

商品化から30年, MRIの進化と今後の展望

Evolution and Future Prospects of MRI Systems Three Decades since Their Commercialization

杉浦 聡 岡本 和也

■SUGIURA Satoshi ■OKAMOTO Kazuya

1983年に厚生省(当時)の薬事認可を得て東京芝浦電気(株)(当時)が商品化したMRT-15Aは、世界初^(注1)のMRI(Magnetic Resonance Imaging)装置の商用機である。この装置はコイルが常電導磁石による0.15 T(テスラ)の静磁場であったが、基本的な構成は現在の臨床機とほぼ同じである。その後、技術開発は急速に進み、医用画像診断装置として確固たる地位を築いた。超電導磁石が発生する高い静磁場によるSN比(信号対雑音比)の向上は、撮像時間の短縮や空間分解能の向上をもたらす診断性能を飛躍的に高めた。データ収集法の進化は撮像の高速化を達成し、臨床目的に応じたいくつもの撮像法を生み出した。操作の自動化や低コスト化などの研究開発も並行して進められており、また単に診断装置としてだけでなく医科学分野の重要な研究用ツールとしても幅広い応用が期待されている。東芝メディカルシステムズ(株)はこのようなMRI装置の開発を推進し将来の可能性を追求している。

Toshiba developed the MRT-15A, the world's first commercial magnetic resonance imaging (MRI) system, which was authorized by the Ministry of Health and Welfare and put on the market in 1983. Although the MRT-15A was a 0.15-tesla MRI system equipped with a resistive magnet, the basic configuration remains much the same in current MRI systems. Since then, technological development has been rapidly progressing, and MRI systems have established a firm position in the field of medical diagnostic imaging. Improvement of the signal-to-noise ratio due to the high magnetic field generated by superconducting magnets has contributed to the realization of shorter scan times and higher spatial resolution, resulting in dramatically enhanced diagnostic capability. The evolution of data acquisition technologies to achieve high-speed imaging has also led to the development of a number of imaging methods for various clinical purposes.

With the aim of widely disseminating MRI systems, the research and development of advanced technologies for automated operation and cost reduction are also being promoted. In the future, MRI systems will not only serve as diagnostic imaging devices but will also be an essential research tool in the medical science field. Toshiba Medical Systems Corporation has been pursuing possibilities for MRI systems through these activities.

1 まえがき

磁気共鳴現象を利用した医用画像診断装置MRIの東芝製1号機MRT-15A(図1)は、東京大学物性研究所、東芝総合研究所(当時)、及び医用機器事業部(当時)による共同研究の成果をもとに開発された。東京大学医学部放射線医学教室の指導による東芝中央病院(当時)での臨床試験を経て、1983年に厚生省の薬事認可を受けて商品化された。欧米各社の臨床研究用装置は既に稼働していたが、米国FDA(食品医薬品局)ほか海外各国の認可に手間取っていた。スタートでは後れを取ったものの、時代に先駆けた医工・産学連携が世界初のMRI装置の商用化につながった。

当時はNMR-CT(Nuclear Magnetic Resonance Computed Tomography)と呼ばれていたこの装置の概要及び得られた臨床画像は、東芝レビュー38巻8号(1983年)の“NMR-CTスキャナ”に紹介されている。ここではNMR-CTスキャナ1号機開発のアプローチと当時の技術的背景をレビューし、その後発展を続ける当社製MRIの系譜及び今後の展望について述べる。

