

# $^7\text{Li}/^1\text{H}$ -Messaufbau für tierexperimentelle Anwendungen

Marco Deckers<sup>1,2</sup>, Tor Rasmus Memhave<sup>1</sup>, Jens Gröbner<sup>2</sup>, Susann Boretius<sup>1</sup> und Amir Moussavi<sup>1</sup>

1: Deutsches Primatenzentrum GmbH (Abteilung: Funktionelle Bildgebung), 2: Fachhochschule Südwestfalen (Fachbereich: Elektrotechnik & Informationstechnik)

## Einleitung

- Bei der Magnetresonanztomographie besitzen MR detektierbare X-Kerne (alle Kerne außer  $^1\text{H}$ ) eine geringere natürliche Häufigkeit und ein deutlich geringeres gyromagnetisches Verhältnis als  $^1\text{H}$ . [1]
- $^7\text{Li}$  wird in der Therapie von bipolaren Störungen, Depressionen etc. verwendet. [1]
- Eine Optimierung der X-Kern-Spulen ( $^7\text{Li}$ ) durch Segmentierungen der Spule ermöglicht bessere Messergebnisse. [2]
- In Kombination mit einer  $^1\text{H}$ -Volumenspule wird die  $^1\text{H}$ -Bildgebung, um strukturelle Informationen zu erhalten, ermöglicht.

## Methoden

- Für die Realisierung wird eine einfach resonante optimierte Oberflächenspule für  $^7\text{Li}$  entwickelt (siehe Abbildung 1).
- Ein Mantelwellenfilter dient zur Unterdrückung äußerer Störeinflüsse auf das Tx/Rx-Koaxialkabel.
- Über einen BNC-Anschluss wird das Sende- und Empfangssignal für die Resonanzfrequenz ( $^7\text{Li}$ : 155,554 MHz) eingestrahlt.
- An die Anatomie eines Mausgehirns angepasste Oberflächenspule besitzt eine ovale Geometrieform (14 x 20 mm).
- Die Verwendung von Segmentierungskapazitäten dient zur Reduktion elektrischer Verlustleistungen. [3]
- Selbstreflektionsmessung ( $S_{11}$ ) des Sende- und Empfangssignal wird an die Systemimpedanz des MR-Tomographen (50  $\Omega$ ) für die Resonanzfrequenz des X-Kerns angepasst. [4]
- $^1\text{H}$ -Birdcage wird für die Lokalisierung des Objektes und als  $^1\text{H}$ -Bildgebung zur Referenz für die  $^7\text{Li}$ -Bildgebung verwendet.
- Auf 3D-Modell konzipierter Messaufbau für ggf. verschiedene Isotope.

