

Aus dem Institut für Radiologie und Nuklearmedizin, Abteilung offenes MRT,  
Charité- Universitätsmedizin Berlin, Campus Berlin Mitte  
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Hamm

Eingereicht über das Institut für Veterinär-Physiologie des Fachbereiches Veterinärmedizin  
der Freien Universität Berlin

**Entwicklung eines RF (Radiofrequenz)-sicheren  
Interventionskatheters für das interaktive Kathetertracking in der  
Magnetresonanztomographie**

**Inaugural – Dissertation**  
zur Erlangung des Grades eines  
Doktors der Veterinärmedizin  
an der  
Freien Universität Berlin

vorgelegt von  
**Anja Wagner, geb. Weiskopf**  
Tierärztin aus Freiberg

Berlin 2011  
Journal-Nr.: 3479

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches Veterinärmedizin  
der Freien Universität Berlin

Dekan: Univ.-Prof. Dr. L. Brunnberg  
Erster Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Hartmann  
Zweiter Gutachter: Priv.-Doz. Dr. U. Teichgräber  
Dritter Gutachter: Univ.-Prof. Dr. J. Handler

*Deskriptoren (nach CAB-Theasaurus):*

catheterization, magnetic resonance imaging, phantoms, imaging (MeSH), animal models, pigs, blood vessels, radiography, angiography (MeSH), electromagnetic field, radio waves/adverse effects (MeSH)

Tag der Promotion: 26.10.2011

Bibliografische Information der *Deutschen Nationalbibliothek*

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.ddb.de> abrufbar.

ISBN: 978-3-86387-060-7

**Zugl.: Berlin, Freie Univ., Diss., 2011**

Dissertation, Freie Universität Berlin

**D 188**

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt.

Alle Rechte, auch die der Übersetzung, des Nachdruckes und der Vervielfältigung des Buches, oder Teilen daraus, vorbehalten. Kein Teil des Werkes darf ohne schriftliche Genehmigung des Verlages in irgendeiner Form reproduziert oder unter Verwendung elektronischer Systeme verarbeitet, vervielfältigt oder verbreitet werden.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Warenbezeichnungen, usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürfen.

This document is protected by copyright law.

No part of this document may be reproduced in any form by any means without prior written authorization of the publisher.

Alle Rechte vorbehalten | all rights reserved

© Mensch und Buch Verlag 2011

Choriner Str. 85 - 10119 Berlin

verlag@menschundbuch.de – www.menschundbuch.de

In liebevoller Erinnerung  
an meine Oma Ilse

***Erinnerungen, die das Herz berühren, gehen nie verloren.***



**INHALTSVERZEICHNIS**

1.	Einleitung	1
2.	Zielsetzung	3
3.	Literaturübersicht	4
3.1.	Medizinischer Teil	4
3.1.1.	Magnetresonanztomographie (MRT)	4
3.1.2.	Bildgebungstechniken	5
3.1.3.	Bildartefakte in der MRT	6
3.1.4.	ASTM-Sequenzen	8
3.1.5.	Blutkreislauf des menschlichen Körpers	8
3.1.6.	Angiographie	9
3.1.6.1.	Katheter	11
3.1.6.2.	Kathetertracking	12
3.2.	Physikalischer Teil	13
3.2.1.	Spulen	13
3.2.2.	Photodioden	15
3.2.3.	Lichtwellenleiter (LWL)	18
3.2.4.	Laser	19
3.2.4.1.	Frequenzverdopplung	24
3.2.5.	Gleichstrom	25
3.2.6.	Wechselstrom	25
3.2.7.	Radiofrequenz (RF)	26
3.2.8.	Transformation	26
3.2.9.	Antenne	27
3.2.9.1.	Kritische Länge	28
3.2.10.	Induktivität	31
3.2.11.	Kapazität	32
3.2.12.	Gesamtwiderstand	32
3.2.13.	Thermometrie	33

4.	Eigene Untersuchung	34
4.1.	Methoden	34
4.1.1.	Literaturnachbildung	34
4.1.2.	Katheterspule	34
4.1.3.	Gleichstromquelle	37
4.1.4.	Diode und der Nd:YAG-Laser	40
4.1.5.	Phantom	43
4.1.6.	Der Prototyp	45
4.1.7.	Der Tierversuch	48
4.1.8.	Thermometrie	48
4.1.9.	Statistik	49
4.2.	Ergebnisse	50
4.2.1.	Literaturnachbildung	50
4.2.2.	Zylinderspule und Gleichstromquelle	51
4.2.3.	Laser, Lichtwellenleiter, Diode	54
4.2.4.	Katheterartefakte im oMRT	61
4.2.5.	Der Tierversuch	67
4.3.6.	Thermometrie	67
4.3.7.	Patientensicherheit VDE-Richtlinie	69
5.	Diskussion	71
5.1.	Zylinderspule und Gleichstromquelle	72
5.2.	Optischer Schalter	73
5.3.	RF-Sicherheit	74
5.4.	Tierversuch	75
5.5.	Thermometrie	75
5.6.	Zukünftige Optimierung / Miniaturisierung	76
6.	Zusammenfassung	77
7.	Summary	78

## Inhaltsverzeichnis

---

8.	Literaturverzeichnis	79
9.	Anlagen	82
10.	Danksagung	
11.	Publikationsverzeichnis	
12.	Selbstständigkeitserklärung	

## ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

ASTM	American Society for Testing and Materials
b_FFE	Balanced Fast Field-Echo-Sequenz
CuL	Kupferlackdraht
F	French
FFE	Fast Field-Echo
FH	Feed Head
HeNe	Helium-Neon-Edelgasgemisch
HF	Hochfrequenz
KDP	Kaliumdihydrogenphosphat ( $\text{KH}_2\text{PO}_4$ )
LCR	inductance (Induktivität), capacity (Kapazität), ohmic resistance (Ohmscher Widerstand)
LITT	Laser induzierte Thermotheapie
LWL	Lichtwellenleiter
Nd:YAG	Neodymiak-Laser
oMRT	offener Magnetresonanztomograph
pn	positiv/negativ leitend
PVC	Polyvinylchloride
RF	Radiofrequenz
RL	Right Left
SE	Spin-Echo
ToF	Time of Flight-Method
TE	Echozeit
TR	Repititionszeit
TSE	Turbo Spin-Echo

## 1. EINLEITUNG

Vor allem im kardio-vaskulären Bereich werden Katheter zur Untersuchung und Darstellung von anatomischen und physiologischen Gegebenheiten verwendet (Schild 2003).

Zum einen können so pathologische Veränderungen diagnostiziert werden, andererseits kann direkt therapiert und beispielsweise ein Stent gesetzt werden. Zunächst gab es nur die Möglichkeit, den Katheter unter dem CT (Computer-Tomograph), sowie im Röntgenbild darzustellen. Mit der Entwicklung des offenen Magnetresonanztomographen (MRT) bietet sich nun auch die Möglichkeit, die Vorteile der MRT für die Angiographie zu nutzen (Rickers et al. 2003).

Während die Röntgendurchleuchtung (CT) eine gute räumliche Auflösung unter Echtzeitkontrolle bietet, hat die MRT den Vorteil, dass hierbei auch umgebende Weichteilstrukturen (Gefäßwände), physiologische Parameter (Geschwindigkeit und Volumenmenge des Blutflusses) und drei-dimensionale Darstellungen möglich sind. Ein ebenfalls wichtiger Aspekt zu Gunsten der MRT ist die fehlende ionisierende Strahlung. Damit werden Untersuchungen von Patienten ermöglicht, die bisher auf Grund der ionisierenden Strahlung nicht durchgeführt werden konnten (z.B. während der Schwangerschaft).

Im CT werden die Katheter mittels röntgendichter Strukturen (seltene Erden), dem metallischen Stabilisierungsgitter und über Kontrastmittel dargestellt (Schild 2003).

Die metallischen Stabilisierungsgitter sind jedoch ein Grund, warum herkömmliche Angiographie-Katheter nicht im MRT verwendet werden können. Metalldrähte, welche länger als die kritische Länge sind (bei 1 Tesla beträgt die kritische Länge in Wasser 197 mm), induzieren auf Grund der HF (Hochfrequenz) der HF-Sendespule eine Wechselspannung, welche die Patientensicherheit gefährdet (Yeung et al. 2002). Silikonkatheter ohne Stabilisierungsgitter sind, um sie im Gefäß schieben zu können, selbst mit Führungsdraht zu flexibel und lassen sich im Bild schlecht vom umliegenden Gewebe abgrenzen, da sie nur geringe Suszeptibilitätsartefakte (eigene Materialartefakte) bilden (Ladd et al. 1998). Es muss somit nach anderen Möglichkeiten gesucht werden, einen Silikonkatheter im MRT darzustellen.

Hierzu gibt es passive und aktive Möglichkeiten. Passiv werden Stoffe auf oder in den Katheter eingebracht, welche durch ihre chemischen bzw. physikalischen Eigenschaften im Bild ein Materialartefakt (Suszeptibilitätsartefakt) erzeugen. Diese sind jedoch zugleich ein limitierender Faktor für die Untersuchung (z.B. Kontrastmittel aufgrund der maximal applizierbaren Menge und Passagezeit) (Omary et al. 2000).

Aktiv kann über eine im Katheter integrierte Empfangsspule mittels der Hochfrequenz der Bildgebungsspule ein Kontrast zum umliegenden Gewebe erzeugt, die Koordinaten der Spule ermittelt und der Katheter als HF-Artefakt im Bild geortet werden (Ocali et al. 1997). Hierbei stellt sich die Problematik, dass die entstehende Wechselspannung die Patientensicherheit gefährdet (Sonntag 2008).

### 2. ZIELSETZUNG

Grundlage dieser Arbeit ist die Veröffentlichung von A. Glowinski, „Catheter Visualization Using Locally Induced, Actively Controlled Field Inhomogeneities“ (Glowinski et al. 1997).

In dieser Veröffentlichung wird mit einer Zylinderspule und einer 9 V-Flachbatterie ein Katheter im MRT per Artefakt dargestellt. Eine Zylinderspule wurde dabei auf der gesamten Länge eines Katheters aufgebracht und mit 150 mA Strom durchflossen und so als Artefakt dargestellt. Das sich hierbei ergebende Problem stellt der Wechselstromanteil dar, welcher auf Grund der Gesamtkabel- und Spulenlänge entsteht und somit keine RF-Sicherheit garantiert. Darüber hinaus erfordert er unnötig hohe Gleichströme zum Überlagern der Wechselanteile. Der Versuchsaufbau von A. Glowinski soll als Grundlage und zum Vergleich für diese Arbeit als erster Schritt nachgebildet werden.

Ziel dieser Arbeit ist es, einen RF-sicheren Angiographie-Katheter zu entwickeln, welcher zum umliegenden Gewebe deutlich abgrenzbare und abschaltbare Artefakte erzeugt. Diese Artefakte sollen aktiv mittels Katheterspule erzeugt werden, welche von Gleichstrom durchflossen wird.

Als Stromquelle fungiert zunächst ein Schalter sowie eine 1,5 V-Batterie bei der sämtliche ferromagnetischen Teile entfernt wurden. Diese Stromquelle wird später durch einen optischen Schalter, bestehend aus Laser, Photodiode und Lichtwellenleiter ersetzt.

Es soll die Art der Spulenwicklung in Abhängigkeit zu den Artefakten untersucht werden, um die größtmöglichen Artefakte bei minimaler Stromstärke zu evaluieren.

Parallel dazu werden Photodioden verschiedener Wellenlängen mit den entsprechenden Lasern über einen Lichtwellenleiter verbunden und die Leistung des Lasers im Verhältnis zur erzeugten Stromstärke dokumentiert. Es soll so ein optischer Schalter entwickelt werden, welcher bei minimaler Laserleistung maximale Gleichströme an der Photodiode erzeugt.

Letztendlich wird der optische Schalter an die Katheterspule integriert und Messungen im Phantom- und Tierversuch durchgeführt.

Dabei ist ein weiteres Ziel dieser Arbeit, die durch HF erzeugten Wechselanteile soweit zu minimieren, dass eine Gefährdung des Patienten ausgeschlossen werden kann.

Die Bestimmung der auftretenden Bildartefakte erfolgte nach einem standardisierten Verfahren der ASTM (American Society for Testing and Materials).

### **3. LITERATURÜBERSICHT**

#### **3.1. Medizinischer Teil**

##### **3.1.1. Magnetresonanztomographie**

Grundlage der MRT ist die magnetische Resonanz von Wasserstoffkernen (Protonen) in einem äußeren Magnetfeld (B<sub>0</sub>-Feld) bei Einstrahlung eines Radiofrequenzimpulses. Jedes Proton weist dabei einen Eigendrehimpuls (Spin) auf. Die Signalausendung erfolgt durch die Präzession der Spins. Im statischen äußeren B<sub>0</sub>-Feld richten sich die Kerne aus und führen dabei eine Kreiselbewegung aus. Die zugeführte Energie in Form von Hochfrequenz (HF)-Wellen wird absorbiert und hat eine Richtungsänderung (Auslenkung) zur Folge. Nach Abschalten der HF wird Energie wieder abgegeben und die Kerne kehren in ihren ursprünglichen Zustand entlang des B<sub>0</sub>-Feldes zurück. Die Gesamtsumme der abgegebenen Energie wird als Induktionsstrom gemessen und in ein Bild umgesetzt. Die Zeit, die benötigt wird, um in den Grundzustand zurück zu kehren, nennt man Relaxationszeit. Es gibt zwei unterschiedliche Wege der Relaxation. Zum einen wird die Energie an die umliegenden Moleküle (das Gitter) abgegeben (longitudinale Relaxation), auch Spin-Gitter-Relaxation oder T<sub>1</sub>-Zeit genannt. Die zweite Variante ist die einer Dephasierung der Spins (transversale Relaxation), d.h. es kommt zu einem Energieaustausch der Spins untereinander. Dies wird auch Spin-Spin-Relaxation oder T<sub>2</sub>-Zeit genannt und beschreibt den Zerfall der Quermagnetisierung. Während die T<sub>2</sub>-Zeit gewebespezifisch ist und somit gut zur Gewebetypisierung eingesetzt werden kann, wird die T<sub>1</sub>-Zeit dazu verwendet, gesundes von pathologischem Gewebe zu differenzieren. Sie ist sowohl gewebe- als auch feldabhängig (Loewenhardt, 2006).

##### **MRT - Geschlossenes System**

Das geschlossene System wird auch als „Röhre“ bezeichnet. Dabei zeigt die Magnetfeldachse in Richtung der Körperlängsachse des Patienten (horizontales Magnetfeld). Für eine gute Bildqualität wird ein hohes Magnetfeld (meist 1,5 oder 3 Tesla) eingesetzt. Eine Untersuchung von Schulter, Hand oder Fuß speziell bei älteren oder adipösen Personen gestaltet sich oft schwierig, ebenso wie die Untersuchung von Klaustrophobikern auf Grund der Enge in der Röhre.

### oMRT - Offenes System

Das statische Magnetfeld steht senkrecht zur Körperachse (vertikales Magnetfeld). Es kommen spezielle Empfangsspulen, sogenannte Solonoid-Spulensysteme, zum Einsatz. Die Bauweise erlaubt einen guten Zugang zum Patienten. Auf Grund der gegebenen Bewegungsfreiheit können ältere Menschen, Klaustrophobiker, Kinder, adipöse Personen und Schwangere untersucht werden (Hailey et al. 2006).



Abb.1: Philips Panorama HFO Release, 1,0 Tesla (Quelle: [www.mikrotherapie-berlin.de](http://www.mikrotherapie-berlin.de))

### 3.1.2. Bildgebungstechniken

#### Spinechosequenz (SE)

Durch einen schichtselektiven  $90^\circ$  RF (Radiofrequenz)-Impuls erfolgt die Anregung, welche zur Folge hat, dass es auf Grund von Feldinhomogenitäten mit unterschiedlicher Geschwindigkeit zur Dephasierung kommt. Zur Hälfte der Echozeit erfolgt ein  $180^\circ$  Impuls, welcher eine Umkehr der Reihenfolge der Spins bewirkt. Auf diese Weise werden Feldinhomogenitäten ausgeglichen und es kommt zum Echo.

Vorteil dieser Sequenz ist die Unempfindlichkeit gegen statische Feldinhomogenitäten, was eine sehr gute Bildqualität zur Folge hat. Ein Nachteil ist die lange Messzeit und damit zugleich die Empfindlichkeit gegenüber Bewegungsartefakten (Nitz et al. 2007).

### Fast Field-Echo (FFE)

Zur Erzeugung des Echos werden nur die Gradientenspulen verwendet und kein  $180^\circ$  HF-Impuls. Der Frequenzkodiergradient führt dazu, dass die Spins dephasieren. Anschließend kommt es zur Rephasierung auf Grundlage eines Magnetfeldgradienten mit inverser Polarität

Vorteil ist, dass eine sehr kurze TR (Repetitionzeit) erreicht wird. Dies führt dazu, dass schnelle Bildaufnahmen möglich sind. Diese Sequenz ist gleichzeitig unempfindlich gegen Bewegungsartefakte. Bei langer T1-Relaxation wird bei großen Pulswinkeln das Signal-Rausch-Verhältnis durch Sättigung vermindert. Aufgrund des Fehlens des  $180^\circ$ -Impulses werden statische Feldinhomogenitäten nicht ausgeglichen (Weishaupt et al. 2006).

Angewendet wird diese Sequenz in Verbindung mit Gadolinium oder eisenhaltigen Kontrastmitteln (Omary et al. 2000).

### Turbo Spin-Echo (TSE)

Hierbei handelt es sich um eine modifizierte SE-Sequenz, bei der die Bildaufnahmezeit verkürzt wird, indem mehrere  $180^\circ$  Pulse pro TR mit dazwischen geschalteten Phasenkodiergradienten stattfinden.

Es kommt zur Spinechoserie (Nitz et al. 2007).

### 3.1.3. Bildartefakte in der MRT

#### Bewegungsartefakte und Flussartefakte

Diese entstehen bei sehr langsamen Sequenzen, ausgelöst durch Atmung, Peristaltik des Darms, Herzschlag oder pulsierenden Fluss von Blutgefäßen bzw. Liquorzirkulation (Weishaupt et al. 2006).

#### Einfaltung

Die Einfaltungen entstehen, wenn anatomische Strukturen außerhalb des gewählten Bildausschnittes auf Grund von Phasen- und Frequenzkodierung in diesen hineinprojiziert (gefaltet) werden, (Weishaupt et al. 2006).

### Chemische Verschiebung

Es kommt zur Signalauslöschung an Grenzflächen (Bsp. Wasser / Fett), weil die Resonanzfrequenz der Protonen abhängig vom umliegenden Gewebe ist (d.h. von der molekularen Struktur); (Weishaupt et al. 2006).

### Suszeptibilität

Die magnetische Suszeptibilität ist ein Mass für die Magnetisierbarkeit von Materialien. Durch unterschiedliche Suszeptibilitäten unterschiedlicher Materialien entstehen an den Phasengrenzen Signalauslöschungen und Bildverzerrungen. Gering sind diese bei SE-Sequenzen, da hier Magnetfeldinhomogenitäten ausgeglichen werden. FFE-Sequenzen dagegen sind am empfindlichsten (Bakker et al. 1993, 1994); (Teitelbaum et al.1988).

Genutzt werden diese Artefakte z.B. bei der Suche nach Blutungen oder Kalkablagerungen. Besonders große Artefakte entstehen z.B. bei orthopädischen Implantaten (Weishaupt et al. 2006).

### Wechselströme

Wird die Gradientenspule schnell ein- und ausgeschaltet so entstehen Ströme im bzw. am Patienten. Diese werden durch Kabel und Drähte oder aber durch den Magneten selbst ausgelöst (Weishaupt et al. 2006); (Bartels et al. 2001).

### Radiofrequenzartefakte

In Phasen- oder Frequenzrichtung entstehen manchmal Linien oder Bänder im Bild. Linien in Phasenrichtung entstehen hierbei durch ein RF-Loch (Bsp. Tür im MRT-Raum ist nicht richtig geschlossen) oder extern durch RF-Störquellen (Bsp. Pulsoximetergeräte oder Anästhesiegeräte im Raum). Bänder in Frequenzrichtung entstehen durch Fehler bei der RF-Transmission (Weishaupt et al. 2006).

### 3.1.4. ASTM-Sequenzen

Sequenzparameter:

TE (Echozeit): Zeitspanne von der Anregung der Spins bis zur Signalmessung

TR (Repetitionzeit): Zeitspanne zwischen zwei Anregungen innerhalb einer Schicht

Flipwinkel (Kippwinkel): Auslenkung der Spins. Diese sollte groß genug sein um genügend Signal bei kurzer TR zu erreichen und der Sättigung bei 90°-Impulsen entgegenzuwirken. Bei geringer Magnetisierung entlang der xy-Ebene kann die übrige Magnetisierungsenergie entlang der z- Achse für erneute Anregung genutzt werden.

NSA (Number of Excitation): Anzahl der Signale einer Schicht pro Phasenkodierung gemessen.

Schichtdicke (Slice thickness): Entlang der z-Achse des Körpers nimmt die Larmorfrequenz vom Kopf zum Fuß hin ab. Somit kann entsprechend der gewählten Frequenz genau eine definierte Schicht angeregt werden. Die Schichtdicke wird dabei durch Änderung der Gradientenstärke der Schichtwahlgradienten beeinflusst.

FOV (Field-of-View): Bildausschnitt, welcher gemessen wird.

Bandbreite: Spin-Sequenz-Spektrum

(Weishaupt et al. 2006)

ASTM Designation: F 2119-01

Standard Test Method for Evaluation of MR Image Artefacts from Passive Implantants

### 3.1.5. Blutkreislauf des menschlichen Körpers

Das Kreislaufsystem besteht aus einem arteriellen und einem venösen System, kann aber auch in ein Hochdrucksystem 10,7-16 kPa (80-120 mmHg) und ein Niederdrucksystem 0,665-2,394 kPa (5-10 mmHg) unterteilt werden, wobei alle Venen und die Lungenarterie zum Niederdrucksystem gehören, alle anderen Arterien zum Hochdrucksystem.

Der Weg des Blutes in für die Angiographie wichtigen Gefäßen beim Menschen:

Vom linken Herzen fließt das Blut über den Aortenbogen in die Aorta deszendenz, hier gehen sämtliche Äste zu den Organen (Leber, Milz, Nieren, Magen, Darm) und kleinere Äste zum Rückenmark ab (Abzweigungen am Aortenbogen wie Truncus brachiocephalicus wurden für diese Arbeit nicht berücksichtigt). In Höhe des Bauchnabels verzweigen sie sich

in die beiden Beckenarterien (A. iliaca), welche in Leistenhöhe in die A. femoralis communis übergehen. Diese teilt sich weiter und zieht im Bein herab (Deetjen et al. 1999).

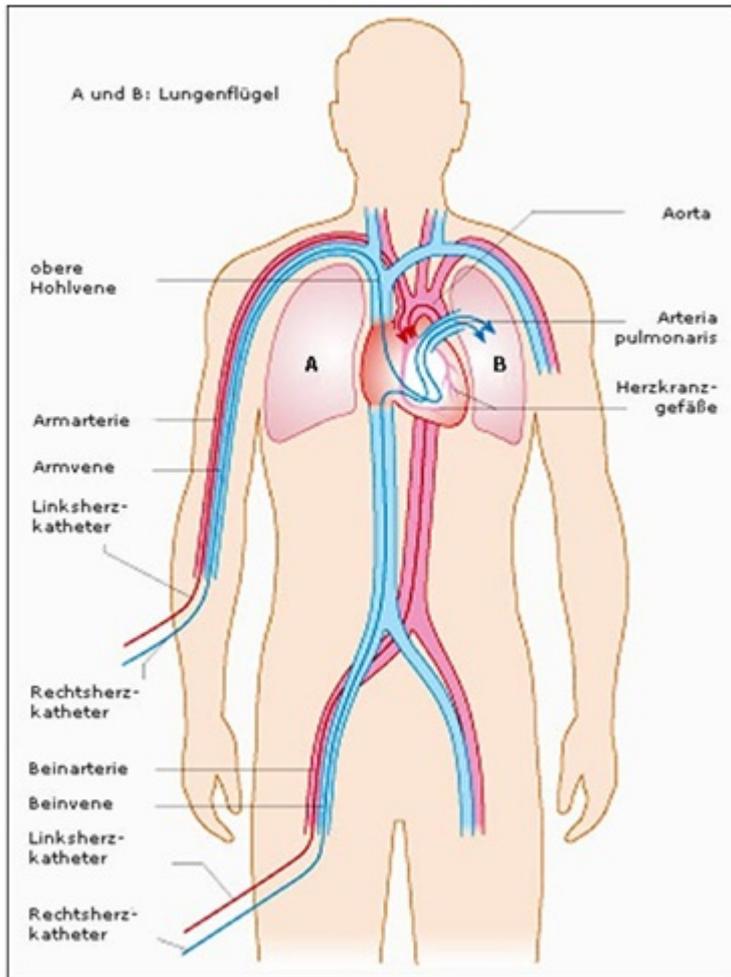


Abb. 2: Schematische Darstellung eines Linksherzkatheters (rot) und Rechtsherzkatheters (blau) von der Leistengegend bzw. vom rechten Arm bis zum Herz (Quelle: [www.vitanet.de](http://www.vitanet.de))

### 3.1.6. Angiographie

#### Allgemeines

Unter Angiographie versteht man die röntgenologische Darstellung eines Gefäßes nach Kontrastmittelgabe. Dazu wird ein Katheter über einen Zugang (Schleuse), meist in der Leistenarterie, geschoben, über den dann das Kontrastmittel appliziert wird. Angiographie stellt immer die Kontrastmittelsäule im Gefäß dar. (Schild 2003).

### DSA (digitale Substraktionsangiographie)

Die digitale Substraktionsangiographie dient der Untersuchung von Blutgefäßen. Hierbei werden vom zu untersuchenden Körperteil, zum Beispiel dem Herz, zwei zeitlich aufeinander folgende Röntgenaufnahmen gemacht. Zeitlich zwischen den Bildern wird ein Kontrastmittel in die Arterien injiziert. Angewandt wird dies zur Diagnose von Gefäßerkrankungen, vor allem bei Stenosen und Gefäßverschlüssen.

### Angio-CT (Computertomographie)

Hierbei handelt es sich um ein Schnittbildverfahren mittels ionisierender Strahlung, was zu einem 3D-Modell hochgerechnet werden kann. Das Kontrastmittel wird induziert und der CT misst den Kontrastmittelspiegel im Blut über der Hauptschlagader (Aorta). Sobald die vorgegebene Konzentration erreicht ist, beginnt der Scan des voreingestellten anatomischen Körperbereiches. Angewandt wird dieses Verfahren vor allem zur Diagnostik von großen Gefäßen. Hauptanwendung findet es bei der Vermessung eines Aortenstents in Länge und Durchmesser. Auch Gerinnsel im Gefäß lassen sich auf diese Weise darstellen (Higgins et al. 2005).

### Angio-MRT (Magnetresonanztomographie)

Dies ist ein 3D-Schnittbildverfahren mittels Magnetfeld und RF nach Kontrastmittelgabe. Auch hier lassen sich Gefäße darstellen. Vorteil ist hierbei die fehlende ionisierende Strahlung. Nachteile ergeben sich, da Patienten mit Herzschrittmacher oder metallischen Implantaten für diese Art der Untersuchung nicht geeignet sind (Higgins et al. 2005; Rickers et al. 2003).

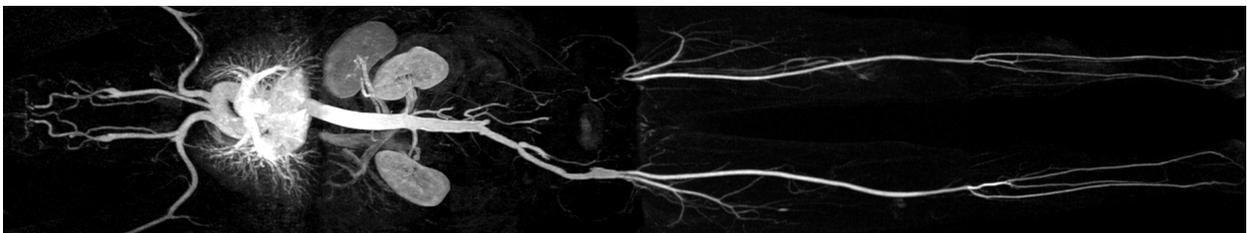


Abb. 3: Gefäßdarstellung im MRT-Bild (Quelle: [www.praxis-bbb.de](http://www.praxis-bbb.de))

Beim Hauptteil der Untersuchungen erfolgt der Zugang über die Leistenarterie, es kann jedoch auch eine Punktion der Armarterie bzw. der Arterie der Achselhöhle erfolgen (Schild 2003).

### 3.1.6.1. Katheter

#### Interventionskatheter

Um Gefäße zu sondieren, benötigt man Katheter, welche sich den anatomischen Gegebenheiten anpassen und es so ermöglichen, die Katheter in die richtige Arterie zu leiten (Leung et al. 1995).

