 T	1,079E-7 T
Konfiguration	Prozentuale Abweichung vom Referenzwert			
Kissen mit $\epsilon_r' = 110$ und Materialstärke = 10 mm	+0,4%	+12%	+2,5%	+5,4%
Kissen mit $\epsilon_r' = 500$ und Materialstärke = 10 mm	+0,4%	+49%	+1,5%	+16%
Kissen mit $\epsilon_r' = 110$ und Materialstärke = 20 mm	0%	+18%	+1,7%	+5,1%
Kissen mit $\epsilon_r' = 500$ und Materialstärke = 20 mm	+1,8%	+64%	+3,5%	+22%
Kissen mit $\epsilon_r' = 110$ , Materialstärke = 10 mm und 10 mm Abstand	-1%	-0,1%		

## 4.5 Schlussfolgerung

Mit den durchgeführten Untersuchungen wurde zum ersten Mal der Einfluss von körpernah platzierten Materialien mit hoher Permittivität auf die elektrische Feldverteilung im Gewebe untersucht. Es wurde gezeigt, dass es zu signifikanten lokalen SAR-Erhöhungen im Gewebe kommen kann und dass die Polarisation des elektrischen Feldes relativ zum Material mit hoher Permittivität entscheidend für die Einkopplung des elektrischen Feldes ist. Die gezeigten Effekte sind für verschiedene Körpermodelle, Anregungsszenarien und Frequenzen reproduzierbar.

In der Literatur werden häufig Konfigurationen mit Materialien hoher Permittivität in einem Abstand  $>10$  mm zum Probanden untersucht und dabei Reduktionen in der lokalen SAR festgestellt. Diese Ergebnisse konnten mit den hier gezeigten Untersuchungen insofern nur indirekt bestätigt werden, als das in zwei von drei untersuchten Konfigurationen der Anstieg des  $SAR_{10g,max}$  mit dem Abstand zurück ging, im Vergleich zu der jeweiligen Konfiguration ohne dielektrisches Kissen jedoch immer noch erhöht war.

Bestimmte Konfigurationen von Materialien mit hoher Permittivität führen neben einer lokalen SAR-Erhöhung zu einer Verschiebung des Maximums der lokalen SAR. Dies macht es erforderlich, für jede Anordnung der dielektrischen Kissen am Probanden eine angemessene Sicherheitsbewertung durchzuführen. Die zulässige Sendeleistung der Spule muss entsprechend der jeweiligen Konfiguration angepasst werden. Leistungsgrenzwerte für MRT-Spulen werden in Sicherheitsabschätzungen üblicherweise ohne dielektrische Materialien festgelegt. Beim Einsatz von nachträglich eingebrachten dielektrischen Materialien muss die zulässige HF-Leistung ggf. reduziert werden, um mögliche Gewebeschäden zu vermeiden. Die präsentierten Ergebnisse stellen nur Näherungen von Konfigurationen dar und lassen sich somit nur mit Einschränkungen auf andere Konfigurationen übertragen. An dieser Stelle soll besonders auf flexible und weiche Materialien hingewiesen werden, deren Form durch den Druck des Kopfes verändert werden, sodass sich bei jeder MR-Untersuchung ein anderes Expositionsszenario einstellen kann, das mit entsprechenden Sicherheitsabschätzungen berücksichtigt werden muss.

---

## 5. Bewertung der HF-Exposition für integrierte HF-Sendespulen mit hoher Kanalanzahl

---

### 5.1 Einleitung und Übersicht

Dieses Kapitel befasst sich mit der Sicherheitsbetrachtung und Optimierung von integrierten Ganzkörper-Sendespulen. Das Ziel dieses gemeinsam mit dem *Erwin L. Hahn Institute*, Essen, durchgeführten Projektes ist die Entwicklung der ersten integrierten Sendespule für Ultra-Hochfeld-MR-Systeme bei 7 T, bei der die Sendeelemente hinter der Verkleidung verbaut werden und sich somit entfernt zum Körper befinden. Durch die Integration der Sendespule in das MR-System kann eine hohe Anzahl an unabhängigen Sendeelementen installiert werden. Zudem ermöglichen integrierte Sendespulenarrays einen zu klinischen Systemen vergleichbaren Arbeitsablauf, bei denen die lokal auf dem Körper platzierten Spulen nur zum Empfang dienen. Im Vergleich zu Sendespulen sind Empfangsspulen in der Regel in leichteren und kleineren Spulengehäusen untergebracht, wodurch der Patientenkomfort erhöht wird. Der freigewordene Platz im Tragrohr ermöglicht den Einsatz von weiterem Equipment, z.B. lokale Empfangsspulen oder Spulen für die X-Kern-Bildgebung.

Bei klinischen MR-Systemen mit Feldstärken  $\leq 3\text{T}$  befindet sich eine Ein- bis Zweikanal-Sendespule in Form einer *Birdcage*-Spule zwischen der Gradientenspule und dem Tragrohr. Bei den derzeit installierten Ultra-Hochfeld-Systemen ist dieser Platz ungenutzt (bzw. nur mit lärm-dämmendem Material gefüllt), vgl. Abbildung 5.1, und kann zur Integration einer HF-Spule verwendet werden, vgl. Abbildung 5.2.

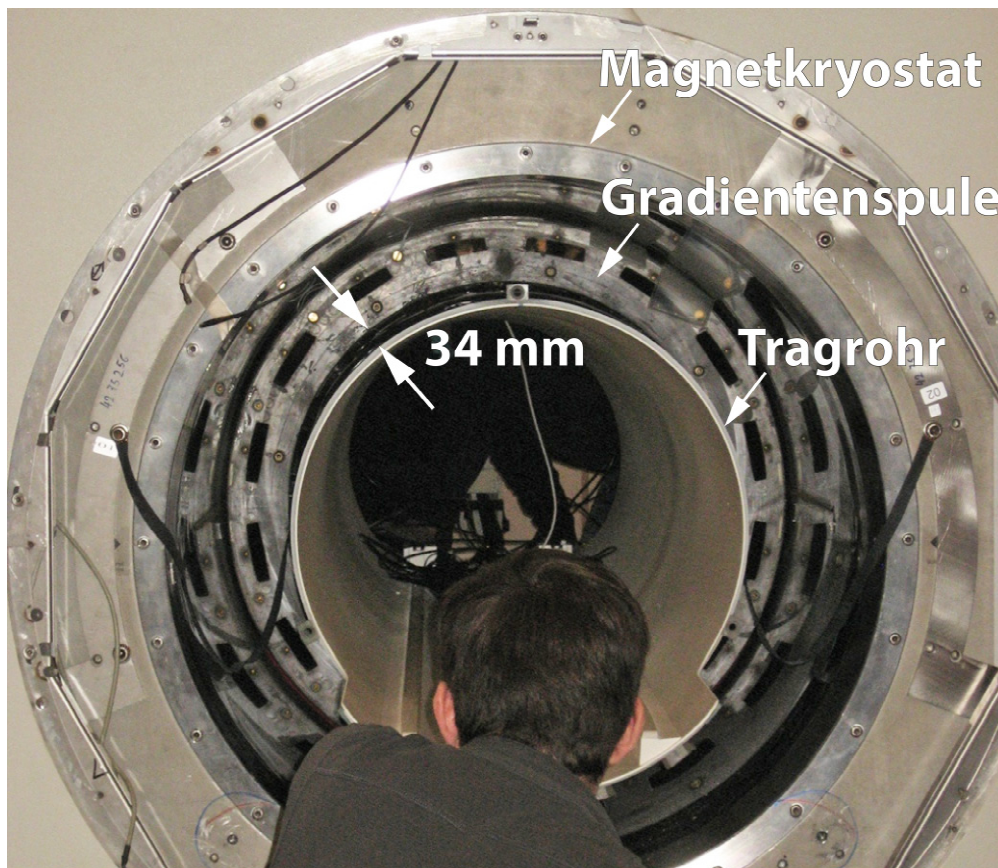


Abbildung 5.1: 7 Tesla-Ganzkörper-MR-System (Siemens MAGNETOM 7T, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) ohne vordere Verkleidung und Patiententisch. Bei Verwendung der Siemens AS095-Gradientenspule bleibt ein freier Abstand zwischen Gradientenspule und Bohrungseinsatz (Tragrohr) von 34 mm (Orzada et al., 2017a).

Im folgenden Abschnitt 5.2 werden die Geometrien der verwendeten einzelnen Spulenelemente sowie die zur Auswertung genutzten Methoden diskutiert. In Abschnitt 5.3 zwei integrierte und zwei lokale Array-Konfigurationen, jeweils bestehend aus 8 bzw. 16 Elementen, hinsichtlich der Eignung für parallele Sendeverfahren sowie der erreichbaren Homogenität des Kernspinanregungsfelds verglichen. In Abschnitt 5.4 werden verschiedene Anordnungen von integrierten Spulenarrays mit unterschiedlicher Anzahl an Ringen untersucht. In Abschnitt 5.5 wird die Optimierung der Spulengeometrie eines integrierten Arrays hinsichtlich einer möglichst geringen HF-Exposition des Probanden diskutiert. Des Weiteren wird die Auswirkung von Sicherheitsbetrachtungen basierend auf der Gewebetemperatur und der thermischen Dosis, auf die maximal zulässige Leistung untersucht. Ebenfalls wird die Möglichkeit zur Reduzierung der zeitlich gemittelten SAR mit Hilfe von speziell für die Bildgebung angepassten Sub-Pulsen in Betracht gezogen.

Zur Untersuchung der Anordnung der Spulenelemente wurde ein Modell der Sendeelemente sowie der MR-Umgebung mit reduzierten Details verwendet (Abschnitt 5.3 und 5.4). In den darauffolgenden

Untersuchungen (Abschnitt 5.5) wurde das Modell erweitert, um das Design eines ersten Prototyps zu präsentieren und um eine detaillierte Sicherheitsbetrachtung zu ermöglichen (Fiedler et al., 2017a).

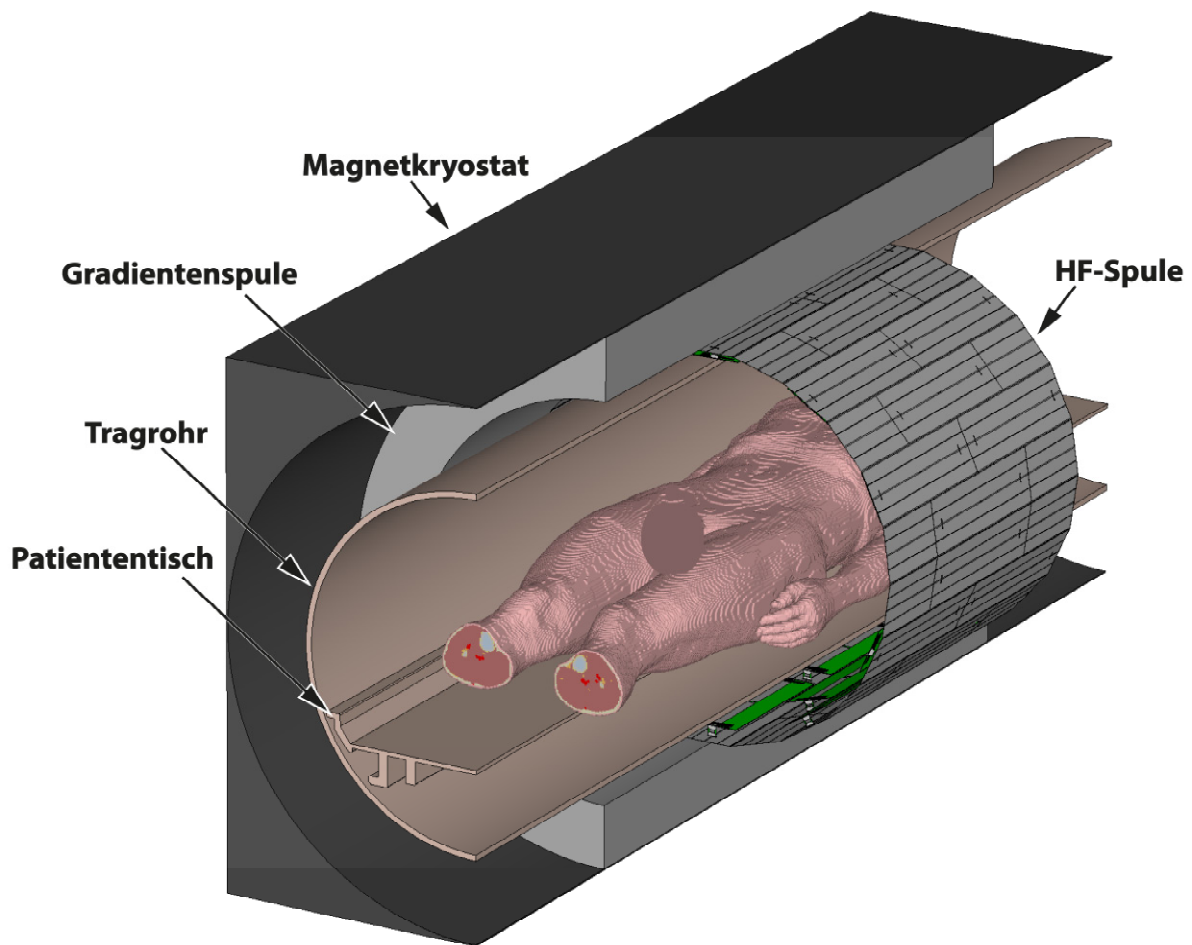


Abbildung 5.2: Darstellung einer integrierten Sendespule in einer Konfiguration mit 32 Kanälen sowie einem Körpermodell und dem Modell des MR-Systems bestehend aus Magnetkryostat, Gradientenspule, Tragrohr und Patiententisch; das Modell des MR-Systems wird im mittigen sagittalen Schnitt gezeigt.

## 5.2 Methoden

### 5.2.1 Geometrie der Sendeelemente

Die Sendeelemente der untersuchten Arrays bestehen aus Mikrostreifenleitungen, die mit Mäanderstrukturen abgeschlossen sind, Abbildung 5.3. Die Mikrostreifenleitungen sind 250 mm lang, 15 mm breit und haben eine symmetrische Einspeisung in der Mitte des Elements (Brunner et al., 2007). Koaxialkabel mit der Länge  $\lambda/2$  und einem Wellenwiderstand von 50 Ohm (Dämpfung = 0,23 dB/m, Länge = 350 mm, Permittivität des Dielektrikums  $\epsilon' = 2,07$ ) wurden für die symmetrische Einspeisung verwendet. Die Mikrostreifenleitungen sind an den Enden mit einer metallischen Grundfläche (25x10 cm<sup>2</sup>, 0,35 mm Dicke) über je einen Endkondensator mit  $C_{\text{end}} = 1$  pF verbunden. An beiden Enden der

Streifenleitung wurden 65 mm breite Mäander angebracht. Es hat sich gezeigt, dass dieses Design geringere Kopplung zu Nachbarelementen in transversaler Richtung im Vergleich zu Mikrostreifenleitungen ohne Mäander aufweist (Orzada et al., 2008; Rietsch et al., 2017). Daher sind diese Mäander-Mikrostreifenleitungen besonders gut für den Einsatz in einem Array geeignet.

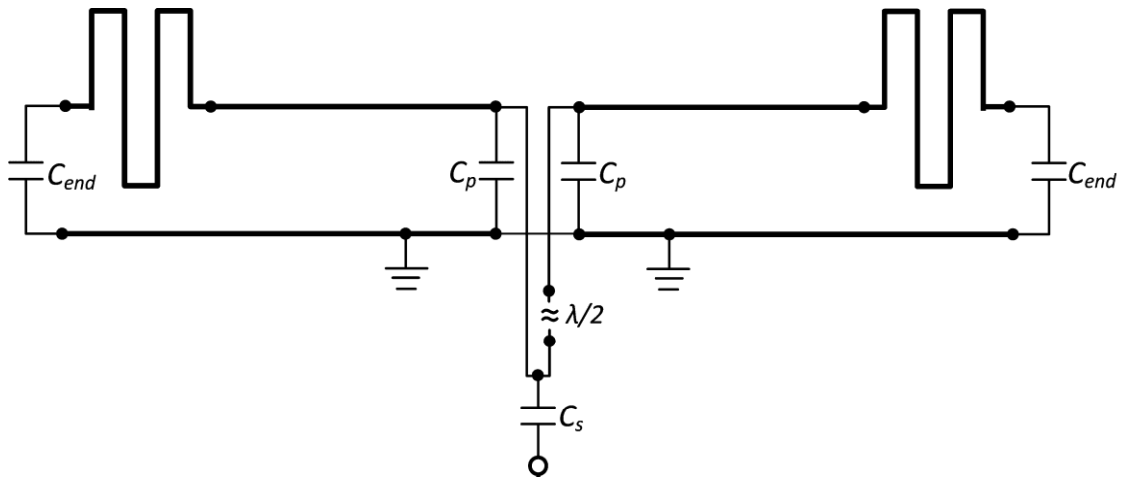


Abbildung 5.3: Schematische Darstellung eines Mikrostreifenelements mit Mäanderstruktur und symmetrischer Einspeisung in der Mitte sowie Endkondensatoren  $C_{end}$  und Anpassnetzwerk bestehend aus dem Serienschwinger  $C_s$  und den Parallelkondensatoren  $C_p$  (Orzada et al., 2008).

## 5.2.2 Normierte kumulative Summe der Singulärwerte

Zur Bewertung der Freiheitsgrade für parallele Sendeverfahren wurde die kumulative Summe über die normierten Singulärwerte ausgewertet. Dazu wurden die komplexen Anregungsfelder  $B_1^+$  der einzelnen Sendeelemente ( $1, \dots, K$ ) extrahiert und in einen Spaltenvektor mit  $V$  Einträgen, wobei  $V$  die Anzahl an Voxel im Körpermodell ist, geschrieben. Die  $K$  Spaltenvektoren für die Sendeelemente wurden in einer Matrix  $B_{1,svd}^+ \in \mathbb{C}^{V \times K}$  zusammen gefügt. Anschließend wurde eine Singulärwertzerlegung der Matrix  $B_{1,svd}^+$  durchgeführt, die Singulärwerte auf den größten Wert normiert und anschließend die kumulative Summe über die normierten Singulärwerte gebildet, um eine Abschätzung der für parallele Sendeverfahren zur Verfügung stehenden Freiheitsgrade zu erhalten (Guérin et al., 2015a).

Für den Fall von  $K$  geometrisch unabhängigen  $B_1^+$ -Feldverteilungen entspricht die kumulative Summe der normierten Singulärwerte der Anzahl der Kanäle  $K$ . Falls die Felder der  $K$  Sendeelemente nicht unabhängig sind, ist die kumulative Summe kleiner als  $K$ . Die kumulative Summe entspricht der Anzahl an effektiv verfügbaren, unabhängigen Freiheitsgraden. Eine geringere Anzahl von Freiheitsgraden beschränkt die Möglichkeiten, das Anregungsfeld, welches sich aus der Überlagerung der einzelnen Feldverteilungen der Sendeelemente ergibt, zu optimieren.

In dieser Studie wurde das Anregungsfeld  $B_1^+$  in einem Bereich von 50 cm in longitudinaler Richtung im Körpermodell ohne Berücksichtigung der Arme ausgewertet, vgl. Abbildung 5.4. Der gewählte Bereich von 50 cm entspricht dem für die Bildgebung nutzbaren linearen Bereich der Gradientenspule. Beim Vergleich der integrierten und lokalen Spulenarrays in Kapitel 5.3 wird zusätzlich eine Ausdehnung von 25 cm betrachtet, die der Länge eines Sendeelements entspricht. Die Arme wurden aus den Bereichen ausgeschlossen, da die Bildgebung im Bereich des Abdomens und Thoraxes das Ziel der Studie ist und für die Bildgebung in den Armen in der Regel lokale Spulen verwendet werden.

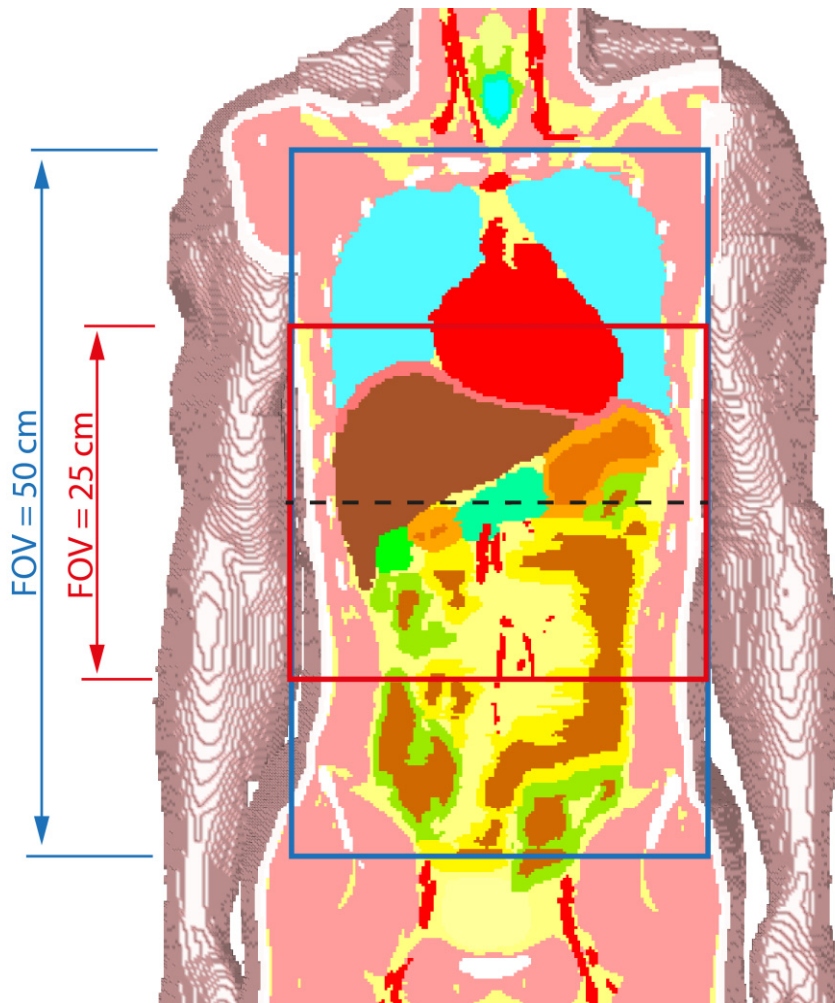


Abbildung 5.4: Gewebeverteilung in koronaler Schnittebene und Optimierungsbereiche (rot und blau) in koronaler Orientierung mit 25 und 50 cm Länge und mit der Leber-Nieren-Region im Zentrum.

### 5.2.3 Erstellung von optimierten HF-Pulsen

Die Amplituden- und Phasengewichtungen der komplexen Anregungsfelder  $B_{1^+,k}$  der einzelnen Sendeelemente  $K$  werden dahingehend optimiert, dass sich eine möglichst homogene Flipwinkelverteilung in den ausgewählten Ebenen im Körper einstellt. Als Zielregion für die Optimierung werden eine mittlere transversale Schnittebene und eine koronale Schnittebene mit einer Ausdehnung von 50 cm



in longitudinaler Richtung betrachtet. Zusätzlich wird in Kapitel 5.3 eine Ausdehnung von 25 cm betrachtet, entsprechend Abbildung 5.4.

Die Optimierung (HF-Shimming) wird für einen einzelnen HF-Puls durchgeführt sowie für zwei direkt aufeinanderfolgende HF-Pulse mit unterschiedlicher Amplituden- und Phasenmodulation. Jeder Teilpuls wird „Spoke“ genannt, und zusammen ergibt die zeitliche Abfolge der Spokes eine möglichst homogene Flipwinkel-Verteilung (Grissom et al., 2006). Das Ziel der Optimierung ist eine Magnetisierung von  $6,5 \mu\text{T}$ , die einem Flipwinkel von  $80^\circ$  bei einem  $0,8 \text{ ms}$ -Rechteckpuls entspricht.

Im Bereich von Flipwinkeln kleiner  $90^\circ$  kann die Optimierung von HF-Shims mit Nebenbedingungen für die Sendeleistung und die SAR als *magnitude least square*-Problem definiert werden (Flöser et al., 2015; Guérin et al., 2015b):

$$\begin{aligned} \min_{\vec{x}} \|\mathcal{C}\vec{x} - \vec{d}\|_2^2 & \quad (5.1) \\ \text{s. t.} & \\ \text{a) } \vec{U}^* P_i \vec{U} \leq P_{Limit} \quad \forall i & \\ \text{b) } \vec{U}^* A_j \vec{U} \leq \text{SAR}_{10\text{g},limit} \quad \forall j & \end{aligned}$$

Die Systemmatrix  $\mathcal{C}$  enthält die Sensitivitätsprofile der individuellen Sendeelemente, der Shim-Vektor  $\vec{U}$  die komplexen Gewichtungen der HF-Kanäle und der Vektor  $\vec{d}$  die Zielmagnetisierung.  $P_i$  und  $A_j$  enthalten Matrizen für die Nebenbedingungen,  $P_{Limit}$  und  $\text{SAR}_{10\text{g},limit}$  sind die zugehörigen Grenzwerte. Die Nebenbedingung für die 10g-gemittelte SAR wurde mit Hilfe des Konzepts der *Virtual Observation Points* (VOPs) berücksichtigt.

Um das *magnitude least squares*-Problem auf ein *linear least squares*-Problem zu reduzieren, wurde der *variable exchange*-Algorithmus (Setsompop et al., 2008) verwendet. Das *linear least squares*-Problem mit Nebenbedingungen wurde als *Second-Order Cone Program* (SOCP) umformuliert und mit der MATLAB-Bibliothek *SeDuMi* (Sturm, 1999) gelöst. Im Fall von zwei Teilpulsen wurde der *interleaved greedy*-Algorithmus von Grissom et al. verwendet (Grissom et al., 2012).

Für die Bestimmung der VOPs wurden zunächst die Q-Matrizen aus den Komponenten der elektrischen Felder der einzelnen Sendekanäle und den Gewebeparametern für jedes Voxel des Menschmodells berechnet. Anschließend erfolgte die Bestimmung der Matrizen  $A_j$  über die Komprimierung der Q-Matrizen für eine maximale SAR-Überschätzung  $u$  von 10% (Eichfelder & Gebhardt, 2011).

In der Pulsoptimierung wird zunächst das Puls-Pause-Verhältnis der MR-Sequenz vernachlässigt. D.h., die lokale SAR wird wie für ein CW-Signal berechnet. Da das Puls-Pause-Verhältnis einer MR-Sequenz in gewissen Bereichen angepasst werden kann, werden bei der Darstellung der Ergebnisse auch die



zulässigen Puls-Pause-Verhältnisse angegeben, für die der zeitlich gemittelte lokale SAR-Grenzwert nicht überschritten wird.

Bei den Optimierungen des Flipwinkels mit variierender Nebenbedingung für die lokale SAR wurde über die Nebenbedingung für die maximale Spulenleistung sichergestellt, dass eine maximale Pulsleistung von 500 W in den einzelnen Sendekanälen nicht überschritten wird. Die HF-Verstärker des Siemens 8-Kanal pTx-Systems (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland, (Wu et al., 2014)) und die für die integrierte Spule entwickelten HF-Verstärker (Solbach et al., 2014) haben jeweils eine Ausgangsleistung von ca. 1 kW. Abzüglich Leitungsverlusten stehen am Eingang der Spulenelemente ca. 500 W zur Verfügung.

#### 5.2.4 Auswertung der Homogenität des Anregungsfelds und Vergleichsmodell

Die Homogenität der Flipwinkelverteilung nach der Optimierung der HF-Pulse, im Folgenden Flipwinkel-Fehler genannt, wird als die Wurzel der mittleren Fehlerquadratsumme (RMSE) normiert auf die mittlere Zielmagnetisierung bestimmt:

$$FA\ error = \frac{RMSE}{\bar{d}} \quad (5.2)$$

mit

$$RMSE = \frac{\| |C\vec{x}| - \vec{d} \|_2}{\sqrt{N_{Vox}}} \quad (5.3)$$

und der Zielmagnetisierung  $\vec{d}$  sowie der Anzahl an Voxeln in der Zielregion  $N_{Vox}$ . Die Matrix  $C$  enthält die Sensitivitätsprofile der individuellen Sendekanäle, und der Shim-Vektor  $\vec{x}$  enthält die Amplituden- und Phasengewichtungen der Sendekanäle.

Die berechneten mittleren Flipwinkel-Fehler für die Spulenarrays bestehend aus Mäander-Mikrostreifenleitungen werden mit einer *Birdcage*-Spule für die Körperbildgebung bei 3 T verglichen. Dazu wurde eine integrierte *Birdcage*-Spule (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) mit 32 Querverbindungen, einer Länge von 45 cm und einem Durchmesser von 71 cm simuliert. Die Spule wird mittels zwei um 90° versetzten Einspeisepunkten im Endring angeregt und wurde auf eine Resonanzfrequenz für  $^1\text{H}$  von 123,2 MHz abgestimmt. Im zirkular-polarisierten Anregungsmodus mit gleicher Amplitude an beiden Speisepunkten wurde in der mittleren transversalen Schnittebene ein mittlerer Flipwinkel-Fehler von 16,5% und in koronaler Schicht mit einer Ausdehnung von 25 cm bzw. 50 cm ein Fehler von 12% bzw. 32% berechnet.

## 5.3 Vergleich von integrierten Sendespulen mit lokalen Sendespulen für die Körperbildgebung bei 7 T

### 5.3.1 Beschreibung der Arraykonfigurationen

In diesem Abschnitt werden zwei Konfigurationen von lokalen Arrays mit 8 bzw. 16 Elementen mit integrierten, entfernt vom Patienten platzierten Arrays der gleichen Kanalanzahl verglichen. Die vier Arrays sind in Abbildung 5.5 dargestellt.

