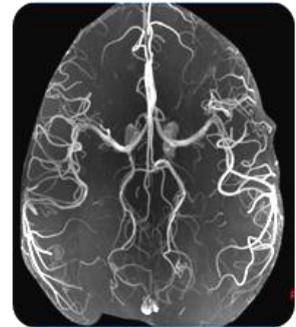
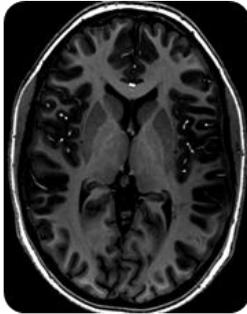


RF-Spulen für die MR-Bildgebung im Mikrobereich



Abderrahim Chettata und Michael Wyss

LST 08 TZ

Modul Mikrosystemtechnik MIS

Dozent

Dr. Marc Dusseiller

Inhaltsverzeichnis

1. Eine Einführung in die Magnetresonanztomographie.....	3
2. RF Spulen.....	7
3. Mikro-MRI	11
4. RF Spulen im Mikrobereich	13
5. Anwendungen Mikro-MRI.....	16
6. Zusammenfassung	18
7. Literaturliste.....	18

1. Eine Einführung in die Magnetresonanztomographie

1.1. Geschichte NMR

1949 Entdeckung NMR-Effekt (Nobelpreis Felix Bloch)

1973 Entwicklung von MR Imaging durch Lauterbur (analog CT Imaging)

1977 erste Prototypen- Scanner und in-vivo Bilder (Oxford u.a.)

1980 erste kommerzielle Geräte verschiedener Hersteller

1991 Einsatz NMR in der Medizin (Nobelpreis R.Ernst, ETH Zürich)

1.2. Begriffe und Synonyme

NMR Nuclear Magnetic Resonance

MRI Magnetic Resonance Imaging

MRT Magnetresonanz Tomografie

MRS Magnetresonanz Spektroskopie

MRA Magnetic Resonance Angiography

1.3. Die Vorteile der MR-Bildgebung

MR ist eine nicht invasive Bildgebungstechnik welche uns besonders im medizinischen Bereich die Darstellung der Morphologie und Gewebestrukturen anhand einer Serie von Schnittbildern durch den Körper ermöglicht.

Die MR-Bildgebung zeichnet sich durch drei wichtige Eigenschaften aus:

- a) Hoher Weichteilkontrast mit guter Bildauflösung
- b) Darstellung mehrerer Schichten und schräge Schnittführung
- c) Nicht ionisierende Strahlung [15]

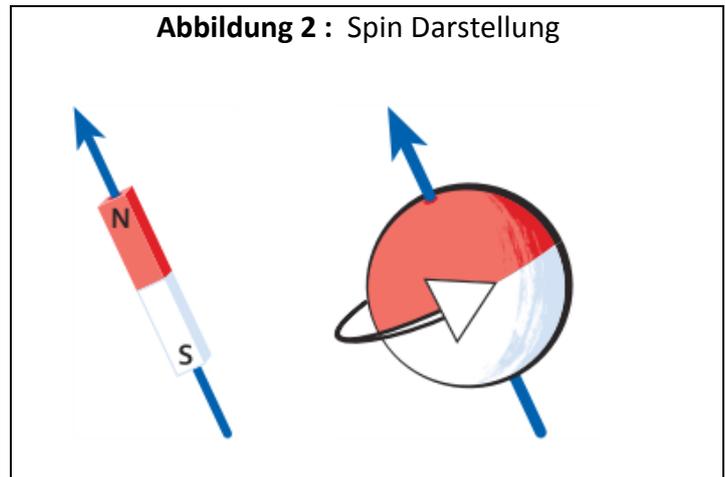


Abbildung 1 :
MR-Composing,
Sagittale Wirbelsäulen
Aufnahme

1.4. Wie funktioniert eine MR-Untersuchung?

Die Magnetresonanztomographie nutzt zur Bildgebung die magnetischen Eigenschaften der Wasserstoff-Protonen., da diese nur aus einem einzigen, positiv geladenen Proton bestehen und die charakteristische Eigenschaft eines Spins besitzen.

Wasserstoff bietet für die MR-Untersuchung zwei Vorteile:

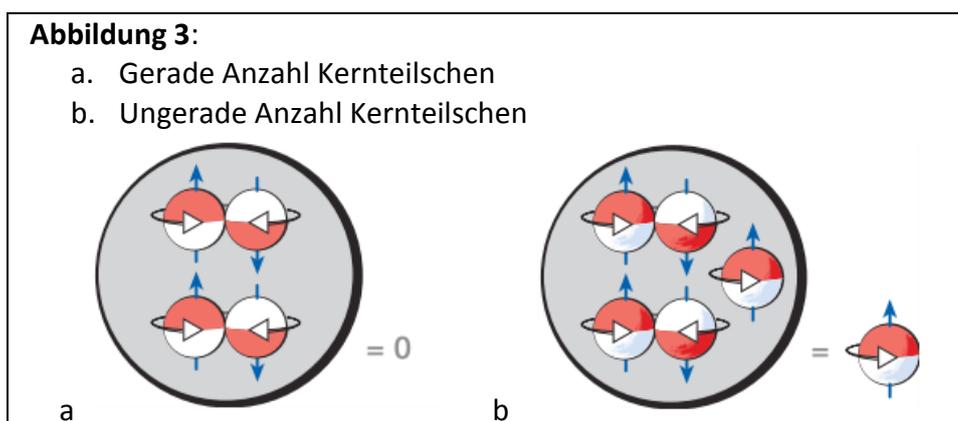


1. Er ist der elementare Bestandteil von Wasser und Fett und damit das häufigste Element im menschlichen Körper.
2. Er ist der für die Magnetresonanz der empfindlichste Bestandteil im Körper. [15]

1.5. Welche Kerne sind für die Magnetresonanz nutzbar?

Atomkerne mit einer ungeraden Anzahl von Kernteilchen besitzen einen resultierenden Spin, den so genannten KERNSPIN. Zum Beispiel Kohlenstoff ^{13}C , Fluor ^{19}F , Natrium ^{23}Na oder Phosphor ^{31}P .

