
開発レポート

超電導 NMR イメージング 装置の開発

A Development of a Superconducting NMR Imaging System

清水公治 (株) 島津製作所医用機器事業部
橋本泰嗣 (株) 島津製作所中央研究所
向田嘉宏 (同 上)
西川隆久 (同 上)
杉江雅己 (同 上)
喜利元貞 (同 上)

キーワード

Magnetic resonance, T_1 relaxation time, Signal-to-noise ratio, Static magnetic field dependency

要旨

An NMR imaging system was developed using a wholebody superconducting magnet. Here the summary of the system as well as the clinical images obtained to date are introduced. During its development, the dependence of T_1 relaxation times and the signal-to-noise (S/N) ratios on the static magnetic field strength (0.2-0.5 Tesla) was examined. T_1 relaxation times of the brain tissues increased up to 0.5 Tesla. The S/N ratio of the phantom with negligible dielectric loss increased with about 7/4 th powers of the field strength. However, the S/N ratio of the brain tissues increased more slowly between 0.375 and 0.5 Tesla, which suggests that the dielectric loss could not be neglected. The technology of RF antenna coil which would reduce the dielectric loss will be considered an essential subject to imaging at high field.

1 はじめに

NMR イメージングの画質は超電導マグネット

の出現により飛躍的に向上した。我々は、1983年春に全身用超電導マグネットを設置し、以来これを用いたイメージング装置の開発を進めてきた。現在、いくつかの医療研究機関に依頼して臨

床試験を進めるに至っている。ここでは開発したプロトタイプ装置の概要を述べるとともに、開発の過程において静磁界強度を変化させ、その画質及び緩和時間に対する影響を調べたので報告する。又、有益な臨床結果については結果のみ合わせて報告する。

2 装置構成

装置の構成、及び仕様を図1、表1に示す。マグネットは Oxford Magnet Technology 社の最高磁界強度 0.5 テスラ 全身用超電導 マグネットを使用した。超電導コイルに与えた永久電流が作る静磁界により、時間的に極めて安定で且つ強力な静磁界が確保され、又、13チャンネルのシムコイルを使用することで、直径 50cm 球体内という広い領域にわたり 10 数 ppm と高い空間均一性が容易に達成された。

超電導マグネットを使用する場合、最も問題となるのは液体ヘリウム及び液体窒素の補給である。我々の装置における液体ヘリウム及び液体窒素の消費量はそれぞれ約 200L/月、約 460L/月であった。液体ヘリウムは1.5ヶ月に1回、比較的補給の容易な液体窒素はほぼ1週間に1回の割合で補給を行っている。このためのランニングコス

トは常電導機の電気代を少し上回る程度であり、メンテナンスの面でも優れたものといえる。さらに現在では、液体ヘリウムの蒸発をおさえるクライオクーラーが開発され、液体ヘリウムの場合で約 1/10 の蒸発量になっている。したがって補給も年1回で済むことになる。又、液体窒素の補給はほとんど不要となる。

ところで、開発の過程においては静磁界強度を 0.15, 0.2, 0.375, 0.5 テスラと4段階に分けて上昇させた。0.15及び0.2テスラは現在稼動している常電導機と同じ磁界強度であり、いわば、静磁界が理想的な場合と考えて比較検討することが可能である。又、0.375, 0.5 テスラはプロトンイメージングの最適磁界強度を考える上で有益な示唆を与えるものである。

超電導マグネットの静磁界強度はマグネットの持つ最高磁界強度までの間で任意に設定可能であるが、電流値を変更し、別の静磁界強度に移るには1日以上を要する。したがって、測定対象に応じて静磁界強度を随意に変更させることは実用上困難である。

3 静磁界強度と画像

静磁界強度に大きく依存する要素に T_1 緩和時

表1 装置仕様

装置仕様	
1 静磁界	0.5T 超電導マグネット 均一性 13ppm, 直径50cm球内(13chシムコイル使用) 安定性 0.08ppm/h 以下 冷蔵所要量 He: 200l/month, N ₂ : 460l/month
2 傾斜磁界	最大 0.09mT/cm 直線性 X: 0.3%, Y: 0.5%, Z: 2%
3 シールド特性	-60dB 以下 (撮像視野内) シールドルーム、ケーブル用フィルタ使用
4 RFコイル	頭部用(直径30cm)、体部用(長さ56cm 直径42cm)
5 画像	2次元フーリエ変換法(スピニング) 画像種類 SR像、SE像及びIR像(マルチスライス5枚) 画素数 128×128, 256×256, 512×512 スライス厚 3.3~20mm 可変 空間分解能 2mm 以下 計画像 T ₁ , T ₂ , IR, SC

