

磁気共鳴イメージング装置における 高画質化・高機能化

Recent Advanced Technologies in Magnetic Resonance Imaging System

MRI(Magnetic Resonance Imaging：磁気共鳴イメージング)装置の普及の時代を迎えて、画像診断を主目的とした0.5 T超電導磁石方式装置(MRH-500)と0.2 T永久磁石方式装置(MRP-20EX)を開発した。両装置には、高感度コイル、信号計測帯域の最適化などの高画質化技術、ハーフスキャン、矩(く)形視野撮像などの高速撮像技術、三次元フーリエ変換法による高分解能撮像、磁気共鳴血管描画法などの高機能化技術、および検査効率向上のための並列画像処理機能を開発した。

西村 博* *Hiroshi Nishimura*
小泉英明** *Hideaki Koizumi*
横山哲夫*** *Tetsuo Yokoyama*
山本悦治**** *Etsuji Yamamoto*

1 はじめに

磁気共鳴現象を利用したMRI(Magnetic Resonance Imaging：磁気共鳴イメージング)装置は、生体の化学的情報(プロトン密度、組織の緩和時間、血流情報など)を画像化でき、在来の物理的情報に基づくX線撮影法やX線CT(Computed Tomography)装置に比べて病変の検出能に優れている¹⁾。

さらに、画像撮影に際し、(1)放射線被ばくがないこと、(2)任意の方向の断層像が直接撮像できること、(3)撮像条件の組み合わせによって病変の鑑別診断ができることなどの特長を持ち、医用画像診断装置の中心的位置を占めるようになってきた²⁾。

MRI装置に対する医療側の最近のニーズには次のようなものがある。

- (1) システムの小形化や経済性の向上
- (2) 微小な初期的病変に対する診断能を高めるための画質や機能の向上
- (3) 検査時間の短縮や診断領域を広げるための高速撮像手法の開発
- (4) MRIの特質を利用した新しい撮像技術(例えばMRA：磁気共鳴血管描画法)の実用化

本稿では最近の医療側のニーズにこたえるため、日立製作所と株式会社日立メディコで開発した0.5 T超電導磁石方式MRI装置(MRH-500)および0.2 T永久磁石方式MRI装置(MRP-20EX)について述べる。

2 磁石およびシステム構成

MRI装置では、静磁場強度として0.04~2.0 Tが使用されて

おり、静磁場強度を上げると一般に画像のSN比は向上する。

反面、漏れ磁場空間が広がるため設置場所を広くしなければならぬことや、患者や臓器の動き、化学シフトによるアーチファクト(偽像)が画像上に現れやすいなどの問題が生じる。

このため、日常の画像診断を主目的とする臨床実用機として、0.5 Tの超電導方式および0.2 Tの永久磁石方式の2機種をシリーズとして開発した^{3),4)}。これらのMRIには各種の高画質化技術を採用し、画質の大幅な向上を目指した。

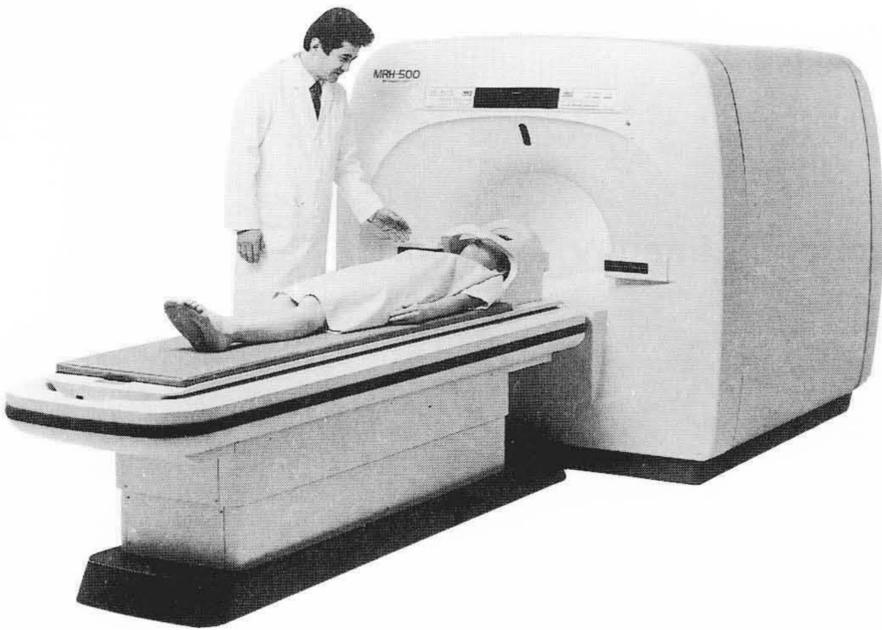
磁石系の開発に際し考慮した項目は、

- (1) 設置性向上のための小形化と漏れ磁場空間の縮小
- (2) 運転経費低減による経済性の向上
- (3) 患者に優しい広い開口部などのデザイン
- (4) 将来の機能向上に対する拡張性の確保

