Ultrahochfeld-MRT

Andreas K. Bitz

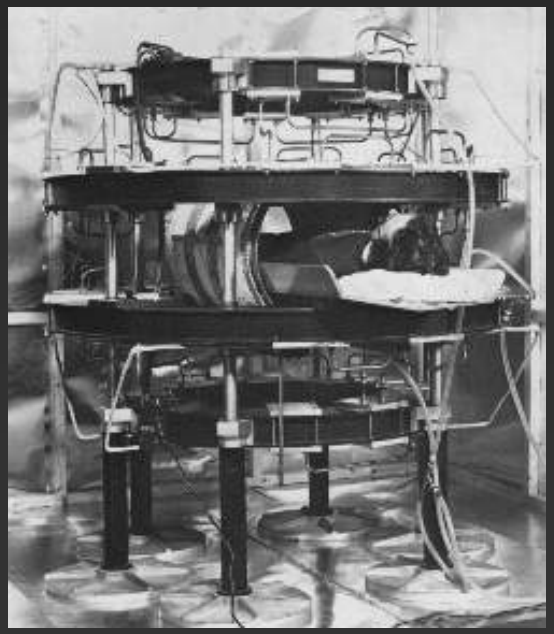
Erwin L. Hahn Institute for Magnetic Resonance Imaging, Essen, Germany

Department of Diagnostic and Interventional Radiology and Neuroradiology
University Hospital Essen, Germany

Einleitung

- 30000 MRT-Systeme weltweit installiert
- 70 Mio. Untersuchungen jährlich
- Überwiegend Tomographen mit 1,5 T in klinischer Routine
- 3 T Systeme halten vermehrt Einzug seit 2000
- Trend zu höheren Feldstärken

1979



Ultrahochfeld-MRT

ERWIN L. HAHN INSTITUTE FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING

- Weltweit ca. 40 Ganzkörpersysteme mit B_0 > 3 T installiert
- Intensivste Forschung auf dem Gebiet der Bildgebung bei 7 Tesla

MR-spezifische Normen und Regulierungen (IEC 60601-2-33)

- Routinediagnostik nur bis 4T
- Studien bei B_0 > 4T benötigen Genehmigung durch Ethikkommission
- Aktuelle Diskussionen Feldstärken bis 8 T in den Standard einzuschließen
- 7-T-MRT-Geräte mit CE-Kennzeichnung und Zulassung als Medizinprodukt in den kommenden Jahren zu erwarten

Leistungsparameter

Eigenschaften	Trend	Auswirkung	
		Vorteile	Nachteile
SNR	?	?	?

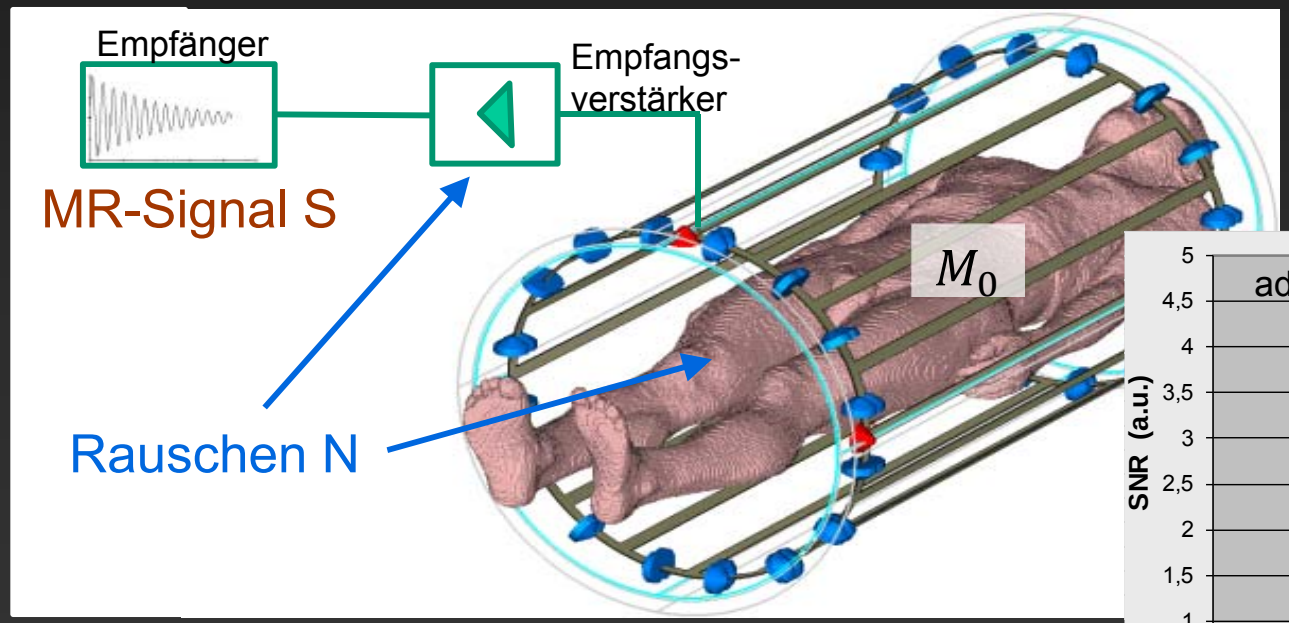
Ladd ME, Bock M. Probleme und Chancen der Hochfeldmagnetresonanz-tomographie. Radiologe. 2013 May;53(5):401-10.

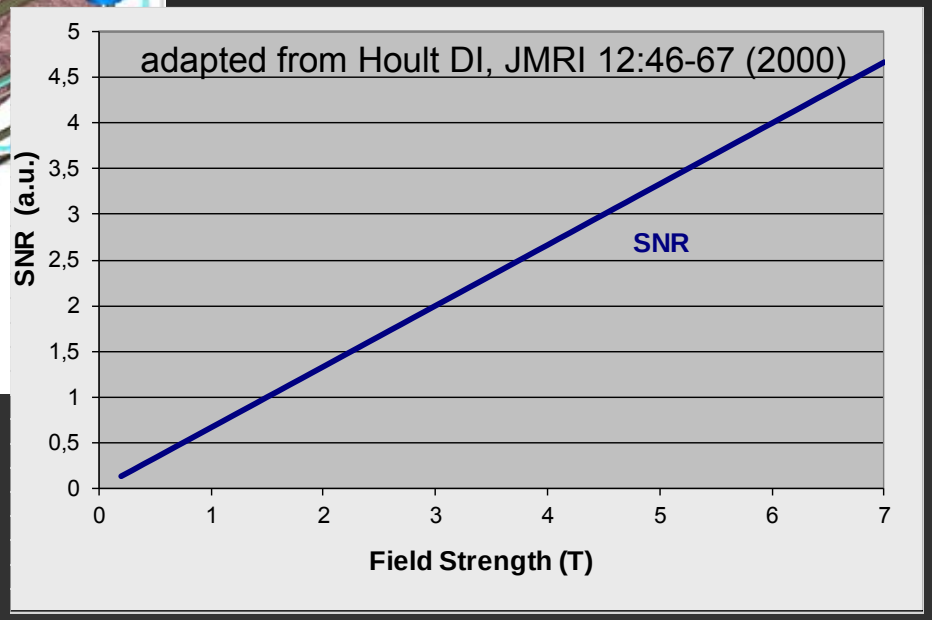
MR-Signal / SNR

Grundmagnetisierung: $M_0 \propto B_0$

Qualitätskriterium MR-Bildgebung:

- Signal-zu-Rausch-Verhältnis (signal to noise ratio, SNR)
- SNR $\propto B_0$ (im Bereich von 1,5 T bis 7 T)



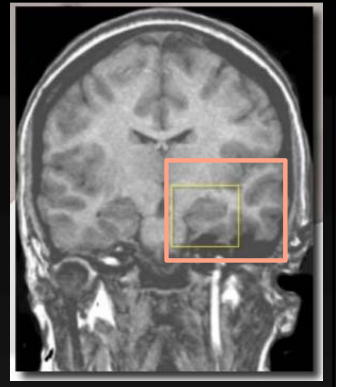


Vorteile durch höheres SNR

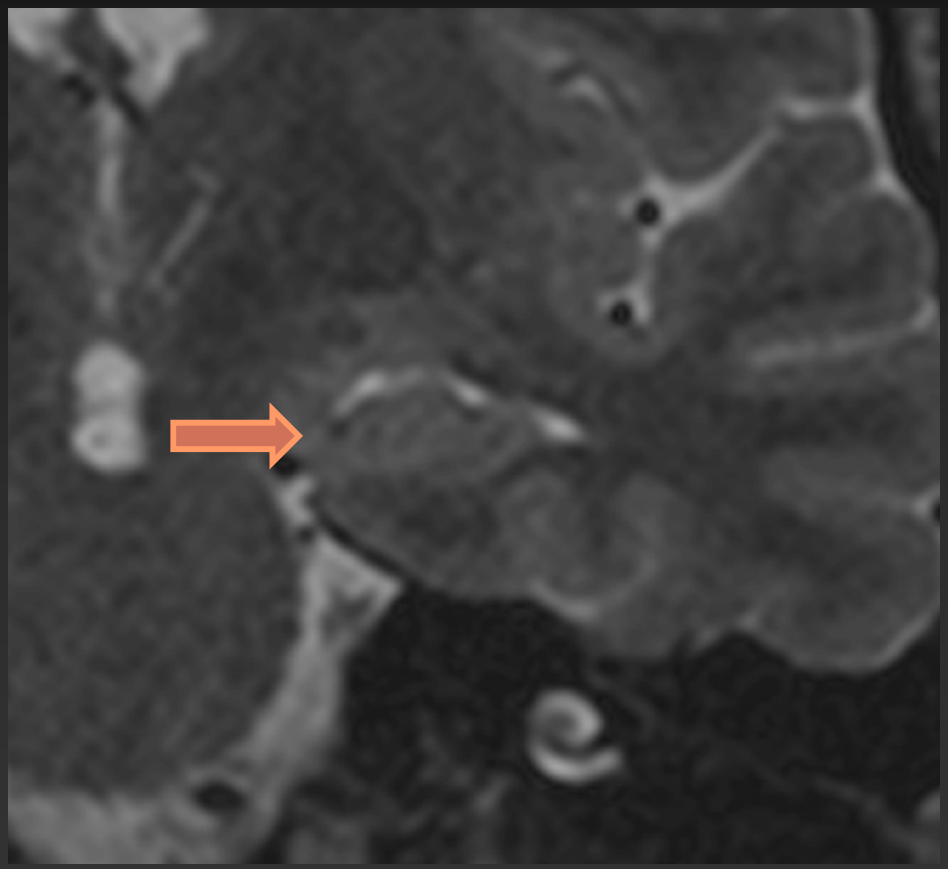
ERWIN L. HAHN INSTITUTE FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING

