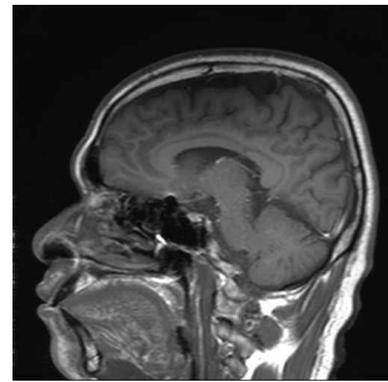




筑波大学  
*University of Tsukuba*



**My brain**

# MRI装置の仕組みと 計測の概要

筑波大学数理物質系

理工学域 巨瀬 勝美

Ultra-high field MRI Workshop at Todai-Kashiwa (2013-11-15)

# 講演の内容

---

1. はじめに
2. MRI装置の構成
3. MRIシステムの立ち上げ
  - 磁石のインストールから撮像まで
4. MR microscopy画像
5. むすび

# MRIとは？



**超伝導磁石**を用いたMRI(東芝MS)

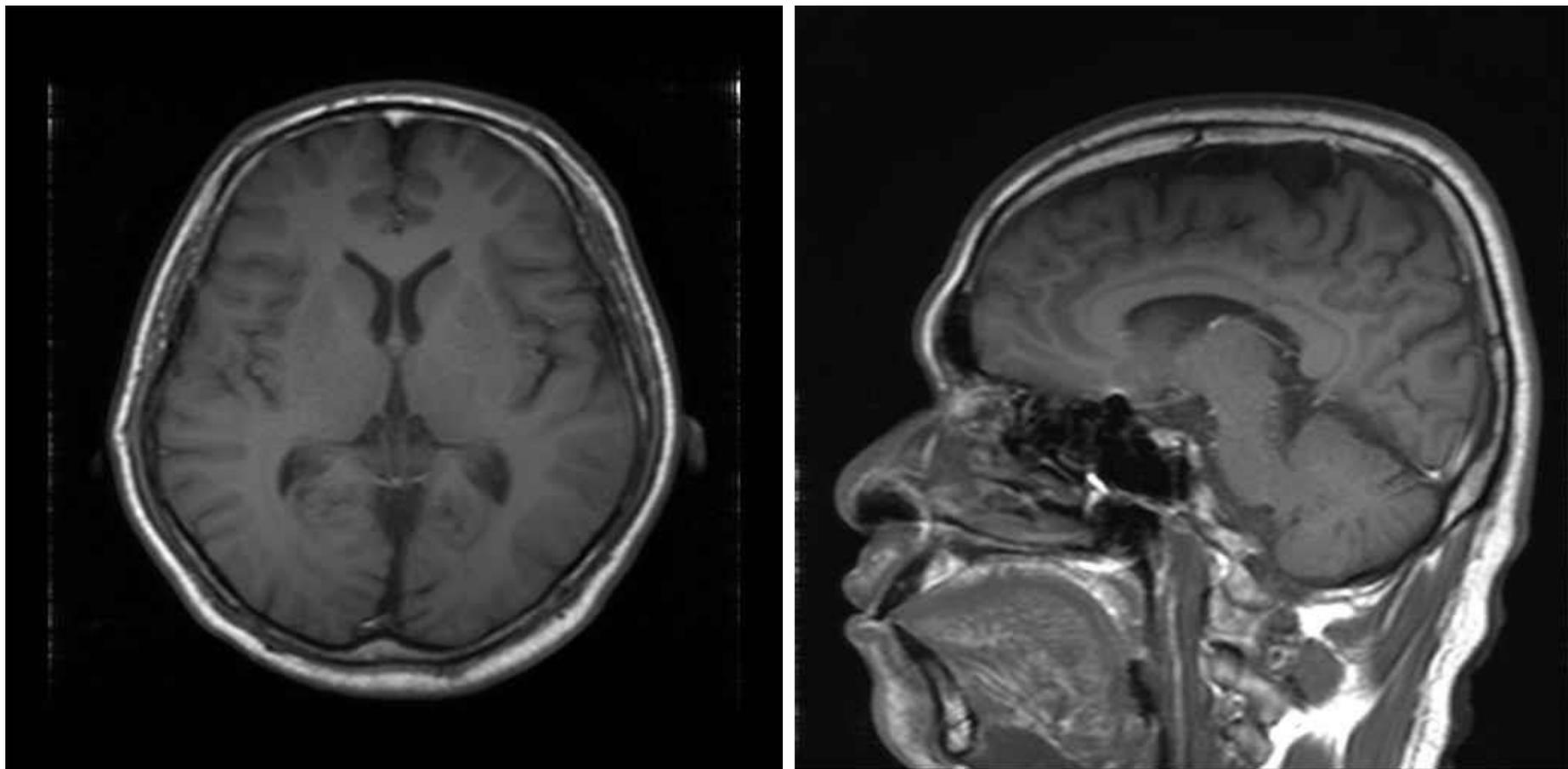


**永久磁石**を用いたMRI(日立メディコ)

**磁気共鳴イメージング** (Magnetic Resonance Imaging) の略. 装置自身もMRIと呼ぶ. **水**や**脂肪**に含まれる**水素原子核**の分布を, **NMR**現象を利用して画像化する装置. 国内で約**6,000台**が普及している.

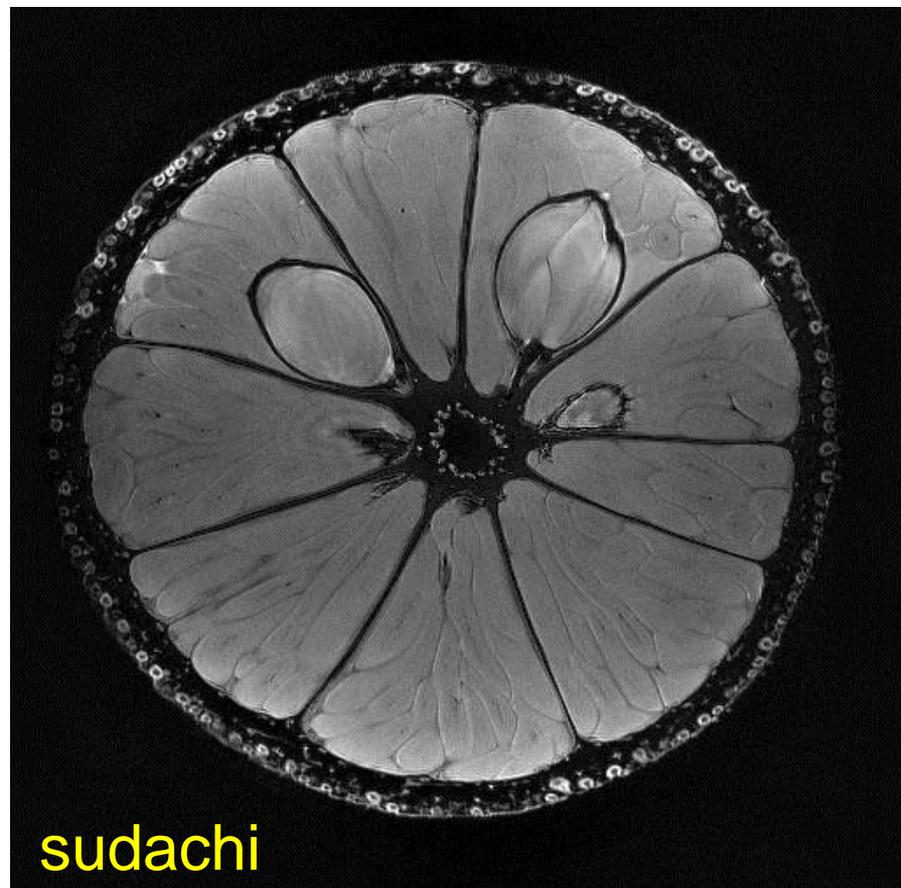
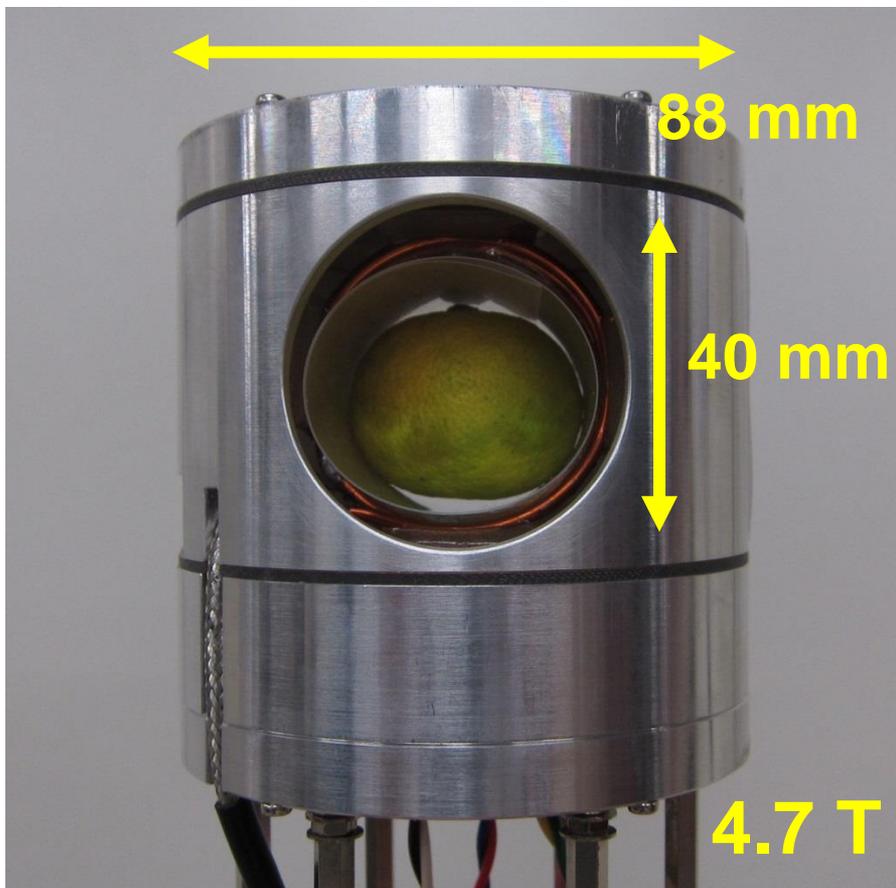
# 典型的MR画像(1): 人体用MRI

---



T1W images, transverse and sagittal section at **3T**

## 典型的MR画像(2): MR microscope



3DSE, TR = 800ms, TE = 20ms, NEX = 1, FOV = (40.96mm)<sup>3</sup>,  
Matrix = 512 × 512 × 128, Voxel size = 80μm × 80 μm × 320 μm

# MRIの特徴

---

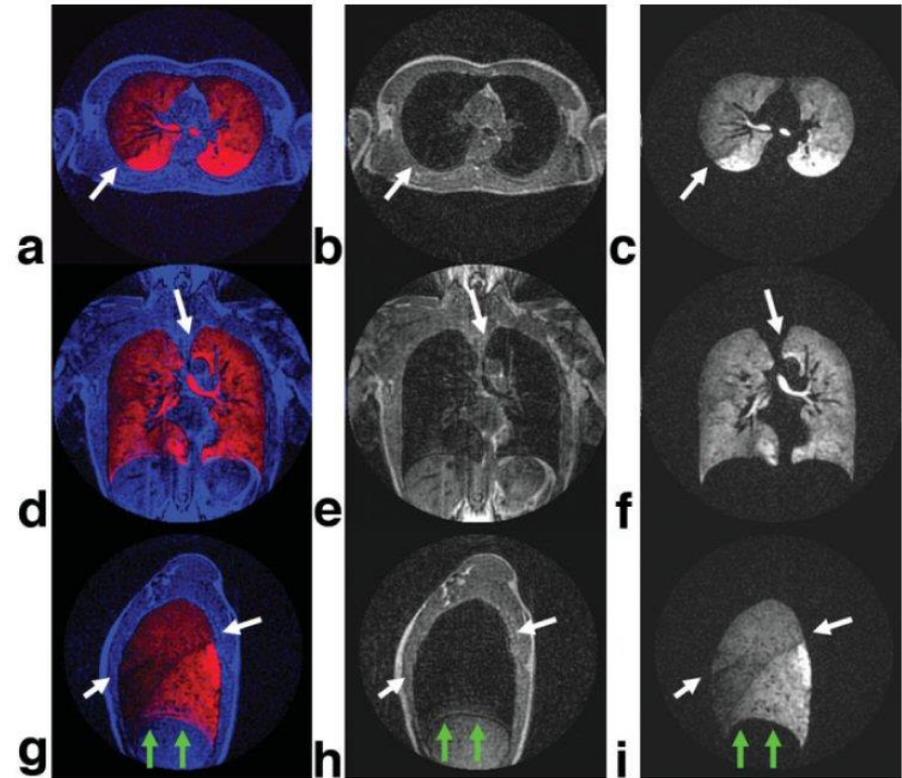
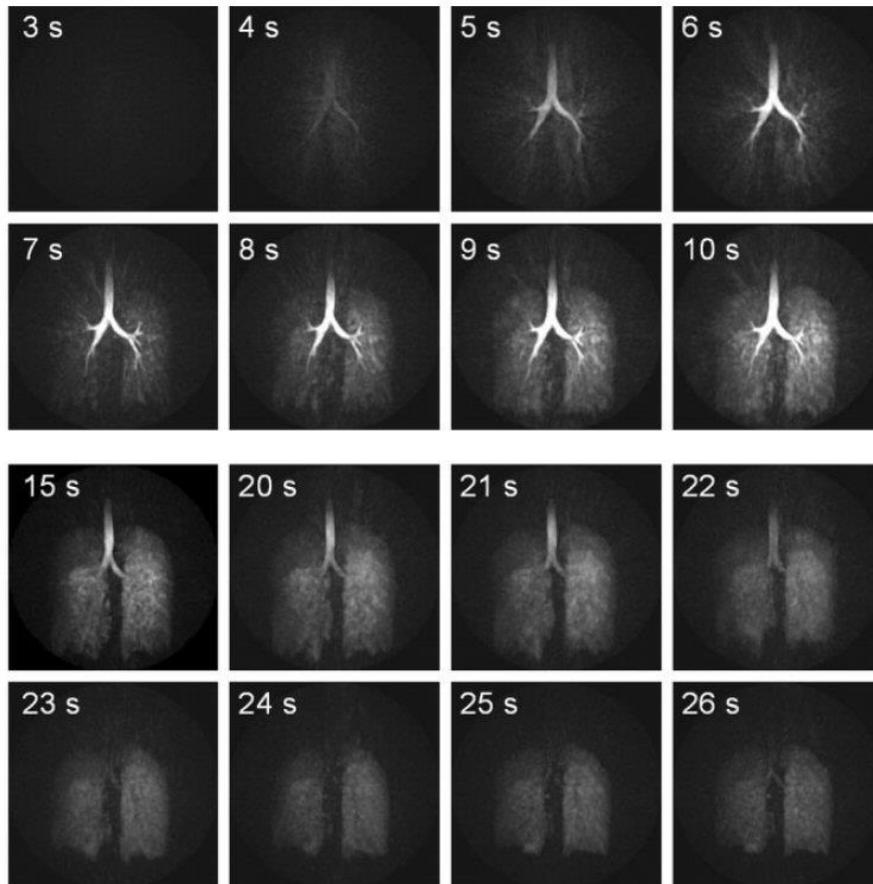
1. **放射線被曝がなく安全に**人体内部の構造を描出できる。**高周波磁場と変動磁場に規制**。吸引事故はある
2. **軟部組織の画像コントラスト**に優れ、頭部、脊髄、関節など骨に囲まれた部位では最優先の手法
3. **分子のマクロ・ミクロな運動**に関する情報により、体内組織の物理的・化学的情報を描出できる：血管や体液の分布や**流れ**、**分子拡散**の可視化
4. **脳機能計測**：血液の局所的な磁化率の時間的変化を観測。神経科学における革命的手法

# MRIで使われる原子核種

核種	スピン量子数	共鳴周波数(MHz/T)	天然存在比(%)
$^1\text{H}$	1/2	42.6	99.985
$^{19}\text{F}$	1/2	40.1	100
$^3\text{He}$	1/2	32.4	-
$^{31}\text{P}$	1/2	17.2	100
$^{129}\text{Xe}$	1/2	11.8	26.44
$^{23}\text{Na}$	3/2	11.3	100
$^{13}\text{C}$	1/2	10.7	1.108
$^2\text{H}$	1	6.54	0.015
$^{17}\text{O}$	5/2	5.77	0.037

実用的なレベルでイメージングに使用されるのは $^1\text{H}$ のみ

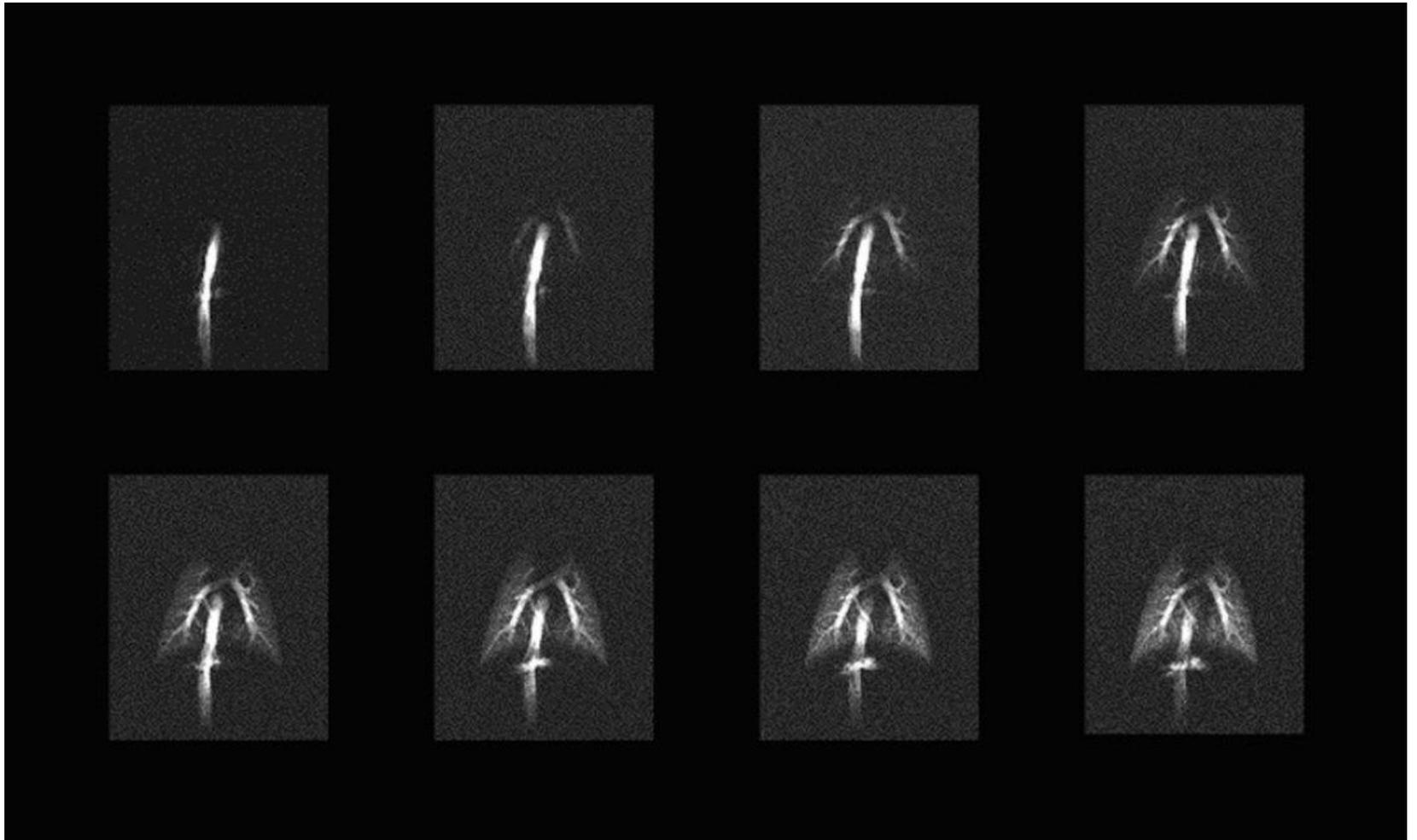
# hyperpolarized $^3\text{He}$ のMR画像



$^1\text{H}$ 画像と $^3\text{He}$ の合成画像(左)

超偏極 $^3\text{He}$ ガス吸入における時間分解最大値投影(MIP)像. 1~9秒までは吸入期. 10~21秒は呼吸停止期. 22~25秒は呼気期.  
J. H. Holmes et al. Magn. Reson. Med. 59:1062-1071(2008).

