

# 新しい高速撮像技術が拓く MRI 診断

MRI Diagnosis Expanded by New Fast Imaging Technology

臼井 嘉行  
USUI Yoshiyuki

町田 好男  
MACHIDA Yoshio

埴 政利  
HANAWA Masatoshi

高速撮像技術の進歩は、画像診断情報の質を向上させ、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 検査の対象部位や用途を広げるうえで非常に大きな貢献をしてきた。ところが最近では、これまでの高速化のアプローチは限界に達し、高速化の展望が見えない状況になってきていた。最近新たに登場したパラレルイメージング法は、これまでの限界を打ち破り、MRI による画像診断の発展の展望を開く高速撮像技術として大きな期待を集めている。当社は、この技術をより広く MRI 診断に適用できるようにすることをねらい、QD (Quadrature) 技術や多チャンネル化技術を結集して、最重要課題である高い SNR (Signal to Noise Ratio) 特性を備えた受信コイルの開発を進めている。

The development of fast imaging techniques has been significantly contributing to improved quality of image diagnostic information and wider diagnostic application of magnetic resonance imaging (MRI) examinations. Recently, however, the traditional approach of fast imaging techniques has almost reached its limits, so that there are few prospects for further improvement of fast imaging.

Toshiba has developed a new parallel imaging technique that is expected to make a breakthrough in the further development of MRI diagnosis. Toshiba is now developing a high signal-to-noise ratio (SNR) receiving coil which is considered the most effective solution for widening the clinical scope of the parallel imaging technique.

## 1 まえがき

1983年に最初の商用機が発売されて以来、MRI装置は普及を続け、わが国では既に約4,000台を超える装置が稼働している。今日、MRI装置は、全身各部の様々な検査に不可欠な画像診断装置としての地位を確立している。

MRI装置の普及を支えてきた因子の一つとして、高速撮像技術の進歩が挙げられる。高速撮像技術の進歩は、撮像の時間分解能や画像の空間分解能など画像診断情報の質を向上させ、ひいてはMRI検査の対象部位や用途を広げるうえで非常に大きな貢献をしてきた。

ところが最近では、これまでの高速化のアプローチは限界に達し、このままでは高速化の展望が見えない状況になってきていた。高速化の副作用として生じた高周波による加熱作用や、末梢(まっしょう)神経の刺激、大きな騒音など、患者への安全上の悪影響が無視できない領域に達してきたのである。

このような状況のなかで、これまでの限界を打ち破る新しい高速撮像技術としての期待を受けて登場したのが、パラレルイメージング法(以下、PI法と略記)と総称される技術である。

ここでは、始めにこれまでの高速撮像技術のアプローチとその限界をレビューし、PI法の原理、PI法に対する期待と限界を説明する。そして、PI法の限界を克服することを目

指して開発中の、当社のPI法 SPEEDER<sup>(1)</sup>の最新の開発成果について述べる。

## 2 これまでの高速撮像技術とその限界

### 2.1 高速撮像の三つのアプローチ

MRIで画像を得るためには、傾斜磁場パルスと呼ばれるパルスの大きさを少しずつ変えながらそのつど出てくる信号を収集し、数十から数百のデータをそろえることが必要である。これまで撮像を高速化するためにとられてきた方法は、次に示す三つのアプローチに大別できる。

- (1) データ収集の回数を減らす 第一の高速化のアプローチは、データを間引いて収集したり、途中で収集を打ち切ったりすることで高速化しようとするものである。撮像できる範囲が狭くなったり、空間分解能が低くなったりする犠牲が伴うが、病変部の検出に重要な画像のコントラストは変わらない。このアプローチは、すべてのルーチン検査に適用できるもっとも基本的で歴史の長いアプローチである。難点は、高速化の程度が一般に低いことである。
- (2) 繰返し時間を短くする 傾斜磁場パルスや高周波パルスを高速に切り換えることによって、毎回のデータ収集にかかる時間を短くして撮像を高速化しようとするアプローチである。空間分解能は維持できるが、画像の

コントラストが変わってしまう。このコントラストの変化を積極的に生かすことで生まれた新しい用途もあるが、広くルーチン検査に適用できる方法ではない。

- (3) 複数のデータを一度に収集する 患者に加えるパルスを更に高速に切り換えることによって、多くのデータを一度に収集しようとするアプローチである。例えば、N個のデータを一度に収集すれば、撮像時間は1/Nにまで短縮できることになる。究極的な例として、すべてのデータを一度に収集する場合には、10年前までは10分を超える時間がかかった撮像が、わずか数秒で行えるまで高速化された例もある。このアプローチにもコントラストの変化が伴うが、ルーチン検査の重要な位置を占める撮像条件では、その変化の影響が比較的小ないまま劇的に高速化できる。この利点が支持され、1990年代の初頭から今日まで急速に普及してきた。