1. Verbesserte räumliche Auflösung
   - SNR $\propto$ Volumen eines Bildelements (Voxel)
   - $SNR_{7T} / SNR_{3T} = 2{,}33$
     - 2D-Bildgebung (Schichtdicke const.): 1,53 höhere Auflösung
     - 3D-Bildgebung isotrope Voxel: 1,33 höhere Auflösung
   - Trotz geringer Auflösungsgewinne bei neurokranialen und muskuloskelettalen Aufnahmen Auflösungen von 100 - 200 µm demonstriert
2. Verkürzung der Aquisitionszeit T_A bei gleichbleibendem SNR
   - SNR $\propto \sqrt{T_A}$
   - $T_{A,7T} / T_{A,3T} = 1 / 5{,}44$
   - Praktische Umsetzung wird von vielen Faktoren verhindert
     - z.B. erhöhte HF-Energieabsorption (SAR)

Temporal Lobe / Hippocampus, T2w

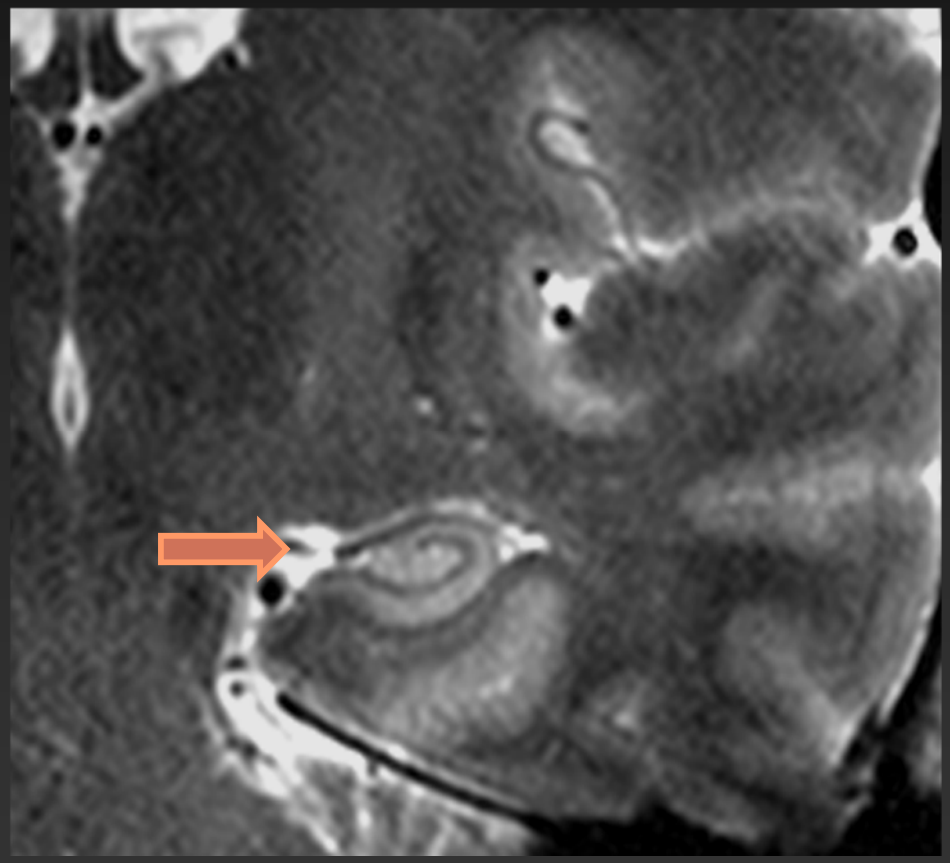


1.5T



0.55 x 0.55 x 6 mm^3
5:45 min.

7T

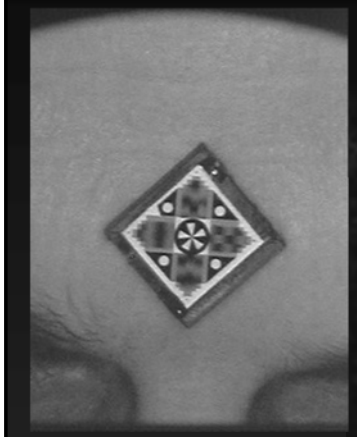


0.25 x 0.25 x 3 mm^3
4:30 min.

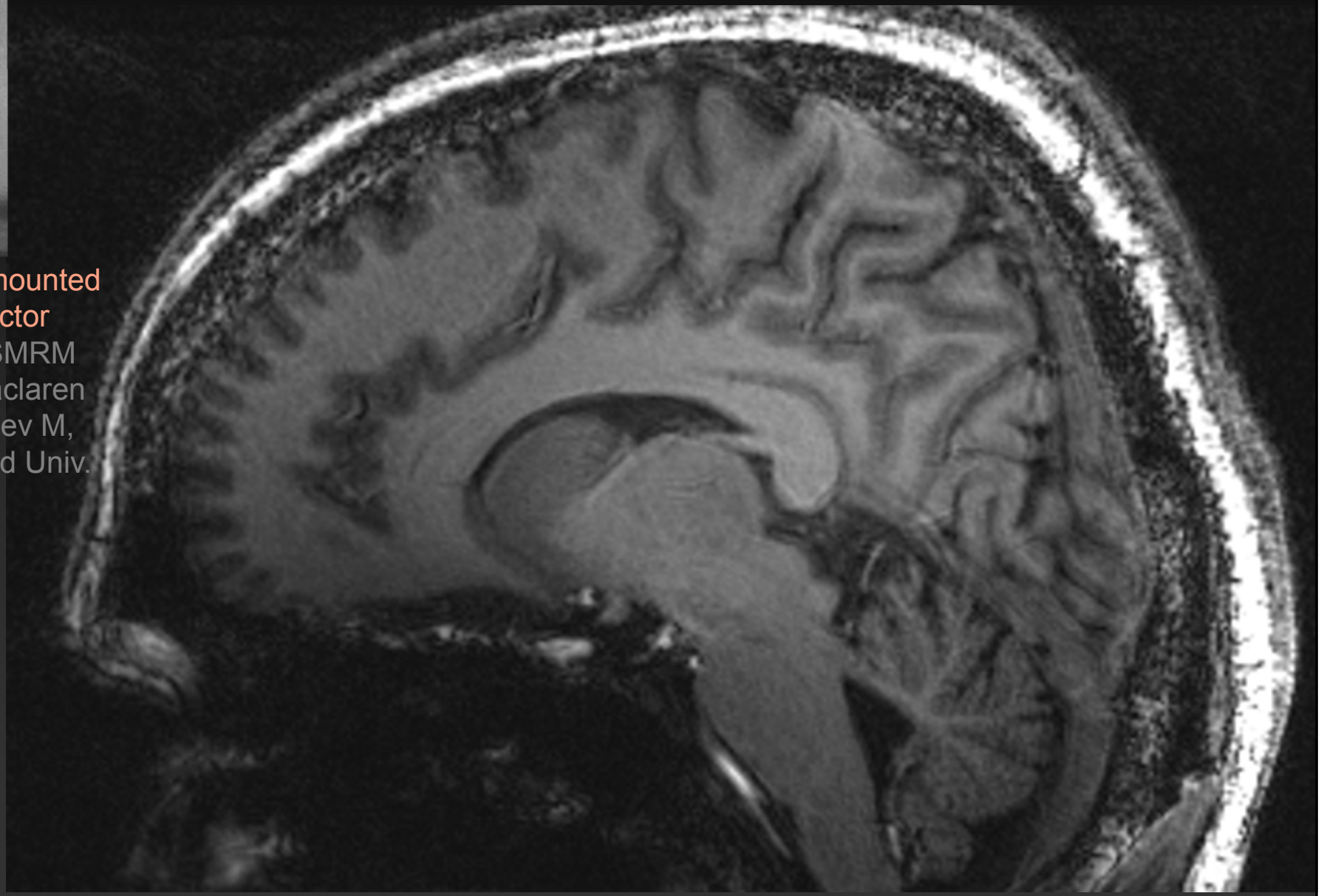
Theysohn J, et al. Hippocampus. 2009;19:1-7

MPRAGE (600μm) – Uncorrected

ERWIN L. HAHN INSTITUTE FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING



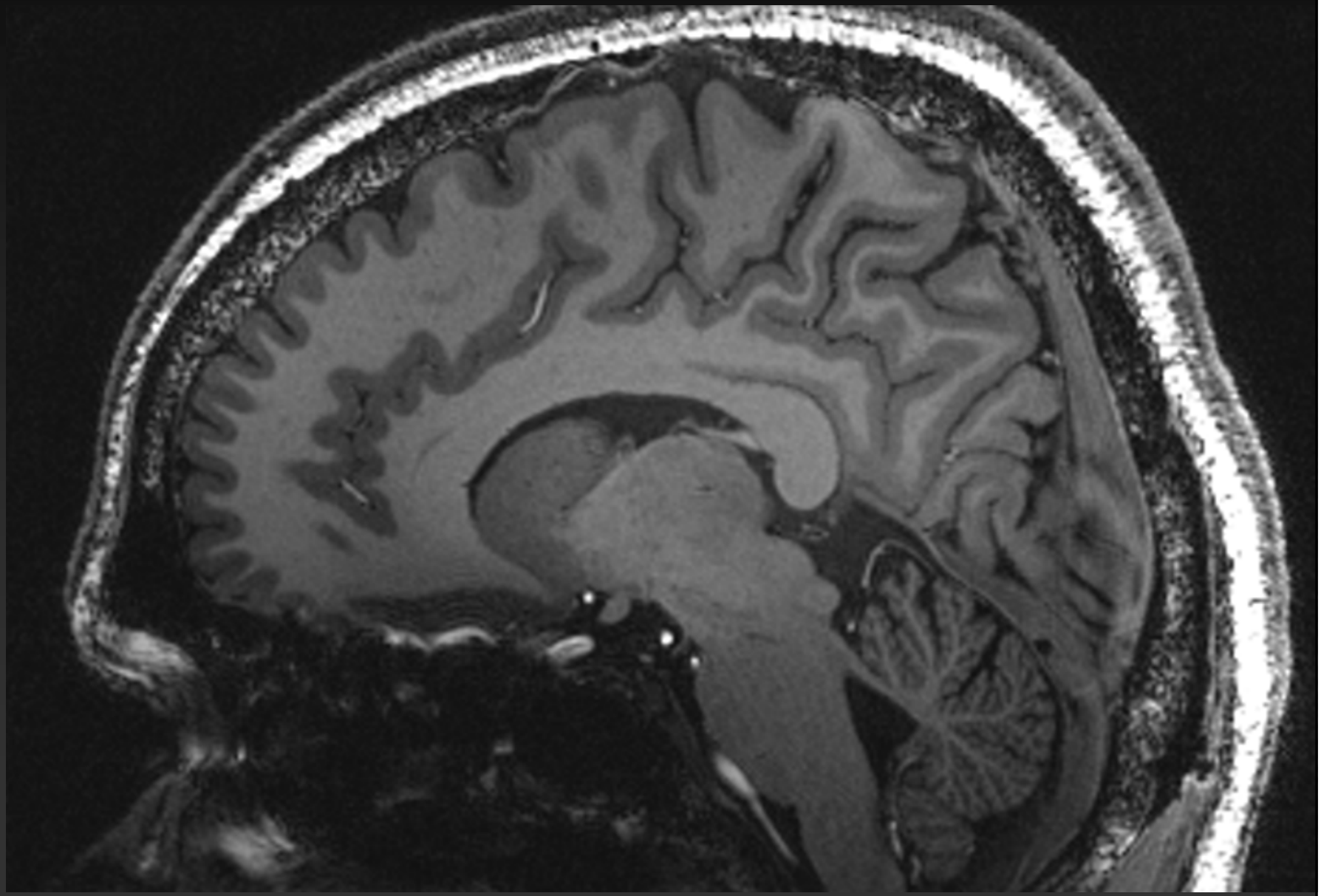
Small forehead-mounted RetroGrate Reflector (RGR) marker. ISMRM 2011 # 4685, Maclaren J, Speck O, Zaitsev M, Univ. Freiburg and Univ. Magdeburg



