

5. Messungen am 3-T Tomographen

Der in dieser Arbeit verwendete 3-Tesla Ganzkörper-Tomograph der PTB Berlin ist ein Forschungstomograph (Medspec 30/100) der Firma BRUKER MEDICAL und ist auch für Untersuchungen an Patienten zugelassen. Seine tatsächliche Feldstärke von 2,94 T ist etwa doppelt so hoch wie die Feldstärke der heute in Kliniken üblicherweise verwendeten „Hochfeld“-MR-Tomographen. Da das System aus supraleitendem Magneten, Gradientensystem, HF-System und Konsole in einer üblichen Art und Weise in dieser Arbeit verwendet wurde, soll hier nicht weiter auf die einzelnen Systemkomponenten eingegangen werden (näheres siehe [Noe00]). Da jedoch große Sende-Empfangs-Spulen für ^{129}Xe mit einer Resonanzfrequenz von 34,66 MHz eigens entwickelt werden mussten, um *in vivo* Messungen durchführen zu können, wird darauf im Folgenden näher eingegangen, bevor die einzelnen Messergebnisse dargestellt werden.

5.1. MR-Spulen für ^{129}Xe MRI / MRS

Ebenso wie bei der *on-line* NMR müssen die Spulen für den Tomographen auf die entsprechende Frequenz und Beladung abgestimmt bzw. angepasst werden. Dies geschieht auch hier über eine kapazitive Ankopplung (vgl. Abb. 4.14). Zusätzlich wird eine so genannte Mantelwellensperre direkt hinter dem Anpassnetzwerk (in Richtung Sende-Empfangs-Weiche) realisiert, um unerwünschte Mantelwellen zu unterdrücken.

5.1.1. Kleine, doppelt-resonante Oberflächenspule

Von der Firma BRUKER MEDICAL wurde eine doppelt-resonante Protonen- ^{13}C -Oberflächenspule so umgebaut, dass der Kohlenstoff-Kanal mit ehemals 31,29 MHz nun bei 34,66 MHz, sowohl ohne Beladung, als auch mit der Beladung durch den menschlichen Körper, resonant anpassbar ist. Im beladenen Fall betrug die Güte $Q_{load} \approx 60$. Danach konnte diese kleine Oberflächenspule (siehe Abb. 5.1) für Untersuchungen an mit ^{129}Xe -Gas gefüllten Glaskugeln verwendet werden wie in Kap. 5.2 beschrieben. Ebenso wurden erste *in vivo* Messungen mit dieser Spule durchgeführt, wie in Kap. 5.3.1 anhand des Bronchien-Bildes gezeigt.

5.1.2. Große Oberflächenspulen und Differentialübertrager

Nachdem es mit Hilfe der Durchfluss-Apparatur gelungen war, ausreichende Mengen an hoch polarisiertem ^{129}Xe zu produzieren, mussten passende Sende-Empfangs-Spulen für *in vivo* Messungen entwickelt werden. Für die Lungen-Bildgebung wurde zuerst eine einzelne Oberflächenspule aufgebaut, die sich im Design stark an eine Oberflächenspule anlehnte, die für die Herzbildgebung an der PTB

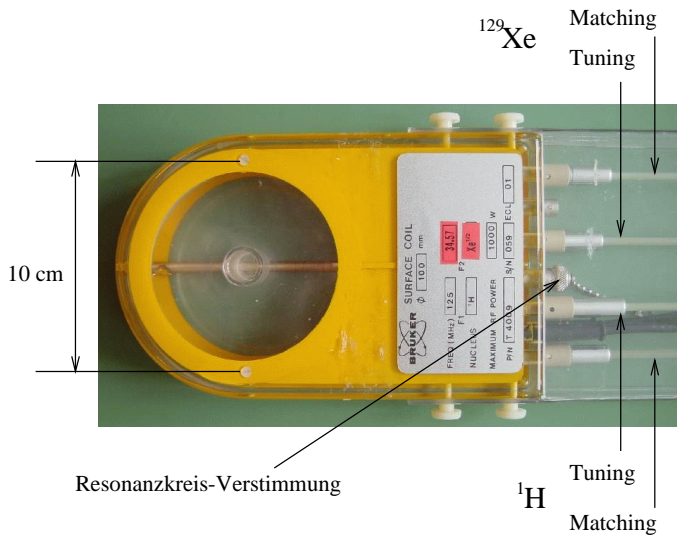


Abbildung 5.1.:
Kleine doppelt-resonante (^1H , ^{129}Xe)
Oberflächenspule der Firma BRUKER-
MEDICAL. Wird der Ganzkörper-
Resonator für ^1H -Bildgebung ver-
wendet, so muss der Protonen-
Schwingkreis der Oberflächenspule
mittels Kurzschluss-Stecker verstimmt
werden.

aufgebaut wurde [Noe00]. Der oktagonale Spulen-Grundkörper wurde aus kupferkaschiertem Material ($30\mu\text{m}$ dicke Kupferschicht auf Cevaunit) gefertigt. Die zur Frequenzanpassung benötigte Zusatzkapazität wurde auf vier kleinere Teilkapazitäten aufgespalten, um die daran entstehenden parasitären E -Felder möglichst gering zu halten (siehe Abb. 5.2 und Abb. 5.4). Die beladene Güte Q_{load} wurde mit Hilfe eines Netzwerkanalysators (HP 4396 A) zu $Q_{load} \approx 19$ bestimmt.

Nachdem erkannt wurde, dass die Eindringtiefe der aufgebauten Spule zu klein war, um von anterior zu posterior genügend hohe Signale für z.B. axiale Bilder zu erhalten (vgl. Kap. 5.3.1), wurde die Oberflächenspule dupliziert und ein so genannter Differentialübertrager aus einer Ringleitung zur Aufteilung der Sendeleistung und zur Kombination der Empfangssignale beider Spulen aufgebaut (siehe Abb. 5.4). Dieser ist eine Brückenschaltung für hohe Frequenzen und hat sein niederfrequenteres Analogon in der in Abb. 5.3 (b) gezeigten Schaltung. Der Wellenwiderstand des Ringkabels muss

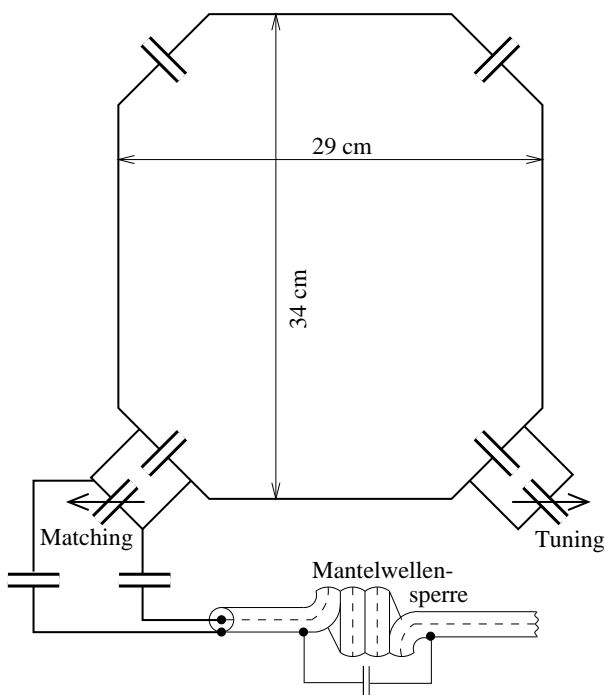


Abbildung 5.2.:
Schematische Darstellung einer der an der
PTB gefertigten Oberflächenspule zur ^{129}Xe -
Lungenbildgebung.

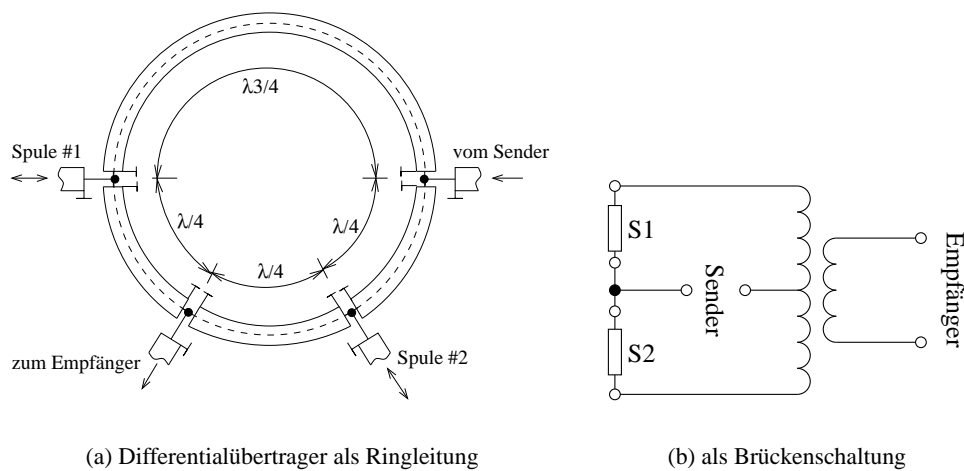


Abbildung 5.3.: Schemas eines Differentialübertragers

den $\sqrt{2}$ -fachen Wert der 50Ω Anschlusskabel haben und die Kabellänge des Ringes von $1,5\lambda$ ist, wie in Abb. 5.3 (a) gezeigt, aufzuteilen, damit die beiden Eingänge, an die der Sender und Empfänger angeschlossen werden, völlig entkoppelt sind. Sein optisches Analogon besitzt solch ein Differentialübertrager in dem Prinzip des Strahlteilers. Ebenso wie bei diesem wird die einfallende Leistung zu je 50% aufgeteilt und die jeweils reflektierten Leistungen (bei der NMR das Empfangssignal) auch nur zu 50% am Ausgang überlagert. Dies bedeutet einen effektiven Verlust an Signal-Rausch-Verhältnis um den Faktor $\sqrt{2}$ von den, aus den beiden Spulen kommenden Empfangssignalen. Um dies zu umgehen,