などである。超電導磁石での漏れ磁場の低減法には、透磁率の高い鉄ヨークを磁石の外側に設けて漏れ磁束を収束させる方法と、磁石外側に漏れ磁束を打ち消すように専用のコイルを設ける方法がある。両者の得失を検討し、小形化、冷却効率向上(経済性向上)のユーザーメリットを考慮し、鉄ヨークを採用した。さらに、冷媒(液体ヘリウム)の蒸発量低減のため低熱侵入構造に格段の考慮を払った⁵⁾。

また、永久磁石方式では、対向磁極間に磁気回路を構成するヨークを設けるので、漏れ磁場空間の縮小が可能であり、さらに冷却も不要のため経済性に優れたシステムを構築できた。

* 株式会社日立メディコ 技術研究所 工学博士 ** 日立製作所 計測器事業部 理学博士 *** 日立製作所 システム開発研究所 保健学博士
**** 日立製作所 中央研究所 工学博士



注：略語説明 MRI(Magnetic Resonance Imaging)

図1 0.5 T超電導磁石方式MRI装置(MRH-500)の外観 本装置は幅1.76 m, 奥行き1.86 m, 高さ1.7 mで, 質量は6.2 tであり, 世界で最もコンパクトな超電導MRIシステムである。



図2 0.2 T永久磁石方式MRI装置(MRP-20EX)の外観 本装置は幅2.16 m, 奥行き1.49 m, 高さ1.59 m, 質量は9.6 tで, 広い開口が患者に安心感を与える構造となっている。

一方, MRI装置の今後の臨床分野での応用として, 血管描画法や高速撮像法の実用化が期待されており, 超電導方式, 永久磁石方式とも, それらへの対応を図る必要がある。このため今回新しく開発したMRP-20EXでは, 傾斜磁場コイルの高速な電流変化に対し, 傾斜磁場が正確に応答できるような特殊な磁極材料および構造を採用した。

さらに, 両システムで磁石系以外の電力部についてもコンパクト化, 省エネルギー化を進めるため, 次に列記する新技術を開発した。

- (1) 照射コイルの高効率化による高周波増幅器の負担の軽減
- (2) 高効率で応答特性の優れた傾斜磁場電源
- (3) 位相の精密制御が可能な高周波発振系

以上述べた全体システムのコンパクト化, 電力系の高効率化によって設置性も向上した。MRH-500およびMRP-20EXの磁石部外観を図1, 2に, また設置性, 経済性を表1に示す。

表1 新形MRI装置の設置性・経済性諸元 低消費電力で冷媒消費量なども少なく維持運転経費を低減しており, システムの設置面積も小さくなっている。

| 項目 | MRH-500 | MRP-20EX |
|-----------|-------------------|-------------------|
| 静磁場強度 | 0.5 T | 0.2 T |
| 磁石 | 超電導方式 | 永久磁石方式 |
| 磁場方向 | 水平 | 垂直 |
| 磁石質量 | 6.2 t | 9.6 t |
| システム構成 | 磁石 | 磁石 |
| | 寝台 | 寝台 |
| | NMRユニット | NMRユニット |
| | 操作卓 | 操作卓 |
| | ヘリウム冷凍機 | — |
| 液体ヘリウム消費量 | 0.05 l/h | — |
| システム消費電力 | 5.1 kW | 3.0 kW |
| システム設置面積 | 40 m ² | 30 m ² |

表2 MRIのユーザーニーズと開発技術 新形MRI装置に搭載した高画質化, 高速化, 高機能化技術の一覧である。

| ユーザーニーズ | 開発技術 |
|--------------|--|
| 高画質化 | 受信コイルの高感度化(QDコイル) 信号計測帯域の最適化(ABS) 低雑音増幅器 フローコンペンセーション Variable Angle SE法 Short TIIR法 |
| 高速化と検査効率の向上 | シーケンス ハーフスキャン法(HSI) グラジエントエコー法 矩(く)形視野撮像法 Short TR/TE撮像法 高速スピネコー法(開発中) 操作性 マルチアングル・マルチスライス撮像法 連続ダブルオブリーク撮像法 並列画像処理機能 画像表示のW/Lの自動設定 |
| 高機能化と応用分野の拡大 | 三次元フーリエ変換(3 DFT)法 MR血管描画法(MRA) MRシネ撮像・表示 各種部位別受信コイル |

注：略語説明 QD(Quadrature Detection)
ABS(Automatic Band-width Selection)
SE(Spin Echo)
TIIR(Inversion Time Inversion Recovery)
HSI(Half Scan Imaging)
TR/TE(Repetition Time/Echo Time)
W/L(Window Width/Level)
DFT(Dimensional Fourier Transform)
MRA(Magnetic Resonance Angiography)