(注1) 1983年5月時点, 当社調べ。

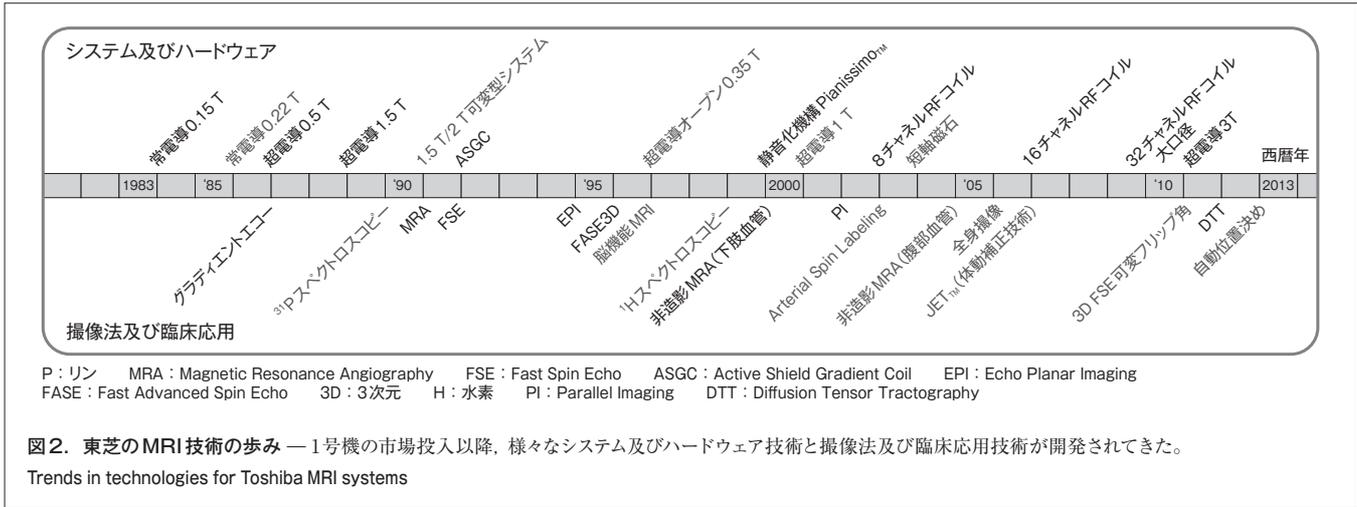


図1. NMR-CTスキャナ1号機のMRT-15A — 四つのコイルから成る空芯常電導磁石で、静磁場の均一性は40 ppm以下であった。内側に傾斜磁場コイルを備え、最大傾斜磁場強度は3.5 mT/mであった。

MRT-15A nuclear magnetic resonance computed tomography (NMR-CT) scanner

2 NMR-CTスキャナ1号機

基本的な構成は、最新のMRI装置とほぼ同じである。空芯常電導磁石の静磁場強度は0.15 T(テスラ)で、現在の臨床装置で主流となっている1.5 T又は3 Tよりも一桁小さい。



静磁場強度に比例して磁気共鳴周波数は上昇するが、当時、高い周波数になるほど表皮効果により人体内部に高周波磁場が伝わらないと考えられていたことが理由の一つである。また、高い磁場を発生する超電導磁石本体及びその冷却に必要な液体ヘリウムの価格を考慮しての選択でもあった。

NMR-CTスキャナは、画像診断装置としてX線CT（コンピュータ断層撮影）の延長線上にあるとも考えられていた。X線CTで培ったフィルタードバックプロジェクション法の画像再構成アルゴリズム及び高速演算装置をそのまま使用したことや、CPUや、外部ディスク、コントロールコンソール、ディスプレイコンソール、ソフトウェアなどできるだけ流用したことにより、短期間で商品化できた。

一方、MRI特有のユニットである静磁場コイルや、傾斜磁場コイル、高周波磁場コイル（RFコイル）、送信部、受信部などは、数少ない文献や東京大学物性研究所と試作した小型装置などをもとに、自社で開発し製造した。

また、X線CTと同様に病院で使用される医用機器として、撮像は操作者の手間と高度な判断を必要とせず可能な限り自動化するという設計指針のもと、中心磁場強度や、送信電力、RFコイルなどの調整は全て自動化した。

3 東芝製MRIの発展

当社におけるMRIの技術進化を、システム及びハードウェアと撮像法及び臨床応用の二つに分けて述べる（図2）。

3.1 システムとハードウェアの進歩

MRIは、前述の静磁場、傾斜磁場、及び高周波磁場の三つの磁場を発生させて画像データを収集するものであり、ハードウェア技術の進歩がその後の著しい撮像の高速化と画質向上のベースとなっている。