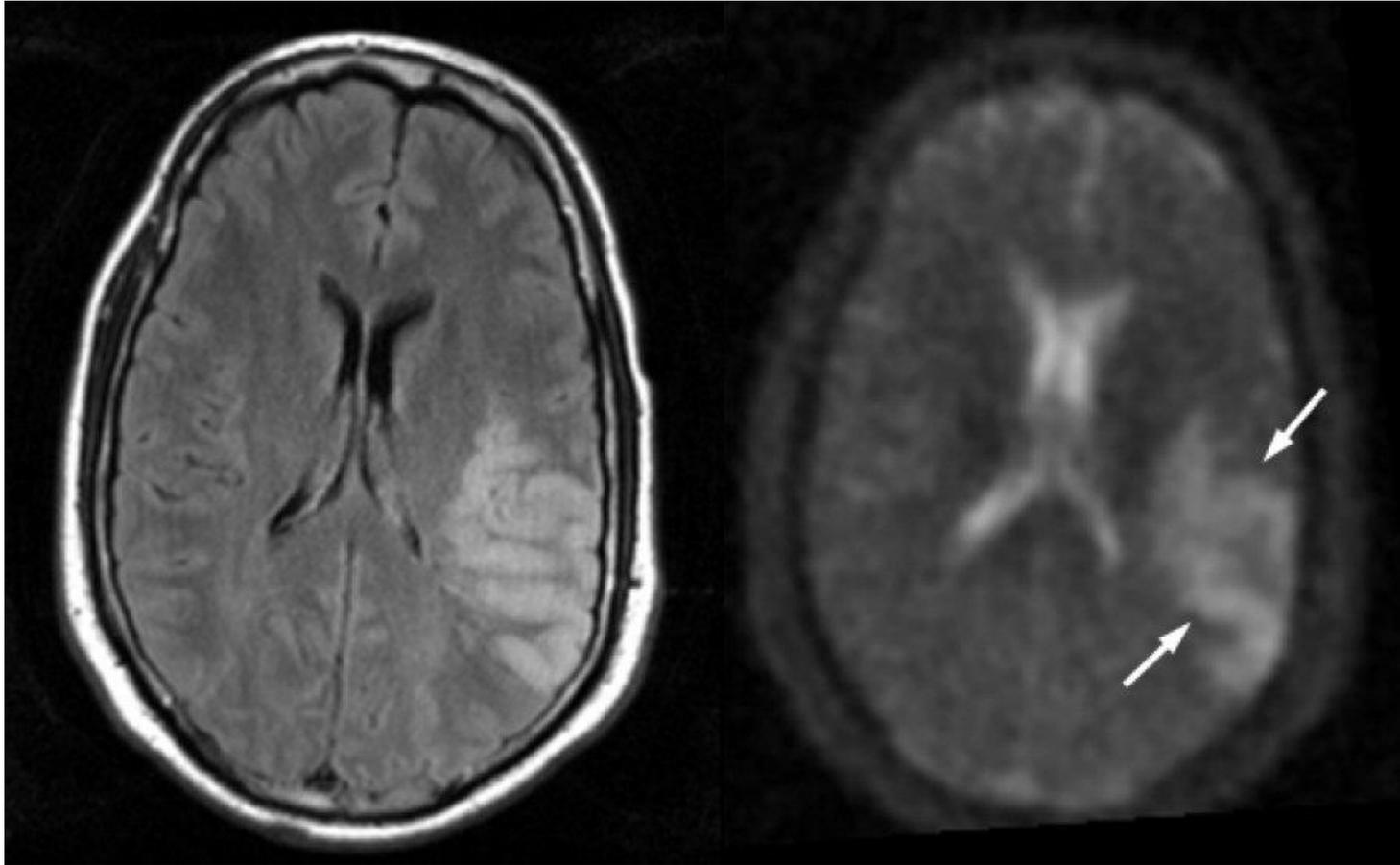
# hyperpolarized $^{13}\text{C}$ のMR画像



大腿静脈より1ml/sで静注後に1秒毎に撮像 (Yorkshire pig).  
M. Ishii et al. Magn. Reson. Med. 57:459-463 (2007).

# $^{23}\text{Na}$ (NA=100%) のMR画像

---

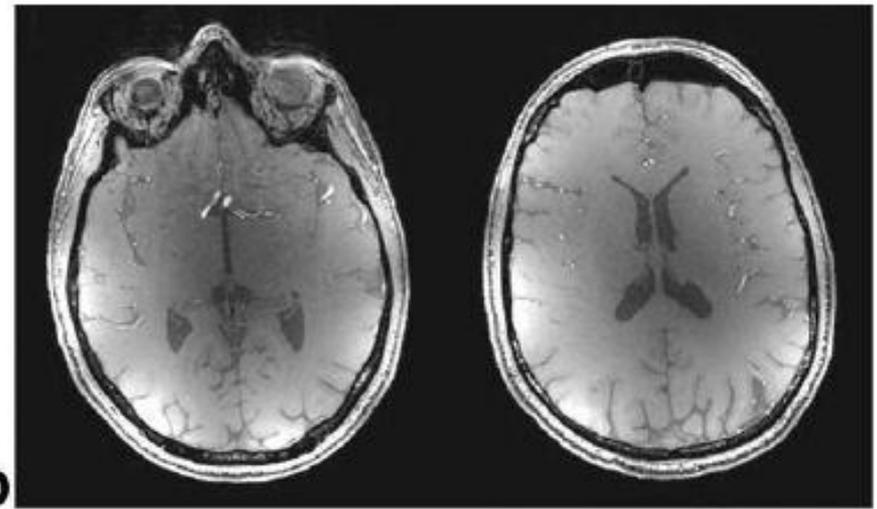
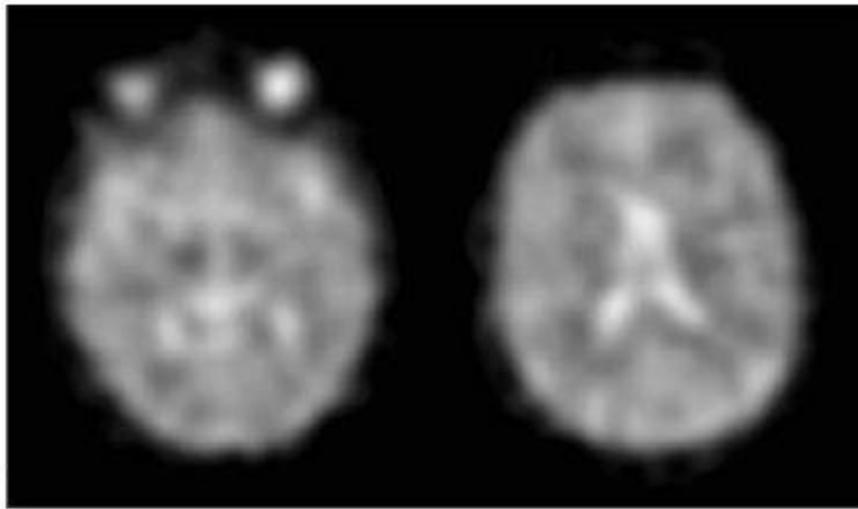


1.5Tにおける $^1\text{H}$ -FLAIR像 4.7Tにおける $^{23}\text{Na}$ 像(発作24時間後)  
R. Bammer, ISMRM2008 weekend course

# $^{17}\text{O}$ (NA=0.037%) のMR画像

$^{17}\text{O}$

$^1\text{H}$



7 TにおけるNatural abundanceの $^{17}\text{O}$ 像(左)と $^1\text{H}$ (右)  
共鳴周波数は40.8MHzと300MHz

Hoffmann et al. MRM, 2011.

生体内存在量と天然存在比の両方が大きくないと実用的でない！

# 講演の内容

---

1. はじめに

2. MRI装置の構成

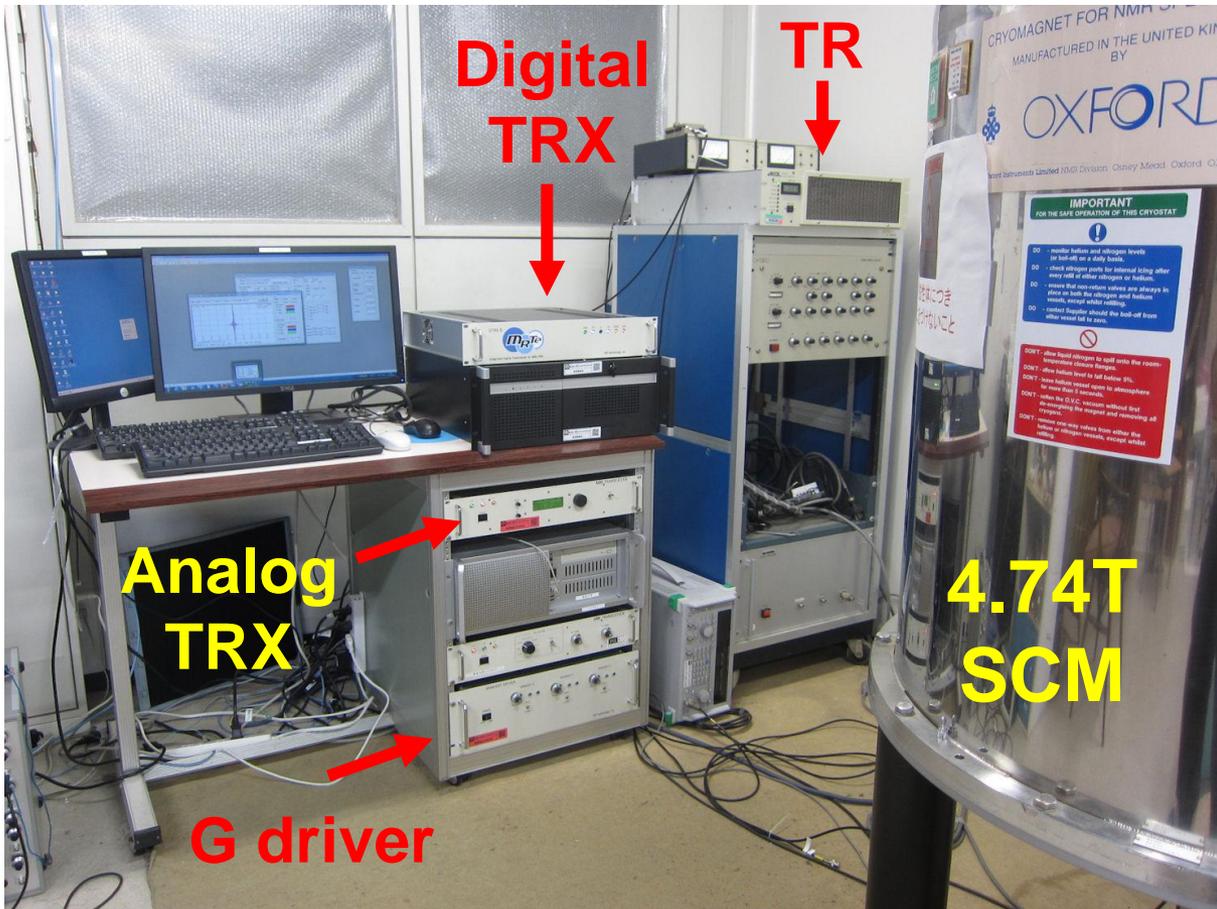
3. MRIシステムの立ち上げ

—磁石のインストールから撮像まで

4. MR microscopy画像

5. むすび

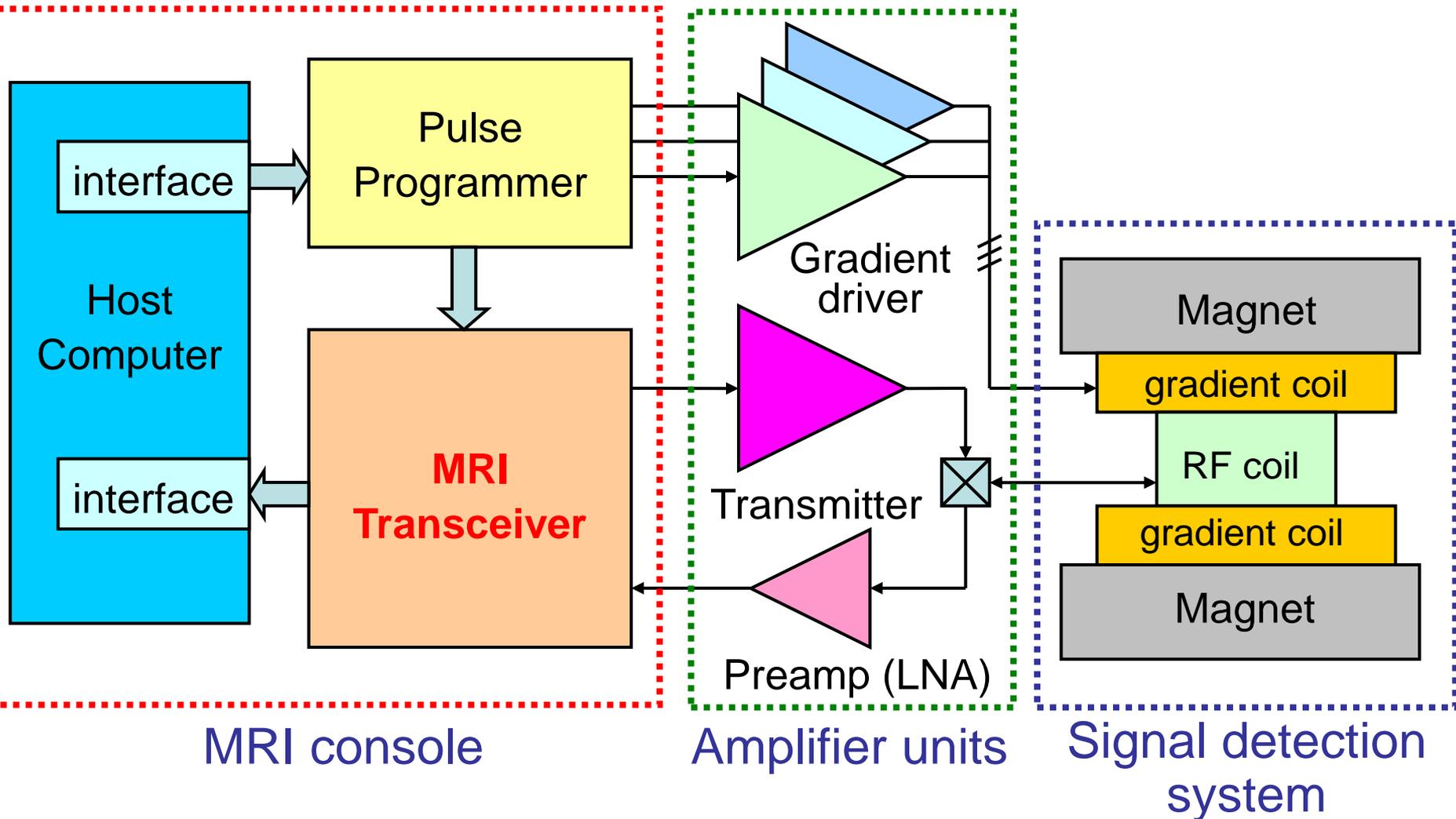
# MRI装置の構成(アナログ & デジタル)



**Kumquat** in a solenoid coil probe

アナログとデジタルの両トランシーバーを用いたMRIシステム。システム移行中に撮られた珍しいシステム構成

# MRI装置の構成(ブロック図)



MRIは、**信号検出系**(磁場系)と**計測制御系**(電気系)に分けられる

# MRI装置の構成

---

## 信号検出系(マグネトニクス?)

静磁場発生磁石(超伝導磁石, 永久磁石)

勾配磁場コイル(円筒形, 平板型, シールド(y/n))

RFコイル(円筒形, サーフェスコイル, アレイコイル)

## 計測制御系(エレクトロニクス)

計算機(ミニコン→Workstation→PC→Tablet)