3 高画質化・高速化・高機能化技術の開発とその応用

MRI装置の高画質化技術, 高速撮像技術および操作性の向上, 高機能化技術に関して新しく開発した技術を表2に示し, 主な内容を以下に述べる。

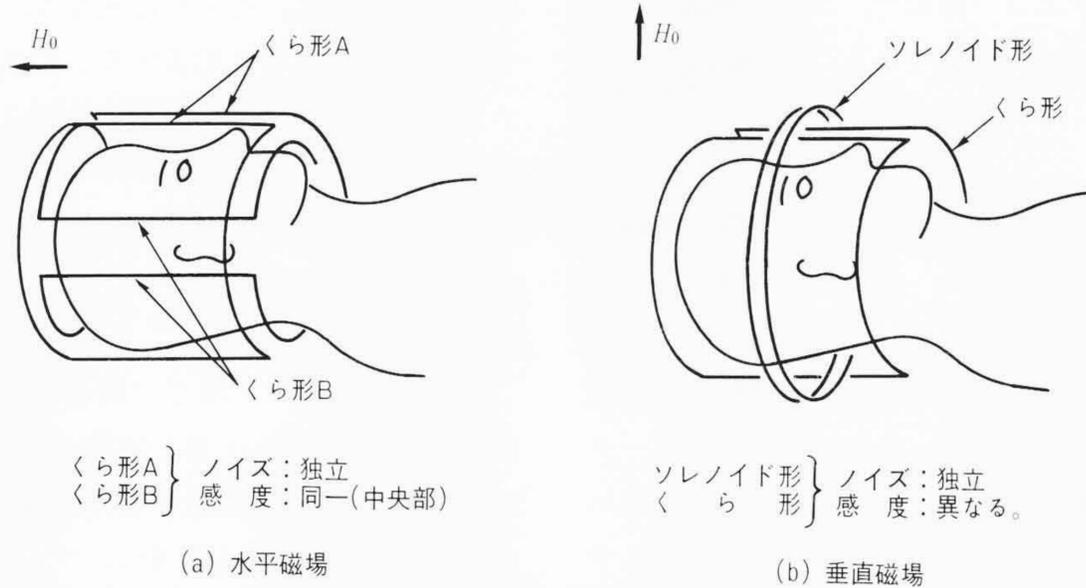


図3 水平磁場方式と垂直磁場方式でのQDコイル 水平磁場方式では90度直交したくら形A, Bの組み合わせによって40%の感度向上が可能であり, 垂直磁場方式では90度直交したくら形とソレノイド形との最適信号合成によって30%の感度向上が可能となった。

3.1 高画質化技術

3.1.1 計測系の高感度化のためのQD受信コイル

従来, 受信コイルとして水平磁場方式ではくら形コイル, 垂直磁場方式ではソレノイドコイルが使われてきた。画質向上には, 信号の捕捉(そく)効率を上げる必要がある。その一つがQD(Quadrature Detection: 直交検波)を用いたQDコイルである。

QDコイルの原理は, 幾何学的に90度直交した方向に高い受信感度を持つ2個のコイルの信号(S)を, 位相を合わせて加算することによって, 信号は2倍, ランダムな雑音(N)は $\sqrt{2}$ 倍となり, 結果的に $\sqrt{2}$ 倍のSN比の向上を図るものである。

静磁場方向が体軸と同じ超電導磁石(水平磁場)方式では, 図3(a)に示すように同一タイプの2個のくら形コイルが使用でき, 直交性を得るのは比較的容易であり, 40%の感度向上が可能である。永久磁石(垂直磁場)方式では, 同図(b)に示すように静磁場の方向(H_0)が体軸と直角であるため, 一方をソレノイド形とすると, 受信感度が高い方向がこれと直交する他方のコイルはくら形で構成しなければならない。形状の異なる2種類のコイルを組み合わせるため, 両者の形状の最適化, それぞれから得られる信号の合成の最適化, および照射コイルを含め電磁氣的に互いの干渉を極力小さくする技術を開発した。このQDコイルでは, シングルコイルに比べ約30%の感度向上を図ることができた。

QDコイルで得られた頭部T2強調画像を図4に示す。

3.1.2 ABS機能

MRIでの画像のSN比は簡略的に(1)式で与えられる⁶⁾。

$$\frac{S}{N} = C \frac{1}{\sqrt{\Delta f}} \dots \dots \dots (1)$$

ここに, Δf : 信号計測帯域
C: 種々の係数をまとめたもの

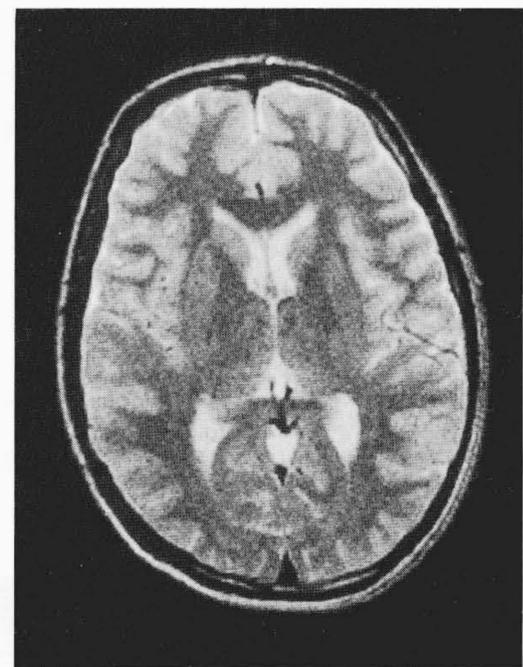


図4 QDコイルによる頭部T2強調画像(MRP-20EX) 撮像条件は, TR(繰り返し時間)が2,000 ms, TE(エコー時間)が110 ms, スライス厚が2 mm, NEX(励起回数)が2回である。