Der Unterschied dieser Katheter liegt in den verschieden geformten Spitzen (siehe Abbildung 5).

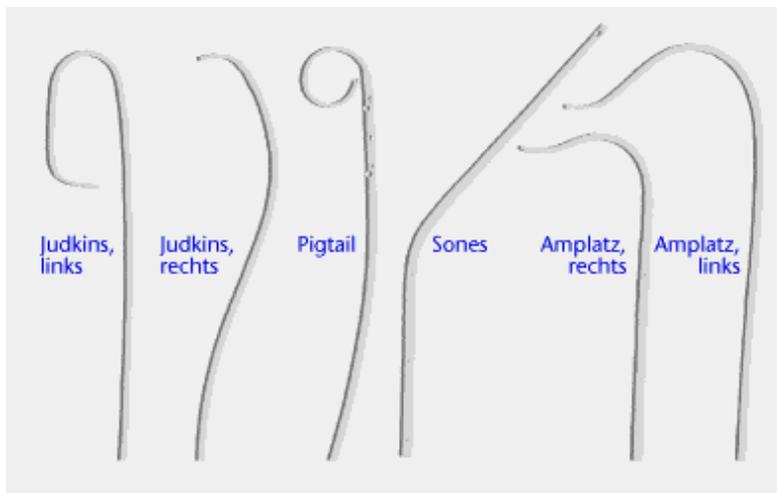


Abb. 4: Verschiedene Formen von Katheterspitzen (Quelle: [www.medizin.uni-essen.de](http://www.medizin.uni-essen.de))

Um einen Katheter im MRT nutzen zu können, darf dieser keine ferromagnetischen Anteile besitzen. Des Weiteren sind Stabilisierungsgitter zwar im MRT-Bild sichtbar, jedoch ab einer bestimmten Länge kritisch, da sie Wechselströme durch die HF generieren und somit die Patientensicherheit gefährden (Liu et al. 2000).

Es müssen spezielle MRT-kompatible Katheter evaluiert werden. Dies gilt auch für die zu verwendenden Führungsdrähte (Adam et al. 1998; Buecker et al. 2004; Kochli et al. 1994; Kuehne et al. 2003).

## Schleuse / Katheterzugang

Um einen Katheter in ein Blutgefäß schieben zu können, benötigt man einen Zugang (Schleuse). Schleusen sind Kunststoffkatheter, welche nach vorheriger Betäubung in das Gefäß eingebracht werden. Sie besitzen einen Schleusenkopf, durch den der Katheter bzw. Führungsdraht geschoben wird und welcher durch eine Gummimembran abgedichtet ist. So wird ein Austreten von Blut während der Intervention verhindert. Um einen Verschluss des Lumens zu verhindern, befindet sich seitlich noch ein Schlauch zum Spülen.



Abb. 5: Schleusensystem, durch welches der Katheter geschoben wird (Quelle: [www.bbraun.de](http://www.bbraun.de))

### 3.1.6.2. Kathetertracking

Unter Kathetertracking versteht man die Ortung der Position und Lage des Katheters innerhalb des Körpers. Katheter können aktiv oder passiv dargestellt werden.

Bei den passiven Verfahren werden Stoffe eingearbeitet, welche dem Katheter im CT Röntgendichte verleihen (Bsp. seltene Erden oder Stabilisierungsgitter aus Metall) sowie im MRT ferromagnetische Materialien, welche Materialartefakte (Suszeptibilitätsartefakte) hinterlassen. Hierzu gehören MRT-kompatible Führungsdrähte (Araki et al. 2002; Bakker et al. 1996; Ladd et al. 1998) sowie mit Kontrastmittel gefüllte Katheter (Omary et al. 2000).

Aktiv können Katheter über Resonanzspulen dargestellt werden (Bock et al. 2004; McKinnon et al. 1996).

Ebenfalls ist es möglich mittels einer am Katheter integrierten Antenne die HF des MRT zu nutzen und durch die entstandenen Wechselfelder ein Artefakt zu generieren (Ocali et al. 1997).

Mittels eines lokal entstehenden Magnetfeldes und daraus resultierendem Artefakt im MRT-Bild kann ein Katheter mit integrierter stromdurchflossener Spule aktiv dargestellt werden (Glowinski et al. 1998).

## **3.2. Physikalischer Teil**

### **3.2.1. Spulen**

Eine Spule besteht aus Draht (Stromleiter) mit mindestens einer Windung, welcher um einen Spulenträger gewickelt sein kann. Ist dieser aus nichtmagnetischem Material, handelt es sich um eine Luftspule. Spulen zählen zu den passiven induktiven Bauelementen. Legt man an eine Spule einen elektrischen Strom an, so entsteht ein magnetischer Fluss. Sobald sich der Strom ändert, entsteht an den Enden der Spule eine Selbstinduktionsspannung, welche dem Strom (ihrer Ursache) entgegen wirkt (Lenzsche Regel). Strom und induzierte Spannung verhalten sich dabei proportional. Dieser Proportionalitätsfaktor wird als Induktivität bezeichnet. Ist die Spule gegenläufig (bifilar) gewickelt, erhält man geringe Induktivitäten, da sich hierbei die entgegengesetzt gerichteten, magnetischen Flüsse aufheben.

Legt man Gleichstrom an eine Spule an, so entstehen ein magnetischer Nord- und Südpol, wobei die Flussrichtung des Stromes angibt, um welchen Pol es sich handelt, (Faustregel: Stromfluss am Spulenende im Uhrzeigersinn – Südpol, gegen den Uhrzeigersinn – Nordpol). Der Stromfluss wird entsprechend der physikalischen Stromrichtung vom Minus- zum Pluspol angegeben (Czichos et al. 2008).

Die Magnetfeldstärke H kann wie folgt berechnet werden:

$$H = I \times \frac{N}{l}$$

N = Windungszahl, l = Länge der Spule und I = Stromstärke

### Spulenmaterial

In der Technik werden als Material für Spulen Kupferlackdrähte (CuL) oder Aluminiumdrähte verwendet. Es können jedoch auch andere leitende Metalldrähte wie bspw. Gold, Silber oder Platin verwendet werden (Czichos et al. 2008).

Kupfer ist als sehr weiches Metall gut formbar und kann für sehr dünne Drähte unter 50  $\mu\text{m}$  noch gut verarbeitet werden. Mit einer elektrischen Leitfähigkeit von  $58 \times 10^6 \text{ S/m}$  bei 20 °C gilt Kupfer als sehr guter Leiter (etwas schlechter als Silber mit  $63,01 \times 10^6 \text{ S/m}$  bei 20 °C, aber deutlich besser als Gold mit  $44,0 \times 10^6 \text{ S/m}$  bei 27 °C) (Czichos et al. 2008). Kupfer ist ebenfalls ein sehr guter Wärmeleiter. Die toxische Wirkung, hervorgerufen durch Kupferionen, spielt auf Grund der Lackummantelung des Kupferdrahtes keine Rolle (Brechmann et al. 2007). Dieser Lack dient als Isolierschicht.

### Zylinderspulen

Die Drahtwindungen werden parallel um ein Lumen gewickelt, wobei bei einer optimalen Zylinderspule mit maximaler Induktivität der Abstand der Windungen kleiner als das Lumen ist. Hierbei kann der Draht zylindrisch nur in eine Richtung (siehe Abbildung) oder als Hin- und Rückwicklung parallel oder antiparallel, neben- oder übereinander, gewunden werden.

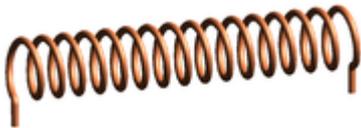


Abb. 6: Darstellung der einfachsten Form einer Zylinderspule (Quelle: <http://de.academic.ru>)

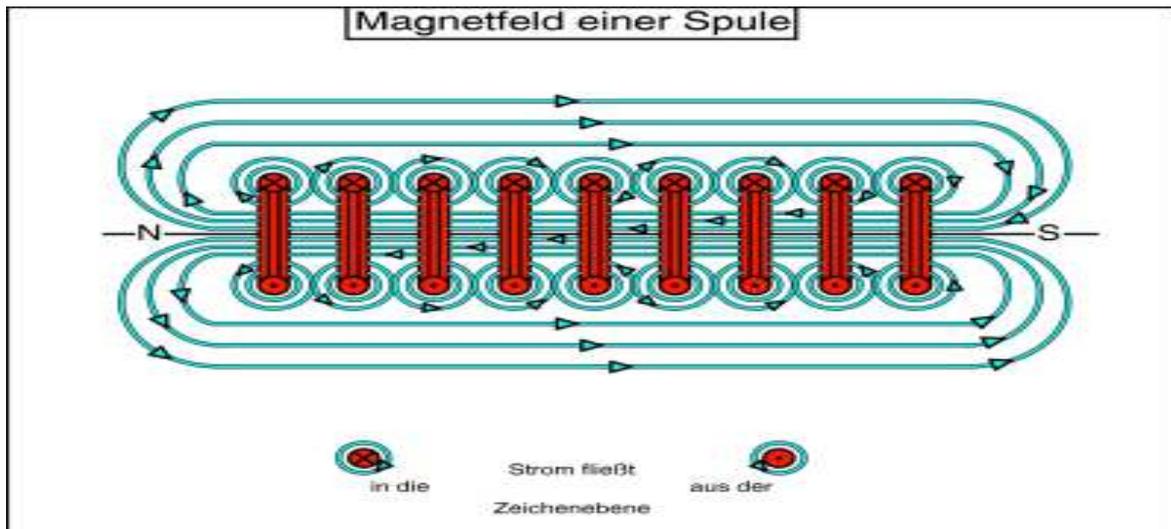


Abb. 7: Schematische Darstellung des Feldverlaufes einer Spule (Quelle: <http://katalog.av-medien.net>)

Die magnetische Feldstärke lässt sich dabei wie folgt ermitteln:

$$H_x(x) = \frac{IN}{2l} \left[ \frac{\frac{l}{2} - x}{\sqrt{\left(\frac{l}{2} - x\right)^2 + r^2}} + \frac{\frac{l}{2} + x}{\sqrt{\left(\frac{l}{2} + x\right)^2 + r^2}} \right]$$

$I$  = Stromstärke,  $N$  = Windungsanzahl,  $l$  = Länge der Spule,  $r$  = Radius der Spule  
 $x$  wird von der Spulenmitte aus entlang der Achse gemessen (Nüßmann 1983)

### 3.2.2. Photodioden

In Photodioden ist p-leitendes und n-leitendes Material zusammen gefügt. Es handelt sich hierbei um Halbleiterbauelemente, welche aus Halbleitermaterial (Silizium, Germanium oder Galliumarsenit) bestehen. Dabei ist  $n$  die obere dünne Schicht, durch die das Licht in die so genannte Raumladungszone hindurch tritt. Photodioden wandeln Licht an ihrem pn-Übergang (Grenzschicht) auf Grund eines inneren Photoeffektes in elektrischen Strom um. Licht trifft auf die Grenzschicht, welche meist durch ein Gitter geschützt ist. Dabei werden freie Ladungsträger (Elektronen) aus ihrer Kristallbindung gelöst und wandern von der n-leitenden zur p-leitenden Schicht und gehen dort wieder in Bindung. Es kommt zur Ladungsträgerdiffusion, da die freien Ladungsträger der n-Schicht mit den Löchern der p-Schicht rekombiniert werden, dabei entsteht ein Ionengitter. Diese so genannte

Raumladungszone enthält wenig freie Ladungsträger, was die Entstehung eines starken elektrischen Feldes zur Folge hat. Ist das elektrische Feld groß genug, um der Kraft der Wärmestrahlung entgegenzuwirken, so ist die Ladungsträgerdiffusion beendet. Die Breite der Raumladungszone ist abhängig von der Lichtintensität, d.h. je höher die Lichtintensität, desto breiter die Zone und desto stärker das elektrische Feld. Entscheidend hierbei ist die Diodenspannung (Diffusionsspannung), welche bei  $T = 20\text{ °C}$  bei Silizium ca.  $U = 0,6\text{-}0,7\text{ V}$  und bei Germanium ca.  $U = 0,3\text{ V}$  liegt (siehe Abb. 10 Diodenkennlinie), (Czichos et al. 2008).

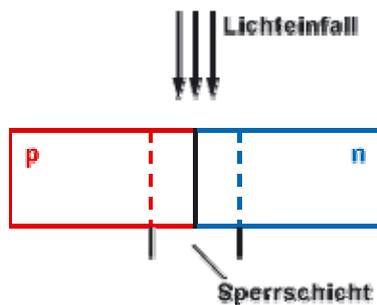


Abb. 8: Schematische Darstellung eines pn-Übergangs  
(Quelle: [www.elektronik-kompendium.de](http://www.elektronik-kompendium.de))

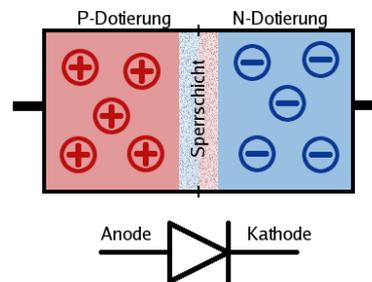


Abb. 9: Ladungsverteilung in einer Photodiode  
(Quelle: <http://entladung.net>)

Jede Diode hat in einer bestimmten, vorgegebenen Wellenlänge ihr Optimum, welchem die Lichtquelle entsprechen muss. Bei Dunkelheit fließt, temperaturabhängig, der so genannte Dunkelstrom, welcher ein Qualitätsmerkmal der Dioden ist. Je kleiner dieser Dunkelstrom (Leckstrom), desto hochwertiger ist die Diode, da es sich hierbei um einen Querstrom handelt, welcher von außen nicht nutzbar ist und der dem zu erzeugenden Strom entgegenwirkt.

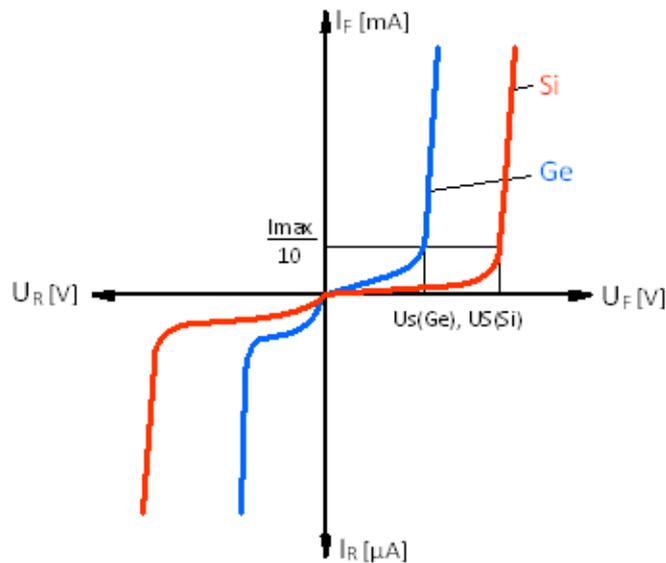


Abb. 10: Diodenkennlinien einer Siliziumdiode (rot) und einer Germaniumdiode (blau)  
(Quelle: www.kurcz.cc)

In Diodenkennlinien (siehe Abb. 10) werden Spannungs- und Stromverhalten der entsprechenden Dioden dargestellt. Betrachtet man das Diagramm in Abb. 10, so sind Dioden, welche in Durchlassrichtung betrieben werden, oben rechts und Dioden, welche in Sperrrichtung betrieben werden, unten links einzuordnen. Diese Kennlinien werden z.B. verwendet um die Schwellspannung zu ermitteln. Die Schwellspannung ist diejenige Spannung, bei der die Anode in Durchlassrichtung positiver ist als die Kathode, bei der folglich Strom fließt.

Es gibt folgende Betriebsarten für Photodioden:

1. als Lieferant elektrischer Energie (Fotoelement, Solarzelle), d.h. ohne Last geht die Diode in Sättigung und die Spannung geht gegen Leerlaufspannung, bei Belastung sinkt die Spannung und Strom geht gegen Kurzschlussstrom ( $U > 0$  ;  $I > 0$ ); die Diode erzeugt Strom.
2. Betrieb im Kurzschluss, d.h. als Stromlieferant linear abhängig von der Beleuchtungsstärke ( $U = 0$  ;  $I > 0$ );
3. Betrieb in Sperrrichtung, d.h. es fließt ein Sperrstrom, welcher linear vom Licht abhängig ist; sie leitet bei Belastung auch in Sperrrichtung ( $U < 0$ ;  $I > 0$ ). An der Diode liegt eine externe Spannungsquelle an ( $U > 0$ ), deren Spannung größer als die Photospannung sein muss. Die Diode wird als Photowiderstand genutzt (Brechmann et al. 2007).

### 3.2.3. Lichtwellenleiter (LWL)

LWL sind elektrische Wellenleiter aus Quarzglas, Mineralglas, Siliziumoxid (reinstes Kieselglas) oder Kunststoff. Es handelt sich um mit Steckverbindungen versehene Kabel zur Übertragung von Licht (optische Signale und optische Strahlung). Ihr Biegeradius wird vom verwendeten Material sowie vom Durchmesser und der Ummantelung bestimmt.

Ein LWL besteht aus einem lichtführenden Kern (core), welcher der Signalübertragung dient und der einen größeren Brechungsindex besitzt als der Mantel. Dieser Mantel (cladding) mit niedriger optischer Dichte bildet eine Grenzschicht, an der Totalreflexion stattfindet, und sorgt somit dafür, dass das Licht durch den Kern geführt wird. Des Weiteren kommt eine Schutzbeschichtung (coating) hinzu, welche vor mechanischer Beschädigung und Feuchtigkeit schützen soll und aus Kunststoff (Silikon, Acryl) besteht (Czichos et al. 2007).

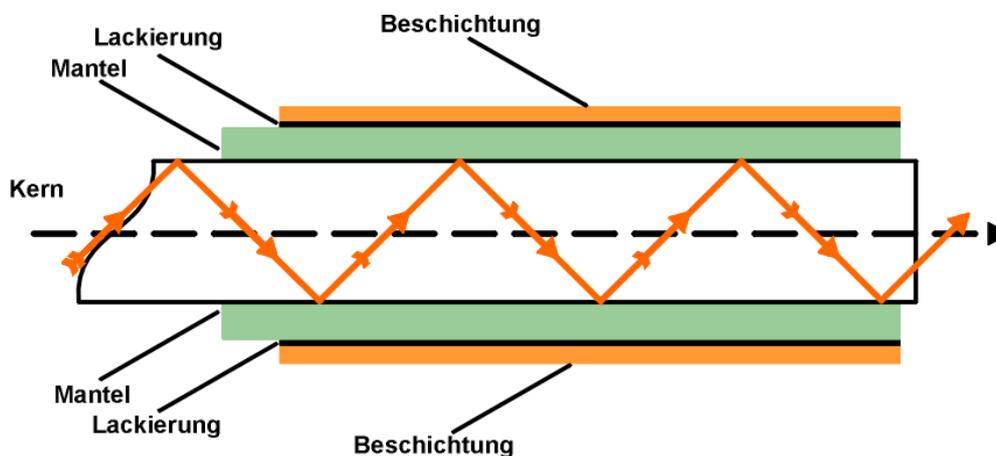


Abb. 11: Schematischer Aufbau eines Lichtwellenleiters und des hindurchführenden Lichtverlaufes (Quelle: [www.huetter.co.at](http://www.huetter.co.at))

LWL werden über spezielle Stecker mit der Lichtquelle und untereinander verbunden. Effektiv werden Stecker mit ballonartiger (runder) Endfläche verwendet, bei denen sich lediglich die Faserenden kontaktieren.

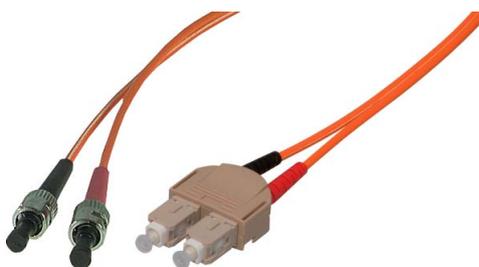


Abb. 12: Verbindungsstecker von Lichtwellenleitern: links der gängige ST-Stecker, rechts der SC-Stecker (Quelle: [www.rapidcontact.de](http://www.rapidcontact.de))

SC-Stecker sind Normstecker für Glasfaserkabel mit automatischer Verriegelung und Verdrehsicherung (Push-/Pullverriegelung) und werden meist für feste Verlegekabel verwendet.

ST-Stecker sind Stecker mit Bajonettverschluss (stick and twist) und werden auch VST genannt, wenn sie verriegelbar sind. Sie werden meist an aktiven Komponenten eingesetzt.

### 3.2.4. Laser (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation)

Laser sind eine künstlich gerichtete Strahlungsquelle, welche durch stimulierte Emission von Strahlung zur Lichtverstärkung führt. Elektronen werden angeregt und auf ein höheres Energieniveau gehoben (Absorption). Sie geben Photonen ab, wobei aus spontaner Emission entlang der Vorzugsachse induzierte Emission wird, was eine Photonenlawine auslöst. Die Anregung hierbei erfolgt durch intensives Licht oder eine elektrische Gasentladung.

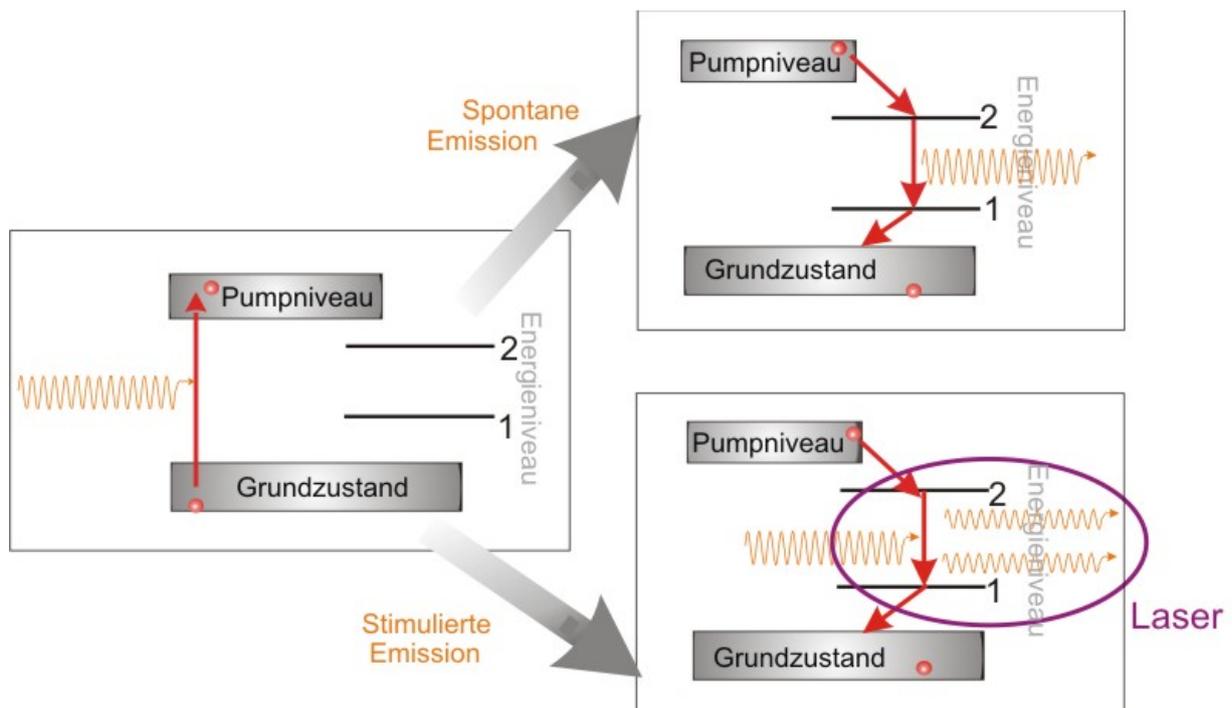


Abb. 13: Schematische Darstellung der Energieniveaus und Effekte bei der Entstehung von Laserlicht (Quelle: [www.fzd.de](http://www.fzd.de))

Zur Verstärkung kommt es durch Totalreflexion im optischen Resonator an zwei sich gegenüberliegenden Spiegeln. Dadurch wird der Weg des Lichtes verlängert, was zur Folge hat, dass ein Photon sehr oft stimulierte Emission hervorrufen kann. Es werden hierbei nur bestimmte Frequenzen verstärkt, welche folgende Resonatorbedingungen erfüllen, alle anderen werden durch Interferenz ausgelöscht. Es gilt:

$$L = q \times \frac{\lambda}{2}$$

Wobei  $q$  eine natürliche Zahl ist und  $L$  die Resonatorlänge,  $\lambda$  = Wellenlänge

Ein Spiegel ist totalreflektierend, der andere Spiegel teilreflektierend, was zur Folge hat, dass 1-5 % des Lichtes als Resonatorverlust ausgekoppelt wird und somit als Laserlicht zur Verfügung steht.

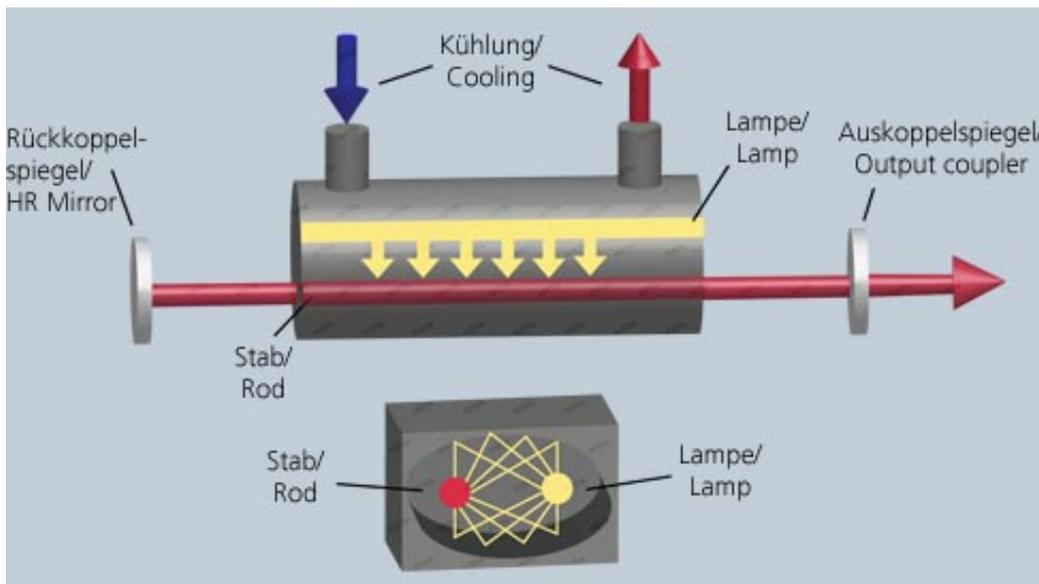


Abb. 14: Schematische Darstellung des Aufbaus eines Resonators im Laser (Quelle: [www.acsys.de](http://www.acsys.de))

Als Lasermedien stehen Ionen (Nd:YAG), Atome (HeNe Gasgemische), Moleküle (CO<sub>2</sub>), dotierte Halbleiter (Laserdioden) oder freie Elektronen (in Magnetfeldern) zur Verfügung.

Laserlicht zeichnet sich besonders durch folgende Eigenschaften aus:

- kohärent, d.h. Richtung und Phasenverschiebung sind über große Strecken fest, konstruktiv überlagernde Wellen;
- monochromatisch, d.h. schmale Bandbreite, Wellenlänge (Farbe) zuzuordnen, wobei die Wellenlänge der Energie entspricht;
- Kollimation, d.h., dass die Leistung genau in eine Richtung ausgesendet wird, parallel und vom optischen Resonator vorgegeben (paralleles Licht);
- fokussierbar, d.h. Tiefenschärfe durch Fokussierung, dabei ist es besser, mit kleinen Brennweiten zu arbeiten (Leistungsdichte = Laserleistung / Strahlenquerschnitt).

Es gibt gepulste Laser, getaktete Laser und Dauerstrichlaser, dies wird als Betriebsart bezeichnet. Laser werden in der Medizin zum Schneiden, Abtragen von Gewebe, Laserlithotripsie, Photothermolyse, LITT und in der Photochemotherapie eingesetzt (Czichos et al. 2007).