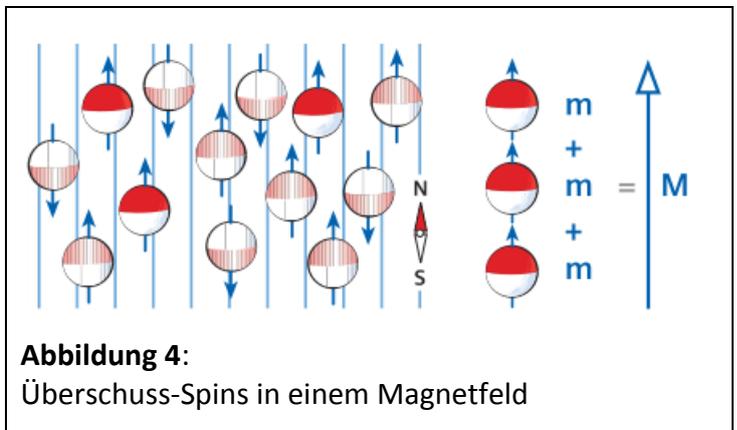
Zwei Drittel der in der Natur vorkommenden Atomkerne besitzen einen Kernspin, besonders auch Wasserstoff, der eine grosse Bedeutung in der medizinischen Diagnostik spielt, ist für die Magnetresonanztomographie prinzipiell nutzbar. [15]



1.6. Das Spinensemble im Magnetfeld

Die Spinmagnete richten sich teilweise in Feld, sowohl parallel als auch antiparallel. Das Verhältnis der Auf- und Ab-Spins ist nicht gleich, sonst wäre die Summe aller Spins gleich null, stattdessen finden wir eine Mehrheit von Spins die »aufwärts« als die »abwärts« zeigen. Somit sind Ab-Spins in der Minderheit, auch wenn es sich nur um einen sehr kleinen Überschuss handelt. Die Anzahl der Überschuss-Spins lässt sich von mehreren Faktoren beeinflussen:

- Sie wächst mit der Protonendichte in einer Volumeneinheit.
- Sie wächst mit der Stärke des äußeren Magnetfeldes.
- Sie sinkt mit steigender Temperatur.



Bei normaler Körpertemperatur und einer Feldstärke von 1 Tesla, gibt es unter 1 Million Protonen nur etwa 6 Überschuss-Spins, das sind 6 ppm. [15]

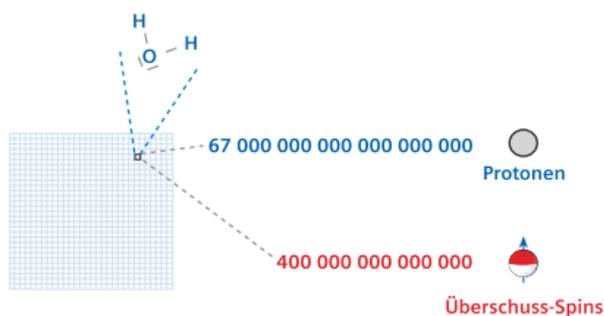


Abbildung 5:

Voxel von 1 mm Kantenlänge fasst 1 Mikroliter Wasser. Dieses Volumen enthält ungefähr $6,7 \cdot 10^{19}$ Wasserstoffprotonen. Bei 1 Tesla entstehen etwa 6 ppm Überschuss-Spins. Das heißt: Rund 400 Billionen kleine Spinmagnete.

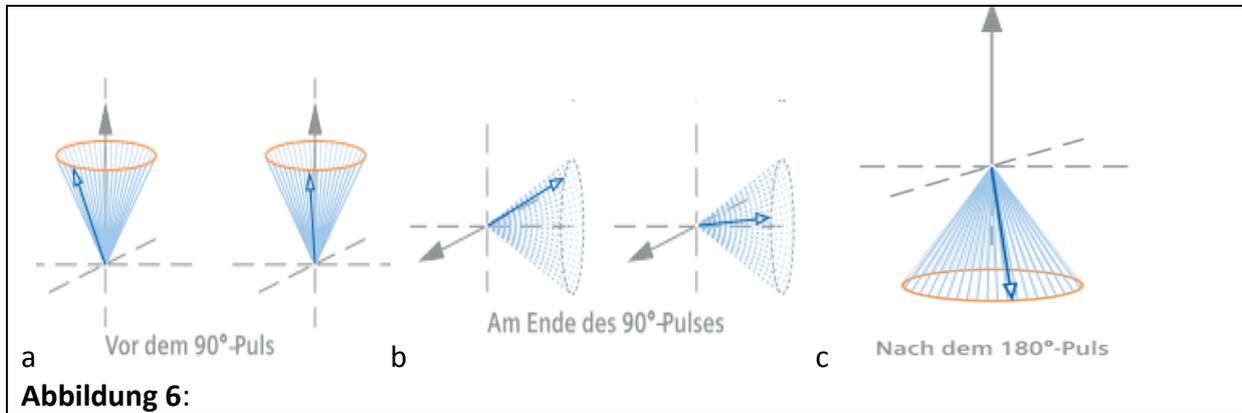
1.7. Die Spins aus dem Gleichgewicht bringen

Im Normalzustand kreiseln die Spins im Magnetfeld und befinden sich somit in einem energetischen Gleichgewicht. Dies führt zu einer konstanten Magnetisierung im Körper. Das Wesen der Magnetresonanz besteht darin, die Magnetisierung aus ihrer Ruhelage auszulenken, indem man gezielt das Gleichgewicht der Spins stört.

Mit einem HF-Puls wird das Spinensemble aus dem Gleichgewicht gebracht, dafür muss hierzu die Resonanzbedingung erfüllt werden.

Das heißt, der rotierende Magnet muss sich genauso schnell drehen wie die magnetischen Spinkreisele. Mit anderen Worten, die Schwingfrequenz des HF-Pulses muss mit der Larmorfrequenz der Spins übereinstimmen.

Ein 90°-Puls kippt die Magnetisierung in die xy-Ebene. Ein 180°-Puls klappt die Magnetisierung in die entgegengesetzte Richtung der z-Achse. [15]



1.7.1. Entstehung des MR-Signals

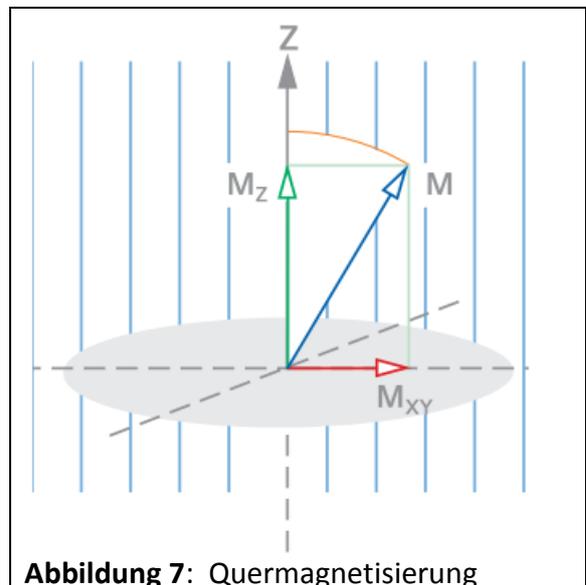
Nach dem die Spins durch einen HF-Puls gestört, kippt die Magnetisierung und erzeugt eine Komponente in der xy-Ebene.

1.7.2. Die Magnetisierung zerlegen

Man kann die Magnetisierung M wie einen Vektor in zwei zueinander senkrechte Komponenten zerlegen:

a) Die Längsmagnetisierung M_z ist der Anteil des Vektors in Richtung der z-Achse, das heißt entlang des äußeren Magnetfelds.

b) Die Quermagnetisierung M_{xy} ist die Komponente des Vektors, die in der xy-Ebene um das äußere Magnetfeld rotiert. Die rotierende Quermagnetisierung ist die Summe der Spinvektoren, die in gleicher Phase in der xy-Ebene kreiseln. Natürlich kreist auch die Larmorfrequenz mit. [15]



1.7.3. Die Quermagnetisierung erzeugt das MR-Signal

Die Quermagnetisierung wirkt wie ein rotierender Magnet. Man kann eine Spule in dieses rotierende Magnetfeld bringen. Es erzeugt naturgemäß in der Spule eine elektrische Spannung

Der zeitliche Verlauf dieser Spannung ist das MR-Signal. Auch genannt FID (free induction decay = FREIEN INDUKTIONSABFALL) ist umso stärker, je größer die Quermagnetisierung. Es klingt aber relativ schnell wieder ab.