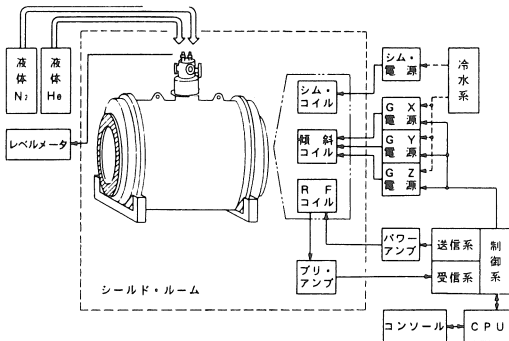


図1 システム・ブロック図

間と画像 S/N 比がある¹⁾。図2は同一被験者の0.2, 0.375, 及び0.5 テスラの IR (500, 1500) の画像である。 S/N 比の相違とともに、白質・灰白質のコントラストが大きく異なっていることがわかる。我々は開発を通じて以下の実験を行ってきた。

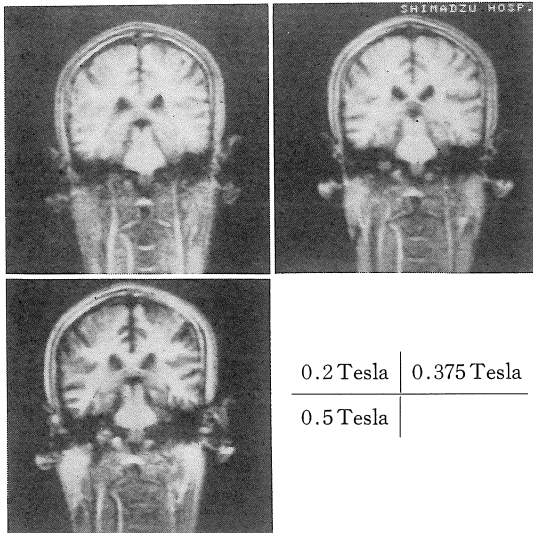


図2 各静磁界強度下での画像例 IR (500,1500)

3・1 T_1 緩和時間

生体組織の T_1 緩和時間は従来より静磁界強度に依存し変化することが知られている。そこで各静磁界強度下において、健常者の脳内各組織の T_1 値を算出した。 T_1 値は、SR 像及び種々の反転回復時間を持つ IR 像から各組織毎に T_1 緩和曲線を求め、零点法²⁾を用いて算出した^{3,4)}。 90° パルス後の回復時間はすべて 1000 msec 一定とした。よって得られた T_1 値は反復時間の影響により真の T_1 値より多少短かく算出されているので T_1^* 値とした。 T_1^* 値は実際の撮像条件を考える上で有用である。図3は各静磁界強度下で得た各4名の大脳白質・灰白質・橋の T_1^* 値の平均・分散をプロットしたものである。組織別の有意差とともに静磁界強度の上昇に伴う明らかな