Speck O, et al. Univ. Magdeburg in cooperation with Univ. Freiburg, Univ. Wisconsin, and Univ. Hawaii

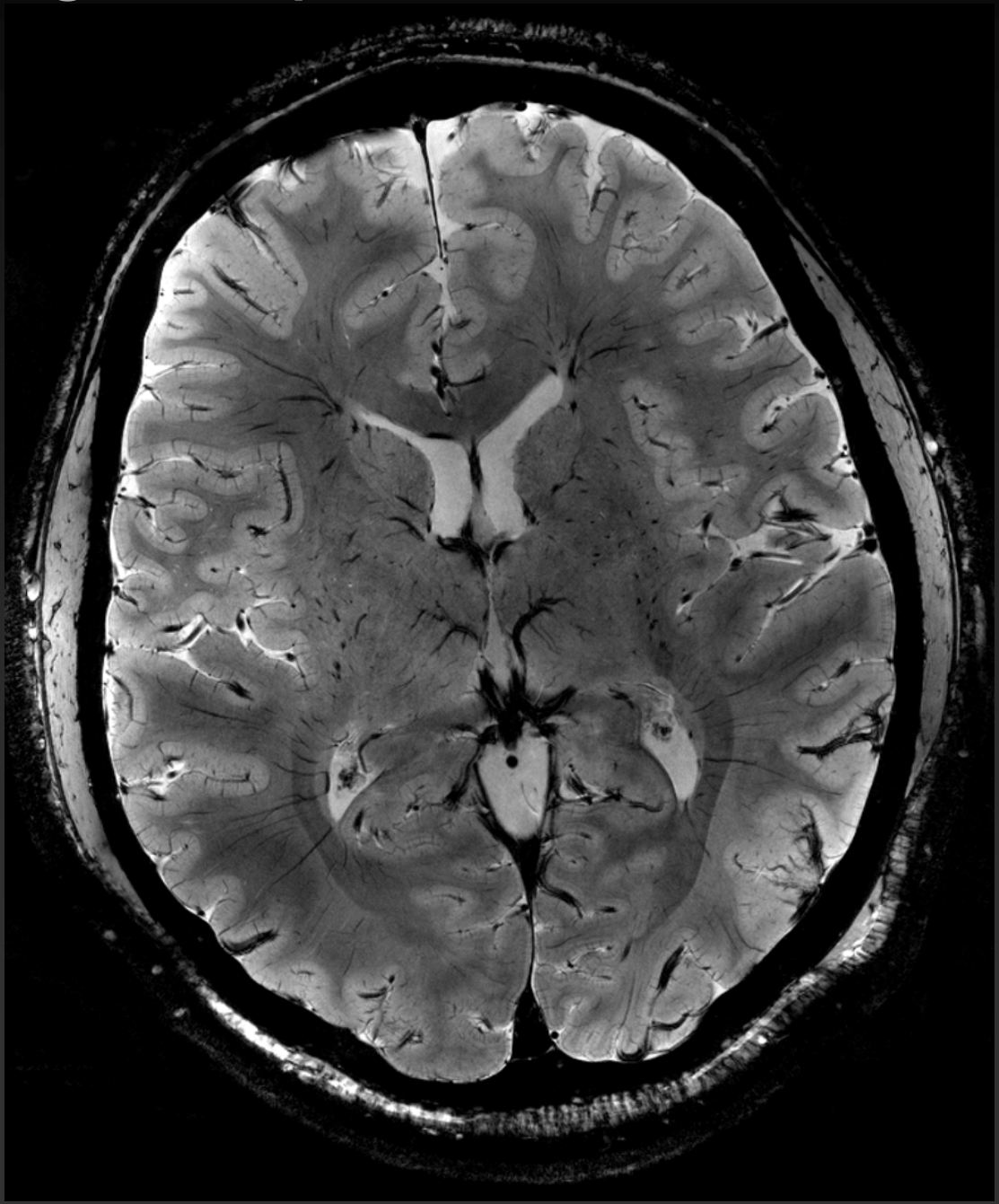
MPRAGE (600μm) – Corrected

ERWIN L. HAHN INSTITUTE FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING



Speck O, et al. Univ. Magdeburg in cooperation with Univ. Freiburg, Univ. Wisconsin, and Univ. Hawaii

Sehr lange Akquisitionszeiten



GRE 2D
0.25 X 0.25 X 1 mm
2 Avg.

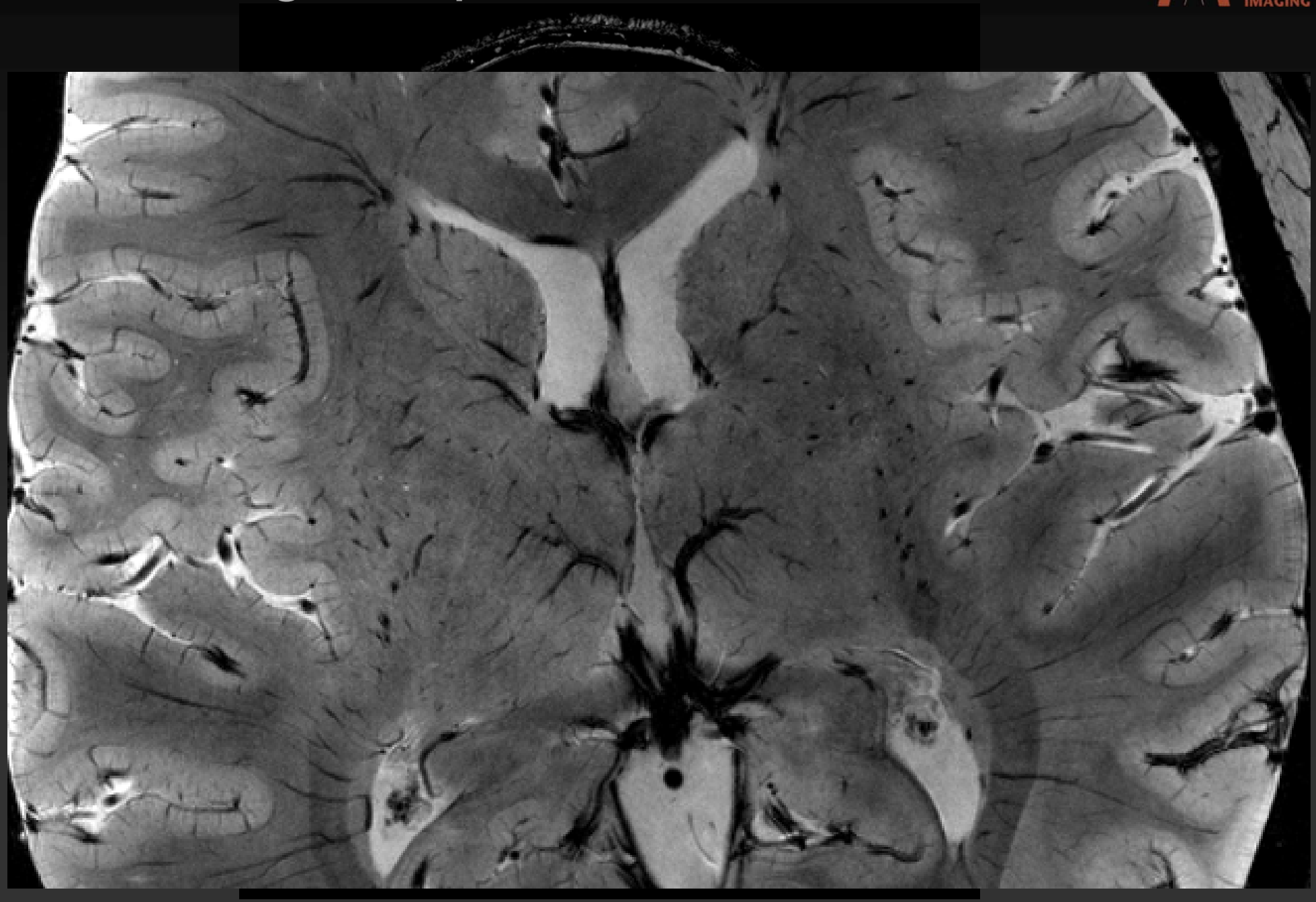
TE: 18.3 ms
TR: 900 ms
FA: 35°

TA: 29 min

Speck O, et al. Univ. Magdeburg in cooperation with Univ. Freiburg, Univ. Wisconsin, and Univ. Hawaii

Sehr lange Akquisitionszeiten

ERWIN L. HAHN INSTITUTE FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING



Speck O, et al. Univ. Magdeburg in cooperation with Univ. Freiburg, Univ. Wisconsin, and Univ. Hawaii