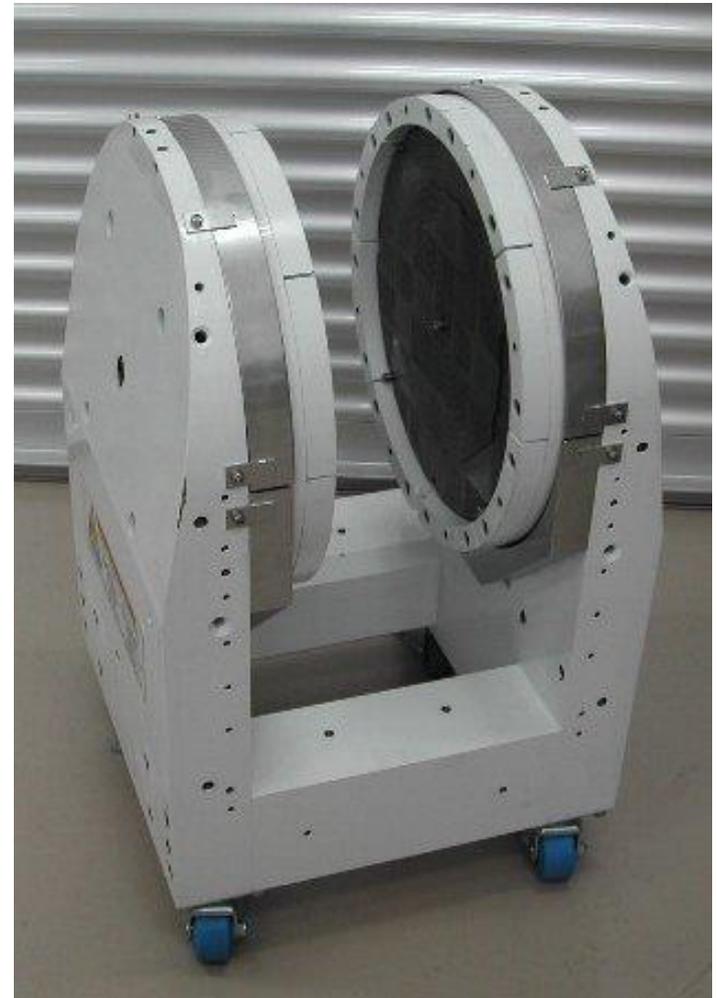
RFトランシーバー(アナログ→デジタル)

パルスプログラマ(MPU, DSP, FPGA, PC)

トランスミッター(1W~50kW)

グラジエント電源( $\pm 10A \sim \pm 500A$ , リニア→PWM)

# MRI装置の構成:磁石



超伝導磁石 (9.4T)

>>>

永久磁石 (0.2T)

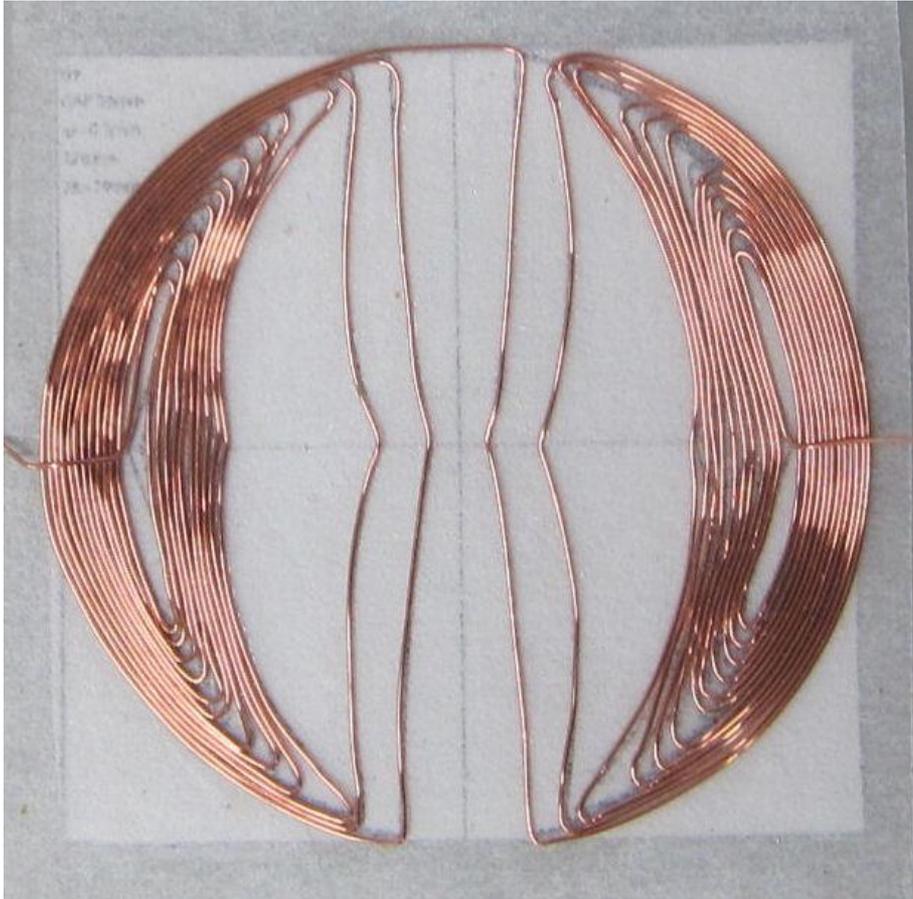
# MRI装置の構成: 永久磁石の利点!



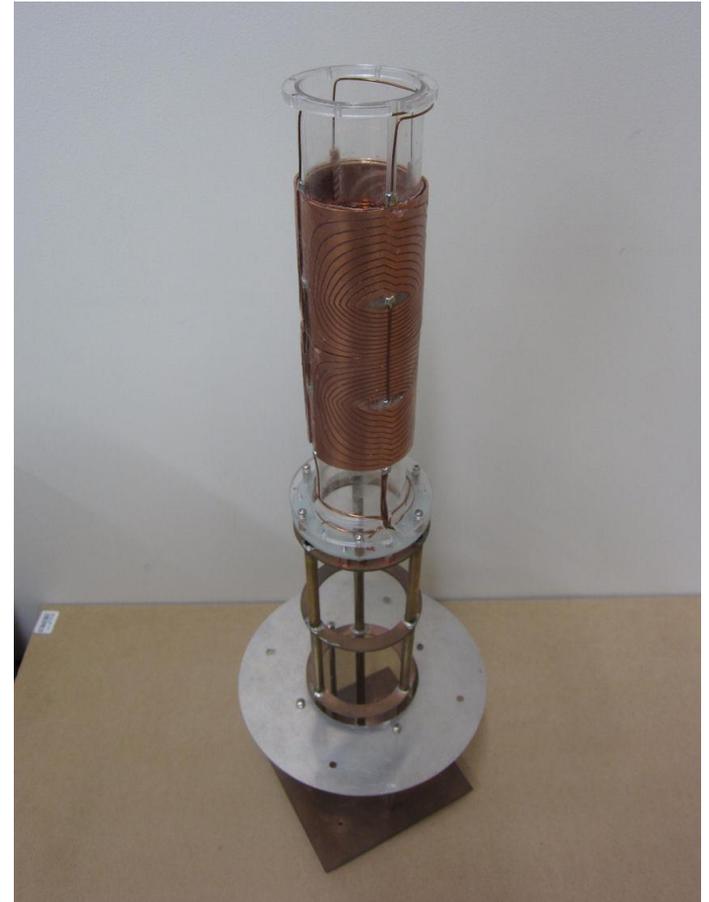
永久磁石の屋外への設置例 (portability & openness)

# MRI装置の構成：勾配磁場コイル

---



平板型勾配磁場コイル



円筒形勾配磁場コイル

# MRI装置の構成：勾配磁場コイル



Gz



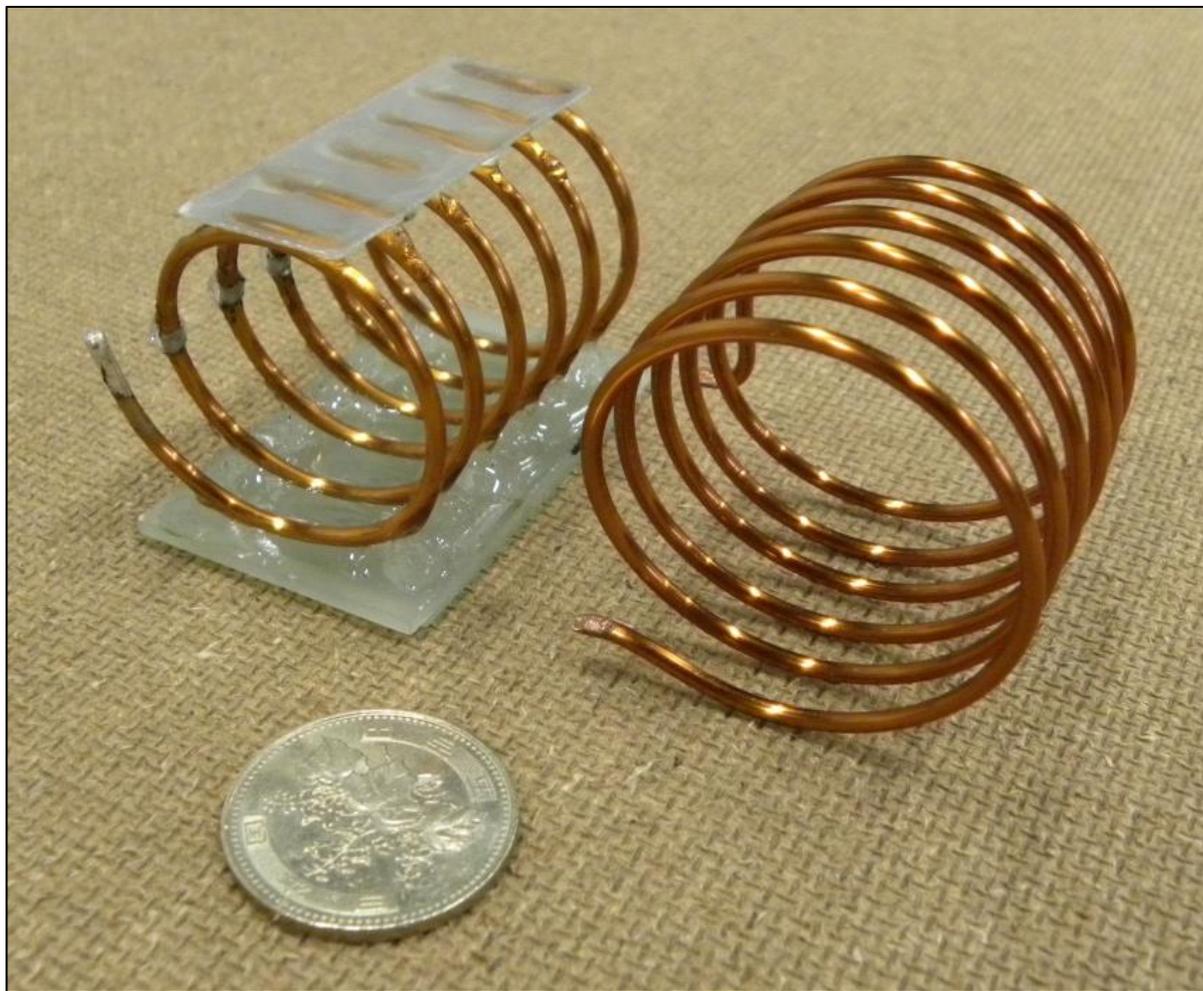
Gy



Gx

# MRI装置の構成:RFコイル

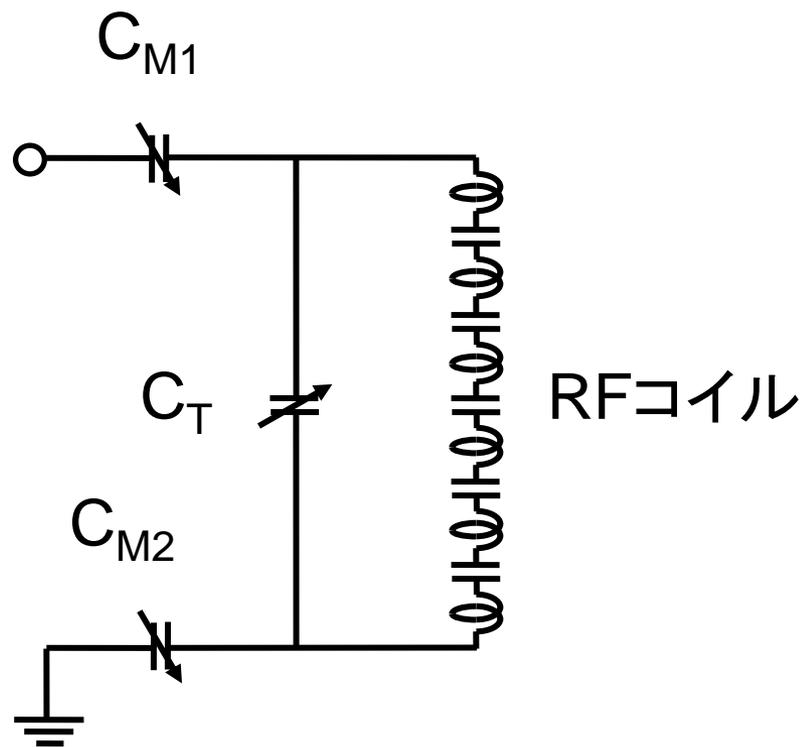
---



キャパシタを用いた分割により, 自己共振周波数を低下

# MRI装置の構成: RFコイル

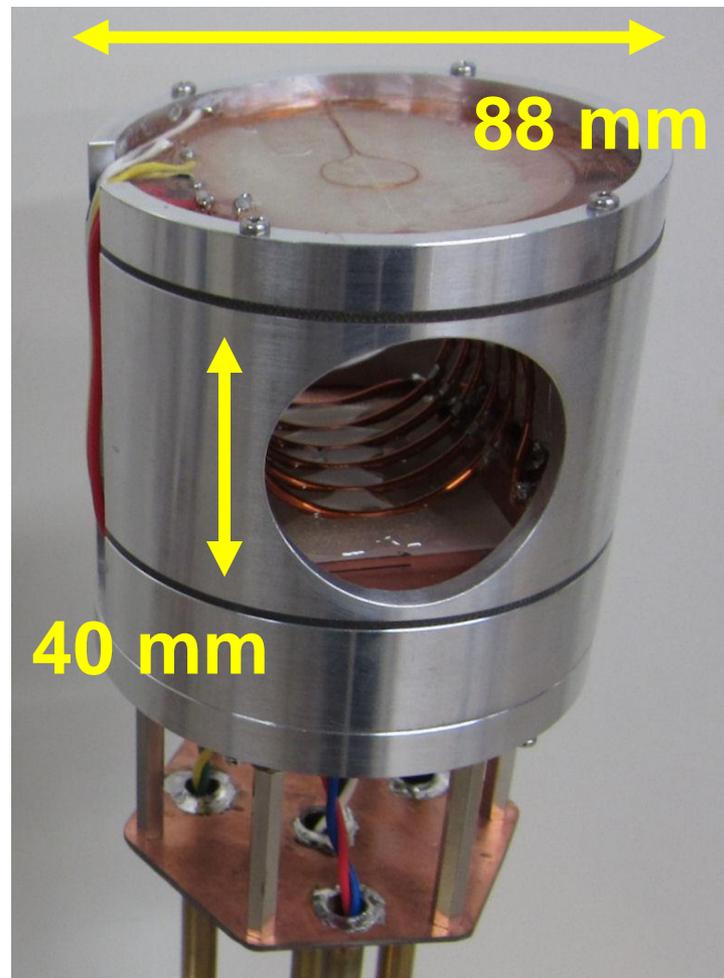
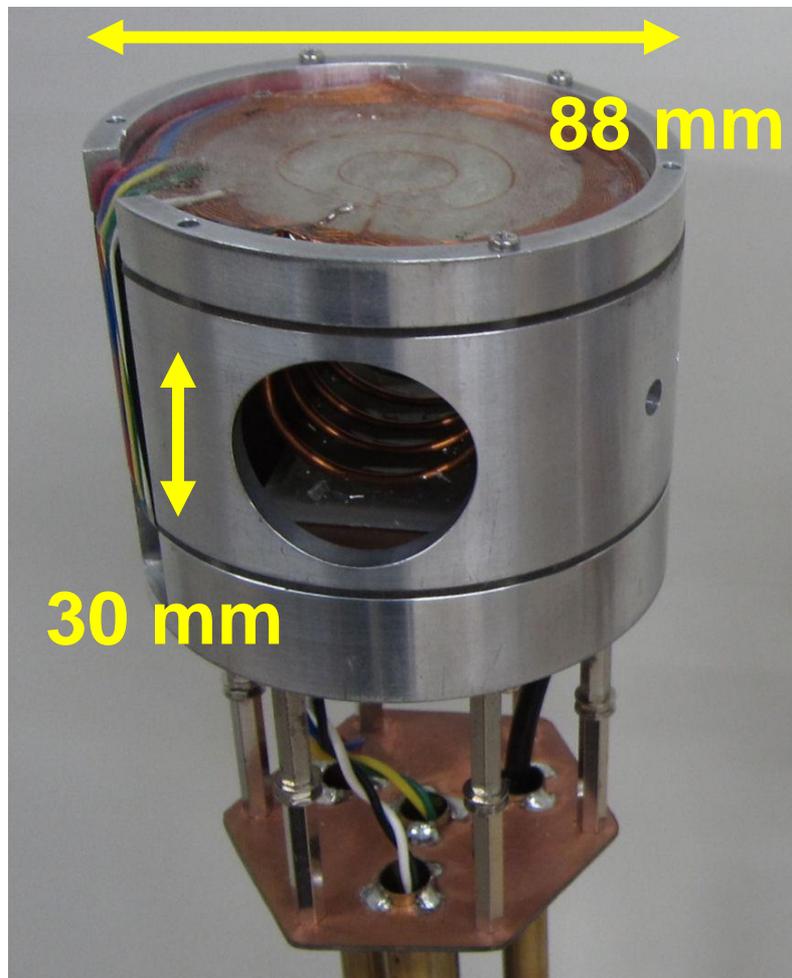
---



LC並列共振RFタンク回路

キャパシタを用いた分割により, 自己共振周波数を低下

# MRI装置の構成: 勾配磁場プローブ



ソレノイドRFコイルを用いた勾配磁場プローブ(堀賀他)

