

# MR 装置の高磁場化

吉川 宏起

駒澤大学医療健康科学部

## はじめに

今日、臨床で広く用いられている磁気共鳴画像法 (MRI) あるいは磁気共鳴スペクトロスコピー (MRS) の発展は多くの研究者による多大な研究成果によっている。なかでも 2003 年にノーベル医学・生理学賞が授与された Zeugmatography (投影再構成法)<sup>1)</sup>を報告した Paul C. Lauterbur とエコープラナー映像法 (EPI)<sup>2)</sup>を早くから提唱していた Peter Mansfield の功績によるところが大きい。また Raymond Damadian による悪性腫瘍組織の緩和時間延長の報告<sup>3)</sup>がその後の装置開発を推進したことを忘れてはならない。我が国でも阿部善右衛門が 1973 年に磁場焦点法による核スピンの位置情報の解析<sup>4)</sup>に成功している。MRI の臨床応用は 1970 年後半に開始されたが、当初の静磁場強度は 0.04~0.15T であった。その後 1980 年代前半にはカリフォルニア大学サンフランシスコ校で 0.35T、ペンシルバニア大学で 1.5T での臨床応用が開始された。装置の開発当初から高磁場化の話題はあったが、ハードウェアとソフトウェアの開発によりめざましい画質の向上が実現し、我が国においても 2005 年 11 月に 3T 全身 MRI 装置の薬事承認がなされるに至った。本稿では、約 20 年前の 0.15~0.5T から 1.5T への高磁場化のときと比較しながら今回の 3T への高磁場化に伴う撮像法の変化と安全性についての簡単な情報提供を行う。

## 高磁場化に伴う撮像法の変化

1984 年から 1985 年にかけて我が国においても 1.5T の装置が稼動を開始している。当初の静磁場強度の変遷は 0.15~0.5T から 3~10 倍の 1.5T への高磁場化であった。現在の 0.5~1.5T から 3T への 2~6 倍の高磁場化より極端であったが、もともと単位時間当たりの撮像枚数が少なかったこともあって、比吸収率 (specific absorption rate : SAR) の問題が大きくなるはなく、また撮像法もスピンエコー (SE) 法あるいは反転回復 (IR) 法が主流であったため撮像法の議論もほとんどなかった。むしろ磁場の相違による信号雑音比 (signal to noise ratio : SNR) の変化や撮像パラメータの設定法によるコントラスト雑音比 (contrast to noise ratio : CNR) の変化についての話題が大多数で、必ずしも至適磁場強度として 1.5T のみを推奨するものばかりではなかった<sup>5)</sup>。当時、東京大学医学部附属病院放射線科では静磁場が 0.35T から 1.5T への変化したことで、次のような知見を得ている<sup>6)</sup>。(1)1.5T では T<sub>2</sub> 強調 SE 像として長い TR の設定が必要である。実際に脳における T<sub>2</sub> 強調 SE 像では 0.35T で 1600 ms が使用され、1.5T では 3000 ms を使用するようになった。TE は 0.35T では 70 ms であったが、1.5T では 90 ms となった。(2) 1.5T では飛躍的に高い SNR が得られることから良好な T<sub>1</sub> 強調画像でのコントラストが得られる。本来は高磁場化によって延長する T<sub>1</sub>

キーワード high field, MRI, imaging parameter, safety

緩和時間の影響で、同じ撮像条件では  $T_1$  コントラストの低下が見られるのであるが、SNR の格段の向上によって前記のような結果が得られた。実際に脳における  $T_1$  強調画像の TR は 0.35T では 400 ms が使用され、1.5T では 500 ms を使用するようになった。TE は 0.35T では 35 ms であったが、1.5T では 15~20 ms となった。(3)体動によるアーチファクトは 1.5T で増強したが、1.5T では呼吸停止下での撮像が可能となり、特に腎や副腎などの後腹膜臓器への応用やガドリニウム (Gd) 製剤を用いる肝や腎におけるダイナミック検査が可能となった。