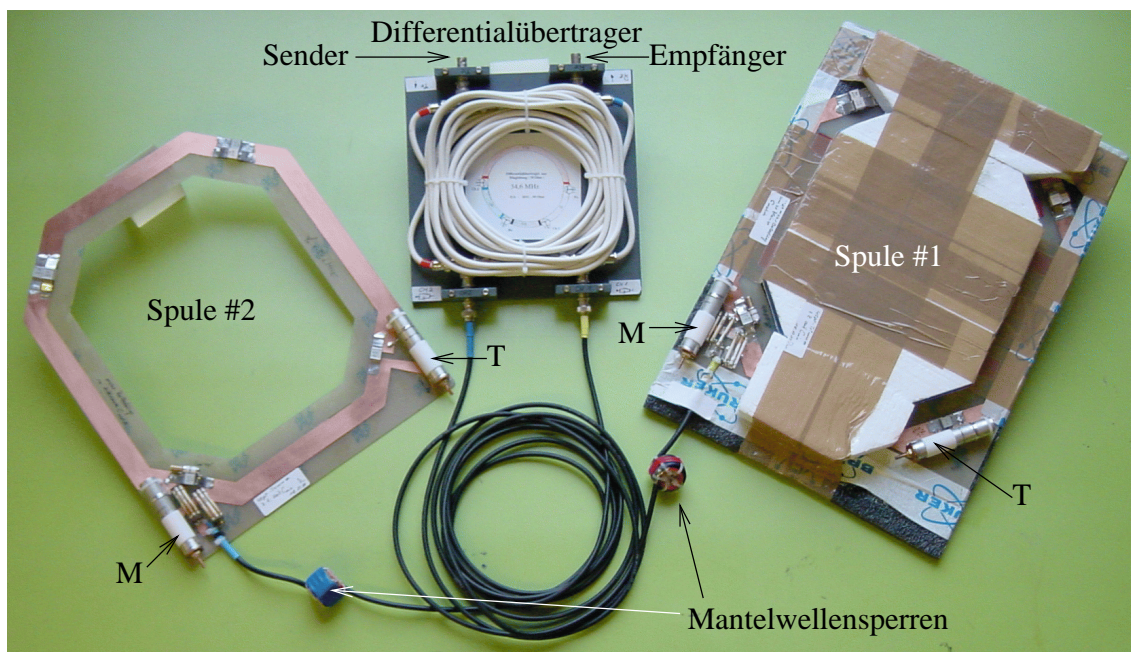


Abbildung 5.4.:

Photo der beiden Oberflächenspulen für die Lungenbildgebung und des Differentialübertragers (Spule #1 liegt unter dem Rücken, Spule #2 wird auf den Brustkorb gelegt und mittels Klettband fixiert, M bezeichnet die Match- und T die Tune-Kondensatoren).

könnte mittels mehrkanaligem Empfang ein so genannter Phased-Array-Betrieb verwirklicht werden, wie in [Noe00] gezeigt. Leider konnte dies im Rahmen dieser Arbeit noch nicht durchgeführt werden, zeigt aber, dass das Signal- zu Rausch-Verhältnis bei den hier gezeigten Lungenbildern noch gesteigert werden kann (siehe Kap. 5.3.1).

5.1.3. Flexible Draht-Spule

Um die Zusatzkapazitäten völlig zu eliminieren, wurde an der PTB erfolgreich eine Sende-Empfangs-Spule für ^{129}Xe realisiert, deren Ring aus flexiblem Koaxial-Kabel aufgebaut ist (siehe Abb. 5.5). Hier sorgt die verteilte Kabelkapazität für eine relativ leichte Abstimmung auf die 34,66 MHz Resonanzfrequenz und die parasitären E -Felder befinden sich lediglich im Dielektrikum des Koaxialkabels zwischen dem Innen- und Außenleiter und ragen nicht in das zu untersuchende Messobjekt hinein. Die beladene Güte betrug bei dieser Spule $Q_{load} \approx 20$. Aufgrund ihrer Flexibilität kann sie an verschiedenste Untersuchungsobjekte angepasst werden, muss aber auch in der dann gewählten Form fixiert werden, da die Abstimmung der Resonanzfrequenz (Tuning) und der Impedanz (Matching) durch Verformungen stark beeinflusst wird. Aus diesen Gründen wurde diese Spule vor allem für die Gehirnspektroskopie eingesetzt, wofür sie auf einem Schaumstoff-Kissen befestigt wurde (siehe Abb. 5.5 rechts). Auch bei dieser Spule bestehen noch Möglichkeiten der Verbesserung, zum einen bezüglich des erzielbaren Signal- zu Rausch-Verhältnisses durch Verringerung der Spulengröße und zum anderen hinsichtlich der Anordnung des Tune- und Match-Netzwerkes, welches aus Gründen der Patienten-Sicherheit weiter

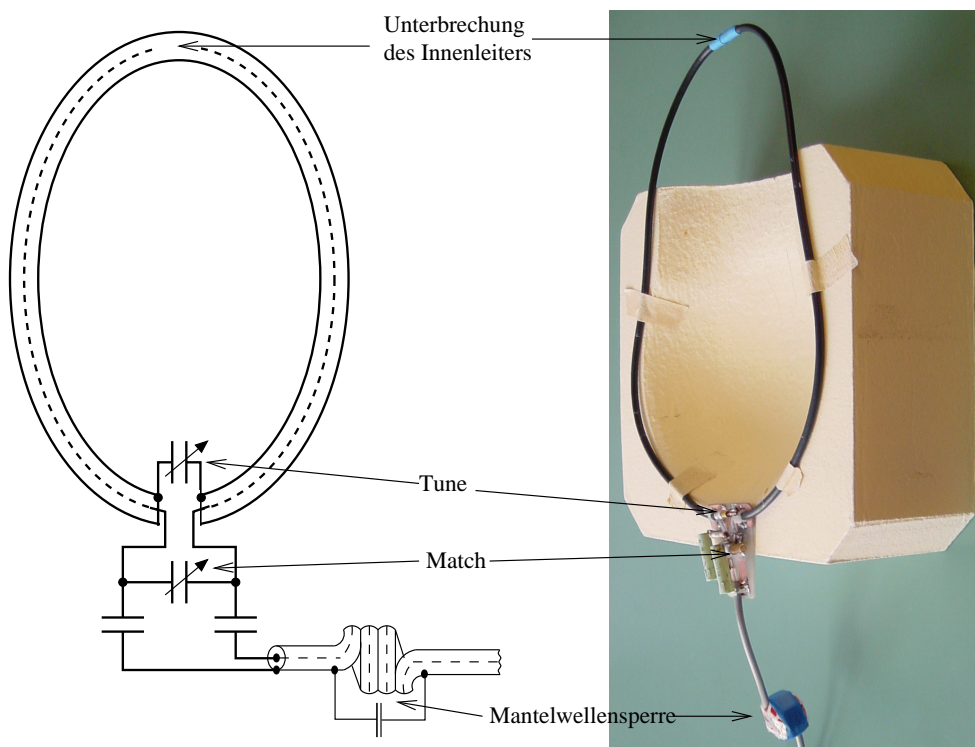


Abbildung 5.5.: Sende-Empfangs-Kabelspule für ^{129}Xe : links schematische Zeichnung, rechts Photo mit Spule auf Schaumstoff-Kopfkissen.

vom Körper entfernt sein sollte.

5.2. Messungen an Phantomen gefüllt mit hyperpolarisiertem ^{129}Xe

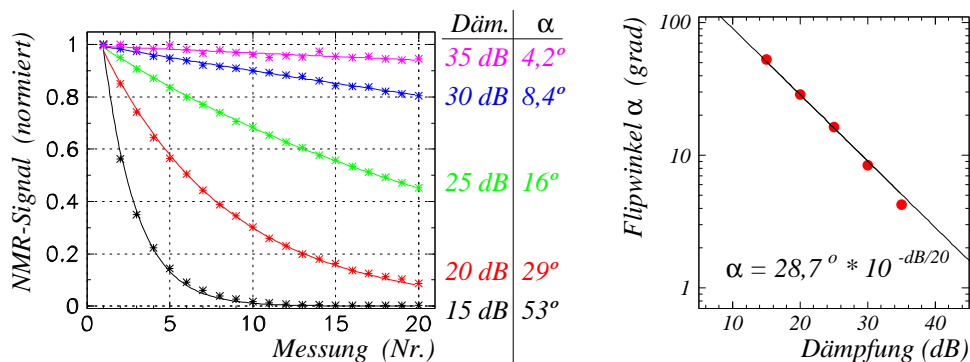
In der ersten Phase dieser Arbeit standen nur geringe Mengen von hyperpolarisiertem Xe-Gas, meist auch noch mit Drücken kleiner als 1 bar zur Verfügung. Daher konnten nur mit hyperpolarisiertem Xe-Gas gefüllte Glaskugeln als Phantome verwendet werden. Die hierbei gewonnenen Ergebnisse waren für die *in vivo* Messungen jedoch sehr wichtig. Auch nachdem ausreichende Mengen von hoch polarisiertem Xe-Gas für *in vivo* Messungen produziert werden konnten, waren Phantommessungen weiterhin für die Optimierung der im Folgenden besprochenen Methoden notwendig.

5.2.1. Flipwinkel-Kalibration

Im Gegensatz zur *on-line* NMR kann im 3-T Tomographen nach einer NMR-Messung nicht wieder die ursprüngliche ^{129}Xe -Polarisation hergestellt werden. Deshalb kann hier nicht wie bei der *on-line* NMR die absolut erzielte Signalstärke für bestimmte HF-Pulsamplituden zur Kalibration verwendet werden, sondern es muss die relative Signalabnahme von HF-Puls zu HF-Puls bei dem jeweiligen Flipwinkel gemessen werden, welche sich entsprechend

$$\frac{S_n}{S_1} = \cos^{n-1}(\alpha) \quad \text{mit} \quad \alpha \propto \tau U_{B1} \quad (5.1)$$

verhält (vgl. Gl. 2.30). An der Konsole des 3-T Tomographen wird jedoch nicht die Spannung am Ausgang des HF-Senders, sondern die Abschwächung der Sendeleistung in dB eingestellt. Führt man derartige Messreihen mit jeweils 20 Anregungen durch, so erhält man Signalverläufe wie in Abb. 5.6 gezeigt. Für den Zeitabstand zwischen den HF-Pulsen Δt muss gelten $T_2^* < \Delta t \ll T_1$, um Kohärenzen aus vorangehenden Anregungen und Relaxation durch die Spin-Gitter-Wechselwirkung zu vermeiden. Solche Flipwinkel-Kalibrationen sind besonders für *in vivo* Anwendungen sehr wichtig, da während



(a) Messreihen

(b) Flipwinkel-Kalibration

Abbildung 5.6.:

Beispiel einer Flipwinkel-Kalibration am 3-T Tomographen (kleine Spule mit Beladung durch Agarosephantom). In (a) sind die Dämpfung (Däm.) des HF-Senders und die berechneten Flipwinkel angegeben, welche in (b) aufgetragen sind.

einer Bildgebungssequenz viele Anregungspulse geschaltet werden und auch noch beim letzten HF-Puls Signal vom hyperpolarisierten ^{129}Xe gewonnen werden muss, d.h. die ^{129}Xe -Polarisation sollte noch nicht gänzlich durch die vorangegangenen Anregungspulse zerstört worden sein. Wie in Kap. 5.3.3 gezeigt, können solche Messreihen auch *in vivo* durchgeführt werden, um die an mit Agarosephantomen beladenen Spulen durchgeführten Phantommessungen zu verifizieren.