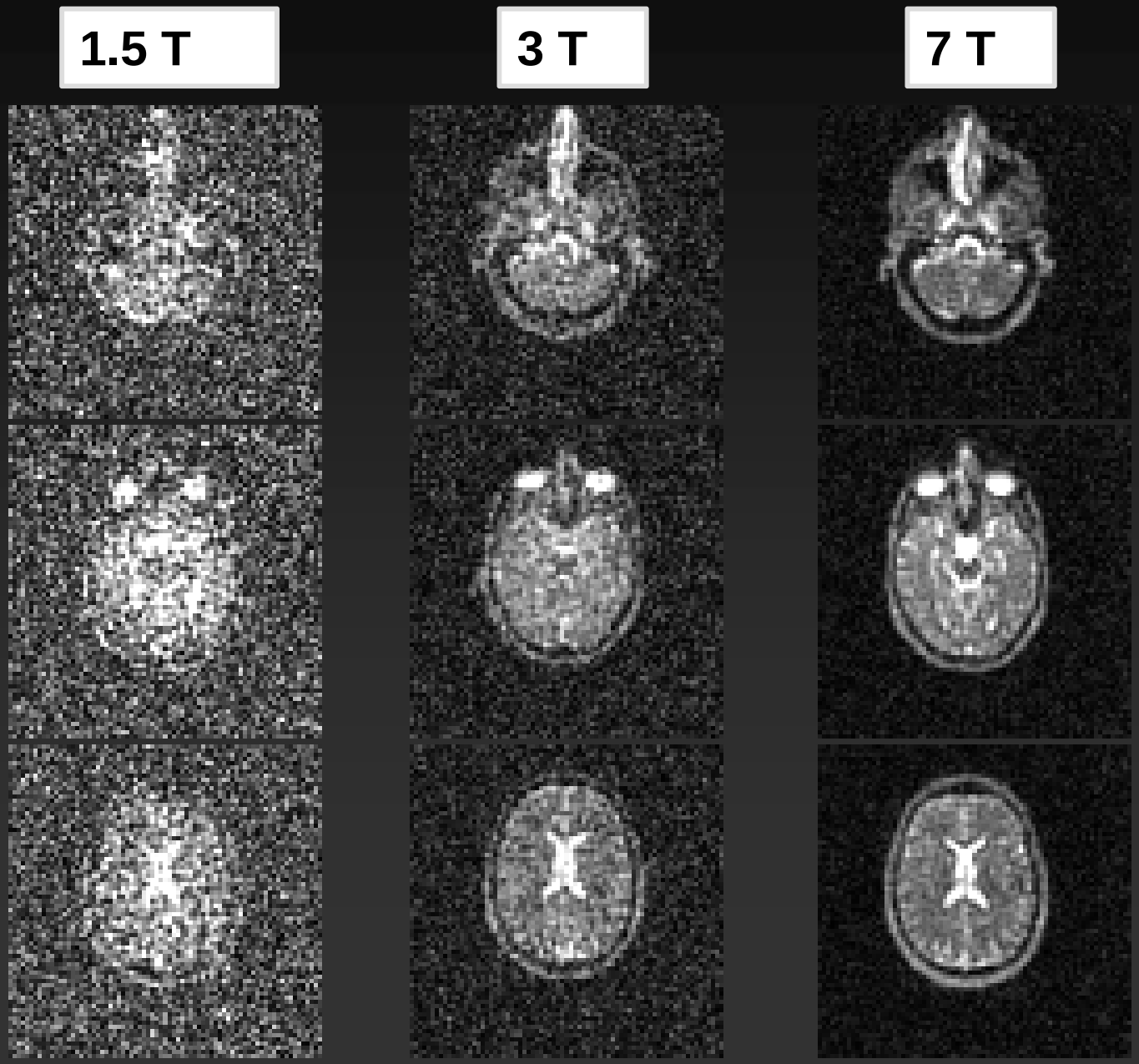
Erhöhte Sensitivität bei hohem B_0

ERWIN L. HAHN INSTITUTE FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING

- Erhöhte Sensitivität eröffnet Potential für MR-Tomographie und – Spektroskopie mit X-Kernen
- Kerne wie
  - Kohlenstoff ^{13}C,
  - Stickstoff ^{15}N,
  - Sauerstoff ^{17}O,
  - Fluor ^{19}F,
  - Natrium ^{23}Na und
  - Phospor ^{31}P

  erlauben neue Einblicke in pathophysiologische Prozesse
- X-Kerne
  - Weniger MR-empfindlich als Wasserstoff
  - Geringe Konzentration in vivo aufgrund geringer Metabolitenkonzentration oder begrenzter Isotopenhäufigkeit

3D ^{23}Na Head Images



- TE = 0.2 ms (1.5 & 3T)
- TE = 0.5 ms (7T)
- T_{RO} = 5 ms
- TR = 50 ms
- α = 77°
- 4 x 4 x 4 mm^3
- FOV = $(300\ mm)^3$
- 13000 Projektionen
- pulse length 340 µs (1.5 & 3T)
- pulse length 960 µs (7T)
- 10 min 50 s

7 T images measured in Vienna (MR Center of Excellence, AKH Vienna)

Leistungsparameter

Eigenschaften	Trend	Auswirkung	
		Vorteile	Nachteile
SNR	↑	Höhere Auflösung (räumlich/zeitlich), X-Kerne	—

Ladd ME, Bock M. Probleme und Chancen der Hochfeldmagnetresonanz-tomographie. Radiologe. 2013 May;53(5):401-10.

Leistungsparameter

Eigenschaften	Trend	Auswirkung	
		Vorteile	Nachteile
SNR	↑	Höhere Auflösung (räumlich/zeitlich), X-Kerne	—
Relaxations-zeiten	T1 ?	?	?
	T2 ?	?	?
	T2* ?	?	?

Ladd ME, Bock M. Probleme und Chancen der Hochfeldmagnetresonanz-tomographie. Radiologe. 2013 May;53(5):401-10.

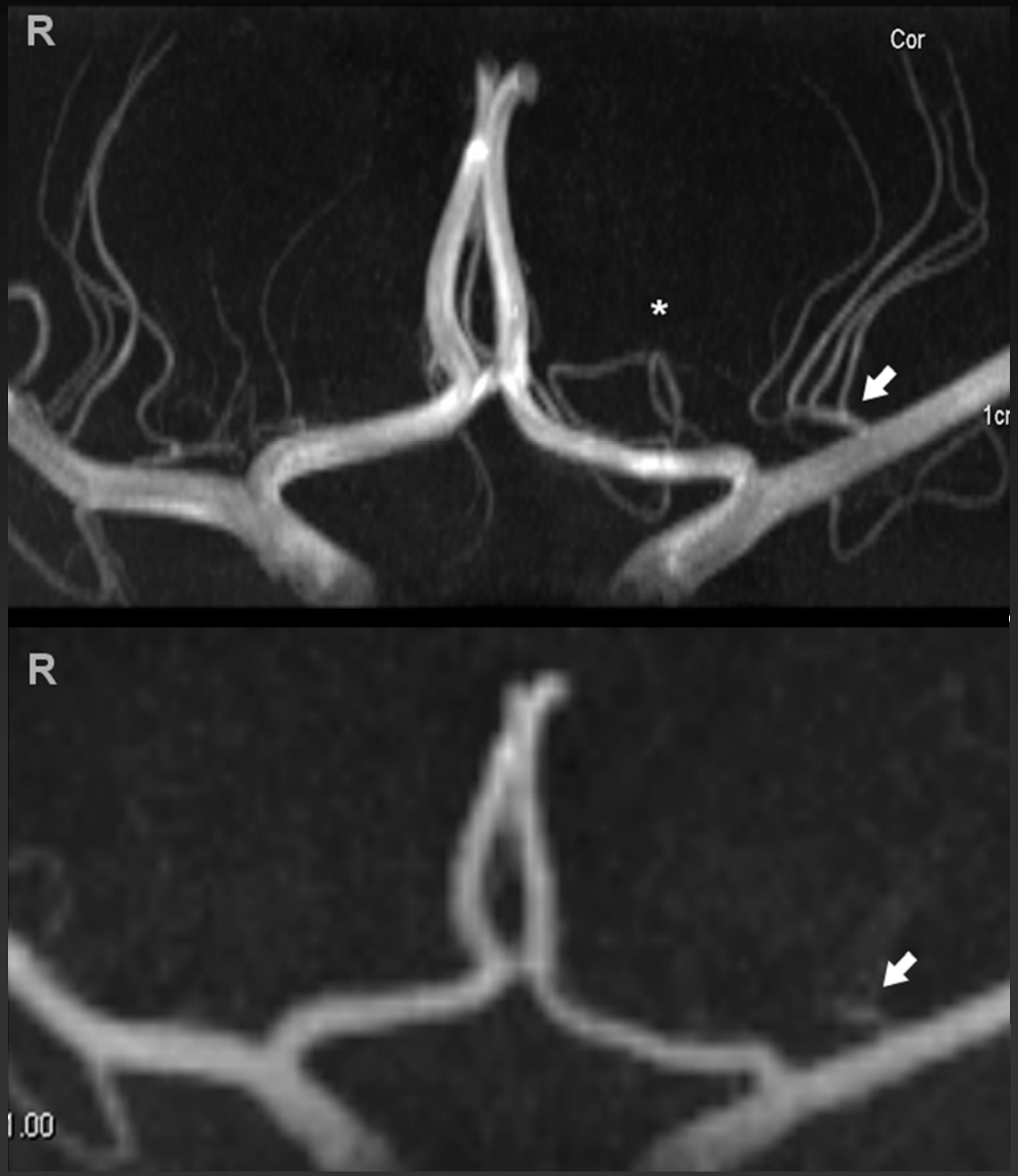
Veränderte Relaxationszeiten

ERWIN L. HAHN INSTITUTE FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING

- T_1 und T_2 sind feldstärkeabhängig (Bloemberg-Pound-Purcell-Theorie)
  - Bestehende Bildgebungsprotokolle müssen angepasst werden

1. T_1-Verlängerung bei höherem B_0
   - Problematisch für T_1 gewichtete Bildgebung
   - Verlängerung von T_R im gleichen Maße wie T_1 verlängert
   - Reduzierung der Messzeit durch Verwendung magnetisierungs-präparierter Sequenzen, z.B. MP-RAGE
   - T_1-Verlängerung vorteilhaft bei Time-of-Flight (TOF) Angiographie
     - TOF-MRA-Gefäßkontrast steigt mit zunehmendem T_1 an