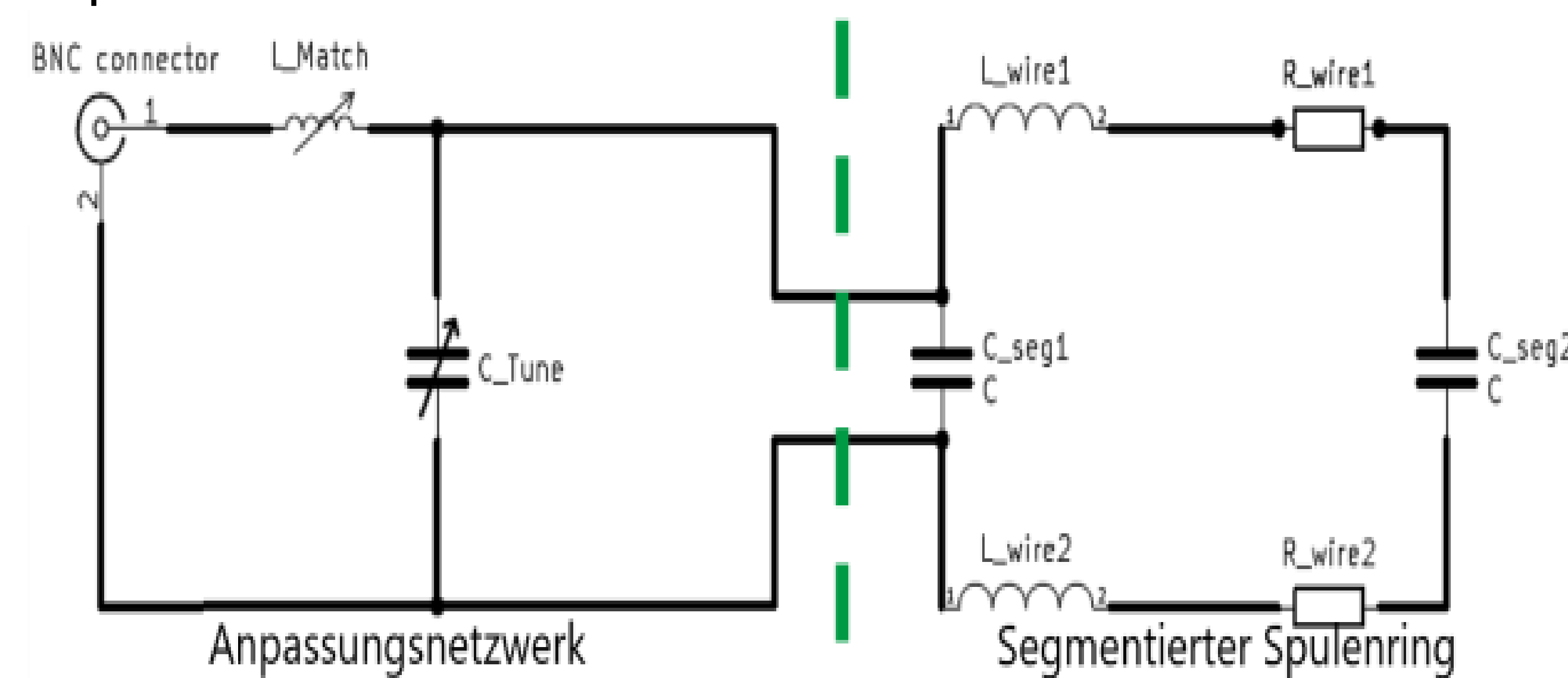


Abbildung 1: Schematischer Aufbau der „Single\_Loop“-Oberflächenspulen mit zwei Segmentierungskapazitäten

## Messergebnisse

### Optimierung der Referenzleistung:

- Nichtlokalisierendes SinglePulse Spektrum mit TR = 40 s,
- Schrittweise Erhöhung der Referenzleistung: Start: 0.01 W, Ende: 0.3 W, Schrittweite: 0.01 W
- Referenzleistung:
  - nicht-segmentiert: 0.009 W
  - 2-fach segmentiert: 0.006 W
  - 3-fach segmentiert: 0.015 W
- Geringfügige Anpassungsmessung der Referenzleistung für die in vivo Bildgebung und Spektroskopie.