## Literaturübersicht

Die neuen Laserklassen:

Klasse	Grundkonzept	Wellenlänge, für die die Klasse definiert ist	Zeit- basis	GZS für das Sichtbare	Messung	Kommentar
Neu						
1	augensicher	alle	100 s oder 30000 s	Wellenlängen -abhängig	50 mm in 2 m 7 mm in 14 mm	alte Klasse 1
1M	augensicher ohne Verwendung optischer Instrumente; unsicher bei Verwendung optischer Instrumente	302,5 - 4000 nm	100 s oder 30000 s	Wellenlängen -abhängig	Wie MZB- Werte	früher: nicht sichtbarer Teil der Klasse 3A und Geräte, die nicht in 3A, sondern wegen der Leistungs- grenze (fünfmal Klasse 2) in Klasse 3B waren
2	augensicher durch Abwendungs- reaktion plus Lidschlussreflex	400 - 700 nm	0,25 s	1 mW	50 mm in 2 m 7 mm in 14 mm	alte Klasse 2

Literaturübersicht

2M	Lidschlussreflex; je nachdem, ob es sich um einen divergenten oder aufgeweiteten Strahl handelt, kann er mit optischen Instrumenten unsicher sein	400 - 700 nm	0,25 s	1 mW	Wie MZB-Werte	früher: sichtbarer Teil der Klasse 3A und Geräte, die nicht in 3A waren, sondern wegen der Leistungsgrenze 5 mW in Klasse 3B waren
3R	-überschreitet die MZB-Werte  -die Strahlung ist max. fünfmal höher als die GZS-Werte von Klasse 1 (bzw. Klasse 2)  -das Risiko ist etwas geringer als in der Klasse 3B	400 - 700 nm  302,5 - 400 nm und  700 nm - 10 <sup>6</sup> nm	0,25 s  100 s	5 mW	50 mm in 2 m  7 mm in 14 mm	alte Klasse 3B im Sichtbaren erweitert in den Wellenlängenbereich von 302,5 nm bis 1 mm
3B	alte Klasse 3B ohne 3R	alle	100 s	500 mW	50 mm in 2 m  7 mm in 14 mm	alte Klasse 3B ohne 3R
4	alte Klasse 4	alle	100 s 30000 s	> 500 mW		alte Klasse 4

Tabelle 1: Laserklassen nach DIN EN 60825-1/11.01 (Quelle: Kurs Laser in der Medizin LMTB Berlin)

### 3.2.4.1. Frequenzverdopplung

Bestrahlt man ein Material z.B. einen Kristall (KDP- Kaliumdihydrogenphosphat) mit Licht hoher Intensität so ändert sich beim Auftreffen und Durchdringen der Materie die Frequenz des Lichtes. Da die Frequenz der Lichtstrahlung multipliziert mit der Wellenlänge die Konstante Lichtgeschwindigkeit ergibt, kann man auch sagen die Frequenz ist umgekehrt proportional zur Wellenlänge. Wird beim Auftreffen die Frequenz verdoppelt, so halbiert sich folglich die Wellenlänge.

Ziel bei einem Nd:YAG (Neodymiak) Laser ist es, die Wellenlänge von 1064 nm (rot) auf 532 nm (grün) zu verdoppeln und anschließend den roten Anteil herauszufiltern. Hierfür wird der rote Laser in einen KDP-Kristall eingekoppelt. Die Brechzahl des KDP-Kristalls beträgt  $n = 1,5095$  bzw.  $n = 1,4684$  und ist richtungsabhängig. Da nicht der gesamte Strahl gewandelt wird, ist es notwendig, nach dem KDP Kristall mittels Spiegel, welche im grünen Bereich reflektieren und rotes Licht transmittieren, den austretenden Strahl zu filtern. Dabei bestimmen Temperatur, Bandbreite und Intensität des Lasers die Effizienz des KDP-Kristalls.

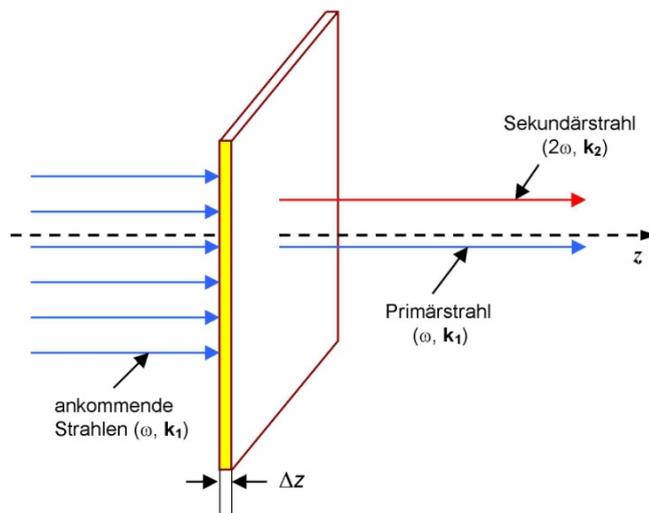


Abb. 15: Frequenzverdopplung, schematische Darstellung des Strahlenverlaufes durch einen KDP Kristall (Quelle: <http://users.physik.fu-berlin.de>)

Wie dabei deutlich wird, sind hinter dem KDP-Kristall beide Wellenlängen (die eingehende und die frequenzverdoppelte Wellenlänge) vorhanden, so dass im Folgenden noch über Filter der Primärstrahl, also die eingehende Wellenlänge, herausgefiltert werden muss.

### 3.2.5. Gleichstrom

Gleichstrom wird beispielsweise durch eine Batterie erzeugt. Hierbei gilt, dass ein Leiter einen positiven Pol gegenüber dem anderen hat und Stärke sowie Richtung konstant sind.

Bei konstantem Widerstand verhalten sich Spannung und Stromstärke proportional (Ohmsches Gesetz).

Ohmscher Widerstand (R):

$$R = \frac{U}{I} \quad \text{Ohmscher Widerstand, } U = \text{Spannung, } I = \text{Stromstärke}$$

Entscheidend für die Erwärmung eines elektrischen Leiters ist die *Stromdichte*  $J$  in  $A/mm^2$ , sie ist somit ein Maß für die Belastbarkeit des Leiters und die Stromverteilung innerhalb des Leiters.

Stromdichte (J):

$$J = \frac{I}{A} \quad \text{J = Stromdichte, } I = \text{Stromstärke, } A = \text{Querschnitts Fläche des Leiters}$$

*Elektrische Leistung*  $P$  ist die pro Zeiteinheit gelieferte elektrische Energie.

Elektrische Leistung (P):

$$P = U \times I \quad \text{P = elektrische Leistung, } U = \text{Spannung, } I = \text{Stromstärke}$$

(Brechmann et. al. 2007)

### 3.2.6. Wechselstrom

Beim Wechselstrom handelt es sich um einen zeitlichen Wechsel zwischen positiver und negativer Polung des Stromes, deren Summe Null ergibt (Brechmann et al. 2007). Die Wechselstromanteile werden in dieser Arbeit, da sie die Patientensicherheit gefährden minimiert.

### 3.2.7. Radiofrequenz (RF)

In der Elektrotechnik zählen Frequenzen zwischen 30 kHz und 300 GHz zu den Hochfrequenzen. In der Medizin spricht man von Radiofrequenz. Dieser Bereich beginnt schon bei 1 kHz. Er ist ein Teilbereich der Hochfrequenz. Hochfrequenz hat die Eigenschaft sich in Form von elektromagnetischen Wellen über große Distanzen und durch Materieschichten wie z.B. Wände, wenn sie nicht abgeschirmt werden auszubreiten (Pictet et al. 2002); (Yeung et al. 2002).

### 3.2.8. Transformation

Unter Transformation versteht man die galvanische Kopplung zwischen zwei Leitern. Ziel dieser Kopplung ist eine Erhöhung oder Erniedrigung der Wechselspannung.

Um einen Transformationseffekt hervorrufen zu können, benötigt man primäre und sekundäre Spulen, also einen Transformator. Die Primärspule ist hierbei die HF-Sendespule des oMRT, als Sekundärspule fungiert die Katheterspule. Die Sekundärspule muss innerhalb des von der Primärspule erzeugten elektromagnetischen Feldes gekoppelt sein (sich befinden). Bei einem Transformator wird elektrische Energie (Wechselspannung) induktiv übertragen. Die Wechselspannung, welche an die Primärspule angelegt wird, erzeugt ein Magnetfeld, welches in der Sekundärspule wiederum eine Spannung erzeugt. Dabei muss das Magnetfeld, welches die Sekundärspule durchsetzt, sich ständig zeitlich ändern, was durch die angelegte Wechselspannung hervorgerufen wird.

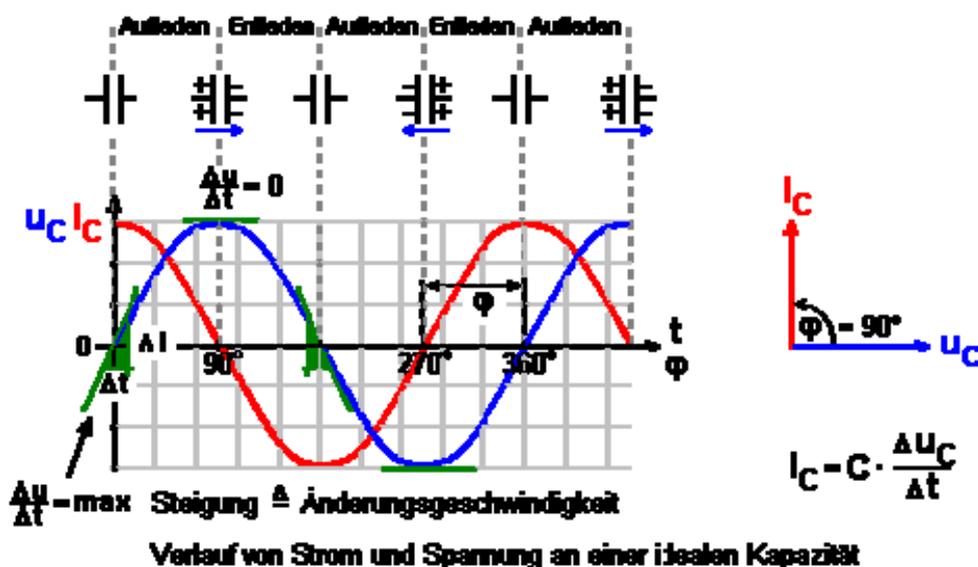


Abb. 16: Phasenverschiebung bei der Transformation (Quelle: <http://home.arcor.de>)

Der von den Spulen des MRT induzierte Transformationsstrom ist Wechselstrom und muss somit im Rahmen der Patientensicherheit minimiert werden. Dies geschieht in diesem Fall, indem das Verhältnis der Spulengrößen zueinander so gewählt ist, dass die Sekundärspule flächen- und windungsmäßig deutlich kleiner ist als die Primärspule und somit nur in geringem Maße vom Magnetfeld der Primärspule durchströmt wird. Die Spannung der Sekundärspule ist genau so groß wie das Verhältnis der Windungszahlen von primär zu sekundär und wird von der Primärspannung vorgegeben.

Spannungsübersetzung:

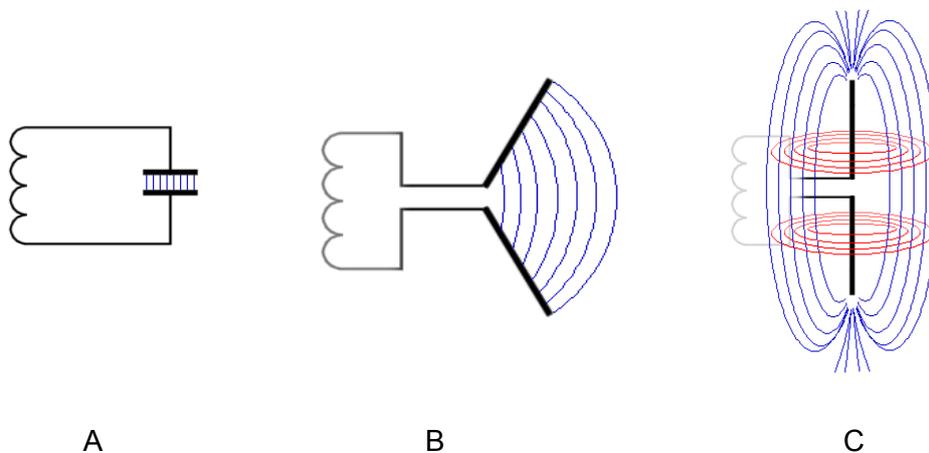
$$\frac{U_1}{U_2} = \frac{N_1}{N_2}$$

U1 Primärspannung, N1 Primärspulenwindungszahl,  
U2 Sekundärspannung, N2 Sekundärspulenwicklung  
(Brechmann et al. 2007)

### 3.2.9. Antenne

Bei einer Antenne handelt es sich um einen Leiter, welcher elektromagnetische Wellen senden und empfangen kann. Elektromagnetische Wellen der Bildgebungsspule breiten sich im Raum aus.

Zur genauen Beschreibung dienen hierbei die Maxwell'schen Gleichungen. Mit ihnen lassen sich die Eigenschaften von elektromagnetischen Feldern und elektrischen Ladungen beschreiben. (Czichos et al. 2008).



- A: Die Kondensatorplatten stehen sich parallel gegenüber und es handelt sich um einen geschlossenen Schwingkreis. Dieser wird charakterisiert durch seine Resonanzfrequenz.
- B: Zieht man die Kondensatorplatten auseinander, so stehen sich die Spulenenden gegenüber. Es entsteht C, ein offener Schwingkreis
- C: Es ist eine Dipolantenne entstanden, bei der die Kondensatorplatten lediglich auf die Leiterendpunkte reduziert sind. Die Spule wird zum gestreckten Leiter. Die Dipolantenne zeichnet sich dadurch aus, dass die zugeführte elektromagnetische Energie in ihrer Resonanzfrequenz abstrahlt.

Abb. 17: Schematische Darstellung des Funktionsprinzipes einer Dipolantenne (Resonanzkreis) (Quelle: modifiziert: <http://www.elektroniktutor.de>)

Es werden elektrische Felder und dazu senkrecht stehende magnetische Felder erzeugt und empfangen. Die Bildgebungsspulen des oMRT strahlen elektromagnetische Wellen in Form der Hochfrequenzen auf die parallel liegenden Messleitungen ab. Die parallelen Leitungen verhalten sich hierbei ähnlich wie Kondensatoren, zwischen ihnen entstehen Leitungskapazitäten und Leitungsinduktivitäten. Durch die hohen Frequenzen und den daraus resultierenden ständigen Feldwechsel wird der Kreislauf in Schwingung versetzt, es entstehen elektrische Wechselfelder. Um diese Wechselspannung im Rahmen der Patientensicherheit gering zu halten, wird die Gesamtlänge der Spule und Leitungen so gewählt, dass sich deren Länge unterhalb der kritischen Länge befindet.

### **3.2.9.1. Kritische Länge**

Treffen HF-Wellen auf ein Medium (wobei als Medium alle Stoffe bezeichnet werden, welche die HF-Wellen durchdringen können), so ändert sich die Laufzeit bis zum Durchdringen des Mediums. Als Referenzmedium dient hierbei Vakuum. Die Dielektrizitätszahl sowie die Permeabilitätszahl sind, wie im Vakuum bei Luft annähernd 1. Da sich der Katheter mit Spule teils im Blutgefäß, teils jedoch auch in Luft befindet, gehen alle weiteren Betrachtungen in dieser Arbeit vom Medium Luft, sowie von Wasser aus. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit von elektromagnetischen Wellen in Luft entspricht also annähernd der Lichtgeschwindigkeit. Ist die Dichte des Medium größer als die von Luft (z. Bsp. Wasser), so wird die HF-Welle beschleunigt. Die Wellenlänge ist dabei, wie bei der Frequenzverdopplung schon dargestellt, der Kehrwert der Frequenz. Daraus resultiert eine geringere kritische Länge bei Materialien größerer Dichte als Luft.

In dieser Arbeit wird die kritische Länge benötigt um zu ermitteln, ab welcher Spulenlänge Resonanz auftritt und somit eine Wechselspannungserhöhung entsteht. Der mechanische Aufbau von Spule incl. aller Anschlussdrähte muss unterhalb von  $\frac{1}{4} \lambda$  liegen, um einen Resonanzfall auszuschließen. Liegt er auf  $\frac{1}{4} \lambda$  oder  $\frac{3}{4} \lambda$ , so kommt es zu hohen Berührungsspannungen. Liegt er auf  $\frac{1}{2} \lambda$ , so erhöht sich der Strom und es kommt folglich zur Erwärmung. Liegt er genau dazwischen, kann es auf Grund von Spannungsverschiebung nach oben und Stromverschiebung nach unten dazu kommen, dass sowohl Spannungs- als auch Stromerhöhung eintreten.

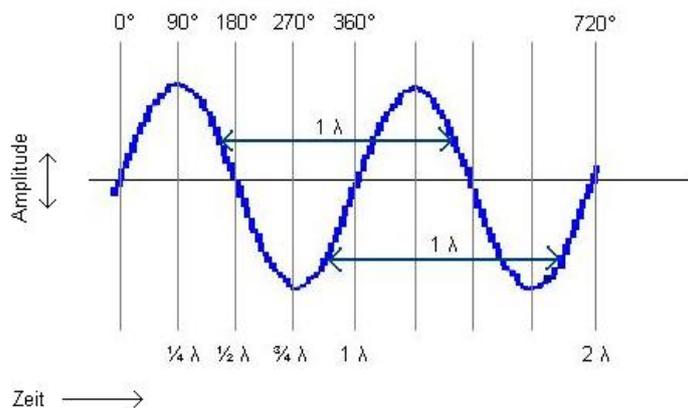


Abb. 18: Darstellung einer Sinuskurve (Quelle: <http://senderbau.egyptportal.ch>)

Wichtig für die kritische Länge ist das Zusammenwirken von Ausbreitungsgeschwindigkeit in Vakuum ( $c$ ), Frequenz ( $f$ ) und Wellenlänge ( $\lambda$ ) und deren Abhängigkeit voneinander.

$$c = f \times \lambda \quad \text{daraus folgt:} \quad \lambda = \frac{c}{f}$$

$$\lambda = 2,99792 \times 10^8 \text{ m/s} \div 42,58 \times 10^6 \text{ Hz}$$

$\lambda = 7,0406764 \text{ m}$  im Vakuum und annähernd in Luft

Kritische Länge in Wasser:

In einem Medium ist die Ausbreitungsgeschwindigkeit ( $v$ ) abhängig vom jeweiligen Medium und in diesem konstant.

$$v = \frac{1}{\sqrt{\epsilon_0 \times \epsilon_r \times \mu_0 \times \mu_r}}$$

$v$  = Ausbreitungsgeschwindigkeit,  $\epsilon_0$  = Permittivität (elektrische Feldkonstante),  $\epsilon_r$  = relative Permittivität,  $\mu_0$  = Permeabilität (magnetische Feldkonstante),  $\mu_r$  = relative Permeabilität

Da im Vakuum und in Luft  $\epsilon_r$  und  $\mu_r$  annähernd 1 sind und in Wasser  $\mu_r$  auch annähernd 1 ist folgt für die Ausbreitungsgeschwindigkeit in Wasser:

$$v = \frac{1}{\sqrt{\epsilon_r}} \times c$$

Die relative Permittivität beträgt in Wasser  $\epsilon_r = 80,1$  F/m

Daraus folgt:

$$\underline{v = 33496836 \text{ m/s}}$$

$$\lambda = \frac{v}{f}$$

$$\underline{\lambda = 0,78668 \text{ m in Wasser}}$$

Die Wellenlänge in Wasser ist ca. 1/9 im Vergleich zu Vakuum und Luft.

Maximierte kritische Länge bei Spannungsmaximum  $\lambda/4$ :

$$\underline{\text{in Luft: } 1,7601691\text{m} \text{ sowie in Wasser } 0,19667\text{m}}$$

Da die kritische Länge abhängig vom Medium und dessen Dichte ist und die Katheterspule sich im Blut und nicht im Wasser befindet, wurde die kritische Länge vom Medium Wasser halbiert und somit eine für den Patienten sichere Spulenlänge von maximal 100 mm generiert. Überprüft wurden alle Spulen sowohl im Wasserbad, als auch der Prototyp in Elektrolytlösung gemessen. Durch das Verkürzen der kritischen Länge auf die Hälfte, wird die Patientensicherheit auch in Elektrolytlösung und somit im physiologischen Milieu garantiert (Czichos 2008).

### 3.2.10. Induktivität

Wird ein elektrischer Leiter vom Strom durchflossen, so wird ein ihn umgebendes Magnetfeld generiert. Die Induktivität resultiert dabei aus der Änderung des magnetischen Flusses und der Stromstärke.

$$L = \frac{d\phi}{dI}$$

L = Induktivität,  $\phi$  = magnetischer Fluss, I = Stromstärke

In jedem elektrischen Leiter erzeugt ein elektrischer Strom ein Magnetfeld, d.h. eine Induktivität. Liegen Leiter nah beieinander, wie beispielsweise bei parallelen Kabeln oder Spulenwindungen, so kommt es zur magnetischen Kopplung der Felder. Je nach Richtung verstärken sich diese bzw. heben sich ganz oder teilweise auf. Des Weiteren kommt es zur Entstehung von Schwingkreisen, wenn Induktivität und Kapazität in Resonanz zusammen treffen (Brechmann et al. 2007).

Induktivität einer Zylinderspule

Abhängig von der Länge der Spule und dem Spulenquerschnitt lässt sich die Induktivität wie folgt berechnen:

$$L = N^2 \times \frac{\mu_0 \mu_r A}{l} = \frac{N^2}{R_m}$$

L = Induktivität, N = Windungszahl,  $\mu_0$  = magnetische Feldkonstante, I = Stromstärke,  $\mu_r$  = Permeabilitätszahl, A = Spulen-Querschnittsfläche,  $R_m$  = magnetischer Widerstand

### 3.2.11. Kapazität

Unter Kapazität (C) versteht man die Eigenschaft eines elektrischen Leiters, Ladungen zu speichern. Sie ist definiert durch das Verhältnis zwischen Ladungsmenge Q und angelegter Spannung U.

$$C = \frac{Q}{U}$$

C = Kapazität, Q = Ladungsmenge, U = Spannung

Auf Grund der HF der Bildgebungsspulen wird eine Spannung induziert, welche einen Stromfluss zur Folge hat. Es kommt zur Ladungstrennung, wobei es durch äußere Verbraucher (Spule) oder Kapazitäten (Kondensator) zu einer Phasenverschiebung kommt. Kapazitäten bilden sich bspw. zwischen parallelen Leitungen. Diese ist als Spannung messbar. Es entsteht ein kapazitiver Widerstand.

### 3.2.12. Gesamtwiderstand

Kapazitiver Widerstand ( $X_C$ ):

$$X_C = \frac{1}{\omega \times C} = - \frac{1}{2\pi f \times C}$$

$X_C$  = Kapazitiver Widerstand,  $\omega$  = Kreisfrequenz, C = Kapazität, f = Frequenz

Induktiver Widerstand ( $X_L$ ):

$$X_L = \omega \times L = 2\pi f \times L$$

$X_L$  = Induktiver Widerstand,  $\omega$  = Kreisfrequenz, L = Induktivität, f = Frequenz

Ohmscher Widerstand (R)

$$R = \frac{U}{I}$$

R = Ohmscher Widerstand, U = Spannung, I = Stromstärke

Der Gesamtwiderstand ergibt sich hierbei aus der Summe der einzelnen Widerstände.

$$R_{\text{gesamt}} = X_C + X_L + R$$

Der Ohmsche Widerstand wird durch die vom Gleichstrom durchflossene Spule bestimmt und mit  $0,5 \Omega$  in dieser Arbeit gering gehalten.

Um nur einen geringen Einfluss der Wechselanteile zu erlangen, muss  $X_C$  maximiert werden,  $X_L$  geht auf Grund der antiparallelen Wicklung der Spule gegen Null. Da jedoch das Verhältnis von Primär- zu Sekundärspule sehr groß ist, verhalten sich die Spannungen proportional und es fließt nur ein geringer Wechselanteil, welcher keinen Einfluss auf das Artefakt hat.

### 3.2.13. Thermometrie

Unter Thermometrie versteht man die Temperaturmessung an oder in einem bestimmten Medium. Es gibt eine faseroptische Temperaturmessung mit Lichtwellenleitern. Im Messgerät befindet sich eine Laserdiode, welche Licht in den LWL induziert. Am Ende des LWL befindet sich ein temperaturabhängiger Kristall, d.h. er ändert seine Kristallstruktur, was zur Folge hat, dass sich die Reflexionsflächen ändern und eine andere Lichtmenge reflektiert wird. Die reflektierte Lichtmenge wird über eine Photodiode gemessen. Elektronisch wird die Lichtmenge aufgerechnet, in Temperatur umgerechnet und angezeigt.

Eine weitere Möglichkeit der Darstellung von Temperaturänderungen ist der Einsatz von Thermofolien. Diese zeigen durch Farbumschlag eine Temperaturänderung an. In der vorliegenden Arbeit ist der Temperaturbereich von  $35 \text{ }^\circ\text{C}$  (rot) –  $40 \text{ }^\circ\text{C}$  (blau) relevant.

Thermometrie ist besonders wichtig für die Patientensicherheit, da durch zu hohe Temperaturen Proteine denaturieren und damit ihre Funktion nicht mehr aufrecht erhalten werden kann. So denaturieren einige Proteine der roten Blutkörperchen bereits ab  $42 \text{ }^\circ\text{C}$ , was für den Patienten Lebensgefahr bedeutet.

## 4. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

### 4.1. Methoden

#### 4.1.1. Literaturnachbildung

Als erster Schritt wurde A. Glowinskis Veröffentlichung „Catheter Visualization Using Locally Induced, Actively Controlled Field Inhomogeneities“ nachgebildet (Glowinski et al. 1997).

Dazu wurde ein Katheter auf gesamter Länge mit einer aus Kupferlackdraht bestehenden Zylinderspule antiparallel versehen. Die Längen und Wicklungsangaben wurden dabei aus der Veröffentlichung übernommen. Diese Spule wurde im Folgenden an eine 9 V-Blockbatterie angeschlossen. Da die Artefakte bei 0 mA, 80 mA und 150 mA dargestellt werden sollten, wurden Widerstände zwischengeschaltet. Eine Vergleichsmessung ohne Widerstand wurde ebenfalls durchgeführt.

Es wurde verschiedene Sequenzen der Spule im oMRT gemessen und zum späteren Vergleich dokumentiert.

#### 4.1.2. Die Katheterspule

In vorbereitenden Arbeiten wurden Artefakte von Kreuzwickelspulen, parallelen Drähten und Zylinderspulen (parallel und antiparallel) verschiedener Wicklungsabstände im oMRT mit jeweils konstanter Stromstärke gemessen. Dabei wurden der Abstand und die Anzahl der Windungen variiert. An Stelle der Katheter wurden aus Kostengründen Trinkhalme verwendet, welche den 7F Durchmesser der Katheter entsprechen, für die Spulen wurde der Kupferlackdraht verwendet. Es wurde darauf geachtet, dass die Gesamtpulenlänge die kritische Länge nicht überschreitet.



Abb. 19: verschiedene Spulen: Kreuzwickel, Zylinder und parallel Drähte

Es wurden antiparallele Drähte verschiedener Abstände und Richtungen, Kreuzwickel unterschiedlicher Länge der Kreuze und Zylinderspulen parallel und antiparallel mit verschiedenen Wicklungsabständen gemessen. Die Bildartefakte mit und ohne Gleichstrom wurden jeweils dokumentiert.

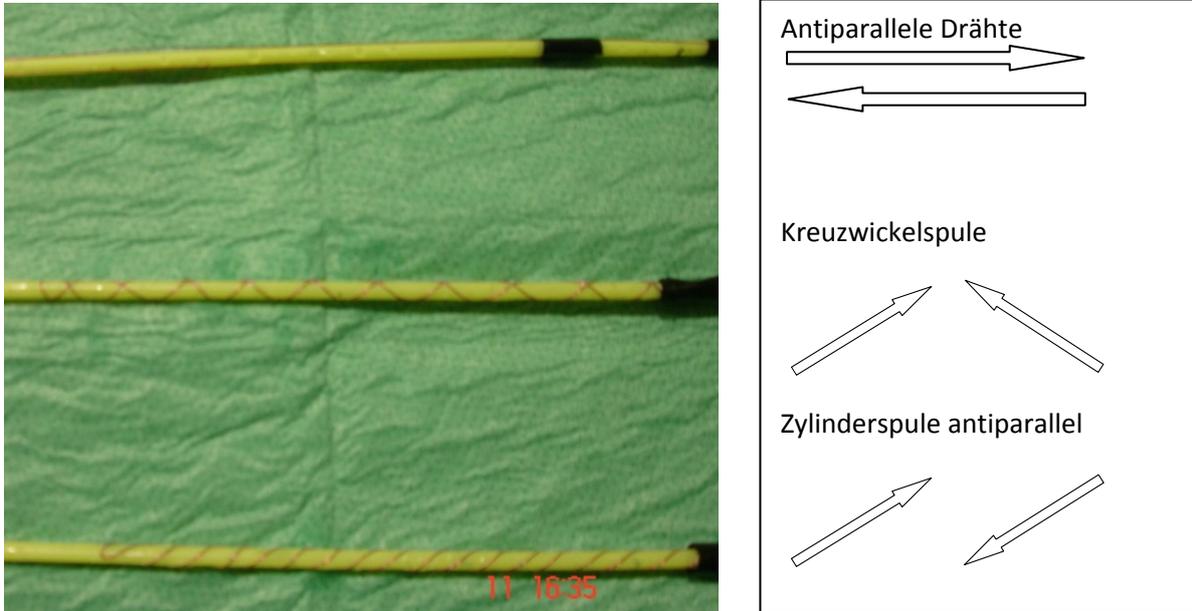


Abb. 20: links verschiedene Spulentypen, oben parallele Drähte, Mitte Kreuzwickel, unten Zylinder antiparallel, alle auf Trinkhalme  $d=2,4$  mm gewickelt, Gesamtlänge jeweils 100 mm  
Abb. 21: rechts Windungsverlauf der Spulen von Abb. 20 schematisch dargestellt

Im Folgenden wurde lediglich noch der optimale Spulentyp - Zylinder (antiparallel) - für die weitere Arbeit verwendet, da bei geraden Drähten und Kreuzwickeln 10fach höhere Stromstärken nötig waren, um gleiche Bildartefakte zu erhalten.