Arteriae lenticulostriatae

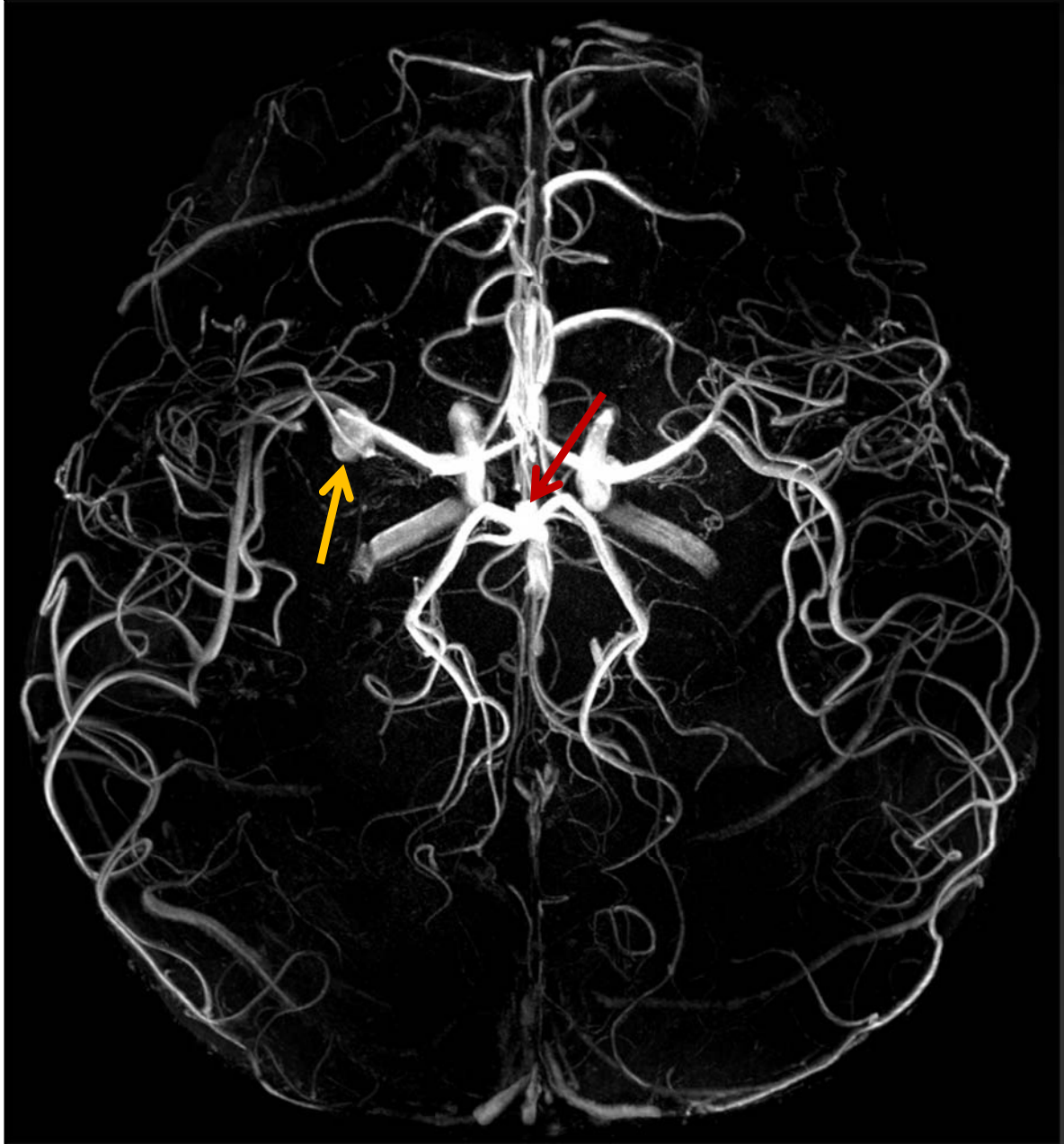


7T

1.5T

Cho ZH, Kang CK, Han JY, et al. Stroke. 2008;39:1604-6

Aneurysm



Patient 1: MCA and basilar artery

- Whole-brain TOF
- 0.2 x 0.2 x 0.4 mm^3
- 3 slabs, 6m22s per slab
- 215 million voxels

Patient 2: Basilar tip aneurysm, occlusion of right ACI

Johst S. et al. Inv. Radiol. 2012, 8(47), 445-50.

Becken-Bein-Angiographie

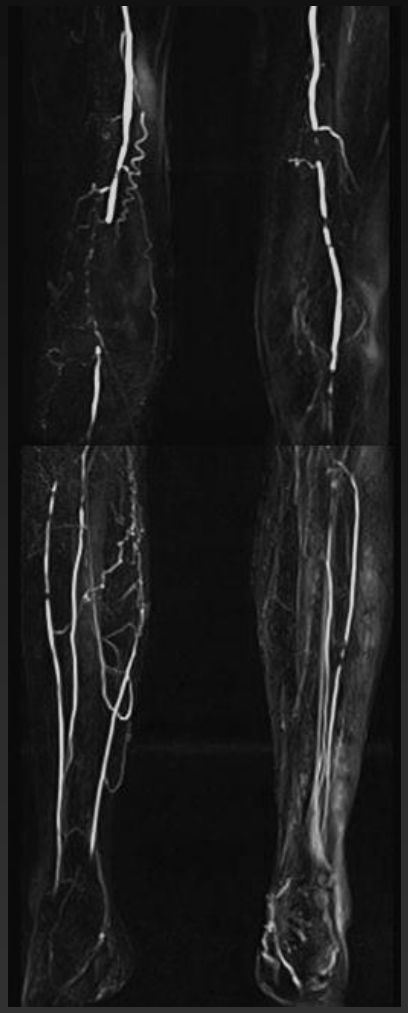
ERWIN L. HAHN INSTITUTE FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING

Proband

2D FLASH
1.5 mm isotropic
non-contrast enhanced

Patientin (78-jährig)

7T TurboFLASH
non-contrast enhanced



1.5T CE MRA

Multiple Gefäßverschlüsse und Stenosen mit kollateralen Gefäßen

Fischer A. et al. Initial evaluation of non-contrast-enhanced MRA in patients with peripheral arterial occlusive disease at 7 T. *under review*.

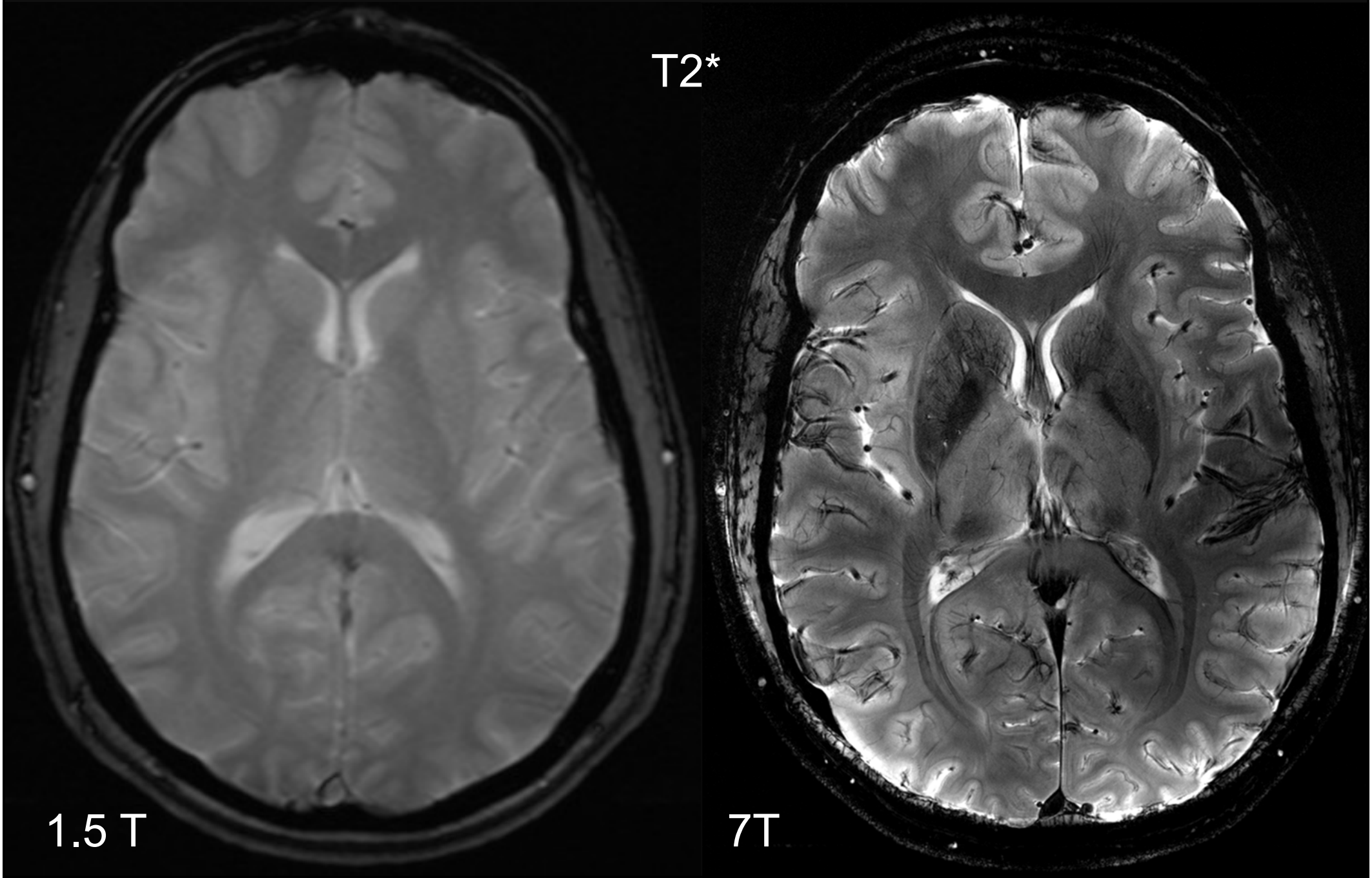
Veränderte Relaxationszeiten

ERWIN L. HAHN INSTITUTE FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING

2. T_2*-Verkürzung bei höherem B_0
   - Lokale Feldgradienten aufgrund von Suszeptibilitäts-unterschieden
   - Dephasierung der Einzelsignale aufgrund unterschiedlicher Resonanzfrequenzen
   - Lokale Feldgradienten proportional zu B_0
   - Effekte bilden Basis für verbesserten Kontrast in Gradientenechobildern bei hohem B_0

Verbesserter Kontrast bei 7 T

ERWIN L. HAHN INSTITUTE FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING



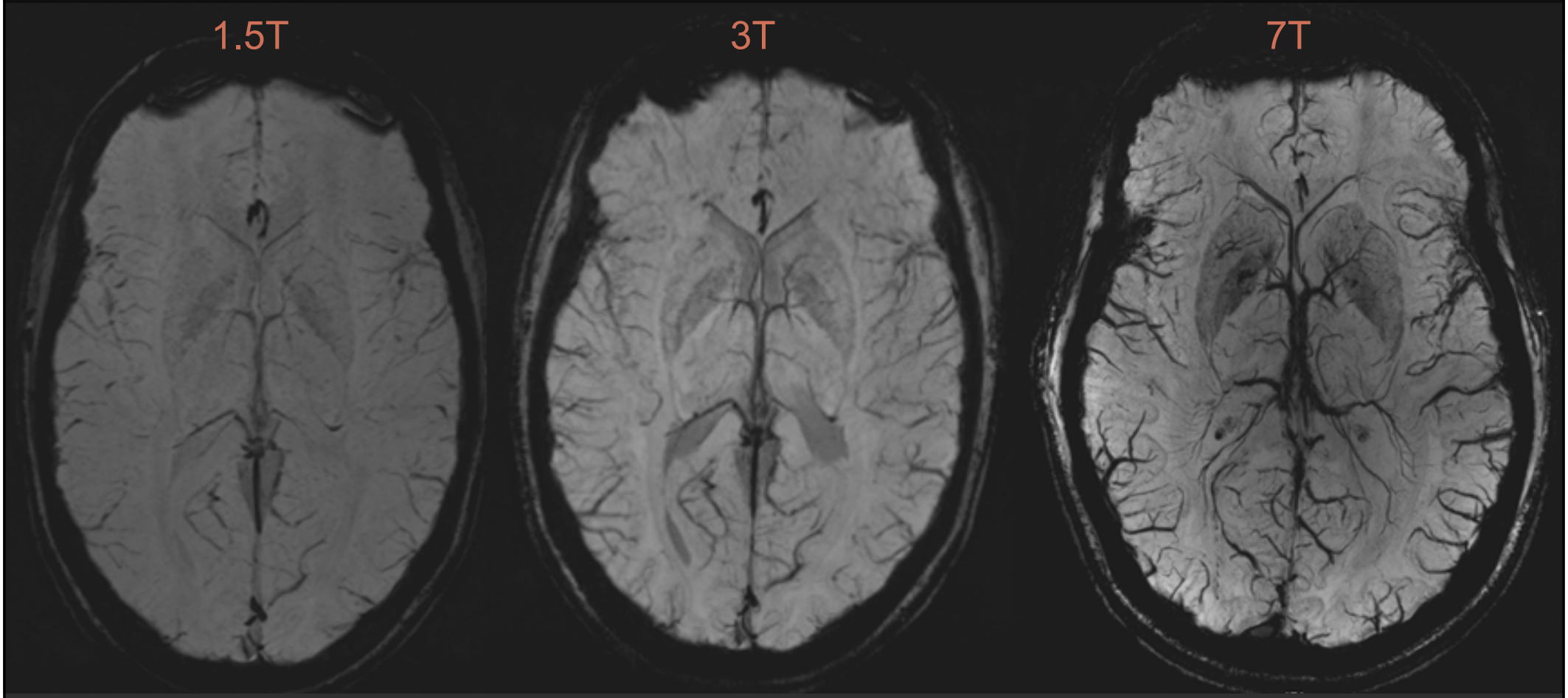
Suszeptibilitätsunterschiede

ERWIN L. HAHN INSTITUTE FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING

- Große Suszeptibilitätsunterschiede treten im Körper u.a. bei
  - Eisenhaltigem Gewebe (z.B. Substantia nigra),
  - Venösen Blutgefäßen auf
- Mithilfe der SWI (suceptibility weighted imaging) deutlich bessere Darstellungen
  - der Venenarchitektur und
  - von Kerngebieten im Gehirn

  bei steigender Feldstärke möglich

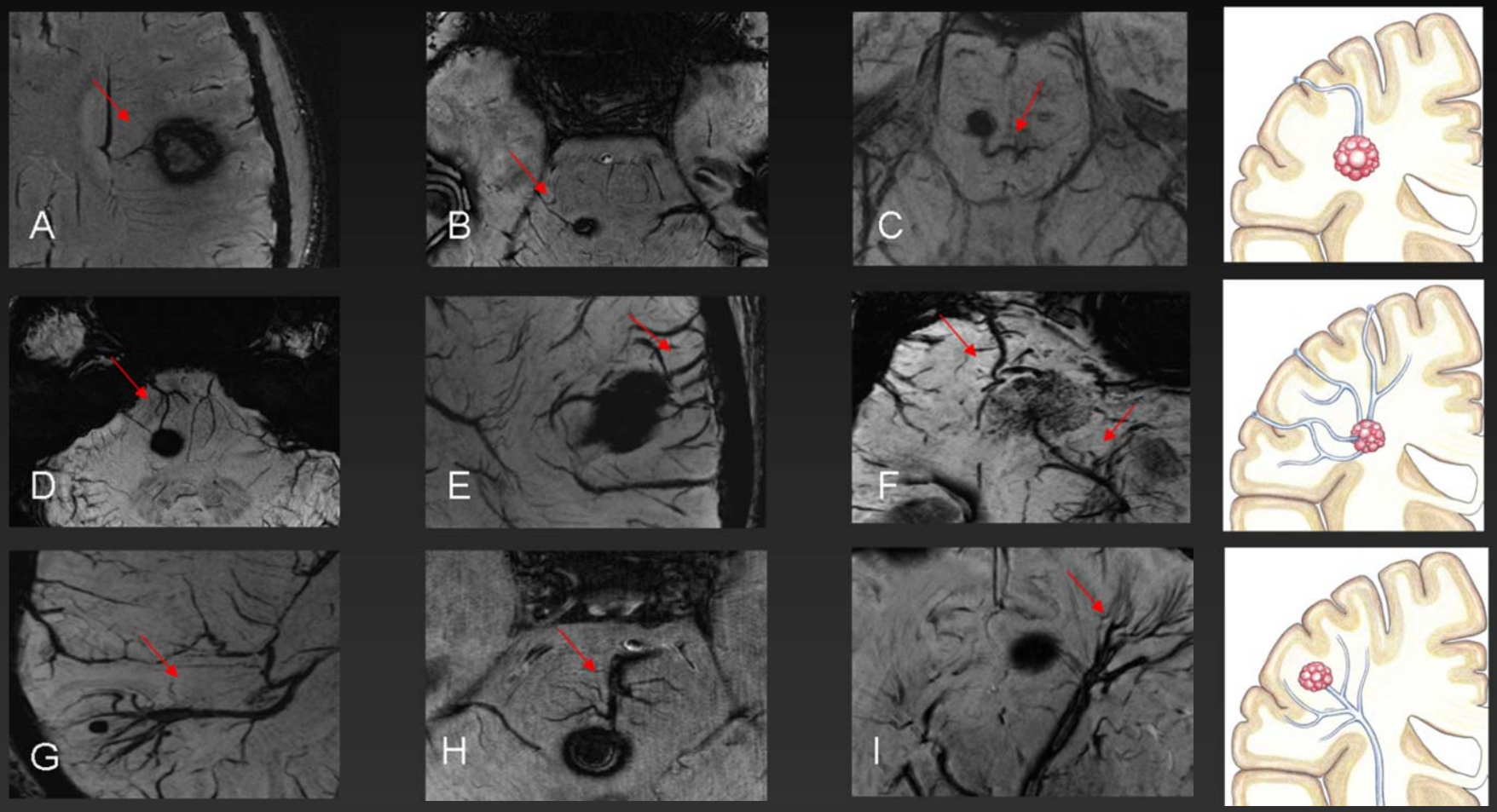
Susceptibility Weighted Imaging (SWI)



- Deutlich detailliertere Darstellung der Venenarchitektur
- Verbesserter Kontrast des Parenchyms bei höherem B_0

Courtesy of Lale Umutlu, UK Essen.