5.2.2. Bestimmung der absoluten ^{129}Xe -Polarisation

Ein wichtiger Parameter zur Charakterisierung der Effektivität des optischen Pump-Systems ist die erzielte ^{129}Xe -Polarisation. Zur Bestimmung der absoluten ^{129}Xe -Polarisation wurde die Tatsache ausgenutzt, dass von nat. Xe-Gas auch im thermodynamischen Gleichgewicht am 3-T Tomographen Signale detektiert werden konnten. Durch Vergleich mit der sich nach Gl. 2.23 berechneten thermischen Polarisation kann aus den NMR-Signalen auf die ^{129}Xe -Polarisation des Gases nach dem optischen Pumpen geschlossen werden. Am 3-T Tomographen muss aber sowohl bei der Messung von thermisch polarisiertem, als auch von hyperpolarisiertem Xe-Gas ein einheitliches Messprotokoll verwendet werden¹. Zur Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses wurde bei Messungen an thermisch polarisiertem Xe-Gas über 32 Anregungspulse gemittelt. Hierbei ist zu beachten, dass nun für den Zeitabstand der Anregungspulse $\Delta t \gg T_1$ gelten muss, damit dem Spinsystem genügend Zeit zur Relaxation in das thermodynamische Gleichgewicht gegeben wird. Da dies aber für reines Xe-Gas in einer Glaskugel mehrere Stunden dauert (siehe nächstes Kapitel) muss ein Xe/O₂-Gemisch verwendet werden, um die T_1 -Zeit deutlich zu reduzieren. Nach [Jam88] beträgt die T_1 -Zeit für den ^{129}Xe -Kernspin etwa 3 s bei einer Sauerstoffbeimischung von einem amagat und ist umgekehrt proportional zu ρ_{O_2} . Zur Messung des Signals von thermisch polarisiertem Xe-Gas wurden daher die Glaskugeln zur einen Hälfte mit Sauerstoff und zur anderen mit nat. Xe-Gas bei einem Gesamtdruck von etwa einer Atmosphäre befüllt, wobei der Xe-Partialdruck genau bekannt sein muss. Nach einer NMR-Messung wird der Gasdruck in der entsprechenden Glaskugel mittels Expansion des Gases in das evakuierte Totvolumen des Vakuum-Pumpstandes und der bekannten Volumenverhältnisse zwischen Kugelvolumen und Totvolumen bestimmt. Letztlich lässt sich für jede Messung der Quotient aus Xe-Partialdruck zu NMR-Signal berechnen. Für thermisch polarisiertes Xe-Gas ist die ^{129}Xe -Polarisation bekannt (siehe Tab. A.5), woraus sich für die Messungen am hyperpolarisierten Xe-Gas die absolute ^{129}Xe -Polarisation unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Flipwinkel bestimmen lässt. Aus den Unsicherheiten in der Bestimmung der Xe-Partialdrücke und der Ermittlung der NMR-Amplituden ergibt sich ein maximaler Fehler in der Polarisationsbestimmung von $\pm 15\%$.

Neben den bereits in den Abb. 4.23, 4.24 und 4.27 und in den Tab. 4.4 und 4.3 gezeigten Ergebnissen, wurde versucht, die Aufbauzeit für die ^{129}Xe -Polarisation zu bestimmen, indem an der zyklisch betriebenen Apparatur das Gasgemisch eine bestimmte Zeit optisch gepumpt wurde und danach eine evakuierte Glaskugel befüllt und die ^{129}Xe -Polarisation am 3-T Tomographen bestimmt wurde. Die sich daraus ergebenden Aufbauzeiten sind in Abb. 5.7 gezeigt. Auch hier werden mit steigendem Xe-Partialdruck p_{Xe} längere Aufbauzeiten gemessen, wie bei den *on-line* NMR-Messungen (vgl. Abb. 4.19) beobachtet. Während aber die *on-line* NMR-Messungen im thermischen Gleichgewicht

¹Hier seien nur die wichtigsten Parameter erwähnt: Dämpfung der Sendeleistung bei Messung der thermischen Polarisation 15 dB $\Rightarrow \alpha = 31,5^\circ$, bei Messung des hyperpolarisierten Signals 30 dB $\Rightarrow \alpha = 5,05^\circ$, GAUSS-Puls mit der Anregungsdauer $\tau = 200 \mu\text{s}$, Empfängerverstärkung = 500.

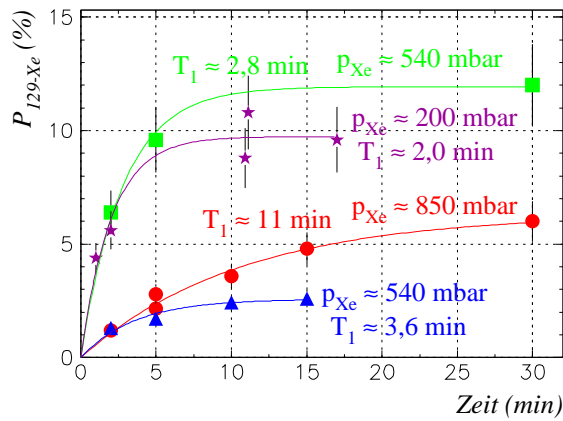


Abbildung 5.7.:
 Aufbauzeiten der ^{129}Xe -Polarisation gemessen
 am 3-T-Tomographen.

für die Rb-Teilchendichte durchgeführt wurden, musste sich bei den in Abb. 5.7 gezeigten Messungen nach Freigabe des Laserstrahls zum Zeitpunkt $t = 0$ jeweils das thermische Gleichgewicht neu einstellen, da die Absorption des Laserstrahls zu einer merklichen Temperaturerhöhung der Pumpzelle führte. Dies führt zu den deutlich längeren Aufbauzeiten bei den in Abb. 5.7 gezeigten Messungen im Vergleich zu den Aufbauzeiten, die mit den on-line NMR-Messungen ermittelt wurden. Dieses Ergebnis zeigt sehr deutlich, dass *on-line* NMR-Messungen zur Charakterisierung der dynamischen Effekte wesentlich besser geeignet sind, wohingegen nur mit den Untersuchungen am 3-T Tomographen die Absolutpolarisation vom ^{129}Xe gemessen werden kann.

5.2.3. Relaxation der ^{129}Xe -Polarisation in Phantomen

Zur Charakterisierung der Wandrelaxation der unterschiedlichen zur Verfügung stehenden Glaskugeln wurden Relaxationsmessungen durchgeführt. Darüberhinaus war es für *in vivo* Messungen notwendig, die T_1 -Relaxationszeit von ^{129}Xe in dem Tedlar-Beutel zu bestimmen. Für diese Messungen wurden eine Vielzahl von Einzelpuls-Messungen im Abstand von 120s durchgeführt. Um die Signalabnahme durch den, wenn auch kleinen, Flipwinkel der Anregungsimpulse zu berücksichtigen, wurden die Einzelsignale entsprechend Gl. 5.1 korrigiert. Bei den Messungen am Tedlar-Beutel war dies jedoch nicht möglich, da aufgrund der stark inhomogenen Ausleuchtung des Messobjektes durch die kleine NMR-Spule keine genaue Bestimmung des Flipwinkels möglich war. Daher ist die hier bestimmte T_1 -Zeit für ^{129}Xe im Tedlar-Beutel eine untere Abschätzung. In Abb. 5.8 sind die Ergebnisse für zwei

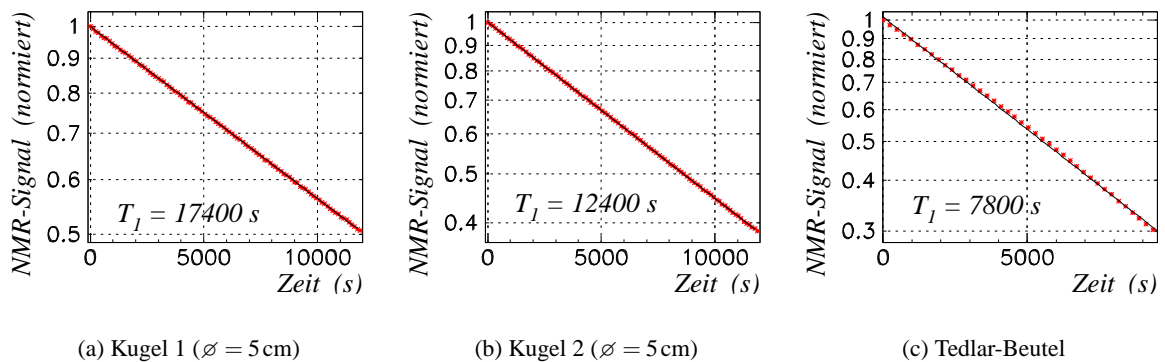


Abbildung 5.8.: T_1 -Relaxationsmessungen an Phantomen im 3-T-Tomographen

untersuchte Kugeln und für den Tedlar-Beutel dargestellt. Deutlich zu erkennen ist der Unterschied der Relaxation in den jeweiligen Kugeln, obwohl beide unbehandelte Oberflächen besaßen und lediglich nach der Herstellung durch einen Glasbläser gereinigt und ausgeheizt wurden. Die vergleichsweise langsame T_1 -Relaxation der ^{129}Xe -Magnetisierung im 3-T Tomographen von etwa zwei Stunden bei Verwendung des Tedlar-Beutels erlaubt es, bei *in vivo* Messungen ohne große Eile die Vorbereitung am Tomographen durchzuführen.

5.2.4. MR-Bildgebung von Phantomen

Zur Optimierung von Pulssequenzen und zur Charakterisierung der Sende-Empfangs-Spulen wurden an einer Glaskugel und dem Tedlar-Beutel die MR-Bildgebung getestet. In Abb. 5.9 ist eine schichtselektive Aufnahme einer mit hyperpolarisiertem Xe-Gas gefüllten Glaskugel gezeigt. Die Intensitätsabnahme nach oben hin entspricht der Verteilung der Spulenempfindlichkeit, verursacht durch die Abnahme des B_1 -Feldes mit dem Abstand zur Spulenebene. Mit diesen ersten Aufnahmen konnte gezeigt werden, dass ^{129}Xe -Polarisationen im Bereich weniger Prozent für die MR-Bildgebung ausreichend sind.

Zur Bestimmung der erzielbaren Signalstärken in Abhängigkeit vom Abstand zur Spulenebene einer, an der PTB gebauten, Oberflächenspule wurde diese mit einem Agarosephantom beladen. Diese Beladung entsprach etwa der durch den menschlichen Brustkorb verursachten Dämpfung der Spule. Die Messungen erfolgten an einem mit hyperpolarisiertem Xe-Gas befüllte Tedlar-Beutel, der hochkant auf die Spule gestellt wurde. Bei unterschiedlichen Aquisitionsparametern konnten die in Abb. 5.10 gezeigten stark verschiedenen Intensitätsverteilung gemessen werden. Dieses Verhalten resultiert aus der unterschiedlichen Weise, in der der k -Raum abgetastet wurde. Wie am Ende von Kap. 2.2.2 beschrieben, ist es zur Erzielung hoher Signal-Rausch-Verhältnisse sinnvoll, zuerst die k -Raum-Zeilen um $k_y = 0$ abzutasten, da im Zentrum des k -Raumes die meiste Intensitätsinformation liegt. Dies äußert sich im rechten Bild in Abb. 5.10 in einem stärkeren Kontrast gegenüber dem Bild links. Im Falle des Abtastens der k -Raum-Zeilen von $-k_{y_{\max}}$ nach $k_{y_{\max}}$ (linearer Mode) ist der Signalverlauf gleichmäßiger und das Objekt wird schärfer abgebildet (siehe Abb. 5.10 links). Ursache für das beobachtete Verhalten ist eine unterschiedliche Wichtung der Signalamplituden im k -Raum aufgrund der unterschiedlichen Ausleuchtung der Kernmagnetisierung im stark inhomogenen B_1 -Feld der Oberflächenspule. Zum besseren Verständnis der in Abb. 5.10 beobachteten Signalmuster wurde ein Intensitätsprofil längs einer