一方, Δf は(2)式で表すことができる。

$$\Delta f = \frac{\gamma}{2\pi} G_x \cdot D_x \dots \dots \dots (2)$$

ここに, γ : 核種固有の磁気回転比
 G_x : 信号読み出し傾斜磁場強度
 D_x : 信号読み出し方向の視野

(1)式から明らかなように, 信号計測帯域 Δf を狭めれば画像のSN比は, その平方根の逆数に従って向上する。一方, Δf を狭めることは, (2)式から G_x の低減を意味する。

したがって, 受信される一つ一つのエコー信号の受信帯域に合わせて, それぞれ最適な G_x を設定することにより, 画像のSN比を常に最大に保つ機能がABS(Automatic Bandwidth Selection: 最適信号計測帯域設定)である。

ABS機能は、特にマルチエコー撮影で、エコー時間の長い第2エコーの画像のSN比向上に有効である。ABSによって得られた画像を図5に示す。

3.2 高速撮像技術

検査効率向上には、(1)高速撮像法による撮像時間の短縮、(2)患者ハンドリングや操作性の向上、各種並列処理手法の導入などが重要である。

撮像時間の短縮のため、ハーフスキャン法や矩形視野撮像法を開発した。ハーフスキャン法は、本来計測すべきデータの前半分だけ収集し、後半分を数学的に推定することによって、空間分解能を保ったまま撮像時間を約半分に短縮する手法である。また、矩形視野撮像は、被検体周囲に空気の領域があるとき、従来正方形視野撮像を実施していたものを、被検体の小さい軸方向に視野を小さく、矩形に設定し、被検体周囲の空気の領域を撮像しない手法である。矩形視野の長い軸と短い軸との比率(矩形度)に応じて撮像時間を短縮できる。

操作性の向上としては、一度に撮像する各スライスの角度がそれぞれ任意に選べるマルチアングル・マルチスライス撮像法や、一度撮影した斜断面をもとにして、それと直交した軸について傾斜を付けて撮像するダブルオブリーク撮像を次々と連続して実行できる手法を開発した。

現在最も感心の高い高速撮像法は、高速スピネコー法⁷⁾である。従来、マルチエコー計測では、同一エコー番号の信号だけによって画像を再構成していた。高速スピネコー法では、異なるエコー番号の信号を混合して1枚の画像を再構成

する。このとき、得られる画像は、計測信号の中央付近に何番目のエコー信号を配置するかで決まる。例えば、第1エコーを中央付近に配置し、その外側に順に第2エコー、第3エコー……と置けば、第1エコーに近い画質が得られる。逆に、長いエコー時間の信号を中央付近に、最外側に第1エコーを配置する計測を実施すると、長いエコー時間に応じた画質が得られる。

高速スピネコー法での高速化率は、使用するエコー数で決まる。MRH-500で得た通常SE(Spin Echo)のエコー時間90msの画像と、現在開発中である高速スピネコー法による同一エコー時間の画像を図6に示す。画像のSN比も同等であり、撮像時間も5エコーを使用しているのので $\frac{1}{5}$ に短縮でき、この手法が有効であると言える。

3.3 高機能化技術

MRIでの高機能化技術として臨床的に最も期待されているのは、(1)空間的に分解能の高い薄い断層像を得るための三次元計測〔3DFT(三次元フーリエ交換)〕法とその効果的表示法、(2)MRA(Magnetic Resonance Angiography:血管描画撮像法)である。

3.3.1 3DFT法とその表示技術

3DFT法は、図7に示すように従来の2DFT法がマルチスライスをN回のスライス面移動によって計測するのに対し、被検体の厚い領域をN回励起してスライス方向のフーリエ変換によって多数枚の薄い断層像を得る手段である。2DFT法では断面選択が台形状となり、近隣スライス間の干渉があるため、