MRIでは、静磁場強度が高いほど良好なSN比が得られ、画質向上につながるものが既に知られていた。初めての商用

機では磁場強度が低い常電導磁石を用いたが、並行して磁場強度が高い（0.5 T以上）超電導磁石の開発を進め、1987年には0.5 Tの超電導MRIを、続いて1988年には1.5 Tの超電導MRIを商品化した。1990年代中頃からは1.5 TのMRIが主流となったが、2000年になると他社から3 TのMRIが製品化され始めた。3Tの磁場強度になると、高周波磁場の生体吸収の増加や高周波由来の画像不均一性などが原因で十分な画質を得ることが難しくなってきたが、2000年代中頃にはこれらの問題は徐々に解決され、商用機として普及し始めた。当社は、世界最大クラスの大口径（71 cm）と、高周波由来の画像不均一性を抑制するマルチチャネル送信技術を備え、他社に十分対抗できるシステムを開発し、他社より遅れたものの2010年に3T MRIを市場に投入した（図3）。

超電導磁石を採用するようになってから、傾斜磁場パルスが発生するときに生じる渦電流磁場が、画像歪み（ひずみ）の原因として問題になってきた。当初は、駆動電流波形をオーバドライブさせることで渦電流を補償する方法を用いていた。しかし、十分とは言えず、1980年代中頃からメインの傾斜磁場コイル



の外側にシールド用の傾斜磁場コイルを配置した、アクティブシールド型傾斜磁場コイル (ASGC) が注目され始めた。当社は、当時 ASGC の研究開発を積極的に進めていたマサチューセッツ工科大学と共同研究を開始し、1991年に商品化した。

傾斜磁場系には、MRI 商品化当時から傾斜磁場駆動時に発生する騒音の問題があった。特に後述する EPI (Echo Planar Imaging) 法という撮像法ではその騒音は耐えがたいものとなり、これをきっかけに 1995年に低騒音化プロジェクトを開始した。騒音を発生する種々の要因 (空気伝搬と機械伝搬) を取り除き、1999年には従来比-33 dBの低騒音化を実現し、世界初^(注2)の低騒音化機構 PianissimoTMを搭載した⁽¹⁾。以後、当社の MRI にはこの技術が標準装備されている。

高周波磁場技術では、受信用 RF コイルは画像の SN 比を決めるもっとも重要なユニットである。当初は受信用には一つの RF コイルが使われていたが、1990年にマルチチャンネル RF コイルが提案され、広い領域からの信号を高い SN 比で取得することが可能になった。更に、1990年代後半にマルチチャンネル RF コイルを用いたパラレルイメージング (PI) 法が提案されると、ハードウェアの面から高速撮像を可能にする画期的なアイデアとして広まり、その後マルチチャンネル RF コイルの開発競争となった。当社は 2002年に 8チャンネルの PI 法専用マルチチャンネル RF コイルを世界に先駆けて^(注3)商品化し⁽²⁾、その後 2007年には 16チャンネル、2009年に 32チャンネル対応の RF コイルを商品化した (図 4)。

3.2 多様な撮像法の開発と臨床応用の広がり

ハードウェアの進歩とあいまって、撮像法も様々な新しい手法が開発された。MRI は形態情報にとどまらず臨床目的に応じた各種の組織性状や機能情報を得られるようになり、詳細診断、治療計画、及び予後観察に不可欠な画像診断装置に成長した。



図 4. 32チャンネル Atlas SPEEDERTM コイル for 3T — 被検者の上側には 16 個の RF コイルで構成された体部用 RF コイルが三つ、背中側には 40 個の RF コイルが配置されている。最大 32 個の RF コイルを選択して 32 チャンネル同時データ収集が可能で、PI 法を用いて 10 倍近い高速撮像ができる。

