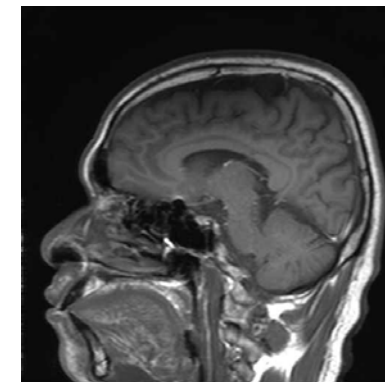




筑波大学
University of Tsukuba



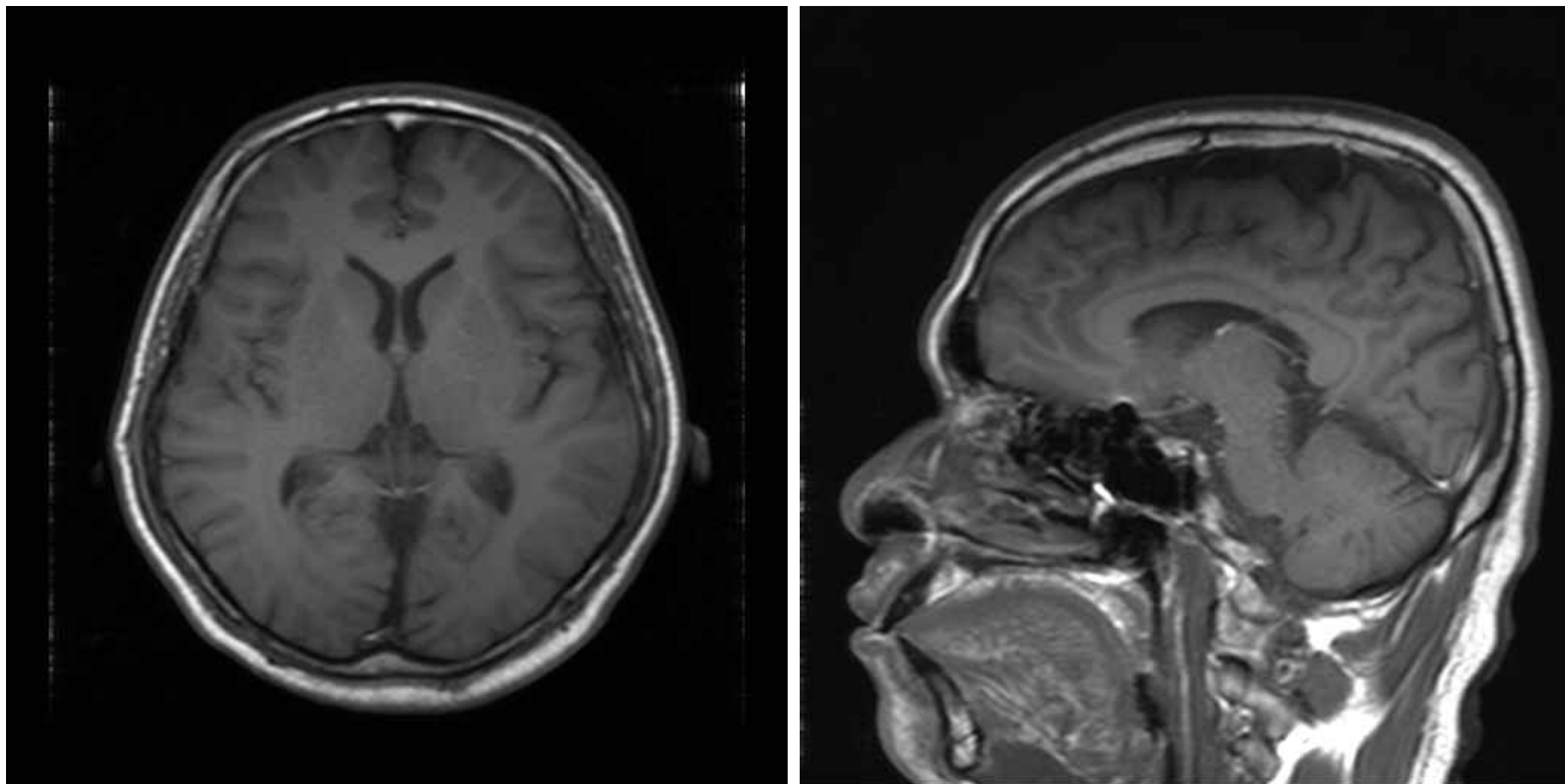
My brain

MRIの基礎

筑波大学数理物質科学研究科
電子・物理工学専攻 巨瀬 勝美

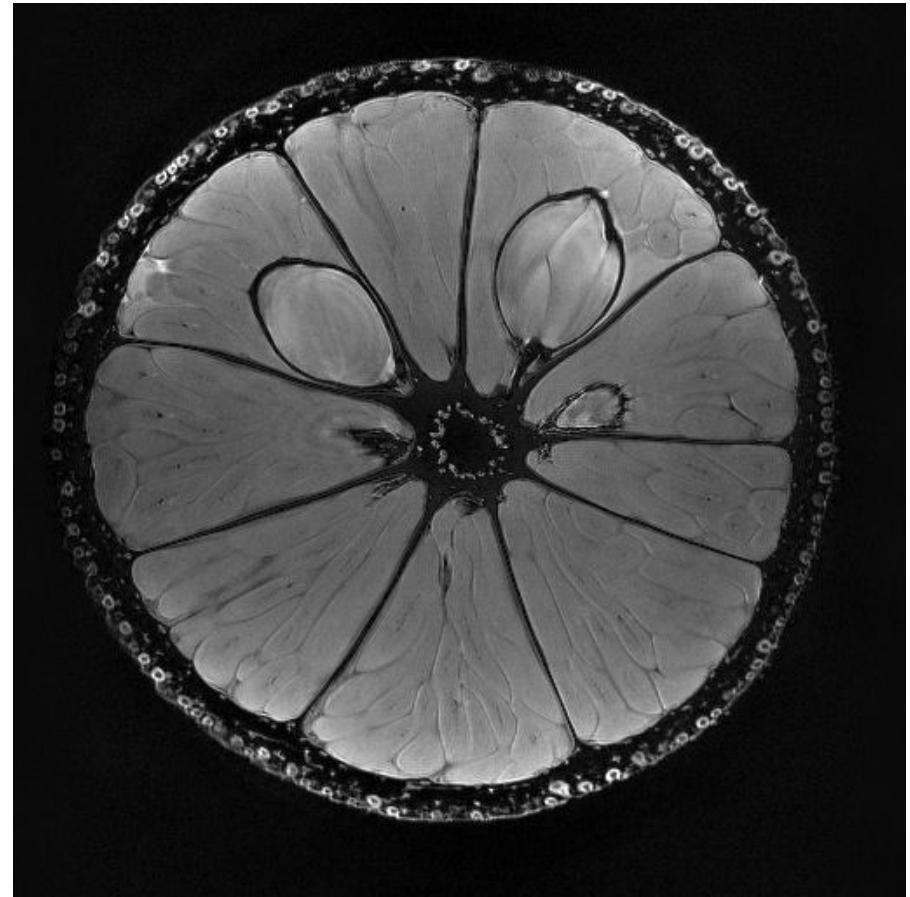
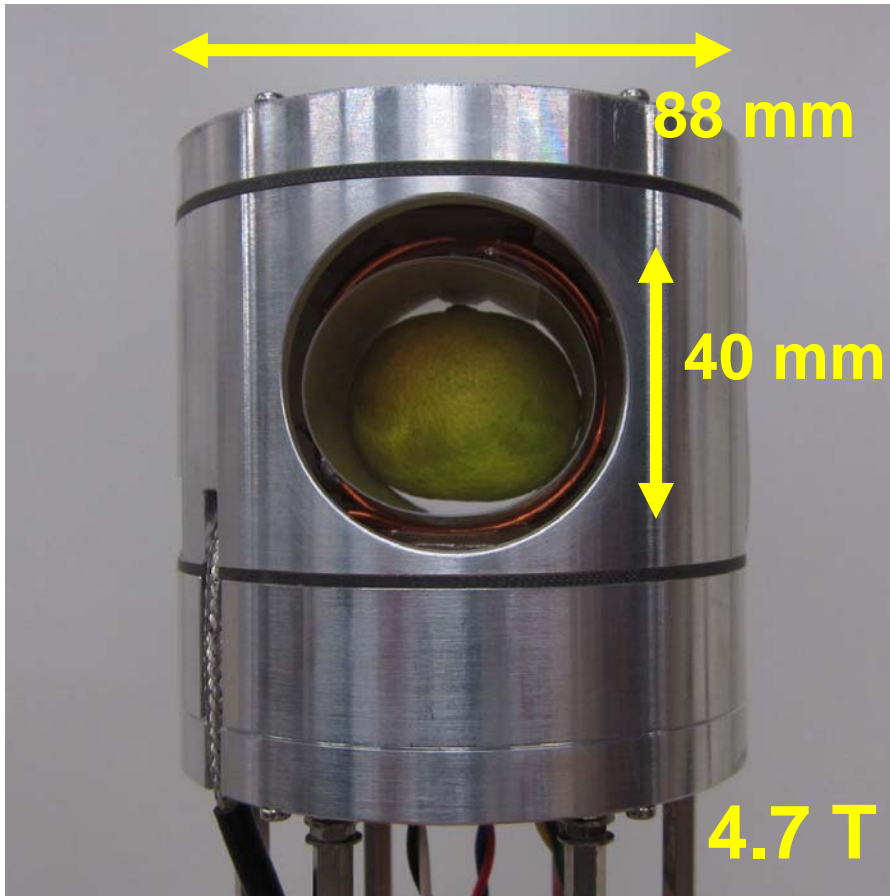
第51回NMR討論会チュートリアルコース(2012-11-7)

典型的MR画像(1)



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

典型的MR画像(2)



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

講演の内容

1. MRIとは？(16)
2. MRIの原理と撮像手法(9)
3. MRI装置(28)
4. MRIにおける空間分解能(29)
5. MRIにおける画像コントラスト(8)
6. 撮像例(5)
7. むすび

MRIとは？



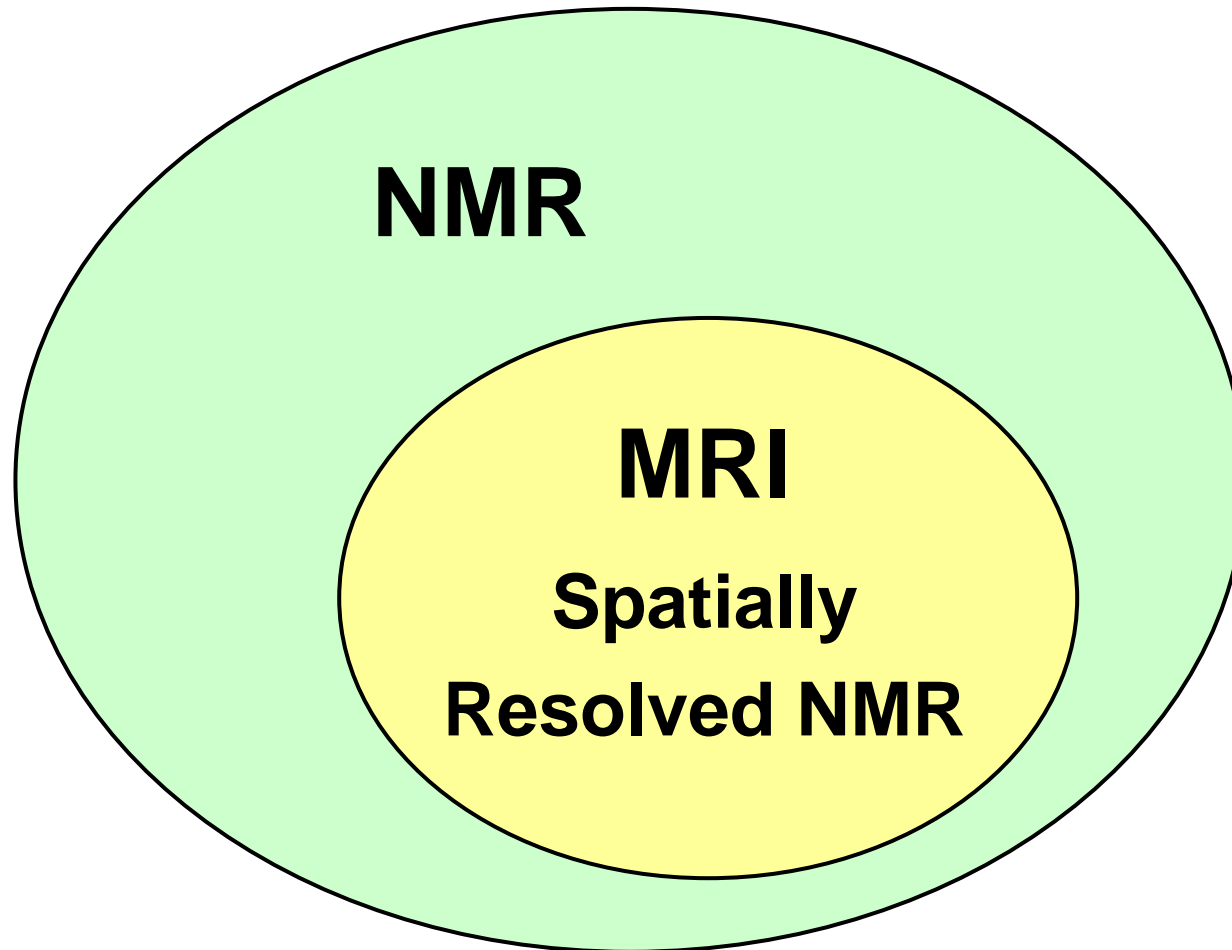
超伝導磁石を用いたMRI(東芝MS)



永久磁石を用いたMRI(日立メディコ)

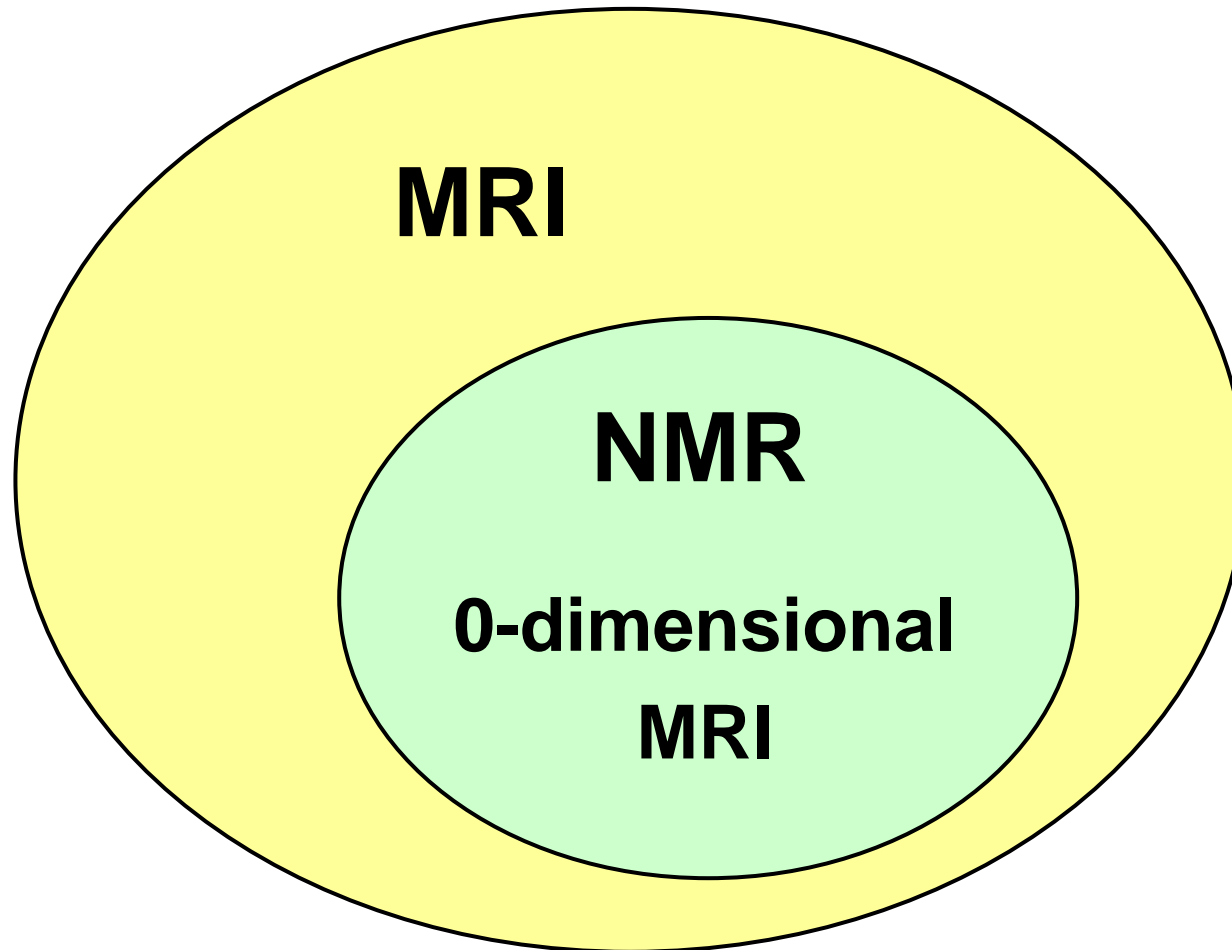
磁気共鳴イメージング (Magnetic Resonance Imaging) の略. 装置自身もMRIと呼ぶ. 水や脂肪に含まれる水素原子核の分布を, NMR現象を利用して画像化する装置. 国内で約6,000台が普及している.

MRIとは？(NMR討論会では)



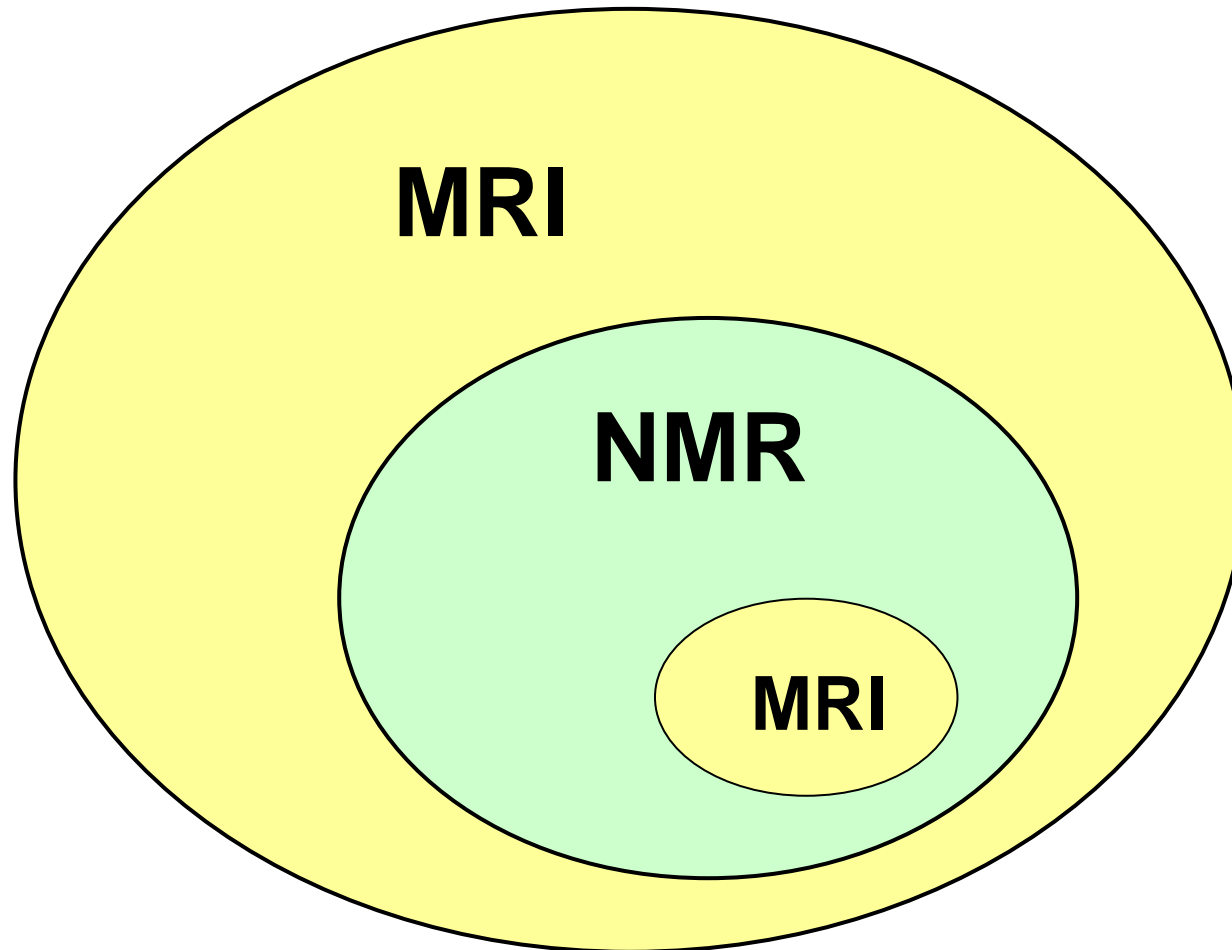
MRIとは位置を識別したNMR計測法(NMRの一部)

MRIとは？



NMRは位置を識別しない0次元MRI(MRIの一部)

MRIとは？

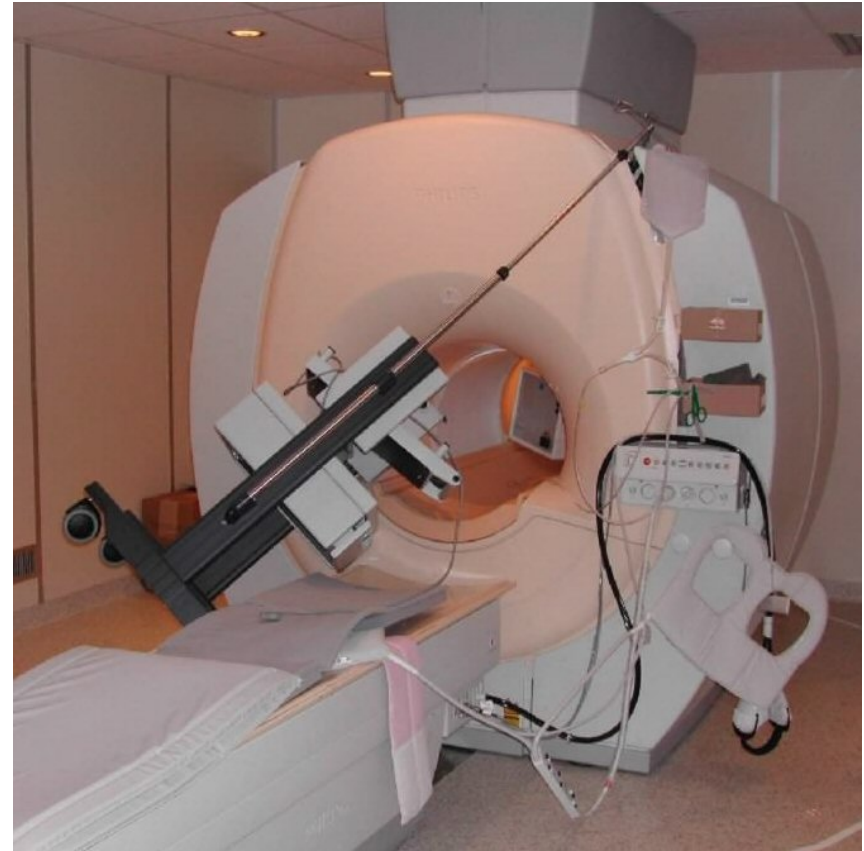


どちらの考えも有用であり、複眼的思考が重要

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. 吸引事故は多い**
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**: 神経科学における革命的手法→ニューロマーケティング

MRIの吸引事故



強磁性体を使用した椅子などが吸引された例
(http://www.simplyphysics.com/flying_objects.html#)

NMR/MRIの歴史

1946年 BlochらとPurcellらがNMRを発見

 1952年 NMRに対しノーベル物理学賞 : X線に約50年遅れる

1973年 LauterburがMRIの提案 : NMR発見後27年


1975年 Ernstらがフーリエ変換法を用いたMRI法を提案

↑
27年
↓

→ 1980年～ MRI臨床試験, 実用化開始

1990年 functional MRI(脳機能画像法)の原理発見

 1991年 Ernst, NMRにおける業績によりノーベル化学賞を受賞

 2002年 Würtllich, NMRによるタンパク質解析法の研究により,
ノーベル化学賞を受賞(田中耕一氏と同時)

 2003年 Lauterbur, Mansfield, MRIの開発により,
ノーベル医学生理学賞を受賞(X線CTは, 1979年)

2009年 小川誠二先生がノーベル医学生理学賞の有力候補に

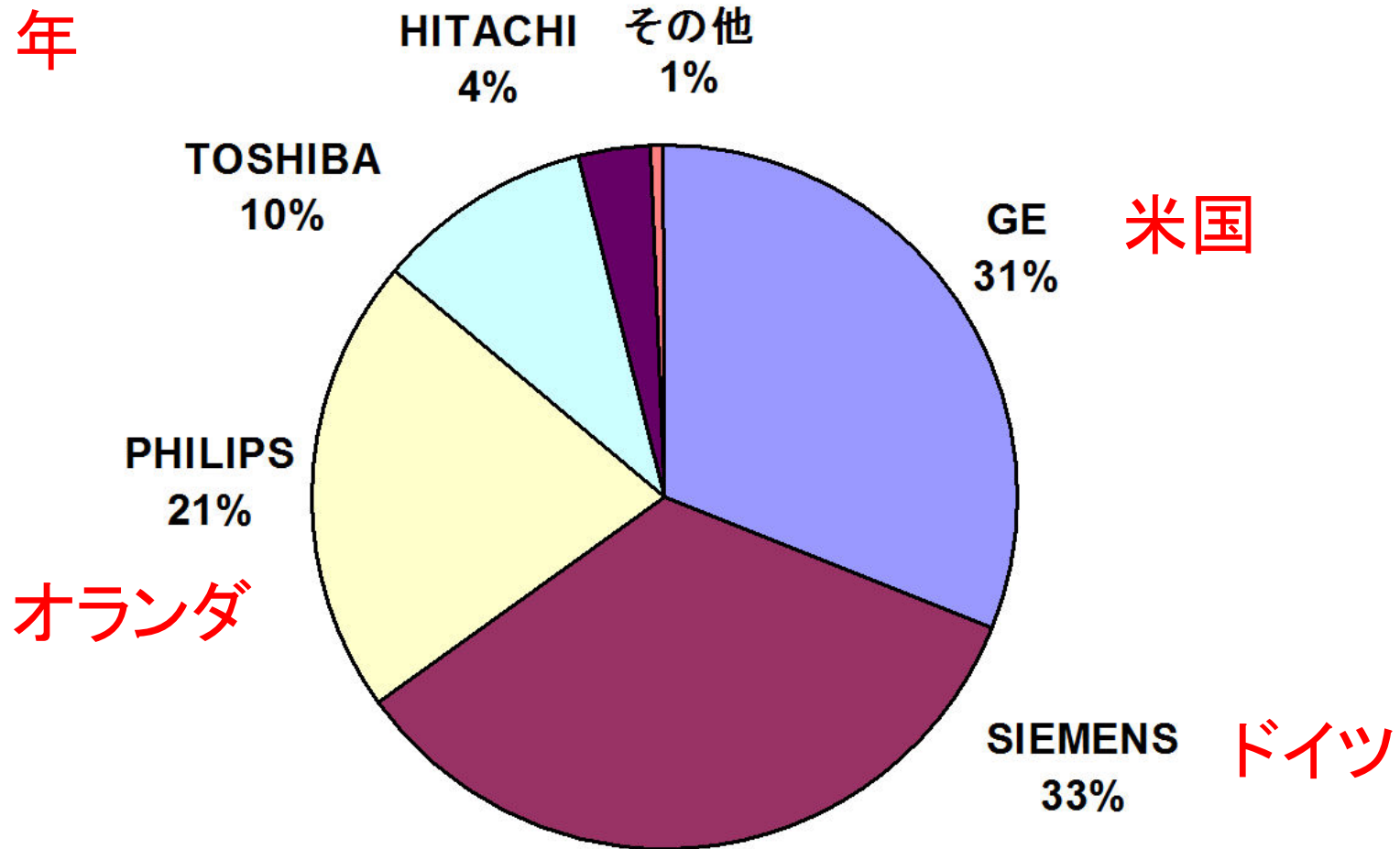
2003年ノーベル医学生理学賞:MRIに関する発見



Sir Peter Mansfield **Paul Lauterbur**
Nottingham University University of Illinois
Physicist Chemist

MRIの世界市場(1)

2011年

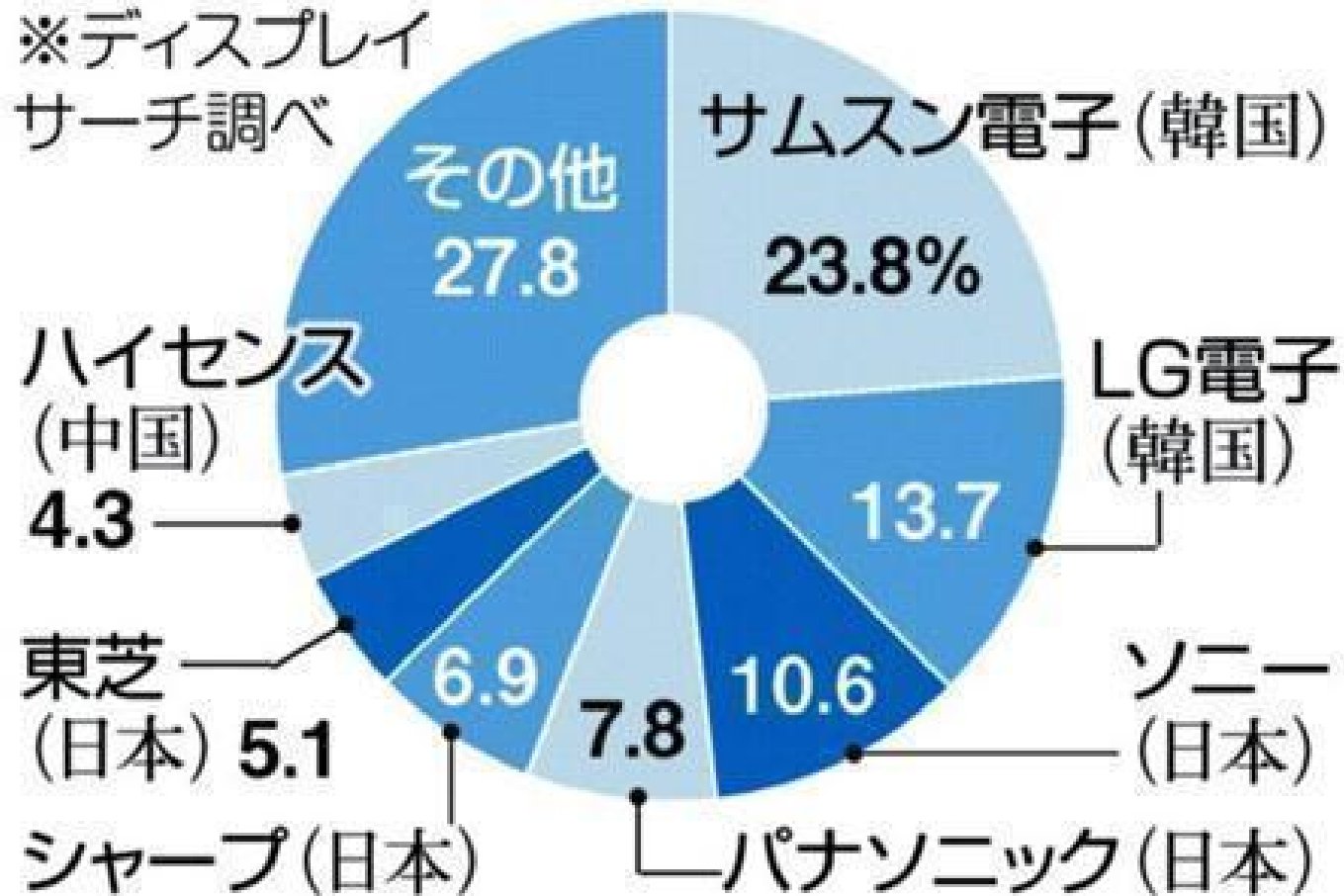


約3,000億円／年, Big3+日本2社(14%)の5社独占
人体全身用MRIが作れるのは, 世界で4カ国のみ

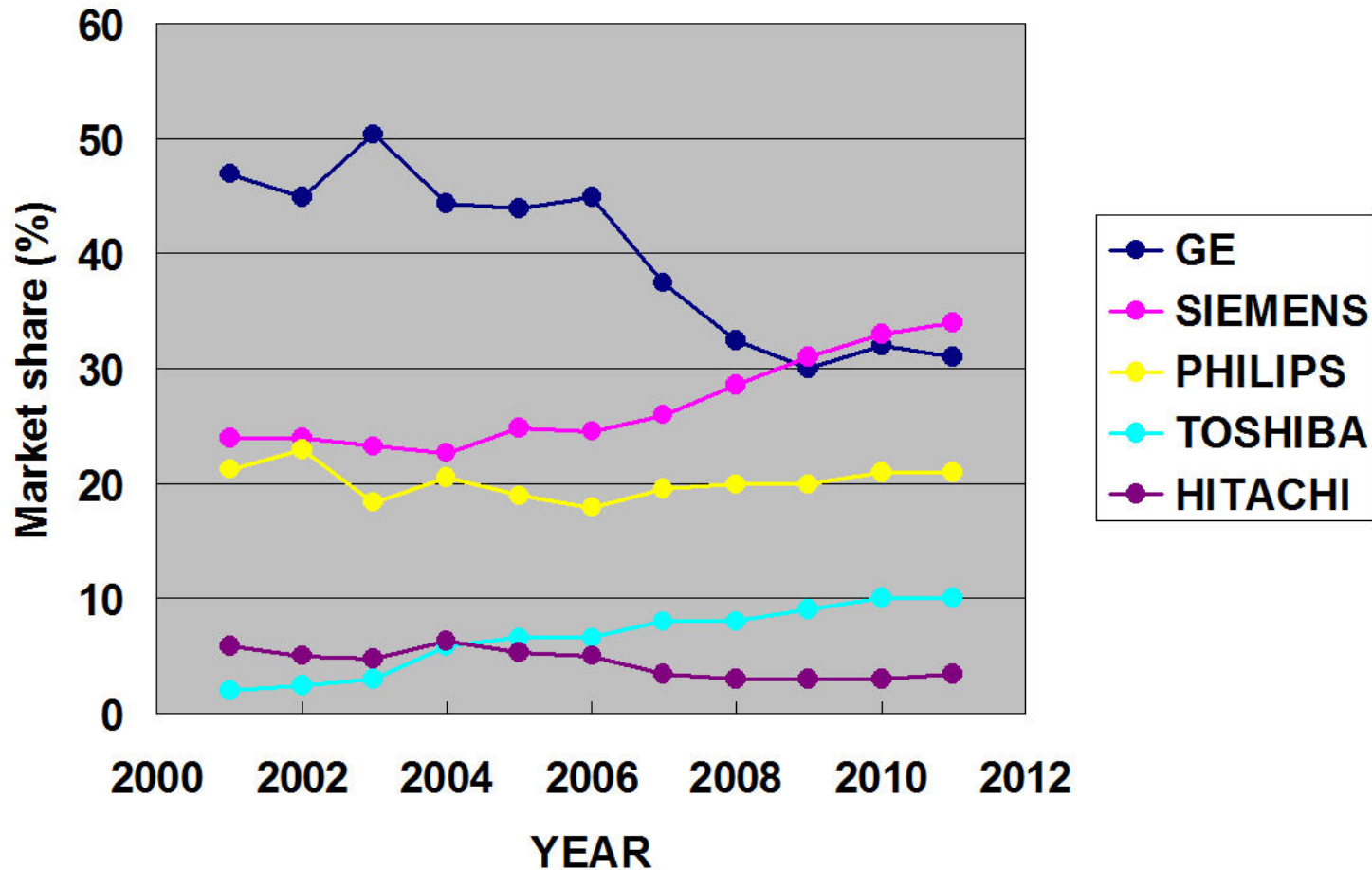
参考：薄型テレビの世界市場

薄型テレビの世界シェア(2011年)