## 2.2 高速化の発展を阻害する三つの障壁

このように、特に最近の高速撮像技術の発展は、傾斜磁場パルスや高周波パルスの切換えの高速化によって支えられてきた。ところが最近では、次に示す三つの安全上の悪影響が顕在化するレベルになってきたため、これ以上の高速化の展望が見えない状況になってきた。

- (1) 電波による加熱 第一の影響は、患者に加わった高周波(電波)が患者に与える加熱作用による影響である。高速化を目指して短時間に加える電波の量が多くなってきた結果、加熱の程度も次第に大きくなってきた。
- (2) 末梢神経の刺激 第二の影響は、患者に加わった磁場の変化が電磁誘導の法則によって生体内で電流を起こし、あるレベルを超えたときに末梢神経を刺激する作用である。最近では、軽い不快感を起こすレベルにまで近づいてきている。
- (3) 騒音 第三の影響は、撮像中に発生する騒音による影響である。MRI装置では、装置に内蔵されたコイルに流すパルス電流と強力な磁場との相互作用によって振動が起き、それが騒音となって患者の耳にまで伝わる。パルス電流の切換えの高速化に伴い、この騒音の大きさは飛躍的に増大し、今日では安全基準の限界レベルに近づいてきている。

なお、この騒音問題に対して当社は、真空封入構造と独立支持構造から成る独自の機構“Pianissimo™”を開発し<sup>(2)</sup>、99年から世界に先駆けて静音型MRI装置 EXCELART™ シリーズを商品化している<sup>(3)</sup>(図1)。

## 3 新しい高速撮像技術

### - パラレルイメージング法

#### 3.1 パラレルイメージング法の原理

PI法は、複数の受信コイルで信号をパラレル(並列)に受

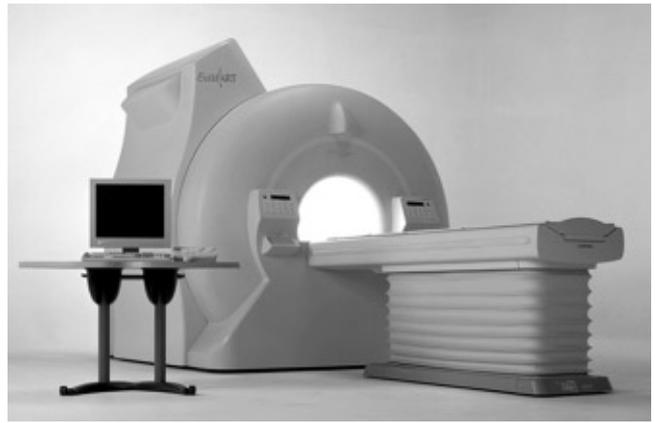


図1. 静音型MRI装置 EXCELART™ 静音機構 Pianissimo™ を搭載した世界初の静音型MRI装置である。

EXCELART™ silent MRI system

信して処理することで撮像時間の大幅な短縮を図る高速撮像技術である。ここでは、2個の受信コイルを使って撮像を2倍に高速化する場合を例にとり、PI法の原理の概要を説明する(図2)。PI法では、データを間引いて収集することで撮像を高速化する。このアプローチは、先に示したこれまでの高速化アプローチのうち、“データ収集の回数を減らす”アプローチに相当する。図2の例では、データを1/2に間引いて収集することで撮像時間を1/2としている。このようにして得られたデータを、かりにこれまでの方法で処理すると、撮像視野をはみ出した部分が偽像として反対側に折り返してしまう。そこで、PI法ではそれぞれの受信コイルに固有の感度分布を利用し、得られた位置情報を基にしてこの折返しを元の位置に戻す処理(アンフォールディング処理)を行う。すると、図示したように折返しのない撮像視野の画像が得られる。

なお、PI法では理想的には、特定の条件を満たして配列

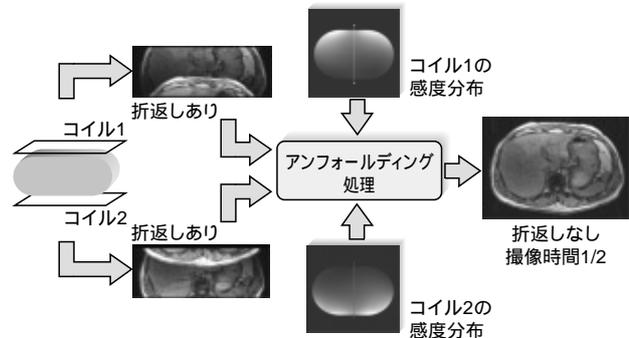


図2. PI法の原理 複数の受信コイルで得た画像に対してコイルの感度分布を利用してアンフォールディング処理を行うと、折返しのない画像が得られる。

Principle of parallel imaging

された受信コイルがあれば、受信コイルの数に比例した高速化率が達成できる。

### 3.2 パラレルイメージング法に対する期待と限界

(1) 期待 PI法に対しては、MRIによる画像診断の発展の展望を開く高速撮像技術として大きな期待が寄せられている。PI法による高速化では画像のコントラストが変わらないので、理想的にはルーチン検査から精密検査に至るまですべての既存の検査に応用ができる。