32-ch Atlas SPEEDERTM coil for 3-tesla MRI systems

(注 2) 1999年9月時点、当社調べ。
(注 3) 2002年7月時点、当社調べ。

当初、パルスシーケンスと呼ばれるデータ収集法はスピンエコー法とその応用である反転回復法に限定され、プロトン密度及び T₁ 緩和時間を反映した画像を得るものであったが、1980年代半ばには小さいフリップ角と短い繰返し時間で信号を収集するグラディエントエコー法により、撮像時間は大幅に短縮され、腹部の息止め撮像が可能になった。更に、2次元断層像だけでなく 3次元ボリュームから信号を収集することができるようになり、血管だけを強調して画像化する MRA (Magnetic Resonance Angiography) に応用された⁽³⁾ (図 5)。

1970年代から研究が行われていた EPI 法は、傾斜磁場系のハードウェアの性能向上と渦電流による信号歪みを補正する技術^(注4)により 1990年代後半には商用機でも普通に撮像可能となり、水分子の拡散を強調した画像を撮像する DWI (Diffusion Weighted Imaging: 拡散強調撮像) 法は急性期脳梗塞の診断に不可欠な検査となっている⁽⁴⁾ (図 6)。

スピンエコー法も、複数のエコーを発生させて一枚の画像を再構成する FSE (Fast Spin Echo) 法により撮像時間の大幅

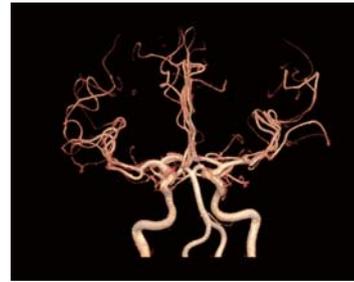


図 5. MRA — 3次元撮像により得られたデータにボリュームレンダリング処理を行い、脳動脈を表示する。これは、撮像範囲の外から流入する血液が背景に比べて高信号になる TOF (Time of Flight) 効果を利用している。

Example of MR angiography (MRA)

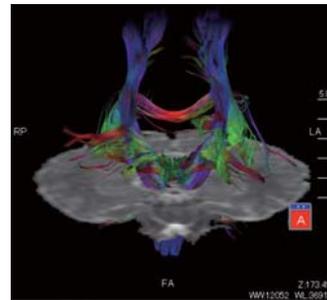


図 6. 拡散テンソルトラクトグラフィ (DTT) — DWI の応用として、拡散を複数の方向から検出し、拡散の異方性を表す拡散テンソル画像を得ることができる。更に拡散テンソル画像から、白質線維の走行を捉えるトラクトグラフィを作成することにより、神経線維と病変部の位置関係を把握できる。

Example of diffusion tensor tractography (DTT)

(注 4) 2007年度に全国発明表彰第 1 表彰区分 朝日新聞発明賞を受賞。

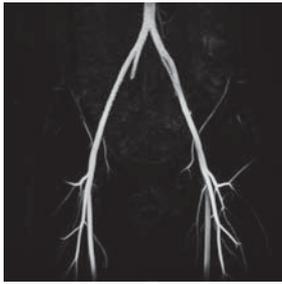


図7. 非造影MRA — 造影剤を使用しないで動脈だけを選択的に描出できる(総腸骨動脈～大腿(だいたい)動脈)。従来、MRI装置を用いた血管撮像はガドリニウムを含む造影剤を注射して行われていたが、非造影MRAの開発により患者の負担及び造影剤の副作用のリスクは著しく軽減された。

Example of non-contrast-enhanced MRA

な短縮が達成され、 T_2 緩和時間を強調した画像が実用的な時間で得られるようになった。更に、この手法はデータの複素共役性を利用して約半分のデータから画像を再構成するHalf Fourier法と組み合わせたFASE (Fast Advanced Spin Echo) 法⁽⁵⁾へと進化し、水の信号を強調したMRCP (Magnetic Resonance Cholangio-Pancreatography: MR胆管膵管(すいかん)撮像)や造影剤を使用しないで下肢や腹部血管を描出する非造影MRA^(注5)などの新しい臨床応用につながっている⁽⁶⁾(図7)。