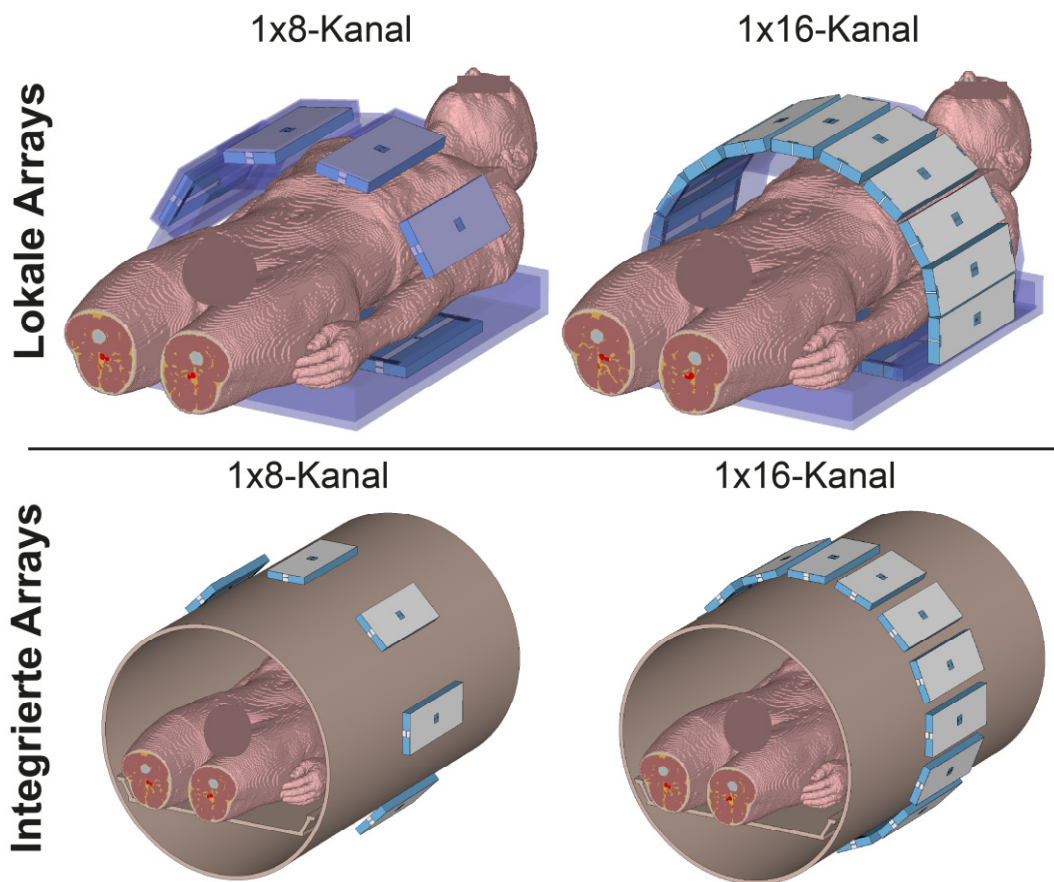


Abbildung 5.5: Konfigurationen von lokalen und integrierten Sendeelementen aus Mikrostreifenleitungen mit 8 bzw. 16 Elementen. Die lokalen Arrays befinden sich innerhalb des Tragrohrs nahe zum Probanden; im Fall von 8 Elementen liegt die obere Hälfte auf dem Probanden, im Fall von 16 Elementen auf einer Tragstruktur auf. Die integrierten Arrays befinden sich entfernt vom Körper auf der Außenseite des Tragrohrs.

Die lokale 8-Kanal-Konfiguration besteht aus vier Elementen, die sich in einem PMMA-Gehäuse unter dem Probanden befinden, und weiteren vier Elementen, die in individuellen Makrolon-Gehäusen untergebracht und flexibel mit einem Bogen aus Teflon verbunden sind. Die vier oberen Elemente des Arrays liegen dabei auf dem Torso des Probanden auf. Bei der lokalen 16-Kanal-Konfiguration befinden

sich fünf Elemente in einem PMMA-Gehäuse unter dem Probanden und elf Elemente auf einer Tragstruktur aus PMMA über dem Probanden. In dieser semi-lokalen Konfiguration liegt das obere Array nicht direkt auf dem Körper auf. Die Arme befinden sich jedoch innerhalb des Arrays und damit nahe an den Sendeelementen. Für die integrierten Spulen wurden 8 bzw. 16 Elemente gleichmäßig zwischen dem Tragrohr und der HF-Abschirmung der Gradientenspule platziert.

Für eine möglichst realitätsnahe Simulation der HF-Exposition des Probanden wurde im Modell ein anatomisches Körpermodell (männlich, 174 cm Körpergröße, 72,4 kg, (Christ et al., 2010)) in Rückenlage mit der Leber-Nieren-Region in der Mitte der Spule berücksichtigt. Das Simulationsmodell berücksichtigt zudem die MR-Umgebung, bestehend aus einem Tragrohr (595 mm innerer Durchmesser, 10 mm dick) und dem Patiententisch. Für beide wurde als Material FR-4 gewählt. Um das Tragrohr herum befinden sich die Abschirmung der Gradientenspule (68 cm innerer Durchmesser, 122 cm lang) und der Kryostat des Magneten (90 cm innerer Durchmesser, 130 cm lang). Der insgesamt 3,2 m lange Magnetkryostat wurde folglich im Simulationsmodell nur teilweise berücksichtigt. Die Länge des Magnetkryostats wurde so gewählt, dass das Simulationsergebnis durch die teilweise Berücksichtigung nicht verändert wird. Gradientenspule und Kryostat wurden aus ideal elektrisch leitfähigem Material modelliert.

Als Referenzebene für die HF-Signale wird jeweils der Anschluss an die Spulenelemente definiert. Leitungsverluste zwischen den Spulenelementen und dem Signalverstärker werden nicht berücksichtigt. Alle Spulenarrays wurden mit einer Entkopplungsmatrix, bestehend aus verlustlosen Induktivitäten und Kondensatoren, nahezu ideal entkoppelt (Mahmood et al., 2013; Mahmood et al., 2014). Die erreichten Entkopplungen zwischen den einzelnen Sendekanälen betragen mindestens -80 dB.

## 5.3.2 Ergebnisse

### 5.3.2.1 Bewertung der Freiheitsgrade für parallele Sendeverfahren

Abbildung 5.6 zeigt die kumulativen Summen der normierten Singulärwerte für die verschiedenen Spulenkfigurationen. Im Fall von unabhängigen  $B_1^+$ -Feldern wird erwartet, dass die kumulative Summe der Singulärwerte gleich der Anzahl an unabhängigen Sendekanälen ist. In dem betrachteten Volumen des Körpermodells überschneiden sich die Feldverteilungen jedoch erheblich und die kumulativen Summen sind deutlich reduziert.

Für die 8- und 16-Kanal-Arrays zeigt die kumulative Summe der Singulärwerte höhere Werte im Fall der lokalen Konfigurationen. Zudem zeigt sich eine minimal höhere kumulative Summe für den

Auswertebereich mit 50 cm Länge. Die integrierte 16-Kanal-Konfiguration ist die einzige, die eine nennenswert höhere kumulative Summe im Bereich von 50 cm Länge zeigt.

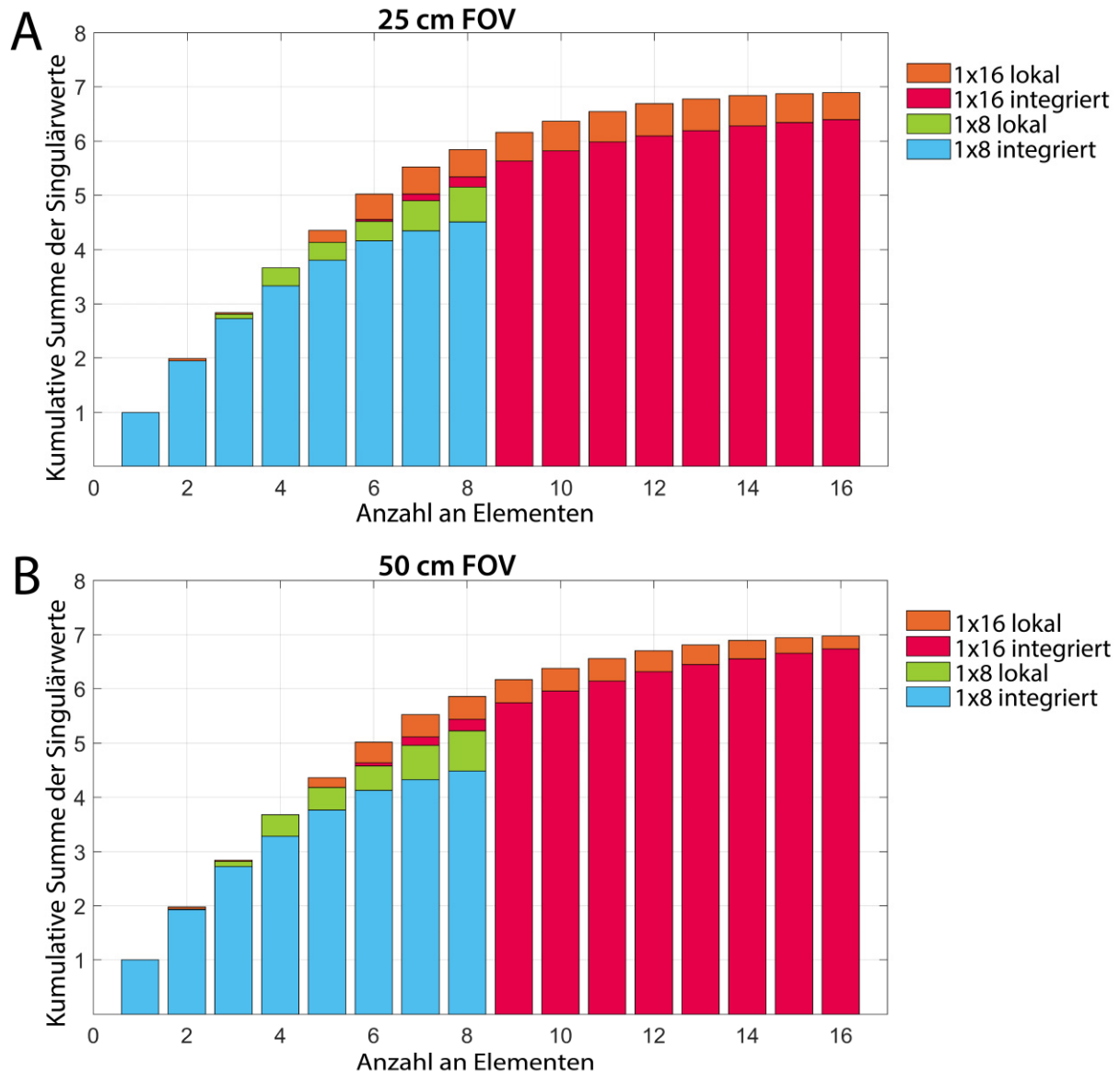


Abbildung 5.6: Vergleich der kumulativen Summen der normierten Singulärwerte (SV) für das 3D-komplexe Anregungsfeld  $B_1^+$ , ausgewertet im Körper in einem Field of view (FOV) von 25 cm (A) und 50 cm (B) in longitudinaler Richtung ohne Berücksichtigung der Arme. Alle Konfigurationen wurden ideal entkoppelt.

### 5.3.2.2 Bewertung der HF-Shimming-Performance von integrierten Spulenarrays im Vergleich zu lokalen Arrays

Die auf HF-Shimming bezogenen Ergebnisse sind in Form von L-Kurven für die transversale und koronale Schnittebene mit einer Ausdehnung von 25 cm und 50 cm in Abbildung 5.7 dargestellt. Gezeigt wird die maximale lokale SAR über dem erzielten Flipwinkel-Fehler. Bei den entsprechenden

Optimierungen wurde über die Nebenbedingung sichergestellt, dass eine maximale Pulsleistung von 500 W in den einzelnen Sendekanälen nicht überschritten wird.

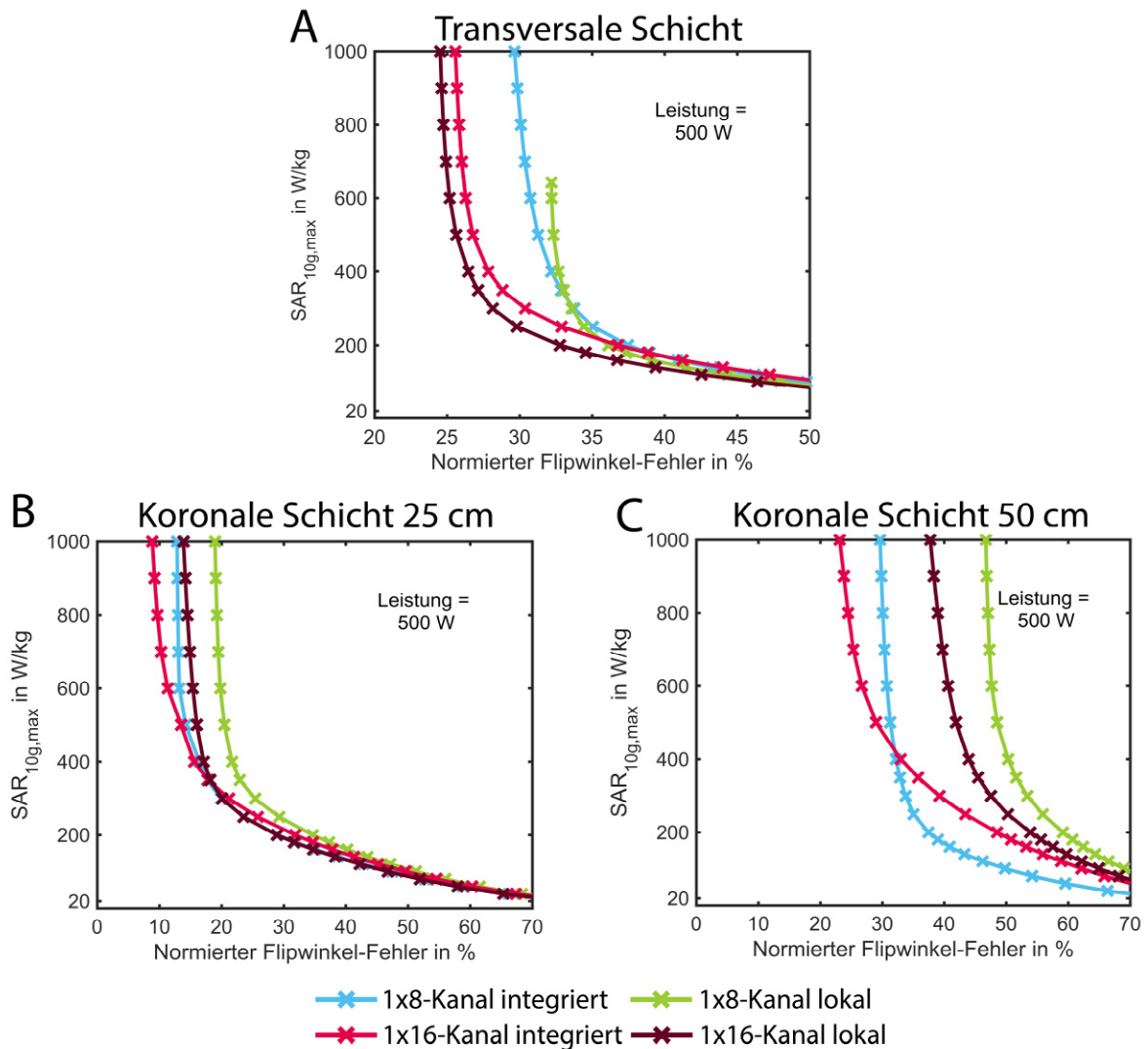


Abbildung 5.7: Vergleich der L-Kurven für HF-Shimming für den Vergleich der integrierten und lokalen Arrays in transversaler (A) und koronaler Schicht mit 25 cm (B) und 50 cm Länge (C). Gezeigt wird die maximale lokale SAR vs. mittlerer Flipwinkel-Fehler mit Beschränkung der Spitzenleistung pro Kanal auf 500 W.

In der mittleren transversalen Schicht erreichte das lokale 16-Kanal-Array die niedrigsten Flipwinkel-Fehler, gefolgt von dem integrierten Array mit 16 Kanälen. Dabei erreichten die 16-Kanal-Konfigurationen bei gleicher lokaler SAR einen bis zu 8% niedrigeren Flipwinkel-Fehler verglichen mit den 8-Kanal-Konfigurationen. Mit der lokalen 8-Kanal-Konfiguration konnte aufgrund der Begrenzung der Pulsleistung pro Kanal kein Flipwinkel-Fehler unter 32% erreicht werden.

In den koronalen Schichten erreichten die integrierten Arrays im Vergleich zu den lokalen Konfigurationen einen niedrigeren Flipwinkel-Fehler und somit ein homogeneres Anregungsfeld. Dabei zeigte sich, dass integrierte Array mit 8 Kanälen eine höhere Bildgebungsperformance im Vergleich zu

einem lokalen Arrays mit 16 Kanälen erreichen können. Außerdem wurden in der koronalen Schicht mit 25 cm Länge im Vergleich zur mittleren transversalen Schicht deutlich niedrigere Flipwinkel-Fehler erreicht. In der 50 cm langen Schicht konnten nur die integrierten Arrays niedrige Flipwinkel-Fehler erreichen, während die lokalen Arrays einen deutlich erhöhten Flipwinkel-Fehler zeigten.

Über den Bereich der variierten SAR-Nebenbedingung ist es möglich, dass die L-Kurven sich kreuzen, woraus folgt, dass für verschiedene maximale lokale SAR-Grenzwerte unterschiedliche Spulenkonfigurationen den niedrigsten Flipwinkel-Fehler und somit die höchste Bildgebungsperformance erreichen.

### 5.3.3 Diskussion der Ergebnisse

In Bezug auf die kumulative Summe der Singulärwerte (vgl. Abbildung 5.6) erreichten lokale Arrays höhere Werte. Dies liegt an den dichter am Körper positionierten Spulenelementen und damit einer geringeren Überlagerung der  $B_1^+$ -Felder. Da die kumulative Summe von der Überlagerung der  $B_1^+$ -Felder abhängig ist, unterscheiden sich die kumulativen Summen zwischen den unterschiedlich großen Auswertebereichen in longitudinaler Richtung nur geringfügig.

Die Auswertung des HF-Shimmings zeigt, dass integrierte Spulenarrays vergleichbare oder bessere Homogenitäten im Vergleich zu bereits eingesetzten lokalen Arrays erreichen (Orzada et al., 2017b; Raaijmakers et al., 2016) und somit zur homogenen Kernspin-Anregung genutzt werden können. Im Vergleich zu lokalen Arrays mit gleicher Elementanzahl erreichen integrierte Arrays in koronaler Schichtorientierung deutlich niedrigere Flipwinkel-Fehler und ermöglichen somit homogenere Anregungen. Zudem können integrierte Spulen ein deutlich größeres Volumen in koronaler Richtung homogen anregen, wodurch größere Schichten aufgenommen werden können, ohne die Position des Probanden verändern zu müssen, wodurch wiederum die Untersuchungszeit reduziert werden kann. In transversaler Schicht zeigen hingegen die lokalen Arrays eine vergleichbare bis leicht höhere HF-Shimming-Performance. Im Vergleich zur integrierten *Birdcage*-Spule bei 3 T erreichen die aus einem Ring bestehenden integrierten Arrays bei 7 T in beiden koronalen Schichten eine leicht bessere Homogenität, in transversaler Schicht dagegen eine bis zu 9% niedrigere Homogenität.

## 5.4 Performance-Analyse von integrierten 7T-Sendespulen mit hoher Kanalanzahl

### 5.4.1 Untersuchte Arraykonfigurationen

Für den Vergleich verschiedener Anordnungen von Sendeelementen in integrierten Arrays wurden die Elemente im Modell mit gleichmäßigem Abstand zueinander zwischen dem Tragrohr und der HF-Abschirmung des MR-Systems ausgerichtet. Dabei werden jeweils 8, 12, 16 oder 20 Elemente in einem, zwei oder drei Ringen in longitudinaler Richtung angeordnet. Die untersuchten Konfigurationen sind in Abbildung 5.8 dargestellt.

In den Konfigurationen mit einem Ring wurden jeweils 8, 12, 16 und 20 Elemente gleichmäßig auf dem Umfang angeordnet. Die Anordnungen mit zwei und drei Ringen bestehen aus Elementen, die entweder Kopf-an-Kopf (nicht-rotiert) oder zueinander rotiert in einem Abstand von 5 cm in longitudinaler Richtung platziert wurden. Die Konfiguration mit 8 Elementen in drei Ringen wurde mit drei separierten Ringen mit einem Abstand von 25 cm zwischen den äußeren Elementen (3x8-Kanal nicht-interleaved) und in einer verschachtelten Anordnung mit reduziertem Abstand von 5 cm (3x8-Kanal interleaved) betrachtet.

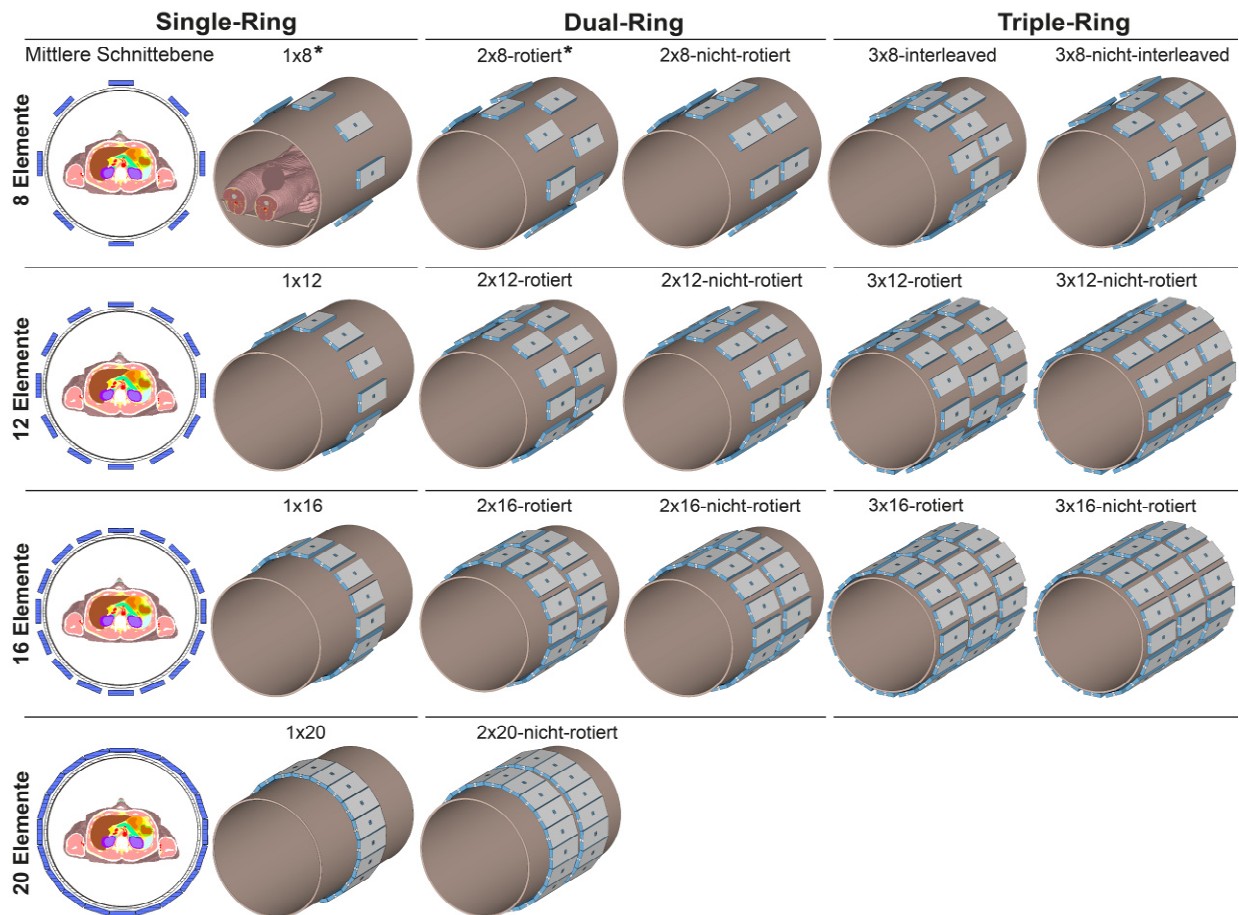


Abbildung 5.8: Konfigurationen von Sendeelementen aus Streifenleitungen. 8, 12, 16 oder 20 Elemente wurden jeweils in einem, zwei oder drei Ringen platziert. Zwischen den Ringen wurde jeweils 5 cm Abstand in longitudinaler Richtung eingehalten. Die Elemente sind entweder Kopf-an-Kopf (nicht-rotiert) oder rotiert zueinander ausgerichtet. Die Konfiguration mit 8 Elementen in drei Ringen wurde zusätzlich verschachtelt (interleaved) angeordnet. Die linke Spalte zeigt die transversale Schnittebene mittig im Modell zusammen mit einem Körpermodell. Alle Arrays wurden ideal entkoppelt. Zwei Konfigurationen wurden zusätzlich nicht-ideal entkoppelt und sind mit einem Stern markiert.

Alle Spulenarrays wurden mit einer Entkopplungsmatrix, bestehend aus verlustlosen Induktivitäten und Kondensatoren, nahezu ideal entkoppelt. Die erreichten Entkopplungen zwischen den einzelnen Sendekanälen betragen mindestens -40 dB. Die Konfigurationen mit 1x8- und 2x8-rotierten Elementen wurden zusätzlich mit ihrer realen Netzwerkkonfiguration betrachtet. Die Elemente des Arrays mit 2x8-rotierten Elementen wurden dazu mit einem Entkopplungsnetzwerk, bestehend aus Kondensatoren und  $\lambda/4$ -Koaxialleitungen, verbunden, das jeweils nur die beiden benachbarten Elemente entkoppelt (dargestellt in Abbildung 5.9). Für das 1x8-Kanal-Array war aufgrund des großen Abstands zwischen den Elementen kein Entkopplungsnetzwerk zwischen den Elementen notwendig. Die Elemente der beiden Konfigurationen wurden mit einem Anpassnetzwerk aus Kondensatoren auf 50 Ohm angepasst und mit der Signalquelle verbunden.



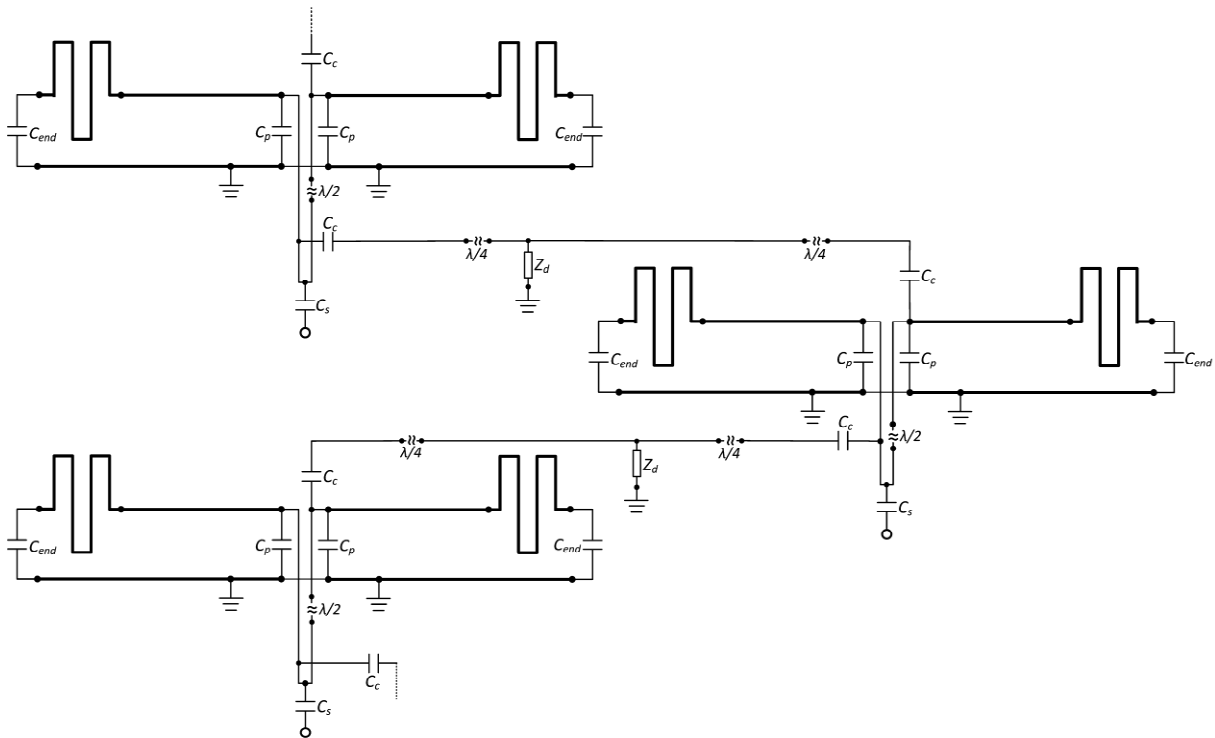


Abbildung 5.9: Schematische Darstellung von drei Mäander-Streifenleitungselementen der Konfiguration mit zwei Ringen und 8 Elementen pro Ring (2x8-rotiert) aus Abbildung 5.8 mit Entkopplungsnetzwerk bestehend aus Kondensatoren, Reaktanzen und Koaxialleitungen zum Entkoppeln der benachbarten Elemente.

