

7テスラにおけるプロトンイメージング — Slotted tube 型共振の応用 —

森下昭治¹, 角美奈子¹, 西村龍一¹, 高橋睦正¹,
入口紀男²

¹熊本大学放射線科 ²シーメンス旭メディテック(株)

はじめに

高磁場の小動物実験用 MR 装置が開発され、高分解能高画質の MR 画像が作成可能となった。高磁場においては、信号強度が大きくなる反面、渦電流によるノイズの発生、誘電的ノイズの発生、サセプティビリティアーチファクトの発生などにより画質の低下の要因が増大することも知られている^{1),2)}。そこで高画質のプロトン画像を得るために、生体が RF パルスの有する電界成分に対してシールドされることで誘電的ノイズが抑えられ、かつ、RF 磁場が均一となるように設計されたプローブを試作し³⁾、7T における MR イメージングへの適用を試みた。

方法および対象

a) 装置

SISCO 社製 7 T 水平ボア MR システム SIS 300/183(図 1)プロトン観測周波数 300 MHz

b) パルス系列

SE 法

short SE(TR : 300-500ms TE ; 19-22ms)

long SE(TR ; 2000-3000ms TE ; 80-100ms)

IR 法

c) 対象

植 物：スイセンの茎 (径約 8 mm)

ラット：ドンリュウ (8 週令 200 g)

d) 試作コイル

slotted tube 型共振器(図 2) ³⁾

直径 30 mm, 長さ 60 mm 円筒形両端の環状電流

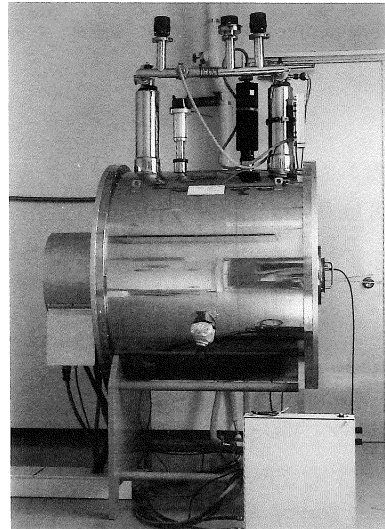


図 1. 7.05 T 超伝導 MR 装置 SISCO 社製 SIS 300/183

路により被験体を電氣的にシールドし誘電的ノイズの原因となる容量結合を小さくした。即ち、アクリル製円筒を支持材とし、銅板で環状電流路を製作し、同じく銅板にて製作された誘導電流路との間にはフッ素樹脂シートを介在させて電気容量を形成した。さらに直列並列のコンデンサを設けて、チューニングマッチングを可能にしたものである。

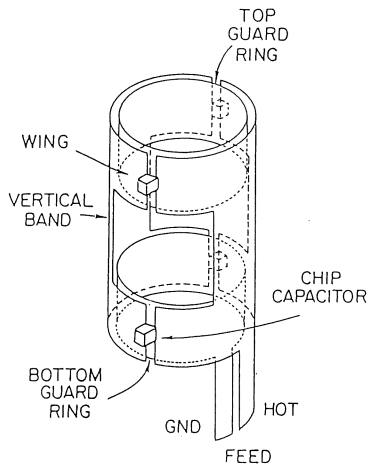


図2. Slotted tube 共振器の構造〈文献2〉より引用

結 果

a) 植物：スイセンの茎

長径 8 mm 程度の植物の茎の横断像 short SE 像では、導管内に存在する水成分が高信号として示されている。分解能は 40 ミクロン程度であった (図 3)

b) ラット頭部横断像

short SE 法, long SE 法, short IR 法, long IR 法により撮影したラット頭部 transverse 像 (それぞれの TR および TE, 撮像時間は図に示す通り: スライス厚 2 mm, 空間分解能は 100 ミクロン程度) では, コントラスト分解能に優れラット脳内の大脳皮質, 海馬, 基底核, 視床,