Abbildung 5.9.:

Schichtselektive Aufnahme einer mit hyperpolarisiertem Xe-Gas gefüllten Glaskugel ($P_{^{129}\text{Xe}} \approx 3\%$, $p_{\text{Xe}} = 220\text{ mbar}$, VOXEL-Größe $1,5 \times 1,5 \times 10\text{ mm}^3$, Pulssequenz: GRASS, Flipwinkel $\alpha \approx 4^\circ$)

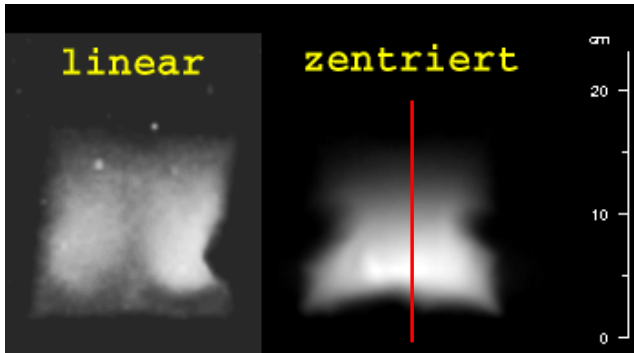


Abbildung 5.10.:

MR-Bildgebung in einer Schicht senkrecht zu einer der großen ^{129}Xe -Oberflächen-Sende-Empfangs-Spulen (siehe Abb. 5.4) bei linearer Abtastung der k -Raum-Zeilen (von $-k_{y\max}$ bis $k_{y\max}$, links) und bei einer um $k_y = 0$ zentrierten Abtastung (rechts).

zur Spulenfläche senkrechten Linie (siehe Abb. 5.10 rechts) aufgetragen (siehe Abb. 5.11 (a)).

Unter der Annahme einer konstanten Anfangsmagnetisierung längs dieser Achse und unter der Berücksichtigung, dass bei zentrierter Abtastung die Intensitätsverhältnisse hauptsächlich durch die ersten Anregungspulse bestimmt sind, ergibt sich aus dem Signalverlauf die relative Flipwinkelverteilung (Abb. 5.11 (b)). Dabei wurde weiterhin berücksichtigt, dass bei einer Sende-Empfangs-Spule für kleine Flipwinkel das Signal proportional zum Quadrat des Flipwinkels ist. Aus einer Kalibration des Flipwinkels in der Spulenebene ergibt sich dann die Flipwinkelverteilung absolut. Berechnet man nun für n Anregungspulse die verbleibende ^{129}Xe -Polarisation in Abhängigkeit vom Abstand h zur Spulenebene ($P_{Xe}(n, h) \propto \cos^n[\alpha(h)]$) und die sich daraus ergebende Signalstärke nach dem n -ten Puls, so ergeben sich die in Abb. 5.11 (c) und Abb. 5.11 (d) gezeigten Verläufe. Demnach bewirkt die ortsabhängige Zerstörung der ^{129}Xe -Polarisation nach 60 Anregungen (entspricht etwa der Abtastung der k -Raumzeile um $k_y = 0$) bei linearer k -Raum-Abtastung ein wesentlich homogeneres Intensitätsprofil, als durch die B_1 -Verteilung der Spule bedingt. Bei einer linearen Abtastung des k -Raumes wird daher eine homogenere B_1 -Verteilung der Spule vorgetäuscht, allerdings auf Kosten des Signal-Rausch-Verhältnisses. Aus diesen Erfahrungen heraus wurde entschieden, für Messungen am menschlichen Brustkorb ein Zweispulen-System (jeweils eine Spule unter dem Rücken und eine Spule auf dem Brustkorb) zu entwickeln.

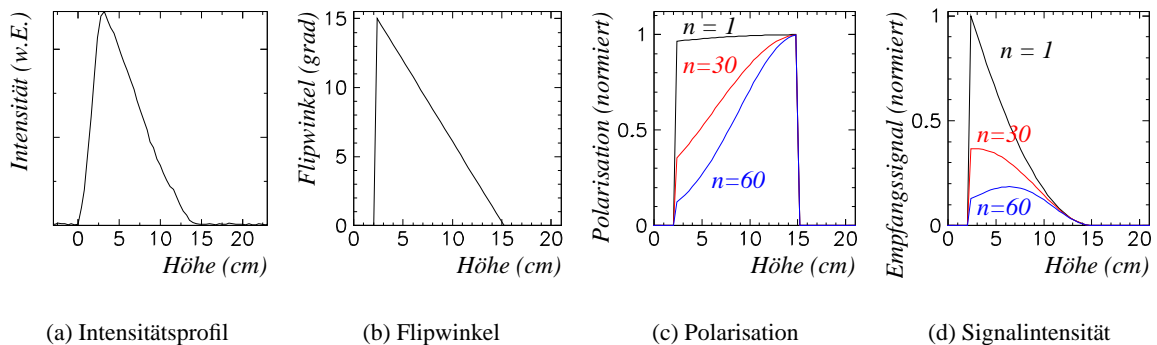


Abbildung 5.11.:

Gemessene Intensität bei zentrierter k -Raum-Abtastung längs der in Abb. 5.10 gezeichneten Linie (a), vereinfachte Verteilung des Flipwinkels (b), die nach $n = 1, 30, 60$ Anregungspulsen noch verbleibende Polarisation (c) und berechnete Signalintensitäten (d).

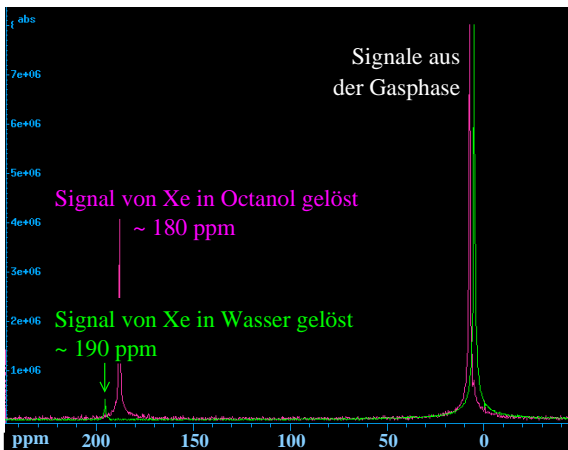


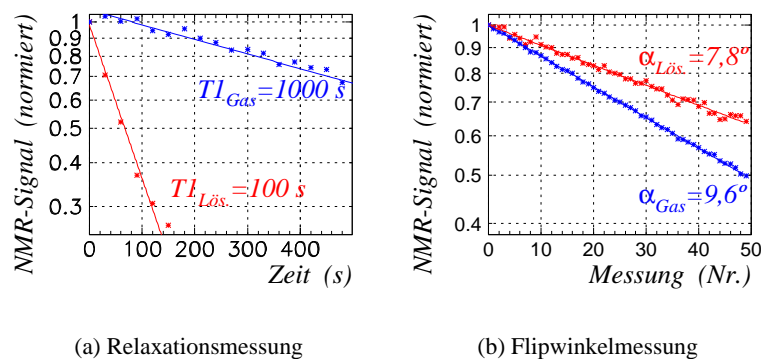
Abbildung 5.12.:

Einzelschuss-Spektroskopie an hyperpolarisiertem ^{129}Xe gelöst in Wasser bzw. Octanol (Anregung um 200 ppm zentriert, Anregungsbandbreite $\text{FWHM} \approx 360$ ppm).

5.2.5. Spektroskopie an Phantomen

Der für eine Bildgebung mit hyperpolarisierten Edelgasen medizinisch relevante Unterschied zwischen Helium und Xenon ist die Tatsache, dass Xenon sich gut in Blut und Gewebe löst und die aus der gelösten Phase gewonnen NMR-Signale eine sehr große chemische Verschiebung aufweisen (nähere Erläuterungen zu den bisher publizierten Daten siehe Kap. 5.3). Auch hierzu wurden zunächst an Phantomen Vorversuche unternommen, um erste Erfahrungen zu sammeln und Pulssequenzen zu testen.

Dass derartige Messungen unter den gegebenen Bedingungen am 3-T Tomographen erfolgreich durchgeführt werden können, wurde mit einer einfachen breitbandigen Einzelschuss-Anregung an einer Glaskugel, die teilweise mit Wasser bzw. Oktanol ($\text{C}_8\text{H}_{18}\text{O}$) und hyperpolarisiertem Xe-Gas gefüllt war, demonstriert. Wie in Abb. 5.12 zu ersehen, ist die Signalamplitude des in Oktanol gelösten Xenons etwa um einen Faktor zehn größer als das Signal des in Wasser gelösten Xenons (bei gleicher Normierung auf das Gas-Signal). Dies liegt in der wesentlich größeren Löslichkeit von Xenon in Oktanol verglichen mit der in Wasser begründet. Leider konnten in der Literatur keine Werte für die Löslichkeit von Xenon in Oktanol gefunden werden, der Vergleich mit den Löslichkeiten von Xenon in anderen organischen Flüssigkeiten zeigt aber, dass die Größenordnung für das beobachtete Intensitätsverhältnis stimmt. So wird für die Löslichkeit von Xenon in Wasser ein Wert für den OSTWALDSCHEN Löslichkeitskoeffizienten α' , der das Verhältnis der Gasteilchen-Konzentration in der Lösung zu derjenigen in



(a) Relaxationsmessung

(b) Flipwinkelmessung

Abbildung 5.13.:

Relaxations- und Flipwinkel-Messung von Xenon in einer halb mit Oktanol gefüllten Glaskugel. Blau sind jeweils die korrigierten Signale aus der Gasphase und rot aus der Lösung dargestellt.



Abbildung 5.14.:

MR-Bildgebung des gasförmigen (oben, weiß) bzw. des in Oktanol gelösten (unten, rot) hyperpolarisierten ^{129}Xe durch selektive Anregung bei 0 ppm (gasförmiges Xe) und bei 200 ppm (gelöstes Xe).

der Gasphase darstellt, von $\alpha'_{\text{Xe-H}_2\text{O}} \approx 0,13$ angegeben² [LB62]. Für die Löslichkeit von Xenon in Olivenöl wird ein Wert von $\alpha' \approx 2$ angegeben und für iso-Octan $\alpha' \approx 6$ (jeweils bei 20°C).

Zur weiteren Charakterisierung von in Oktanol gelöstem Xenon wurden Relaxations- und Flipwinkel-Messungen durchgeführt (Abb. 5.13). Zur Auswertung der Relaxationsmessungen wurde eine Flipwinkelkorrektur durchgeführt. Dabei konnte allerdings nicht berücksichtigt werden, dass ein stetiger Austausch von Xe-Atomen aus der Gasphase in die Lösung und umgekehrt stattfindet, welches die Relaxationszeit ohne Austauschprozesse für die Gas-Phase zu größeren Werten und für die Lösung zu kürzeren Zeiten verschieben würde. Die Flipwinkelmessung wurde mit den jeweiligen Relaxationszeiten korrigiert.