# MRI装置の構成: 計算機

---



Minicomputer



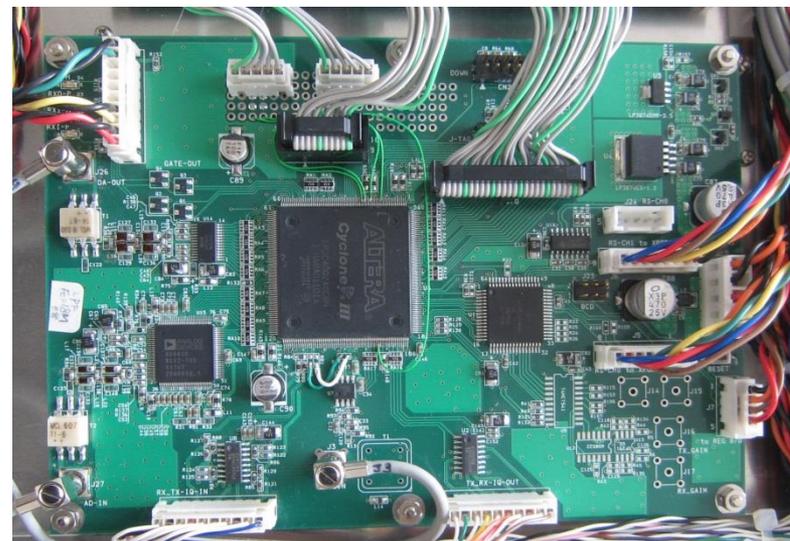
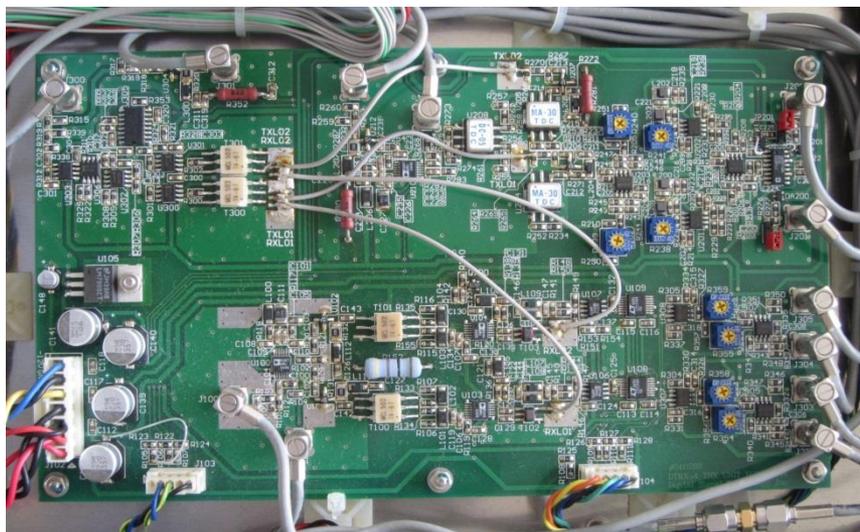
Workstation



High-performance PC

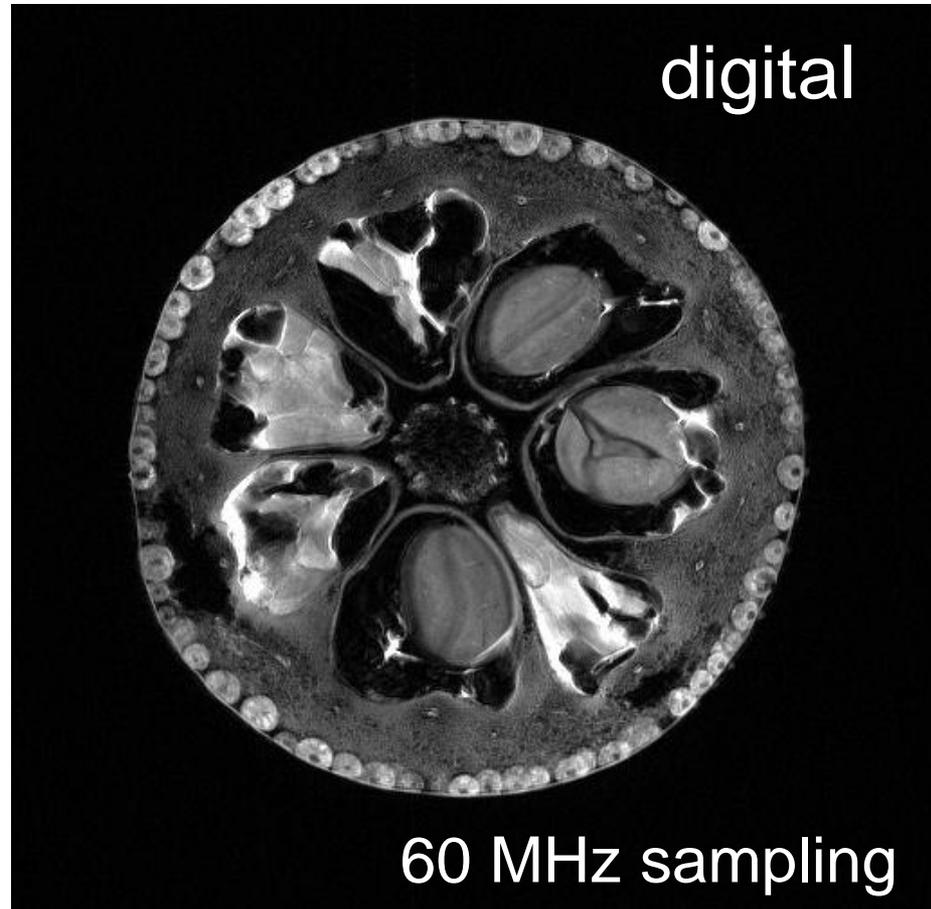
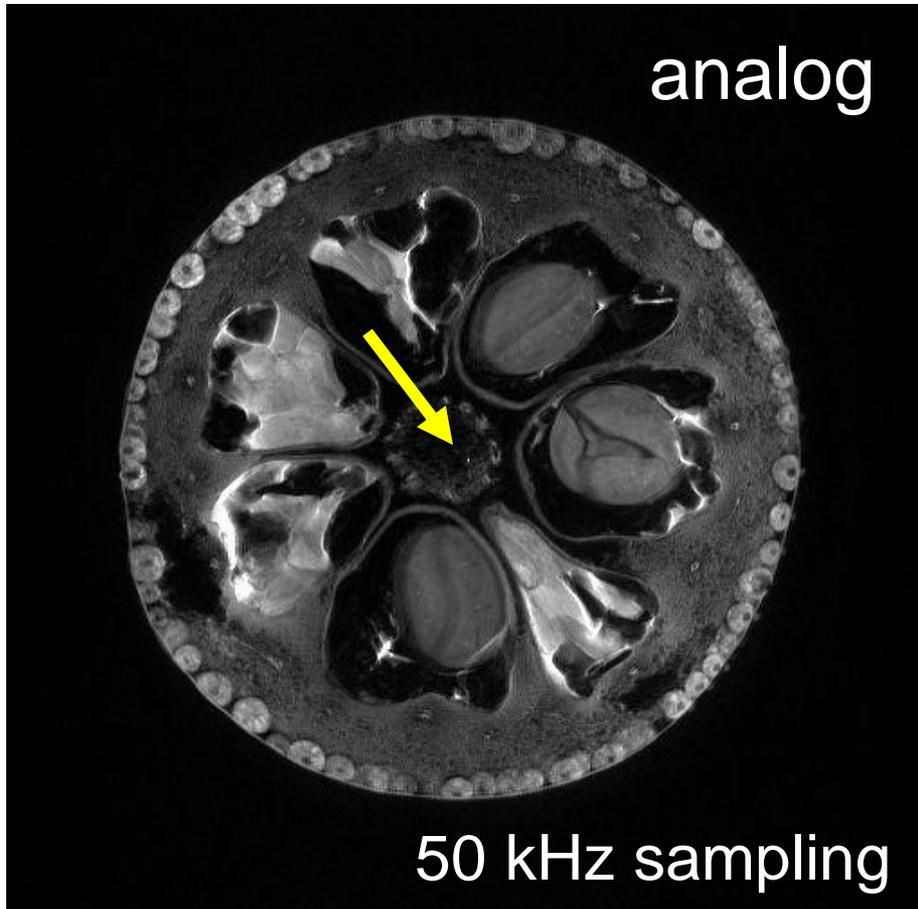
歴史的に主役は交代してきた。次はTablet?

# MRI装置の構成: トランシーバー



Analog → → → → → → → → Digital

# アナログとデジタルの違い : DC noise?

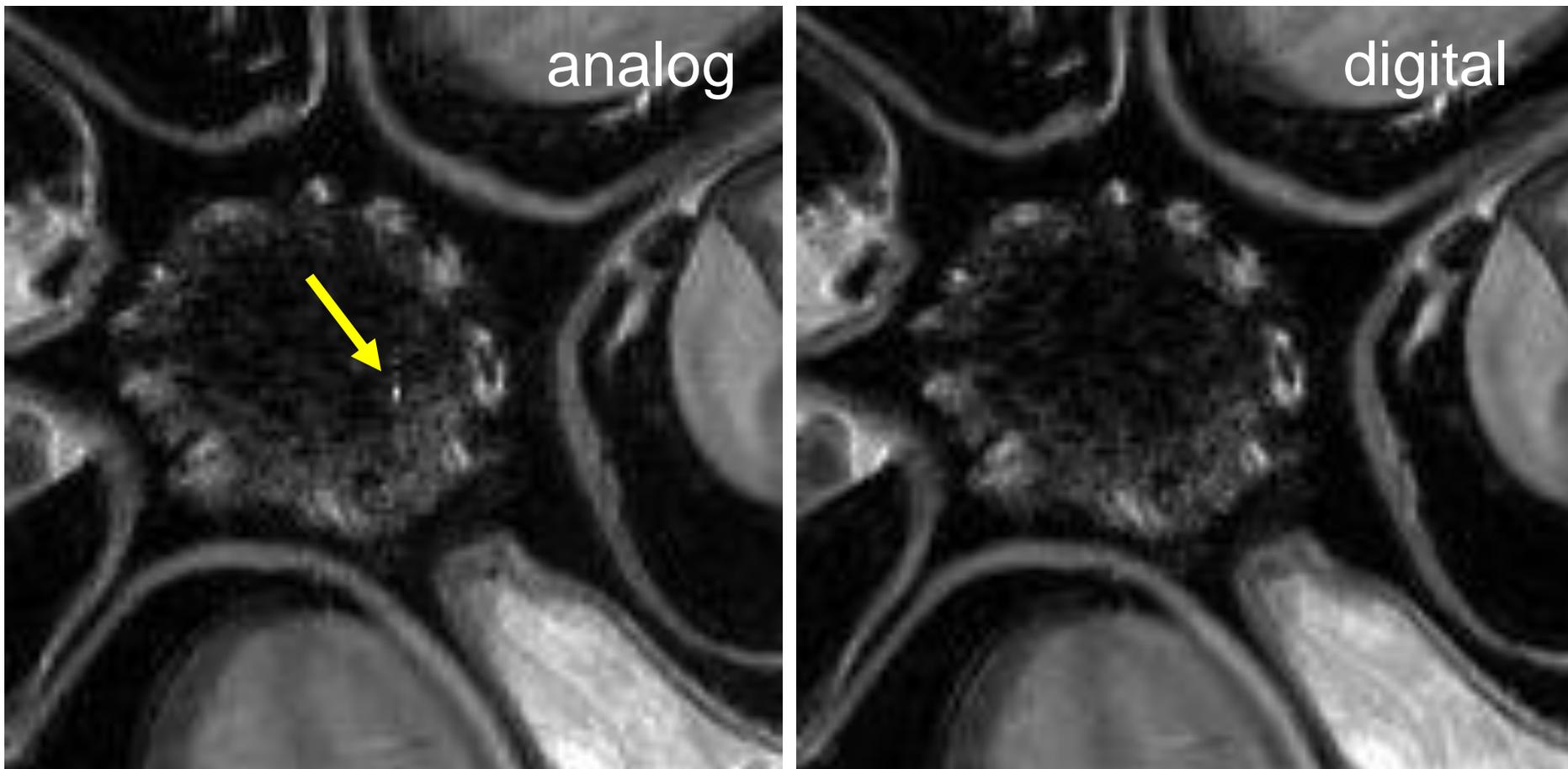


どちらのトランシーバーでも、同様のimage qualityが得られた

Cross sectional images acquired with the analog and the digital transceivers using a 3DSE sequence with TR/TE = 800ms/20ms, FOV = (40.96 mm)<sup>3</sup>, image matrix: 512<sup>2</sup> x 64, NEX = 1

# アナログとデジタルの違い : DC noise?

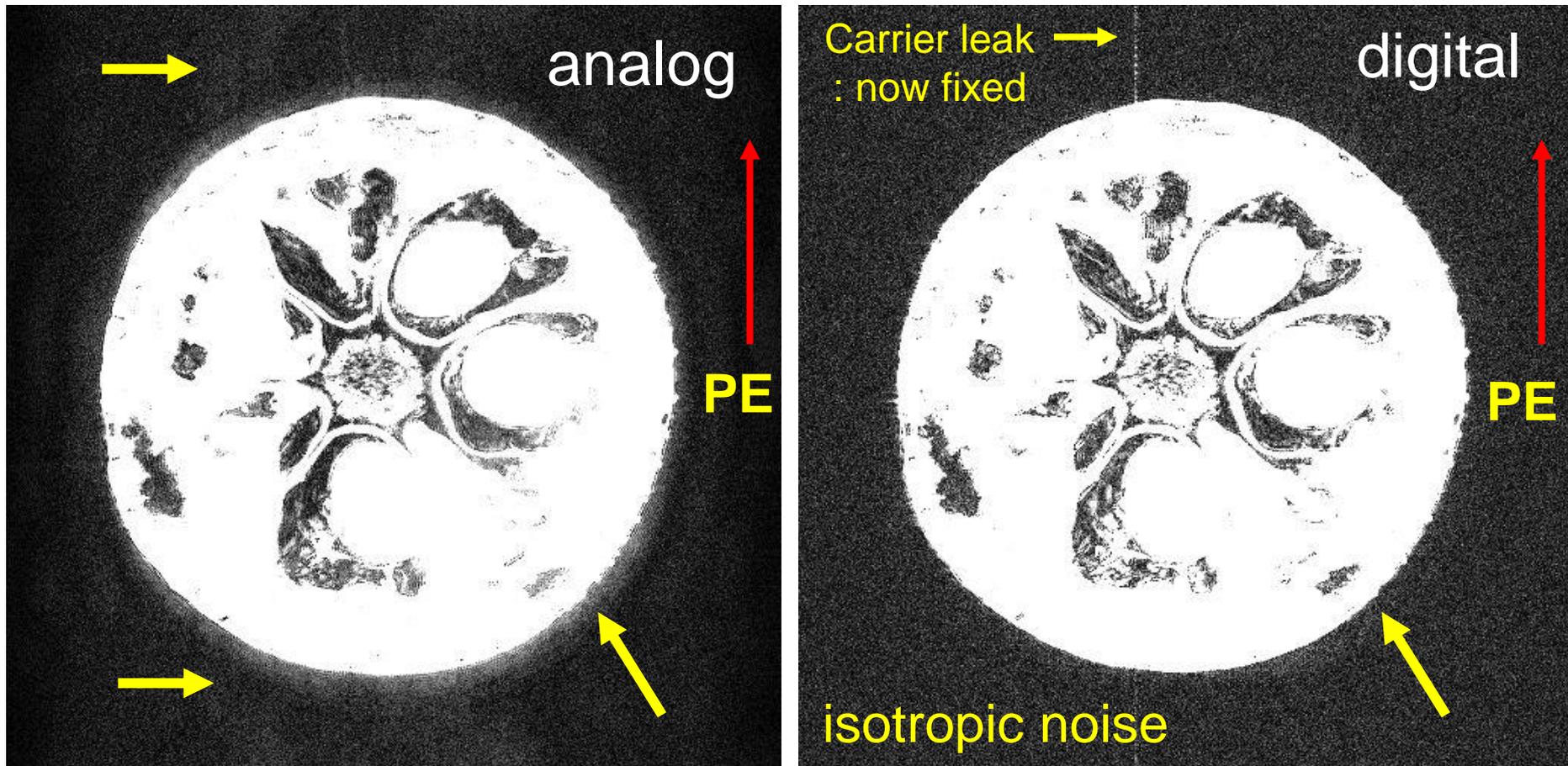
---



アナログトランシーバーでは、**DCオフセットによる輝点**が見られた

Cross sectional images acquired with the analog and the digital transceivers using a 3DSE sequence with TR/TE = 800ms/20ms, FOV = (40.96 mm)<sup>3</sup>, **image matrix: 512<sup>2</sup> x 64, NEX = 1**

# アナログとデジタルの違い：位相安定性？



デジタルトランシーバーでは、**均一なバックグラウンドノイズ**が観測された。いっぽう、アナログトランシーバーでは、**アナログ回路の非線形性や位相の不安定性**に起因すると思われるゴースト状のアーチファクトが観察された。

# MRI装置の構成: パルスプログラマ

---

1. Microprocessor



2. DSP (digital signal processor)



3. FPGA (field programmable gate array)



4. PC with a large buffer memory



PCを用いたものは柔軟性に富み開発時間も短い(Patented)

# 講演の内容

---

1. はじめに
2. MRI装置の構成
3. MRIシステムの立ち上げ
  - 磁石のインストールから撮像まで
4. MR microscopy画像
5. むすび

# MRI装置(9.4T)の立ち上げ



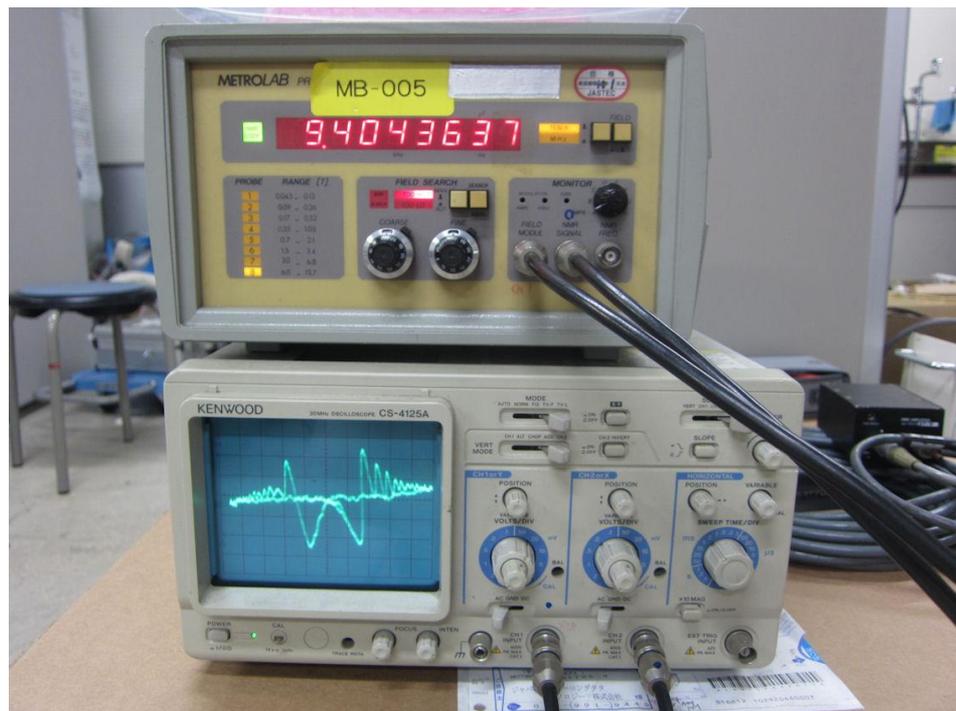
冷えた状態で出荷された(cold shipping)超伝導磁石(2013-9-24)