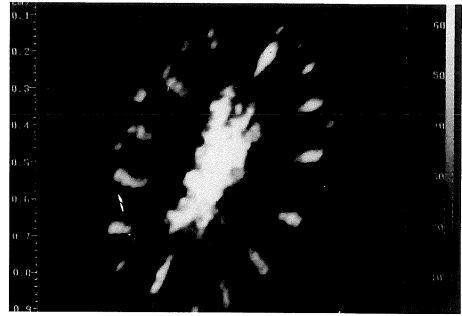


図3. 長径 8 mm 程度の植物の茎 transverse 像 TR=500 ms TE=22 ms スライス幅 1.0 mm 分解能 40 ミクロン植物茎の導管内の水成分が image として表されている。

上丘, 下丘といった内部構造の分離が可能であった。(図 4)

c) ラット頭部冠状断像

TR=3000 ms, TE=80 ms に撮像した long SE ラット頭部冠状断像では, 内部には大脳皮質, 海馬, 基底核, 視床, 上丘, 下丘の分離が可能であった。(スライス厚 1.7 mm, 空間分解能 100 ミクロン) (図 5)

d) ラット脳梗塞画像

ラット左中大脳動脈を開頭後切断した 24 時間後のラット頭部 long SE 横断像 (図 6) では, 中大脳動脈支配領域と一致して high intensity area を認めた。同部位は梗塞巣およびその周囲の浮腫の領域と考えられた。左脳室は圧排された正中線の右方偏位を認めた。