更に、PI法による高速化原理は、患者に安全上の影響を与えるパルスの高速なスイッチングに頼らないので、患者の安全性を維持したまま撮像の高速化が実現できる。

これらのことが、PI法が21世紀のMRI診断の発展を支える一つの重要なキーテクノロジーとして位置づけられる理由である。

(2) 限界 とはいえ、現実にはPI法の適用には限界がある。画像のSNRの低下現象により、PI法の適用はもともとSNRが十分高い場合に限られるのである(図3)。例えば、撮像時間を1/2にすると、画像SNRは原理的に約70%(1/√2)にまで低下してしまう。このとき、もともとのSNRが十分に高いケース(図中A点)では、PI法の適用でSNRが低下しても診断上最低限必要なレベルを上回っている(図中A'点)。一方、もともとのSNRが

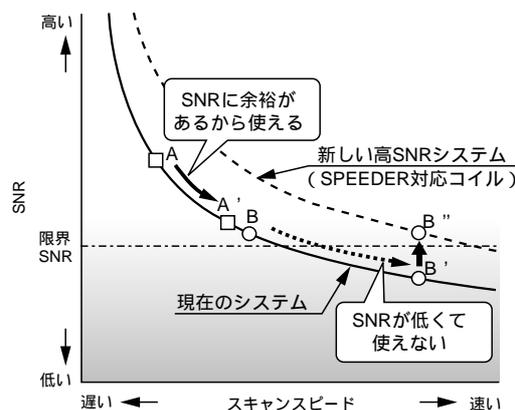


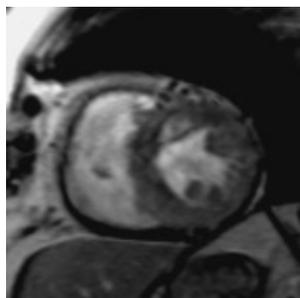
図3 . PI法の限界と解決策 PI法は、もともとのSNRが実用限界に近い検査には使えない。適用を拡大するための解決策は、システムのSNR性能を高めることである。

Limitation of parallel imaging and its solution

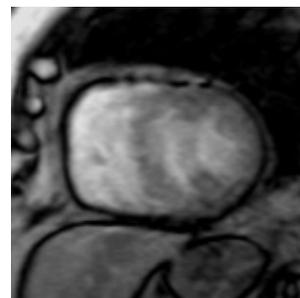
十分には高くないケース(図中B点)では、PI法の適用でSNRが限界値を下回ってしまう(図中B'点)。このケースではPI法は適用外となるのである。現実のMRI検査では、限られた時間を有効に活用しようとするため、もともとSNRが十分に高いケースばかりではないのが実情である。

## 期待されるMRIによる心臓検査

心疾患は、がんや脳血管疾患と並んで死因の上位を占め、画像診断のもっとも重要な対象の一つとされている。ところが、心臓は常時拍動しているため、短時間撮像が苦手なMRI装置にとって、長年もっとも画像化が難しい臓器とされてきた。しかし、最近では、MRIの性能向上とともに撮像時間が短縮化されるにつれ、MRI装置を心臓の本格的な検査に使うことに対する期待が高まってきている。現在、心臓の検査は、超音波診断装置や核医学診断装置を組み合わせで行われるのが標準的である。MRIによる虚血性心疾患の検査では、これらの装置での診断の問題点や限界を克服できるだけでなく、MRI検査だけで診断に必要な情報のすべてが得られることに期待が寄せられているのである(ワンストップショップ)。



(a) TrueSSFP法による心臓の短軸像



(b) 従来法(FFE法)による心臓の短軸像

当社は、MRIによる心臓検査に対して複数の医療施設と共同研究を行い、臨床現場からの評価や要望の声を開発・設計にフィードバックしながら、診断機能の拡充、画質の向上を進めている。

図(a)は、新たに開発したパルスシーケンス(TrueSSFP(Steady State Free Precession)法)を用いて撮像し

た画像である。従来のパルスシーケンス(FFE(Fast Field Echo)法)を用いて得た画像(図(b))と比べて血液と心壁とのコントラストが高まり、より正確に心壁の動きをとらえられるとの評価が得られている。

(画像提供: 自治医科大学附属大宮医療センター)