Um die exakte Lage der Katheterspule zu finden wurde der Katheter 10 mm von der Spitze beginnend alle 5 mm auf einer Gesamtlänge von 100 mm markiert. Anschließend wurde mit dem Kupferlackdraht eine Zylinderspule im Abstand von 10 mm bis zur Spitze hin gewickelt, wobei in den Zwischenräumen entgegengesetzt (antiparallel) zurückgewickelt wurde. Die Enden wurden jeweils mittels Isolierband fixiert. Es entstand eine 100 mm lange Zylinderspule, antiparallel gewickelt, am vorderen Ende des Katheters.

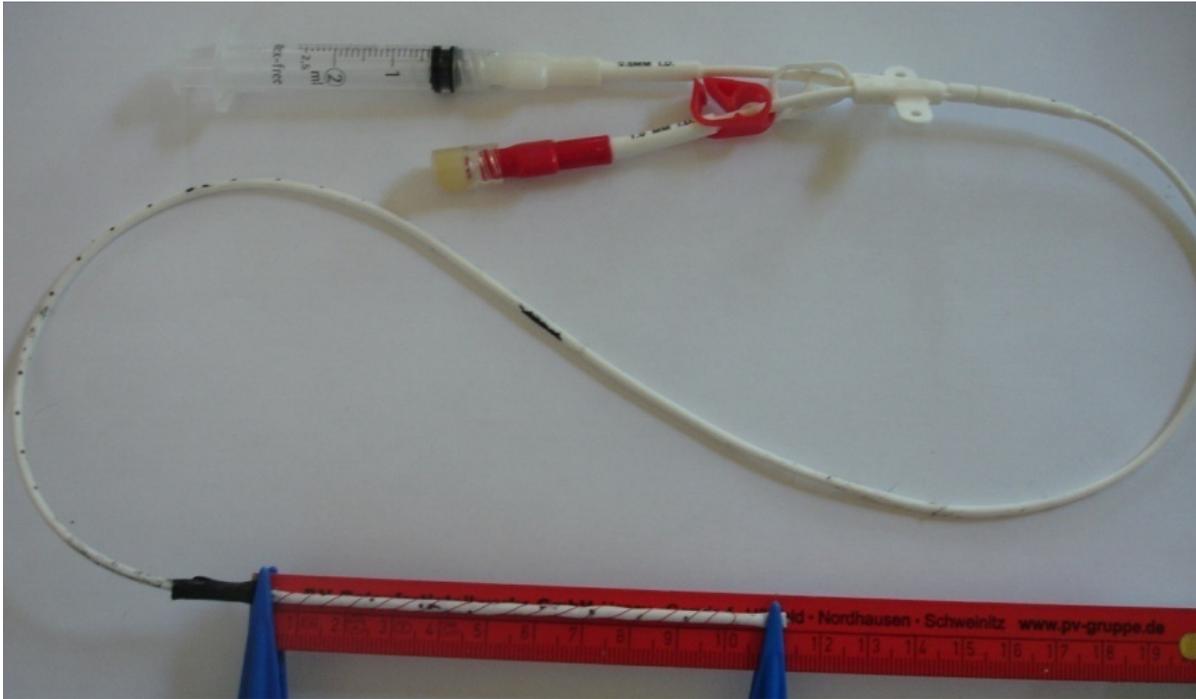


Abb. 22: Zylinderspule antiparallel  $l = 100 \text{ mm}$   $N = 20$  auf Silikonkatheter 7F (French)

Den Kontrast während der Messungen stellte Wasser bzw. im Versuch mit dem Prototyp Elektrolytlösung dar. Dazu wurde in einer Plastikbox eine Halterung eingepasst, durch deren Löcher der Katheter geführt wurde. Die Box wurde anschließend mit Wasser gefüllt und in der MultiPurpose-Spule ins oMRT gestellt.

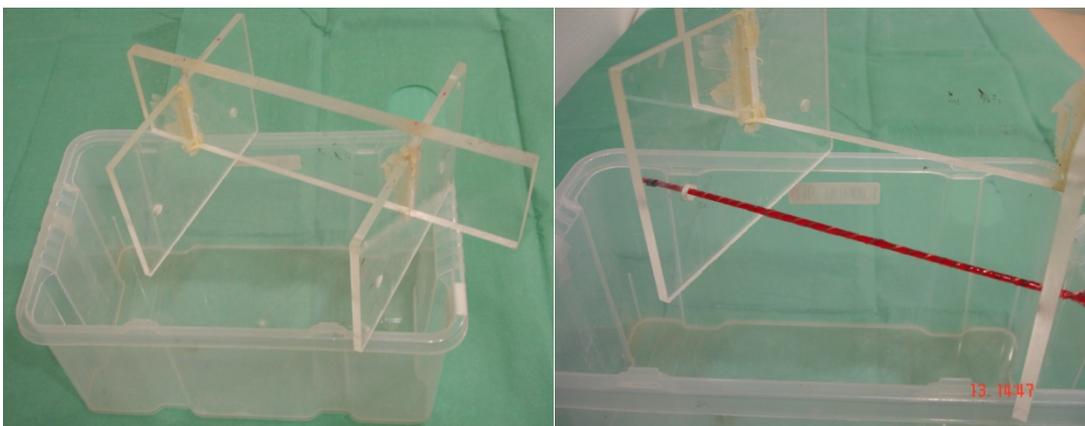


Abb. 23 links: Wassergefäß, welches zum Einspannen der Katheter mit Spulen verwendet wurde

Abb. 24 rechts: Kathetersimulation (Trinkhalm) mit Zylinderspule im Wassergefäß

### 4.1.3. Die Gleichstromquelle

Um nicht bei allen Vormessungen den kostenintensiven Laser zu nutzen, wurde eine magnetfreie Gleichstromquelle entwickelt, welche direkt an die Spule angeschlossen werden konnte. Die Gleichstromquelle dient dazu, bei geringstmöglicher Stromstärke optimal große Artefakte zu evaluieren. Mit der Gleichstromquelle war es möglich, vordefinierte Stromstärken mittels Jumper (Steckschalter) zu stecken. Da es sich hierbei um eine Ersatzschaltung für den Laser und die Diode als Gleichstromgenerator handelt, war es nicht erforderlich vor jeder Messung im oMRT die Batterie zu wechseln. Es wurde jedoch vor und nach jeder Messung die Leerlaufspannung sowie der Kurzschlussstrom an der Batterie gemessen. Als Grenze für den Kurzschlussstrom und somit für einen nötigen Batteriewechsel wurde 1 A definiert, die Belastung der Batterie lag damit in unserem Versuch weit unter 10 %.

Eine 1,5 V-Batterie von Kodak wurde durch Entfernen des Metallblättchens am Minuspol magnetfrei gemacht. Aus meinen Vorgaben der Stromstärken 1-10 mA und dem Spulenwiderstand wurde der pro Stromstärke notwendige Widerstand berechnet. Anschließend wurden diese vordefinierten Widerstände, entsprechend des in Abb. 27 abgebildeten Schaltplanes, parallel bzw. in Reihe zusammengeschaltet und auf die Leiterplatte gelötet. Auf der anderen Seite wurden nun entsprechend der gewünschten Stromstärken die Jumperstifte gelötet und die Schaltung durch die magnetfreie Batterie komplettiert. Mit den Jumpern ließen sich nun, nachdem die Gleichstromquelle an die Spule angeschlossen war, die vordefinierten Stromstärken auf die Spule applizieren.

Da alle ferromagnetischen Anteile entfernt waren, konnte diese Stromquelle direkt an der Spule im oMRT betrieben werden. Die Zuleitungen zur Spule in Abb. 25 (rot und blau dargestellt) liegen mit 90 mm unterhalb der kritischen Länge.

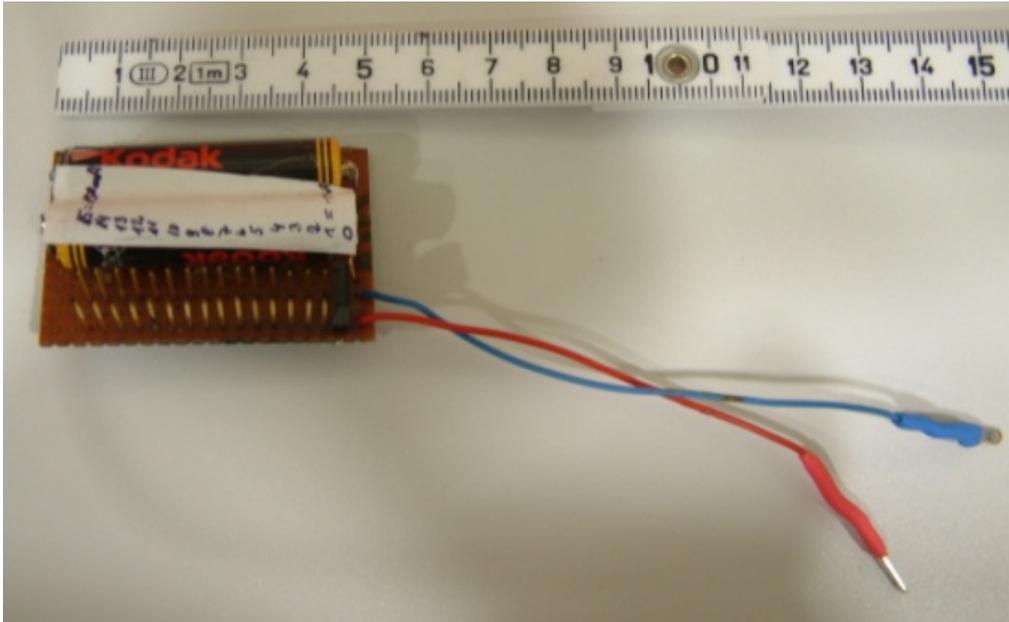


Abb. 25: Vorderansicht: Schalter mit magnetfreier Batterie und 12 Jumpersteckplätzen

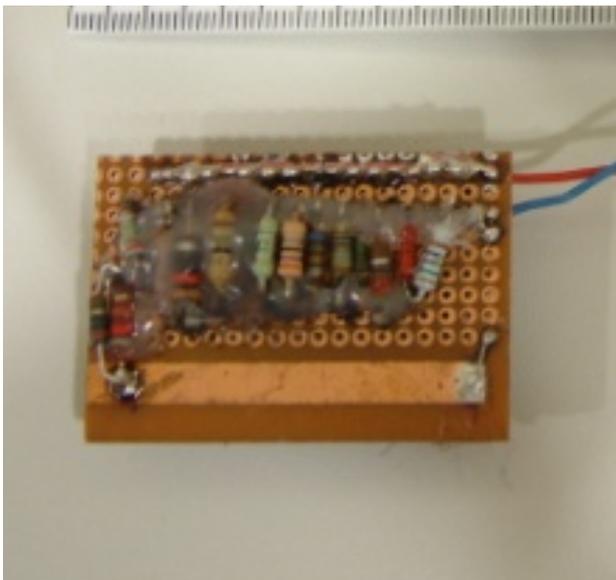


Abb. 26: Rückansicht mit aufgelöteten Widerständen

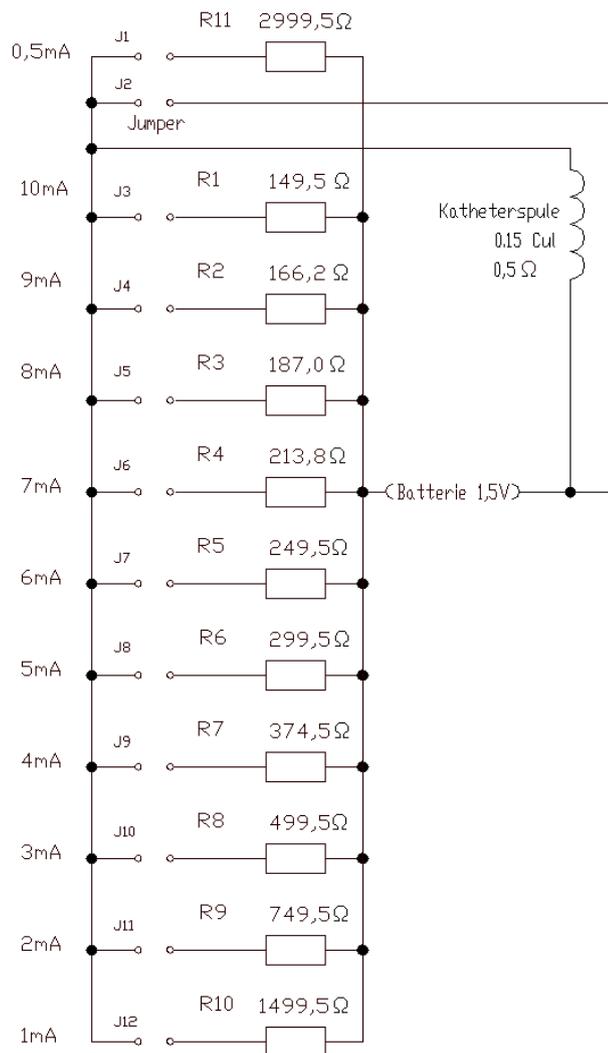


Abb. 27: Schaltplan des in Abb. 25 und 26 abgebildeten Schalters mit 12 Jumpers, steckbar von 0,5-10 mA und Kurzschluss

Der Kurzschluss wird benötigt, um den Transformationseffekt im Artefakt zu dokumentieren. Offen betrieben dokumentiert man die Einwirkung der HF (Antennenwirkung), also die Wechselanteile im Artefakt. Optimaler Weise sollte bei beiden Einstellungen kein Artefakt sichtbar sein, da nur Gleichstrom das Artefakt erzeugen soll.

### 4.1.4. Die Dioden und der Laser

Um die passende Diode mit dazugehörigem Laser (passender Wellenlänge) für den optischen Schalter zu finden, wurden zunächst Photodioden verschiedener Firmen, Größen und Wellenlängen ausgewählt. Da jede Diode ihr Optimum in einem bestimmten Wellenlängenbereich hat, wurden verschiedene Laser der passenden Wellenlänge für die Messung der erzeugbaren Stromstärken genutzt und die entstandenen Stromstärken in Abhängigkeit von der Laserleistung dokumentiert.

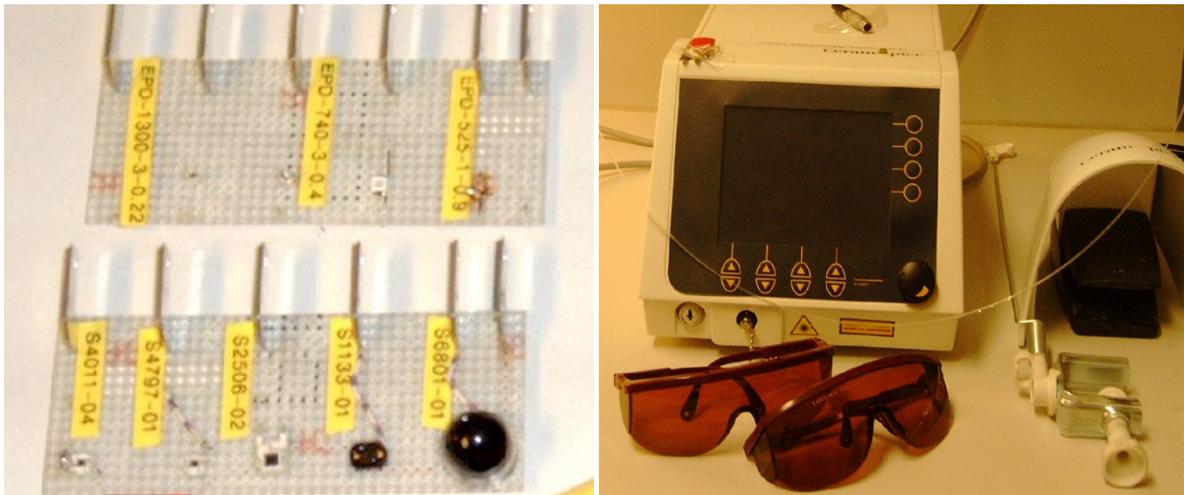


Abb. 28 links: verschiedene Dioden der Firmen EPIGAP oben und Hamamatsu unten

Abb. 29 rechts: 750er Diodenlaser

Es wurde im Folgenden nur noch mit der 525er Diode der Fa. EPIGAP und dem grünen Laser der Fa. Laser Animation Sollinger gearbeitet.

In der Werkstatt der Fa. Laser Animation Sollinger wurden Messungen zu den von der Diode maximal erzeugbaren Stromstärke durchgeführt. Dabei war im ersten Versuch zu klären, bei welcher Stromstärke die Diode in Sättigung geht. Dafür wurde an die Diode ein Widerstand gelötet (Lastwiderstand  $0,5 \Omega$ ), welcher dem Widerstand der späteren Spulen ( $0,451 \Omega$ ) entspricht. Die Differenz ist dabei vernachlässigbar, da sie innerhalb der Toleranzgrenze von 10 % liegt. Die Photodiode wurde am Ende eines Acryl-Zylinders ( $d = 4 \text{ mm}$ ) angeklebt und der LWL in einer Bohrung in Längsachse des Zylinders (Bohrung  $D = 0,2 \text{ mm}$ ) geführt, justiert und verklebt. Anschließend wurde der LWL mit dem Laser verbunden. Die Dioden wurden anschließend mit Laserlicht steigender Leistung bestrahlt. Ebenfalls wurden verschiedene Abstände vom LWL zum Diodenchip gemessen, um den optimalen Abstand zu bestimmen, bei dem der maximal erzeugbare Gleichstrom generiert wird. Dabei war ein Grundabstand von  $6,5 \text{ mm}$  vorgegeben, um den Diodenchip voll auszuleuchten, da der Durchmesser des LWL geringer ist als die optische Fläche der Diode. Die daraufhin in

0,5 mm-Schritten gewählte Erweiterung des Abstandes vom Grundabstand von 6,5 mm ergab sich, da das Licht nicht vollkommen parallel auf den Diodenchip trifft und somit eine vollständige Ausleuchtung der optischen Fläche durch Erweiterung des Abstandes erreicht wurde. Über ein Voltmeter wurde an der Diode die erzeugte Spannung und Stromstärke gemessen und mit dazugehöriger Laserleistung nach dem LWL dokumentiert. Die Laserleistung nach der Faser ist maßgeblich, da die Verluste über den LWL hier nicht mehr herausgerechnet werden müssen.

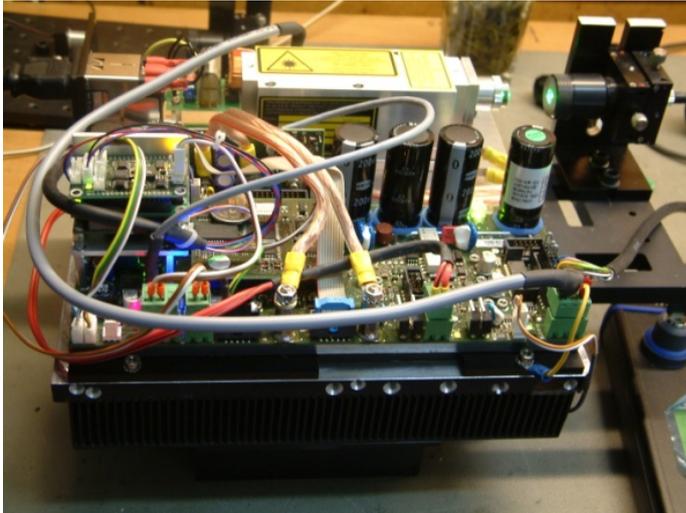


Abb. 30: Innenansicht vom frequenzverdoppelten grünen Lasergerät



Abb. 31: Arbeitsplatz mit Mikroskop zur Feinjustierung des Abstandes LWL zur Photodiode und grüner Laserstrahl

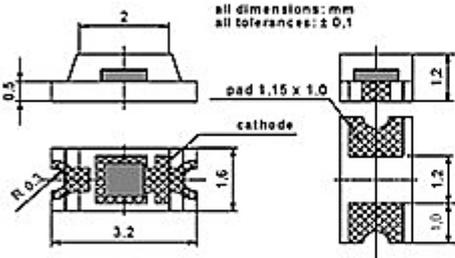
## SMD-Photodiode

EPD-525-1-0.9

20.11.2007

rev. 06

Wavelength	Type	Technology	Case
Green	SMD	GaP	SMD 1206

Description	
 <p>all dimensions: mm all tolerances: ± 0,1</p>	
Applications	
Alarm systems, light barriers, special sensors for automotive industry, for nearly $V_A$ matched detectors	

## Miscellaneous Parameters

 $T_{amb} = 25^\circ\text{C}$ , unless otherwise specifier

Parameter	Test conditions	Symbol	Value	Unit
Active area		A	0.62	mm <sup>2</sup>
Temperature coefficient of $I_b$		$TCI_b$	5	%/K
Operating temperature range		$T_{amb}$	-20 to +85	°C
Storage temperature range		$T_{stg}$	-40 to +125	°C

## Optical and Electrical Characteristics

 $T_{amb} = 25^\circ\text{C}$ , unless otherwise specifier

Parameter	Test conditions	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Breakdown voltage <sup>1)</sup>	$I_R = 10 \mu\text{A}$	$V_R$	5			V
Dark current	$V_R = 5 \text{ V}$	$I_b$		5	30	pA
Peak sensitivity wavelength	$V_R = 0 \text{ V}$	$\lambda_p$		525		nm
Responsivity at $\lambda_p$	$V_R = 0 \text{ V}$	$S_\lambda$		0.3		A/W
Sensitivity range at 1% <sup>1)</sup>	$V_R = 0 \text{ V}$	$\lambda_{min}, \lambda_{max}$	410		580	nm
Spectral bandwidth at 50%	$V_R = 0 \text{ V}$	$\Delta\lambda_{0.5}$		70		nm
Shunt resistance	$V_R = 10 \text{ mV}$	$R_{SH}$		300		GΩ
Noise equivalent power	$\lambda = 525 \text{ nm}$	NEP		$4.4 \times 10^{-15}$		W/√Hz
Specific detectivity	$\lambda = 525 \text{ nm}$	$D^*$		$1.8 \times 10^{13}$		$\text{cm} \cdot \sqrt{\text{Hz}} \cdot \text{W}^{-1}$
Junction capacitance	$V_R = 0 \text{ V}$	$C_j$		100		pF
Switching time ( $R_L = 50 \Omega$ )	$V_R = 1 \text{ V}$	$t_r, t_f$		35		ns
Photocurrent at illuminant A <sup>2)</sup>	$V_R = 0 \text{ V}$ $E_v = 1000 \text{ lx}$	$I_{ph}$		70		nA

<sup>1)</sup>for information only<sup>2)</sup> Standard light source with a color temperature of 2856 K

## Labeling

Type	Lot N°	Typ. $S_\lambda$ [A/W]	Quantity
EPD-525-1-0.9			

\*Note: All measurements carried out with EPIGAP equipment

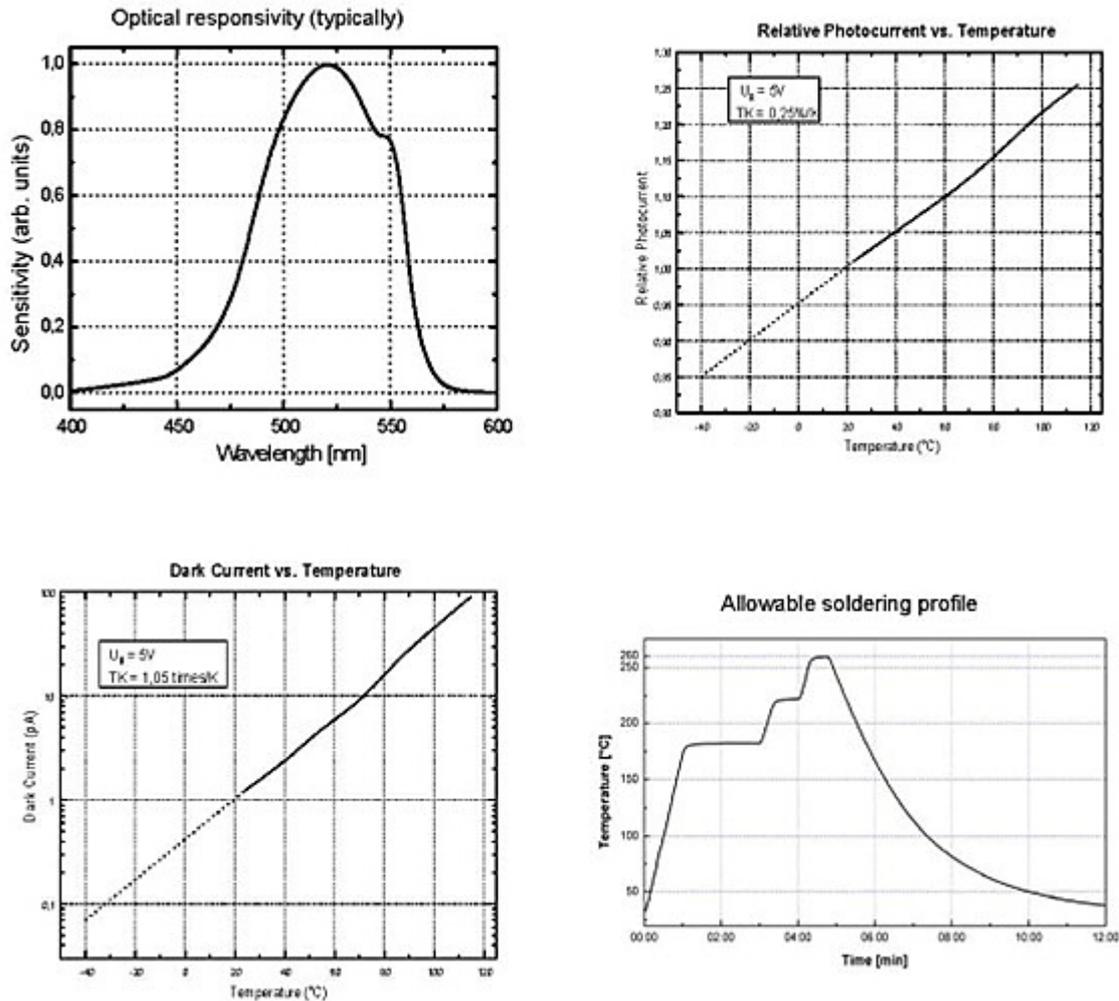


Abb. 32: Datenblatt der von der Photodiode EPD-525-1-0.9 (Quelle: [www.epigap.de](http://www.epigap.de))

#### 4.1.5. Das Phantom

Um den Blutstrom zu simulieren wurde aus PVC-Schläuchen, einer Pumpe und Gartenschläuchen ein Flusskreislauf gefertigt, in dem ein Katheter integriert war. Dazu wurden Schläuche verschiedener Durchmesser untereinander durch Verkleben verbunden und anschließend als Gefäßmodell auf einer PVC-Platte fixiert. Zur besseren optischen Darstellung wurden die Arterien durch rote und die Venen durch blaue Folien unterlegt. Die Flussrichtung ist entsprechend des Blutflusses zwischen den Arterien und Venen gegenläufig. Mittels Regler an der Pumpe wurden im Vorfeld die von mir definierten Flussgeschwindigkeiten eingemessen. Die Flussgeschwindigkeit entspricht dabei der im arteriellen Blut eines erwachsenen Menschen und wurde sowohl mit 900 mm/sek. entsprechend dem Fluss in der Aorta als auch mit 500 mm/sek. entsprechend der Flussgeschwindigkeit in großen Arterien gemessen (Deetjen et al. 1999). Vergleichend haben die Flussgeschwindigkeiten bei den von mir verwendeten Sequenzen keinen Einfluss

auf die Artefaktdarstellung. Somit wurde darauf verzichtet, die Flussgeschwindigkeiten von 80 mm/sek. in den Nierengefäßen (Ateriola afferens und efferens) zu simulieren.