以上のごとく高磁場 MR 装置と対象動物に適した slotted tube 型共振器を用いることでより高画質の MR 像を得ることができた。

考 察

Hoult らによれば, MR 実験データの理論的 S/N が磁場強度の $7/4$ 乗に比例することが示されている⁴⁾。

$$S/N \propto B_0^{7/4}$$

1990年11月2日受理 1991年4月8日改訂

別刷請求先 〒860 熊本市本庄1丁目1番1号 熊本大学附属病院放射線科 森下昭治

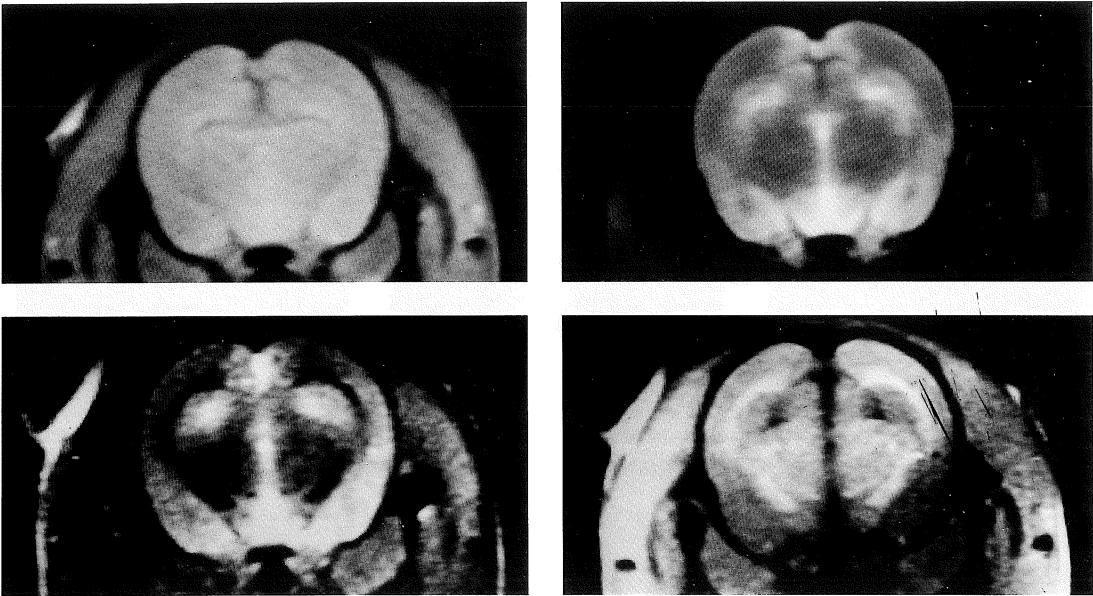


図4. ラット頭部 transverse 像

A	B	A : short SE 法 TR=500 ms, TE=22 ms T ₁ 強調画像を示している。スライス幅 1.7 mm, 撮像時間 4 分程度, 脳組織は筋肉組織と比較して high intensity を呈しているが内部は淡い low intensity の構造物を認めるのみではほぼ一様の intensity を呈している。 B : long SE 法 TR=3000 ms, TE=80 ms T ₂ 強調画像である。 T ₂ 強調画像と比較して脳内部構造の分析が可能である。脳前方に嗅脳が high intensity に描出されている。脊髄, 上丘, 下丘の区別も可能である。 C, D : short IR 法(いわゆる STIR 法)および long IR 法 大脳内の構造が SE 法と比較して IR 法の方が脳内の構造についてコントラスト分解能が良いことがわかる。
C	D	

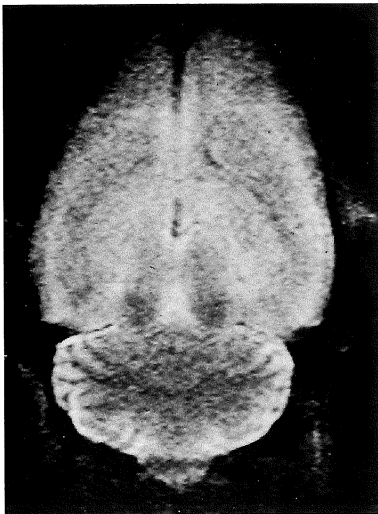


図5. long SE 法 TR=3000 ms, TE=80 ms
ラット頭部 coronal 像, 内部には大脳皮質, 海馬, 基底核, 視床, 上丘, 下丘の分離が可能である。(スライス厚 1.7 mm, 分解能 100 ミクロン)

生体の惹起する熱損失がないとき, 上式は, 正しいものと考えられる。

一方, RF 磁場は生体内に渦電流(エディーカレント)を惹起する⁵⁾。その渦電流は加えた RF 磁場を打ち消す方向に発生する電流であり, 生体内にジュール熱を発生する。即ち, RF コイルは, 等価な直列抵抗を有していることとなる。生体を RF コイル内に入れると磁場による渦電流, 電場による誘電損失により, その等価な抵抗値が増大し, 結果的にノイズの発生を招く。後者(誘電損失)による抵抗は周波数の 3 乗, すなわち磁場強度の 3 乗に比例して増大し高磁場ほどイメージングに不利となる^{1),2)}。

誘電損失抵抗によるノイズが小さいときは渦電流による損失を考慮した場合でも, S/N は磁場強度の約 1 乗に比例して増大することになり⁶⁾, 7 T では, 通常の臨床用 MR 装置の数倍の S/N が実現されるわけである。

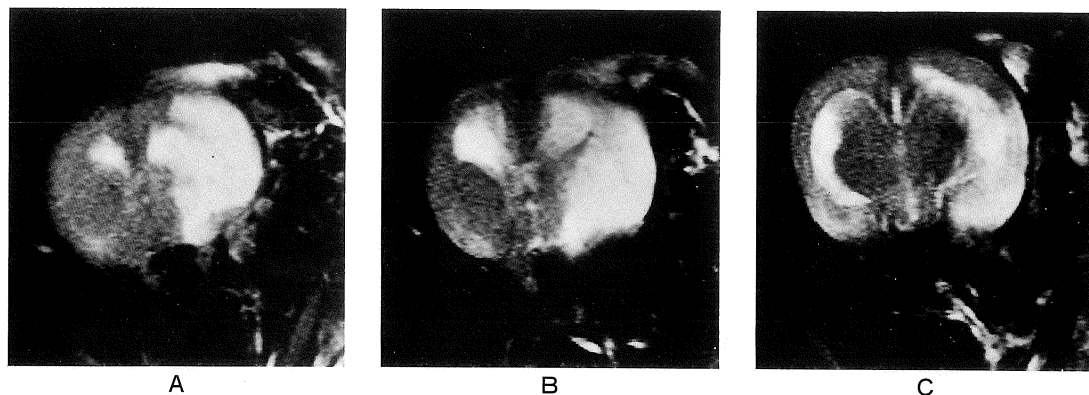


図6 A-C. ラット左中大脳動脈を開頭後切断した24時間後のラット頭部 T₂強調 transverse 像
Aより後方へ3スライス撮像 中大脳動脈支配領域と一致して high intensity area を認める。梗塞巣およびその周囲の浮腫の領域と考えられる。左脳室は浮腫のため圧排され正中線の右方偏位を認める。