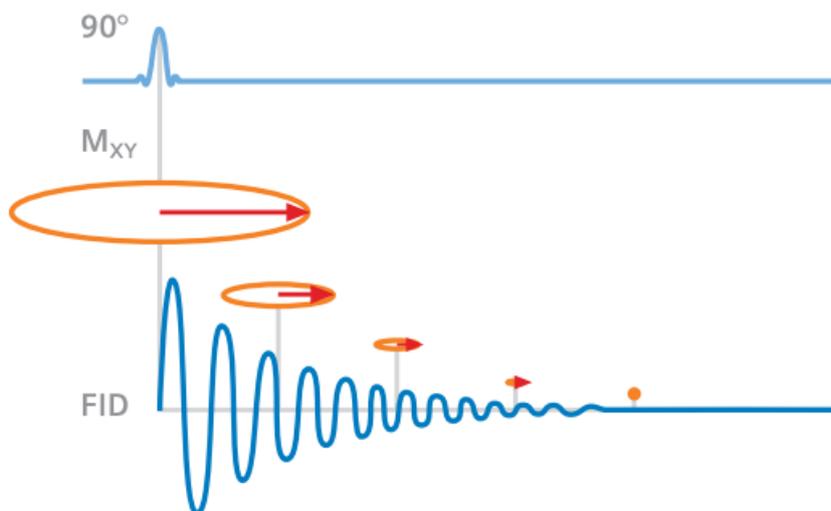


Abbildung 8 : FID

2. RF Spulen

2.1. Definition RF-Spule

Radiofrequenz-Spulen bilden die messtechnische Schnittstelle zwischen dem Menschen respektive Zielobjekt und dem Effekt des in der Maschine erzeugten Magnetfeldes. Ein nichtinvasiver Einblick in den menschlichen Körper wird somit ermöglicht. Spulen in der MRT, bestehen meistens aus mindestens einer Wicklung aus Stromleitermaterial und Wickelgütern. Sie können Hochfrequenzfelder entweder erzeugen oder detektieren.

2.2. Unterscheidung nach Funktion

Um die Kernresonanz zu erzeugen benötigt man eine Sendespule, die Hochfrequenz-Impulse aussendet. Das geschieht meistens über die in MR Geräten integrierte Körperspule. Auf der anderen Seite, um die Signale aus dem Körper zu empfangen, benötigt man eine Antenne, die sogenannte Empfangsspule.



Abbildung 9 : Spule (Wikipedia)

2.3. Empfangsspulen

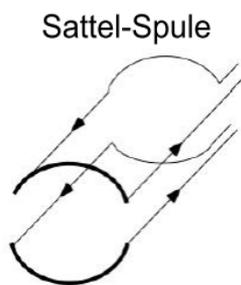
Messung des resultierenden elektromagnetischen Feldes, gemessen wird ein Stromfluss in der Empfangsspule.

2.4. Sendespulen

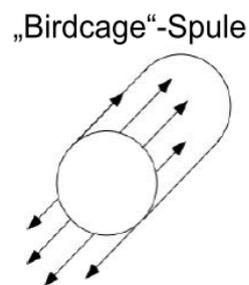
Die Einspeisung eines elektromagnetisches Feldes mit der Resonanzfrequenz, abhängig vom Hauptmagnetfeld (21,3 MHz bei 0,5 T; 42,6 MHz bei 1 T; 63,9 MHz bei 1,5 T) in die Spule, führt zur Induktion eines „Ringstromes“ in der elektrisch leitenden Spule und somit zur Ausbildung eines magnetischen Sekundärfeldes.[18]

2.5. Empfangs- und Sendespulen

Zum Empfang des MR-Signals kann dieselbe Spule wie für die Anregung verwendet werden. Man unterscheidet zwischen Sattelspule und Birdcagespule [16]



sehr kleine Magnetfeldstärken
bzw.
sehr niedrige Frequenzen
(Prinzip: Helmholtz-Spulenpaar)



hohe Magnetfeldstärken
bzw.
hohe Frequenzen
(Prinzip: sinusförmige Stromverteilung
auf Zylindermantel erzeugt
homogenes Feld im Innern)

Abbildung 10: Sattel- und Birdcagespulen



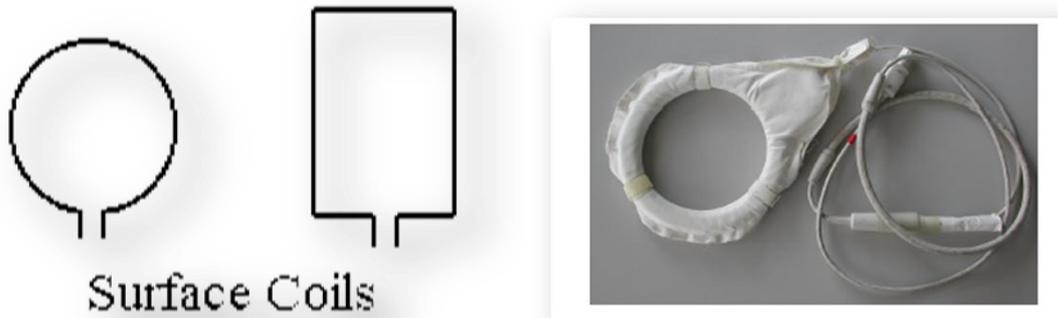
Abbildung 11: Empfangs- und Sendespule (a,c), Empfangsspule (b). [16]

2.6. Unterscheidung nach Geometrie

MR-Hochfrequenzspulen können auch nach der Geometrie, beziehungsweise dem Aufbau der Kupferdrähte unterschieden werden. Es gibt im Wesentlichen 3 Gruppen von Aufbauten: Die Oberflächen-, Volumen-, und die Phased-Array Spulen, wobei letztere eine Kombination von mehreren Oberflächenspulen darstellen. Die jeweiligen Aufbauten haben für spezifische Anwendungen jeweils Vorteile oder Nachteile und werden dementsprechend eingesetzt.

2.6.1. Oberflächenspulen

Oberflächenspulen bestehen aus einer Schleife aus einem elektrischen Leiter, meistens Kupfer. Dies können Ringe, Vierecke oder andere eindimensionale geometrische Strukturen sein.



Surface Coils

Abbildung 11: Oberflächenspulen

2.6.2. Volumenspulen

Volumenspulen können weiter nach Solenoidal-, Helmholtz, Sattel-, und Birdcagespulen aufgeteilt werden.

