

Aus der Radiologischen Universitätsklinik (Department) Tübingen

Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Radiologie

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. med. C. D. Claussen

Sektion für Experimentelle Radiologie

Leiter: Professor Dr. Dr. F. Schick

**Effekte der Hochfrequenzabsorption bei der
Magnetresonanztomografie**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Alexander Berger

aus

Pforzheim

2008

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. Dr. F. Schick

2. Berichterstatter: Professor Dr. U. Klose

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1.	EINLEITUNG	4
1.1	Motivation	4
1.2	Grundlagen der Magnetresonanztomografie	7
1.3	Wirkungsweisen von elektromagnetischen Feldern	13
1.3.1	Statisches Magnetfeld	13
1.3.2	Gradientenfeld	18
1.3.3	Das elektromagnetische Hochfrequenzfeld	20
1.3.3.1	Direkte Wechselwirkungen des Hochfrequenzfeldes mit Gewebe	20
1.3.3.2	Indirekte Wechselwirkungen des Hochfrequenzfeldes	24
1.4	Richt- und Grenzwerte	29
2.	MATERIAL UND METHODIK	32
2.1	Magnetresonanztomografen	32
2.1.1	MAGNETOM CONCERTO [®] , Siemens, Erlangen, Germany	32
2.1.2	MAGNETOM SONATA [®] , Siemens, Erlangen, Germany	33
2.1.3	MAGNETOM TRIO [®] , Siemens, Erlangen, Germany	34
2.2	Sequenzen	36
2.3	Temperaturmessung	40
2.3.1	Die Faseroptische Temperaturmessung	40
2.3.2	Die Infrarotthermografie	41
2.4	Experimente	48
2.4.1	Direkte Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes	48
2.4.1.1	Interaktion des Hochfrequenzfeldes mit verschiedenen Flüssigkeiten	48
2.4.1.2	Interaktion des Hochfrequenzfeldes mit dem menschlichen Organismus (Probandenstudie)	50
2.4.2	Indirekte Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes	54
2.4.2.1	Interaktion des B ₁ -Feldes mit metallischen Leitern ohne Resonanzeigenschaften (Leiterschleife)	54
2.4.2.2	Interaktion des B ₁ -Feldes mit metallischen Leitern mit Resonanzeigenschaften (Schwingkreis)	70

Inhaltsverzeichnis

2.4.2.3	Interaktion des E_1 -Feldes mit metallischen Leitern (Antenneneffekt)	72
2.4.2.4	Interaktion der elektromagnetischen Felder mit komplexen Gegenständen aus dem Bereich der Medizin und des Alltags	78
2.5	Auswertung	83
3.	ERGEBNISSE	85
3.1	Direkte Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes	85
3.1.1	Interaktion des Hochfrequenzfeldes mit verschiedenen Flüssigkeiten	85
3.1.2	Interaktion des Hochfrequenzfeldes mit dem menschlichen Organismus (Probandenstudie)	90
3.1.2.1	Temperaturmessungen	91
3.1.2.2	Herzfrequenz- und Blutdruckmessungen	108
3.1.2.3	Auswertung der Probandenevaluation	111
3.1.2.4	Darstellung der MRT Bilder	113
3.2	Indirekte Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes	114
3.2.1	Interaktion des B_1 -Feldes mit metallischen Leitern ohne Resonanzeigenschaften (Leiterschleife)	114
3.2.1.1	Leistungsanpassung durch Variation des Kohleschicht- widerstandes	115
3.2.1.2	Leistungsanpassung durch Variation des Winkels	121
3.2.2	Interaktion des B_1 -Feldes mit metallischen Leitern mit Resonanzeigenschaften (Schwingkreis)	126
3.2.3	Interaktion des E_1 -Feldes mit metallischen Leitern (Antenneneffekt)	127
3.2.3.1	Interaktion des E_1 -Feldes mit resonanten metallischen Leitern (Kupferdraht)	127
3.2.3.2	Interaktion des E_1 -Feldes mit nichtresonanten metallischen Leitern (Führungsdraht)	130
3.2.4	Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes mit komplexen Gegenständen aus dem Bereich der Medizin und des Alltags	132

Inhaltsverzeichnis

4.	DISKUSSION	133
4.1	Direkte Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes	134
4.1.1	Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes mit verschiedenen Flüssigkeiten	134
4.1.2	Interaktion des Hochfrequenzfeldes mit dem menschlichen Organismus (Probandenstudie)	137
4.2	Indirekte Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes	144
4.2.1	Interaktion des B_1 -Feldes mit metallischen Leitern ohne Resonanzeigenschaften (Leiterschleife)	144
4.2.2	Interaktion des B_1 -Feldes mit metallischen Leitern mit Resonanzeigenschaften (Schwingkreis)	148
4.2.3	Interaktion des E_1 -Feldes mit metallischen Leitern (Antenneneffekt)	150
4.2.4	Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes mit komplexen Gegenständen aus dem Bereich der Medizin und des Alltags	156
5.	ZUSAMMENFASSUNG	160
6.	LITERATURVERZEICHNIS	164
7.	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	183
8.	DANKSAGUNG	185
9.	LEBENS LAUF	186

1. EINLEITUNG

1.1 Motivation

Die Magnetresonanztomografie (MRT) hat seit ihrer klinischen Einführung in den 80er Jahren einen sehr hohen Stellenwert in der medizinischen Diagnostik erlangt und weist mit weltweit mehr als 100 Mio. Untersuchungen einen sehr großen Erfahrungsreichtum auf. Dies spiegelt sich nicht zuletzt in der Verleihung des Nobelpreises für Medizin im Jahre 2003 an die beiden Wissenschaftler Paul C. Lauterbur und Sir Peter Mansfield für die Anwendung der magnetischen Kernresonanz als bildgebendes Verfahren wieder. In den letzten Jahren hat sie gegenüber dem konventionellen Röntgen und der Computertomografie (CT) deutlich an Bedeutung gewonnen. Dies gilt vor allem im diagnostischen Bereich, aber auch im interventionellen Sektor kommt die MRT vermehrt zum Einsatz. Dabei werden sowohl thermische Ablationsverfahren wie die Laserinduzierte Thermotherapie (LITT), die Radiofrequenzinduzierte Thermotherapie (RFITT oder HFITT) und der Hochintensive Fokussierte Ultraschall (HiFU) als auch verschiedene Arten von Biopsien, Gefäßinterventionen und neurochirurgischen Eingriffen unter MRT-Kontrolle verwendet. Die wichtigsten Gründe hierfür sind der hervorragende intrinsische Weichteilkontrast, die gute Gefäßdarstellung, die Verfügbarkeit von nichtjodhaltigen, gut verträglichen Kontrastmitteln, die variable Schnittführung der Bildebene, das Erhalten von funktionellen Informationen wie Flussgeschwindigkeiten in Gefäßen und insbesondere das Nichtvorhandensein ionisierender Strahlung. Gerade bei konventionellen Interventionen unter Röntgendurchleuchtung sind sowohl die Patienten als auch das Personal einer hohen Strahlendosis ausgesetzt. So beträgt etwa die effektive Dosis bei einer Computertomografie des Abdomens 10-25 mSv. Moderne Durchleuchtungsgeräte arbeiten zwar schon mit relativ niedrigen Dosen, manche Untersuchungen oder Operationen können sich jedoch über einen längeren Zeitraum erstrecken und führen so zu einer Akkumulation der Strahlendosis.

Einleitung

Infolge der oft mehrmals am Tag durchgeführten Untersuchungen ist insbesondere die Langzeitbelastung für das Personal von Bedeutung.

Die Magnetresonanztomografie birgt aber auch Gefahren. Verantwortlich dafür sind die magnetischen und elektromagnetischen Felder des Tomografen, das statische Magnetfeld, die Gradientenfelder und das Hochfrequenzfeld. Ein Nichtbeachten der Sicherheitsrichtlinien und der bekannten Wirkungsmechanismen kann schwerwiegende Verletzungsfolgen nach sich ziehen. Die technische Weiterentwicklung der Tomografiesysteme mit dem Trend zu höheren Feldstärken, die Schaffung neuer Pulssequenzen und das sich erweiternde Indikationsgebiet insbesondere der interventionellen MRT erfordert weitergehende Untersuchungen über mögliche Wechselwirkungen der magnetischen und elektromagnetischen Felder mit dem Patienten und ggf. vorhandenen Implantaten oder sonstigen Gegenständen.

Diese Arbeit beschäftigt sich mit einer potentiell großen Gefahrenquelle der Magnetresonanztomografie, dem zur Spinanregung verwendeten Hochfrequenzfeld. Hierbei werden kurze Pulse hochfrequenter elektromagnetischer Wellen in den Körper eingestrahlt, um die Wasserstoffkerne zum Senden anzuregen und damit ein Bild des menschlichen Körpers zu erzeugen. Diese Strahlung ist jedoch ebenfalls in der Lage, sowohl durch eine direkte, als auch indirekte Wärmewirkung den menschlichen Körper zu schädigen. Die direkte Wärmewirkung wird durch die Anregung der Moleküle im Gewebe und der dadurch entstehenden Reibungskräfte verursacht. Eine indirekte Gewebeschädigung ist durch die zusätzliche Anwesenheit von leitenden Materialien im MRT-Umfeld möglich. Dabei können in elektrischen Leitern Ströme induziert werden, die den Leiter selbst und damit das angrenzende Gewebe erwärmen können. Die resultierende Wärmeentwicklung kann dabei so groß sein, dass das betroffene Gewebe irreversibel geschädigt wird.

Patienten, die sich einer MRT Untersuchung unterziehen müssen, sind häufig Träger von metallischen Implantaten wie Hüftprothesen, Osteosyntheseplatten,

Einleitung

Clips oder Stents. Diese werden während der Untersuchung ebenso den elektromagnetischen Wellen ausgesetzt und können mit diesen interagieren. Aber nicht nur medizinische Produkte besitzen die potentielle Gefahr, im Hochfrequenzfeld Wärme zu erzeugen. Auch gewöhnliche Gegenstände des Alltags wie z.B. Schmuckketten können die Eigenschaft besitzen, mit dem elektromagnetischen Hochfrequenzfeld zu interagieren, und wurden deshalb in die Versuchsreihe mit einbezogen.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die verschiedenen Mechanismen der Wärmeentstehung durch das Hochfrequenzfeld während einer Magnetresonanztomografie-Untersuchung systematisch mittels Infrarotthermografie zu untersuchen. Zur Messung der direkten Wärmewirkung erfolgten zunächst Versuche an Phantomen bestehend aus unterschiedlichen Flüssigkeiten. Der Bezug auf die klinische Anwendung wurde durch eine Probandenstudie hergestellt, bei der sowohl die Wärmeentwicklung quantifiziert, als auch das subjektive Wärmeempfinden und die physiologische Antwort des Organismus erfasst wurde.

Zur Messung der indirekten Gewebeerwärmung durch metallische Leiter in einem Hochfrequenzfeld wurden zunächst einfache Modelle herangezogen, die aufgrund ihrer Geometrie im Besonderen in der Lage sind, in das HF-Feld einzukoppeln. Dabei wurde im Speziellen auf die beiden Wellenkomponenten des Hochfrequenzfeldes, das magnetische B_1 -Feld und das elektrische E_1 -Feld eingegangen und die jeweiligen Interaktionsmechanismen getrennt voneinander betrachtet. Es folgten Messungen an komplexeren Gegenständen aus den Bereichen der Medizin und des Alltags.

1.2 Grundlagen der Magnetresonanztomografie

Das Ziel der Magnetresonanztomografie in der Medizin ist es, ein detailliertes Bild des menschlichen Körperinneren zu liefern. Dazu wird die Eigenschaft der Wasserstoffatomkerne benutzt, sich in einem äußeren Magnetfeld auszurichten und sich durch ein Hochfrequenzfeld anregen zu lassen. Es werden je nach Gewebeart unterschiedliche Signale erzeugt.

Im folgenden Abschnitt soll auf die Funktionsweise der Magnetresonanztomografie eingegangen werden. Das Augenmerk liegt vor allem auf dem Prinzip der magnetischen Kernresonanz und dem Wirkungsmechanismus des statischen Magnetfeldes, des Gradientenfeldes und des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes. Auf die Darstellung der übrigen Komponenten der MRT-Bildgebung soll verzichtet werden.

Atomkerne mit einer ungeraden Anzahl von Nukleonen wie Wasserstoffatomkerne besitzen einen Eigendrehimpuls, der als Kernspin bezeichnet wird. Dieser erzeugt zusammen mit der positiven Ladung der Atomkerne ein individuelles Magnetfeld, das magnetische Kernmoment μ . Veranschaulichen lässt sich dies mit der Rotation eines Teilchens um die eigene Achse mit einem magnetischen Moment längs dieser Achse.

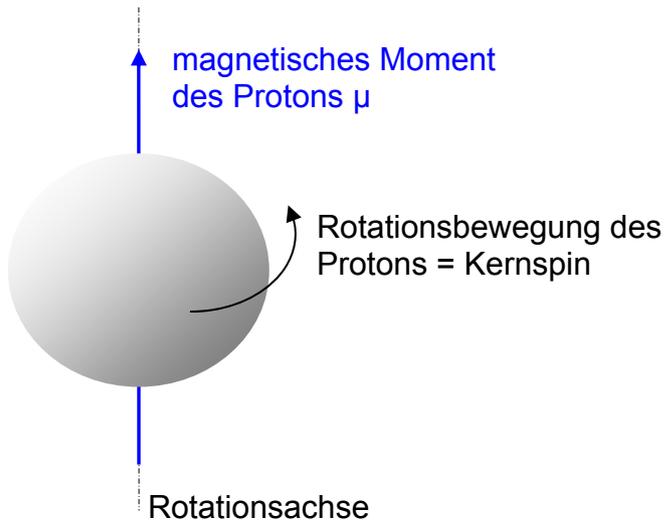


Abbildung 1: Modellvorstellung des Kernspins

Das magnetische Moment μ ist mit seinem Gesamtdrehimpuls I verknüpft:

$$\mu = \gamma \cdot I \quad (\text{Gl. 1})$$

Der Proportionalitätsfaktor γ bezeichnet das gyromagnetische Verhältnis, eine charakteristische Konstante des entsprechenden Atomkerns. Im feldfreien Raum sind alle Richtungen des magnetischen Moments gleich wahrscheinlich. Das zeitkonstante Magnetfeld B_0 hat die Aufgabe, die Kernspins von Atomkernen im zu untersuchenden Körper auszurichten. Die Stärken der statischen Magnetfelder, die sowohl in der Klinik als auch in der Forschung für die MR- Bildgebung und Spektroskopie verwendet werden, variieren von 0,012 T bis über 10 T. Die United States Food and Drug Administration (FDA) schreibt dabei eine maximal zu verwendende Feldstärke von 4 T im klinischen Gebrauch vor. Im Vergleich dazu besitzt das Erdmagnetfeld an der Erdoberfläche eine Stärke zwischen 60 μT an den Polen und etwa 30 μT am Äquator.

Ein mit einem magnetischen Moment behaftetes Teilchen richtet sich in einem äußeren Magnetfeld B_0 entweder parallel oder antiparallel zu dessen Richtung aus. Eine quasiklassische Betrachtung zeigt, dass die magnetischen Dipole wie

Einleitung

Kreisel mit der so genannten Larmorfrequenz ω_L um die Feldrichtung in einem bestimmten Winkel präzedieren. Die Larmorfrequenz ist proportional zur Stärke des anliegenden statischen Magnetfeld B_0 :

$$\omega_L = \gamma B_0 \quad (\text{Gl. 2})$$

Da bei der Kernspintomografie hauptsächlich Wasserstoffkerne zur Darstellung verwendet werden, reduziert sich der Gesamtdrehimpuls allein auf den Protonenspin mit $\gamma \approx 2,677 \cdot 10^8 \text{ C/kg}$. Daraus ergibt sich das Verhältnis zwischen Larmorfrequenz und Magnetfeldstärke von 42,58 MHz / 1 Tesla.

Somit erhält man eine Anregungsfrequenz von 8,5 MHz bei 0,2 Tesla, 63,9 MHz bei 1,5 Tesla und 127,7 MHz bei 3 Tesla.

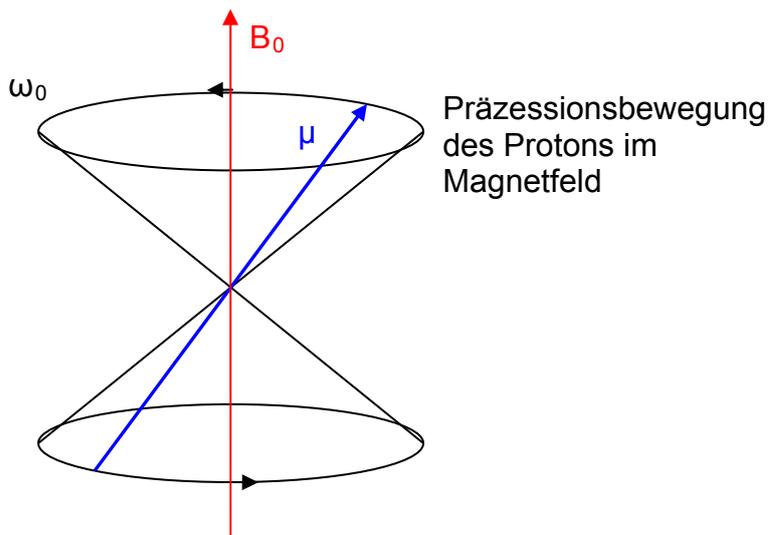


Abbildung 2: Präzessionskegel

Befinden sich mehrere magnetische Momente in einer Probe, verteilen sie sich entsprechend des thermischen Gleichgewichts auf die beiden Präzessionskegel. Dabei wird die energetisch günstigere parallele Richtung etwas bevorzugt. Der Betrag der Nettomagnetisierung M_0 ist für hohe Feldstärken in guter Näherung direkt proportional zur Stärke des externen Magnetfeldes B_0 und der Anzahl der Kerne in der Probe φ sowie umgekehrt proportional zur Temperatur T des zu untersuchenden Objektes:

Einleitung

$$M_0 \sim \frac{\varphi B_0}{T} \quad (\text{Gl. 3})$$

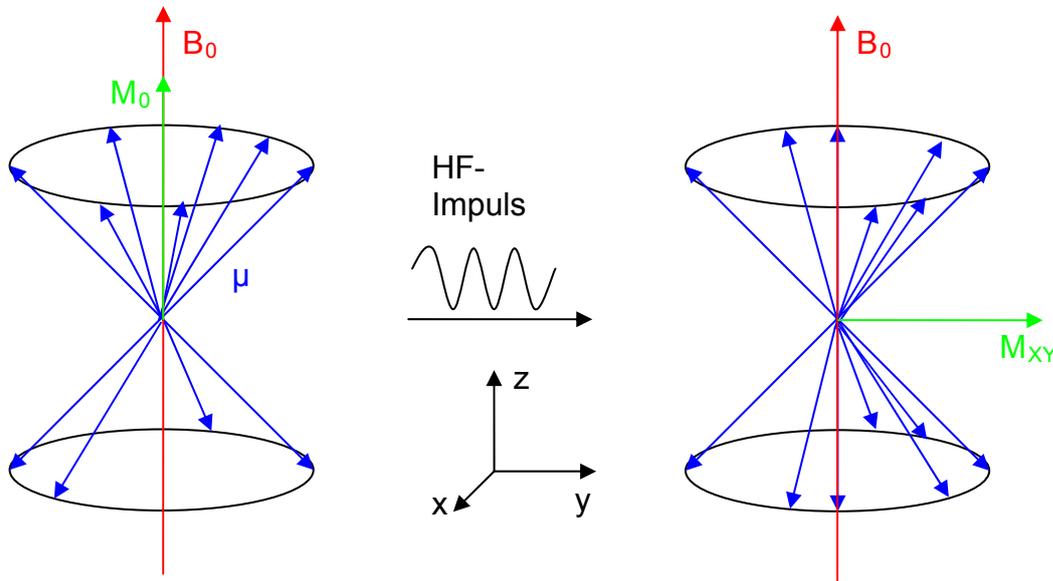


Abbildung 3: Nettomagnetisierung und Transversalmagnetisierung

Ein elektromagnetisches Hochfrequenzfeld (B_{HF} oder B_1) wird dazu benutzt, die durch das statische Magnetfeld ausgerichteten Kernspins anzuregen. Es handelt sich dabei um nichtionisierende elektromagnetische Strahlung.

Die zur Anregung benötigte Energie, wird mit Hilfe von sehr leistungsfähigen, zirkulär-polarisierenden HF-Sendespulen erzeugt. Die zirkuläre Polarisation wird durch zwei senkrecht zueinander liegende linear polarisierende Felder gebildet, die dieselbe Amplitude besitzen und um 90° phasenverschoben sind. Die Richtung der elektrischen Feldlinien verläuft bei einer zirkulären Polarisation kontinuierlich in Kreisform. Das in den Sendespulen des Tomografen erzeugte B_1 -Feld sorgt aufgrund seiner Rotation um die z-Achse lokal für eine magnetische Feldänderung dB/dt .

Einleitung

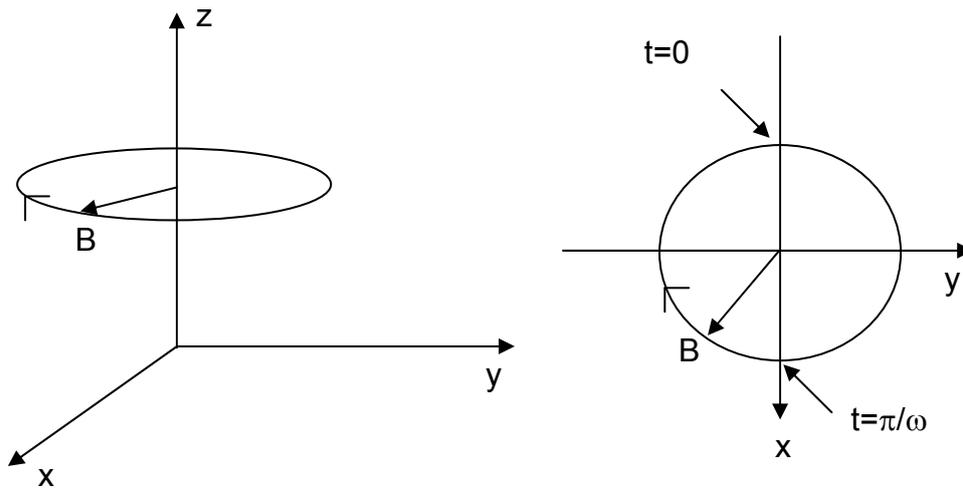


Abbildung 4: Schematische Darstellung des zirkulär-polarisierten B₁-Feldes

Die Kreisfrequenz ω_0 des anregenden Magnetfeldes B₁ muss dabei ebenfalls die Larmorbedingung erfüllen:

$$\omega_0 = 2\pi \cdot f_0 = \gamma \cdot B_0 \quad (\text{Gl. 4})$$

Die Einstrahlung erfolgt senkrecht zum statischen Magnetfeld für eine bestimmte Zeitdauer t_p . Dadurch werden die Spins vorübergehend häufiger in den energiereicheren antiparallelen Zustand versetzt. Die hierfür absorbierte Energie ist vergleichsweise gering gegenüber anderen Formen der Energieabsorption.

Die Nettomagnetisierung wird aus der Gleichgewichtslage um den Winkel α ausgelenkt. Dieser Winkel α wird Flipwinkel genannt und kann zur Charakterisierung von HF-Impulsen verwendet werden.

$$\alpha = \gamma \cdot B_1 \cdot t_p \quad (\text{Gl. 5})$$

Der resultierende transversale Magnetisierungsanteil präzessiert mit ω_L und induziert in einer Empfangsspule eine Spannung, die als Kernresonanzsignal

Einleitung

gemessen wird. Dessen Stärke ist dem Betrag der Transversalmagnetisierung proportional. Die angeregten Kerne relaxieren wieder in den Ausgangszustand zurück, wodurch ein Signal erzeugt wird, das Information über die Kernart und die Kernumgebung enthält und zur Bildgebung herangezogen werden kann.

Dieses Signal reicht jedoch allein nicht aus, um ein Bild zu erzeugen. Für die Bilderzeugung werden dem Grundfeld periodisch räumlich linear ansteigende Magnetfelder, die so genannten Gradientenfelder überlagert, um die Selektion bestimmter Schichten zu bewerkstelligen bzw. dem Signal für die Ortsauflösung innerhalb einer Schicht eine Ortsabhängigkeit aufzuprägen. Dies wird in der Magnetresonanztomografie durch drei so genannte Gradientensysteme geleistet, die sich jeweils orthogonal zueinander befinden. Die Ortsinformation wird durch eine Frequenzkodierung übermittelt. Mit Hilfe der Fourier-Transformation lassen sich die empfangenen Signale zu einem Bild verarbeiten.

1.3 Wirkungsweisen von elektromagnetischen Feldern

Dieses Kapitel beschäftigt sich mit den biophysikalischen Eigenschaften und biologischen Wirkungen der drei Felder, die bei der Magnetresonanztomografie auftreten. Hierbei handelt es sich um das statische Magnetfeld, das Gradientenfeld und das elektromagnetische Hochfrequenzfeld.

1.3.1 Statisches Magnetfeld

Das statische Magnetfeld gilt als das ungefährlichste der drei MRT-Subsysteme.

Im Gegensatz zum elektrischen Feld sind die Feldlinien des magnetischen Feldes geschlossen und verlaufen zwischen dem Nord- und Südpol eines Magneten. Wird ein Material in ein Magnetfeld eingebracht, ändert sich in der Regel das Feld durch die im Material erzeugte beziehungsweise vorhandene Magnetisierung. Die magnetische Suszeptibilität gibt die Fähigkeit eines Materials zur Magnetisierung in einem externen Magnetfeld an. Man unterscheidet zwischen diamagnetischen und paramagnetischen Stoffen. Diamagnetische Materialien besitzen eine negative magnetische Suszeptibilität und führen zu einer Abschwächung des äußeren Magnetfeldes. Paramagnetische Materialien besitzen eine positive magnetische Suszeptibilität und sind in der Lage, das Magnetfeld im Innern zu verstärken.

Es werden zwei biophysikalische Mechanismen des statischen Magnetfeldes unterschieden. Der erste wird als magnetomechanischer Effekt bezeichnet. Neben dem bei der Tomografie erwünschten Effekt der Ausrichtung der Kernspins besitzt das magnetische Streufeld die Fähigkeit, auf jegliches magnetisierbares Material in Magnetnähe durch Anziehungskräfte einzuwirken. Dabei können sehr starke Beschleunigungskräfte erzeugt werden, die in der Lage sind, selbst große Gegenstände, wie Sauerstoffflaschen, in gefährliche Projektile zu verwandeln. Ebenso können bei Metallteilen im Körper von Patienten, wie Gefäßclips, Stents oder Prothesen, erhebliche Kräfte auftreten

Einleitung

und zu einer Dislokation oder Drehung mit schwerwiegenden Folgen führen. Die Kraft ist dabei proportional zur Größe und zur Suszeptibilität des Objektes (Abbildung 5).

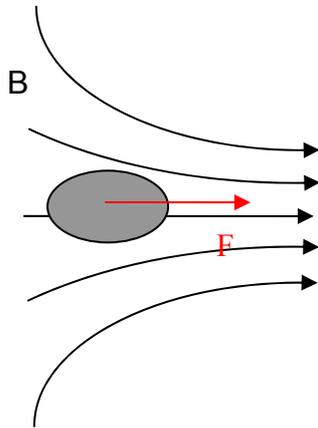


Abbildung 5: Magnetomechanischer Effekt im inhomogenen Magnetfeld B_0

Ist in einem Gegenstand die magnetische Suszeptibilität inhomogen verteilt, erfährt es in einem homogenen Magnetfeld ein Drehmoment bis sich das magnetische Moment parallel zu den Feldlinien einstellt. Paramagnetische und ferromagnetische Körper unterliegen ebenfalls Rotationskräften, falls sie keine kugelförmige Gestalt besitzen (Abbildung 6).

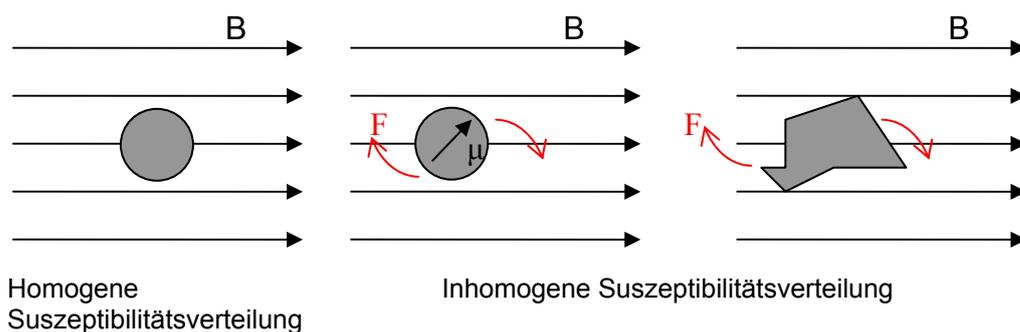


Abbildung 6: Magnetomechanischer Effekt im homogenen Magnetfeld

Um dieser Gefahrenquelle entgegenzuwirken, werden Warntafeln an den Eingangstüren des Scannerraums angebracht, das Personal geschult und der

Einleitung

Untersuchungsraums räumlich abgetrennt. Die meisten Zwischenfälle im Rahmen einer MRT ereigneten sich jedoch durch das Nichtbeachten dieser Sicherheitsvorkehrungen. Hierbei kam es mitunter zu schweren Verletzungen bis hin zur Todesfolge [81].

Biologische Moleküle sind in der Regel schwach diamagnetisch und werden von einem statischen Magnetfeld leicht durchdrungen. Sie erfahren im Randfeld eine schwach abstoßende Kraft.

Der zweite biophysikalische Wirkungsmechanismus des statischen Magnetfeldes wird als Magnetohydrodynamischer Effekt bezeichnet.

Bewegen sich geladene Teilchen q in einem Magnetfeld B_0 mit der Geschwindigkeit v , wirkt auf diese eine Kraft, die Lorentzkraft F_L .

$$F_L = q \cdot (v \cdot B_0) \quad (\text{Gl. 6})$$

Positiv und negativ geladene Teilchen werden dabei in entgegengesetzte Richtung abgelenkt und es baut sich eine Potentialdifferenz, die Hall-Spannung, auf. Somit ist es verständlich, dass bei elektrischen Implantaten wie Herzschrittmachern, Neurostimulatoren oder Infusionspumpen die einwandfreie Funktion nicht immer gewährleistet ist, da die elektrischen Steuereinheiten durch das Magnetfeld massiv beeinflusst werden können. So wird der Tod zweier Herzschrittmacherpatienten während einer MRT-Untersuchung mit dem statischen Magnetfeld in Verbindung gebracht [81].

Aber nicht nur bei elektrischen Geräten kann dieser Effekt eine Rolle spielen. Eine Fülle von Literatur beschäftigt sich mit möglichen ungünstigen Effekten des statischen Magnetfeldes auf biologisches Gewebe. Die meisten Forschungsergebnisse kommen dabei zu der Annahme, dass Feldstärken bis zu 2 T keine dauerhaft schädlichen Bioeffekte hervorrufen. Untersucht wurden unter anderem Veränderungen des Zellwachstums und der Morphologie, der DNA-Struktur und Gen-Expression, des Reproduktionsverhaltens von Mäusen [180], der prae- und postnatalen Entwicklung [97], der visuellen Funktion, der

Einleitung

bioelektrischen Nervenaktivität [176], der kardiovaskulären Dynamik, der Tag-Nacht-Rhythmik und der Immunantwort. Dabei kamen viele Studien zu gegensätzlichen Ergebnissen. Manche Forschungsergebnisse, die einen signifikanten durch statische Magnetfelder hervorgerufenen Bioeffekt zeigten, konnten nicht repliziert werden oder wiesen methodische Ungenauigkeiten auf. Es gibt jedoch auch bewiesene Effekte, die aber meist nur auf den Expositionszeitraum begrenzt sind und keine schädlichen Folgen nach sich ziehen.

Durch die induzierten Ströme entsteht in den Gefäßen ein zusätzlicher Flusswiderstand, der den Blutstrom verzögern kann. Um eine suffiziente Strömungsgeschwindigkeit aufrecht zu erhalten, muss der Organismus den Blutdruck erhöhen, was zu einer zunehmenden Belastung führen kann. Dieser Effekt ist jedoch bis zu einer Feldstärke von 10 T vernachlässigbar klein. So wurde bei einer Untersuchung bei 10 T an Affen über den Expositionszeitraum von 15 Minuten keinen nachteiligen Effekt im Hinblick auf kardiovaskuläre Veränderungen nachgewiesen [169]. Bis zu einer Feldstärke von 2 T wird nicht davon ausgegangen, dass es zu Zirkulationsbeschwerden aufgrund von magnetohydrodynamischen Effekten kommt.

Im Hinblick auf die Wechselwirkung mit Nervengewebe und dessen Funktion gibt es Widersprüchliches in der Literatur. Auch hier geht man davon aus, dass bis zu 2 T keine signifikanten Einflüsse auf die bioelektrische Funktion der Nerven im Menschen zu erwarten sind.

Oberhalb Feldstärken von 3 T wurde von magnetischen Phosphenerscheinungen, d.h. von leichten Lichtblitzen, durch Stimulation der Retina und des N. opticus berichtet. Weiter kam es zu temporären Schwindelgefühl durch ein zu schnelles Bewegen des Kopfes im Magnetfeld größer als 2 T [81].

Temperaturveränderungen konnten mit dem statischen Magnetfeld nicht eindeutig in Zusammenhang gebracht werden. Studien bei einem statischen Magnetfeld von 1,5 T ergaben keinen Anstieg der Körpertemperatur [147, 149, 170].

Seit 1998 sind 3-4 T Geräte für den experimentellen Gebrauch zugelassen. Eine Studie berichtet dabei, dass bei Personal und freiwilligen Probanden unter

Einleitung

Einwirkung eines 4 T Feldes Schwindel, Übelkeit, Kopfweh, ein metallischer Geschmack und Magnetophosphene zu beobachten waren [121, 126].

Biologische Moleküle können aufgrund der Anisotropie ihrer diamagnetischen Suszeptibilität in starken Magnetfeldern orientiert werden. Als Voraussetzung dafür gilt, dass die magnetische Energie die thermische Energie und damit die Teilchenbewegung übersteigen muss. Der Orientierungseffekt wird zusätzlich noch verstärkt, wenn sich viele Moleküle zu einer Kristallstruktur vereinigen. Bei Körpertemperatur konnten in wässrigen Lösungen von DNS nur schwache Orientierungseffekte nachgewiesen werden [19].

Reversible mikroskopische Effekte wurden ab 1 T bei Photorezeptorzellen der Augen und bei Sichelzellen von Sichelzell-Anämie-Kranken gefunden [64, 106, 21].

Magnetische Effekte auf die Reaktionskinetik von Enzymen und des Stoffwechsels konnten erst bei Feldstärken oberhalb 5-10 T beobachtet werden [120]. Man vermutet deren Ursache in der magnetischen Ausrichtung von Biomolekülen und Polarisierung von Lipiden in der Zellmembran.

Nach den Schätzungen von Wikswo und Barach [176] würde im Nervensystem erst bei einem Feld von 24 T eine Reduktion der Nervenleitgeschwindigkeit um 10 % eintreten.

Allerdings ist es schwer, neben den akuten Auswirkungen Angaben über Langzeit- oder Spätfolgen zu machen.

Eine Studie berichtet von Beschäftigten in Industrieeinrichtungen, die mit Permanent-Magneten arbeiteten und statischen Feldern der Stärke 0.0015 bis 0.35 Tesla ausgesetzt waren. Diese klagten über verschiedene Beschwerden wie Brustschmerzen, Kopfweh, Müdigkeit, Schlaflosigkeit, Juckreiz und andere unspezifische Leiden. Allerdings wurden bei der Studie Faktoren, die mit der Arbeitsumgebung zusammenhängen, außer Acht gelassen [174].

Bei Personen, die in der Nähe von Teilchenbeschleunigern oder in Aluminiumwerken arbeiten, gibt es schon jahrzehntelange Erfahrungen bis zu 2 T. Hier wurden im Vergleich zur übrigen Bevölkerung keine signifikanten Unterschiede bezüglich Morbidität und Mortalität festgestellt [26, 103, 125].

Eine epidemiologische Studie beschäftigte sich mit der reproduktiven Gesundheit von MRT-Personal, fand jedoch keine signifikanten Unterschiede im Hinblick auf die Zahl der Aborte und Fehlgeburten im Vergleich zur Normalbevölkerung [78].

Bei einer Untersuchung des Reproduktionsverhaltens von Mäusen bis zu einer 18 tägigen Exposition in 3,5 T ließ sich nur eine verminderte Paarungsaktivität aber sonst keine pathologische Veränderung der wichtigsten physiologischen Laborparameter sowie der embryonalen und fetalen Entwicklung feststellen [180].

Eine dreimonatige Exposition von 156 Mäusen bei 1,89 T ließ keine eindeutigen magnetfeldbedingten Veränderungen verschiedener Laborwerte erkennen [113].

1.3.2 Gradientenfeld

Bei der Betrachtung der biophysikalischen Wirkungsweise der Gradientenfelder sind folgende Überlegungen zu leisten.

In der gleichen Art und Weise wie eine schnelle Bewegung in einem Magnetfeld elektrische Potentiale erzeugen kann, können auch sich zeitlich verändernde Magnetfelder in einem bewegungslosen Objekt ein elektrisches Potential aufbauen. Gemäß dem Induktionsgesetz sind sich zeitlich ändernde Magnetfelder in der Lage, in leitenden Materialien Ströme zu induzieren. Die induzierte Feldstärke ist umso größer, je größer der Radius des Körpers und damit der möglichen Leiterschleife und je kürzer die Schaltzeit ist. Die maximale Feldamplitude und vor allem die ramp-up Zeit (slew rate) trägt zur Interaktion mit dem Gewebe bei. Die Frequenz der Gradientenschaltung liegt im kHz-Bereich. Dort ist die Leitfähigkeit der Zellmembran sehr viel niedriger als die Leitfähigkeit der intra- und extrazellulären Flüssigkeit. Die induzierten Wirbelströme beschränken sich zumeist auf den Extrazellulärraum, wodurch sich an den Zellmembranen Potentialdifferenzen ausbilden, die zu einer Gewebestimulation führen können, sobald das Membranruhepotential

Einleitung

überschritten wird. Erst bei sehr kurzen Schaltzeiten geht die Reizwirkung in Wärmewirkung über. Im Hinblick auf Wechselwirkungen mit biologischen Systemen müssen bestimmte Parameter wie die maximale Amplitude und die Anstiegs-/Abfallszeit beachtet werden.

So sind die Gradientenfelder in der Lage, ab bestimmten Schwellenwerten vor allem in Abhängigkeit von der slew rate periphere Nervenstimulationen mit Aktivierung der zugehörigen Muskeln auszulösen. Diese können sich sehr unterschiedlich äußern. Je nach Stärke der Anregung reichen die Sensationen von einem leichten Druckgefühl bis hin zu Schmerzen und unangenehmen Muskelzuckungen. Typischerweise befinden sich diese Empfindungen im Hüft- und Schulterbereich, Nase oder im Gesäß [49]. Aus theoretischen Berechnungen und Tierexperimenten ist bekannt, dass die Schwelle zur Erregung der Herzmuskelzellen um mindestens den Faktor 10 größer sein muss. Die durch die Gradientenfelder induzierten Ströme sind jedoch sehr klein und liegen weit unterhalb der Schwelle, bei der eine Erregung der Herzmuskelzellen möglich wäre [25, 69].

Schon sehr früh wurde das Auftreten magnetischer Phosphene bei periodischen Feldstärkeänderungen oberhalb eines Schwellenwertes von 2-5 T/s und einer Frequenz von 20-30 Hz beobachtet [115]. Diese werden durch Stimulation des N. opticus oder der Retina verursacht und zeigen sich als Lichtblitze [9, 34, 35, 96, 98].

Für den Patienten wohl am Eindrücklichsten macht sich das Gradientensystem durch seine Lautstärke bemerkbar. Ein sich änderndes Magnetfeld versucht der Ursache seiner Änderung durch die Lorentz-Kraft entgegenzuwirken. Die durch das schnelle An- und Ausschalten erzeugten Kräfte wirken als Drehmomente auf die Gradientenspulen. Diese werden in Schwingung versetzt und senden so Schallwellen ab. Unter Verwendung bestimmter Sequenzen wurden dabei Schalldruckpegel von 115 dB gemessen [161]. Dieser Faktor darf bei der Durchführung einer MRT nicht außer Acht gelassen werden, da neben reversiblen auch irreversible Hörschäden hervorgerufen werden können. Gegenüber früheren MR- Tomografen sind die Gradientenspulen in den modernen Tomografen wesentlich besser schallisoliert. Es wird jedoch

weiterhin zum Schutz des Patienten das Tragen eines Schallschutzes empfohlen [100].

Thermische Wirkungen durch Gradientenfelder sind bisher nicht gefunden worden [2].

1.3.3 Das elektromagnetische Hochfrequenzfeld

Zur genauen Betrachtung der biophysikalischen Wirkungen des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes empfiehlt es sich, diese in die bereits zuvor genannten direkten und indirekten Interaktionswege zu unterteilen.

1.3.3.1 Direkte Wechselwirkungen des Hochfrequenzfeldes mit Gewebe

Durch das sich periodisch ändernde elektrische E_1 -Feld, das gemäß den Maxwell'schen Gleichungen proportional an das magnetische B_1 -Feld gekoppelt ist, werden polare Moleküle im Gewebe zum Schwingen angeregt. Die entstehenden Reibungskräfte führen zu einer direkten Wärmeentwicklung im Gewebe. Dasselbe gilt auch für freie Ladungsträger wie z.B. Ionen in einer salzhaltigen Flüssigkeit, die mit der elektrischen Feldkomponente des Hochfrequenzfeldes interagieren und somit in Abhängigkeit von der elektrischen Leitfähigkeit bzw. von der Dielektrizitätskonstanten durch Reibung Wärme erzeugen. Gemäß dem Skin-Effekt ist mit zunehmender Frequenz, also auch mit zunehmender Magnetfeldstärke, eine Abnahme der Eindringtiefe des HF-Feldes in das Körperinnere verbunden. Dies führt zu einer Zunahme der Verlustleistung an der Körperperipherie und zu einer entsprechend höheren Wärmebelastung [2].

Aufgrund der hohen Temperatursensibilität biochemischer Vorgänge wird die absorbierte thermische Energie hauptsächlich für die biologische Wirkung des Hochfrequenzfeldes verantwortlich gemacht und muss deshalb begrenzt

Einleitung

werden. Die Erkenntnis führte zur Einführung der Specific Absorption Rate (SAR), ein Parameter, der die vom Körper absorbierte Leistung pro Kilogramm Körpergewicht (W/kg) beschreibt.

$$\text{SAR} = j \cdot E / \rho = \sigma \cdot E^2 / \rho \quad (\text{Gl. 7})$$

E beschreibt das im Gewebe induzierte elektrische Feld, j die Stromdichte, σ die Leitfähigkeit und ρ die Dichte des Gewebes.

Um die lokale Temperaturerhöhung Δv durch die HF-Einstrahlung abzuschätzen, kann folgende Formel nützlich sein.

$$\Delta v = t_{\text{Expo}} \cdot \text{SAR} / c_p \quad (\text{Gl. 8})$$

t_{Expo} ist die Expositionsdauer und c_p die spezifische Wärmekapazität des Gewebes [20].

Dabei werden jedoch weder Wärmeabgabemechanismen wie Konduktion oder Konvektion noch anatomische Unterschiede und physiologische Regulationsmechanismen berücksichtigt.

Um die tatsächliche Temperaturerhöhung im Gewebe und deren Konsequenzen besser abschätzen zu können, wurden in den letzten Jahrzehnten vielerlei Untersuchungen durchgeführt. Dabei wurde eindeutig die Gewebserwärmung für die physiologischen Effekte der Hochfrequenzstrahlung verantwortlich gemacht. Dazu gehören Veränderungen der Hör-, Seh-, Immun-, Fortpflanzungs-, Nerven-, Kreislauf-, Entwicklungs- und der endokrinen Funktion [3, 14, 43, 52, 53, 94, 102, 110].

Um die Auswirkungen auf lebende Organismen zu erproben, wurden häufig Tiermodelle herangezogen. Die dadurch erlangten Daten lassen sich jedoch nicht hundertprozentig auf den Menschen übertragen, da Tiere zum Teil ein von dem des Menschen unterschiedliches Thermoregulationssystem besitzen, oder

Einleitung

dieses durch die notwendige Sedierung während der Untersuchung beeinflusst wird [53, 54].

Der Körper reagiert auf eine Erhöhung der Körperkerntemperatur, gemessen und reguliert vom Hypothalamus, mit einer peripheren Vasodilatation, einer Erhöhung des Blutflusses und des Herzminutenvolumens. Nach dem Transport der Wärme an die Körperoberfläche wird sie dort neben Konvektion, Wärmestrahlung, Abatmung und Konduktion hauptsächlich durch die Verdunstung von Wasser (Schwitzen) abgeführt. Entscheidend für das Ausmaß dieser Erwärmung ist die Kapazität des Thermoregulationssystems des Körpers. Dabei ist der menschliche Körper in der Lage, pro Stunde maximal 1-2 kWh abzuführen [123]. Dieses Regulationssystem wird von vielen Faktoren wie dem Anteil des subkutanen Fettgewebes oder der körperlichen Ausdauer bestimmt und ist interindividuell ganz verschieden. Viele Personen, die sich einer Kernspintuntersuchung unterziehen, haben Grunderkrankungen wie Diabetes, Bluthochdruck, Gefäßkrankungen, usw. und nehmen zusätzlich Medikamente wie z.B. Ca-Kanal-Blocker, Vasodilatoren (Nitrate), β -Blocker oder Sedativa ein, was die Temperaturregelung entscheidend beeinträchtigen kann [7, 27, 29, 40, 47, 71, 85, 140].

Neben der körperlichen Befindlichkeit spielen auch Umgebungsfaktoren wie die Raumtemperatur, die relative Luftfeuchtigkeit und der Luftstrom eine wichtige Rolle. Sie interagieren mit den oben genannten Wärmeabgabemechanismen.

Einige Organe sind selbst bei Einhaltung der Grenzwerte besonders gegenüber einer zu starken Temperaturerhöhung gefährdet. Das Auge ist aufgrund seiner geringen Vaskularisation empfindlicher gegenüber Temperaturschwankungen [128]. So hat man durch akute Nahfeldbestrahlung bei Tieren eine Schwellentemperatur zwischen 41°C bis 55°C herausgefunden, die zur Kataraktbildung der Linse führt [43]. Beim Menschen können schon Temperaturen oberhalb 43°C zu einem Katarakt führen [137]. Untersuchungen an Patienten mit einem SAR Wert zwischen 3,3 und 8,8 W/kg ergaben eine maximale Korneatemperatur von 35,1°C [152].

Einleitung

Ein anderes gefährdetes Organ ist der Hoden. Dieser liegt aus thermoregulatorischen Gründen außerhalb des Körpers, um so eine ausreichende Kühlung des Parenchyms zu gewährleisten. Optimal ist dabei der Temperaturbereich einige Grad unterhalb der Körperkerntemperatur. Die männlichen Stammzellen sind sehr empfindlich gegenüber zu starken Temperaturschwankungen und -erhöhungen. Man konnte eine Einschränkung der Hodenfunktion in Form einer verminderten oder gar eingestellten Spermatogenese, einer Beeinträchtigung der Spermienmotilität und einer Degeneration seminiferöser Tubuli bei Erreichen einer Temperatur zwischen 38°C und 42°C beobachten [14]. Eine an freiwilligen Probanden durchgeführte Studie ermittelte eine maximale Scrotumtemperatur von 34,2°C, nachdem eine MR Untersuchung mit einem Ganzkörper SAR von 1,1 W/kg durchgeführt worden war. Diese Temperatur führt noch nicht zu einer Beeinträchtigung der Hodenfunktion [146].

Auch die Haut ist potentiell hohen Temperaturveränderungen ausgesetzt. An der Oberfläche eines Körpers wird am meisten Wärme erzeugt [18, 147, 151].

Eine Untersuchung an Hunden, die relativ großen SAR Werten ausgesetzt waren ergab, dass auch an den inneren Organen eine signifikante Temperaturerhöhung stattfinden kann [162]. Jedoch wurden in dieser Studie nicht die möglichen Interaktionen der Messsonden und Sondenkabel mit dem HF-Feld berücksichtigt.

Besonders gefährlich ist die Erhöhung der Körpertemperatur bei Schwangeren, da dadurch die Entwicklung des heranwachsenden Embryos bzw. Feten gravierend gestört werden kann [163]. Bei Experimenten mit schwangeren Ratten führte eine akute Erhöhung der Körpertemperatur auf 43°C durch 11 W/kg entweder zum Tod oder zu starken Entwicklungsstörungen der Frucht [94]. Eine chronische Exposition mit 6-7 W/kg und der entsprechenden Körpertemperatur von 39°C bis 41°C bei schwangeren Ratten zeigte noch während der Schwangerschaft eine Wachstumsretardierung und später eine feine Verhaltensänderung [73, 74]. Auch bei Versuchen mit Primaten wurde gezeigt, dass eine Temperaturerhöhung der Muttertiere um mehr als 2°C teratogene Auswirkungen abhängig von der Einwirkdauer hat [20]. Man geht

davon aus, dass eine vorübergehende Exposition schwangerer Frauen mit Hochfrequenzstrahlung keine negativen Auswirkungen auf den Embryo oder Feten haben wird, solange die Körpertemperatur nicht über 39°C ansteigt [81].

Neben den Wärmewirkungen wurden auch athermische, feldspezifische Wechselwirkungen eines Hochfrequenzfeldes mit biologischen Systemen beschrieben [3, 12]. Hierzu gehört das sogenannte Perlschnurphänomen in Suspensionen. In vitro reihen sich dabei z.B. Blutzellen parallel zu den elektrischen Feldlinien aneinander, nachdem in ihnen Dipolladungen induziert wurden. Dieser Effekt tritt erst bei hohen HF-Feldstärken auf und wurde bisher in vivo bei der MRT noch nicht beobachtet [115].

1.3.3.2 Indirekte Wechselwirkungen des Hochfrequenzfeldes

Neben der direkten Interaktion des Hochfrequenzfeldes mit biologischem Gewebe besteht die Möglichkeit der elektrodynamischen Wechselwirkungen mit elektrischen Leitern. Hierbei besteht die potentielle Gefahr einer indirekten Erwärmung des Gewebes durch leitende Materialien. Zur genaueren Betrachtungsweise muss man das Hochfrequenzfeld in seine beiden Bestandteile, das magnetische B_1 -Feld und das elektrische E_1 -Feld, unterteilen.

Die Interaktion des B_1 -Feldes beruht auf dem Faradayschen Induktionsprinzip. Dieses besagt, dass in einer Leiterschleife oder Spule durch ein zeitlich veränderliches Magnetfeld eine Spannung induziert wird. Die resultierende Induktionsspannung U_{Ind} hängt von dem magnetischen Fluss Φ [Weber] und der Windungszahl n der Induktionsspule ab.

$$U_{\text{Ind}} = -n \cdot d\Phi/dt \quad (\text{Gl. 9})$$

Nach der Lenzschen Regel gilt, dass eine zeitliche Stromänderung eine zu ihr proportionale aber entgegengerichtete Spannung erzeugt:

Einleitung

$$U_{\text{Ind}} = -L \cdot dI/dt \quad (\text{Gl. 10})$$

Die Induktivität L [Henry] ist der Proportionalitätsfaktor zwischen magnetischem Fluss Φ und erregendem Strom I und charakterisiert die Selbstinduktion einer Spule.

Während des Stromflusses stoßen die Elektronen mit den Atomen des Leiters zusammen und verlieren Energie, die in Form von Wärme frei wird. Der Leiter erwärmt sich.

Da reale Spulen aus aufgewickeltem Draht bestehen, haben sie neben ihrer Induktivität auch einen ohmschen Widerstand und eine Kapazität zwischen den Windungen. Die Kapazität C [Farad] ist das Verhältnis des Betrags Q der elektrischen Ladungen auf zwei Leitern und der zwischen diesen bestehenden Spannung U . Sie ist bei Kondensatoren ein Maß für das Aufnahmevermögen elektrischer Ladungen.

Die meiste Wärme bzw. der größte elektromagnetisch induzierte Strom wird erzeugt, wenn eine Leiterschleife bzw. ein Schwingkreis folgende Resonanzbedingung erfüllt.

$$\omega = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad (\text{Gl. 11})$$

Der Interaktionsmechanismus der elektrischen Feldkomponente E_1 mit elektrischen Leitern wird als Antenneneffekt bezeichnet. Hierbei wird ein langer gerader Leiter durch die E-Feldkomponente des Hochfrequenzfeldes zur Dipol-Antenne angeregt. Die sich in einem Leiter ausbreitenden Spannungen und Ströme werden an den Enden teilweise reflektiert und erzeugen dadurch eine stehende Welle. An den Spitzen des Leiters entstehen sehr starke elektrische Felder, in der Mitte starke Stromstärken. Im Vakuum wird sich ein Kupferdraht durch den Empfang und das Absenden der elektromagnetischen Wellen nur geringfügig erwärmen. Sind die Drahtenden von einem schwachen Leiter wie z.B. einer Salzlösung oder Blut umgeben, führt dies zu einer Abgabe der absorbierten Energie in das leitende Medium. Die Abgabe beschränkt sich fast

Einleitung

ausschließlich auf einen kleinen Bereich um die Drahtenden, was zu einem signifikanten und potentiell gefährlichen Temperaturanstieg führen kann. Ist der Draht von Luft umgeben, kann der dielektrische Zusammenbruch an scharfen Kanten oder Spitzen stattfinden. Dabei wird das Gas in der Nähe des Leiters teilweise ionisiert und leitfähig gemacht.