単位時間当たりの撮像枚数が多くなった現在、静磁場強度の 3T への変遷では SAR の問題が撮像法に及ぼす影響が最も大きく、高速スピネコー (FSE) 法では再収束のための RF パルスを  $180^\circ$  以下にしたり parallel imaging を併用したり、さらにパルス順にフリップ角を変えて SAR を抑制しながら SNR や CNR を保つ工夫などが研究されている。短時間に多くの  $180^\circ$  パルスが印加され SAR が問題となりやすい  $T_1$  強調像では、相対的にフリップ角の小さなグラジエントエコー (GRE) 法が用いられている。静磁場の増大とともにプロトンの  $T_1$  緩和時間の延長があることから、3T ではもともと  $T_1$  コントラストが得られにくいので  $T_1$  強調像の撮像に FSE 法は利用されなくなっている。

造影剤の利用については、Gd 製剤および SPIO (superparamagnetic iron oxide) 製剤ともに高磁場化による悪影響は少なく、前者では正常組織の  $T_1$  緩和時間の延長で良好な増強効果が得られ、後者でも微妙な増強効果の検出が可能となり、さらに正常組織の  $T_2^*$  緩和時間の短縮で短い TE での GRE 法の応用が可能となるなどの利点がある。

## 高磁場化に伴う安全性

0.35T から 1.5T への変遷時には静磁場の自己遮蔽技術が未完成であったため、漏洩磁場の周囲への影響や周囲からの静磁場の均一性へ及ぼす影響などが大きな問題となっていた。また当時は脳動脈瘤クリップや人工関節などの医療器材の材質への配慮も少なく、強磁性体などが使用されているものも多く存在したため、被検者の安全性への配慮も徹底していた。現在は医療器材への配慮はかなり浸透しているが、かえってそのために医療従事者の関心が薄れていることが危惧される。3T 超伝導磁石の自己遮蔽技術も進んできたため、周囲への漏洩磁場は 1.5T と 3T では大きな相違はないとされている。つまり 3T 装置ではガントリ周囲での磁場勾配が 1.5T 装置に比べてはるかに急峻になっていることになる。これまで安全と考えられていた体内装着あるいは検査室内で使用する医療器材の危険性を詳細に確認していくことが必要となっている。医療従事者が身に付ける磁性体が磁石の中央へ引き寄せられる力も強大となっているので、検査の安全性への細心の注意を喚起する必要がある。

## 文 献

- 1) Lauterbur PC: Image formation by induced local interaction: examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature* 1973; 242: 190-191
- 2) Mansfield P: Real-time echo-planar imaging by NMR. *Br Med Bull* 1984; 40: 187-190
- 3) Goldsmith M, Koutcher J, Damadian R: NMR in cancer. XI. Application of the NMR malignancy index to human gastro-intestinal tumors. *Cancer* 1978; 41: 183-191
- 4) 阿部善右衛門, 田中邦雄, 堀田正生, 今井正明: 核磁気共鳴を応用した被測定物内部情報の外部よりの測定法, 出願: 日本特願 48-13508, 1973

- (出願日：1973. 2. 2. 米，英，独，仏，ソ連での特許成立)
- 5) Crooks LE, Arakawa M, Hoenninger J, McCarten B, Watts J, Kaufman L: Magnetic resonance imaging: effects of magnetic field strength. *Radiology* 1984; 151: 127-133
- 6) 岡田吉隆. 低磁場 MRI と高磁場 MRI の実際. 田坂 皓, 松浦啓一, 飯尾正宏, 鈴木宗治, 安部光幸, 市川平三郎, 入江五朗, 小塚隆弘, 佐久間貞行, 久田欣一, 星野文彦, 重松 康編. 放射線医学大系 特別刊 2: 磁気共鳴診断. 東京: 中山書店, 1986; 60-66

## High-field MR Imaging System

Kohki YOSHIKAWA

*Department of Radiological Sciences, Faculty of Health Sciences, Komazawa University  
1-23-1 Komazawa, Setagaya-ku, Tokyo 154-8525*

The principal advantage of magnetic resonance (MR) imaging at high field strength is increased signal-to-noise ratio (SNR), which can be used to improve anatomic and/or temporal resolution and reduce scan time while preserving image quality. The temperature changes of the human body induced by the specific absorption rate (SAR) are the most important safety feature issue of high-field MR imaging and spectroscopy. This report compares changes in imaging sequences or their parameters at high field with those at conventional fields of MR imaging systems.