Die Berechnungen der Q-Matrizen und die VOP-Komprimierungen wurden auf einem Computer mit 20 CPU-Kernen (Intel Xeon E5-2640v4, 2,4 GHz) und 512 GB Arbeitsspeicher durchgeführt. Dabei wurde für die Berechnungen der Q-Matrizen bis zu 410 GB Arbeitsspeicher und eine Rechenzeit bis zu 6 Tagen benötigt. Die Anzahl berechneter VOPs, die Kompressionsfaktoren bei der VOP-Komprimierung der Q-Matrix und die Rechenzeiten für einige ausgewählte Konfigurationen sind in Tabelle 5.1 gezeigt. Der hier angewendete Kompressionsalgorithmus (Eichfelder & Gebhardt, 2011) liefert nicht unbedingt die geringstmögliche Anzahl an VOPs, stellt jedoch sicher, dass die berechneten VOPs nicht zu einer Überschätzung der lokalen SAR führen.

Für die Konfigurationen mit 48 Kanälen (3x16-Konfigurationen) konnte in der verfügbaren Zeit aufgrund der niedrigen Kompressionsrate und der großen Anzahl an VOPs keine Clusterung der SAR-Matrizen durchgeführt werden. Somit konnte keine VOP-Komprimierung durchgeführt und kein patientenspezifischer HF-Shim erstellt werden.

Tabelle 5.1: Anzahl berechneter VOPs, Kompressionsfaktoren der Q-Matrix und Rechenzeiten der Komprimierung für ausgewählte Array-Konfigurationen.

Konfiguration	Anzahl VOPs	Kompressionsfaktor	Rechenzeit
1x8-Kanal	32	193.298	2 h
2x8-Kanal	145	47.481	20 h
2x20-Kanal	211	31.744	10 d
3x12-Kanal	500	13.643	33 d

## 5.4.2 Ergebnisse

### 5.4.2.1 Bewertung der Freiheitsgrade für parallele Sendeverfahren

Abbildung 5.10 zeigt die kumulative Summe der normierten Singulärwerte für die verschiedenen Spulenkfigurationen. In den ideal entkoppelten Konfigurationen mit einem Ring konnte eine maximale kumulative Summe von 7,18 für die Konfiguration mit 20 Elementen erreicht werden. Für die Konfigurationen mit 8, 12 bzw. 16 Elementen war die kumulative Summe jeweils um 38%, 18% bzw. 6% reduziert.

In dem Fall, dass 16 Elemente gleichmäßig auf zwei Ringe (2x8) anstatt auf einem zentralen Ring (1x16) verteilt werden, kann die Bildgebungsperformance um 27% erhöht und eine maximale kumulative Summe von 8,56 erreicht werden. Mit 24 (2x12), 32 (2x16) bzw. 40 (2x20) gleichmäßig auf zwei Ringe verteilten Elementen kann die kumulative Summe weiter auf 10,85, 12,24 bzw. 12,89 erhöht werden.

Bei der Betrachtung der Konfigurationen mit drei Ringen erreicht das interleaved-Array mit 3x8-Elementen (3x8-interleaved) eine maximale kumulative Summe von 9,91. Indem die Elemente in drei separaten Ringen platziert wurden (3x8-nicht-interleaved), konnte die kumulative Summe um fast 10% erhöht werden. Die Konfigurationen mit 3x12 und 3x16 Elementen erreichten jeweils einen Wert von 12,64 und 14,13.

Da beide Konstellationen vergleichbare Ergebnisse erzielten und abwechselnd höhere Werte erreichten, ist anhand der Ergebnisse nicht eindeutig erkennbar, ob eine rotierte oder eine nicht-rotierte Multi-Ring-Konfiguration zu bevorzugen ist.

Abbildung 5.10 vergleicht zusätzlich die ideal mit den nicht-ideal entkoppelten Arrays für zwei Konfigurationen (1x8 nicht-ideal und 2x8-rotiert nicht-ideal). Dabei zeigt sich für beide Arrays eine höhere kumulative Summe im Fall der ideal entkoppelten Konfigurationen. Für die nicht-ideal entkoppelten Arrays berechnet sich im Fall des 1x8-Kanal-Arrays eine um 8% reduzierte und im Fall des rotierten 2x8-Kanal-Arrays eine um 23% reduzierte kumulative Summe.

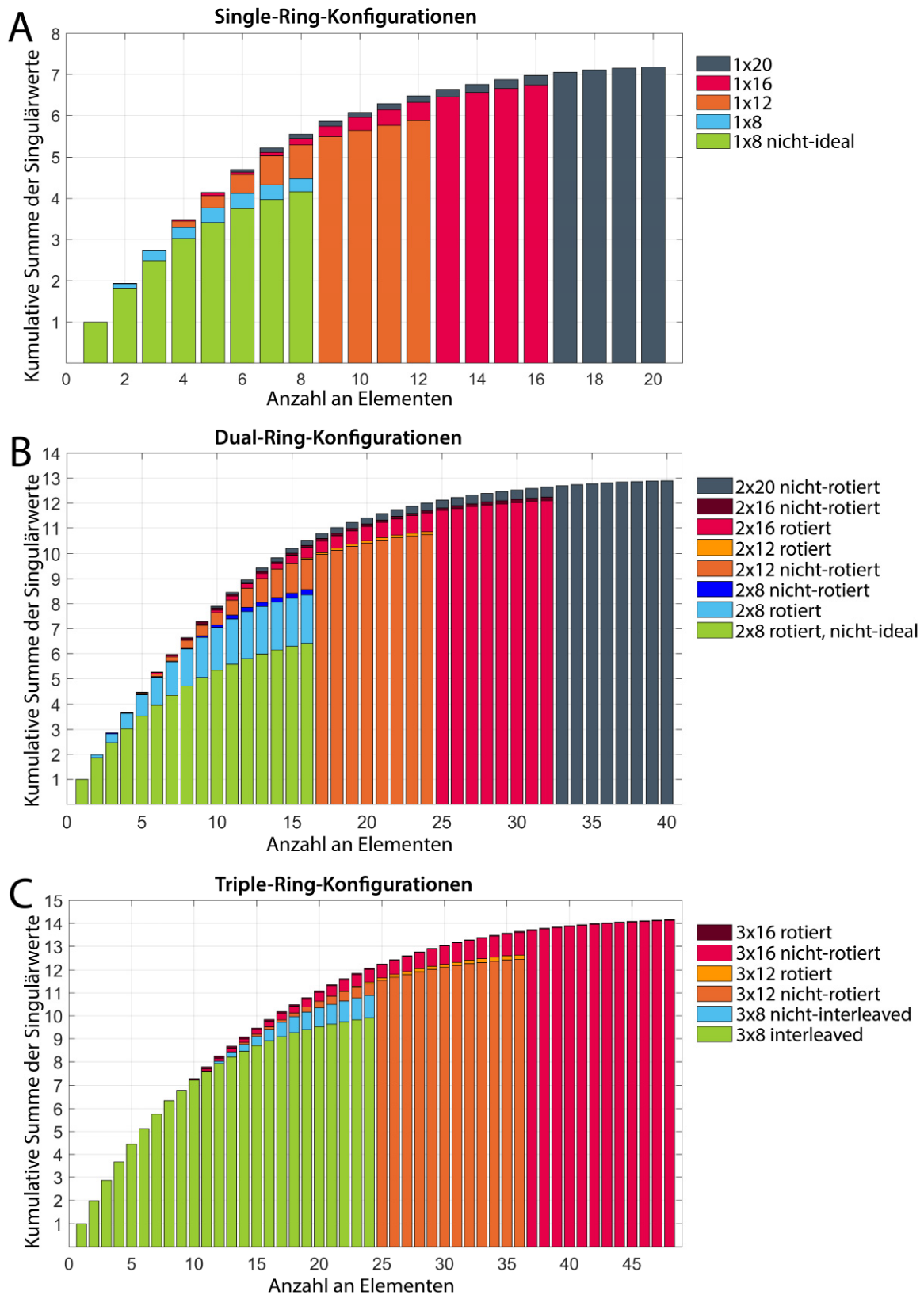


Abbildung 5.10: Vergleich der kumulativen Summen der normierten Singulärwerte für das 3D-komplexe Anregungsfeld  $B_1^+$ , ausgewertet im Körper im Bereich von 50 cm in longitudinaler Richtung ohne die Arme. (A) zeigt die Konfigurationen mit den Elementen in einem Ring, (B) in zwei und (C) in drei Ringen. Alle Konfigurationen wurden ideal entkoppelt. Zusätzlich wurden zwei Konfigurationen (‘1x8 nicht-ideal’ und ‘2x8 rotiert nicht-ideal’) nicht-ideal entkoppelt.

#### 5.4.2.2 *Bewertung der HF-Shimming-Performance der ideal entkoppelten Konfigurationen*

Die auf HF-Shimming bezogenen Ergebnisse sind in Form von L-Kurven in Abbildung 5.11 für die transversale Schnittebene und in Abbildung 5.12 für die koronale Schnittebene dargestellt. In A, C und E ist jeweils die maximale Pulsleistung pro Sendekanal über dem erzielten Flipwinkel-Fehler aufgetragen. Bei den entsprechenden Optimierungen wurde über die Nebenbedingung für die SAR sichergestellt, dass eine maximale lokale SAR (ohne Berücksichtigung des Puls-Pause-Verhältnisses des MR-Protokolls) von 400 W/kg nicht überschritten wird. Da bei allen Konfigurationen die maximale lokale SAR in den Armen lokalisiert war, wird für die zeitlich gemittelte SAR unter Berücksichtigung des Puls-Pause-Verhältnisses der SAR-Grenzwert von 20 W/kg für die Extremitäten im normalen Betriebsmodus des MR-Systems herangezogen. Demzufolge würde beim Vorliegen einer maximalen lokalen SAR von 400 W/kg während des HF-Pulses das Puls-Pause-Verhältnis des MR-Protokolls maximal 5% betragen dürfen, um den Grenzwert von 20 W/kg nicht zu überschreiten.

In B, D und F ist jeweils die maximale lokale SAR über dem erzielten Flipwinkel-Fehler aufgetragen. Bei den entsprechenden Optimierungen wurde über die Nebenbedingung sichergestellt, dass eine maximale Pulsleistung von 500 W in den einzelnen Sendekanälen nicht überschritten wird. Zusätzlich zu der maximalen SAR während des Pulses (ohne Berücksichtigung des Puls-Pause-Verhältnisses) wird auch das maximal zulässige Puls-Pause-Verhältnis aufgetragen, bis zu dem der zeitlich gemittelte SAR-Grenzwert von 20 W/kg nicht überschritten wird.

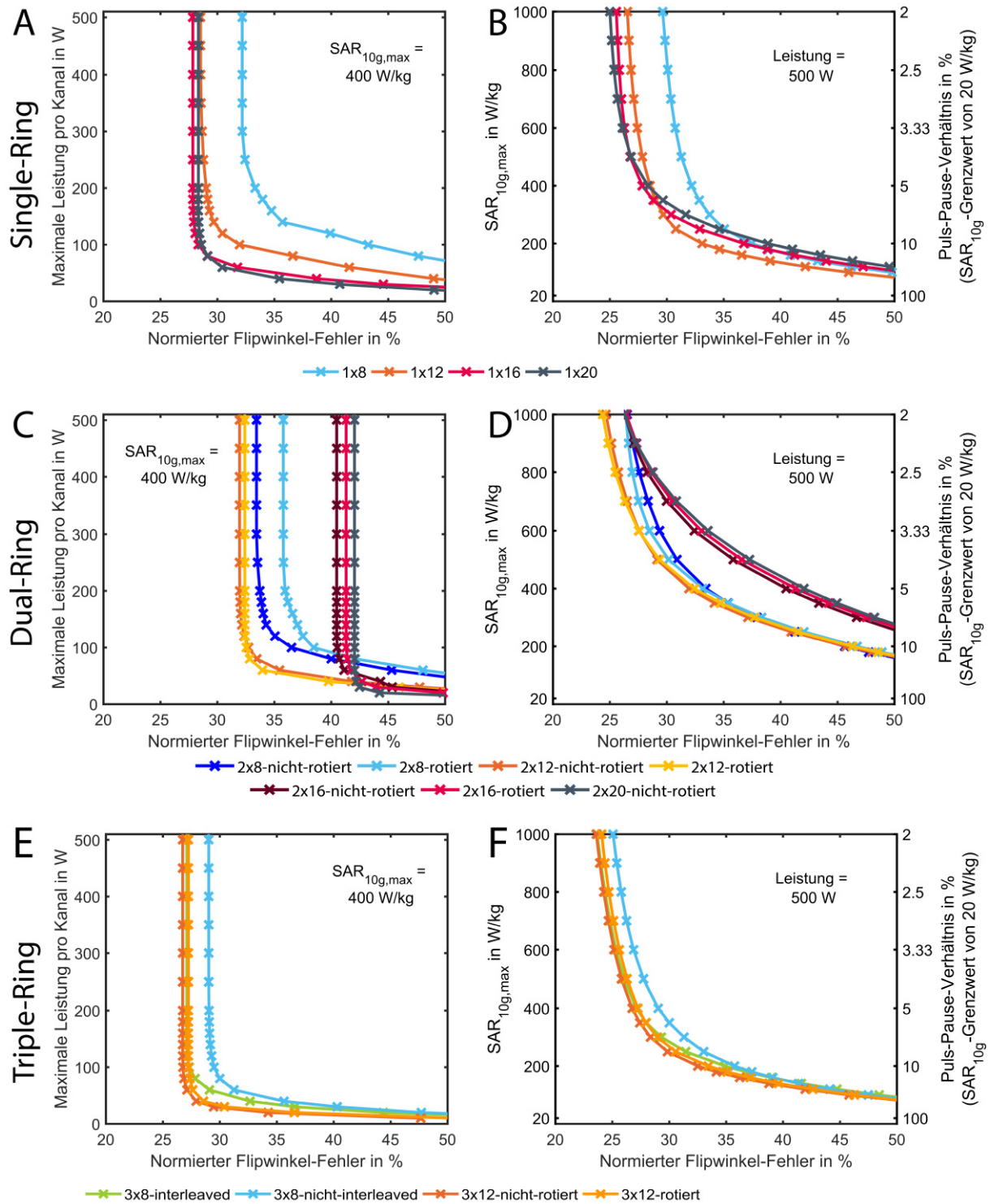


Abbildung 5.11: L-Kurven für HF-Shimming in der zentralen transversalen Schnittebene für ideal entkoppelte Konfigurationen mit 1, 2 oder 3 Ringen. Links: Maximale Spitzenleistung pro Kanal vs. Flipwinkel-Fehler mit Beschränkung der lokalen SAR auf 400 W/kg. Rechts: Maximale lokale SAR vs. Flipwinkel-Fehler mit Beschränkung der Spitzenleistung pro Kanal auf 500 W.

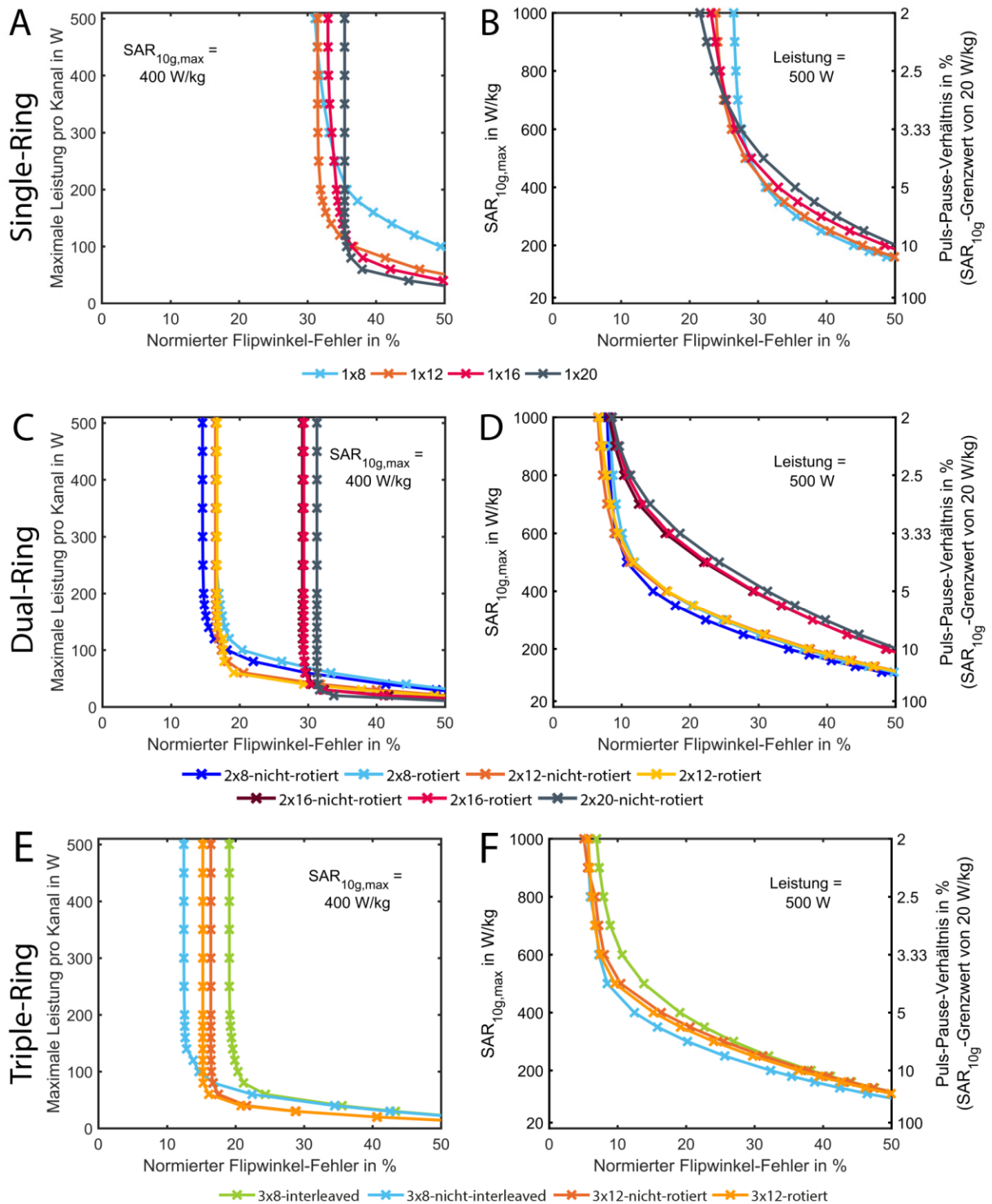


Abbildung 5.12: L-Kurven für HF-Shimming in der koronalen 50 cm langen Schnittebene für ideal entkoppelte Konfigurationen mit 1, 2 oder 3 Ringen. Links: Maximale Spitzenleistung pro Kanal vs. Flipwinkel-Fehler mit Beschränkung der lokalen SAR auf 400 W/kg. Rechts: Maximale lokale SAR vs. Flipwinkel-Fehler mit Beschränkung der Spitzenleistung pro Kanal auf 500 W.

Die Auswertung der L-Kurven zeigt, dass in transversaler Schnittebene alle Arrays eine homogene Flipwinkel-Verteilung bei einem Fehler zwischen 23,6 und 29,6% erreichten, jedoch nur unter der Voraussetzung einer hohen lokalen SAR ( $>1000$  W/kg) bzw. eines Puls-Pause-Verhältnisses unter 2%. Der niedrigste Flipwinkel-Fehler von 23,6% wurde von der 3x12-nicht-rotierten-Konfiguration erreicht, gefolgt von der 3x8-interleaved und der 3x12-rotierten-Konfigurationen. In der Konfiguration mit einem Ring zeigte sich eine deutliche Verbesserung des Flipwinkel-Fehlers beim Übergang von 8 auf 12 Elemente, beim Übergang auf 16 bzw. 20 Elemente wurde nur noch eine geringe Verbesserung festgestellt. Die Arrays mit einem oder drei Ringen zeigen bis zu einem SAR-Wert von 400 W/kg bzw. einem Puls-Pause-Verhältnis von 5% niedrige Flipwinkel-Fehler, bevor der Fehler signifikant ansteigt. Die Konfigurationen mit zwei Ringen zeigen hingegen bei diesen Werten bereits hohe Flipwinkel-Fehler und eine flachere Form der L-Kurve. Ebenfalls in der Zwei-Ring-Konfiguration im Bereich von ca. 200 bis 700 W/kg zeigen die Konfigurationen mit 16 bzw. 20 Elementen deutlich höhere Flipwinkel-Fehler im Vergleich zu Konfigurationen mit 8 oder 12 Elementen.

In koronaler Schichtorientierung zeigen die Arrays mit nur einem Ring hohe Flipwinkel-Fehler, die jedoch durch den Einsatz von mehreren Ringen deutlich reduziert werden konnten. Der minimale Flipwinkel-Fehler von 5,1% wurde für die 3x12-nicht-rotierte Konfiguration erreicht. Im Vergleich zu der transversalen Ebene zeigen die Arrays in der koronalen Ebene eine deutlich höhere Performance und erreichen vergleichbare Flipwinkel-Fehler bereits bei einer 3,3-fach niedrigeren lokalen SAR. Mit der gleichen Anzahl von 24 Elementen können die 2x12-Kanal-Konfigurationen eine höhere Performance erreichen als die 3x8-interleaved-Konfiguration. Die 2x8-nicht-rotierte-Konfiguration übertraf wiederum diese beiden Konfigurationen mit nur 16 Elementen. Wie zuvor in transversaler Schicht zeigen die Konfigurationen mit zwei Ringen und 16 bzw. 20 Elementen eine deutlich niedrigere Performance bei einer lokalen SAR  $<800$  W/kg.

Da die Konfigurationen mit zwei Ringen mit der Auswertung in der transversalen Schnittebene, die sich mittig zwischen den Ringen befindet, eine niedrige Performance zeigten, wurde für Abbildung 5.13 die transversale Schnittebene um 15 cm in Richtung der Füße verschoben. Die Schnittebene befindet sich nun, im Fall von zwei Ringen, mittig in den Elementen des vorderen Ringes und, im Fall von drei Ringen, mittig zwischen dem vorderen und mittleren Ring. Aus den bisherigen Ergebnissen wird erwartet, dass die Konfigurationen mit zwei Ringen eine hohe Bildgebungsperformance auch bei niedrigen lokalen SAR-Werten zeigen, vergleichbar zu den Ergebnissen für die mittlere Schnittebene bei Konfigurationen mit einem bzw. drei Ringen. Für die Konfigurationen mit drei Ringen wird eine niedrigere Performance erwartet, vergleichbar zu der Konfiguration mit zwei Ringen.

Es zeigte sich für die Konfigurationen mit zwei Ringen (2x8-rotiert) eine höhere Bildgebungsperformance bei SAR-Werten  $<600$  W/kg, die vergleichbar zu der Performance von

Konfigurationen mit 1x16- oder 3x8-Kanälen ist. Die Konfiguration mit drei Ringen (3x12-rotiert) zeigte nur eine geringfügig niedrigere Bildgebungsperformance bei SAR-Werten <400 W/kg. Über 400 W/kg wurde sogar ein niedriger Flipwinkel-Fehler bei gleicher lokaler SAR festgestellt.

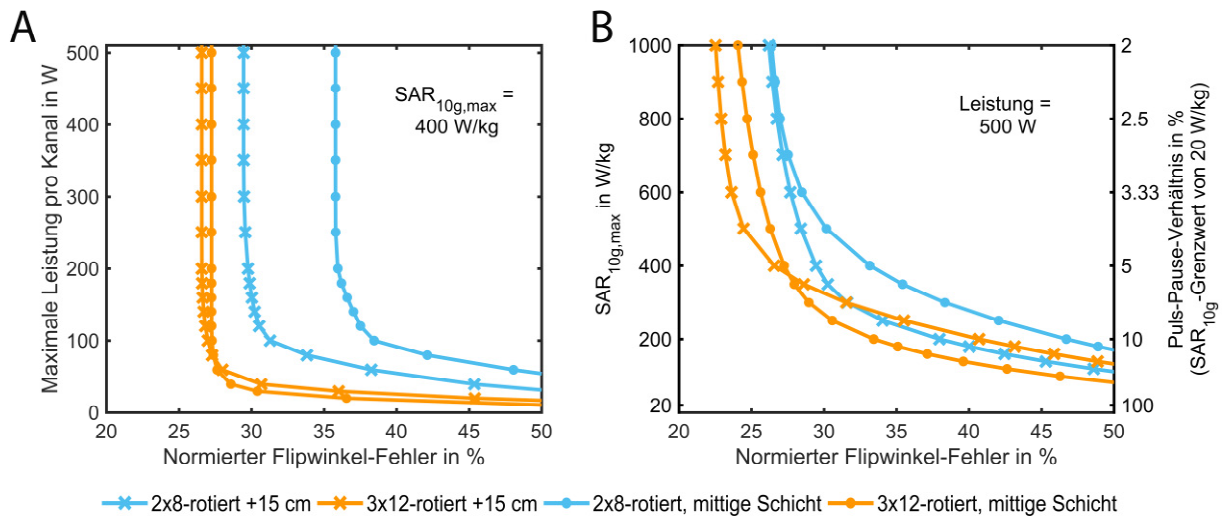


Abbildung 5.13: L-Kurven für HF-Shimming in der um 15 cm in Richtung der FüÙe verschobenen transversalen Schnittebene für zwei ausgewählte, ideal entkoppelte Konfigurationen mit zwei und drei Ringen. Zum Vergleich wird die mittlere transversale Schnittebene gezeigt. A: Maximale Spitzenleistung pro Kanal vs. Flipwinkel-Fehler mit Beschränkung der lokalen SAR auf 400 W/kg. B: Maximale lokale SAR vs. Flipwinkel-Fehler mit Beschränkung der Spitzenleistung pro Kanal auf 500 W.

#### 5.4.2.3 Bewertung der HF-Shimming-Performance: Ideale vs. nicht-ideale Entkopplung

In dem vorherigen Abschnitt waren die Sendekanäle ideal entkoppelt, d.h. es wurde ein verlustloses Entkopplungsnetzwerk eingefügt, welches Entkopplungspfade zwischen allen Sendekanälen berücksichtigt. Für die nicht-ideal entkoppelten Konfigurationen ist die Anpassung der Sendeelemente an die Impedanz der Signalquelle und die Verkopplung zwischen den Elementen in Form einer Streuparametermatrix in Abbildung 5.14 dargestellt. Alle ideal entkoppelten Arrays erreichten eine Verkopplung (Vorwärts-Transmission) unter -40 dB. Mit der nicht-idealen Entkopplung verschlechterte sich dieser Wert auf -7,7 dB für die 1x8- bzw. -16 dB für die 2x8-rotierte-Konfiguration.



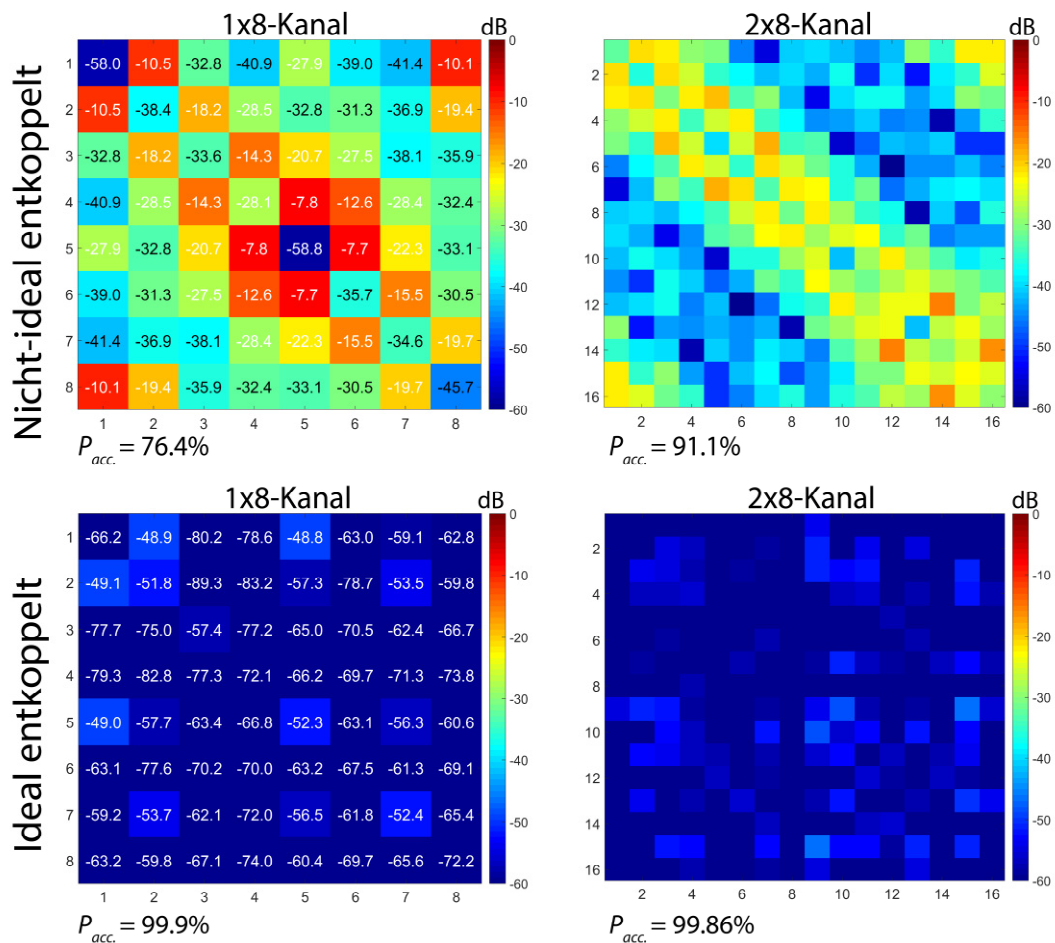


Abbildung 5.14: S-Parametermatrix und akzeptierte Leistung für die 8-Kanal- und die 2x8-rotierte-Konfiguration mit nicht-idealer und idealer Entkopplung.