Um die Resonanzbedingungen zu erfüllen, muss für einen Leiter der Länge l gelten:

$$l = \frac{\lambda}{2} = \frac{c}{2f\sqrt{\epsilon_r}} \quad (\text{Gl. 12})$$

mit $c = 2,9979 \cdot 10^8$ m/s (Lichtgeschwindigkeit). ϵ_r ist die elektrische Permittivitätszahl (Dielektrizitätskonstante) des umgebenden Gewebes.

Wie bei der Wechselwirkung des B_1 Feldes mit Leiterschleifen kann das Erfüllen der Resonanzbedingung auch beim Antenneneffekt zu einem signifikant höheren Temperaturanstieg führen.

Von medizinischem Interesse ist dabei das Verhalten von Implantaten, chirurgischen Instrumenten und Geräten zur Patientenüberwachung im Hinblick auf potentielle Gefährdungen des Patienten oder des Personals, denn es kam schon zu einer Reihe von vermeidbaren Zwischenfällen während Kernspinuntersuchungen, deren Ursache auf die Wirkung des Hochfrequenzfeldes zurückzuführen sind. Dabei entstanden Verbrennungen ersten, zweiten und sogar dritten Grades [79, 38, 39] aufgrund von EKG-Elektroden [23, 76, 84], Pulsoxymetern [11, 70, 160], Thermometern [58], Tattoos [30, 172, 173, 175], zuführenden Monitorkabeln [142] oder anatomischen Besonderheiten des Patienten [87, 88]. Ein Großteil der Patienten, die die Verbrennungen erlitten haben, war anästhesiert und verspürte somit während der Untersuchung keine Schmerzen. Die genauen Ursachen, die zu den Unfällen führten, sind bisher nur teilweise aufgeklärt und sollen im Rahmen dieser Doktorarbeit untersucht werden.

Einleitung

Zudem vergrößert der zunehmende Einsatz der MRT als bildgebendes Verfahren bei Interventionen und der Trend zu Tomografen mit höheren Feldstärken die Wahrscheinlichkeit möglicher Wechselwirkungen.

Da das Risiko für derartige Zwischenfälle bekannt ist, wurden bisher zahlreiche Studien durchgeführt, um verschiedene Instrumente und Implantate auf ihre MRT Tauglichkeit und Sicherheit zu überprüfen. Dazu gehörten kleine Implantate [24, 36, 63, 92], Instrumente zur Patientenüberwachung [142], Herzklappen [42, 77, 118, 132, 144, 164], Gewebeexpander [41, 45], Portsysteme [145, 158], Chirurgische Instrumente [131, 159], Fixationssysteme [136], Gefäßcoils [139], Gefäßclips [10, 22, 82, 117, 143, 157], elektrisch aktive Implantate [31, 122, 141], Neurochirurgische Implantate [133, 156], Endoskope [135], Gefäßkatheder [4, 51, 55, 89, 90, 95, 109, 112, 119, 155], Markierungsclips [153], Stents [17, 154, 167], Herzschrittmacher und Elektroden [1], Prothesen [5], DBS-Elektroden [48, 124], Intrauterine Kontrazeptiva [62, 129], EKG-Elektroden [46] und Dentalinstrumente [107].

Es wurden jedoch meistens nur die einzelnen Objekte auf ihre MR-Kompatibilität und Sicherheit untersucht. Die zugrunde liegenden Mechanismen wurden außer Acht gelassen. Somit ist es schwieriger, schon bei der Konstruktion neuer Geräte Sicherheitskriterien zu berücksichtigen, was eine aufwendige Testung der Prototypen zur Folge hat.

Auch aus dem klinischen Alltag wurden Fälle berichtet, bei dem es durch metallische Implantate während Magnetresonanzuntersuchungen zu Gewebeschädigungen im Inneren des Patienten gekommen ist. Henderson et al. [61] berichten von einem permanenten neurologischen Defizit bei einem Patienten mit einem implantierten Neurostimulator nach einer MR-Untersuchung. Ebenso schildert ein Fallbericht von Spiegel et al. [166] von einer transienten Dystonie nach einer MR Untersuchung bei einem Patienten mit einem implantierten Neurostimulator. Ein Artikel von Laakmann et al. [92] beschreibt das Auftreten von Schmerzen bei einem Kind mit einem ZNS-Shunt

Einleitung

und von Brennen im Bereich der Hüfte, des Knies und der Wade bei einem Patienten mit einer Hüftprothese.

Aber nicht nur die Wärmeentwicklung spielt bei der Betrachtung der Interaktionen von Hochfrequenzfeldern und Implantaten eine Rolle. Das elektromagnetische Feld ist in der Lage, auf andere elektrische Geräte einzuwirken. So kann die Programmierung soweit gestört werden, dass es zu Fehlfunktionen bis hin zum Totalausfall des Gerätes kommen kann. Dies hat vor allem bei aktiven Implantaten wie Herzschrittmacher oder Pumpensysteme eine weitreichende Bedeutung [131].

1.4 Richt- und Grenzwerte

Um die bekannten Risikofaktoren weitgehend zu minimieren, wurden von verschiedenen Kommissionen Richt- und Grenzwerte zur Durchführung von MRT-Untersuchungen festgelegt.

Nach den Standards der International Electrotechnical Commission (IEC EN 60601-2-33) [67] und den Empfehlungen der Strahlenschutzkommission 2002 [44] werden folgende Risikostufen unterschieden:

- Normal operating mode:
Betriebsart, bei der keine Werte erreicht werden, die zu physiologischen Stress beim Patienten führen könnten.
- First level controlled operating mode:
Betriebsart, bei der ein oder mehrere Werte erreicht werden, die zu physiologischen Stress beim Patienten führen können. Die Untersuchung muss unter medizinischer Aufsicht erfolgen.
- Second level controlled operating mode
Betriebsart, bei der ein oder mehrere Werte erreicht werden, die zu einem signifikanten Risiko auf Seiten des Patienten führen können. Hierfür ist eine ausdrückliche ethische Zulassung erforderlich.

Nach dem bisherigen Kenntnisstand über die jeweiligen Feldwirkungen ist es nur sehr bedingt möglich, genaue Schwellenwerte anzugeben, ab denen gesundheitsschädliche Folgen für Patienten oder medizinisches Personal zu erwarten sind. Deshalb wurde ein Zwei-Stufen-System eingeführt, das Spielraum lässt, um unter kontrollierten Bedingungen neue Verfahren zu entwickeln. Hierbei wird unterschieden zwischen der unbedenklichen Exposition bis zum Richtwert beim Normalbetrieb und der Exposition zwischen Richt- und Grenzwert mit erhöhten Vorsichtsmaßnahmen bei besonderen klinischen Fragestellungen oder bei speziellen Entwicklungsstudien unter Verantwortung

Einleitung

eines Arztes. Große Aufmerksamkeit ist hier speziellen Risikogruppen wie Patienten mit Kreislaufregulationsstörungen zu widmen.

Beim statischen Magnetfeld kann mangels Daten kein Grenzwert angegeben werden. Bisher wurden bei einer Ganzkörperexposition bis 2 T keine nachteiligen Wirkungen gefunden. Bei einer Exposition der Extremitäten ist sogar eine Feldstärke bis zu 5 T tolerabel [15].

Nach der IEC EN 60601-2-33 und den Empfehlungen der Strahlenschutzkommission 2002 gelten folgende Werte:

Normal operating mode	<2 T
First level controlled operating mode	2 – 4 T
Second level controlled operating mode	>4 T

Zur Einschränkung möglicher Risiken durch die zeitlich veränderlichen Gradientenfelder stehen die unerwünschten Wirkungen auf das Reizleitungssystem im Vordergrund. Dabei sind die empfohlenen Richtwerte so gewählt, dass ein Sicherheitsfaktor von mindestens 3 eingehalten wird, um eine periphere Nerven- und Muskelstimulation zu verhindern. Die Stimulationsschwelle der Herzmuskelzellen liegt um mindestens eine Zehnerpotenz über den Grenzwerten [69, 178].

Zur Limitierung unerwünschter Effekte durch die Hochfrequenzfelder liegt das Augenmerk vor allem auf der thermischen Wirkung und dem Schutz temperatursensitiver Organe. Als Basiswerte werden sowohl maximale Temperaturerhöhungen für den gesamten Körper ($\Delta T < 0,5^\circ\text{C}$ als Richtwert und $\Delta T < 1^\circ\text{C}$ als Grenzwert) als auch lokale Maximaltemperaturen einzelner Gewebe wie Embryo, Fetus, Testes: $37,5^\circ\text{C}$; Kopf: 38°C ; Rumpf (außer Schwangere): 39°C und Extremitäten: 40°C herangezogen.

Einleitung

Davon abgeleitet haben das IEC und die SSK Empfehlungen für SAR-Richt- und Grenzwerte angegeben, die unter Einhaltung der gegebenen Maximaltemperaturen und unter kontrollierten Untersuchungsbedingungen auch überschritten werden dürfen.

Körperteil	Normal mode	First level mode	Second level mode
Ganzkörper	2 W/kg	4 W/kg	>4 W/kg
Teilkörper	2-10 W/kg	2-10 W/kg	>10 W/kg
Kopf	3,2 W/kg	3,2 W/kg	>3,2 W/kg
Lokal (Kopf, Rumpf)	10 W/kg	10 W/kg	>10 W/kg
Lokal (Extremitäten)	20 W/kg	20 W/kg	>20 W/kg
Temperaturanstieg Körperstamm	0,5 K	1 K	>1K

Tabelle 1: SAR Grenzwerte gemittelt über 6 min gemäß den Empfehlungen der SSK 2002 und IEC EN 60601-2-33 [67, 44]

2. MATERIAL UND METHODIK

2.1 Magnetresonanztomografen

In der Versuchsreihe kommen drei verschiedene Magnetresonanztomografen zum Einsatz. Sie unterscheiden sich neben der Bauart des verwendeten Magneten und dem klinischen Einsatzgebiet auch in der Stärke des statischen Magnetfeldes B_0 . In Abhängigkeit von B_0 verändert sich die Larmorfrequenz und damit die Wellenlänge des einstrahlenden elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes B_1 . Dieser Zusammenhang soll im Hinblick auf die Erwärmung von metallischen Leitern, Flüssigkeiten und Probanden genauer untersucht werden.

2.1.1 MAGNETOM CONCERTO[®], Siemens, Erlangen, Germany

Bei dem Magneten handelt es sich um einen Dauermagneten in offener C-Form. Als Sendespule für die Hochfrequenzabstrahlung wurde ausschließlich der zirkular-polarisierte Body-Transmitter verwendet. In Abhängigkeit von der Größe des Messobjektes diente entweder die Körperspule oder die Kopfspule als Empfangsspule.

Die offene Bauweise des Tomografen bietet einige Vorteile gegenüber der geschlossenen Röhrenform. Besonders geeignet ist der Einsatz bei ängstlichen Patienten oder bei Kindern. Auch die Untersuchung von übergewichtigen Personen bis 200 kg wird erleichtert. Der leichte Zugangsweg zum Patienten bringt große Vorteile bei Interventionen unter Bildkontrolle.

Mit einer Grundmagnetfeldstärke B_0 von 0,2 Tesla besitzt dieses Gerät eine Anregungsfrequenz von 8,52 MHz.



Elektromagnet (Jochtyp)

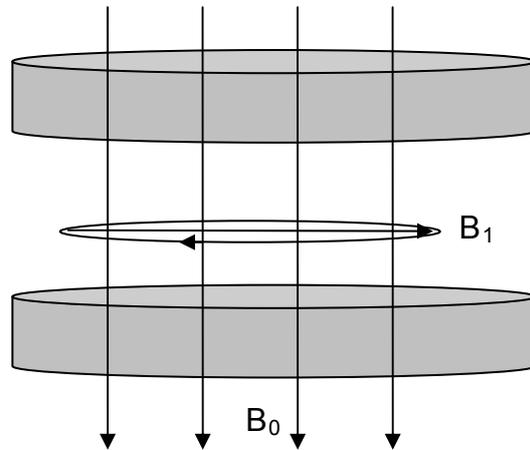


Abbildung 7: Ansicht MAGNETOM CONCERTO[®] open; Schematische Darstellung der Feldlinien des Grundmagnetfeldes B_0 und des zirkularpolarisierten Hochfrequenzfeldes B_1 .

2.1.2 MAGNETOM SONATA[®], Siemens, Erlangen, Germany

Dieses Gerät wird aufgrund der Möglichkeit zur schnellen Bildgewinnung und der umfangreichen Einsatzmöglichkeiten häufig in der diagnostischen Routine sowohl für morphologische Untersuchungen des Oberbauchs, der Extremitäten oder des ZNS, als auch für funktionelle Untersuchungen wie Angiographien, Spektroskopien oder Diffusion/Perfusionsmessung in der Schlaganfalldiagnostik eingesetzt.

Als Sendespule wurde hier je nach Objektgröße die Körper-, Kopf- bzw. die Extremitätenspule verwendet.

Das statische Magnetfeld wird durch einen supraleitenden Magneten mit Luftspule erzeugt. Die Grundmagnetfeldstärke beträgt 1,5 Tesla. Daraus ergibt sich eine Anregungsfrequenz von 63,87 MHz.



supraleitender
Magnet

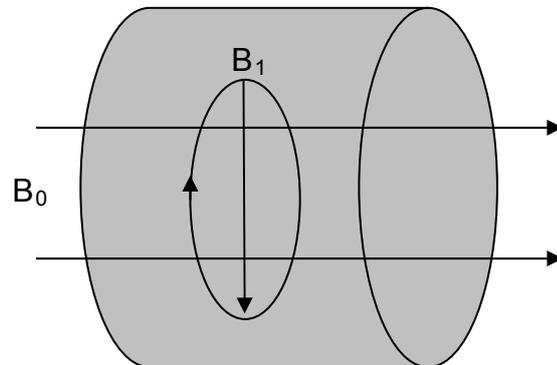


Abbildung 8: Ansicht MAGNETOM SONATA[®]; Schematische Darstellung der Feldlinien des Grundmagnetfeldes B_0 und des zirkular-polarisierten Hochfrequenzfeldes B_1 .

2.1.3 MAGNETOM TRIO[®], Siemens, Erlangen, Germany

Neben einem Grundmagnetfeld von 3 T verfügt dieses Gerät über sehr schnelle Gradienten mit Anstiegszeiten bis 200 ms und eine leistungsstarke RF-Technik. Die notwendige RF-Leistung, gemessen als SAR Wert, ist bei vergleichbaren Aufnahmesequenzen etwa viermal so groß als bei Geräten mit einer Grundmagnetfeldstärke von 1,5 T. Die Verdopplung der Feldstärke auf 3 T im Vergleich zu konventionellen 1,5 Tesla Geräten führt zu einer theoretischen Verdopplung des Signal-Rauschen-Verhältnisses, welche für eine höhere Auflösung oder zu einer Verkürzung der Messzeit genutzt werden kann. Die Anregungsfrequenz beträgt 127,74 MHz. Auch hier wird ein supraleitender Magnet verwendet. Als Sendespule diente hier wie beim MAGNETOM SONATA in Abhängigkeit von der Objektgröße die Körper-, Kopf- bzw. die Extremitätenspule.



supraleitender Magnet

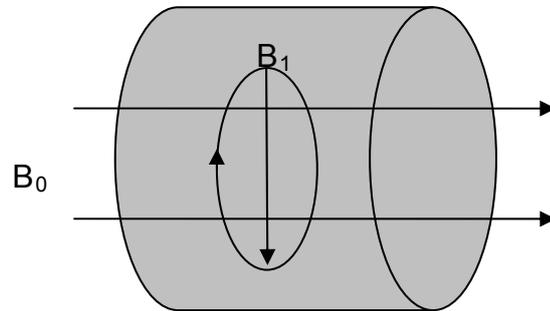


Abbildung 9: Ansicht MAGNETOM TRIO[®]; Schematische Darstellung der Feldlinien des Grundmagnetfeldes B_0 und des zirkular-polarisierten Hochfrequenzfeldes B_1 .

2.2 Sequenzen

Bei der Magnetresonanztomografie ist nicht nur die Wahl des geeigneten Tomografen und der passenden Sende-/Empfangs-Spulen von Bedeutung. Auch die sogenannte Aufnahmesequenz ist für die Aussagefähigkeit der Bildgebung entscheidend. Diese kontrolliert als Computerprogramm die Steuerung der Hardware-Komponenten während einer Messung. Es werden komplexe Abfolgen von HF-Pulsen und Gradienten benutzt. Dabei bestimmt die Aufnahmesequenz das Zeitintervall zwischen den einzelnen Pulsen, die Amplitude, die Form der Gradienten, den Signalempfang und damit die Art des Bildes.

Als Standard-Sequenztechniken stehen zwei große Gruppen zur Verfügung: die Gradientenecho-Sequenzen und die Spinecho-Sequenzen. Da bei den folgenden Versuchsreihen Sequenzen mit einer hohen Sendeleistung verwendet wurden, die hauptsächlich auf der Spinecho-Sequenz-Technik basieren, wird auf diese genauer eingegangen. Hierbei wird von der RF-Spule zum Zeitpunkt $T = 0$ ein 90° Puls ausgesendet. Die Spins des Messobjektes reagieren darauf, indem sie in Phase präzidieren und eine rotierende Quermagnetisierung erzeugen. Hervorgerufen durch Spin-Spin-Interaktion der einzelnen Atome geht die Quermagnetisierung der Spins nach einer gewissen Zeit, charakterisiert durch die Zeitkonstante T_2 , verloren. Aufgrund von Inhomogenitäten des Magnetfeldes ist die Querrelaxationszeit T_2^* jedoch kürzer als T_2 . Die Präzessionsgeschwindigkeit der einzelnen Spins ist unterschiedlich. Daraus resultieren nach bereits kurzer Zeit Phasenunterschiede. Zum Zeitpunkt $T_E/2$ wird ein 180° Puls appliziert. Dieser führt zu einer Rotation der Magnetisierung um 180° entlang der x-Achse. Nach Ablauf von $T_E/2$ zum Zeitpunkt T_E befinden sich die Spins wieder in Phase. Dadurch führt der Puls zur Neutralisation der Wirkung lokaler Feldinhomogenitäten. Es ist möglich ein Signal, das Spinecho, zu empfangen. Die Zeit zwischen dem 90° Puls und dem Spinecho wird TE (= time to echo) genannt. Die TE -Zeit kann vom Benutzer gewählt werden, was die Stärke des resultierenden Signals und somit auch das Bild beeinflusst. Je kürzer die TE -

Zeit, desto stärker ist das erlangte Signal. Jedoch kann bei einer sehr kurzen TE-Zeit der Unterschied der Signalintensität verschiedener Gewebe sehr klein sein, was einen geringen Kontrast zur Folge hat. Die TE-Zeit ist für die T_2 -Gewichtung verantwortlich. Die Zeit zwischen zwei HF-Anregungen wird TR (= time to repeat) genannt, d.h. von Anfang des 90° Pulses bis zum Start des nächsten 90° Pulses.

Ein Vorteil der Spinecho-Sequenz bei der Bildgebung ist die Unabhängigkeit von B_0 -Feld-Inhomogenitäten. Nachteilig sind jedoch die relativ langen Messzeiten. Durch Verwendung der Turbo-Spinecho-Sequenz ist es möglich, die Vorteile der Spinecho-Sequenz zu nutzen und gleichzeitig die Messzeit zu verkürzen. Dazu werden in kurzen zeitlichen Abständen weitere 180° Rephasierungspulse eingestrahlt, die jeweils mit verschiedenen Gradienten eine unterschiedliche Phasenkodierung zur Ortsauflösung erhalten. Jedoch können nicht beliebig viele 180° Pulse verwendet werden, da die Intensität des Echosignals proportional mit $\exp(-t/T_2)$ abfällt.

Um in den später beschriebenen Versuchen A und C-H eine möglichst hohe Leistungseinkopplung der MR- Tomografen in die Messobjekte und damit die größte Temperaturveränderung zu erzielen, wurden Turbo-Spinecho (TSE) Sequenzen (auch Fast-Spinecho genannt) verwendet.

B_0-Feld	Sequenz	T_R (ms)	T_E (ms)	Flipwinkel	Turbofaktor
0,2 T	TSE	983	21	180°	45
1,5 T	TSE	907	11	180°	21 / 3*
3 T	TSE	542	7,4	180°	71

Tabelle 2: Sequenzparameter der Versuche A,C-I

*Die Leistungsanpassung der Leiterschleife im MAGNETOM Sonata wurde zunächst mit einem Turbofaktor von 21 begonnen. Aufgrund Erfüllung der Resonanzbedingung kam es jedoch zu einer so starken Wärmeentwicklung ($> 130^\circ\text{C}$), dass der Leistungsbereich der verwendeten Kohleschichtwiderstände überschritten wurde. Der Versuch konnte nur mit einer wesentlich geringeren RF-Energie durchgeführt werden, so dass der Turbofaktor auf 3 reduziert werden musste.

Material und Methodik

Bei einer Gradientenecho Sequenz wird zum Zeitpunkt $T = 0$ ebenfalls ein schichtselektiver RF Anregungspuls ausgesendet. Dabei wird ein Flip-Winkel kleiner als 90° gewählt. Im Unterschied zum Spinecho wird anstatt eines 180° Hochfrequenzpulses nur ein Gradient benutzt, um die Spins wieder in Phase zu bringen. Durch den kleineren Flip-Winkel und durch die Verwendung von Gradienten zur Refokussierung des Magnetisierungsvektors ist es möglich, eine schnellere Bildgebung zu erlangen. Nachteilig gegenüber den Spinecho-Sequenzen ist das häufigere Auftreten von Suszeptibilitätsartefakten und ein geringeres Signal-Rauschen-Verhältnis.

Zur Abschätzung der Temperaturerhöhung beim menschlichen Organismus wurde bei der Probandenstudie sowohl eine T1-gewichtete 3D Gradientenecho als auch eine T2-gewichtete 2D multi-slice TSE Sequenz verwendet, die beide im First level controlled operating mode betrieben wurden. Zusätzlich kamen bei jedem Probanden Placebo Sequenzen mit einem Flip-Winkel von 0° ohne Sendeleistung zum Einsatz. Die Probanden wurden über die Reihenfolge der Sequenzen verblindet.

Parameter	Sequenz 1	Sequenz 2
Typ	Gradientenecho	Turbo-Spinecho
encoding	3D	2D
flip angle	40°	180°
echo time/echo spacing	4.9 ms	8.9 ms
repetition time	23 ms	4000 ms
matrix size	256 x 192	512 x 384
number of slices	160-192	21-30
acquisition time	6:11-6:45	3:58-4:14

Tabelle 3: Sequenzparameter bei der Probandenstudie

Material und Methodik

Proband Nr	Parameter	Sequenz	Sequenz	Sequenz	Sequenz
		1-1	1-2	2-1	2-2
1	SAR [%]	90	100	34	0
	SAR [W/kg]	1,8	2,5	0,9	0,2
	Transmitter Spannung [V]	461	461	461	0
2	SAR [%]	0	0	69	100
	SAR [W/kg]	0	0	1,4	3,0
	Transmitter Spannung [V]	0	0	422	422
3	SAR [%]	75	100	0	0
	SAR [W/kg]	1,5	2,5	0	0
	Transmitter Spannung [V]	526	526	0	0
4	SAR [%]	0	0	78	100
	SAR [W/kg]	0	0	1,6	2,9
	Transmitter Spannung [V]	0	0	486	486
5	SAR [%]	86	100	0	0
	SAR [W/kg]	1,7	3,2	0,1	0
	Transmitter Spannung [V]	495	495	0	0
6	SAR [%]	0	0	82	100
	SAR [W/kg]	0	0	1,6	2
	Transmitter Spannung [V]	0	0	409	409

Tabelle 4: Darstellung der verwendeten Sequenzparameter bezogen auf den jeweiligen Probanden.

Beim ersten Teil der Anregungssequenz handelt es sich um eine 3D Gradientenecho Sequenz. Der mittlere SAR-Wert betrug $1,6 \pm 0,14$ W/kg.

Der zweite Teil der Anregungssequenz war eine 2D Turbo-Spinecho Sequenz mit einer mittleren SAR von $2,68 \pm 0,44$ W/kg.

2.3 Temperaturmessung

Das Vorhandensein der verschiedenen Felder in der MRT führt bei vielen messtechnischen Anwendungen zu Schwierigkeiten.

So sind auch bei Temperaturmessungen im Bereich eines Magnetresonanztomografen Teile oder die gesamte Messapparatur sowohl magnetischen als auch elektrischen Feldern ausgesetzt. Dies ruft bei vielen Temperaturmessmethoden Störungen der Messtechnik und eventuell eine Verfälschung der Daten hervor.

Deshalb ist es notwendig, ein Messverfahren zu wählen, bei dem weder die Datenaufnahme noch die Datenübertragung durch die MRT-Felder beeinflusst wird. Diese Voraussetzungen werden sowohl durch die berührungslose Infrarot (IR)-Thermografie als auch durch die faseroptische Fluoreszenzthermometrie erfüllt.

2.3.1 Die Faseroptische Temperaturmessung

Die faseroptische Temperaturmessung beruht auf dem Prinzip des temperaturabhängigen Lumineszenzverhaltens von optisch angeregten Verbindungen (Phosphoreszenz).

Dabei wird an der Spitze einer Glasfaser eine kleine Menge phosphoreszierendes Material (z.B. Magnesium-Fluorgermanat) aufgebracht. Dieses wird durch Licht pulsförmig angeregt und leuchtet dann mit abklingender Intensität. Aus dem Abklingverhalten lässt sich die Temperatur ermitteln: die gemessene Temperatur ist umso größer je kürzer die Abklingzeit ist. Die Glasfaser dient dabei lediglich zur Übertragung der optischen Anregung und der Weiterleitung des Lumineszenzsignals. Diese Methode eignet sich

hervorragend zur punktuellen Messung, jedoch nicht, um einen lückenlosen Überblick über das Temperaturverhalten eines Messobjektes zu erhalten.

Bei der Probandenstudie wurde das fiberoptische Messgerät Luxtron 790 Fluoroptic Thermometer, Santa Clara, U.S.A. verwendet.

2.3.2 Die Infrarotthermografie

Die Infrarotthermografie oder Pyrometrie hingegen beruht auf der Tatsache, dass jeder Körper mit einer Temperatur über dem absoluten Nullpunkt, d.h. -273° oder auch 0° K, elektromagnetische Wellen abstrahlt. Gemäß dem Planckschen Strahlungsgesetz sind die Intensität und das Spektrum der abgestrahlten Wellenlänge von der Temperatur des Körpers abhängig. Je höher die Temperatur eines Körpers, desto stärker schwingen die jeweiligen Atome und Moleküle. Diese wirken wie Hertzsche Dipole und senden entsprechende elektromagnetische Wellen ab. Ihr Wellenlängenbereich reicht von 780 nm bis 1 mm. Bei einer Körpertemperatur von $T \approx 20^{\circ}\text{C}$ liegt diese Wärmestrahlung im infraroten Strahlungsbereich und ist unsichtbar. Bei einer Temperaturzunahme verschiebt sich die Wellenlänge maximaler Energieabstrahlung mehr und mehr in den sichtbaren Bereich (z.B. bei einer heißen Herdplatte). Nach dem Wienschen Verschiebungsgesetz verhält sich die Lage des Maximums wie folgt:

$$\lambda_{\max} \sim \frac{1}{T} \quad \text{Gl. 13}$$

Die Entdeckung der IR-Strahlung gelang erstmalig im Jahre 1800 dem Astronomen Sir William Herschel durch Erwärmung einer geschwärzten Fläche, die mit dem IR-Anteil der spektral zerlegten Sonnenstrahlung beschienen wurde. In der zweiten Hälfte des 19. Jahrhunderts erkannte man, dass sowohl Wärmestrahlung als auch sichtbares Licht und Radiowellen auf elektromagnetische Wellen basieren. Es folgte die Entdeckung der Strahlungsgesetze durch Kirchhoff, Stefan, Boltzmann, Wien und Planck.

Gegen Mitte des 20. Jahrhunderts war es gelungen, erste Infrarot-Sichtgeräte jedoch vorerst nur zur militärischen Nutzung zu bauen. In den 60-er Jahren standen schließlich nach erheblicher technischer Weiterentwicklung die ersten Thermografiegeräte für den nichtmilitärischen Bereich zur Verfügung. Daneben entwickelte sich die Pyrometrie zu einem weit verbreiteten Verfahren der Temperaturmessung in der Industrie mit mannigfaltigen Einsatzmöglichkeiten und zu einem diagnostischen Instrument in der Medizin.

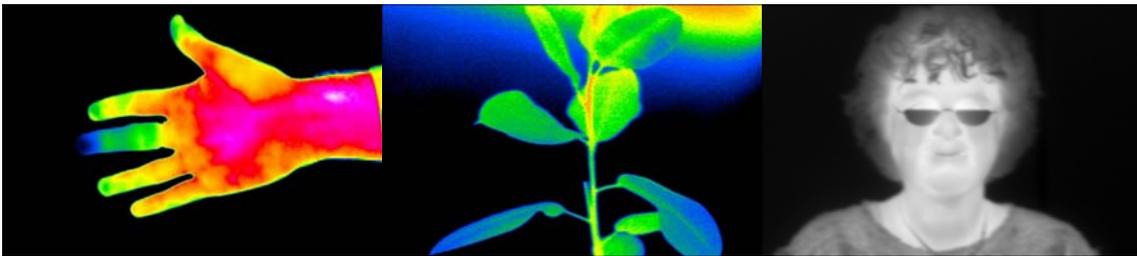


Abbildung 10: Beispielbilder der Infrarotbildgebung. Auf den ersten beiden Bildern ist die Temperatur farblich skaliert, auf dem dritten Bild sind wärmere Bereiche heller dargestellt.

In der Praxis jedoch weisen die zu messenden Objekte keine idealen Strahlungseigenschaften auf. Da es sich bei der Infrarotstrahlung um elektromagnetische Wellen handelt, gelten auch hier die Strahlungsgesetze der Optik, wie Brechung und Reflexion. Zur Vereinfachung der Gesetzmäßigkeiten wird ein Modellkörper, der Schwarze Strahler, herangezogen. Dieser zeichnet sich dadurch aus, dass er von allen Körpern gleicher Temperatur die größtmögliche Intensität der ausgesandten Strahlung aufweist. Das Verhältnis der Intensität I der Strahlung eines realen Körpers zu der des Schwarzen Strahlers bei gleicher Temperatur und Wellenlänge wird durch den spektralen Emissionsgrad ε wiedergegeben.

Dabei gilt:

$$\varepsilon_{\lambda} = \frac{I_{\text{realerKörper}}(\lambda, T)}{I_{\text{SchwarzerStrahler}}(\lambda, T)} \quad \text{Gl. 14}$$

Der Wert ϵ kann zwischen 0 und 1,0 liegen.

Der Schwarze Strahler besitzt den Emissionsgrad $\epsilon = 1$. Reale Körper/Oberflächen haben einen Emissionsgrad < 1 . Ist der Emissionsgrad eines realen Körpers über allen Wellenlängen konstant, spricht man von einem Grauen Strahler. Verändert sich der Emissionsgrad mit der Wellenlänge, handelt es sich dabei um einen Selektiven Strahler.

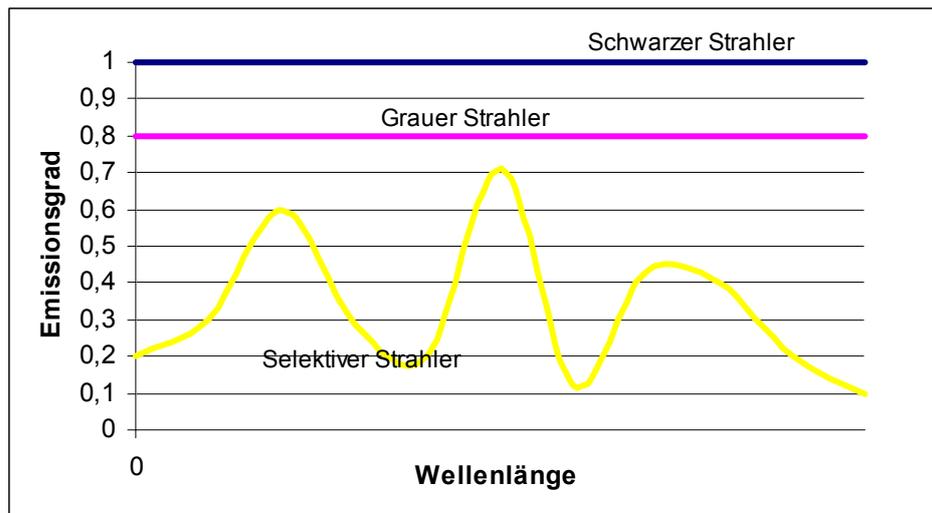


Abbildung 11: Darstellung der Abhängigkeit des Emissionsgrades von der Wellenlänge bei verschiedenen Strahlern

Nach dem Kirchhoffschen Strahlungsgesetz besitzen Körper bei gleicher Wellenlänge stets den gleichen Emissions- und Absorptionsgrad. Der Schwarze Strahler besitzt neben dem höchsten Emissionsgrad auch den bestmöglichen Absorptionsgrad für Infrarotstrahlung.

Das Prinzip der Infrarotthermografie besteht darin, die von einem Objekt ausgestrahlte Wärme in Form elektromagnetischer Wellen zu detektieren, zu verstärken und in ein elektrisches Signal umzuwandeln. Die einzelnen Signale werden zu einem Bild zusammengesetzt und auf einem Bildschirm wiedergegeben. Den jeweiligen Bildpunkten werden dabei entsprechend der Intensität der empfangenen Infrarotstrahlung unterschiedliche Farbtöne zugeordnet. Ebenso ist eine Auswertung der einzelnen Bildpunkte möglich, um

Material und Methodik

Temperaturverläufe genauer darzustellen und sowohl qualitative als auch quantitative Aussagen machen zu können.

Bei dem verwendeten Modell handelt es sich um eine Scanner-Kamera, Typ VARIOSCAN 3011 ST compact, der Firma InfraTec GmbH, Dresden. Dabei wird die Signalwandlung jedes einzelnen Bildpunktes mit ein und demselben Wandlerelement vorgenommen.

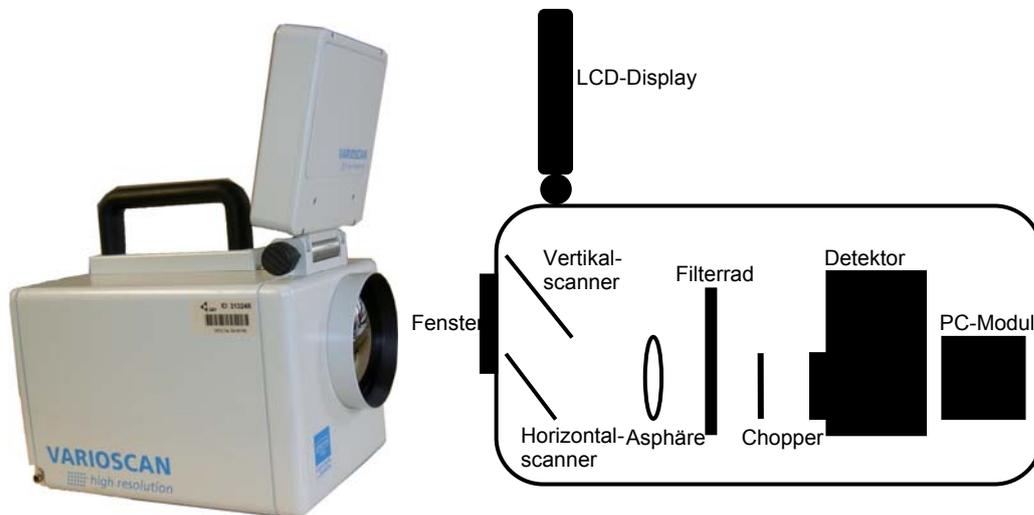


Abbildung 12: Ansicht VARIOSCAN compact; schematischer Innenaufbau mit Darstellung der Einzelkomponenten

Material und Methodik

Spektralbereich (μm)	8...12
Aufnahmeverfahren	Scan-System
Detektorkühlung	Stirling-Kühler
Bildfrequenz (Hz)	1,2
Temperaturaufösung bei 30°C (K)	$\pm 0,03$
Temperaturmessbereich (°C)	- 40 ... 1200
Messgenauigkeit	< 2K (Messbereich bis 100°C) sonst 1% d.E.
Geometrische Auflösung (mrad)	1,5
Elektrooptischer Zoom	Max. 6-fach
Digitalzoom	2-fach;5-fach
Minimale Messentfernung (m)	0,2

Tabelle 5: Geräteparameter des Thermografiesystems Typ Varioscan 3011 ST compact, Firma Infratec GmbH, Dresden

Thermografiegeräte bieten große Vorteile bei Messaufgaben, die mit konventionellen Kontaktthermometern nicht gelöst werden können.

Dies sind vor allem Messungen

- von sehr hohen Temperaturen, die keinen Einsatz von Thermoelementen erlauben
- an Oberflächen mit geringer Wärmeleitung und Körpern mit geringer Wärmekapazität
- an sich bewegenden, unzugänglichen oder spannungsführenden Teilen mit hoher Ansprechgeschwindigkeit (< 1 s)
- an Objekten, die nicht durch Kontaktmessungen beeinflusst werden dürfen
- an vielen Messstellen und das Erkennen von Hot Spots
- die aufgrund von dynamische Prozessen eine schnelle Ansprechzeit der Detektoren erfordern

Ein weiterer Vorteil ist das Erlangen des gesamten Bildeindrucks eines Messobjektes mit einer der farbcodierten Temperatur-Verteilung.

Bei der berührungslosen Temperaturmethode sind jedoch auch folgende potentielle Fehlerquellen in Betracht zu ziehen:

- Reflexionen von Störstrahlungsquellen aus dem Vordergrund des Objektes.
- Signalverluste durch Strahlungsabschwächung auf der Übertragungsstrecke.
- Transmission von Störstrahlungsquellen aus dem Hintergrund des Objektes.

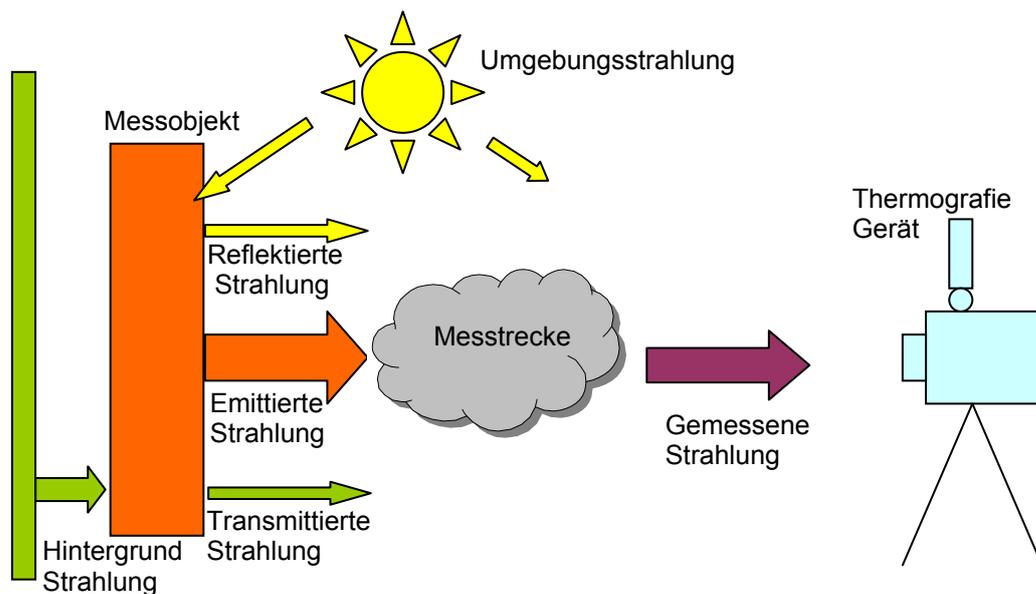


Abbildung 13: Darstellung möglicher Fehlerquellen bei der Infrarotthermografie

Bei der Durchführung der Experimente wurde versucht, diese Störfaktoren weitgehend zu minimieren. Zur Reduktion der Störstrahlung aus der Umgebung und dem Hintergrund wurde das Messobjekt mit Papier abgeschirmt.

Material und Methodik

Der Einfluss der Messstrecke und der möglichen Fehler durch Signalverluste kann vernachlässigt werden, da bei den hier durchgeführten Untersuchungen der Abstand des Messobjekts zur Kamera lediglich 1,2 m bis 3 m betrug.

2.4 Experimente

2.4.1 Direkte Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes

2.4.1.1 Interaktion des Hochfrequenzfeldes mit verschiedenen Flüssigkeiten

Bei nichtmagnetischen Materialien gibt es drei primäre Wege, wie ein appliziertes elektrisches Feld auf geladene Teilchen in einem Medium einwirken kann. Bei Dielektrika findet entweder eine Polarisierung von gebundenen Ladungen oder eine Orientierung von Dauerdipolen statt. Der Effekt auf die einzelnen Teilchen ist dabei nur klein, aber im gesamten Medium kommt es entweder zur Bildung eines elektrischen Dipols oder zur Aneinanderreihung der Dauerdipole und dadurch jeweils zur Entstehung eines neuen E-Feldes. Bei leitenden Materialien können sich die Ladungsträger in Form von Elektronen oder Ionen im Medium relativ frei bewegen. Durch Einwirken des E-Feldes werden diese Teilchen abgelenkt, was sich zu einem Strom summiert und wiederum ein neues elektrisches Feld produziert.

Die Energie des applizierten E-Feldes wird in Form von Bewegungsenergie an die geladenen Teilchen des jeweiligen Materials übertragen. Durch die Bewegung der induzierten Dipole, der Dauerdipole und der freien Ladungsträger entsteht Reibung und somit Wärme. Gäbe es keine Reibung in dem Medium, wäre die absorbierte Leistung gleich null. Wie schon in der Einleitung erwähnt, wird die absorbierte Leistung Specific Absorption Rate (SAR) genannt. Gemäß Gleichung 8 ist für das Ausmaß der absorbierten Leistung neben der Materialeigenschaft auch die Frequenz des einstrahlenden E-Feldes von Bedeutung.

Im folgenden Experiment wurden Flüssigkeiten unterschiedlicher Dichte und elektrischer Leitfähigkeit in verschiedenen Tomographiesystemen auf Temperaturveränderungen mittels Infrarotthermografie untersucht.

Material und Methodik

Versuch	Grundmagnetfeldstärke	verwendete Flüssigkeiten			
A1	0,2 T	0,6‰ Gadolinium Lösung	gesättigte NaCl +0,6‰ Gadolinium Lösung	Pflanzenöl	0,309% NaCl Lösung
A2	1,5 T	0,6‰ Gadolinium Lösung	gesättigte NaCl +0,6‰ Gadolinium Lösung	Pflanzenöl	0,331% NaCl Lösung
A3	3 T	0,6‰ Gadolinium Lösung	gesättigte NaCl +0,6‰ Gadolinium Lösung	Pflanzenöl	0,358% NaCl Lösung

Tabelle 6: Übersicht der verwendeten Flüssigkeiten

Dazu wurden Enghalsflaschen mit einem Fassungsvermögen von 0,5 l aus Polyethylen verwendet, die für Infrarotstrahlen durchlässig sind. Diese wurden mittels Stofftücher bis auf den Flaschenboden wärmeisoliert. Die Messungen erfolgten immer paarweise mit einer gesättigten NaCl-0,6‰ Gadolinium DTPA-Lösung als Referenz. Das Gadolinium DTPA (Magnevist, Schering AG, Berlin, Deutschland) diene zur Verkürzung der longitudinalen Relaxationszeit T₁. Zur Erzielung der äquivalenten Leitfähigkeit von menschlichem Gewebe im Bezug auf die drei Grundmagnetfeldstärken wurden gemäß IEC TC 62B/481/CD 0,309 %, 0,331 % und 0,358 % NaCl-Lösungen verwendet [68].

Als Sendespule diene beim MAGNETOM Sonata und Trio die Extremitätenspule, beim MAGNETOM Concerto die Körperspule. Sowohl im 1,5 T als auch im 3 T Tomografen wurde eine 99% Sendeleistung angegeben. Dies entspricht bei der Verwendung der Extremitätenspulen einem SAR-Wert von 12 W/kg. Der SAR-Wert wird im MAGNETOM Concerto nicht durch die geräteinterne Software angegeben, da die Grenzwerte mit diesem Gerät nicht überschritten werden können.

Die Versuchsanordnung ist auf folgender Abbildung zu sehen.



Abbildung 14: Darstellung der Versuchsanordnung zur Messung zweier verschiedener Flüssigkeiten im Vergleich. Es wurde hier eine Extremitätenspule verwendet. Das Bild entspricht etwa dem Messfeld der Infrarotkamera.

2.4.1.2 Interaktion des Hochfrequenzfeldes mit dem menschlichen Organismus (Probandenstudie)

Nach der Untersuchung von Flüssigkeiten unterschiedlicher Dichten und elektrischen Leitfähigkeiten folgte in dieser Versuchsreihe der Schritt vom in-vitro Modell zum in-vivo Experiment.

Die Aufgabe der Studie bestand darin, die durch das B1-Feld induzierte Gewebserwärmung bei gesunden Probanden unter Verwendung eines standardisierten Bildgebungsprotokolls im first operational mode (<4 W/kg gemittelt über den ganzen Körper) in einem 3,0 Tesla Ganzkörperscanners zu bestimmen, zu überprüfen, ob die verblindeten Probanden zwischen der Bildgebungssequenz und der Placebosequenz ohne RF-Leistung unterscheiden können, und abzuschätzen, inwieweit die Bildgebung im Grenzbereich des first operational mode eine signifikante kardiovaskuläre Belastung erzeugen kann.

Das Probandenkollektiv bestand aus sechs gesunden Freiwilligen (vier weibliche und zwei männliche) im Alter von 20 bis 24 Jahren (Durchschnittsalter $21,8 \pm 1,3$) und Körpergewichten von 53 kg bis 88 kg (Durchschnittsgewicht

64,7±12,9). Jeder der Teilnehmer gab nach schriftlicher und mündlicher Aufklärung seine schriftliche Einverständniserklärung zur Studie und zu deren wissenschaftlichen Auswertung. Die Studie wurde von der Ethik-Kommission genehmigt.

Die Temperatur im Scannerraum lag konstant zwischen 20 und 22°C. Zur Reduktion der Konvektion wurde der eingebaute Ventilator auf die niedrigste Stufe geschaltet. Um einheitliche Untersuchungsbedingungen für alle Probanden zu schaffen, mussten diese bereitgestellte Bekleidung aus Baumwolle anziehen. Alle Messungen wurden in einem 3 Tesla Ganzkörperscanner (MAGNETOM Trio, Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland) durchgeführt. Die Positionierung der Probanden auf der Scannerliege erfolgte auf dem Rücken mit dem Kopf voraus. Als Sendeeinheit diente der eingebaute Body Transmitter und als Empfänger ein Body Array, das auf das Becken der Probanden gelegt wurde.

Um möglichst genau die Temperaturveränderung durch HF-Absorption zu erfassen und um andere Faktoren für einen Temperaturanstieg wie Stress oder Angst auszuschließen, wurde neben einem Bildgebungssequenzblock ein Placebosequenzblock verwendet. Der Bildgebungssequenzblock bestand aus einer Gradientenecho- und einer TSE-Sequenz. Die Parameter wurden jeweils so gewählt, dass im first level operational mode eine maximal zugelassene Sendeleistung erreicht wurde. Die Sequenzparameter sind in den Tabellen 3 und 4 zusammengefasst. Der Placebosequenzblock besaß mit Ausnahme des Flip-Winkels die gleichen Parameter wie die Bildgebungssequenzen und war von den Probanden weder durch die Dauer noch durch Geräusche von den Bildgebungssequenzen zu unterscheiden. Somit konnte eine einfache Verblindung der Probanden erreicht werden. Der Flipwinkel der Placebosequenzen betrug 0°. Dadurch wurde keine HF-Sendeleistung ausgestrahlt.

Zur fiberoptischen Temperaturmessung (Luxtron 790 Fluoroptic Thermometer, Santa Clara, U.S.A.) wurden vier Glasfasersonden mittels Pflasterstreifen an vier verschiedenen Hautstellen der Probanden befestigt: jeweils auf Höhe des Nabels 1 ventral links, 1 ventral rechts, 1 dorsal links und 1 dorsal rechts. Die

Infrarotkamera wurde im Scannerraum so positioniert, um bei herausgefahrener Patientenliege ein optimales Blickfeld auf die zu untersuchende Bauch/Becken-Region zu erhalten. Zur simultanen Messung von Blutdruck und Herzfrequenz wurde eine MRT kompatible Blutdruckmanschette an den linken Oberarm der Probanden angebracht.



Abbildung 15: Auf dem Foto ist die Anordnung der fiberoptischen Temperatursonden zu sehen. Die Aufnahme entspricht etwa der region of interest bei der Infrarotthermografie.

Der Ablauf der Studie war wie folgt:

1. 10 Minuten Equilibrium innerhalb des Magnetresonanztomografen
2. 10 Minuten Bildgebungssequenz/Placebo
3. 10 Minuten Equilibrium innerhalb des Magnetresonanztomografen
4. 10 Minuten Bildgebungssequenz/Placebo

Innerhalb 20 Sekunden nach Beendigung jedes Schrittes wurde die Patientenliege aus der Scannerröhre herausgefahren, das Body Array entfernt und die Hauttemperatur mittels Infrarotkamera aufgezeichnet. Sowohl die Temperaturmessungen über die fiberoptischen Messsonden als auch die Blutdruck- und Herzfrequenzmessungen verliefen kontinuierlich während des gesamten Equilibriums und der Bildgebungssequenz/Placebosequenz.

Nach Ablauf der Testreihe mussten die Probanden einen Fragebogen ausfüllen. Mit Hilfe einer Einteilung in kein, leicht, mittel oder stark sollten die Freiwilligen einen Temperaturanstieg des gesamten Körpers oder nur eines Körperteils für

Material und Methodik

jeden der beiden Sequenzblöcke beschreiben. Weiter wurde nach Missempfindungen, Schmerzen, Angst und Veränderungen des Vegetativums (Pulsanstieg, Schwitzen) gefragt. Schließlich mussten sich die Probanden entscheiden, in welchem Sequenzblock sie eine stärkere lokale oder globale Erwärmung verspürt haben.

Bei der Auswertung der Daten wurden die Temperaturdifferenzen vor und nach jeder Bildgebungssequenz bzw. Placebosequenz bestimmt, die an den vier fiberoptischen Sensoren und mittels Thermobilder gemessen wurden. Des Weiteren wurde eine Analyse der Veränderung des Pulses und des Blutdrucks sowie des Fragebogens durchgeführt. Für die Temperaturveränderungen wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen bestimmt.

2.4.2 Indirekte Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes

2.4.2.1 Interaktion des B_1 -Feldes mit metallischen Leitern ohne Resonanzeigenschaften (Leiterschleife)

Der magnetische Feldanteil B_1 des Hochfrequenzfeldes in der MRT ist in der Lage, in leitenden Materialien Spannungen zu induzieren und elektrische Ströme zu verursachen. Diese Kreisströme bewirken einen Leistungsverlust durch Reibungswärme. So wurde bisher oft die Erwärmung von Sensorkabeln für die Überwachung von Vitalfunktionen durch elektromagnetische Induktion als primäre Ursache für thermische Verletzungen bei MRT Untersuchungen angesehen. Denn durch eine Schleifenbildung der Kabel erhöht sich die Induktivität des Stromkreises, was größere Ströme induziert, welche wiederum das Kabel stärker erhitzen [39].

Die Erwärmung durch elektromagnetische Induktion wurde mit Hilfe einer einfachen B-Feld Antenne in Form einer Leiterschleife aus Kupferdraht untersucht.

Schafft man nun ein Modell mit einer inhomogenen Widerstandsverteilung, bei dem die eingebrachte Leistung möglichst an einer Stelle des Leiters in Wärme umgesetzt wird, kann man auf einem indirekten Weg über Temperaturmessung das Ausmaß der absorbierten Leistung bestimmen. Dazu wurden zwischen den freien Enden des Kupferdrahtes verschiedene Kohleschichtwiderstände eingelötet.