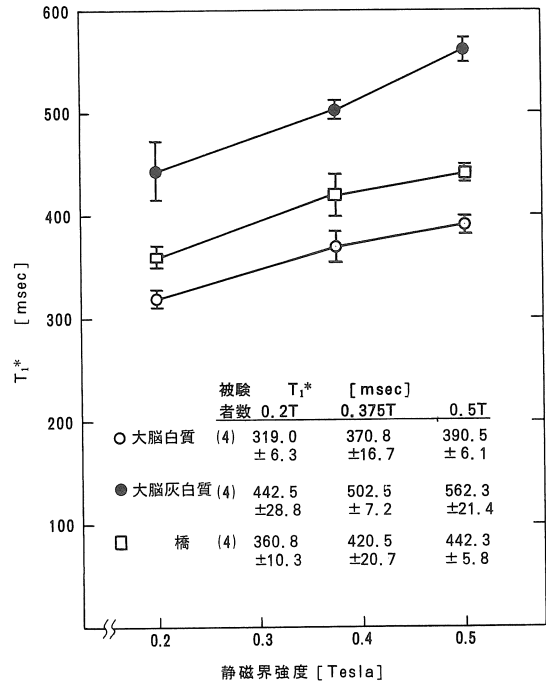


図3 T_1 緩和時間 (T_1^* 値) の静磁界強度依存性

延長が認められた。

3・2 画像 S/N 比

画像の S/N 比は分解能・撮像時間を決める重要な要素である。実験はファントム (高さ 10cm, 直径 6cm, 濃度 10mM の塩化ニッケル水溶液円柱) 及び人体頭部で行った。画像 S/N 比は単に静磁界強度のみでなく、装置の送受信系の特性、特に高周波アンテナコイルの性能に大きく左右される。又、緩和時間にも大きく依存する。0.2 と 0.375 テスラでは使用した高周波アンテナコイルの構造が多少異なるが、0.375 と 0.5 テスラでは基本構造は同じものを使用した。又、 T_1 緩和時間の影響を小さくするため SR 像を対象とした。撮像条件はスライス厚 10mm, 反復時間 1000 msec, エコー時間 18 msec で、撮像マトリックスは 256×256 であった。データの加算平均は行わず、したがって撮像時間は 256 秒となる。 S/N 比は

この SR 画像上の被測定物の平均値をバックグラウンドにある雑音の平均値で割ったものとして定義した。結果を図 4 に示す。ファントムにおいては、0.2 から 0.375, さらに 0.5 テスラへと静磁界強度の約 1.8 乗という大きな S/N 比の向上が認められた。一方、大脳白質では、0.2 から 0.375 テスラへの大きな S/N 比の向上に比べ、0.375 から 0.5 テスラでは 0.5 乗と向上は認められるものの上昇率の低下が認められた。

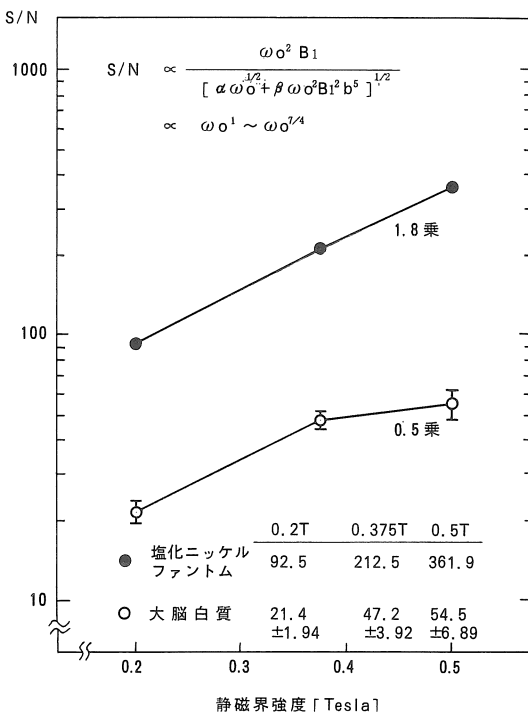


図 4 画像 S/N 比の静磁界強度依存性

4 臨床画像

各磁界強度下において多くの臨床画像を集積してきたが、ここでは 0.5 テスラの例をいくつか結果のみ示す。パルスシーケンスとしては SR (200), SR (1000), IR (200, 1200), IR (600, 1600), 及びこれらにエコーディレイを加えたも

のを多く用いた。スライス厚は 10mm を標準としたが、細部構造を見る場合には 5mm 厚とした。

NMR 画像による診断では、スライス方向選択の自由度が高いこと、骨・空気などの影響によるアーティファクトが存在しないこと、及び、各組織の緩和時間の差からくる組織コントラストがすぐれていることが大きな偉力を発揮している。たとえば図 5 の星細胞腫の症例は、X 線 CT では造影剤を入れてもコントラストが付きにくい。このような良性の細胞腫でも緩和時間の差から IR 像で明瞭に描出された。又、図 6 の多形膠芽腫の症例は腫瘍内の極めて長い T_1 値の部分にシストの存在が認められた。図 7 の髄膜腫の症例は X 線 CT では骨によるアーティファクトのため診断が難しい部位であるが、大孔部の腫瘍及び上方への浮腫の拡がり冠状断 IR 像において明瞭に示されている。又、図 8 の脳幹部梗塞の例でも、やは