#### 4 東芝のPI法 SPEEDERの最新開発成果

当社のPI法 SPEEDERの開発のねらいは、PI法の限界を克服し、より広い検査用途にPI法を適用できるようにすることである。このねらいを実現するための最重要課題は、画像のSNRを左右する最大の要因である受信コイルのSNR性能を高めることである。受信コイルのSNR性能を高めれば、PI法を適用したときに生じる画像SNRの低下を補償できるため、より多くの検査にPI法を適用できる(図3のB点)。更に、受信コイルの数や配置をPI法に最適化することも大きな課題である。これまでの受信コイルは、必ずしもPI法に適した設計にはなっていなかったのである。

当社は、現在、コイルの数や配置を最適化したSNR性能の高いSPEEDER対応型の受信コイルの開発を進めている。例えば、体部用の受信コイルでは、二つのコイルエレメントを組み合わせることでSNRを最大約1.4倍に高めるQD技術を採用するとともに、このQD化したコイルペアを8個配置する構造としている(図4)。コイルエレメントの総数を典型的な従来型コイルと比較すると、実に4倍(4×16)に相当する改良である。



リニア型コイル, 4個で構成

QD型コイル, 8個で構成  
(リニア型16個に相当)

(a)従来型受信コイル(典型例)

(b)SPEEDER対応型受信コイル

図4. SPEEDER対応型受信コイルの構造 体部用のSPEEDER対応型受信コイルでは、コイルエレメントの数を4倍にするなど、高いSNR性能が得られる構造を採用した。

Geometry of SPEEDER dedicated receiving coil

体部用SPEEDER対応型受信コイルを用いて撮像した腹部画像の例(正常ボランティア)を図5に示す。新コイルの高いSNR性能により、SPEEDER法を用いて撮像時間を従来の1/2(10秒)にしても、実用的な質の画像が得られた例である。

#### 5 あとがき

PI法は、MRIによる画像診断の展望を開く限りないポテンシャルを備えた技術である。当社は、SPEEDER対応型の受信コイルを代表とした技術開発を通じて、そのポテンシ

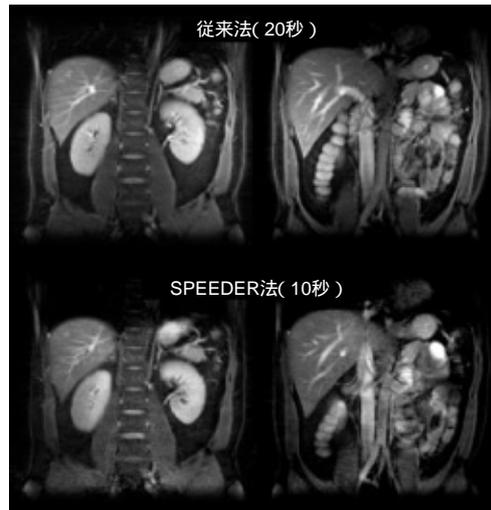


図5. 体部用SPEEDER対応型受信コイルの画像例 新コイルの高いSNR性能によれば、SPEEDER法を用いて撮像時間を従来の1/2にしても実用的な質の画像が得られる。

Example of image using SPEEDER dedicated receiving coil

ヤルを最大限に引き出し、MRI診断の発展に貢献したいと考えている。

2001年度中には最初のSPEEDERパッケージを商品化し、続いて2002年度には、新開発のSPEEDER対応型受信コイルを商品化することで、SPEEDERによる検査用途の拡張を図ることを目指している。

#### 文献

- (1) 町田好男. MRIパラレルイメージングSPEEDERの開発. メディカルレビュー. 83, 2001, p.52 - 58.
- (2) Katsunuma A., et al. "Silent MRI system by interrupting the vibrational transmission through the air and solid structures" ISMRM 2000. 2000, p.1372.
- (3) 吉田智幸,ほか. 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.
- (4) 白井嘉行,ほか. SPIN technology ~ 新世紀MRIの三つのキーテクノロジー ~. 映像情報メディカル. 33, 14, 2001, p.108 - 113.



白井 嘉行 USUI Yoshiyuki

医用システム社 MRI・検体装置部 MRI担当参事。  
MRIシステムの商品企画に従事。日本磁気共鳴医学会会員。  
MRI & Clinical Laboratory Systems Dept.



町田 好男 MACHIDA Yoshio, D.Eng.

医用システム社 医用機器・システム開発センター MRI・検体装置開発部主査,工博。MRIシステムのソフトウェア開発に従事。日本磁気共鳴医学会, ISMRM会員。  
Medical Systems Research & Development Center



埴 政利 HANAWA Masatoshi

医用システム社 医用機器・システム開発センター MRI・検体装置開発部長。MRIシステムの開発に従事。日本磁気共鳴医学会, ISMRM会員。  
Medical Systems Research & Development Center