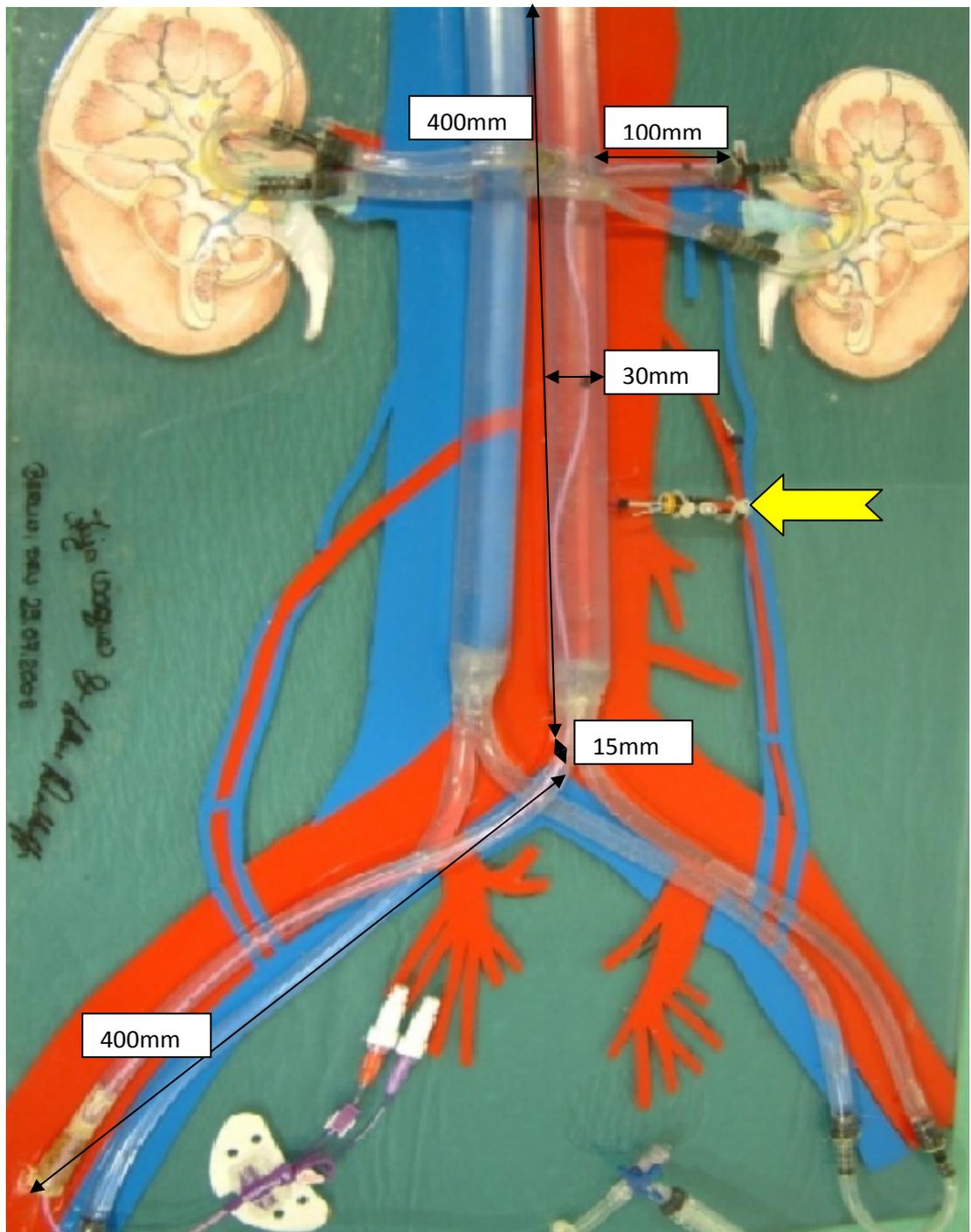


Abb. 33: Phantom mit innenliegenden Katheter (lila) und Gleichstromquelle 10 mA (magnetfreie Batterie und Widerstand) mittels Pfeil gekennzeichnet

Als Gleichstromquelle wurde auch hier eine magnetfreie 1,5 V-Batterie und ein Vorwiderstand von  $149,5 \Omega$  verwendet, um eine vordefinierte Stromstärke von 10 mA als Gleichstromartefakt im MRT-Bild darzustellen. Der Widerstand ergibt sich aus der Batteriespannung geteilt durch die definierte Stromstärke abzüglich des Spulenwiderstandes von  $0,5 \Omega$  und wurde aus Widerständen der Normreihe, welche in Reihe gelötet wurden, zusammengesetzt. 10 mA wurde von mir gewählt, da maximale Artefakte in Vormessungen aller genutzten Sequenzen optimal darstellbar waren.

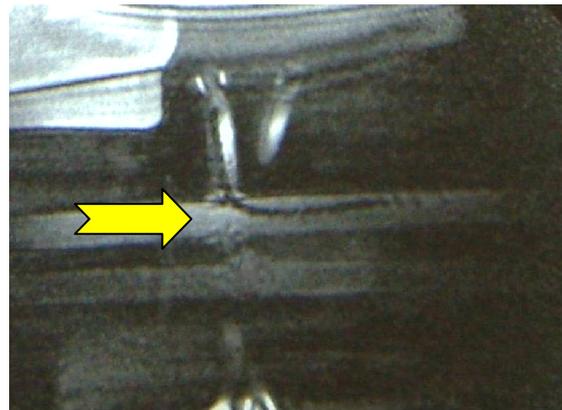
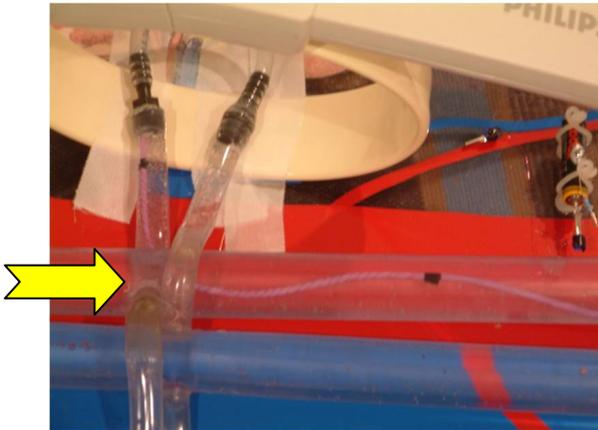


Abb. 34 links: Katheter im Phantom mit Zylinderspule antiparallel und MultiPurpose Spule im oMRT

Abb. 35 rechts: Bild eines Gleichstromartefaktes bei 10 mA im Wasserfluss

### 4.1.6. Der Prototyp

Der Katheter mit Zylinderspule und optischem Schalter im oMRT.

Das oMRT befindet sich im 1.OG des Bettenhauses der Charité, Chariteplatz 1, Berlin. Das oMRT steht dabei in einem Raum, welcher mittels eines Faradayschen Käfigs vom Konsolenvorraum abgetrennt ist, um HF-Störfelder auszuschließen. In der Wand zwischen Konsolenraum und dem oMRT-Geräteraum befinden sich Durchlässe (Rohre, welche beidseitig durch Deckel verschließbar sind). Da der Laser magnetische Komponenten enthält und somit nicht in den Geräteraum gestellt werden kann, wird dieser im Konsolenraum aufgestellt und lediglich die LWL durch die Durchlässe ins oMRT geführt. Die HF breitet sich nicht über Lichtwellenleiter aus, da sie nur als Wechselströme über leitende Materialien fließt.

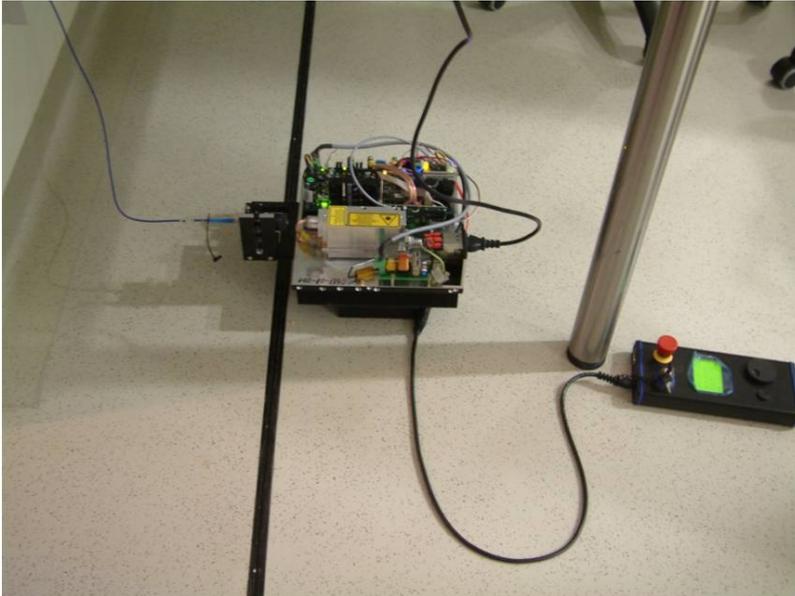


Abb. 36: grüner Laser Fa. Sollinger, LWL (blau) zum Wanddurchgang vom Konsolenvorraum zum oMRT

Im oMRT befand sich der Katheter in einem Behälter mit Elektrolytlösung (Elektrolytbad). Dieser Behälter wurde nun in die Multi Purpose-Spule gestellt.



Abb. 37: Katheter im Elektrolytbad mit LWL und Multi Purpose-Spule während Bestrahlung mit 525er (grünem) Laser

Die Spule wurde direkt an die Diode gelötet, welche, wie bereits im Punkt 4.1.4. beschrieben, mit dem LWL in einem Acrylzylinder verbunden war.

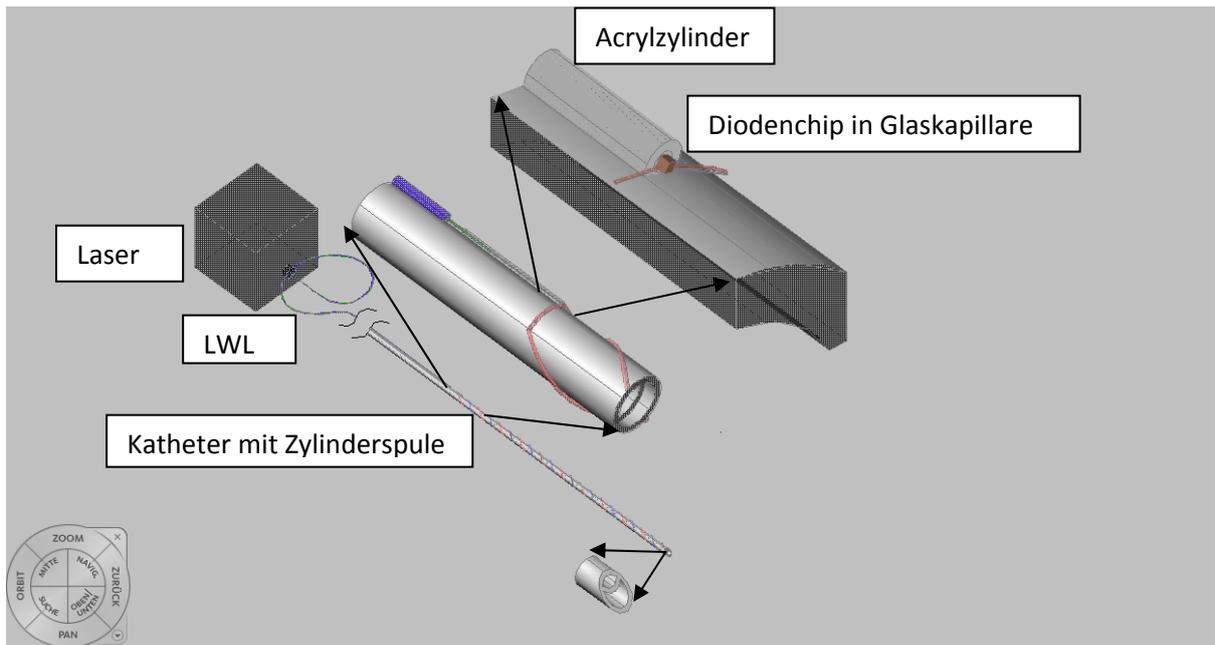


Abb. 38: schematische Darstellung des Prototypen mit ausschnittweisen Vergrößerungen der Koppelstelle von LWL und Diode im Acrylzyylinder an die Spule, Aufmaß der einzelnen Teilkomponenten, siehe Anlagen Material und Geräte

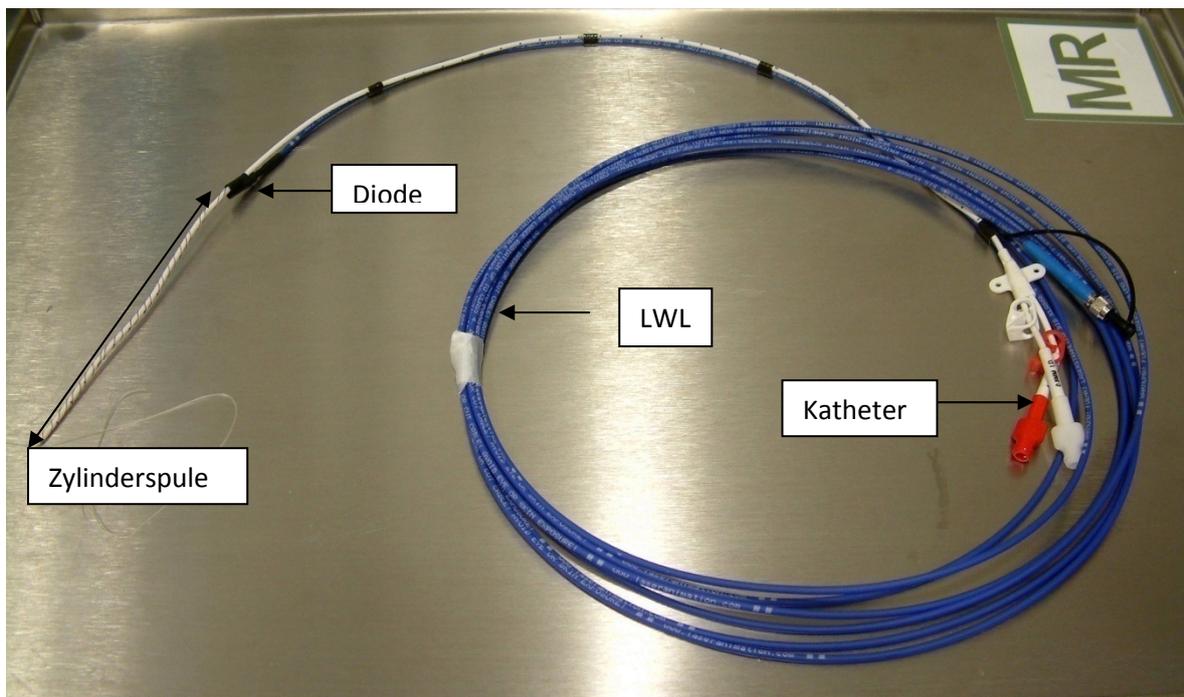


Abb. 39: Der Prototyp: LWL (blau) mit Katheter (weiß) und Spule an Katheterspitze

Es wurden Messungen in den Sequenzvorgaben nach ASTM durchgeführt, wobei die Stromstärken jeweils über die Laserleistung reguliert wurden (Tabelle 4).

### 4.1.7. Der Tierversuch

Im Tierversuch wurde einem narkotisierten Schwein ein Zugang (Schleuse) in die rechte Leistenarterie gelegt. Durch diesen wurde im oMRT der Prototyp des Katheters geschoben. Nun wurde mittels grünem Laser an der Diode Gleichstrom generiert und dieser sollte als Artefakt der Spule im MRT Bild dargestellt werden.

### 4.1.8. Die Thermometrie

Mittels Thermometrie war die Frage zu klären, welche Erwärmung an der Spule und der Diode auftreten. Die Katheterspule wurde im Thermogelbad platziert und mit steigenden Stromstärken bis 150 mA mittels eines magnetfreien Schalters mit Strom durchflossen. Während der Messsequenzen wurden jeweils über vier Thermosonden die Temperaturänderung dokumentiert (Tabelle 8).

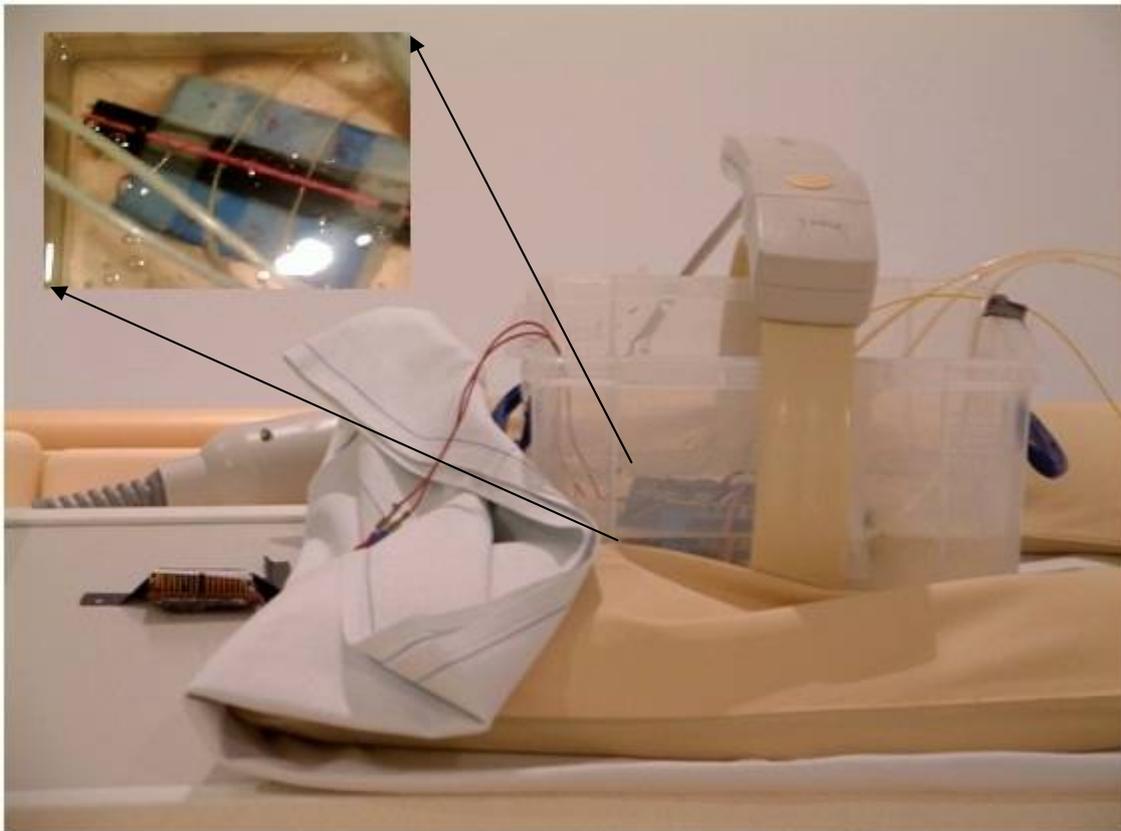


Abb. 40: Katheter im Thermogel mit Gleichstromquelle, MultiPurpose-Spule und 4 LWL für die Thermometrie, im Bildausschnitt sind die 4 Stellen der Thermosonden - Lichtwellenleiter an der Spule sichtbar

Da sich während der gesamten Messung keine deutliche Temperaturerhöhung zeigte, wurde mittels Thermofolie und Gleichstromgerät außerhalb des MRT gemessen, ab welcher Stromstärke eine Temperaturerhöhung auftritt. Dazu wurde der Katheter auf Thermofolie fixiert und an ein Gleichstromgerät angeschlossen. Der Farbumschlag pro Zeit, welcher die Temperaturerhöhung optisch sichtbar darstellt, wurde bei entsprechender Stromstärke dokumentiert.



Abb. 41: Zylinderspule auf Thermofolie fixiert auf Kunststoffspachtel (blau)



Abb. 42: Gleichstromnetzteil 500 mA eingestellt und Zylinderspule auf Thermofolie

Abgebildet am Messgerät 0,5 V und 0,5 A = 1  $\Omega$ . Die Differenz von 0,5  $\Omega$  ergibt sich aus dem stromkonstanten Messaufbau und resultiert vom Messkabel. Somit beträgt der Widerstand der Spule 0,5  $\Omega$ .

### 4.1.9. Statistik

Um die einzelnen Artefakte miteinander vergleichen zu können, wurden alle Messungen nach ASTM-Standard-Sequenzen durchgeführt. Bei allen Artefakten wurde jeweils an derselben Stelle die Artefaktbreite gemessen und in Abhängigkeit von der anliegenden Stromstärke graphisch dargestellt.

## **4.2. Ergebnisse**

### **4.2.1. Literaturnachbildung**

Der Nachbau der Veröffentlichung von A. Glowinski „Catheter Visualization Using Locally Induced, Actively Controlled Field Inhomogeneities“ (Glowinski et al. 1997) ergab ähnliche Artefakte wie im Paper dargestellt. Es musste jedoch, um die 80 mA und 150 mA an der Spule mit einer 9 V-Blockbatterie zu begrenzen, jeweils ein entsprechender Verbraucher (Widerstand) dazwischen geschaltet werden.



Abb. 43 links: Literaturnachbau Katheter mit Spule 80 mA 9V-Blockbatterie

Abb. 44 mittig: Literaturvorgabe (Quelle Glowinski et al. 1997)

Abb. 45 rechts: Literaturnachbau optimiert (Spulenwicklungsabstände 10 mm)

Wechselartefakte waren auch schon ohne Gleichstromquelle deutlich sichtbar. Diese resultieren aus der Spulenlänge, welche sich über den gesamten Katheter erstreckt und den Anschlussleitungen der Batterie, welche die HF einfangen da sie als Antenne wirken. Die Artefakte konnten im Vergleich zu den von mir erzeugten Gleichstromartefakten deutlich aufgrund ihrer Form unterschieden werden. Bei den Wechselartefakten ist die Stromverschiebung an der Spule deutlich im Artefakt sichtbar. Ein Transformationseffekt konnte auch hier nicht gesondert als Artefakt dokumentiert werden und resultiert auch hier aus den Größenverhältnissen zwischen Primärspule (MRT) und Sekundärspule (Katheterspule). Der Einfluss des Stabilisierungsgitters auf die Entstehung der Wechselartefakte wurde ebenfalls in Messungen bestätigt und als erheblich dargestellt.

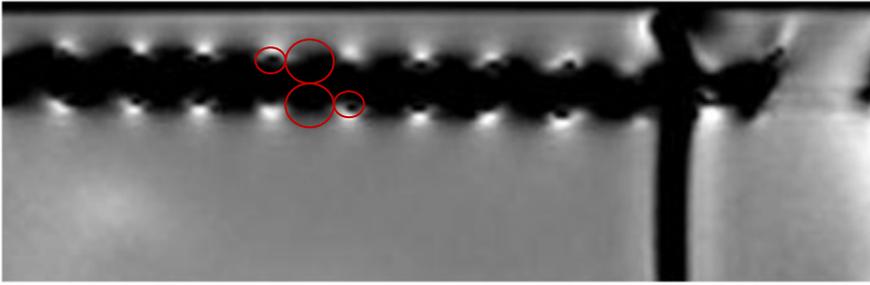


Abb. 46: Ausschnitt eines Wechselartefaktes bei 80 mA, sichtbar sind die kugelförmigen Stromverschiebungen entlang der Zylinderspule.

Zuerst wurden alle Komponenten einzeln gemessen, um Messreihen zu erstellen und Fehlerquellen zu minimieren.

### 4.2.2. Zylinderspule und Gleichstromquelle

Vergleichend aller von mir gemessenen Spulen kann gesagt werden, dass maximale Artefakte lediglich mit der Zylinderspule antiparallel erzeugt wurden. Bei parallelen Drähten und Kreuzwickelspulen wurden selbst mit 10-fach höheren Gleichströmen lediglich halb so große Artefakte erreicht wie bei der Zylinderspule antiparallel. Die Artefakte der gegenläufigen parallelen Drähte bzw. die Artefakte der Kreuze überlagern sich so, dass es bei parallelen Drähten sowie an den Kreuzen zur partialen Auslöschung der Artefakte kommt. Alle Spulen haben eine für ihre Wicklung charakteristische maximale Artefaktgröße bei unterschiedlichen Stromstärken. Dabei zeigt sich, dass die Artefakte der Zylinderspule antiparallel am größten sind, wobei hierfür die geringste Stromstärke nötig war. Überschreitet man diese Stromstärke für maximale Artefaktgröße, so ändert sich lediglich die Farbintensität, also der Kontrast der Artefakte, nicht aber deren Größe. Es ist somit nicht möglich mit parallelen Drähten und Kreuzwickeltechnik ähnlich große Artefakte zu erzeugen, welche ich mit der Zylinderspule erzeugt habe, auch nicht wenn man die Stromstärke erhöht. Die Artefakte werden dann kontrastreicher und dunkler nicht aber größer.

Die von mir verwendete Zylinderspule hat einen Ohmschen Widerstand von  $0,451 \Omega$ . Auf Grund des kleinen Widerstandes und der reduzierten Wechselanteile durch die HF kann Gleichstrom fließen. Als Festwerte für die Gleichstromquelle dienen die von mir vordefinierten Soll-Stromstärken von 1-10 mA sowie der gemessene Spulenwiderstand von  $0,451 \Omega$  bei einer Batteriespannung von 1,5 V. Da sich die errechneten Widerstandswerte auf Grund der Zusammenschaltung von einzelnen Widerständen nicht exakt realisieren ließen, wurden anschließend die tatsächlichen Widerstandswerte mittels LCR-Messbrücke gemessen und dokumentiert. Vor jeder Messung im oMRT wurde auch die Ist-Stromstärke gemessen.

Eigene Untersuchungen

Jumper Steckplatz	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10	Jumper gesteckt = transformation, Jumper nicht gesteckt = Antenne	R10
12	149,5	166,2	187,0	213,8	249,5	299,5	374,5	499,5	749,5	1499,5	Widerstand gerechnet für 1,5V	Widerstand gemessen in der Schaltung
11												
10												
9												
8												
7												
6												
5												
4												
3												
2												
1												

Tabelle 2: Gleichstromparameter des Schalters bei Jumperstellung 1-12

Für die Messungen von Spannung, Stromstärke und Widerstand wurden ausschließlich Messgeräte verwendet, deren Fehlertoleranz kleiner als 0,2 % ist.

Die prozentuale Abweichung vom Sollwert Strom ist kleiner 2 % und daher vernachlässigbar. Diese entsteht, da es sich um zusammengesetzte Widerstände handelt. Die benötigten Widerstandswerte befinden sich außerhalb der Normreihe. Sie wurden daher aus Widerständen der Normreihe 48 zusammengesetzt. Des Weiteren kommt es zum Spannungsabfall der 1,5 V-Batterie während der Messung. Die Eingangs- und Ausgangsspannung der Batterie wurden ins Verhältnis gesetzt und daraus resultiert ein Spannungsabfall von 4,5 %, welcher vernachlässigt werden kann.

Um die Patientensicherheit zu garantieren, wurde anschließend der Spannungsabfall berechnet und graphisch zur Stromstärke dargestellt. Dieser lag in meiner Messung unter 5 mV und somit deutlich unter dem gesetzlich vorgeschriebenen Grenzwert von 150 mV.

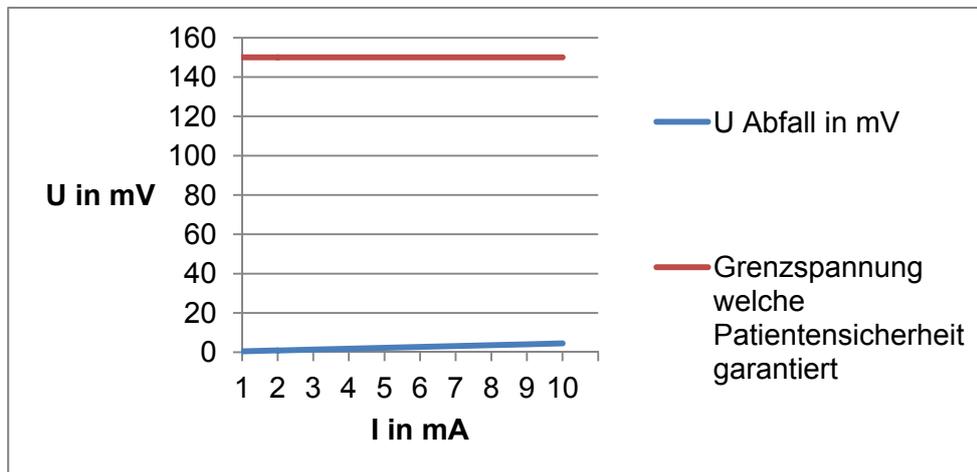


Abb. 47: Graphische Darstellung des Spannungsverlaufes: In Abhängigkeit von der Stromstärke (rot) wurde hierbei der Grenzwert dargestellt, bis zu dem die Patientensicherheit laut VDE V-0140-479-1 garantiert ist. Blau dargestellt sind die entstehenden Spannungen, welche bei 1-10 mA an der Katheterspule mit einem Widerstand von 0,451  $\Omega$  entstehen.