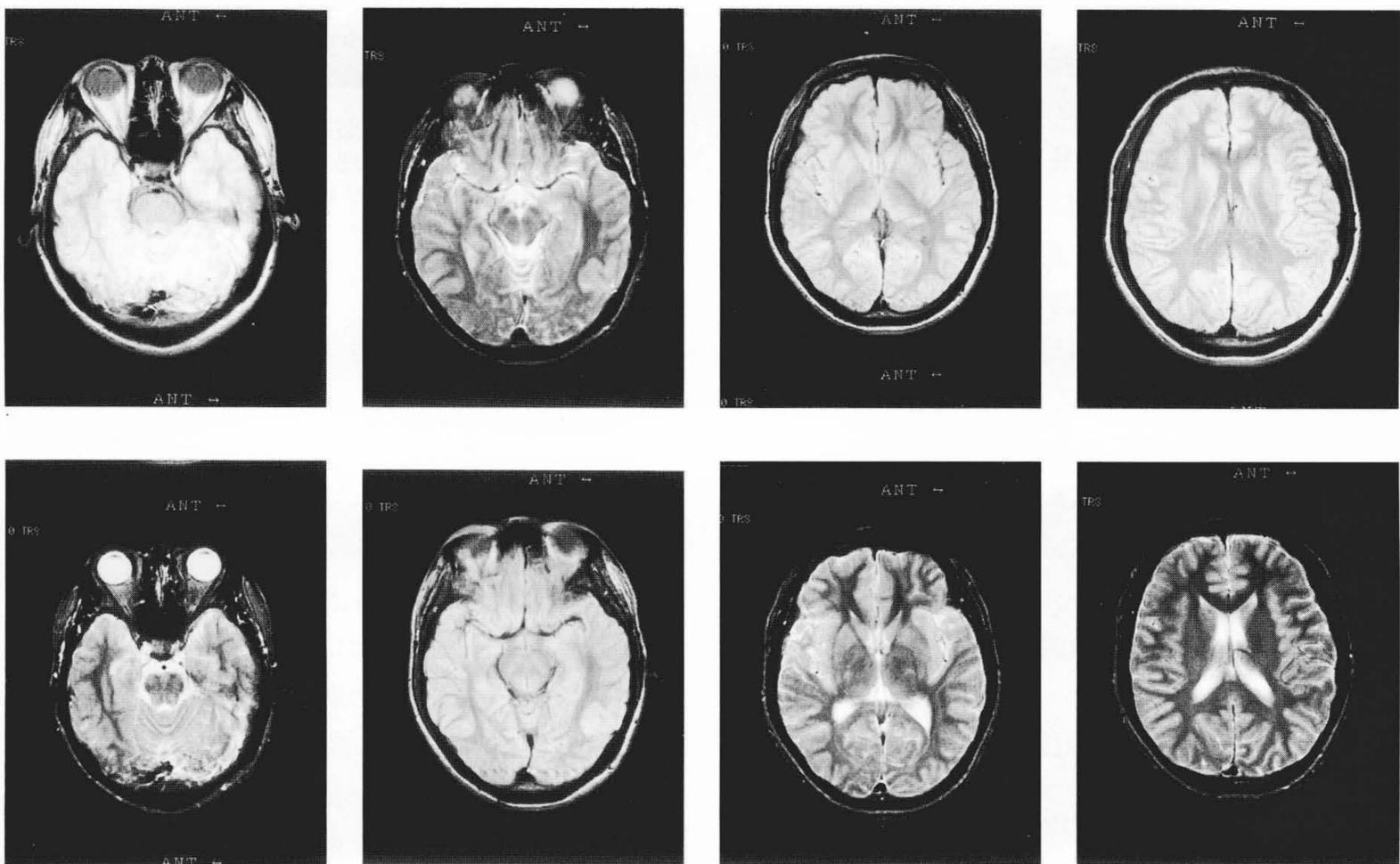


図5 ABSによるマルチスライス・マルチエコー画像(MRH-500) 撮像条件は、TR(Repetition Time)が2,500 ms、TE(Echo Time)が30 ms(上段)、120 ms(下段)である。

ギャップをあけて撮る必要がある。しかし、3DFT法ではフーリエ変換によって薄いスライスを得るので、完全なギャップレスが実現できる。

撮像時間を実用的な範囲に抑えるため、通常はグラジエントエコー法(またはグラジエントフィールドエコー法とも呼ぶ。)を用い、励起パルス間隔TRを短くしたシーケンスが用いられる。

3DFT法の開発により、**図8**に示すように空間分解能の高い画像が得られるようになったが、この手法は特に細かい構造に対する解剖学的知見が要求される四肢関節部や脳患部などの診断で有用と思われる。

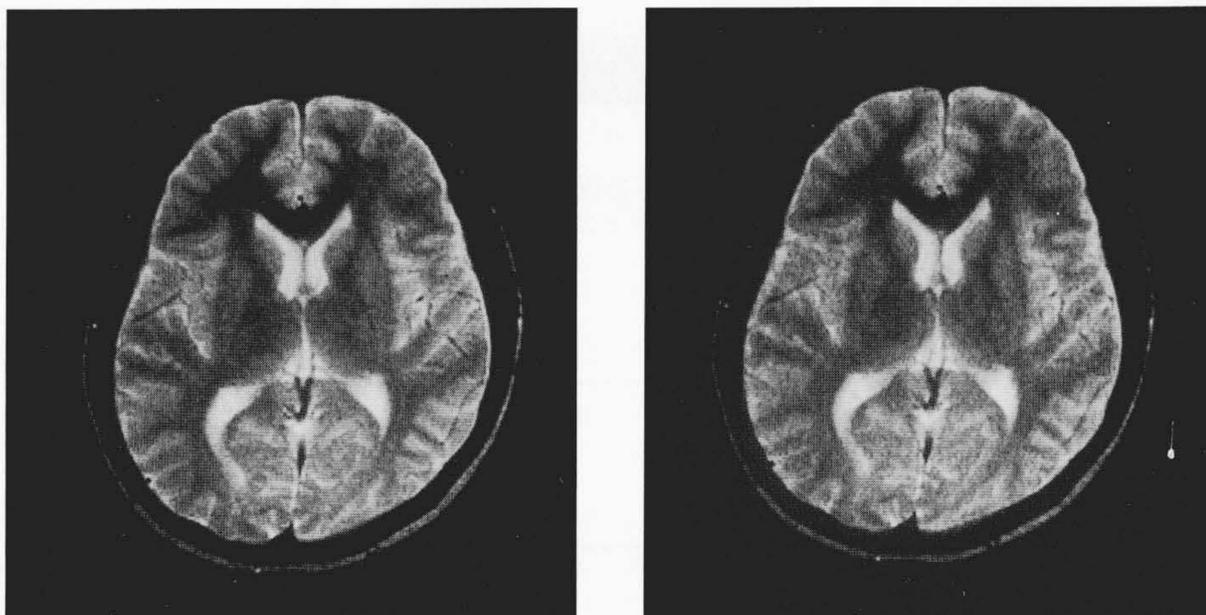
一方、3DFT法では、画像再構成のため、スライス方向に一次元フーリエ変換を施さねばならず再構成時間が長くなるという問題があった。この問題を解決するため、今回MRH-500では、**図9**に示すように信号計測後に独立して三次元フー