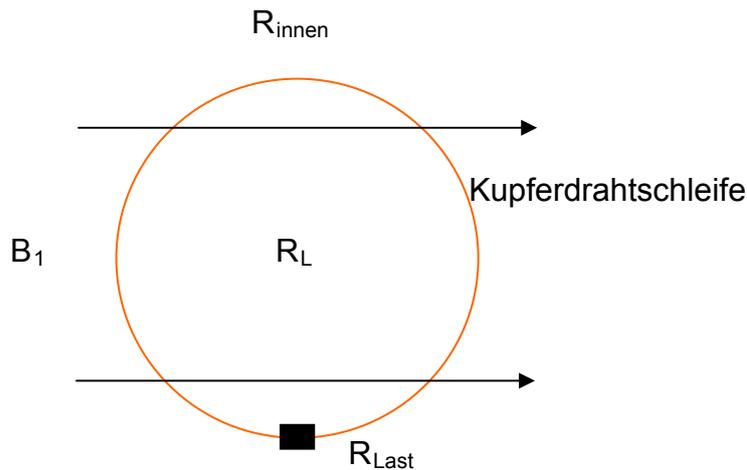


Abbildung 16: Schematische Darstellung des Schleifenmodells; R_{Last} = eingelöteter Koheschichtwiderstand, R_{innen} = ohmscher Drahtwiderstand, R_L = induktiver Widerstand

Um mit diesem Modell eine maximale Temperaturerhöhung zu erzeugen, wurde zunächst eine Leistungsanpassung durch Variation des Widerstandes durchgeführt. Dabei stellt sich die Frage, bei welchem Koheschichtwiderstand (Lastwiderstand) die größte Leistung gewonnen wird. Ist R_{Last} sehr groß, fließt fast kein Strom und gemäß $P = U \cdot I$ ist auch die Leistung klein. Ebenso erlangt man durch einen sehr kleinen Widerstand eine nur sehr kleine Leistung, da hierbei die Spannung dementsprechend klein ist.

Daraufhin erfolgte eine Leistungsanpassung durch Veränderung der induzierten Spannung der Leiterschleife. Dies wurde durch unterschiedliche Winkel der Leiterschleife zum B_1 -Feld erreicht.

Zusätzlich wurden die Temperaturmessungen der Leiterschleife sowohl im Zentrum des homogenen B_1 -Feldes als auch und im inhomogenen Streufeld durchgeführt.

Zur Berechnung der Leistung ist diese als Funktion von R zu bestimmen. Es gilt:

$$\begin{aligned}P_{\text{wirk}} &= U_{\text{eff}} \cdot I_{\text{eff}} \cdot \cos(\varphi) \\&= \sqrt{\omega^2 L^2 + R^2} \cdot I_{\text{eff}}^2 \cdot \cos(\varphi) \\&= \frac{U_{\text{eff}}^2}{\sqrt{\omega^2 L^2 + R^2}} \cdot \cos(\varphi) \\ \cos(\varphi) &= \frac{R}{\sqrt{R^2 + \omega^2 L^2}}\end{aligned}$$

=>

$$P_{\text{wirk}}(R) = U_{\text{eff}}^2 \frac{R}{R^2 + \omega^2 L^2} \quad \text{Gl. 15}$$

Differenziert man diese Gleichung nach R und setzt die Ableitung gleich null, gelangt man zu folgender Erkenntnis.

Für die optimale Wirklastanpassung gilt: $R = \omega L$

Separiert man R in $R_{\text{innen}} + R_{\text{Last}}$ so ergibt sich: $R_{\text{last}} = \omega L - R_{\text{innen}}$

Im nächsten Abschnitt erfolgt die Berechnung der einzelnen Parameter.

Bei einem homogenen Material ist der ohmsche Gleichstromwiderstand R_D umgekehrt proportional zum Querschnitt A des Leiters:

$$R_{\text{innen}} = \frac{\rho \cdot l}{A} \quad \text{Gl. 16}$$

ρ heißt spezifischer Widerstand des Materials. Der spezifische Widerstand von Kupfer beträgt $\rho_{\text{Kupfer}} = 0,017 \cdot 10^{-6} \frac{\Omega \text{mm}^2}{\text{m}}$ bei 18°C , $l =$ Drahtlänge (Schleifenumfang U) in m, $A =$ Querschnittsfläche des Drahtes in mm^2 .

Drahtumfang U	Ohmscher Widerstand R_{innen}
0,5 m	$1,08 \cdot 10^{-8} \Omega$
1 m	$2,17 \cdot 10^{-8} \Omega$

Tabelle 7: Berechnung des Ohmschen Drahtwiderstandes R_{innen} bei einer Drahtlänge von $l = 0,5\text{m}$ und $l = 1\text{m}$ bei einem Drahtdurchmesser von 1 mm und einer Drahtquerschnittsfläche $A = 0,7854 \text{ mm}^2$

Bei einer hohen Wechselstromfrequenz verteilt sich der Strom nicht über den ganzen Querschnitt eines zylindrischen Leiters mit gleicher Dichte, wie es beim Gleichstrom der Fall ist, sondern verläuft an der Oberfläche. Man bezeichnet dies als Skineneffekt.

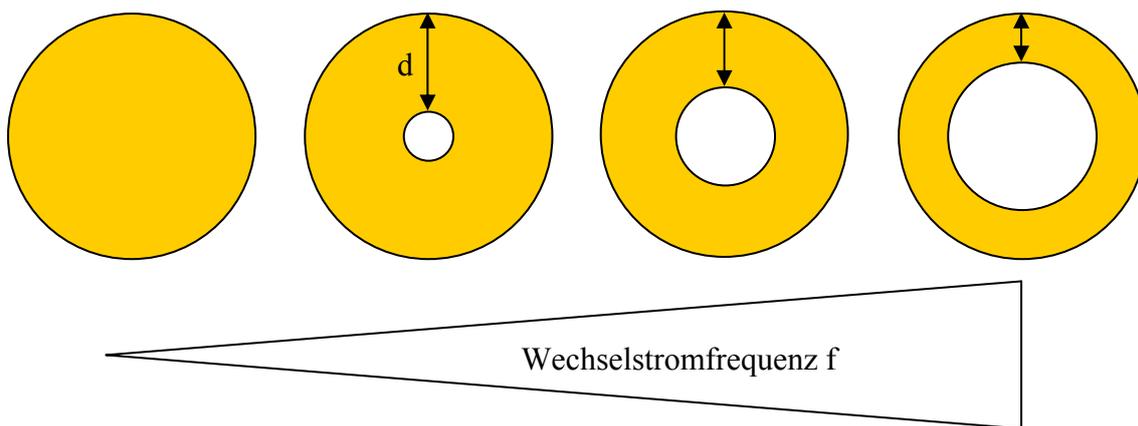


Abbildung 17: Darstellung des effektiven Drahtquerschnittes A_{eff} (farbig) in Abhängigkeit der Wechselstromfrequenz f ; d = Eindringtiefe. Mit zunehmender Frequenz nimmt die Eindringtiefe ab und der effektive stromdurchflossene Drahtquerschnitt wird kleiner.

In einer Tiefe d von

$$d = \sqrt{2 \cdot \rho / (\mu_r \cdot \mu_0 \cdot \omega)} \quad \text{Gl. 17}$$

ist er bereits auf $e^{-1} = 37\%$ abgefallen.

Material und Methodik

Dabei ist:

μ_0 = Permeabilitätskonstante des Vakuums (absolute Permeabilität)

$$= 4\pi \cdot 10^{-7} \text{VsA}^{-1}\text{m}^{-1} = 1,257 \cdot 10^{-6} \frac{\text{kg} \cdot \text{m}}{\text{A}^2 \cdot \text{s}^2}$$

μ_r = relative Permeabilität in Luft = 1

$$\rho_{\text{Kupfer}} = 0,017 \cdot 10^{-6} \frac{\Omega\text{mm}^2}{\text{m}}$$

Die Veranlassung zu diesem Skin- oder Hauteffekt ist die innere Selbstinduktion. Der Skineffekt führt dazu, dass ein Draht für hochfrequenten Wechselstrom einen höheren Widerstand hat als für Gleichstrom. Wenn die Dicke d der effektiv leitenden Schicht klein gegen den Drahtdurchmesser ist, bestimmt nicht mehr der Querschnitt, sondern der Umfang den Widerstand [101].

Anregungsfrequenz (MHz)	0	8,52	63,87	127,74
Skintiefe d (μm)	∞	27,9	8,21	5,81
Effektiver Drahtquerschnitt A_{eff} (mm^2)	0,785	0,0848	0,0252	0,0178
Effektiver Ohmscher Widerstand (μOhm) bei $U = 0,5 \text{ m}$	0,0108	0,1	0,34	0,48
Effektiver Ohmscher Widerstand (μOhm) bei $U = 1 \text{ m}$	0,0217	0,2	0,67	0,96

Tabelle 8: Berechnung des effektiven Ohmschen Widerstandes $R_{\text{innen_eff}}$

Material und Methodik

Der Induktive Widerstand R_L wird folgendermaßen berechnet:

$$R_L = \omega L \quad \text{Gl. 18}$$

$\omega = 2\pi f$ = Kreisfrequenz, L = Induktivität

Die Induktivität einer Kreisschlinge berechnet sich wie folgt [101]:

$$L = 0,5\pi\mu_0 D \quad \text{Gl. 19}$$

D = Schlingendurchmesser, μ_0 = magnetische Feldkonstante = $4\pi \cdot 10^{-7} \text{VsA}^{-1}\text{m}^{-1}$

Die Induktivität einer Kreisschlinge mit dem Umfang $U = 0,5 \text{ m}$ beträgt:

$$L_{0,5} = 3,14 \cdot 10^{-7} \text{H}$$

Die Induktivität einer Kreisschlinge mit dem Umfang $U = 1 \text{ m}$ beträgt:

$$L_1 = 6,28 \cdot 10^{-7} \text{H}$$

Berechnung des Induktiven Widerstands R_L der Leiterschleife:

Schleifenumfang	Induktiver Widerstand R_L
0,5 m	16,82 Ω
1 m	33,63 Ω

Tabelle 9: Induktiver Widerstand R_L bei einer Feldstärke von 0,2 T ~ Sendefrequenz $f = 8,52 \text{ MHz}$

Schleifenumfang	Induktiver Widerstand R_L
0,5 m	126,1 Ω
1 m	252,14 Ω

Tabelle 10: Induktiver Widerstand R_L bei einer Feldstärke von 1,5 T ~ Sendefrequenz $f = 63,87 \text{ MHz}$

Schleifenumfang	Induktiver Widerstand R_L
0,5 m	252,14 Ω
1 m	504,28 Ω

Tabelle 11: Induktiver Widerstand R_L bei einer Feldstärke von 3 T ~ Sendefrequenz $f = 127,74$ MHz

Man erkennt, dass der ohmsche Drahtwiderstand R_{innen} im Verhältnis zum induktiven Widerstand R_L sehr viel kleiner ist und für den gesamten Innenwiderstand keine wesentliche Rolle spielt.

Anhand des folgenden Diagramms soll die theoretische Leistungsanpassung verdeutlicht werden. Mit Hilfe der bereits genannten Gleichung und der ermittelten Widerstandswerte wurde der Lastwiderstand rechnerisch ermittelt, bei dem die Maximalleistung P_{max} erzielt wird.

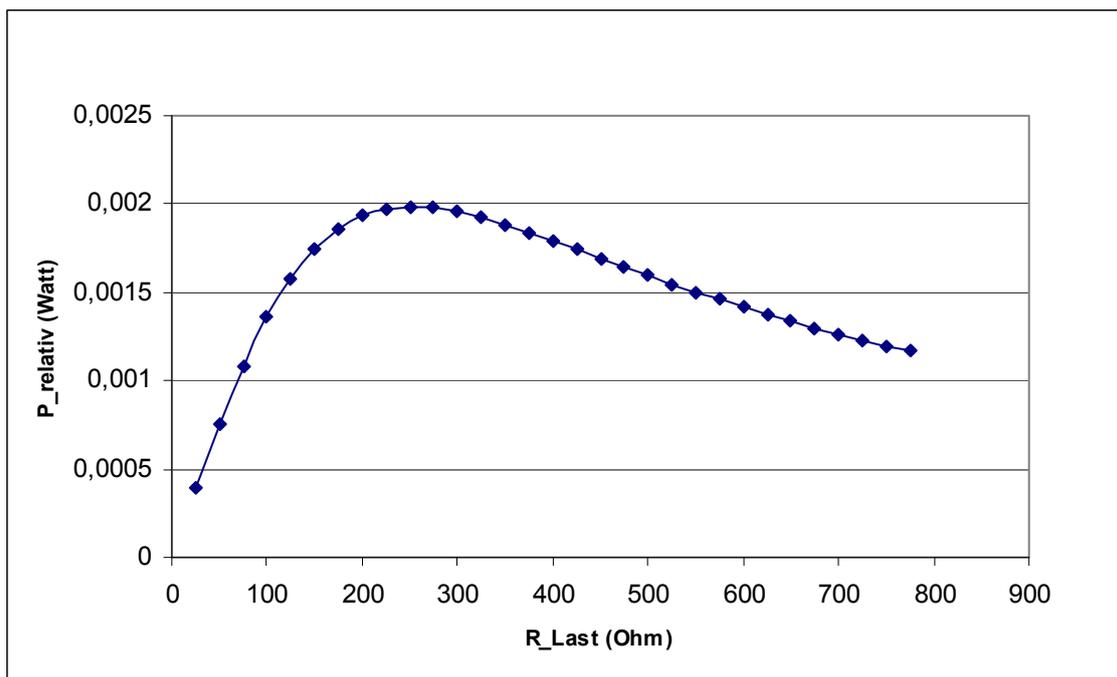


Abbildung 18: Darstellung der theoretischen Leistungsanpassung durch Variation des Lastwiderstandes einer Leiterschleife mit $U = 1$ m bei einer Anregungsfrequenz von 63,87 MHz.

Allgemeiner Versuchsaufbau zur B_1 -Feld Interaktion mit einer Leiterschleife

Ein Kupferdraht der Länge 0,5 m bzw. 1 m und dem Durchmesser 1 mm wurde zu einer kreisrunden Schleife zurechtgebogen. Zwischen die beiden Enden wurden verschieden starke ohmsche Widerstände von 1 Ohm bis 1 Mega Ohm eingelötet. Bei den Widerständen handelt es sich um alkalifreie Keramikkörper mit reiner Kohleschicht und den Abmessungen von: Durchmesser 2,4 mm, Länge 6,4 mm. Die maximale Leistung beträgt $1/8$ W bei 40°C bzw. $1/4$ W bei 70°C , die Toleranz 5%. Die Widerstände und die Kupferdrahtschleife wurden schwarz matt unter Auslassung der Lötstellen lackiert, um einen einheitlichen Emissionsfaktor von $\epsilon = 0,93$ zu erhalten [167].

Diese Leiterschleife wurde an einer winkelverstellbaren Halterung befestigt und im Zentrum bzw. vor der jeweiligen Sendespule aufgestellt. Um die Streustrahlung zu minimieren und um eine bessere Aufnahmequalität der Infrarotkamera zu gewährleisten, wurden der Tisch, die Sendespule und der Hintergrund mit Papier abgeschirmt.

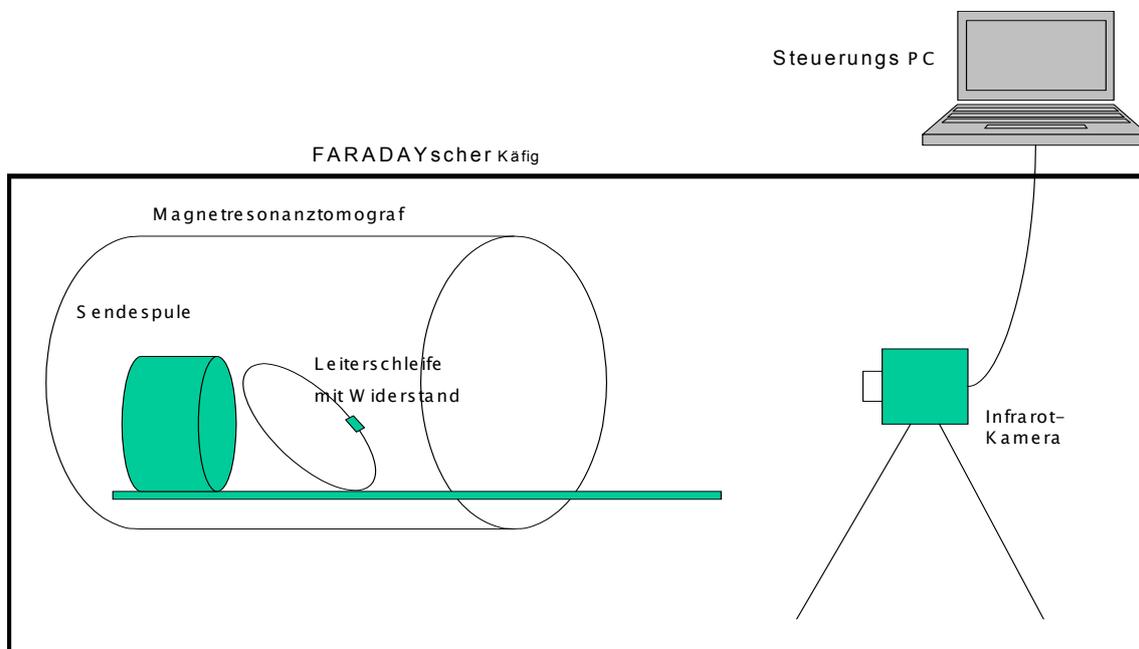


Abbildung 19: schematische Darstellung des Versuchsaufbaus, die Leiterschleife ist hier vor der Sendespule im Bereich des inhomogenen Streufeldes platziert.

Material und Methodik

Die Temperaturmessungen erfolgten durch das Infrarotmessgerät VARIOSCAN 3011 ST (InfraTec GmbH) im 2 s Intervall und wurden zeitgleich an einen Steuerungscomputer, welcher im Kontrollraum aufgestellt war, durch abgeschirmte Kabel übertragen und aufgezeichnet. Der Kohleschichtwiderstand wurde mit der IR Kamera fokussiert und maximal vergrößert. Nach der Anpassung an die Umgebungstemperatur wurde die Aufzeichnung mit dem Thermografiegerät begonnen. Nach Ermittlung des Ausgangswertes der Widerstandstemperatur wurde die MRT-Sequenz gestartet. Die Messung wurde bis zum Erreichen einer konstanten Maximaltemperatur fortgeführt.

Systematik der Leistungsanpassung bei B_1 -Feld Interaktion mit einer Leiterschleife

Variation der Position

Es wurde der Einfluss der Position der Leiterschleife im Verhältnis zur Sendespule und damit zum Einfluss des homogenen Magnetfeldes zum inhomogenen Streufeld untersucht.

a) Platzierung der Leiterschleife im Zentrum:

Hier geht man von einer Homogenität des einstrahlenden B_1 -Feldes aus.

Diese Messungen wurden in allen drei Tomografen durchgeführt.

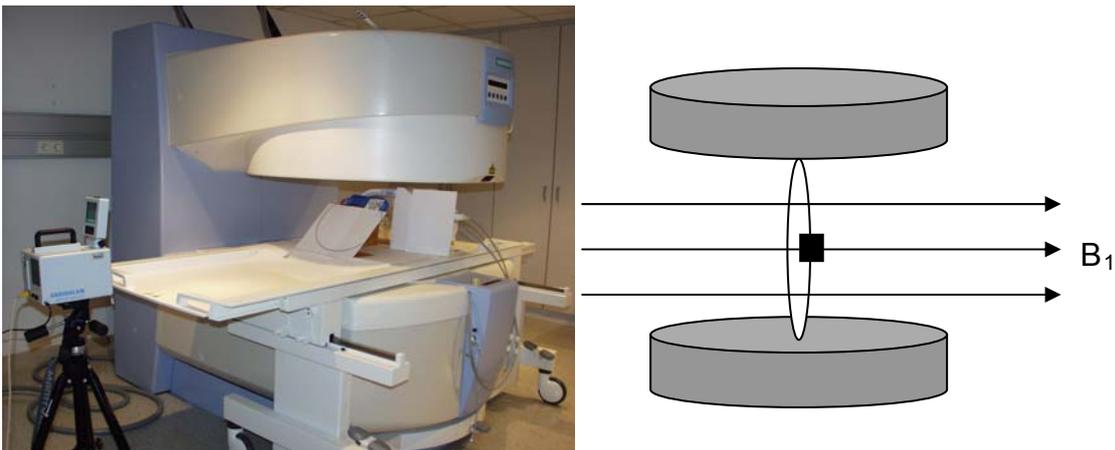


Abbildung 20: Leiterschleife ($U = 1$ m) im Zentrum der Gerätespule

- MAGNETOM Open Concerto 0,2 T, Siemens
Der eingebaute Transmitter diente als Sendespule. Die Leiterschleife mit dem Umfang $U = 1$ m wurde im Zentrum der Anlage platziert.

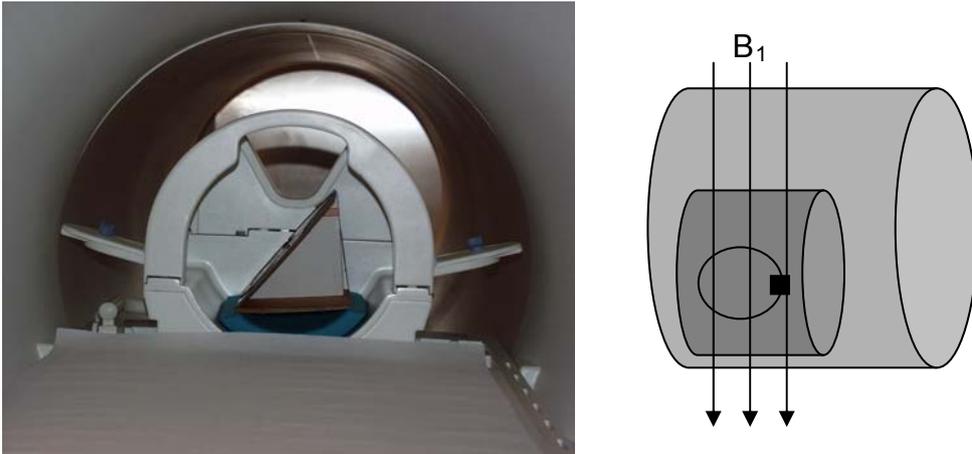


Abbildung 21: Leiterschleife ($U = 0,5$ m) in Kopfspule

- MAGNETOM Sonata (1,5 T): Die Leiterschleife $U = 0,5$ m wurde im Zentrum der Extremitätenspule positioniert, die hier als Sendespule eingesetzt wird.
- MAGNETOM Trio (3 T): Als Sendespule wurde eine Kopfspule verwendet, in welche die Leiterschleife der Länge $U = 0,5$ m aufgestellt wurde.

b) Platzierung der Leiterschleife außerhalb des Spulenzentrums:

Im Gegensatz zur Platzierung der Schleife im Zentrum der Sendespule, kann außerhalb der Sendespule von einer Inhomogenität des B_1 -Feldes ausgegangen werden.

Die Versuche wurden im MAGNETOM Sonata und Trio durchgeführt.

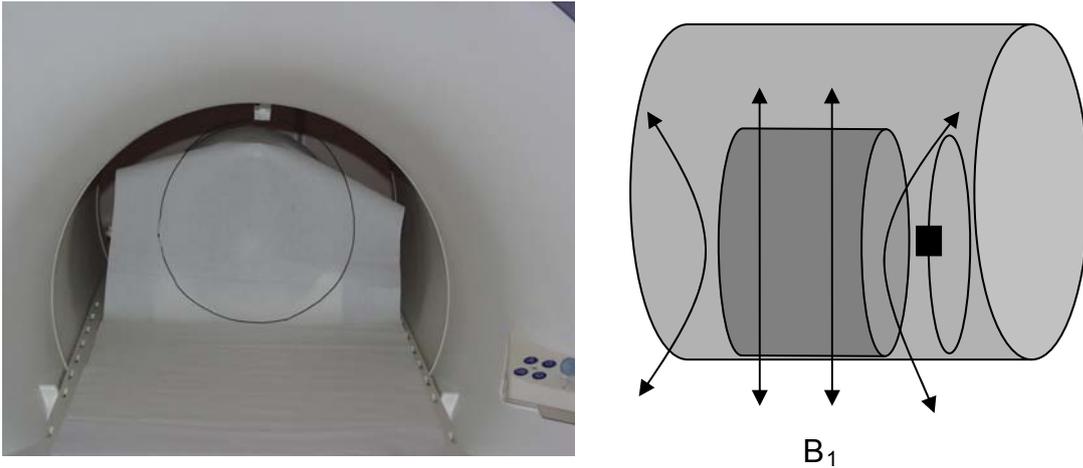


Abbildung 22: Leiterschleife ($U = 1$ m) vor der Sendespule

Die Messungen erfolgten mit einer Leiterschleife mit einem Umfang $U = 1$ m. Im MAGNETOM Sonata (1,5 T) wurde die Schleife vor der Extremitätenspule positioniert. Im MAGNETOM Trio (3 T) erfolgte die Platzierung vor der Kopfspule. Der Abstand zwischen der Leiterschleife und den Spulen wurde möglichst klein gehalten. Es fand kein Kontakt zwischen Leiterschleife und Spule statt.

Leistungsanpassung durch Variation des Widerstandes

Die experimentelle Leistungsanpassung erfolgte durch Einlöten verschiedener Kohleschichtwiderstände der Größen von 1 Ohm bis 1 Mega Ohm zwischen die beiden Enden des Kupferdrahts. Die Messungen wurden in 90° Position durchgeführt, da hierbei theoretisch von einer maximalen Einkopplung in die Schleife ausgegangen werden kann.



Abbildung 23: Auf der Fotografie ist ein Kohleschichtwiderstand zu sehen, der zwischen die Enden des Kupferdrahtes eingelötet wurde. Der Kohleschichtwiderstand und der Kupferdraht wurden zuvor schwarz matt unter Auslassung der Lötstellen lackiert.

Versuch	Grundmagnetfeldstärke B_0	Position zum B_1 -Feld	Umfang Leiterschleife	Widerstand	Winkel
C1	0,2 T	Zentrum	1 m	variabel	90°
C2	1,5 T	Zentrum	0,5 m	variabel	90°
C3	1,5 T	Außerhalb des Zentrums	1 m	variabel	90°
C4	3 T	Zentrum	0,5 m	variabel	90°
C5	3 T	Außerhalb des Zentrums	1 m	variabel	90°

Tabelle 12: Übersicht der Experimente zur Leistungsanpassung durch Variation des Lastwiderstandes

Leistungsanpassung durch Variation der induzierten Spannung (des Winkels)

Analog zu der Leistungsanpassung über die Widerstandsvariation ist es ebenfalls möglich, über die Veränderung der induzierten Spannung an der Leiterschleife die absorbierte Energie zu verändern. Mit der Variation des Winkels verändert sich die effektive vom Leiter umschlossene Fläche zum B_1 -Feld. Es gilt:

$$L_{\text{eff}} = L \cdot \sin\varphi \quad \text{Gl. 20}$$

$$R_L = \omega_L \cdot L_{\text{eff}} \quad \text{Gl. 21}$$

Die Winkelbezeichnungen beziehen sich auf die Winkel zwischen der Flächenorthogonalen der Leiterschleife und dem B_0 -Feld.

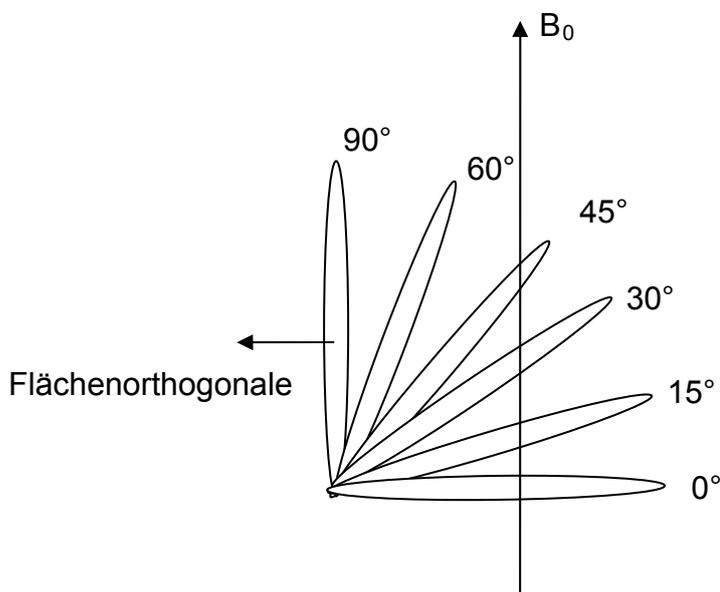


Abbildung 24: Darstellung der Winkel zwischen Leiterschleife und dem B_0 -Feld

Die Leiterschleife wurde auf einer winkelverstellbaren Halterung aus stabilen Karton fixiert.



Abbildung 25: Leiterschleife auf winkelverstellbarer Halterung

Theoretisch ist die entnommene Leistung und somit die gemessene Temperatur am Kohleschichtwiderstand maximal, wenn die Flächenorthogonale der Leiterschleife parallel zum B_1 -Feld bzw. senkrecht zum B_0 -Feld ausgerichtet ist.

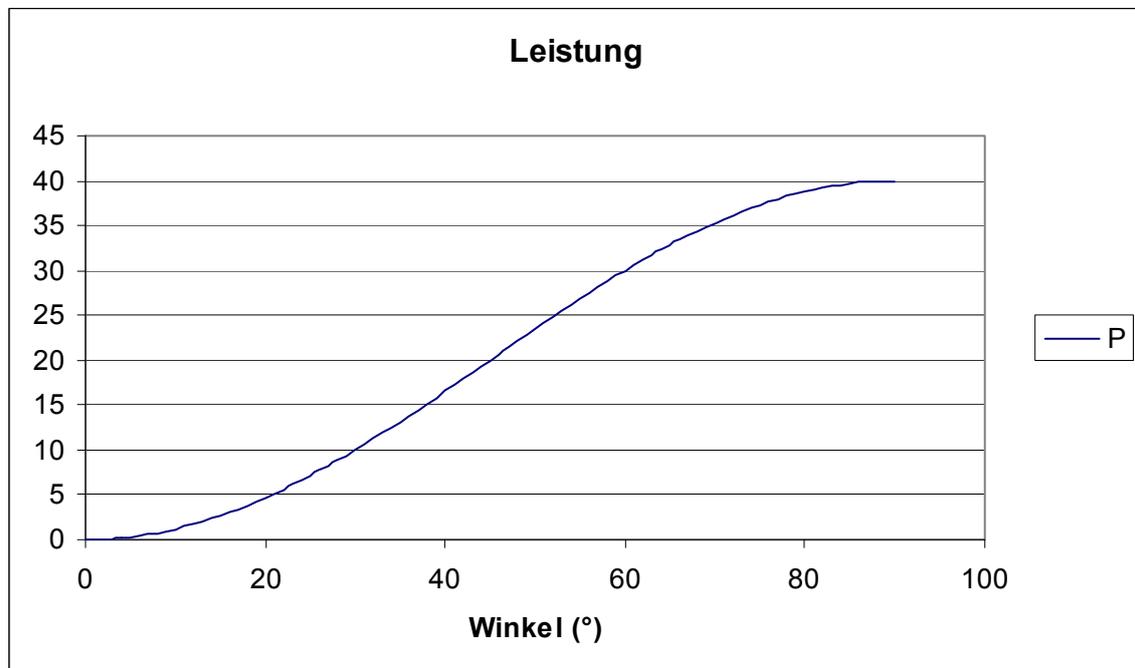


Abbildung 26: Sinusförmige Idealkurve der Winkelabhängigkeit der entnommenen Leistung.

Material und Methodik

Versuch	Grundmagnetfeldstärke B_0	Position zum B_1 -Feld	Umfang Leiterschleife	Widerstand	Winkel
D1	0,2 T	Zentrum	1 m	konstant	variabel
D2	1,5 T	Zentrum	0,5 m	konstant	variabel
D3	1,5 T	Außerhalb des Zentrum	1 m	konstant	variabel
D4	3 T	Zentrum	0,5 m	konstant	variabel
D5	3 T	Außerhalb des Zentrums	1 m	konstant	variabel

Tabelle 13: Übersicht der Experimente zur Leistungsanpassung durch Variation des Winkels

2.4.2.2 Interaktion des B_1 -Feldes mit metallischen Leitern mit Resonanzeigenschaften (Schwingkreis)

Die maximale Erwärmung durch elektromagnetische Induktion findet statt, wenn in einem Stromkreis Resonanzbedingungen erfüllt werden. Betrachtet man eine Leiterspule, die einem zeitlich veränderlichen Magnetfeld ausgesetzt ist, so wird in dieser wie in der Leiterschleife eine Spannung induziert. Dieser Schwingkreis besitzt eine Induktivität L , eine Kapazität C und einen Innenwiderstand R_{innen} . Da es sich hier um eine Spule mit mehreren Wicklungen handelt, wird folgende Formel zur Berechnung der Induktivität eingesetzt:

$$L = \mu_0 \mu_r N^2 A/l \quad \text{Gl. 22}$$

N = Windungszahl, A = Spulenquerschnittsfläche, l = Spulenlänge,
 μ_r = Permeabilitätskonstante, μ_0 = magnetische Feldkonstante

Für die Resonanzbedingung eines Schwingkreises aus Spule und Kondensator gilt:

$$\omega = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad \text{Gl. 23}$$

Versuchsaufbau zur B_1 -Feld Interaktion mit einem resonanten Schwingkreis

Zur Untersuchung der magnetischen Induktion durch das Hochfrequenzfeld des MRT im Resonanzfall wurde ein Schwingkreis bestehend aus einer Spule und einem Kondensator gefertigt. Die Komponenten wurden derart abgestimmt, dass sie die Resonanzbedingungen bei einer Frequenz von 63,87 MHz erfüllten.

Dieser Schwingkreis wurde auf ein wassergefülltes Röhrchen geschoben und in der Kopfspule innerhalb des MAGNETOM Sonata positioniert.

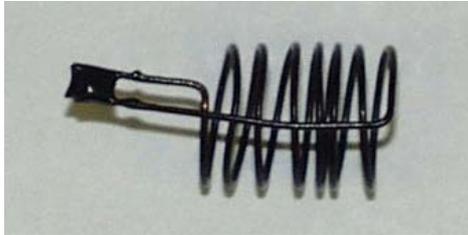


Abbildung 27: Resonanter Schwingkreis



Abbildung 28: Versuchsaufbau mit resonantem Schwingkreis

Nach Bestimmung des Temperatur-Ausgangswertes mittels Infrarotthermografie wurde eine TSE-Sequenz gestartet und der Temperaturverlauf bis zum Erreichen der Maximaltemperatur aufgezeichnet. Anschließend erfolgte eine weitere Feinabstimmung der Resonanzeigenschaften, indem die Sendefrequenz manuell im Rahmen der Gerätemöglichkeiten variiert wurde. Der wählbare Frequenzbereich lag zwischen 63,575 MHz und 63,750 MHz.

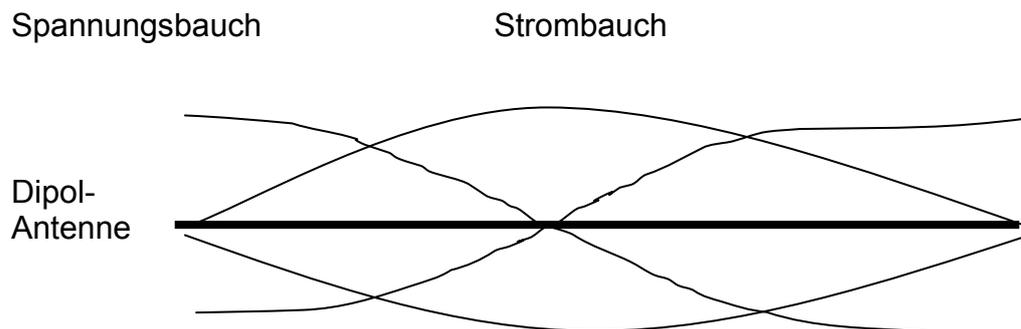
Versuch	Grundmagnetfeldstärke	Position zum B_1 -Feld	Sendefrequenz
E1	1,5 T	Zentrum	Variation zwischen 63,575 MHz und 63,75 MHz

Tabelle 14: Übersicht des Experiments zur Bestimmung der B-Feld-Interaktion im Resonanzfall

2.4.2.3 Interaktion des E_1 -Feldes mit metallischen Leitern (Antenneneffekt)

Wie in der Einleitung bereits beschrieben, wird die magnetische Feldkomponente des Hochfrequenzfeldes von einem konzentrischen elektrischen Feld umgeben. Die folgende Versuchsreihe beschäftigt sich mit den thermischen Auswirkungen dieser elektrischen Feldkomponente im Zusammenhang mit geraden metallischen Leitern.

Diese sind in der Lage, unter Resonanzbedingungen die Energie des einstrahlenden E-Feldes in Form einer schwingenden Dipol-Antenne zu speichern. Dabei entstehen sehr große elektrische Felder an den Enden der Antenne, welche über Verlustleistungen das umliegende Medium erhitzen können.



$$\text{Drahtlänge } l = \frac{\lambda}{2}$$

Die Resonanzbedingung wird jedoch auch von den elektrischen Eigenschaften des umgebenden Gewebes beeinflusst. Sie variiert je nachdem, ob und wie weit der Draht/ Katheder sich außer in Luft noch in anderem Gewebe/ Flüssigkeiten befindet. Ist er nur von einer Art Medium umgeben, wird der Resonanzfall bei einer Leiterlänge $l = \lambda/2$ beobachtet. Die Wellenlänge im Gewebe λ_{Gewebe} unterscheidet sich von der Wellenlänge in Luft λ_0 gemäß folgender Beziehung:

$$\lambda_{\text{Gewebe}} = \frac{\lambda_0}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad \text{Gl. 24}$$

ϵ_r = Dielektrizitätskonstante

Die Phasengeschwindigkeit eines elektromagnetischen Feldes in einem Medium steht in folgendem Zusammenhang:

$$c = \frac{c_0}{\sqrt{\epsilon_r \mu_r}} \quad \text{Gl. 25}$$

Für die Resonanzwellenlänge gilt:

$$l = \frac{\lambda}{2} = \frac{c}{2f \sqrt{\epsilon_{\text{Gewebe}}}} \quad \text{Gl. 26}$$

Frequenz	$\lambda/2$ in Luft ($\epsilon_{\text{Luft}} = 1$)	$\lambda/2$ in Wasser ($\epsilon_{\text{Wasser}} = 81$)	$\lambda/2$ in NaCl-Lösung
8,52 MHz	17,59 m	1,97 m	1,99 m ($\epsilon = 78,31$)
63,87 MHz	2,347 m	0,26 m	0,265 m ($\epsilon = 78,24$)
127,74 MHz	1,17 m	0,13 m	0,132 m ($\epsilon = 78,15$)

Tabelle 15: Die Berechnung der resonanten Drahtlängen in verschiedenen Medien erfolgte nach oben genannter Gleichung 27 mit $c = 2,9979 \cdot 10^8$ m/s. Es wurden jeweils NaCl-Lösungen verwendet, die bei verschiedenen Frequenzen die gleiche Konduktivität besitzen wie menschliches Gewebe [68].

Versuchsaufbau zur Interaktion des E_1 -Feldes mit resonanten metallischen Leitern

Zuerst erfolgte die Untersuchung eines gestreckten Kupferdrahtes, dessen Länge die Resonanzbedingung erfüllt. Als Scannereinheit diente das Siemens MAGNETOM TRIO mit einem Grundmagnetfeld von 3 T. Dadurch wurde es ermöglicht, den Kupferdraht aufgrund der relativ kurzen Resonanzlänge in dem Versuchssystem zu verwenden.

Um das thermische Verhalten des Drahtes im Medium mit Hilfe der IR-Thermografie beurteilen zu können, wurde folgendes Modell herangezogen.

Zunächst wurde ein Einkammermodell verwendet, in dem der Kupferdraht über Nylonschnüre dicht an einem Infrarot durchlässigen Polyethylenfenster angebracht wurde. Als Medium diente eine 0,358% NaCl 0,05% Gd-DTPA Lösung.

Ein Zweikammermodell diente zur Untersuchung eines Drahts mit resonanter Länge in zwei verschiedenen Medien. Ist ein Leiter nicht nur von einer Art Medium umgeben, sondern von zwei verschiedenen, wie es bei der interventionellen Angiografie der Fall ist, tritt die Erwärmung außer an den Spitzen des Drahtes theoretisch auch an der Übergangsstelle auf. Die Berechnung der Resonanzwellenlänge gestaltet sich dabei jedoch wesentlich schwieriger. Hierbei wurde die eine Seite der Kammer mit einer 0,358% NaCl 0,05% Gd-DTPA Lösung, die andere Seite mit destilliertem Wasser gefüllt. Dadurch konnte zusätzlich der Einfluss der elektrischen Leitfähigkeit des umliegenden Mediums auf das Ausmaß der Erwärmung bestimmt werden. Der Draht wurde mittels eines Fensters aus Polyethylenfolie der Infrarotthermografie zugänglich gemacht.



Abbildung 29: Zweikammer- Modell

Die Kopfspule diente in beiden Experimenten als Sende und Empfangsspule. Die Plastikwanne wurde mittig in der Spule aufgestellt. Die Orientierung des Drahtes war in 90° zum B_0 -Feld gewählt worden, um ihn der Infrarot-Temperaturmessung leicht zugänglich zu machen.

Als Sequenz diente die bereits beschriebene Turbo-Spinecho Sequenz, um eine hohe HF-Leistung zu gewährleisten.

Versuch	Grundmagnet-Feldstärke	Drahtlänge	Modell	Medium
F1	3 T	0,13 m	Einkammer	0,358% NaCl 0,05% Gd-DTPA Lösung
F2	3 T	0,13 m	Zweikammer	0,358% NaCl 0,05% Gd-DTPA Lösung; destilliertes Wasser

Tabelle 16: Übersicht der Experimente zur E-Feld-Interaktion im Resonanzfall

Versuchsaufbau zur Interaktion des E_1 -Feldes mit nichtresonanten metallischen Leitern

Als nächster Schritt erfolgte die Betrachtung der Kopplung des elektrischen Hochfrequenzfeldes mit einem langen gestreckten Leiter. Das verwendete Modell sollte eine klinische Situation simulieren, bei der ein langer Führungsdraht in den Patienten eingeführt wird. Hierzu wurde ein Führungsdraht (RADIOFOCUS® GUIDE WIRE M, TERUMO®, Tokyo, Japan) in 2 cm Schritten in ein Körperphantom eingebracht. Dieser Führungsdraht enthält einen nicht ferromagnetischen metallischen Kern aus einer Nickel-Titanium-Verbindung, welche von einer Polyurethan Kunststoffhülle umgeben ist. Der Draht ist 1,5 m lang und hat einen Durchmesser von 0,89 mm.

Das Körperphantom bestand aus einem Kunststoffrohr der Länge 0,45 m und dem Durchmesser 0,005 m. Dieses war mit einer Kochsalzlösung gefüllt, deren Konzentration auf das jeweilige umgebende Magnetfeld und der entsprechenden elektrischen Leitfähigkeit des Menschen abgestimmt war.

Versuch	Grundmagnetfeldstärke	NaCl-Konzentration	elektrische Leitfähigkeit
G1	0,2 Tesla	0,309%	78,31 (S/cm)
G2	1,5 Tesla	0,331%	78,24 (S/cm)
G3	3 Tesla	0,358%	78,15 (S/cm)

Tabelle 17: Übersicht der Experimente zur E-Feld Interaktion

Die Platzierung des Drahtes und des Phantoms erfolgte in einer off-center Position. Durch die Wahl verschiedener Tomografiesysteme konnten verschiedene Orientierungen zum B_0 -Feld untersucht werden. Während im MAGNETOM Concerto der Führungsdraht senkrecht zum B_0 -Feld platziert wurde, erfolgte im MAGNETOM Sonata und Trio eine parallele Ausrichtung.



Abbildung 30: links: Führungsdraht mit Phantom im MAGNETOM Trio, rechts im MAGNETOM Concerto open

Zunächst fand die Temperaturmessung des Drahtes ohne Körperphantom während einer TSE-Sequenz statt. Danach wurde der Draht in 2 cm Schritten mit einem Ende in das Körperphantom eingebracht und dabei jeweils das thermische Verhalten des sich in Luft befindlichen Drahtabschnittes während einer Sequenz beobachtet.

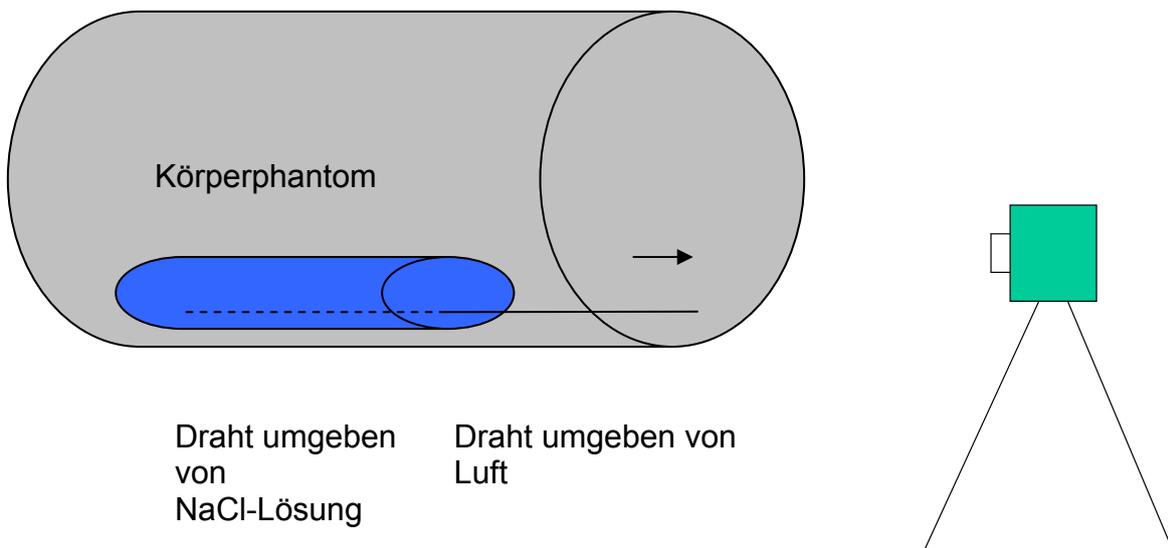


Abbildung 31: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus mit Führungsdraht

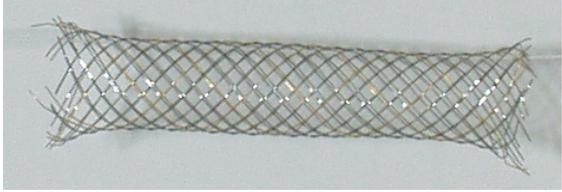
2.4.2.4 Interaktion der elektromagnetischen Felder mit komplexen Gegenständen aus dem Bereich der Medizin und des Alltags

Nach den Versuchen an Modellen mit reinen B-Feld und E-Feld Antenneneigenschaften sollten nun auch komplexere Gegenstände genauer betrachtet werden. Diese besitzen sowohl Strukturen, die sowohl als magnetische als auch als elektrische Antenne fungieren können. Am wahrscheinlichsten kommen für mögliche Interaktionen während der MRT Utensilien aus dem Bereich der Medizin in Frage, da sie sich entweder schon im Patienten befinden oder zu interventionellen Zwecken während der Bildgebung benötigt werden.

Beim Test der medizinischen Instrumente und Implantate wurden die einzelnen Gegenstände auf einer Plexiglasunterlage positioniert bzw., falls es sich um kleinere Objekte handelte, an einer Nylonschnur, die zwischen einer Plexiglashalterung aufgespannt war, fixiert. Danach wurden die Versuchsobjekte mitsamt Halterung bei der ersten Messreihe in das Zentrum der Kopfspule im MAGNETOM Trio aufgestellt. Die größeren Gegenstände wie die Hüftprothesen konnten nicht in geeigneter Form in das Zentrum der Kopfspule eingebracht werden und wurden deshalb direkt vor der Sendespule platziert. Bei der zweiten Messreihe wurden die Geräte im Zentrum der Gerätespule des Concerto Open positioniert.

Nach Akklimatisierung an die Umgebungstemperatur wurde die TSE-Sequenz gestartet. Die Messungen dauerten je ca. 10 Minuten an.

Material und Methodik

Versuch	Messobjekt	Abbildung
H1	Stent, Sinus Superflex, kurz	
H2	Stent, Sinus Superflex, lang	
H3	Stent, Prototyp mit Golddraht	
H4	Stent, Prototyp, Ta	
H5	Femurschaft, Titan, ohne Hüftkopf, AESCULAP T, isotan F, NK 239, 19x300	
H6	Femurschaft, Edelstahl, mit Hüftkopf, AESCULAP NA 215, Durchmesser 32	
H7	Osteosyntheseplatte, Titan, gerade	
H8	Osteosyntheseplatte, Edelstahl, t-förmig	

Material und Methodik

H9	Gefäßclip, Prototyp, gerade	
H10	Gefäßclip, Prototyp, abgewinkelt	
H11	Gefäßclip, AVM, Thynox ML4	
H12	Gefäßclip, AVM, Titan ML4	
H13	Endoskop, Fa. Wolf, groß	
H14	Endoskop, Fa. Wolf, klein	
H15	Mosquito-Klemme, Frimed Med Technik GmbH, Titan, gerade, 12.5cm	

Material und Methodik

H16	Rongeur, Prototyp, Titan	
H17	Rongeur, Prototyp, Edelstahl	
H18	EKG-Klebeelektrode, MRT-kompatibel	

Tabelle 18: Liste der untersuchten medizinischen Instrumente und Implantate

Neben Gegenständen aus dem Bereich der Medizin stellen bei MRT-Untersuchungen auch normale Gebrauchsgegenstände eine potentielle Gefahrenquelle dar. Zwar sollen Hinweisschilder und die Schulung des Personals solche möglichen Zwischenfälle verhindern. Doch ganz lässt es sich nie ausschließen, dass sich noch metallische Objekte am Körper des Patienten befinden.

So könnten gerade Ketten aufgrund ihrer Schleifenform je nach Orientierung und Beschaffenheit mehr oder weniger gut mit der magnetischen Feldkomponente interagieren und eventuell große Temperaturveränderungen erfahren.

Die Untersuchungen wurden analog zu den Experimenten mit den medizinischen Instrumenten und Implantaten durchgeführt.

Material und Methodik

Versuch	Messobjekt	Abbildung
H19	Brille, Eschenbach, Titan, schwarz matt	
H20	Zahnspange, Kunststoff- Edelstahl Verbund	
H21	Halsketten Silber; L ₁ = 72 cm, Durchmesser 1,5 mm; L ₂ = 56 cm, Durchmesser 2 mm; L ₃ = 37 cm, Durchmesser 1mm	

Tabelle 19: Liste der untersuchten Gebrauchsgegenstände

2.5 Auswertung

Die Auswertung der erlangten Infrarotthermografie-Daten erfolgte mit dem Programm IRBIS professional (InfraTec GmbH). Hierbei wurden die einzelnen Bildsequenzen separat geladen und betrachtet. In den Versuchsreihen C-H wurde im Falle einer erkennbaren Temperaturerhöhung manuell ein Messbereich definiert, in dem sowohl die mittleren als auch die maximalen Temperaturveränderungen bestimmt wurden. Bei der Untersuchung der verschiedenen Flüssigkeiten wurde der gesamte sichtbare Flaschenboden als Messbereich definiert. Bei der Probandenstudie wurde der sichtbare Hautbezirk im Bauchbereich als Messbereich gewählt.

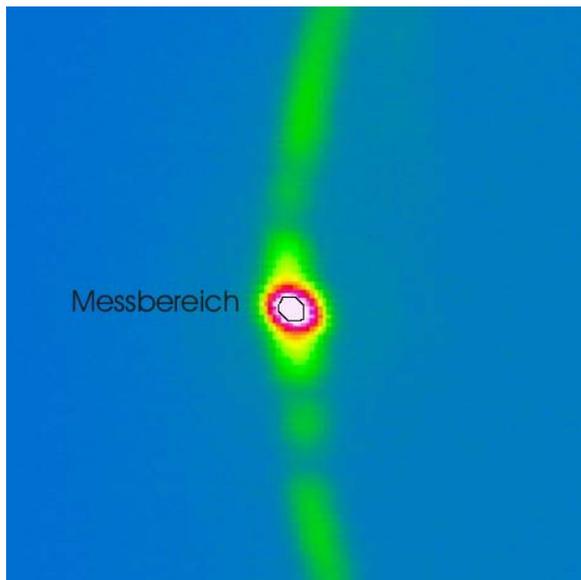


Abbildung 32: Thermografiebild mit Darstellung des Messbereichs im Zentrum des betrachteten Kohleschichtwiderstands

Neben dieser geometrischen Mittelung erfolgte auch eine zeitliche Mittelung der Messwerte. Aus dem erhaltenen Zeit/Temperaturdiagramm wurden die Mittelwerte der Ausgangstemperatur und der maximalen Temperatur ermittelt. Danach wurden deren Differenz und die Standardabweichung berechnet.

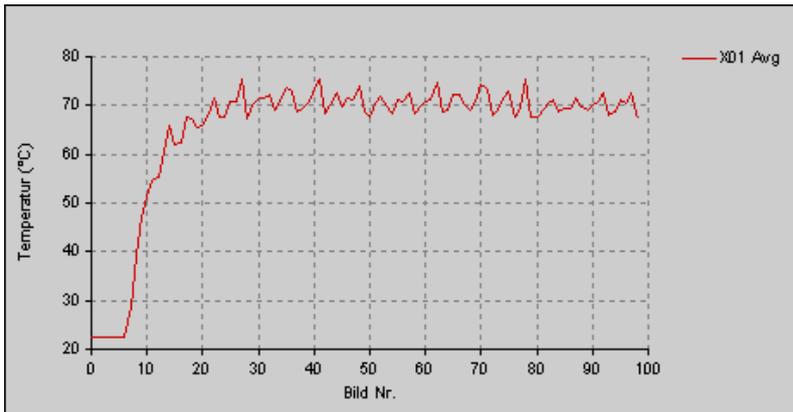


Abbildung 33: Beispielbild des Temperatur/Zeitdiagramms. Bei einer konstanten Ausgangstemperatur wurde die MRT-Sequenz gestartet. Es folgten ein steiler Temperaturanstieg und das Erreichen eines steady-state. Der zackenförmige Verlauf der Kurve lässt sich durch das pulsförmige Einstrahlen des HF-Feldes erklären.