# MRI装置(9.4T)の立ち上げ



設置作業：門柱でリフトアップして脚を取り付ける

# MRI装置(9.4T)の立ち上げ



液体窒素と液体ヘリウムの補給. その後, 励磁. 9.40433637T

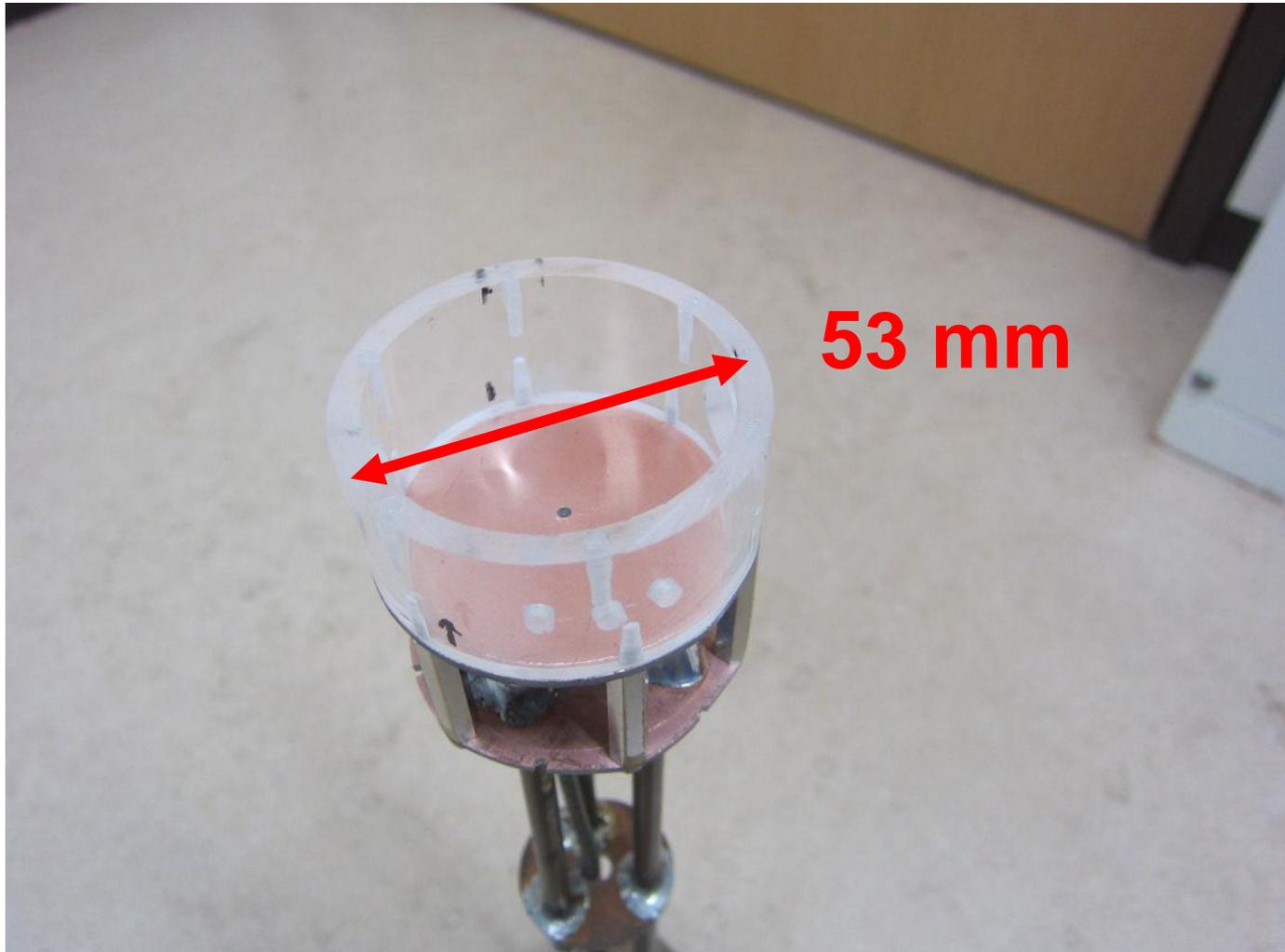
# MRI装置(9.4T)の立ち上げ



磁石のインストール終了. 5ガウスラインは, 半径約1m(要注意!)

# MRI装置 (9.4T) の立ち上げ

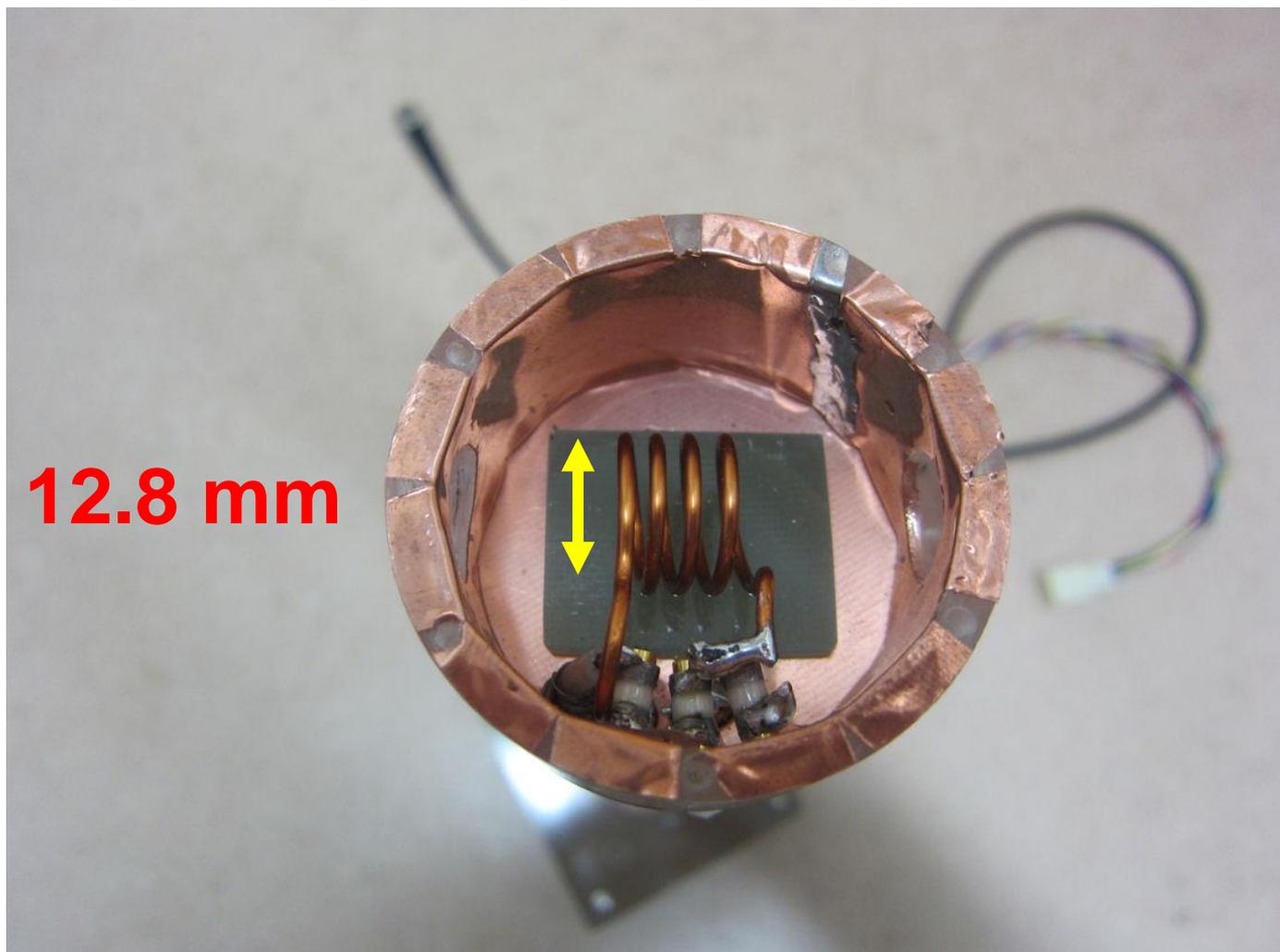
---



MR microscopy用グラジエントコイルプローブ (平板型Gコイル)

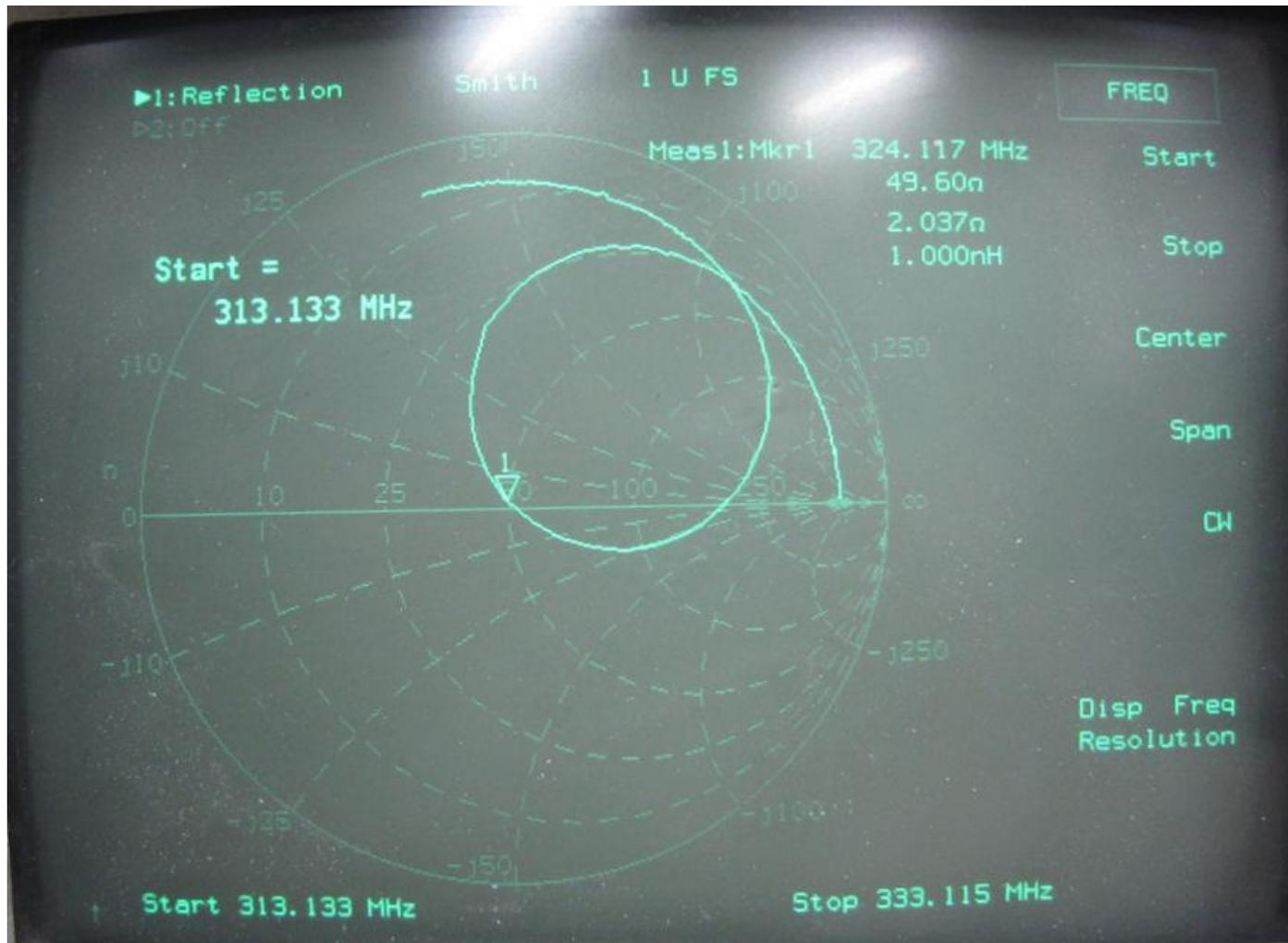
# MRI装置 (9.4T) の立ち上げ

---



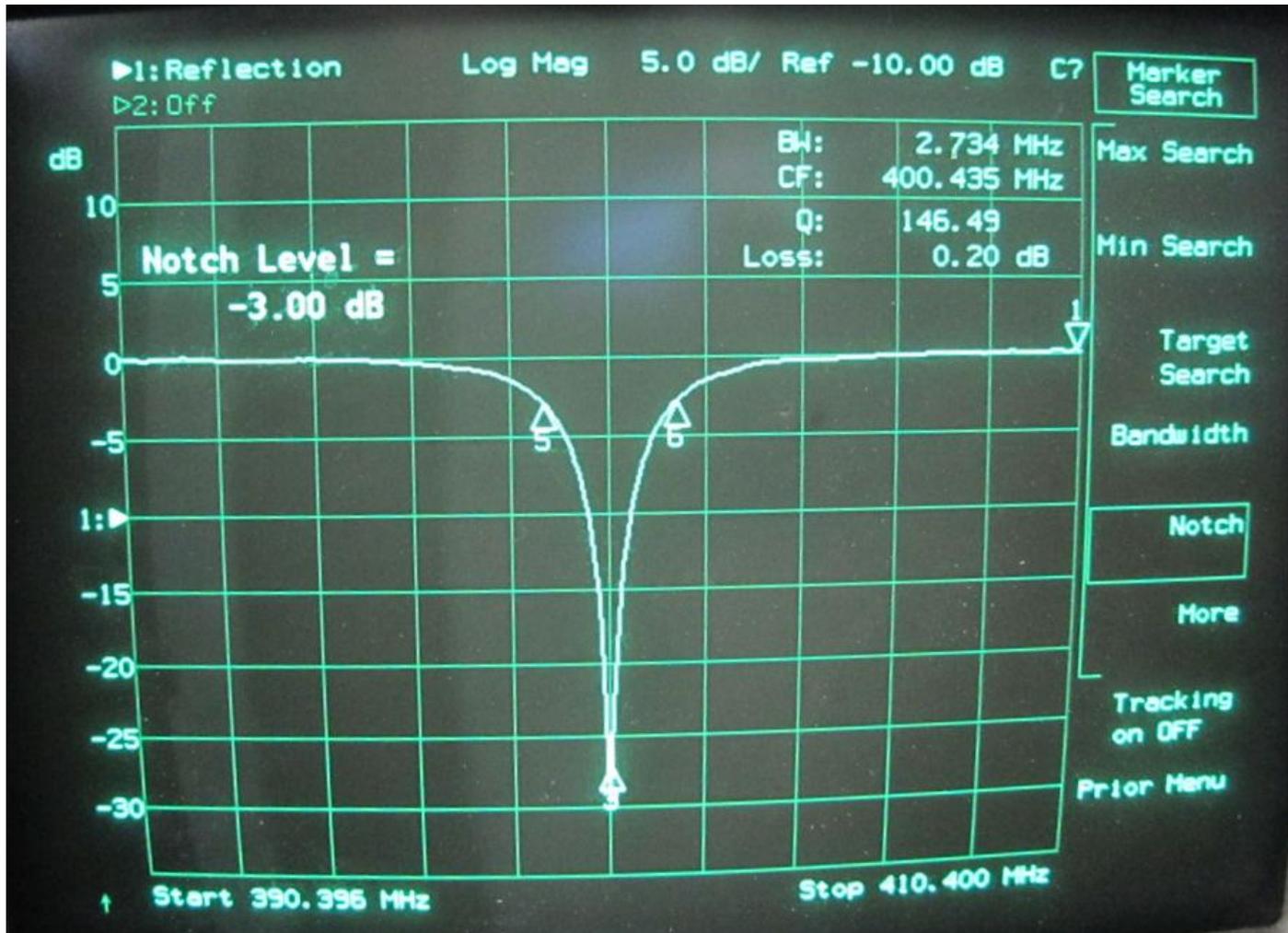
内径12.8mm, 4ターンソレノイド. 線径1.5mm(キャパシタで2分割)