※ディスプレイ
サーチ調べ



MRIの世界市場(2)



GE一人勝ちの状態からSiemensが逆転(米国拠点大学での交代)

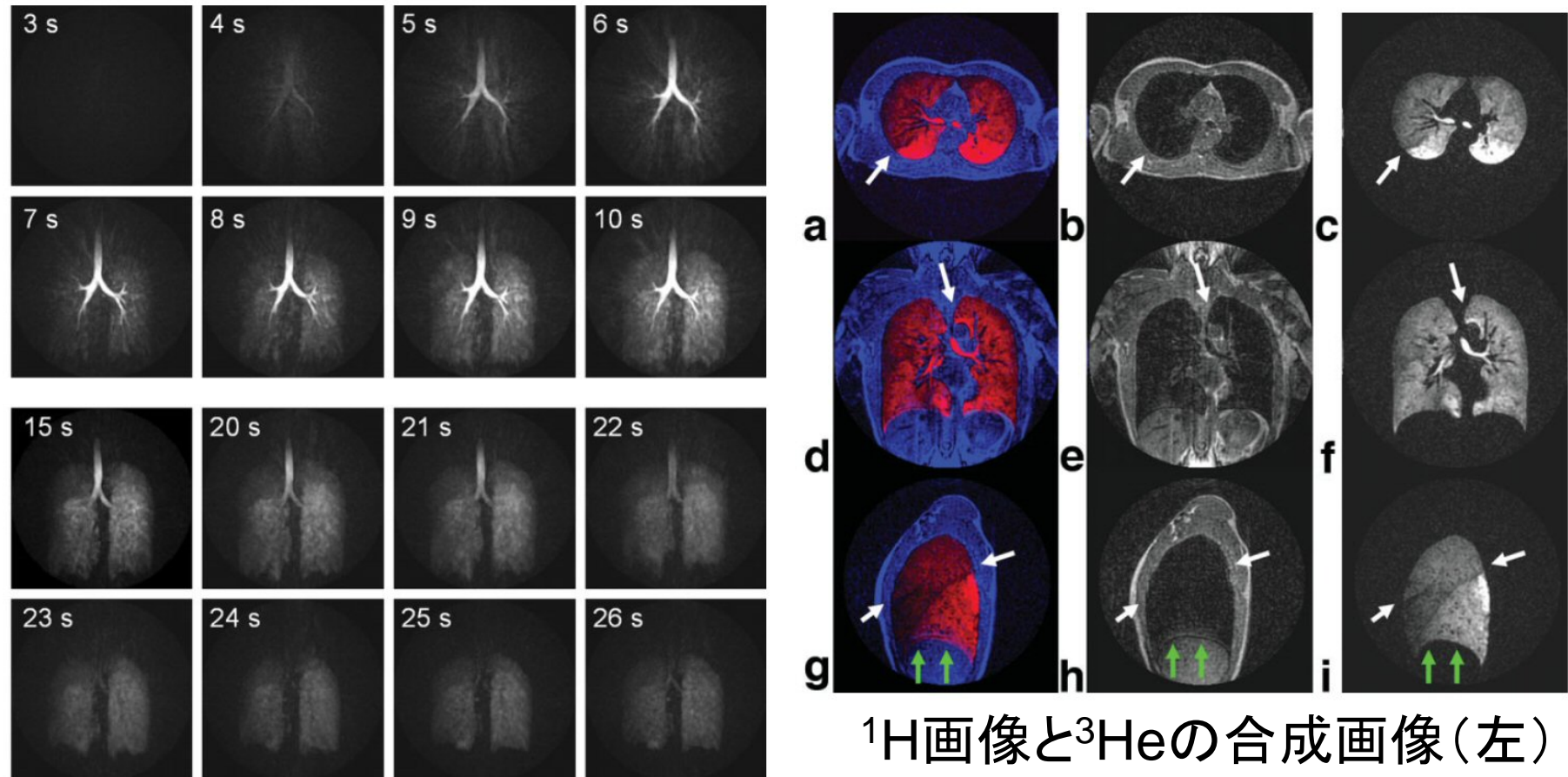
東芝はこの10年で4倍増. 永久磁石中心の日立はシェア半減

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(%) |
|--------------------------------|--------|--------------|-----------------|
| ^1H | 1/2 | 42.6 | → 99.985 |
| ^{19}F | 1/2 | 40.1 | 100 |
| → ^3He | 1/2 | 32.4 | - |
| ^{31}P | 1/2 | 17.2 | 100 |
| ^{129}Xe | 1/2 | 11.8 | 26.44 |
| → ^{23}Na | 3/2 | 11.3 | 100 |
| → ^{13}C | 1/2 | 10.7 | → 1.108 |
| ^2H | 1 | 6.54 | 0.015 |
| → ^{17}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 ^1H のみ

hyperpolarized ^3He のMR画像

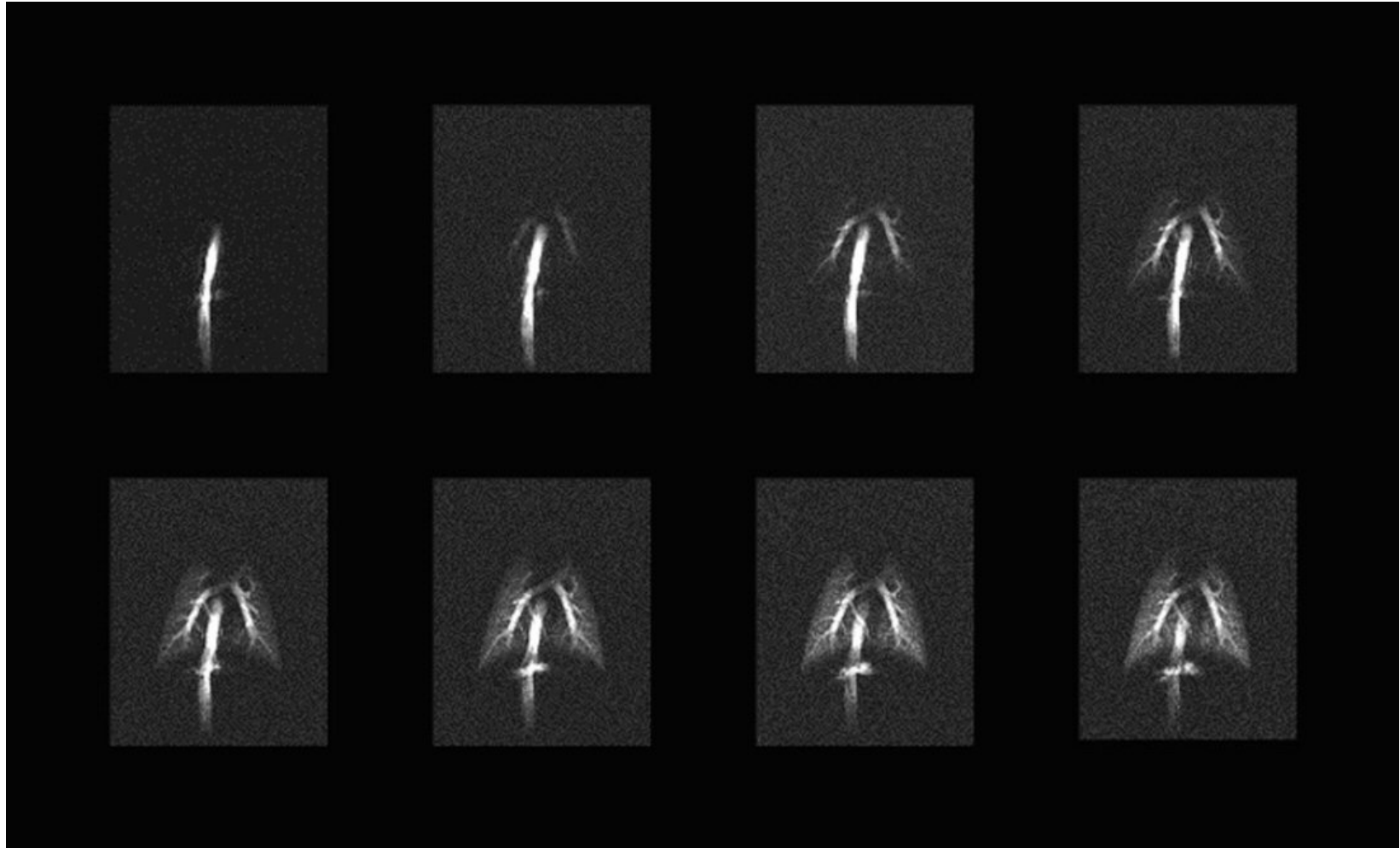


^1H 画像と ^3He の合成画像(左)

超偏極 ^3He 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**.

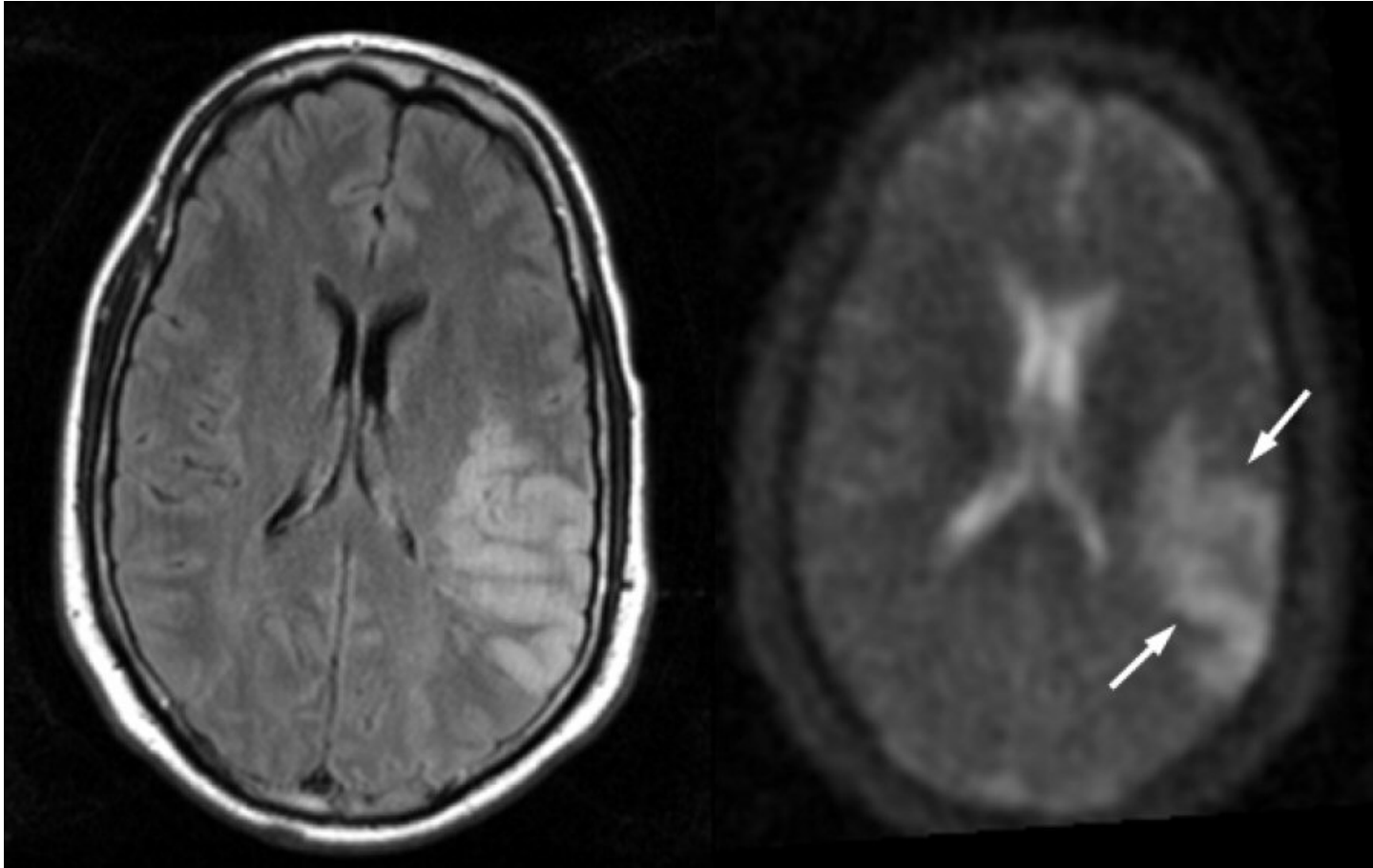
J. H. Holmes et al. Magn. Reson. Med. 59:1062-1071(2008).

hyperpolarized ^{13}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}Na のMR画像

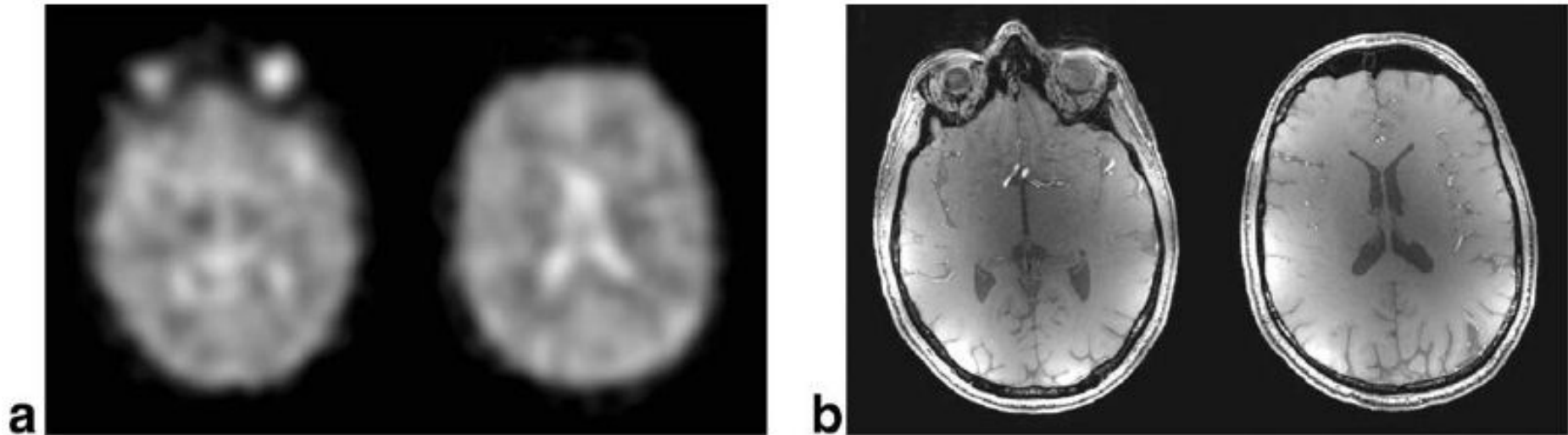


1.5Tにおける ^1H -FLAIR像 4.7Tにおける ^{23}Na 像(発作24時間後)
R. Bammer, ISMRM2008 weekend course

^{17}O (NA=0.037%) のMR画像

^{17}O

^1H



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

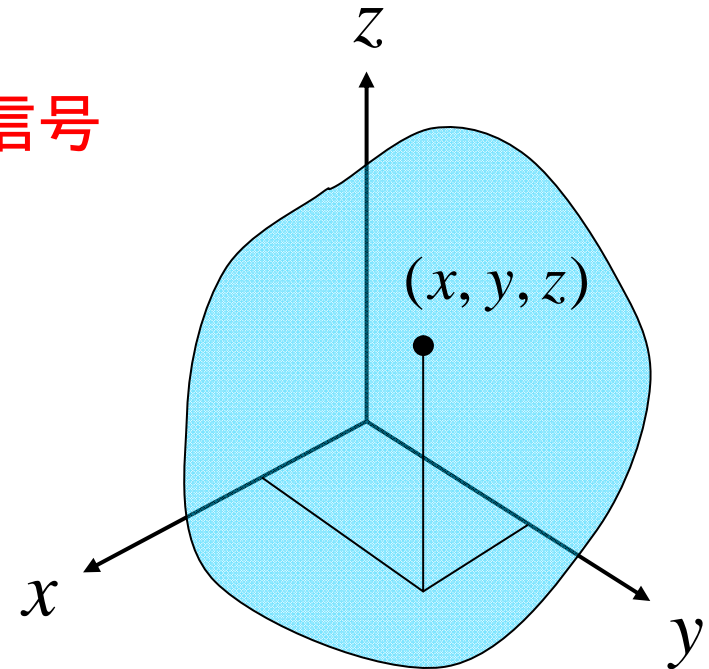
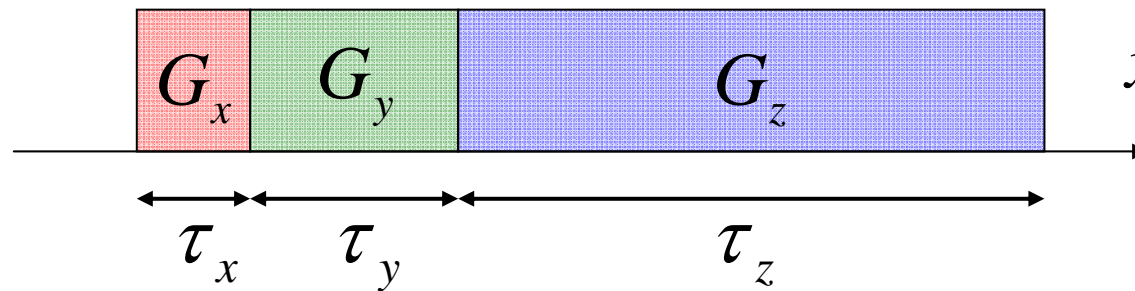
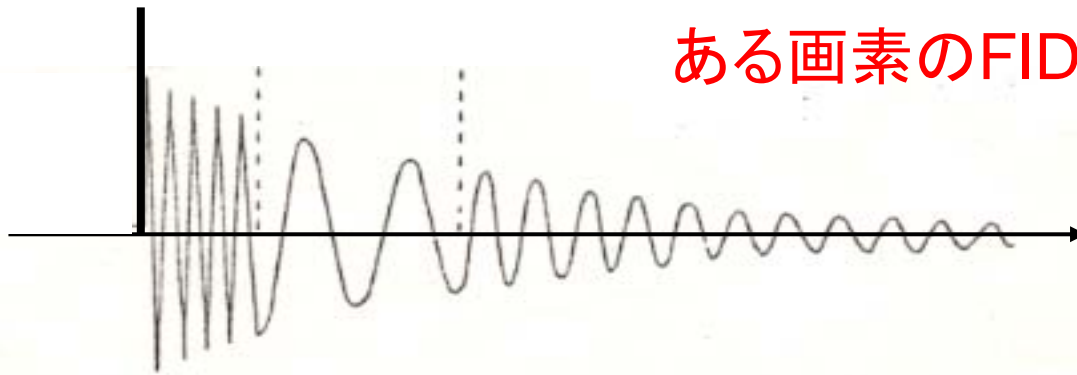
Hoffmann et al. MRM, 2011.

講演の内容

1. MRIとは？
2. MRIの原理と撮像手法
3. MRI装置
4. MRIにおける空間分解能
5. MRIにおける画像コントラスト
6. 撮像例
7. むすび

フーリエ・イメージングの原理

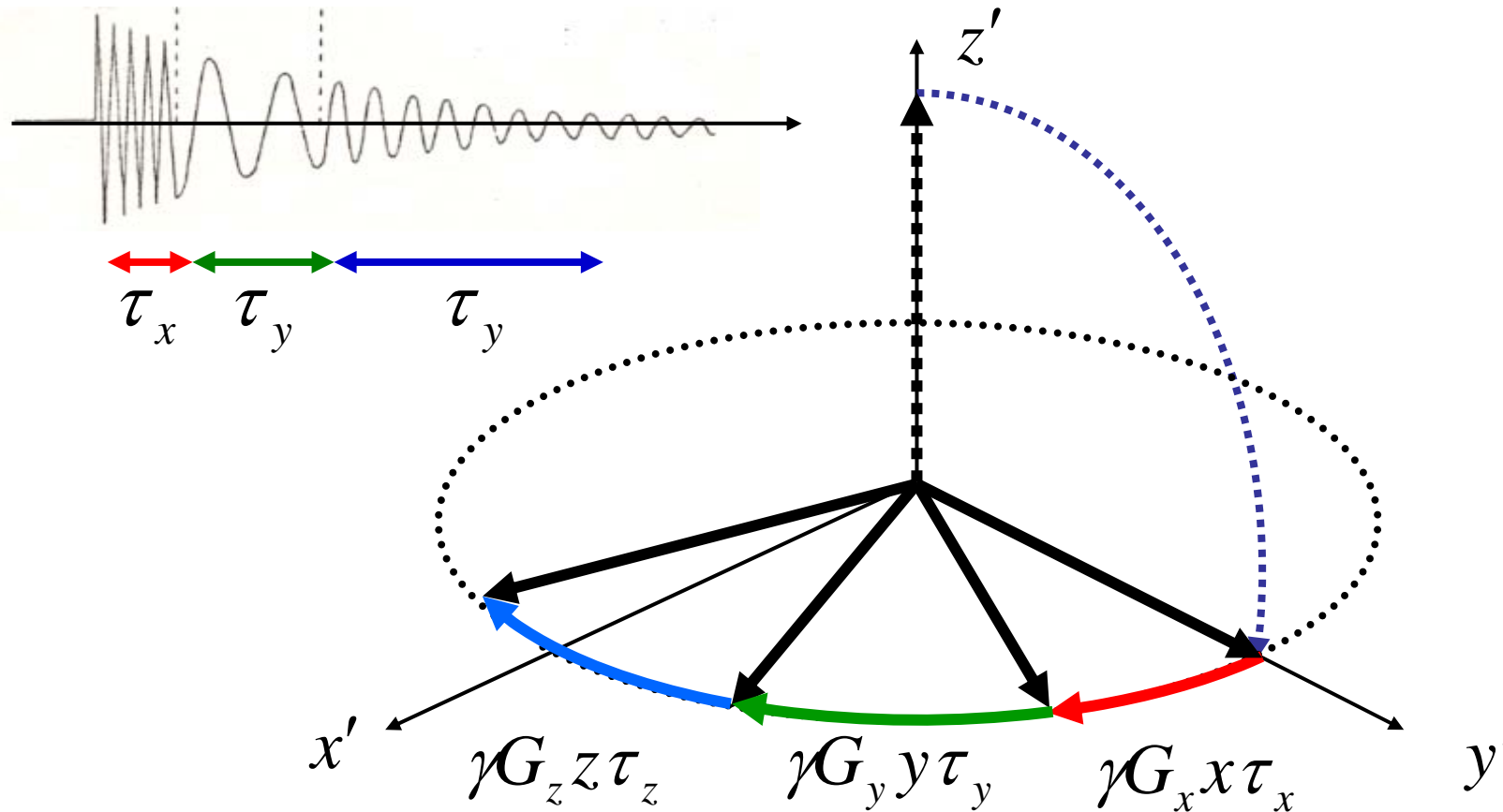
90°パルス



$M(x, y, z)$
核磁化分布

90パルスでFIDを発生させた後に、3軸の勾配磁場を τ_x τ_y τ_z だけ印加して、NMR信号を変調する。1975年Ernstが提案。2DNMRの最初の実施例

勾配磁場による核磁化の位相変化



点 (x, y, z) にある核磁化に、勾配磁場を次々に加えると、核磁化の位相は、

$$\phi(x, y, z) = -\gamma G_x x \tau_x - \gamma G_y y \tau_y - \gamma G_z z \tau_z \quad \text{となる.}$$

核磁化分布とNMR信号の関係

NMR信号は、核磁化の大きさにその位相項 $\exp(i\phi)$ を乗じて加え合わせたものとなる(歳差運動を検出しているため):

$$\begin{aligned} S(\tau_x, \tau_y, \tau_z) &= \iiint M(x, y, z) \exp(i\phi(x, y, z)) dx dy dz \\ &= \iiint M(x, y, z) \exp(-i\gamma G_x x \tau_x - i\gamma G_y y \tau_y - i\gamma G_z z \tau_z) dx dy dz \end{aligned}$$

$$k_x = \frac{\gamma G_x \tau_x}{2\pi} \quad k_y = \frac{\gamma G_y \tau_y}{2\pi} \quad k_z = \frac{\gamma G_z \tau_z}{2\pi} \quad \text{とおくと,}$$

$$S(k_x, k_y, k_z) = \iiint M(x, y, z) \exp(-i2\pi k_x x - i2\pi k_y y - i2\pi k_z z) dx dy dz$$

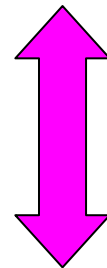
となる. このように, NMR信号は, 核磁化分布のフーリエ変換として表される.

フーリエ変換による画像再構成

これより、核磁化分布 $M(x,y,z)$ は、NMR信号から、多次元逆フーリエ変換を用いて再構成されることが分かる。

$$S(k_x, k_y, k_z) = \iiint M(x, y, z) \exp(-i2\pi k_x x - i2\pi k_y y - i2\pi k_z z) dx dy dz$$

NMR信号

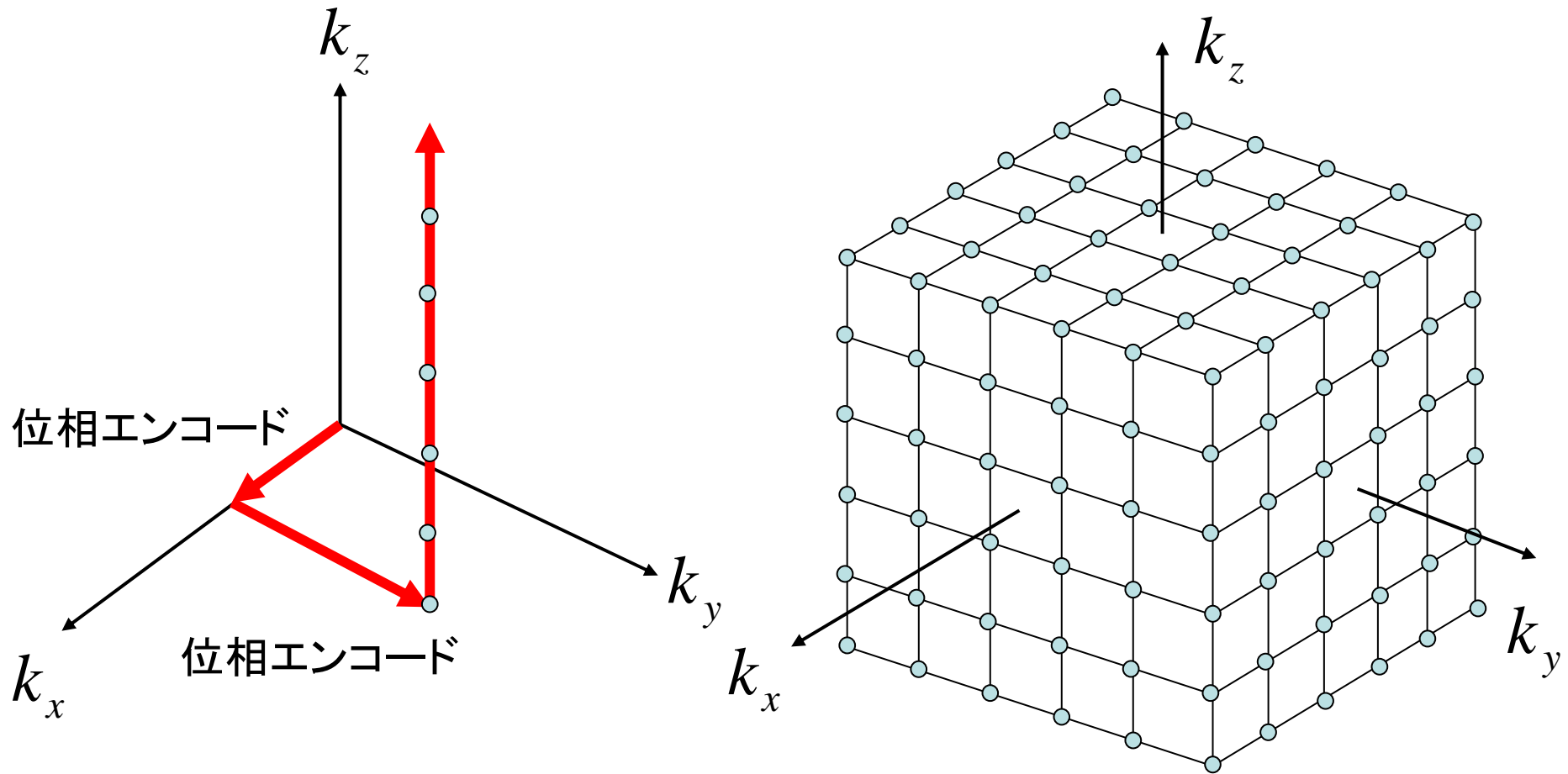


三次元フーリエ変換

$$M(x, y, z) = \iiint S(k_x, k_y, k_z) \exp(i2\pi k_x x + i2\pi k_y y + i2\pi k_z z) dk_x dk_y dk_z$$

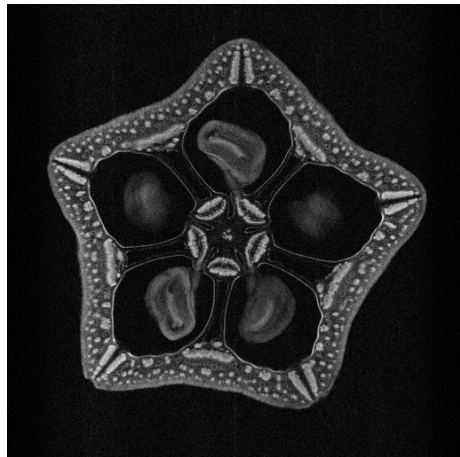
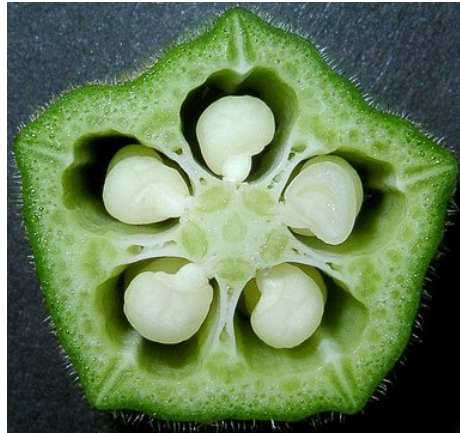
核磁化分布

フーリエ・イメージングにおけるデータサンプリング



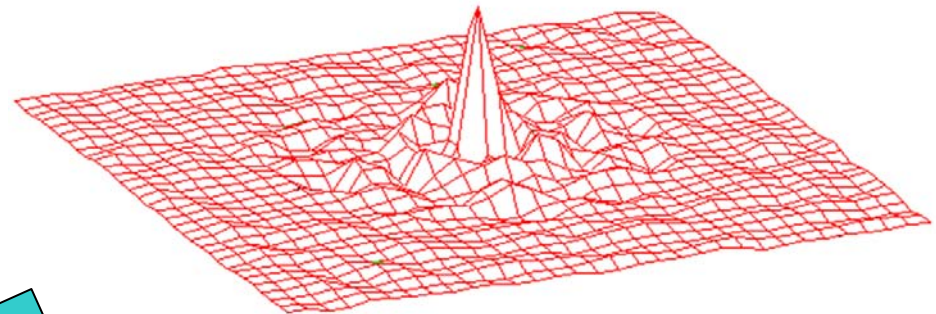
三次元撮像では、二つの勾配磁場 (G_x と G_y) で位相エンコードを行い、その後もう一つの勾配磁場 (G_z) を加えながら、データサンプリングを行う。必要なすべてのデータが取得できたら、三次元逆フーリエ変換によって画像再構成を行う。

フーリエ・イメージングの原理(総括)