### 4.2.3. Laser, Lichtwellenleiter und Diode

Um festzustellen, welche Stromstärke maximal von den Dioden erzeugbar ist, bzw. ab welcher Stromstärke die Dioden in Sättigung gehen, wurde jeweils ein fest definierter Abstand vom LWL zur Spule vorgegeben und anschließend jeweils eine Messreihe erstellt, in der die steigende Laserleistung in Abhängigkeit von der gemessenen erzeugten Stromstärke dargestellt wurde. Dabei wurde festgestellt, dass die konstantesten und gleichzeitig größten Stromstärken von der 525er Diode der Fa. EPIGAP erzeugt wurden. Aus diesem Grund wurde diese Diode und der dazu passende grüne Laser für den optischen Schalter ausgewählt und im Folgenden damit gearbeitet.

Da der Laser mittels Laserintensitätsschalter stufenlos regelbar ist, wurde als erstes die Lichtleistung am Ende des LWL bei der entsprechenden Laserintensität ermittelt (siehe Tabelle 3). Dies gab mir die Möglichkeit zu ermitteln, mit welchen Laserleistungen welche Gleichströme an der Diode zu erzeugen sind. So konnten später bei Messungen im oMRT definierte Stromstärken mittels Laserintensität eingestellt werden. Ein weiterer wichtiger Punkt ist der Abstand der LWL zur Diode um eine optimale Ausleuchtung der optischen Fläche zu erzielen und somit maximale Gleichströme zu generieren. In meiner Messung wurde der Abstand in 0,5 mm Schritten erhöht, bis keine Erhöhung der Gleichströme mehr sichtbar war, (siehe Tabelle 4, 1. Spalte Abstand und dazugehörige Laserintensitäten).

Abfallende Gleichströme sind auf Erwärmung an der Diode zurückzuführen. Es war mir nicht möglich diese Temperaturerhöhung zu messen. Es konnten jedoch bei Laserintensitäten, welche zum Abfall der Gleichströme führte, unterm Mikroskop dunkle (verbrannte) Stellen an der Diodenumhüllung gesehen werden. Bei der Thermometrie an der Spule im Thermogel konnte keine Erwärmung der Spule oder der Diode nachgewiesen werden. Maximale Stromstärken wurden bei einem Abstand von 3 mm zur Diode und einer Laserintensität von 30 % = 668 mW erzeugt. Für diese wurde im Anschluss nochmals eine Dauermessreihe erstellt um zu zeigen, dass selbst bei zweistündiger dauerhafter Laserbestrahlung der Diode konstante Stromstärken erzeugt werden und somit eine deutliche Erwärmung der Diode ausgeschlossen werden (Tabelle 5).

Laserintensität in %	Lichtleistung P in mW
10	53
15	137
20	300
25	480
30	668
35	870
40	1090

Tab 3: Laserintensität in % zur jeweiligen Lichtleistung in mW nach der Faser

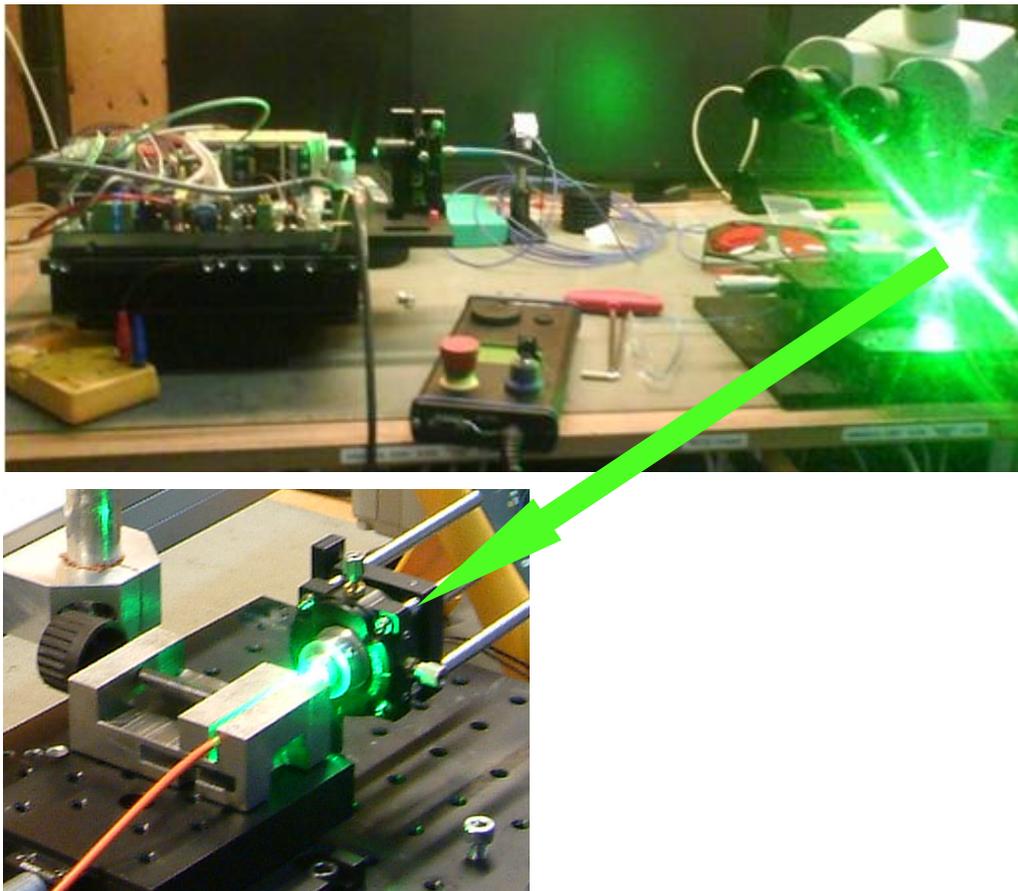


Abb. 48: (oben) grüner Laser mit Laserstrahl auf die Photodiode  
(unten) Bildausschnitt Abstand Kopplung von LWL und Diode (Tab. 4, 1. Spalte)

Eigene Untersuchungen

grüner Laser 532nm		Dioden EPIGAP EPD-525-1-0,9			
A-Meter	$R_i = 9 \text{ Ohm}$				
Null-Anzeige Mikrometerschraube 6,5mm					
Laserintensität in %		Lichtleistung P in mW		E-Leistung der Photodiode P in mW	
		Stromstärke in mA		Spannung in mV	
				Wirkungsgrad in %	
10	53	11	98	1	2,0
15	137	29	255	7	5,4
20	300	35	300	11	3,5
echter Abstand + 0,5mm					
10	53	10,2	90	1	1,7
15	137	28	248	7	5,1
20	300	50	440	22	7,3
25	480	53	472	25	5,2
echter Abstand + 1mm					
10	53	10	88	1	1,7
15	137	26,5	235	6	4,5
20	300	55	486	27	8,9
25	480	60	532	32	6,7
echter Abstand + 1,5mm					
10	53	8,7	77	1	1,3
15	137	23,5	210	5	3,6

Eigene Untersuchungen

20	300	57	505	29	9,6
25	480	67,5	602	41	8,5
30	668	70,5	620	44	6,5
echter Abstand + 2mm					
10	53	7,4	66	0	0,9
15	137	21	185	4	2,8
20	300	52	479	25	8,3
25	480	72,5	640	46	9,7
30	668	78	700	55	8,2
35	870	80	700	56	6,4
echter Abstand + 2,5mm					
10	53	6,5	58	0	0,7
15	137	18	169	3	2,2
20	300	48	425	20	6,8
25	480	73,5	650	48	10,0
30	668	83	731	61	9,1
35	870	85	756	64	7,4
echter Abstand + 3mm Höhe nachjustiert					
10	53	5,8	52	0	0,6
15	137	16	142	2	1,7
20	300	41	365	15	5,0
25	480	72	635	46	9,5

Eigene Untersuchungen

30	668	86	760	65	9,8
35	870	90	795	72	8,2
echter Abstand + 3,5mm					
10	53	4,4	39	0	0,3
15	137	12	109	1	1,0
20	300	32	290	9	3,1
25	480	60	530	32	6,6
30	668	80	710	57	8,5
35	870	88	778	68	7,9
40	1090	90	800	72	6,6
echter Abstand + 4mm					
10	53	3,8	34	0	0,2
15	137	10,5	92	1	0,7
20	300	26	234	6	2,0
25	480	47	415	20	4,1
30	668	73	647	47	7,1
35	870	85	750	64	7,3
40	1090	90	792	71	6,5
R= 1 Ohm					
30	668	gemessen	Gerechnet		
		110	110	12	1,8
R = 0,5 Ohm					
30	668	110	55	6	0,9

Tabelle 4: Von der Diode erzeugte Stromstärke und Spannung in Abhängigkeit von der Laserintensität

Die Laserintensität in Prozent wurde anschaulicher in Spalte 2 als Laserleistung P in mW am Austrittspunkt der Faser dargestellt, da hierbei die Verluste über den Lichtwellenleiter schon abgezogen sind und es sich um die Lichtleistung handelt, welche direkt auf die Photofläche der Diode trifft.

Aus dieser Tabelle wird ersichtlich, dass maximale Laserleistungen unter 1 W ausreichen um maximal große Gleichströme an der Photodiode zu erzeugen. Ab 30 %, also einer Laserleistung von 668 mW und einem Abstand von 9,5 mm (Diode zur Faser), geht die Diode bereits in Sättigung und es kommt zudem zum Temperaturanstieg. Bei geringerem Abstand zwischen Diode und Faser liegt die Sättigungsgrenze deutlich tiefer bei ca. 400 mW Laserleistung. Der von mir genutzte frequenzverdoppelte Laser ist im Bereich unter 1 W stabil regelbar, was die Grundvoraussetzung für stabile Gleichstromwerte war.

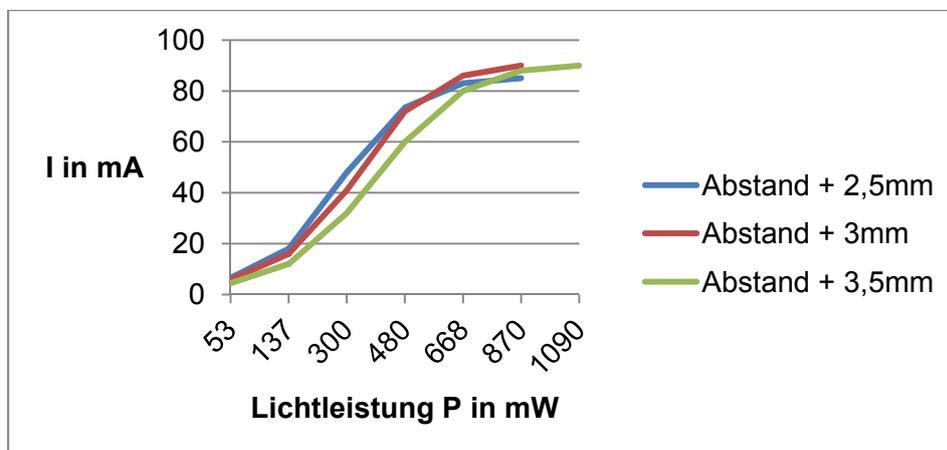


Abb. 49: Von der Diode erzeugte Stromstärken in Abhängigkeit von der Laserleistung. Die unterschiedlichen Farben charakterisieren den Abstand des LWL von der Photodiode, wobei der Nullabstand = 6,5 mm beträgt.

Da Laserlicht hochenergetisches Licht ist, welches abhängig von der Lichtintensität zu Erwärmungen führen kann, wurde in einer Anschlussmessung der Temperaturverlauf bei 668 mW Laserleistung über einen Zeitraum von einer halben Stunde dokumentiert. Eine direkte Temperaturmessung ist nicht möglich, deshalb wurde an Stelle der Temperatur die Stromstärke und Spannung dokumentiert, welche bei Erwärmung der Diode absinken, da sich der Widerstand der Metallgitterstrukturen der Diode bei Wärme erhöht. Dabei betrug der Abstand des LWL zur Diode im optimalen Fall 9,5 mm.

Messzeit in min	I in mA	U in mV
1	84,5	748
2	84,6	749
3	84,5	747
4	84,7	747
5	84,4	745
6	84,7	747
7	84,6	747
8	84,5	746
9	84,4	745,5
10	84,3	744
15	84	743
20	83,9	735
25	83,5	735
30	83	733,5

Tabelle 5: Stromstärken und Spannungsänderung in Abhängigkeit von der Bestrahlungsdauer

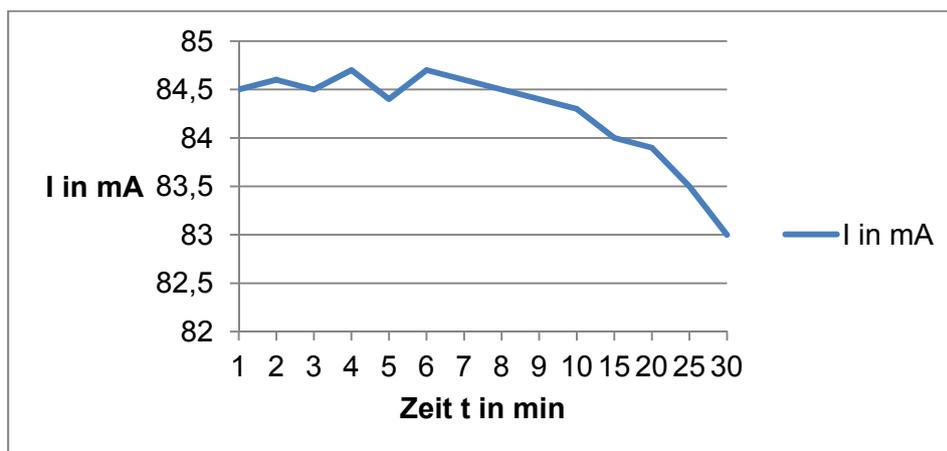


Abb. 50: Änderung der Stromstärke in Abhängigkeit von der Belichtungszeit bei konstanter Laserleistung

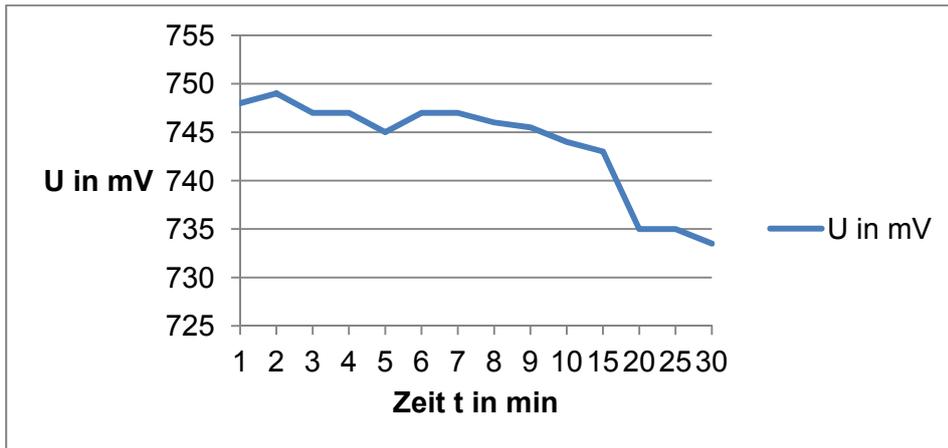


Abb. 51: Spannungsabfall in Abhängigkeit von der Bestrahlungszeit bei konstanter Laserleistung

#### 4.2.4. Katheterartefakte im oMRT

##### Katheterartefakte unterschiedlicher Sequenzen; gleiche Phasenkodierung

Wie bereits in Vormessungen evaluiert, hat sich gezeigt, dass Katheterspulen, antiparallel gewickelt, bei minimaler Stromstärke die besten Artefakte abbilden.

Um die Artefakte auch in unterschiedlichen Sequenzen beurteilen zu können, wurden nach ASTM-Standard folgende Sequenzen mit Stromstärken von 1-10 mA gemessen.

Sequenzen: T<sub>1</sub>W\_SE\_RL    T<sub>1</sub>W\_SE\_FH  
               T<sub>1</sub>W\_FFE\_RL    T<sub>1</sub>W\_FFE\_FH  
               T<sub>2</sub>W\_TSE\_RL    T<sub>2</sub>W\_TSE\_FH

(SE = Spinecho, FFE = Gradientenecho, TSE = Turbo-Spin-Echo)

Phasenkodierrichtungen: (RL = right/left, FH = feet/head, AP = anterior/posterior)

Sequenzparameter:

T <sub>1</sub> W_SE	T <sub>1</sub> W_FFE	T <sub>2</sub> W_TSE
TE: 20 ms	TE: 15 ms	TE: 90 ms
TR: 500 ms	TR: 100-500 ms	TR: 3000 ms
Flipwinkel: 62°	Flipwinkel: 30°	Flipwinkel: 90°
NSA: 2	NSA: 2	NSA: 3

## Eigene Untersuchungen

Schichtdicke (Slice thickness): 3 mm  
 FOV: AP = 256 mm; FH = 256 mm; RL = 21 mm  
 Bandbreite (Bandwidth): 32 kHz  
 Spule: MultiPurpose-L

Artefaktgröße in mm nach Messsequenzen						
I in mA	T <sub>1</sub> W_SE_RL	T <sub>1</sub> W_FFE_RL	T <sub>1</sub> W_SE_FH	T <sub>1</sub> W_FFE_FH	T <sub>2</sub> W_TSE_FH	T <sub>2</sub> W_TSE_RL
0	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4
0,5	4,3	6	5	5,5	5,5	3,5
1	6	7,9	5,5	5,9	5,5	3,9
2	7,5	7,9	6,5	9,2	6,2	5,1
3	6,5	8,3	7,1	9,4	6,5	5,1
4	7,5	8,6	7,5	11,4	6,5	5,5
5	8,2	9	7,5	11,4	7,5	5,5
6	8,2	9,2	7,9	11,6	7,9	5,5
7	8,2	9,4	7,9	11,6	7,9	7,1
8	8,2	10,6	7,9	11,8	8,6	8,3
9	9	10,8	7,9	11,8	8,6	8,3
10	9,2	10,8	7,9	11,8	8,6	8,3

Tabelle 6: Artefaktgrößen in mm der verschiedenen Messsequenzen

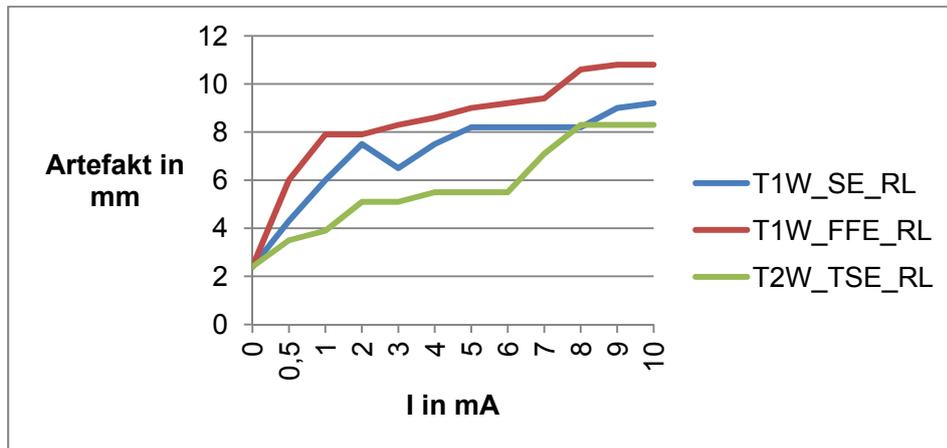


Abb. 52: Artefaktgrößen in Abhängigkeit von der Stromstärke gemessen in der Phasenkodierichtung Right/Left

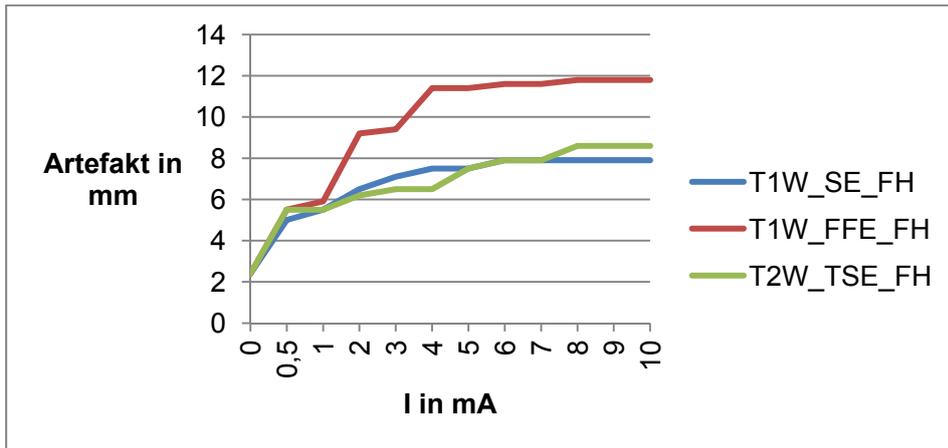
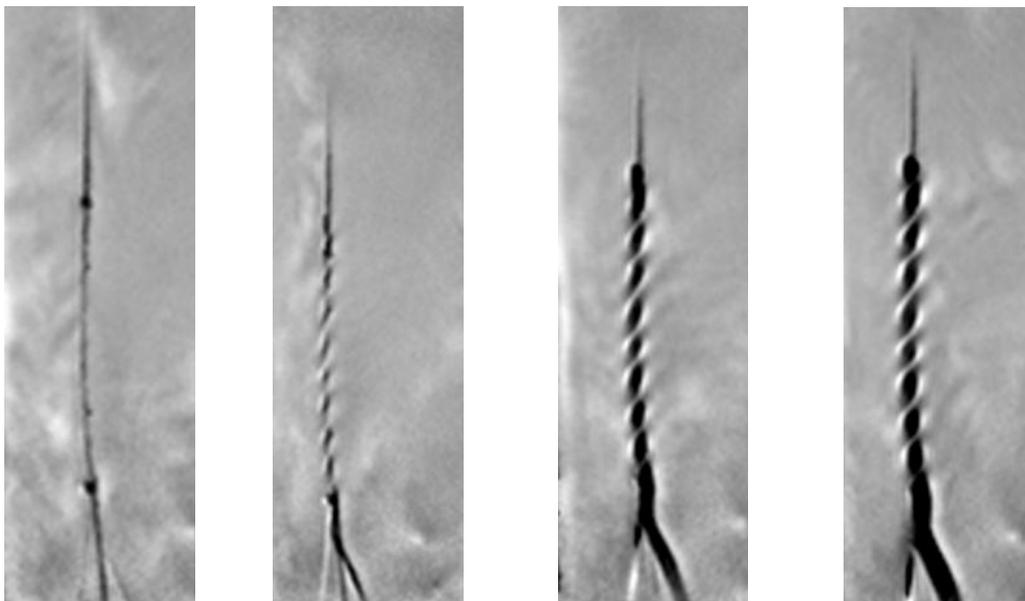


Abb. 53: Artefaktgrößen in Abhängigkeit von der Stromstärke gemessen in der Phasenkodierrichtung Feet/Head

**Katheterartefakte gleicher Sequenz; verschiedener Stromstärken:**

Innerhalb einer Messequenz ist mit steigender Stromstärke auch ein Anstieg in der Artefaktgröße zu erkennen.



Stromstärke: 0 mA

1 mA

5 mA

10 mA

Artefakte: 2,4 mm

5,9 mm

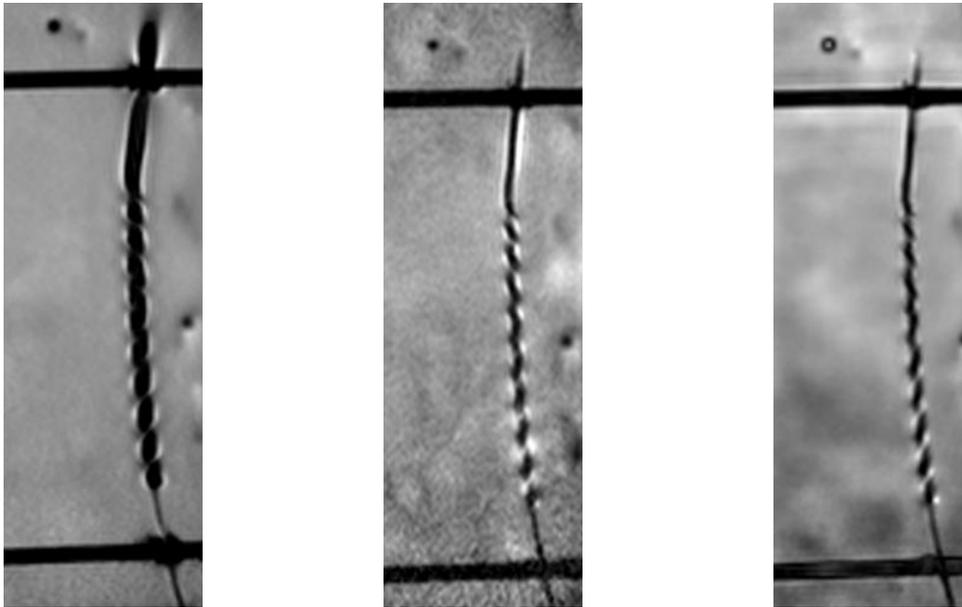
11,4 mm

11,8 mm

Abb. 54: Artfaktbilder vergleichend in der Sequenz T<sub>1</sub>W\_FFE\_FH bei Stromstärken von 0-10 mA

**Katheterartefakte gleicher Stromstärke; unterschiedliche Sequenzen**

Innerhalb der einzelnen Messesequenzen sind bei gleicher Stromstärke die unterschiedlichen Artefaktformen sichtbar.