前述のPIの応用として、時系列の画像を連続して取得する場合に時間を飛ばしてデータを収集することで時間分解能が向上し、心臓の動画をほぼリアルタイムに収集し表示できるようになった。これにより、従来の心電図に同期させた撮像法では難しかった不整脈や息止めが困難な患者の心機能の評価が行えるようになった⁽⁷⁾。この手法は、更に心臓における他の撮像法や心臓以外の部位への適用も期待されている。

4 今後の展望

MRIの進展はとどまることがない。今後期待される方向性について、以下に述べる。

認知症や、うつ病、統合失調症などの精神・神経系疾患の分野は、今まで大きな画像診断の対象ではなかった。しかしMRIを用いることで、従来不明であった疾患における脳の器質的変化を捉えることができるのではないかと期待されるようになり、高い磁場強度のMRIを用いて様々な撮像技術が応用され研究が進められている。将来、これらの画像診断が可能になれば、治療薬の開発もいっそう進むものと期待される。

このように広く普及したMRIであるが、世界に目を向けると高額医療機器による高度な医療の恩恵に浴することができる人は限られている。また、先進国でも医療費の増大を抑制す

(注5) 2009年度に全国発明表彰 発明賞を受賞。

る施策が進められ、装置本体の低コスト化だけでなく設置スペースやランニングコストを抑えた装置が求められている。そのためには、デジタル化や高密度実装による電気回路やユニットの小型化、自動調整の高度化、パソコンのような省エネモードの適用、及び海外生産の促進を進めていく必要がある。

近年、生体特に脳の新規計測装置として、MRIが広く使われてきている。機能的MRI⁽⁸⁾や拡散テンソルトラクトグラフィ(DTT)などを組み合わせることで、脳の機能的局在と神経ネットワークの関係を明らかにし、脳の様々な情報処理の仕組みを解明しようとする試みが医学以外の異分野の研究者も巻き込んで進められている。これらを受けて、今まで以上にMRI装置の高感度化と高精度化が求められており、新たなMRI装置開発の方向性として注目していく必要がある。

5 あとがき

MRIは商品化されて30年の間、進化を続けている。当社は、今後の展望で述べたような可能性を追求し、更に開発を推進していく。

文 献

- (1) 吉田智幸 他. 革新的な静音化を実現したMRIシステム EXCELART™. 東芝レビュー. 54, 11, 1999, p.62 - 65.
- (2) 白井嘉行 他. 新しい高速撮像技術が拓くMRI診断. 東芝レビュー. 57, 2, 2002, p.17 - 20.
- (3) 町田好男 他. 頭頸部用3次元MRIアンギオグラフィー. メディカルレビュー. 41, 1991, p.18 - 26.
- (4) 甘利雅邦 他. 中枢神経系におけるsingle-およびmulti-shot EPIを用いたdiffusion-weighted imagingの臨床応用. メディカルレビュー. 71, 1998, p.31 - 36.
- (5) 葛西由守 他. FastASEとその臨床応用. メディカルレビュー. 69, 1996, p.28 - 34.
- (6) Miyazaki, M. et al. Non-contrast-enhanced MR angiography using 3D ECG-synchronized half-Fourier fast spin echo. J. Magn. Reson. Imaging. 12, 5, 2000, p.776 - 783.
- (7) 石村理英子 他. “トレーニングスキャンレスk-t法による心臓リアルタイムシネ撮像の臨床例における検討”. 第41回日本磁気共鳴医学会大会 講演抄録集. 徳島, 2013-09, 日本磁気共鳴医学会. 2013, p.186.
- (8) Ogawa, S. et al. Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 87, 24, 1990, p.9868 - 9872.



杉浦 聡 SUGIURA Satoshi

東芝メディカルシステムズ(株) MRI事業部 MRI開発部主幹。
MRIシステムの設計・開発に従事。日本磁気共鳴医学会会員。
Toshiba Medical Systems Corp.



岡本 和也 OKAMOTO Kazuya

東芝メディカルシステムズ(株) MRI事業部 MRI開発部主幹。
MRIシステムの設計・開発に従事。日本磁気共鳴医学会、
ISMRM会員。
Toshiba Medical Systems Corp.