Die Auswertung der fiberoptischen Messdaten erfolgte mit Microsoft Excel. Bei jedem Probanden wurden für jeden der vier Messpunkte die Temperaturdifferenzen der Bildgebungs- und Placebo-Sequenzen bestimmt. Daraus wurden die messpunktspezifischen Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet.

3. ERGEBNISSE

3.1 Direkte Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes

3.1.1 Interaktion des Hochfrequenzfeldes mit verschiedenen Flüssigkeiten

Zur in vitro Untersuchung der direkten Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes erfolgte bei dieser Versuchsreihe jeweils paarweise Messungen von Flüssigkeiten unterschiedlicher elektrischer Leitfähigkeit. Eine gesättigte NaCl+Gd-DTPA-Lösung diente als Referenzlösung bei der Messung mit der je einer anderen Flüssigkeit, entweder 0,05% Gd-DTPA-Lösung, Öl oder frequenzadaptierter NaCl-Lösung unter Verwendung der drei Magnetresonanztomografen. Gemäß IEC TC 62B/481/CD [68] besitzen die frequenzadaptierten NaCl-Lösungen die gleiche Konduktivität wie menschliches Gewebe im jeweiligen Frequenzbereich.

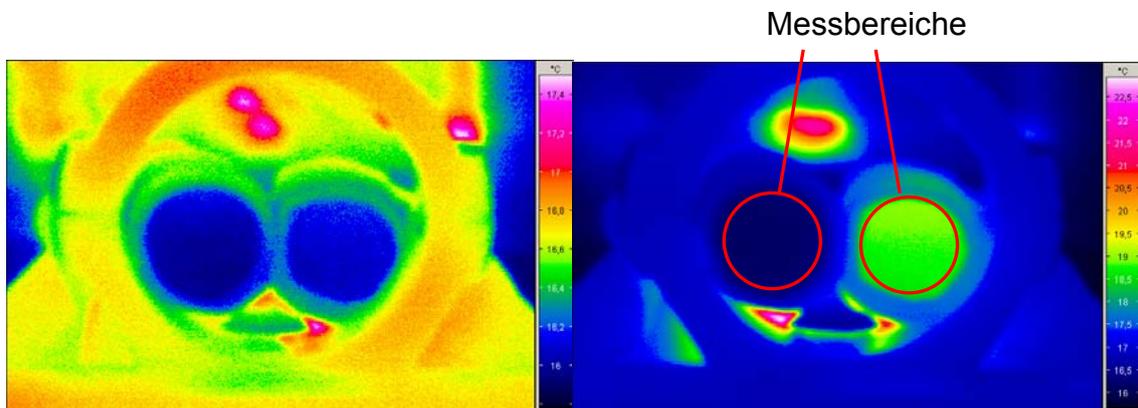


Abbildung 34: Darstellung der Thermografiebilder zur Flüssigkeitsstudie. Der angezeigte Temperaturbereich ist jeweils an den Bildinhalt angepasst.

Auf der linken Seite der Abbildung 34 ist der Ausgangszustand vor dem Beginn der HF-Einstrahlung dargestellt. Die Gd-Lösung auf der linken Seite und die gesättigte NaCl+Gd-Lösung auf der rechten Seite haben ungefähr dieselbe Ausgangstemperatur. Auf dem rechten Bild ist ein deutlicher

Ergebnisse

Temperaturunterschied des rechten Flaschenbodens nach Beendigung der HF Einstrahlung zu erkennen. Die roten Kreise auf dem rechten Bild symbolisieren die Messbereiche, in denen die Temperaturmittelwerte bestimmt wurden. Das folgende Diagramm zeigt einen exemplarischen Temperaturverlauf der gemessenen Mittelwerte.

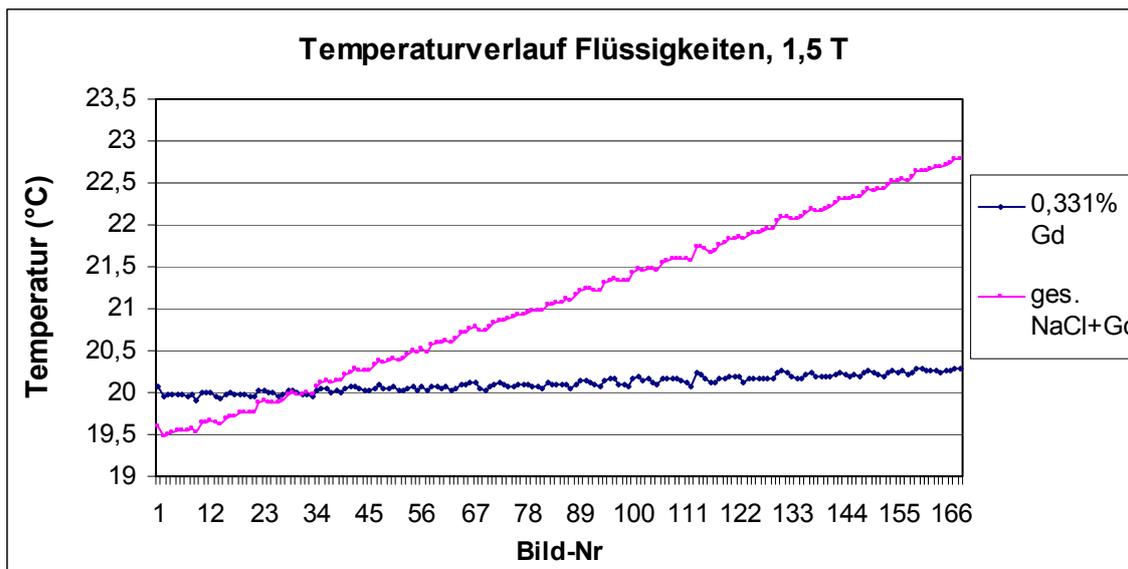


Abbildung 35: Darstellung des Temperaturverlaufs bei der Messung zweier Flüssigkeiten.

In Versuch A1 wurden Temperaturveränderungen verschiedener Flüssigkeiten im MAGNETOM Concerto Open gemessen. Als Sendespule diente die Körperspule. Der SAR-Wert wurde durch die geräteinterne Software nicht angegeben, da die Grenzwerte mit diesem Gerät nicht überschritten werden können. Die gesättigte NaCl+Gd Lösung erreichte bei jeder der drei Messungen die Maximaltemperatur. Dabei wurde nach 10 min Radiowellenanregung eine maximale Temperaturdifferenz von 0,4 K gemessen. Der Mittelwert der Temperaturerhöhung der gesättigten NaCl+Gd-Lösung beträgt 0,24 K mit einer Standardabweichung von 0,14. Die anderen Flüssigkeiten zeigten eine kaum signifikante Temperaturerhöhung. Im Gegensatz zu den folgenden Versuchen zeigten die Temperaturerhöhungen der gesättigten NaCl+Gd-Lösungen bei der Messung im MAGNETOM Concerto eine größere Varianz. Die deutlich größere

Ergebnisse

Erwärmung der gesättigten NaCl+Gd-Lösung in der paarweisen Messung mit Öl könnte auf einen geringen Positionsunterschied der Flüssigkeiten innerhalb des Scanners zurückzuführen sein. In Abbildung 36 sind die Ergebnisse des Versuchs A1 dargestellt.

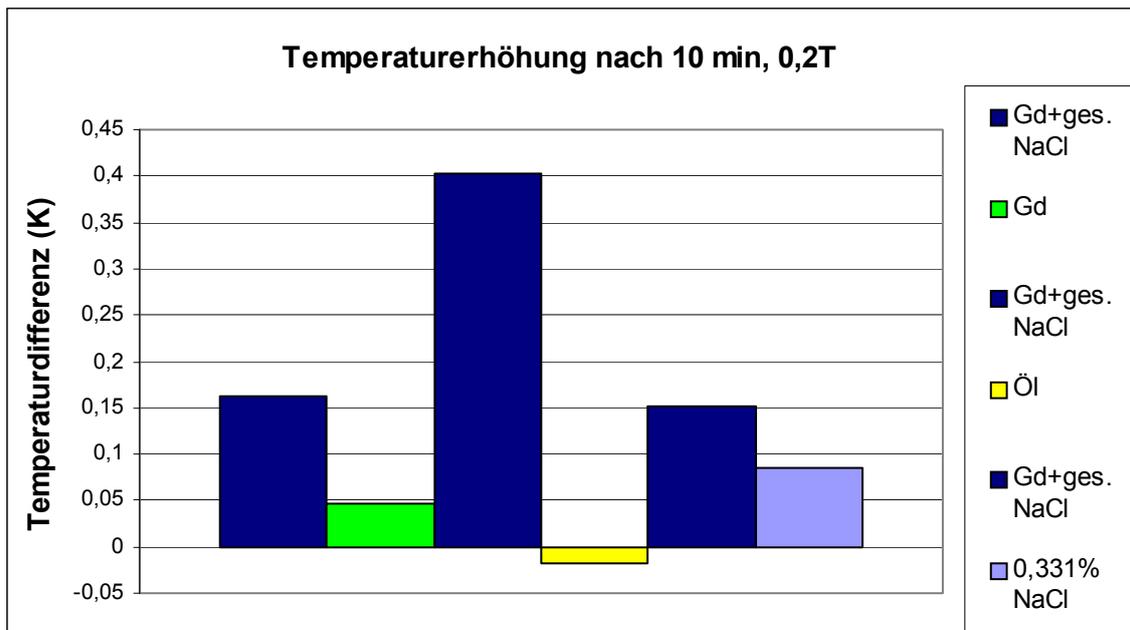


Abbildung 36: Darstellung der Temperaturerhöhung verschiedener Flüssigkeiten nach 10 min Messdauer im MAGNETOM Concerto Open.

Im Versuch A2 erfolgten die Messungen im MAGNETOM Sonata. Zur Anregung wurde eine TSE-Sequenz mit einer SAR von 12 W/kg verwendet. Die gesättigte NaCl+Gd Lösung erreichte bei jeder der drei Messungen die größte Temperaturdifferenz bis zu 1,15 K. Der Mittelwert der Temperaturerhöhung der gesättigten NaCl+Gd-Lösung beträgt 1,11 K mit einer Standardabweichung von 0,03. Die Gd-Lösung erwärmte sich um 0,1 K. Das Öl zeigte nach 10 min noch keine Temperaturerhöhung. Die 0,331% NaCl-Lösung erwärmte sich um 0,26 K. In Abbildung 37 sind die Ergebnisse des Versuchs A2 dargestellt.

Ergebnisse

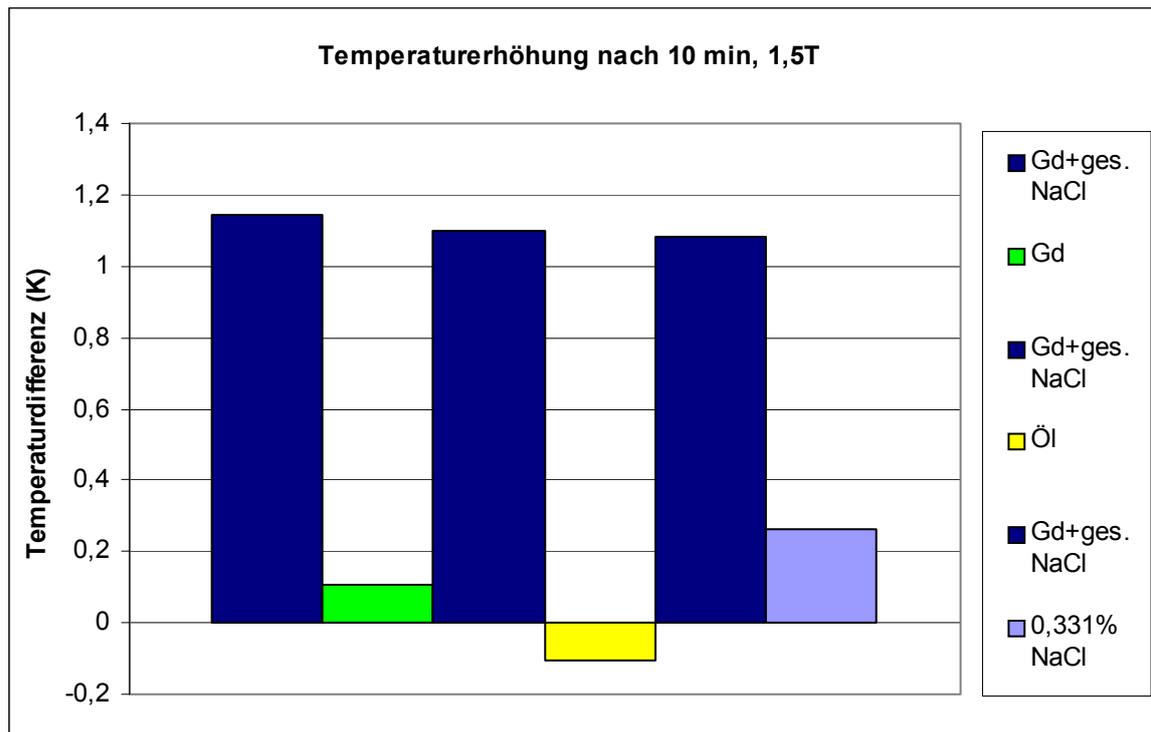


Abbildung 37: Darstellung der Temperaturerhöhung verschiedener Flüssigkeiten nach 10 min Messdauer im MAGNETOM Sonata.

Im Versuch A3 fand die Messung im MAGNETOM Trio statt. Wie in Versuch A2 wurde eine TSE-Sequenz mit einer SAR von 12 W/kg verwendet. Die gesättigte NaCl+Gd Lösung erreichte bei jeder der drei Messungen die größte Temperaturdifferenz bis zu 0,77 K mit einer mittleren Temperaturerhöhung von 0,7 und einer Standardabweichung von 0,06. Die Gd-Lösung und das Öl zeigten keine signifikante Temperaturerhöhung nach 10 min. Die 0,358% NaCl-Lösung erwärmte sich um 0,2 K. Die Ergebnisse des Versuchs A3 sind in Abbildung 38 veranschaulicht.

Ergebnisse

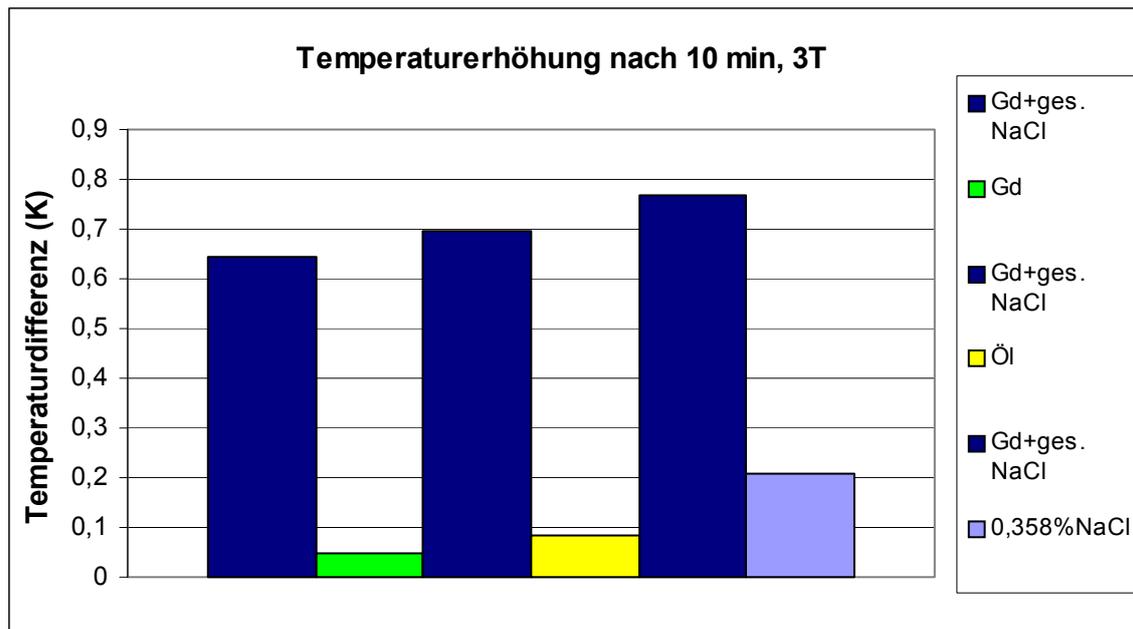


Abbildung 38: Darstellung der Temperaturerhöhung verschiedener Flüssigkeiten nach 10 min Messdauer im MAGNETOM Trio.

Vergleicht man die Ergebnisse der Versuche A1-A3, so zeigt sich, dass sich in allen Experimenten die gesättigte NaCl+Gd-Lösung am stärksten erwärmt. Die größte Temperaturerhöhung mit 1,15 K nach 10 Minuten erfuhr die gesättigte NaCl+Gd-Lösung im Versuch A2 bei der Messung im MAGNETOM Sonata. In der folgenden Tabelle 20 sind die Ergebnisse der Flüssigkeitsstudie zusammengefasst.

Ergebnisse

Grundmagnetfeldstärke (Tesla)	Gesättigte NaCl+Gd Lösung (K)	Gd-Lösung (K)	Öl (K)	Frequenzadaptierte NaCl-Lösung (K)
0,2	0,24	0,05	-0,02	0,09
1,5	1,11	0,1	-0,11	0,26
3	0,7	0,05	0,08	0,2

Tabelle 20: Darstellung der Temperaturdifferenzen (K) bei der Flüssigkeitsstudie. Unter der gesättigten NaCl+Gd Lösung sind die Mittelwerte angegeben.

3.1.2 Interaktion des Hochfrequenzfeldes mit dem menschlichen Organismus (Probandenstudie)

Im folgenden Versuch wurde die direkte Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes mit dem menschlichen Organismus untersucht. Die Studie wurde an sechs gesunden Probanden in einem 3,0 Tesla Ganzkörper-scanner durchgeführt. Dabei wurden lokale Temperaturveränderungen an der Haut mittels Infrarotthermografie und fiberoptischen Thermometer bestimmt. Zur Überprüfung der Reaktion des Organismus auf eine mögliche Temperaturerhöhung wurde gleichzeitig die Herzfrequenz und Blutdruck der Probanden aufgezeichnet. Schließlich wurde das subjektive Wärmeempfinden der Probanden mittels Fragebogen evaluiert.

3.1.2.1 Temperaturmessungen

Zunächst werden die Ergebnisse der Temperaturmessungen eines jeden Probanden dargestellt.

Proband 1

Bei Proband 1 zeigte sich in der Messung mittels Infrarotthermografie während der Anreigungssequenzsequenz eine Temperaturdifferenz der Mittelwerte von 1,03 K und der Maximalwerte von 0,6 K (Abbildung 40). Bei Verwendung der Placebosequenz wurde eine Temperaturdifferenz der Mittelwerte von -0,07 K und der Maximalwerte von 0,08 K aufgezeichnet (Abbildung 41). In Abbildung 39 ist das Messfeld gekennzeichnet.

Bei der fiberoptischen Messung zeigte sich unter Verwendung der Anreigungssequenz eine maximale Temperaturerhöhung von 1,6 K und eine mittlere Temperaturdifferenz von 1,13 K. Bei der Placebosequenz wurde eine maximale Temperaturerhöhung von 0,7 K und eine mittlere Temperaturdifferenz von 0,38 K gemessen. In Abbildung 42 ist der Temperaturverlauf an den einzelnen Messpunkten bei der fiberoptischen Temperaturmessung dargestellt. In Tabelle 21 sind die Temperaturdifferenzen an den jeweiligen fiberoptischen Messpunkten verzeichnet.

Ergebnisse

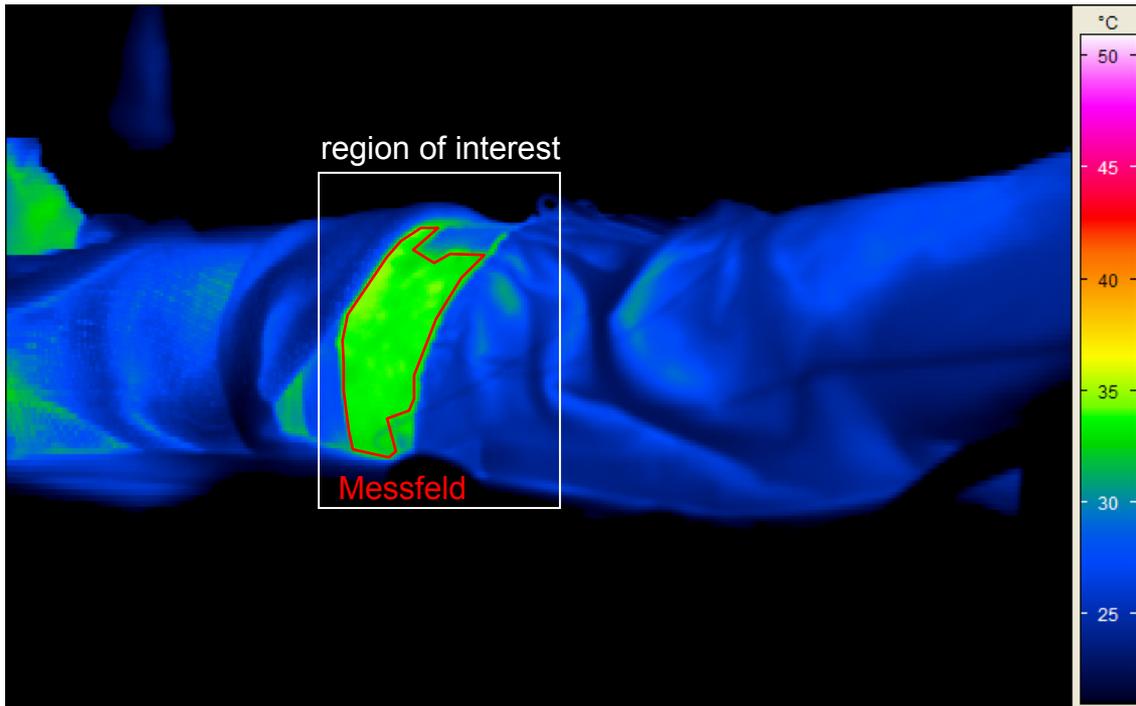


Abbildung 39: Übersichtsbild Proband 1 mit region of interest und dem in rot eingezeichnetem Messfeld.

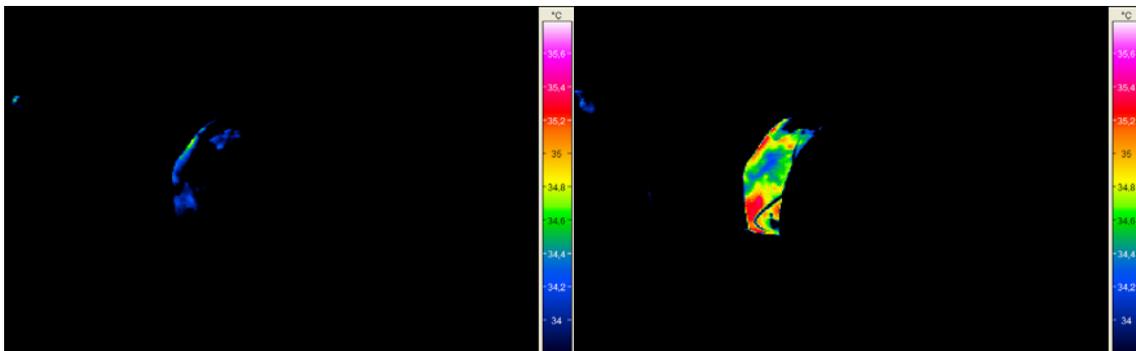


Abbildung 40: Im linken Bild ist der Zustand nach dem Equilibrium 1, im rechten Bild nach der Sequenz 1 (Anregungssequenz) dargestellt.

Ergebnisse

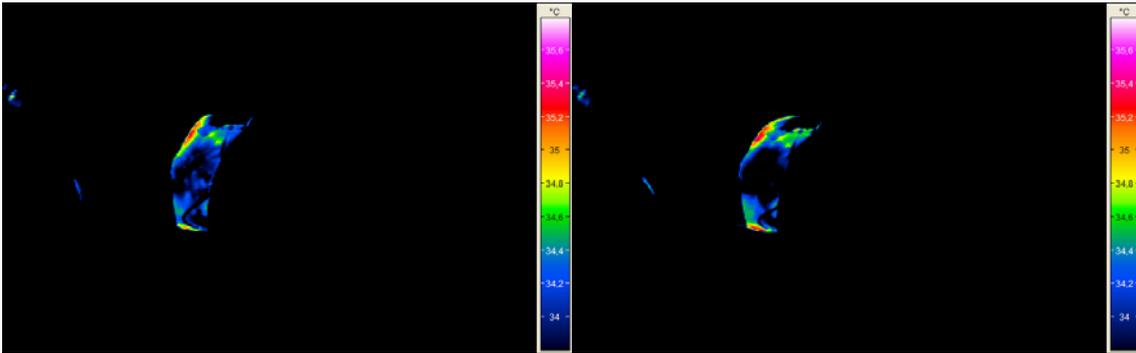


Abbildung 41: Im linken Bild ist der Zustand nach dem Equilibrium 2, im rechten Bild nach der Sequenz 2 (Placebo) zu sehen.

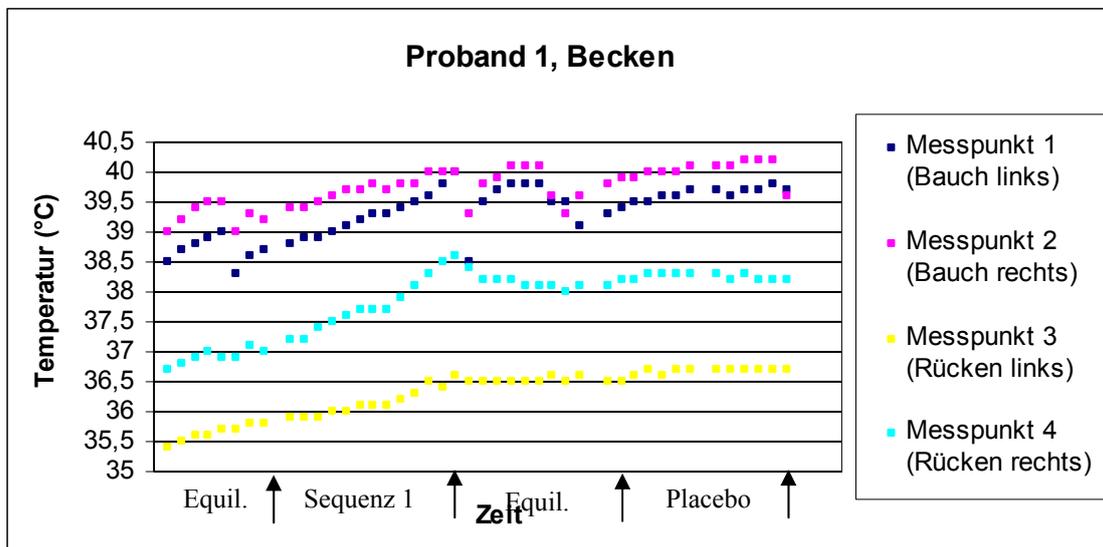


Abbildung 42: Darstellung des Temperaturverlaufs an den einzelnen Messpunkten bei der fiberoptischen Temperaturmessung bei Proband 1.

	Messpunkt 1 (Bauch links)	Messpunkt 2 (Bauch rechts)	Messpunkt 3 (Rücken links)	Messpunkt 4 (Rücken rechts)
ΔT Placebo [K]	0,7	0,6	0,1	0,1
ΔT Sequenz [K]	1,3	0,8	0,8	1,6

Tabelle 21: Temperaturdifferenzen an den jeweiligen fiberoptischen Messpunkten bezogen auf die Anregungssequenz und Placebosequenz bei Proband 1.

Ergebnisse

Proband 2

Bei Proband 2 zeigte sich in der Messung mittels Infrarotthermografie während der Anregungssequenz eine Temperaturdifferenz der Mittelwerte von 0,72 K und der Maximalwerte von 0,78 K (Abbildung 44). Die Thermografiebilder während der Placebosequenz wurden nicht aufgezeichnet. Bei der fiberoptischen Messung zeigte sich unter Verwendung der Anregungssequenz eine maximale Temperaturerhöhung von 1,4 K und eine mittlere Temperaturdifferenz von 0,95 K. Bei der Placebosequenz wurde eine maximale Temperaturerhöhung von 0,6 K und eine mittlere Temperaturdifferenz von 0,38 K gemessen. In Abbildung 45 ist der Temperaturverlauf an den einzelnen Messpunkten bei der fiberoptischen Temperaturmessung dargestellt. In Tabelle 22 sind die Temperaturdifferenzen an den jeweiligen fiberoptischen Messpunkten verzeichnet.

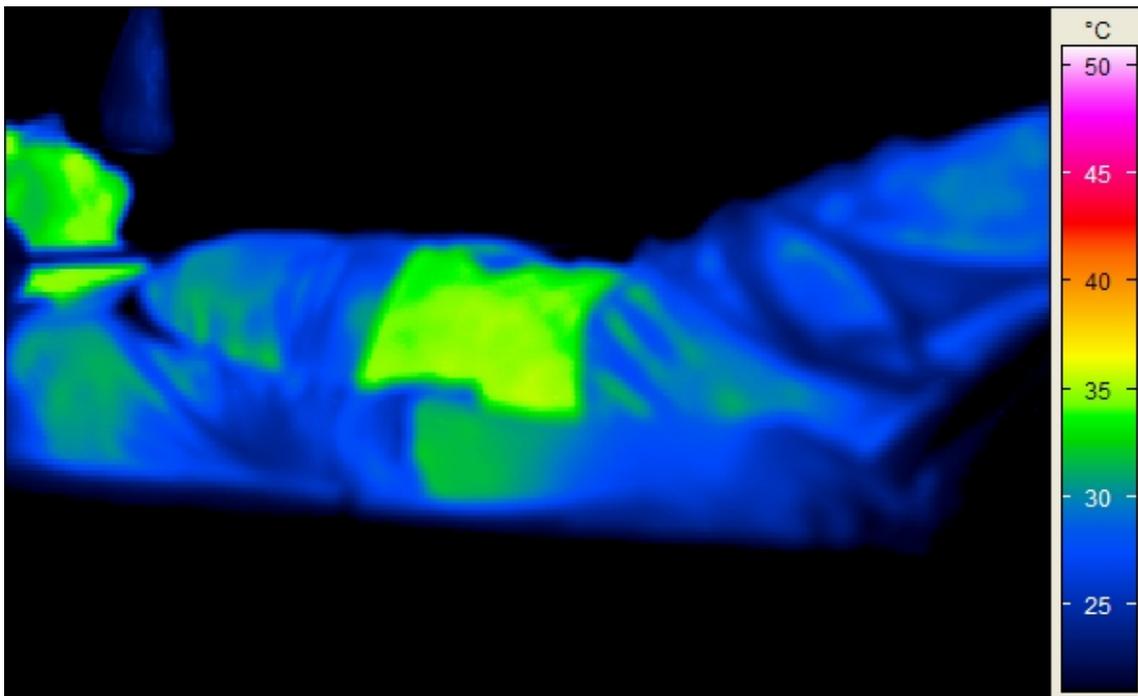


Abbildung 43: Übersichtsbild Proband 2

Ergebnisse

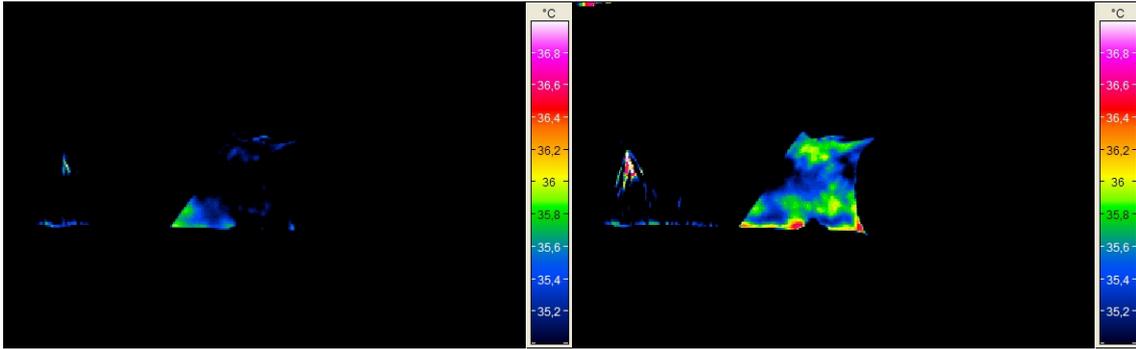


Abbildung 44: Darstellung des Zustandes nach dem Equilibrium 2 im linken Bild und nach der Sequenz 2 (Anregungssequenz) im rechten Bild.

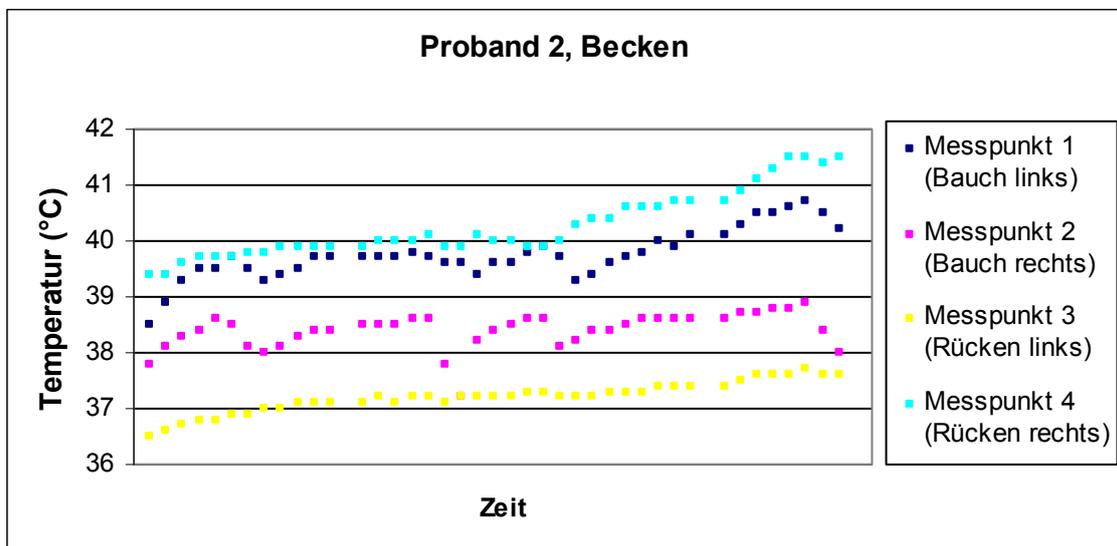


Abbildung 45: Darstellung des Temperaturverlaufs an den einzelnen Messpunkten bei der fiberoptischen Temperaturmessung bei Proband 2.

	Messpunkt 1 (Bauch links)	Messpunkt 2 (Bauch rechts)	Messpunkt 3 (Rücken links)	Messpunkt 4 (Rücken rechts)
ΔT Placebo [K]	0,4	0,6	0,2	0,3
ΔT Sequenz [K]	1,4	0,7	0,5	1,2

Tabelle 22: Temperaturdifferenzen an den jeweiligen fiberoptischen Messpunkten bezogen auf die Anregungssequenz und Placebosequenz bei Proband 2.

Ergebnisse

Proband 3

Bei Proband 3 zeigte sich in der Messung mittels Infrarotthermografie während der Anregungssequenz eine Temperaturdifferenz der Mittelwerte von 0,71 K und der Maximalwerte von 0,99 K (Abbildung 47). Bei Verwendung der Placebosequenz wurde eine Temperaturdifferenz der Mittelwerte von 0,33 K und der Maximalwerte von 0,1 K aufgezeichnet (Abbildung 48).

Bei der fiberoptischen Messung zeigte sich unter Verwendung der Anregungssequenz eine maximale Temperaturerhöhung von 2,8 K und eine mittlere Temperaturdifferenz von 1,73 K. Bei der Placebosequenz wurde eine maximale Temperaturerhöhung von 0,5 K und eine mittlere Temperaturdifferenz von 0,45 K gemessen. In Abbildung 49 ist der Temperaturverlauf an den einzelnen Messpunkten bei der fiberoptischen Temperaturmessung dargestellt. In Tabelle 23 sind die Temperaturdifferenzen an den jeweiligen fiberoptischen Messpunkten verzeichnet.

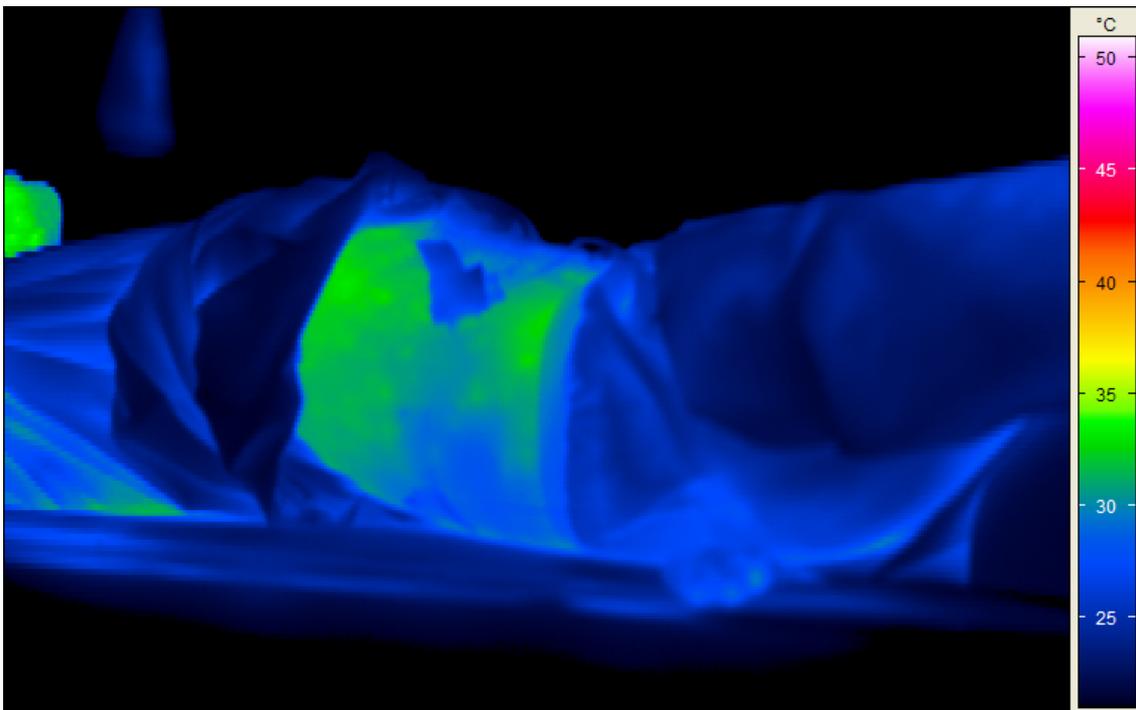


Abbildung 46: Übersichtsbild Proband 3

Ergebnisse

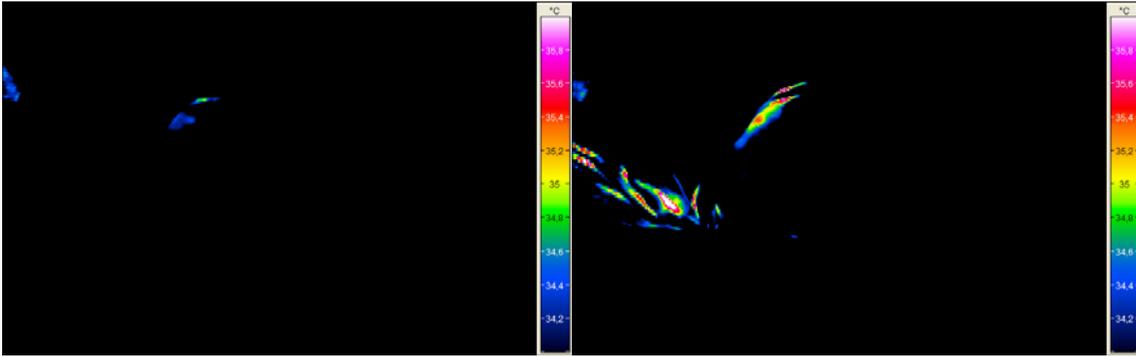


Abbildung 47: Darstellung des Zustandes nach dem Equilibrium 1 im linken Bild und nach der Sequenz 1 (Anregungssequenz) im rechten Bild.

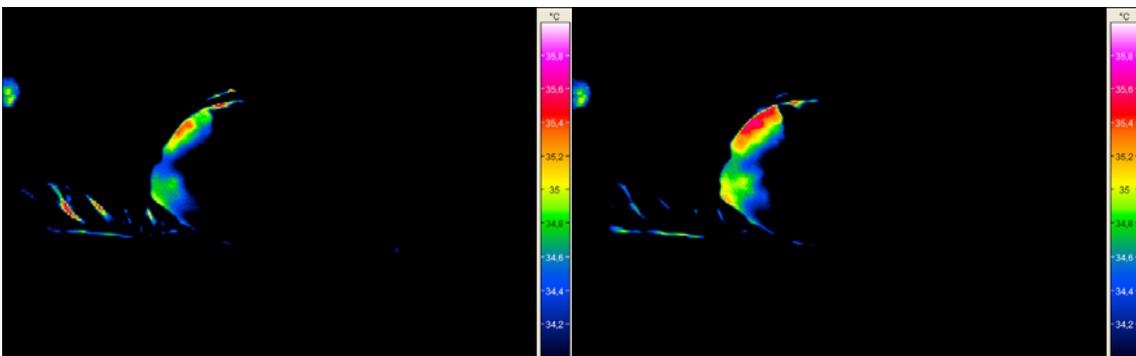


Abbildung 48: Darstellung des Zustandes nach dem Equilibrium 2 im linken Bild und nach der Sequenz 2 (Placebo) im rechten Bild.

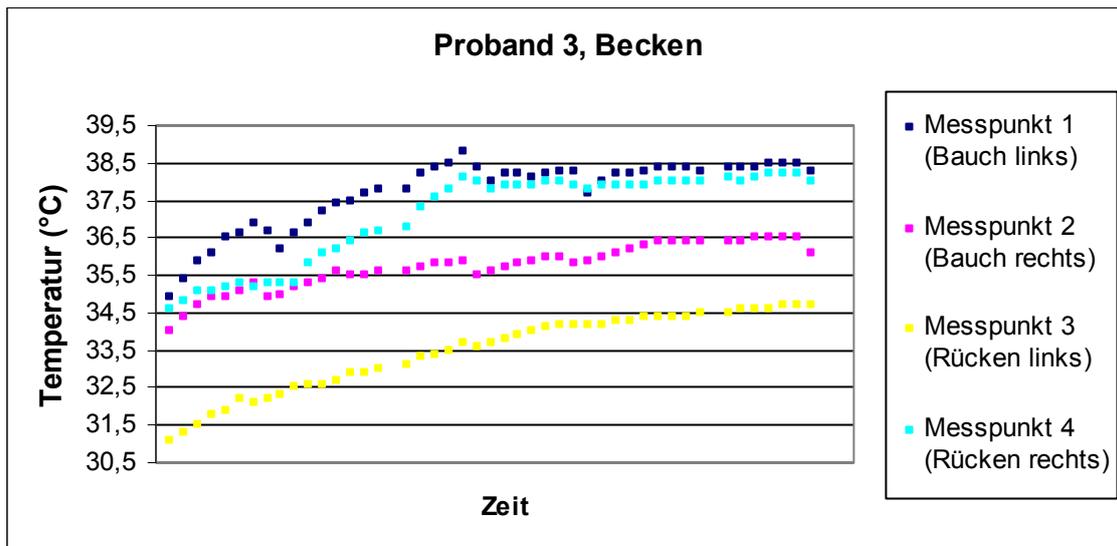


Abbildung 49: Darstellung des Temperaturverlaufs an den einzelnen Messpunkten bei der fiberoptischen Temperaturmessung bei Proband 3.

Ergebnisse

	Messpunkt 1 (Bauch links)	Messpunkt 2 (Bauch rechts)	Messpunkt 3 (Rücken links)	Messpunkt 4 (Rücken rechts)
ΔT Placebo [K]	0,5	0,5	0,5	0,3
ΔT Sequenz [K]	2,2	0,7	1,2	2,8

Tabelle 23: Temperaturdifferenzen an den jeweiligen fiberoptischen Messpunkten bezogen auf die Anregungssequenz und Placebosequenz bei Proband 3.

Proband 4

Bei Proband 4 zeigte sich in der Messung mittels Infrarotthermografie während der Anregungssequenz eine Temperaturdifferenz der Mittelwerte von 0,75 K und der Maximalwerte von 1,74 K (Abbildung 52). Bei Verwendung der Placebosequenz wurde eine Temperaturdifferenz der Mittelwerte von 0,16 K und der Maximalwerte von 0,27 K aufgezeichnet (Abbildung 51).

Bei der fiberoptischen Messung zeigte sich unter Verwendung der Anregungssequenz eine maximale Temperaturerhöhung von 1,6 K und eine mittlere Temperaturdifferenz von 0,95 K. Bei der Placebosequenz wurde eine maximale Temperaturerhöhung von 0,6 K und eine mittlere Temperaturdifferenz von 0,3 K gemessen. In Abbildung 53 ist der Temperaturverlauf an den einzelnen Messpunkten bei der fiberoptischen Temperaturmessung dargestellt. In Tabelle 24 sind die Temperaturdifferenzen an den jeweiligen fiberoptischen Messpunkten verzeichnet.

Ergebnisse

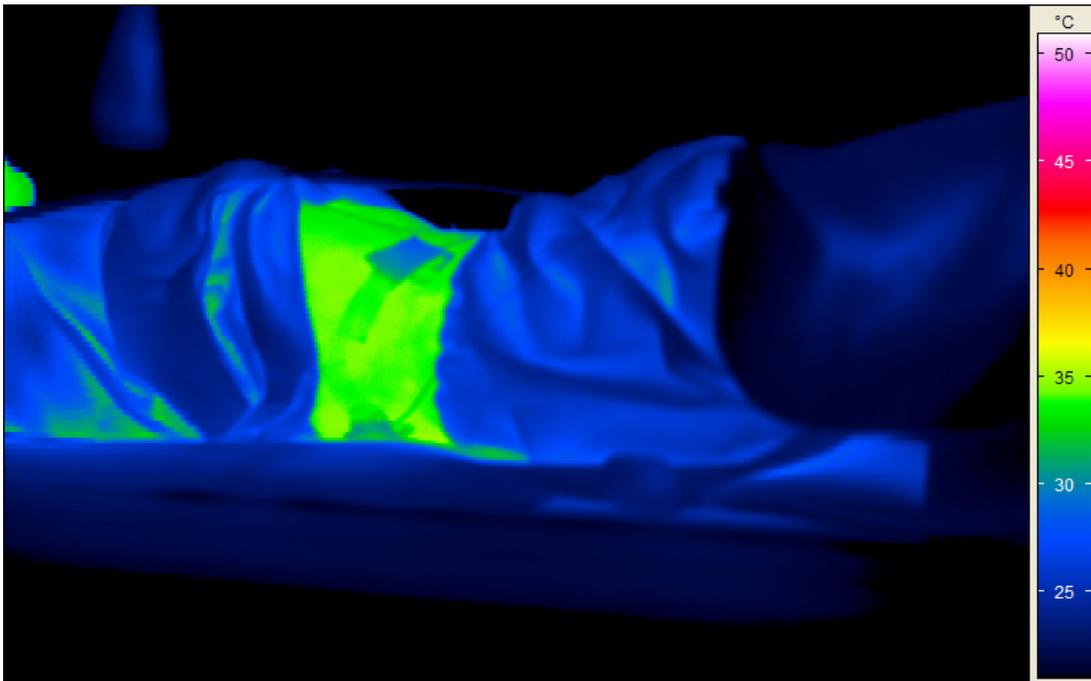


Abbildung 50: Übersichtsbild Proband 4

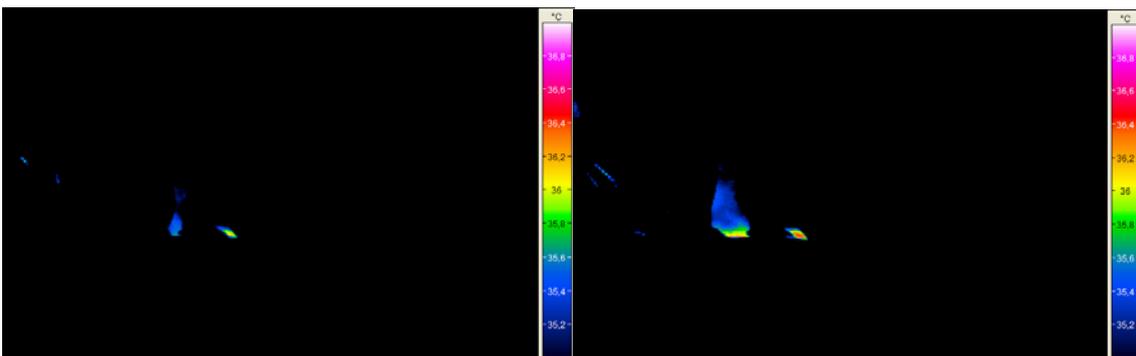


Abbildung 51: Darstellung des Zustandes nach dem Equilibrium 1 im linken Bild und nach der Sequenz 1 (Placebo) im rechten Bild.

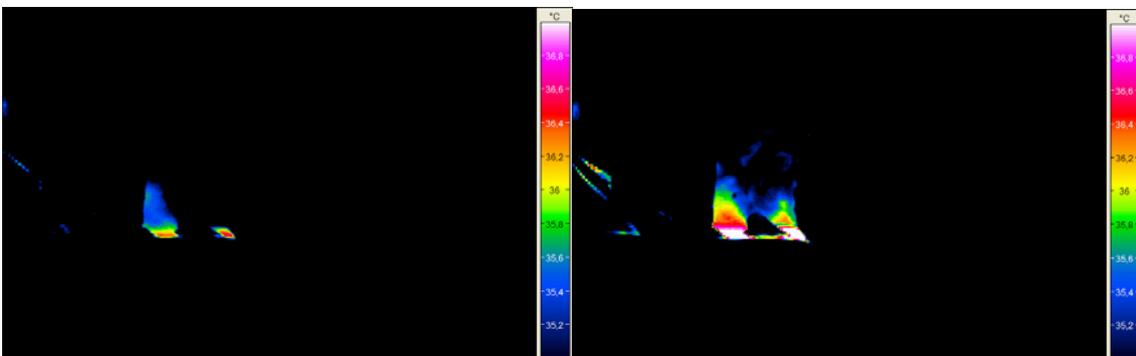


Abbildung 52: Darstellung des Zustandes nach dem Equilibrium 2 im linken Bild und nach der Sequenz 2 (Anregungssequenz) im rechten Bild.

Ergebnisse

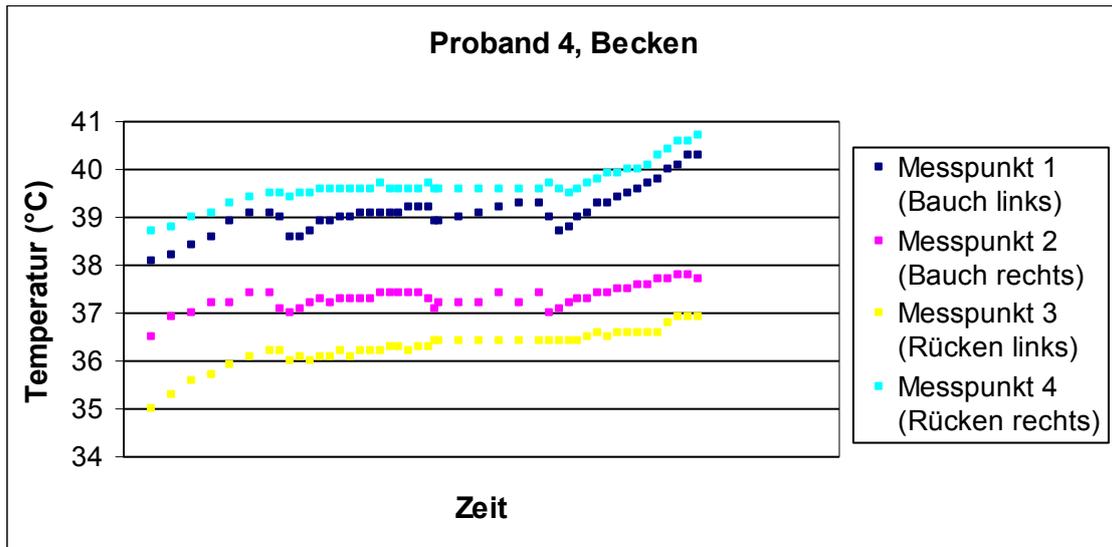


Abbildung 53: Darstellung des Temperaturverlaufs an den einzelnen Messpunkten bei der fiberoptischen Temperaturmessung bei Proband 4.

	Messpunkt 1 (Bauch links)	Messpunkt 2 (Bauch rechts)	Messpunkt 3 (Rücken links)	Messpunkt 4 (Rücken rechts)
ΔT Placebo [K]	0,6	0,2	0,2	0,2
ΔT Sequenz [K]	1,6	0,7	0,5	1,0

Tabelle 24: Temperaturdifferenzen an den jeweiligen fiberoptischen Messpunkten bezogen auf die Anregungssequenz und Placebosequenz bei Proband 4.