Abbildung 5.14 zeigt ebenfalls die akzeptierte Leistung der vier Spulenkonfigurationen, die im Folgenden als die Leistung definiert wird, die an den Speisepunkten der Mäander-Elemente zur Verfügung steht. Diese ergibt sich aus der Differenz zwischen der Gesamtleistung aller Signalquellen und den Verlusten in den Entkopplungs- und den Anpassnetzwerken in der Schaltungssimulation sowie der reflektierten und der durch Verkopplung zurücklaufenden Leistung. Die akzeptierte Leistung ist prinzipiell abhängig von dem Anregungsvektor. Zur Bestimmung der hier beispielhaft genannten akzeptierten Leistung wurden alle Elemente mit der gleichen Amplitude und Phase angeregt. Im Fall der idealen Entkopplungsmatrix werden keine Verluste in den Bauteilen berücksichtigt und die akzeptierte Leistung ist >99,86%. Im Fall der nicht-ideal entkoppelten Arrays ist die akzeptierte Leistung auf 76,4% und 91,1% reduziert.

Abbildung 5.15 zeigt die maximale lokale SAR vs. Flipwinkel-Fehler in Form von L-Kurven in transversaler und koronaler Schnittenebene für beide Entkopplungsarten. In A und B wurde die Beschränkung der Spitzenleistung pro Kanal von 500 W aus dem vorherigen Abschnitt verwendet. In C

und D wurde die Beschränkung auf jeweils 5 kW erhöht, so dass das Ergebnis der Optimierung nicht von der maximalen Leistung pro Kanal limitiert wird.

Generell zeigten alle Arrays mit idealer Entkopplung, verglichen mit den nicht-ideal entkoppelten Arrays, einen niedrigeren Flipwinkel-Fehler und somit eine höhere Performance, wobei der Einfluss des Entkopplungsnetzwerkes beim 2x8-Array größer ist, wie am größeren Abstand zwischen den L-Kurven zu erkennen ist. Mit aufgehobener Leistungslimitierung und SAR-Werten >400 W/kg reduzierte sich der Abstand zwischen den Kurven, so dass beide Entkopplungsarten in koronaler Schicht gleiche Ergebnisse erreichen. Unter 400 W/kg sind die L-Kurven nicht von der Leistungslimitierung beeinflusst.

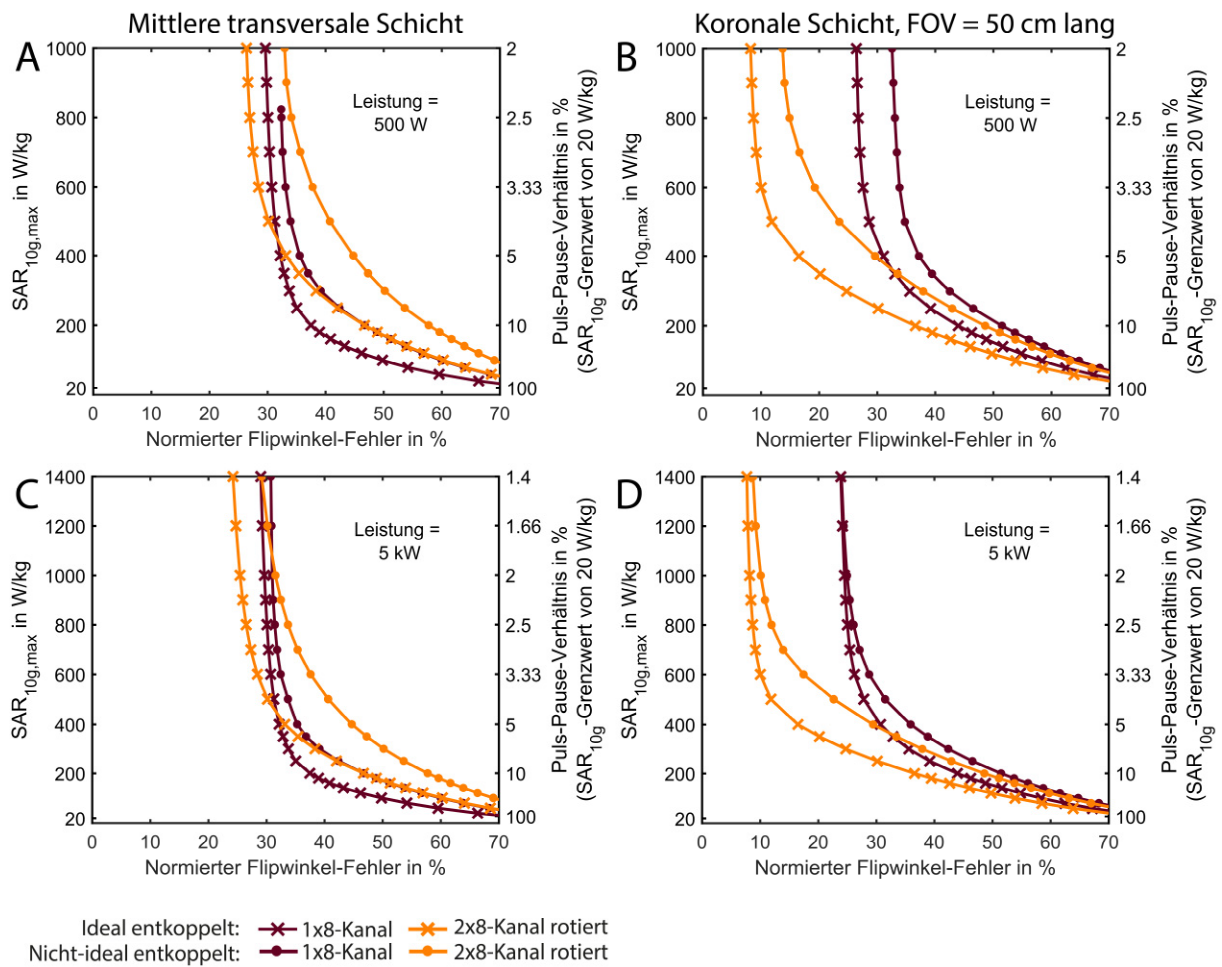


Abbildung 5.15: Vergleich der L-Kurven (Maximale lokale SAR vs. Flipwinkel-Fehler mit Beschränkung der Spitzenleistung) für ideal und nicht-ideal entkoppelte Spulenarrays. A und B zeigen die Konfigurationen mit Beschränkung der Spitzenleistung auf 500 W. In C und D wird die Spitzenleistung auf 5 kW angehoben (keine Limitierung).

### 5.4.3 Diskussion der Ergebnisse

Das Ziel der vorangegangenen Untersuchungen war die Bestimmung der optimalen Anzahl und Position der integrierten Sendeelemente. Da die Kosten für die Sendekomponenten etwa linear mit der Anzahl der Sendekanäle ansteigen, ist eine niedrigere Anzahl an Elementen bei gleichbleibender Bildgebungsperformance zu bevorzugen. Weiterhin ist die Zeit zur Bestimmung der Sensitivitätsprofile für alle Sendeelemente vor jeder Probandenuntersuchung von der Anzahl der Kanäle abhängig, und die Anforderung an das Entkoppeln der Spulenelemente erhöht sich mit höherer Spulendichte.

#### 5.4.3.1 Freiheitsgrade für parallele Sendeverfahren anhand der Singulärwertzerlegung

Die bei den untersuchten Array-Konfigurationen zur Verfügung stehenden Freiheitsgrade für parallele Sendeverfahren wurden hinsichtlich der Körperbildgebung in einem Bereich von 50 cm Länge in longitudinaler Richtung ausgewertet. Die Sendeelemente sind jeweils 25 cm lang, so dass bereits ein Array, bestehend aus zwei nicht-interleaved Ringen, den Bildbereich vollständig abdeckt.

Die höhere Performance von Multi-Ring-Konfigurationen zeigte sich bei 16 Elementen, verteilt als zwei getrennte, longitudinal angeordnete Ringe, im Vergleich von zu der Verwendung von 16 Elementen auf einem zentralen Ring. Ob eine Konfiguration mit zwei oder drei Ringen zu bevorzugen ist, ist anhand der vorliegenden Daten nicht eindeutig erkennbar. Z.B. erreichten 24 Elemente, verteilt auf zwei Ringe (2x12) die gleiche kumulative Summe wie 24 Elemente, verteilt auf drei Ringe (3x8-nicht-interleaved). Es zeigte sich jedoch, dass eine dichtere Anordnung der 24 Elemente in der Konfiguration 3x8-interleaved eine niedrigere kumulative Summe erreichte im Vergleich zur Konfiguration mit drei separaten Ringen (3x8-nicht-interleaved). Weiterhin erreichte ein Array mit 32 Elementen in zwei Ringen (2x16) eine vergleichbare kumulative Summe wie ein Array mit 36 Elementen in drei Ringen (3x12). Aufgrund der niedrigeren Anzahl an Elementen ist in diesem Fall die 2x16-Kanal-Konfiguration zu bevorzugen.

Von den untersuchten Konfigurationen erreichten die Arrays mit der höchsten Elementanzahl auch die höchste kumulative Summe von 14,13 mit 3x16 Kanälen.

Da die kumulative Summe bei allen Konfigurationen mit einem Ring einen nicht vernachlässigbaren Zuwachs bei Erhöhung der Anzahl an Elementen zeigt und sich somit kein Plateau ausbildet, wie dies zuvor für Arrays mit 16 und 24 Elementen in einem Ring bei 3 T gezeigt wurde (Guérin et al., 2015a), kann anhand der Daten eine optimale Anzahl von Sendeelementen pro Ring nicht eindeutig abgeleitet werden. Z.B. erreichten 20 Elemente in einem Ring eine 6,5% höhere kumulative Summe bei 25% mehr Spulenelementen, verglichen mit einer Konfiguration aus 16 Elementen. Mit der gewählten Mäander-Mikrostreifenleitung und bei dem durch das MR-System vorgegebenen Durchmesser sind maximal 20

Elemente in einem Ring möglich. Verglichen mit Loopspulen mit 35 cm Länge bei 3 T erreichen die Mäander-Mikrostreifenleitungen im gleichen Körperbereich eine höhere kumulative Summe (Guérin et al., 2015a).

#### 5.4.3.2 HF-Shimming-Performance in transversaler und koronaler Schichtebene

In mittlerer transversaler Schicht zeigen die Konfigurationen mit einem oder drei Ringen eine deutlich bessere Performance im gesamten Bereich der L-Kurven als Konfigurationen mit zwei Ringen. Bei den Konfigurationen mit zwei Ringen lag die Schnittebene zwischen den Ringen und die Sendeelemente hatten demzufolge einen größeren Abstand zur Schnittebene, in der die Bildgebung erfolgen soll. Die Anordnungen mit zwei Ringen benötigten daher eine höhere HF-Leistung, um eine homogene Flipwinkel-Verteilung in der Schnittebene zu erreichen, und demzufolge wurden die SAR- und Leistungsbegrenzungen früher erreicht. Dies zeigt sich auch bei den Konfigurationen mit 3 Ringen und 8 Elementen, in der die interleaved-Konfiguration mit den Elementen näher zur Schnittebene ein besseres Ergebnis erzielte als die nicht-interleaved-Konfiguration.

Eine deutlich höhere Performance haben Konfigurationen mit mehreren Ringen in koronaler Schnittebene im Vergleich zu Anordnungen mit einem Ring. Da der gewählte Auswertebereich die doppelte Länge der Einzelemente besitzt, wird deutlich mehr Leistung benötigt, um eine homogene Flipwinkel-Verteilung in der gesamten Schnittebene mit einem Ring zu erzielen. Für die Körperbildgebung in koronaler Orientierung sind daher mindestens zwei Ringe mit Sendeelementen notwendig. Weiterhin erreichten die Multi-Ring-Konfigurationen in koronaler Schicht ein signifikant homogeneres Anregungsfeld im Vergleich zu der transversalen Schichtorientierung. Die optimale Elementanzahl pro Ring hängt stark von den vorliegenden Nebenbedingungen ab. So erreichten 16 Elemente die höhere Performance bei der Bildgebung in der transversalen Schicht mit über 350 W/kg, während 12 Elemente bei unterhalb von 350 W/kg die höhere Performance erreichten.

Da das statische Magnetfeld im Zentrum des Magneten die höchste Homogenität besitzt, werden in klinischen MR-Systemen seit einigen Jahren verstärkt Techniken eingesetzt, bei denen sich das Zentrum der Schnittebene immer im Zentrum des Magneten entlang der longitudinalen Richtung befindet, in der der Patiententisch rein- oder rausgefahren wird. Diese Techniken, eingesetzt bei UHF-MR-Systemen, würden im Falle eines Arrays mit zwei Ringen dazu führen, dass sich die transversale Schnittebene immer im Bereich zwischen den Spulenelementen befindet. Diese Position wirkt sich jedoch negativ auf die Bildgebungsperformance aus, insbesondere bei niedrigen zugelassenen SAR-Werten bzw. hohen Puls-Pause-Verhältnissen. Bei der Konfiguration mit drei Ringen befindet sich eine Reihe von Elementen mittig zur Schnittebene, und eine gute Bildgebungsperformance in zentraler transversaler Schnittebene kann erreicht werden. Die gewählten Mäander-Spulenelemente haben in

der Konfiguration mit drei getrennten Ringen eine Ausdehnung von 90 cm in longitudinaler Richtung. Möglicherweise findet bei der Konfiguration mit drei Ringen jedoch aufgrund der großen Ausdehnung der Spule in longitudinaler Richtung eine Spinanregung außerhalb des homogenen Bereichs der Gradientenspule statt, wodurch Anregungen im nicht-linearen Bereich und somit Überfaltungsartefakte auftreten können (Nitz, 2006). Eine Lösung könnte eine Konfiguration bestehend aus teilweise ineinander verschachtelten Ringen darstellen, in der entweder drei Ringe mit kürzeren Elementen oder zwei Ringe mit längeren Elementen verwendet werden.

#### 5.4.3.3 *Ideales vs. nicht-ideales Entkoppeln von Sendeelementen*

Die Auswertung der L-Kurven zeigt eine höhere Performance für die ideal entkoppelten Arrays verglichen mit den nicht-ideal entkoppelten. Dieses Ergebnis ist in Übereinstimmung zu früheren Ergebnissen von integrierten Mehrkanal-Systemen bei 3 T (Guérin et al., 2015a).

Die Verteilung der Leistung auf die Sendeelemente ist abhängig von der Art der Entkopplung. Im Fall der ideal entkoppelten Arrays wird die Eingangsleistung über alle Elemente verteilt, da alle Sendeelemente über die Entkopplungsmatrix miteinander verbunden sind. Daher kann die Leistung von einem einzelnen Element bei der Puls-Optimierung nicht unabhängig erhöht werden. Im Fall der nicht-idealen Entkopplung ist jedes Element mit einer Signalquelle verbunden und die Entkopplung findet nur bezüglich der unmittelbar benachbarten Elemente statt. Demzufolge wird die Sendeleistung überwiegend von den Einzelementen abgestrahlt. Nach der Pulsoptimierung können somit einzelnen Elementen deutlich höhere Leistungen zugeordnet sein. Ein hoher Leistungspegel pro Kanal erreicht jedoch früher die Leistungs- oder SAR-Begrenzung, wodurch niedrige Flipwinkel-Fehler bzw. höherer Homogenitäten verhindert werden.

Das Entkopplungsnetzwerk zeigte einen größeren Einfluss auf die Bildgebungsperformance der 2x8-Kanal-Konfiguration, obwohl das nicht-ideale Entkopplungsnetzwerk im Fall des 2x8-Arrays eine höhere akzeptierte Leistung verglichen mit der 1x8-Kanal-Konfiguration zeigte. Es stellte sich heraus, dass der Abstand zwischen den L-Kurven von den Nebenbedingungen abhängig ist. Im Bereich von SAR-Werten unter 400 W/kg zeigte die Aufhebung der Leistungslimitierung keinen Einfluss auf den Verlauf der Kurven, und der Abstand blieb konstant. Daraus folgt, dass die Nebenbedingung für die lokale SAR zuerst erreicht wurde. Über 400 W/kg wurde dagegen zuerst das Leistungslimit erreicht, so dass der Abstand zwischen den Kurven kleiner wurde, als die Limitierung aufgehoben wurde. In der koronalen Schicht ist zu sehen, dass beide Entkopplungsmethoden die gleiche Homogenität erreichen, wenn die Nebenbedingungen ausreichend hoch gewählt werden.

#### 5.4.4 Schlussfolgerung

Es konnte gezeigt werden, dass mit integrierten Sendespulen für die Ganzkörper-Bildgebung bei 7 T eine homogene Kernspinanregung erreicht werden kann. Integrierte Arrays werden bevorzugt, da diese einen höheren Patientenkomfort und einen Workflow wie bei klinischen MR-Systemen erlauben. Die Ergebnisse haben gezeigt, dass sich integrierte Arrays besonders für koronale Schnittebenen im Körper eignen und dabei eine große Schicht homogen anregen können. Für große koronale Schichten sind jedoch zwei bis drei Ringe erforderlich.

Bei homogener Spinanregung wird eine hohe SAR erzeugt, deren maximale Werte in den meisten Fällen in den Armen auftreten. Das heißt, die Performance von integrierten Spulenarrays wird bei MR-Protokollen, die hohe Pulsleistungen bei einem hohen Puls-Pause-Verhältnis einsetzen, durch die einzuhaltenden SAR-Grenzwerte begrenzt. Im nachfolgenden Abschnitt wird daher untersucht, ob eine Sicherheitsbewertung basierend auf den Grenzwerten für die Gewebetemperatur oder basierend auf dem Konzept der thermischen Dosis eine höhere zulässige Eingangsleistung erlaubt und somit das hohe Potential integrierter Arrays hinsichtlich der homogenen Spinanregung ausgeschöpft werden kann.

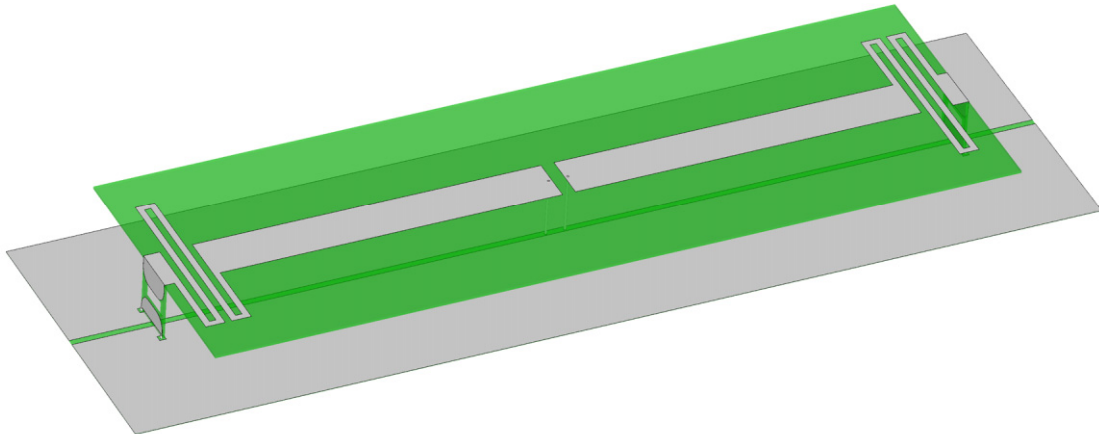
### 5.5 Sicherheitsbetrachtungen von integrierten 7 Tesla-Sendespulen

#### 5.5.1 Simulationsmodell des Prototypendesigns

Im Vergleich zu den verwendeten Simulationsmodellen für die grundlegenden Untersuchungen zum Arraydesign in Abschnitt 5.4 wurde das hier verwendete Modell der integrierten Mehrkanalspule durch Details erweitert, um eine Sicherheitsabschätzung des derzeit im *Erwin L. Hahn Institute*, Essen installierten Prototyps zu ermöglichen. Die Mäander-Mikrostreifenleitungen besitzen nun eine gemeinsame Massefläche, die sich in einem Abstand von 18,6 mm zu den Leitungen befindet, dargestellt in Abbildung 5.16. In longitudinaler Richtung ist die Massefläche 80 cm lang. Um Wirbelströme von den geschalteten Magnetfeldgradienten, die für die Ortskodierung der MR-Signale verwendet werden, zu verringern, ist die Massefläche geschlitzt. Die einzelnen Abschnitte sind mit Kondensatoren mit einer Kapazität von  $C_{groundplane} = 1000$  pF verbunden, die für die HF-Signale einen Kurzschluss darstellen. Die Breite der Mäander wurde auf 59 mm reduziert. Die Streifenleitung ist auf einer Leiterplatte mit einer Materialstärke von 0,8 mm und die Massefläche auf einer Leiterplatte mit einer Materialstärke von 0,127 mm, jeweils aus RO4003 (Rogers Corp., Chandler, AZ, USA),

aufgebracht. Zwischen Streifenleitung und Massefläche befindet sich zur mechanischen Stabilisierung ein Rahmen aus Polycarbonat (nicht abgebildet).

Zudem wurde das Modell des Magnetkryostats und des Patiententisches auf 200 cm verlängert, dargestellt in Abbildung 5.2.



*Abbildung 5.16: Darstellung eines Mikrostreifenleitungselements mit Mäanderstruktur und geschlitzter Massefläche. Die Mikrostreifenleitung und die Massefläche sind auf Leiterplatten aus RO4003 aufgebracht (dargestellt in grün).*

Das Prototyp-Array besitzt 32 Elemente, die in einer verschachtelten Konfiguration aus 3 Ringen mit jeweils 10 Elementen in den beiden äußeren Ringen und 12 Elementen in dem mittleren Ring angeordnet sind, dargestellt in Abbildung 5.17. Zwischen den vor Kopf platzierten Elementen der äußeren Ringe wurde ein Abstand von 5 cm eingehalten. Um die Spule bei Bedarf demontieren zu können, wurde sie aus zwei spiegelsymmetrischen Hälften aufgebaut. An den Verbindungsstellen der zwei Hälften befinden sich jeweils zwei Elemente nebeneinander. Benachbarte Elemente wurden mit einem Netzwerk bestehend aus Koaxialkabeln und Kondensatoren voneinander entkoppelt (Orzada et al., 2017a), dargestellt in Abbildung 5.18. Zwischen den beiden benachbarten Elementen an den Verbindungsstellen befindet sich kein Entkopplungsnetzwerk, und die beiden Hälften sind nur über die Massefläche miteinander verbunden.



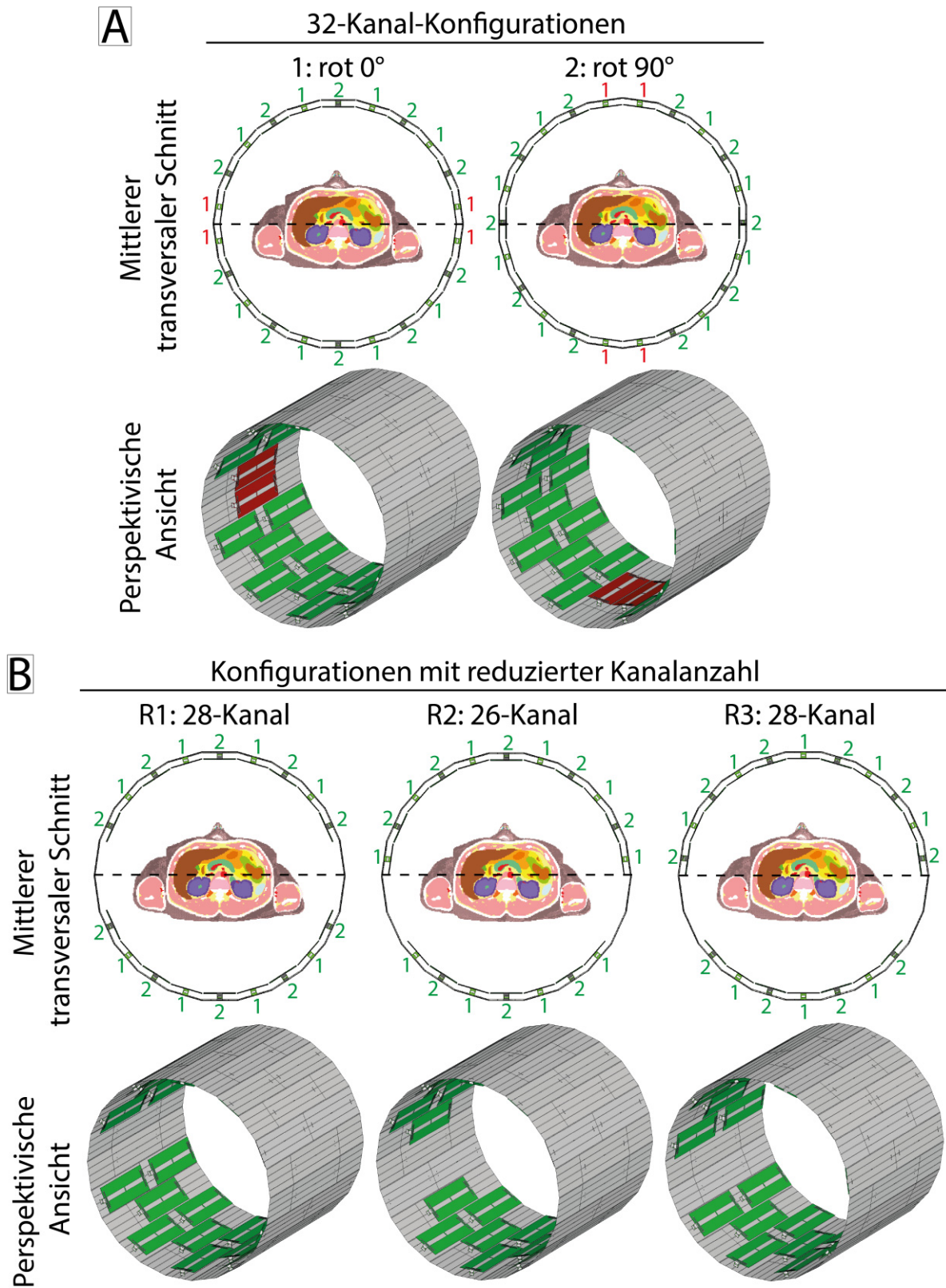


Abbildung 5.17: Simulierte Array-Konfigurationen im Prototypen-Design. Benachbarte Elemente, zwischen denen sich kein Entkopplungsnetzwerk befindet, sind rot markiert. Die Nummern in rot und grün geben die Anzahl an Elementen in longitudinaler Richtung an. Die Konfigurationen rot 0° und rot 90° (A) basieren auf dem physikalisch realisierten Setup mit 32 Kanälen; die Konfigurationen R1-3 (B) zeigen Anordnungen mit einer reduzierten Anzahl an Kanälen, um die HF-Exposition in den Armen zu reduzieren. Die MR-Umgebung ist ausgeblendet.



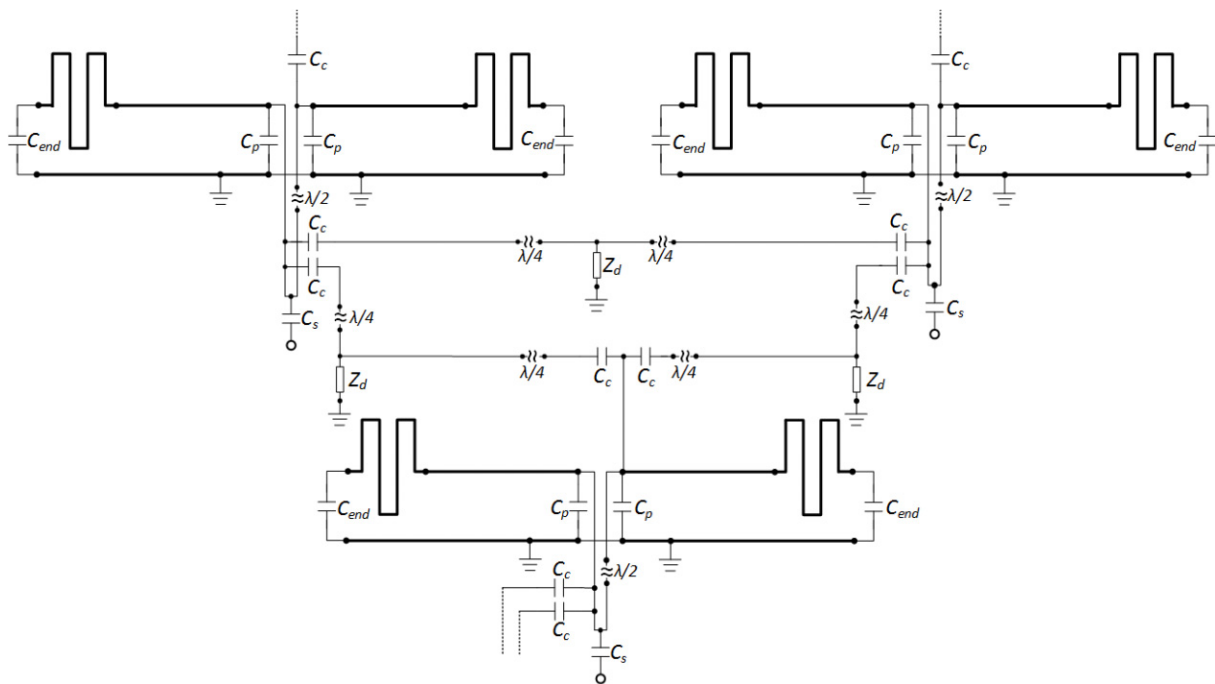


Abbildung 5.18: Schematische Darstellung von drei Mäander-Mikrostreifenleitungselementen mit Entkopplungsnetzwerk, bestehend aus Kondensatoren,  $\lambda/4$ -Koaxialkabeln und Impedanzen  $Z_d$  für die Entkoppelung benachbarter Elemente.