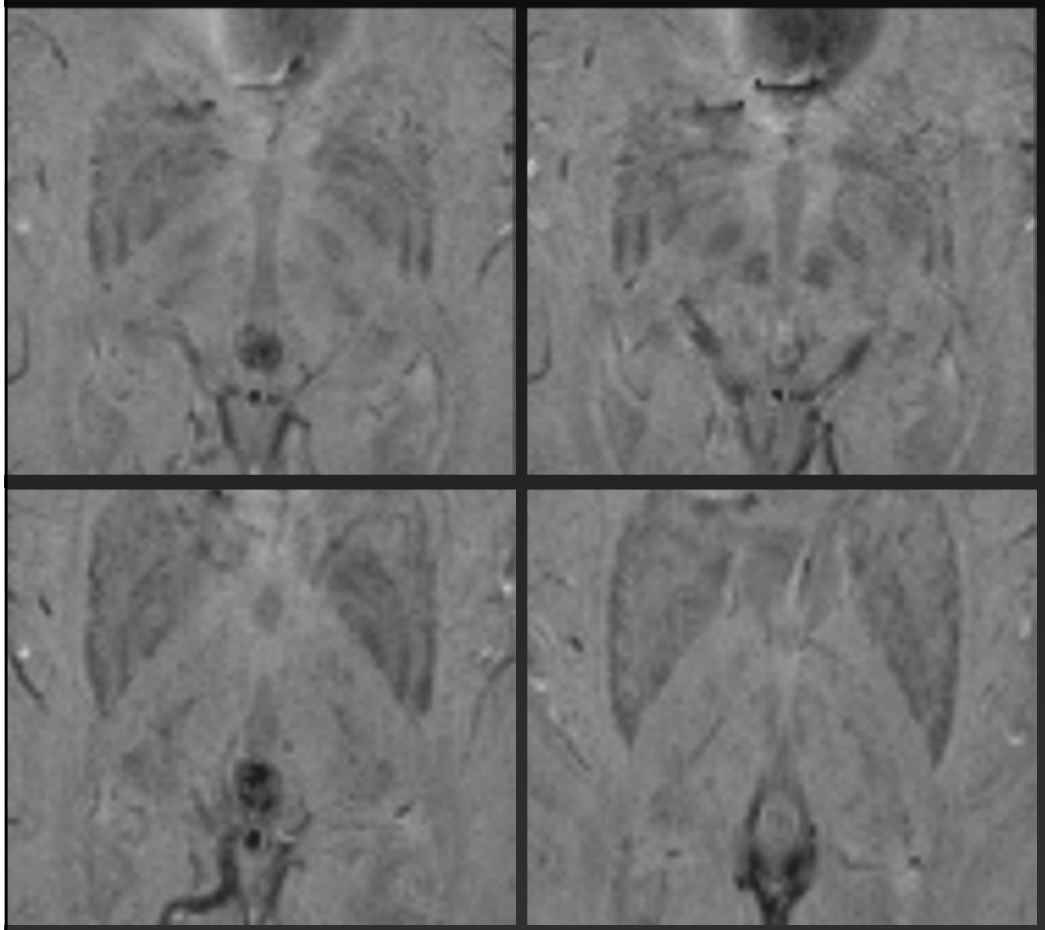
Cavernomas



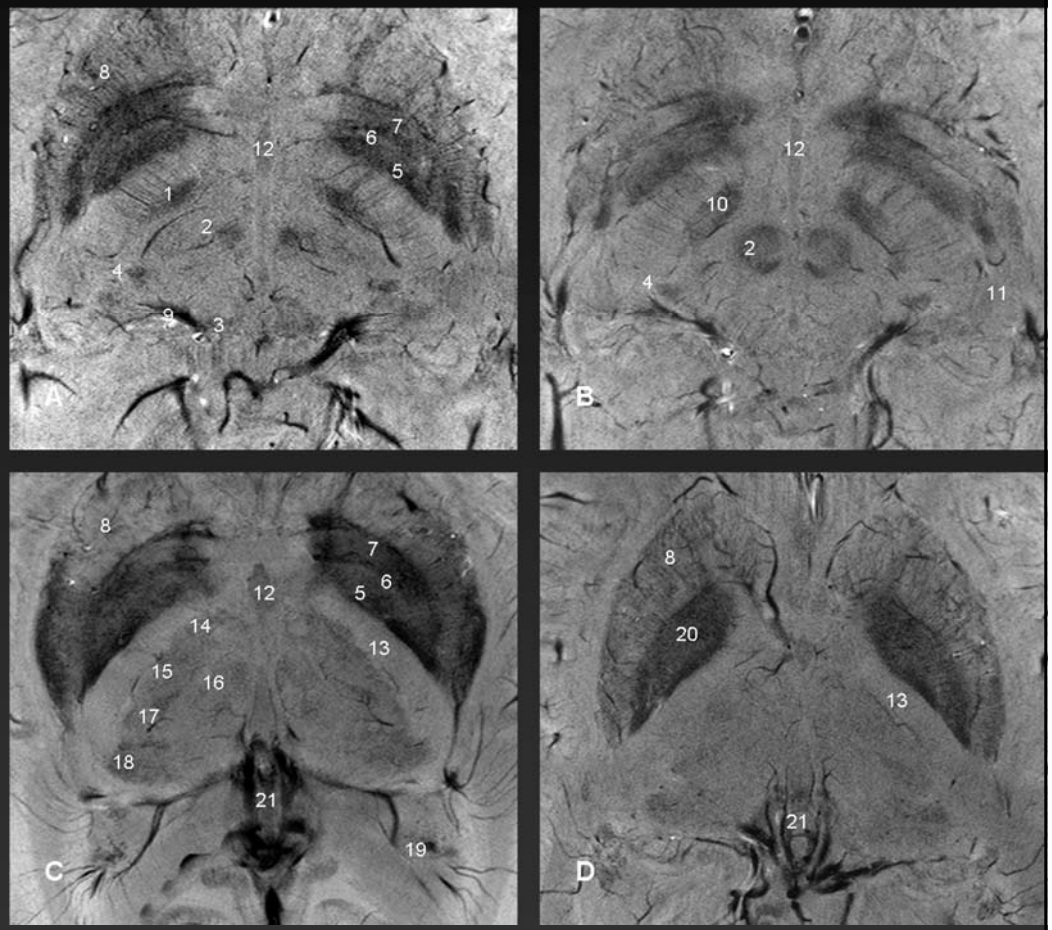
- SWI at 7T enables the depiction of various cavernoma drainages for the first time in vivo

Dammann P, et al. The venous architecture of sporadic cerebral cavernous malformations: a susceptibility weighted imaging study at 7 T MRI. JNNP, 2013 Feb;84(2):194-200.

SWI – Deep Brain Nuclei



1.5 T



7 T
SWI (0.25 x 0.25 x1 mm^3, TE/TR 15/27 ms)

Dammann P et al. Acad Radiol. 2011;18:910-6

Leistungsparameter

Eigenschaften	Trend	Auswirkung	
		Vorteile	Nachteile
SNR	↑	Höhere Auflösung (räumlich/zeitlich), X-Kerne	—
Relaxations-zeiten	T1 ↑	TOF, ASL	Längere Akquisitionszeiten
	T2 ↓	—	DWI/DTI
	T2* ↓	SWI, BOLD	—

Ladd ME, Bock M. Probleme und Chancen der Hochfeldmagnetresonanz-tomographie. Radiologe. 2013 May;53(5):401-10.

Leistungsparameter

Eigenschaften	Trend	Auswirkung	
		Vorteile	Nachteile
SNR	↑	Höhere Auflösung (räumlich/zeitlich), X-Kerne	—
Relaxations-zeiten	T1 ↑	TOF, ASL	Längere Akquisitionszeiten
	T2 ↓	—	DWI/DTI
	T2* ↓	SWI, BOLD	—
HF-Homogenität	?	?	?

Ladd ME, Bock M. Probleme und Chancen der Hochfeldmagnetresonanz-tomographie. Radiologe. 2013 May;53(5):401-10.

HF-Inhomogenität

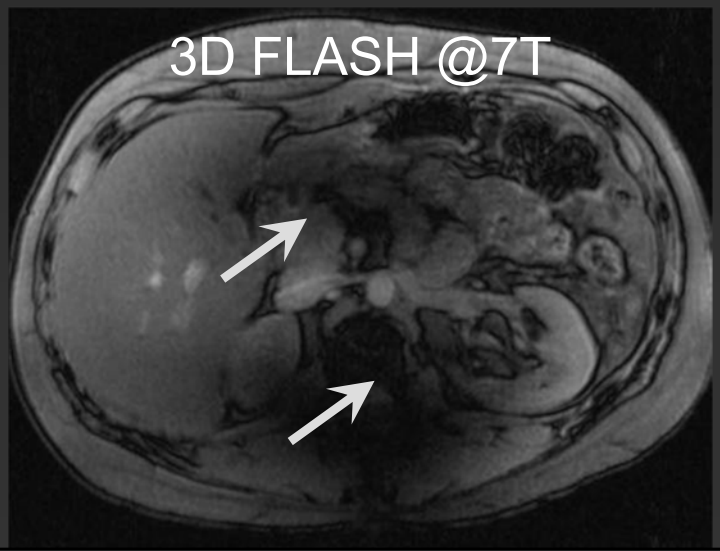
- HF-Wellenlänge im Gewebe

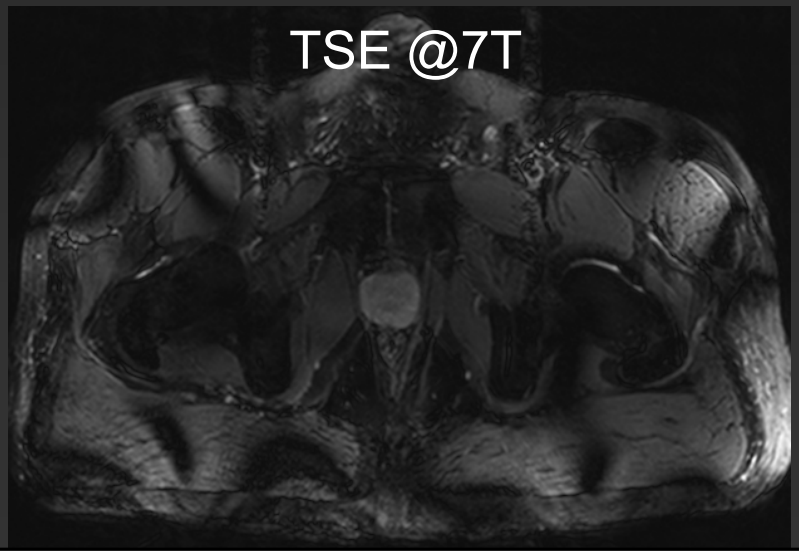
$$\lambda_{tissue} \approx \begin{array}{l} 55 \text{ cm @ } 1.5\text{T} \\ 29 \text{ cm @ } 3\text{T} \\ 13 \text{ cm @ } 7\text{T} \end{array}$$

Larmorfrequenz:

$$f_L = \frac{\gamma}{2\pi} B_0$$

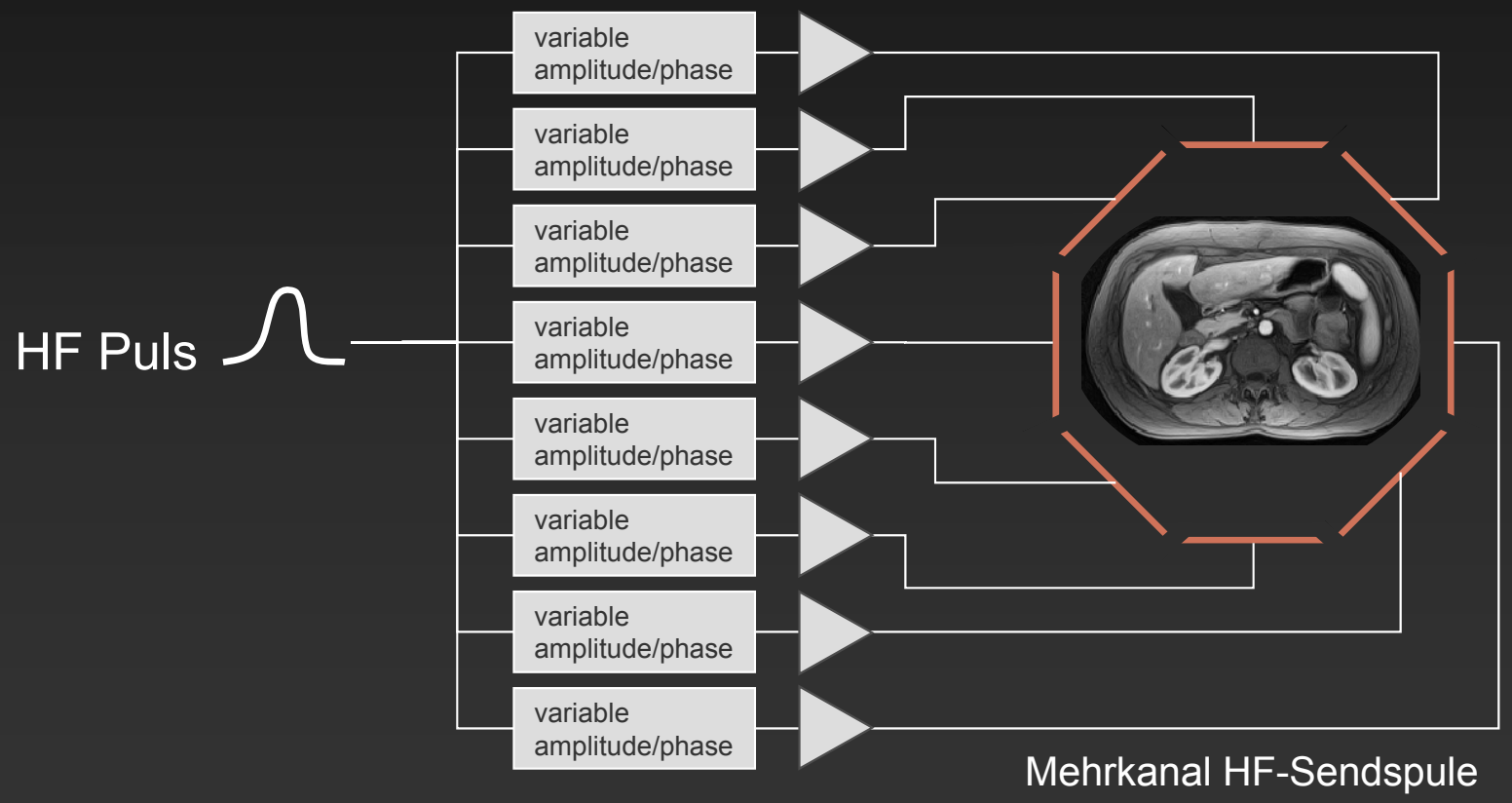
- In Körperregionen großer Abmessung
  - Destruktive / konstruktive Welleninterferenzen
- Inhomogene Flipwinkelverteilung