Proband 5

Bei Proband 5 zeigte sich in der Messung mittels Infrarotthermografie während der Anregungssequenzsequenz eine Temperaturdifferenz der Mittelwerte von 1,41 K und der Maximalwerte von 1,32 K (Abbildung 55). Bei Verwendung der Placebosequenz wurde eine Temperaturdifferenz der Mittelwerte von 0,05 K und der Maximalwerte von -0,04 K aufgezeichnet (Abbildung 56).

Bei der fiberoptischen Messung zeigte sich unter Verwendung der Anregungssequenz eine maximale Temperaturerhöhung von 2,45 K und eine mittlere Temperaturdifferenz von 1,64 K. Bei der Placebosequenz wurde eine maximale Temperaturerhöhung von 0,34 K und eine mittlere

Ergebnisse

Temperaturdifferenz von 0,31 K gemessen. In Abbildung 57 ist der Temperaturverlauf an den einzelnen Messpunkten bei der fiberoptischen Temperaturmessung dargestellt. In Tabelle 25 sind die Temperaturdifferenzen an den jeweiligen fiberoptischen Messpunkten verzeichnet.

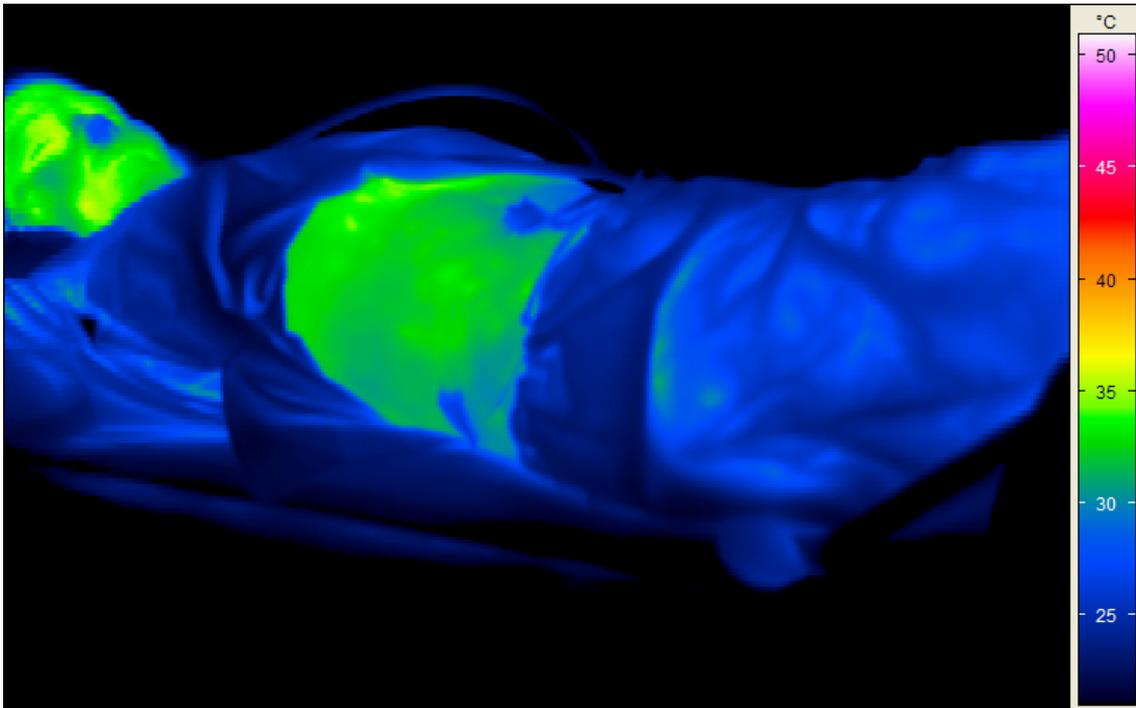


Abbildung 54: Übersichtsbild Proband 5

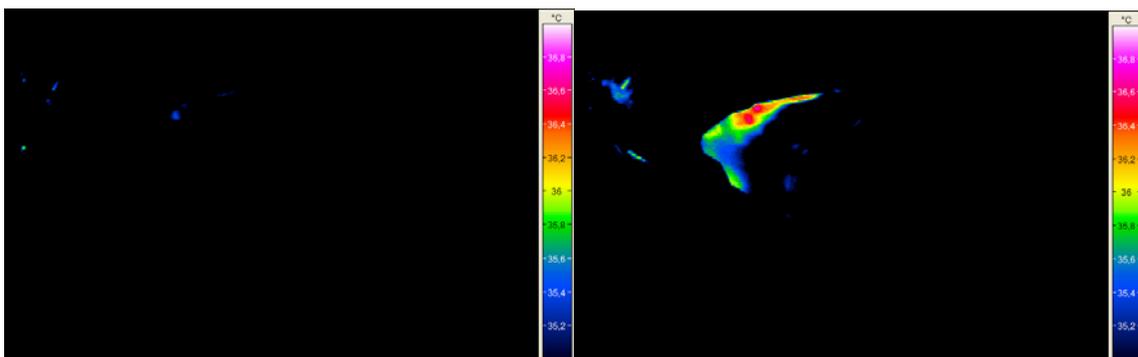


Abbildung 55: Darstellung des Zustandes nach dem Equilibrium 1 im linken Bild und nach der Sequenz 1 (Anregungssequenz) im rechten Bild.

Ergebnisse

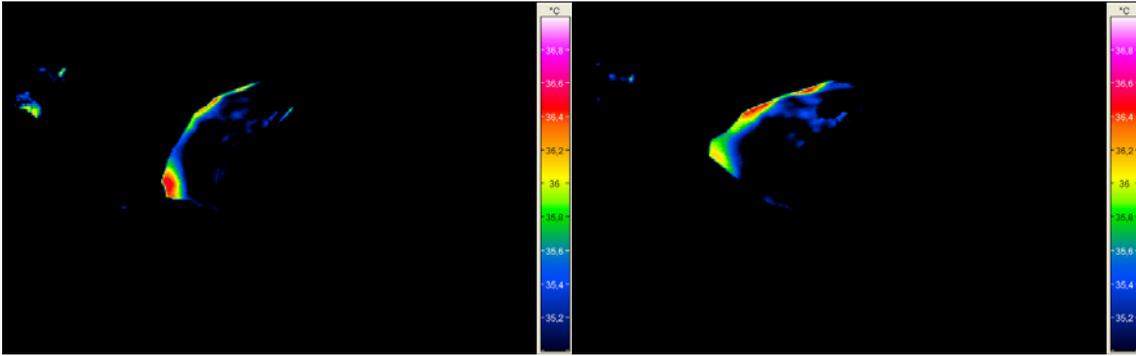


Abbildung 56: Darstellung des Zustandes nach dem Equilibrium 2 im linken Bild und nach der Sequenz 2 (Placebo) im rechten Bild.

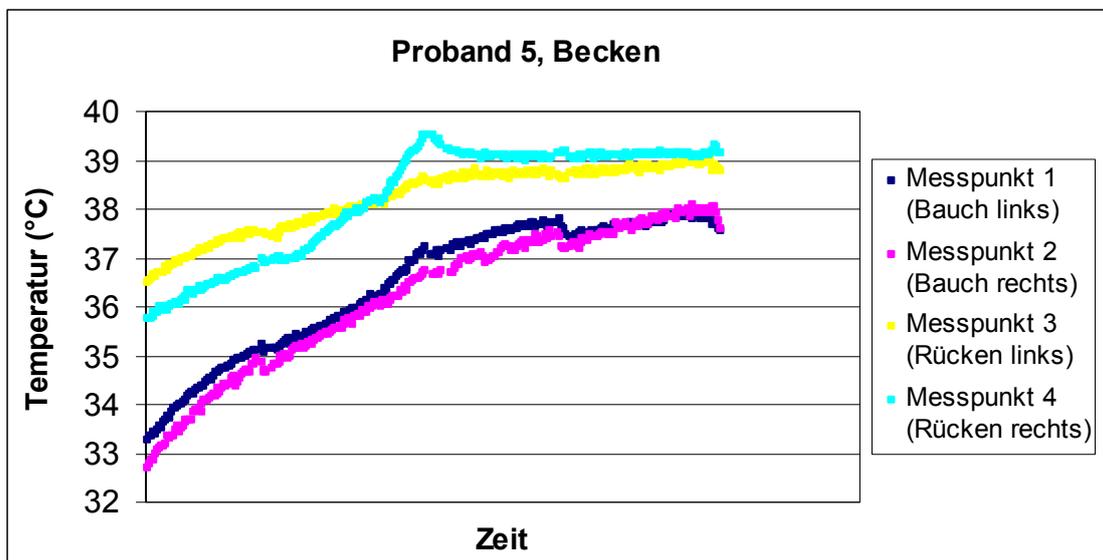


Abbildung 57: Darstellung des Temperaturverlaufs an den einzelnen Messpunkten bei der fiberoptischen Temperaturmessung bei Proband 5.

	Messpunkt 1 (Bauch links)	Messpunkt 2 (Bauch rechts)	Messpunkt 3 (Rücken links)	Messpunkt 4 (Rücken rechts)
ΔT Placebo [K]	0,34	0,6	0,24	0,04
ΔT Sequenz [K]	1,74	1,42	0,93	2,45

Tabelle 25: Temperaturdifferenzen an den jeweiligen fiberoptischen Messpunkten bezogen auf die Anregungssequenz und Placebosequenz bei Proband 5.

Ergebnisse

Proband 6

Bei Proband 6 zeigte sich in der Messung mittels Infrarotthermografie während der Anregungssequenz eine Temperaturdifferenz der Mittelwerte von 0,33 K und der Maximalwerte von 0,47 K (Abbildung 60). Bei Verwendung der Placebosequenz wurde eine Temperaturdifferenz der Mittelwerte von 0,26 K und der Maximalwerte von 0,38 K aufgezeichnet (Abbildung 59).

Bei der fiberoptischen Messung zeigte sich unter Verwendung der Anregungssequenz eine maximale Temperaturerhöhung von 1,15 K und eine mittlere Temperaturdifferenz von 0,93 K. Bei der Placebosequenz wurde eine maximale Temperaturerhöhung von 0,34 K und eine mittlere Temperaturdifferenz von 0,19 K gemessen. In Abbildung 61 ist der Temperaturverlauf an den einzelnen Messpunkten bei der fiberoptischen Temperaturmessung dargestellt. In Tabelle 26 sind die Temperaturdifferenzen an den jeweiligen fiberoptischen Messpunkten verzeichnet.

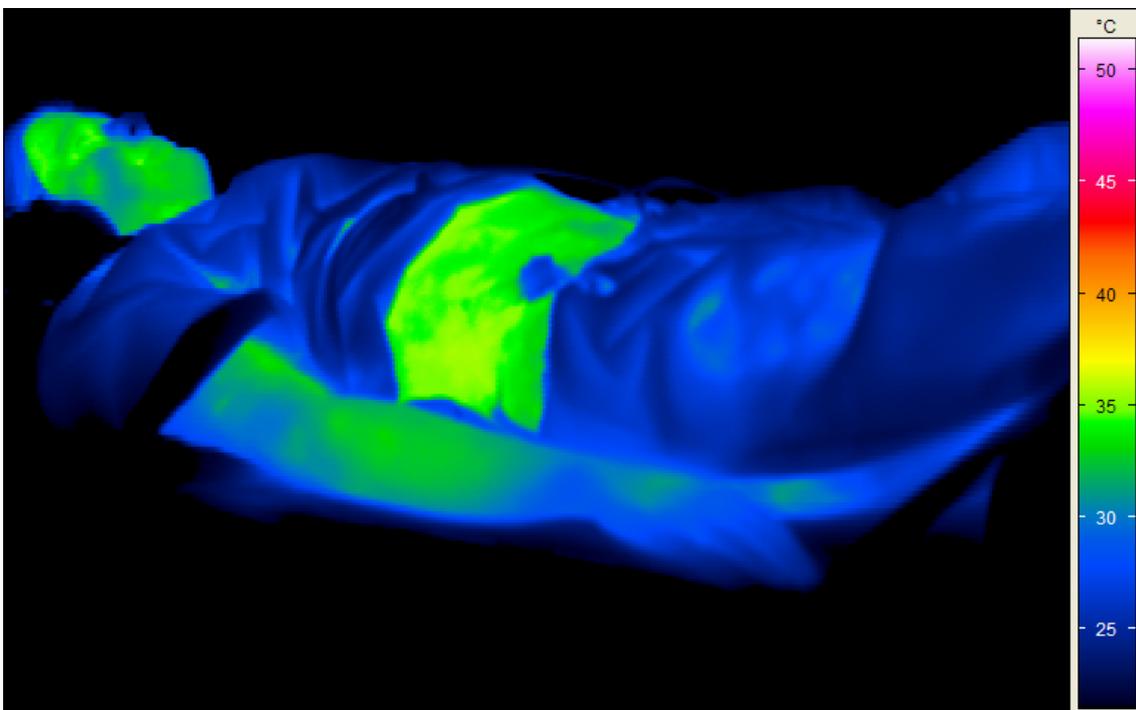


Abbildung 58: Übersichtsbild Proband 6

Ergebnisse

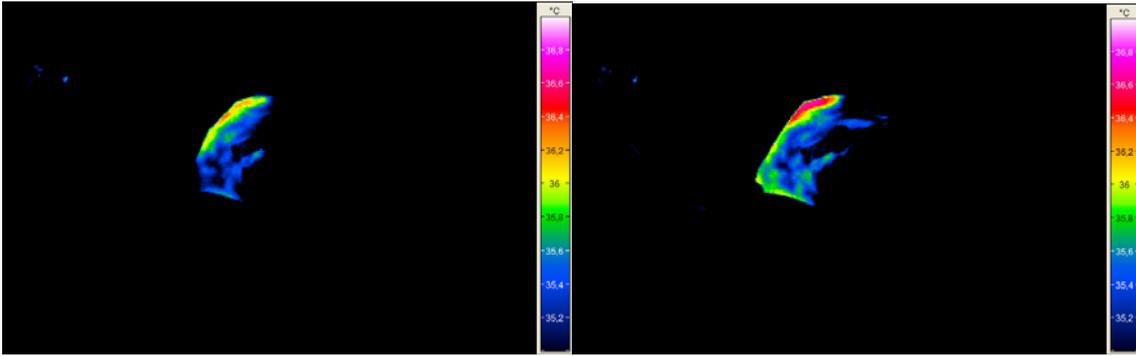


Abbildung 59: Darstellung des Zustandes nach dem Equilibrium 1 im linken Bild und nach der Sequenz 1 (Placebo) im rechten Bild.

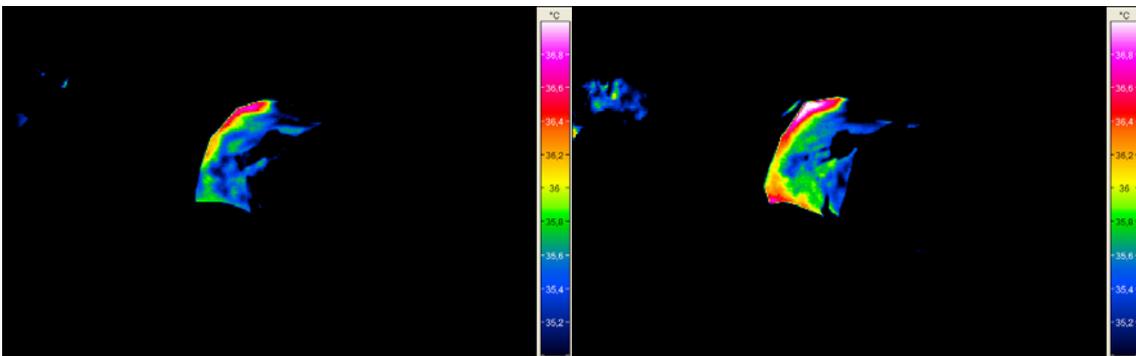


Abbildung 60: Darstellung des Zustandes nach dem Equilibrium 2 im linken Bild und nach der Sequenz 2 (Anregungssequenz) im rechten Bild.

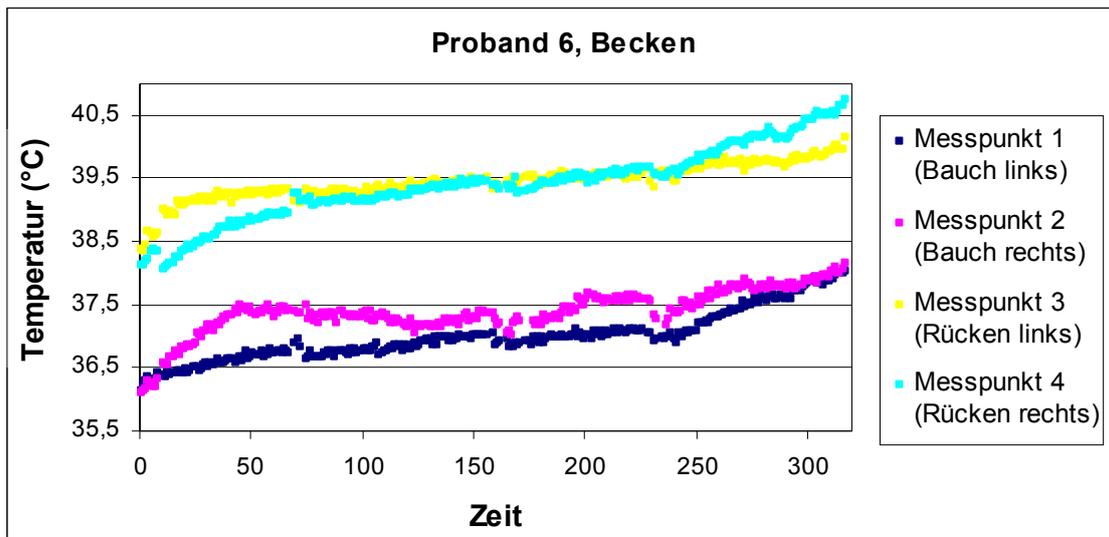


Abbildung 61: Darstellung des Temperaturverlaufs an den einzelnen Messpunkten bei der fiberoptischen Temperaturmessung bei Proband 6.

Ergebnisse

	Messpunkt 1 (Bauch links)	Messpunkt 2 (Bauch rechts)	Messpunkt 3 (Rücken links)	Messpunkt 4 (Rücken rechts)
ΔT Placebo [K]	0,27	-0,01	0,17	0,34
ΔT Sequenz [K]	1,15	0,75	0,69	1,14

Tabelle 26: Temperaturdifferenzen an den jeweiligen fiberoptischen Messpunkten bezogen auf Anregungssequenz und Placebo bei Proband 6.

Bei den Temperaturmessungen zeigte sich sowohl bei der fiberoptischen Messung als auch bei der Infrarotthermografie eine signifikant höhere Erwärmung bei der Anregungssequenz als bei der Placebosequenz. Bei der fiberoptischen Thermometrie fand sich gemittelt über alle Messpunkte eine mittlere Temperaturerhöhung von $0,34 \pm 0,12$ K bei der Placebosequenz und $1,22 \pm 0,48$ K bei der Anregungssequenz. Im Vergleich der einzelnen Messpunkte zeigte sich bei jedem Probanden die größte Temperaturerhöhung am Messpunkt 1 (Bauch links) und Messpunkt 4 (Rücken rechts). In der folgenden Tabelle 27 sind die Ergebnisse der fiberoptischen Temperaturmessung für alle Probanden zusammengefasst. Es wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen an den jeweiligen Messpunkten berechnet.

Bei der Infrarotthermografie zeigte sich unter Verwendung der Placebosequenz eine mittlere Temperaturerhöhung der Mittelwerte von $0,15 \pm 0,16$ K und der Maximalwerte von $0,16 \pm 0,17$ K. Unter Verwendung der Anregungssequenz wurde eine mittlere Temperaturdifferenz der Mittelwerte von $0,83 \pm 0,36$ K und der Maximalwerte von $0,98 \pm 0,48$ K gemessen. In Tabelle 28 und Abbildung 63 sind die Ergebnisse der Infrarotthermografie zusammen gefasst. In Abbildung 63 wird der Unterschied des Temperaturanstiegs zwischen der Placebosequenz und der Anregungssequenz veranschaulicht.

Ergebnisse

	Messpunkt 1 (Bauch links)	Messpunkt 2 (Bauch rechts)	Messpunkt 3 (Rücken links)	Messpunkt 4 (Rücken rechts)
ΔT Placebo [K]	0,47± 0,16	0,42± 0,26	0,24± 0,14	0,24± 0,12
ΔT Sequenz [K]	1,57± 0,38	0,85± 0,28	0,77± 0,27	1,70± 0,75

Tabelle 27: Mittelwerte und Standardabweichungen der Temperaturdifferenzen bezogen auf jeden fiberoptischen Messpunkt

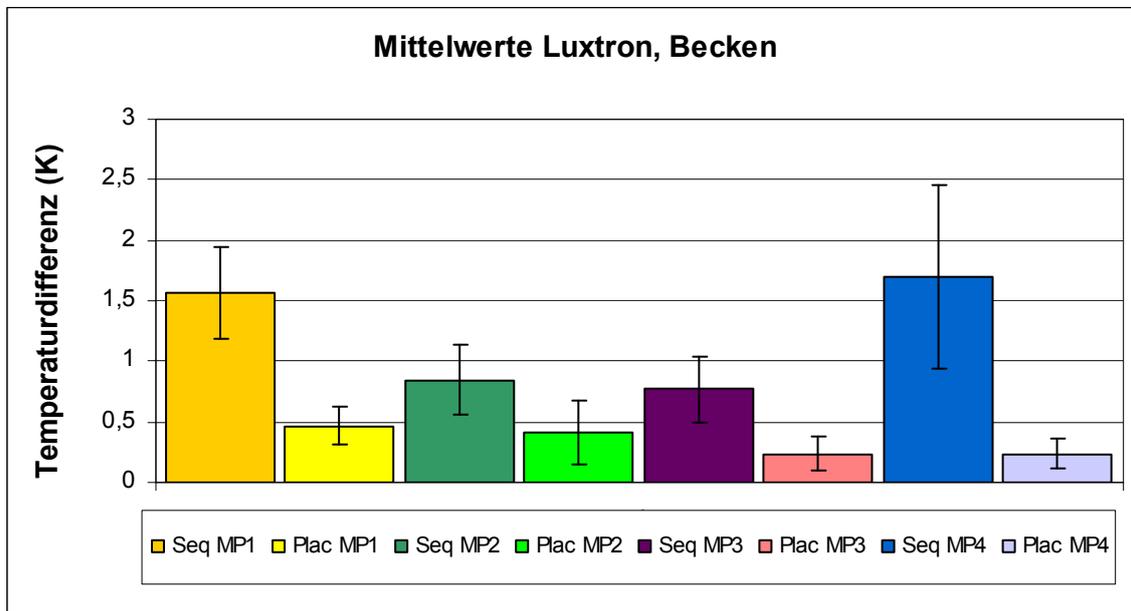


Abbildung 62: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen an den einzelnen fiberoptischen Messpunkten (MP1-MP4). Dabei sind sie Mittelwerte der Anregungssequenz (Seq) und der Placebosequenz (Plac) je Messpunkt paarweise zugeordnet.

Ergebnisse

Proband Nr	ΔT [K]	ΔT [K]	ΔT [K]	ΔT [K]
	Mittelwerte Placebo	Maximalwerte Placebo	Mittelwerte Sequenz	Maximalwerte Sequenz
1	-0,07	0,08	1,03	0,6
2			0,72	0,78
3	0,33	0,1	0,71	0,99
4	0,16	0,27	0,75	1,74
5	0,05	-0,04	1,41	1,32
6	0,26	0,38	0,33	0,47

Tabelle 28: Ergebnisse der Infrarotthermografie bezogen auf die einzelnen Probanden

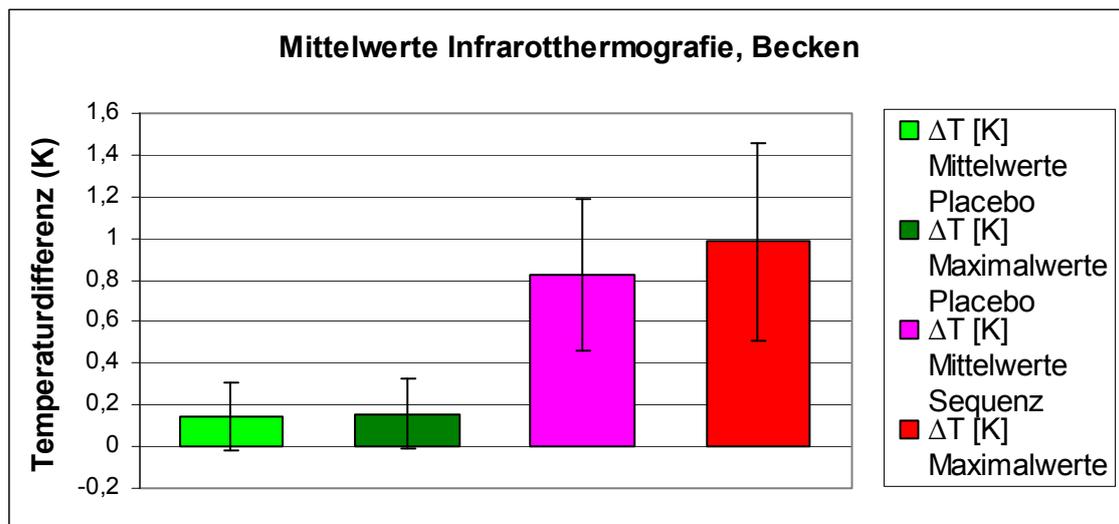


Abbildung 63: Darstellung der errechneten Mittelwerte und Standardabweichungen der Temperaturdifferenzen bei allen Probanden.

Ergebnisse

3.1.2.2 Herzfrequenz- und Blutdruckmessungen

Um die Reaktion des Organismus auf die Temperaturerhöhungen abzuschätzen, wurden Herzfrequenz- und Blutdruckmessungen durchgeführt. Bei keinem der Probanden fand sich ein signifikanter Anstieg der Herzfrequenz oder des Blutdrucks während der Anregungssequenz oder Placebosequenz. In den Abbildungen 64-69 sind die Verlaufsdiagramme von Blutdruck und Herzfrequenz eines jeden Probanden während der Messungen dargestellt.

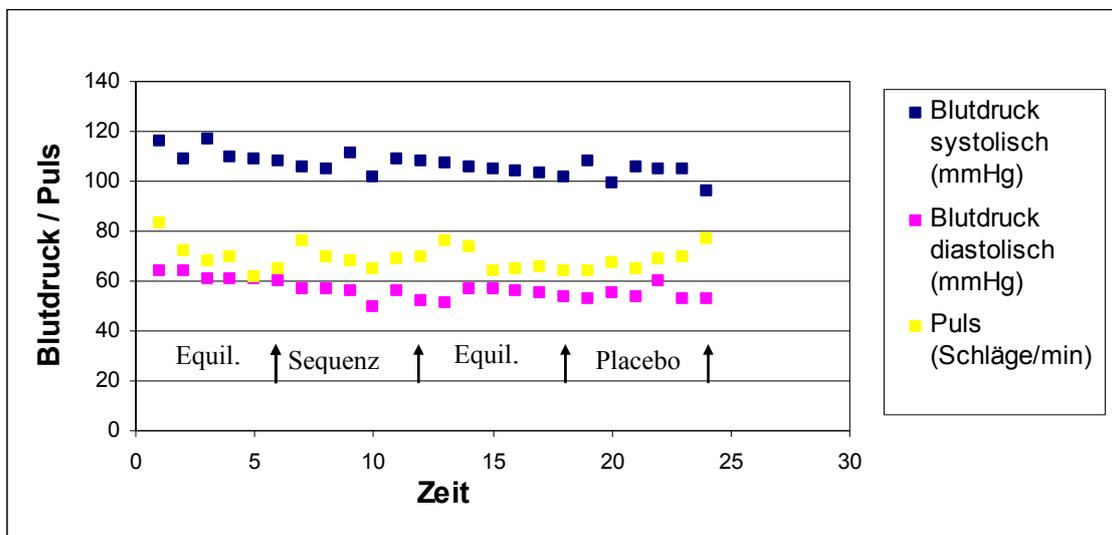


Abbildung 64: Blutdruck- und Pulsverlauf bei Proband 1

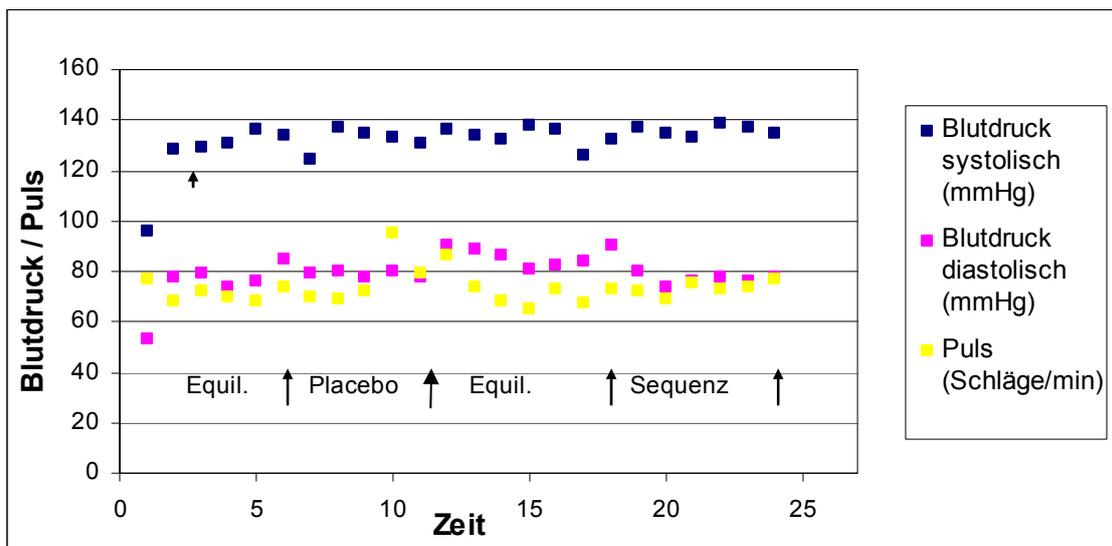


Abbildung 65: Blutdruck- und Pulsverlauf bei Proband 2

Ergebnisse

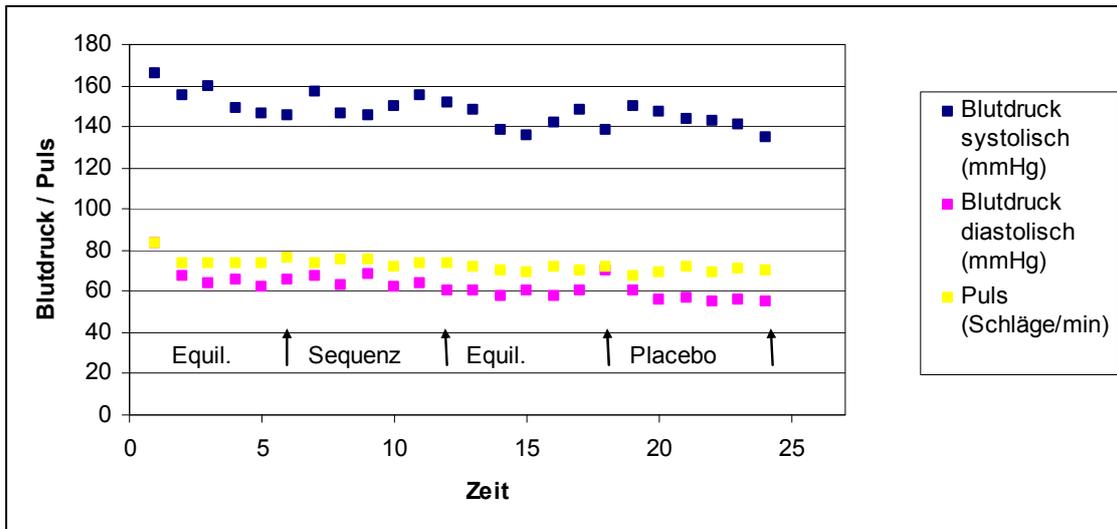


Abbildung 66: Blutdruck- und Pulsverlauf bei Proband 3

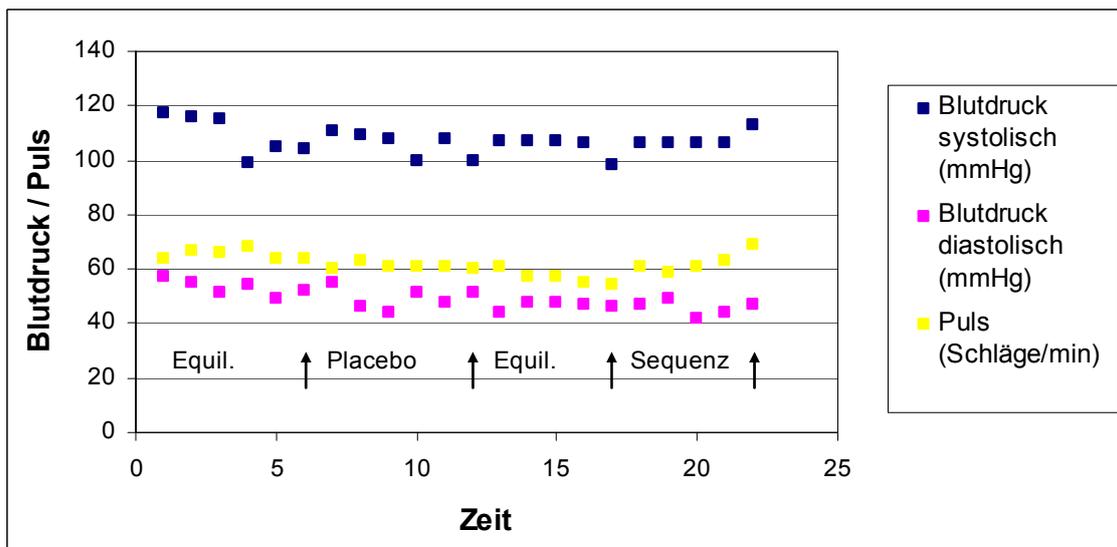


Abbildung 67: Blutdruck- und Pulsverlauf bei Proband 4

Ergebnisse

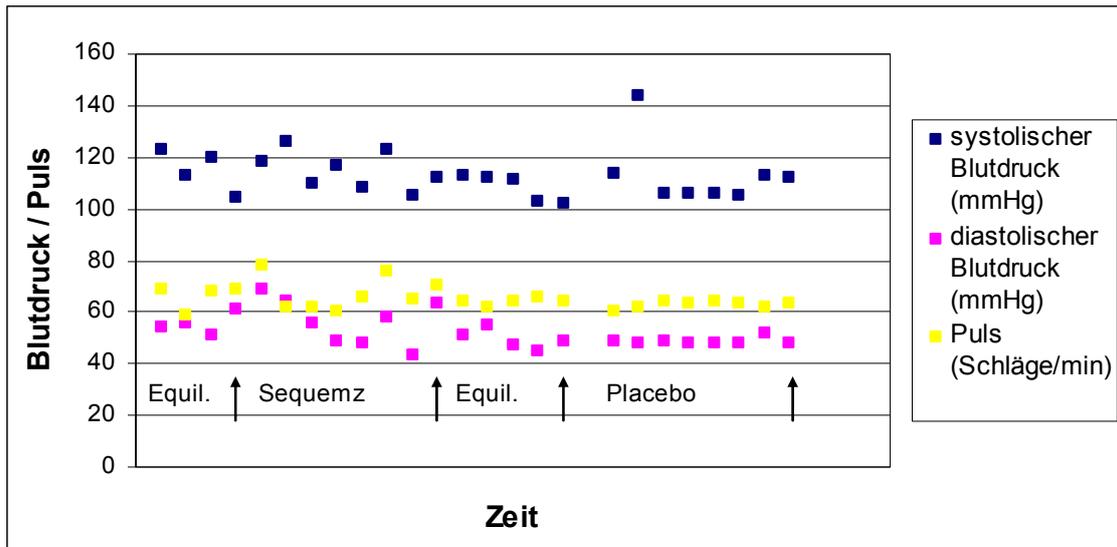


Abbildung 68: Blutdruck- und Pulsverlauf bei Proband 5

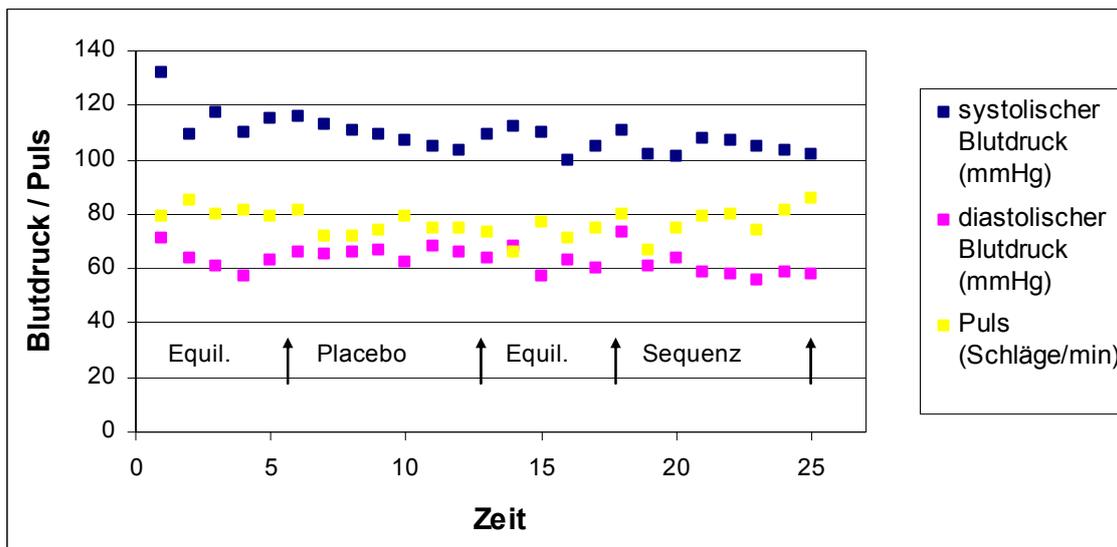


Abbildung 69: Blutdruck- und Pulsverlauf bei Proband 5

3.1.2.3 Auswertung der Probandenevaluation

Um die gewonnenen Daten mit dem subjektiven Empfinden der Probanden zu vergleichen, füllten die Testpersonen nach den Messungen einen Fragebogen aus. Die Probanden sollten darin Fragen zu den jeweiligen Sequenzblöcken beantworten. Ein Teil der Ergebnisse ist in den folgenden Diagrammen abgebildet.

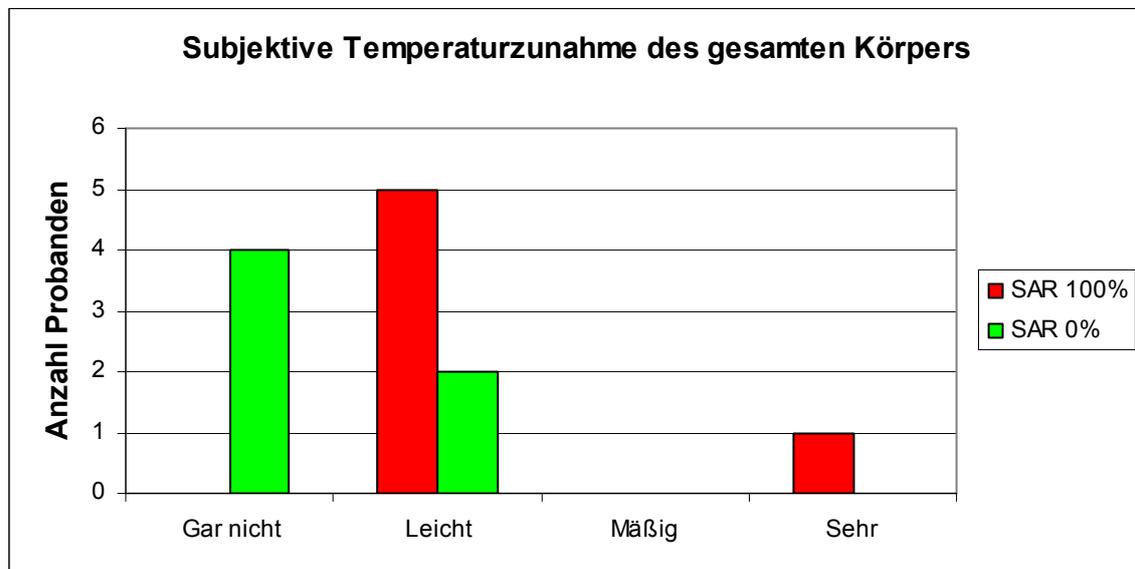


Abbildung 70: Auswertung des Fragebogens nach der subjektiven Temperaturzunahme des gesamten Körpers.

Bei der Anregungssequenz gaben 6 von 6 Probanden an, eine Temperaturzunahme des gesamten Körpers verspürt zu haben. 5 Personen gaben davon eine leichte Erwärmung, 1 Person eine ausgeprägte Erwärmung an. Bei der Placebosequenz verspürten 4 von 6 Testpersonen keine Temperaturzunahme des gesamten Körpers. 2 von 6 Probanden gaben eine leichte Temperaturerhöhung an.

Ergebnisse

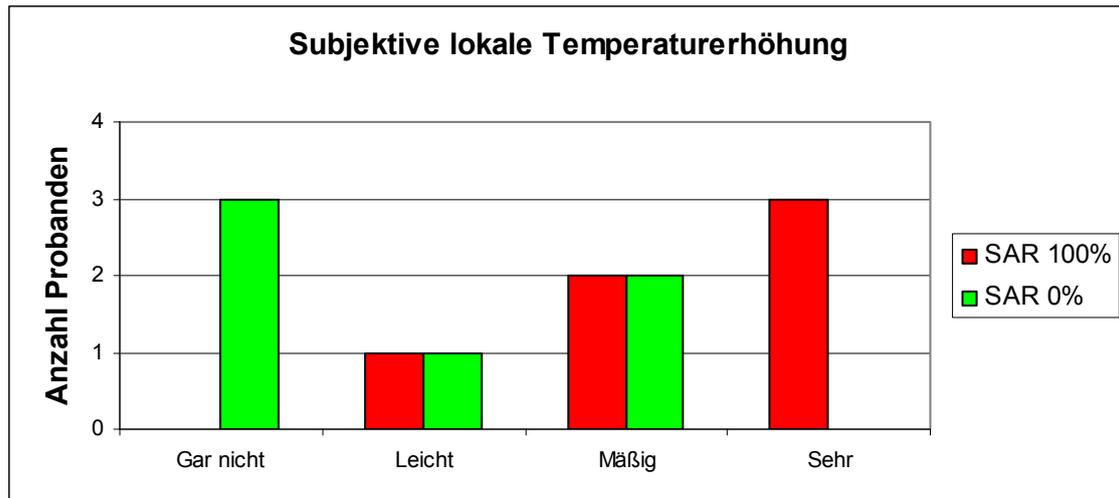


Abbildung 71: Auswertung des Fragebogens nach einer subjektiven lokalen Temperaturzunahme.

Bei der Anregungssequenz gaben 6 von 6 Probanden eine subjektive lokale Temperaturerhöhung an. 3 Testpersonen stautierten eine ausgeprägte, 2 eine mäßige und 1 eine leichte lokale Temperaturzunahme. Bei der Placebosequenz verspürten 3 von 6 Probanden eine leichte bis mäßige lokale Temperaturerhöhung.

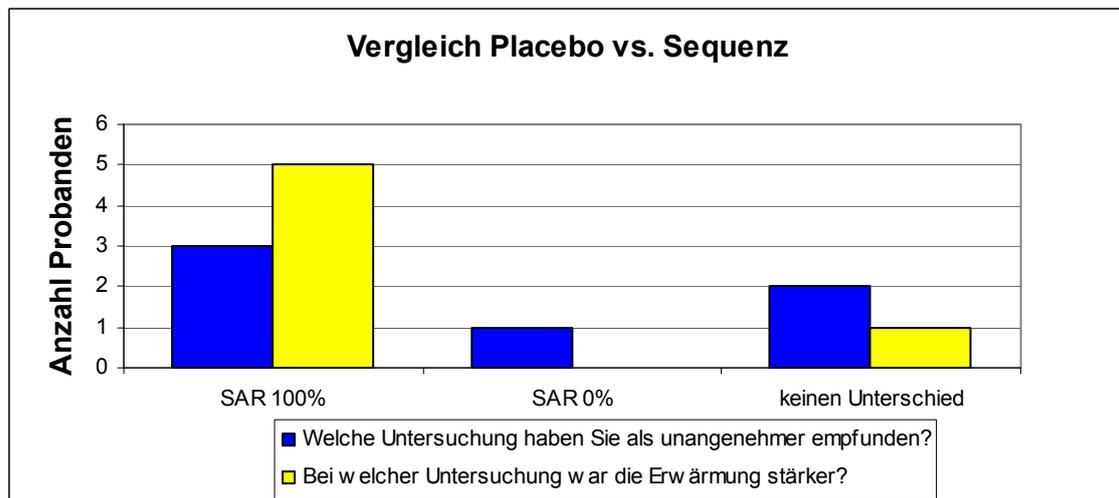
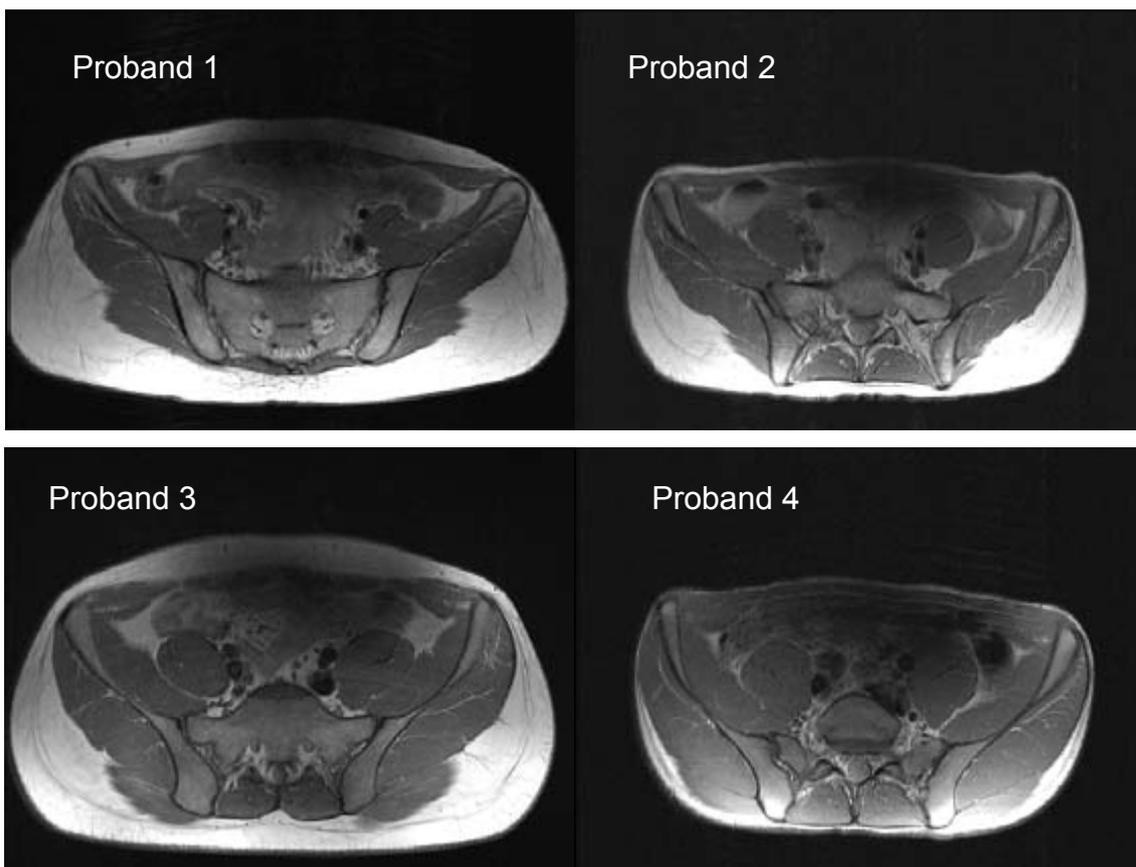


Abbildung 72: Auswertung des Fragebogens Vergleich Placebo vs. Sequenz

Beim Vergleich der beiden Sequenzen gaben 5 von 6 Probanden an, bei der Anregungssequenz eine stärkere Erwärmung verspürt zu haben. Keiner der Testpersonen verspürte bei der Placebo Sequenz eine stärkere Erwärmung.

3.1.2.4 Darstellung der MRT Bilder

Zur Demonstration der unterschiedlichen anatomischen Verhältnisse sind in der Abbildung 73 MRT Bilder der Beckenregion der einzelnen Probanden dargestellt. Es lässt sich hierbei gut das subkutane Fettgewebe abgrenzen, welches für die thermoregulatorischen Eigenschaften des Organismus von Bedeutung sein kann. In der Studie zeigte sich eine positive Korrelation des subkutanen Fettgewebes mit der gemessenen Temperaturerhöhung. So wurde bei Proband 5 die größte Temperaturdifferenz von 1,41 K in der Infrarothermografie detektiert. Bei der fiberoptischen Temperaturmessung wurde bei der Mittelung über alle Messpunkte die größte Differenz von 1,73 K bei Proband 3 aufgezeichnet.



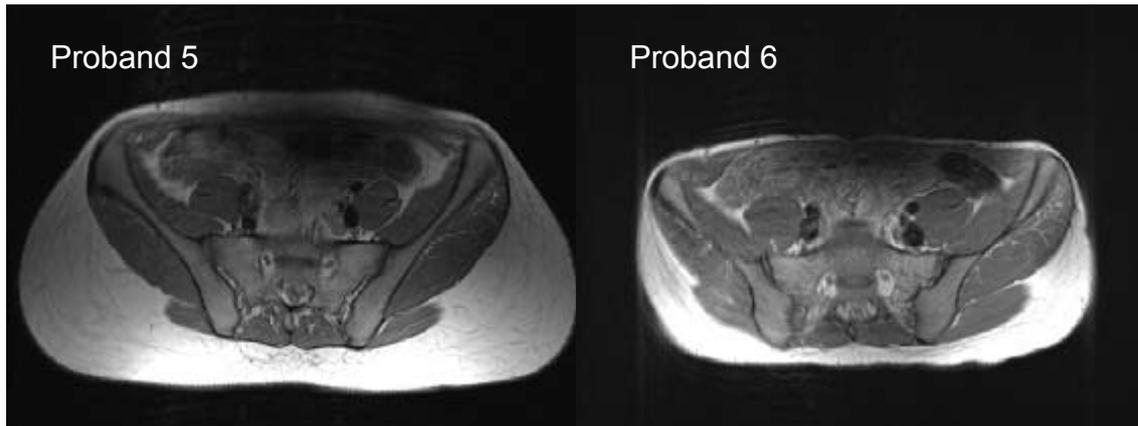


Abbildung 73: Darstellung der MRT Bilder des Beckens der einzelnen Probanden.

3.2 Indirekte Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes

Neben einer direkten Wärmewirkung des Hochfrequenzfeldes mit Gewebe besteht auch die Möglichkeit der indirekten Erwärmung und Schädigung von Gewebe. Diese wird durch eine Interaktion zwischen leitenden Materialien und dem elektromagnetischen Hochfrequenzfeld herbeigeführt. Zur genaueren Beobachtung erfolgte zunächst die Trennung des RF-Feldes in die magnetische und elektrische Feldkomponente. Es folgten Messungen an komplexeren Gegenständen aus den Bereichen der Medizin und des Alltags.

3.2.1 Interaktion des B_1 -Feldes mit metallischen Leitern ohne Resonanzeigenschaften (Leiterschleife)

Zur Betrachtung der Interaktion der magnetischen Feldkomponente mit metallischen Leitern im Nichtresonanzfall wurde eine B-Feld Antenne in Form einer Leiterschleife aus einem Kupferdraht herangezogen. Durch eine inhomogene Widerstandsverteilung war es möglich, dass die absorbierte Leistung nahezu an einer Stelle des Leiters in Wärme umgesetzt wurde. Es erfolgte eine Leistungsanpassung durch eine Variation des Widerstandes und

durch eine Variation des Winkels der Flächenorthogonalen zum B_0 -Feld. Die Versuche wurden in drei verschiedenen Tomografen sowohl im homogenen RF-Feld als auch im Streufeld durchgeführt.

3.2.1.1 Leistungsanpassung durch Variation des Kohleschichtwiderstandes

Eine Leistungsanpassung wurde zunächst durch eine Variation der Kohleschichtwiderstände bei Messungen im Zentrum des B_1 -Feldes durchgeführt. Bei der Messung im MAGNETOM Concerto open (0,2 T) wurde unter Verwendung der Leiterschleife $U= 1\text{m}$ eine maximale Temperaturerhöhung von 89,1 K mit einem Kohleschichtwiderstand von 47 Ohm erreicht (Abbildung 74). Im MAGNETOM Sonata (1,5 T) wurde unter Verwendung der Leiterschleife $U= 0,5\text{m}$ eine maximale Temperaturerhöhung von 48,5 K mit einem Kohleschichtwiderstand von 470 Ohm gemessen (Abbildung 75). Im MAGNETOM Trio (3 T) fand die maximale Temperaturerhöhung von 36,2 K unter Verwendung der Leiterschleife $U= 0,5\text{m}$ und eines Kohleschichtwiderstand von 1000 Ohm statt (Abbildung 76).