Ein Problem bei integrierten Sendespulen stellt die erhöhte Exposition der Arme dar, da sich diese in direkter Nähe zu den seitlich vom Patiententisch liegenden Elementen befinden. Für kleiner werdenden Abstand zwischen Körper und Spule wurde gezeigt, dass die lokale SAR im Gewebe fast exponentiell ansteigt (Deniz et al., 2009). Obwohl der Grenzwert für die lokale SAR in den Extremitäten zweimal so hoch wie im Körperstamm liegt, stellt die Exposition der Arme in der Regel den limitierenden Faktor für die Bildgebung dar. Um die Exposition der Arme zu reduzieren, wurden verschiedene Variationen der integrierten HF-Spule untersucht. Das beschriebene Array mit 32 Sendeelementen wurde für zwei zueinander um  $90^\circ$  um die longitudinale Achse rotierten Anordnungen berechnet (Abbildung 5.17, Konfiguration rot  $0^\circ$  und rot  $90^\circ$ ). Zudem wurden drei weitere Anordnungen untersucht, bei denen die Elemente in unmittelbarer Nähe zu den Armen entfernt wurden: Abbildung 5.17 Konfiguration R1-3. Für die Konfiguration R1 wurden jeweils zwei Elemente links und rechts in der rot  $0^\circ$ -Konfiguration entfernt. In der Konfiguration R2 wurden jeweils 3 Elemente links und rechts entfernt und so die Anzahl der Elemente auf 26 reduziert. Für die Konfiguration R3 wurde die Anordnung der Elemente verändert, so dass weiterhin die Positionen aus R2 frei sind, jedoch die Anzahl der Elemente auf 28 erhöht wird.

## 5.5.2 Bewertung der HF-Spulensicherheit

Die Sicherheitsbewertung der Spulenarrays wurde basierend auf den IEC-Grenzwerten für die lokale SAR und die lokale Gewebetemperatur durchgeführt. Des Weiteren wurde mit dem thermischen Dosismodell CEM43°C und den vorgeschlagenen Grenzwerten für gesunde Probanden von 9 min (van Rhoon et al., 2013) die zulässige Expositionszeit bestimmt.

Für die thermischen Simulationen wurde Pennes' Bio-Wärmetransfergleichung mit folgenden Parametern verwendet: 25 °C Umgebungstemperatur, 2 W/(m<sup>2</sup>·K) Wärmekonvektionskoeffizient an der Hautoberfläche (Kurazumi et al., 2008) und eine konstante Bluttemperatur von 37 °C. Zur Regulierung der Körpertemperatur wurde das Blutperfusionsmodell mit exponentieller Temperaturabhängigkeit aus Kapitel 3.2.5 verwendet.

## 5.5.3 Ergebnisse

### 5.5.3.1 Bewertung der Freiheitsgrade für parallele Sendeverfahren und der HF-Shim-Performance für Konfigurationen mit 26, 28 und 32 Kanälen

Abbildung 5.19 zeigt die kumulativen Summen der normierten Singulärwerte, ausgewertet im Körper ohne Arme mit 50 cm Länge in longitudinaler Richtung. Die höchste kumulative Summe wurde von der 32-kanaligen rot 0°-Konfiguration erreicht. Die um 90° rotierte Konfiguration sowie die Konfigurationen mit reduzierter Anzahl an Elementen erreichten niedrigere kumulative Summen.

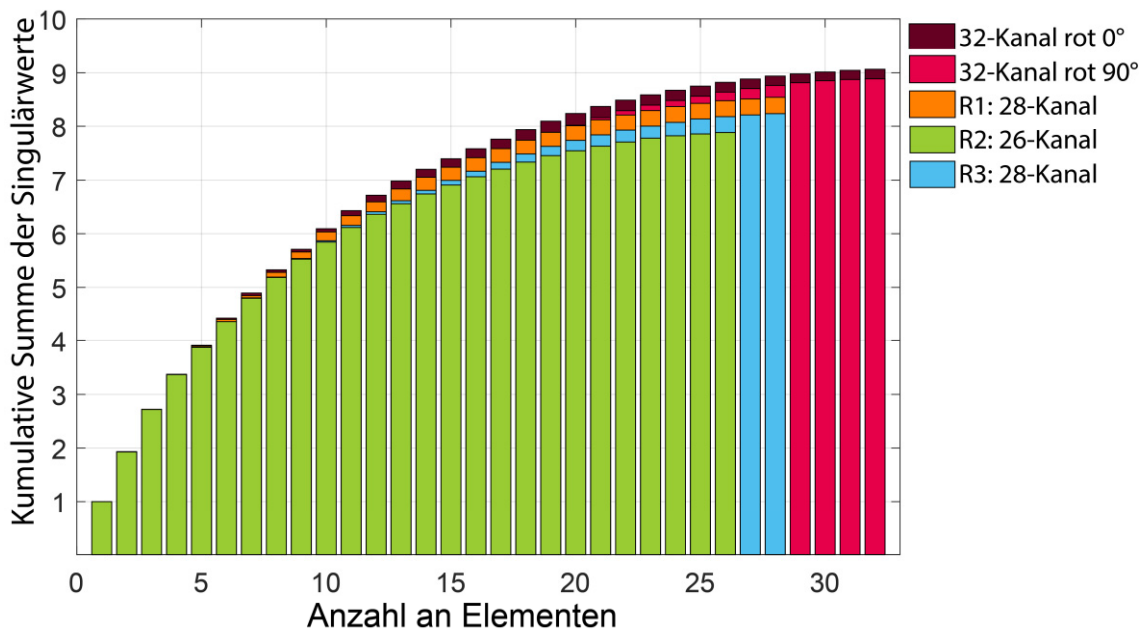


Abbildung 5.19: Vergleich der kumulativen Summen der normierten Singulärwerte für die komplexen Anregungsfelder  $B_1^+$  der Sendeelemente, ausgewertet im Körperbereich ohne Arme mit einer Länge von 50 cm in longitudinaler Richtung für die verschiedenen Spulenarrays des Prototypen-Designs.

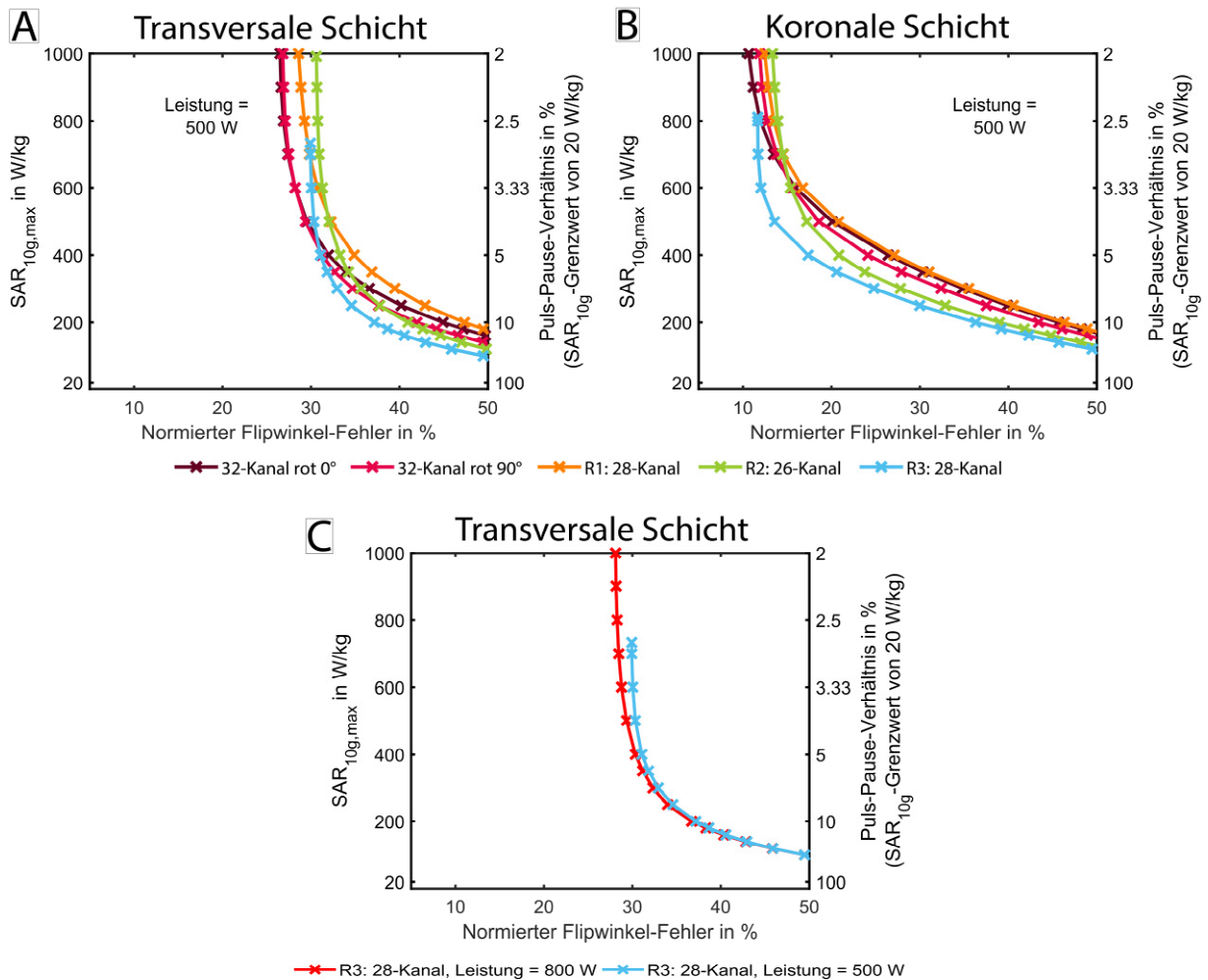


Abbildung 5.20: Vergleich der L-Kurven für die maximale lokale SAR vs. Flipwinkel-Fehler für die Arrays im Prototypen-Design in transversaler Schicht (A) und koronaler Schicht (B) mit Beschränkung der Leistung pro Kanal auf 500 W. In (C) wird die Konfiguration R3 mit Beschränkung der Leistung pro Kanal auf 500 W und 800 W in transversaler Schicht verglichen.

Abbildung 5.20 vergleicht die Ergebnisse hinsichtlich HF-Shimming in Form von L-Kurven mit Beschränkung der Spitzenleistung pro Kanal auf 500 W in zentraler transversaler Schicht und in koronaler Schicht mit 50 cm Länge. Zudem wird die Beschränkung der Spitzenleistung pro Kanal von 500 W mit 800 W für die Konfiguration R3 verglichen. Alle Konfigurationen erreichen für hohe SAR-Werte (>900 W/kg) einen vergleichbaren Flipwinkel-Fehler im Bereich von 26 – 31% in transversaler Schichtebene und 10,7 – 13% in koronaler Schichtebene.

Eine Ausnahme ist die Konfiguration R3 mit 28 Elementen, die aufgrund der Leistungslimitierung einen maximalen Flipwinkel-Fehler von 30% in transversaler und 11,7% in koronaler Ebene erreicht. Mit einem erhöhten Leistungslimit von 800 W können geringfügig niedrigere Flipwinkel-Fehler erreicht werden.

In transversaler Schnittebene erreichen die beiden 32-Kanal Arrays vergleichbare Flipwinkel-Fehler und übertreffen die anderen Konfigurationen für lokale SAR  $>400$  W/kg. Unter 400 W/kg zeigt die Konfiguration R3 mit 28 Elementen eine leicht bessere Performance. In koronaler Schnittebene unterscheiden sich die Arrays deutlich im Bereich zwischen 200 und 800 W/kg. Hier zeigt die Konfiguration R3 eine deutlich höhere Bildgebungsperformance, da sie über einen großen Bereich den gleichen Flipwinkel-Fehler bereits bei einer niedrigeren SAR erreicht, gefolgt von der Konfiguration R2.

In der Prototyp-Konfiguration (rot  $0^\circ$ ) und mit einem HF-Shim mit Nebenbedingung für die lokale SAR von 1000 W/kg, erreichten in transversaler Schicht 27 von 32 Elementen, in koronaler Schicht 23 Elemente, die Nebenbedingung für die Spulenleistung von 500 W. Eine höhere Eingangsleistung pro Spulenelement kann daher eine größere Homogenität ermöglichen, wie in Abbildung 5.20 (C) für eine Konfiguration gezeigt wird.

#### 5.5.3.2 Sicherheitsbewertung basierend auf SAR, Gewebetemperatur und thermischer Dosis

Die folgenden thermischen Simulationen wurden mit der 32-kanaligen rot  $0^\circ$ -Konfiguration durchgeführt.

Für die thermischen Simulationen wurde ein transversaler HF-Shim mit einem Spoke und mit mittlerem Flipwinkel-Fehler von 45% und  $SAR_{10g,max}$  von 200 W/kg ausgewählt. Die Eingangsleistung wurde auf den SAR-Grenzwert von 20 W/kg für die Extremitäten im normalen Betriebsmodus skaliert. Basierend auf dem SAR-Grenzwert wurde eine gesamte maximal zulässige Eingangsleistung von 482 W (Gesamtsendeleistung für das Spulenarray) bestimmt.

Abbildung 5.21 zeigt die lokale SAR-Verteilung und die Gewebetemperatur jeweils in einer zentralen transversalen und koronalen Schnittebene im Körper. Das  $SAR_{10g,max}$  befand sich im rechten Arm in der Nähe des Ellbogens und damit in der Körperregion mit dem geringsten Abstand zum Spulenarray. Der Temperaturgrenzwert von  $39^\circ\text{C}$  wurde nach 10 Minuten, die maximale lokale Gewebetemperatur von  $39,24^\circ\text{C}$  wurde nach 34 Minuten Expositionszeit erreicht. Die zulässige Expositionszeit basierend auf dem  $CEM43^\circ\text{C} = 9$  min Grenzwert beträgt  $>30$  Stunden.

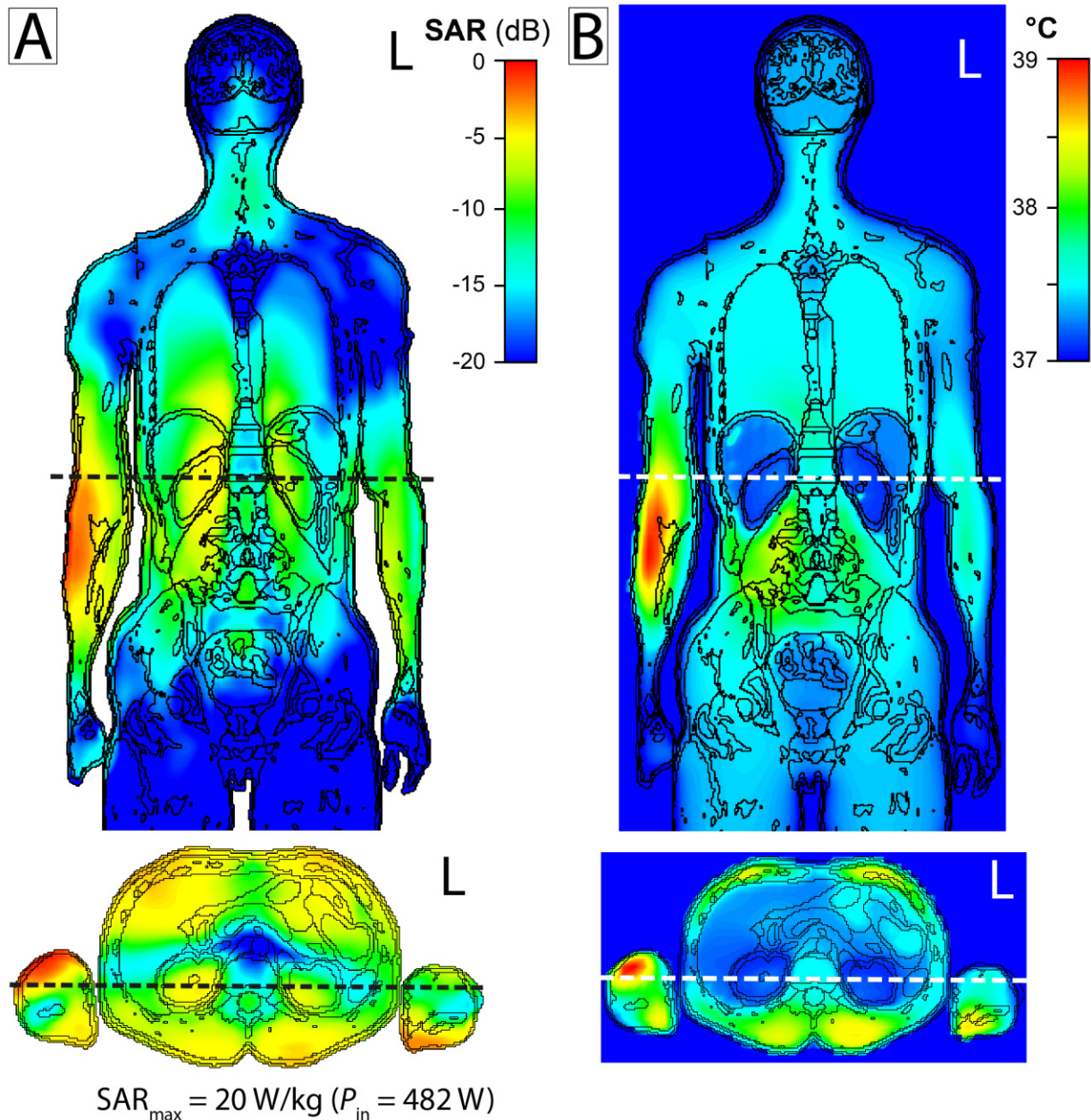


Abbildung 5.21: (A) Lokale SAR-Verteilung und (B) Gewebetemperatur jeweils in zentraler transversaler und koronaler Schnittebene für HF-Shimming (1 Spoke). Das  $SAR_{10g,max}$  sowie das Temperaturmaximum befinden sich nahe zum rechten Ellenbogen.

### 5.5.3.3 Sicherheitsbewertung für die Optimierung des Anregungsfelds mit Teilpulsen

Bei der Verwendung von Teilpulsen werden mehrere HF-Pulse mit unterschiedlicher Gewichtung in Amplitude und Phase kurz nacheinander gesendet, die in der Zielregion im Körper eine homogene Gesamtmagnetisierung anregen. Aufgrund der unterschiedlichen Amplituden- und Phasengewichtungen der Sendekanäle, erzeugt jeder Teilpuls eine unterschiedliche SAR-Verteilung im Körper, wodurch im Idealfall der zeitlich gemittelte Wärmeeintrag im Vergleich zu einem einzelnen, zeitlich gleich langen Puls mit konstanter Verlustleistungsdichte, auf verschiedene Positionen verteilt und

somit lokal reduziert wird. Im Folgenden werden Anregungen mit einem Puls und zwei Teilpulsen verglichen.

Abbildung 5.22 zeigt die Ergebnisse des HF-Shimming mit einem und zwei Teilpulsen als L-Kurve für die zentrale transversale Schnittebene. Mit zwei Teilpulsen konnte der Flipwinkel-Fehler bei gleicher lokaler SAR von 45% auf 17,5% reduziert werden und somit eine homogenere Anregung erreicht werden.

Für die Temperatursimulation wurde ein HF-Shim mit  $SAR_{10g,max} = 200 \text{ W/kg}$  ausgewählt. Die SAR-Verteilung sowie die zugehörige Temperaturverteilung für die Anregung mit einem HF-Puls wurden bereits in Abbildung 5.21 gezeigt.

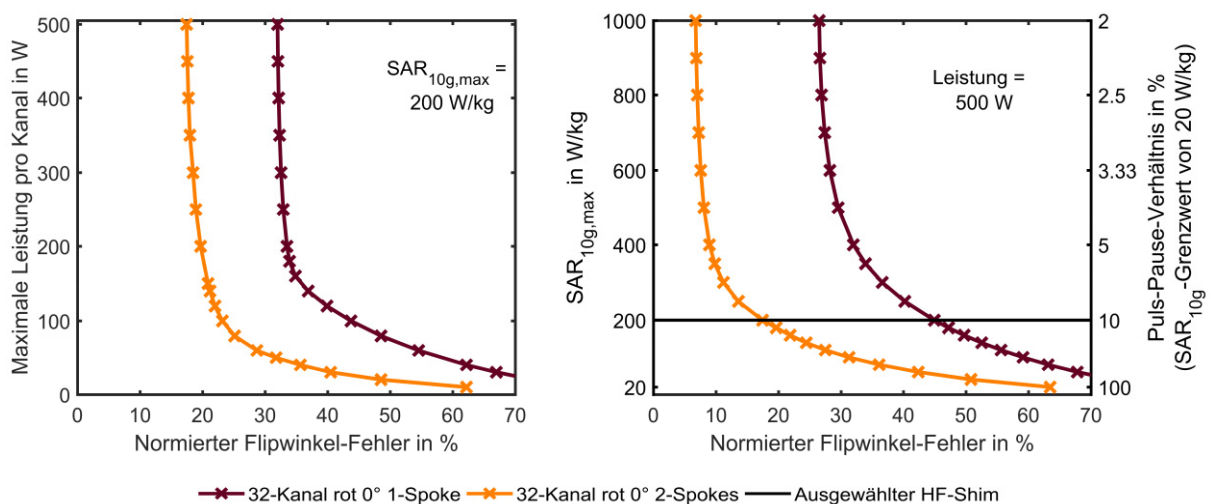


Abbildung 5.22: Vergleich der L-Kurven für die Feldoptimierung mit ein und zwei Teilpulsen. Links: Maximale Spitzenleistung pro Kanal vs. Flipwinkel-Fehler mit Beschränkung der lokalen SAR auf 400 W/kg. Rechts: Maximale lokale SAR vs. Flipwinkel-Fehler mit Beschränkung der Spitzenleistung pro Kanal auf 500 W.

Die lokalen SAR-Verteilungen der beiden Teilpulse für die Anregung mit zwei Spokes sowie die über beide Teilpulse zeitlich gemittelte lokale SAR-Verteilung sind in Abbildung 5.23 dargestellt. Dabei befinden sich die Maxima der lokalen SAR von beiden Teilpulsen an unterschiedlichen Positionen im Körper. Das  $SAR_{10g,max}$  des ersten Teilpulses (Spoke 1) befindet sich in der rechten Seite des Oberkörpers in Lungengewebe nahe zur Muskelgrenze. Das  $SAR_{10g,max}$  des zweiten Teilpulses (Spoke 2) befindet sich dagegen im linken Arm in Muskel- bzw. Fettgewebe nahe zur Körperoberfläche.



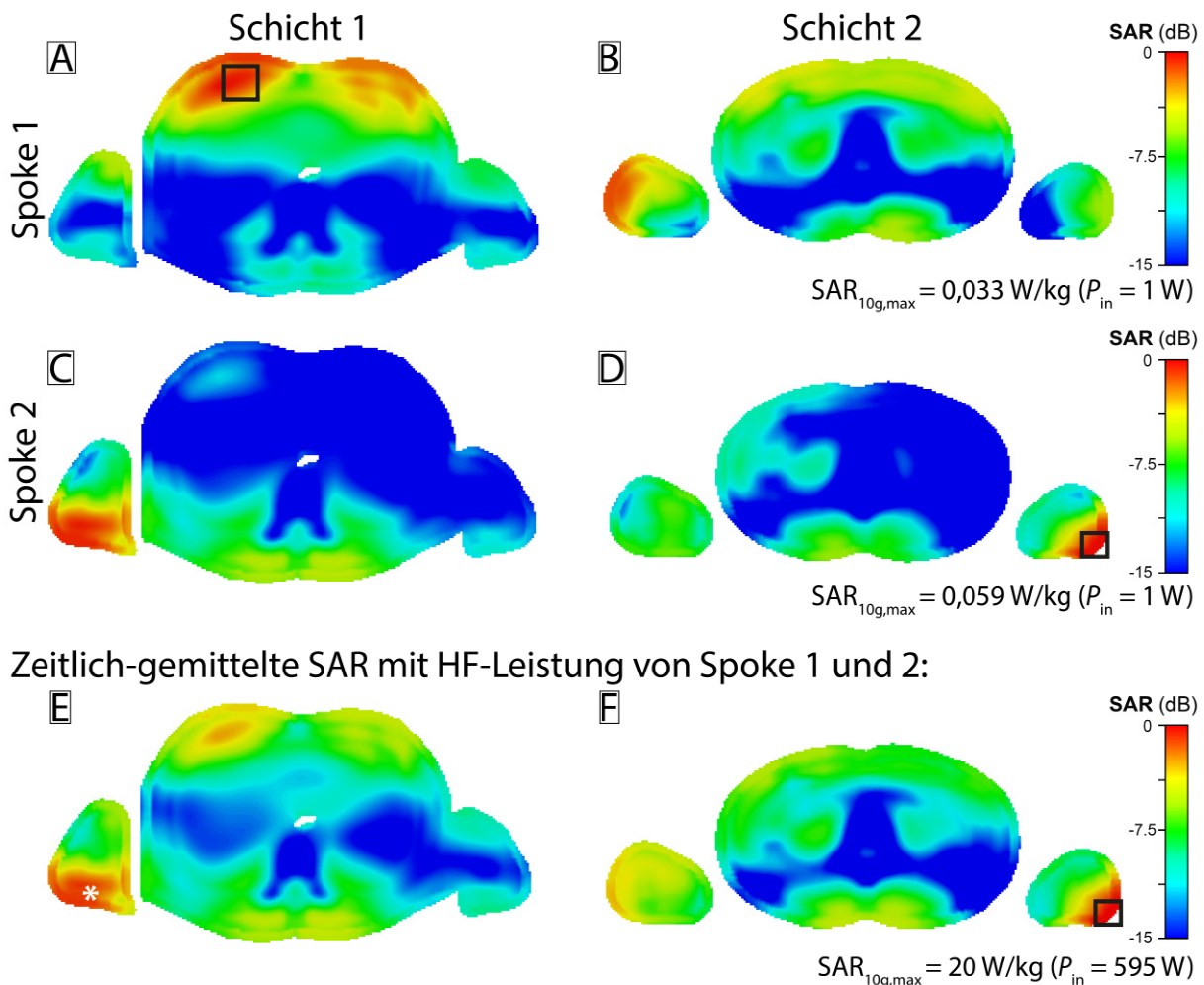


Abbildung 5.23: A bis D zeigen die 10g-gemittelte SAR-Verteilung jeweils für beide Teilpulse in transversaler Schnittebene. A und C zeigen die Schicht, in der sich das SAR<sub>10g,max</sub> des ersten Teilpulses befindet, markiert mit einem schwarzen Rechteck. B und D zeigen die Schicht des SAR<sub>10g,max</sub> des zweiten Teilpulses. Die beiden Schichten befinden sich 195 mm in longitudinaler Richtung auseinander. E und F zeigen die über beide Teilpulse zeitlich gemittelte lokale SAR-Verteilung in den zuvor beschriebenen Ebenen. Hier befindet sich das SAR<sub>10g,max</sub> im linken Arm. Zusätzlich ist die Position der maximalen Temperatur mit einem weißen Stern markiert. Dieses liegt im rechten Arm.

In der über beide Teilpulse zeitlich gemittelten lokalen SAR-Verteilung zeigt sich das maximale lokale SAR im linken Arm an der gleichen Position wie das SAR<sub>10g,max</sub> des zweiten Teilpulses. Dabei wurde ein Großteil der Leistung an dieser Stelle von dem zweiten Teilpuls beigetragen.

Basierend auf dem SAR-Grenzwert für die Extremitäten von 20 W/kg ergibt sich eine maximal zulässige und über beide Teilpulse zeitlich gemittelte Gesamtsendeleistung von 595 W. In der für beide Teilpulse entsprechend skalierten Temperatursimulation trat das Temperaturmaximum im stationären Zustand im rechten Arm und somit nicht an einer der oben genannten Positionen der SAR-Maxima auf, s. Abbildung 5.24. Die Analyse der SAR-Verteilungen zeigt, dass der überwiegende HF-Wärmeeintrag an

dieser Stelle von Teilpuls 2 hervorgerufen wird. Der Temperaturgrenzwert von 39 °C wurde nach 8,9 Minuten HF-Exposition erreicht und der  $CEM43^{\circ}C = 9 \text{ min}$  Grenzwert erlaubt eine maximale Expositionszeit von 23,7 Stunden.