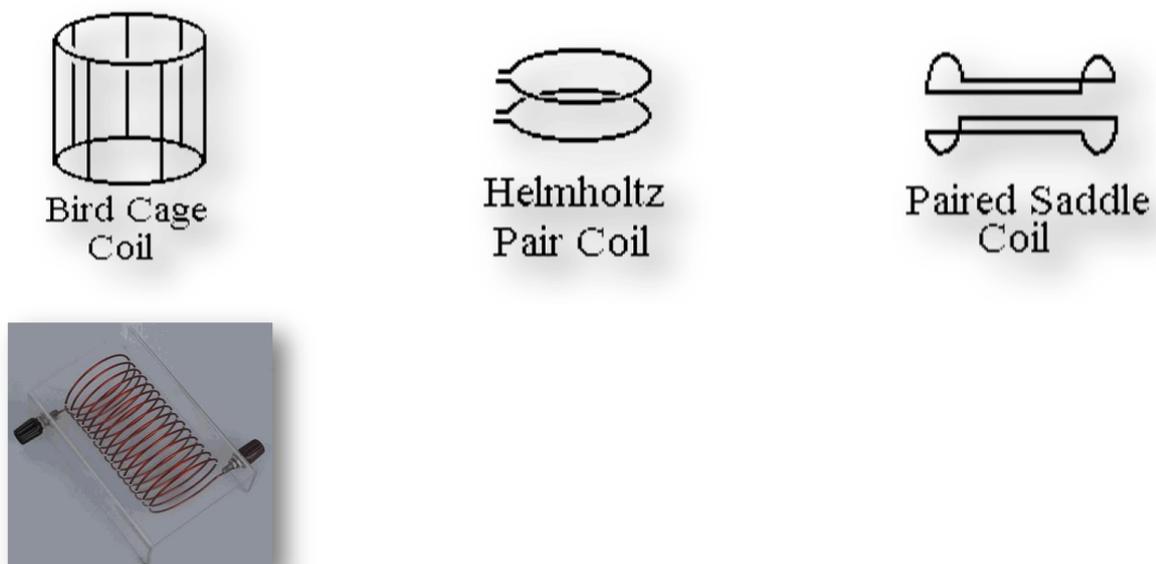


Abbildung 12: Volumenspulen

2.6.3. Phased-Array Spulen

Phased- Array Spulen sind eine Kombination von 2 oder mehreren Oberflächenspulen zu einem Array. Die Idee ist; mit kleinen Spulen welche ein gutes SNR aufweisen trotzdem ein grosses Gebiet abdecken zu können.

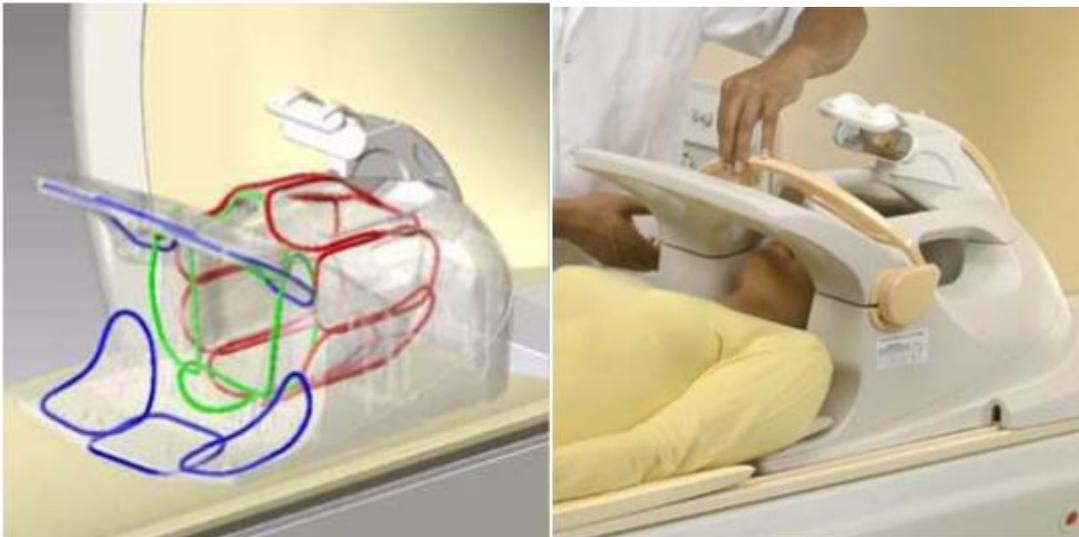
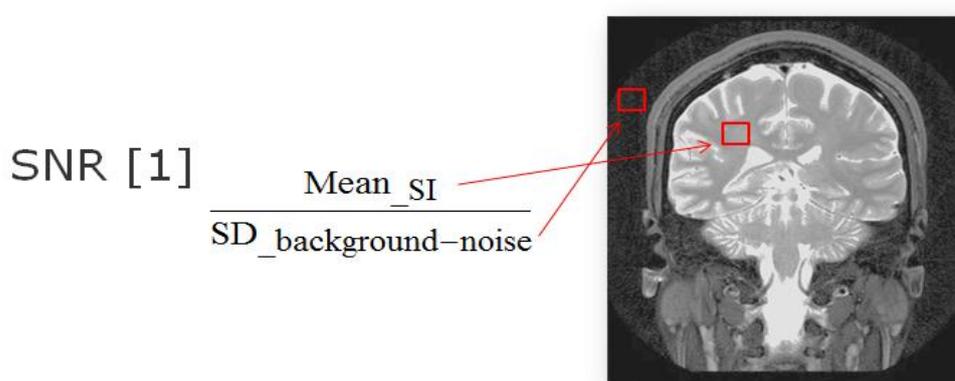


Abbildung 13: Kopf-Nackenspule mit 16 Spulenelementen (Philips Healthcare)

2.7. Eigenschaften von Empfangsspulen

2.7.1. Signal-Rausch-Verhältnis

Das Rauschen setzt sich aus dem thermischen Rauschen des Messobjektes und dem thermischen Rauschen der HF-Spule zusammen. In einem MR Bild kann man nach folgender einfacher Methode das SNR (Signal to noise ratio) bestimmen.



www.mr-tip.com

Abbildung 14: SNR messen.

Mean_SI : Durchschnittliche Signalintensität im Bild
SD_ background : Standardabweichung im Hintergrund

2.7.2. Q-Faktor

Der Q-Faktor ist ein weiterer Parameter welche die Qualität einer RF-Spule charakterisiert. Der Q-Faktor wird gemäss Abb. 15 definiert.

Die Güte Q: $Q = \omega_0 \cdot \tau$ mit ω_0 der Eigenfrequenz $\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{L \cdot C}}$ und τ Abklingzeit wenn Amplitude auf $\frac{1}{\sqrt{e}}$ abgeklungen ist.