撮像: 物理的プロセスによる**Fourier変換**

$$H_0 \quad H_1 \quad G_x \quad G_y \quad G_z$$



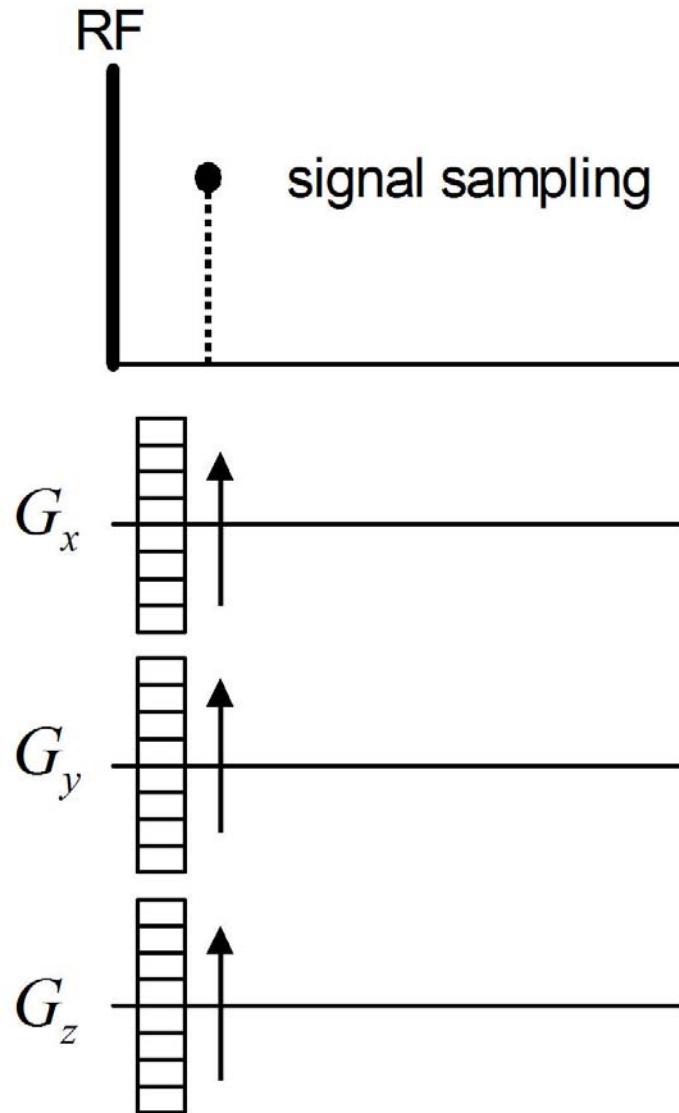
NMR信号

再構成: 数学的プロセスによる**Fourier変換**

FFT: 高速フーリエ変換を使用

均一静磁場中でRF磁場と勾配磁場によって生成したNMR信号を、**多次元フーリエ変換**することによって画像再構成を行う。

パルスシーケンス: Single Point Imaging



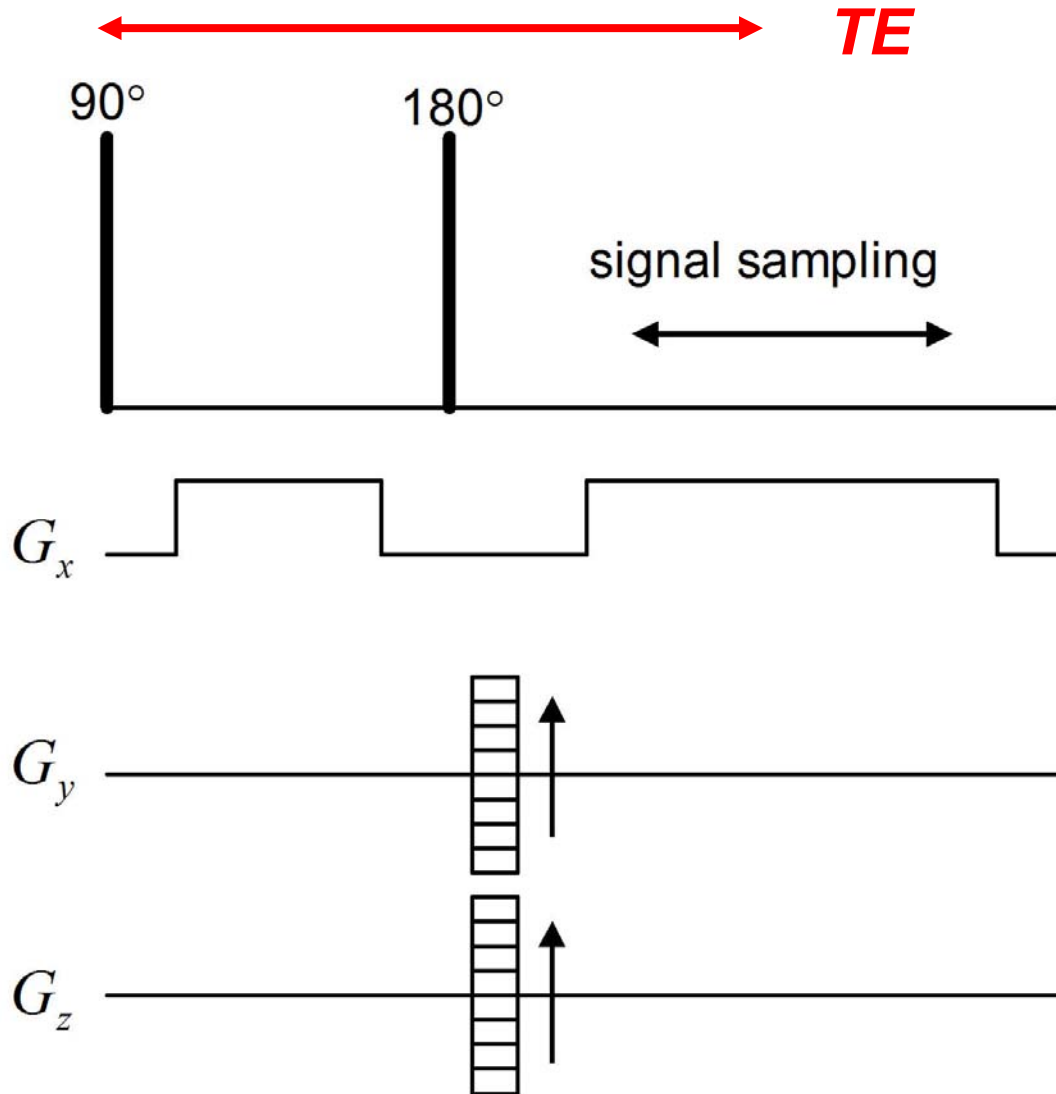
○位相エンコードのみを用いた撮像法

○励起回数は、画素数を L , M , N としたとき、 $L \times M \times N$ 回となる。

○静磁場不均一性に影響されないが、撮像には時間を要する。

○ T_2 が短い材料の撮像などに使用される。

パルスシーケンス: Spin Echo法

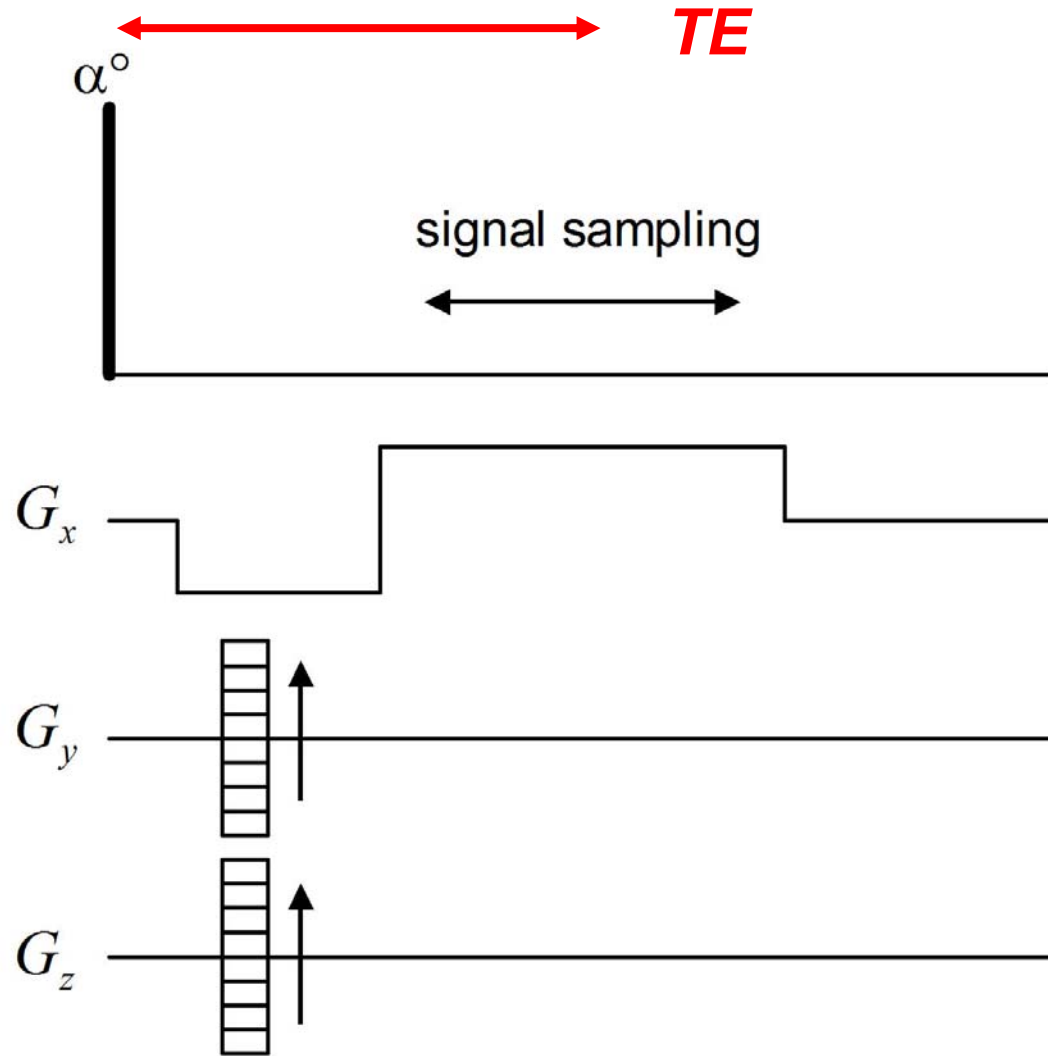


○静磁場が比較的均一な場合に用いられる標準的な撮像法

○リード方向に、静磁場不均一性による画像歪みが見られる

○スライス選択パルスを用いて、二次元撮像も行われる

パルスシーケンス: Gradient Echo法



○反転勾配磁場によるエコーを用いた撮像法

○ T_2^* 分布による画像コントラスト

○フリップ角とTRを小さくすることによる
高速イメージング

講演の内容

1. MRIとは？
2. MRIの原理と撮像手法
- 3. MRI装置**
4. MRIにおける空間分解能
5. MRIにおける画像コントラスト
6. 撮像例
7. むすび

MRI装置の種類

臨床用には、**人体全身用MRI**が広く使われているが、それも含めて、以下のような、多様なMRIが使用されている

1. 人体全身用MRI
2. 小動物用MRI
3. MR Microscope
4. 永久磁石を用いたコンパクトMRI

人体全身用MRI



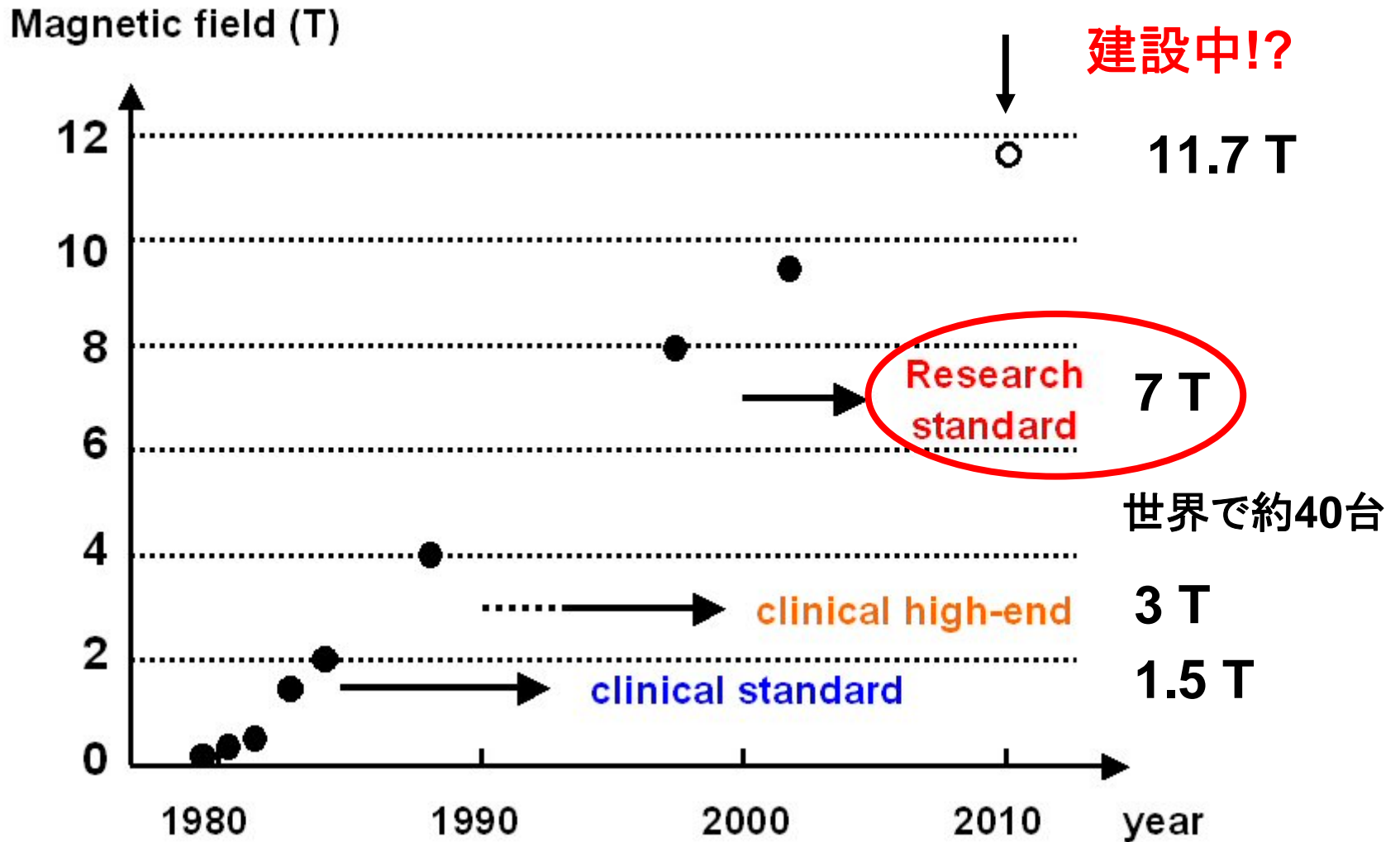
超伝導磁石を用いたMRI(東芝MS)



永久磁石を用いたMRI(日立メディコ)

超伝導磁石を用いた**円筒型ボア**を有するMRI(静磁場強度は1.5~3T)と, C型永久磁石を用いた**オープン型MRI**(静磁場強度は0.2~0.4T)が普及している.

人体全身用MRIの静磁場強度の変遷



人体全身用MRIにおける静磁場強度の変遷

11.7 T Whole body MRI Magnet



The 11.7 T MR magnet with members of the MRI team at Agilent's Magnet Technology Center in Yarnton, UK (from left to right): Darren Houlden, Andrew Winter, Paul Johnson, Nigel Haynes and Alistair Courtney.

500MHz for US

頭部の撮像 (1.5T, 3.0T, 7T)

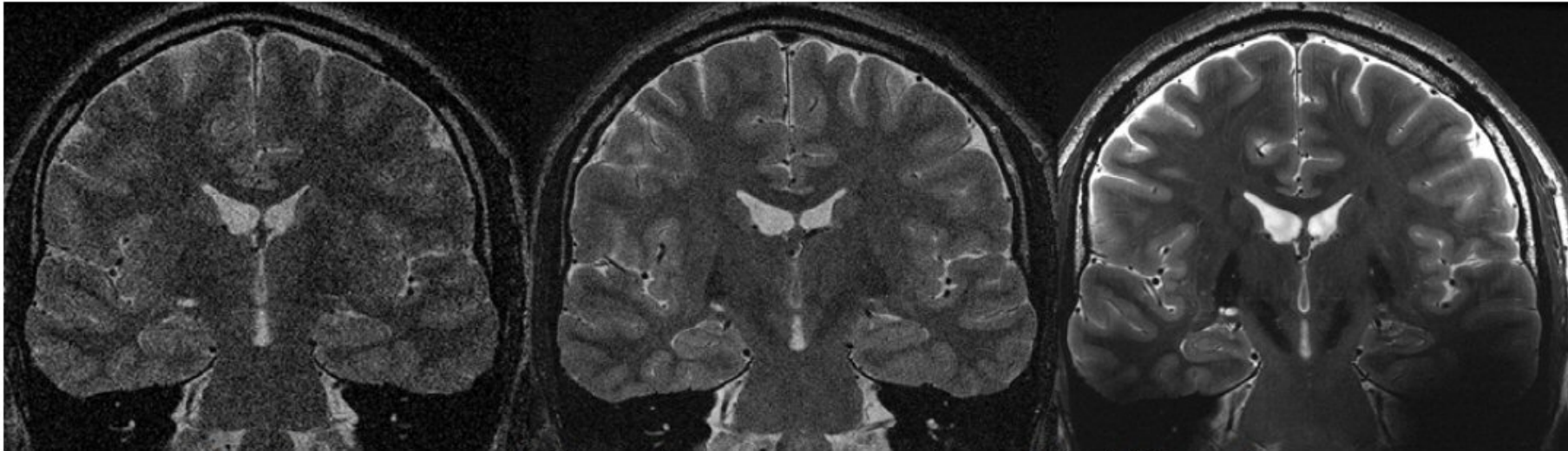


Figure 2 – High-resolution T2w MRI. (left) 1.5T (0.35mm x 0.35mm x 2mm); (middle) 3.0T (0.175mm x 0.175mm x 2mm); (right) 7.0T (0.175mm x 0.175mm x 2mm). Total scan time: 6.5 min. All images were acquired at a bandwidth of ± 62.5 kHz. Images courtesy of Anne-Marie Sawyer, Stanford University, CA.

1.5 T: voxel size = $0.35\text{mm} \times 0.35\text{mm} \times 2\text{ mm} = \underline{245\text{ nl}}$

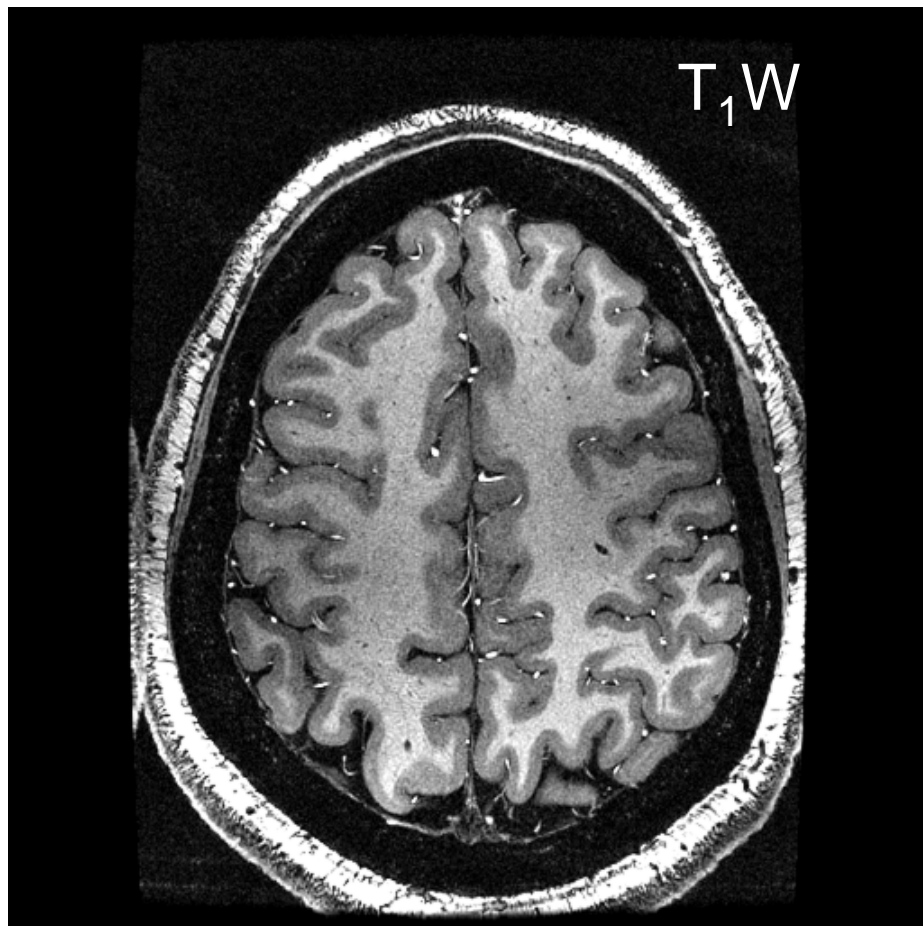
3.0 T: voxel size = $0.175\text{mm} \times 0.175\text{mm} \times 2\text{ mm} = \underline{61.25\text{ nl}}$

7 T: voxel size = $0.175\text{mm} \times 0.175\text{mm} \times 2\text{ mm} = \underline{61.25\text{ nl}}$

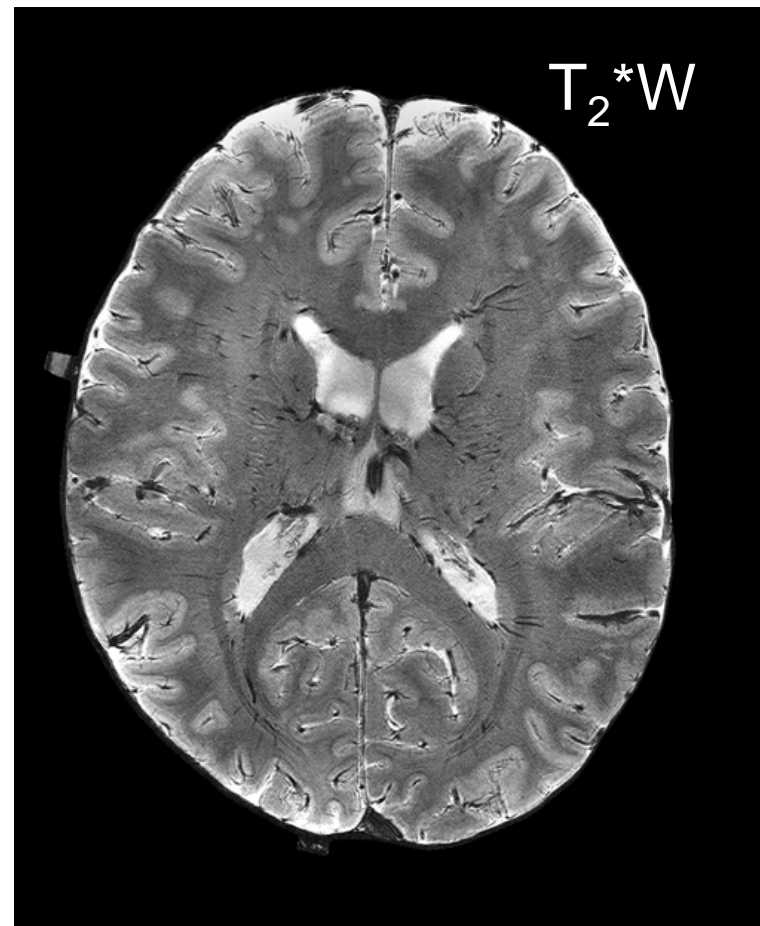
acquisition time 6.5 minutes

R. Bammer, ISMRM2008 weekend course.

頭部の撮像 (7T at NIH)



voxel volume = 16 nl
acquisition time 8 minutes



voxel volume = 4 nl
acquisition time 5 minutes

Jeff Duyn et al. http://www.amri.ninds.nih.gov/sample_data.htm

小動物用MRI(1)



超伝導磁石小動物用MRI
4.7T~16.4T
Varian-Agilent



永久磁石マウス用MRI 1.0T
(東京大学医科学研究所) MRTe製
世界初の商用永久磁石マウス用MRI

小動物用MRI(2)

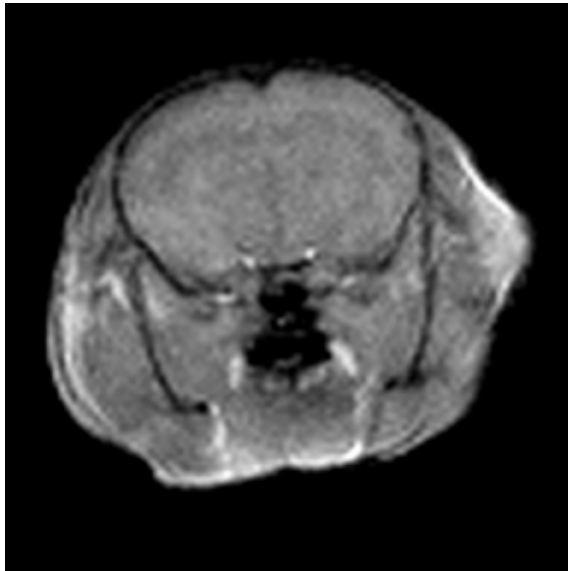


超伝導磁石小動物用MRI
4.7T~16.4T
Bruker社

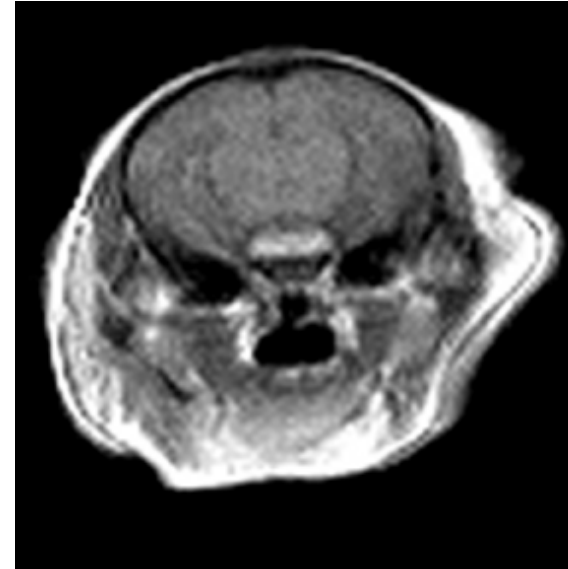


永久磁石マウス用MRI 2.0T
by Haishi, Sugiyama, Aoki
最高磁場の永久磁石マウス用MRI

健常マウスの頭部断層 (at 1.0 T)



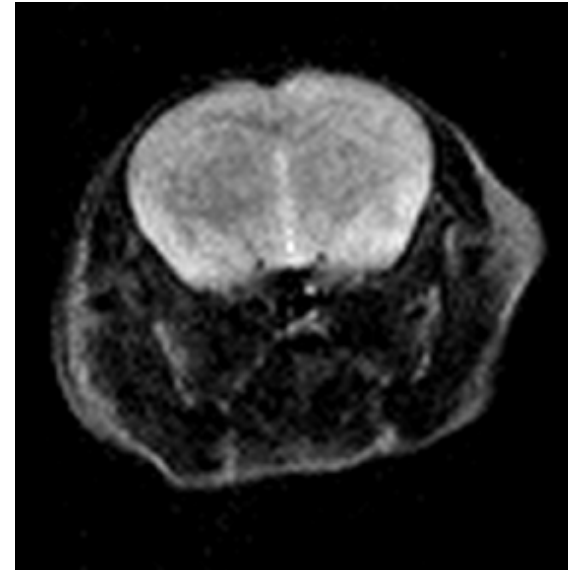
**3D-FLASH,
T1WI,**
TR = 25ms
TE = 7ms
NEX 4,
Acq Time : 8 m.
pixel : (200 μ m)²
Slice Tk : 2 mm



3D-SE, T1WI
TR = 500ms
TE = 15ms
NEX 1
Acq Time : 20 m.
pixel : (200 μ m)²
Slice Tk : 2 mm



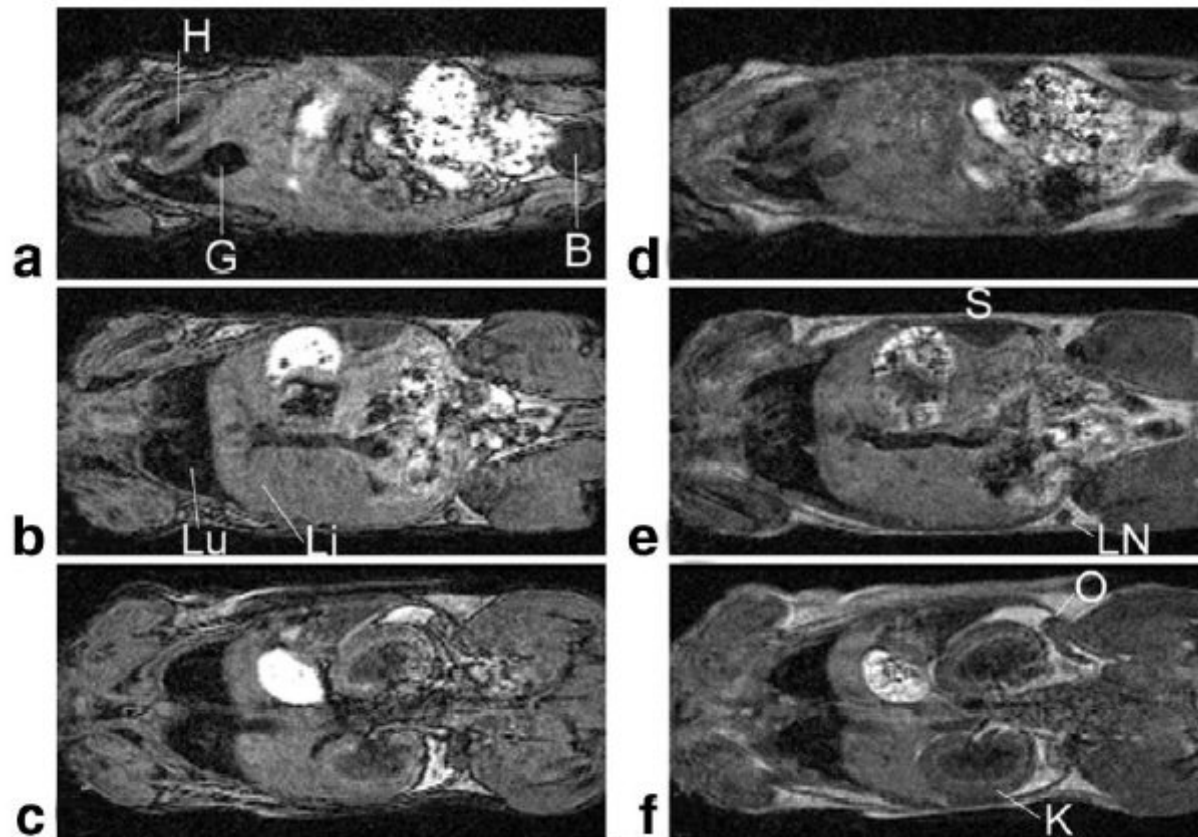
3D-SE, PDWI
TR = 2000ms
TE = 15ms
NEX 1
Acq Time : 72 m.
pixel : (200 μ m)²
Slice Tk : 2 mm



3D-SE, T2WI
TR = 2000ms
TE = 80ms
NEX 1
Acq Time : 72 m.
pixel : (200 μ m)²
Slice Tk : 2 mm

by T. Shirai

1Tにおけるmouse bodyの画像



Images of a mouse body. 3D-FLASH (TR/TE/FA = 40ms/3.6ms/57deg).

Y. Inoue, Y. Nomura, T. Haishi, K. Yoshikawa, T. Seki, K. Tsukiyama-Kohara, C. Kai, T. Okubo, K. Ohtomo. Imaging living mice using a 1-T compact MRI system. *J Magn Reson Imaging* 24, 901-907 (2006).