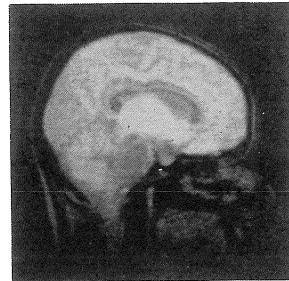


図 5 星細胞腫 H. K. 50 y. f.
IR (200, 1200) 提供: 京大脳外科

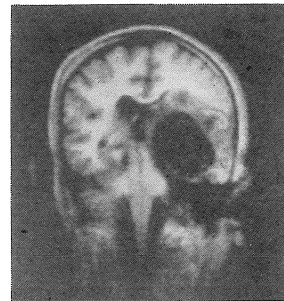


図 6 多形膠芽腫 S. M. 68 y. m.
IR (600, 1600) 提供: 京大脳外科



図 7 髄膜腫 U. N. 65 y. f.
IR (600,1600) 提供: 京府医大脳外科



図 8 脳幹部梗塞 T. T. 52 y. m.
IR (600, 1600) 提供: 京大放射線科



図 9 頸髄圧迫 H. H. 35 y. m. T_1
計算画像 提供: 京府医大脳外科

り IR 像において明確に梗塞巣が描出されている。さらに T_1 計算画像においては信号強度の低下しがちな長い T_1 値を持つ脳脊髄液が強調されるため、図 9 の頸髄圧迫の症例では変形した脊髓腔が明瞭に示された。次に、頭部以外の撮像例として、体部アンテナコイルによる脊髄腫瘍の症例

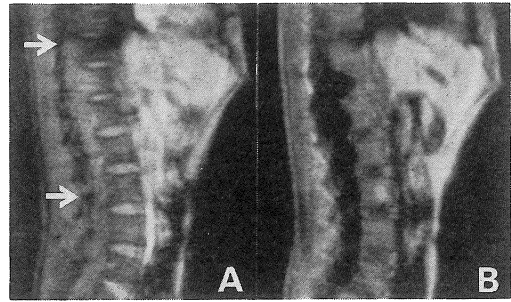


図 10 脊髄腫瘍 M. N. 38 y. f.
A. SR(200), B. IR(600,1600)
提供: 京府医大脳外科

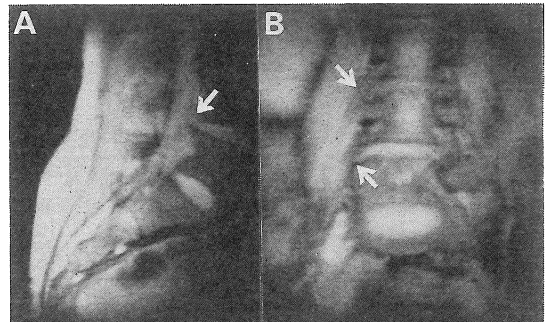


図 11 腰椎椎間板ヘルニア
K. O. 48 y. f.
A. SR (200) 矢状断, B. SR (200) 冠状断
提供: 京府医大脳外科

を図 10 に示す。Th 10 から L 2 にかけて腫瘍が拡がっており、他の検査では得られない直接的な腫瘍全体像の観察が可能であった。この他、局所拡大撮像においてはサーフェスコイルが有効であった。図 11 に腰椎椎間板ヘルニアの症例を示すが椎間板の突出が明確になった。

5 考 察

生体系における T_1 緩和時間の静磁界強度依存性は、生体高分子上の水と水の状態で由来すると考えられている⁴⁾。一方、画像 S/N 比の静磁界強度依存性は、静磁界強度したがって共鳴周波数

の上昇に伴う信号及び雑音の評価から引き出される。Hoult は測定物を球体の塩水サンプルに近似し、且つ誘電体損失が無視できる場合の S/N 比を次式で示した⁶⁾。

$$S/N \propto \frac{\omega_0^2 B_1}{[\alpha \omega_0^{1/2} + \beta \omega_0^2 B_1^2 b^5]^{1/2}}$$