Abbildung 15 : Q-Faktor; U.Wallrabe, Microactuators Group, Albert-Ludwigs-Universität, Freiburg

3. Mikro-MRI

3.1. Begriff Mikro-MRI

Die MRT ist heutzutage eine weitverbreitete Bildgebungsmethode zur Diagnostik vieler verschiedener Krankheiten und Störungen des menschlichen Körpers. Eine Routine Untersuchung für einen Hirn Scan dauert in der Regel zwischen 30-60 Minuten. Dabei werden mehrere Sequenzen gefahren welche einen unterschiedlichen Bildkontrast aufweisen um die Sensitivität und Spezifität der Untersuchung zu verbessern. Typische Pixelgrössen einer solchen Sequenz sind zwischen 400µm bis 2000µm bei Schichtdicken von 0.5mm bis 5mm. Es gibt keine eindeutige Definition des Begriffes „Mikro-MRI“ unserer Meinung nach kann von Mikro-MRI gesprochen werden wenn wir Pixelgrössen von wenigen Mikrometern haben. Der Begriffe vereinbart im Wesentlichen hohe Auflösung und hohes Signal/Rausch. Da das SNR mit der 3. Potenz der Pixelkantenlänge r einhergeht verliert man bei einer Steigerung der Bildauflösung durch Reduktion der Kantenlänge des Pixels dramatisch an Signal. Es gibt mehrere Möglichkeiten diesen Verlust an Signal wieder rauszuholen, eine davon ist die Messzeit zu verlängern. Die Aufnahmezeiten für eine solche Sequenz sind deshalb in der Regel deutlich länger als in der klinischen Routinediagnostik und bewegen sich von einigen Minuten bis zu vielen Stunden [10], abhängig auch von der Anwendung (in-vivo, ex-vivo).

3.2. Auflösung und SNR

Seit Beginn der NMR wurde versucht die Auflösung bis auf subcellulären Level zu steigern [8]. Die Reduktion der Voxelgrösse Reduziert aber das S/R und somit die minimal mögliche Bildauflösung. Das S/R hängt dabei von vielen Grössen ab und kann mit der Formel von Hoult und Lauterbur [11] gut beschrieben und gezeigt werden.

$$SNR = (\Delta r)^3 * \rho * \gamma^3 * H_0^2 * (bw)^{-2} * \left(\frac{Hl}{i}\right) * f(Tp, Ts, Rc, Rs, F) * W(D) * \sqrt{(total\ time)}$$

(Δr)	Kantenlänge Voxel
ρ	Spindichte des Objektes
γ	gyromagnetisches Verhältnis (Kern)
$\frac{H_l}{i}$	Magnetfeld (magnetischer Flux) zwischen Sample und Spule
H_0	äusseres Hauptmagnetfeld
bw	Bandbreite Empfänger
$W(D)$	Signalreduktion durch Spin Diffusion
T_p, T_s, R_c, R_s, F	Probe(p), Sample(s), Verstärkerrauschen(F)

3.3. Methoden zur SNR Steigerung

3.3.1. B0 erhöhen

Ein starkes Hauptmagnetfeld bringt einen Signalgewinn im Quadrat, deshalb werden Mikro-MRI Aufnahmen auch bei sehr hohen Feldstärken (7-21Tesla) durchgeführt.

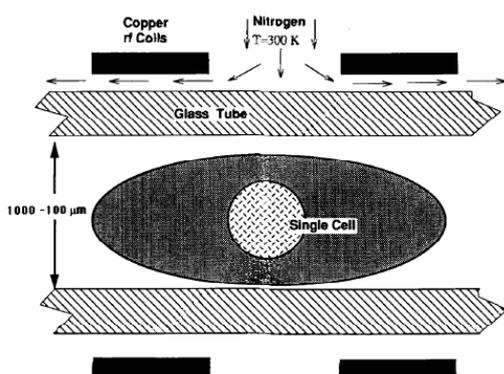
3.3.2. Magnetischer Flux in der Spule verbessern

Eine Reduktion des Spulenradius steigert das SNR dabei gilt: Je kleiner der Erfassungsbereich der Spule desto geringer ist das Rauschen. Der der magnetische Flux zwischen Sample und Spule wird optimiert.

3.3.3. Messzeit verlängern

Eine Verlängerung der Messzeit ist ein einfacher aber nicht der effizienteste Weg zur Signalsteigerung. Einige Gruppen messen ihre Samples bisweilen mehrere Tage lang um ein ausreichendes SNR zu bekommen. [10].

3.3.4. Kühlung RF-Kette



Kühlen der Spule und der Vorverstärkereinheit mit Stickstoff [8] auf 150-300K reduziert den Spulenwiderstand und das Verstärkerrauschen. Hier muss darauf geachtet werden das nicht das Sample mitgekühlt wird, ansonsten entstünde durch die eingeschränkte Beweglichkeit der Wasserstoffkerne ein

starker Signalverlust. McFarland et al zeigten 1992 ein MR-Bild einer einzelnen Algenzelle mit Hilfe einer Solenoidspule und Kühlung der RF-Kette. Eine einzelne Zelle wurde zwischen 2 Glasplatten eingeklemmt, gleichzeitig dienten die Glasplatten als Distanzgeber für die Zelle und als Halterung der Spule. Die Zelle wurde mit einem wärmeren Gasstrom auf 283K gehalten.

4. RF Spulen im Mikrobereich

4.1. Herstellungsverfahren

Während die Anwendung von MRI im medizinischen Bereich eine etablierte und weitverbreitete diagnostische Methode darstellt, ist die MR Bildgebung im Mikrobereich noch im experimentellen Stadium deshalb möchten wir anhand einiger wissenschaftlicher Publikationen den Stand der Entwicklung von Mikro-RF-Spulen aufzeigen. Es gibt einige verschiedene Verfahren zur Herstellung von Mikrospulen, diese unterscheiden sich vor allem auch von der geometrischen Form der Spule. Im Folgenden berichten wir von der Herstellung von Solenoidal- und Helmholtzspulen.

4.2. Solenoidalspulen

Die ersten Solenoidalspulen in Mikroskala bestanden aus Kupferdraht ($d=150-500\mu\text{m}$) und wurden unter einem optischen Mikroskop um eine Mikropipette ($d=300-1000\mu\text{m}$) gedreht [8]. Damit wurde eine Aufnahme einer einzelnen grünen Algenzelle gezeigt.

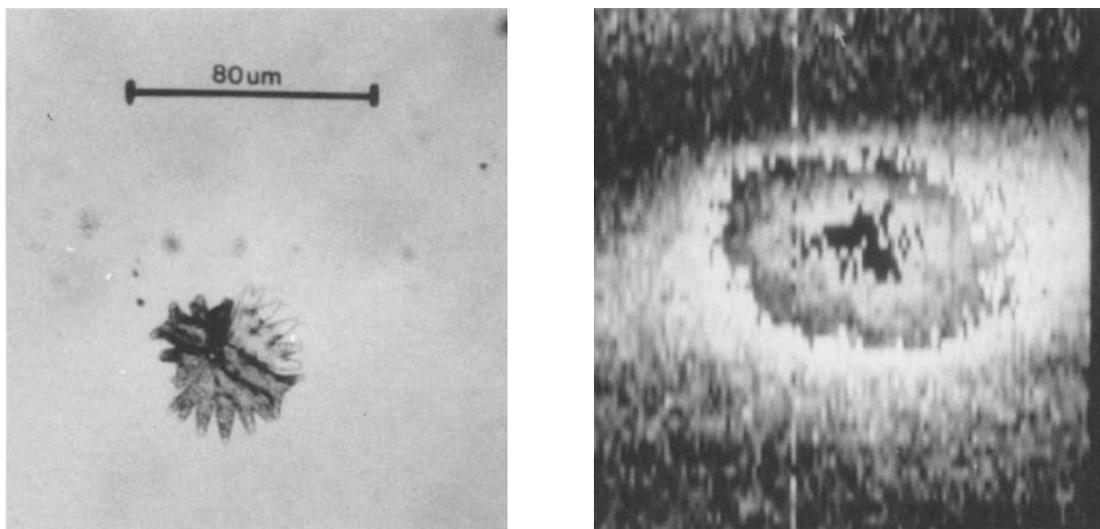


Abbildung 17: Mikroskopie Aufnahme (links) und MR Aufnahme (rechts) einer grünen Alge