リエ変換を行う従来の独立処理方式に代わって、信号計測中に並列して二次元フーリエ変換を行い、計測終了後に一次元フーリエ変換を行う並列処理方式を開発した。この結果、全画像表示までの再構成時間は従来に比べて約43%短縮することができた。

一方、上記で得られた三次元画像を、さらに高度に処理し診断や治療に役だてるための装置として、メイヨクリニック(米国ミネソタ州)との提携により、MR(Magnetic Resonance)用三次元画像処理装置“ANALYZE”を開発した⁹⁾。これはMRH-500で得た三次元MR画像を高速かつ高度に処理する画像ワークステーションである。その機能と応用分野を**図10**に示す。

3.3.2 MRAの応用

MRI技術の応用として、MRAは臨床医から最も期待されている技術である。原理的に大別すると、(1)血流の断層面への流

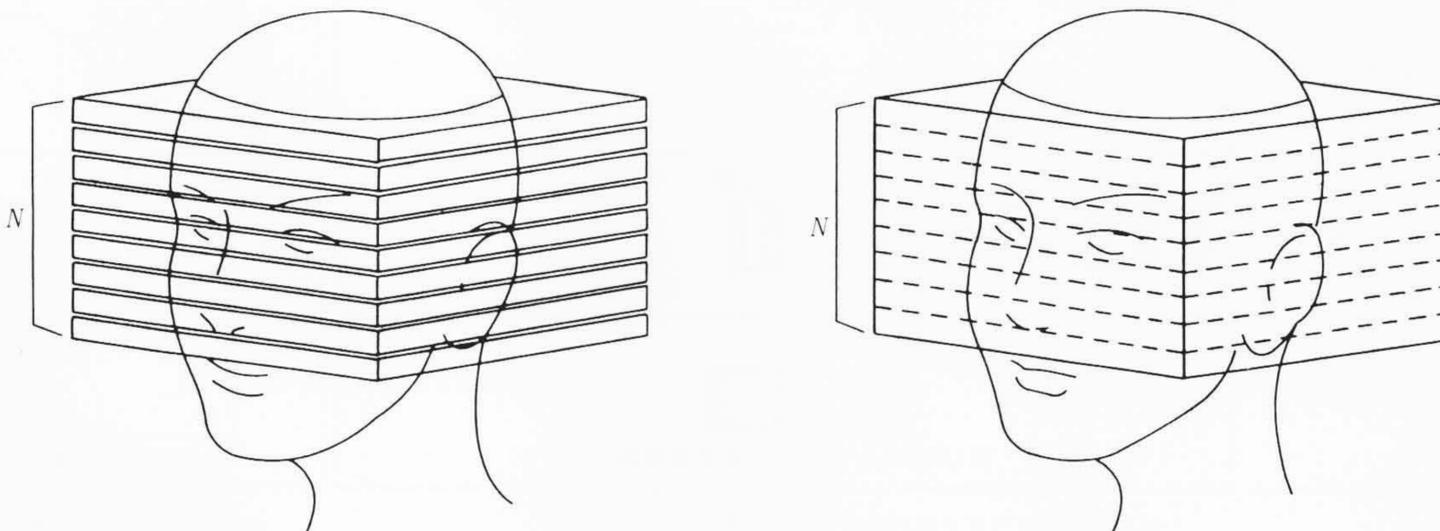


(a) 通常SE法

(b) 高速SE法

注：略語説明 SE(Spin Echo)

図6 通常SE法と高速SE法による画像比較(MRH-500) 撮像条件は、TRが2,500 ms、TEが90 ms、FOV(視野)が250 mm、撮像時間は(a)が21分20秒、(b)が4分16秒で5倍高速となっている⁸⁾。



(a) 2DFT法のマルチスライス

(b) 3DFT法

図7 2DFT法のマルチスライスと3DFT法との比較 二次元計測では、スライス特性のためギャップが必要であるが、三次元計測ではフーリエ変換によってスライスを得るので、ギャップレスが可能である。