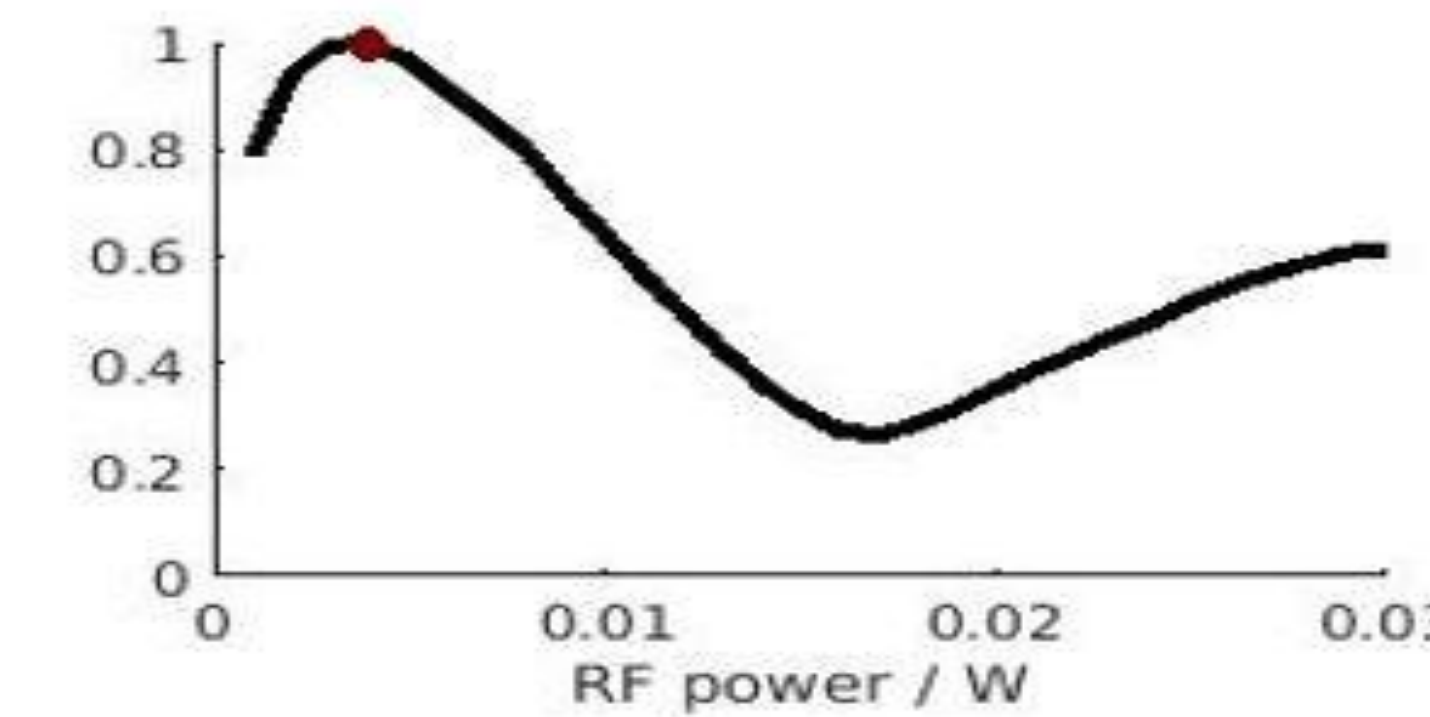


Abbildung 2: Referenzleistung der 2-fach segmentierten  $^7\text{Li}$ -Oberflächenspule

### Spulenvergleich (Anzahl der Segmentierungen):

- $B_1$ -Feldverteilung zur Bestimmung der Homogenität der Spulen (Double Angle Methode mit 45° und 90° Kippwinkel).
- Vergleich der verschiedenen Segmentierungen über SNR-Berechnung mit hoch (100 mM) konzentrierter LiCl-Probe.