Aufgrund der großen chemischen Verschiebung von ≈ 200 ppm lassen sich durch selektive Anregung das Gasvolumen bzw. das Lösungsmittelvolumen getrennt abbilden (Abb. 5.14). Hier ist deutlich zu erkennen, dass das in der Lösung befindliche ^{129}Xe an der obersten Schicht zur Gasphase hin am stärksten polarisiert ist, da hier ein stetiger Austausch mit dem hoch polarisierten ^{129}Xe aus der Gasphase stattfindet, dessen T_1 -Relaxation wesentlich langsamer ist als die Relaxation des in Lösung befindlichen Xenons (siehe Abb. 5.13).

5.3. *In vivo* NMR-Messungen unter Verwendung von hyperpolarisiertem ^{129}Xe

Nachdem es mit Hilfe der Durchfluss-Apparatur gelungen war, ausreichende Mengen an hyperpolarisiertem Xenon-Gas zu produzieren, konnte das vorgegebene Ziel dieser Arbeit, eine 3-T MR-Bildgebung von polarisiertem ^{129}Xe im menschlichen Körper in Angriff genommen werden. Hier wurden zum Teil Ergebnisse anderer Gruppen reproduziert, aber auch neue Ergebnisse, vor allem bei der Spektroskopie von hyperpolarisiertem, im Gehirn gelösten ^{129}Xe erzielt, wie in den folgenden Unterkapiteln gezeigt wird.

5.3.1. Lungenbildung

Aus physikalischen Gründen (Isotopenhäufigkeit: $^3\text{He} = 100\%$, $^{129}\text{Xe} = 26,4\%$ in nat. Xe, magnetisches Moment $\mu_{^3\text{He}} \approx 3\mu_{^{129}\text{Xe}}$) ist es nicht möglich, unter sonst vergleichbaren Bedingungen (z.B.

²Angegeben sind oft der technische Löslichkeitskoeffizient $\lambda = \frac{264,37}{T} \frac{\alpha'}{\rho_{LM}}$ (mit T in K und ρ_{LM} als Dichte des gasfreien Lösungsmittels).

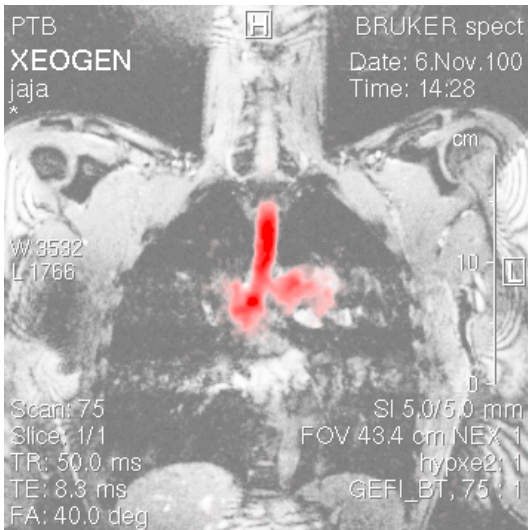


Abbildung 5.15.:
Überlagerung zweier koronaler MR-Bilder: in Graustufen das Protonenbild, aufgenommen mittels Ganzkörper-Resonator; deutlich zu erkennen ist die Lunge als schwarze Region in der die durch das Blut hervorgerufenen Bewegungsartefakte deutlich zu erkennen sind. In Rotabstufung das mittels hyperpolarisiertem ^{129}Xe und der kleinen Oberflächenspule aufgenommene Bild; deutlich zu erkennen ist die Verzweigung der Luftröhre in die beiden Hauptbronchien.

Polarisationsgrad) Abbildungen der Atemwege mit hyperpolarisiertem Xe-Gas in der gleichen Qualität wie mit hyperpolarisiertem ^3He aufzunehmen. Es ist jedoch aussichtsreich, durch weitere Optimierung die Qualität der ^{129}Xe -Bilder so weit zu steigern, dass sie aus medizinischer Sicht ausreichend ist. Ein erster Schritt in diese Richtung wurde in der vorliegenden Arbeit getan. Zur MR-Bildgebung des hyperpolarisierten Xe-Gases wurde unabhängig von der verwendeten Spule immer eine Gradienten-Echo-Sequenz bei kleinen Flipwinkeln verwendet. Das Gesichtsfeld (*engl.*: **Field Of View**, FOV) von $51,2 \times 51,2 \text{ cm}^2$ war einheitlich groß bei einer Matrix von 128×128 Bildpunkten und bei unterschiedlichen Schichtdicken. Nach jeder Xe-Bildgebung innerhalb einer Atemhalte-Periode wurde während einer späteren Atemhalte-Periode ein Protonenbild mit einer Turbo-GRASS-Sequenz [Noe00] (FOV $51,2 \times 51,2 \text{ cm}^2$, 256×256 Bildpunkten, Schichtdicke 7 mm) mit dem Ganzkörper-Resonator in der Ebene des Xe-Bildes aufgenommen. Mit Hilfe eines Bildbearbeitungsprogramms wurde anschließend das rot eingefärbte Xe-Bild dem Protonenbild überlagert, um zu verdeutlichen, welche Regionen durch das hyperpolarisierte Xe-Gas abgebildet wurden.

Begonnen wurden Untersuchungen zur *in vivo* Abbildung von hyperpolarisiertem Xe-Gas im Rahmen dieser Arbeit mit der kleinen Oberflächenspule von BRUKER. Hiermit konnte zunächst eine Bildgebung im Rachenraum und anschließend auch in den tieferen Atemwegen realisiert werden. Als ein Beispiel ist in Abb. 5.15 die koronale Projektion der Bronchien dargestellt, bei dieser Aufnahme betrug die ^{129}Xe -Polarisation etwa 4 %. Ebenso wurden axiale Aufnahmen zur Charakterisierung der Empfindlichkeitsverteilung der kleinen Sende- Empfangs-Spule erstellt.

Um die Lunge vollständig abbilden zu können, wurde eine große ^{129}Xe -Oberflächenspule gebaut (vgl. Kap. 5.1.2). In Abb. 5.16 (a) ist die ^{129}Xe -Bildgebung für drei axiale Schichten bei einer Schichtdicke von jeweils 3 cm dargestellt. Die Aufnahmedauer dieser Sequenz beträgt etwa 15 s (5 s/Bild). Kopfseitig (links) ist deutlich die Luftröhre zu sehen. Im mittleren Bild sind in der Mittelebene die beiden Bronchien links und rechts neben dem Herzen erkennbar. Insgesamt ist die starke Abnahme des Empfangssignals mit zunehmendem Abstand von der auf dem Brustkorb liegenden Sende-Empfangs-Spule zu erkennen. Zur Aufnahme der koronalen Bilder von Abb. 5.16 (b) wurde die NMR-Spule unter den Rücken gelegt. Dabei wurde getestet, ob bei 2 cm Schichtdicke noch genügend Signal für die Bildgebung von fünf Schichten zur Verfügung steht. Die posterioren Schichten (links), welche dicht an

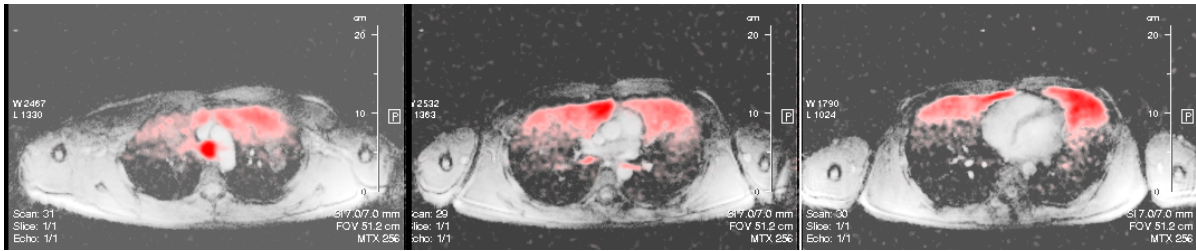
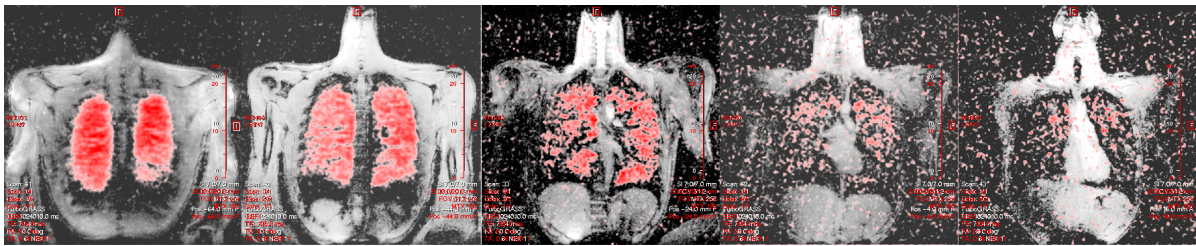
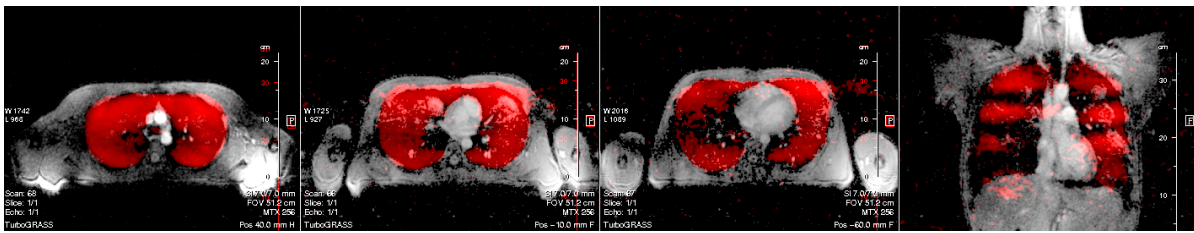
(a) ^{129}Xe -Bildgebung der Lunge: axiale Aufnahmen mit 3cm Schichtdicke (MR-Spule auf dem Brustkorb)(b) ^{129}Xe -Bildgebung der Lunge: koronale Aufnahmen je 2cm Schichtdicke (MR-Spule unter dem Rücken)

Abbildung 5.16.:

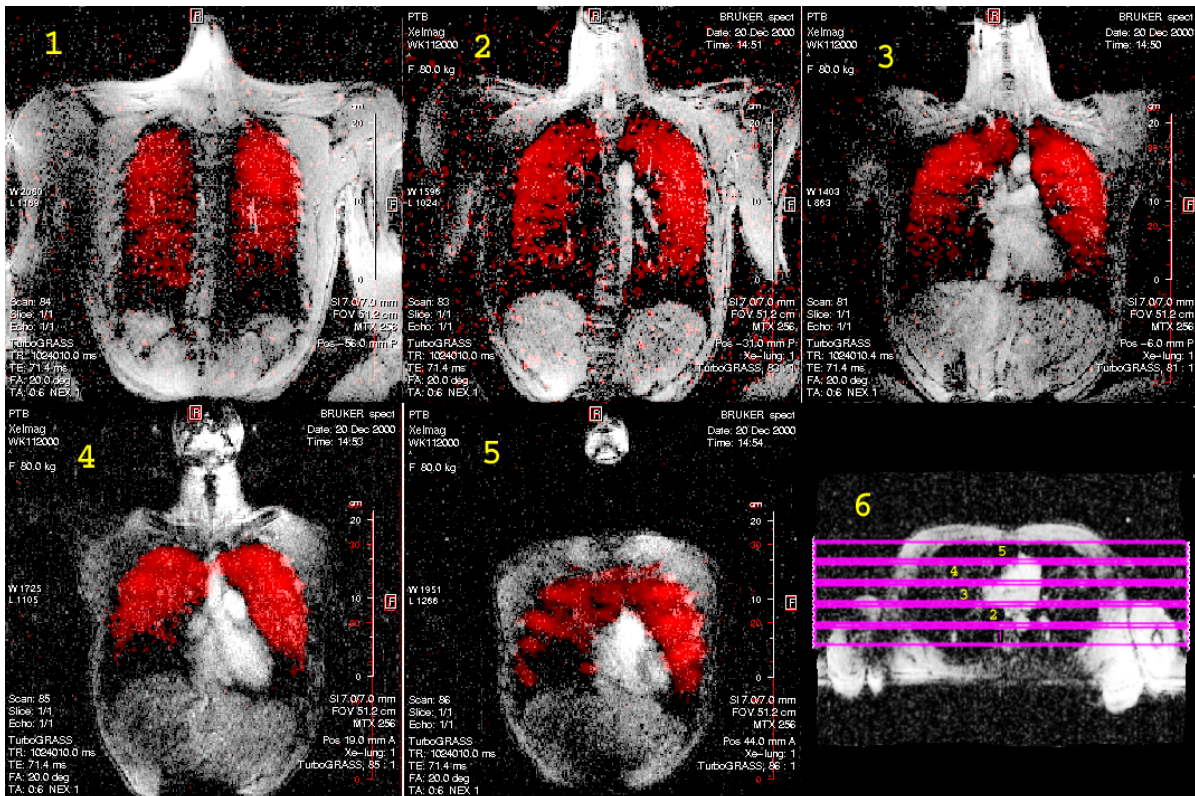
Überlagerungen der Protonen- und ^{129}Xe -Aufnahmen, für letztere wurde eine Oberflächen-Sende-Empfangs-Spule verwendet (Erläuterungen siehe Text).

der Sende-Empfangs-Spule liegen, weisen hohe Intensitäten auf, wohingegen in der letzten, anterioren Schicht (rechts) kaum mehr Signal vom ^{129}Xe zu erkennen ist. Diese Signalabnahme mit zunehmendem Abstand von der NMR-Spule entspricht dem Signalverlauf bei den axialen Bildern. Aus diesen Ergebnissen und den Phantommessungen an dem Tedlar-Beutel (vgl. Kap. 5.2.4) wurde der Schluss gezogen, dass es mit Hilfe einer zweiten Oberflächenspule möglich sein sollte, das Lungenvolumen vollständig auszuleuchten und bei schichtselektiven Aufnahmen mit der Voxelgröße $4 \times 4 \times 20\text{mm}^3$ sowie Verwendung von 0,51 nat. Xenon mit einer ^{129}Xe -Polarisation von $P_{Xe} \approx 5\%$ ein akzeptables Signal-Rausch-Verhältnis zu erhalten.

Nachdem die zweite MR-Spule und der Differentialübertrager aufgebaut waren (vgl. Kap. 5.1.2), wurden weitere Lungenaufnahmen durchgeführt. Zu diesem Zeitpunkt konnte auch schon mit drei FAP-Lasersystemen gearbeitet werden, wodurch ^{129}Xe -Polarisationsgrade im Bereich von 10 – 15% nach Akkumulation von ca. 0,51 nat. Xe erzielt wurden. Unter anderem wurde direkt anschließend an eine Sequenz zur Bildgebung von drei 3cm dicken axialen Schichten eine koronale Projektionsaufnahme durchgeführt (Abb. 5.17 (a), rechts), in der sehr deutlich die Bereiche abgedunkelt sind, denen die zuvor aufgenommenen axialen Schichten entsprechen. Dies liegt daran, dass durch die Aufnahme der axialen Bilder die ^{129}Xe -Polarisation in diesen Schichten überwiegend abgebaut worden war und das noch hoch polarisierte Xe-Gas aus den anderen Bereichen nicht schnell genug in die Regionen mit niedriger Polarisation diffundieren konnte. In der zentralen axialen Schicht (Abb. 5.17 (a), drittes Bild von rechts) ist noch eine deutliche Signalabnahme in der Mitte zwischen den beiden MR-Spulen zu erkennen. Bei der koronalen Bildgebung (Abb. 5.17 (b)) ist dies kaum ersichtlich, da hier jede Schicht einzeln normiert wurde. Jedoch ist in den Bildern 2 und 3 ein erhöhtes Untergrundrauschen zu



(a) Drei axiale Aufnahmen mit je 3cm Schichtdicke bei der Xe-Bildgebung und eine koronale Xe-Projektion



(b) Fünf koronale Aufnahmen von posterior zu anterior (Schichtdicke der Xe-Bilder 2 cm) und ein axiales Protonen-Bild mit der Lage der Schichten bei der Xe-Bildgebung

Abbildung 5.17.:

Überlagerungen der Protonen- und ^{129}Xe -Aufnahmen, für letztere wurden zwei Oberflächen-Sende-Empfangs-Spulen zusammen mit einem Differentialübertrager verwendet (Erläuterungen siehe Text).

erkennen, da diese Schichten am weitesten von den beiden Send-Empfangs-Spulen entfernt lagen.

Im weiteren Verlauf dieser Arbeit wurde sich auf die Durchführung einer *in vivo* ^{129}Xe -Spektroskopie konzentriert, weshalb weitere Optimierungsmaßnahmen bezüglich der Lungen-Bildgebung nicht durchgeführt werden konnten. Hier sei besonders die Mehrkanal-Detektion erwähnt, bei der die Sendeleistung wie bisher über den Differentialübertrager auf die beiden NMR-Spulen aufgeteilt wird, jedoch das Empfangssignal mit Hilfe je einer Send-Empfangs-Weiche und je eines Empfangskanals pro Spule detektiert wird. Erst bei der Bild-Rekonstruktion werden die Signale der Einzelspulen mittels eines geeigneten Algorithmus (z.B. sum-of-squares-algorithm) überlagert. Hierdurch sollte sich ein Gewinn

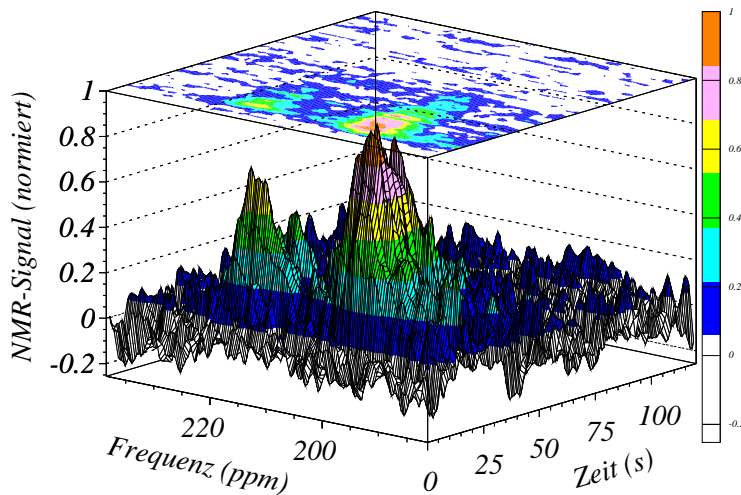


Abbildung 5.18.:

Histogramm von 60 NMR-Spektren (mit $\Delta t = 2$ s), aufgenommen mit der kleinen Oberflächen-Spule über dem Herzen.

im Signal-Rausch-Verhältnis um den Faktor $\sqrt{2}$ ergeben. Da zudem mittlerweile ^{129}Xe -Polarisationen routinemäßig im Bereich von 20% erzielt wurden, sollte letztlich ein um den Faktor drei besseres Signal-Rausch-Verhältnis gegenüber den gezeigten Lungenbildern erzielt werden können.

5.3.2. Spektroskopie am Brustkorb

Die bereits mehrfach erwähnte Tatsache, dass sich Xenon im Gegensatz zu Helium sehr gut in Blut und Gewebe löst und sich in Abhängigkeit vom Lösungsmittel stark unterschiedliche chemische Verschiebungen ergeben, macht hyperpolarisiertes ^{129}Xe -Gas für biomedizinische Untersuchungen interessant. Hierzu wurde bereits in [Mug97] über erste vorläufige Untersuchungen am Menschen berichtet. Seither wurden jedoch derartige Untersuchungen ausschließlich an Tiermodellen bzw. *in vitro* durchgeführt. Aus den vorliegenden Arbeiten sind die Werte der chemischen Verschiebungen in Tab. 5.1 (S. 92) zusammengefasst.

Das Ziel der im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten spektroskopischen Untersuchungen war es, zu demonstrieren, dass das im Gehirn gelöste, hyperpolarisierte ^{129}Xe spektroskopisch nachgewiesen werden kann. Zunächst wurden jedoch mit der kleinen Oberflächenspule Messungen am Brustkorb direkt über dem Herzen durchgeführt (60 Einzelschüsse, Flipwinkel³ ca. 30° , Zeitabstand $\Delta t = 2$ s), während der Proband das Xe-Gas einatmete. Zur Anregung wurde ein 1 ms langer Gauss-Puls verwendet, dessen spektrale Breite etwa 2,5 kHz betrug und dessen Mittenfrequenz gegenüber der Resonanz

³Der hier angegebene Wert wurde unter Verwendung eines Glaskugel-Phantoms bestimmt und gibt nur eine grobe Abschätzung der Verhältnisse *in vivo* wieder.

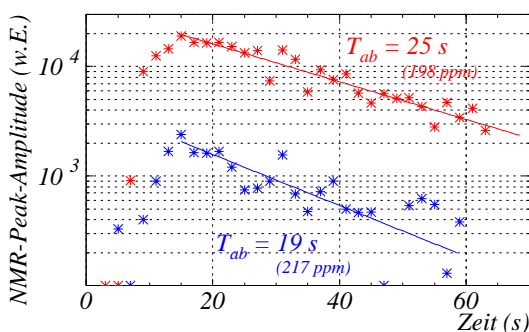


Abbildung 5.19.:

Zeitverlauf der beiden stärksten ^{129}Xe -Linien des *in vivo* NMR-Spektrums aus Abb. 5.18.