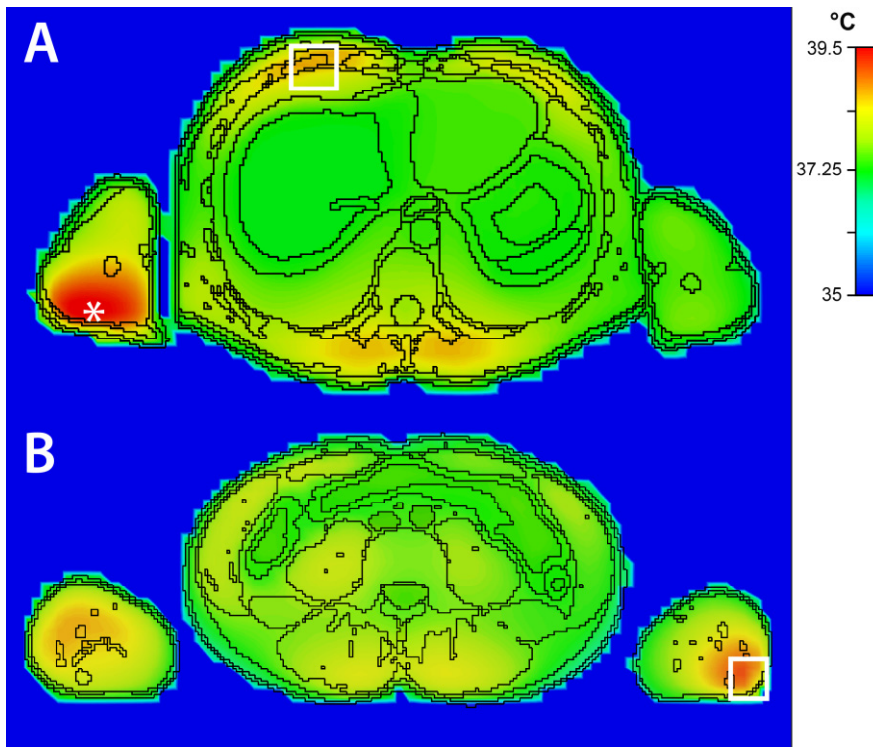


Abbildung 5.24: Temperaturverteilung in transversaler Schnittebene bei HF-Exposition (steady-state) skaliert auf den SAR-Grenzwert für Extremitäten im NM. (A) zeigt die Schnittebene, in der sich das  $SAR_{10g,max}$  (weißes Rechteck) des ersten Teilpulses und das Temperaturmaximum (weißer Stern) befindet. (B) zeigt zum Vergleich die Schicht, in der sich das über beide Teilpulse zeitlich gemittelte  $SAR_{10g,max}$  befindet.

#### 5.5.3.4 Thermische Dosis bei hohen SAR-Werten

Die zuvor bestimmte zulässige Expositionszeit von >30 Stunden (1 Spoke) und >23,7 Stunden (2 Spokes) stellt keine Limitierung für die Dauer einer MR-Untersuchung dar. Es wurde daher untersucht, um welchen Faktor die maximale lokale SAR und damit die Eingangsleistung erhöht werden kann, ohne die zulässige Expositionszeit bzw. die MR-Untersuchungszeit deutlich unter einer Stunde zu begrenzen.

Für das Pulsdesign mit ein und zwei Spokes wurde dazu die Eingangsleistung jeweils um den Faktor 5 erhöht. Mit einem Grenzwert für die lokale SAR von 20 W/kg für die Extremitäten wird dabei die SAR auf 100 W/kg erhöht. Die zulässige Expositionszeit wurde auf 50 min (1 HF-Puls) und 51 min (zwei HF-Teilpulse) reduziert. Der Grenzwert für die lokale Temperatur im kontrollierten Betriebsmodus 1. Stufe von 40 °C wurde dabei um bis zu 2,25 °C überschritten.



Durch die 5-fach höhere Eingangsleistung kann der Flipwinkel-Fehler für die Verwendung eines HF-Pulses von 26,6% auf 18,93% und bei Verwendung zweier HF-Teilpulse sogar von 10,3% auf 4% reduziert werden. Die Ergebnisse sind in Tabelle 5.2 und Tabelle 5.3 zusammengefasst.

*Tabelle 5.2: Ergebnisse aus thermischen Simulationen für HF-Shimming (1 Spoke) mit der Eingangsleistung skaliert auf den SAR-Grenzwert im NM sowie mit erhöhter Eingangsleistung.*

	<b>20 W/kg (NM)</b>	<b>40 W/kg (FLM)</b>	<b>60 W/kg</b>	<b>80 W/kg</b>	<b>100 W/kg</b>
Zeit bis zum Erreichen des Temperaturgrenzwertes von	39 °C: 10 min	39 °C: 3,3 min 40 °C: 7,2 min	39 °C: 110 s 40 °C: 213 s	39 °C: 72 s 40 °C: 130 s	39 °C: 55 s 40 °C: 102 s
Maximale Gewebetemperatur (steady-state)	39,24 °C	40,3 °C	41 °C	41,5 °C	42,25 °C
CEM43°C = 9 min Grenzwert erreicht nach	30 h	7,2 h	2.8 h	1,4 h	50 min

*Tabelle 5.3: Ergebnisse aus thermischen Simulationen für zwei HF-Teilpulse mit der Eingangsleistung skaliert auf den SAR-Grenzwert im NM sowie mit erhöhter Eingangsleistung.*

	<b>20 W/kg (NM)</b>	<b>40 W/kg (FLM)</b>	<b>60 W/kg</b>	<b>80 W/kg</b>	<b>100 W/kg</b>
Zeit bis zum Erreichen des Temperaturgrenzwertes von	39 °C: 8,9 min	39 °C: 3,1 min 40 °C: 6,7 min	39 °C: 103 s 40 °C: 194 s	39 °C: 68 s 40 °C: 128 s	39 °C: 23 s 40 °C: 77 s
Maximale Gewebetemperatur (steady-state)	39,4 °C	40,47 °C	41,15 °C	41,63 °C	42,24 °C
CEM43°C = 9 min Grenzwert erreicht nach	23,7 h	5,9 h	2,4 h	1,3 h	51 min

## 5.5.4 Diskussion der Ergebnisse

### 5.5.4.1 HF-Shim-Performance für Konfigurationen mit 26, 28 und 32 Kanälen

Die Freiheitsgrade der Konfigurationen für parallele Sendeverfahren wurden hinsichtlich einer Ausdehnung des *Field of view* (FOV) von 50 cm Länge in longitudinaler Richtung ausgewertet. Alle Arrays zeigten einen kontinuierlichen, nicht zu vernachlässigenden Anstieg in der kumulativen Summe der Singulärwerte, woraus folgt, dass eine weitere Erhöhung der Dichte an Elementen eine lohnend höhere Bildgebungsperformance erzielen würde. Arrays mit gleicher Anzahl an Elementen erreichten unterschiedliche kumulative Summen, was auf die unterschiedlichen Anordnungen der Elemente zurückzuführen ist.

Die Ergebnisse der Optimierung des Anregungsfelds zeigen, dass bei hoher lokaler SAR ( $>800$  W/kg) die Reduktion der Anzahl der Kanäle zu einem höheren Flipwinkel-Fehler führt. In diesem Fall überwiegt die niedrigere Bildgebungsperformance im Körper aufgrund der niedrigeren Anzahl an Elementen gegenüber einem möglichen Vorteil aufgrund der reduzierten lokalen SAR in den Armen. Bei einer SAR  $<800$  W/kg zeigte sich dagegen ein deutlich niedrigerer Flipwinkel-Fehler in der koronalen Schicht für die Konfiguration mit 28 Kanälen. Zudem zeigte sich ein leicht geringerer Flipwinkel-Fehler für die 26-Kanal-Konfiguration bei SAR  $<600$  W/kg. In transversaler Ebene konnte keine nennenswerte Verbesserung durch das Entfernen von Elementen erreicht werden.

Im Vergleich zur *Birdcage*-Spule im zirkular-polarisierten Anregungsmodus (CP+) bei 3 T erreichten die Konfigurationen im Prototypen-Design in transversaler Schicht einen 10 – 15% höheren Flipwinkel-Fehler und somit eine niedrigere Homogenität des kernspinanregenden Felds. Mit der Verwendung von zwei Teilpulsen konnte die Homogenität bei 7 T deutlich erhöht werden, und mit einem Flipwinkel-Fehler bis zu 6,7% konnte eine wesentlich bessere Homogenität, verglichen mit der *Birdcage*-Spule bei 3 T, erreicht werden. Bei der Verwendung von drei oder mehr Teilpulsen wird eine weitere Verbesserung der Homogenität erwartet. In koronaler Schicht konnte die 3T-Spule mit einer Spulenlänge von 45 cm eine 25 cm lange Schicht homogen anregen. In einer 50 cm langen Schicht war die Spinanregung jedoch nicht mehr homogen und der Flipwinkel-Fehler signifikant erhöht. Die 7T-Spulen mit einer Länge von 55 cm und mit einem für Amplitude und Phase optimierten HF-Shim konnten die 50 cm lange Schicht sogar bei der Verwendung von nur einem Teilpuls homogen anregen und erreichten Flipwinkel-Fehler, die im Vergleich zu einer 25 cm langen Schicht bei der 3T-Spule niedriger sind.

Dieser Vergleich zeigt, dass aufgrund einer hohen Anzahl an Sendeelementen Spulenarrays bei 7 T eine bessere Homogenität im Vergleich zu gewöhnlichen MR-Systemen bei 3 T ermöglichen können, wodurch das Potential der hohen Feldstärke für die Körperbildgebung erforscht werden kann, und zudem ein größeres FOV bieten, wodurch sich kürzere Untersuchungszeiten ergeben.

Abbildung 5.25 vergleicht die  $B_1^+$ -Verteilungen einer integrierten 32-Kanal Konfiguration für 7 T mit 55 cm Gesamtlänge in longitudinaler Richtung mit einer integrierten *Birdcage*-Spule von 45 cm Länge für 3 T MR-Systeme. Für beide Konfigurationen wurde die Anregung in einer koronalen Schicht mit 50 cm Länge für eine homogene Magnetisierung von  $6,5 \mu\text{T}$  optimiert. Für die 3T-Spule wurde die gleiche Speiseamplitude an beiden, um  $90^\circ$  versetzten Einspeisepunkten verwendet. Für die 7T-Spule wurden Amplitude und Phase unabhängig für alle Sendekanäle optimiert (HF-Shimming mit einem Teilpuls).

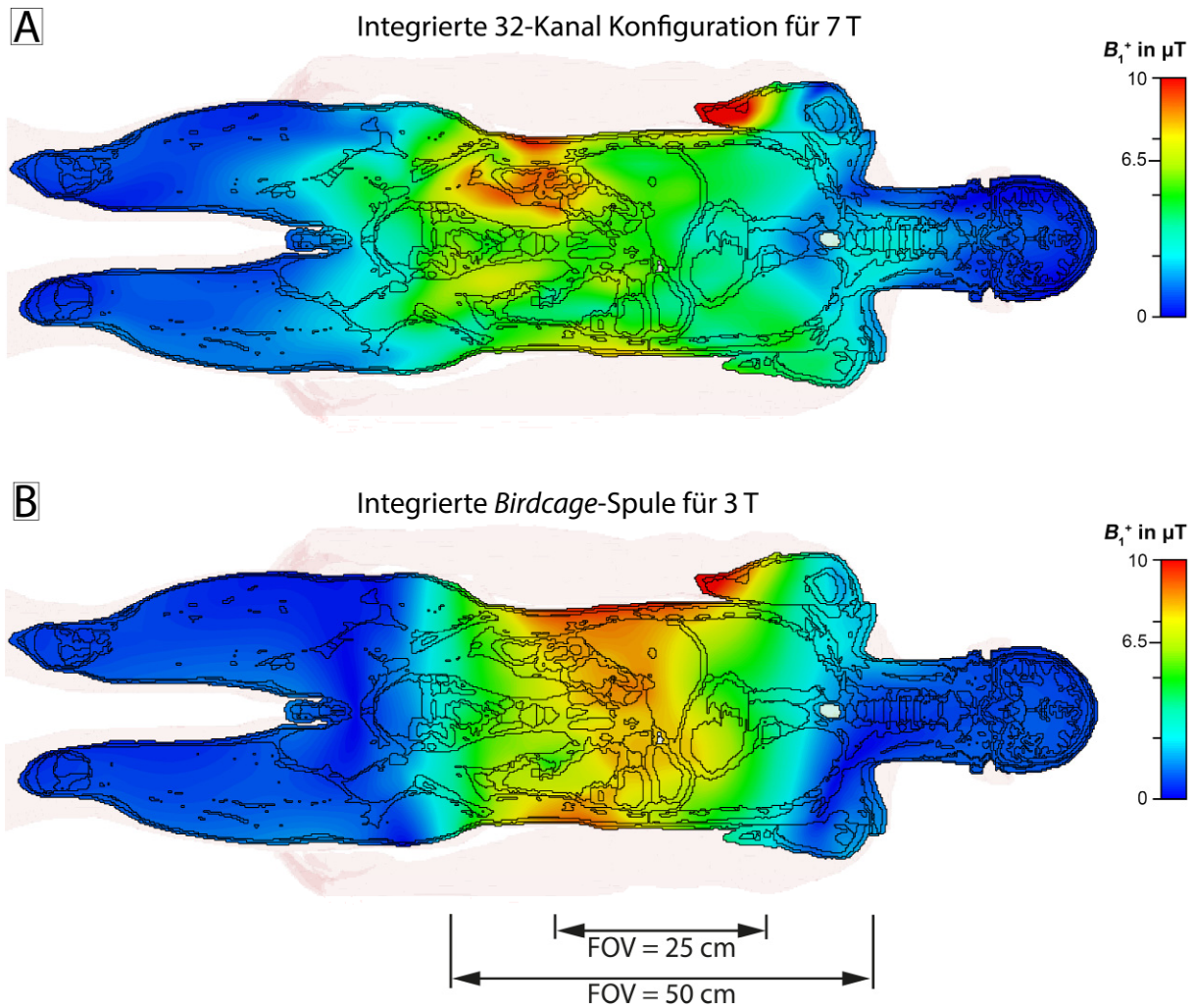


Abbildung 5.25:  $B_1^+$ -Verteilungen in einer koronalen Schnittebene durch das anatomische Körpermodell: (A) integrierte 32-Kanal Konfiguration (rot  $0^\circ$ ) für 7 T mit einem in koronaler Ebene optimierten HF-Shim, (B) integrierte *Birdcage*-Spule für 3 T im zirkular-polarisierten Anregungsmodus.

#### 5.5.4.2 Sicherheitsbewertung auf Basis von lokaler SAR, lokaler Gewebetemperatur und thermischer Dosis

Die SAR- und Temperaturverteilungen zeigten eine gute Übereinstimmung im Körper, jedoch wurde mit einer Eingangsleistung skaliert auf den SAR-Grenzwert im normalen Betriebsmodus der zugehörige Temperaturgrenzwert von  $39^\circ\text{C}$  um  $0,24^\circ\text{C}$  überschritten. Bei einer Sicherheitsabschätzung basierend auf lokaler Gewebetemperatur anstelle von SAR wäre es notwendig, die Eingangsleistung entsprechend zu reduzieren. Basierend auf der thermischen Dosis ist eine MR-Untersuchung von über 30 Stunden zulässig, obwohl neben dem lokalen SAR- auch der Temperaturgrenzwert überschritten wird.

#### 5.5.4.3 *Thermische Simulationen für die Verwendung von HF-Teilpulsen*

Bei der Verwendung von zwei Spokes ist es möglich, eine deutlich homogenere Anregung in der Zielregion bei gleicher maximaler lokaler SAR zu erreichen. So kann z.B. der Flipwinkel-Fehler bei einer Beschränkung der lokalen SAR auf 200 W/kg von 45% für einen Spoke auf 17,5% für zwei Spokes reduziert werden. Für die Sicherheitsbetrachtung muss die SAR-Verteilung über beide Teilpulse zeitlich gemittelt werden. Es können dafür etablierte Techniken zur Bestimmung der lokalen SAR während des Puls-Designs verwendet werden, wie z.B. die Algorithmen zur Komprimierung der Q-Matrix (VOP-Komprimierung, (Eichfelder & Gebhardt, 2011)).

Die Temperatursimulationen zeigten eine zur SAR-Verteilung unterschiedliche Verteilung der Gewebetemperatur, bei der sich die maximale Gewebetemperatur während der HF-Exposition nicht in der Nähe eines der SAR-Maxima befand. Im untersuchten Fall befanden sich die SAR-Maxima entweder im gut durchbluteten Lungengewebe oder an der Körperoberfläche. An beiden Positionen konnte das Thermoregulationssystem des Körpers den HF-Wärmeeintrag kompensieren. Die Position des Temperaturmaximums befand sich dagegen im Muskelgewebe des Arms.

Die Temperatursimulationen mit mehreren HF-Teilpulsen wurden, wie zuvor mit einem HF-Teilpuls, mit einer auf den SAR-Grenzwert von 20 W/kg skalierten Eingangsleistung durchgeführt. Diese Skalierung wurde ausgewählt, da während der Bildgebung in der Regel die maximal zulässige SAR genutzt wird, um die Homogenität der Kernspinanregung zu erhöhen oder die Untersuchungszeit zu reduzieren, anstelle einer reduzierten SAR bei einem gleichen Flipwinkel-Fehler. In den Temperatursimulationen unterscheiden sich daher nur die SAR-Verteilungen, die zu unterschiedlichen Temperaturergebnissen und thermischen Dosiswerten führen, und die maximal zulässigen Gesamteingangsleistungen.

#### 5.5.4.4 *Thermische Dosis bei hohen SAR-Werten*

Die zuvor mit dem thermischen Dosismodell bestimmten zulässigen Expositionszeiten sind deutlich länger als eine MR-Untersuchung. Es wurde daher untersucht, in wie weit die Eingangsleistung erhöht werden kann, wodurch sich eine Reduktion der zulässigen Expositionszeit ergibt, ohne die Untersuchungszeit entscheidend zu limitieren.

Es zeigte sich, dass die Eingangsleistung - im Vergleich zu der auf dem SAR-Grenzwert im normalen Betriebsmodus basierenden Eingangsleistung - um einen Faktor 4 bis 5 erhöht werden kann. Dabei wird eine maximale lokale SAR von bis zu 100 W/kg appliziert. Die Expositionszeit wird auf ca. 1,3 Stunden (Faktor 4) bzw. 50 Minuten (Faktor 5) reduziert. Neben dem SAR-Grenzwert wurde der

zugehörige Temperaturgrenzwert im Betriebsmodus der 1. Stufe von 40 °C um bis zu 2,25 °C überschritten.

## 5.6 Zusammenfassung

In diesem Teil der Arbeit wurden integrierte Sendespulen mit hoher Kanalanzahl für Ultra-Hochfeld MR-Systeme bei 7 T hinsichtlich der Bildgebungsperformance für parallele Sendeverfahren unter Berücksichtigung von Nebenbedingungen für die spezifische Absorptionsrate und die maximale Pulsleistung untersucht. Des Weiteren wurden verschiedene Ansätze für die Bewertung der HF-Exposition basierend auf der spezifischen Absorptionsrate, der lokalen Gewebetemperatur und der thermischen Dosis verglichen und deren Auswirkung auf die Bildgebungsperformance diskutiert.

Es konnte gezeigt werden, dass integrierte Sendespulen genügend Freiheitsgrade zur Verfügung stellen, um unter Verwendung von parallelen Sendeverfahren eine ausreichend homogene Kernspin-Anregung zu erzielen. Dabei erzielen integrierte Sendespulen eine vergleichbare oder höhere Performance im Vergleich zu lokalen Spulen. Homogene Kernspin-Anregungen sind allerdings oftmals nur dann möglich, wenn auch eine hohe lokale SAR während der HF-Pulse erlaubt werden kann. Es wurden daher verschiedene Methoden untersucht, um eine höhere maximale Eingangsleistung zuzulassen und die zulässige Leistung effektiver zu nutzen, ohne dabei die Sicherheit der untersuchten Personen zu beeinträchtigen. Die Bildgebung mit Teilpulsen, die unterschiedliche SAR-Verteilungen im Körper und somit verteilte HF-Wärmeeinträge erzeugen, kann ein homogeneres Anregungsfeld bei einer deutlich reduzierten zeitlich gemittelten SAR ermöglichen.

Sicherheitsbetrachtungen mit den vorgeschlagenen Grenzwerten für die thermische Dosis erlauben eine signifikant höhere Eingangsleistung im Vergleich mit Grenzwerten für die SAR oder lokale Gewebetemperatur, ohne dabei die zulässigen Expositionszeiten so zu beschränken, dass diese einen Einfluss auf die MR-Untersuchungsdauer haben. In der klinischen Praxis sind Untersuchungszeiten länger als eine Stunde extrem selten, weil die Patienten eine längere Liegezeit in der Regel nicht einhalten können.

---

## 6. Schlussfolgerung und Ausblick

---

In dieser Arbeit wurden Hochfrequenz-Expositionsszenarien für die Ultra-Hochfeld-MRT unter Berücksichtigung der lokalen spezifischen Absorptionsrate, der lokalen Gewebetemperatur sowie der thermischen Dosis des Gewebes numerisch untersucht mit dem Ziel, Beiträge zur realitätsnahen Bewertung der HF-Exposition in der Ultra-Hochfeld-MRT zu leisten, numerisch untersucht.

### 6.1 Körpernah betriebene Hochfrequenz-Sendespulen

Der erste Teil (Kapitel 3 und 4) befasste sich mit der Betrachtung von körpernah betriebenen Sendespulen, die derzeit zur Erzeugung des kernspinanregenden magnetischen Felds in UHF-MR-Systemen eingesetzt werden. Körpernah betriebene Spulen können eine hohe lokale SAR und somit einen hohen HF-Wärmeeintrag im Gewebe induzieren. Gewebearten mit einer niedrigen Blutperfusionsrate, z.B. Fettgewebe, können den Wärmeeintrag nur begrenzt kompensieren, und es kann schon bei verhältnismäßig geringen Sendeleistungen zu einer unzulässigen lokalen Gewebeerwärmung kommen. Anhand der HF-Exposition während der MR-Mammographie wurde die Erwärmung der Mammæ mit einer hohen Gewebetemperatur bis in das angrenzende Muskelgewebe gezeigt.

Für realitätsnahe Ergebnisse ist es unerlässlich, anatomische Körpermodelle in Simulationen zu berücksichtigen. In dieser Arbeit wurde die Erstellung von anatomischen Körpermodellen entsprechend des verwendeten Spulengehäuses auf Basis von MR-Bildern gezeigt. In den erstellten Körpermodellen unterscheiden sich nicht nur die Position der maximalen lokalen SAR sondern auch die maximal zulässige Eingangsleistung um bis zu 44%. Dies zeigt, dass verschiedene Körpermodelle berücksichtigt werden müssen, um allgemein anwendbare Ergebnisse zu erzielen. Die erstellten sowie die verfügbaren Körpermodelle basieren auf Daten gesunder Probanden, und die Berücksichtigung von Pathologien in Simulationen ist ein offenes Forschungsgebiet. Erste Arbeiten von anderen Arbeitsgruppen haben die *in vivo*-Bestimmung der elektrischen Materialparameter von verschiedenen Pathologien gezeigt (Restivo et al., 2016).

Für dielektrische Materialien mit hoher Permittivität, die zur Optimierung des kernspinanregenden Felds im Fall der Exposition mit lokalen Sendespulen eingesetzt werden, erfolgte in dieser Arbeit zum ersten Mal eine detaillierte HF-Sicherheitsbetrachtung. Materialien mit hoher Permittivität beeinflussen die elektrische Feldverteilung der HF-Spule, und bestimmte Konfigurationen können zu

einer Verschiebung sowie einer Überhöhung der maximalen lokalen SAR führen. Aus den Ergebnissen folgt, dass für jede Konfiguration von dielektrischen Materialien eine detaillierte Sicherheitsbetrachtung notwendig ist und die zulässige Eingangsleistung entsprechend angepasst werden muss.

## 6.2 Mehrkanalige integrierte Hochfrequenz-Sendespulen

Im zweiten Teil der Arbeit (Kapitel 5) wurden HF-Spulen für die UHF-MRT, die in das MR-System integriert werden können und sich damit entfernt vom Körper befinden, bezüglich der Anwendbarkeit für die Körperbildgebung untersucht. Integrierte Spulen ermöglichen eine hohe Anzahl von Sendekanälen, die für parallele Sendeverfahren zur Optimierung des Anregungsfelds genutzt werden können. Der freigewordene Platz innerhalb des Tragrohrs kann zudem für zusätzliches Equipment genutzt werden, z.B. Arrays von Empfangsspulen zur Verstärkung des MR-Signals oder Spulen für andere Atomkerne (X-Kern-Bildgebung).

Es konnte gezeigt werden, dass mit den betrachteten integrierten Spulenarrays, im Vergleich zu gewöhnlichen Anregungen in Systemen mit 3 T, eine homogene Anregung in großen und verschieden orientierten Schnittebenen im Körper erreicht werden kann. Besonders in koronaler Orientierung zeigten integrierte Arrays eine höhere Bildgebungsperformance im Vergleich zu lokalen Arrays oder integrierten Sendespulen in Systemen mit 3 T, die durch den Einsatz von mehreren in longitudinaler Richtung ausgerichteten Ringen an Sendespulen signifikant erhöht werden kann.

Homogene Kernspinanregungsfelder können jedoch nur erreicht werden, wenn hohe lokale SAR zugelassen oder ein niedriges Puls-Pause-Verhältnis genutzt wird, wodurch die Untersuchungszeit erhöht wird. Es wurden daher Möglichkeiten zur möglichst niedrigen HF-Exposition des Probanden diskutiert. Eine Möglichkeit zur signifikanten gemittelten SAR-Reduktion bzw. zur Optimierung der Homogenität des Anregungsfelds bei gleichbleibender lokaler SAR ist die Verwendung mehrerer HF-Anregungspulse mit unterschiedlicher Amplituden- und Phasengewichtung. Bei deren Verwendung wird der HF-Wärmeeintrag auf verschiedene Körperregionen aufgeteilt. Weitere Möglichkeiten, die HF-Exposition basierend auf Temperatur oder thermischer Dosis zu bewerten, werden in Abschnitt 6.3 diskutiert.

Trotz der durch in diesem Teil der Arbeit gewonnenen Erkenntnisse bleibt eine Reihe von noch zu beantwortenden Fragen. In den untersuchten Spulenarrays konnte aufgrund des notwendigen Simulationsaufwands nur ein Design für die einzelnen Sendeelemente berücksichtigt werden. In anderen Studien konnte jedoch bereits gezeigt werden, dass neben den hier verwendeten Elementen mit Mäander-Mikrostreifenleitungen auch andere Geometrien als Sendeelement in integrierten

Spulenarrays bei 7 T geeignet sind, z.B. Dipolantennen (Rietsch et al., 2017). Es bleibt abzuwarten, ob die präsentierten Ergebnisse auf andere Spulengeometrien übertragbar sind. Weiterhin konnte in diesem Teil der Arbeit nur ein anatomisches Körpermodell berücksichtigt werden. Wie im ersten Teil der Arbeit gezeigt, ist für eine allgemein gültige Sicherheitsbetrachtung jedoch eine Studie mit mehreren unterschiedlichen Körpermodellen erforderlich. Insbesondere große Körpermodelle, bei denen sich die Arme deutlich näher zu den Spulenelementen befinden, können zu anderen Ergebnissen führen. Schließlich, um die präsentierten Ergebnisse *in vivo* anwenden zu dürfen, ist als nächster Schritt die Validierung des Simulationsmodells mit dem physikalischen Prototypen anhand der in Abschnitt 2.7 diskutierten Methoden erforderlich.

## 6.3 Bewertungsgrundlage der HF-Exposition

Ein Ziel dieser Arbeit war es, den Zusammenhang zwischen der lokalen SAR- und Temperaturverteilung im menschlichen Körper bei der HF-Exposition in der UHF-MRT zu untersuchen. Dabei sollte herausgefunden werden, ob eine Sicherheitsabschätzung basierend auf SAR oder Temperatur konservativer ist, wenn IEC-Grenzwerte zugrunde gelegt werden, bzw. ob neue Standards in Form z.B. einer thermischen Gewebedosis herangezogen werden können. Obwohl die SAR nicht direkt mit Gewebeschäden korreliert ist, wird sie seit mehreren Jahrzehnten vorwiegend für die HF-Sicherheitsbewertung im MR-Bereich eingesetzt. Da die Gewebetemperatur und die thermische Dosis in direktem Zusammenhang mit der Gewebeschädigung stehen, ermöglicht die Simulation der Gewebetemperatur unter Berücksichtigung der physiologischen Reaktionen auf die HF-Exposition die umfassendste Sicherheitsbewertung.

Verglichen mit Berechnungen basierend auf der SAR berücksichtigen thermische Simulationen weitere Gewebeparameter, wodurch es zu Unterschieden in den SAR- und Temperaturverteilungen im Gewebe kommen kann. Thermische Simulationen können die physiologische Reaktion des Körpers auf einen HF-Wärmeeintrag und somit den Gesundheitszustand des Probanden berücksichtigen. Im betrachteten Temperaturbereich stellt die Temperaturabhängigkeit der lokalen Blutperfusion den dominierenden Faktor dar, welcher den lokalen Temperaturanstieg entscheidend beeinflusst.

In dieser Arbeit wurden verschiedene temperaturabhängige Perfusionsmodelle berücksichtigt, die sowohl ein gesundes als auch ein gesundheitlich beeinträchtigtes Thermoregulationssystem repräsentieren können. Für ein beeinträchtigtes thermisches Regulationssystem wurde gezeigt, dass eine Exposition bei den lokalen SAR-Grenzwerten zu deutlich überhöhten Temperaturen führen kann und die zulässige Eingangsleistung um bis zu 46% reduziert werden muss, wenn zusätzlich Temperaturgrenzwerte berücksichtigt werden. Für gesunde Thermoregulationssysteme wurden



verschiedene, in der Literatur vorgeschlagene Perfusionsmodelle verglichen. Die in dieser Arbeit erzielten Ergebnisse bei der HF-Exposition der Mammae variieren zwischen einer Reduktion der zulässigen Sendeleistung um -59% und einer Erhöhung von +73%.