In Abbildung 77 sind die Versuche C1, C2 und C4 in einem Diagramm zusammengefasst.

Ergebnisse

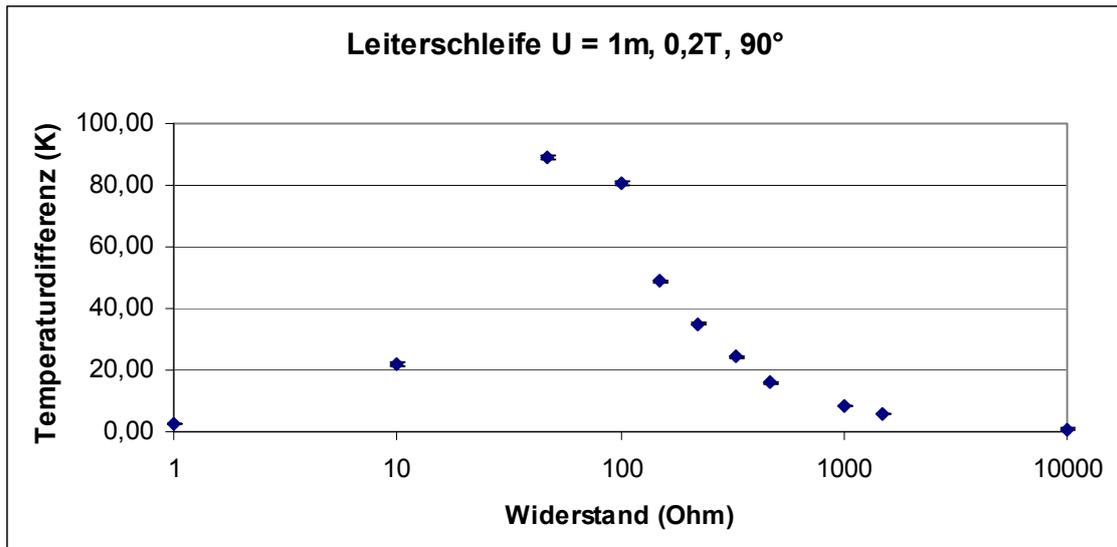


Abbildung 74: Versuch C1

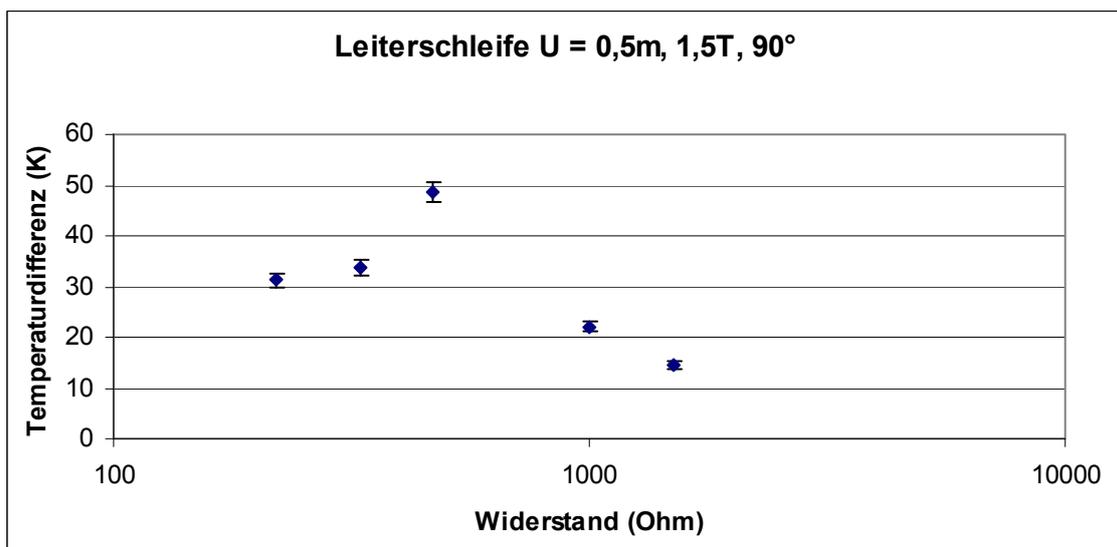


Abbildung 75: Versuch C2

Ergebnisse

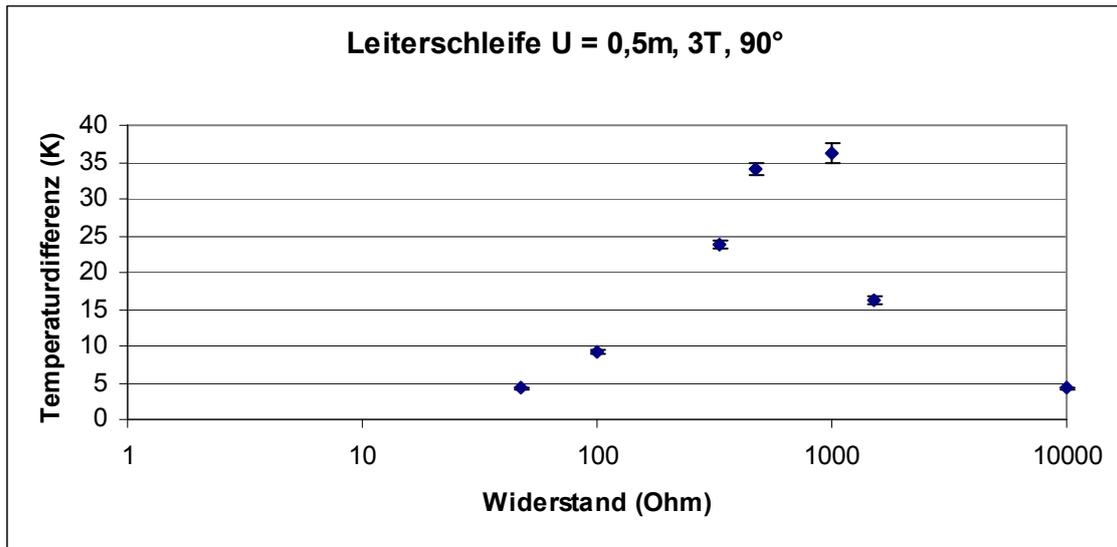


Abbildung 76: Versuch C4

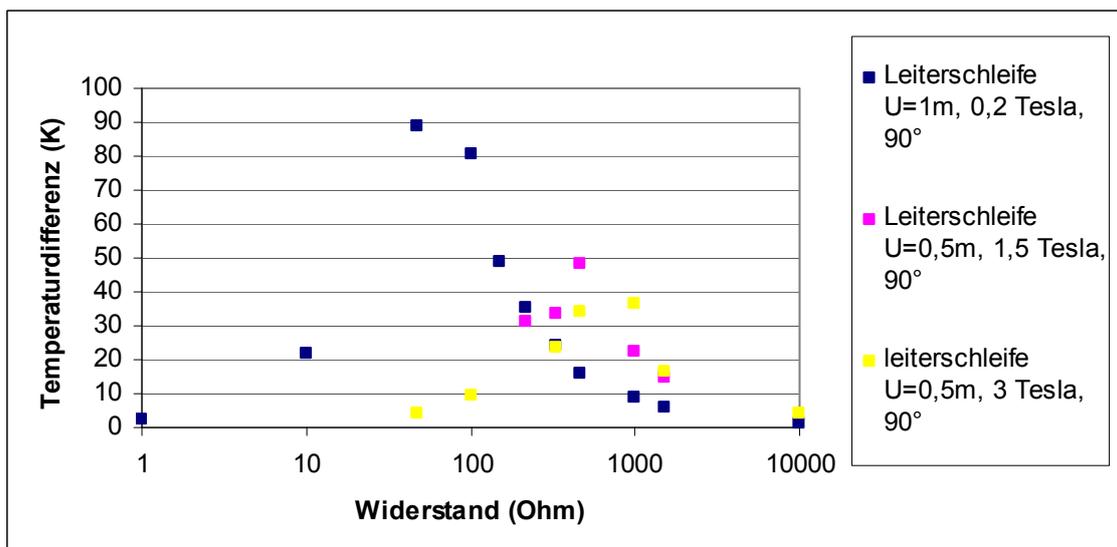


Abbildung 77: Übersicht der Leistungsanpassung durch Variation der Kohleschichtwiderstände bei Durchführung der Messung im Zentrum des B1-Feldes (Versuch C1,C2 und C4).

Um den Einfluss von Feldinhomogenitäten auf die Erwärmung einer Leiterschleife zu untersuchen, wurde eine Leistungsanpassung durch Veränderung des Widerstandes auch außerhalb des homogenen B1-Feldes durchgeführt. Im MAGNETOM Sonata (1,5 T) wurde mit einer Leiterschleife U=1m die maximale Temperaturerhöhung von 37,7 K mit einem

Ergebnisse

Kohleschichtwiderstand von 470 Ohm erreicht (Abbildung 78). Außerhalb des Zentrums des B1-Feldes im MAGNETOM Trio (3 T) wurde unter Verwendung der Leiterschleife $U = 1\text{m}$ und eines Kohleschichtwiderstandes von 10000 Ohm eine maximale Temperaturdifferenz von 47,8 K gemessen (Abbildung 79). In Abbildung 80 sind die Ergebnisse der Versuche C3 und C5 dargestellt.

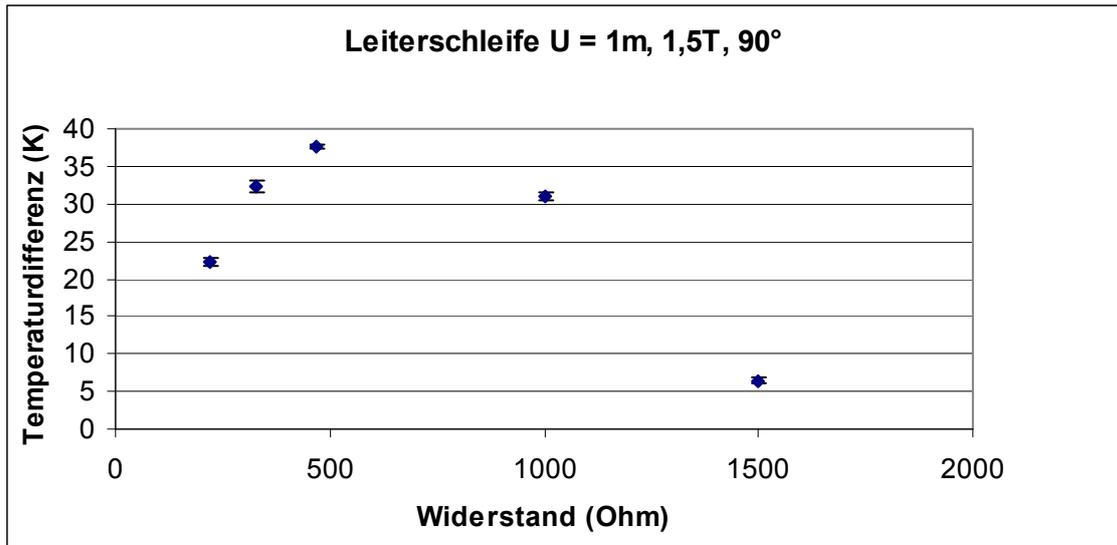


Abbildung 78: Versuch C3

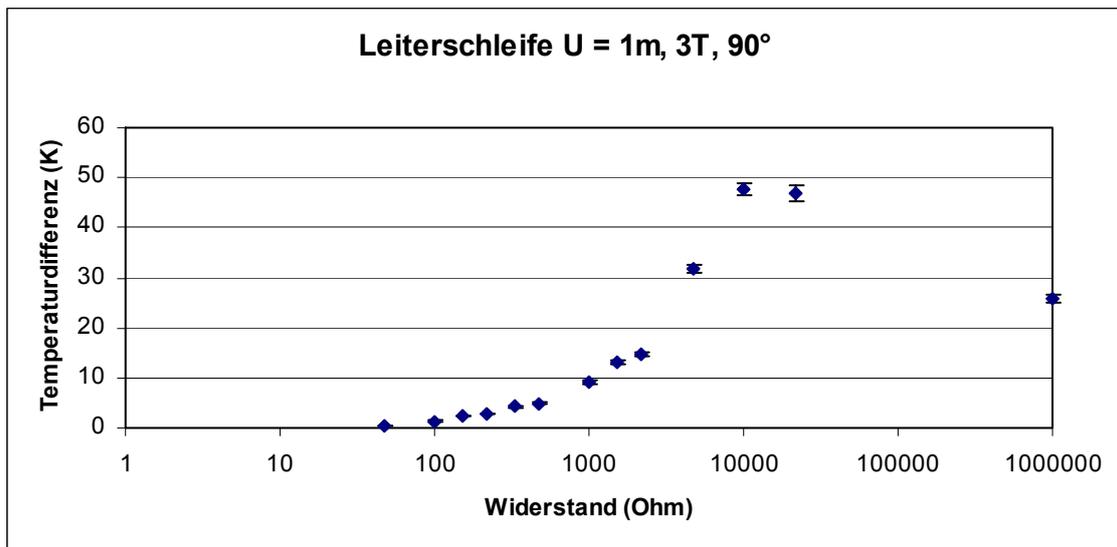


Abbildung 79: Versuch C5

Ergebnisse

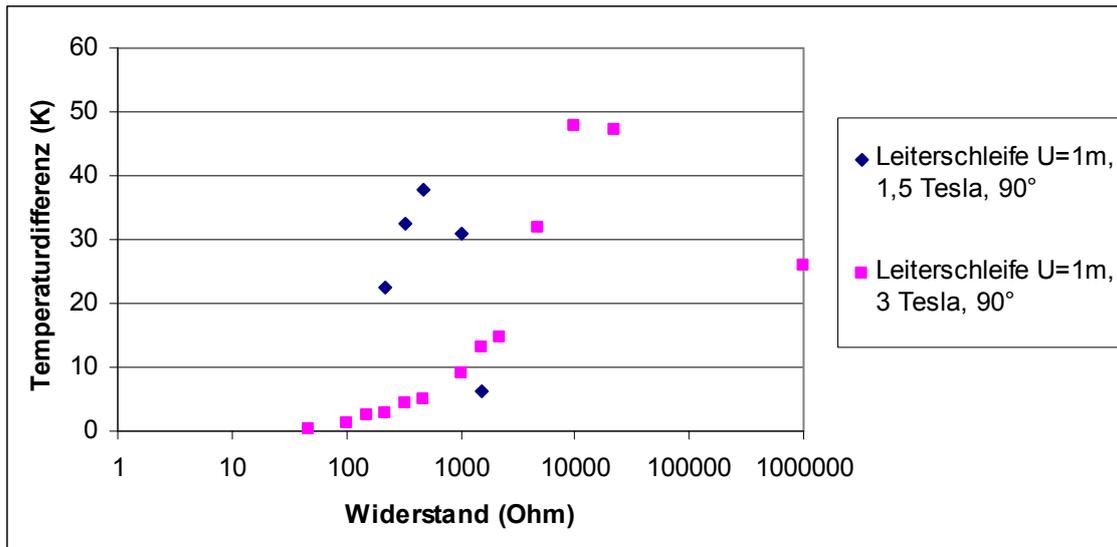


Abbildung 80: Übersicht der Leistungsanpassung durch Variation der Kohleschichtwiderstände bei Durchführung der Messung außerhalb des Zentrums des B1-Feldes (Versuch C3 und C5).

In der folgenden Tabelle 29 sind die Ergebnisse der Leistungsanpassung durch die Variation der Kohleschichtwiderstände zusammengefasst. Der größte Temperaturanstieg von 89,1 K wurde im Versuch C1 gemessen. Bei der Messung im MAGNETOM Sonata musste allerdings die Sendeleistung reduziert werden, da die Kohleschichtwiderstände bei der ursprünglich verwendeten Sequenz zu heiß und dadurch zerstört wurden.

Versuch	Kohleschichtwiderstand [Ohm] mit max. ΔT	max. Temperaturerhöhung [K]	B ₀ -Feld [T]	U [m]
C1	47	89,1	0,2	1
C2	470	48,5	1,5	0,5
C3	470	37,7	1,5	1
C4	1000	36,2	3	0,5
C5	10000	47,8	3	1

Tabelle 29: Leistungsanpassung durch Variation des Widerstandes

Ergebnisse

Wirkleistung (Watt)

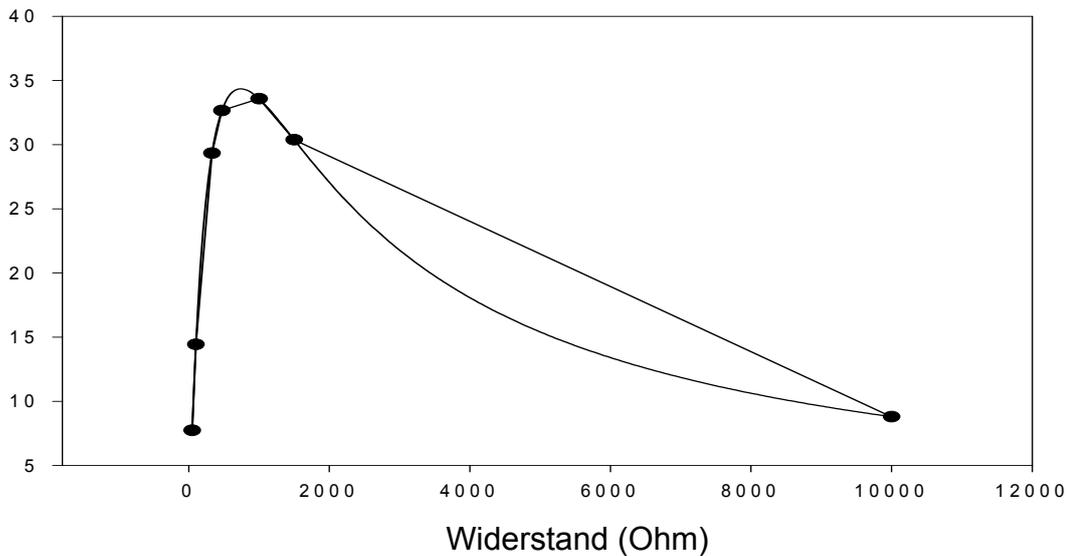


Abbildung 81: In diesem Diagramm wurden die gemessenen Werte (Punkte) an den theoretischen Kurvenverlauf angepasst. Dadurch lässt sich der wahrscheinliche Widerstand abschätzen, mit dem die maximale Wirkleistung erzielt wird.

Um die bereits zuvor berechneten Werte mit den experimentellen Ergebnissen am Anschaulichsten vergleichen zu können, werden diese anhand der Tabelle 30 gegenübergestellt. Der Vergleich zwischen den gemessenen und berechneten Widerstandswerten zeigt, dass beide denselben Trend aufweisen. Jedoch unterscheiden sie sich zunehmend bei einer größer werdenden Induktivität der Leiterschleife. Die genauere Erörterung darüber, welche Faktoren für das Auseinanderdriften der Ergebnisse verantwortlich sein könnten, erfolgt im Diskussionsteil.

Ergebnisse

Versuch	Gemessener Kohleschichtwiderstand [Ohm]	Berechneter Kohleschichtwiderstand [Ohm]	B ₀ -Feld [T]	U [m]
C1	47	33,6	0,2	1
C2	470	126,1	1,5	0,5
C3	470	252,14	1,5	1
C4	1000	252,14	3	0,5
C5	10000	504,28	3	1

Tabelle 30: Gegenüberstellung der gemessenen und theoretischen Leistungsanpassung durch Variation des Kohleschichtwiderstands.

3.2.1.2 Leistungsanpassung durch Variation des Winkels

In dieser Versuchsreihe wurde eine Leistungsanpassung durch die Variation des Winkels der Flächenorthogonalen der Leiterschleife zum B₀-Feld durchgeführt. Zunächst fanden Versuche im Zentrum des B₁-Feldes statt.

Bei der Messung im MAGNETOM Concerto open (0,2 Tesla) im Zentrum der B₁-Sendespule wurde ein Kohleschichtwiderstand mit 47 Ohm und eine Leiterschleife U = 1 m verwendet. Die maximale Temperaturerhöhung von 89,1 K wurde bei einem Winkel von 90° erreicht (Abbildung 82). Aus Abbildung 83 wird ersichtlich, dass bei jedem verwendeten Widerstand die maximale Temperatur bei einem Winkel von 90° erzielt wurde.

Die maximale Temperaturerhöhung von 78,5 K wurde im MAGNETOM Sonata (1,5 Tesla) bei einem Winkel von 60° unter Verwendung eines Kohleschichtwiderstandes mit 470 Ohm und einer Leiterschleife U = 0,5 m erreicht (Abbildung 84). Dieses Ergebnis entspricht nicht dem theoretischen Modell, bei dem bei einem Winkel von 90° die maximale Temperaturerhöhung zu erwarten wäre. Ein möglicher Grund für diese Abweichung wird im Diskussionsteil erörtert.

Bei der Messung im MAGNETOM Trio (3 Tesla) im Zentrum der B₁-Sendespule mit einem Kohleschichtwiderstand mit 1000 Ohm und einer Leiterschleife U =

Ergebnisse

0,5 m wurde die maximale Temperaturdifferenz von 36,2 K bei einem Winkel von 90° aufgezeichnet (Abbildung 85).

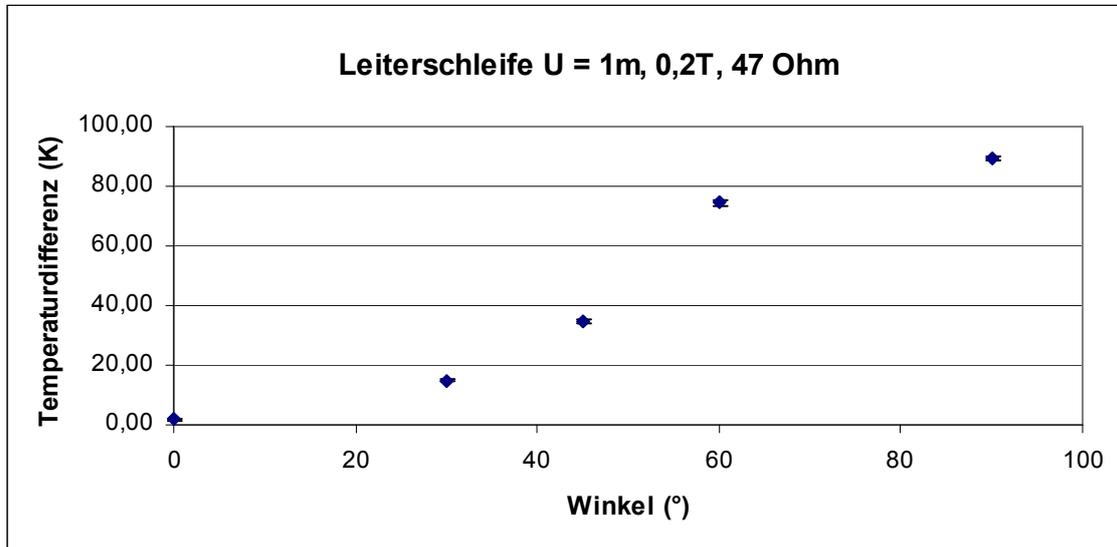


Abbildung 82: Versuch D1

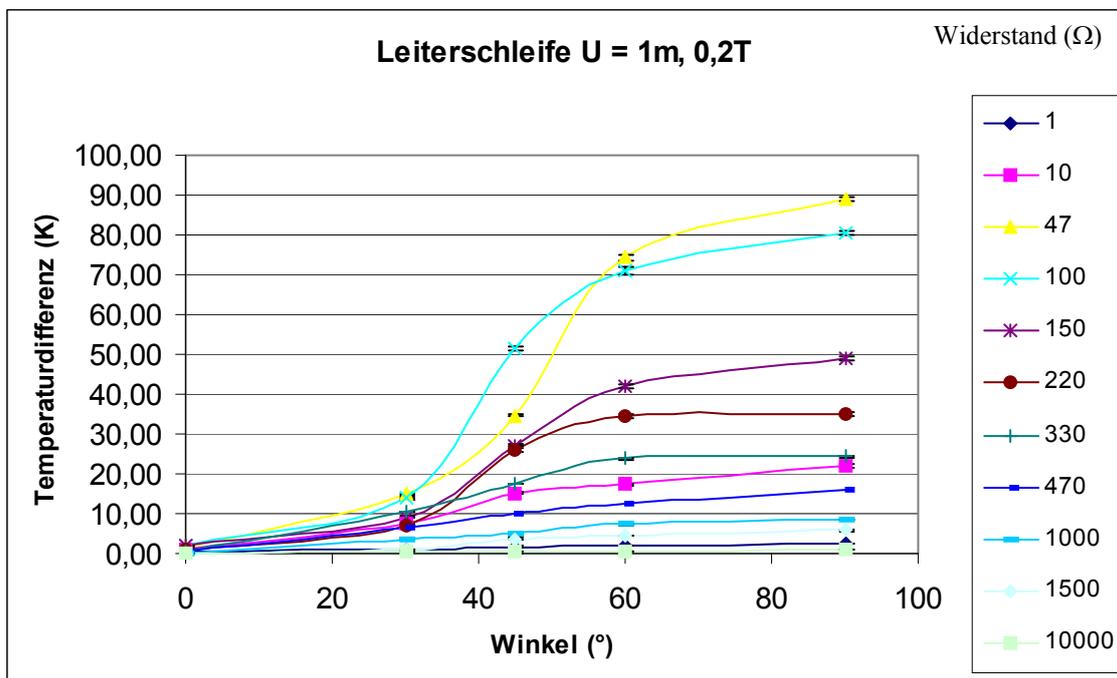


Abbildung 83: Darstellung der Temperaturerhöhung unter Variation der Winkel und Verwendung verschiedener Kohleschichtwiderstände.

Ergebnisse

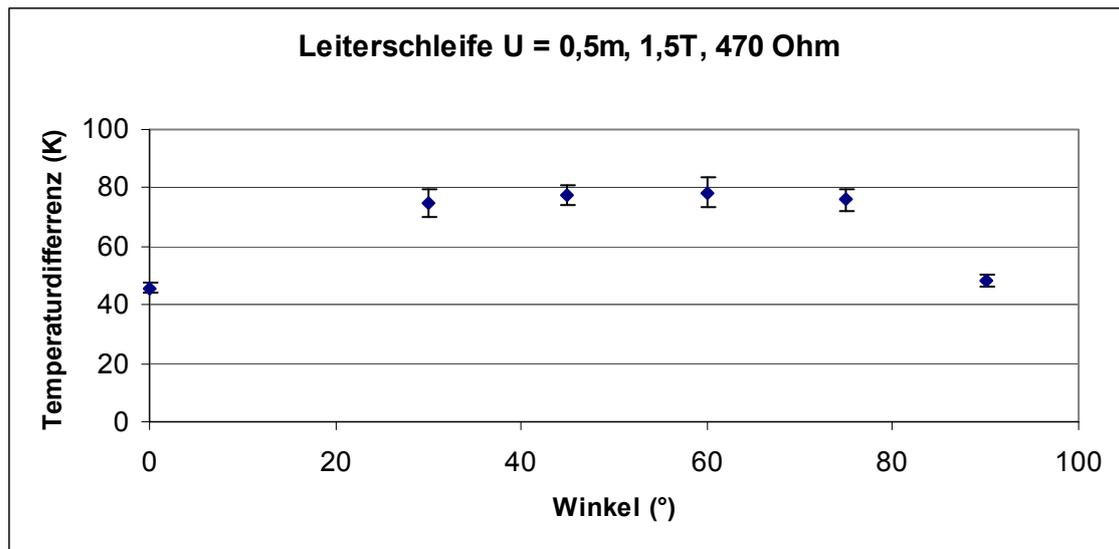


Abbildung 84: Versuch D2

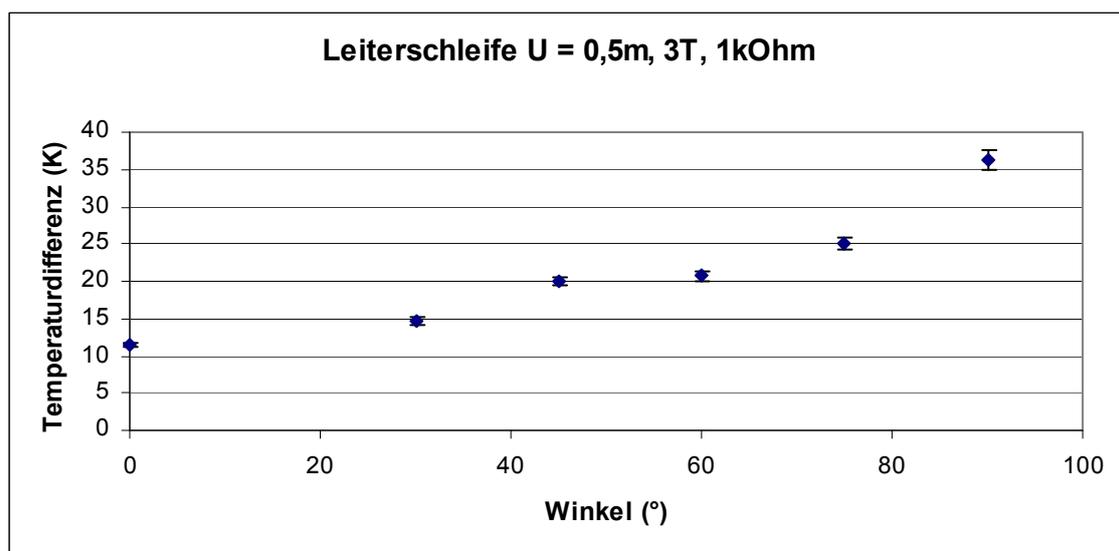


Abbildung 85: Versuch D4

Ergebnisse

Bei den folgenden Experimenten wurde die Leistungsanpassung durch Variation des Winkels außerhalb des Zentrums des B_1 -Feldes durchgeführt.

Im MAGNETOM Sonata (1,5 Tesla) wurde ein maximale Temperaturerhöhung von 37,7 K bei einem Winkel von 90° erreicht (Abbildung 86). Es wurde hierzu ein Kohleschichtwiderstand mit 470 Ohm und eine Leiterschleife $U= 1\text{m}$ verwendet.

Bei der Messung im MAGNETOM Trio (3 Tesla) mit einem Kohleschichtwiderstand mit 10000 Ohm und einer Leiterschleife $U= 0,5\text{m}$ wurde die größte Erwärmung von 51,4 K bei einem Winkel von 90° detektiert (Abbildung 87).

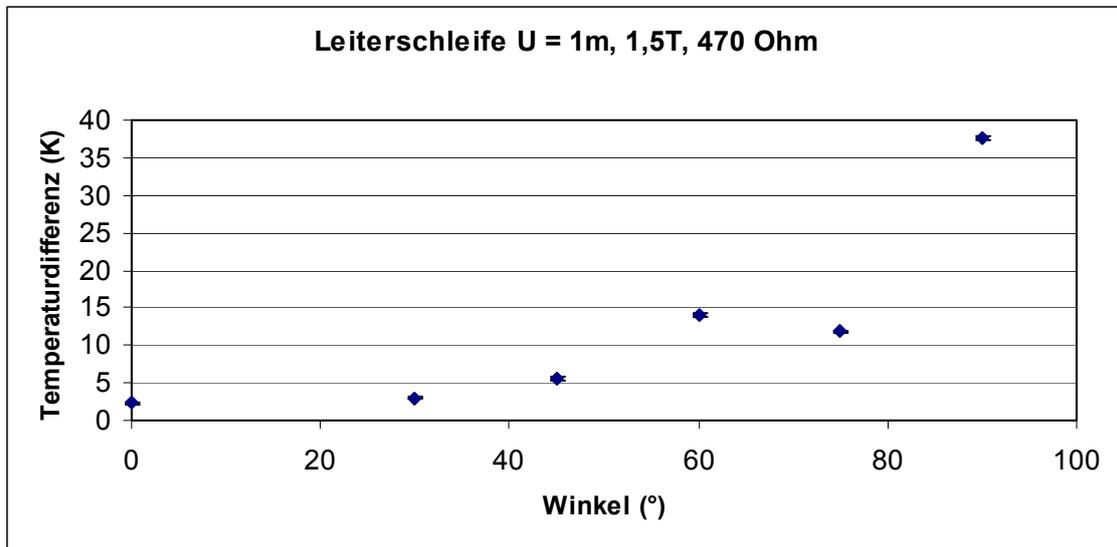


Abbildung 86: Versuch D3

Ergebnisse

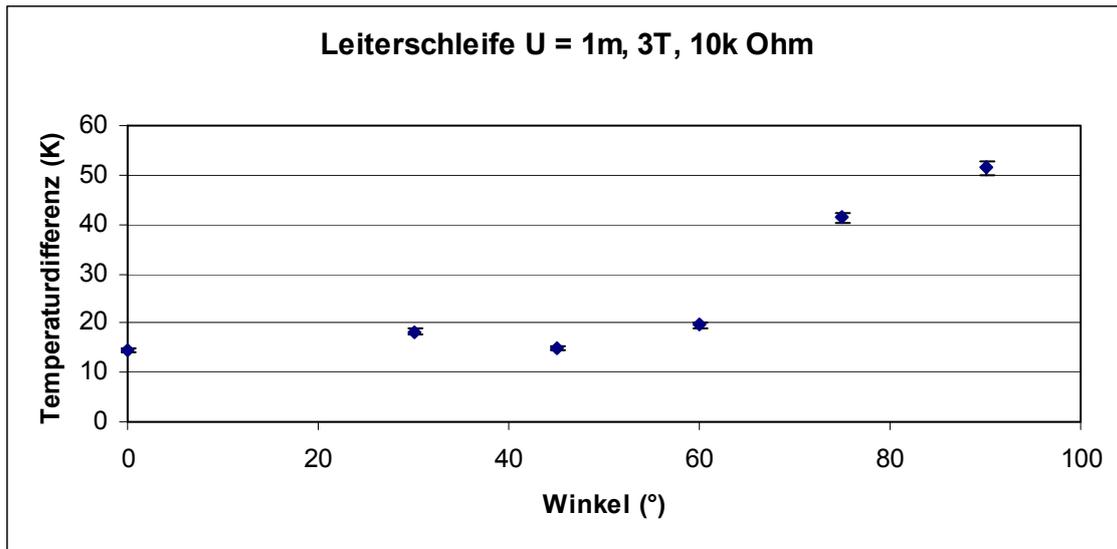


Abbildung 87: Versuch D5

In der folgenden Tabelle sind die Ergebnisse der Leistungsanpassung durch eine Variation des Winkels zusammengefasst.

Versuch	Winkel [°]	max. Temperatur- erhöhung [K]	B_0 -Feld [T]	U [m]	Widerstand [Ohm]
D1	90	89,1	0,2	1	47
D2	60	78,5	1,5	0,5	470
D3	90	37,7	1,5	1	470
D4	90	33,9	3	0,5	1000
D5	90	51,4	3	1	10000

Tabelle 31: Leistungsanpassung durch Variation des Winkels. Jedem Versuch ist der Winkel mit der dazugehörigen Maximaltemperatur zugeordnet.

Betrachtet man den Kurvenverlauf der einzelnen Winkeldiagramme, so lässt sich in ihnen mit Ausnahme des Versuches D2 der erwartete sinusförmige Verlauf erkennen. Am deutlichsten stellt sich die Winkelabhängigkeit in Bezug auf die mögliche Temperaturveränderung in Versuch D1 dar. Bei einem Winkel von 0° beträgt die Temperaturdifferenz 1,74 K, wohingegen bei 90° sich der Widerstand um 89,1 K erhitzt.

3.2.2 Interaktion des B_1 -Feldes mit metallischen Leitern mit Resonanzeigenschaften (Schwingkreis)

In diesem Versuch sollte mittels Feinabstimmung der Sendefrequenz versucht werden, die Resonanzbedingung für einen Schwingkreis bestehend aus einer Drahtspule und einem Kondensator zu erfüllen. Dazu wurde die Frequenz schrittweise manuell verändert. Parallel zu den Pulssequenzen erfolgte die Temperaturmessung der Spule mit der Infrarotkamera. Der Versuch wurde im MAGNETOM Sonata 1,5 T mit einer TSE-Sequenz durchgeführt. Auf der Abbildung 88 ist auf der linken Seite die IR-Aufnahme des Schwingkreises vor dem Start der Sequenz und auf der rechten Seite die IR-Aufnahme des Schwingkreises beim Erreichen der Maximaltemperatur zu sehen.

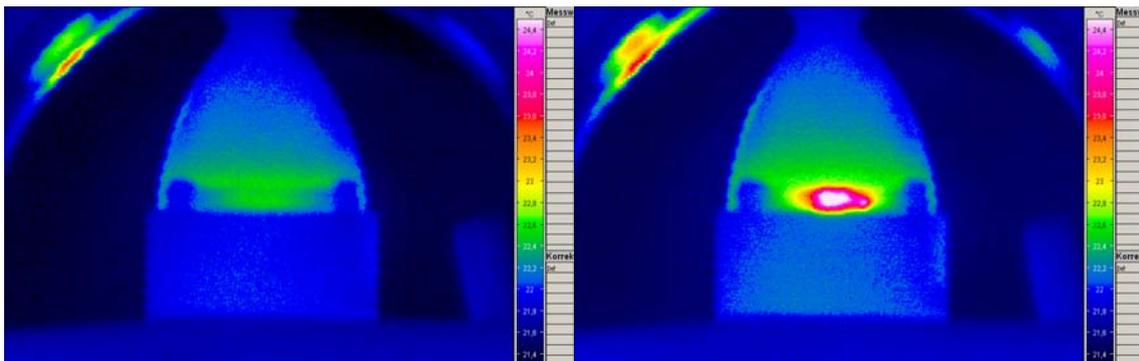


Abbildung 88: Versuch E1

Die maximale Temperaturdifferenz in Höhe von 3,6 K wurde unter Verwendung einer Anregungsfrequenz von 63,75 MHz erreicht. In Abbildung 89 ist die Temperaturdifferenz in Abhängigkeit von der Sendefrequenz grafisch dargestellt. Durch Variation der Sendefrequenz ließ sich bei diesem Versuch nicht die genaue Resonanzfrequenz des Schwingkreises ermitteln, da die Geräteeigenschaften des Tomografen keine weitere Frequenzerhöhung zuließen. Man erkennt jedoch deutlich die Frequenzabhängigkeit der Temperaturerhöhung. So ergibt eine Variation der Sendefrequenz um 0,175 Hz bereits einen Unterschied der Temperaturerhöhung um 2,2 K.

Ergebnisse

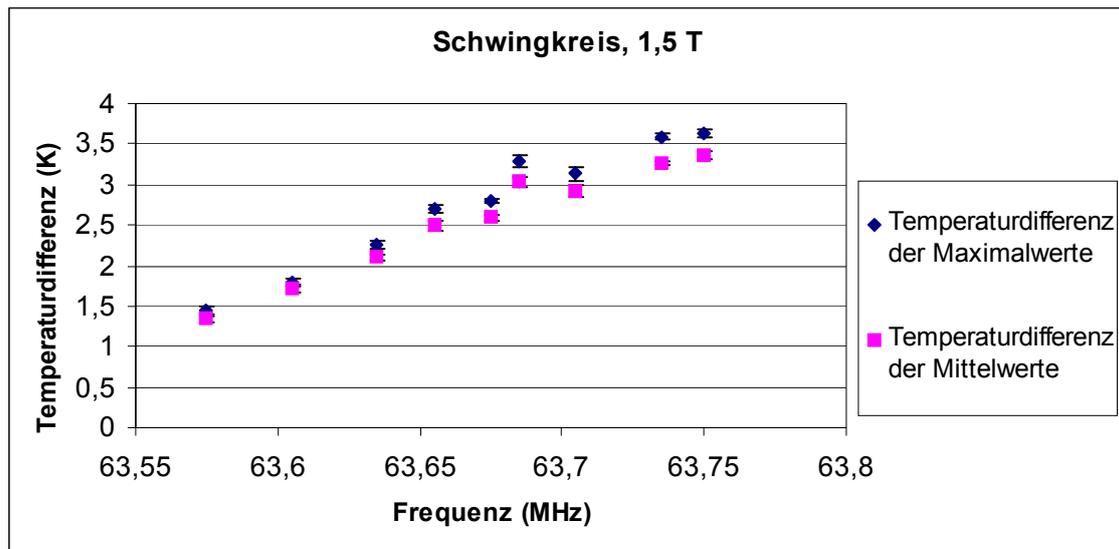


Abbildung 89: Versuch E1

3.2.3 Interaktion des E_1 -Feldes mit metallischen Leitern (Antenneneffekt)

Wie im Material und Methodik Teil bereits beschrieben, wurde bei diesen Experimenten der Einfluss der elektrischen Feldkomponente auf die Erwärmung von geraden Leitern untersucht. Zunächst erfolgte die Messung der Erwärmung eines Leiters mit resonanter Drahtlänge. Dabei wurde zusätzlich der Einfluss des umgebenden Mediums anhand eines Einkammer- und Zweikammermodells gemessen. Es folgte ein Modell einer klinischen Gefäßintervention. Dazu wurde ein langer Führungsdraht mit nichtresonanter Drahtlänge schrittweise in ein Körperphantom eingebracht.

3.2.3.1 Interaktion des E_1 -Feldes mit resonanten metallischen Leitern (Kupferdraht)

Zur Bestimmung der Erwärmung im Resonanzfall wurde ein Kupferdraht mit resonanter Drahtlänge zunächst mit Hilfe des Einkammermodells in einer 0,358% NaCl +0,05% Gd-DTPA-Lösung untersucht. Es folgte die Temperaturmessung im Zweikammermodell, um das Ausmaß der

Ergebnisse

Temperaturerhöhung eines Drahtes in zwei unterschiedlichen Medien zu überprüfen.

Einkammermodell

Bei der Messung im Einkammermodell ließ sich an beiden Drahtenden eine Temperaturzunahme von 0,2 K nachweisen. Außer an den Drahtspitzen war keine Wärmeentwicklung zu beobachten.

In Abbildung 90 ist auf der linken Seite das Thermografiebild vor Start der Sequenz und auf der rechten Seite das Thermografiebild beim Erreichen der Maximaltemperatur dargestellt. Im rechten Bild sind die Messfelder 1 und 2 gekennzeichnet. In Abbildung 91 ist der Temperaturverlauf an den beiden Messfeldern aufgezeichnet.

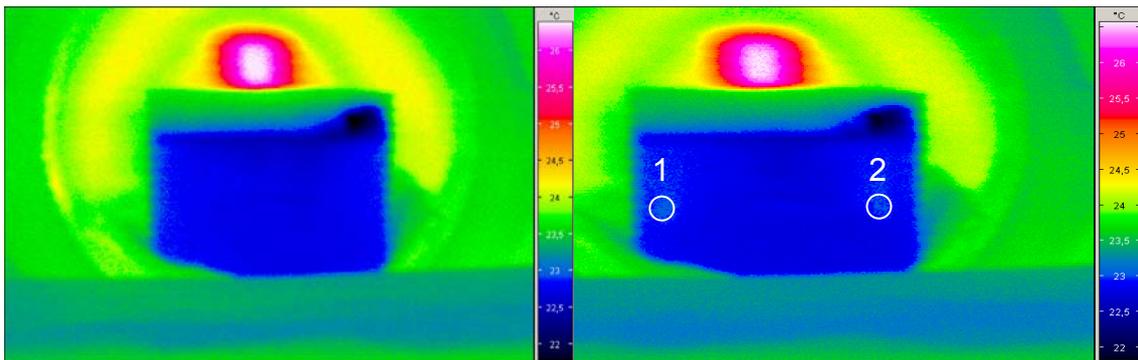


Abbildung 90: Versuch F1

Ergebnisse

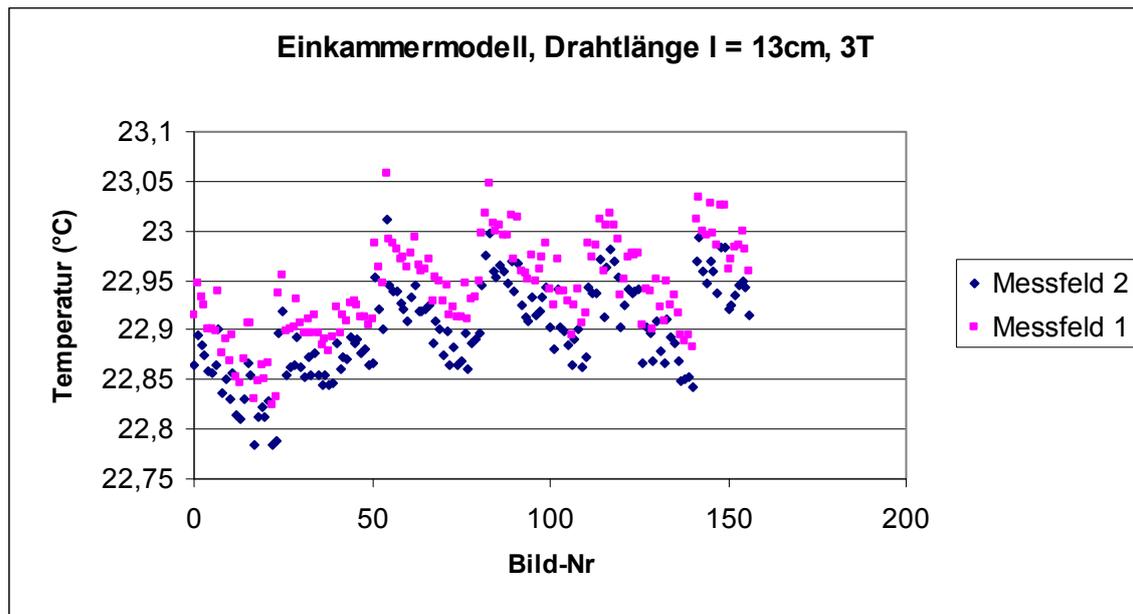


Abbildung 91: Versuch F1

Zweikammermodell

In diesem Versuch wurde der Draht in der Kammer 1 von einer 0,358 % NaCl+ 0,05% Gd-DTPA-Lösung und in der Kammer 2 von destilliertem Wasser zu gleichen Anteilen umgeben. In Abbildung 92 sind die Thermografiebilder vor Start der Sequenz auf der linken Seite und beim Erreichen der Maximaltemperatur auf der rechten Seite dargestellt. Im rechten Bild sind die Messfelder an den Drahtenden gekennzeichnet. Die Auswertung ergab eine Temperaturerhöhung von 0,7 K im Bereich des Messfeldes 1 und eine Erwärmung von 0,1 K im Bereich des Messfeldes 2. In dem Temperatur/Zeit-Diagramm in Abbildung 93 wird deutlich, dass bereits in kurzer Zeit nach Start der Sequenz die Temperaturverläufe der jeweiligen Drahtenden divergieren. Somit erwärmte sich die Drahtspitze, welche von der NaCl-Lösung umgeben war, deutlich stärker als die Drahtspitze umgeben von destilliertem Wasser. An der Übergangsstelle zwischen den beiden Drähten fand keine sichtbare Erwärmung statt.

Ergebnisse

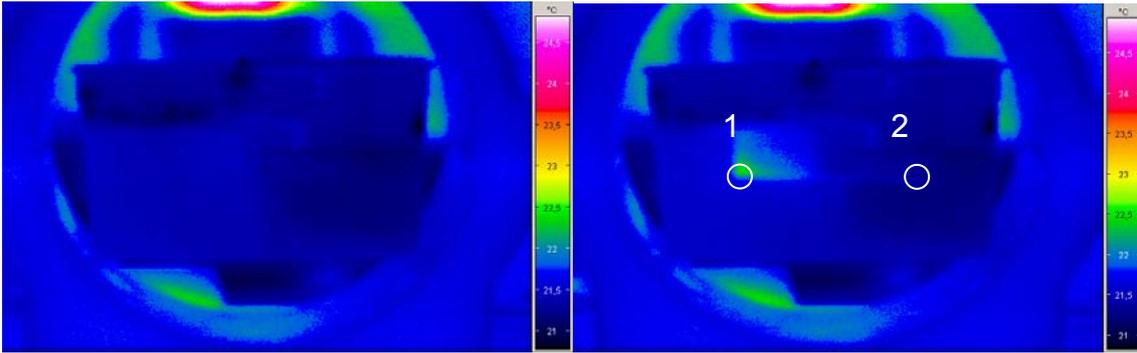


Abbildung 92: Versuch F2

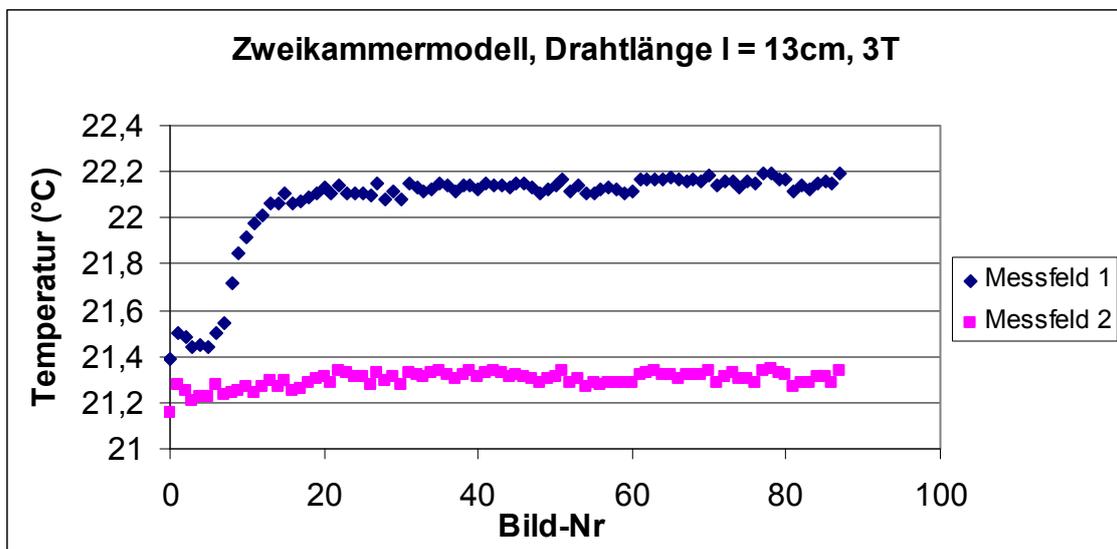


Abbildung 93: Versuch F2

3.2.3.2 Interaktion des E_1 -Feldes mit nichtresonanten metallischen Leitern (Führungsdraht)

In diesem Versuch wurde die Interaktion der E-Feldkomponente mit langen Leitern im in vitro Modell untersucht, das einer klinischen Gefäßintervention nachempfunden wurde. Bei den Thermografiemessungen wurde neben der Betrachtung des gesamten, sich in Luft befindenden Führungsdrahtes besonders die Drahtspitze und die Eintrittsstelle des Drahtes in das Rohrphantom fokussiert.

Ergebnisse

Nach der Messung des Führungsdrahts ohne Phantom erfolgte das schrittweise Einbringen des Drahtes in das Rohrmodell. Sowohl die Messungen im MAGNETOM Concerto (Versuch G1) als auch im MAGNETOM Sonata (Versuch G2) ergaben keine signifikanten Temperaturerhöhungen durch Veränderung der Führungsdrahtlänge weder an den Spitzen des Drahtes noch an der Eintrittsstelle in das Rohrphantom.

Bei Verwendung des MAGNETOM Trio im Versuch G3 variierte die Temperaturdifferenz der Maximalwerte bei einer Mittelung über die gesamte sich außerhalb des Körperphantoms befindenden Drahtlänge zwischen 0,2 K (123 cm) und 0,7 K (95 cm). In Abbildung 94 sind die Temperaturdifferenzen in Abhängigkeit der Drahtlänge außerhalb des Rohrphantoms dargestellt.

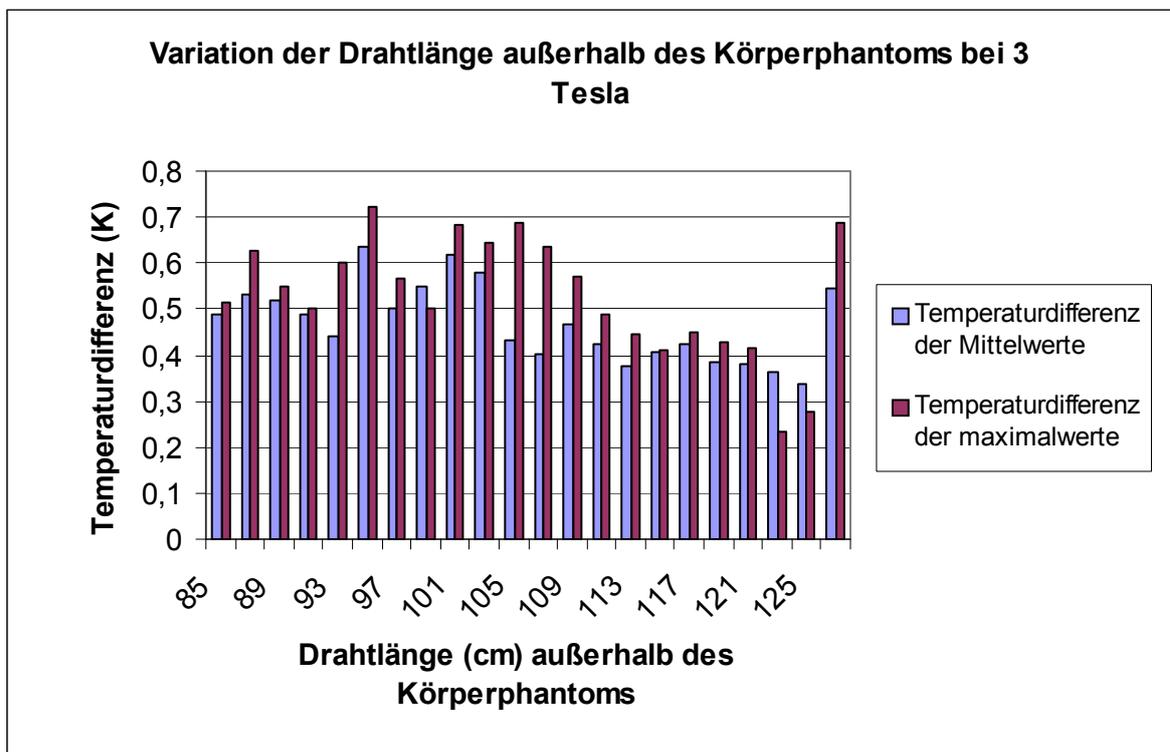


Abbildung 94: Versuch G3

3.2.4 Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes mit komplexen Gegenständen aus dem Bereich der Medizin und des Alltags

In dieser Versuchsreihe kamen Gegenstände aus dem Bereich der Medizin und des Alltags zum Einsatz, die aufgrund ihrer komplexeren Struktur sowohl mit der elektrischen als auch mit der magnetischen Feldkomponente des Hochfrequenzfeldes interagieren können. Die Messungen wurden im MAGNETOM Concerto open und Trio durchgeführt.