HF-Shimming

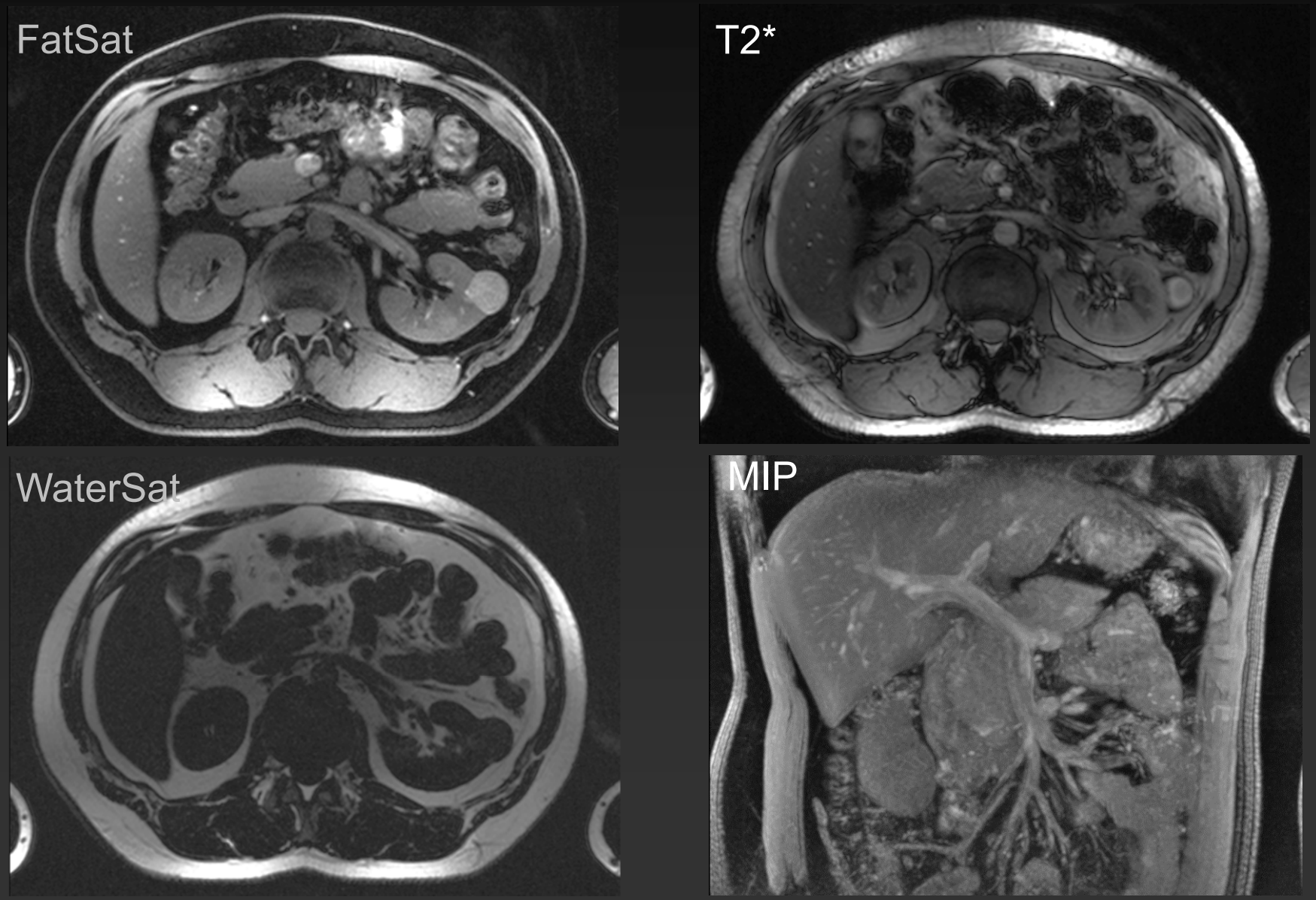
Ziel: Homogene Flipwinkelverteilung in ROI durch
optimierte Amplituden- und Phasengewichtung der Sendekanäle



Collins CM, et al. Magn Reson Med 2005; 54:1327-1332
Van de Moortele PF, et al. Magn Reson Med 2005; 54:1503-1518

Time Interleaved Acquisition of Modes (TIAMO)

ERWIN L. HAHN INSTITUTE FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING



Orzada S, et al., Magn Reson Med 2010;64(2):327-333

Leistungsparameter

Eigenschaften	Trend	Auswirkung	
		Vorteile	Nachteile
SNR	↑	Höhere Auflösung (räumlich/zeitlich), X-Kerne	—
Relaxations-zeiten	T1 ↑	TOF, ASL	Längere Akquisitionszeiten
	T2 ↓	—	DWI/DTI
	T2* ↓	SWI, BOLD	—
HF-Homogenität	↓	Parallele (Mehrkanal) HF-Sendestrategien, Parallele Empfangsverfahren	Räumlich variabler Flipwinkel, mangelhafte Inversionspulse, unerwartete Kontraste

Ladd ME, Bock M. Probleme und Chancen der Hochfeldmagnetresonanz-tomographie. Radiologe. 2013 May;53(5):401-10.

Leistungsparameter

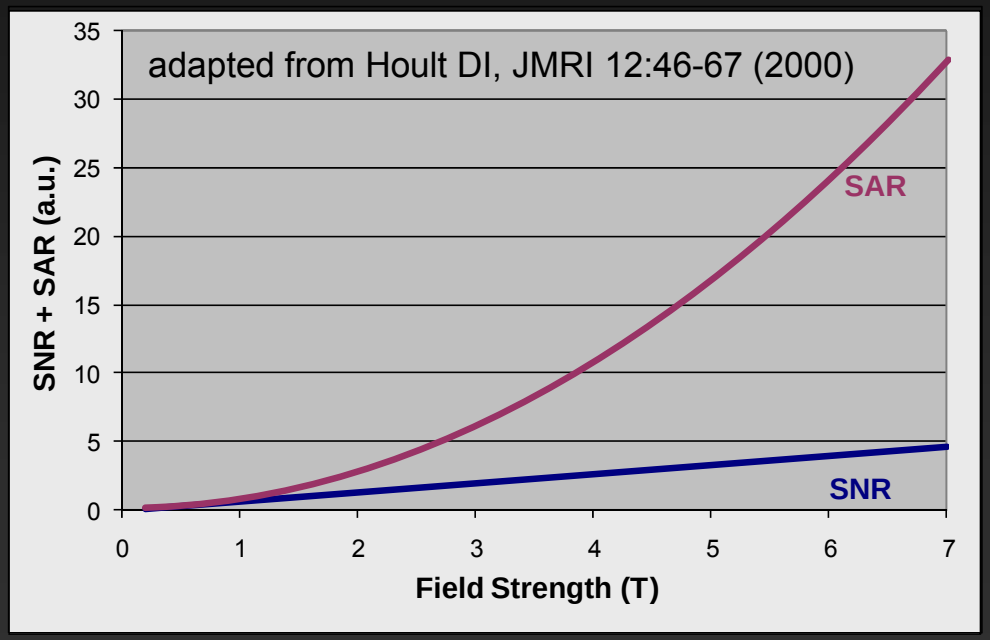
Eigenschaften	Trend	Auswirkung	
		Vorteile	Nachteile
SNR	↑	Höhere Auflösung (räumlich/zeitlich), X-Kerne	—
Relaxations-zeiten	T1 ↑	TOF, ASL	Längere Akquisitionszeiten
	T2 ↓	—	DWI/DTI
	T2* ↓	SWI, BOLD	—
HF-Homogenität	↓	Parallele (Mehrkanal) HF-Sendestrategien, Parallele Empfangsverfahren	Räumlich variabler Flipwinkel, mangelhafte Inversionspulse, unerwartete Kontraste
SAR	?	?	?

Ladd ME, Bock M. Probleme und Chancen der Hochfeldmagnetresonanz-tomographie. Radiologe. 2013 May;53(5):401-10.

HF-Absorption (SAR)

- Wärmeeintrag im Gewebe durch HF-Absorption (SAR)
- Beschränkung auf unbedenkliches Maß durch
- Einhaltung der SAR-Grenzwerte

- SAR $\propto B_0^2$



- Kompromisse bei Bildgebunsprotokollen
  - ↓ # Schichten
  - ↓ Flipwinkel
  - ↑ TR
  - ↑ Atemanhaltephasen

Leistungsparameter

Eigenschaften	Trend	Auswirkung	
		Vorteile	Nachteile
SNR	↑	Höhere Auflösung (räumlich/zeitlich), X-Kerne	—
Relaxations-zeiten	T1 ↑	TOF, ASL	Längere Akquisitionszeiten
	T2 ↓	—	DWI/DTI
	T2* ↓	SWI, BOLD	—
HF-Homogenität	↓	Parallele (Mehrkanal) HF-Sendestrategien, Parallele Empfangsverfahren	Räumlich variabler Flipwinkel, mangelhafte Inversionspulse, unerwartete Kontraste
SAR	↑	—	Weniger Schichten, kleinere Flip-winkel, längere Atemhaltephasen

Ladd ME, Bock M. Probleme und Chancen der Hochfeldmagnetresonanz-tomographie. Radiologe. 2013 May;53(5):401-10.

Zusammenfassung

- UHF-MRT bietet gegenüber 1,5 T und 3 T viele Vorteile
  - Höheres SNR: Höhere räumliche oder zeitliche Auflösung
  - Verbesserte Kontraste
- Besonders profitieren TOF-MRA und SWI
- Bevor Einzug in klinische Routine
  - Technische Lösungen für B_1-Inhomogenitäten
  - Vielversprechender Ansatz:
    Paralleles Senden mit mehreren Sendekanälen
- Weitere Evaluierung der UHF-MRT hinsichtlich der diagnostischen Genauigkeit und des Mehrwerts für den Patienten

Leistungsparameter

Eigenschaften	Trend	Auswirkung	
		Vorteile	Nachteile
SNR	↑	Höhere Auflösung (räumlich/zeitlich), X-Kerne	—
Relaxations-zeiten	T1 ↑	TOF, ASL	Längere Akquisitionszeiten
	T2 ↓	—	DWI/DTI
	T2* ↓	SWI, BOLD	—
HF-Homogenität	↓	Parallele (Mehrkanal) HF-Sendestrategien, Parallele Empfangsverfahren	Räumlich variabler Flipwinkel, mangelhafte Inversionspulse, unerwartete Kontraste
SAR	↑	—	Weniger Schichten, kleinere Flip-winkel, längere Atemhaltephasen

Ladd ME, Bock M. Probleme und Chancen der Hochfeldmagnetresonanz-tomographie. Radiologe. 2013 May;53(5):401-10.