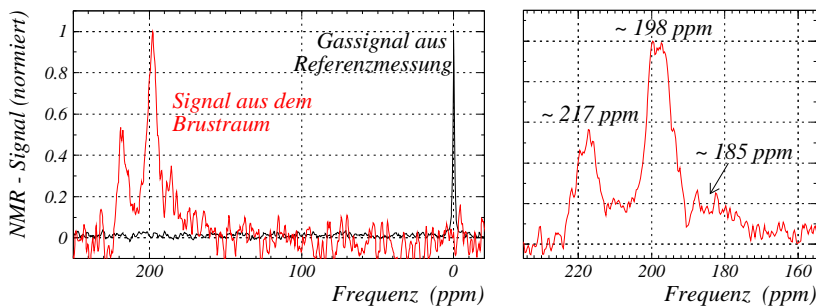


Abbildung 5.20.:

In vivo NMR-Spektrum gemessen über dem Herzen: Spektrum mit der größten detektierten Signalintensität und Referenz-Gas-Spektrum (links). Mittelung über 10 Spektren mit den größten Amplituden (rechts).

von gasförmigem ^{129}Xe um 6895 Hz ($\equiv 200\text{ ppm}$) zu niedrigeren Frequenzen verschoben wurde, um möglichst nur in Blut oder Gewebe gelöstes ^{129}Xe anzuregen und um das ^{129}Xe in der Gas-Phase durch die Anregungspulse nur wenig zu depolarisieren. In Abb. 5.18 ist der zeitliche Verlauf der Spektren im Bereich um 210 ppm in einem Histogramm dargestellt (^{129}Xe -Polarisation des eingeatmeten Xe-Gases ca. 11%). In Abb. 5.19 ist der Zeitverlauf der Amplitude der beiden stärksten Resonanzen aufgetragen und ein mono-exponentieller Abfall angepasst, wobei zu bemerken ist, dass die Zeitkonstante von etwa 20 s nicht nur durch die Relaxation der ^{129}Xe -Polarisation verursacht wird, sondern auch Transporteffekte (Perfusion) zur Signalabnahme beitragen. In Abb. 5.20 ist links dasjenige *in vivo* Spektrum mit der maximalen Signalstärke dem Spektrum überlagert, welches zur Frequenzkalibration mit dem Tedlar-Beutel über der auf dem Körper liegenden NMR-Spule aufgenommen wurde. Aus der Mittelung über die zehn Spektren mit der größten Amplitude ergeben sich die chemischen Verschiebungen zu $(217 \pm 1)\text{ ppm}$ und $(198 \pm 1)\text{ ppm}$, welches jeweils den chemischen Verschiebungen von ^{129}Xe in roten Blutkörperchen und in Gewebe entspricht. Nach der Mittlung ist bei etwa $(185 \pm 2)\text{ ppm}$ noch eine dritte Linie zu sehen, welche ebenso von [Mug97] bei Messungen am Menschen, jedoch bisher weder im Tiermodell noch *in vitro* beobachtet wurde. Das Signal-Rausch-Verhältnis dieser Spektren ist noch relativ gering, ist jedoch etwa einen Faktor zwei besser als das der in [Mug97] gezeigten Spektren und kann durch Optimierungen sicherlich noch gesteigert werden.

5.3.3. Spektroskopie am Kopf

Ebenso wie bei den spektroskopischen Untersuchungen am Brustkorb wurde auch am Hinterkopf zunächst die kleine Oberflächenspule für spektroskopische Zeitreihen-Untersuchungen eingesetzt. Als Beispiel ist in Abb. 5.21 ein Einzelspektrum und eine Mittelungen über die 10 Spektren mit der höchsten Signalintensität dargestellt. Bei dieser Untersuchung wurde etwa $0,51\text{ nat. Xe-Gas}$ mit einer ^{129}Xe -Kernspin-Polarisation von $\approx 15\%$ eingeatmet. Im Vergleich zu den in [Ros99] gezeigten Linien eines NMR-Spektrums, gemessen an einem Rattenkopf, sind die im menschlichen Kopf hier beobachteten Resonanzen etwa 2 ppm zu höheren Werten verschoben, ein Wert der innerhalb der experimentellen Streuung liegt (siehe Messungen mit der Kabel-Spule weiter unten). In [Mug97] wurde am höherfrequenten, verbreiterten Flügel des Hauptmaximums eine weitere Linie vermutet. Aus unseren Messungen kann geschlossen werden, dass neben dem Hauptmaximum bei $(197 \pm 1)\text{ ppm}$ noch drei Resonanzen bei 193 , 194 und 195 ppm auftreten, sowie knapp oberhalb des Rauschens in den Einzelspektren vereinzelt eine Linie bei 198 ppm zu erkennen ist. Da diese Messungen mit der kleinen

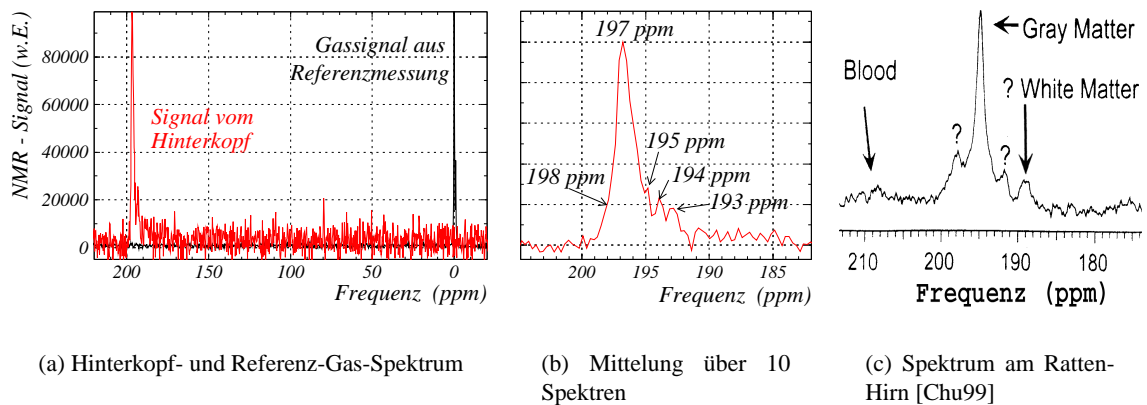


Abbildung 5.21.:

NMR-Spektrum mit der höchsten Signalamplitude aus der *in vivo* Zeitreihen-Messung am Hinterkopf und Referenz-Gas-Spektrum - aufgenommen mit der kleinen Oberflächenspule (a). Mittelung über 10 Spektren (b) und Vergleich mit Messungen am Kopf einer Ratte (c).

Spule durchgeführt wurden, stammen die Signale aus einem relativ kleinen Gehirnareal. Dies wurde besonders deutlich aus den ersten 1-D-CSI-Aufnahmen (siehe Kap. 2.2.3), die mit dieser Spule, auf der der Hinterkopf lag, durchgeführt wurden. Hier wurden aus 32 Schichten parallel zur Spulenebene NMR-Spektren aufgenommen. Bei diesen Spektren fiel das Hauptsignal (197 ppm) schon nach 6 cm Abstand zur Spulenebene stark ab. Dies wird durch die begrenzte Eindringtiefe des B_1 -Feldes der Sende-Empfangs-Spule erklärt, da das Signal gebende Gehirnareal mit zunehmender Entfernung zur Spulenebene eher zunimmt.

Daher wurden die weiteren Untersuchungen mit der in Kap. 5.1.3 beschriebenen Kabelspule durchgeführt, damit der Kopf mittig in der Ebene der größten Empfindlichkeit liegt und nur ein moderater Empfindlichkeitsabfall auftritt, um Signale aus dem gesamten Gehirnvolumen detektieren zu können. Auch mit dieser Spule wurden die Flipwinkel mit Hilfe eines Kugelphantoms bestimmt, so dass sich mit 10 dB Abschwächung der Sendeleistung und bei einer Pulsdauer von 1 ms ein Flipwinkel von $\approx 30^\circ$

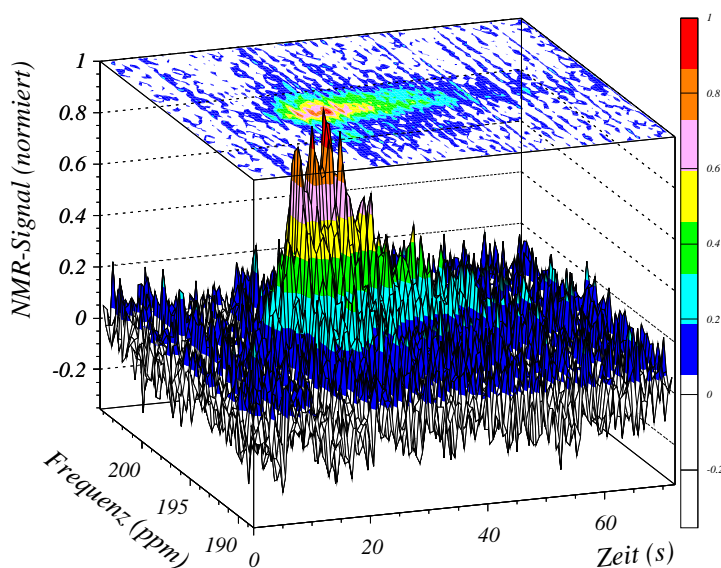


Abbildung 5.22.:

Histogramm des Zeitverlaufes von 4×30 NMR-Spektren gemessen am Kopf mittels der Kabel-Spule (Zeitintervalle der HF-Pulse: $4 \times \Delta\tau \approx 0,1\text{ s}$ 30 Wiederholungen nach je $\Delta t \approx 2,4\text{ s}$).

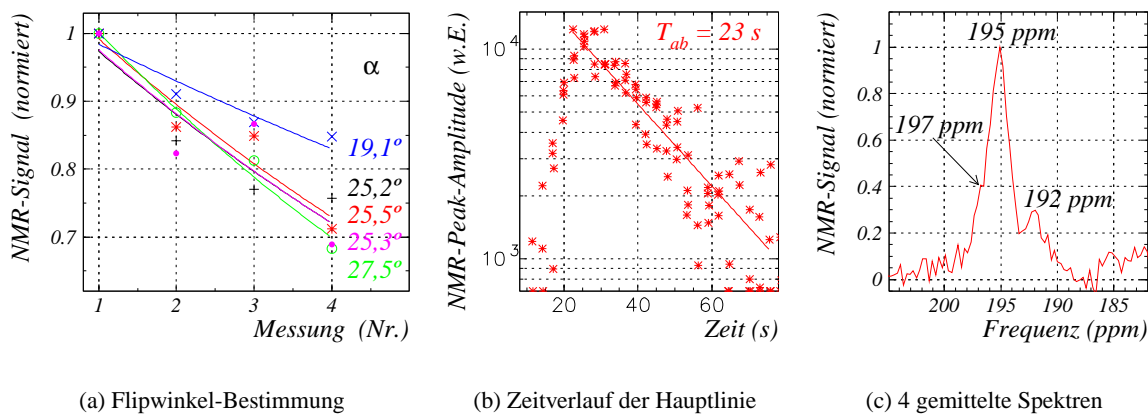


Abbildung 5.23.: Ergebnisse der *in vivo* ^{129}Xe -Spektroskopie am Kopf (siehe Abb. 5.22).

ergab. Um den Flipwinkel auch *in vivo* abschätzen zu können, wurde eine Sequenz von Einzelschüssen programmiert, so dass je vier Anregungspulse im Abstand von $\Delta\tau \approx 0,1$ s geschaltet wurden, diese Sequenz jeweils nach einer Zeitspanne von $\Delta t \approx 2,4$ s wiederholt und insgesamt 4×30 Spektren aufgenommen wurden. Die Spektren sind in Abb. 5.22 gezeigt. Die auftretenden Signaleinbrüche des Hauptmaximums rühren daher, dass durch die vier schnell aufeinander folgenden Anregungen merklich ^{129}Xe -Magnetisierung abgebaut wird. Aus der Signalabnahme der größten Linie (195 ppm) durch die vier Anregungspulse mit $\Delta\tau \approx 0,1$ s konnte somit der Flipwinkel abgeschätzt werden. Unter der Vereinfachung, dass innerhalb der $\approx 0,4$ s keine Relaxation und keine Spindichteänderung stattfinden, ergab sich der mittlere Flipwinkel zu $\approx 25^\circ$ (siehe Abb. 5.23 (a)). Der Verlauf der Signalabnahme über der gesamten Beobachtungszeit ist für die stärkste Linie anhand des jeweils ersten Pulses des 4-fach Impulszuges in Abb. 5.23 (b) dargestellt. Auch hier beträgt die Zeitkonstante für die Signalabnahme $T_{ab} \approx 20$ s, woraus ersichtlich ist, dass diese, bereits am Brustkorb gemessene, Zeitkonstante nicht durch die Anregungspulse bestimmt wird. Aus einer Mittelung über vier Spektren, die jeweils am Anfang der 4er Sequenz mit $\Delta\tau \approx 0,1$ s aufgenommen wurden, können auch hier wieder mindestens drei Resonanzen identifiziert werden (vgl. Abb. 5.23 (c)), obwohl bei dieser Aufnahme die ^{129}Xe -Polarisation nur 8 % betrug.