Sequenz: T<sub>1</sub>W\_\_FFE

T<sub>1</sub>W\_SE

T<sub>2</sub>W\_TSE

Artefakte: 11,8 mm

7,9 mm

8,6 mm

Abb. 55: Vergleich der Artefakte innerhalb einer Stromstärke (10 mA) bei den verschiedenen Messesequenzen einer identischen Zylinderspule antiparallel

**Katheterartefakte gleicher Sequenz; unterschiedliche Kathetergrößen**

Gemessen wurden Katheter der Durchmesser 5F, 6F, 7F vergleichend bei 0 mA (Suszeptibilitätsartefakt-Katheter), 1 mA, 5 mA, 10 mA

Sequenz: T<sub>1</sub>W\_FFE\_FH

I in mA	5F	6F	7F
0	1,8	2,1	2,4
1	4,7	5,3	5,9
5	5,9	8,1	11,4
10	6,1	9,3	11,8

Tabelle 7: Vergleich der Artefaktgrößen bei 0 -10 mA Stromstärken in Abhängigkeit vom Katheterdurchmesser (5F, 6F, 7F)

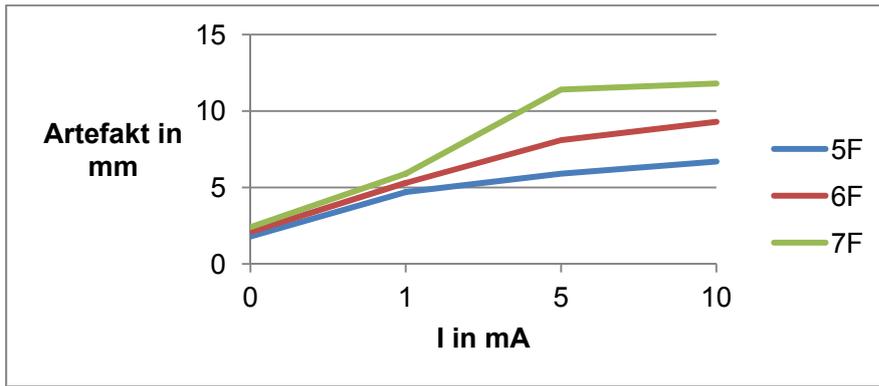


Abb. 56: Artefaktgröße bei 0 -10 mA Stromstärke vergleichend von 5F, 6F, 7F Katheter, welche dem Spuleninnendurchmesser entsprechen

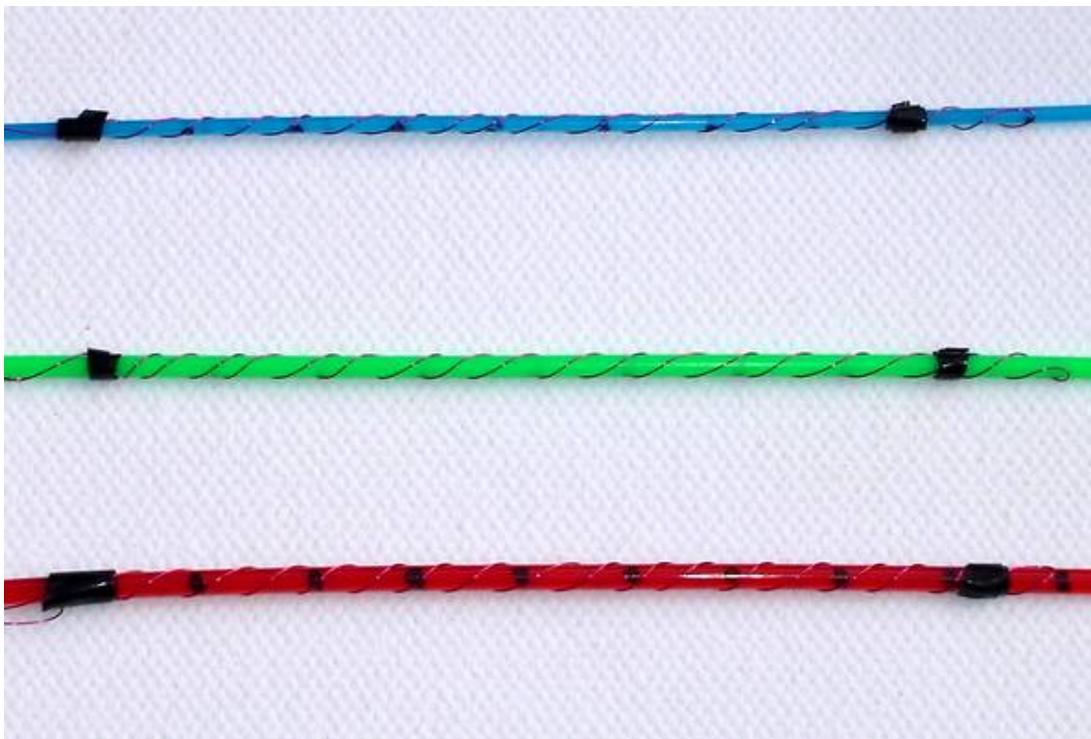


Abb. 57: Kathetersimulation mit Zylinderspule 5F (blau); 6F (grün); 7F (rot)

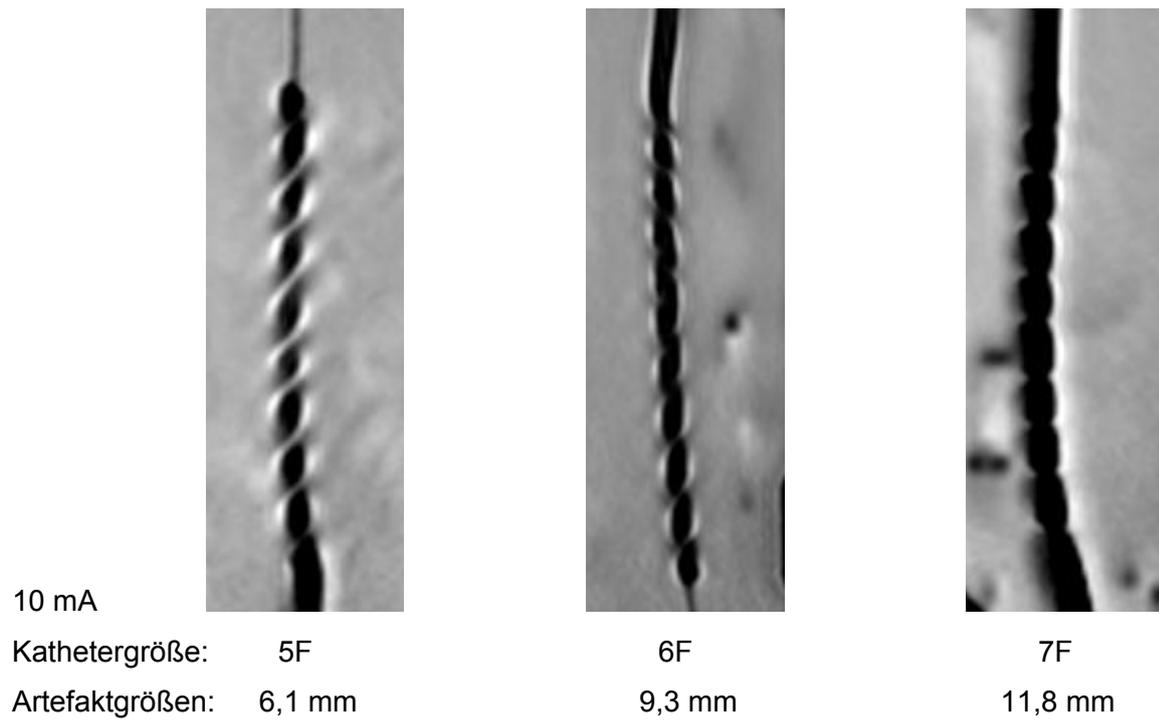
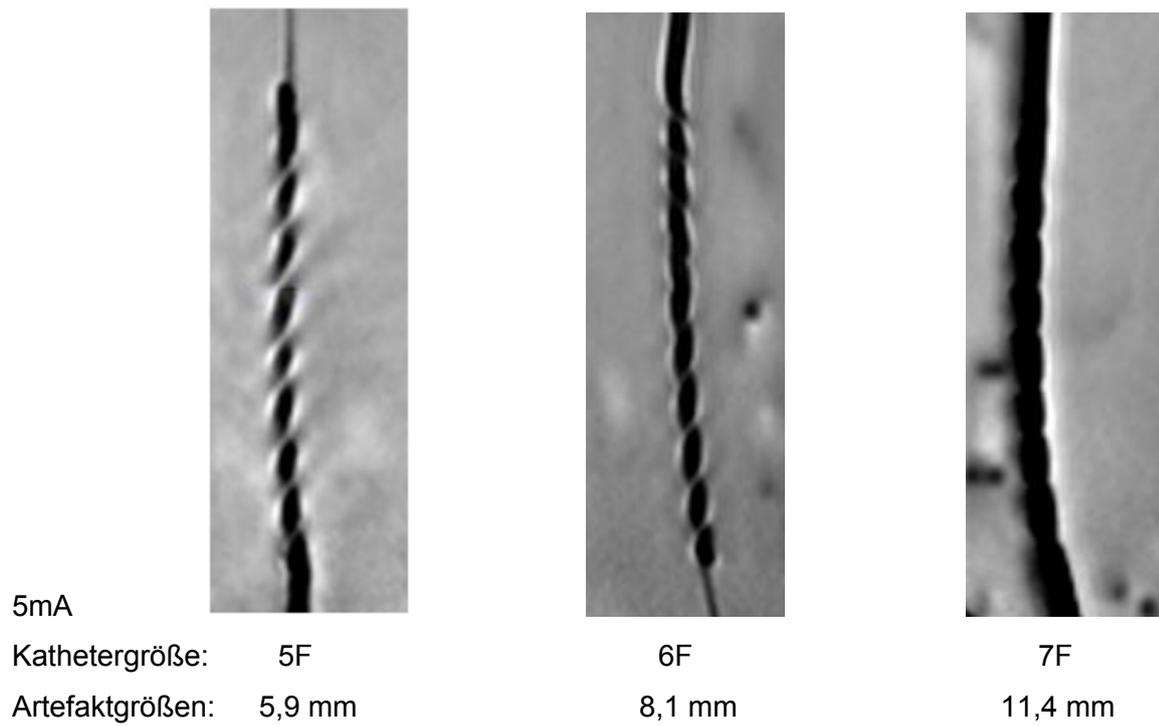


Abb. 58: Artefaktdarstellung der Katheter 5F, 6F, 7F bei 5 mA (oben) und 10 mA (unten)

#### 4.2.5. Der Tierversuch

Es konnten im MRT- Bild Artefakte der Spule am Katheter dargestellt werden. Diese waren jedoch so schwach, dass sie lediglich die Suszeptibilität der Spule darstellten, die nicht von Gleichstrom durchflossen war. Es war nicht möglich die Artefaktgröße in Abhängigkeit zur Laserintensität zu verstärken. Es wurde nochmals ein anderer Katheter durch die Schleuse geschoben, mit dem gleichen Resultat.

#### 4.2.6. Thermometrie

Temperaturmessung 15.10.08					
	Temperatursensoren 1 - 4				
I in mA	1	2	3	4	
10	17,5	16	17,5	16,8	17,0
20	17,7	16,3	17,6	17,3	17,2
30	17,9	16,7	17,8	17,8	17,6
40	18,1	17,3	18	18,2	17,9
50	18,7	17,8	18,2	18,8	18,4
60	18,8	18	18,4	19	18,6
70	19	18,2	18,6	19,2	18,8
80	19,1	18,4	18,7	19,3	18,9
90	19,2	18,5	18,9	19,5	19,0
100	19,4	18,6	19	19,6	19,2
110	19,5	18,7	19,1	19,6	19,2
120	19,5	18,8	19,1	19,7	19,3
130	19,5	18,8	19,1	19,8	19,3
140	19,6	18,8	19,2	19,8	19,4
150	19,6	18,9	19,2	19,9	19,4

Tabelle 8: Thermometrie - Temperaturmessung in Abhängigkeit von der Stromstärke während der Bildgebung im MRT

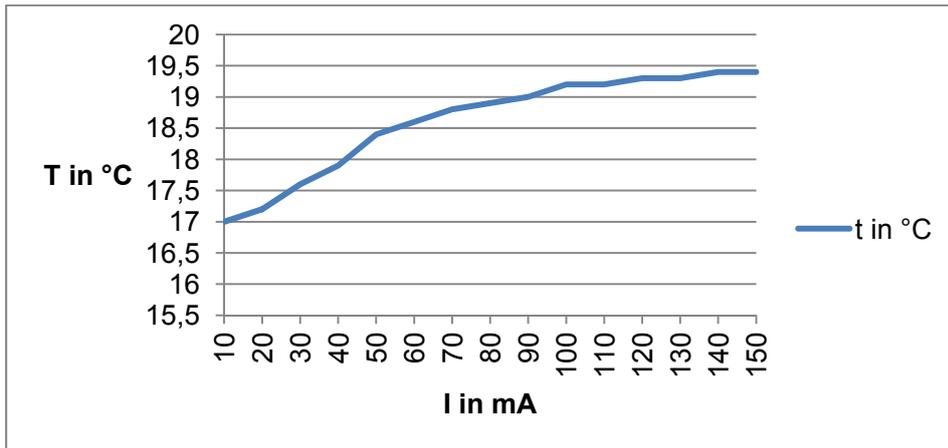


Abb. 59: Thermometrie Kurve - Temperaturverlauf in Abhängigkeit von der Stromstärke

Die Temperaturerhöhung im Thermogel entspricht dem Temperatenausgleich an die Raumtemperatur von 20,3 °C, da das Thermogel zu Beginn der Messung mit 17 °C kühler war als der Raum.

Da ich keine Temperaturerhöhung an der Spule nachweisen konnte, wurde im Anschluss nochmals eine Messung mittels Thermofolie durchgeführt. Dabei dient ein Labornetzgerät als Gleichstromquelle und wurde in 10er Schritten ab 150 mA hochgeregelt. Die Thermofolie reagiert bei Temperaturen von 35 °C - rot, 36 °C - grün, 40 °C - blau. Bei einer Stromstärke von 500 mA konnte nach 20 Sek. ein Farbumschlag nach grün dokumentiert werden.

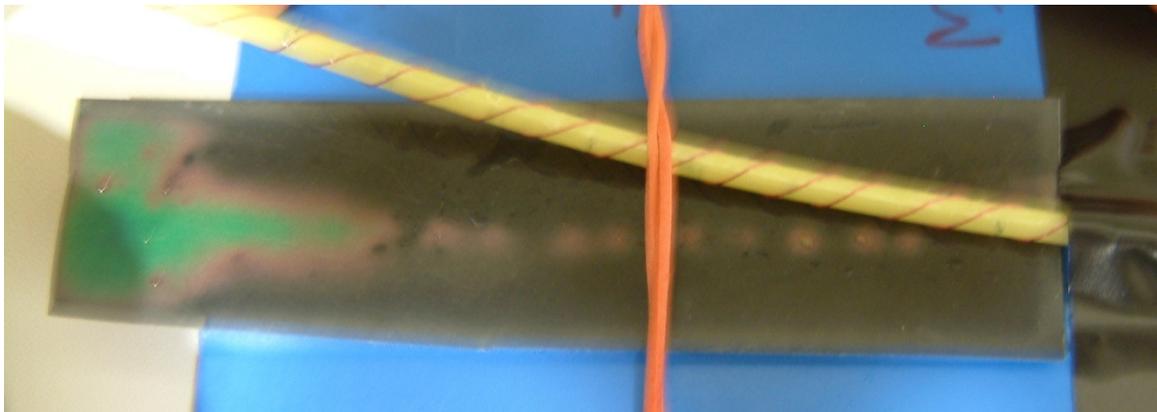


Abb. 60: Thermofolie mit Farbumschlag nach grün unter der Zylinderspule bei 500 mA

#### 4.3.7. Patientensicherheit VDE-Richtlinie

Um die Patientensicherheit zu garantieren, ist es wichtig, die Auswirkung des elektrischen Stromes auf den menschlichen Körper zu kennen. Hierfür gibt es die VDE V 0140-479-1, welche die Wirkung von Gleich- und Wechselströmen im menschlichen Körper definiert und zugleich Grenzwerte pro Wirkungsbereich festlegt.

In meiner Arbeit sind die Gleichströme zu betrachten, da durch Einhaltung der kritischen Länge keine relevanten Wechselströme induziert werden. Des Weiteren entsteht durch die optische Kopplung mit dem LWL keine Berührungsspannung.  $Z_{s1}$  &  $Z_{s2}$  sind somit nicht relevant. Ebenso wenig der Wechselanteil an  $Z_i$ , welcher im Bild durch Widerstand und Kondensator, parallel zu Widerstand  $Z_i$  dargestellt ist, muss in meiner Arbeit nicht berücksichtigt werden

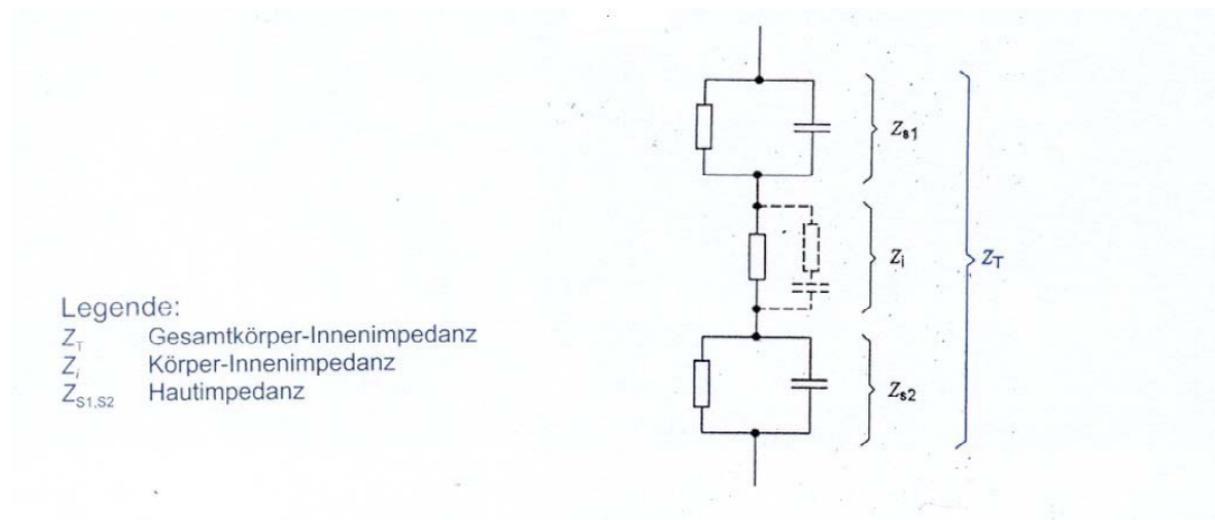


Abb. 61: Schaltbild Impedanz im menschlichen Körper (Sonntag 2008)

Betrachtet man nur den Gleichstromanteil gilt:

- in 3 % NaCl Lösung ist  $Z_i$  = innerer Widerstand der Lösung

$R = 30 \Omega/\text{cm}$ .

-als Stromstärke wird die Hälfte der Berührungstromstärke von  $I = 10 \text{ mA} = 5 \text{ mA}$  verwendet.

-daraus folgt laut Ohmschen Gesetz eine maximale Berührungsspannung von  $U = 150 \text{ mV}$  für Spannung im menschlichen Körper laut VDE V 0140-479-1 (Sonntag 2008).

Die von mir verwendete Spannung beträgt  $U = 5 \text{ mV}$  bei den von mir verwendeten Spulen mit einem Widerstand  $R = 0,5\Omega$  sowie einem maximal benötigten Strom von  $I = 10\text{mA}$ .

Daraus folgt im menschlichen Körper laut VDE V 0140-479-1 bei  $R = 30\Omega$  ein maximaler Stromfluss von  $I = 0,17 \text{ mA}$  bei den von mir verwendeten Prototyp.

Dieser Wert wird nun mit den Zeit/Stromstärke-Bereichen der Tabelle 9 der VDE-Norm verglichen und somit kann die Wirkung im menschlichen Körper abgelesen werden.

Bereiche	Bereichsgrenzen	Physiologische Wirkungen
AC-1	bis zu 0,5 mA (bis Grenzlinie a)	Wahrnehmung möglich, aber meist keine Schreckreaktion
AC-2	über 0,5 mA (bis Grenzlinie b)	Wahrnehmung und unwillkürliche Muskelkontraktionen wahrscheinlich, aber keine schädlichen physiologischen Wirkungen
AC-3	Grenzlinie b bis Grenzlinie c1	- Starke unwillkürliche Muskelkontraktionen. - Schwierigkeiten beim Atmen. - Reversible Störungen der Herzfunktion. - Immobilisierung (Muskelverkrampfung) kann auftreten. - Stromwirkung zunehmend mit Stromstärke und Durchströmungsdauer. - Im Allgemeinen ist kein organischer Schaden zu erwarten.
AC-4	über der Grenzlinie c1 c1-c2, c2-c3 über der Grenzlinie c3	- Es können pathophysiologische Wirkungen auftreten wie Herzstillstand, Atemstillstand oder andere Zellschäden. Wahrscheinlich von Herzkammerflimmern ansteigend mit Stromstärke und Durchströmungsdauer. Wahrscheinlichkeit von Herzkammerflimmern: AC-4.1: ansteigend bis etwa 5 %, AC-4.2: ansteigend bis etwa 50 %, AC-4.3: über 50 %

Tabelle 9: AC-Zeit/Stromstärke-Bereiche, blau dargestellt der Bereich, in dem die Spule mit Gleichstromquelle einzugliedern ist (Quelle: Sonntag P. 2008)

In der 1. und 3. Zeile, Spalte 3 der Tabelle handelt es sich nicht wie P. Sonntag schreibt, um physiologische, sondern um pathologische Wirkungen des Stromes auf den menschlichen Körper.

Gliedert man die von mir erreichten Stromstärken in die Tabelle ein, so wird deutlich, dass die Werte im Bereich AC-1 einzustufen sind. Dies bedeutet, dass die Patientensicherheit gewährleistet werden kann und keine Beeinträchtigung am Patienten zu erwarten sind zumal der Grenzwert in Kategorie 1 noch 3 mal höher ist als die von mir genutzten Werte.

## 5. DISKUSSION

Glowinski et al. haben in ihrer Arbeit „Catheter Visualization Using Locally Induced, Actively Controlled Field Inhomogeneities“ (1997) bereits beschrieben, wie eine Katheterspule mittels einer 9 V-Blockbatterie mit Gleichstrom durchflossen und somit bei Messungen im MRT der Katheter durch die Artefakte der stromdurchflossenen Spule im Körper dargestellt wird. Das Problem bei der Umsetzung dieser Variante im menschlichen Körper gestaltet sich dadurch, dass die Batterie außerhalb des Körpers sowie des Magnetfeldes deponiert sein muss und dann durch entsprechend lange Kabel mit dem Katheter verbunden wird. Außerdem befindet sich im Katheter über die gesamte Länge ein metallisches Stabilisierungsgitter. Diese Kabel und das metallische Stabilisierungsgitter stellen ein Problem dar, da sie die kritische Länge deutlich überschreiten und somit die HF des MRT Wechselströme an Spule und Drähten generiert. Diese wirken den Gleichstrom der Batterie entgegen und es zeigen sich im MRT-Bild Wechselstromartefakte, welche in Form und Größe deutlich von Gleichstromartefakten zu unterscheiden sind. Durch unkontrollierbare Wechselfelder und thermische Effekte ist die Patientensicherheit so nicht zu gewährleisten. Es musste also eine Variante gefunden werden, in der die Spule mit Gleichstrom versorgt wird und zugleich die kritische Länge aller Drähte nicht überschritten wird. Als Alternative wird in dieser Arbeit Gleichstrom mittels Laser und Photodiode erzeugt. So kann die Diode als Gleichstromquelle direkt an der Spule fixiert werden und lange Strecken bis außerhalb des Körpers bzw. außerhalb des magnetischen Bereiches mittels LWL überbrückt werden, welcher (materialbedingt) mit der HF des MRT keine Wechselströme generieren kann.

In ersten Schritten wurde der Katheter von Glowinski et al. nachgebaut mit dem Ergebnis, dass die Spule zu lang war und somit durch die RF der Bildgebungsspule hohe Wechselstromanteile an der Katheterspule generiert werden. Diese Wechselstromanteile müssen vom Gleichstrom überlagert werden, um deutliche Artefakte darzustellen. Dazu sind die hohen Gleichstromwerte von 150 mA nötig, um ein Artefakt zu erzeugen. Ein weiterer Faktor, der zu Erhöhung des Wechselanteils führt, ist das Verbindungskabel zwischen der Spule am Katheter und der Batterie, sowie das Stabilisierungsgitter des Katheters, da auch hierbei wieder eine Antennenwirkung auftritt und Wechselströme in Richtung Spule induziert werden. Von RF-Sicherheit kann auf Grund der generierten Wechselströme nicht gesprochen werden.

### **5.1. Zylinderspule und Gleichstromquelle**

Um die durch RF entstandenen Wechselstromanteile so gering wie möglich zu halten, wurde eine Zylinderspule antiparallel gewickelt, der Abstand der Windungen auf 10 mm begrenzt und die Spulenlänge auf ein Minimum von 100 mm reduziert. Gesamtlängen bis 197 mm sind möglich. Der Abstand der einzelnen Windungen zueinander wurde soweit optimiert, dass keine Magnetfeldauslöschung der einzelnen Windungen untereinander eintrat.

Die Stromquelle ist ein magnetfreier Schalter mit magnetfrei gefertigter Batterie, welcher direkt im oMRT an der Spule betrieben werden kann und somit keine Zuleitung erfordert. Dabei diente die Jumperstellung 2 der Kontrolle, ob Wechselanteile auf der Spule im Artefakt sichtbar sind. Wenn der Jumper 2 geschlossen war, so wurde der Transformationseffekt gemessen, bei offenem Jumper 2 wurde die Antennenwirkung dargestellt. In beiden Stellungen waren keine Wechselartefakte sichtbar und somit kann gesagt werden, dass der Wechselstromanteil optimal minimiert ist. Die von mir dargestellten Artefaktbilder sind reine Gleichstromartefakte bzw. in Jumperstellung 2 ohne Gleichstrom lediglich das Suszeptibilitätsartefakt des Katheters. Im Phantom und Tierversuch wurde dieser Batterieschalter dann durch den optischen Schalter ersetzt.

Zu den Artefakten ist zu sagen, dass von 0,5 mA bis 4 mA eine deutliche Abstufung in den Graustufen sowie eine geringe Zunahme der Artefaktgröße zu beobachten war. Ab 4 mA änderte sich die Artefaktgröße bis 8 mA deutlich. Von 8 mA bis 10 mA blieben die Artefakte annähernd konstant in ihrer Größe und Tiefenschwärze.

Deutlich wird weiterhin der Unterschied der Artefaktgrößen in den einzelnen Messesequenzen. Die Artefakte der einzelnen Sequenzen unterscheiden sich deutlich in ihrer Form. So sind die größten Artefakte in den Gradientenechosequenzen (FFE) sichtbar. Dies kann wie folgt erklärt werden: Unterschiedliche Materialien besitzen unterschiedliche Suszeptibilitätseigenschaften. Dadurch entstehen an den Grenzen der einzelnen Materialien Artefakte. Spin Echo-Sequenzen können auf Grund ihres 180°-Pulses diese Suszeptibilitätsartefakte der Materialien rekompensieren. Dieser Impuls fehlt bei der Gradientenechosequenz, sodass diese empfindlicher für die Artefaktdarstellung ist.

Im Phantom unter Flussbedingung (simulierter Blutfluss) wurden Angiographie Sequenzen gemessen. Um noch besseren Kontrast zum umliegenden Gewebe herzustellen, werden b\_FFE-(Balanced Fast Field Echo) und Fast\_TOF-Verfahren verwendet. Dabei werden

Gefäße im Bild hell (weiß) dargestellt. Bei der  $b_{\text{FFE}}$  geschieht dies, indem die zeitliche Reihenfolge der Gradienten so gewählt wird, dass Spinecho und Gradientenecho zusammen liegen. Im Fast\_TOF-Verfahren wird das Blut sowie das umliegende Gewebe angeregt. Bei der anschließenden Aufnahme des Rückfall-Impulses ist das angeregte Blut jedoch schon von der Stelle weggeflossen und kann somit kein Signal mehr geben, sodass lediglich noch das umliegende Gefäß dargestellt werden kann (Nitz et al. 2007).

Bei den unterschiedlichen Spuleninnendurchmessern von 5F, 6F und 7F hat sich gezeigt, dass die Artefakte keine Veränderung in ihrer Form, wohl aber in unterschiedlichem Maße in ihrer Größe darstellen. Bei kleinen Spuleninnendurchmessern ist schneller eine Sättigung erreicht, sodass eine Größenzunahme der Artefakte ausbleibt. Die Artefaktgröße genügt jedoch, um den Katheter deutlich vom umliegenden Gewebe abzugrenzen.

Für Ströme im menschlichen Körper ist die VDE V-0140-479-1 entscheidend. Die von mir verwendete maximale Stromstärke beträgt  $I = 0,17 \text{ mA}$  und liegt damit deutlich unterhalb des zugelassenen AC1 Grenzbereiches von  $I = 0,5 \text{ mA}$  (siehe Tab. 9).

Mit maximal 5 mV bei 10 mA und einem Spulenwiderstand von  $0,451 \Omega$  liegt der Wert an meiner Spule somit deutlich unterhalb der 150 mV Grenze und garantiert die Patientensicherheit. Dieser wurde mit einem grünen Laser der Wellenlänge 532 nm und einer Diode 525 nm Wellenlänge erzeugt, welche mittels LWL miteinander verbunden waren. Der Spulenwiderstand bezieht sich auf die von mir verwendete Zylinderspule antiparalleler Wicklung sowie den von mir benutzten Kupferlackdraht der Stärke 0,15 mm.

### **5.2. Optischer Schalter**

Um die Sicherheit im Umgang mit dem Laser zu optimieren, wurden zum einen Laserleistungen bis maximal 1 W genutzt. Andererseits befindet sich die Wellenlänge des Lasers im sichtbaren Bereich (grün).

Die von mir verwendeten 525er Photodioden gehen ab einer Laserleistung von 668 mW nach der Faser in Sättigung. Es kommt bei höheren Laserleistungen zu Erwärmungen an der Diode, welche zur thermischen Zerstörung der Plastikschicht über der optischen Fläche führt. Die Plastikfläche wird dabei lichtundurchlässig. Es kommt zum Spannungsabfall. Die gesamte Laserleistung wird in Wärme umgesetzt. Der optimale Abstand, um die optische Fläche der Diode voll auszuleuchten, beträgt  $6,5 + 3 = 9,5 \text{ mm}$ .

Fazit der Dioden-Lasermessung ist, dass maximal 86 mA Gleichstrom mittels der von mir verwendeten Diode und dem Laser konstant erzeugt werden können, welche somit maximal als Gleichstrom an der Spule zur Verfügung stünden. Davon werden jedoch maximal 10 mA genutzt, um optimale Artefakte zu generieren.

Die Temperaturmessung ergab, dass bei Lichtintensitäten bis 668 mW über zehn Minuten konstante Stromstärken zu messen sind. Da die längste von mir verwendete Messsequenz 3:26 Minuten läuft, kann gesagt werden, dass durch den Laser keine Temperaturen erzeugt werden, welche während der Bildgebung zum Gleichstromabfall an den Dioden führen. Auch beim Spannungsverlauf, welcher an der Diode gemessen wurde, zeigt sich, dass bis zehn Minuten lang die Spannung annähernd konstant gehalten werden kann. Es wurde für beide Messungen mit einer Lichtleistung von 668 mW gearbeitet, diese liegt kurz vor der Sättigungsgrenze der Diode. Bei geringeren Lichtleistungen können somit deutlich konstantere Strom- und Spannungswerte über längere Zeiten erreicht werden.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass für optimale Artefakte im Bereich von 5-8 mA Laserleistung des von mir verwendeten grünen Lasers nach der Faser von 10 % = 53 mW genügen.