MR microscope

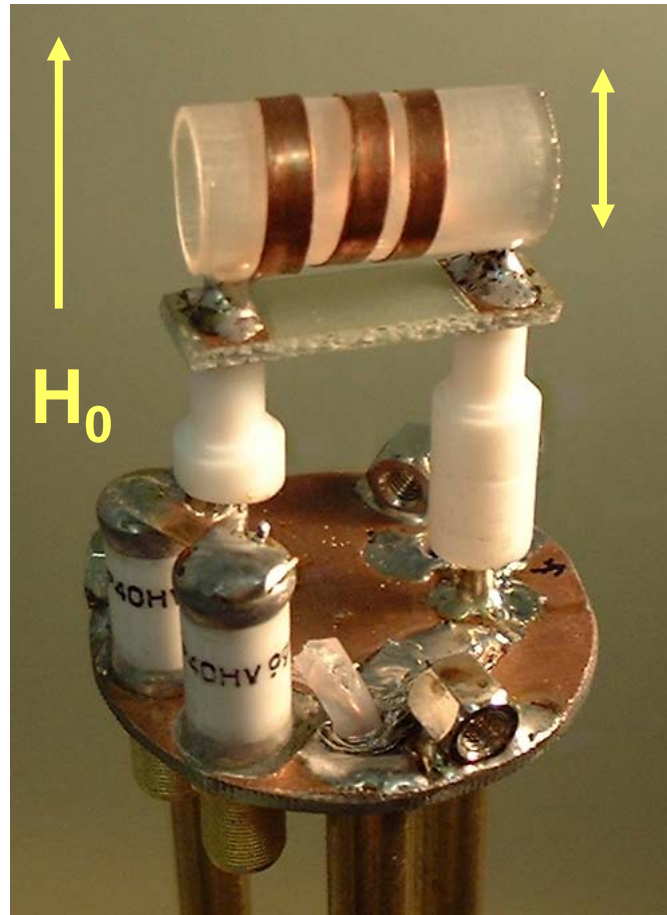


4.7T超伝導磁石を用いたMR microscope



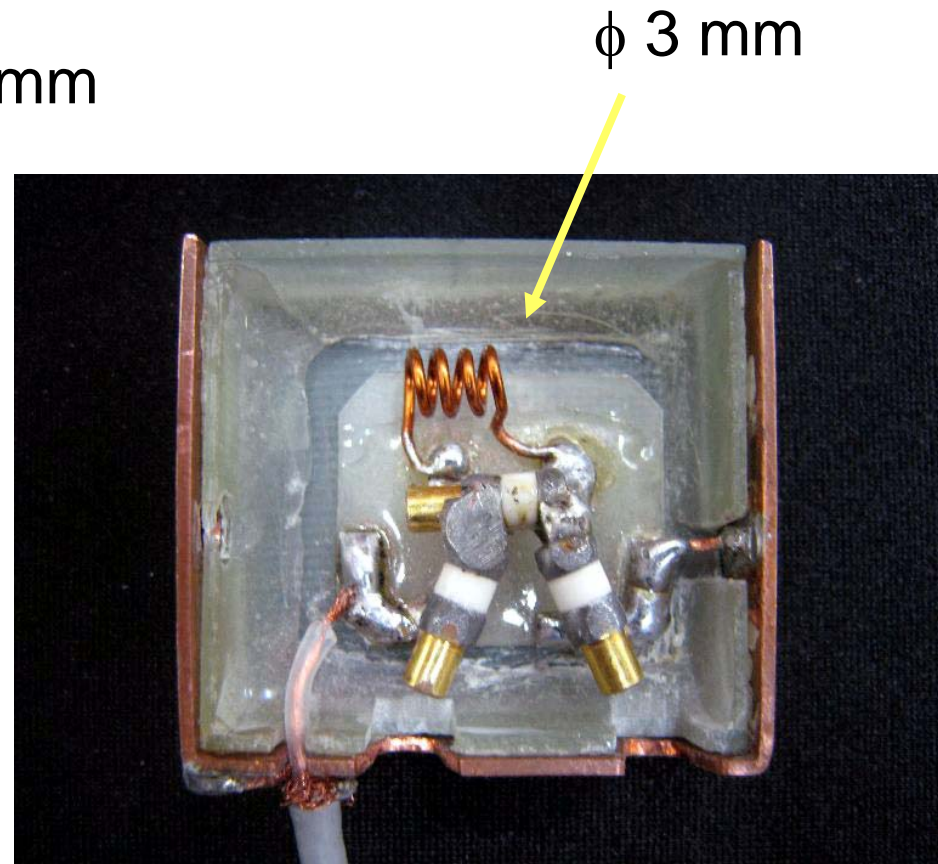
9.4T超伝導磁石

RF probe



200 MHz (4.7 T)

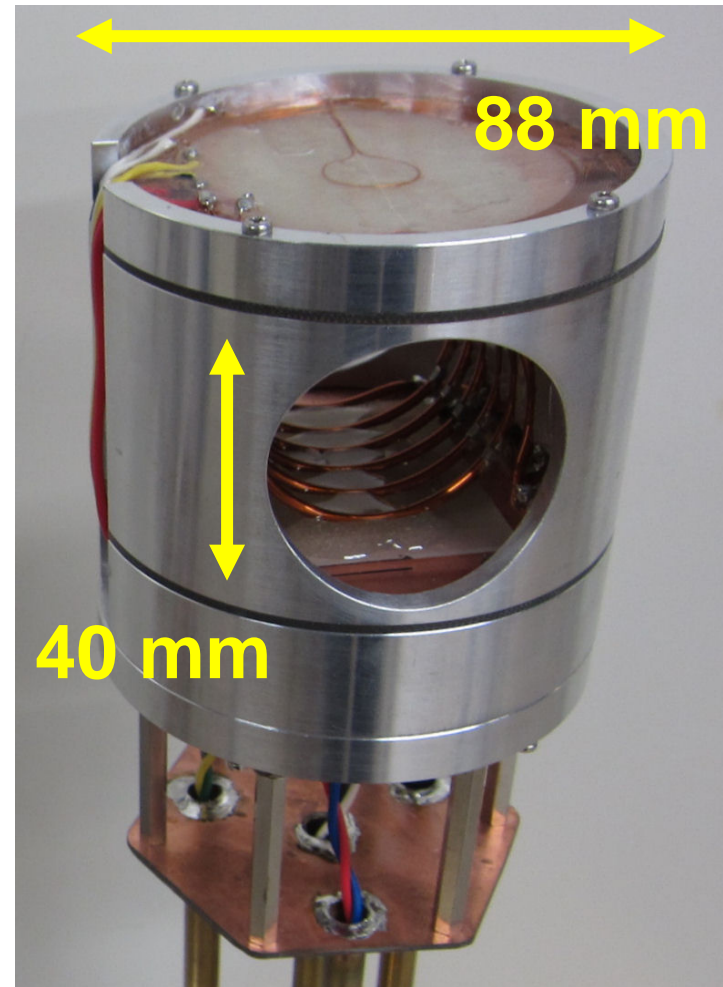
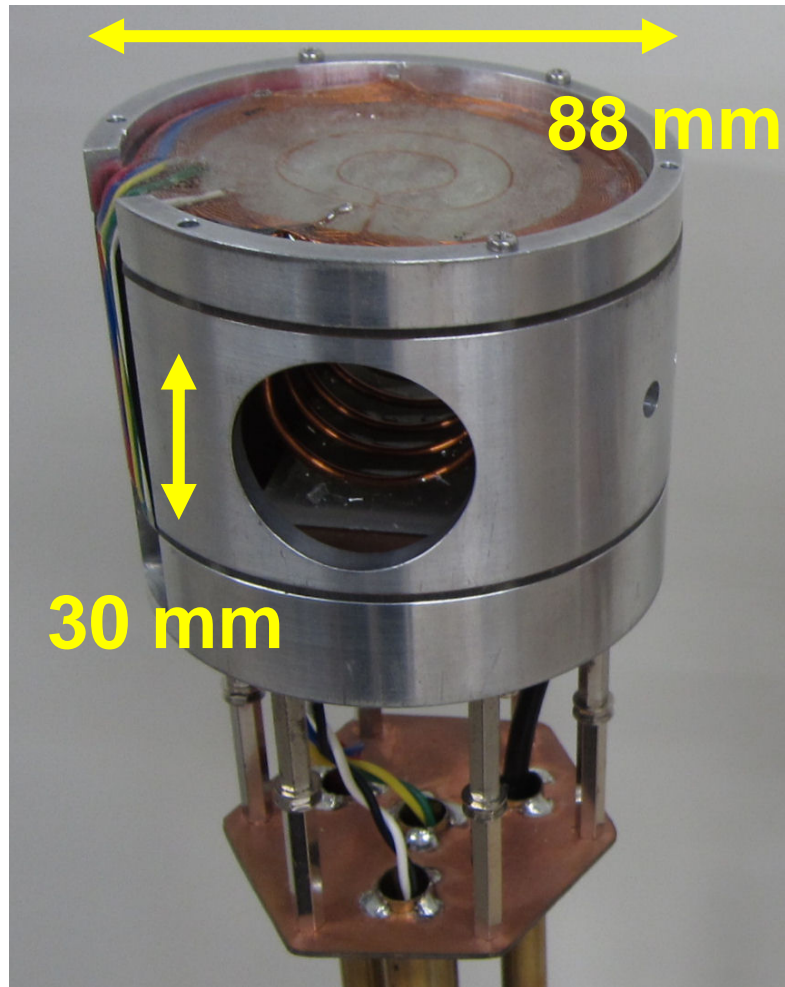
$\phi 10 \text{ mm}$



400 MHz (9.4 T)

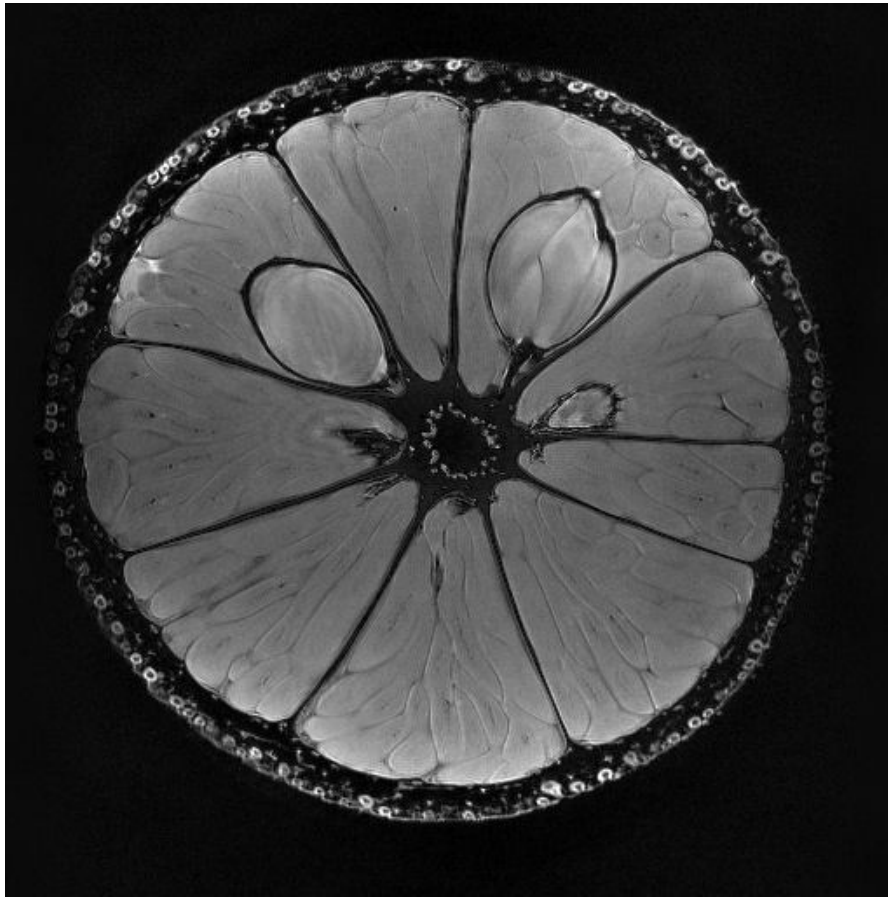
小さな径のRFコイルを使用する : $\text{SNR} \propto 1/R^{1.5}$

MR microscope用大口径プローブ

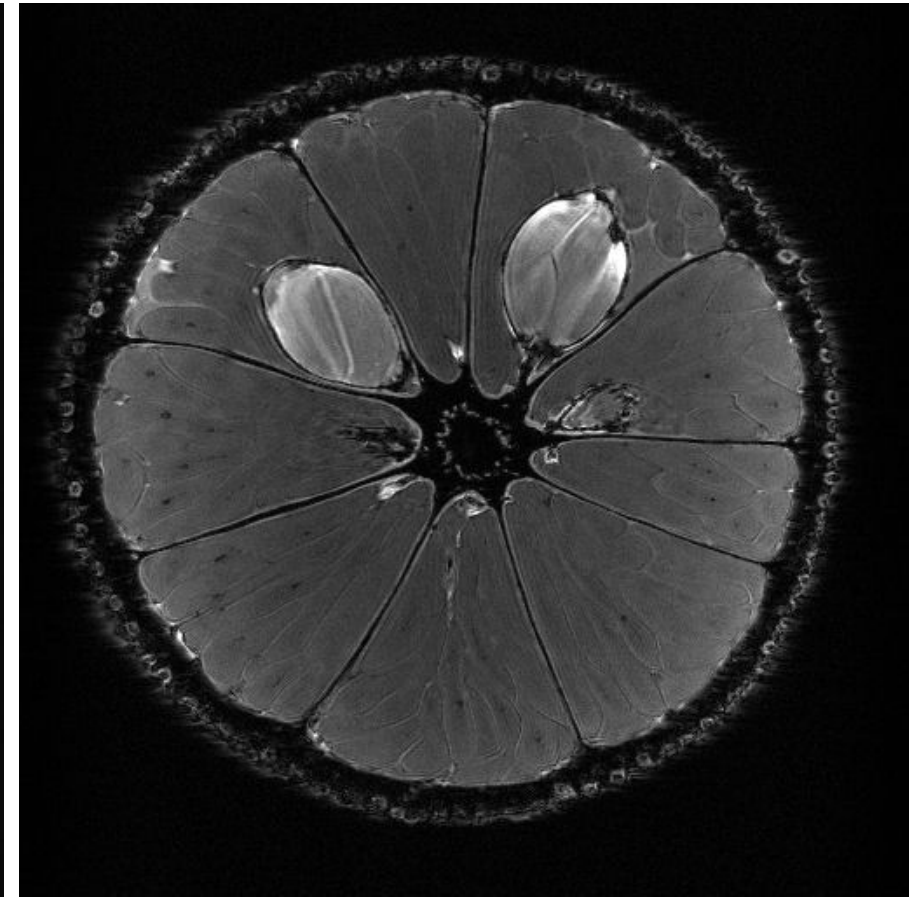


ソレノイドRFコイルを用いた勾配磁場プローブ(堀賀他)

MR microscope



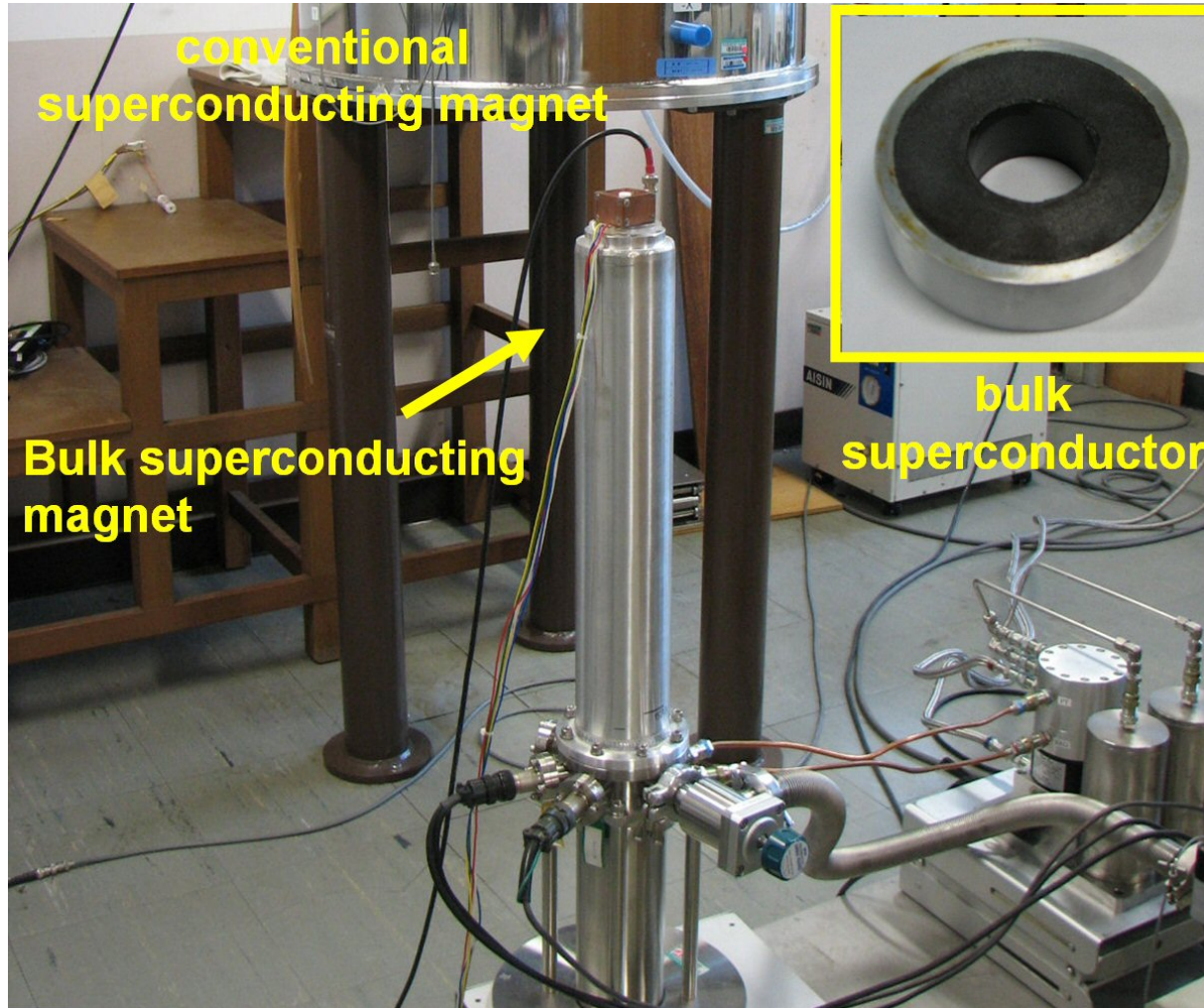
3DSE, TR=800ms, TE=20ms, NEX=1
FOV=(40.96 mm)³, Matrix=512×512×128



3DGE, TR=200ms, TE=6ms, NEX=4
FOV=(40.96 mm)³, Matrix=512×512×128

スピンエコーとグラジエントエコーによる画像(40mm probe)

バルク超伝導磁石を用いたMR microscope



$\text{EuBa}_2\text{Cu}_3\text{O}_y$

$T_c = 93\text{K}$

6個積層

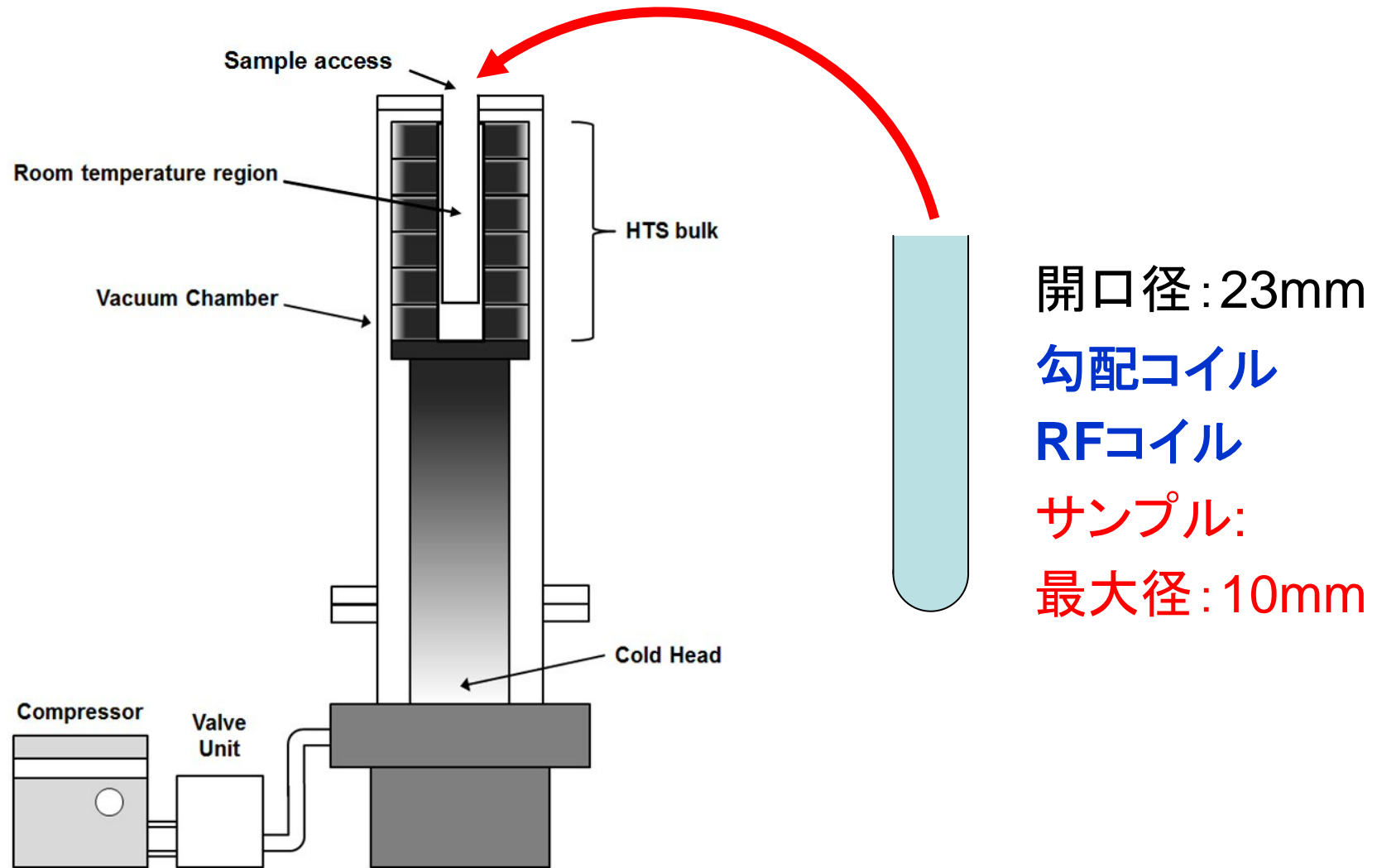
Nakamura's
group
at RIKEN

K. Ogawa et. al

Appl. Phys. Letters
98, 234101 (2011).

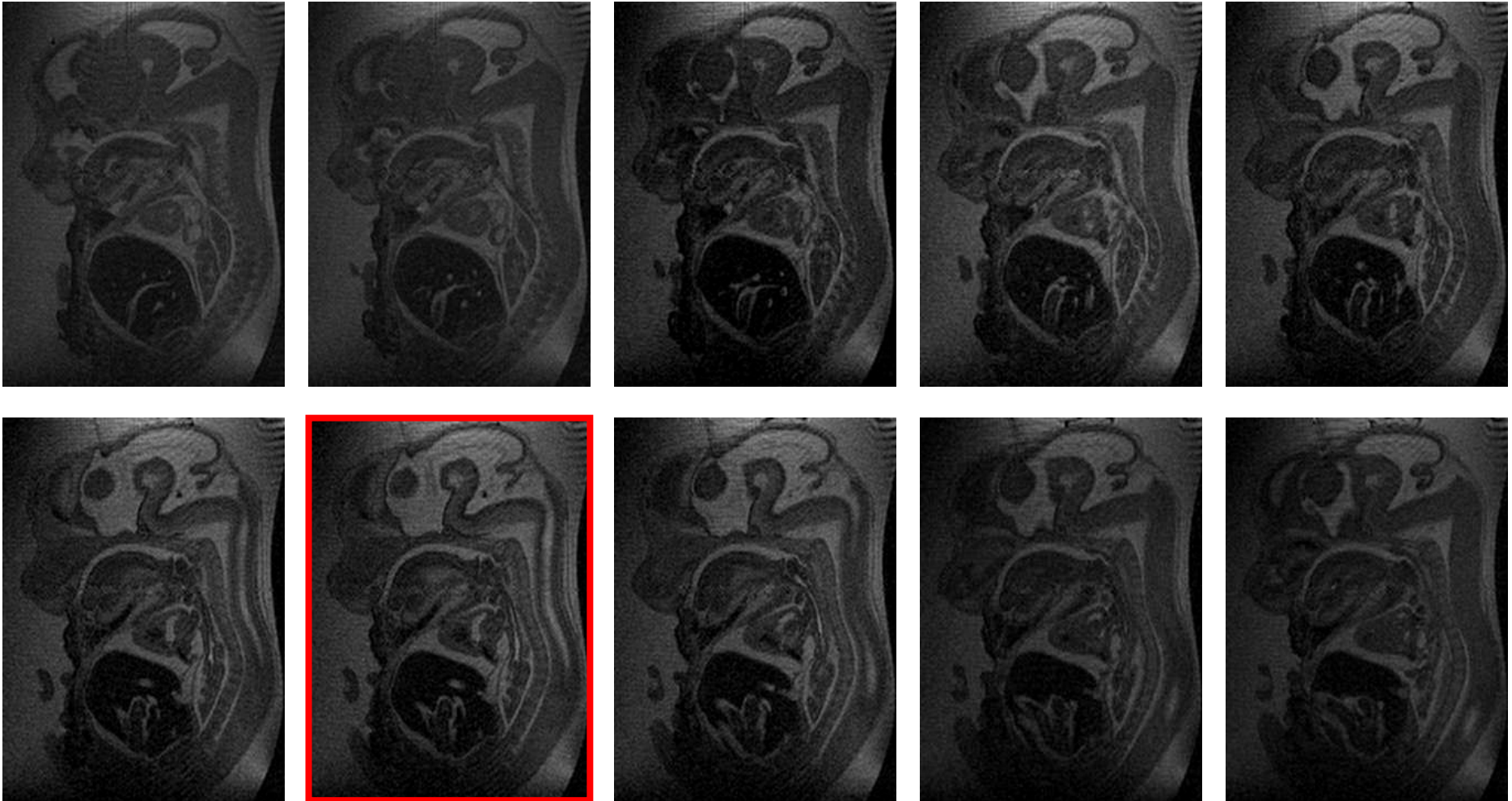
4.7TのNMR用ワイドボア超伝導磁石を用いて磁束をトラップ

バルク超伝導磁石の構造



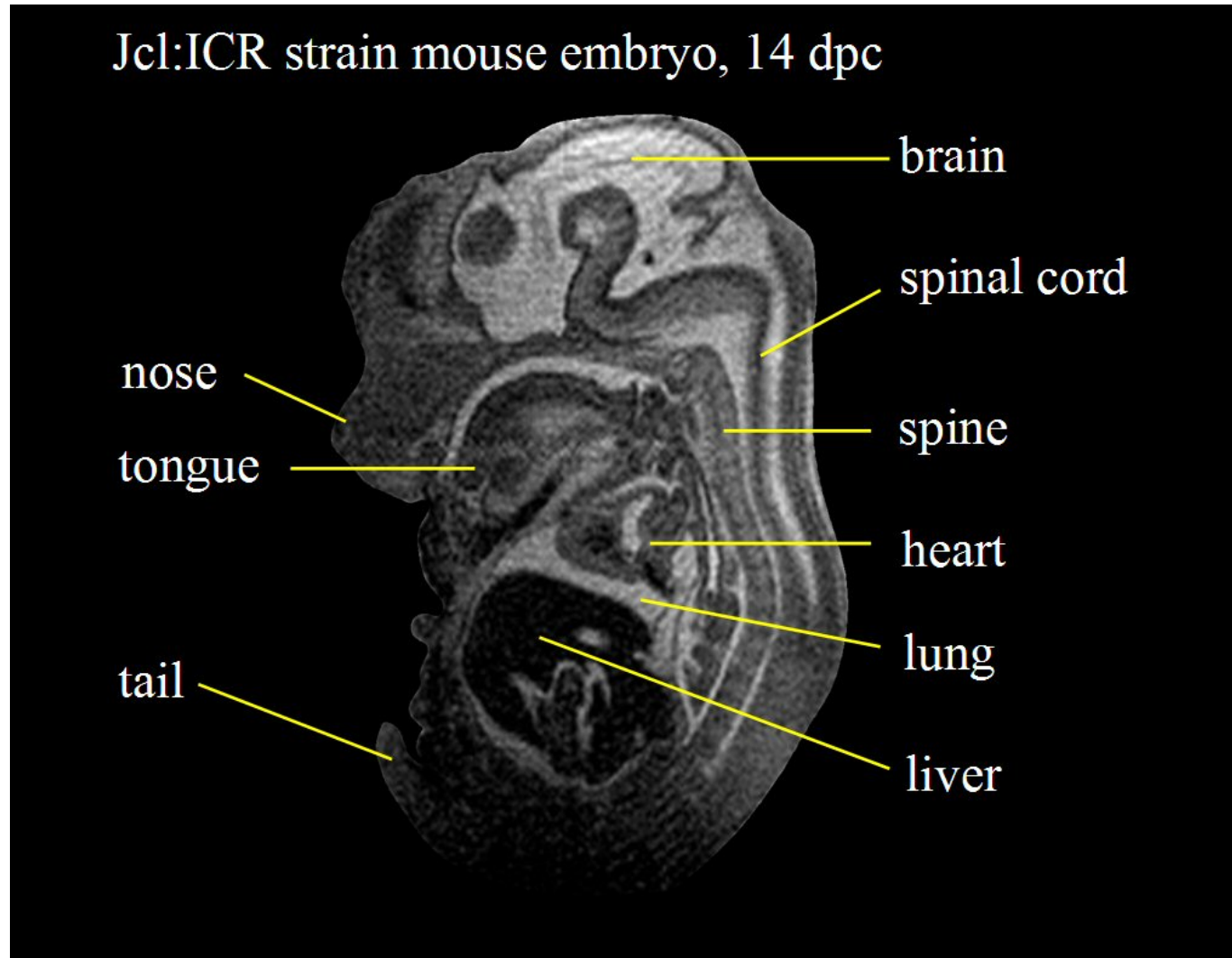
バルク高温超伝導磁石の内部構造

Sagittal images of a mouse (1)



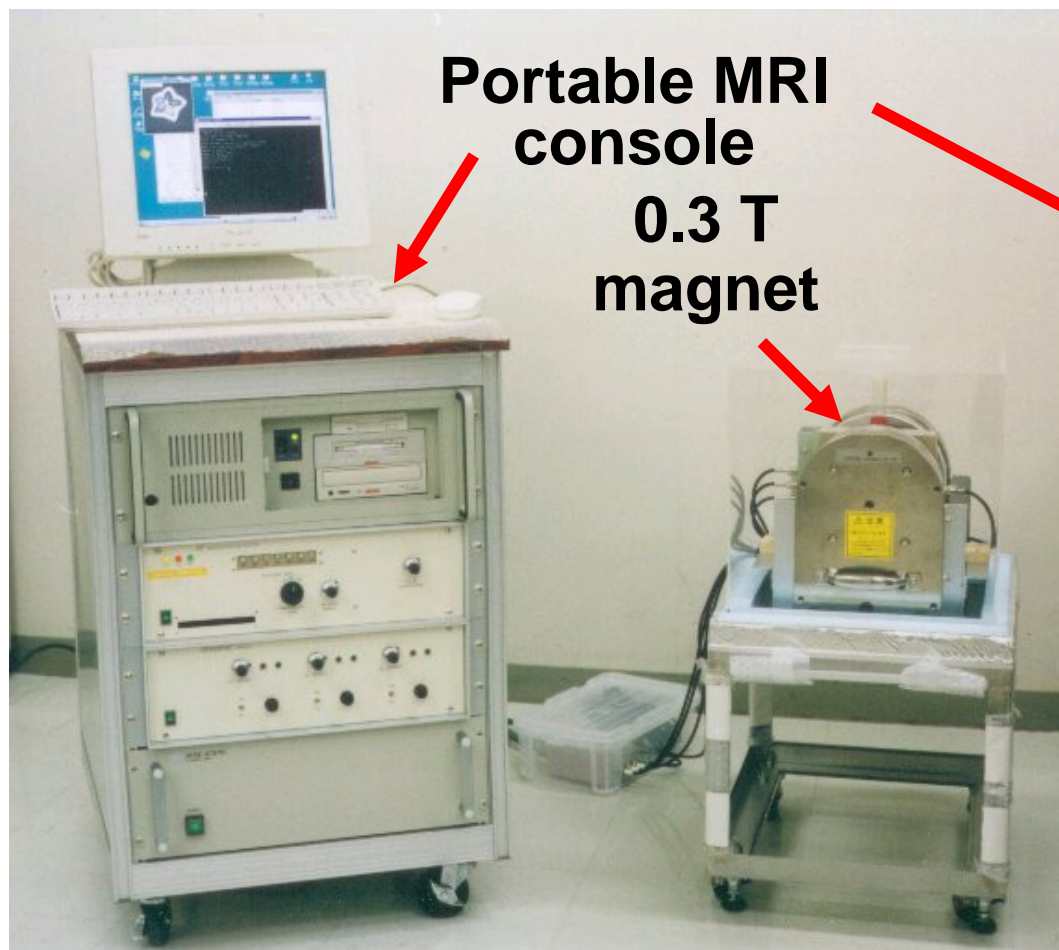
3D SE, TR/TE = 100 ms/10 ms, image matrix = $128^2 \times 256$
voxel size = $(50 \mu\text{m})^3$, NEX = 32

Sagittal images of a mouse (2)

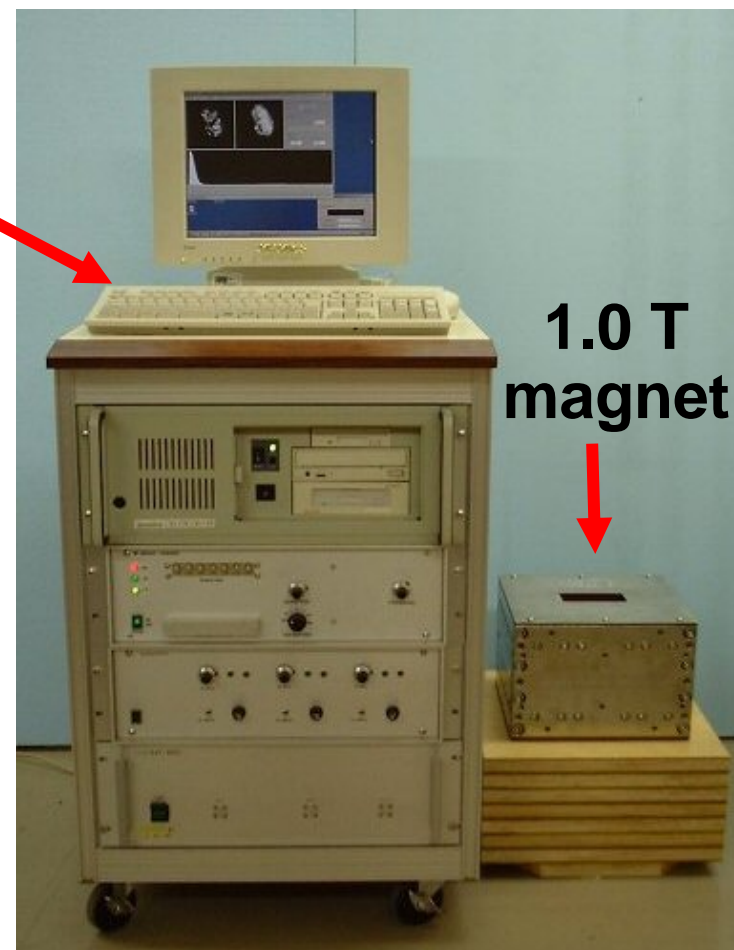


voxel size = $(50 \mu\text{m})^3$, NEX = 32

永久磁石を用いたコンパクトMRI



Constructed in 1998



Constructed in 2000

ポータブルMRIコンソールと小型永久磁石磁気回路の
有機的組み合わせによる小型MRI

永久磁石を用いたコンパクトMRIの特長

1. コンパクト

どのような場所にも設置可能

2. オープン性

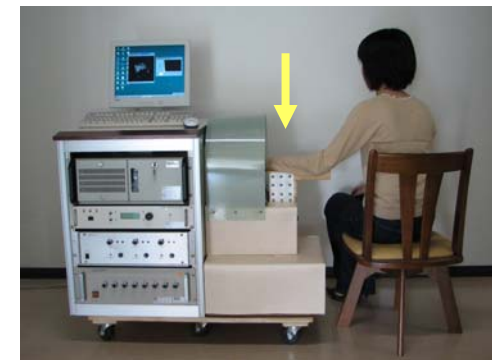
サンプルへのアクセスが容易

3. ポータブル性

どのような場所へも移動可能

設置環境を選ばない

屋内／屋外， 高温／低温



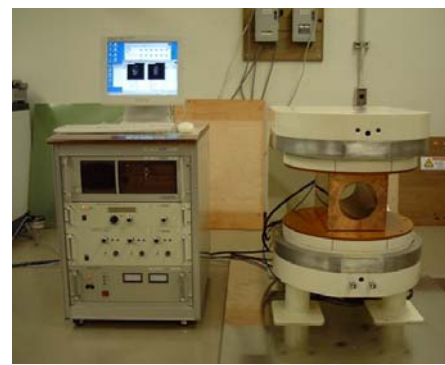
永久磁石を用いたコンパクトMRI



1998:MR microscope



1998:Portable MRI



2000:Salmon MRI



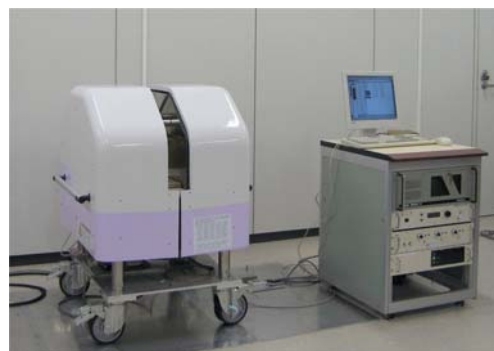
2001:Heel MRI



2003:Mouse MRI



2006:Finger MRI



2006:Wrist MRI



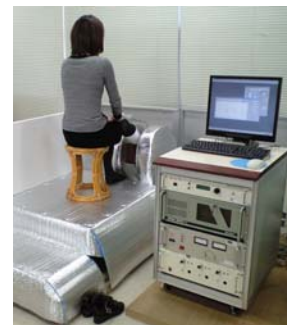
2006:Plant MRI



2006:Cold room MRI



2005:Hand MRI



2008:Heel MRI



2008:Clinical MRI !