Bei den Messungen der verschiedenen medizinischen Instrumente und Implantate (Versuche H1-H18) wurde bei keiner der verwendeten Tomografen eine messbare Temperaturveränderung aufgezeichnet.

Auch bei Untersuchung der Brille, Zahnspange und den drei unterschiedlichen Silberketten (Versuche H19-H21) ergaben die Messungen in den Tomografen keine signifikante Temperaturveränderung.

4. DISKUSSION

Seit der klinischen Einführung der MRT in den 80er Jahren beschäftigt man sich mit möglichen Interaktionen und Gefahren im Bezug auf den menschlichen Organismus und auf eine Vielzahl von möglichen medizinischen Implantaten und Geräten. Dabei stehen die drei Hauptkomponenten des MRT im Mittelpunkt des Interesses. Die Möglichkeit des Einsatzes der MRT auf dem Gebiet der interventionellen Radiologie vergrößert die Wahrscheinlichkeit möglicher Wechselwirkungen mit den verwendeten Instrumenten. Der Wunsch nach einer schnelleren Bildgebung und einer höheren Auflösung führte zur Entwicklung von MR-Tomografen mit zunehmend höheren Feldstärken. Gemäß der Larmorbedingung hat dies eine höhere Sendefrequenz des elektromagnetischen Wechselfeldes zur Folge. Mit einer steigenden Frequenz nimmt die gesendete und im Gewebe absorbierte Energie zu. Die absorbierte Energie steigt nahezu quadratisch mit der Frequenz [127]. Das Verhältnis der Wellenlänge zur Größe des biologischen Gewebes ist ein wichtiger Faktor, der die Energieabsorption während einer Hochfrequenzbestrahlung beeinflusst. Es sind auch Erwärmungen in der Tiefe und inhomogene Verteilungsmuster möglich [134]. Bei der applizierten Hochfrequenzstrahlung stehen hauptsächlich thermische Wirkungen im Vordergrund. Sie stellen die größte Gefahrenquelle der MRT dar.

Die Aufgabe dieser Arbeit war es, die verschiedenen Interaktionswege, die zur Erwärmung durch die elektromagnetische Hochfrequenzstrahlung während der Magnetresonanztomografie führen, zu untersuchen.

Um systematisch an dieses Problem heranzugehen, wurde bei dieser Arbeit zwischen einer direkten und indirekten Gewebeerwärmung unterschieden. Die direkte Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes wurde zunächst an verschiedenen Flüssigkeiten und schließlich an einer Probandenstudie untersucht. Zur genaueren Betrachtungsweise der indirekten Erwärmung des Gewebes durch metallische Leiter wurden die beiden Komponenten des Hochfrequenzfeldes, das elektrische E-Feld und das

magnetische B-Feld, getrennt voneinander betrachtet. Hierzu dienten spezifische Antennen zur Einkopplung in die entsprechenden Felder. Es folgte die Betrachtung komplexer Gegenstände aus dem Bereich der Medizin und des Alltags.

Im Folgenden werden die einzelnen Versuche genauer erörtert und mit bisherigen Studien verglichen.

4.1 Direkte Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes

Seit ca. drei Jahrzehnten werden dosimetrische Messungen durchgeführt, die die Energieabsorption elektromagnetischer Hochfrequenzstrahlung im Gewebe untersuchen [57, 72, 134, 137, 146, 150, 165, 171]. Von medizinischem Interesse ist dabei die mögliche Erwärmung von Patienten. Man kann zwischen einer Gewebeschädigung bedingt durch eine lokale Temperaturerhöhung und der thermischen Belastung des gesamten Organismus unterscheiden.

4.1.1 Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes mit verschiedenen Flüssigkeiten

In dieser Versuchsreihe wurde die direkte Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes mit Gewebe anhand eines Phantommodells untersucht. Dazu wurde das thermische Verhalten unterschiedlicher Flüssigkeiten in drei verschiedenen MRT-Systemen gemessen.

In allen Versuchen erwärmte sich die gesättigte NaCl+Gd-Lösung, gefolgt von der frequenzadaptierten NaCl-Lösung am stärksten und am schnellsten. Sowohl bei der Gd-Lösung als auch beim Pflanzenöl wurden keine oder nur sehr geringe Temperaturerhöhungen nach einer Messzeit von 10 Minuten gemessen. Ein Vergleich zwischen den verwendeten Magnetfeldstärken erbrachte, dass bei allen Versuchen die größten Temperaturveränderungen bei 1,5 T, die kleinsten bei 0,2 T erreicht wurden.

Diskussion

Es folgt ein Vergleich der theoretischen mit der experimentell bestimmten Temperaturveränderung. Man geht davon aus, dass der Temperaturanstieg ohne Wärmeabgabe mit dem SAR-Wert durch folgende Beziehung in Verbindung steht [8, 168]:

$$dT / dt = SAR / C \quad (\text{Gl. 27})$$

mit dT = Temperaturdifferenz [K], dt = Expositionsdauer [sec], C = spezifische Wärmekapazität [J/kg K]

Lässt man alle Wärmeabgabemechanismen außer Acht, so würde sich 1l Wasser mit einer spezifischen Wärmekapazität von 4187 J/kgK bei einer Bestrahlung mit einem SAR-Wert von 12 W/kg in 10 Minuten um 1,72 K erwärmen. Im Experiment wurde die größte Temperaturerhöhung mit 1,2 K nach 10 Minuten im MAGNETOM Sonata gemessen. Der SAR-Wert bei den Experimenten im MAGNETOM Sonata und Trio betrug ebenfalls 12 W/kg. Die Abweichung vom theoretischen Wert ist vermutlich auf Konvektion, Konduktion und Wärmestrahlung zurückzuführen. Bei der kontinuierlichen Temperaturmessung der Flaschenbodenoberfläche mittels Infrarotthermografie war eine ausreichende Wärmeisolierung nur bedingt möglich.

Öl besitzt eine niedrigere spezifische Wärmekapazität mit $C = 2000$ J/kgK und müsste sich normalerweise bei einer Zufuhr der gleichen Energiemenge schneller erwärmen. Allerdings ist auch die Wärmeabgabe beschleunigt.

Mit dem Experiment konnte gezeigt werden, dass die Temperaturerhöhung nicht nur von der spezifischen Wärmekapazität abhängig ist, sondern auch die elektrische Leitfähigkeit des Mediums berücksichtigt werden muss.

In der Literatur finden sich ebenfalls einige in vitro Untersuchungen zur Erwärmung von Gewebe während der MRT. Hierbei kamen

Diskussion

Computersimulationen, Temperaturmessungen an Phantomen und MR Thermal Imaging zum Einsatz [32, 57, 59, 60, 171].

Neben dem Grad der Erwärmung wurde insbesondere auch nach deren Lokalisation gesucht.

Anhand von Phantomuntersuchungen wurde gezeigt, dass Hochfrequenzfelder in inhomogenen Objekten zu fokalen Erwärmungen, sog Hot Spots, führen können [37]. Die Autoren führten Temperaturmessungen an einem homogenen und an einem inhomogenen Phantom durch. Beide waren mit einem Kochsalz-Agar-Gemisch gefüllt. An der inhomogenen Stelle erwärmte sich das eine Phantom fünfmal mehr als das homogene Modell.

Mehrere numerische Studien kamen zu dem Ergebnis, dass bei höheren Frequenzen der Temperaturanstieg im Innern eines Körpers größer ausfällt. Im Gegensatz dazu findet sich eine vermehrte Oberflächenerwärmung bei niedrigeren Frequenzen unter Verwendung einer Kopfspule [33, 50, 66, 75].

Kangarlu et al. [83] simulierten mit einem Kopfphantom aus Truthahnfleisch die Erwärmung in einem 8 T Scanner bei SAR Werten bis 4 W/kg. Es fand sich eine maximale Temperaturerhöhung bis 0,7°C. Des Weiteren wurde ein inhomogenes Verteilungsmuster mit einer stärkeren Erwärmung im Inneren des Phantoms im Vergleich zu äußeren Messpunkten beobachtet.

Harvey et al. [60] untersuchten die räumliche SAR Verteilung und Erwärmung in einem Kopfmodell aus einem Kochsalz-Gelatine-Gemisch bei 3 T mit drei unterschiedlichen Methoden. Die Autoren verwendeten dazu fiberoptische Temperaturmessungen, MR Thermal Imaging und eine Rechensimulation. Als übereinstimmendes Ergebnis fand sich eine oberflächennahe Erwärmung.

Kangarlu et al. [80] zeigten eine Abhängigkeit der Erwärmung eines Kopfphantoms von verschiedenen Bauweisen der Sendespule.

Die Studien verdeutlichen, dass die biophysikalischen Wechselwirkungen elektromagnetischer Felder von vielen Faktoren abhängig sind und dass Nebenwirkungen auch durch eine strenge Beachtung von Richt- und Grenzwerten nicht gänzlich ausgeschlossen werden können.

4.1.2 Interaktion des Hochfrequenzfeldes mit dem menschlichen Organismus (Probandenstudie)

In der Literatur gibt es einige Beispiele, die die Erwärmung durch das elektromagnetische Hochfrequenzfeld während der MRT in vivo beschreiben. Dabei wurden zumeist Tomografen mit einer Feldstärke von 1,5 T verwendet. Aufgrund des Wunschs nach einer schnelleren Bildgebung und einer besseren Bildqualität kommen in manchen Anwendungsbereichen zunehmend Hochfeldtomografen zum Einsatz. Wie bereits zuvor beschrieben, nimmt bei einer größeren Magnetfeldstärke die Frequenz des anregenden Hochfrequenzfeldes zu und die entsprechende Wellenlänge ab. Bei 3 T entspricht die Wellenlänge des HF Feldes im Medium Wasser ungefähr dem Querschnitt des Rumpfes des menschlichen Körpers. Dies kann zu Resonanzeffekten und Feldinhomogenitäten mit hohen Energieabsorptionen führen. Abgesehen davon ist bei Hochfeldtomografen die Sendeleistung stärker. Im Vergleich zu 1,5 T Geräten ist bei einer Feldstärke von 3 T mit einer nahezu vierfachen Energieabsorption im Gewebe zu rechnen. Die SAR Grenzwerte können schneller erreicht werden. Die damit verbundene Wärmeentstehung kann zu lokalen Gewebeschädigungen und zur Beeinflussung der Thermoregulation führen.

In dieser Versuchsreihe wurde zum ersten Mal der Einfluss des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes bei einer Magnetfeldstärke von 3 T auf Probanden in Bezug auf Erwärmungen der Körperoberfläche, Veränderungen der Thermoregulation und subjektiven Empfinden untersucht.

Die verwendete Turbo-Spinecho-Sequenz besaß eine mittlere Ganzkörper SAR von $2,68 \pm 0,44$ W/kg, die Gradientenecho Sequenz eine mittlere Ganzkörper SAR von $1,6 \pm 0,14$ W/kg. Zur Untersuchung des Beckens wurde der body transmitter verwendet.

Als Ergebnis ließ sich bei der fiberoptischen Temperaturmessung an einem Messpunkt eine gemittelte maximale Temperaturdifferenz von 1,7 K beobachten. Am Verlauf der kontinuierlichen Messkurven bei der fiberoptischen Temperaturmessung ist deutlich die steilere Erwärmung bei den

Diskussion

Anregungssequenzen und insbesondere bei der TSE-Sequenz zu sehen. Der leichte Temperaturanstieg während der Equilibriersphase und Placebosequenzen ist vermutlich auf einen Wärmestau unter den Body Array-Aufnahmespulen zurückzuführen. Bei der Infrarotthermografie fand sich eine gemittelte maximale Temperaturdifferenz von 0,98 K. Bei beiden Messverfahren fand sich bei den Anregungssequenzen eine deutliche Zunahme der Hauttemperatur. Der Vorteil der Infrarotthermografie liegt darin, dass die Messpunkte nicht zuvor gewählt werden müssen. So kam es bei den fiberoptischen Messungen zu Temperaturabweichungen an den einzelnen Messpunkten bis zu 2,1 K. Der Vorteil der fiberoptischen Temperaturmessung liegt in der kontinuierlichen Messmöglichkeit während den Sequenzen. Eine signifikante Veränderung von Blutdruck und Herzfrequenz als Ausdruck einer thermischen Belastung des Organismus ließ sich nicht feststellen. Bei der Auswertung des Fragebogens verspürten 5 von 6 Probanden eine starke Erwärmung bei der Anregungssequenz. Alle Probanden verspürten bei der Anregungssequenz eine leichte bis ausgeprägte lokale und Ganzkörpererwärmung. Keiner der Probanden gab ein Schmerzempfinden oder ausgeprägtes Unbehagen an.

Als Schlussfolgerung lässt sich feststellen, dass sich unter den hier verwendeten Parametern bei der Verwendung eines 3 T Scanners im oberen Bereich des first level mode bei gesunden Probanden kein signifikantes Risiko durch eine thermische Belastung hervorgeht. Aufgrund der Tatsache, dass die Energieabsorption der Hochfrequenzstrahlung von einer Vielzahl von Variablen abhängig ist, wie zum Beispiel der Wellenlänge, der Patientengröße, den anatomischen Eigenschaften, den Gewebeeigenschaften, der Position des Patienten im Scanner, dem Vorhandensein von Feldinhomogenitäten, der Art der Anregungssequenz, dem Spulendesign, der Bauart des Scanners und sogar der verwendeten Software, kann man nicht mit absoluter Sicherheit eine stärkere Erwärmung bei der Verwendung anderer Parameter ausschließen.

Aus der Annahme heraus, dass bei 3 Tesla die größten Temperaturanstiege an der Körperoberfläche zu erwarten sind, wurden nur Messungen der

Diskussion

Hauttemperatur durchgeführt. Als zusätzlicher Parameter zur Erfassung der Wärmebelastung der Probanden ist die Messung der Körperkerntemperatur sicherlich sinnvoll.

In der Literatur sind einige Studien zur Interaktion des Hochfrequenzfeldes mit dem lebenden Organismus zu finden.

So wurden zum einen Tierexperimente durchgeführt. Hierbei ergeben sich Möglichkeiten zur invasiven Temperaturmessungen im Gewebe. Allerdings sind die Ergebnisse aufgrund des unterschiedlichen Versuchsaufbaus und der unterschiedlichen Eigenschaften des jeweiligen Organismus nur bedingt auf die Anwendung beim Menschen übertragbar.

Barber et al. [8] überprüften ein worst case Szenario im Hinblick auf thermische Effekten anhand von zwölf anästhesierten Schafen. Diese wurden bei einer Ganzkörper- und Kopf- Hochfrequenzbestrahlung unterschiedlichen SAR Werten zwischen 1,5 und 4 W/kg ausgesetzt. Es erfolgten Temperaturmessungen an der Kornea, Glaskörper, Kopfhaut und Unterhaut, V. jugularis und rectal. Die Autoren fanden Erhöhungen der Körperkerntemperatur um 2,0°C bei einer Bestrahlung mit 4 W/kg über 82 Minuten und eine durchschnittliche Erwärmung der Unterhaut von $6 \pm 1,2^\circ\text{C}$ bei einer SAR von 4 W/kg. Ein steady state der Erwärmung wurde nach ca. 20 min erreicht.

Eine Studie von Shuman et al. [162] untersuchte sowohl die Oberflächenerwärmung als auch Temperaturveränderungen im Innern des Körpers anhand eines Tiermodells mit fünf anästhesierten Hunden bei 1,5 T. Die Autoren fanden eine maximale Temperaturerhöhung in der Harnblase von 4,6°C. Generell ließen sich in allen Messregionen Temperaturerhöhungen um einige Grad feststellen. Der Temperaturanstieg stieg während der Hochfrequenzbestrahlung relativ linear mit der Zeit an. Die Erwärmung im Inneren des Körpers war leicht höher als im subkutanen Gewebe.

Diskussion

Neben Tierexperimenten wurden ebenfalls einige Untersuchungen sowohl an gesunden Probanden als auch an Patienten durchgeführt.

In einer Studie von van den Bergh et al. [13] wurden an fünf Probanden Hauttemperaturen am Knie bei der Verwendung einer Oberflächen Spule und einer Protonen Decoupling Sequenz untersucht. Die Autoren verwendeten dazu drei verschieden große lokale SAR Werte von 6,5, 12 und 22 W/kg. Es fanden sich Temperaturveränderungen bis 38,3°C. Die Arbeitsgruppe stellte einen eindeutigen Zusammenhang zwischen SAR, Anstiegssteilheit und Endtemperatur fest. Aufgrund der Tatsache, dass auch bei lokalen SAR Werten, die den empfohlenen Grenzwert von 12W/kg übersteigen, der an Extremitäten empfohlene Grenzwert von 40°C nicht erreicht wird, sehen die Forscher als Hinweis, dass die Empfehlungen bei gesunden Menschen für derartige Untersuchungen zu konservativ sein könnten. Vorsicht sei trotzdem geboten, da ein gegebener SAR Wert sich je nach Gewebe, Blutfluss und gerade bei einer eingeschränkten Thermoregulationsfähigkeit zu einem unterschiedlichen Temperaturanstieg im Körper führen könne. Im Unterschied zu den in dieser Dissertation vorgestellten Experimenten gaben die Probanden trotz des relativ hohen Temperaturanstiegs keinerlei subjektives Wärmeempfinden an. Ein Nachteil der Studie ist das Fehlen einer verblindeten Kontrollsequenz.

Shellock et al. [147] fanden bei sechs Probanden keine signifikanten Unterschiede in der durchschnittlichen Körperkerntemperatur während eines 30 min MR Protokolls mit einer SAR bis 4 W/kg. An Bauchhaut, Brust, Ober- und Unterarm zeichneten die Autoren signifikante Temperaturerhöhungen auf. Die Veränderungen wurden von den Forschern als physiologisch unbedeutend und leicht tolerabel eingestuft.

Um die thermoregulatorische Antwort des Organismus auf Hochfrequenzbestrahlung während einer MRT des Kopfes bei 1,5 T zu untersuchen, führten Shellock et al. [149] eine Studie an 15 Patienten durch.

Diskussion

Die verwendeten über den Kopf gemittelten SAR Werte lagen zwischen 0,83 und 1,2 W/kg. Es wurde die Körperkerntemperatur mittels sublingualen Messungen, Hauttemperaturen mittels Infrarotthermometer und der Hautblutfluss mittels Laser-Doppler bestimmt. Die Ergebnisse zeigten vor allem eine Erwärmung der Haut. Gemäß den Autoren gab es keine Anzeichen für eine generelle Vasodilatation aufgrund einer direkten Erwärmung des Hypothalamus.

Morvan et al. [104] fanden Temperaturerhöhungen bis $4,9 \pm 1,9^{\circ}\text{C}$ bei einer Protonen Decoupling Sequenz bei 1,5 T mit einer Oberflächen Spule bei der Messung in der Wade eines Probanden. Diese Erwärmung sei jedoch gemäß der Autoren tolerabel für periphere Muskeln, da die basale Muskeltemperatur normalerweise einige Grad unterhalb der Körperkerntemperatur liege und der Muskel eine gewisse Wärmeresistenz aufweist.

Shellock et al. [151] untersuchten die physiologischen Antwortendes Organismus auf eine Ganzkörper MRT Untersuchung mit einer Ganzkörper SAR von 6 W/kg. Es wurden dabei an sechs Probanden die Körperkerntemperatur, Hauttemperaturen an sieben verschiedene Lokalisationen, Herzfrequenz, Blutdruck, Sauerstoffsättigung und der Blutfluss an der Haut vor während und nach der MR Bildgebung bei 1,5 T gemessen. Die Autoren fanden signifikante Erhöhungen der Körperkerntemperatur, der Hauttemperatur an Brust, Abdomen, Oberarm, Hand und Wade, sowie ein Anstieg der Herzfrequenz als auch des Hautblutflusses. Die Probanden erlitten dadurch keinen offensichtlichen Schaden. Sie zeigten eine sichtbare Schweißbildung jedoch keine sichtbaren Hautrötungen oder andere Zeichen einer stark erhöhten Gewebetemperatur. Die Autoren folgerten dass die gemessenen Temperaturen keine nachteiligen Konsequenzen hätten.

Die gemessenen Hauttemperaturerhöhungen seien ebenfalls nicht bedenklich, da zum Beispiel durch die circadiane Rhythmik oder äußere Reize Temperaturveränderung an der Haut je nach anatomischer Größe zwischen 5° und 10°C hervorgerufen werden können.

Diskussion

Auch die Erhöhung der Herzfrequenz wurde als unbedenklich für die Probanden eingestuft. Die Autoren schlussfolgerten, dass die Temperaturüberwachung wichtiger sei als die SAR Überwachung, weil diese direkte Informationen über das Risiko eines Gewebeschadens enthalte. Eine gegebene SAR könne in verschiedenen Geweben und Patienten verschiedene Temperaturen hervorrufen. Shellock et al. empfehlen deshalb real-time Temperaturmessungen bei der Verwendung von hochenergetischen Sequenzen.

Shellock und Crues führten [138] eine Studie an 50 Probanden durch, bei denen Temperaturveränderungen, Puls und Blutdruck unter klinischer MR Bildgebung bei 1,5 T gemessen wurden. Der Ganzkörper SAR lag zwischen 0,42 bis 1,2 W/kg. Dabei ergab sich keine signifikante Veränderung des Pulses und des Blutdrucks. Die Messung der sublingualen Temperatur ergab eine durchschnittliche Erhöhung um 0,2°C, wobei keine Korrelation zwischen der Temperatur und der Ganzkörper SAR bestand. Die Hauttemperaturen wurden mit einem Infrarotthermometer gemessen. Signifikante Erwärmungen fanden sich an der Hand und an der Oberfläche der abzubildenden Körperregion mit durchschnittlich 0,7°C bzw. 1,2°C. Die höchste Temperaturerhöhung war 3,5°C. Die Forscher fanden eine mäßige Korrelation zwischen der Erhöhung der Hauttemperatur und der Ganzkörper SAR. Gemäß dem Ergebnis, dass lediglich die Hauttemperatur mit der Ganzkörper SAR in Korrelation stehe, ließ die Autoren schlussfolgern, dass die durch ohmsche Verluste hervorgerufene Wärme vor allem an der Oberfläche und nicht im Innern des Körpers entstünde. Deshalb sei für kommende Studien die Messung der Oberflächentemperatur von vorrangiger Bedeutung.

Kido et al. [86] untersuchten die Veränderung der axillären Temperatur, Blutdruck, Herz- und Atemfrequenz bei 27 gesunden Freiwilligen während einer MRT Untersuchung bei 1,5 T. Es wurden SAR Werte von 0,2 W/kg und 0,8 W/kg verwendet. 14 der Patienten erhielten eine Untersuchung der Lendenwirbelsäule. Dabei wurden Temperaturerhöhungen von $0,2 \pm 0,1^\circ\text{C}$ bei

Diskussion

0,2 W/kg und $0,5 \pm 0,1^\circ\text{C}$ bei 0,8 W/kg gemessen. Bei 0,8 W/kg fand sich ebenso eine leichte Erhöhung der Herzfrequenz um $3 \pm 1,3$ Schläge/min. Eine Veränderung des Blutdrucks und der Atemfrequenz wurde nicht beobachtet. Bei den 13 Patienten, die einen Kopfscan erhielten, fanden sich keine signifikanten Temperatur- oder Herzkreislaufveränderungen.

Shellock et al. [149] untersuchten Körperkern- und Hauttemperaturen an 25 Patienten vor und nach einer MRT Untersuchung bei 1,5 T und einer Ganzkörper SAR zwischen 0,5 und 1,3 W/kg. Dabei kamen sowohl Infrarotthermometer als auch bei drei Patienten ein Infrarotthermografiesystem zum Einsatz. Die Autoren fanden leichte aber signifikante Erhöhungen der Körperkerntemperatur von $36,5 \pm 0,4^\circ\text{C}$ auf $36,7 \pm 0,4^\circ\text{C}$. Die Haut in der Isocenter-Position erwärmte sich von $32,1 \pm 0,6^\circ\text{C}$ auf $32,9 \pm 0,5^\circ\text{C}$. In der Thermografie fanden sich keine Hinweise für ausgeprägte Erwärmungen oder Hot Spots.

Zusammenfassend lässt sich für die bisher durchgeführten Studien sagen, dass bei allen Untersuchungen eine signifikante Temperaturerhöhung beobachtet werden konnte. Die Lokalisation und die Höhe des jeweiligen Anstiegs ist jedoch von einer Vielzahl von Parametern abhängig und lässt sich nur bedingt im Voraus abschätzen. Bisher ist bei Einhaltung der Grenzwerte nicht von einer Gefährdung durch thermische Belastung für den menschlichen Organismus auszugehen.

4.2 Indirekte Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes

4.2.1 Interaktion des B_1 -Feldes mit metallischen Leitern ohne Resonanzeigenschaften (Leiterschleife)

Die Wechselwirkung metallischer Leiter mit dem B_1 -Feld wurde mit einer Leiterschleife aus Kupferdraht untersucht. Mit Hilfe einer Leistungsanpassung über eine Widerstands- und Winkelvariation wurde versucht, die maximale Leistung aus dem einstrahlenden System zu entnehmen.

Es wurde gezeigt, dass die resultierenden Temperaturerhöhungen eine starke Abhängigkeit von der Größe des Lastwiderstandes, der Orientierung zum B_1 -Feld und der Position der verwendeten Leiterschleife besaßen. So konnten erhebliche Temperaturerhöhungen des Leiters bis zu 89,1 K nachgewiesen werden.

Mit dieser Versuchsreihe ließ sich demonstrieren, dass es entgegen anderen Forschungsergebnissen [39] sehr wohl möglich ist, allein durch Induktion und ohne Ausbildung eines resonanten Schwingkreises ausreichend Wärme zu erzeugen, um einen thermischen Schaden anzurichten.

Bei der Leistungsanpassung durch Variation des Kohleschichtwiderstandes decken sich die berechneten Werte nur näherungsweise mit den experimentellen Werten. Es lassen sich gewisse Abweichungen erkennen. Setzt man eine korrekte Berechnung voraus, können dafür mehrere Gründe verantwortlich sein. Die Trafoeigenschaften der Spule kommen als mögliche Ursache in Frage. Die Sendespule kann als Primärspule und die Leiterschleife als Sekundärspule betrachtet werden. Die berechneten Werte des idealen Lastwiderstandes sind kleiner, da die Primärwicklung also der Scheinwiderstand der Primärspule nicht mit einberechnet werden kann.

Bei zunehmender Sendefrequenz wird die Abweichung zwischen berechneten und gemessenen Werten größer. Hierfür könnte der so genannte Laufzeiteffekt

Diskussion

verantwortlich sein. Bedingt durch die endliche Geschwindigkeit der Übertragung von Radiowellen durch den Raum wird in einem Leiter in näheren Teilen früher eine Spannung induziert als in weiter entfernten. Es kann im Leiter zu Überlagerungseffekten kommen [65].

Prüft man die Ergebnisse der Leistungsanpassung durch die Variation des Winkels, lässt sich schlussfolgern, dass bis auf den Versuch D2 der erwartete Verlauf eingetreten ist. Mit dem Winkel verändert sich die effektive vom Leiter umschlossene Fläche und damit die induzierte Spannung. Bei einem Winkel von 90° zwischen der Flächenorthogonalen der Leiterschleife und dem B_0 -Feld findet die maximale Temperaturerhöhung statt. Die Abweichung des Winkels der maximalen Temperaturerhöhung von 90° bei Versuch D2 kommt möglicherweise durch die Positionierung der Leiterschleife im Nahfeldbereich der Hochfrequenzstrahlung zustande, dessen Wellengeometrie nicht mit der des Fernfeldes zu vergleichen ist. Sie werden für gewöhnlich in diesem Bereich nicht als Wellen charakterisiert. Erst im Fernfeld gelten die idealen Wellenbedingungen, die als Grundlage für die Berechnungen dienen.

Um den Einfluss der verwendeten Tomografen auf die absolute Temperaturerhöhung zu vergleichen, müsste man als Vergleichswert die genaue Sendeleistung zur Verfügung haben. Die Sequenzparameter wurden im Rahmen der Geräteeigenschaften jeweils so gewählt, um eine möglichst große Sendeleistung zu erhalten. Die durch die Software angegebenen SAR Werte lassen sich jedoch nur eingeschränkt verwerten. Diese Werte beziehen sich auf den Menschen als Messobjekt. Außerdem erfolgte die Leistungsanpassung der Leiterschleife im MAGNETOM Sonata nicht unter maximaler Sendeleistung, da das Experiment sonst nicht durchführbar gewesen wäre. Bei einem Turbofaktor von 21 erhitzen sich die Kohleschichtwiderstände so stark, dass sie durchschmorten. Dabei wurden Temperaturen $> 130^\circ\text{C}$ an einem Kohleschichtwiderstand gemessen. Es lassen sich also keine genauen Angaben darüber machen, wie groß die maximal erreichbare Temperatur bei einem idealen Winkel und Widerstand bei 1,5 T gewesen wäre.

Diskussion

Bei einer Studie von Tabbert [168] über die Erwärmung von Elektrodenspitzen im MRT wurde ebenfalls in einem 1,5 T Tomografen im Vergleich zu 0,2 T und 3 T Scannern eine maximale Temperaturerhöhung gemessen.

Eine Studie von Dempsey et al. [39] versuchte systematisch die verschiedenen Ursachen, die für Verbrennungen bei der Magnetresonanztomographie verantwortlich sein könnten, zu überprüfen. Als ursächliche Faktoren wurde sowohl die Induktion durch das B_1 -Feld im Resonanzfall und Nichtresonanzfall als auch der Antenneneffekt untersucht.

Zur Untersuchung der Erwärmung durch elektromagnetische Induktion wurden Kupferdrähte unterschiedlicher Länge an beiden Enden zu einem Drahting zusammengelötet und in verschiedenen Orientierungen zum B_1 -Feld untersucht. Als Anregungssequenzen kamen neben Spinecho-Sequenzen auch leistungsstarke Turbo-Spinecho-Sequenzen zum Einsatz. Bei einer Drahtlänge von 240 cm wurde eine maximale Temperaturerhöhung von $0,6 \pm 0,1^\circ\text{C}$ registriert. Der Autor schloss daraus, dass durch alleinige Induktion in Schleifen nicht mit thermischen Verletzungen zu rechnen ist.

Der Unterschied zu unserem Versuch ist, dass Dempsey et al. [39] von einem Modell mit einer gleichmäßigen Widerstandsverteilung ausgehen.

Bei einer inhomogenen Widerstandsverteilung des Leiters wurde jedoch in dieser Dissertation gezeigt, dass selbst durch die alleinige Induktion ausreichend Energie erzeugt wird, um beträchtliche Temperaturen $> 130^\circ\text{C}$ hervorrufen zu können.

In einer Studie von Achenbach et al. [1] wurden 25 Schrittmacherelektroden auf ihre Erwärmung während einer 90 s Untersuchung im 1,5 T MAGNETOM überprüft. Die Elektroden wurden dazu in das Myokard des linken Ventrikels eines isolierten Schweineherzen eingeführt. Die Temperaturmessung erfolgte an den Elektrodenspitzen mit Hilfe eines Fluoroptischen Thermometers. Alle Elektroden wurden in einer kreisförmigen Formation mit einem Radius von 16 cm parallel zur Ebene der MRT Liege positioniert. Sie waren dabei sowohl in

Diskussion

Luft als auch in 0,9% NaCl Lösung eingetaucht. Der größte Temperaturanstieg von 88,8°C (maximaler Messbereich des Thermometers) wurde von einer Elektrode in Luft erreicht. Bei sieben Elektroden war die Temperaturdifferenz größer als 15 K, bei 14 zwischen 1 K und 15 K. Insgesamt fand eine schwächere Erwärmung statt, als die Elektroden von Kochsalz-Lösung umgeben waren.

Gemäß zwei Artikeln von Knopp et al. [87, 88] sind nicht nur Ringstrukturen aus metallischen Leitern für eine Interaktion mit den elektromagnetischen Feldern des MRT prädestiniert. Auch der menschliche Körper kann unter gewissen Umständen (anatomische Gegebenheiten, ringförmige Anordnung der Körperteile) selbst bei Einhaltung aller Grenzwerte als Leiterschleife agieren. Der Autor berichtet von zwei klinischen Fällen, bei denen es zu strominduzierten Verbrennungen zweiten bis dritten Grades an Haut-Haut-Kontaktstellen gekommen ist.

Nach einer Publikation von Wagle und Smith [175] sind aber auch Tattoos in seltenen Fällen imstande, Hautverbrennungen bei Patienten hervorzurufen. Es wird ein klinischer Fall geschildert, bei der es durch zwei ringförmig angeordnete Tattoos aus schwarzer Farbe zu einer zweitgradigen Verbrennung kam. Die in der schwarzen Farbe enthaltenen Eisenoxid-Pigmente dienten als elektrische Leiter und führten vermutlich zu einer Ausbildung von Ringströmen und damit zu einem Temperaturanstieg im Gewebe.

4.2.2 Interaktion des B_1 -Feldes mit metallischen Leitern mit Resonanzeigenschaften (Schwingkreis)

Zur Prüfung der Erwärmung durch elektromagnetische Induktion unter Resonanzbedingungen wurde ein Schwingkreis bestehend aus einer Drahtspule und einem Kondensator gefertigt. Mittels manueller Variation der Sendefrequenz unter infrarotthermografischer Dokumentation erfolgte die Feinabstimmung der Resonanz. Es wurde dabei ein maximaler Temperaturanstieg von 3,6 K registriert. Die genaue Resonanzfrequenz ließ sich nicht ermitteln. Bei exakter Abstimmung wäre vermutlich ein größerer Temperaturanstieg zu verzeichnen gewesen.

Ebenfalls von Dempsey et al. [39] wurde die Erwärmung durch elektromagnetische Induktion unter Resonanzbedingungen untersucht. Um die Resonanz bei 63,87 MHz zu gewährleisten, brachten die Autoren passende Kondensatoren in Kupferdrahtspulen ein. Sie verwendeten dabei dieselben Drahtlängen wie in dem Versuch ohne Resonanzbedingungen. Die Positionierung der Spulenquerschnittsfläche erfolgte senkrecht zum RF-Feld. Dieses Mal berichteten Dempsey et al. von Temperaturanstiegen bis maximal $61.1^\circ\text{C} \pm 0.1^\circ\text{C}$. Der große Temperaturanstieg machte sich zudem in einem sichtbaren Funkenschlag am Kondensator bemerkbar. Dempsey et al. folgerten daraus, dass durch eine große Leiterschleife unter Resonanzbedingungen ausreichend Energie induziert werden könnte, die den Kapazitiven Widerstand am Kondensator zusammenbrechen ließe und somit thermische Verletzungen hervorgerufen werden könnten.

Resonante Schwingkreise bergen jedoch nicht nur Gefahren. In der klinischen Anwendung erhofft man sich durch aktive MRT Implantate Vorteile bei der Bildgebung. So wird versucht eine lokale Verstärkung der Anregung und Detektion des MR Signals zu erreichen, indem man den Resonator auf die Resonanzfrequenz des MR Systems abstimmt [28]. Diese Signalverstärkung

Diskussion

könnte z.B. dazu benutzt werden, das Innere eines Gefäßstents sichtbar zu machen. Invasive Eingriffe könnten dadurch reduziert werden.

Busch et al. [28] versuchten, einen Überblick über die zusätzlich absorbierte Leistung durch aktive Implantate mit zylindrischer Struktur entsprechend Gefäßimplantaten wie Stents oder Vena-Cava-Filter zu schaffen. Durch eine „finite volume analysis“ wurde die Kenntnis der gesamten absorbierten Leistung auf die Temperaturverteilung um die verschiedenen Implantate in einem homogenen Gewebe unter Annahme einer worst-case Bedingung übertragen. Busch et al. zeigten, dass unter Verwendung von Bildgebungssequenzen mit einer maximalen SAR von 4 W/kg und Gefäßimplantaten mit einer realistischen Bauart und Größe es nicht zu einem Temperaturanstieg über 5 K kommt. Die Autoren postulierten jedoch, dass es bei resonanten Spulen mit einem Volumen von mehreren Quadratzentimetern, einer kleinen Anzahl von Windungen oder bei defekten Implantaten sehr wohl zu kritischen Temperaturdifferenzen > 5 K kommen kann.

4.2.3 Interaktion des E_1 -Feldes mit metallischen Leitern (Antenneneffekt)

Die Wechselwirkung des E_1 -Feldes mit metallischen Leitern wurde in dieser Arbeit anhand verschiedener Modelle überprüft. Zum einen wurde zwischen Leitern mit resonanten Drahtlängen und nicht resonanten Drahtlängen unterschieden. Zum anderen erfolgte die Untersuchung, inwieweit sich die Eigenschaften des umgebenden Mediums auf die Temperaturerhöhung des Drahtes auswirken.

Unter Verwendung einer resonanten Drahtlänge konnte gezeigt werden, dass Temperaturveränderungen vor allem an den Drahtenden stattfanden.

Im Zweikammermodell ließ sich die Abhängigkeit des umgebenden Mediums auf die resultierende Temperaturerhöhung nachweisen. Die Anwesenheit eines schwachen Leiters in Form der gelösten Salze sorgte für eine bessere Energieabgabe und damit eine stärkere Erwärmung als destilliertes Wasser.

Der Grund für die insgesamt eher geringe Temperaturerhöhung liegt wahrscheinlich an der Orientierung der Drähte zum E-Feld. Aus messtechnischen Gründen wurden sie orthogonal zum B_0 -Feld positioniert und nicht parallel dazu.

Die Temperaturerhöhung eines nicht resonanten Drahtes wurde unter Simulation einer klinischen Situation im Modellversuch überprüft. Weder bei der Untersuchung im MAGNETOM Concerto noch im MAGNETOM Sonata konnte eine signifikante Temperaturerhöhung beobachtet werden. Im MAGNETOM Trio erwärmte sich der Draht zwar leicht, es konnte aber kein eindeutiger Peak definiert werden, der für eine Resonanzsituation sprechen würde. Der maximale Temperaturanstieg des sich in Luft befindlichen Drahtanteils betrug 0,7 K.

Bei allen Versuchsreihen zur Wechselwirkung des E_1 -Feldes mit metallischen Leitern wurden nur geringfügige Temperaturerhöhungen gemessen, die keine potentielle Gefahr für thermische Schäden darstellen. Es ist jedoch davon auszugehen, dass bei den Experimenten keine worst case Situation mit Erfüllung der Resonanzbedingung erreicht wurde.

Bei anderen Studien zum Antenneneffekt wurden jedoch durchaus gefährliche Temperaturerhöhungen bis 72 °C beobachtet [4, 39, 51, 89-91, 93, 95, 108, 109, 111, 116, 177, 179].

Im folgenden Abschnitt werden diejenigen Faktoren besprochen, die das Ausmaß der Temperaturerhöhung beeinflussen können. Dazu gehören die Pulssequenz, die Drahtlänge, die Drahtform, die Position des Drahtes im MRT das umgebende Medium, die absorbierte Leistung, die individuellen Patienteneigenschaften, die Position des Patienten im MRT und die Art des MRT Scanners.

Bei Experimenten von Pictet et al. [116] wurde ein blanker Draht verwendet, bei dem nur die Enden von Kochsalzlösung umgeben waren. Es wurde davon ausgegangen, dass sich ein blanker Draht im Vakuum nicht signifikant aufheizt. Die Anwesenheit eines schwachen Leiters wie Kochsalzlösung an den Drahtenden führt jedoch nach Meinung des Autors zu einer Energieabgabe in das umliegende Medium. Normalerweise besitzt Luft eine Leitfähigkeit ≈ 0 . Ein starkes elektrisches Feld, welches sich an spitzen Drahtenden ausbilden kann, ist jedoch in der Lage, die umgebende Luft zu ionisieren und damit die Leitfähigkeit zu verändern. Pictet zeigte, dass die Verwendung von Drähten mit stumpfen Enden die Temperatur auch in Resonanzlänge, bei denen die Enden in Kochsalzlösung eingetaucht waren, nur gering ansteigen ließ.

Ein Versuch von Konings et al. [90] würde die Theorie unterstützen, dass die Wärmebildung als Folge der Interaktion des Leiters mit dem umgebenden Medium anzusehen ist. Hierbei erwärmte sich ein zuvor kalt gebliebener Führungsdraht durch Berühren eines Endes mit der Hand, wodurch eine Hautverbrennung ausgelöst wurde. In derselben Versuchsreihe wurde ein konventioneller Terumo[®] Führungsdraht teilweise in ein Kochsalz-Bad eingeführt, um eine klinische Gefäßintervention zu simulieren. Die Temperaturmessung erfolgte sowohl am freien proximalen Ende als auch am von NaCl-Lösung umgebenden distalen Ende. Das proximale Ende erwärmte

Diskussion

sich dabei nur bei teilweisem Einführen in das Phantom oder beim Berühren des blanken Drahtes. Die größte Temperaturerhöhung wurde bei der Untersuchung der distalen Drahtspitze in Abhängigkeit von der eingeführten Drahtlänge gemessen. Die maximale Temperatur betrug 74°C bei einem sich im Medium befindlichen Drahtabschnittes von 83 cm. Diese starke Erwärmung wurde von den Autoren auf Resonanz-Effekte zurückgeführt.

In dem Experiment von Oppelt et al. [112] wurde anhand eines Zweikammermodells gezeigt, dass sich ein teilweise in Gewebe, teilweise in Luft befindlicher Führungsdraht vor allem am freien Ende erwärmt. Bei der Annahme von zwei gekoppelten Resonanzkreisen machte Oppelt die stärkere Dämpfung des sich in Gewebe befindlichen Anteils für höhere Ströme des freien Anteils verantwortlich.

Nach Dempsey et al. [39] ist die Erwärmung durch den Antennen-Effekt von der Empfindlichkeit der elektrischen Komponente des RF-Feldes abhängig. Indem man die Kabel nahe an der MRT-Wand positioniert, erhöht man die Wahrscheinlichkeit einer Erwärmung als eine Konsequenz der Inhomogenität der elektrischen Feldkomponente. Ebenso wird die Wahrscheinlichkeit einer Erwärmung durch höhere RF-Amplituden gesteigert. Darum geschehen Verbrennungen leichter bei Hochfeldtomografen, da die Leistung und die Frequenz des RF-Feldes mit der Magnetfeldstärke ansteigen.

Liu et al. [95] führten sowohl theoretische als auch experimentelle Studien über RF-Erwärmung eines endovaskulären Führungsdrahtes aufgrund von Resonanzphänomenen durch. Ein Nitinol Führungsdraht wurde bei 1,5 T und 0,2 T unter ständiger Temperaturmessung an der Spitze des Drahtes in Gefäßmodell eingeführt, welches mit einer physiologischen Kochsalzlösung gefüllt war. Die Platzierung des Drahtes erfolgte neben der Center Position auch in einer 15 cm off-center Position. Zur Anregung wurde eine FLASH Sequenz benutzt, welche für interventionelle MRT Untersuchungen verwendet wird. Es wurde der Einfluss der TR Zeit bei einer eingeführten Drahtlänge von 1 m

Diskussion

gemessen. In einer off-center Position wurde ein maximaler Temperaturanstieg von 17°C gemessen. Bei der Lage des Führungsdrahtes im Zentrum waren die gemessenen Temperaturunterschiede < 1°C. Bei einer Verkürzung der TR Zeit wurde der Temperaturanstieg ebenfalls größer. Es wurde kein Temperaturanstieg bei 0,2 T beobachtet. Neben dem Einfluss der Position des Drahtes relativ zum E-Feld konnte zusätzlich der Zusammenhang zwischen Sequenzparameter (TR-Zeit) und Temperaturerhöhung demonstriert werden.

Die Aufgabe der Arbeit von Nitz et al. [109] war es, einen einfachen analytischen Ansatz über die Gefährdungen durch lange leitende Drähte und Katheder im MRT darzulegen und diesen mit experimentellen Ergebnissen zu bestätigen. Nitz et al. erste Hypothese besagt, dass sich das elektrische Feld der RF Sendespule in lange gerade Leiter einkoppelt. Nach der zweiten Hypothese werden durch dieses Einkoppeln hohe Spannungen an den Drahtenden induziert. Die experimentellen Ergebnisse zeigten eine verstärkte Interaktion bei Annäherung an die Wand der Sendespule. Gemessen wurde die Temperatur einer Kochsalzlösung in unmittelbarer Nähe der Drahtenden. Diese Einkopplung stellt nach Nitz et al. nicht nur eine Gefahr für Patienten dar, sondern stört auch die Bildgebung in der Nähe des Drahtes. Als Alternative schlägt der Autor den Einsatz von nicht leitenden Führungsdrähten vor. Jedoch führt dies wiederum zu Problemen bei der klinischen Handhabung.

Bei Armenean et al. [4] fand eine fiberoptische Temperaturmessung entlang zwei verschieden langen Drähten statt, die in exzentrischer Position in einem Gel-Phantom bei 1,5 T untersucht wurden. Neben Erwärmungen an den Drahtspitzen wurden auch entlang eines Drahtes mit der Länge $l=\lambda$ Temperaturveränderungen registriert. Der Verlauf zeigte ein Maximum bei $\lambda/2$ und zwei Minima bei $\lambda/4$ und $3\lambda/4$.

Girnus et al. [51] beschreiben ebenfalls den Antenneneffekt als Quelle der Temperaturerhöhung bei langen metallischen Leitern. Um einzuschätzen, ob ein Resonanzeffekt stattfindet, wurde eine quantitative Analyse der

Diskussion

Signalintensität durchgeführt, die die invasive Temperaturmessung ersetzen sollte. Die räumliche Inhomogenität des Bildes, die Lokalisation der Artefakte und der Flip-Winkel, bei dem das Signal am größten wird, spiegelt wieder, ob Resonanz möglich ist. Es erfolgte neben einer Variation des Flip Winkels bei verschiedenen Drahtlängen die Messung der Signalintensität und der Signalinhomogenität. Als Vergleich diente die Messung mittels fiberoptischen Thermometers an der Kathederspitze. Die größten Signalveränderungen wurden bei einer Drahtlänge von 2 m festgestellt. Im Resonanzfall zeigte der maximale Flipwinkel große Variationen in Drahtnähe.

Neben rein experimentellen Studien existieren auch Versuche, die zu erwartende Erwärmung mit Hilfe von numerischen Modellen zu berechnen.

Yeung et al. [179] versuchten das erste Modell zu erstellen, um den absoluten Wert der Temperaturerhöhung vorherzusagen. Eine „method of moments“ wurde benutzt, um die induzierten Ströme und die resultierenden lokalen SAR Verstärkungen zu berechnen. Es wurde gezeigt, dass die maximale Temperaturerhöhung neben der Drahtlänge auch von der Phase des erregenden elektrischen Feldes abhängig ist.

Eher anwenderorientiert untersuchten Shellock und Shellock [155] 15 verschiedene Gefäßkatheder auf ihre MRT-Kompatibilität und Sicherheit. Zur Beurteilung der Erwärmung diente die Messung mittels Infrarotthermografie vor und nach einer 60 min Sendezeit. Während der HF-Applikation befanden sich die Katheder in einem Phantom mit physiologischer Kochsalz-Lösung. Als maximale Temperaturerhöhung wurde bei einer SAR von 1,1 W/kg 0,2 K gemessen.

Vergleicht man diese Dissertation mit den verschiedenen Studien, so lassen sich einige Unterschiede feststellen. Als ein Grund für die niedrigere Temperaturerhöhung in dieser Studie ist wahrscheinlich die Art der Messmethode zu nennen. Durch die Verwendung fiberoptischer Messtechniken ist es möglich, Temperaturveränderungen auch im Medium zu registrieren. Wie

Diskussion

in den Experimenten jedoch gezeigt wurde ist die Umgebung an der Erwärmung maßgeblich beteiligt. Falls die Erwärmung hauptsächlich im Gewebe stattfindet, ist die Temperaturmessung des freiliegenden Drahtes nur bedingt sinnvoll.

Trotz aller Einschränkungen ist jedoch auch der verwendete Versuchsaufbau vertretbar. Durch den Einsatz von infrarotdurchlässigen Folien konnte nicht nur das Messobjekt im Medium betrachtet sondern auch in seiner Gesamtheit beurteilt werden. Es bietet außerdem die Möglichkeit zur Bestimmung des Temperaturverlaufs im Verlauf einer MRT Sequenz. Dies bietet große Vorteile gegenüber Messungen direkt vor und nach einer Anregungssequenz, da nach Beendigung der RF-Pulse sich die Ausgangstemperatur sehr schnell wieder einstellt. Bei der fiberoptischen Temperaturmessung müssen die einzelnen Messstellen zuvor gewählt werden und beinhalten nur einen kleinen Messbereich. Mögliche Hot Spots können somit unerkannt bleiben.

Neben der Messmethode ist auch die Position des Drahtes im Scanner, die Materialeigenschaften und Dimensionen des Drahtes, die verwendeten Sequenzen sowie andere Faktoren für das Ausmaß der Erwärmung entscheidend.

4.2.4 Interaktion des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes mit komplexen Gegenständen aus dem Bereich der Medizin und des Alltags

Gerade für die Medizin ist nicht nur die theoretische Analyse der Gefährdungen und die Untersuchung von abstrakten Modellen, sondern auch die Übertragung der gewonnenen Erkenntnisse auf praktische Anwendungen wichtig.

Ausgehend von verschiedenen Fallbeispielen und Veröffentlichungen über Verbrennungen bei Patienten während MRT Untersuchungen ist es erforderlich, Instrumente und Implantate vor dem Gebrauch im MRT auf ihre Sicherheit und Kompatibilität zu überprüfen. Wie in der Einleitung bereits beschrieben, versucht eine Vielzahl von Studien Empfehlungen und Richtlinien zu formulieren. Diese Arbeiten beschäftigen sich jeweils nur mit einer begrenzten Auswahl von Gegenständen und einem speziellen Versuchsaufbau, deren Ergebnisse sich nicht auf andere Anwendungen übertragen lassen.

Aber selbst bei als MRT-sicher deklariertem Zubehör sind Personenschäden nicht ganz auszuschließen. Der Grund dafür steckt in der großen Komplexität der Hochfrequenz-Physik, die es erschwert, alle Variablen zu überprüfen.

Diese Arbeit stellt eine Verknüpfung zwischen einfachen geometrischen Modellen und komplexen Strukturen aus dem Bereich der klinischen Medizin und dem Alltag her.

Die Testung der verschiedenen Gegenstände erfolgte sowohl in einem Niederfeld- als auch in einem Hochfeldtomographiesystem unter Verwendung von Sequenzen mit hoher HF-Amplitude.

Dabei wurden bei keinem der untersuchten Objekte signifikante Temperaturerhöhungen gemessen. Dieses Ergebnis deckt sich mit den meisten der durchgeführten Studien, bei denen keine oder nur geringe Temperaturerhöhungen < 1 K gemessen wurden.

Im Folgenden wird exemplarisch auf einige Studien eingegangen, um die Vorgehensweise anderer Arbeitsgruppen darzulegen. Prinzipiell erfolgten die Temperaturmessungen entweder mittels Infrarotthermographie oder

Diskussion

fiberoptischen Thermometern. Zusätzlich bestehen Unterschiede in der Wahl des umgebenden Mediums, was jedoch auch mit der verwendeten Methode im Zusammenhang steht. Die Experimente wurden in Luft, Wasser, Kochsalz-Lösung, in salzhaltigen Gelen oder biologischen Gewebe durchgeführt.