Zum Zeitpunkt dieser Arbeit war noch kein Perfusionsmodell für den Einsatz bei der simulationsbasierten Bestimmung der HF-Exposition validiert, und weitere Arbeiten zur Validierung der vorgeschlagenen Modelle oder zur Generierung neuer Modelle sind erforderlich, um zuverlässige Gewebetemperaturen und eindeutige Sicherheitsbewertungen zu erhalten. Soweit die Perfusionsmodelle als repräsentativ für *in vivo*-Antworten von gesunden und beeinträchtigten thermoregulatorischen Systemen angenommen werden können, zeigen die Ergebnisse, dass Thermoregulationssysteme für unterschiedliche Gesundheitszustände von Probanden in thermischen Simulationen berücksichtigt werden müssen.

Mit der Einführung der thermischen Dosis in die Sicherheitsbetrachtung der bei der MRT applizierten HF-Expositionen wird, mit dem Ziel höhere Spitzenwerte oder zeitlich gemittelte HF-Leistungen zuzulassen, zusätzlich zu der Gewebetemperatur, die Expositionszeit berücksichtigt. Um einen Vergleich der Auswirkungen der Exposition mit äquivalenten biologischen Effekten zu ermöglichen (van Rhoon et al., 2013), wird in dem untersuchten Modell der transiente Temperaturverlauf berücksichtigt, indem dieser auf eine Referenztemperatur bezogen und eine kumulierte äquivalente Expositionszeit bei dieser Referenztemperatur errechnet wird. Die Auswertung des Modells zeigt, dass für Probanden mit einem gesunden als auch mit einem beeinträchtigten Thermoregulationssystem in jeder untersuchten Konfiguration eine Expositionszeit zulässig ist, mit der MR-Untersuchungen ohne nennenswerte Einschränkungen durchgeführt werden können, obwohl SAR- und Temperaturgrenzwerte überschritten werden. Im Fall eines gesunden Thermoregulationssystems ist es möglich, basierend auf der Sicherheitsabschätzung mit der thermischen Dosis eine bis zu 5-fach höhere Eingangsleistung als mit der Sicherheitsabschätzung basierend auf SAR-Grenzwerten zuzulassen. Wie gezeigt, kann die höhere Sendeleistung bei integrierten Spulen zur Optimierung des Anregungsfelds genutzt werden, um die Qualität der Ganzkörper-Bildgebung bei 7 T zu verbessern.

Die in den Untersuchungen konstant angenommene Bluttemperatur und der damit angenommene vollständige Energieaustausch zwischen Blut und Gewebe stellt einen Nachteil der verwendeten Bio-Wärmetransferegleichung dar, aufgrund derer die Erhöhung der Körperkerntemperatur nicht berücksichtigt werden konnte. Verschiedene physiologische Reaktionen des Körpers, wie die Transpiration und die Perfusion, sind u.a. von der hypothalamischen Temperatur und somit von der Bluttemperatur abhängig. Bei einer konstanten Bluttemperatur können diese Parameter nicht berücksichtigt werden. Um eine realistische Temperaturverteilung im Körper zu erhalten,

insbesondere bei Expositionen, die zu einer Erhöhung der Körperkerntemperatur führen können, ist es notwendig, die Energieerhaltung im Blut zu berücksichtigen (Bernardi et al., 2003).

## 6.4 Ausblick

Obwohl die Untersuchungen in dieser Arbeit alle bei 7 T durchgeführt wurden, sind die Erkenntnisse auf noch höhere magnetische Feldstärken und somit höhere HF-Frequenzen übertragbar. In den kommenden Jahren sind MR-Geräte mit deutlich höheren Feldstärken als 7 T zu erwarten. Neben den im Kapitel 1 erwähnten Projekten bei 10,5 T und 11,7 T plant ein Konsortium, bestehend aus allen UHF-Standorten in Deutschland, den Aufbau eines Ganzkörper-MR-Tomographen mit einer Feldstärke von 14 T (Wissenschaftsrat, 2017). Diese Feldstärke entspricht einer Larmorfrequenz für  $^1\text{H}$  von 600 MHz. Um das Potential solcher Geräte auszuschöpfen, werden neue Ansätze zur Bestimmung der HF-Exposition und der zulässigen Eingangsleistungen bei der HF-Anregung eine wesentliche Rolle spielen, wie in dieser Arbeit vorgestellt.

---

## Literaturverzeichnis

---

- Adair, E. R. & Berglund, L. G. (1986). On the Thermoregulatory Consequences of NMR Imaging. *Magnetic Resonance Imaging*, 4, 321–333.
- Alon, L., Deniz, C. M., Carluccio, G., Brown, R., Sodickson, D. K. & Collins, C. M. (2016). Effects of Anatomical Differences on Electromagnetic Fields, SAR, and Temperature Change. *Concepts in Magnetic Resonance. Part B, Magnetic Resonance Engineering*, 46 (1), 8–18.  
<http://dx.doi.org/10.1002/cmr.b.21317>.
- Balanis, C. A. (2012). *Advanced Engineering Electromagnetics* (2nd Edition): J. Wiley & Sons, New York.
- Barchanski, A. (2007). *Simulations of Low-Frequency Electromagnetic Fields in the Human Body*: Dissertation, Technische Universitaet Darmstadt, Germany.
- Bardati, F., Borrani, A., Gerardino, A. & Lovisolo, G. A. (1995). SAR Optimization in a Phased Array Radiofrequency Hyperthermia System. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42 (12), 1201. <http://dx.doi.org/10.1109/10.476127>.
- Berenger, J.-P. (1994). A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves. *Journal of Computational Physics*, 114 (2), 185–200. <http://dx.doi.org/10.1006/jcph.1994.1159>.
- Bernardi, P., Cavagnaro, M., Pisa, S. & Piuze, E. (2003). Specific absorption rate and temperature elevation in a subject exposed in the far-field of radio-frequency sources operating in the 10-900-MHz range. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50 (3), 295–304.  
<http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2003.808809>.
- Bitz, A. K., Felder, J. & Wittig, T. (2014). Combined 3D electromagnetic and spin response simulation of MRI systems. Darmstadt, Germany. Zugriff am 1.9.2017  
<https://www.cst.com/Content/Articles/article745/CST-Whitepaper-MRI.pdf>.
- Black, D. (2006). Thermoregulation in the Presence of Radio Frequency Fields. In: F. S. Barnes & B. Greenebaum (Hrsg.), *Biological and Medical Aspects of Electromagnetic Fields* (Third Edition) : CRC Press, Taylor & Francis Group.
- Bloch, F. (1946). Nuclear Induction. *Phys. Rev.*, 70 (7-8), 460–474.  
<http://dx.doi.org/10.1103/PhysRev.70.460>.
- Bottauscio, O., Cassara, A. M., Hand, J. W., Giordano, D., Zilberti, L., Borsero, M., Chiampi, M. & Weidemann, G. (2015). Assessment of computational tools for MRI RF dosimetry by comparison with measurements on a laboratory phantom. *Physics in Medicine and Biology*, 60 (14), 5655–5680. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/60/14/5655>.

- Bottomley, P. A., Redington, R. W., Edelstein, W. A. & Schenck, J. F. (1985). Estimating radiofrequency power deposition in body NMR imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2 (4), 336–349. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910020404>.
- Boulant, N., Wu, X., Adriany, G., Schmitter, S., Ugurbil, K. & van de Moortele, P.-F. (2016). Direct control of the temperature rise in parallel transmission by means of temperature virtual observation points: Simulations at 10.5 Tesla. *Magnetic Resonance in Medicine*, 75 (1), 249–256. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.25637>.
- Brink, W. M., van den Brink, J. S. & Webb, A. G. (2015). The effect of high-permittivity pads on specific absorption rate in radiofrequency-shimmed dual-transmit cardiovascular magnetic resonance at 3T. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 17, 82. <http://dx.doi.org/10.1186/s12968-015-0188-z>.
- Brote, I., Kraff, O., Maderwald, S., Quick, H. H., Yazdanbakhsh, P., Solbach, K., Wicklow, K., Bahr, A., Bolz, T., Ladd, M. E. & Bitz, A. K. (2009). A Multi-Channel SAR Prediction and Online Monitoring System at 7T. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 17, #4788.
- Brunner, D. O., Zanche, N. de, Froehlich, J., Baumann, D. & Pruessmann, K. P. (2007). A Symmetrically Fed Microstrip Coil Array for 7T. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 15, #448.
- Brunner, D. O., Zanche, N. de, Frohlich, J., Paska, J. & Pruessmann, K. P. (2009). Travelling-wave nuclear magnetic resonance. *Nature*, 457 (7232), 994–998. <http://dx.doi.org/10.1038/nature07752>.
- Brunner, D. O. & Pruessmann, K. P. (2010). Optimal design of multiple-channel RF pulses under strict power and SAR constraints. *Magnetic Resonance in Medicine*, 63 (5), 1280–1291. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.22330>.
- Budinger, T. F., Bird, M. D., Frydman, L., Long, J. R., Mareci, T. H., Rooney, W. D., Rosen, B., Schenck, J. F., Schepkin, V. D., Sherry, A. D., Sodickson, D. K., Springer, C. S., Thulborn, K. R., Ugurbil, K. & Wald, L. L. (2016). Toward 20 T magnetic resonance for human brain studies: opportunities for discovery and neuroscience rationale. *Magnetic Resonance Materials in Physics Biology and Medicine (MAGMA)*, 29 (3), 617–639. <http://dx.doi.org/10.1007/s10334-016-0561-4>.
- Cao, Z., Park, J., Cho, Z.-H. & Collins, C. M. (2015). Numerical evaluation of image homogeneity, signal-to-noise ratio, and specific absorption rate for human brain imaging at 1.5, 3, 7, 10.5, and 14T in an 8-channel transmit/receive array. *Journal of Magnetic Resonance Imaging (JMRI)*, 41 (5), 1432–1439. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.24689>.
- Carluccio, G., Bruno, M. & Collins, C. M. (2016). Predicting long-term temperature increase for time-dependent SAR levels with a single short-term temperature response. *Magnetic Resonance in Medicine*, 75 (5), 2195–2203. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.25805>.

- Chatterjee, I. & Gandhi, O. P. (1983). An Inhomogeneous Thermal Block Model of Man for the Electromagnetic Environment. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-30* (11), 707–715. <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.1983.325184>.
- Chi, J., Liu, F., Weber, E., Li, Y. & Crozier, S. (2011). GPU-accelerated FDTD modeling of radio-frequency field-tissue interactions in high-field MRI. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 58* (6), 1789–1796. <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2011.2116020>.
- Christ, A., Kainz, W., Hahn, E. G., Honegger, K., Zefferer, M., Neufeld, E., Rascher, W., Janka, R., Bautz, W., Chen, J., Kiefer, B., Schmitt, P., Hollenbach, H.-P., Shen, J., Oberle, M., Szczerba, D., Kam, A., Guag, J. W. & Kuster, N. (2010). The Virtual Family--development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations. *Physics in Medicine and Biology, 55* (2), N23-38. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/55/2/N01>.
- Collins, C. M., Yang, B., Yang, Q. X. & Smith, M. B. (2002). Numerical calculations of the static magnetic field in three-dimensional multi-tissue models of the human head. *Magnetic Resonance Imaging, 20* (5), 413–424. [http://dx.doi.org/10.1016/S0730-725X\(02\)00507-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0730-725X(02)00507-6).
- Collins, C. M. & Smith, M. B. (2003). Spatial Resolution of Numerical Models of Man and Calculated Specific Absorption Rate Using the FDTD Method: A Study at 64 MHz in a Magnetic Resonance Imaging Coil. *Journal of Magnetic Resonance Imaging (JMRI), 18* (3), 383–388. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.10359>.
- Collins, C. M., Liu, W., Wang, J., Gruetter, R., Vaughan, J. T., Ugurbil, K. & Smith, M. B. (2004). Temperature and SAR Calculations for a Human Head Within Volume and Surface Coils at 64 and 300 MHz. *Journal of Magnetic Resonance Imaging (JMRI), 19* (5), 650–656. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.20041>.
- Collins, C. M., Swift, B. J. & Smith, M. B. (2005). Combination of Transmit Array and Parallel Reconstruction Can Yield Homogeneous Images at Very High Frequencies. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 13*, #874.
- Collins, C. M., Mao, W., Liu, W. & Smith, M. B. (2006). Calculated Local and Average SAR in Comparison with Regulatory Limits. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 14*, 2044.
- Collins, C. M., Carluccio, G., Vaidya, M. V., Haemer, G., Luo, W., Lattanzi, R., Wiggins, G. C., Sodickson, D. K. & Yang, Q. X. (2014). High-permittivity Materials can Improve Global Performance and Safety of Close-Fitting Arrays. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 22*, #0404.
- Collins, C. M., Carluccio, G., Vaidya, M. V., Haemer, G., Lattanzi, R., Wiggins, G. C., Sodickson, D. K. & Yang, Q. X. (2015). Evaluation of Displacement Currents and Conduction Currents in a Close Fitting Head Array with High Permittivity Material. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 23*, #3103.

- de Greef, M. de, Ipek, O., Raaijmakers, A. J. E., Crezee, J. & van den Berg, C. A. T. (2013). Specific Absorption Rate Intersubject Variability in 7T Parallel Transmit MRI of the Head. *Magnetic Resonance in Medicine*, 69 (5), 1476–1485. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.24378>.
- Deniz, C. M., Lattanzi, R., Wiggins, G. & Sodickson, D. K. (2009). RF Energy Deposition and RF Power Requirements in Parallel Transmission with Increasing Distance from the Coil to the Sample. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 17, #4802.
- Deniz, C. M., Alon, L., Brown, R., Sodickson, D. K. & Zhu, Y. (2012). Specific Absorption Rate Benefits of Including Measured Electric Field Interactions in Parallel Excitation Pulse Design. *Magnetic Resonance in Medicine*, 67 (1), 164–174. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.23004>.
- Deniz, C. M., Vaidya, M. V., Sodickson, D. K. & Lattanzi, R. (2016). Radiofrequency energy deposition and radiofrequency power requirements in parallel transmission with increasing distance from the coil to the sample. *Magnetic Resonance in Medicine*, 75 (1), 423–432. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.25646>.
- Dewhirst, M. W., Viglianti, B. L., Lora-Michiels, M., Hanson, M. & Hoopes, P. J. (2003). Basic principles of thermal dosimetry and thermal thresholds for tissue damage from hyperthermia. *International Journal of Hyperthermia*, 19 (3), 267–294. <http://dx.doi.org/10.1080/0265673031000119006>.
- Dey, S. & Mitra, R. (1997). A locally conformal finite-difference time-domain (FDTD) algorithm for modeling three-dimensional perfectly conducting objects. *IEEE Microwave and Guided Wave Letters*, 7 (9), 273–275. <http://dx.doi.org/10.1109/75.622536>.
- Dixon, W. T. (1984). Simple Proton Spectroscopic Imaging. *Radiology*, 153, 189–194.
- Eichfelder, G. & Gebhardt, M. (2011). Local specific absorption rate control for parallel transmission by virtual observation points. *Magnetic Resonance in Medicine*, 66 (5), 1468–1476. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.22927>.
- Ertürk, M. A., Raaijmakers, A. J. E., Adriany, G., Ugurbil, K. & Metzger, G. J. (2017a). A 16-channel combined loop-dipole transceiver array for 7 Tesla body MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 77 (2), 884–894. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.26153>.
- Ertürk, M. A., Wu, X., Eryaman, Y., van de Moortele, P.-F., Auerbach, E. J., Lagore, R. L., DelaBarre, L., Vaughan, J. T., Ugurbil, K., Adriany, G. & Metzger, G. J. (2017b). Toward imaging the body at 10.5 tesla. *Magnetic Resonance in Medicine*, 77 (1), 434–443. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.26487>.
- Eryaman, Y., Guerin, B., Keil, B., Mareyam, A., Herraiz, J. L., Kosior, R. K., Martin, A., Torrado-Carvajal, A., Malpica, N., Hernandez-Tamames, J. A., Schiavi, E., Adalsteinsson, E. & Wald, L. L. (2015). SAR reduction in 7T C-spine imaging using a "dark modes" transmit array strategy. *Magnetic Resonance in Medicine*, 73 (4), 1533–1539. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.25246>.

- Ferlay, J., Shin, H.-R., Bray, F., Forman, D., Mathers, C. & Parkin, D. M. (2010). Estimates of worldwide burden of cancer in 2008. GLOBOCAN 2008. *International Journal of Cancer*, *127* (12), 2893–2917. <http://dx.doi.org/10.1002/ijc.25516>.
- Fiedler, T. M., Ladd, M. E. & Bitz, A. K. (2015). Local SAR elevations in the human head induced by high-permittivity pads at 7 Tesla. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, *23*, #3213.
- Fiedler, T. M., Ladd, M. E. & Bitz, A. K. (2016). Local SAR increase in the human head induced by high-permittivity pads at the sodium ( $^{23}\text{Na}$ ) resonance frequency at 7 Tesla. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, *24*, #3663.
- Fiedler, T. M., Flöser, M., Rietsch, S. H. G., Orzada, S., Quick, H. H., Ladd, M. E. & Bitz, A. K. (2017a). Comparison of a 32-channel remote body coil for 7 Tesla with local and remote 8- and 16-channel transmit coil arrays. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, *25*, #4306.
- Fiedler, T. M., Orzada, S., Flöser, M., Quick, H. H., Ladd, M. E. & Bitz, A. K. (2017b). RF safety assessment of a 32-channel integrated body coil for 7 Tesla: Thermal dose evaluation at high SAR level. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, *25*, #5577.
- Fiedler, T. M., Ladd, M. E. & Bitz, A. K. (2017c). RF safety assessment of a bilateral 4-channel transmit/receive 7 Tesla breast coil: SAR versus tissue temperature limits. *Medical Physics*, *44* (1), 143–157. <http://dx.doi.org/10.1002/mp.12034>.
- Fiedler, T. M., Ladd, M. E. & Bitz, A. K. (2018). SAR Simulations & Safety. Reprinted from 'SAR Simulations & Safety' with permission from Elsevier. *NeuroImage. Neuroimaging with ultra-high field MRI: Present and future* (168), 33–58. <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroimage.2017.03.035>.
- Flöser, M., Bitz, A. K., Orzada, S., Solbach, K. & Ladd, M. E. (2015). Comparison of Local and Remote Transmit Arrays for Body Imaging at 7T under Power and Local SAR Constraints. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, *23*, #0550.
- Gabriel, S., Lau, R. W. & Gabriel, C. (1996). The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in Medicine and Biology*, *41*, 2271–2293.
- Gebhardt, M., Diehl, D., Adalsteinsson, E., Wald, L. L. & Eichfelder, G. (2010). Evaluation of maximum local SAR for parallel transmission (pTx) pulses based on pre-calculated field data using a selected subset of "Virtual Observation Points". *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, *18*, #1441.
- German Cancer Research Center (DKFZ) (2017). Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK). Zugriff am 1.10.2017 <http://mitk.org/>.
- Gillooly, J. F., Brown, J. H., West, G. B., Savage, V. M. & Charnov, E. L. (2001). Effects of size and temperature on metabolic rate. *Science (New York, N.Y.)*, *293* (5538), 2248–2251. <http://dx.doi.org/10.1126/science.1061967>.

- Gosselin, M.-C., Neufeld, E., Moser, H., Huber, E., Farcito, S., Gerber, L., Jedensjo, M., Hilber, I., Di Gennaro, F., Lloyd, B., Cherubini, E., Szczerba, D., Kainz, W. & Kuster, N. (2014). Development of a new generation of high-resolution anatomical models for medical device evaluation: the Virtual Population 3.0. *Physics in Medicine and Biology*, *59* (18), 5287–5303. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/59/18/5287>.
- Graesslin, I., Falaggis, K., Vernickel, P., Röschmann, P., Leussler, C., Zhai, Z., Morich, M. & Katscher, U. (2006). Safety Considerations Concerning SAR During RF Amplifier Malfunctions in Parallel Transmission. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, *14*, #2041.
- Graesslin, I., Homann, H., Biederer, S., Bornert, P., Nehrke, K., Vernickel, P., Mens, G., Harvey, P. & Katscher, U. (2012). A specific absorption rate prediction concept for parallel transmission MR. *Magnetic Resonance in Medicine*, *68* (5), 1664–1674. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.24138>.
- Graesslin, I., Vernickel, P., Bornert, P., Nehrke, K., Mens, G., Harvey, P. & Katscher, U. (2015). Comprehensive RF safety concept for parallel transmission MR. *Magnetic Resonance in Medicine*, *74* (2), 589–598. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.25425>.
- Grimnes, S. & Martinsen, O. G. (2014). *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*: Elsevier (Academic Press).
- Grissom, W., Yip, C.-y., Zhang, Z., Stenger, V. A., Fessler, J. A. & Noll, D. C. (2006). Spatial domain method for the design of RF pulses in multicoil parallel excitation. *Magnetic Resonance in Medicine*, *56* (3), 620–629. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.20978>.
- Grissom, W. A., Khalighi, M.-M., Sacolick, L. I., Rutt, B. K. & Vogel, M. W. (2012). Small-tip-angle spokes pulse design using interleaved greedy and local optimization methods. *Magnetic Resonance in Medicine*, *68* (5), 1553–1562. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.24165>.
- Guérin, B., Gebhardt, M., Serano, P., Adalsteinsson, E., Hamm, M., Pfeuffer, J., Nistler, J. & Wald, L. L. (2015a). Comparison of simulated parallel transmit body arrays at 3 T using excitation uniformity, global SAR, local SAR, and power efficiency metrics. *Magnetic Resonance in Medicine*, *73* (3), 1137–1150. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.25243>.
- Guérin, B., Setsompop, K., Ye, H., Poser, B. A., Stenger, A. V. & Wald, L. L. (2015b). Design of parallel transmission pulses for simultaneous multislice with explicit control for peak power and local specific absorption rate. *Magnetic Resonance in Medicine*, *73* (5), 1946–1953. Zugriff am 9.12.2016. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.25325>.
- Guérin, B., Villena, J. F., Polimeridis, A. G., Adalsteinsson, E., Daniel, L., White, J. K., Rosen, B. R. & Wald, L. L. (2016). Ultimate hyperthermia: Computation of the best achievable radio-frequency hyperthermia treatments in nonuniform body models. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, *24*, #0351.



- Gumbrecht, R., Fontius, U., Adolf, H., Benner, T., Schmitt, F., Adalsteinsson, E., Wald, L. L. & Fautz, H.-P. (2013). Online Local SAR Supervision for Transmit Arrays at 7T. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 21, #4420.
- Hampe, M. (2013). *International Symposium on Electromagnetic Compatibility (EMC Europe), 2013. 2 - 6 Sept. 2013, Brugge, Belgium*. Piscataway, NJ: IEEE.
- Hasgall, P. A., Di Gennaro, F., Baumgartner, C., Neufeld, E., Gosselin, M. C., Payne, D., Klingenböck, A. & Kuster, N. (September 1st, 2005). IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues. Zugriff am 10.1.2018 [www.itis.ethz.ch/database](http://www.itis.ethz.ch/database).
- Hasgall, P. A., Di Gennaro, F., Baumgartner, C., Neufeld, E., Gosselin, M. C., Payne, D., Klingenböck, A. & Kuster, N. (January 13th, 2015). IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues. Zugriff am 10.1.2018 [www.itis.ethz.ch/database](http://www.itis.ethz.ch/database).
- Heinonen, I., Brothers, R. M., Kempainen, J., Knuuti, J., Kalliokoski, K. K. & Crandall, C. G. (2011). Local heating, but not indirect whole body heating, increases human skeletal muscle blood flow. *Journal of Applied Physiology*, 111 (3), 818–824.  
<http://dx.doi.org/10.1152/jappphysiol.00269.2011>.
- Hirata, A., Watanabe, S., Kojima, M., Hata, I., Wake, K., Taki, M., Sasaki, K., Fujiwara, O. & Shiozawa, T. (2006). Computational Verification of Anesthesia Effect on Temperature Variations in Rabbit Eyes Exposed to 2.45 GHz Microwave Energy. *Bioelectromagnetics*, 27 (8), 602–612.  
<http://dx.doi.org/10.1002/bem.20251>.
- Hirata, A. & Fujiwara, O. (2009). Modeling time variation of blood temperature in a bioheat equation and its application to temperature analysis due to RF exposure. *Physics in Medicine and Biology*, 54 (10), N189-N196. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/54/10/N02>.
- Hoffmann, J., Shajan, G., Scheffler, K. & Pohmann, R. (2014). Numerical and experimental evaluation of RF shimming in the human brain at 9.4 T using a dual-row transmit array. *Magnetic Resonance Materials in Physics Biology and Medicine (MAGMA)*, 27 (5), 373–386.  
<http://dx.doi.org/10.1007/s10334-013-0419-y>.
- Homann, H. (2011). SAR Prediction and SAR Management for Parallel Transmit MRI. *Dissertation, Karlsruhe Transactions on Biomedical Engineering, Karlsruhe Institute of Technology* (16).
- Homann, H., Graesslin, I., Nehrke, K., Findelee, C., Dossel, O. & Bornert, P. (2011a). Specific absorption rate reduction in parallel transmission by k-space adaptive radiofrequency pulse design. *Magnetic Resonance in Medicine*, 65 (2), 350–357. Zugriff am 9.12.2016.  
<http://dx.doi.org/10.1002/mrm.22663>.
- Homann, H., Bornert, P., Eggers, H., Nehrke, K., Dossel, O. & Graesslin, I. (2011b). Toward individualized SAR models and in vivo validation. *Magnetic Resonance in Medicine*, 66 (6), 1767–1776. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.22948>.

- Hoque, M. & Gandhi, O. P. (1988). Temperature distributions in the human leg for VLF-VHF exposures at the ANSI-recommended safety levels. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 35 (6), 442–449. <http://dx.doi.org/10.1109/10.2114>.
- Hoult, D. I. & Lauterbur, P. C. (1979). The sensitivity of the zeugmatographic experiment involving human samples. *Journal of Magnetic Resonance*, 34 (2), 425–433. [http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364\(79\)90019-2](http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364(79)90019-2).
- Hoult, D. I. (2000a). Sensitivity and Power Deposition in a High-Field Imaging Experiment. *Journal of Magnetic Resonance Imaging (JMRI)*, 12 (1), 46–67. [http://dx.doi.org/10.1002/1522-2586\(200007\)12:1<46::AID-JMRI6>3.3.CO;2-4](http://dx.doi.org/10.1002/1522-2586(200007)12:1<46::AID-JMRI6>3.3.CO;2-4).
- Hoult, D. I. (2000b). The principle of reciprocity in signal strength calculations-A mathematical guide. *Concepts in Magnetic Resonance*, 12 (4), 173–187.
- Hu, X., Li, C., Wang, H., Zhang, X., Liu, X., Zheng, H., Luan, L. & Li, Y. (2015). Influence of metamaterial insert to cylindrical RF coil array in human knee MR imaging at 1.5T. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 23, #3111.
- Ibrahim, T. S., Lee, R., Baertlein, B. A., Kangarlu, A. & Robitaille, P.-M. L. (2000). Application of finite difference time domain method for the design of birdcage RF head coils using multi-port excitations. *Magnetic Resonance Imaging*, 18 (6), 733–742. Zugriff am 5.12.2016. [http://dx.doi.org/10.1016/S0730-725X\(00\)00143-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0730-725X(00)00143-0).
- Ibrahim, T. S. (2004). Optimization of RF Coils for High Field Imaging: Why the Head is Different Than Symmetrical Phantoms. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 11, #1643.
- IEEE International Committee on Electromagnetic Safety (SCC 28) (2003). IEEE Recommended Practice for Measurements and Computations of Radio Frequency Electromagnetic Fields With Respect to Human Exposure to Such Fields, 100 kHz –300 GHz (IEEE Std C95.3™ - 2002).
- IEEE International Committee on Electromagnetic Safety (SCC 39, TC34, SC2, WG1) (2015). Draft Recommended Practice for Determining the Peak Spatial-Average Specific Absorption Rate (SAR) in the Human Body from Wireless Communications Devices, 30 MHz - 6 GHz- Part 1: General Requirements for using the Finite Difference Time Domain (FDTD) Method for SAR Calculations (IEC/IEEE 62704-1).
- IEEE International Committee on Electromagnetic Safety (SCC39) (19.04.2006). IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz (IEEE Std C95.1™ - 2005).
- International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) (2009). Amendment to the ICNIRP "Statement on medical magnetic resonance (MR) procedures: protection of patients": Published in: *HEALTH PHYSICS* 97(3):259-261.