関節リウマチ診断用MRI (1)



関節リウマチ診断用MRI(0.3 T) : 2008年11月医用機器認可

関節リウマチ診断用MRI（2）



筑波大附属病院における設置状況（保険診療中）



RA症例 35歳女性の左手の症例: 筑波大学附属病院提供

樹木用モバイルMRI(1)

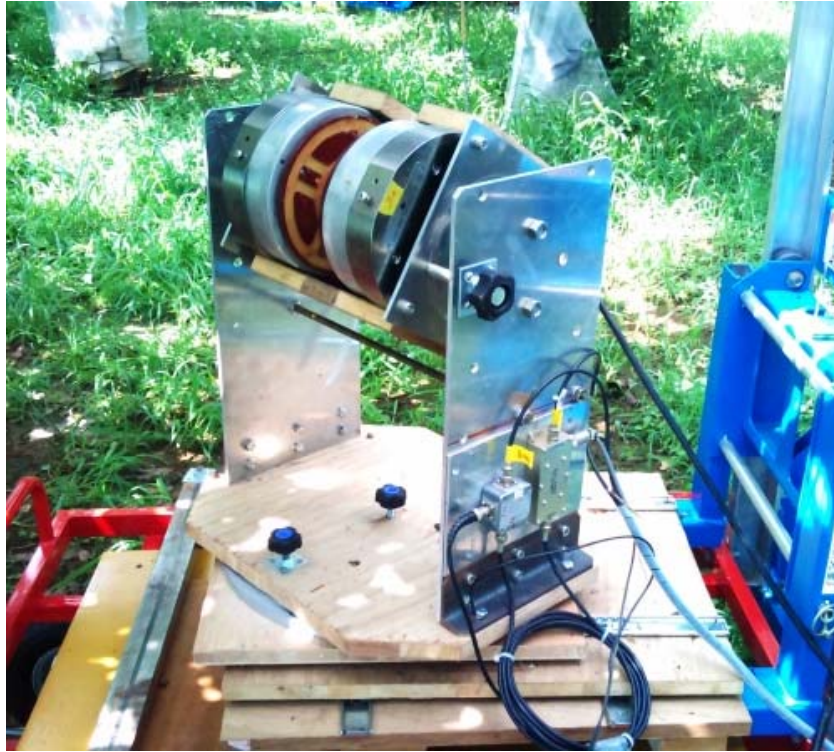


電動式モバイルMRI



撮像中の状況
(農林技術センター)

樹木用モバイルMRI(2)

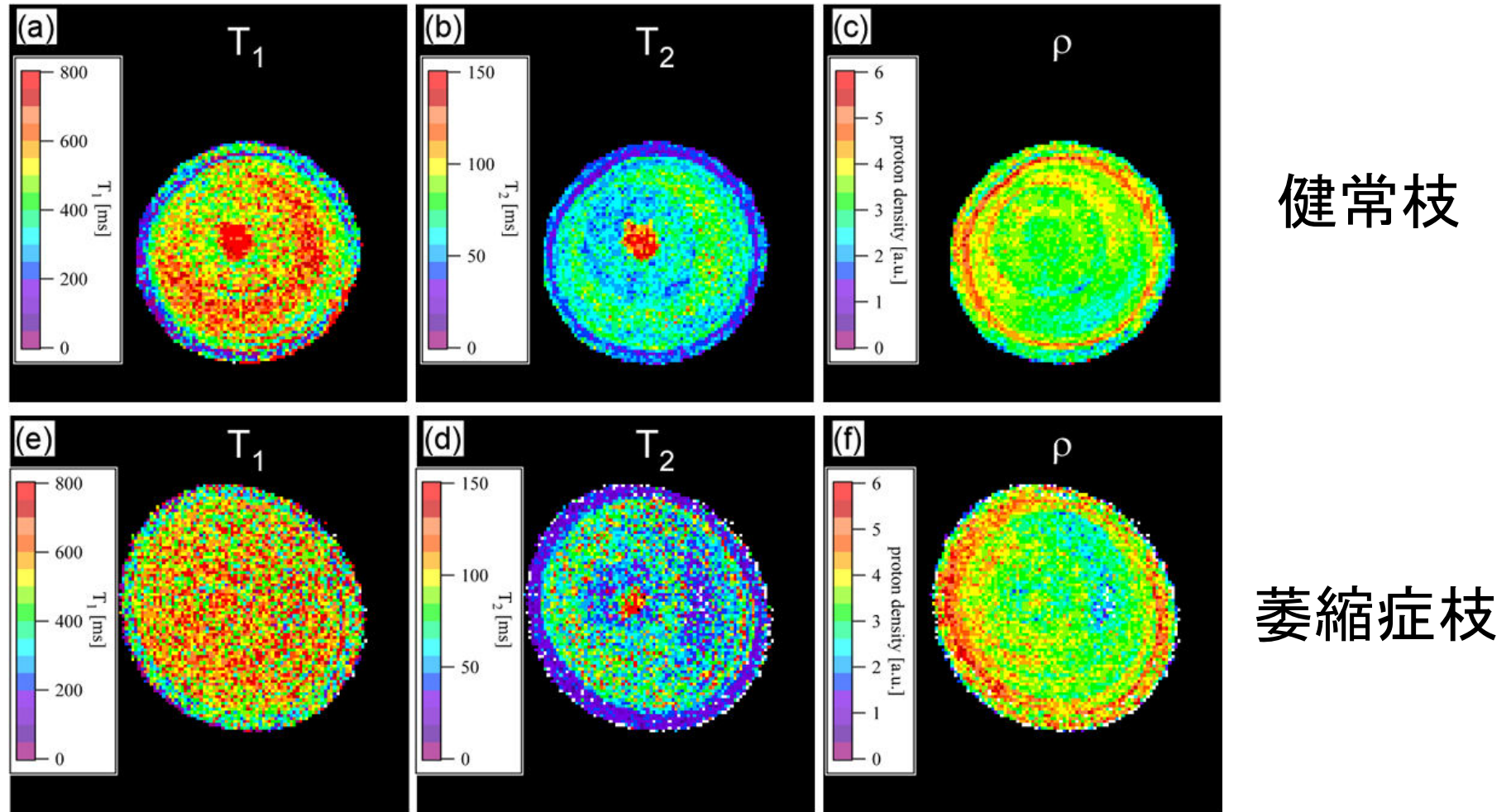


0.3T 永久磁石



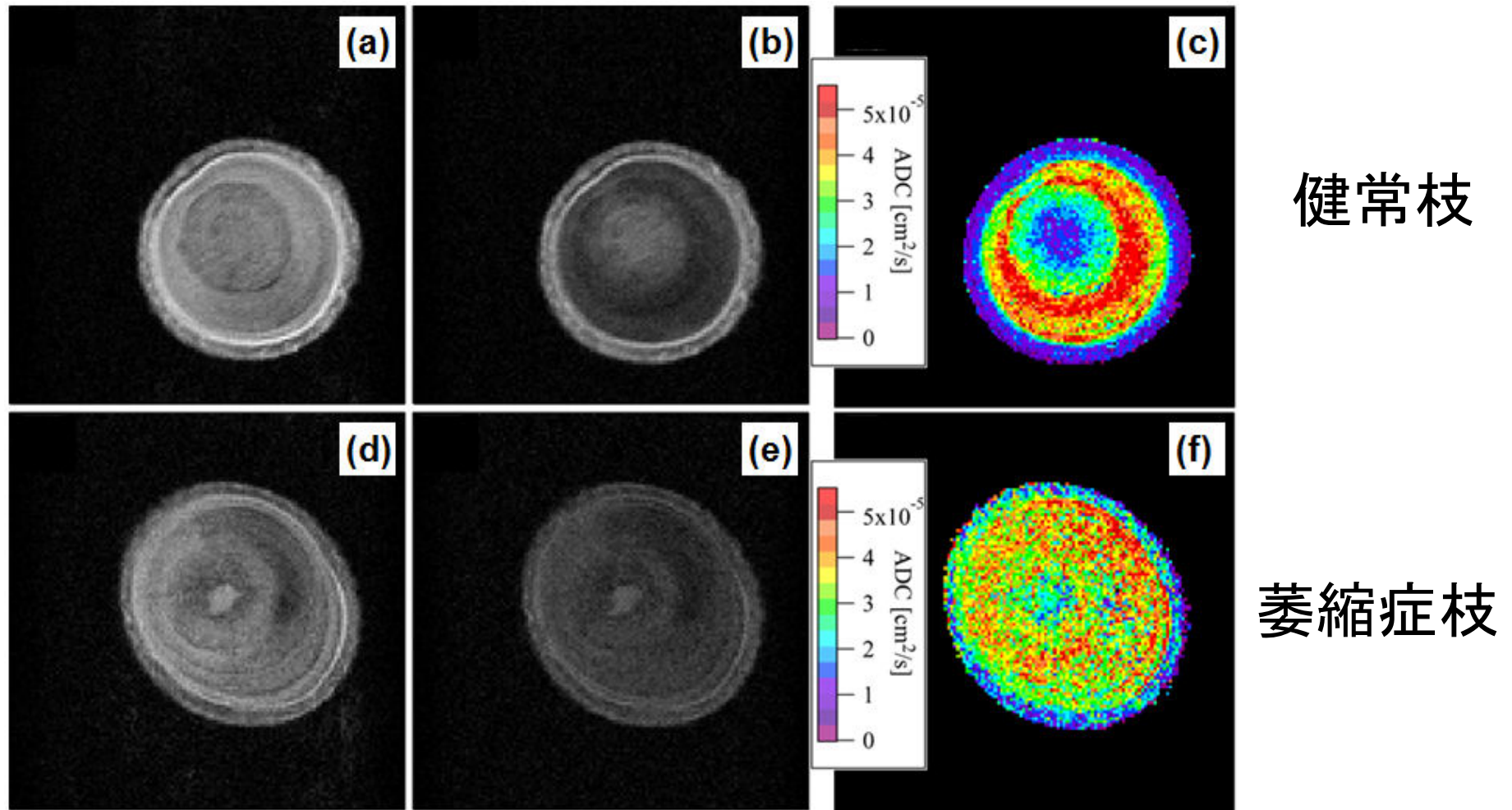
RFコイル

樹木用モバイルMRI(3)



緩和時間と水分分布には、顕著な違いは見られない

樹木用モバイルMRI(4)

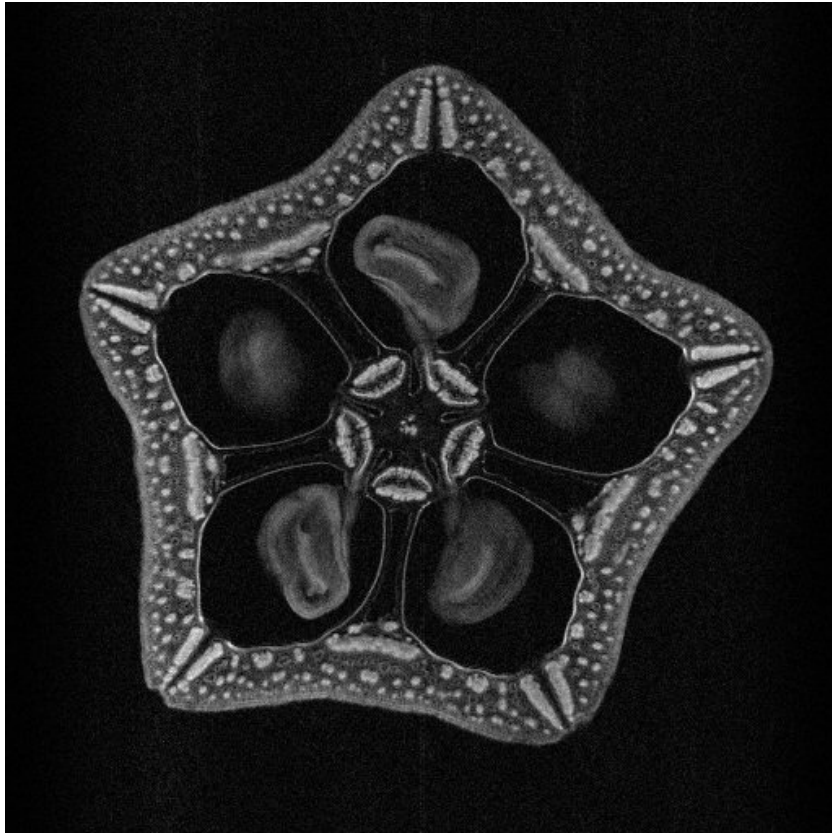


ADC(見かけの拡散係数)に顕著な違いが見られた!

講演の内容

1. MRIとは？
2. MRIの原理と撮像手法
3. MRI装置
- 4. MRIにおける空間分解能**
5. MRIにおける画像コントラスト
6. 撮像例
7. むすび

画像の性質：分解能とコントラスト



画像の分解能：

どこまで空間的に分解できるか？

どのような小さい構造まで観察できるか？

画像のコントラスト：

画像の明るさ(画素値)は、どのような要素によって、どのように決定されているか？

オクラ：40 μ m分解能，T2強調画像

MRIにおける空間分解能 (1)

MR画像は**デジタル画像**であるので、画素サイズが空間分解能の下限である。

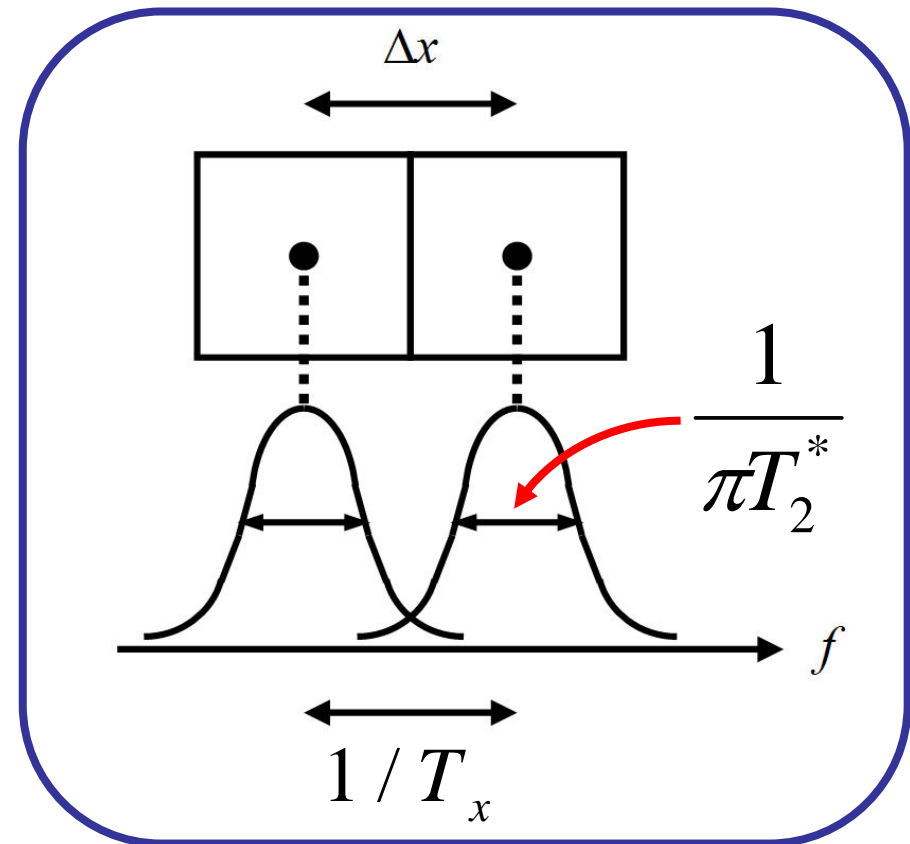
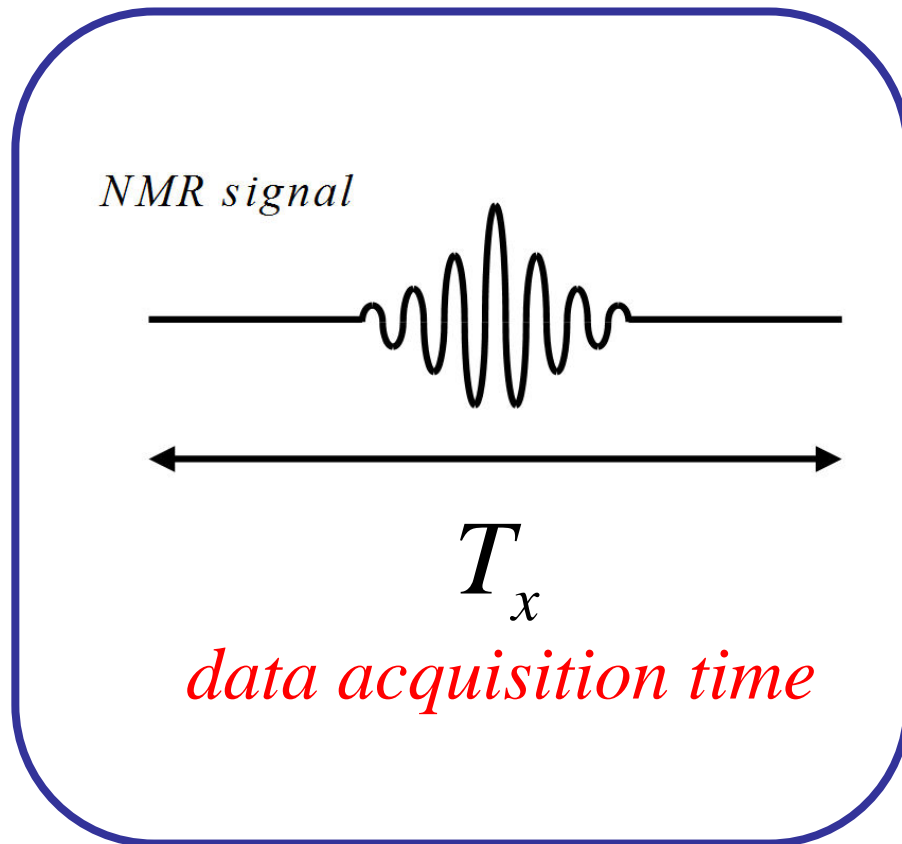
また、**空間分解能が画素サイズに一致する**ためには、二つの条件、すなわち

- (1) **NMRの共鳴線幅** $\Delta f <$ 画素あたりの周波数帯域 $1/T_x$
- (2) **画素あたりのSNR**が5以上 (Rose criterion)

を満たさなければならない(ただし、motionやdiffusionの影響は除く)。

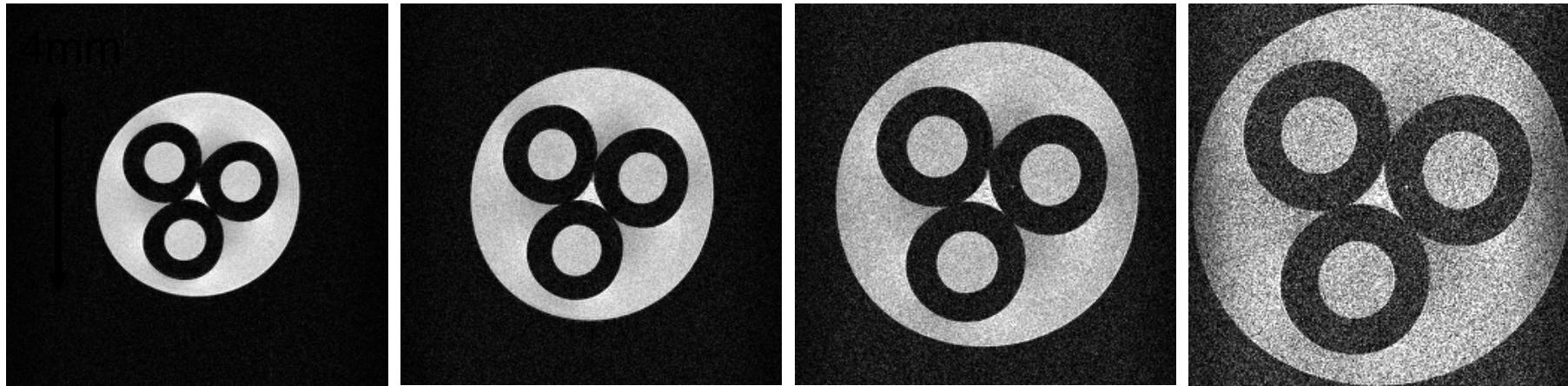
MRIにおける空間分解能 (2)

共鳴線幅 ($1/\pi T_2^*$) < 画素あたりの帯域 ($1/T_x = \gamma G_x \Delta x / 2\pi$)



$T_x < \pi T_2^*$ がより T_x の上限が決まる. また, $\Delta x = 2\pi / (\gamma G_x T_x)$ より, 画素サイズを小さくするためには, 勾配磁場強度 G_x の増大が必要.

MRIにおける空間分解能 (3)



30 μm^2

25 μm^2

20 μm^2

16 μm^2

————— 画素サイズ小, SNR低 —————→ **G**

信号観測時間 T_x を一定とし、勾配磁場強度を増大して、画素サイズを小さくすると、画素あたりの信号強度が画素サイズに比例して低下し、ノイズにより、試料の形状などが認識できなくなる。

その限界は？

MRIにおける空間分解能(4)

画素あたりのSNRが5以上 (Rose criterion)



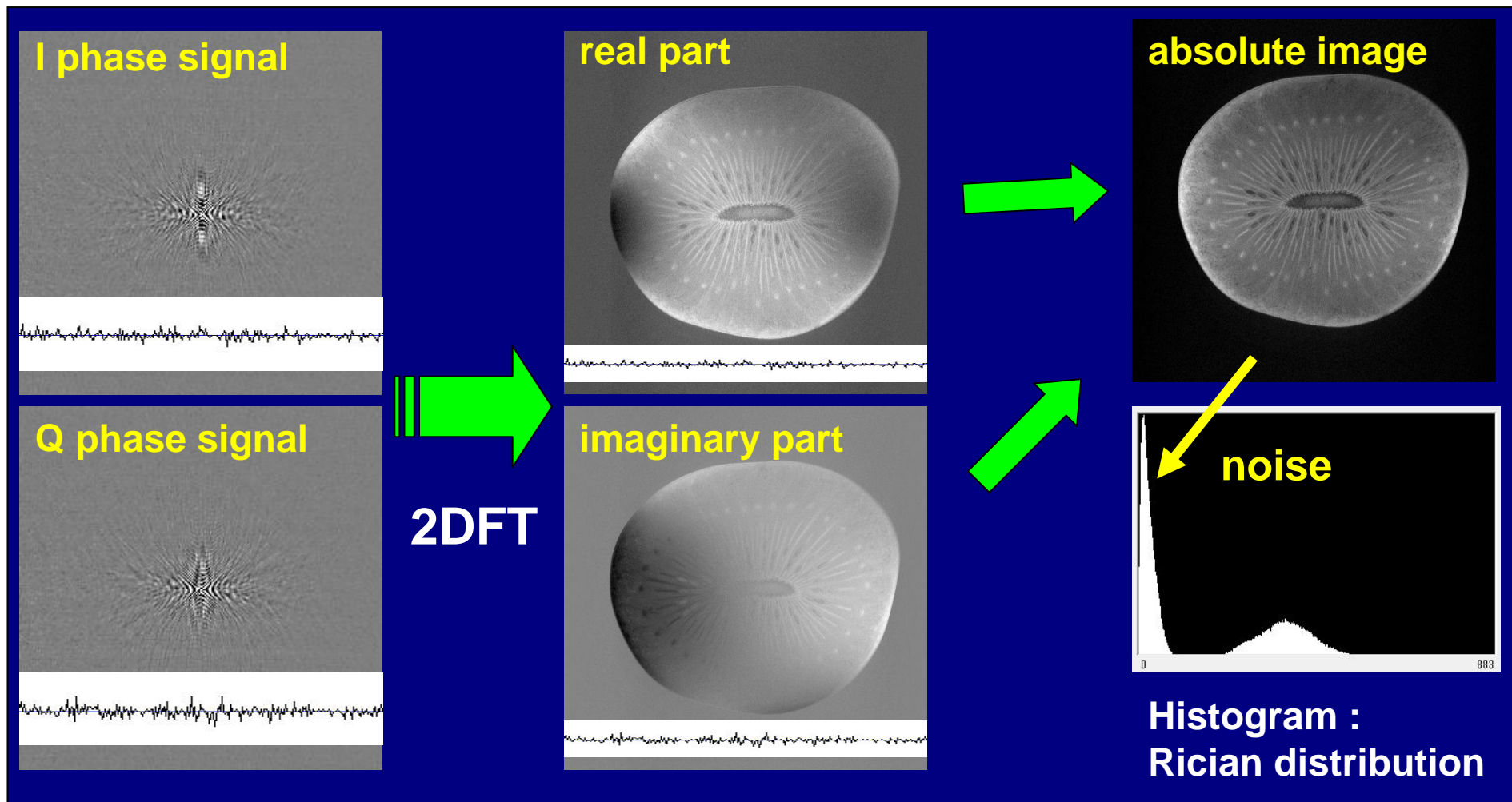
Albert Rose (1910-1990)

Image orthicon tube (TV camera)

Physicist and inventor at RCA

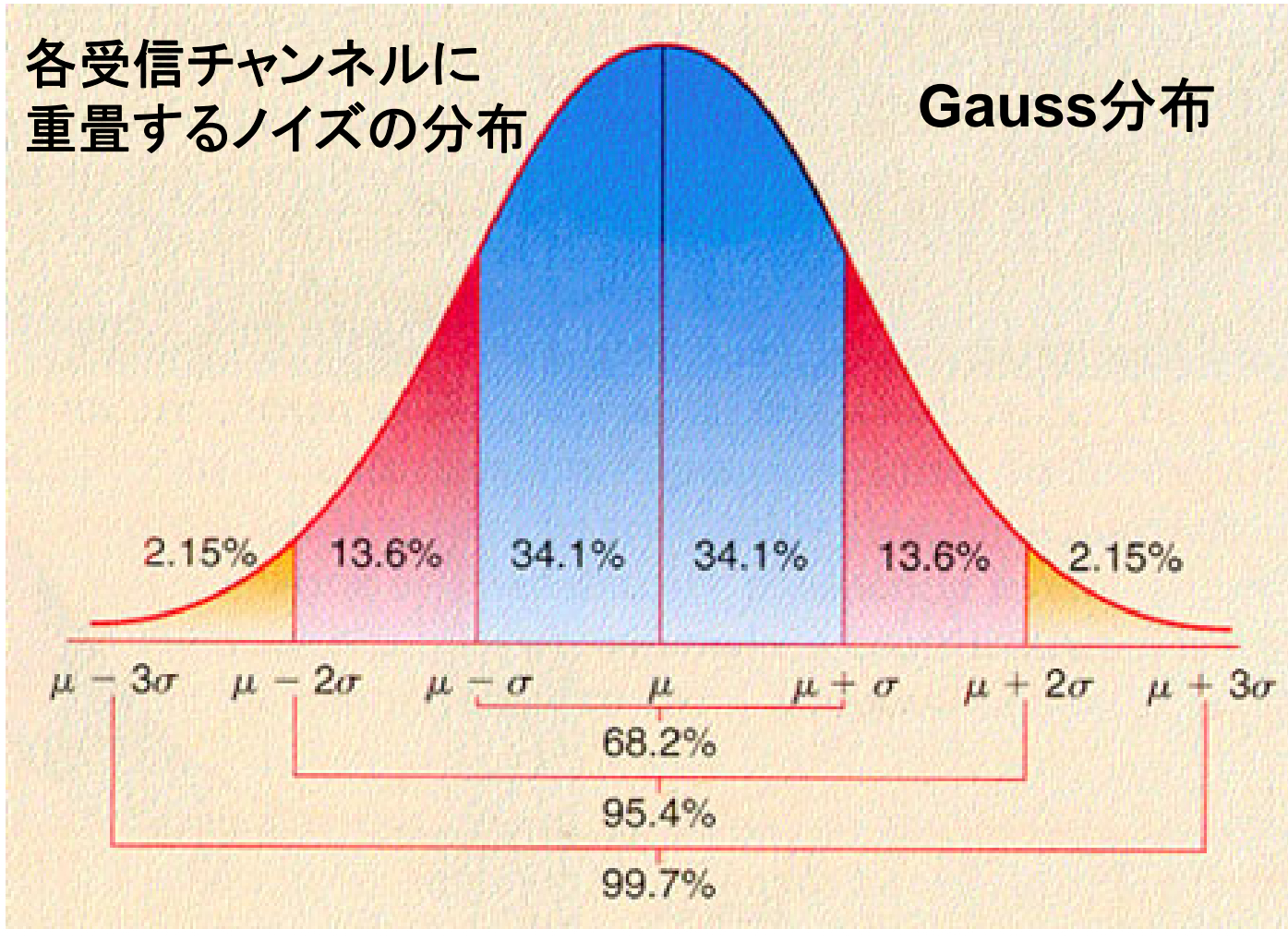
分解能の議論には, ノイズの議論が不可欠: MRIでは?

MR画像のノイズの性質(1)



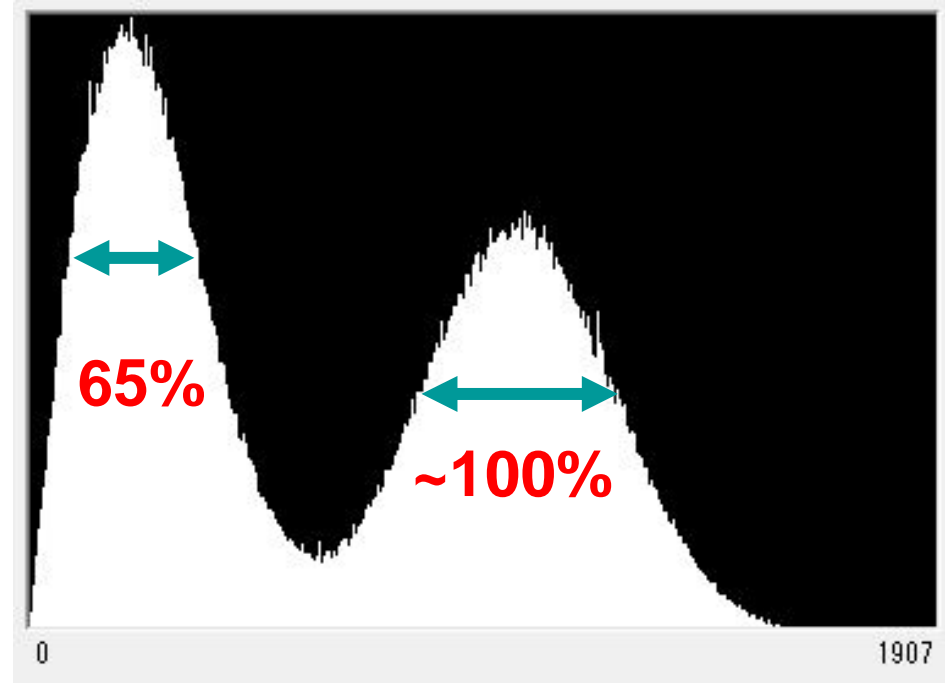
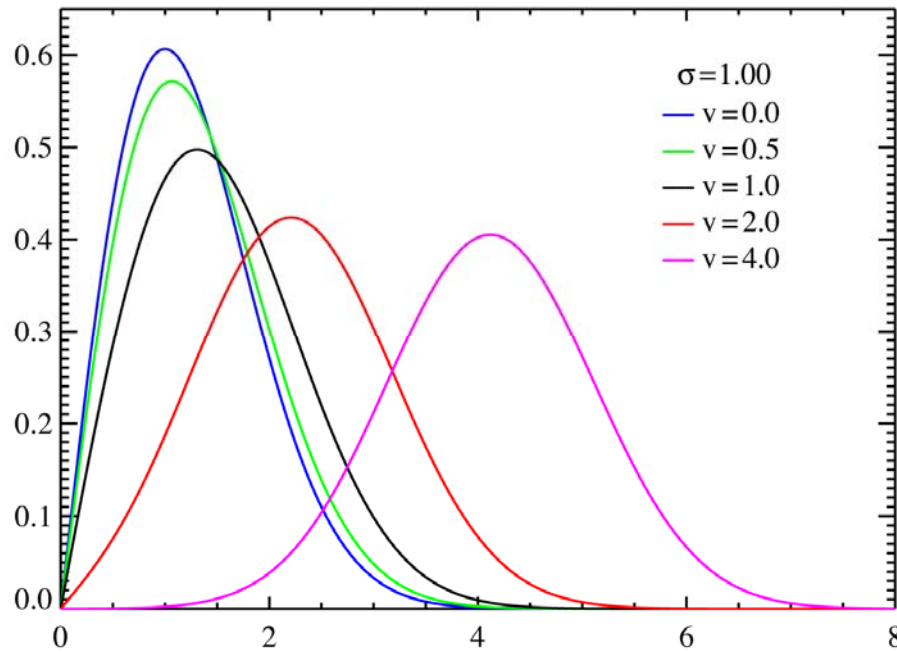
MRIにおけるノイズは、**主に熱雑音が原因**であり、NMR信号には Gauss型のノイズが重畳されているが、画像再構成の結果得られる画像のノイズ分布は、**Rice分布 (Rician distribution)**となる。

MR画像のノイズの性質(2)



正規分布: $\pm\sigma$ で68.2%, $\pm 2\sigma$ で95.4%, $\pm 3\sigma$ で99.7%

MR画像のノイズの性質(3)



$$f(x | v, \sigma) = \frac{x}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{(x^2 + v^2)}{2\sigma^2}\right) I_0\left(\frac{xv}{\sigma^2}\right)$$

$v=0$ のときは, Rayleigh分布

SNR=5の数値ファントムのヒストグラム. backgroundのSDは, 画像部分のSDよりも約35%小さい.