Danach wurden in einer anderen Arbeit Solenoidalspulen ($d = 50-1800\mu\text{m}$, 5 Umwicklungen) mit Kupfer- und Golddraht in diesem Fall um eine hohle Glaskapillare gewickelt [3]. Es wurden sehr gute Resultate bezüglich SNR und Q-Faktor erzielt. Es wurde auch gezeigt dass, je kleiner der Spulenradius ist desto besser das SNR ist.

Badililta et al [6] haben dann im Jahre 2009 eine vollautomatische, serientaugliche und MEMS Prozessintegrierte Herstellung von Solenoidalspulen vorgestellt.

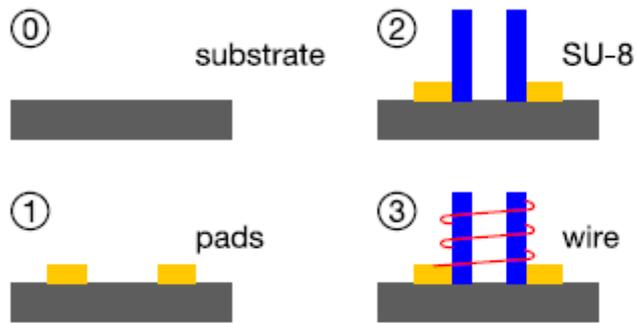


Abbildung 18: Verfahrensschritte für die Herstellung der Solenoidspule

- Sputtern von CrAu (50/500nm) auf einen Pyrex Wafer (0)
- UV Photolithografie für die Struktur der Metall Pads (1)
- 500 μm dicke SU-8 2150 Schicht für die hohlen Zylinder (Spulenhalterung und Sample Reservoir) (2)
- Automatisiertes (mit einem Drahtwickler) aufwickeln des Spulendrahtes um die SU-8 Zylinder (3)

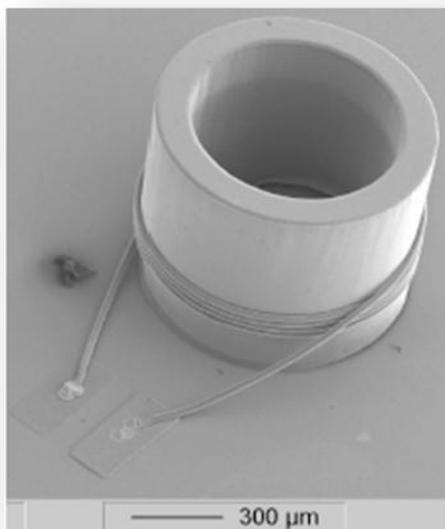


Abbildung 19: Solenoidspule

- Serieller, reproduzierbarer und schneller Prozess (200ms/Spule)
- Solenoidspule aus Golddraht ($d=25\mu\text{m}$) mit 5 Windungen
- Resonanzfrequenz: 400MHz \Rightarrow 9.4T
- Die SU-8 Zylinder (d innen: 700 μm) wurden mit einer Wasser-CuSO₄ Lösung gefüllt.
- Die Mikrospulen wurden im Sende/Empfangs -Modus gefahren
- Eine in plane Auflösung von 10x10 μm^2 konnte erreicht werden.

4.3. Helmholtzspulen

Im Jahr 2005 wurde eine Arbeit publiziert welche eine Batch Herstellung von single-use Mikrospulen mittels DRIE (Deep reactive Ion etching) aufzeigt [5]. Helmholtzspulen mit einem QF von 13 und Oberflächenspulen mit einem QF von 15 bei einem SNR von 900

konnten serienmässig auf Siliziumwafern produziert werden. Folgende Abbildungen illustrieren den Herstellungsprozess dieser Spulen.

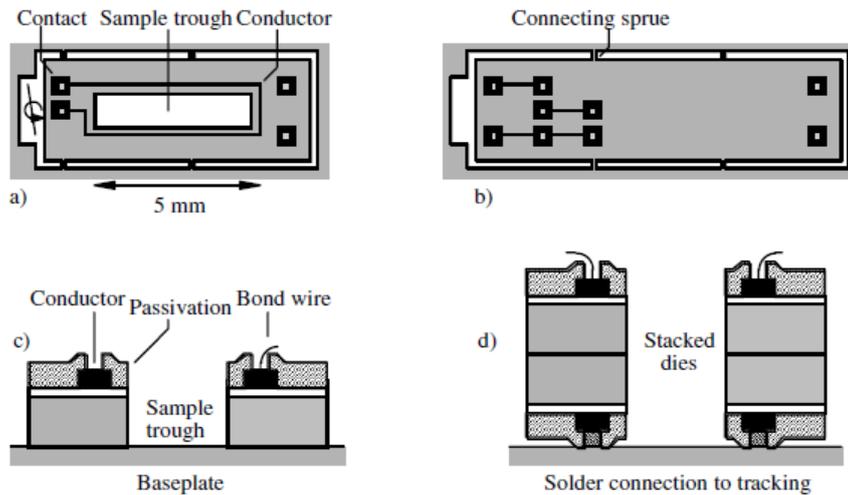


Abbildung 20: Leiter- und Grundplatte, sowie Spulendiagramme Leiterdurchmesser: 100 μm ; Samplehalter: 1mm*5mm

- a) Leiterbahn auf Silizium Wafer
- b) Grundplatte mit zusätzlichen Leiterstrukturen
- c) Einzelspule auf Grundplatte
- d) Helmholtzspule (2 Einzelspulen kombiniert aufeinandergeschichtet)