Strohm et al. [167] führten Temperaturmessungen mittels Infrarotthermographie an 14 verschiedenen Stents durch, die sich bereits im klinischen Einsatz befinden. Die Untersuchungen erfolgten in 1.0 und 1.5 Tesla Scannereinheiten mit verschiedenen Sequenzen aus der Herz und Thorax MRT Routine. Die Stents wurden bei der Messung im 1,5 T Gerät zuvor in die Herzkranzgefäße von Schweineherzen implantiert. Es wurden keine signifikanten Temperaturerhöhungen gemessen. Als Schlussfolgerung wurden Untersuchungen mit den momentan verfügbaren Stents als ungefährlich eingeschätzt. Begründet wird dies mit der kurzen Länge der Stents, die dadurch nicht die Resonanzbedingungen erfüllen könnte. Wie aber in Versuch E1 gezeigt werden konnte, kommt es nicht nur auf die Länge des Stents an, sondern gemäß den Resonanzbedingungen für einen Schwingkreis spielen die Induktivität und die Kapazität eine wichtige Rolle. Je nach Abstimmung ist es dadurch sehr wohl möglich, hohe Temperaturen zu erzielen und dadurch das umgebende Gewebe stark zu beeinträchtigen. Ebenso wurden auch nicht der Einsatz von Hochfeldtomografen und die dadurch kürzer werdende Resonanzlänge bedacht. In Anlehnung an den klinischen Alltag wurden verschiedene Sequenzen aus der klinischen Routine eingesetzt. Zur Simulation eines worst case Szenarios wäre ebenfalls die Verwendung von Turbo-Spinecho Sequenzen mit einer hohen Sendeleistung sinnvoll gewesen.

Gerade bei Coronarstents kann bereits eine kleine Temperaturveränderung, die durch lokale Ströme hervorgerufen wird, gefährlich für den Patienten werden. So wird bereits durch einen Temperaturanstieg auf 41°C der thrombotische Prozess und somit die Koagulation aktiviert. Ein lokaler Anstieg von 4°C kann die endotheliale Aktivierung mit folgender intravaskulärer Thrombose und Restenose des Gefäßes hervorrufen.

Diskussion

Bei einigen Implantaten und Gegenständen wurden potentiell gefährliche Temperaturerhöhungen registriert.

So erwärmte sich ein Spiraltubus bei einer Studie von Grebmeier et al. [56] um 9,4 K. Als Ursache dafür könnte die Eigenschaft des Tubus als B-Feld Empfangsspule sein.

Nach einer Publikation von Davis et al. [36] hing die Temperaturerhöhung zweier Hüftprothesen stark von den Untersuchungsbedingungen ab. So erwärmten sich zwei Hüftprothesen um 5,8 K nur bei gleichzeitiger Messung in einer Kochsalz-Lösung. Bei der Messung in Wasser war der Temperaturanstieg mit 0,2 K vergleichsweise gering. Bei der Untersuchung der Prothesen in separaten Lösungen fand kein Temperaturanstieg statt. Im Medium Luft wurde ein maximaler Wert von 1,7 K erreicht.

Der Autor schlussfolgerte daraus, dass es zwischen den beiden Prothesen über die leitende Lösung zur Ausbildung von Strömen gekommen ist. Somit ist es bei Gegenständen in Luft im Gegensatz zum Gewebe nicht möglich, dass sich durch den fehlenden Salzanteil Ringsströme bilden, die zu lokaler Erwärmung führen.

Park et al. [114] empfehlen zur Temperaturmessung von Implantaten die Verwendung von gelartigen salzhaltigen Medien, da hierdurch der Einfluss der Konvektion verringert und die dadurch messbare Temperaturdifferenz größer wird.

Nach einer Studie von Mattei et al. [99] ist bei der Messung der Erwärmung von linearen metallischen Strukturen während der MRT mit fluoroptischen Messfühlern besonders gut auf die richtige Lage der Sonden zu achten. Ansonsten könne es zu einer Fehlerabweichung bei der Temperaturmessung um bis zu 45% kommen.

Aber nicht nur die Art der Messmethode ist für das Ausmaß der Erwärmung von Implantaten entscheidend. Nach einer Studie von Baker et al. [6] wurde bei der

Diskussion

Verwendung von zwei unterschiedlichen transmit/receive body coils an zwei unterschiedlichen Generationen von 1,5 T MR Systemen bei der Verwendung von gleichen Ganzkörper SAR Werten signifikant unterschiedliche Temperaturveränderungen gemessen. Die Autoren schlossen daraus, dass die Verwendung des SAR Wertes als Sicherheitsrichtlinie bei der Verwendung von Implantaten im MRT zu unzuverlässig und potentiell gefährlich ist.

Insgesamt lässt sich feststellen, dass es aufgrund der Vielzahl von Einflussgrößen äußerst schwer ist, das Risiko für Erwärmungen von Implantaten und komplexeren Gegenständen bei der Verwendung in der MRT abzuschätzen.

5. Zusammenfassung

Die technische Weiterentwicklung der Magnetresonanztomografie mit dem Trend zu höheren Feldstärken, die Schaffung neuer Pulssequenzen und das sich erweiternde Indikationsgebiet insbesondere der interventionellen MRT erfordert weitergehende Untersuchungen über mögliche Wechselwirkungen der elektromagnetischen Felder mit dem Patienten und ggf. vorhandenen Implantaten oder sonstigen Gegenständen. Die größte Gefahrenquelle geht dabei von der Erwärmung durch das elektromagnetische Hochfrequenzfeld und der damit verbundenen potentiellen Gewebeschädigung aus.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die verschiedenen Mechanismen der Wärmeentstehung systematisch mittels Infrarotthermografie zu untersuchen. Es wurden dazu drei MRT-Scanner unterschiedlicher Grundmagnetfeldstärken verwendet.

Das elektromagnetische Hochfrequenzfeld kann Gewebe sowohl direkt als auch indirekt durch eine zusätzliche Anwesenheit von metallischen Leitern erwärmen.

Zur Messung der direkten Erwärmung erfolgte zunächst eine in vitro Untersuchung an verschiedenen Flüssigkeiten unterschiedlicher elektrischer Leitfähigkeit. Hierbei fand sich ein deutlicher Zusammenhang zwischen der elektrischen Leitfähigkeit und der Energieabsorption. Die größte Temperaturerhöhung von 1,2 K nach 10 min Anregungsdauer wurde durch eine gesättigte NaCl+Gd-Lösung im MAGNETOM Sonata 1,5 T bei einer SAR von 12 W/kg erreicht.

Der Bezug auf die klinische Anwendung wurde durch eine Probandenstudie hergestellt, bei der sowohl die Hauttemperatur mittels Infrarotthermografie und fiberoptischer Temperaturmessung quantifiziert, als auch das subjektive Wärmeempfinden und die physiologische Antwort des Organismus erfasst wurde. Die Studie wurde an sechs gesunden Probanden in einem 3 T Scanner durchgeführt. Die Anregungssequenz bestand aus einer Gradientenecho Sequenz mit einer mittleren SAR von $1,6 \pm 0,14$ W/kg und aus einer Turbo-Spinecho Sequenz mit einer mittleren SAR von $2,68 \pm 0,44$ W/kg. Des Weiteren

Zusammenfassung

wurden Placebosequenzen ohne Sendeleistung zur Kontrolle eingesetzt. Es zeigten sich signifikante Erhöhungen der Hauttemperatur im Vergleich zwischen Anregungs- und Placebosequenz. Bei der Anregungssequenz wurde eine mittlere Temperaturdifferenz der Maximalwerte von $0,98 \pm 0,48$ K mit der Infrarotkamera und eine über alle Messpunkte gemittelte Temperaturdifferenz von $1,22 \pm 0,48$ K mit der fiberoptischen Thermometrie gemessen.

Eine signifikante kardiovaskuläre Belastung der Probanden ließ sich nicht nachweisen. Bei der Evaluation gaben 5 von 6 Probanden an, bei der Anregungssequenz eine stärkere Erwärmung verspürt zu haben. 6 von 6 Probanden verspürten eine leichte bis ausgeprägte lokale und globale Erwärmung des Körpers. Als Schlussfolgerung lässt sich feststellen, dass sich unter den hier verwendeten Parametern bei der Verwendung eines 3 T Scanners im oberen Bereich des first level mode bei gesunden Probanden kein signifikantes Risiko durch eine thermische Belastung zu erwarten ist.

Zur Betrachtung der indirekten Gewebeerwärmung durch Interaktion des Hochfrequenzfeldes mit metallischen Leitern wurden zunächst einfache Modelle herangezogen, die aufgrund ihrer Geometrie im Besonderen in der Lage sind in das HF-Feld einzukoppeln. Dabei wurde im Speziellen auf die beiden Wellenkomponenten des Hochfrequenzfeldes, das magnetische B_1 -Feld und das elektrische E_1 -Feld eingegangen und die jeweiligen Interaktionsmechanismen getrennt voneinander betrachtet. Mit Hilfe von einfachen Antennen wurde versucht, eine möglichst große Energieabsorption zu erzielen.

Die Untersuchung der Interaktion des B_1 -Feldes erfolgte zuerst mit einer nicht resonanten Leiterschleife. Durch ein Modell einer inhomogenen Widerstandsverteilung wurde versucht, die absorbierte Energie an einer Stelle des Leiters messbar zu machen. Eine Leistungsanpassung wurde über eine Widerstands- und Winkelvariation durchgeführt. Hierbei fanden sich bei allen Tomografen ausgeprägte Temperaturerhöhungen in deutlicher Abhängigkeit von induktiven Eigenschaften, Orientierung und Position der Leiterschleife.

Die Interaktion des B_1 -Feldes in Resonanzfall wurde mit Hilfe eines Schwingkreises im MAGNETOM Sonata 1,5 T untersucht. Durch eine Variation

Zusammenfassung

der Sendefrequenz wurde versucht, den Schwingkreis unter Resonanzbedingung anzuregen. Dabei wurde ein maximaler Temperaturanstieg von 3,6 K mit der Infrarotkamera aufgezeichnet. Die genaue Resonanzfrequenz ließ sich aufgrund mangelnder Variationsbreite der Sendefrequenz nicht bestimmen. Vermutlich wäre sonst ein noch größerer Temperaturanstieg möglich gewesen. Es zeigte sich, dass die Variation in einem sehr kleinen Frequenzbereich von 0,175 Hz bereits zu einer signifikanten Temperaturdifferenz von 2,2 K führen kann.

Die Wechselwirkung des elektrischen E_1 -Feldes mit metallischen Leitern wurde in der vorliegenden Arbeit anhand verschiedener Modelle überprüft. Bei der Verwendung einer resonanten Drahtlänge im MAGNETOM Trio 3 T konnte gezeigt werden, dass die Temperaturerhöhungen vor allem an den Drahtenden stattfanden. Mit Hilfe eines Zweikammermodells wurde zusätzlich der Einfluss des umgebenden Mediums auf die Erwärmung des Drahtes untersucht. Es zeigte sich eine größere Temperaturzunahme bei erhöhter elektrischer Leitfähigkeit des umgebenden Materials.

Die Temperaturveränderung eines nicht resonanten Drahtes wurde unter Simulation einer klinischen Gefäßintervention mit drei verschiedenen MR-Scannern überprüft. Hierzu wurde ein konventioneller Führungsdraht stufenweise in ein Rohrmodell eingeführt. Die Temperaturmessungen des sich in Luft befindlichen Drahtanteils mittels Infrarotthermografie ergab eine maximalen Erwärmung von 0,7 K bei der Messung im MAGNETOM Trio. Bei den anderen Tomografen war keine signifikante Veränderung nachzuweisen.

Es folgten infrarotthermografische Messungen an komplexeren Gegenständen aus den Bereichen der Medizin und des Alltags im MAGNETOM Concerto open und Trio. Dabei konnte bei keinem der untersuchten Objekte signifikante Temperaturerhöhungen aufgezeichnet werden.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit stimmen mit einigen Ergebnissen anderer bereits veröffentlichter Studien über Erwärmungseffekte in der Magnetresonanztomografie überein. Vor allem zeigt sich die Vielzahl der möglichen Einflussgrößen und die Komplexität der MRT, die eine Abschätzung möglicher Gefahren sehr erschwert. Diese Arbeit schafft durch die Betrachtung

Zusammenfassung

der grundlegenden Interaktionsmöglichkeiten des elektromagnetischen Hochfrequenzfeldes ein vermehrtes Verständnis für potentielle Risiken. In den verschiedenen Experimenten konnte außerdem gezeigt werden, dass die Infrarotthermografie bei der Überprüfung von potentiellen Erwärmungen in der MRT eine sinnvolle Ergänzung zur fiberoptischen Messmethode darstellt.

6. Literaturverzeichnis

1. Achenbach, S., Moshage, W., Diem, B., Bieberle, T., Schibgilla, V., Bachmann, K. (1997)
Effects of magnetic resonance imaging on cardiac pacemakers and electrodes
Am Heart J 134(3), 467-473
2. Abart, J., Ganssen, A. (1995)
Sicherheitsaspekte in der MR-Bildgebung
Akt Radiol 5, 376-384
3. Adey, W.R. (1981)
Tissue interaction with nonionizing electromagnetic fields
Physiol Rev 61, 435-514
4. Armenean, C., Armenean, M., Beuf, O., Perrin, E., Pilleul, F., Bordelois, A., Saint-jalmes, H. (2003)
RF heating along metallic catheters during a clinical MRI examination
Proc Intl Soc Mag Reson Med 11, 2447
5. Augustiny, N., von Schulthess, G.K., Meier, D., Bosinger, P. (1987)
MR imaging of large nonferromagnetic metallic implants at 1,5 T
J Comput Assist Tomogr 11, 678-683
6. Baker, K.B., Tkach, J.A., Nyenhuis, J.A., Phillips, M., Shellock, F.G., Gonzalez-Martinez, J., Rezai, A.R. (2004)
Evaluation of specific absorption rate as a dosimeter of MRI-related implant heating
J Magn Reson Imaging 20, 315-320
7. Barany, F.R. (1955)
Abnormal vascular reaction in diabetes mellitus
Acta Med Scand Suppl 304, 556-624
8. Barber, B.J., Schaefer D.J., Gordon, C.J., Zawieja, D.C., Hecker, J. (1990)
Thermal effects of MRI imaging: Worst-case studies on sheep
AJR 150, 1105-1110
9. Barlow, H., Kohn, H., Walsh, E. (1947)
Visual sensations aroused by magnetic fields
American Journal of Physiology 148, 372-375
10. Barrafato, D., Henkelman, R.M. (1984)
Magnetic resonance imaging and surgical clips
Can J Surg 27, 509-510

Literaturverzeichnis

11. Bashein G, Syrory G. (1991)
Burns associated with pulse oximetry during magnetic resonance imaging
Anesthesiology 75, 382–383
12. Beers, J. (1989)
Biological effects of weak electromagnetic fields from 0 Hz to 200 MHz: A survey of the literature with special emphasis on possible magnetic resonance effects
Magn Reson Imag 7, 309-331
13. van den Bergh, A.J., van den Boogert, H.J., Heerschap, A. (2000)
Skin temperature increase during local exposure to high-power RF levels in humans
Magn Reson Med 43, 488-490
14. Berman, E. (1984)
Reproductive effects
Biological effects of radiofrequency radiation
Environmental Protection Agency 600/8-83-026A, 529–542
15. Bernhardt, J.H., Vogel, E. (1998)
Vermeidung gesundheitlicher Risiken bei Anwendung magnetischer Resonanzverfahren
Die Empfehlung der Strahlenschutzkommission
Radiologe 38, 737-742
16. Bhidayasiri, R., Bronstein, J.M. Sinha, S., Krahl, S.E. Ahn, S., Behnke, E.J. Cohen. M:s.; Frysinger; R., Shellock, F.G. (2005)
Bilateral neurostimulation systems used for deep brain stimulation: in vitro study of MRI-related heating at 1,5 T and implications for clinical imaging of the brain
Magn Reson Imaging 23, 549-555
17. Bornstedt, A., Helmut, H., Nagel, E. (1997)
Intracoronary stent: safety and artifacts during magnetic resonance imaging
Circulation 96(Suppl.), I275-I1528
18. Bottomley, P.A., Edelstein, W.A. (1981)
Power deposition in whole-body NMR imaging
Med Phys 8, 510-512
19. Bowman, R.L., Kudravcew, V. (1959)
Blood flowmeter utilizing NMR
IRE Trans Med Electron 6, 267-269

Literaturverzeichnis

20. Brix, G., Griebel, J., Knopp, M.V., Bernhardt, J.H. (2000)
Sicherheitsaspekte bei der Anwendung magnetischer
Resonanzverfahren in der medizinischen Diagnostik
Z Med Phys 10, 5-14
21. Brody, A.S., Embury, S.H. (1988)
Preservation of sickle cell blood flow patterns during MR-imaging
Am J Roentgenol 15, 139
22. Brown, M.A., Carden, J.A., Coleman, R.E., McKinney, R., Spicer, L.D.
(1987)
Magnetic field effects on surgical ligation clips
Magn Reson Imaging 5, 443-453
23. Brown, T.R., Goldstein, B., Little, J. (1993)
Severe burns resulting from magnetic resonance imaging with
cardiopulmonary monitoring. Risks and relevant safety precautions
Am J Phys Med Rehabil 72, 166-167
24. Buchli, R., Boesiger, P., Meier, D. (1988)
Heating effects of metallic implants by MRI examination
Magn Reson Med 7, 255-261
25. Budinger, T.F. (1981)
Nuclear magnetic resonance (NMR) in vivo studies: Known thresholds for
health effects
JCAT 5, 800-811
26. Budinger, T.F., Bristol, K.S., Yen, C.K., Wong, P. (1984)
Biological effects of static magnetic fields
SMRM 3, 113-114
27. Burch, G.E., DePasquale, N.P. (1983)
Hot Climates, Man and His Heart
Cardiovascular aspects of human thermoregulation
Circ Res 52, 367-379
28. Busch, M.H.J., Vollmann, W., Schnorr, J., Grönemeyer, D.H.W. (2005)
Finite volume analysis of temperature effects induced by active MRI
implants with cylindrical symmetry
BioMedical Engineering OnLine 4, 25
29. Buskirk, E.F., Lundergren, H., Magnussen, L. (1965)
Heat acclimation patterns in obese and lean individuals
Ann NY Acad Sci 131, 637-653

Literaturverzeichnis

30. Carr, J.J. (1995)
Danger in performing MR imaging on woman who have tattooed eyeliner or similar types of permanent cosmetic injections
AJR Am Roentgenol 165, 1546-1547
31. Chou, C.K., McDougall, J.A., Chan, K.W. (1997)
RF heating of implanted spinal fusion stimulator during magnetic resonance imaging
IEEE Trans Biomed Engin 44, 367-373
32. Collins, C.M., Liu, W., Wang, J., Gruetter, R., Vaughan, 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
J Magn Reson Imaging 19, 650-656
33. Collins, C.M., Smith, M.B. (2001)
Signal-to-noise ratio and absorbed power as functions of main magnetic field strength, and definition of 90° RF pulse for the head in the birdcage coil
Magn Reson Med 45, 684-691
34. D'Arsonval, M. (1981)
Dispositifs pour la mesure des courants alternatifs des toutes frequences
CR Acad Sci 48,450-451
35. D'Arsonval, M. (1983)
Action physiologique des courants alternatifs a grande frequence
Arch de Physiol 5, 401
36. Davis, P.L., Crooks, L., Arakawa, M., et al. (1981)
Potential hazards in NMR imaging: heating effects of changing magnetic fields and RF fields on small metallic implants
AJR 137, 857-860
37. Davis, P.L., Shang, C., Talagala, L., Pasculle, A.W. (1993)
Magnetic resonance imaging can cause focal heating in a nonuniform phantom
IEEE Trans Biomed Eng 40, 1324–1327
38. Dempsey, M.F., Condon, B. (2001)
Thermal injuries associated with MRI
Clin Radiol 56, 457-465
39. Dempsey, M.F., Condon, B., Hadley, D.M. (2001)
Investigation of the factors responsible for burns during MRI
J Magn Reson Imaging 13, 627-631

Literaturverzeichnis

40. Drinkwater, B.L., Horvath, S.M. (1979)
Heat tolerance and aging
Med Sci Sport Exer 11, 49-55
41. Duffy, F.J., May, J.W. (1995)
Tissue expanders and magnetic resonance imaging: the "hot" breast implant
Ann Plast Surg 35, 647-649
42. Edwards, M.-B., Taylor, K.M., Shellock, F.G. (2000)
Prosthetic heart valves: Evaluation of magnetic field interactions, heating, and artefacts at 1.5 T
J Magn Reson Imaging 12, 363-369
43. Elder, J.A. (1984)
Special senses
In: Biological effects of radiofrequency radiation, North Carolina, Health Effect Research Laboratory, United States Environmental Protection Agency, EPA-600/8-83-026F, 5, 64-78
44. Empfehlung der Strahlenschutzkommission (2002)
Empfehlungen zur sicheren Anwendung magnetischer Resonanzverfahren in der medizinischen Diagnostik
Heft 36, ISBN 3-437-22177-9
45. Fagan, L.L., Shellock, F.G., Brenner, R.J., Rothman, B. (1995)
Ex vivo evaluation of ferromagnetism, heating, and artifacts of breast tissue expanders exposed to a 1.5 T MR system
J Magn Reson Imaging 5, 614-616
46. Felmlee, J.P., Rochester, M.N., Hokanson, D.A., Zink, F.E., Perkins, W.J. (1995)
Real-time temperature measurement of heating under electrocardiac electrodes during MR imaging at 1.5 Tesla
Radiology 197(Suppl), 423
47. Fennel, W.H., Moore, R.E. (1969)
Responses of aged men to passive heating
Amer J Physiol 67, 118-119
48. Finelli, D.A., Rezai, A.R., Ruggieri, P.M., Tkach, J.A., Nyenhuis, J.A., Hrdlicka, G., Sharan, A., Gonzalez-Martinez, J., Stypulkowski, P.H., Shellock, F.G. (2002)
MR imaging-related heating of deep brain stimulation electrodes: in vitro study
Am J Neuroradiol 23, 1795-1802

Literaturverzeichnis

49. Frese, G., Hebrank, F.X., Renz, W., Srorch, T. (1998)
Physikalische Parameter bei der Anwendung der MRT: Begrenzungen durch physiologische Reaktionen und Richtlinien
Radiologe 38, 750-758
50. Gandhi, O.P., Chen, X.B. (1999)
Specific absorption rates and induced current densities for an anatomy-based model of the human for exposure to time varying magnetic fields of MRI
Magn Reson Med 41, 816-823
51. Girnus, R., Hesselmann, V., Luyken, K., Nimitz, G., Bunke, J., Krug, B., Lackner, K. (2003)
Risk of tissue heating during MRI due to long metallic implants estimated by correlation of signal change and temperature increase
Proc Intl Soc Mag Reson Med 11, 2448
52. Gordon, C.J. (1984)
Thermal physiology
Biological Effects of Radiofrequency Radiation
EPA-600/8-83-026A 4, 1-28
53. Gordon, C.J. (1987)
Normalizing the thermal effects of radiofrequency radiation: Body mass versus total body surface area
Bioelectromagnetics 8, 111-118
54. Gordon, C.J. (1988)
Effect of radiofrequency radiation exposure on thermoregulation
ISI Atlas Sci Plants Anim 1, 245-250
55. Greatbatch, W., Miller, V., Shellock, F.G. (2002)
Magnetic resonance safety testing of a newly-developed fiber-optic cardiac pacing lead
J Magn Reson Imaging 16, 97-103
56. Grebmeier, J., Weikl, A., Glückert, K., Hofmann-Preiß, K., Huk, W.J., Roedl, W., Wolf, F. (1991)
In-vitro- und Patientenuntersuchungen mittels MRT: Bedeutung metallischer Implantate
Fortschr Röntgenstr 154, 484-487
57. Gustrau, F., Ermert, H. (1996)
Thermophysiological responses to RF-Fields during MRI
Proc Intl Soc Mag Reson Med 4, 1726

Literaturverzeichnis

58. Hall, S.C., Stevenson, G.W., Suresh, S. (1992)
Burn associated with temperature monitoring during magnetic resonance imaging [Letter]
Anesthesiology 76, 152
59. Hand, J.W., Lagendijk, J.J.W., Hajnal, J.V., Lau, R.W., Young, I.R. (2000)
SAR and temperature changes in the leg due to an RF decoupling coil at frequencies between 64 and 213 MHz
J Magn Reson Imaging 12, 68-74
60. Harvey, P.R., van Hulst, H., Zhai, Z. (2003)
Quantification of the spatial distribution of SAR at 3.0 T using MR thermal imaging
Proc. Int. Soc. Mag. Reson. Med. 11, 698
61. Henderson, J.M., Tkach, J., Phillips, M., Baker, K., Shellock, F.G., Rezai, A.R. (2005)
Permanent neurological deficit related to Magnetic Resonance Imaging in a patient with implanted deep brain stimulation electrodes for Parkinson's disease: case report
Neurosurgery 57, 1063
62. Hess, T., Stepanow, B., Knopp, M.V. (1996)
Safety of intrauterine contraceptive devices during MR imaging
Eur Radiol 6, 66-68
63. Ho, H.S. (2001)
Safety of metallic implants in magnetic resonance imaging
J Magn Reson Imaging 14, 472-477
64. Hong, F.T., Manzerall, D., Manano, A. (1971)
Magnetic anisotropy and the orientation of retinal rods in a homogeneous magnetic field
Proc Natl Acad Sci USA 68, 1283
65. Hoult, D.I. (2003)
Development and challenges of high-field probes
Proc Intl Soc Mag Reson Med 11, 371
66. Hoult, D.I. (2000)
Sensitivity and power deposition in a high-field imaging experiment
J Magn Reson Imaging 12, 46-67
67. IEC EN 60601-2-33 (2002)
Medizinische Geräte – Teil 2: Besondere Festlegung für die Sicherheit von medizinischen diagnostischen Magnetresonanz-Geräten
2. Ausgabe, 5/2002

Literaturverzeichnis

68. International Electrotechnical Commission (2003)
Medical electrical equipment
TC 62B/481/CD
69. Inrrieh, W. (1994)
Electrostimulation by time-varying magnetic fields
MAGMA 2, 43-49
70. Jackson, J.G., Acker, J.D. (1987)
Permanent eyeliner and MR imaging [Letter]
Am J Roentgenol 149, 1080
71. Jauchem, J.R. (1985)
Effects of drugs on thermal responses to microwaves
Gen Pharmacol 16, 307-310
72. Jauchem, J.R. (1997)
Exposure to extremely-low-frequency electromagnetic fields and
radiofrequency radiation: cardiovascular effects in humans
Int Arch Occup Environ Health 70, 9-21
73. Jensch, R.P., Vogel, W.H., Brent, R.L. (1982)
Postnatal functional analysis of prenatal exposure of rats to 915-MHz
microwave radiation
J Am Coll Toxicol 1, 73-90.
74. Jensch, R.P., Weinberg, I., Brent, R.L. (1983)
An evaluation of the teratogenic potential of protracted exposure of
pregnant rats to 2450-MHz microwave radiation
J Toxicol Environ Health 11, 23-35.
75. Jin, J.M., Chen, J., Chew, W.C., Gan, H., Magin, R.L., Dimbylow, P.J.
(1996)
Computation of electromagnetic fields for high-frequency magnetic
resonance imaging applications
Phys Med Biol 41, 2719-2738
76. Jones, S., Jaffe, W., Alvi, R. (1996)
Burns associated with electrocardiographic monitoring during magnetic
resonance imaging
Burns 22, 420-421
77. Kalden, P., Prüfer, D., Schreiber, W., Kreitner, K.-F., Oelert, H.,
Thelen, M. (2000)
In-vitro-Untersuchungen von biologischen und technischen
Herzklappenprothesen im MRT: Beurteilung möglicher Anziehung und
Erhitzung der Implantate
Fortschr Röntgenstr 172, 184-188

Literaturverzeichnis

78. Kanal, E., Gillen, J., Evans, J., Savitz, D., Shellock, F.G. (1993)
Survey of reproductive health among female MR workers
Radiology 187, 395-399
79. Kanal, E., Shellock, F.G. (1990)
Burns associated with with clinical MR examinations
Radiology 175, 585
80. Kangarlu, A., Ibrahim, T.S., Shellock, F.G. (2005)
Effects of coil dimensions and field polazization on RF heating inside a head phantom
Magn Reson Imaging 23, 53-60
81. Kangarlu, A., Robitaille, P.-M.L. (2000)
Biological effects and health implications in magnetic resonance imaging
Concepts Magn Reson 12(5), 321-359
82. Kangarlu, A., Shellock, F.G. (2000)
Aneurysm Clips: Evaluation of magnetic field interactions with an 8.0 T MR system
J Magn Reson Imaging 12, 107-111
83. Kangarlu, A., Shellock, F.G., Chakeres, D.W. (2003)
8.0 Tesla Human MR System: Temperature changes associated with radiofrequency-induced heating of a head phantom
J Magn Reson Imaging 17, 220-226
84. Keens, S.J., Laurence, A.S. (1996)
Burns caused by ECG monitoring during MRI
Anesthesia, 51, 1188-1189
85. Kenny, W.L. (1985)
Physiological correlates of heat intolerance.
Sports Med 2, 279-286
86. Kido, D.K., Morris, T.W., Erickson, J.L., Piewes, D.B., Simon, J.H. (1987)
Physiologic changes during high field strength MR imaging
AJNR 8, 263-266
87. Knopp, M.V., Essig, M., Debus, J., Zabel, H.J., von Kaick, G. (1996)
Unusual burns of the lower extremities caused by a closed conducting loop in a patient at MR imaging
Radiology 200, 572-575
88. Knopp, M.V., Metzner, R., Brix, G., van Kaick, G. (1998)
Sicherheitsaspekte zur Vermeidung strominduzierter Hautverbrennungen in der MRT
Radiologe 38, 759-763

Literaturverzeichnis

89. Konings, M.K., Weiss, S., Bakker, C.J.G., Bartels, L.W., Mali, W.P.T.M. (2001)
Catheters and guidewires in interventional MRI: problems and solutions
Medica Mundi 45, 31-39
90. Konings, M.K., Bartels, L.W., Smits, H.F.M., Bakker, C.J.G. (2000)
Heating around intravascular guidewires by resonating RF waves
J Magn Reson Imaging 12, 79-85
91. Kugel, H., Bremer, C., Pueschel, M., Fischbach, R., Lenzen, H., Tombach, B., van Aken, H., Heindel, W. (2003)
Induction in ECG leads causes fire in the MR bore- an effect of the electric HF component
Proc Intl Soc Mag Reson Med 11, 239
92. Laakman, R.W., Kaufman, B., Hans, J.S., et al. (1985)
MR imaging in patients with metallic implants
Radiology 157, 711-714
93. Ladd, M.E., Quick, H.H. (2000)
Reduction of resonant RF heating in intravascular catheters using coaxial chokes
Magn Reson Med 43, 615-619
94. Lary, J.M., Conover, D.L. (1987)
Teratogenic effects of radiofrequency radiation
IEEE Engineering in Medicine and Biology 44, 42-46
95. Liu, C.-Y., Farahani, K., Lu, D.S.K., Duckwiller, G., Oppelt, A. (2000)
Safety of MRI-guided endovascular guidewire applications
J Magn Reson Imaging 12, 75-78
96. Lovsund, P., Nilsson, S., Reuter, T., Oberg, P. (1980)
Magnetophosphenes: A quantitative analysis of thresholds
Med Biol Eng Comp 18, 326-334
97. Magin, R.L., Lee, J.K., Klintsova, A., Carnes, K.I., Dunn, F. (2000)
Biological effects of long-duration, high-field (4T) MRI on growth and development in the mouse
J Magn Reson Imaging 12, 140-149
98. Magnusson, C., Stevens, H. (1911)
Visual sensations caused by changes in the strength of a magnetic field
American Journal of Physiology 29, 124-136

Literaturverzeichnis

99. Mattei, E., Triventi, M., Calcagnini, G., Censi, F., Kainz, W., Bassen, H.I., Bartolini, P. (2007)
Temperature and SAR measurement errors in the evaluation of metallic linear structures heating during MRI using fluoroptic probes
Phys Med Biol 52, 1633-1646
100. McJury, M., Shellock, F.G. (2000)
Auditory noise associated with MR procedures: A review
J Magn Reson Imaging 12, 37-45
101. Meschede, D. (2001)
Gerthsen Physik
21.Auflage, Springer Verlag
102. Michaelson, S.M., Lin, J.C. (1987)
Biological Effects and Health Implications of Radiofrequency Radiation
Plenum, New York
103. Milham Jr., S. (1979)
Mortality in aluminium reduction plant workers
J Occup Med 21 (7), 475-480
104. Morvan, D., Leroy-Willig, A., Jehenson, P., Cuenod, C.A., Syrota, A. (1992)
Temperature changes induced in human muscle by radio-frequency H1-decoupling: measurement with an MR imaging diffusion technique
Radology 185, 871-874
105. Muranaka, H., Horiguchi, T., Usui, S., Ueda, Y., Nakamura, O., Iwakura, K., Nakaya, G. (2006)
Evaluation of RF heating on humerus implant in phantoms during 1.5 T MR imaging and comparisons with electromagnetic stimulation
Magn Reson Med Sci 5, 79-88
106. Murayama, M. (1965)
Orientation of sickled erythrocytes in a magnetic field
Nature 206, 420
107. New, P.F.J., Rosen, B.R., Brady, T.J. (1983)
Potential hazards and artefacts of ferromagnetic and nonferromagnetic surgical and dental materials and devices in nuclear magnetic resonance imaging
Radiology 147, 139-148
108. Nitz, W.R., Brinker, G., Diehl, D., Frese, G. (2005)
Specific absorption rate as a poor indicator of magnetic resonance-related implant heating
Investigative Radiology 40, 773-776

Literaturverzeichnis

109. Nitz, W.R., Oppelt, A., Renz, W., Manke, C., Lenhart, M., Link, J. (2001)
On the heating of linear conductive structures as guide wires and catheters in interventional MRI
J Magn Reson Imaging 13, 105-114
110. O'Conner, M.E. (1980)
Mammalian teratogenesis and radio-frequency fields
Proceed. IEEE 68, 56-60
111. Oppelt, A., Delakis, I. (2002)
Sicherheitsaspekte bei der interventionellen MRT
Z Med Phys 12, 5-15
112. Oppelt, A., Delakis, I., Nitz, W.R. (2001)
Heating of linear conductive structures in interventional MRI
Proc Intl Soc Mag Reson Med 9, 2149
113. Osbakken, M., Griffith, J., Taczanowsky, P. (1986)
A gross morphologic, histologic, hematologic and blood chemistry study of adult and neonatal mice chronically exposed to high magnetic fields
Magn Res Med 3, 502-517
114. Park, S.M., Nyenhuis, J.A., Smith, C.D., Lim, E.J., Foster, K.S., Baker, K.B., Hrdlicka, G., Rezai, A.R., Ruggieri, P., Sharan, A., Shellock, F.G., Stypulkowski, P.H., Tkach, J. (2003)
Gelled versus nongelled phantom material for measurement of MRI-induced temperature increases with bioimplants
IEEE Transactions On Magnetism 39-5, 3367
115. Persson, B.R.R., Stahlberg, F. (1989)
Health and safety of clinical NMR examinations
CRC Press Inc, Boca Raton, FL, USA
116. Pictet, J., Meuli, R., Wicky, S., van der Klink, J.J. (2002)
Radiofrequency heating effects around resonant lengths of wire in MRI
Phys Med Biol 47, 2973-2985
117. Pride, G.L., Kowal, J., Mendelsohn, D.B., Chason, D.P., Fleckenstein, J.L. (2000)
Safety of MR scanning in patients with nonferromagnetic aneurysm clips
J Magn Reson Imaging 12, 198-200
118. Pruefer, D., Kalden, P., Schreiber, W., Dahm, M., Buerke, M., Thelen, M., Oelert, H. (2001)
In vitro investigation of prosthetic heart valves in magnetic resonance imaging: Evaluation of potential hazards
J Heart Valve Dis 10, 410-414

Literaturverzeichnis

119. Quick, H.H., Ladd, M.E., von Schulthess, G.K., Debatin, J.F. (1997)
Heating effects of an intravascular imaging catheter
Proc Eur Soc Mag Reson Med Biol 14,563
120. Rabinovitch, B., Maling, J.E., et al. (1967)
Enzym substrate reactions in very high magnetic fields
Biophys J 7, 187-204
121. Redington, R., Dumoulin, C., Schenck, J., et al. (1988)
MR imaging and bioeffects on a whole body 4.0 Tesla imaging system
Proc Intl Soc Mag Reson Med 1, 20
122. Reilly, J.P., Diamant, A.M. (1997)
Theoretical evaluation of peripheral nerve stimulation during MRI with an
implanted spinal fusion stimulator
Magn Reson Imaging 15, 1145-1156
123. Reiser, M.F., Semmler, W. (2002)
Magnetresonanztomographie
3. Auflage, Springer Verlag
124. Rezai, A.R., Finelli, D., Nyenhuis, J.A., Hrdlicka, G., Tkach, J., Sharan,
A., Rugieri, P., Stypulkowski, P.H., Shellock, F.G. (2002)
Neurostimulation systems for deep brain stimulation: in vitro evaluation of
magnetic resonance imaging-related heating at 1.5 Tesla
J Magn Reson Imaging 15, 241-250
125. Rockette, H.E., Arena, V.C. (1983)
Mortality study of aluminium reduction plant workers
J Occup Med 25(7), 549-557
126. Schenck, J. (1991)
Health and physiological effects of human exposure to whole body 4
Tesla magnetic fields during MRI.
In: Biological Effects and Safety Aspects of nuclear magnetic resonance I
maging and spectroscopy. Magin R, Liburdy R, Persson B, Editors. New
York Academy of Sciences: 285-301
127. Schick, F. (2005)
Whole-body MRI at high field: technical limits and clinical potential
Eur Radiol 15, 946-959
128. Scott, J.A. (1988)
A finite element model of heat transport in the human eye
Phys Med Biol 33, 227-241

Literaturverzeichnis

129. Shellock, F.G. (2002)
New metallic implant used for permanent contraception in women:
Evaluation of MR safety
AJR 178, 1513-1516
130. Shellock, F.G. (2002)
Magnetic resonance safety update 2002: Implants and devices
J Magn Reson Imaging 16, 485-496
131. Shellock, F.G. (2001)
Metallic surgical instruments for interventional MRI procedures:
Evaluation of MR safety
J Magn Reson Imaging 13, 152-157
132. Shellock, F.G. (2001)
Prosthetic heart valves and annuloplasty rings: Assessment of magnetic
field interactions, heating, and artefacts at 1.5 Tesla
J Cardiovasc Magn Reson 3(4), 317-324
133. Shellock, F.G. (2001)
Metallic neurosurgical implants: Evaluation of magnetic field interactions,
heating, and artefacts at 1.5-Tesla
J Magn Reson Imaging 14, 295-299
134. Shellock, F.G. (2000)
Radiofrequency energy-induced heating during MR procedures: A review
J Magn Reson Imaging 12, 30-36
135. Shellock, F.G. (1998)
MR-compatibility of an endoscope designed for use in interventional MRI
procedures
American Journal of Roentgenology 171, 1297-1300
136. Shellock, F.G. (1996)
MR imaging and cervical fixation devices: Evaluation of ferromagnetism,
heating, and artifacts at 1.5 Tesla.
Magn Reson Imaging 14, 1093-1098
137. Shellock, F.G., Crues, J.V. (1988)
Corneal temperature changes induced by high-field strength MR imaging
with a head coil
Radiology 167, 809-811
138. Shellock, F.G., Crues, J.V. (1987)
Temperature, heart rate, and blood pressure changes associated with
clinical MR imaging at 1,5 T
Radiology 163, 259-262

Literaturverzeichnis

139. Shellock, F.G., Detrick, M.S., Brant-Zawadski, M.N. (1997)
MR Compatibility of Guglielmi detachable coils
Radiology 203, 568-570
140. Shellock, F.G., Drury, J.K., Meerbaum, S., Corday, E. (1983)
Possible hypothalamic thermostat increase produced by a calcium blocker
Clin Res 31, 64A
141. Shellock, F.G., Hatfield, M., Simon, B.J., Block, S., Wamboldt, J., Starewicz, P.M., Punchard, W.F.B. (2000)
Implantable spinal fusion stimulator: assessment of MR safety and artefacts
J Magn Reson Imaging 12, 214-223
142. Shellock, F.G., Kanal, E. (1996)
Burns associated with the use of monitoring equipment during MR procedures
J Magn Reson Imaging 6, 271-272
143. Shellock, F.G., Kanal, E. (1998)
Yasargil aneurysm clips: evaluation of interactions with a 1.5-Tesla MR system
Radiology 207, 587-591
144. Shellock, F.G., Morisoli, S.M. (1994)
Ex vivo evaluation of ferromagnetism, heating and artifacts for heart valve prostheses exposed to a 1,5 tesla MR system
J Magn Reson Imaging 4, 756-758
145. Shellock, F.G., Nogueira, M., Morisoli, M. (1995)
MRI and vascular access ports: ex vivo evaluation of ferromagnetism, heating, and artifacts at 1.5 T.
J Magn Reson Imaging 4, 481-484
146. Shellock, F.G., Rothman, B., Sarti, D. (1990)
Heating of the scrotum by high-field-strength MR imaging
AJR 154, 1229-1232
147. Shellock, F.G., Schaefer, D.J., Crues, J.V. (1989)
Alterations in body and skin temperatures caused by magnetic resonance imaging: is the recommended exposure for radio frequency radiation too conservative
Brit J Radiol 62, 902-909

Literaturverzeichnis

148. Shellock F.G., Schaefer D.J., Crues J.V. (1989)
Exposure to a 1.5 T static magnetic fields does not alter body and skin temperatures in man.
Magnetic Resonance in Medicine 11, 371-375
149. Shellock, F.G., Schaefer, D.J., Gordon, C. (1986)
Effect of a 1.5 T static magnetic field on body temperature of man
Magnetic Resonance in Medicine 3, 644-647
150. Shellock, F.G., Schaefer, D.J., Grundfest, W., Crues, J.V. (1986)
Thermal effects of high-field (1.5 Tesla) magnetic resonance imaging of the spine. Clinical experience above a specific absorption rate of 0.4 W/kg
Acta Radiol Suppl, 369514-369516
151. Shellock, F.G., Schaefer, D.J., Kanal, E. (1994)
Physiologic responses to an MR imaging procedure performed at a specific absorption rate of 6.0 W/kg.
Radiology 192, 865-868.
152. Shellock, F.G., Schatz, C.J. (1992)
Increases in corneal temperature caused by MR imaging of the eye with a dedicated local coil.
Radiology 185, 697-699
153. Shellock, F.G., Shellock, V.J. (1999)
Metallic marking clips used after stereotactic breast biopsy: ex vivo testing of ferromagnetism, heating, and artifacts associated with MRI.
Am J Roentgenol 172, 1417-1419
154. Shellock, F.G., Shellock, V.J. (1999)
Metallic stents: Evaluation of MR imaging safety
Am J Roentgenol 173, 543-547
155. Shellock, F.G., Shellock, V.J. (1998)
Cardiovascular catheters and accessories: Ex vivo testing of ferromagnetism, heating, and artifacts associated with MRI
J Magn Reson Imaging 8(6), 1338-1342
156. Shellock, F.G., Shellock, V.J. (1998)
Evaluation of cranial flap fixation clamps for compatibility with MR imaging. Radiology 207, 822-825
157. Shellock, F.G., Shellock, V.J. (1998)
MR-compatibility evaluation of the Spetzler titanium aneurysm clip
Radiology 206, 838-841

Literaturverzeichnis

158. Shellock, F.G., Shellock, V.J. (1996)
Vascular access ports and catheters: ex vivo testing of ferromagnetism, heating, and artefacts associated with MR imaging
Magn Reson Imaging 14, 443-447
159. Shellock, F.G., Shellock, V.J. (1996)
Ceramic surgical instruments: Evaluation of MR-compatibility at 1.5 Tesla
J Magn Reson Imaging 6, 954-956
160. Shellock, F.G., Slimp, G. (1989)
Severe burn of the finger caused by using a pulse oximeter during MRI
AJR 153, 1105
161. Shellock, F.G., Ziarati, M., Atkinson, D., Chen, D.-Y. (1998)
Determination of gradient magnetic field-induced acoustic noise associated with the use of echo planar and three-dimensional fast spin echo techniques
J Magn Reson Imag 8, 1154-1157
162. Shuman W.P., Haynor, D.R., Guy, A.W., Wesbey, G.E., Schaefer, D.J., Moss, A.A. (1988)
Superficial and deep tissue temperature increases in anesthetized dogs during exposure to high specific absorption rates in a 1.5-T MR imager
Radiology 167, 551-554
163. Smith, D.A., Clarren, S.K., Harvey, M.A.S. (1978)
Hyperthermia as a possible teratogenic agent
Pediatrics 92, 878-883
164. Soulen, R.L., Budinger, T.F., Higgins, C.B. (1985)
Magnetic resonance imaging of prosthetic heart valves
Radiology 154, 705-770
165. Sperber, D., Oldenbourg, R., Dransfeld, K. (1984)
Magnetic field-induced temperature changes in mice
Naturwissenschaften 71, 100
166. Spiegel, J., Fuss, G., Backens, M., Reith, W., Magnus, T., Becker, M., Moringlane, J.R., Dillman, U. (2003)
Transient dystonia following magnetic resonance imaging in a patient with deep brain stimulation electrodes for the treatment of Parkinson's disease
J Neurosurg 99, 772-774

Literaturverzeichnis

167. Strohm, O., Kivelitz, D., Gross, W., Schulz-Menger, J., Liu, X., Hamm, B., Dietz, R., Friedrich, M.G. (1999)
Safety of implantable coronary stents during H-magnetic resonance imaging at 1.0 and 1.5 T
J Cardiovasc Magn Reson 1(3), 239-245
168. Tabbert, M. (2001)
Auswirkungen von Magnetresonanztomographie auf elektrisch stimulierende Implantate im menschlichen Körper
Diplomarbeit Universität Karlsruhe, Institut für Biomedizinische Technik
169. Tenforde, T.S., Gaffey, C.T., Moyer, B.R., Budinger, T.F. (1983)
Cardiovascular alterations in macaca monkeys exposed to stationary magnetic fields: experimental observations and theoretical analysis
Bioelectromagnetics 4, 1-9
170. Tenforde, T.S., Levy, L. (1985)
Thermoregulation in rodents exposed to homogeneous 7.55 Tesla and gradient (60 Tesla/per second) DC magnetic fields.
Proc Intl Soc Mag Reson Med 7, 7
171. Thiele, J.P., Golombeck, M.-A., Dössel, O. (2002)
Thermal heating of human tissue induced by electromagnetic fields of magnetic resonance imaging
Biomedizinische Technik 47, 743-746
172. Tope, W.D., Shellock, F.G. (2002)
Magnetic resonance imaging and permanent cosmetics (tattoos): Survey of complications and adverse events
J Magn Reson Imaging 15, 180-184
173. Vahlensieck, M. (2000)
Tattoo-related cutaneous inflammation (burn grade I) in mid-field MR scanner [Letter]
Eur Radiol 10, 97
174. Vyalov, A. (1974)
Clinico-hygienic and experimental data of the effects of magnetic fields under industrial conditions
In: Influence of magnetic fields on biological objects. Kholodov Y, Editor. Moscow: Translated by the Joint Publications Research Service: 163-174. Vol JJPRS-63038
175. Wagle, W.A., Smith, M. (2000)
Tattoo-induced skin burn during MR imaging
Am J Radiol 174, 1795

Literaturverzeichnis

176. Wikswo, J.P., Barach, J.P. (1980)
An estimate of the steady magnetic field strength required to influence nerve conduction
IEEE Transact Biomed Eng 27, 722-723
177. Wildermuth, S., Dumoulin, C.L., Pfammatter, T., Maier, S.E., Hofmann, E., Debatin, J. (1998)
MR-guided percutaneous angioplasty: assessment of tracking safety, catheter handling and functionality
Cardiovasc Intervent Radiol 21, 404-410
178. Winfree, A.T. (1990)
The electrical threshold of ventricular myocardium
J Cardiovasc Electrophysiol 1, 393-410
179. Yeung, C.J., Susil, R.C., Atalar, E. (2002)
Rf safety of wires in interventional MRI: Using a safety index
Magn Reson Med 47, 187-193
180. Zimmermann B., Hentschel, D. (1987)
Wirkung eines statischen Magnetfeldes (3.5T) auf das Reproduktionsverhalten von Mäusen, auf die embryonale und fetale Entwicklung und auf ausgewählte hämatologische Parameter
Digit Bilddiagn 7, 155-161

Abkürzungsverzeichnis

7. Abkürzungsverzeichnis

α	Flipwinkel
B_0	zeitkonstante Magnetfeld [Tesla]
B_1	veränderliches magnetisches Feld
γ	gyromagnetische Verhältnis [Hz/T]
φ	Anzahl der Kerne in der Probe
c	Lichtgeschwindigkeit ($2,9979 \cdot 10^8$ m/s)
C	Kapazität [Farad]
C	spezifische Wärmekapazität [J/kg K]
CT	Computertomografie
c_p	spezifische Wärmekapazität des Gewebes
ε	spektralen Emissionsgrad
ε_r	elektrische Permittivitätszahl oder Dielektrizitätskonstante
E	elektrisches Feld [V/m]
f	Frequenz [Hertz]
F_L	Lorentzkraft
HF-Feld	Hochfrequenzfeld
HFITT	Radiofrequenzinduzierte Thermotheapie
HiFU	Hochintensiver Fokussierter Ultraschall
I	Gesamtdrehimpuls
I	elektrischer Strom [Ampere]
j	Stromdichte
K	thermodynamische Temperatur [Kelvin]
L	Induktivität [Henry]
l	Länge [m]
λ_0	Wellenlänge in Luft
λ_{Gewebe}	Wellenlänge im Gewebe
LITT	Laserinduzierte Thermotheapie
MRT	Magnetresonanztomografie
M	magnetisches Kernmoment
M_0	Nettomagnetisierung

Abkürzungsverzeichnis

μ_0	Permeabilitätskonstante des Vakuums
μ_r	relative Permeabilität in Luft
Δv	Temperaturerhöhung [K]
n	Windungszahl
P	Leistung [Watt]
q	geladenes Teilchen
ρ	Dichte des Gewebes [kg/m^3]
ρ	spezifischer Widerstand ($\Omega \cdot \text{m}$)
R_D	ohmscher Gleichstromwiderstand [Ohm]
R_{innen}	ohmscher Drahtwiderstand [Ohm]
R_L	induktiver Widerstand [Ohm]
R_{Last}	eingelöteter Kohleschichtwiderstand [Ohm]
RFITT	Radiofrequenzinduzierte Thermoerapie
σ	elektrische Leitfähigkeit [S/m]
Φ	magnetischen Fluss [Weber]
SAR	Specific Absorption Rate [W/kg]
Sv	Äquivalentdosis [Sievert]
T	Temperatur [$^{\circ}\text{C}$]
T	magnetische Feldstärke [Tesla]
t_{Expo}	Expositionsdauer [s]
TSE	Turbo-Spinecho
U	elektrische Spannung [Volt]
U_{Ind}	Induktionsspannung [Volt]
v	Geschwindigkeit
ω_0	Kreisfrequenz
ω_L	Larmorfrequenz

8. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all denen bedanken, die zum Entstehen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. Fritz Schick für die Überlassung des Themas, für die stets überaus freundliche Betreuung und Hilfestellung in allen Belangen.

Herzlich danken möchte ich Herrn Dr. Jens Brieger für die Einarbeitung in das Thema, für die große Unterstützung bei den Experimenten und deren Auswertung.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Dr. Hansjörg Graf für die enorme Hilfsbereitschaft, die große fachliche und menschliche Kompetenz, die vielen fachlichen Anregungen, die Unterstützung bei der Durchführung der Experimente und deren Auswertung sowie die Korrekturlesung der Arbeit.

Herrn Dr. Andreas Boss danke ich herzlichst für die sehr hilfreiche Unterstützung bei der Durchführung der Probandenstudie sowie die engagierte Korrekturlesung der Arbeit.

Ebenfalls möchte ich mich bei allen Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der Sektion für Experimentelle Radiologie neben der stetigen Hilfsbereitschaft für das außerordentlich freundliche und angenehme Arbeitsklima bedanken.

Meinen persönlichen Dank möchte ich meinen Eltern, meiner Familie und Freunden für ihre vielseitige Unterstützung aussprechen.

Lebenslauf

9. Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Alexander Berger
Geburtsdatum	1. September 1977
Geburtsort	Pforzheim

Schulbildung

1984-1988	Besuch der Grundschule in Königsbach
1988-1997	Besuch des Lise-Meitner-Gymnasiums in Königsbach
1997	Abitur

Zivildienst

1997-1998	Abteilung für Innere Medizin II Städtisches Klinikum Pforzheim
-----------	--

Studium

WS 98/99	Studium der Humanmedizin an der Eberhardt-Karls-Universität Tübingen
04.09.2000	Physikum
21.03.2002	Erstes Staatsexamen
07.04.2004	Zweites Staatsexamen
13.05.2005	Drittes Staatsexamen

Lebenslauf

Famulaturen	Unfall- u. Wiederherstellungschirurgie Krankenhaus Dritter Orden München Neurologie Städtisches Klinikum Karlsruhe Gynäkologie und Geburtshilfe Universitäts- Frauenklinik Tübingen Hand- Plastische- Rekonstruktive- u. Verbrennungschirurgie BG-Unfallklinik Tübingen
Praktisches Jahr	Chirurgie Kantonales Spital Walenstadt, Schweiz Pädiatrie Städtisches Krankenhaus Friedrichshafen Innere Medizin General Hospital St. George´s, Grenada, West Indies
Facharztweiterbildung	
April 2006-Mai 2007	Assistenzarzt Innere Medizin Dr. Otto-Gessler- Krankenhaus Lindenberg
Juni 2007-August 2007	Senior House Officer Department of Haematology, Leeds General Infirmary, England
Seit Oktober 2007	Assistenzarzt Innere Medizin Dr. Otto-Gessler- Krankenhaus Lindenberg