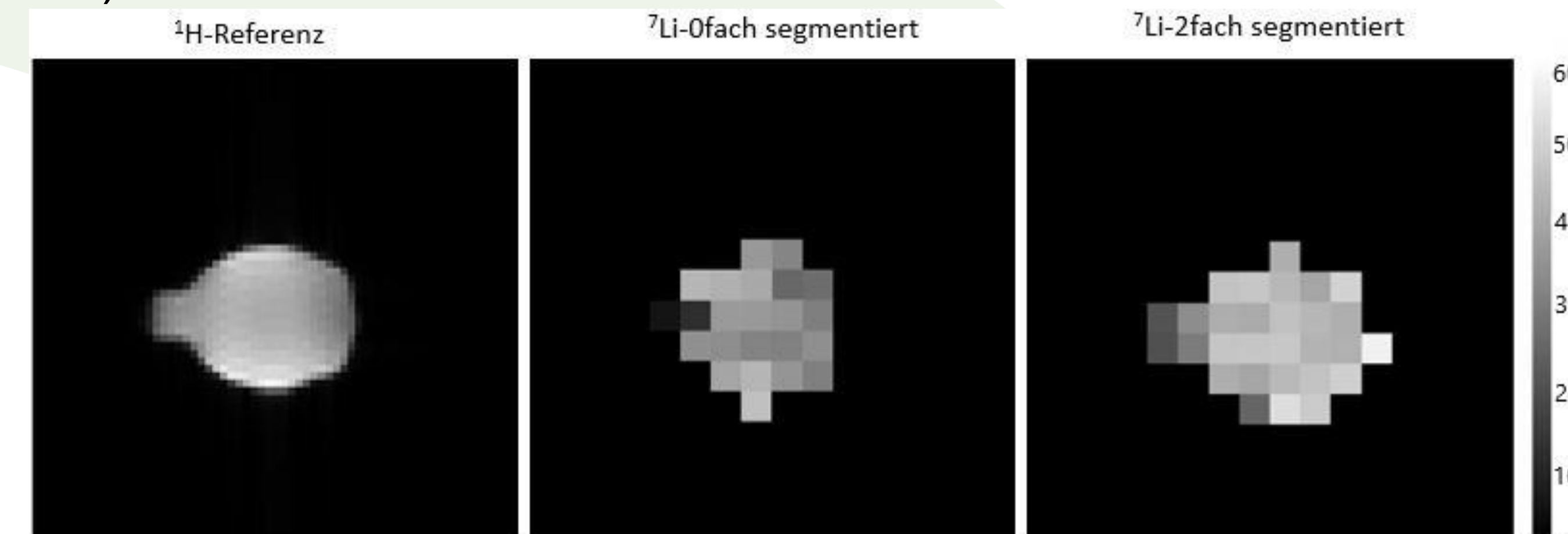


Abbildung 3:  $B_1$ -Feldverteilungs-Messungen mit  $^1\text{H}$  als Referenz (links), nicht-segmentierte  $^7\text{Li}$  (mitte) und 2-fach segmentierte  $^7\text{Li}$ -Oberflächenspule (rechts)

Anzahl Segmente	0	2	3
SNR	112+-8	125+-8	101+-9

Tabelle 1:  $^7\text{Li}$  SNR-Vergleiche der Segmentierungs-Spulen anhand der Anzahl der Segmente im Spulenring

### Lokalisierte Spektroskopie (in vivo):

- Lithium gefütterte Mäuse
- ISIS-Sequenz:
  - TR = 2.5 s
  - Datenpunkte = 256
  - Voxelgröße = 6 x 5 x 8 mm<sup>3</sup>
  - Bandbreite = 10 kHz
  - Messdauer = ca. 40 min