### **5.3. RF-Sicherheit**

Um keine Wechsel Artefakte zu generieren, wurde zum einen die Spulenlänge unterhalb der kritischen Länge von 197 mm gewählt. Ein weiteres Problem, welches sich im Rahmen der Messung darstellte, waren die in herkömmlichen Angiographie-Kathetern integrierten Stabilisierungsgitter, welche sich im Mantel über die gesamte Katheterlänge erstrecken, somit die kritische Länge deutlich überschreiten und als Antenne wirken. Es entstehen hohe Spannungen und zugleich Wechselanteile im Gleichstromartefakt. Um diese zu überlagern waren hohe Stromstärken bis 150 mA für optimale Artefakte nötig. Die Kunststoffumhüllung der Katheter ist nicht für die hohen Spannungen ausgelegt und gefährdet somit die Patientensicherheit und die Sicherheit des Operateurs. Aus diesem Grund wurden für alle Messungen in dieser Arbeit Silikonkatheter ohne Stabilisierungsgitter verwendet, welche jedoch zum Schieben im Blutgefäß zu flexibel sind. Diese wurden durch den LWL stabilisiert, was zugleich erklärt, warum dieser geringe Biegeradien besitzen muss. Zur weiteren Optimierung bestände die Möglichkeit, die Stabilisierungsgitter durch Glasfasergeflechte zu ersetzen und somit eine Grundstabilität im Katheter zu erreichen. Zugleich würde die RF-Sicherheit garantiert. Es konnte jedoch trotz Recherchen kein Anbieter gefunden werden,

welcher solche Katheter derzeit anbietet. Sie müssen bei entsprechender Stückzahl gefertigt werden.

#### **5.4. Der Tierversuch**

Im Rahmen eines Tierversuches (am Schwein) hat sich ergeben, dass der Katheter zu flexibel ist und die Spule zu sehr aufrägt, um ihn problemlos durch die Schleuse ins Blutgefäß zu schieben. Beim Schieben des Katheters durch die Schleuse löste sich die Lötverbindung zwischen Diode und Spule. Dadurch wurden lediglich die Suszeptibilitäts Artefakte der Katheterspule dargestellt. Es wurden Katheter verwendet, welche keine Stabilisierungsgitter enthielten. Damit wurden zwar keine Wechselströme generiert, der Katheter war jedoch auch nicht stabil genug um ihn problemlos im Blutgefäß und vor allem durch die Schleuse zu schieben. Katheter mit Stabilisierungsgitter z.B. aus Glasfasernetzen sind auf Anfrage und bei Bestellung größerer Stückzahlen erhältlich und bieten eine Lösung für dieses Problem. Liegt der Katheter im Blutgefäß, konnten hierbei die Versuche im Phantom bestätigt werden und Artefakte waren sichtbar. Deren Darstellung ist jedoch noch über andere Messsequenzen (b-FFE oder Fast-TOF) zu optimieren, in dem die Gefäße in der Messung weiß darzustellen sind. Eine Miniaturisierung der angebrachten Bauelemente ist anzustreben.

#### **5.5. Thermometrie**

Bei der Thermometrie konnte bis 150 mA keine Erwärmung nachgewiesen werden. Es kam lediglich zur Temperaturangleichung zwischen Thermogel und der Raumtemperatur von 17 auf 19,5 °C während der zwei Stunden dauernden Messung. Erst bei einer Stromstärke von 500 mA konnte am Katheter auf der Thermofolie eine Temperaturerhöhung an Hand des Farbumschlages nachgewiesen werden. Es kam zur Erwärmung auf 36 °C an der Luft ohne Wasserkühlung. Es besteht somit keine Gefahr für den Patienten auf Grund von Erwärmungen an der Spule oder Photodiode.

### **5.6. Zukünftige Optimierung / Miniaturisierung**

In weiteren Folgemessungen sollte eine alternative Lichtquelle evaluiert werden, um den teuren Laser zu ersetzen, was bedingt durch die geringen Stromstärken realistisch umsetzbar ist. Hierfür könnten sich LED- bzw. Halogenlampen eignen.

Im Rahmen weiterer Miniaturisierung sollte der Photodioden-Chip auf der Spitze des Lichtwellenleiters fixiert werden. Die Spule könnte in diesem Fall direkt auf den LWL aufgebracht werden. Dies wäre möglich, indem der LWL zuerst metallisiert wird und im folgenden Schritt die Spule galvanisch aufzutragen ist. Ein anderer Weg wäre, die Spule per Folie auf den LWL aufzukleben und an den Dioden-Chip direkt zu bonden. Dies hätte den Vorteil, dass der LWL als MRT kompatibler Führungsdraht für alle Arten von Kathetern ohne Stabilisierungsgitter verwendet werden kann.

Eine andere Möglichkeit Artefakte darzustellen, wäre mittels zweier Spulen auf dem Katheter. Eine könnte dabei als Empfangsspule fungieren. Die entstandenen Wechselanteile müssten über einen Gleichrichter dann auf die zweite Spule an der Katheterspitze geleitet werden. Ein „Ein- und Ausschalten“ der Artefakte wäre auch hier über einen optischen Schalter mittels Diode und Lichtquelle möglich, welcher die Primärspule und somit den Stromfluss unterbricht oder mit Hilfe eines MOS-Fet den Wechselstrom regelt.

Ein direktes Einkoppeln der Katheterspule im oMRT-Gerät (Resonanzpunkt) und somit Nutzung der Bildgebungsspulen um ein Artefakt zu erzeugen, wurde in dieser Arbeit nicht berücksichtigt. Des Weiteren entstehen Wechselanteile durch die zu langen Stabilisierungsgitter der herkömmlichen Angiographiekatheter, welche die Patientensicherheit durch thermische Effekte, Wechselspannungen und galvanische Effekte gefährdet. Ein direktes Einkoppeln wäre mittels Koaxialkabel und Filtersysteme, welche vor der HF abschirmen, möglich. Ohne HF-Filtersysteme entstehen Wechselströme. Der ökonomische Aufwand ist durch den Einsatz verschiedener Filtersysteme erheblich. Des Weiteren wäre diese Art des Kathetertrackings geräteabhängig und nicht universal in jedem MRT einsetzbar.

## 6. ZUSAMMENFASSUNG

# **Entwicklung eines RF (Radiofrequenz)-sicheren Interventionskatheters für das interaktive Kathetertracking in der Magnetresonanztomographie**

Um die Vorteile des MRT auch in vollem Umfang in der Angiographie nutzen zu können, müssen Werkzeuge entwickelt werden, welche die Themen RF-Sicherheit und MRT-Kompatibilität erfüllen. Darüber hinaus muss nach einer praktikablen Lösung zur Eigendarstellung dieser Instrumente im MRT gesucht werden.

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Entwicklung eines MRT-kompatiblen und vor allem RF-sicheren Interventionskatheters. Dabei wurde die Lage des Katheters im Blutgefäß mittels einer an der Katheterspitze integrierten Zylinderspule dargestellt. Durch ein von der Spule erzeugtes Magnetfeld kam es im MRT-Bild zur Magnetfeldauslöschung und somit zur Schwärzung (Artefakt). Als Gleichstromquelle diente ein optischer Schalter, bestehend aus Lichtwellenleiter, Laser und Photodiode.

Mit Stromstärken von 10 mA konnten unabhängig der Messesequenz optimale Artefakte erzeugt werden.

Der RF-Einfluss und somit der Wechselstromanteil wurde über die Spulenlänge minimiert und stellte kein Risiko für Patienten und Operateur dar.

Eine weitere Optimierung könnte erfolgen, indem die Spule und die Photodiode direkt am LWL integriert werden und dieser dann an Stelle des Führungsdrahtes verwendet wird.

Die Möglichkeit der Resonanz zwischen Katheterspule und MRT wurde auf Grund der hohen Wechselanteile (RF-Sicherheit) in dieser Arbeit nicht berücksichtigt.

## 7. SUMMARY

### **Development of a RF (radio frequency)-assured intervention catheter for the interactive catheter tracking in the open Magnetic Resonance Tomography**

To use the advantages of the MRT to the full extent in the field of angiography, there has to be the development of special tools, which accord to RF security as well as MRT compatibility. Moreover there has to be a practical resolution for the exposition of the tools themselves in the MRT.

This work is engaged with the development of a MRT compatible and especially RF secured intervention catheter. The position of the catheter in the vessel was presented with the help of a cylindrical coil, which was integrated in the top of the catheter. This coil produces a magnetic field which caused the erasment of the magnetic field in the MRT and thereby the blackening (artefact). An optical contactor was used as a DC source, which was composed of beam waveguide, laser and photodiode.

With the intensity of current of 10 mA it was possible to induce measurement sequence independent optimal artefacts.

The RF influence and therefore part of alternating current was minimized with the help of the coil length and posed no risk for the patients or the operator.

Another optimization would be possible while integrating the coil and the photodiode directly to the LWL and then use this instead of the guide wire.

The possibility of resonance between catheter coil and MRT was not considered in this work because of the high changeover rate (RF security).

---

**8. LITERATURVERZEICHNIS**

1. Adam G., A. Glowinski, J. Neuerburg, A. Bucker, J. J. van Vaals, and R. W. Gunther. Visualization of MR-compatible catheters by electrically induced local field inhomogeneities: evaluation in vivo. *J. Magn Reson. Imaging.* **8 (1)**:209-213, 1998.
2. Araki T., S. Aoki, K. Ishigame, H. Kumagai, A. Nanbu, M. Hori, J. Ueki, T. Komiyama, and T. Araki. MR-guided intravascular catheter manipulation: feasibility of both active and passive tracking in experimental study and initial clinical applications. *Radiat. Med.* **20 (1)**:1-8, 2002.
3. Bakker C.J., R. Bhagwandien, M. A. Moerland, and M. Fuderer. Susceptibility artifacts in 2DFT spin-echo and gradient-echo imaging: the cylinder model revisited. *Magn Reson. Imaging.* **11 (4)**:539-548, 1993.
4. Bakker C.J., R. Bhagwandien, M. A. Moerland, and L. M. Ramos. Simulation of susceptibility artifacts in 2D and 3D Fourier transform spin-echo and gradient-echo magnetic resonance imaging. *Magn Reson. Imaging.* **12 (5)**:767-774, 1994.
5. Bakker C.J., R. M. Hooegeveen, J. Weber, J. J. van Vaals, M. A. Viergever, and W. P. Mali. Visualization of dedicated catheters using fast scanning techniques with potential for MR-guided vascular interventions. *Magn Reson. Med.* **36 (6)**:816-820, 1996.
6. Bartels L.W., H. F. Smits, C. J. Bakker, and M. A. Viergever. MR imaging of vascular stents: effects of susceptibility, flow, and radiofrequency eddy currents. *J. Vasc. Interv. Radiol.* **12 (3)**:365-371, 2001.
7. Bock M., S. Volz, S. Zuhlsdorff, R. Umathum, C. Fink, P. Hallscheidt, and W. Semmler. MR-guided intravascular procedures: real-time parameter control and automated slice positioning with active tracking coils. *J. Magn Reson. Imaging.* **19 (5)**:580-589, 2004.
8. Brechmann G., Dzieia Dr. M., Hörnemann E., Hübscher H., Jagla D., Klaue J., Wickert H., *Elektronik Tabellen Betriebs- und Automatisierungstechnik*, Westermann, Braunschweig, 1. Auflage, 17, 18, 27-38, 56, 63, 71, 212, 260, 443-447, 2007.
9. Buecker A., E. Spuentrup, T. Schmitz-Rode, S. Kinzel, J. Pfeffer, C. Hohl, J. J. van Vaals, and R. W. Gunther. Use of a nonmetallic guide wire for magnetic resonance-guided coronary artery catheterization. *Invest Radiol.* **39 (11)**:656-660, 2004.
10. Czichos H., Hennecke M., *HÜTTE Das Ingenieurwissen*, Axel Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 33.Auflage, B 29-B59, B110-B175, B 249-264, C81-82, G1-G29, G42-G81, G155- G177, 2008.

11. Deetjen P., Speckmann E.J., Physiologie, Urban und Fischer Verlag München, 3. Auflage, 297- 348, 1999.
12. Glowinski A., G. Adam, A. Bucker, J. Neuerburg, J. J. van Vaals, and R. W. Gunther. Catheter visualization using locally induced, actively controlled field inhomogeneities. *Magn Reson. Med.* **38 (2)**:253-258, 1997.
13. Glowinski A., J. Kursch, G. Adam, A. Bucker, T. G. Noll, and R. W. Gunther. Device visualization for interventional MRI using local magnetic fields: basic theory and its application to catheter visualization. *IEEE Trans. Med. Imaging.* **17 (5)**:786-793, 1998.
14. Hailey H., Open magnetic resonance imaging (MRI) scanners. *Issues Emerg. Health Technol.* **(92)**:1-4, 2006.
15. Higgins CHB and A de Roose. MRT and CT of the cardiovascular system. Lippincott Williams and Wilkins, 2005.
16. Kochli V.D., G. C. McKinnon, E. Hofmann, and G. K. von Schulthess. Vascular interventions guided by ultrafast MR imaging: evaluation of different materials. *Magn Reson. Med.* **31 (3)**:309-314, 1994.
17. Kuehne T., R. Fahrig, and K. Butts. Pair of resonant fiducial markers for localization of endovascular catheters at all catheter orientations. *J. Magn Reson. Imaging.* **17 (5)**:620-624, 2003.
18. Ladd M.E., G. G. Zimmermann, G. C. McKinnon, G. K. von Schulthess, C. L. Dumoulin, R. D. Darrow, E. Hofmann, and J. F. Debatin. Visualization of vascular guidewires using MR tracking. *J. Magn Reson. Imaging.* **8 (1)**:251-253, 1998.
19. Leung D.A., J. F. Debatin, S. Wildermuth, G. C. McKinnon, D. Holtz, C. L. Dumoulin, R. D. Darrow, E. Hofmann, and G. K. von Schulthess. Intravascular MR tracking catheter: preliminary experimental evaluation. *AJR Am. J. Roentgenol.* **164 (5)**:1265-1270, 1995.
20. Liu C.Y., K. Farahani, D. S. Lu, G. Duckwiler, and A. Oppelt. Safety of MRI-guided endovascular guidewire applications. *J. Magn Reson. Imaging.* **12 (1)**:75-78, 2000.
21. Loewenhardt B., Bildgebende Diagnostik, Wissenschaftlicher Selbstverlag Dr. med. B. Loewenhardt Fulda, 3. Auflage, 115-147, 2006.
22. McKinnon G.C., J. F. Debatin, D. A. Leung, S. Wildermuth, D. J. Holtz, and G. K. von Schulthess. Towards active guidewire visualization in interventional magnetic resonance imaging. *MAGMA.* **4 (1)**:13-18, 1996.
23. Nitz W.R., Runge V.M., Schmeets S.H., Faulkner W.H., Desai N.K., Praxiskurs MRT, Anleitung zur MRT Physik über klinische Bildbeispiele, Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 1. Auflage, 38-48, 64-67, 86, 2007.

24. Nührmann D., Das große Werkbuch der Elektrotechnik, Franzis`s Verlag München, 4. Auflage, 606-613, 1983.
25. Ocali O., and E. Atalar. Intravascular magnetic resonance imaging using a loopless catheter antenna. *Magn Reson. Med.* **37 (1)**:112-118, 1997.
26. Omary R.A., O. Unal, D. S. Koscielski, R. Frayne, F. R. Korosec, C. A. Mistretta, C. M. Strother, and T. M. Grist. Real-time MR imaging-guided passive catheter tracking with use of gadolinium-filled catheters. *J. Vasc. Interv. Radiol.* **11 (8)**:1079-1085, 2000.
27. Ordidge R.J., F. G. Shellock, and E. Kanal. A Y2000 Update of Current Safety Issues Related to MRI. *J. Magn Reson. Imaging.* **12 (1)**:1, 2000.
28. Pictet J., R. Meuli, S. Wicky, and J. J. van der Klink. Radiofrequency heating effects around resonant lengths of wire in MRI. *Phys. Med. Biol.* **47 (16)**:2973-2985, 2002.
29. Rickers C., R. T. Seethamraju, M. Jerosch-Herold, and N. M. Wilke. Magnetic resonance imaging guided cardiovascular interventions in congenital heart diseases. *J. Interv. Cardiol.* **16 (2)**:143-147, 2003.
30. Schild H., *Angiographie RRR Reihe*, Gustav Thieme Verlag, Stuttgart, 2. Auflage, 7-10, 15, 25-31, 2003.
31. Sonntag Peter, *Wirkungen des elektrischen Stromes auf Menschen und Nutztiere. AUS DER TECHNIK-REDAKTION*, 2008.
32. Teitelbaum G.P., W. G. Bradley, Jr., and B. D. Klein. MR imaging artifacts, ferromagnetism, and magnetic torque of intravascular filters, stents, and coils. *Radiology.* **166 (3)**:657-664, 1988.
33. Weisshaupt, Köchli, Marincek, *Wie funktioniert MRI?*, Springer Medizin Verlag Heidelberg, 5. Auflage, 9-11, 107-114, 2006.
34. Yeung C.J., R. C. Susil, and E. Atalar. RF safety of wires in interventional MRI: using a safety index. *Magn. Reson. Med.* **47 (1)**:187-193, 2002.

## 9. ANLAGEN

### Material und Geräte

Gerät	Bezugsquelle
oMRT: Philips HFO Panorama 1 Tesla	Fa. Philips Einthoven, Niederlande
Laser: BLITZ Laser 532 nm, mit Laserkopf Coherent Taipan 532-5-C, Wellenlänge 532nm, maximale Laserleistung: 5000 mW CW	Fa. Laser Animation Sollinger, Berlin
Lötstation: Ersa Typ RDS 80	Fa. Ersa GmbH, Wertheim
LCR Messbrücke: LCR 817	Fa. Gw Instek, Taipeh, China
Digital Multimeter Typ MM 11	Fa. Benning, Dahlewitz
Reflex™ Signal Conditioner	Fa. neoptix, Quebec, Canada
Laboratory Power Supply EA-PS 2032-050	Fa. EA-Elektro-Automatik GmbH & Co. KG, Viersen
Spule: MultiPurpose L	Fa. Philips, Eindhoven, Niederlande
LWL: QQ/I-VH 1G 50/125 Multimode Faser Quarz halogenfrei, Gradienten-Index, Kern- Durchmesser 50 µm, Numerische Apertur 0,22 Cladding Durchmesser 125 µm Gesamtlänge 5 m	Fa. bedea BERKENHOFF & DREBES GmbH, Aßlar
Dioden: S6801-01, S1133-01, S2506-02, S4797-01, S4011-04	Fa. Hamamatsu, Herrsching
Dioden: EPD-525-1-0.9, EPD-740-3-0.4, EPD-1300-3-0.22	Fa. EPIGAP Optoelektronik GmbH, Berlin
Kupferlackdraht (CuL): RRP-P-105, Kupferdraht verzinnt isoliert rosa 0,15 mm PK4 F	Fa. Roadrunner über Fa. Farnell, Oberhaching
Schaltlitze: 7 x 0,12 Cu, 0,08 mm <sup>2</sup> , max.0,5 A, max. 100 V, d <sub>außen</sub> 1,2 mm	Fa. Conrad Elektronik, Berlin
Katheter: 7F, Silikon, 2 Lumig, 0600730CE	Fa. C. R. Bard GmbH, Karlsruhe
Tear-Away Einführungsbesteck 12F	Fa. Braun Melsungen
Lötzinn: HS10, d = 1 mm, Sn 95,5 %, Ag 3,8 %, Cu 0,7 %	Fa. Stannol Wuppertal
Flussmittel: Kolophonium	Fa. Stannol, Wuppertal
Messwiderstand: Typ A-H 0,5 Ω, 4 Leiter Widerstand	Fa. Isabellen Hütte, Dillenburg

## Anlagen

Wasserbehälter: Really Useful Box 3 Liter	Fa.CLICKBOX e.K., Nürtingen
Acrylglas : 6 mm	Fa. Grünberg Kunststoffe GmbH, Berlin
Isolierband Temflex 1500 3M	Fa. Conrad Elektronik, Berlin
Lochleiterplatte Pertinax	Fa. Conrad Elektronik, Berlin
Magnetfreie Batterie 1,5 V	Fa. Kodak, Rochester, NY, USA
Widerstände: Metall- & Kohleschichtwiderstände nach E 48 Reihe ausgemessen und zusammengeschaltet	Fa. Conrad Elektronik, Berlin
Jumper & Jumperstifte	Fa. Conrad Elektronik, Berlin
PVC Platte 750 x 470 x 10 mm	Fa. Simona AG, 55606 Kim
PVC Schläuche d = 26 mm, d = 11 mm, d = 7 mm	Fa. Modulor, Berlin
Angelschnur HARD MONO 0,3 mm	Fa. Sängler, Angelshop, Berlin
Schlauchanschlüsse	Fa. Merck, Darmstadt
Gartenschlauch d = 15 mm	Fa. Gardena, Ulm
Pumpe: Magnetically COUPLED PUMP, 266-979	Fa. RS Components , Corby, England
Klebefolien rot, blau, transparent	Fa. Modulor, Berlin
Thermogel Hydroxyethyl-cellulose	Fa. Sigma-Aldrich Chemie GmbH, München
Thermofolie R35C5W	Fa. TMC über mercateo München
Plastikspachtel	Fa. Conrad Elektronik
Trinkhalme	

**Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1:	Laserklassen DIN EN 60825-1/11.01
Tabelle 2:	Gleichstromparameter Schalter 12 Jumper
Tabelle 3:	Laserintensität
Tabelle 4:	Dioden Messung Stromstärke und Spannung
Tabelle 5:	Stromstärke und Spannungsänderung pro Bestrahlungsdauer
Tabelle 6:	Artefaktgrößen verschiedener Messsequenzen
Tabelle 7:	Vergleich der Artefaktgrößen bei verschiedenen Kathetergrößen
Tabelle 8:	Thermometrie
Tabelle 9:	AC-Zeit / Stromstärkebereiche

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Philips Panorama HFO Release, 1,0 Tesla
Abbildung 2:	Links- und Rechtsherzkatheter
Abbildung 3:	Gefäßdarstellung im MRT
Abbildung 4:	Formen von Katheterspitzen
Abbildung 5:	Schleusensystem
Abbildung 6:	Zylinderspule
Abbildung 7:	Feldverlauf an Zylinderspule
Abbildung 8:	Photodiode pn- Übergang Schema
Abbildung 9:	Ladungsverteilung an Photodiode
Abbildung 10:	Diodenkennlinie
Abbildung 11:	Aufbau LWL
Abbildung 12:	ST & SC Stecker LWL
Abbildung 13:	Energieniveau Laser
Abbildung 14:	Resonator Laser
Abbildung 15:	Frequenzverdopplung
Abbildung 16:	Phasenverschiebung bei der Transformation
Abbildung 17:	Dipolantenne, Resonanzkreis
Abbildung 18:	Darstellung Sinuskurve
Abbildung 19:	Evaluierung verschiedener Spulenabstände und Wicklungen
Abbildung 20:	Spulentypen
Abbildung 21:	Schema Spulenwicklung
Abbildung 22:	Zylinderspule antiparallel
Abbildung 23:	Wassergefäß
Abbildung 24:	Katheter mit Zylinderspule im Wassergefäß
Abbildung 25:	magnetfreier Schalter mit Batterie
Abbildung 26:	Rückseite magnetfreier Schalter
Abbildung 27:	Schaltplan 12 Jumper Schalter
Abbildung 28:	verschieden Dioden der Firmen EPIGAP oben und Hamamatsu unten
Abbildung 29:	750er Diodenlaser
Abbildung 30:	grüner Laser
Abbildung 31:	Laserarbeitsplatz
Abbildung 32:	Datenblatt Photodiode
Abbildung 33:	Phantom
Abbildung 34:	Katheter im Phantom

Abbildung 35:	Artefakt Katheter im Phantom
Abbildung 36:	grüner Laser
Abbildung 37:	Katheter im Elektrolytbad
Abbildung 38:	Prototyp Schema
Abbildung 39:	Der Prototyp
Abbildung 40:	Katheter im Thermogel
Abbildung 41:	Zylinderspule auf Thermofolie
Abbildung 42:	Zylinderspule an Gleichstromnetzgerät
Abbildung 43:	Literaturnachbau Katheter mit Spule 80 mA an 9 V Blockbatterie
Abbildung 44:	Literaturvorgabe (Quelle Glowinski 1997)
Abbildung 45:	Literaturnachbau optimiert (Spulenwicklungsabstände 10 mm)
Abbildung 46:	Literaturnachbau Wechselstromartefakt
Abbildung 47:	Spannungsverlauf an Zylinderspule
Abbildung 48:	grüner Laser
Abbildung 49:	erzeugte Stromstärken in Abhängigkeit von Laserleistung
Abbildung 50:	Stromstärke und Belichtungszeit
Abbildung 51:	Spannung und Belichtungszeit
Abbildung 52:	Artefaktgrößen Phasenkodierung R/L
Abbildung 53:	Artefaktgrößen Phasenkodierung F/H
Abbildung 54:	Artefakte Sequenz T,W_FFE_FH
Abbildung 55:	Artefakte 10 mA verschiedene Sequenzen
Abbildung 56:	Artefakte vergleichend 5-7F Katheter
Abbildung 57:	Katheter 5F; 6F; 7F
Abbildung 58:	Darstellung Artefakte 5-7F bei 5 mA und 10 mA
Abbildung 59:	Thermometrie Kurve
Abbildung 60:	Farbumschlag Thermofolie
Abbildung 61:	Schaltbild Impedanz im menschlichen Körper

## Quellenverzeichnis

Folgende Webseiten wurden von mir als Informationsquelle verwendet:

[www.mikrotherapie-berlin.de](http://www.mikrotherapie-berlin.de)

<http://www.vitanet.de>

[www.praxis-bbb.de](http://www.praxis-bbb.de)

[www.bbraun.de](http://www.bbraun.de)

[www.medizin.uni-essen.de/cardio](http://www.medizin.uni-essen.de/cardio)

<http://de.academic.ru>

<http://katalog.av-medien.net>

[www.elektronik-kompodium.de](http://www.elektronik-kompodium.de)

<http://entladung.net>

[www.kurcz.cc](http://www.kurcz.cc)

[www.huetter.co.at](http://www.huetter.co.at)

[www.rapidcontact.de](http://www.rapidcontact.de)

[www.fzd.de](http://www.fzd.de)

[www.acsys.de](http://www.acsys.de)

<http://users.physik.fu-berlin.de>

<http://home.arcor.de>

<http://www.elektroniktutor.de>

<http://senderbau.egyptportal.ch>

[www.epigap.de](http://www.epigap.de)

### 10. DANKSAGUNG

Ich möchte mich hier bei all jenen bedanken, ohne die diese Arbeit nicht entstanden wäre.

Herrn Univ.-Prof. Dr. Helmut Hartmann danke ich, dass er sich sofort bereit erklärt hat die Doktorarbeit an einer Charité Universitätsmedizin Berlin zu begleiten.

Herrn PD Dr. Ulf Teichgräber möchte ich für die Vergabe des Themas danken und für die die Aufnahme in die Arbeitsgruppe „offenes MRT Teilprojekt 3“.

Mein Dank gilt auch Herrn Univ.-Prof Dr. Johannes Handler, dass er sich bereit erklärt hat als Gutachter diese Arbeit zu betreuen.

Ich möchte mich bei dem Elektromechanikermeister (HWK) Lothar Westhoff bedanken, ohne dessen technisches Fachwissen und Erfahrung diese Arbeit nicht umsetzbar gewesen wäre.

Unseren Teilprojekten; insbesondere Dr. rer. nat. Jens Rump und Dipl.-Ing. Felix Güttler möchte ich für die konstruktive Zusammenarbeit danken.

Unserem Medizinisch-technischen Assistenten, Herrn Andreas Thomas, danke ich dafür, dass er mich bei der Optimierung der Messesequenzen im MRT unterstützt hat.

Herrn Dipl.-Phys. Michael Sollinger (Fa. Sollinger) und Herrn Dr. Ing. B. Kloth (Fa. EPIGAP) danke ich für die Bereitstellung der Photodioden, fachlichen Beratung bezüglich des Lasers und der Photodioden.

Letztendlich möchte ich mich mit den Worten von Emerson Ralph Waldo bei meinen Eltern bedanken, welche mich bei all meinen Entscheidungen unterstützt haben, hinter mir standen und an mich glauben.

**Wessen wir am meisten im Leben bedürfen ist jemand, der uns dazu bringt,  
das zu tun, wozu wir fähig sind.**

## Publikationsverzeichnis

---

Publikation	Thema	Datum
Poster Charite`Berlin	Katheterintervention im offenen MRT	April 2008
RSNA	Catheter-tracking with direct currents in open high-field MRI	April 2009

## **12. SELBSTSTÄNDIGKEITSERKLÄRUNG**

Hiermit bestätige ich, Anja Wagner, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig angefertigt habe. Ich versichere, dass ich ausschließlich die angegebenen Quellen und Hilfen in Anspruch genommen habe. Die Arbeit ist noch nie in einem Promotionsverfahren angenommen oder abgelehnt worden.

Berlin, den 10.02.2011

Anja Wagner