Im Folgenden sollen die bisher erstmals am menschlichen Gehirn durchgeführten 1-D-CSI Messungen dargestellt werden. Mit einer ähnlichen Pulssequenz, wie in Abb. 2.6 gezeigt, anfangs jedoch ohne schichtselektive Anregung, wurde der Phasen-Gradient in y -Richtung geschaltet, um nach der FFT die in (vertikaler) y -Richtung aufgelösten Spektren zu erhalten (von posterior nach anterior bei Rückenlage (supine) des Probanden). In Abb. 5.24 sind zwei Messungen an einem Kugel-Phantom gezeigt, wobei die Kugel bei der rechts gezeigten Aufnahme 4 cm höher lag als bei der linken. Das Kugelphantom befand sich bei der links gezeigten Aufnahme dort, wo bei der *in vivo* Messung der Hinterkopf auflag. Daraus kann geschlossen werden, dass die gemessenen *in vivo* Signale (Abb. 5.24 links) eindeutig aus dem Gehirn stammen. Signale aus dem Skalp und Blutgefäßen konnten nicht beobachtet werden. Noch anzumerken ist, dass es sich bei den in Abb. 5.24 gezeigten Konturlinien-Abbildungen um eine Darstellung des Betrages der komplexen FFT handelt, welches zu effektiv breiteren Linien führt, als dies bei der Auftragung des Realteils (welcher der Absorptionslinie entspricht) der Fall wäre. Dieses Vorgehen wurde gewählt, weil sich die Signal-Phase in y -Richtung ändert, was prinzipiell korrigierbar ist. Ei-

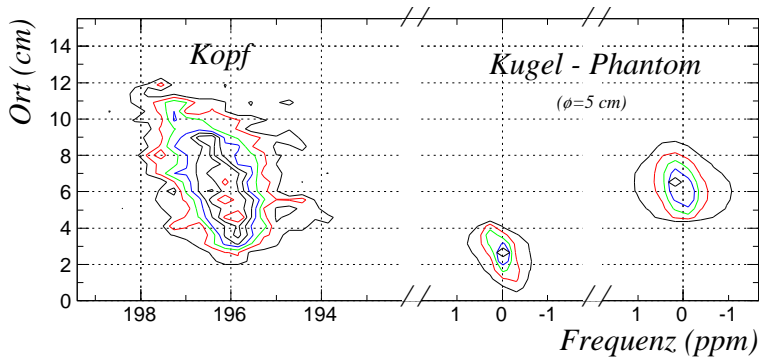


Abbildung 5.24.:

Höhenlinien-Diagramme (Signalintensität, w.E.) der 1D-CSI ^{129}Xe NMR-Messungen am Kopf und Kugel-Phantom.

ne automatische Phasenkorrektur konnte jedoch kurzfristig nicht durchgeführt werden, so dass für die Konturlinien-Darstellung nur der Betrag der Spektren verwendet wurde. Auch bei der 1D-CSI Aufnahme können sicher drei Linien unterschieden werden, wie aus der in Abb. 5.25 gezeigten Mittelung über vier Spektren (Realteil) ersichtlich ist.

Da die 1D-CSI Aufnahmen bei ^{129}Xe -Polarisationen von $\approx 13\%$ noch ausreichend Signal ergaben, wurde eine Messung mit schichtselektiver Anregung in x -Richtung (links-rechts) durchgeführt. Es wurden insgesamt drei Schichten (linke Hälfte, Mitte und rechte Hälfte des Gehirns) mit einer Dicke von 3 cm angeregt, deren Abstand voneinander 1 cm betrug. Da das von der verwendeten Kabelspule ausgeleuchtete Volumen relativ weit in Richtung des Rückens reichte, wurden bei diesen *in vivo* Aufnahmen auch Signale aus der Gas-Phase detektiert. In Abb. 5.26 sind die Intensitäten (Beträge der komplexen FFT-Amplitude) der Spektren der drei Schichten als Höhenlinien-Diagramme gezeigt, wobei die Signale ganz rechts jeweils aus einer Messung aus einem Glaskugel-Phantom stammen. Interessant ist die Tatsache, dass die größten *in vivo* Signale aus dem Kopf (linke Spalte, Abb. 5.26) nicht aus der mittleren sagitalen Schicht stammen und zudem in der Mittelschicht ein Minimum etwa in der Ebene der höchsten Spulen-Empfindlichkeit zu erkennen ist. Da in der sagitalen Mittelschicht die zentrale Falte (in deren Bereich relativ viel graue Substanz liegt) und der Liquorraum viel Platz einnehmen, ließe dies darauf schließen, dass die beobachteten Signale hauptsächlich aus der weißen Substanz stammen. Dies steht im Widerspruch zu Angaben in der Literatur [Chu99]. Dort wird der Hauptpeak bei 195 ppm dem in der grauen Substanz gelösten ^{129}Xe zugeschrieben.

Mit den mittlerweile erzielten ^{129}Xe -Polarisationen ($P_{\text{Xe}} > 20\%$) sollte es möglich sein, unter Verwendung einer axialen 2D-CSI Aufnahme ($x-y$ -Ebene) bei einer Schichtdicke von 5 cm (z -Richtung,

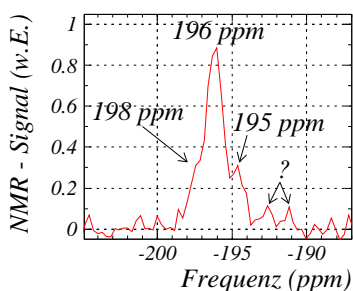


Abbildung 5.25.:

Mittelung über vier Spektren der 1D-CSI Messung am Kopf (4,5 – 6 cm, vgl. Abb. 5.24).

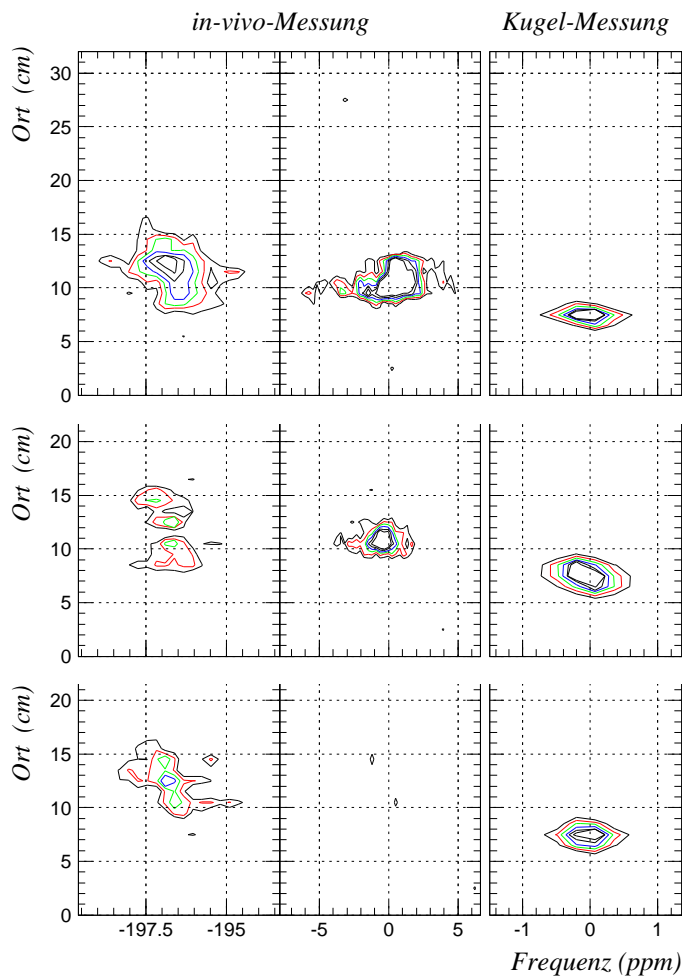


Abbildung 5.26.:

Höhenlinien-Diagramm der 1D-CSI Aufnahmen mit (sagitaler) Schichtselektion in x -Richtung am Kopf eines Probanden und am Kugel-Phantom. Bei der *in vivo* Messung sind links die Intensitäten der NMR-Signale von im Gehirn gelöstem ^{129}Xe dargestellt. In der mittleren Spalte jeweils die Signale aus der Gas-Phase. Die rechte Spalte enthält die Messungen an einem Glaskugel-Phantom (oben: linke Schicht, Mitte: Mittelschicht, unten: rechte Schicht). Die Ordinate entspricht der (vertikalen) y -Richtung von posterior nach anterior.

Puls-Schema siehe Abb. 2.6) diese Fragen näher zu untersuchen.

Tabelle 5.1.: Chemische Verschiebung von ^{129}Xe , in verschiedenen biologischen Substanzen

Modell	Substanz	chemische Verschiebung gegenüber dem Gas-Signal
in-vitro	Rote Blutzellen	216 ppm [Bif96]; 222 ppm [Wol99]
	Blutplasma	192 ppm [Bif96]; 197 ppm [Wol99]
Ratte	Roten Blutzellen	213 ppm [Sak96]; 210 ppm [Swa99]
	Blutplasma	191 ppm [Sak96]
	Gewebe	199 ppm [Duh00, Sak96, Swa99]
	Fett	192 ppm [Swa99]
	Gehirn (Graue Substanz)	194 ppm [Duh00]; 194,5 ppm [Swa97]
	Gehirn (?)	198 ppm, 192 ppm, 189 ppm [Chu99]
Hund	Rote Blutzellen	212 ppm [Rup00]
	Lungengewebe	196 ppm [Rup00]
Mensch	Rote Blutzellen	216 ppm [Mug97]
	Lungengewebe	196 ppm [Mug97]
	Blutplasma oder Herzmuskel	185 ppm [Mug97]
	Gehirn	196 ppm [Mug97]