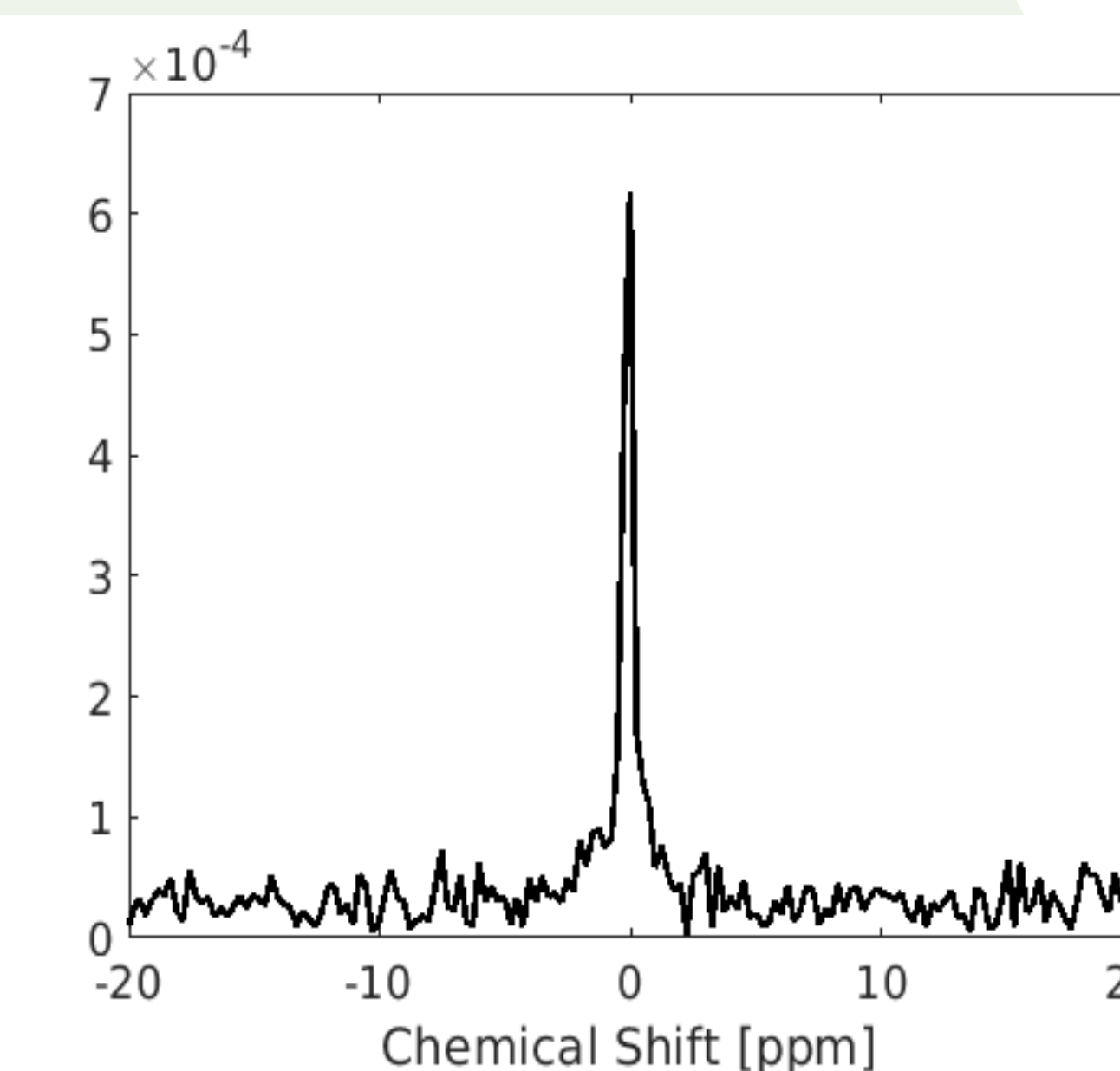


Abbildung 4:  $^7\text{Li}$  Spektrum für lokalisierte Spektroskopie (ISIS)

## In vivo Bildgebung:

- SPIRAL-Sequenz: TR = 2.5 s, TE = 1.6 ms, räumliche Auflösung = 2 x 2 x 3 mm<sup>3</sup>, Messdauer = ca. 4 Std.)