ここで ω_0 : 共鳴角周波数

B_1 : 高周波アンテナコイル感度

b : 試料半径

α, β : 比例定数

分子は信号成分、分母第 1 項は導体損失による雑音成分、分母第 2 項は磁気抵抗損失による雑音成分である。これは、人体のように高周波アンテナコイルに対して大きなものは磁気抵抗が支配的となり、一方、小さなファントムでは磁気抵抗が無視できて導体損失が支配的になることを意味している。つまり、小さなファントムでは S/N 比は非常に良く、静磁界強度の 7/4 乗に比例して上昇し、一方人体での S/N 比は小さなファントムに較べ悪く、又、静磁界強度の 1 乗に比例することになる。したがって誘電体損失が無視できる場合の S/N 比の上昇率は、測定物に応じ静磁界強度の 1 乗から 7/4 乗の間で変化することを示している。我々の実験結果では、ファントムの場合、ほぼ 7/4 乗に近い S/N 比の向上が認められた。しかし、人体では 0.375 から 0.5 テスラにかけて 0.5 乗の向上にまで低下している。これは誘電体損失が無視できない状態にあることを意味していると思われる。したがって、誘電体損失を引き起こしている電界の発生を極力抑えることで、さらに S/N 比の向上が期待できる。高磁界イメージングでは、こうした高周波アンテナコイル技術が大きな課題である。したがって最適イメージング磁界は、各装置の高周波アンテナコイル技術にも大きく依存するといわざるを得ない。この面でサーフェスコイルは、感度が空間的に不均一であるという問題は残るものの、高磁界高分解能イメージングでは今後ますます多用されていくであろう。

6 おわりに

超電導マグネットによるプロトタイプ NMR イメージング装置の概要を示した。開発過程において静磁界強度を変化させ、 T_1 緩和時間・画像 S/N 比に対する影響を調べた。脳内各組織の T_1 緩和時間は、0.2 から 0.5 テスラにかけてほぼ直線的に延長した。画像 S/N 比は、ファントムでは 0.5 テスラまで静磁界強度のほぼ 7/4 乗に比例した向上を示した。人体頭部では 0.375 から 0.5 テスラにかけて S/N 比の上昇率の低下が認められた。原因として人体による誘電体損失が考えられ、高磁界イメージングではこれを解決する高周波アンテナコイル技術が課題と思われた。

NMR 画像の臨床応用は、国内においてまだ緒についたばかりであり、今後とも多方面での成果が期待されている。我々も有益な臨床結果を集積しつつあるが、さらに装置改良を続け、これに答えていく予定である。

本論文の要旨の一部は、第 4 回核磁気共鳴医学研究大会 (1984 年 7 月 筑波) にて発表した。

7 謝 辞

臨床試験は、京都大学医学部放射線科鳥塚莞爾教授、西村一雅先生、同脳神経外科半田筆教授、安里令人先生、上田徹先生、京都府立医科大学脳神経外科平川公義教授、成瀬昭二先生、堀川義治先生、田中忠蔵先生、国立宇多野病院齋田孝彦先生の御指導の下に行ったもので、データのご提供を含めて深く感謝致します。

参考文献

- 1) L. E. Crooks, M. Arakawa, J. Hoenninger, et al.: Magnetic resonance imaging: Effects of mag-

netic field strength. Radiology, **151**, 127-133, 1984.

- 2) ファラー, ベッカー (赤坂一之, 井元敏明共訳) パルスおよびフーリエ変換 NMR. 吉岡書店, 京都, 1976.
- 3) 成瀬昭二, 堀川義治, 田中忠蔵他: NMR-CT 像の基礎的解釈—*in vitro* 緩和時間との対比. NMR 医学 **4**, 57-65, 1984.
- 4) 清水公治, 喜利元貞, 成瀬昭二他: 超電導 NMR-

CT による緩和時間測定. 映像情報, **8**, 789-794, 1984.

- 5) G. D. Fullerton, I. L. Cameron, V. A. Ord, : Frequency dependence of magnetic resonance spin-lattice relaxation of protons in biological materials. Radiology, **151**, 135-138, 1984.
- 6) D. I. Hoult: Radio frequency coil technology in NMR scanning, In: NMR Imaging, Winston Salem, NC, 1982.