Rice分布 (Rician distribution). I_0 は変形ベッセル関数

MRIにおける空間分解能(再)

画素あたりのSNRが5以上 (Rose criterion) ?



Albert Rose (1910-1990)

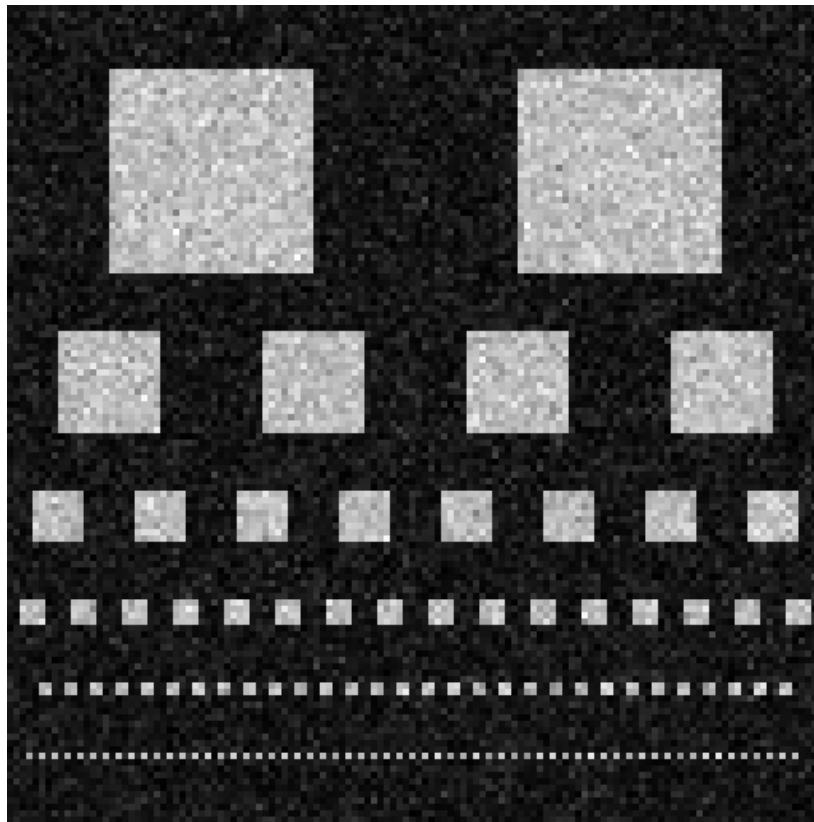
Physicist and inventor at RCA



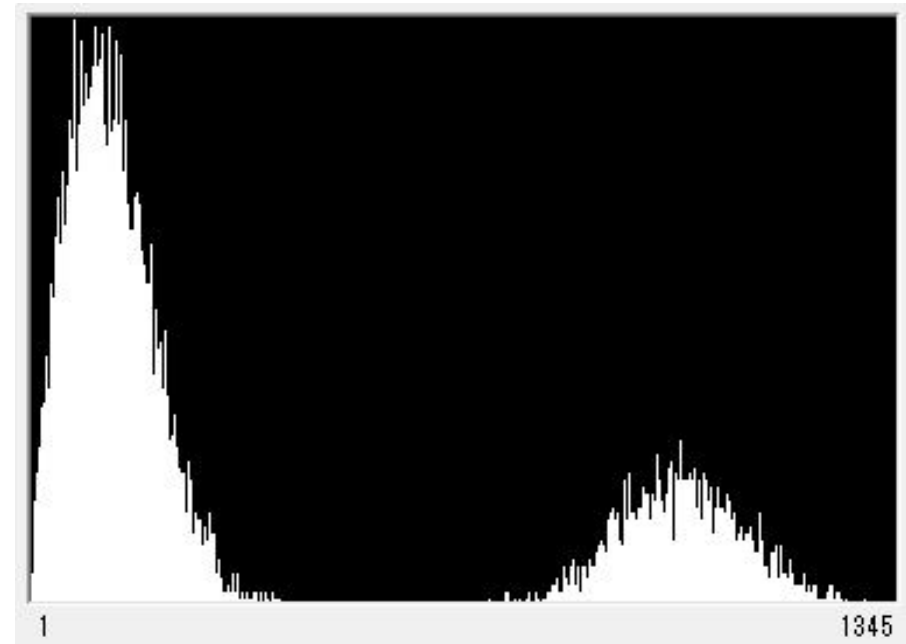
Image orthicon tube

MRIにおける空間分解能(5)

画素あたりのSNRが5以上 (Rose criterion) ?



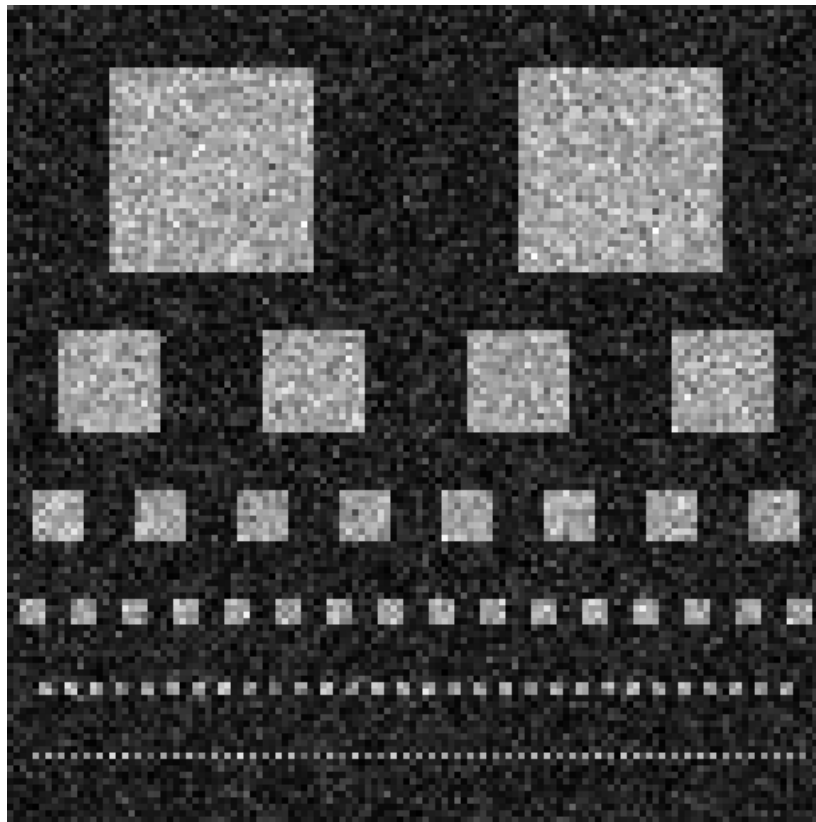
SNR = 10.2



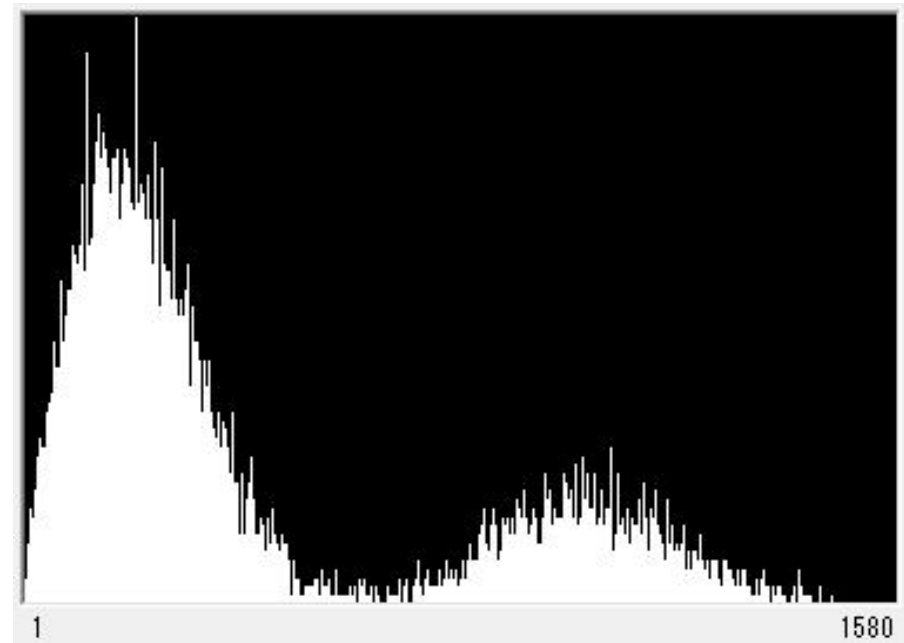
histogram

MRIにおける空間分解能(6)

画素あたりのSNRが5以上 (Rose criterion) ?



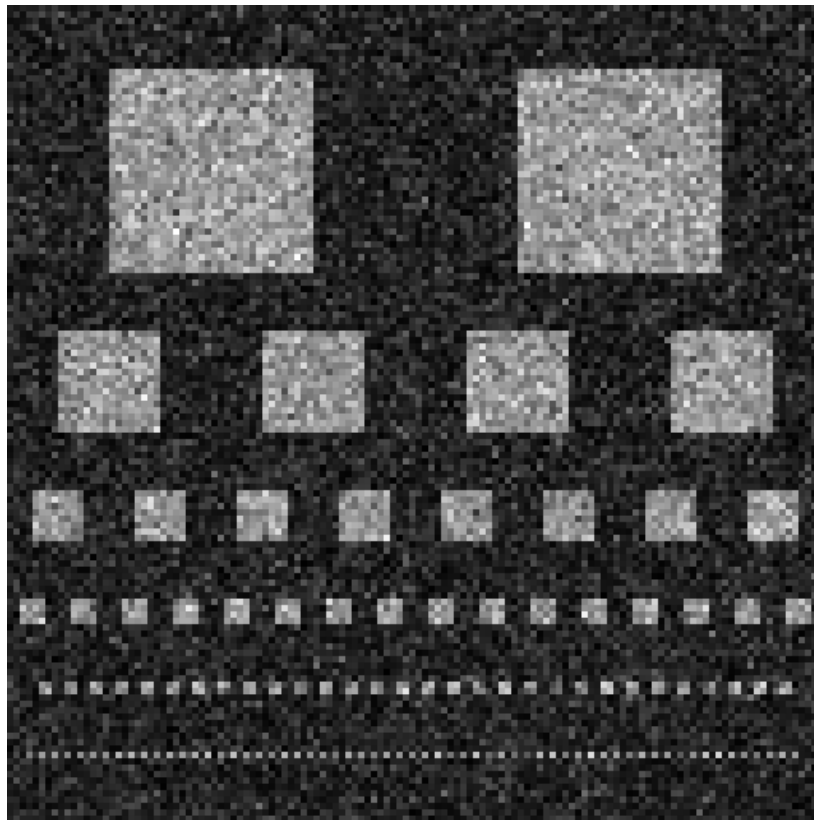
SNR = 6.0



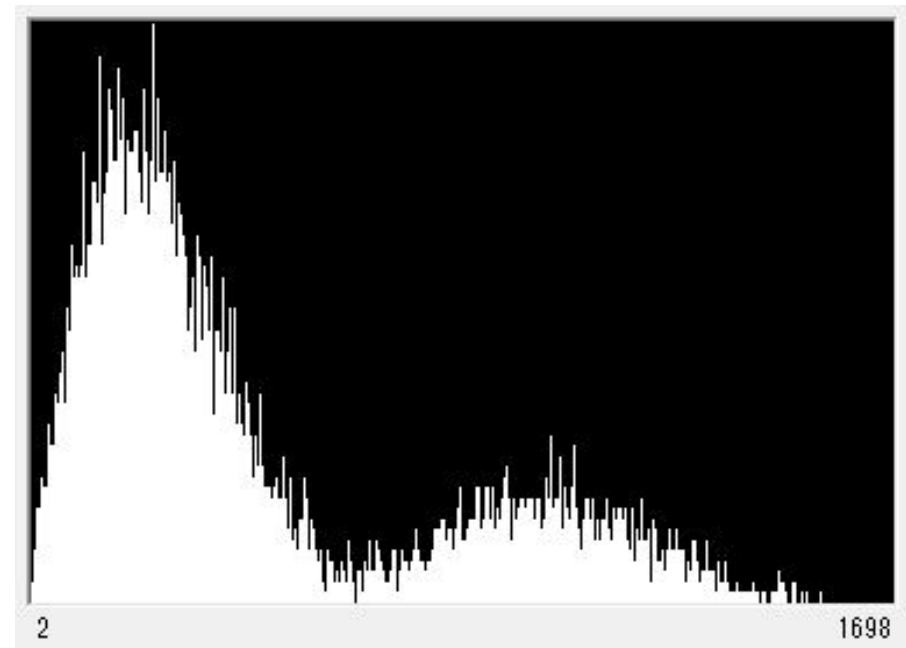
histogram

MRIにおける空間分解能(7)

画素あたりのSNRが5以上 (Rose criterion) ?



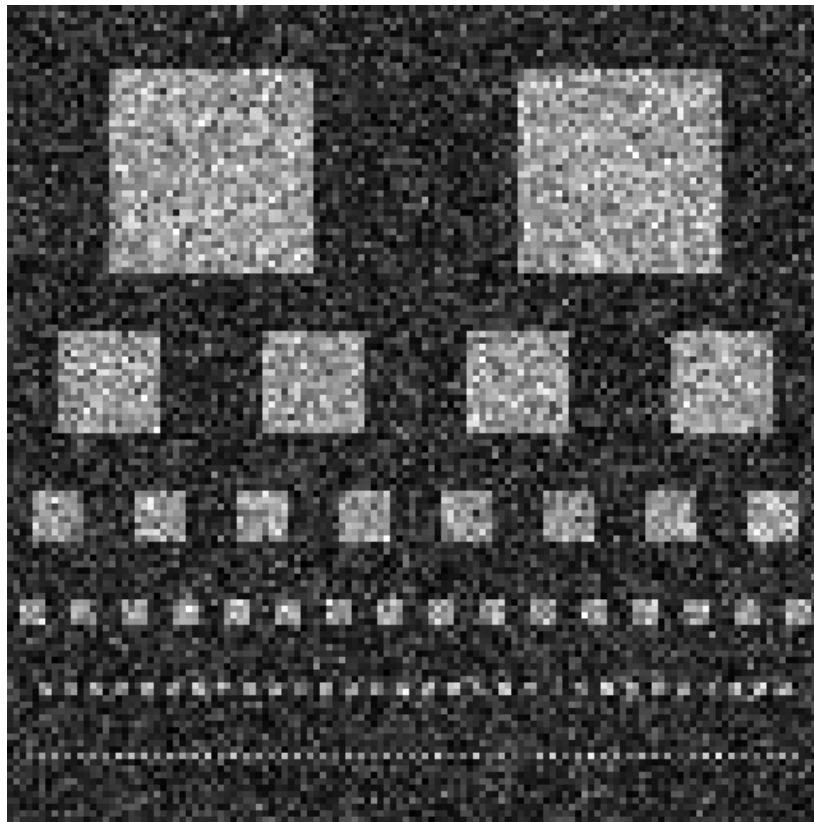
SNR = 5.1



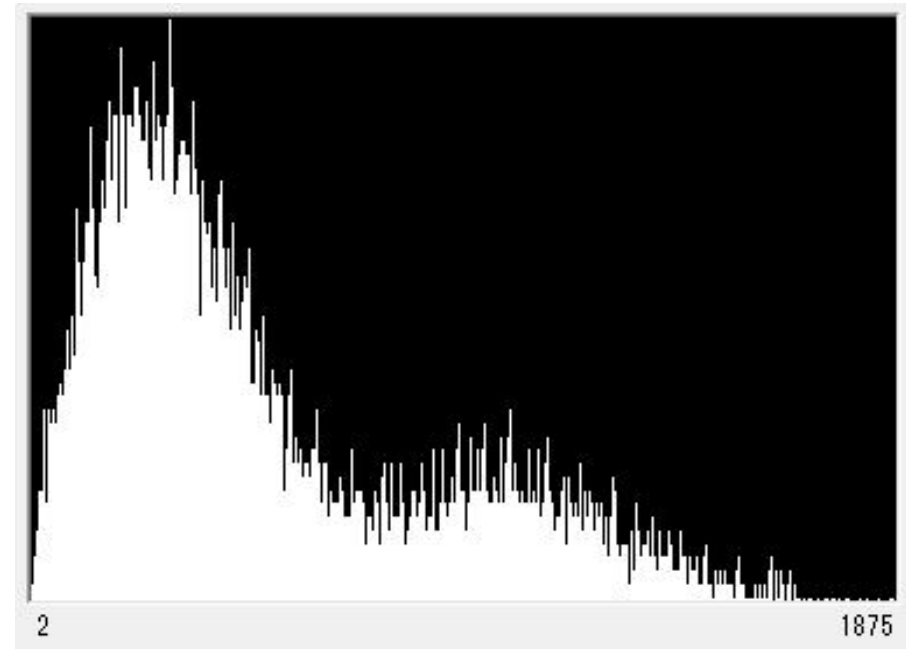
histogram

MRIにおける空間分解能(8)

画素あたりのSNRが5以上 (Rose criterion) ?



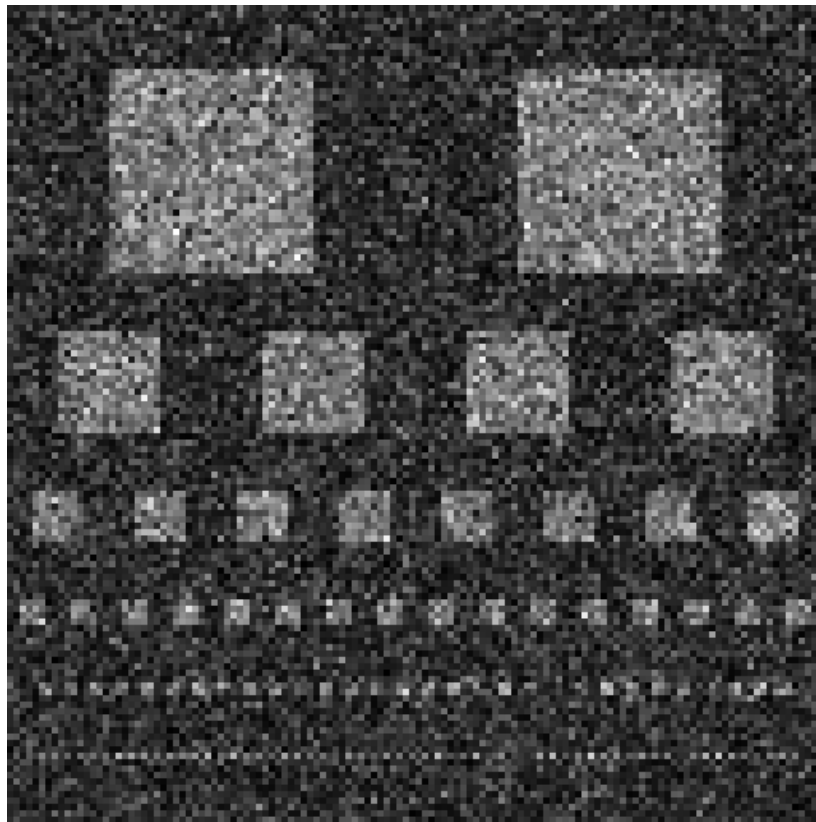
SNR = 4.1



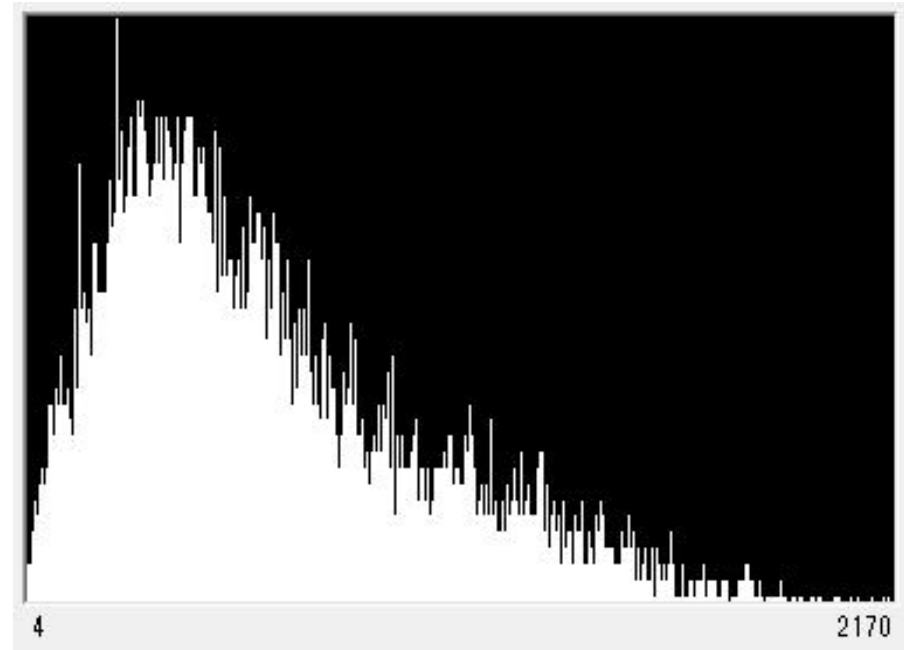
histogram

MRIにおける空間分解能(9)

画素あたりのSNRが5以上 (Rose criterion) ?



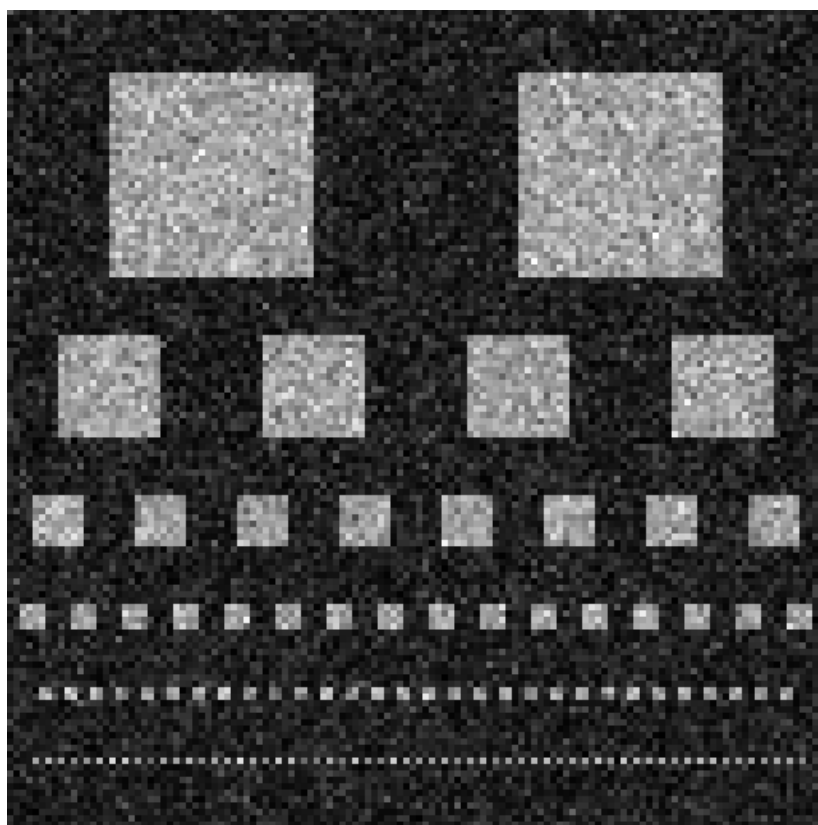
SNR = 3.2



histogram

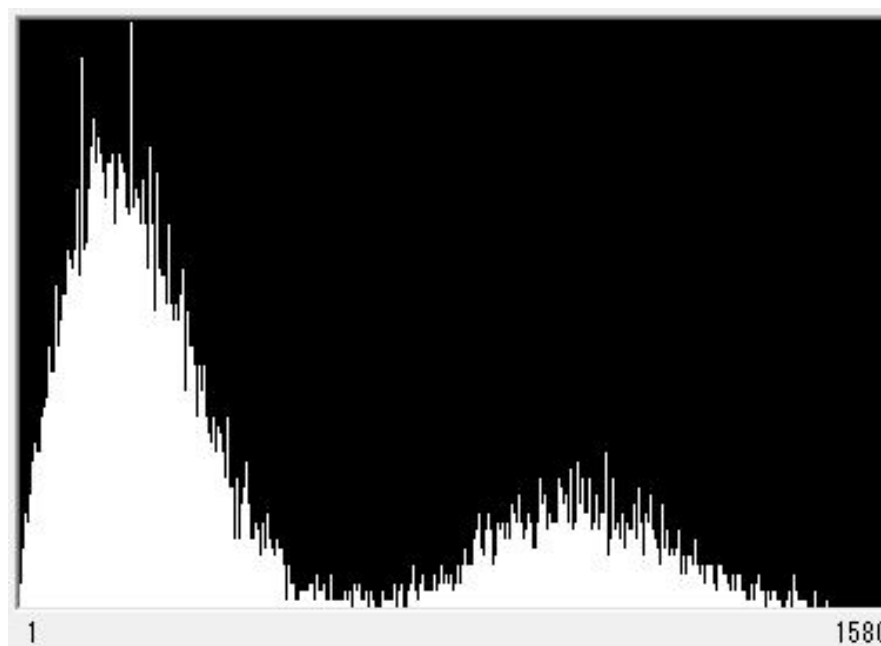
MRIにおける空間分解能(10)

画素あたりのSNR/CNRが6以上 (Kose criterion)



SNR = 6.0

ガウス分布は $\pm 3\sigma$ で99.7%



histogram

MRIにおける空間分解能（再）

また、空間分解能が画素サイズに一致するためには、二つの条件、すなわち

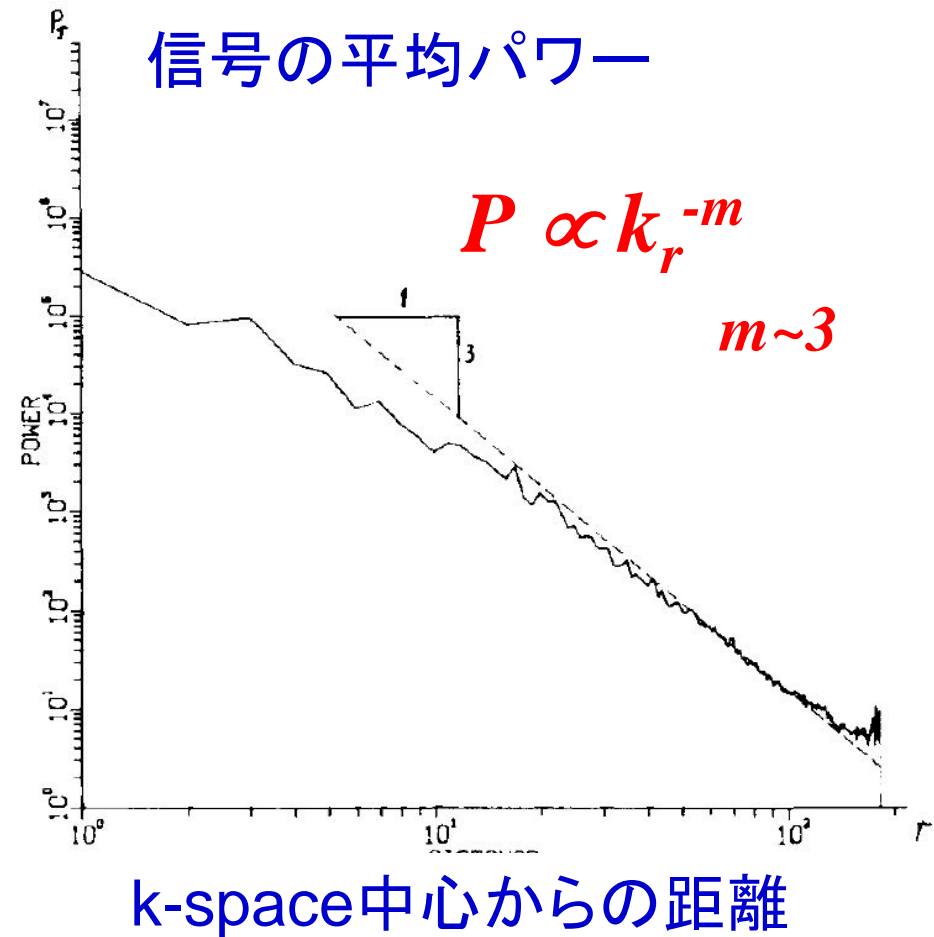
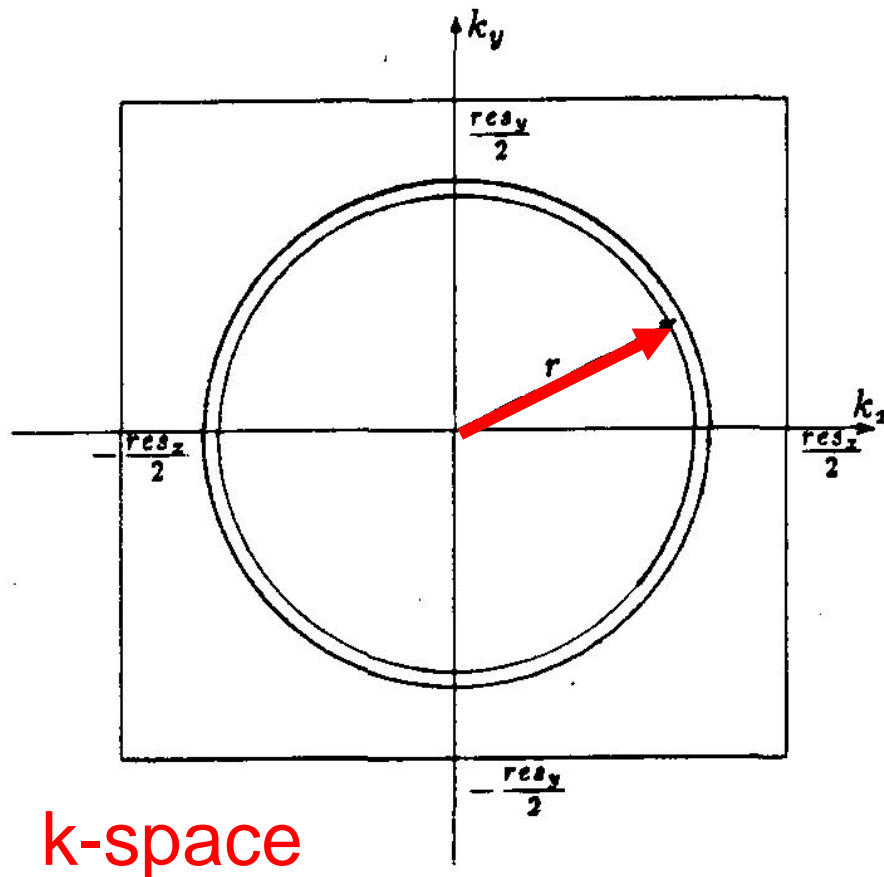
- (1) NMRの共鳴線幅 $\Delta f <$ 画素あたりの周波数帯域 $1/T_x$
- (2) 画素あたりのSNRが6以上 (Kose criterion)

を満たさなければならない(ただし, motionやdiffusionの影響は除く).

では、どのようにして画素あたりのSNRが確保できているかどうかを、計測の際に(時間領域で)評価するか？

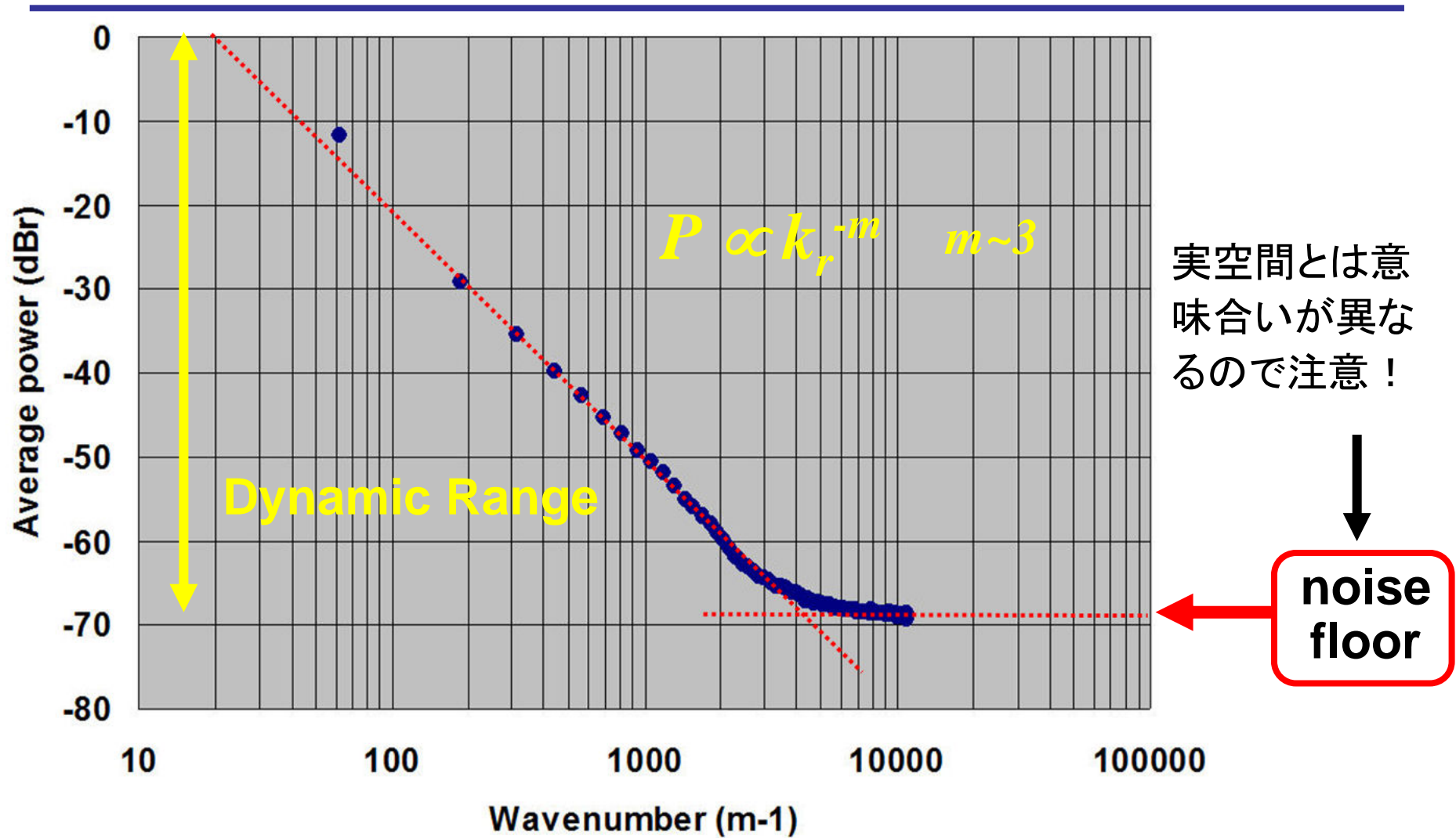
→ NMR信号のダイナミックレンジ(DR)の評価！

MR画像のDR評価ツール: k-power plot



k-power plot: k-spaceの中心からの距離に対して信号の平均パワーをプロット (M. Fuderer, IEEE Trans Med Imag. Vol.7 1988)

k-power plot ?