一方、磁場強度が高いと MRS では化学シフト分解能が上昇するが、そのことは、MRI においては、逆に化学シフトアーチファクトを増加させることになる。化学シフトアーチファクトは信号データの読みだし時間を短くし読みだし傾斜磁場を大きくすることにより克服できる。また、高磁場においては、生体の磁化率の影響も大であり、特に空気と組織の間で深刻となるサセプティビリティ・アーチファクトとしてとらえられる。

誘電損失抵抗を小さくするために対象となるラットの大きさおよび形状に適したプローブを自作した。プローブは、Alderman, Grant らの開発による slotted tube 型の共振器を基本とする。同コイルは生体が RF コイルに対して電氣的に遮蔽されかつ RF 磁場が均一となるように設計されている³⁾ものであり、7 T におけるプロトンイメージングへの適用としては最初のものである。また、共振コイルと被験体との filling factor が大きくされ、かつ、被験体が電氣的に遮蔽されることにより容量結合による誘電的ノイズが低下されている。このことにより従来の鞍型コイルに比較して2～5倍の S/N の改善が認められ、高画質高分解能の画像を短時間に得ることができ、小動物を用いた実験の MR 画像による分析が可能となった。

具体的には長径 2.5 cm 程度のラット脳内の灰白質、白質、基底核、海馬、視床、上丘、下丘等の構造物の判別などが可能となった。

ま と め

対象動物の寸法、形状に適した slotted tube 型共振器を自作し 7 T MRI 装置にてプロトン画像の作成を試みた。自作コイルは被験体との容量結合を小さくし誘電的ノイズの発生を抑えたものであり、プロトン画像の分解能の向上、撮像時間の短縮が可能となった。

文 献

- 1) D. I. Hoult, P. C. Lauterbur : The sensitivity of the zeugmatographic experiment involving human sample. *J Magn Reson*, 34 : 425-433 1979.
- 2) D. G. Gadian, F. N. H. Robinson : Radiofrequency losses in NMR experiments on electrically conducting samples. *J Magn Reson*, 34 : 449-455 1979.
- 3) D. Alderman, D. Grant : An efficient decoupler coil design which reduces heating in conductive samples in superconducting spectrometer, *J Magn Reson*, 34 : 449-455 1979.
- 4) D. I. Hoult, R. E. Richards : Signal-to-noise ratio of the nuclear magnetic resonance experiment, *J Magn Reson*, 24 : 71-85 1976.

- 5) P. A. Bottomley, E. R. Andrew : RF magnetic field penetration, phase shift and power dissipation in biological tissue : Implications for NMR imaging. *Phys Med Biol*, 23 : 630-643 1978.
- 6) D. I. Hoult, C. N. Chen, V. J. Sank : The field dependence of NMR imaging II. Arguments concerning an optimal field strength. *Magn Reson Med*, 3 : 730-746 1986.

Proton Imaging at 7 Tesla : Applications of a Slotted Tube Resonator

Syoji MORISHITA¹, Minako SUMI¹, Ryuichi NISHIMURA¹,
Mutsumasa TAKAHASHI¹, Norio IRIGUCHI²

¹*Kumamoto University School of Medicine Department of Radiology
1-1-1 Honjou, Kumamoto 860*

²*Siemens-Asahi Medtec*

Proton images were obtained at 7 T. Probes were developed based on the concept of slotted tube resonators and designed for subjects with particular sizes and shapes considered.

With the probes minimized in capacitances between metallic conductors and subjects, noises caused by dielectric losses within the subjects were minimized to improve spatial resolutions and shorten scanning times of proton imaging at 7 T.