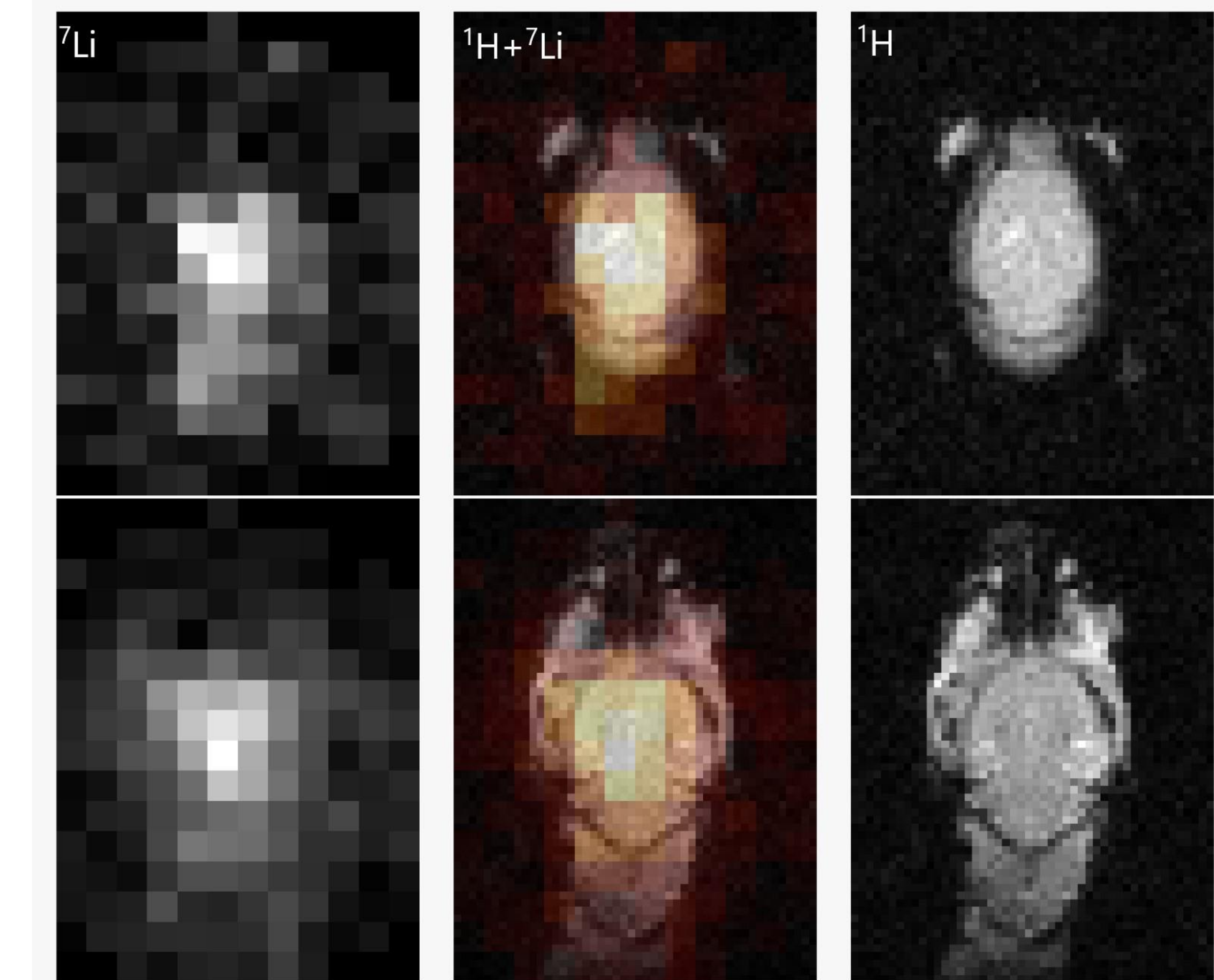


Abbildung 5: In vivo Bildgebung mit  $^7\text{Li}$  (links),  $^1\text{H}$  (rechts) und kombiniert (mitte)

## Diskussion und Ausblick

- Der kombinierte Messaufbau ( $^7\text{Li}$  und  $^1\text{H}$ ) für tierexperimentelle Anwendungen im Kleintierbereich dient der weiteren Optimierung und Etablierung der X-Kern-Bildgebung.
- Segmentierung der Spule sorgt unter anderem auch für ein homogenere  $B_1$ -Feldverteilung und ein besseres SNR.
- Einfache Reproduzierbarkeit des Spulenaufbaus für verschiedene Isotope (Resonanzfrequenzen) durch das konzipierte 3D-Modell für die Oberflächenspulen.
- Weitere Optimierung der Messaufbaustruktur durch Erhöhung der Sensitivität der  $^7\text{Li}$ -Spule (geringerer Widerstand des Spulendrahtes) und der  $^1\text{H}$ -Volumenspule (kleinerer Durchmesser) kann für diesen Messaufbau zu einem noch vielversprechenden Ergebnis führen.

## Referenzen

- [1] Schlegel, Medizinische Physik. Springer-Verlag GmbH, 2018.
- [2] F. David Doty et. Al., Radio frequency coil technology for small-animal MRI, Wiley InterScience, 2006
- [3] Andrew G. Webb, Magnetic Resonance Technology, 2016
- [4] Mispelter, NMR Probeheads For Biophysical and Biomedical Experiments. Imperial College Press, 2009.