# MRI装置(9.4T)の立ち上げ



分割なしのとき, 324MHzで50Ωマッチング → 400MHzへC分割

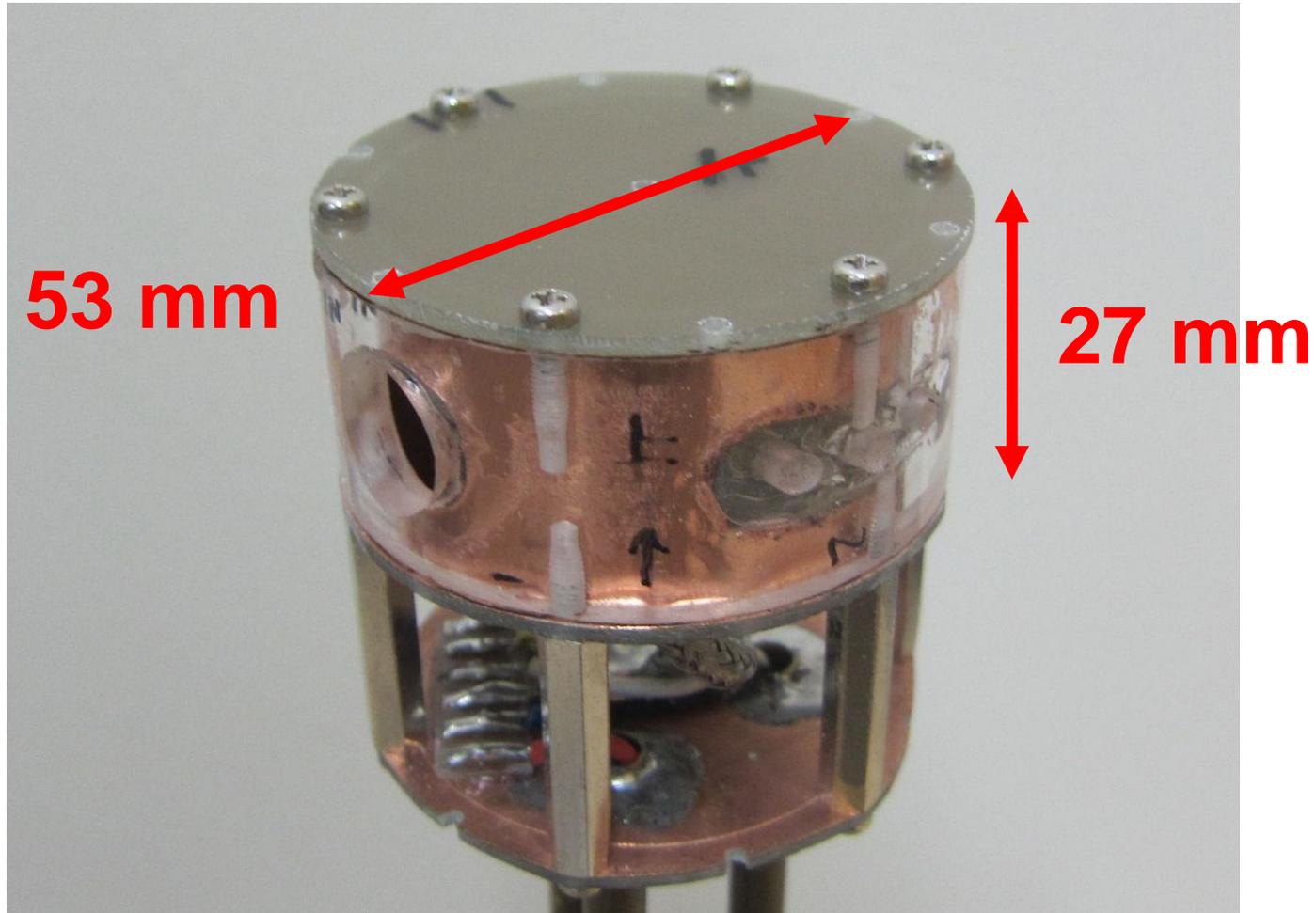
# MRI装置(9.4T)の立ち上げ



15pFチップキャパシタで2分割により400MHzでマッチング

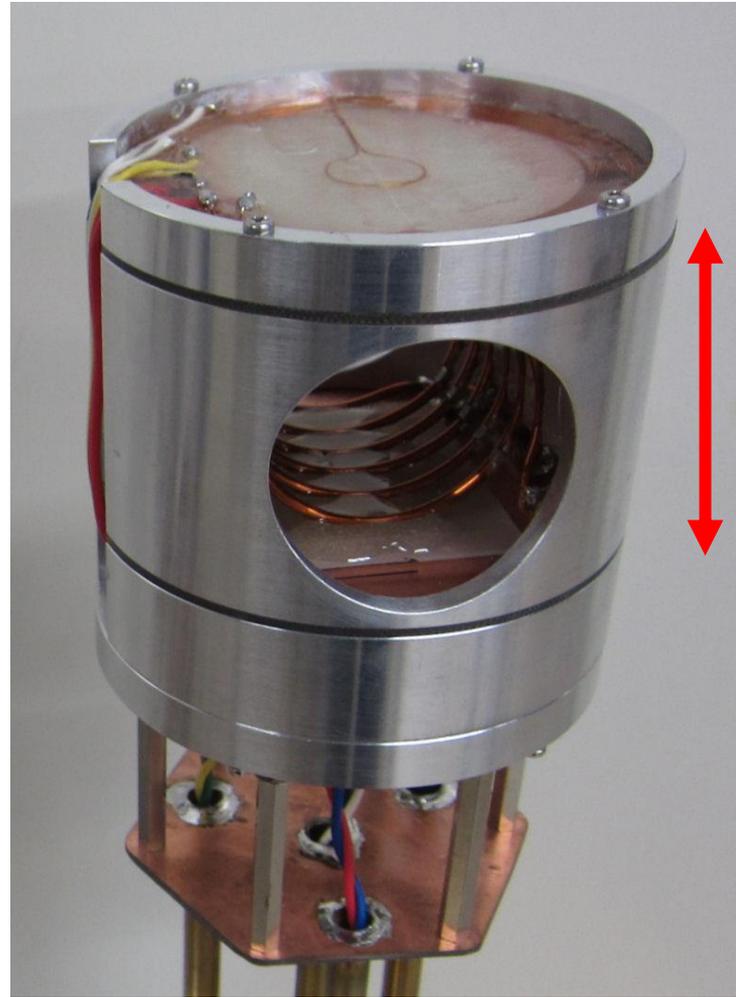
# MRI装置(9.4T)の立ち上げ

---



グラジエントコイル装着前のプローブ(直径53mm)

# MRI装置 (9.4T) の立ち上げ

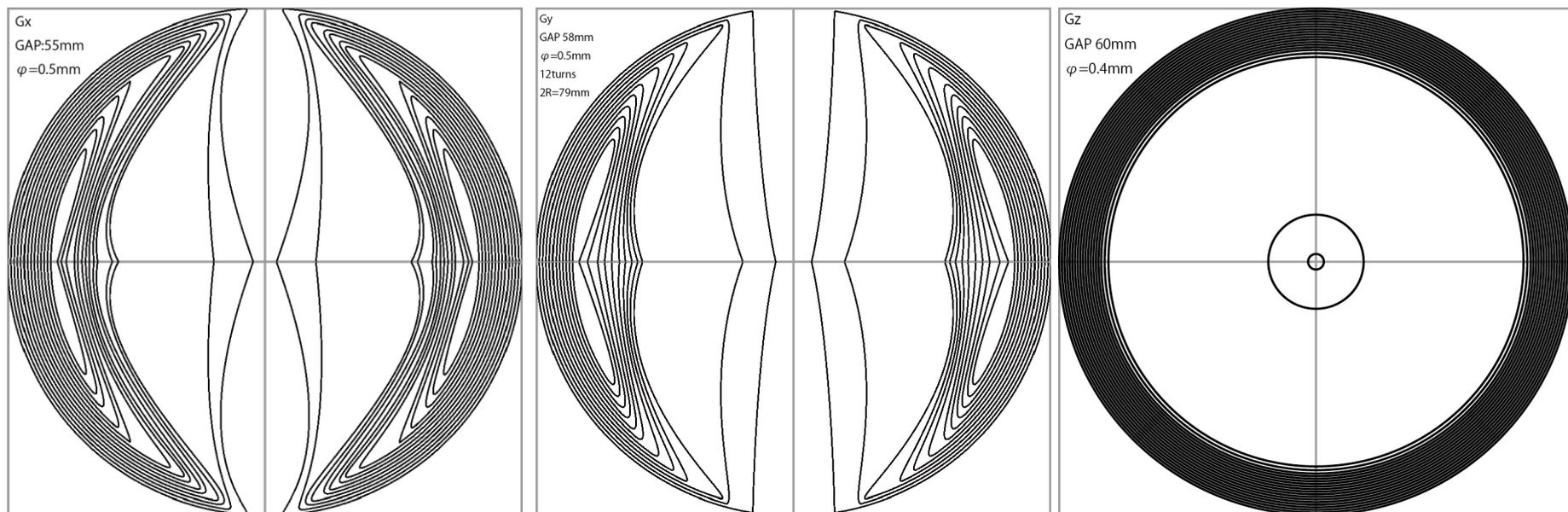


54 mm

石澤君設計  
堀賀君製作

開口径40mmの平板型グラジエントコイルプローブ → 1/2へ

# MRI装置(9.4T)の立ち上げ

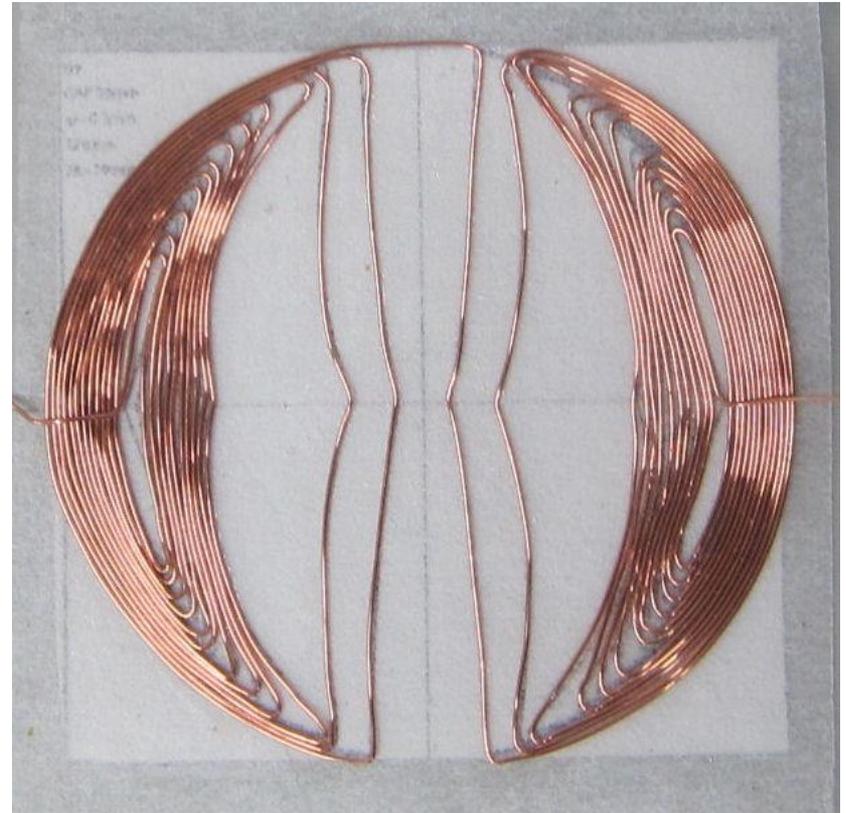
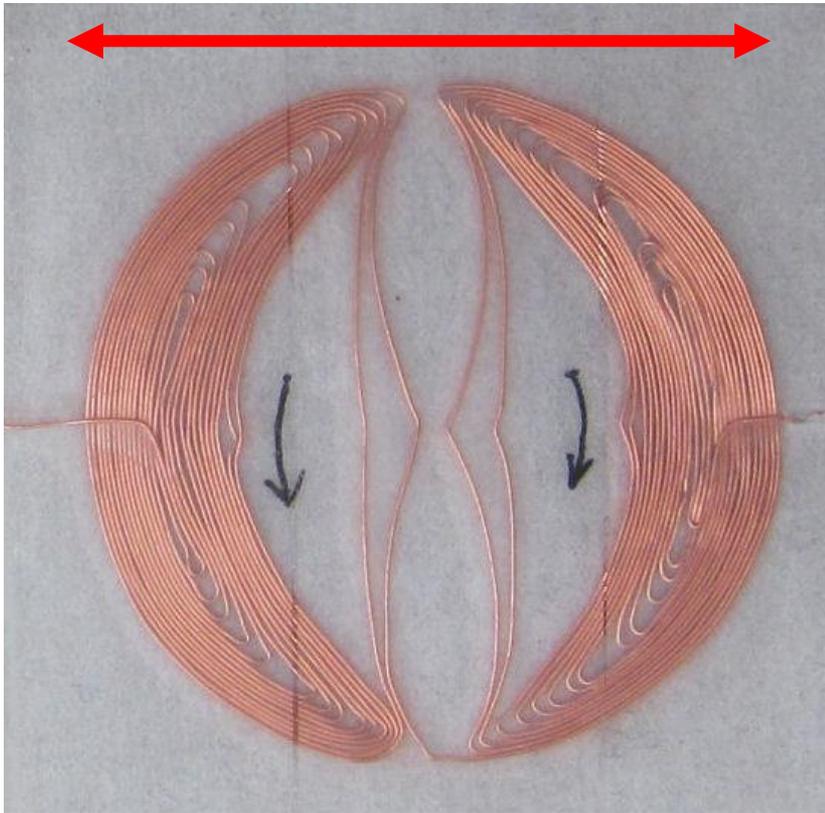


	ROI target	不均一性 [%]	1層の効率 [G/cm/A]	コイル間ギャップ [mm]	巻線径 [mm]	電流面径 [mm]	1層の巻き数
Gx	40 mm 球	25.7	0.35	55	0.5	79	14
Gy		29	0.28	58			12
Gz		9.8	0.8	60	0.4	21	

ギャップ54mmのワイドボア用に設計されたGコイル (by Ishizawa)

# MRI装置(9.4T)の立ち上げ

**38 mm**



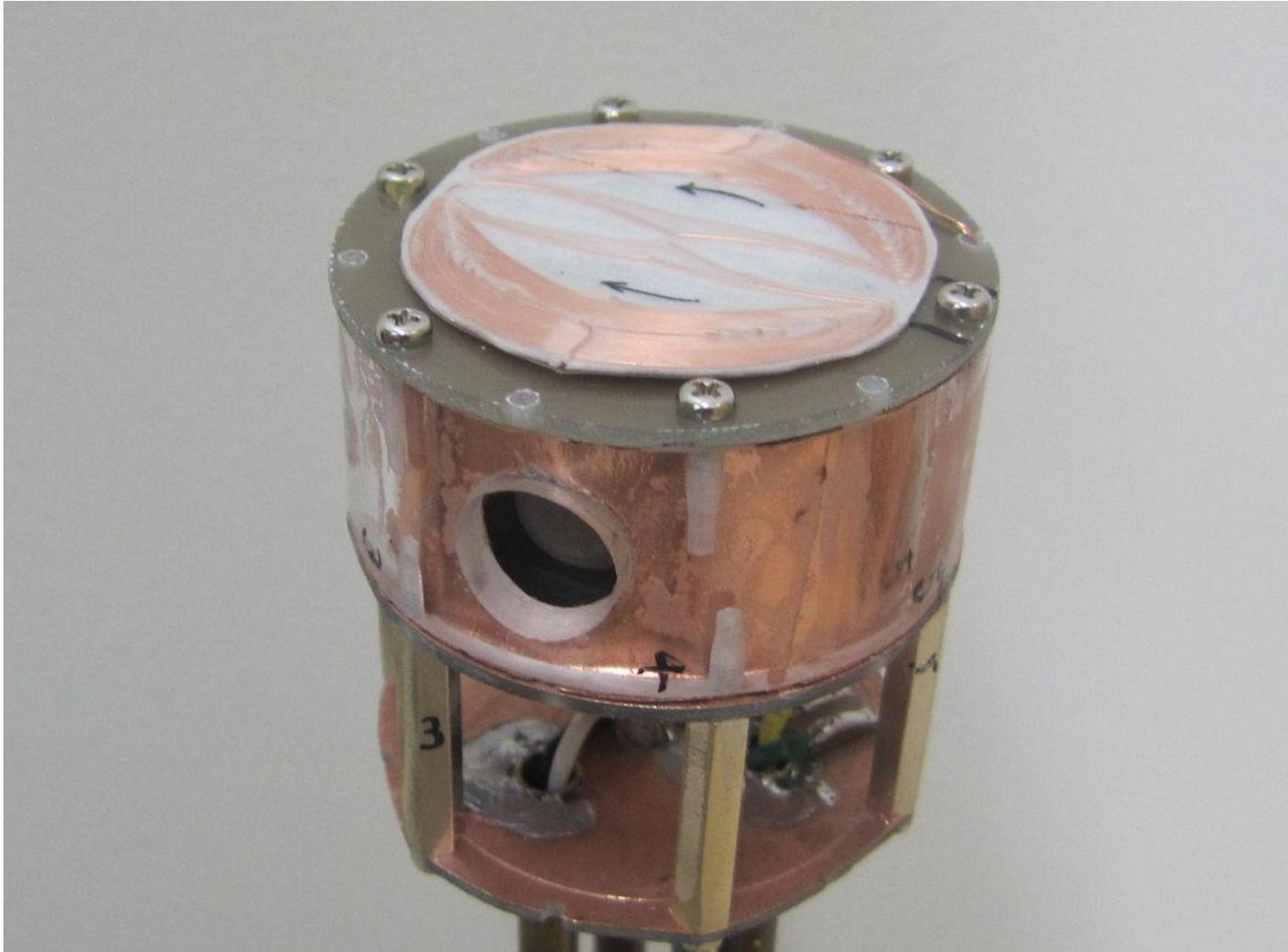
Gxコイル(両面)

Gyコイル(両面)