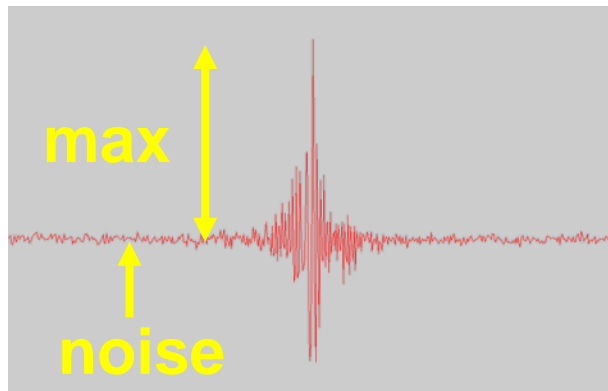
水平線はnoise floor. noiseは信号のノイズと装置のノイズからなる.

Dynamic range?

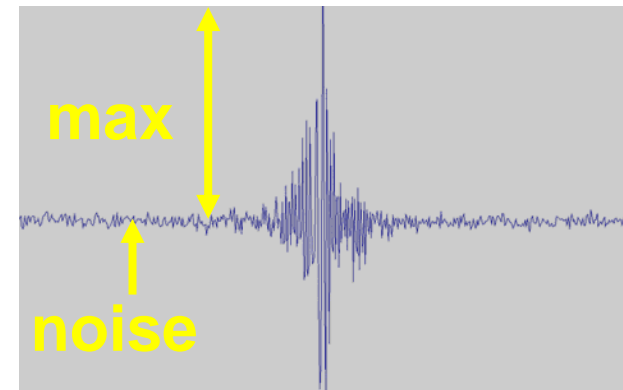
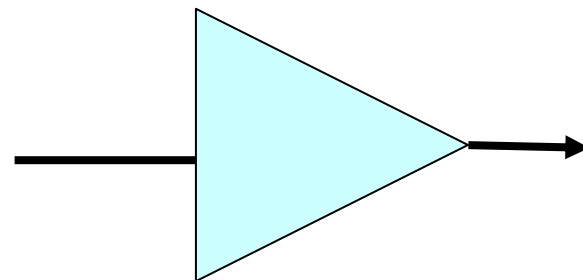
Dynamic range (DR) は、二つの意味で使われ、

1. 信号のDRとしては、信号の最大値と最小値(ノイズ)の比であり(アナログ信号はdB, デジタル信号はbitで表現),

2. 装置のDRとしては、その装置が出力する信号の最大のDRである(出力信号のDR \leq 入力信号のDR).



信号(ソース)のDR



装置のDR

Dynamic range?

DRの例:

人間の聴覚: **120dB** (オーケストラでは110dB)

カセットテープ: **55dB** (電圧比で約500倍)

レコード盤: **65dB**

オープンリールテープ: **70dB**

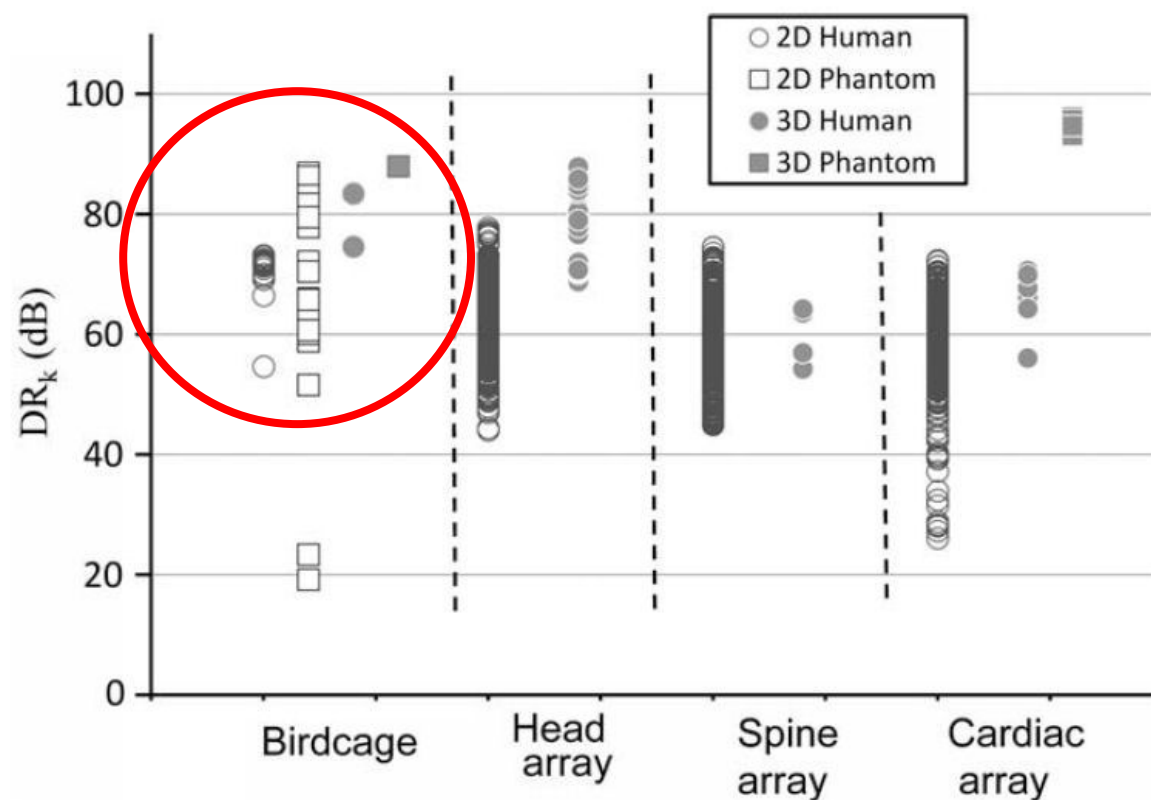
CD: **96dB** (16 bits: 約6万倍) (**90dB?**)

スーパーオーディオCD: **120~144 dB**

Dynamic range of MR signal?

MRI dynamic range and its compatibility with signal transmission media

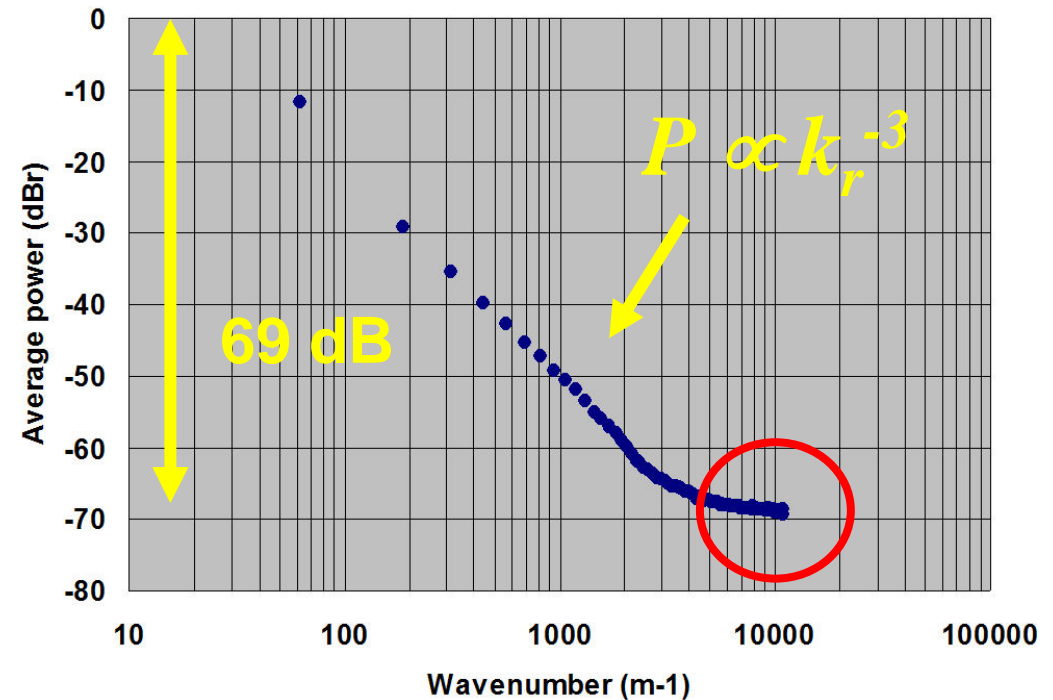
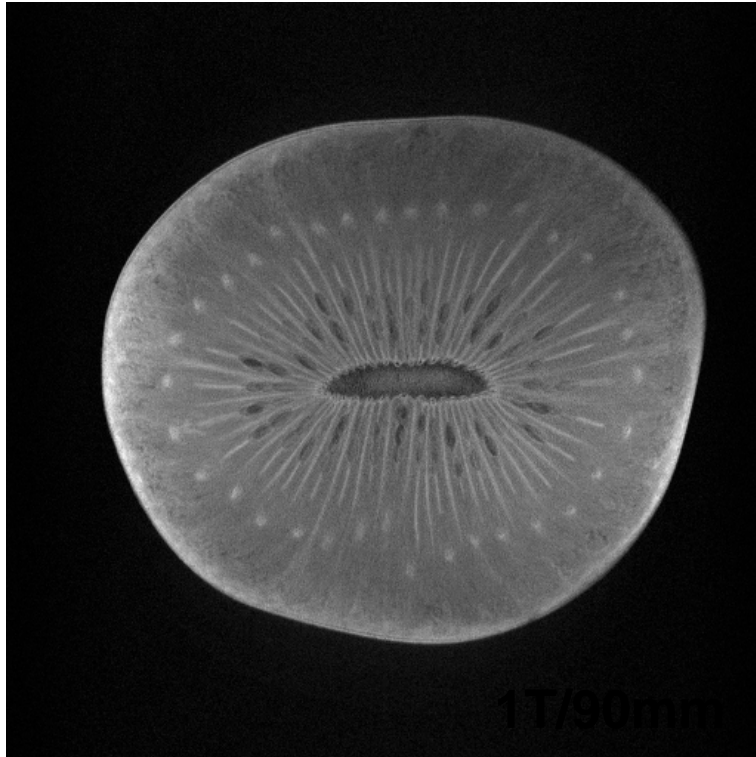
Refaat E. Gabr^{a,b}, Michael Schär^{a,c}, Arthur D. Edelstein^d, Dara L. Kraitchman^a,
Paul A. Bottomley^{a,b}, William A. Edelstein^{a,*}



**JMR
2009**

画像から推定したDR: 60~90dB, arrayでは60dB前後

MR画像とk-power plot(1)

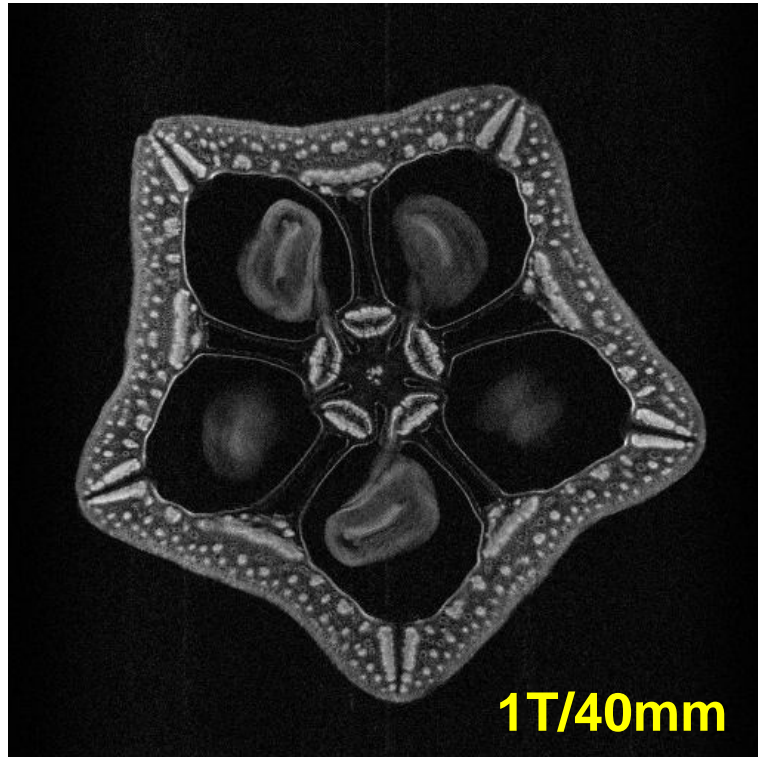


FOV : (64mm)², 5 mm slice
Image matrix : 512 x 512
Pixel size : (125 μm)²
TR/TE = 800ms/32ms, 8NEX

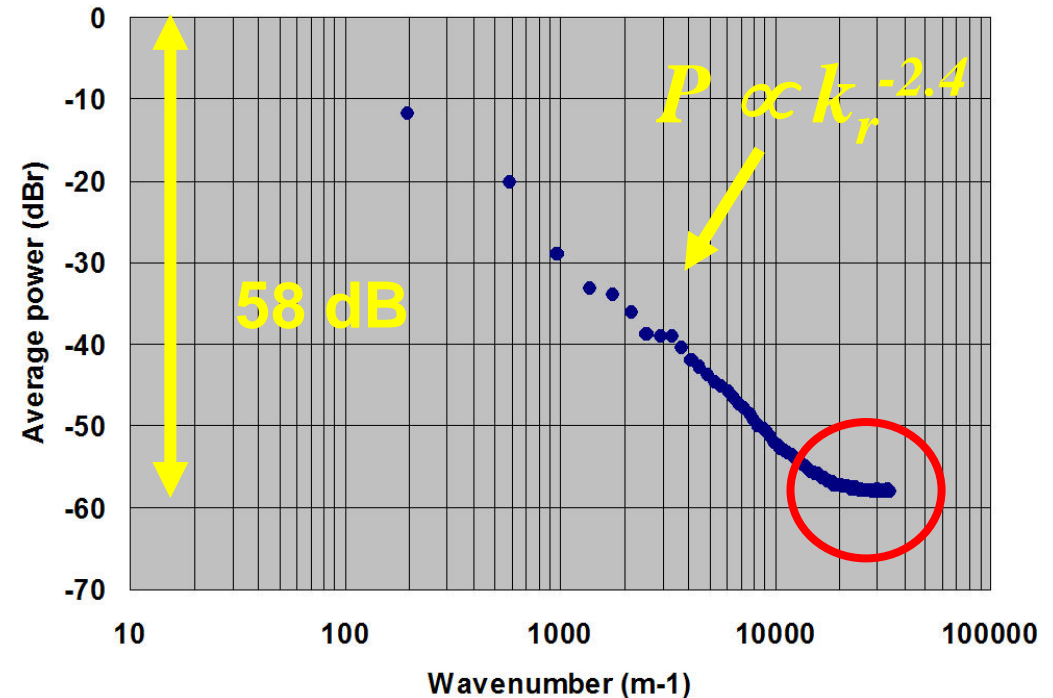
1NEXのときの信号の推定ダイナミックレンジ (DR) は約56dB

k-power plotの傾きは-3程度. noise floor近くまでサンプリング

MR画像とk-power plot(2)



FOV : (20.48mm)², 1 mm slice
Image matrix : 512 x 512
Pixel size : (40 μm)²
TR/TE = 1000ms/32ms, 64NEX



1NEXのときの信号の推定ダイナミックレンジ (DR) は約39dB

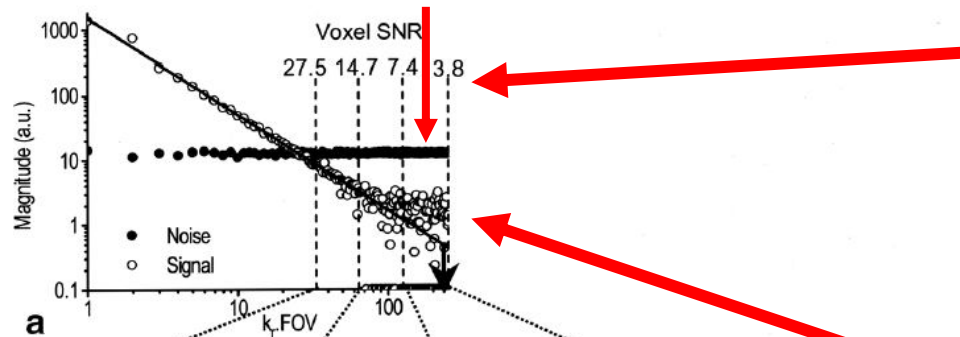
高周波成分が多い画像は、k-power plotの傾きが比較的緩やか

k-spaceにおけるcut off周波数とSNRの関係

Magnetic Resonance in Medicine 48:550-554 (2002)

k-Space Interpretation of the Rose Model: Noise Limitation on the Detectable Resolution in MRI

Richard Watts and Yi Wang*

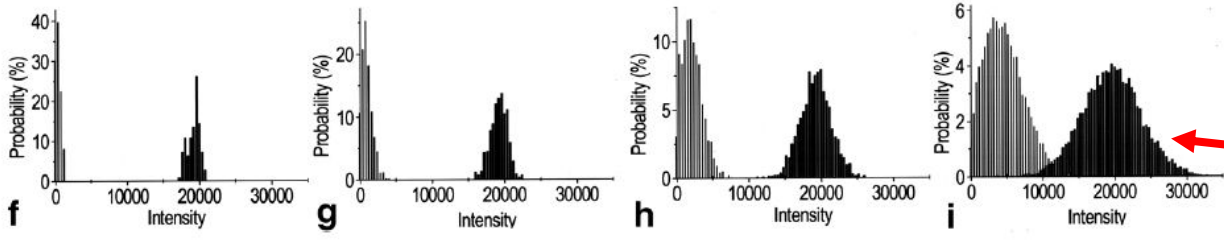
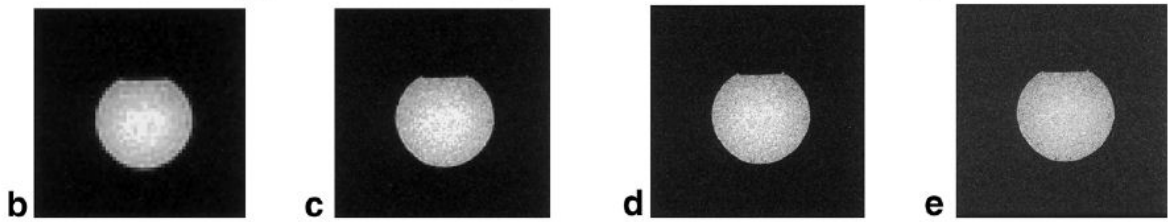


cut off周波数を設定することにより、目的に応じた分解能とSNRを実現

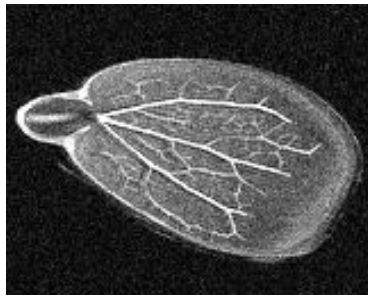
実空間での4程度のSNRは、k spaceでの約0.05のSNRに対応

noise floorの下にも情報が埋もれている!

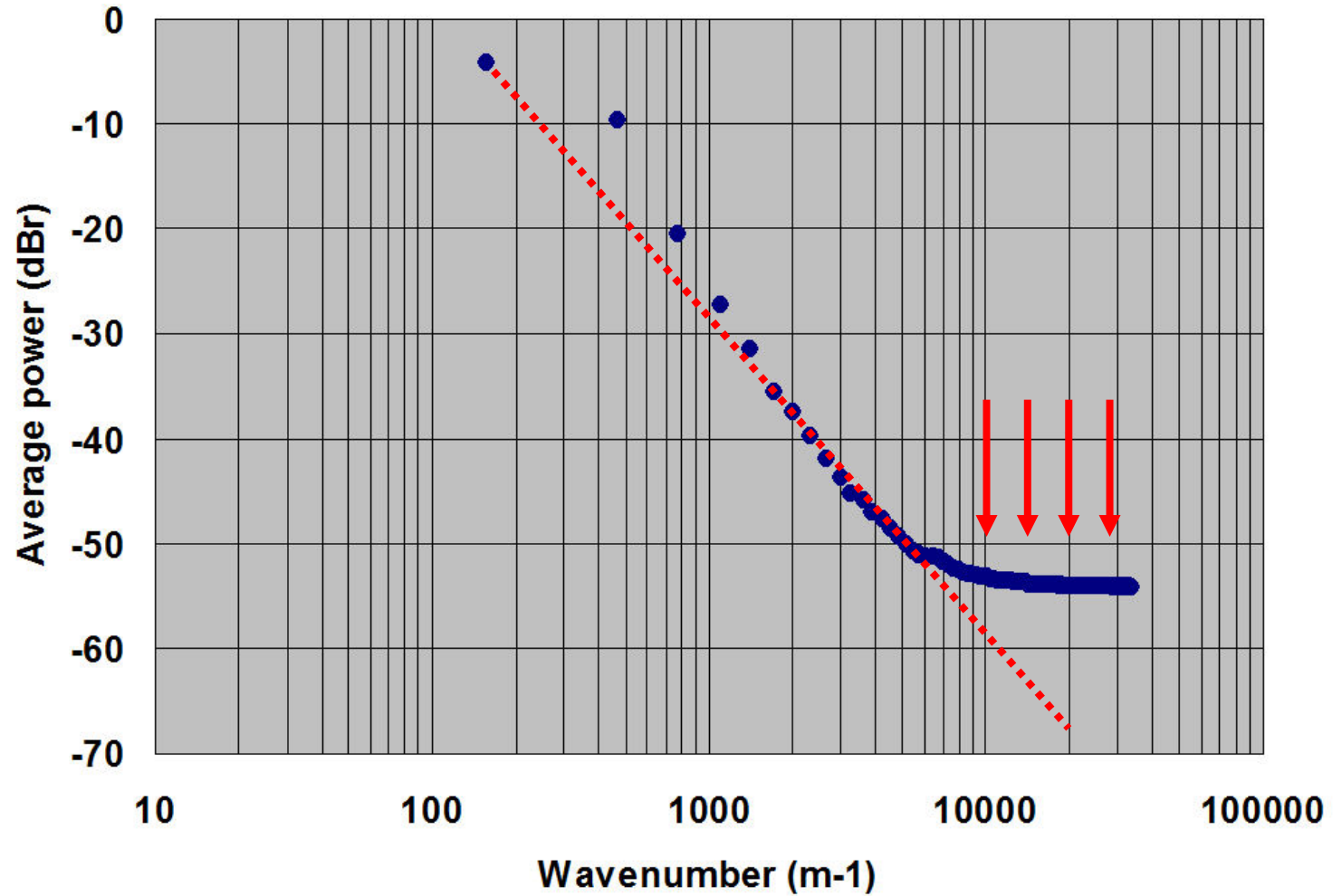
~Rose criterion



Cut-off画像再構成の実例(1)

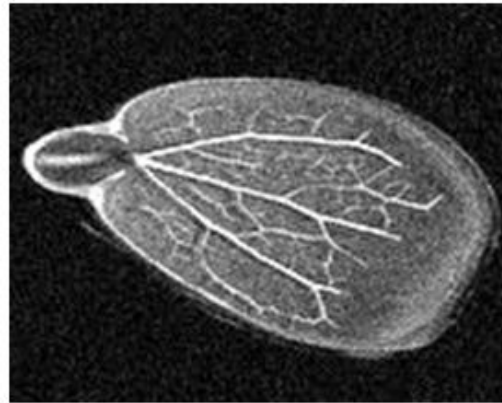


Apple seed

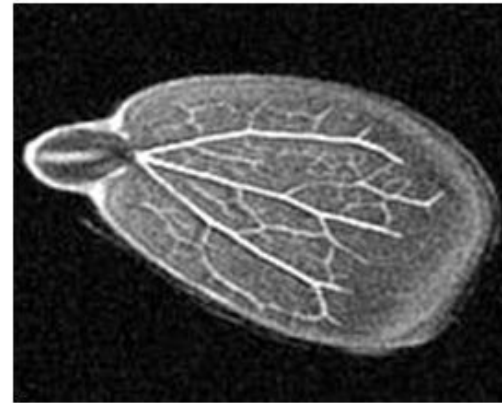


Cut-off周波数を10000, 15000, 20000, 30000 m⁻¹として画像再構成

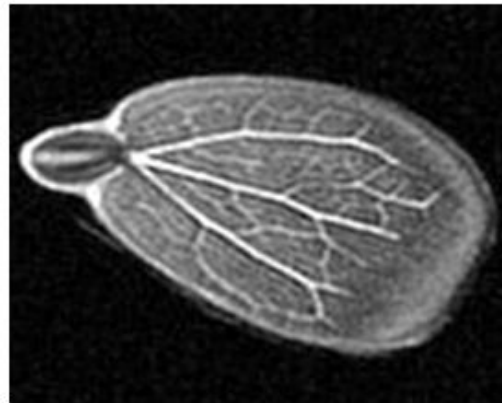
Cut-off画像再構成の実例(2)



$r = 30000 \text{ m}^{-1}$



$r = 20000 \text{ m}^{-1}$



$r = 15000 \text{ m}^{-1}$

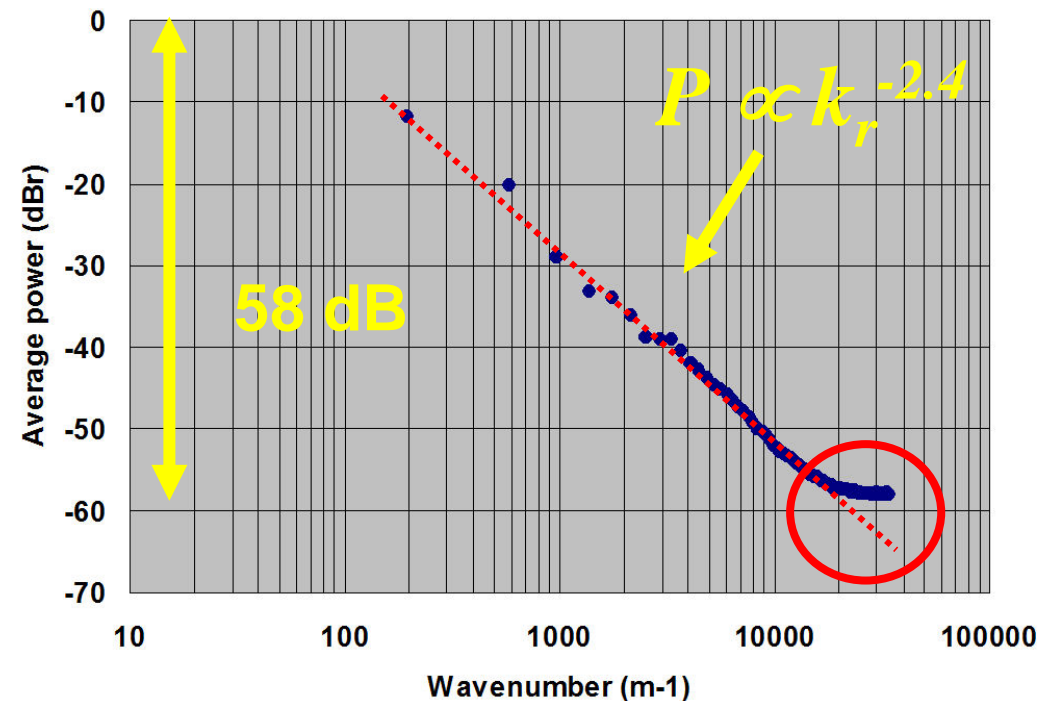
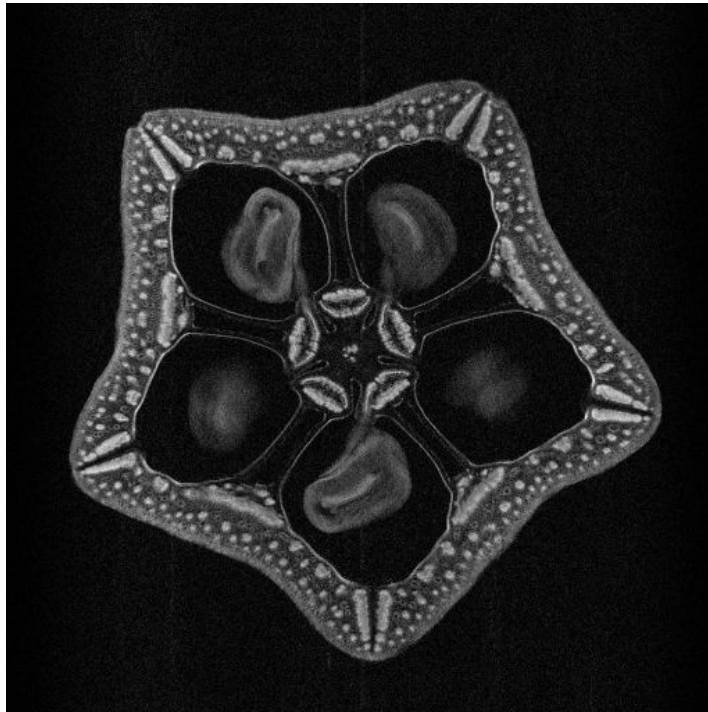


$r = 10000 \text{ m}^{-1}$

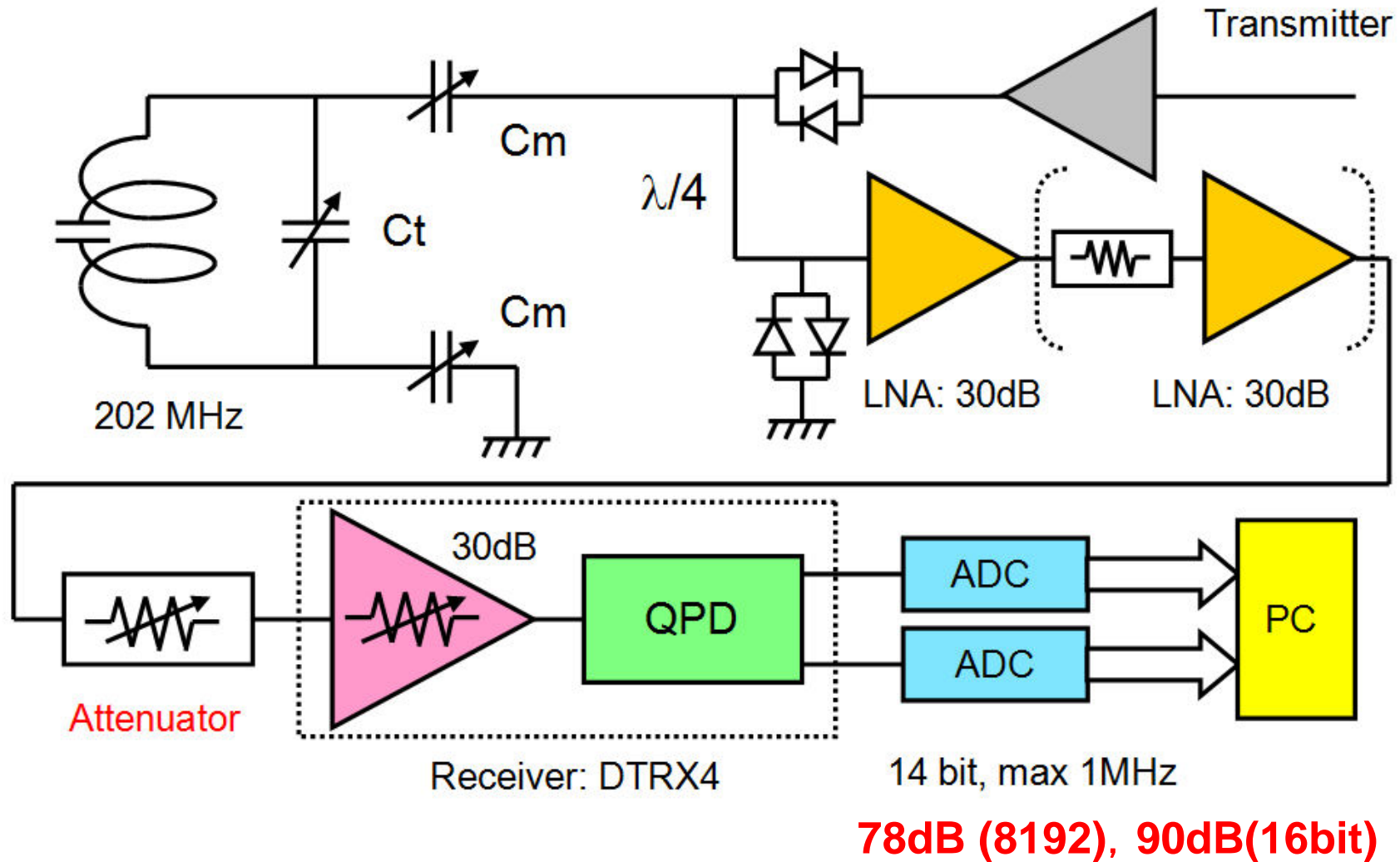
10000 m^{-1} と15000 m^{-1} では分解能低下が顕著

k spaceにおける有効なサンプリング法

空間分解能に寄与する信号を取得するためには, noise floorに達した波数よりも, 更に, 低波数側から延長して noise floorから10~20dB下に達する波数まで計測する必要がある.