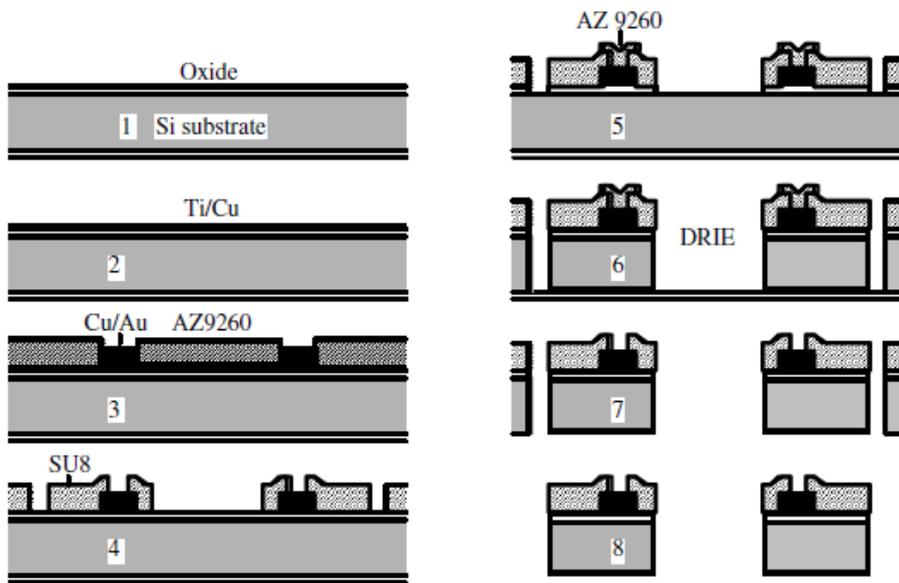


Abbildung 21:

- 1) Silizium Wafer mit beidseitiger Oxidschicht. r:100mm,
- 2) Ti/Cu Überzug durch RF sputtering Ti: 300A, Cu:2000A
- 3) Auftrag Photoresist AZ6290 (22 μm) UV Lithographie für die Leiterbahnen
- 4) Maske aus SU-8 (spez.Photoresist)
- 5) Schutz der Kontaktpads, entfernen der belichteten Oxidschicht (Plasma)
- 6) DRIE bis zur hinteren Oxidschicht
- 7) Entfernen der Oxidschicht und abschliessende Plasmareinigung (8)

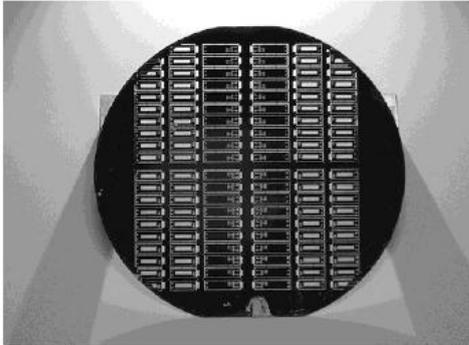


Abbildung 22:

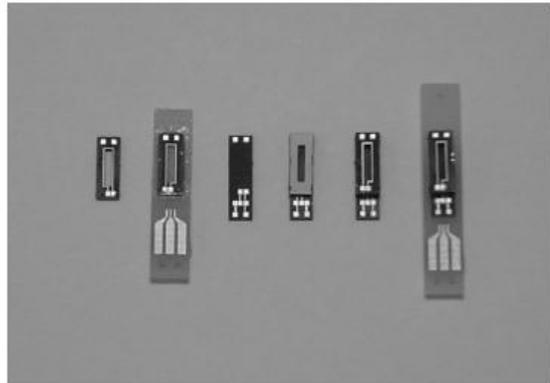


Abbildung 23:

Abb 22: Übersicht, Wafer mit Spulen und Grundplatten
 Abb 23: Spule zu verschiedenen Aufbauzuständen (a-f)

- a) Ausgebrochene Spule
- b) Auf Polymer geklebt
- c) Grundplatte
- d) Spule auf der Grundplatte
- e) Helmholtzspule
- f) Helmholtzspule auf Polymer

5. Anwendungen Mikro-MRI

5.1. Mikro-MR für Stanzbiopsie aus Tumoren

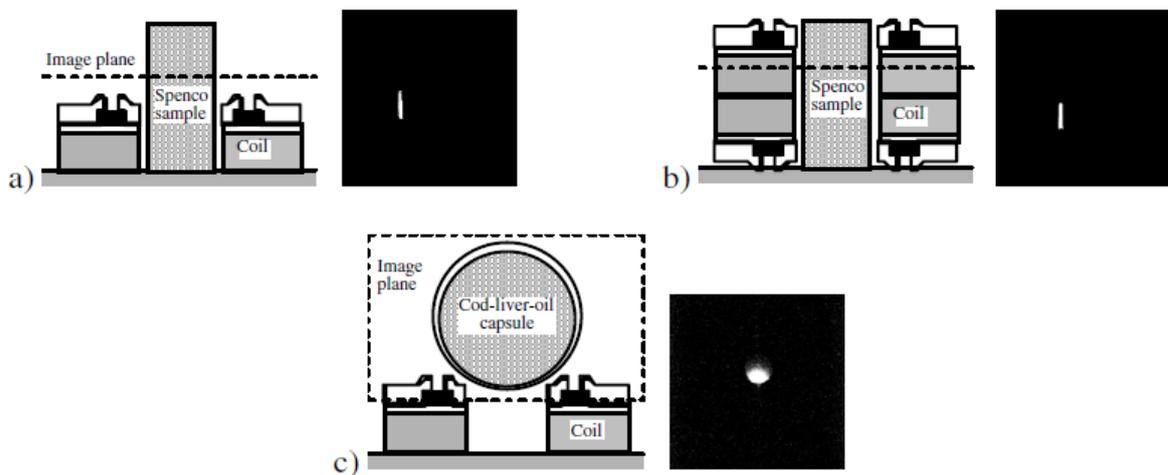


Abbildung 24: Messaufbau für Spencosample und Lebertrankapsel

Abb. 24a: Messaufbau und Bild (heller Streifen auf schwarzem Hintergrund) mit Oberflächenspule. Mit Spenco Sample ist hier ein Hautpflaster der Firma SPENCO gemeint. Dieses Pflaster bietet mobile Protonen, welche sich MR-technisch gut zum Messen eignen.

Abb. 24b: Dieselbe Messanordnung wie in Abbildung A aber mit der Helmholtzspule. Das Hautpflaster ist durch die bessere Abdeckung mit der Spule wesentlich homogener abgebildet.

Abb. 24c: Messaufbau Oberflächenspule mit Lebertrankapsel. Obwohl diese Gruppe [5] als Motivation für Ihre Arbeit die MR-Spektroskopie von Stanzbiopsien aus Hirntumoren mit Single-use RF-Spulen begründet hat, ist ausser diesen Bildern und jeweils einer MR-Spektroskopie von beiden Samples keine solche Messung dokumentiert worden. Die Idee Stanzbiopsie-Samples mit Mikrospulen sofort nach Entnahme MR-Spektroskopisch zu untersuchen finden wir aber bemerkenswert interessant.

5.2. MR-Bildgebung des menschlichen Haares

Produkte für die Haarpflege sind eine wichtige Industrie und die Entwicklung der Produkte und insbesondere deren Effekt auf das Haar ist ein wichtiger Bestandteil in dieser Industrie. Neben mechanischen und optischen Messmethoden gibt es viele andere Analysetechniken für das Haar. Eine Machbarkeitsstudie der MR Bildgebung des menschlichen Haares wurde von Mattle et al. 2009 veröffentlicht.