直径0.26mmのフォルマル被覆銅線で作成

# MRI装置(9.4T)の立ち上げ

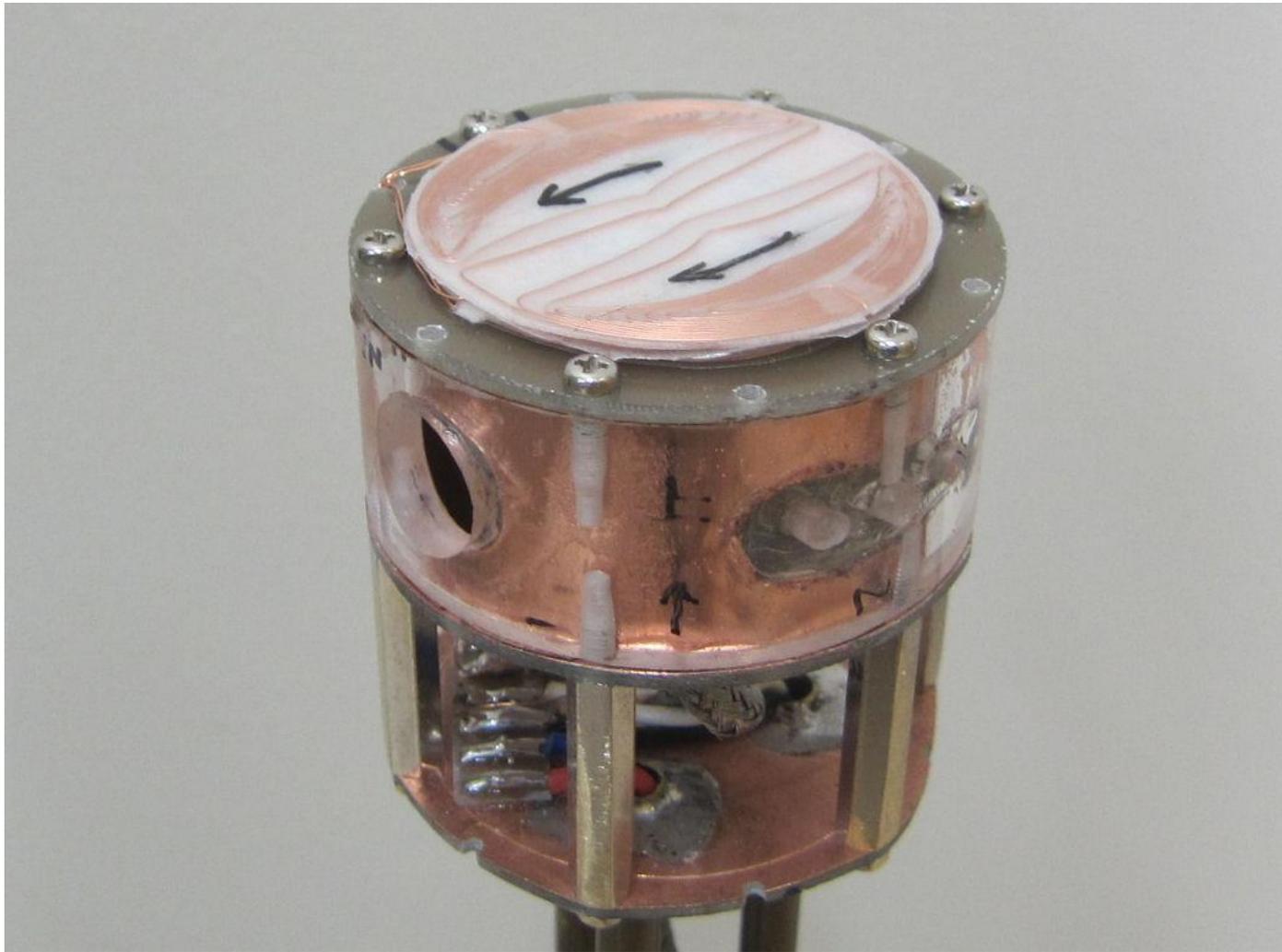
---



Gxの実装状態. 勾配磁場の電流効率は2.8G/cm/A.  $R=3.1\Omega$

# MRI装置(9.4T)の立ち上げ

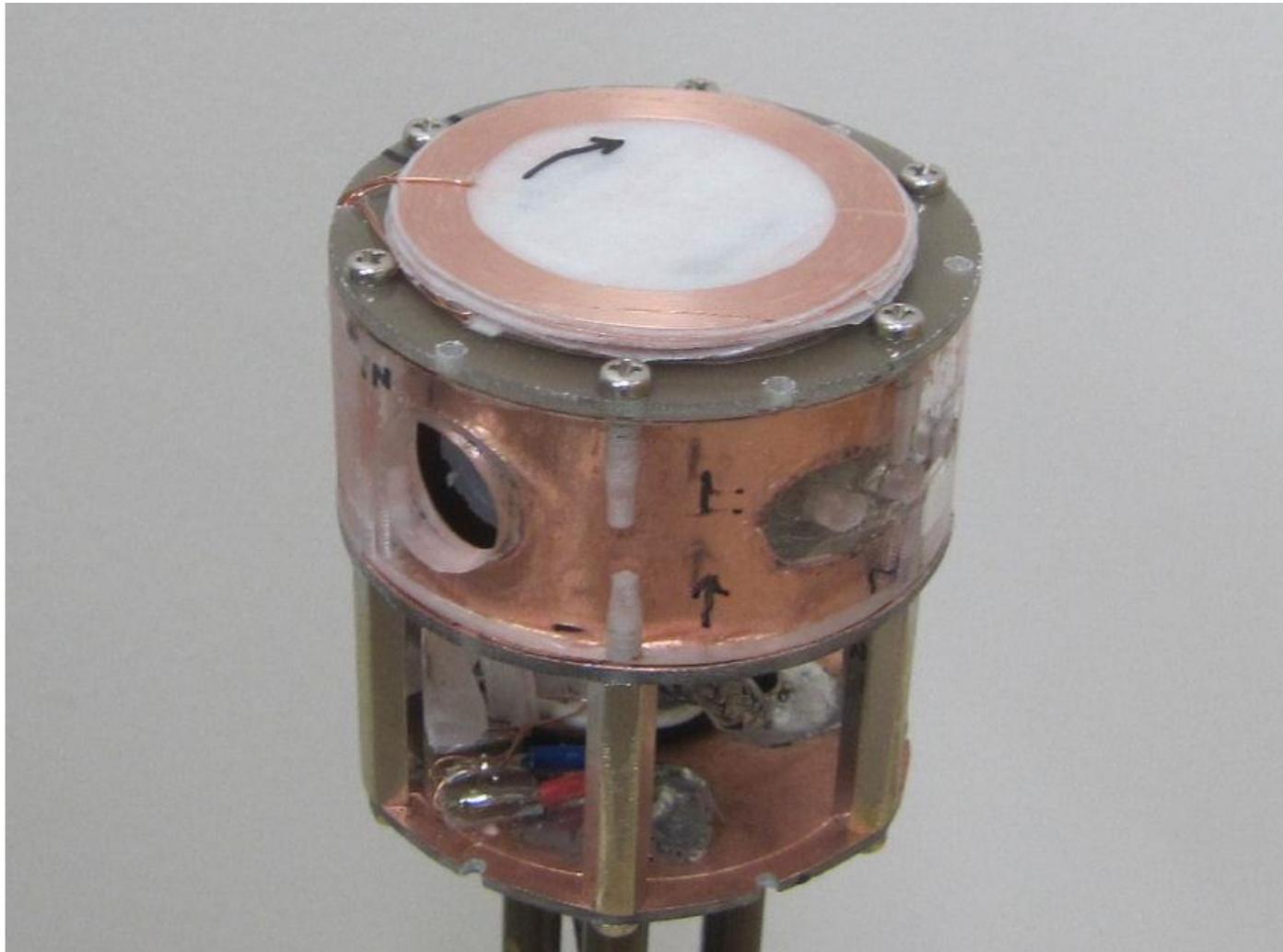
---



Gyの実装状態. 勾配磁場の電流効率は2.2 G/cm/A.  $R=2.6\Omega$

# MRI装置(9.4T)の立ち上げ

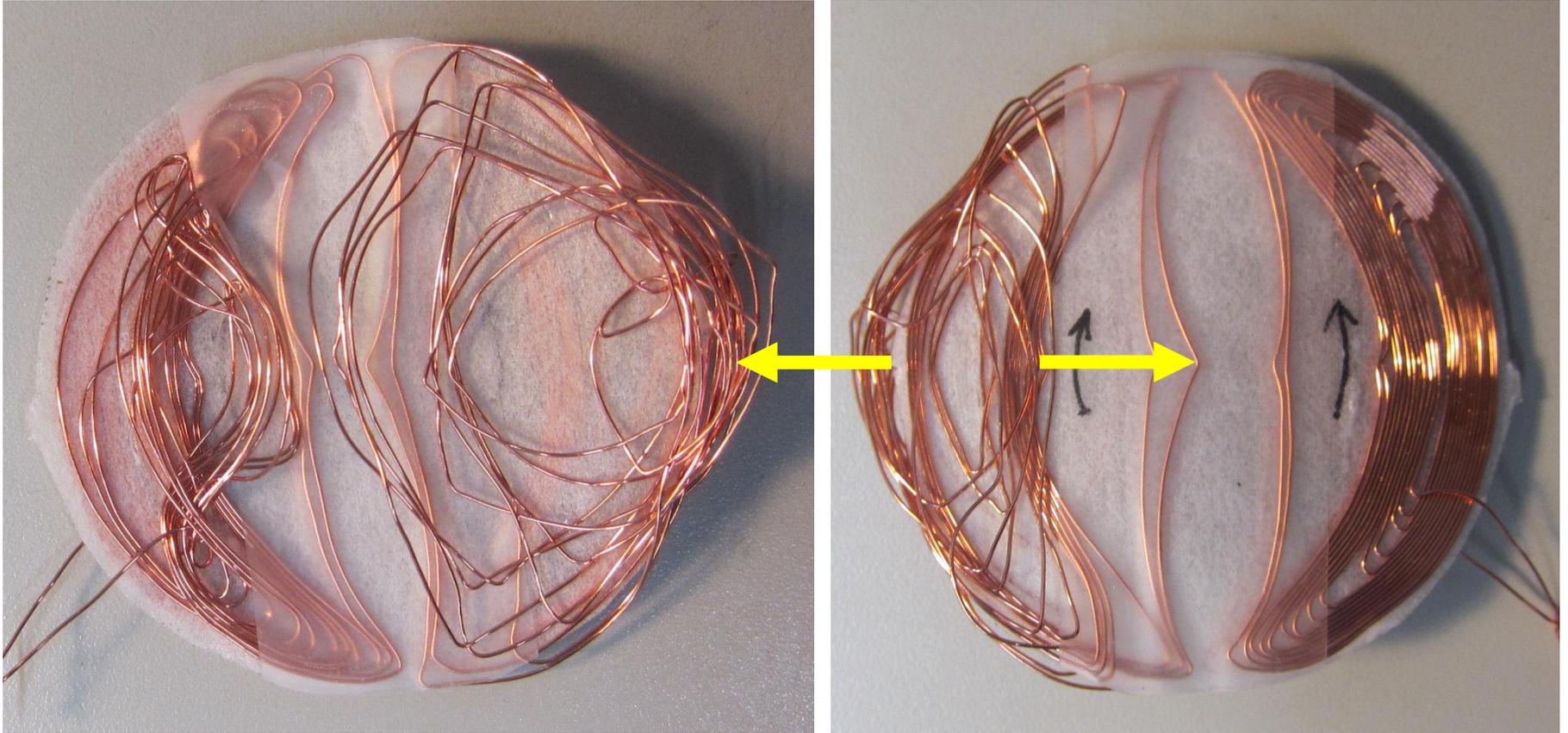
---



Gzの実装状態. 勾配磁場の電流効率は4.2G/cm/A.  $R=1.3\Omega$



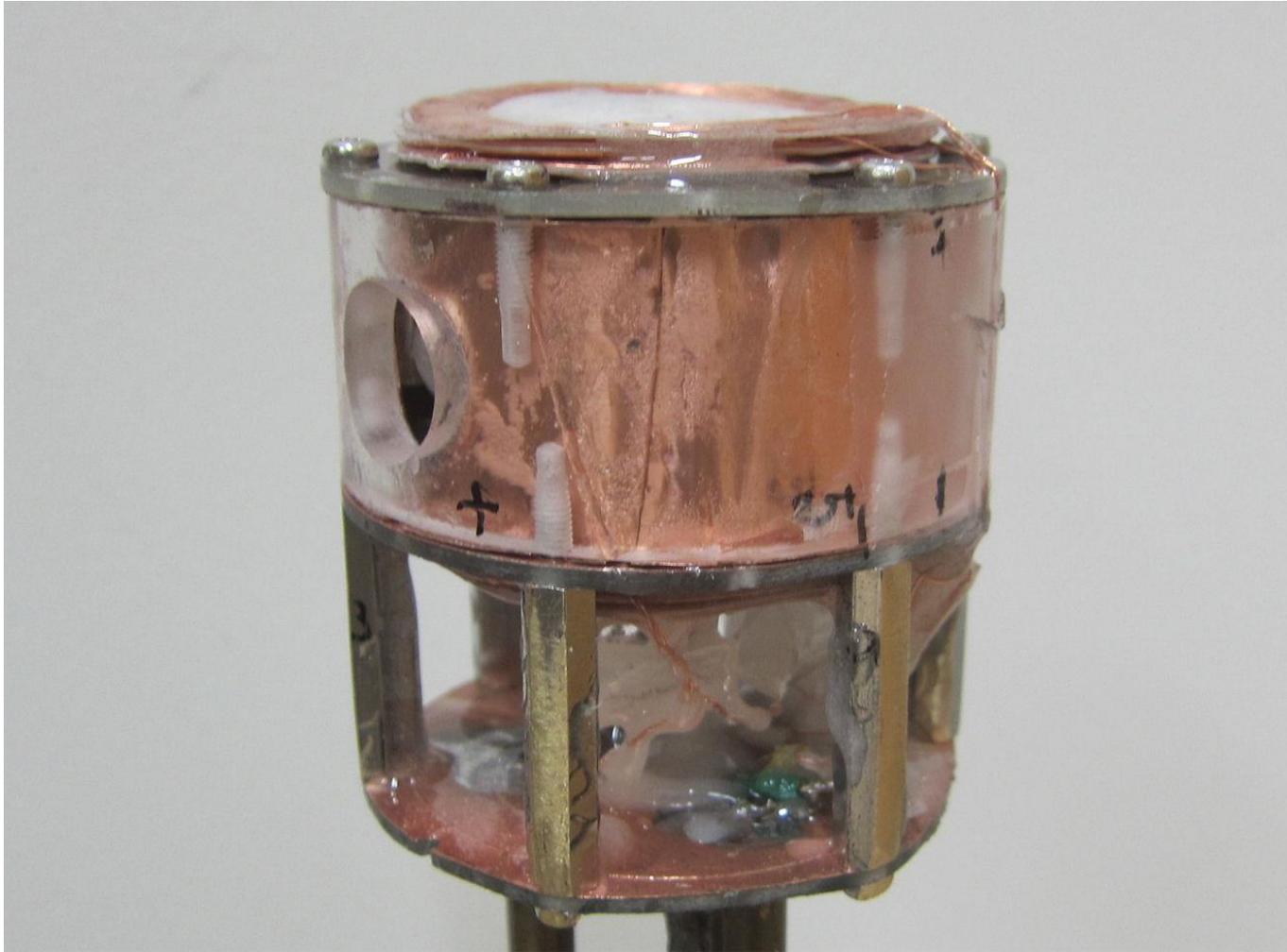
# MRI装置(9.4T)の立ち上げ



破壊されたGxコイル. 3Aで, 1cmあたり30gw程度の力を受ける.

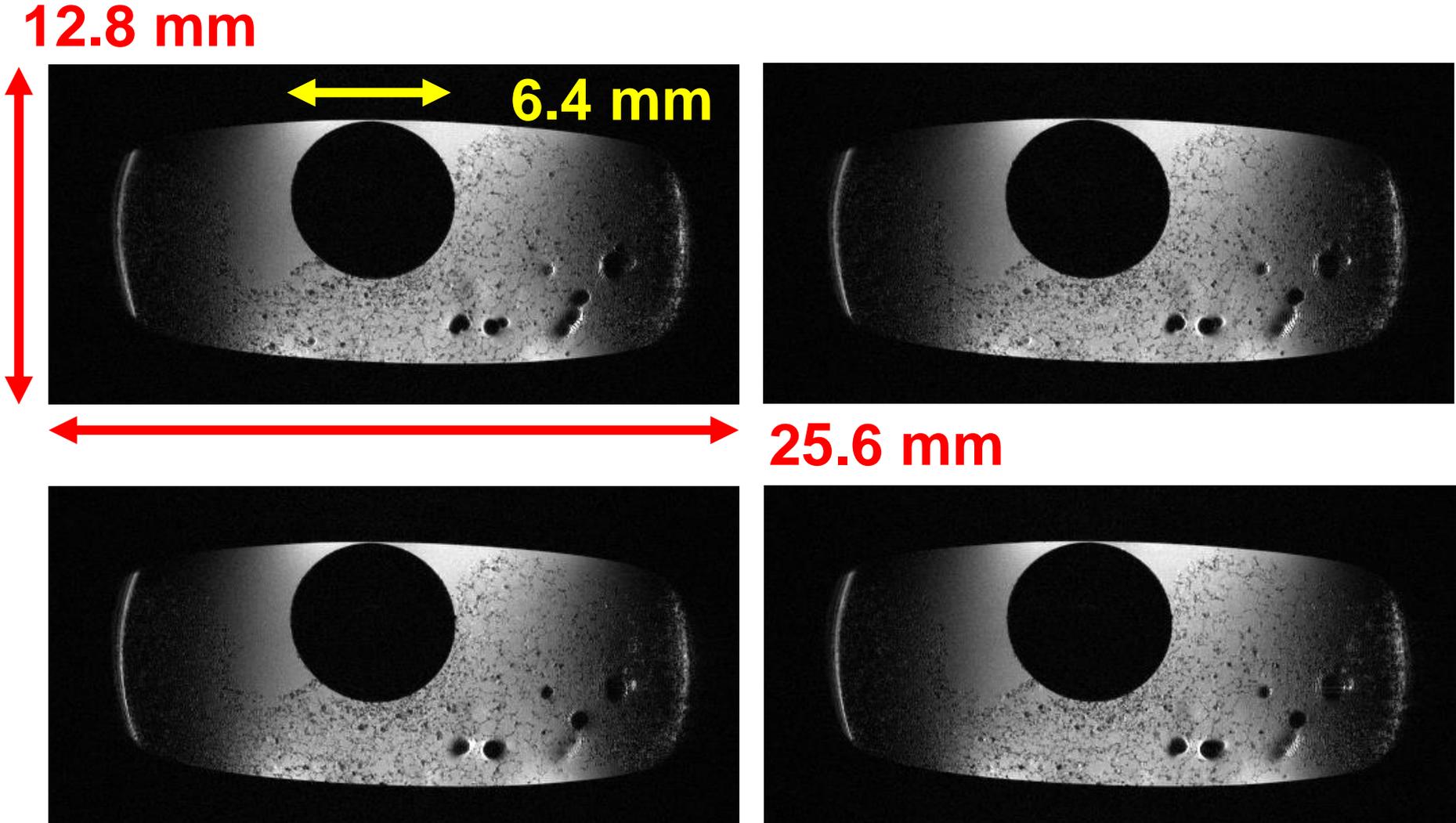
# MRI装置(9.4T)の立ち上げ

---



Gコイルとリード線部分を，エポキシ系樹脂で固めて完成！

# MRI装置(9.4T)の立ち上げ



ファントム撮像. TR/TE=200ms/20ms, 50 $\mu$ m立方.