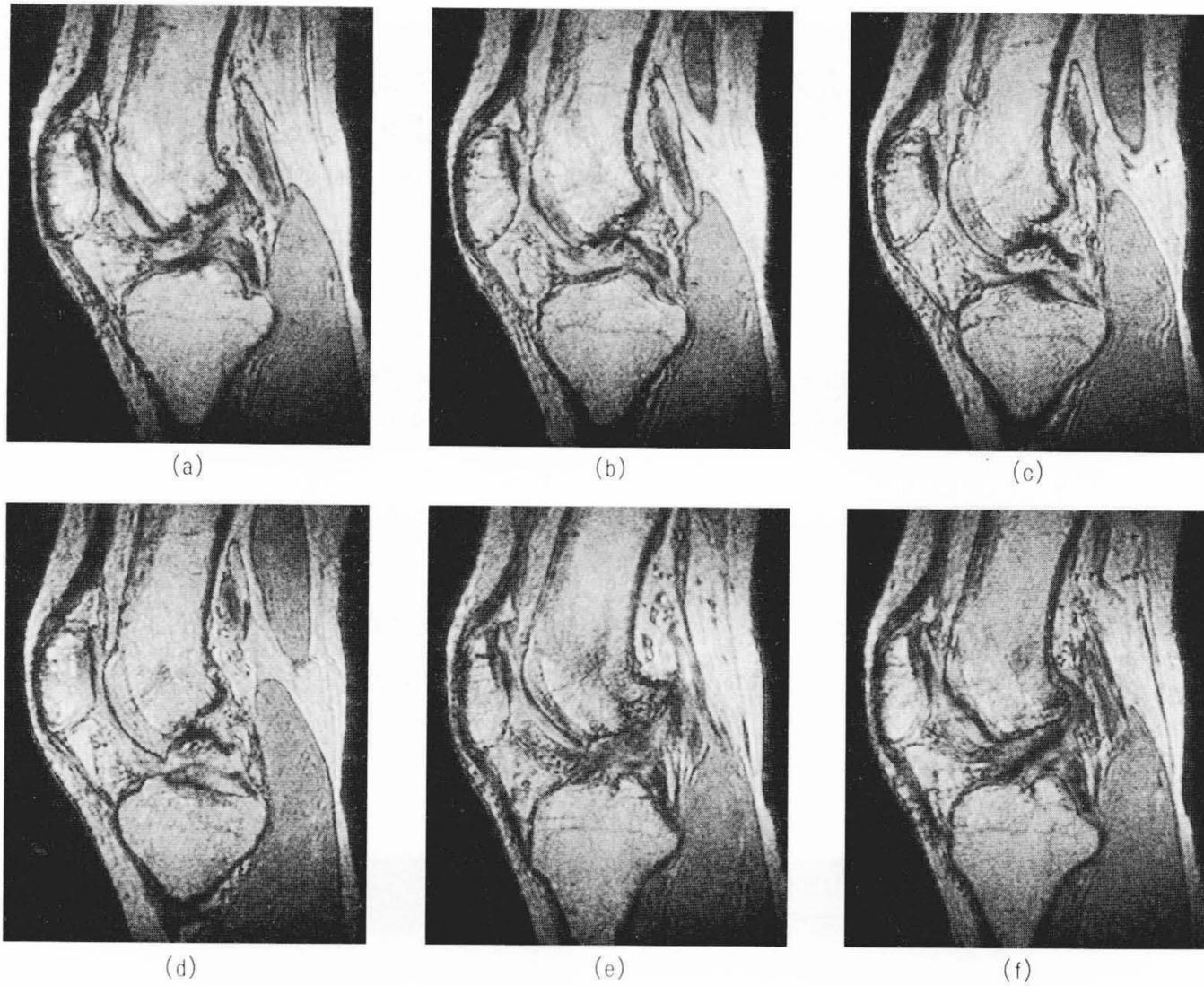
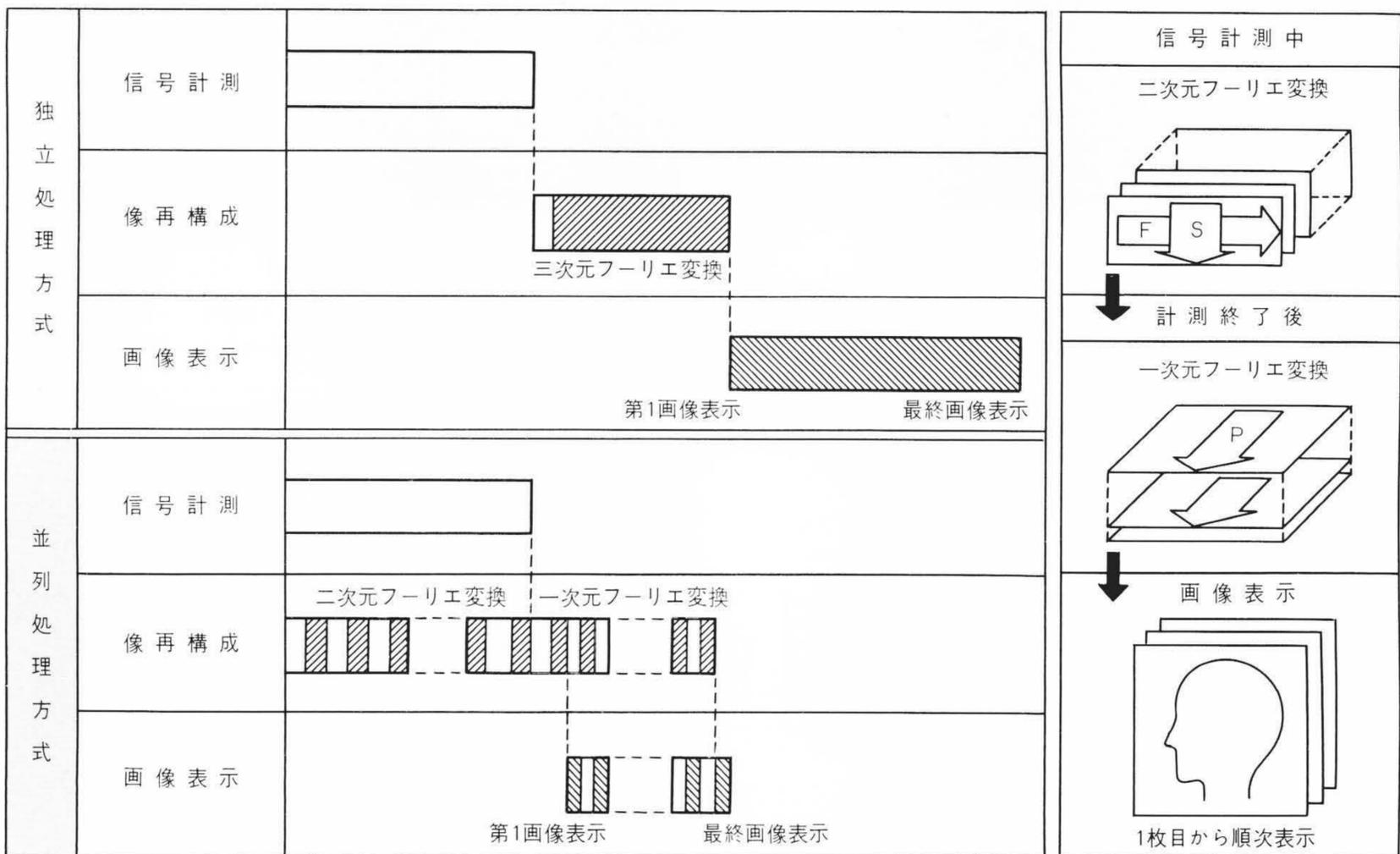