Diese Methode könnte eine weitere Alternative für die Analyse des Haares sein. Das menschliche Haar besteht aus 3 verschiedenen Zelltypen (Abb. 27) Dem Cuticle dem Cortex und der Medulla. Die RF-Spule (Abb. 26) wurde als Solenoidalspule ausgeführt. Ein 70µm dicker Kupferdraht wurde um eine Silikonröhre gewickelt. Der Innendurchmesser der Spule beträgt 250µm. Das Haar, eingelegt und durchtränkt mit Wasser vermisch mit CuSO_4 um das T1 Konstant zu halten wurde in die Silikonröhre gelegt und mit einer entsprechenden MR-Sequenz während 1.4h bis 62h in einem 7 Tesla Magneten gescannt. Cortex und Medulla konnten gut dargestellt und differenziert werden (Abb. 25)

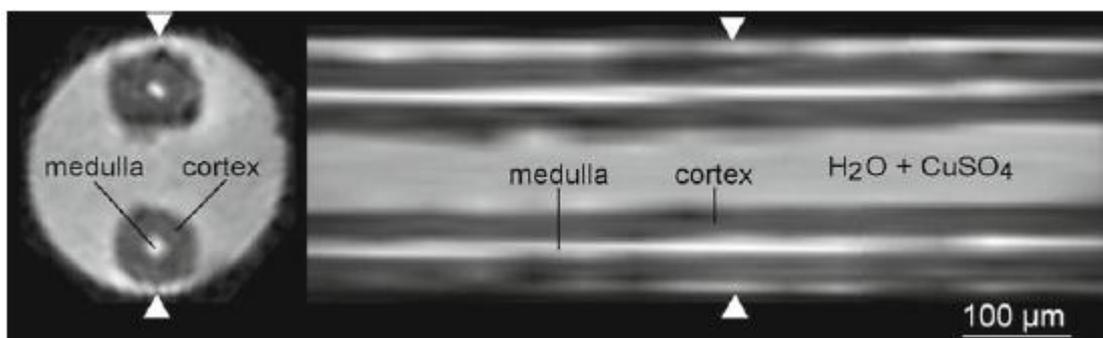


Abbildung 25: Bild durch 2 menschliche Haare im Querschnitt und Längsschnitt

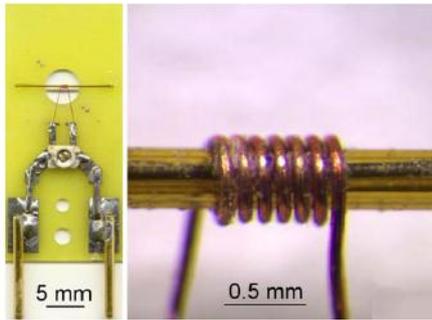


Abbildung 26:

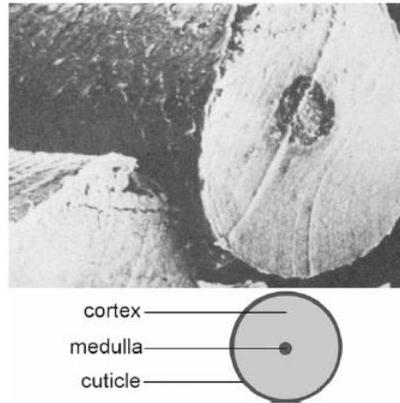


Abbildung 27:

6. Zusammenfassung

Die Magnetresonanztomografie ist eine noch relativ junge Anwendung in der Medizin. Sie hat sich aber in der Zwischenzeit zu einer etablierten und weit verbreiteten Methode zur Diagnose verschiedenster Erkrankungen des menschlichen Körpers entwickelt. Hochfrequenzspulen sind ein essentieller Bestandteil der Abbildungskette und empfangen oder senden Hochfrequenzsignale aus-, beziehungsweise in den Körper oder das abzubildende Objekt. Die MRT im Mikrobereich hingegen befindet sich noch im Entwicklungsstadium. Es gibt eine Vielzahl verschiedener Herstellungsverfahren für RF-Mikrospulen. Anhand mehrerer wissenschaftlicher Arbeiten diskutierten wir einige Herstellungsmethoden solcher Spulen. Viele Publikationen beschränken sich aber mehrheitlich auf Machbarkeitsstudien betreffend Herstellung der Spulen. Sinnvolle Anwendungen, von ganz wenigen Ausnahmen abgesehen, stehen aber noch aus.

7. Literaturliste

- [1] K Kratt et al., "A fully MEMS-compatible process for 3D high aspect ratio micro coils obtained with an automatic wire bonder," *Journal of Micromechanics and Microengineering* 20, no. 1 (1, 2010): 015021.
- [2] RD Black et al., "A high-temperature superconducting receiver for nuclear magnetic resonance microscopy," *Science* 259, no. 5096 (February 5, 1993): 793 -795.
- [3] T. L. Peck, R. L. Magin, and P. C. Lauterbur, "Design and Analysis of Microcoils for NMR Microscopy," *Journal of Magnetic Resonance, Series B* 108, no. 2 (August 1995): 114-124.
- [4] Jonathan West et al., "Micro Total Analysis Systems: Latest Achievements," *Analytical Chemistry* 80, no. 12 (June 1, 2008): 4403-4419.
- [5] R R A Syms et al., "Micro-coils for MR spectroscopy by deep silicon etching," *Journal of Physics: Conference Series* 15 (1, 2005): 13-18.

[6] Vlad Badilita et al., "On-chip three dimensional microcoils for MRI at the microscale," Lab on a Chip 10,

[7] George M. Whitesides, "The origins and the future of microfluidics," Nature 442, no. 7101 (July 27, 2006): 368-373.

[8] E.W. McFarland and A. Mortara, "Three-dimensional NMR microscopy: Improving SNR with temperature and microcoils," Magnetic Resonance Imaging 10, no. 2 (1992): 279-288.

[9] Peter Kellman and Elliot R. McVeigh, "Image Reconstruction in SNR Units: A General Method for SNR Measurement, MRM, 54, no. 6 (December 2005): 1439-1447.

[10] Eveline Mattle et al., "MRI of human hair," Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine 22, no. 3 (1, 2009): 181-186.

[11] Hoult and Lauterbur, The signal to noise ratio of the NMR experiment, JMR, 34:425-433;1976

[12] K.P Prüssmann, Advanced Topics in MRI; IBT/ETHZ

[13] www.mritutor.org/mritutor/coils.htm

[14] www.mr-tip.com

[15] Magnete, Spins und Resonanzen Eine Einführung in die Grundlagen der Magnetresonanztomographie, © Siemens AG 2003

[16] S. Reiber, „Magnetresonanztomografie als bildgebendes Verfahren der medizinischen Diagnostik“ (o. J.).

[17] „Liffers_Anja_996049049.pdf“, o. J.,
http://www.mr.ethz.ch/ismrm01/abstracts/Liffers_Anja_996049049.pdf.

[18] Rüdiger Erbrecht, *Das große Tafelwerk interaktiv ein Tabellen- und Formelwerk für den mathematisch-naturwissenschaftlichen Unterricht in den Sekundarstufen I und II [Mathematik, Informatik, Astronomie, Physik,, 1.Aufl.,14.Druck. Aufl.* (Berlin: Cornelsen [u.a.], 2010).

[19] www.wikipedia.ch