- International Electrotechnical Commission (IEC) (06.2015). IEC 60601-2-33 Medical electrical equipment - Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential performance, Edition 3.2: ISBN 978-2-8322-2743-5.
- Jiji, L. M. (2009). *Heat Conduction* (Third Edition). Berlin - Heidelberg: Springer-Verlag.
- Jin, J., Liu, F., Weber, E. & Crozier, S. (2012). Improving SAR estimations in MRI using subject-specific models. *Physics in Medicine and Biology*, 57 (24), 8153–8171. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/57/24/8153>.
- Jin, J.-M. (2002). *The Finite Element Method in Electromagnetics* (2nd edn). Hoboken, NJ: Wiley.
- Kainz, W., Christ, A., Kellom, T., Seidman, S., Nikoloski, N., Beard, B. & Kuster, N. (2005). Dosimetric comparison of the specific anthropomorphic mannequin (SAM) to 14 anatomical head models using a novel definition for the mobile phone positioning. *Physics in Medicine and Biology*, 50 (14), 3423–3445. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/50/14/016>.
- Katscher, U., Bornert, P., Leussler, C. & van den Brink, J. S. (2003). Transmit SENSE. *Magnetic Resonance in Medicine*, 49 (1), 144–150. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.10353>.
- Katscher, U., Voigt, T., Findekle, C., Vernickel, P., Nehrke, K. & Dossel, O. (2009). Determination of electric conductivity and local SAR via B1 mapping. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 28 (9), 1365–1374. <http://dx.doi.org/10.1109/TMI.2009.2015757>.
- Keller, D. M., Sander, M., Stallknecht, B. & Crandall, C. G. (2010). alpha-Adrenergic vasoconstrictor responsiveness is preserved in the heated human leg. *The Journal of Physiology*, 588 (Pt 19), 3799–3808. <http://dx.doi.org/10.1113/jphysiol.2010.194506>.
- Keltner, J. R., Carlson, J. W., Roos, M. S., Wong, S. T. S., Wong, T. L. & Budinger, T. F. (1991). Electromagnetic Fields of Surface Coil in Vivo NMR at High Frequencies. *Magnetic Resonance in Medicine*, 22 (2), 467–480. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910220254>.
- Korteweg, M. A., Veldhuis, W. B., Visser, F., Luijten, P. R., Mali, W. P. T. M., van Diest, P. J., van den Bosch, M. A. A. J. & Klomp, D. J. (June 2011). Feasibility of 7 Tesla Breast Magnetic Resonance Imaging Determination of Intrinsic Sensitivity and High-Resolution Magnetic Resonance Imaging, Diffusion-Weighted Imaging, and <sup>1</sup>H-Magnetic Resonance Spectroscopy of Breast Cancer Patients Receiving Neoadjuvant Therapy. *Investigative Radiology*, Volume 46, Number 6, 370–376.
- Kraff, O., Fischer, A., Nagel, A. M., Mönninghoff, C. & Ladd, M. E. (2015). MRI at 7 tesla and above: Demonstrated and potential capabilities. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 41 (1), 13–33. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.24573>.
- Krietenstein, B., Schuhmann, R., Thoma, P. & Weiland, T. (1998). The Perfect Boundary Approximation Technique Facing the Big Challenge of High Precision Field Computation. *19th International Linear Accelerator Conference, Chicago, IL, USA*, 860–862.

- Kurazumi, Y., Tsuchikawa, T., Ishii, J., Fukagawa, K., Yamato, Y. & Matsubara, N. (2008). Radiative and convective heat transfer coefficients of the human body in natural convection. *Building and Environment*, 43 (12), 2142–2153. <http://dx.doi.org/10.1016/j.buildenv.2007.12.012>.
- Laakso, I. & Hirata, A. (2011). Dominant factors affecting temperature rise in simulations of human thermoregulation during RF exposure. *Physics in Medicine and Biology*, 56 (23), 7449–7471. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/56/23/008>.
- Ladd, M. E. (2007). High-Field-Strength Magnetic Resonance Potential and Limits. *Top Magn Reson Imaging, Volume 18* (Number 2). <http://dx.doi.org/10.1097/RMR.0b013e3180f612b3>.
- Lakhssassi, A., Kengne, E. & Semmaoui, H. (2010). Modified Pennes' Equation Modelling Bio-Heat Transfer in Living Tissues. Analytical and Numerical Analysis. *Natural Science*, 2 (12), 1375–1385. <http://dx.doi.org/10.4236/ns.2010.212168>.
- Lang, J., Erdmann, B. & Seebass, M. (1999). Impact of nonlinear heat transfer on temperature control in regional hyperthermia. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46 (9), 1129–1138. <http://dx.doi.org/10.1109/10.784145>.
- Lee, J., Gebhardt, M., Wald, L. L. & Adalsteinsson, E. (2012). Local SAR in parallel transmission pulse design. *Magnetic Resonance in Medicine*, 67 (6), 1566–1578. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.23140>.
- Lindley, M. D., Kim, D., Morrell, G., Heilbrun, M. E., Storey, P., Hanrahan, C. J. & Lee, V. S. (2015). High-permittivity thin dielectric padding improves fresh blood imaging of femoral arteries at 3 T. *Investigative Radiology*, 50 (2), 101–107. <http://dx.doi.org/10.1097/RLI.000000000000106>.
- Liu, F. & Crozier, S. (2004). Electromagnetic fields inside a lossy, multilayered spherical head phantom excited by MRI coils. Models and methods. *Physics in Medicine and Biology*, 49 (10), 1835–1851. Zugriff am 5.12.2016. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/49/10/001>.
- Mahmood, Z., Guérin, B., Adalsteinsson, E., Wald, L. L. & Daniel, L. (2013). An Automated Framework to Decouple pTx Arrays with Many Channels. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 21 (#2722).
- Mahmood, Z., Guérin, B., Adalsteinsson, E., Wald, L. L. & Daniel, L. (2014). Design of a Robust Decoupling Matrix for High Field Parallel Transmit Arrays. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 22, #0548.
- Makris, N., Angelone, L., Tulloch, S., Sorg, S., Kaiser, J., Kennedy, D. & Bonmassar, G. (2008). MRI-based anatomical model of the human head for specific absorption rate mapping. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46 (12), 1239–1251. <http://dx.doi.org/10.1007/s11517-008-0414-z>.
- Massire, A., Cloos, M. A., Luong, M., Amadon, A., Vignaud, A., Wiggins, C. J. & Boulant, N. (2012). Thermal simulations in the human head for high field MRI using parallel transmission. *Journal of Magnetic Resonance Imaging (JMRI)*, 35 (6), 1312–1321. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.23542>.

- Metzger, G. J., Auerbach, E. J., Akgun, C., Simonson, J., Bi, X., Ugurbil, K. & van de Moortele, P.-F. (2013). Dynamically applied B1+ shimming solutions for non-contrast enhanced renal angiography at 7.0 Tesla. *Magnetic Resonance in Medicine*, *69* (1), 114–126. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.24237>.
- Morrell, G. R. & Schabel, M. C. (2010). An analysis of the accuracy of magnetic resonance flip angle measurement methods. *Physics in Medicine and Biology*, *55* (20), 6157–6174. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/55/20/008>.
- Murbach, M., Cabot, E., Neufeld, E., Gosselin, M.-C., Christ, A., Pruessmann, K. P. & Kuster, N. (2011). Local SAR enhancements in anatomically correct children and adult models as a function of position within 1.5 T MR body coil. *Progress in Biophysics and Molecular Biology - Non-Ionizing Radiation (NIR) and Children's Health*, *107* (3), 428–433. <http://dx.doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2011.09.017>.
- Murbach, M., Neufeld, E., Pruessmann, K. P. & Kuster, N. (2012). Safe MR scan times based on CEM43 tissue damage thresholds, using electromagnetic and thermal simulations with anatomically correct human models and considering local thermoregulation. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, *20*, 313.
- Murbach, M., Neufeld, E., Capstick, M., Kainz, W., Brunner, D. O., Samaras, T., Pruessmann, K. P. & Kuster, N. (2014). Thermal tissue damage model analyzed for different whole-body SAR and scan durations for standard MR body coils. *Magnetic Resonance in Medicine*, *71* (1), 421–431. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.24671>.
- Nadobny, J., Szimtenings, M., Diehl, D., Stetter, E., Brinker, G. & Wust, P. (2007). Evaluation of MR-induced hot spots for different temporal SAR modes using a time-dependent finite difference method with explicit temperature gradient treatment. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *54* (10), 1837–1850. <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2007.893499>.
- Nelson, D. A., Charbonnel, S., Curran, A. R., Marttila, E. A., Fiala, D., Mason, P. A. & Ziriach, J. M. (2009). A High-Resolution Voxel Model for Predicting Local Tissue Temperatures in Humans Subjected to Warm and Hot Environments. *Journal of Biomechanical Engineering*, *131* (4), 41003. <http://dx.doi.org/10.1115/1.3002765>.
- Niesporek, S. C., Hoffmann, S. H., Berger, M. C., Benkhedah, N., Kujawa, A., Bachert, P. & Nagel, A. M. (2015). Partial volume correction for in vivo <sup>23</sup>Na-MRI data of the human brain. *NeuroImage*, *112*, 353–363. <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.03.025>.
- Nitz, W. (2006). Principles of Magnetic Resonance Imaging and Magnetic Resonance Angiography. In: P. Reimer, P. M. Parizel & F.-A. Stichnoth (Hrsg.), *Clinical MR Imaging. A Practical Approach*. 2nd edition. Berlin Heidelberg New York: Springer.

- Oh, S., Ryu, Y.-C., Carluccio, G., Sica, C. T. & Collins, C. M. (2014). Measurement of SAR-induced temperature increase in a phantom and in vivo with comparison to numerical simulation. *Magnetic Resonance in Medicine*, 71 (5), 1923–1931. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.24820>.
- Orzada, S., Bahr, A. & Bolz, T. (2008). A novel 7 T microstrip element using meanders to enhance decoupling. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 16, #2979.
- Orzada, S., Kraff, O., Brothe, I., Schäfer, L. C., Bahr, A., Bolz, T., Maderwald, S., Ladd, M. E. & Bitz, A. K. (2009). 8-Channel Transmit/receive Head Coil for 7 T Human Imaging Using Intrinsically Decoupled Strip Line Elements with Meanders. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 17 (#3010).
- Orzada, S., Bitz, A. K., Kraff, O., Oehmigen, M., Gratz, M., Johst, S., Völker, M. N., Rietsch, S. R. G., Flöser, M., Fiedler, T. M., Shooshtary, S., Solbach, K., Quick, H. H. & Ladd, M. E. (2016a). A 32-channel integrated body coil for 7 Tesla whole-body imaging. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 24 (#0167).
- Orzada, S., Ladd, M. E. & Bitz, A. K. (2016b). A method to approximate maximum local SAR in multichannel transmit MR systems without transmit phase information. *Magnetic Resonance in Medicine*. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.26398>.
- Orzada, S., Bitz, A. K., Gratz, M., Johst, S., Shooshtary, S., Voelker, M. N., Rietsch, S. H. G., Flöser, M., Abuelhaija, A., Oehmigen, M., Brunheim, S., Fiedler, T. M., Kraff, O., Quick, H. H., Solbach, K. & Ladd, M. E. (2017a). A 32-channel transmit system add-on for 7 Tesla body imaging. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 25, #1219.
- Orzada, S., Bitz, A. K., Johst, S., Gratz, M., Völker, M. N., Kraff, O., Abuelhaija, A., Fiedler, T. M., Solbach, K., Quick, H. H. & Ladd, M. E. (2017b). Analysis of an Integrated 8-Channel Tx/Rx Body Array for Use as a Body Coil in 7-Tesla MRI. *Frontiers in Physics*, 5, 46. <http://dx.doi.org/10.3389/fphy.2017.00017>.
- Padormo, F., Beqiri, A., Hajnal, J. V. & Malik, S. J. (2015). Parallel transmission for ultrahigh-field imaging. *NMR in Biomedicine*. <http://dx.doi.org/10.1002/nbm.3313>.
- Pennes, H. H. (1948). Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm. *Journal of Applied Physiology*, Volume 1 (2). <http://dx.doi.org/10.1152/jappl.1948.1.2.93>.
- Pinker, K., Grabner, G., Bogner, W., Gruber, S., Szomolanyi, P., Trattnig, S., Heinz-Peter, G., Weber, M., Fitzal, F., Pluschnig, U., Rudas, M., Helbich, T., Gruber, S. & Heinz-Peter, G. (2009). A Combined High Temporal and High Spatial Resolution 3 Tesla MR Imaging Protocol for the Assessment of Breast Lesions. Initial Results. *Investigative Radiology*, Volume 44, Number 9, 553–558. <http://dx.doi.org/10.1097/RLI.0b013e3181b4c127>.

- Pollock, J. M., Tan, H., Kraft, R. A., Whitlow, C. T., Burdette, J. H. & Maldjian, J. A. (2009). Arterial spin-labeled MR perfusion imaging: clinical applications. *Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America*, 17 (2), 315–338. <http://dx.doi.org/10.1016/j.mric.2009.01.008>.
- Quesson, B., Zwart, J. A. de & Moonen, C. T.W. (2000). Magnetic resonance temperature imaging for guidance of thermotherapy. *Journal of Magnetic Resonance Imaging (JMRI)*, 12 (4), 525–533. [http://dx.doi.org/10.1002/1522-2586\(200010\)12:4<525::AID-JMRI3>3.0.CO;2-V](http://dx.doi.org/10.1002/1522-2586(200010)12:4<525::AID-JMRI3>3.0.CO;2-V).
- Raaijmakers, A. J. E., Italiaander, M., Voogt, I. J., Luijten, P. R., Hoogduin, J. M., Klomp, D. W. J. & van den Berg, C. A. T. (2016). The fractionated dipole antenna. A new antenna for body imaging at 7 Tesla. *Magnetic Resonance in Medicine*, 75 (3), 1366–1374. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.25596>.
- RAPID Biomedical GmbH, Rimpar, Germany.
- Restivo, M. C., van den Berg, C. A. T., van Lier, A. L. H. M. W., Polders, D. L., Raaijmakers, A. J. E., Luijten, P. R. & Hoogduin, H. (2016). Local Specific Absorption Rate in Brain Tumors at 7 Tesla. *Magnetic Resonance in Medicine*, 75 (1), 381–389. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.25653>.
- Rieke, V. & Pauly, K. B. (2008). MR thermometry. *Journal of Magnetic Resonance Imaging (JMRI)*, 27 (2), 376–390. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.21265>.
- Rietsch, S. H. G., Quick, H. H. & Orzada, S. (2015). Impact of different meander sizes on the RF transmit performance and coupling of microstrip line elements at 7 T. *Medical Physics*, 42 (8), 4542–4552. <http://dx.doi.org/10.1118/1.4923177>.
- Rietsch, S. H. G., Orzada, S., Bitz, A. K., Gratz, M., Ladd, M. E. & Quick, H. H. (2017). Parallel transmit capability of various RF transmit elements and arrays at 7T MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.26704>.
- Sacolick, L. I., Wiesinger, F., Hancu, I. & Vogel, M. W. (2010). B1 Mapping by Bloch-Siegert Shift. *Magnetic Resonance in Medicine*, 63 (5), 1315–1322. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.22357>.
- Samaras, T. & Sahalos, J. N. (2003). A Modeling Approach for Evaluating SAR for Mobile systems. In: P. Stavroulakis (Hrsg.), *Biological Effects of Electromagnetic Fields* (S. 238–286): Springer-Verlag.
- Sapareto, S. A. & Dewey, W. C. (1984). Thermal dose determination in cancer therapy. *International Journal of Radiation Oncology\*Biological\*Physics*, 10 (6), 787–800. [http://dx.doi.org/10.1016/0360-3016\(84\)90379-1](http://dx.doi.org/10.1016/0360-3016(84)90379-1).
- Seifert, F., Wubbeler, G., Junge, S., Ittermann, B. & Rinneberg, H. (2007). Patient safety concept for multichannel transmit coils. *Journal of Magnetic Resonance Imaging (JMRI)*, 26 (5), 1315–1321. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.21149>.
- Setsompop, K., Wald, L. L., Alagappan, V., Gagoski, B. A. & Adalsteinsson, E. (2008). Magnitude least squares optimization for parallel radio frequency excitation design demonstrated at 7 Tesla with

- eight channels. *Magnetic Resonance in Medicine*, 59 (4), 908–915.  
<http://dx.doi.org/10.1002/mrm.21513>.
- Shao, T., Xia, L., Tao, G., Chi, J., Liu, F. & Crozier, S. (2012). Advanced three-dimensional tailored RF pulse design in volume selective parallel excitation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 31 (5), 997–1007. Zugriff am 9.12.2016. <http://dx.doi.org/10.1109/TMI.2011.2178035>.
- Shrivastava, D. & Vaughan, J. T. (2009). A generic bioheat transfer thermal model for a perfused tissue. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131 (7), 74506.  
<http://dx.doi.org/10.1115/1.3127260>.
- Shrivastava, D., Hanson, T., Kulesa, J., Tian, J., Adriany, G. & Vaughan, J. T. (2011). Radiofrequency heating in porcine models with a "large" 32 cm internal diameter, 7 T (296 MHz) head coil. *Magnetic Resonance in Medicine*, 66 (1), 255–263. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.22790>.
- Siemens Healthcare (2015). MAGNETOM Terra (Produkt Broschüre). Erlangen, Deutschland.
- Silvester, P. P. & Ferrari, R. (1996). *Finite Elements for Electrical Engineers* (3rd edn): Cambridge University Press.
- Simonis, F. F. J., Petersen, E. T., Bartels, L. W., Lagendijk, J. J. W. & van den Berg, C. A. T. (2015). Compensating for magnetic field inhomogeneity in multigradient-echo-based MR thermometry. *Magnetic Resonance in Medicine*, 73 (3), 1184–1189. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.25207>.
- Simonis, F. F. J., Petersen, E. T., Lagendijk, J. J. W. & van den Berg, C. A. T. (2016). Feasibility of measuring thermoregulation during RF heating of the human calf muscle using MR based methods. *Magnetic Resonance in Medicine*, 75 (4), 1743–1751.  
<http://dx.doi.org/10.1002/mrm.25710>.
- Snaar, J. E. M., Teeuwisse, W. M., Versluis, M. J., van Buchem, M. A., Kan, H. E., Smith, N. B. & Webb, A. G. (2011). Improvements in high-field localized MRS of the medial temporal lobe in humans using new deformable high-dielectric materials. *NMR in Biomedicine*, 24 (7), 873–879.  
<http://dx.doi.org/10.1002/nbm.1638>.
- Solbach, K., Abuelhaija, A. & Shooshtary, S. (2014). Near-Magnet Power Amplifier with built-in Coil Current Sensing. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 22, #1287.
- Sprinkhuizen, S. M., Bakker, C. J. G. & Bartels, L. W. (2010). Absolute MR thermometry using time-domain analysis of multi-gradient-echo magnitude images. *Magnetic Resonance in Medicine*, 64 (1), 239–248. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.22429>.
- Stolwijk, J. A. J. & Hardy, J. D. (1966). Temperature Regulation in Man - A Theoretical Study. *Pflügers Archiv. ges. Physiol, Bd. 291*, 129–162.
- Streicher, M. N., Schafer, A., Ivanov, D., Muller, D. K., Amadon, A., Reimer, E., Huber, L., Dhital, B., Rivera, D., Kogler, C., Trampel, R., Pampel, A. & Turner, R. (2014). Fast accurate MR thermometry



- using phase referenced asymmetric spin-echo EPI at high field. *Magnetic Resonance in Medicine*, 71 (2), 524–533. Zugriff am 5.12.2016. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.24681>.
- Sturm, J. F. (1999). Using SeDuMi 1.02, A Matlab toolbox for optimization over symmetric cones. *Optimization Methods and Software*, 11 (1-4), 625–653. <http://dx.doi.org/10.1080/10556789908805766>.
- Taflove, A. (1998). *Advances in Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method*. Boston, MA: Artech House.
- Teeuwisse, W. M., Brink, W. M. & Webb, A. G. (2012a). Quantitative Assessment of the Effects of High-Permittivity Pads in 7 Tesla MRI of the Brain. *Magnetic Resonance in Medicine*, 67 (5), 1285–1293. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.23108>.
- Teeuwisse, W. M., Brink, W. M., Haines, K. N. & Webb, A. G. (2012b). Simulations of high permittivity materials for 7 T neuroimaging and evaluation of a new barium titanate-based dielectric. *Magnetic Resonance in Medicine*, 67 (4), 912–918. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.24176>.
- The European Parliament and the Council of the European Union (21.09.2007). Directive 2007/47/EC of the European Parliament and of the Council of 5 September 2007. *Official Journal of the European Union* (L 247/21).
- U.S. National Library of Medicine. The Visible Human Project. Zugriff am 1.12.2017 [https://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible\\_human.html](https://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html).
- Ullmann, P., Junge, S., Wick, M., Seifert, F., Ruhm, W. & Hennig, J. (2005). Experimental Analysis of Parallel Excitation Using Dedicated Coil Setups and Simultaneous RF Transmission on Multiple Channels. *Magnetic Resonance in Medicine*, 54 (4), 994–1001. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.20646>.
- Umutlu, L., Maderwald, S., Kraff, O., Theysohn, J. M., Kuemmel, S., Hauth, E. A., Forsting, M., Antoch, G., Ladd, M. E., Quick, H. H. & Lauenstein, T. C. (2010). Dynamic Contrast-Enhanced Breast MRI at 7 Tesla Utilizing a Single-loop Coil: A Feasibility Trial. *Academic radiology*, 17 (8), 1050–1056. <http://dx.doi.org/10.1016/j.acra.2010.03.017>.
- United States Food and Drug Administration (FDA) (14.11.1998). Guidance for the Submission of Premarket Notifications for Magnetic Resonance Diagnostic Devices.
- van den Bergen, B., van den Berg, C. A. T., Bartels, L. W. & Lagendijk, J. J. W. (2007). 7 T body MRI: B1 shimming with simultaneous SAR reduction. *Physics in Medicine and Biology*, 52 (17), 5429–5441. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/52/17/022>.
- van Lier, A. L. H. M. W., Raaijmakers, A., Voigt, T., Lagendijk, J. J. W., Luijten, P. R., Katscher, U. & van den Berg, C. A. T. (2014). Electrical Properties Tomography in the Human Brain at 1.5, 3, and 7T: A Comparison Study. *Magnetic Resonance in Medicine*, 71 (1), 354–363. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.24637>.

- van Rhoon, G. C., Samaras, T., Yarmolenko, P. S., Dewhurst, M. W., Neufeld, E. & Kuster, N. (2013). CEM43°C thermal dose thresholds: a potential guide for magnetic resonance radiofrequency exposure levels? *European Radiology*, *23* (8), 2215–2227. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-013-2825-y>.
- Vaughan, J. T., Garwood, M., Collins, C. M., Liu, W., DelaBarre, L., Adriany, G., Andersen, P., Merkle, H., Goebel, R., Smith, M. B. & Ugurbil, K. (2001). 7T vs. 4T: RF Power, Homogeneity, and Signal-to-Noise Comparison in Head Images. *Magnetic Resonance in Medicine*, *46* (1), 24–30.
- Vaughan, J. T., DelaBarre, L., Snyder, C., Adriany, G. & Collins, C. (2005). RF Image Optimization at 7T & 9.4T. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, *13*, #953.
- Voigt, T., Katscher, U. & Doessel, O. (2011). Quantitative Conductivity and Permittivity Imaging of the Human Brain Using Electric Properties Tomography. *Magnetic Resonance in Medicine*, *66* (2), 456–466. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.22832>.
- Wang, Z., Smith, M. B. & Collins, C. M. (2007a). Dependence of Temperature Increase on Pulse Sequence with Equivalent Time-Average SAR. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, *15*, #3247.
- Wang, Z., Lin, J. C., Mao, W., Liu, W., Smith, M. B. & Collins, C. M. (2007b). SAR and Temperature: Simulations and Comparison to Regulatory Limits for MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging (JMRI)*, *26* (2), 437–441. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.20977>.
- Wang, Z., Lin, J. C., Mao, W., Liu, W., Smith, M. B. & Collins, C. M. (2007c). SAR and Temperature: Simulations and Comparison to Regulatory Limits for MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging (JMRI)*, *26* (2), 437–441. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.20977>.
- Wang, Z., Lin, J. C., Vaughan, J. T. & Collins, C. M. (2008). Consideration of Physiological Response in Numerical Models of Temperature During MRI of the Human Head. *Journal of Magnetic Resonance Imaging (JMRI)*, *28* (5), 1303–1308. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.21556>.
- Weidemann, G., Seifert, F., Hoffmann, W., Pfeiffer, H., Seemann, R. & Ittermann, B. (2016). Measurements of RF power reflected and radiated by multichannel transmit MR coils at 7T. *Magnetic Resonance Materials in Physics Biology and Medicine (MAGMA)*, *29* (3), 371–378. <http://dx.doi.org/10.1007/s10334-016-0551-6>.
- Weiland, T. (1977). A discretization method for the solution of Maxwell's equations for six component fields. *Electronics and Communications AEU*, *31* (3), 116–120.
- Werner, J. & Buse, M. (1985). Temperature profiles with respect to inhomogeneity and geometry of the human body. *J Appl Physiol*, *65* (3), 1110–1118.
- Winter, L. & Niendorf, T. (2016). Electrodynamics and radiofrequency antenna concepts for human magnetic resonance at 23.5 T (1 GHz) and beyond. *Magnetic Resonance Materials in Physics Biology and Medicine (MAGMA)*, *29* (3), 641–656. <http://dx.doi.org/10.1007/s10334-016-0559-y>.

- Wissenschaftsrat (2017). *Bericht zur wissenschaftsgeleiteten Bewertung umfangreicher Forschungsinfrastrukturvorhaben für die Nationale Roadmap (Drs. 6410-17)*. Köln: Wissenschaftsrat. Zugriff am 1.5.2018 <https://www.wissenschaftsrat.de/download/archiv/6410-17.pdf>.
- Wolf, S., Diehl, D., Gebhardt, M., Mallow, J. & Speck, O. (2013). SAR Simulations for High-Field MRI: How Much Detail, Effort, and Accuracy is Needed? *Magnetic Resonance in Medicine*, 69 (4), 1157–1168. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.24329>.
- World Health Organization (2000). Obesity: Preventing and managing the global epidemic. Report of a WHO Consultation. *WHO Technical Report Series*, 894.
- Wu, X., Akgun, C., Vaughan, J. T., Andersen, P., Strupp, J., Ugurbil, K. & van de Moortele, P.-F. (2010). Adapted RF pulse design for SAR reduction in parallel excitation with experimental verification at 9.4T. *Journal of Magnetic Resonance*. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmr.2010.04.018>.
- Wu, X., Schmitter, S., Auerbach, E. J., Ugurbil, K. & van de Moortele, P.-F. (2014). Mitigating transmit B1 inhomogeneity in the liver at 7T using multi-spoke parallel transmit RF pulse design. *Quantitative imaging in medicine and surgery*, 4 (1), 4–10. <http://dx.doi.org/10.3978/j.issn.2223-4292.2014.02.06>.
- Yang, Q. X., Mao, W., Wang, J., Smith, M. B., Lei, H., Zhang, X., Ugurbil, K. & Chen, W. (2006). Manipulation of Image Intensity Distribution at 7.0 T: Passive RF Shimming and Focusing with Dielectric Materials. *Journal of Magnetic Resonance Imaging (JMRI)*, 24 (1), 197–202. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.20603>.
- Yarmolenko, P. S., Moon, E. J., Landon, C., Manzoor, A., Hochman, D. W., Viglianti, B. L. & Dewhirst, M. W. (2011). Thresholds for thermal damage to normal tissues: An update. *International Journal of Hyperthermia*, 27 (4), 320–343. <http://dx.doi.org/10.3109/02656736.2010.534527>.
- Yee, K. S. (1966). Numerical Solution of Initial Value Problems Involving Maxwell's Equations in Isotropic Media. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 14 (3), 302–307. <http://dx.doi.org/10.1109/TAP.1966.1138693>.
- Zhu, Y. (2004). Parallel Excitation With an Array of Transmit Coils. *Magnetic Resonance in Medicine*, 51 (4), 775–784. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.20011>.
- Zhu, Y., Alon, L., Deniz, C. M., Brown, R. & Sodickson, D. K. (2012). System and SAR Characterization in Parallel RF Transmission. *Magnetic Resonance in Medicine*, 67 (5), 1367–1378. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.23126>.
- Zolfaghari, A. & Maerefat, M. (2011). Bioheat Transfer. In: Marco Aurelio Dos Santos Bernardes (Hrsg.), *Developments in Heat Transfer*. Croatia: InTech Europe.



---

## Danksagung

---

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter bei Herrn Prof. Dr. Mark E. Ladd in der Abteilung für *Medizinische Physik in der Radiologie* am *Deutschen Krebsforschungszentrum (DKFZ)* in Heidelberg.

Zuallererst möchte ich mich bei Mark Ladd dafür bedanken, mich in sein Team aufgenommen zu haben und mir in großzügiger Weise die Möglichkeit zu geben, diese Dissertation am DKFZ anzufertigen. Mark Ladd hat ihren Fortschritt mit großem Interesse verfolgt und mit vielen Anregungen zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen. Für seine Unterstützung und wertvollen Hinweise gilt ihm mein Dank.

Bei Herrn Prof. Dr. Markus Clemens bedanke ich mich für das Interesse an dieser Arbeit und für die Übernahme des Referenten und die Vertretung der Arbeit gegenüber der Fakultät.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Andreas K. Bitz für die Betreuung und unablässige Unterstützung dieser Arbeit. Danke, dass du dir so viel Zeit genommen hast.

Bei Herrn Dr.-Ing. Joachim Streckert bedanke ich mich für die Aufnahme in die Forschungsgruppe am *Lehrstuhl für Theoretische Elektrotechnik* während meines Studiums sowie für die Hilfe bei der Erstellung dieser Arbeit. Die Arbeit in Wuppertal hat mein Interesse an der numerischen Dosimetrie-Bestimmung geweckt und den wissenschaftlichen Grundstein für diese Arbeit gelegt.

Bei Frau Dr. Kristina Grittner und Herrn Dieter Seipp bedanke ich mich für zahlreiche hilfreiche Anregungen und das Korrekturlesen dieser Arbeit.

Zudem bedanke ich mich bei meinen Kollegen am DKFZ, am *Erwin L. Hahn Institute* in Essen sowie am *Lehrstuhl für Theoretische Elektrotechnik* der Bergischen Universität Wuppertal.

Diese Arbeit wurde gefördert vom Europäischen Forschungsrat im Rahmen des 7. Forschungsrahmenprogramms (ERC Grant Agreement n. 291903 MRexcite).