広いダイナミックレンジを確保する方法



プリアンプとレシーバーにおけるゲイン配分に注意する必要がある

MRIにおける空間分解能のまとめ

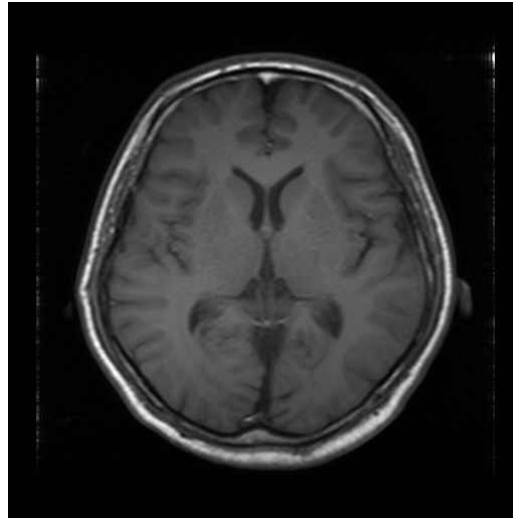
1. MRIにおいて、高い空間分解能を達成するためには、**信号と装置の両方**において、広いダイナミックレンジを確保することが重要である。
2. 画像マトリクス数を一次元あたり2倍にする (ex. $128^3 \rightarrow 256^3 \rightarrow 512^3$) と、**電力比約8倍 (9dB) のDRの拡大が必要**

講演の内容

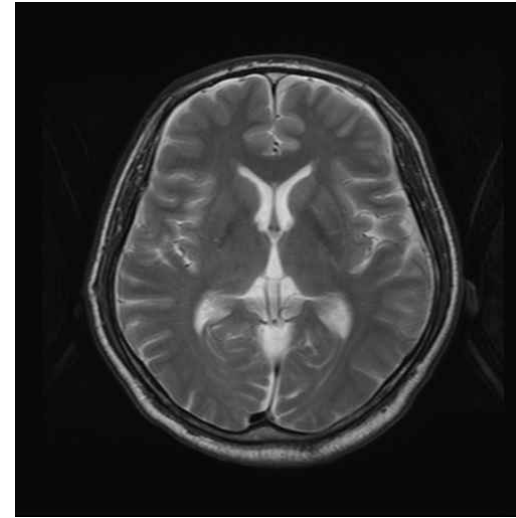
1. MRIとは？
2. MRIの原理と撮像手法
3. MRI装置
4. MRIにおける空間分解能
5. MRIにおける画像コントラスト
6. 撮像例
7. むすび

MRIにおける画像コントラスト

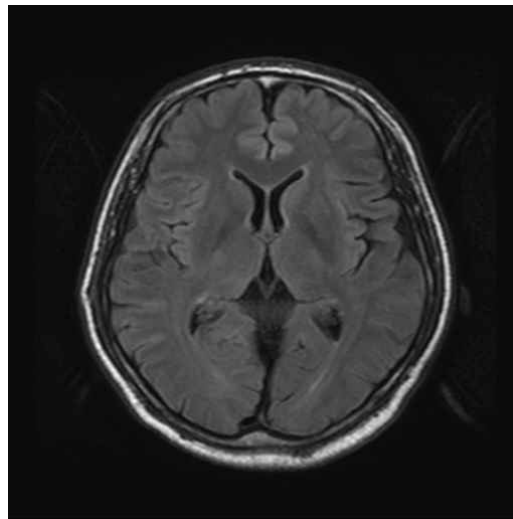
T₁強調画像



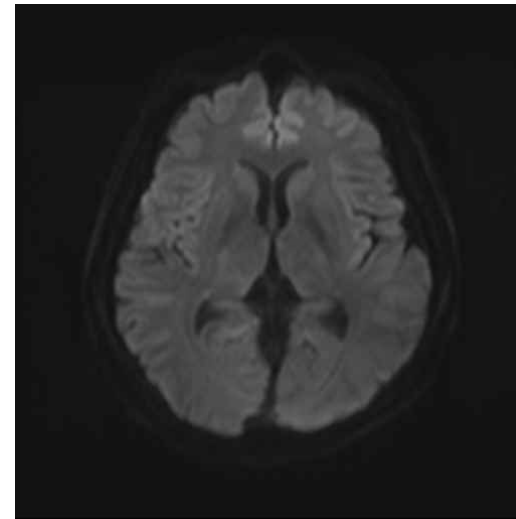
T₂強調画像



髄液抑制
反転回復法
(FLAIR)

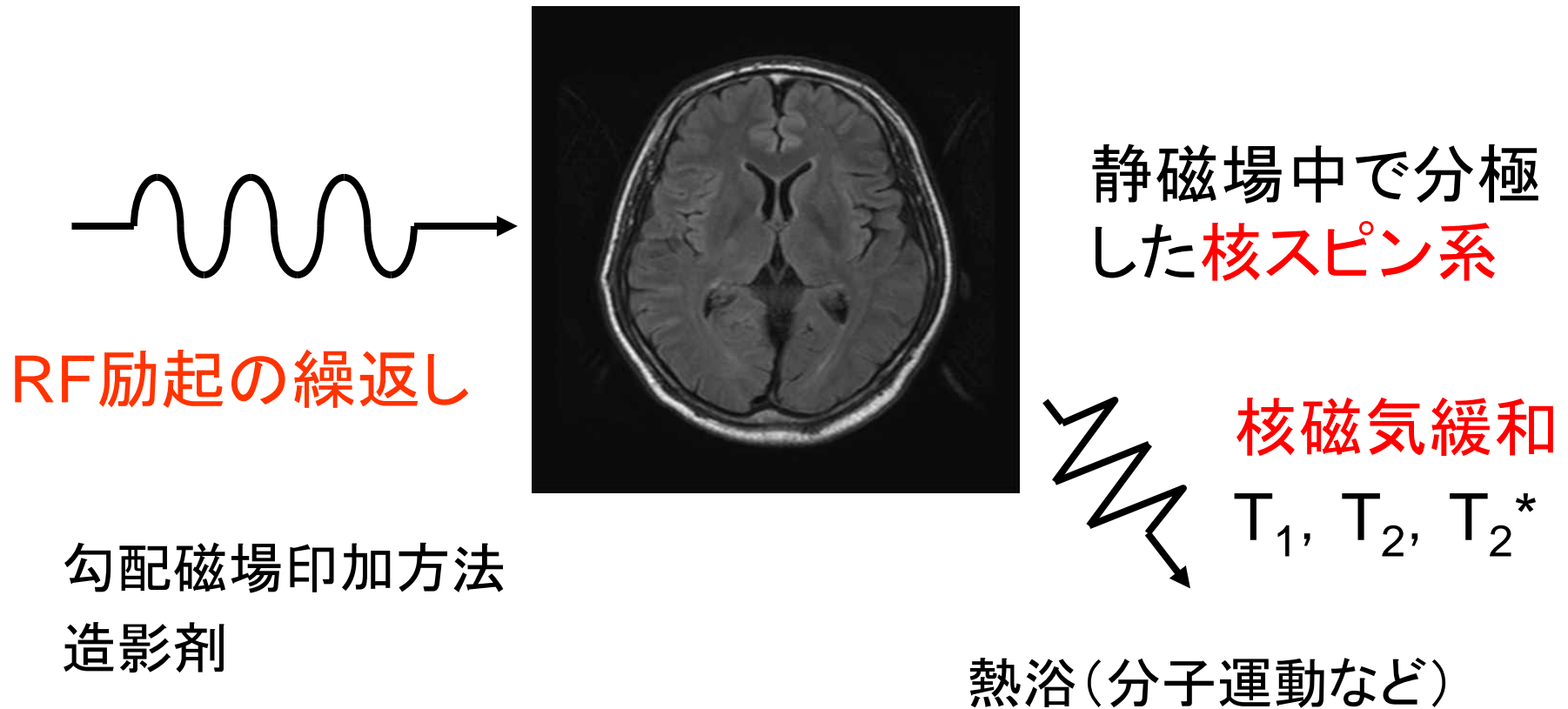


拡散強調画像



多様な画像コントラストを作り出すことができる。

画像コントラスト(画素強度分布)の実体？



MR画像の実体は、パルス系列により(定常的・動的に)作られる核(横)磁化分布である

画像コントラストを決定するパラメタ

内部パラメタ(内因性要素)

被写体の性質によるもの。生体は複雑な構造と機能をもっているが、これらのうち、核スピンの影響を及ぼす要素が内部パラメタとなる。

外部パラメタ(外因性要素)

撮像手法、パルスシーケンスなどによるもの。RFパルス、勾配磁場波形、静磁場強度(変化)、造影剤など、外部より核スピンの与える作用が、外部パラメタとなる。

内部パラメタ(内因性要素)

ρ : 原子核(プロトン)密度
 T_1 : 縦緩和時間
 T_2 : 横緩和時間

} 基本要素

T_2^* : 局所的磁場(磁化率・密度)の不均一性
流れ(血流, 毛細血管の流れ)

分子拡散係数(テンソル)

交差緩和時間

外部パラメタ(外因性要素)

TR: シーケンスの繰り返し時間

TE: エコー時間

TI: 反転時間(反転回復法の場合)

FA: フリップアングル

MPG: 動き検出勾配磁場(流れや拡散に影響)

Bまたは**H:** 静磁場強度

パルスシーケンスの実装法(磁化のコヒーレンス)

造影剤の性質・投与方法など

スピンエコー撮像法における画像コントラスト

$$I(x, y) = k\rho(x, y) \left\{ 1 - \exp\left(-\frac{TR}{T_1(x, y)}\right) \right\} \exp\left(-\frac{TE}{T_2(x, y)}\right)$$

密度項 × **T₁項** × **T₂項**

$I(x, y)$: 画素強度

$\rho(x, y)$: 原子核スピン密度 (プロトン密度)

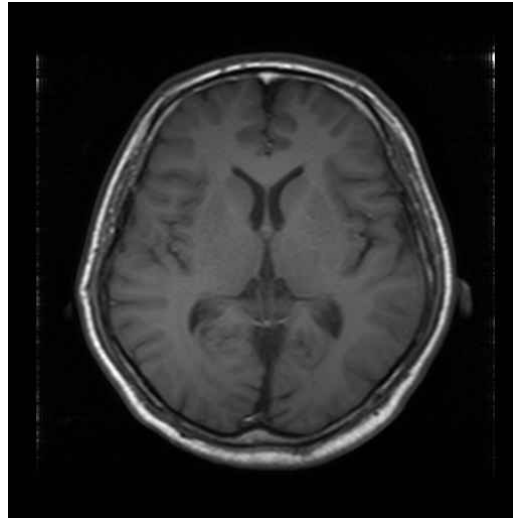
$T_1(x, y)$: 縦緩和時間

$T_2(x, y)$: 横緩和時間

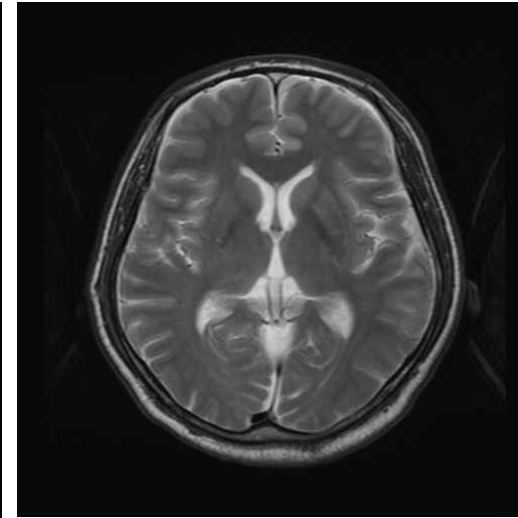
画素強度は、 ρ , T_1 , T_2 , TR , TE の5個のパラメタで表されるが、 T_1 は TR との比、 T_2 は TE との比が重要となる。

MRIにおける画像コントラスト(再)

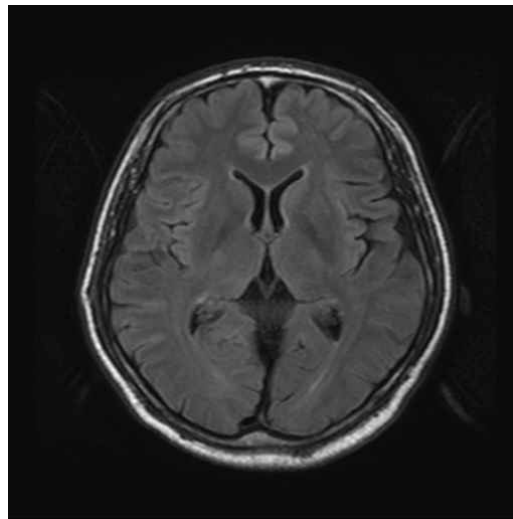
T₁強調画像



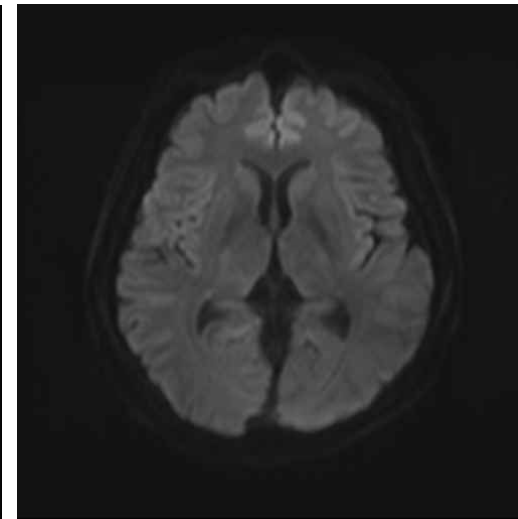
T₂強調画像



髄液抑制
反転回復法
(FLAIR)

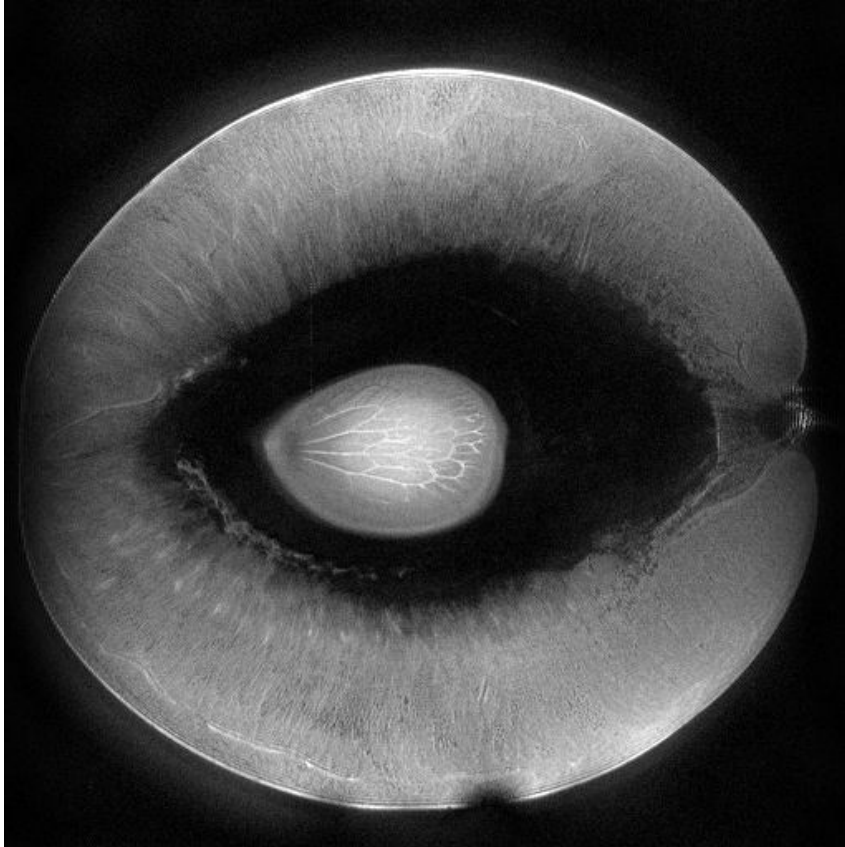


拡散強調画像

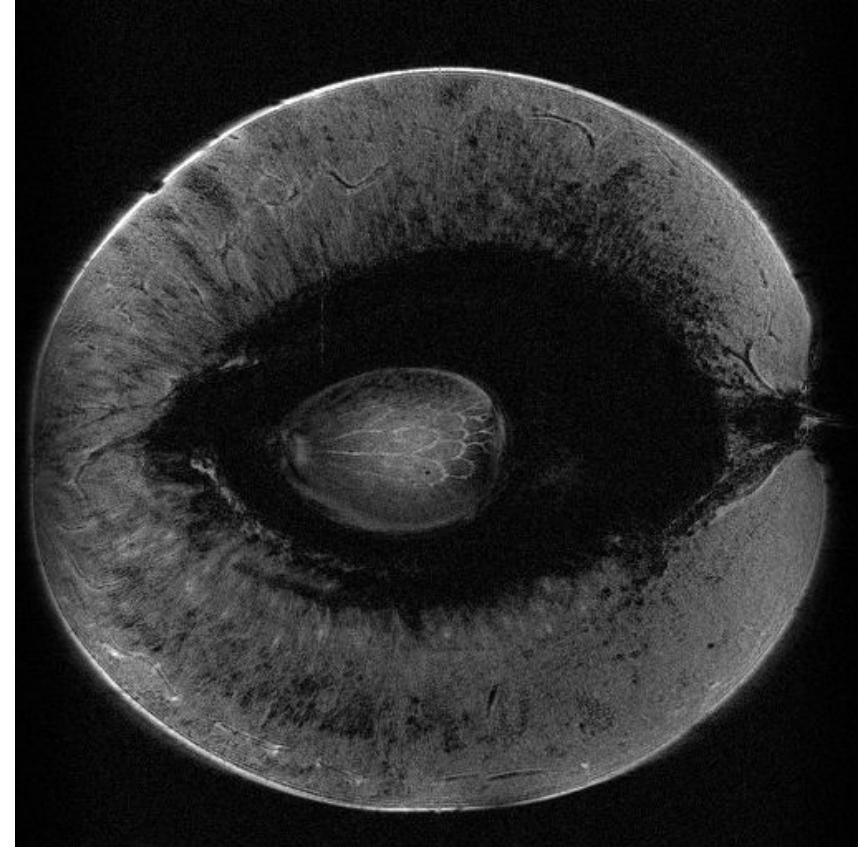


多様な画像コントラストを作り出すことができる。

画像コントラストの例: prune at 4.7 T



3DSE, TR=200ms, TE=20ms, NEX=3
FOV=(40.96 mm)³, Matrix=512×512×128



3DGE, TR=200ms, TE=6ms, NEX=1
FOV=(40.96 mm)³, Matrix=512×512×128

グラジエントエコー画像は、磁化率分布を反映した微細構造を描出

講演の内容

1. MRIとは？
2. MRIの原理と撮像手法
3. MRI装置
4. MRIにおける空間分解能
5. MRIにおける画像コントラスト
- 6. 撮像例**
7. むすび

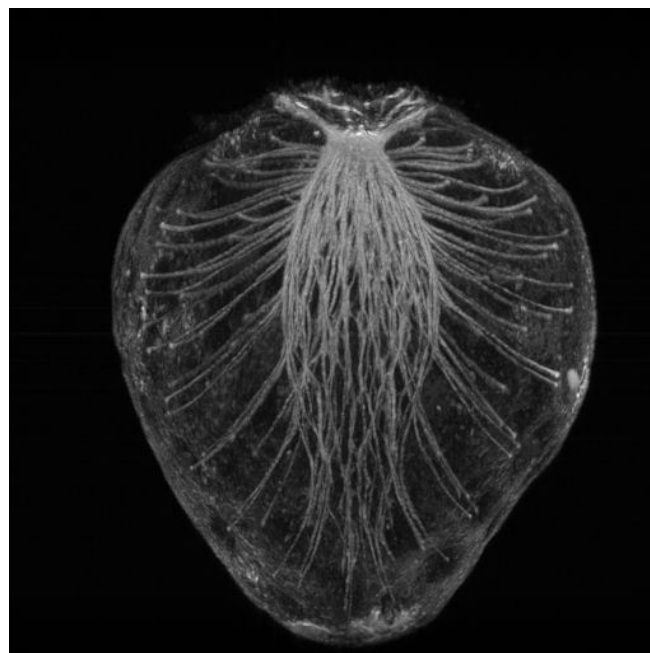
3D High Resolution Imaging at 4.7T

MIP

Cross section

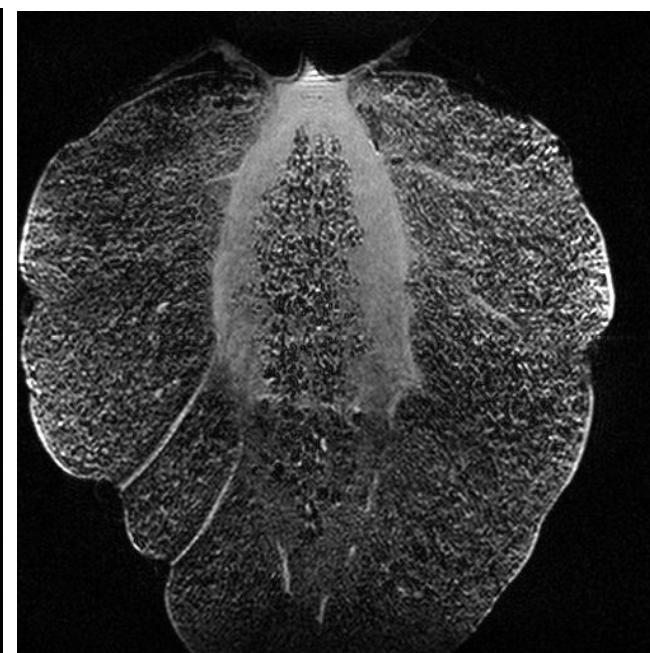


とちのおとめ



TR/TE=200ms/3.5ms
3DGRE, 256³
(125 μ m)³, 1NEX

維管束構造の可視化！

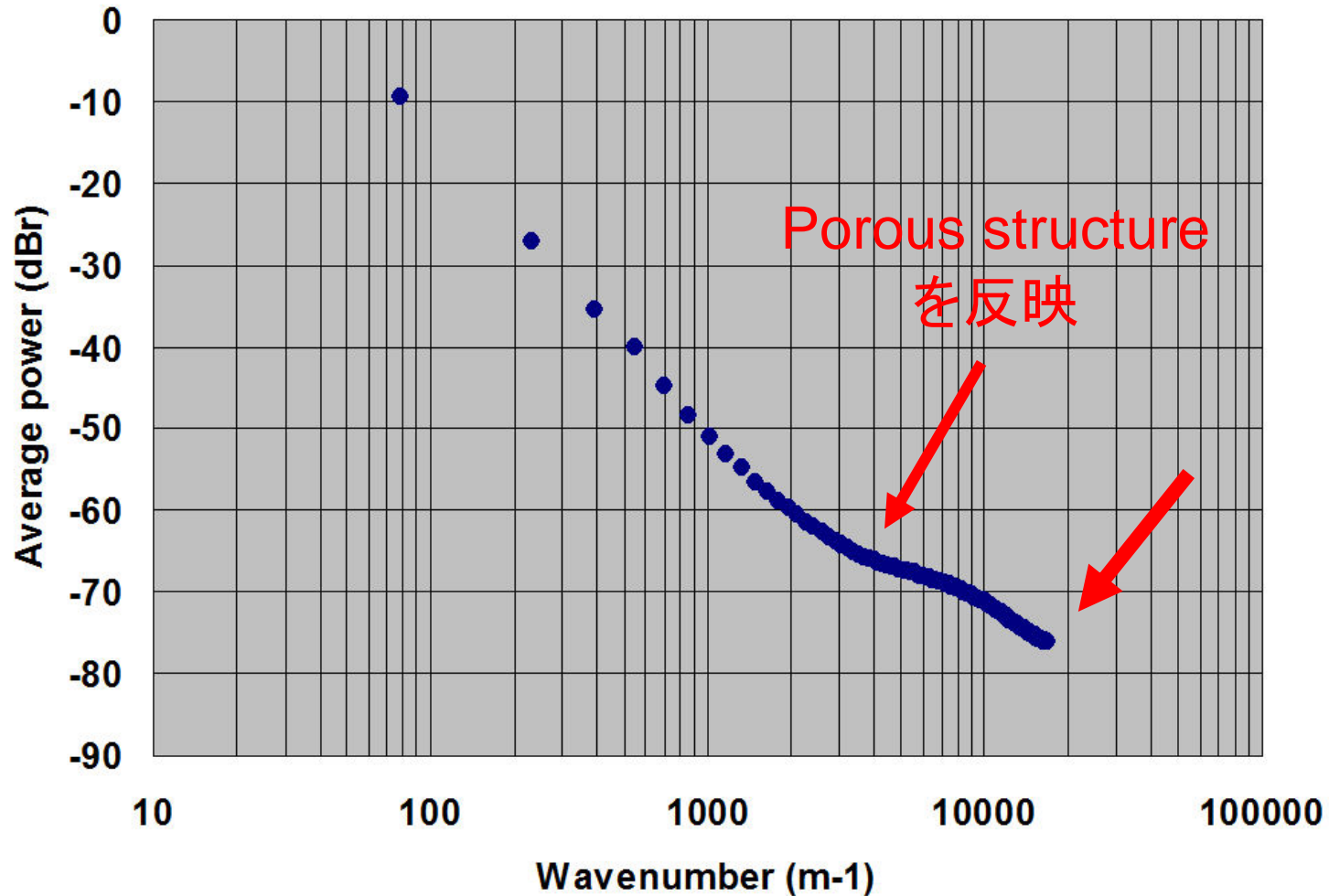


TR/TE=600ms/12ms
3DSE, 256³
(100 μ m)³, 1NEX

Porous structure

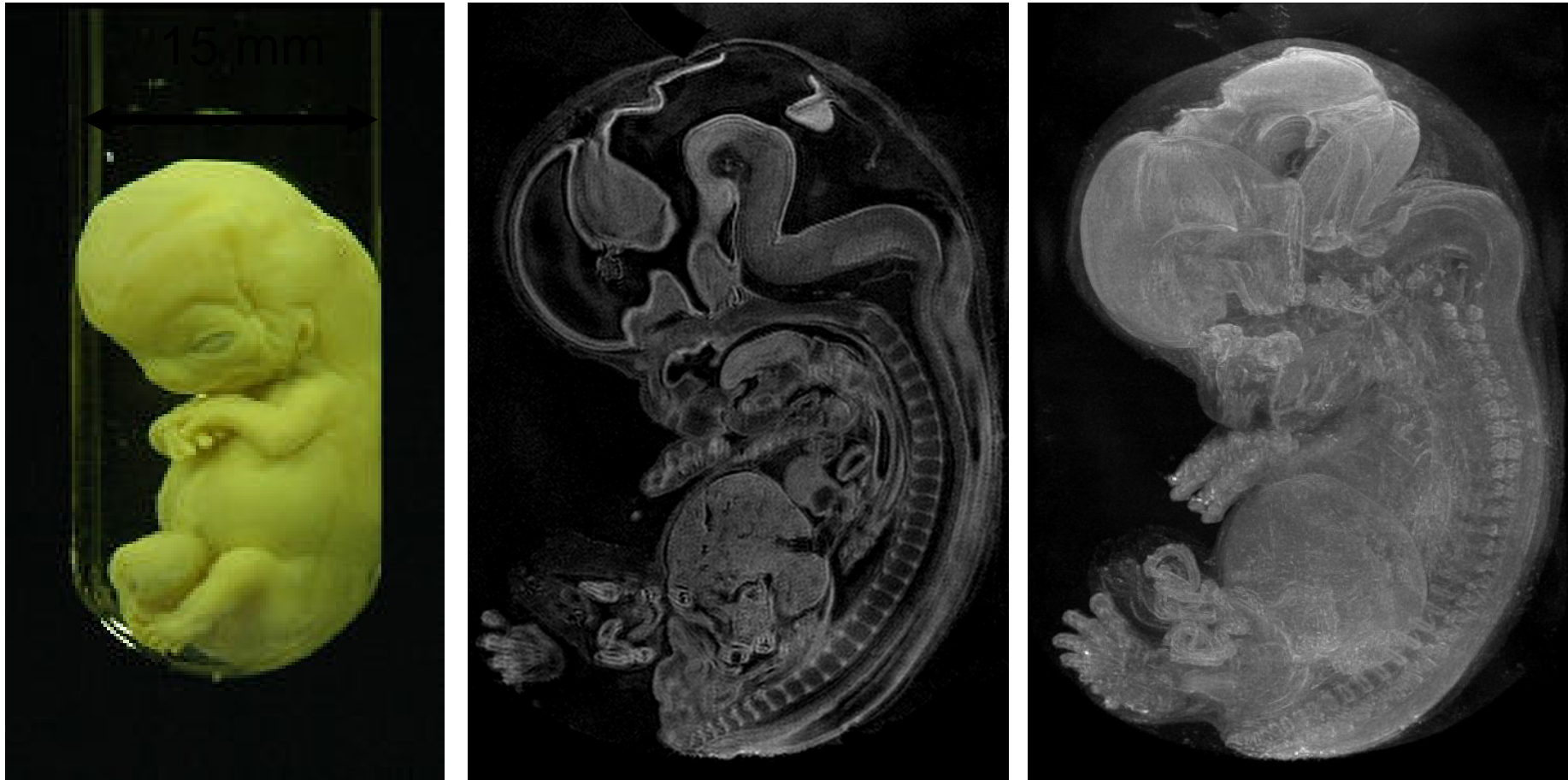
空気が沢山含まれる！

イチゴのPDWのk-power plot



SignalのDRは76dB以上. noise floorなし. 高分解能撮像が可能.

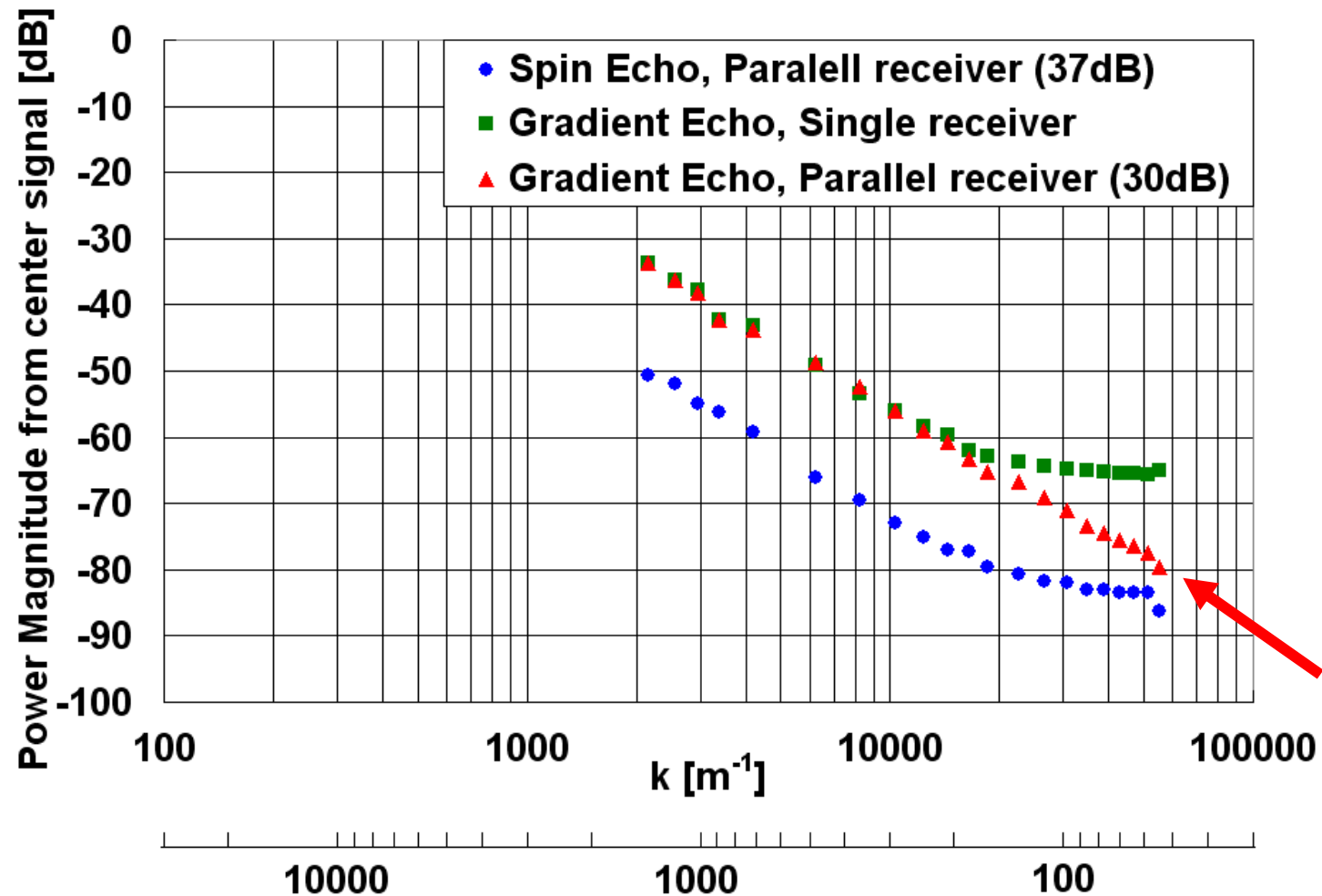
3D High Resolution Imaging at 9.4T



化学固定ヒト胚子標本CS22(京都大学先天異常標本センター)

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

ヒト胚子標本のk-power plot



Otake et al. Concepts in Magnetic Resonance, **29B**, 161 (2006).

80dB以上のDR, $512 \times 512 \times 1024$ の撮像が可能

空間分解能の向上？

High fieldの超伝導磁石を用いた3D撮像においては、**信号のDRは80dBを遙かに超える**ことが多いため、装置のDR(>信号のDR)に配慮することにより、large matrixの撮像が可能であるが、測定時間が大きな問題となる。

TR = 100ms, 256^3 , 1NEX, ~2 hours

TR = 100ms, 512^3 , 1NEX, ~7 hours

→ **Compressed Sensing?**

講演の内容

1. MRIとは？
2. MRIの原理と撮像手法
3. MRI装置
4. MRIにおける空間分解能
5. MRIにおける画像コントラスト
6. 撮像例
7. むすび

むすび

1. MRIの原理と現状などについて、**物理系の研究者の立場**からレビューした.
2. NMR分光計(もしくはNMR用超伝導磁石)を既に所有する研究室であれば、現在は、**MRIのスタートのハードルは低**くなっている.
3. MRIで、どのような有用な成果が出せるか否かは**アイデア次第**であり、今後の普及が期待される.

Thank you for attention!