# MRI装置(9.4T)の立ち上げ

---



## このセクションのまとめ

超伝導磁石とMRIコンソールを導入し、勾配磁場プローブを製作すれば、高性能のMR microscopeが完成する。

# 講演の内容

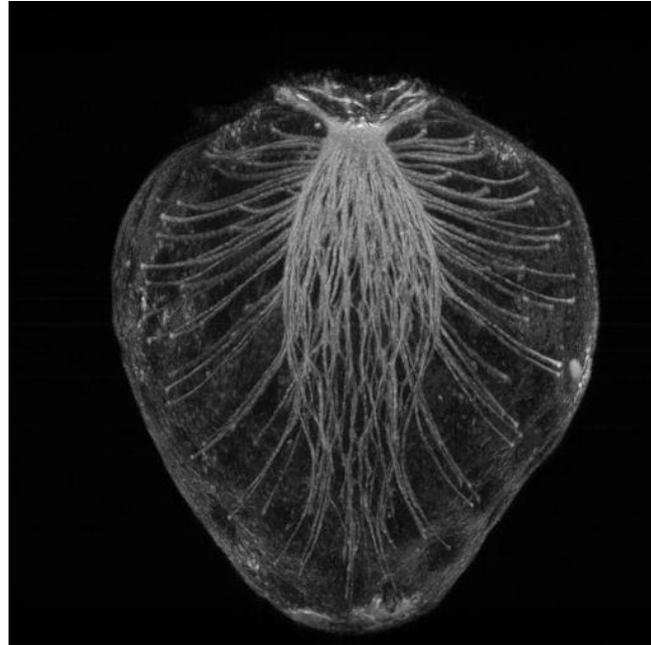
---

1. はじめに
2. MRI装置の構成
3. MRIシステムの立ち上げ  
—磁石のインストールから撮像まで
4. MR microscopy画像
5. むすび

# 4.7Tにおけるイチゴの撮像 (256<sup>3</sup>撮像)



MIP



とちのおとめ

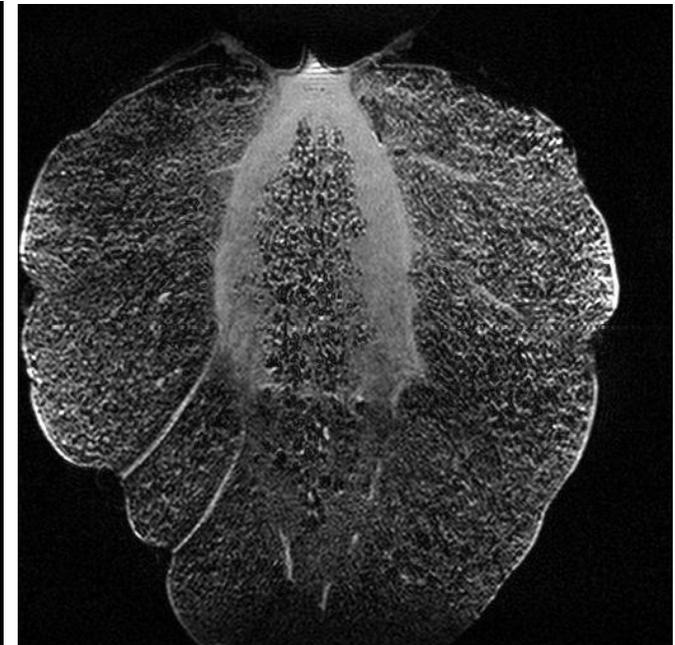
TR/TE=200ms/3.5ms

3DGRE, 256<sup>3</sup>

(125 $\mu$ m)<sup>3</sup>, 1NEX

維管束構造の可視化

Cross section



TR/TE=600ms/12ms

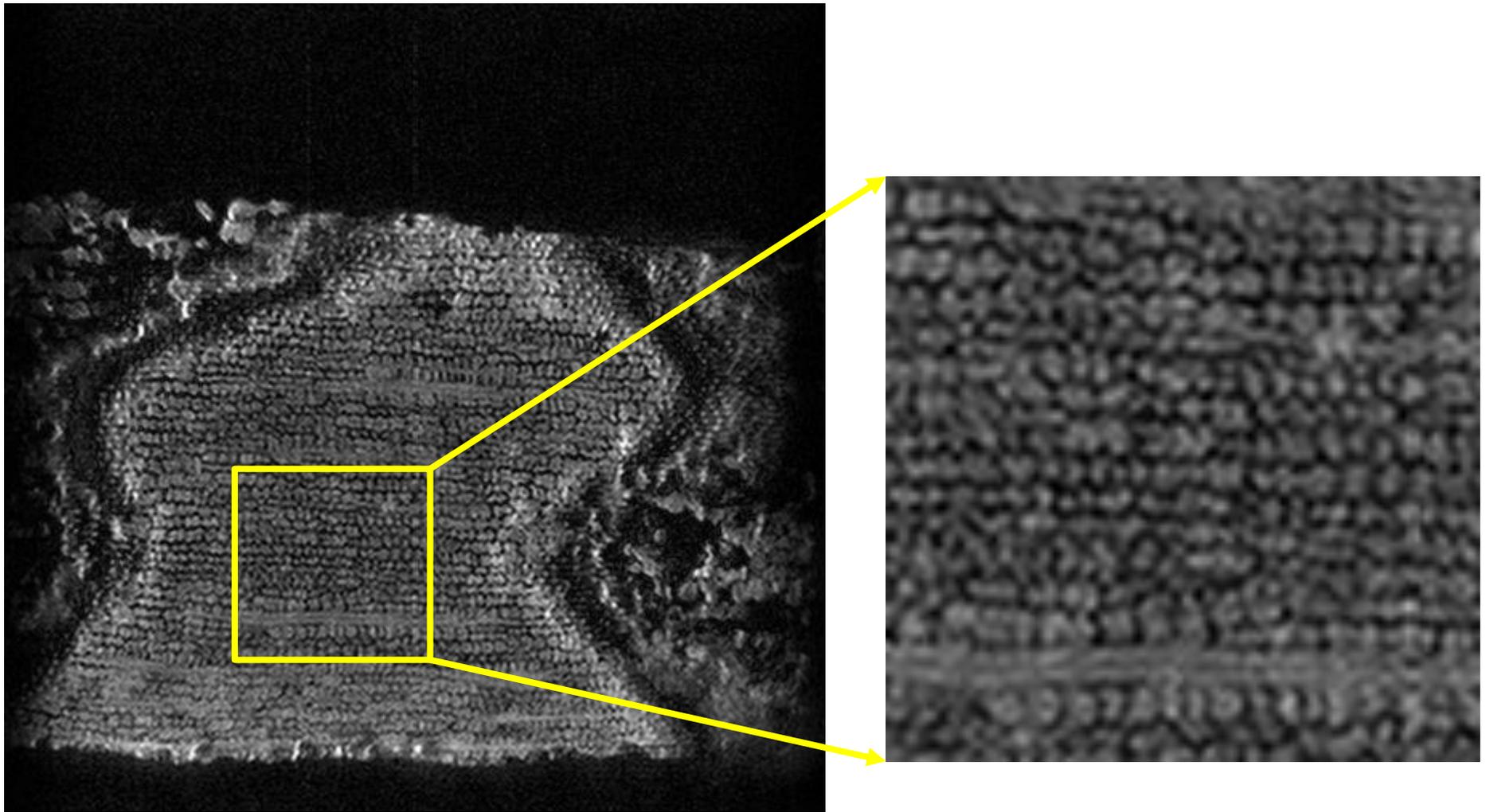
3DSE, 256<sup>3</sup>

(100 $\mu$ m)<sup>3</sup>, 1NEX

Porous structure

## 4.7Tにおけるタマネギの撮像(256<sup>3</sup>撮像)

---



256×256 ×256 pixels, **(50 μm)<sup>3</sup>** voxel, (12.56 mm)<sup>3</sup> FOV

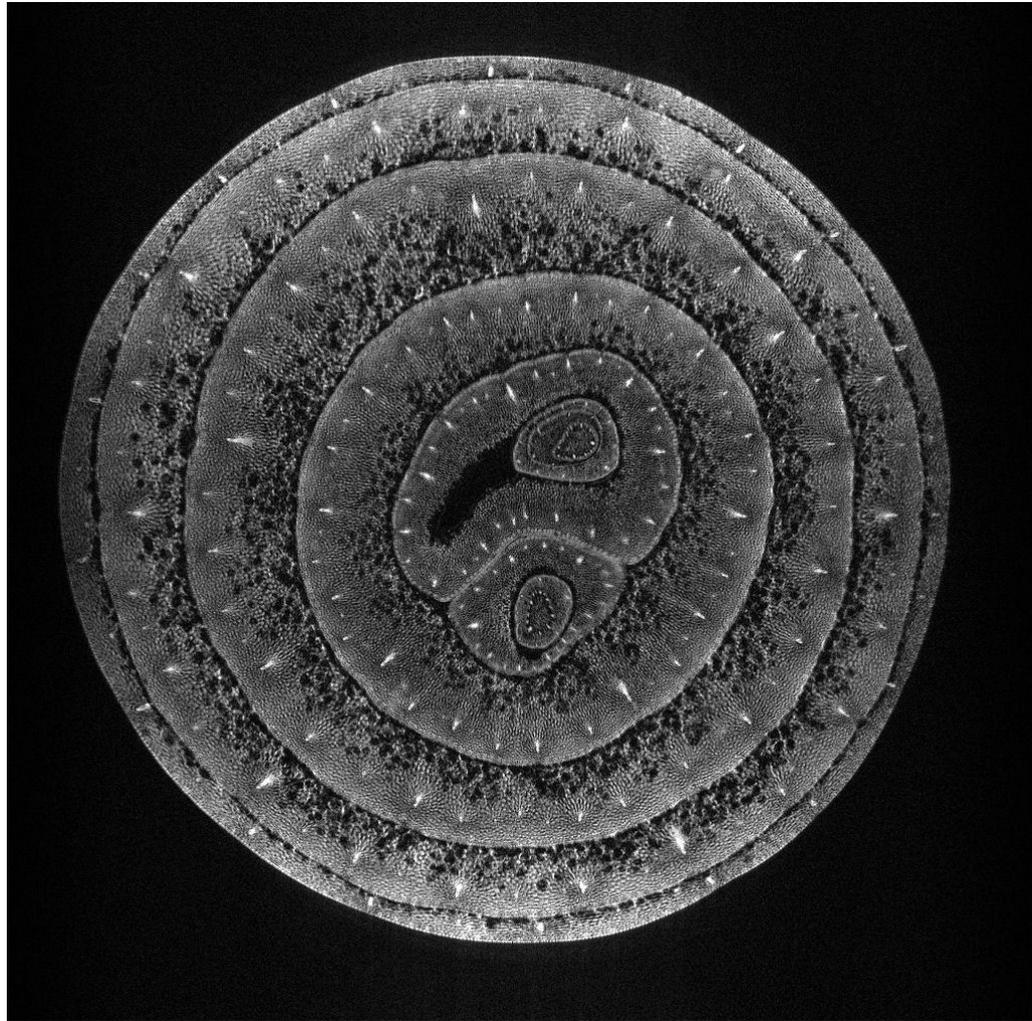
## 4.7Tにおけるペコロスの撮像(1024<sup>2</sup>×64撮像)



内径40mmのプローブを使用

## 4.7Tにおけるペコロスの撮像 (1024<sup>2</sup>×64撮像)

---



40.96 mm

1024 × 1024 × 64 pixels (40.96 mm<sup>2</sup> FOV), TR=800ms, TE=32ms

## 4.7Tにおけるペコロスの撮像 (1024<sup>2</sup>×64撮像)

---

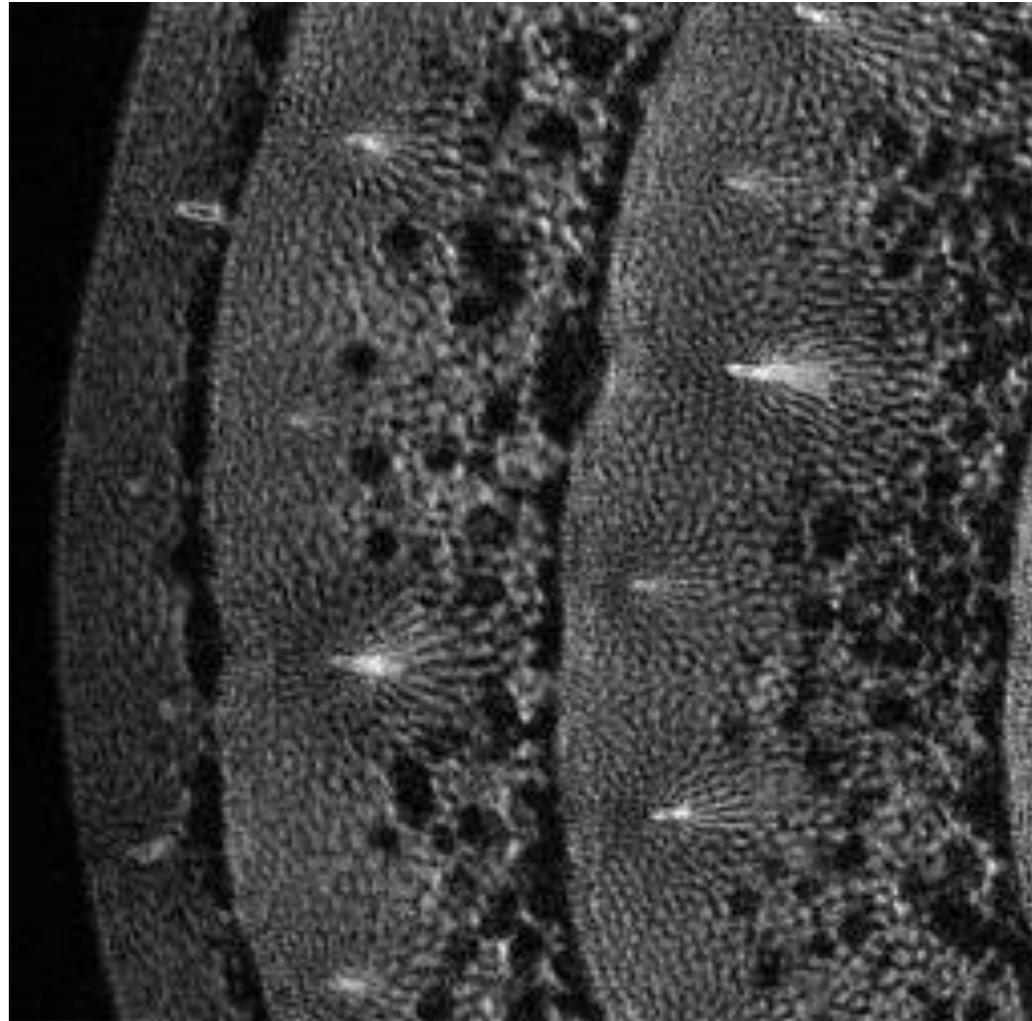


20.48 mm

1024 × 1024 × 64 pixels (40.96 mm<sup>2</sup> FOV), TR=800ms, TE=32ms

## 4.7Tにおけるペコロスの撮像(1024<sup>2</sup>×64撮像)

---

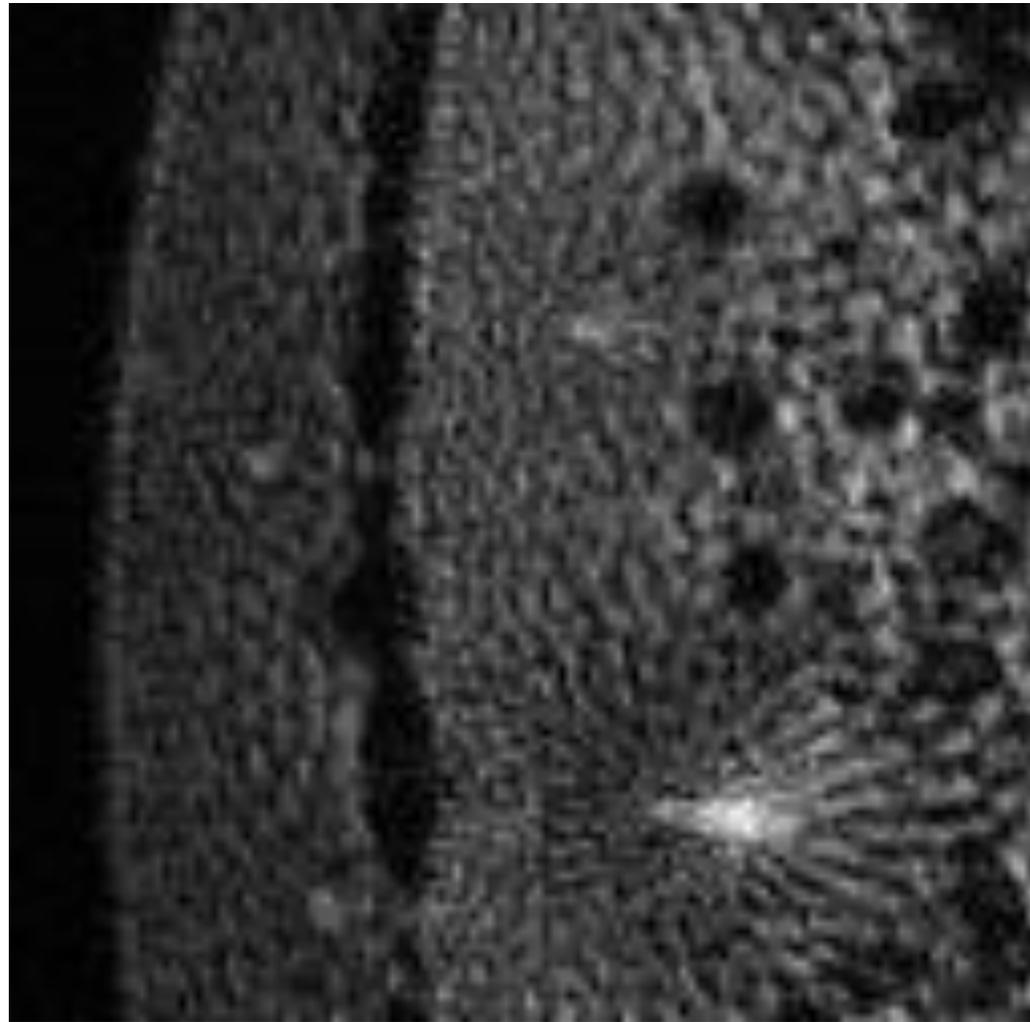


**10.24 mm**

1024 × 1024 × 64 pixels (40.96 mm<sup>2</sup> FOV), TR=800ms, TE=32ms

## 4.7Tにおけるペコロスの撮像(1024<sup>2</sup>×64撮像)

---

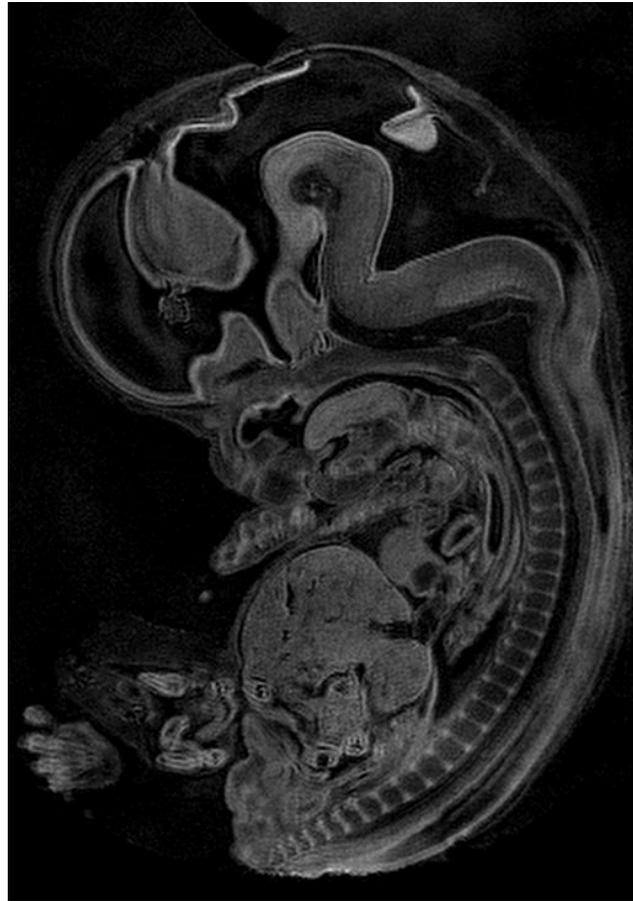


5.12 mm

1024 × 1024 × 64 pixels (40.96 mm<sup>2</sup> FOV), TR=800ms, TE=32ms

# 3D High Resolution Imaging at 9.4T

---



化学固定ヒト胚子標本CS22(京都大学先天異常標本解析センター)

TR/TE=100ms/5ms, 3DGE,  $256 \times 256 \times 512$ ,  $(60\mu\text{m})^3$ , 12NEX

# 講演の内容

---

1. はじめに
2. MRI装置の構成
3. MRIシステムの立ち上げ  
—磁石のインストールから撮像まで
4. MR microscopy画像
5. むすび

# むすび

---

1. MRI装置の構成に関して、実例を中心とした紹介を行った.
2. 9.4Tの超伝導磁石を用いたMR microscopyの構築のプロセスを紹介した.
3. 4.7Tの超伝導磁石を用いたMR microscopy画像の紹介を行った.

# *Special Thanks to MRLab & MRTechnology*