図8 三次元計測による膝(しつ)関節部の高分解能画像(MRP-20EX) 撮像条件は、TRが100 ms、TEが23 ms、FA(フリップ角)が30度、FOVが150 mm、スライス厚が1 mm、連続した64枚の同時撮像であり、そのうちの6枚を示す。



(a) 独立処理方式と並列処理方式の比較

(b) 並列処理方式における信号計測と表示方式

注：略語説明 S(スライス方向), F(周波数方向), P(位相方向)

図9 三次元フーリエ変換法における計測・像再構成・画像表示の高速化
列処理方式によって、独立処理方式よりも画像再構成時間を43%に短縮できた。

信号計測中に二次元フーリエ変換を実行する並

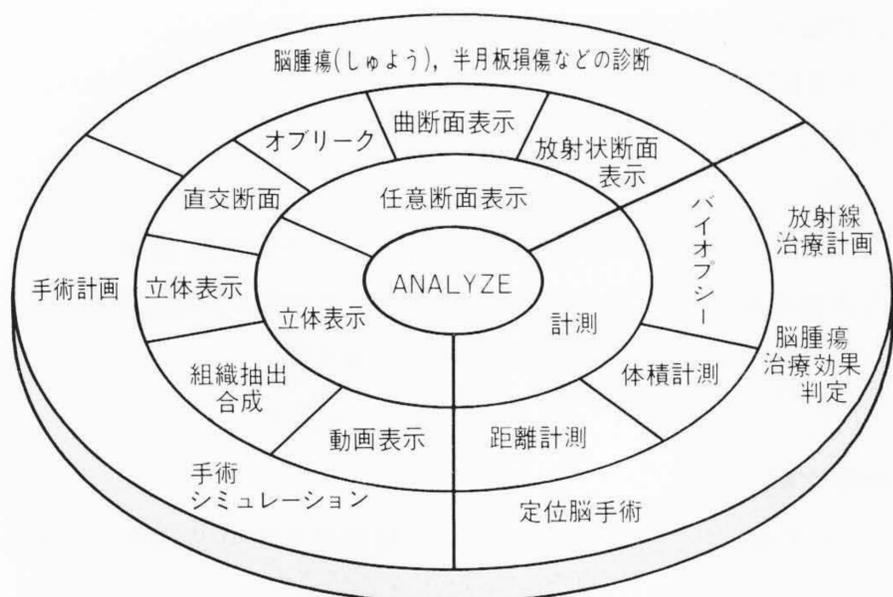


図10 三次元画像処理装置“ANALYZE”の機能と応用分野 MRH-500で得た画像を、高速かつ高度に処理する画像ワークステーションである。

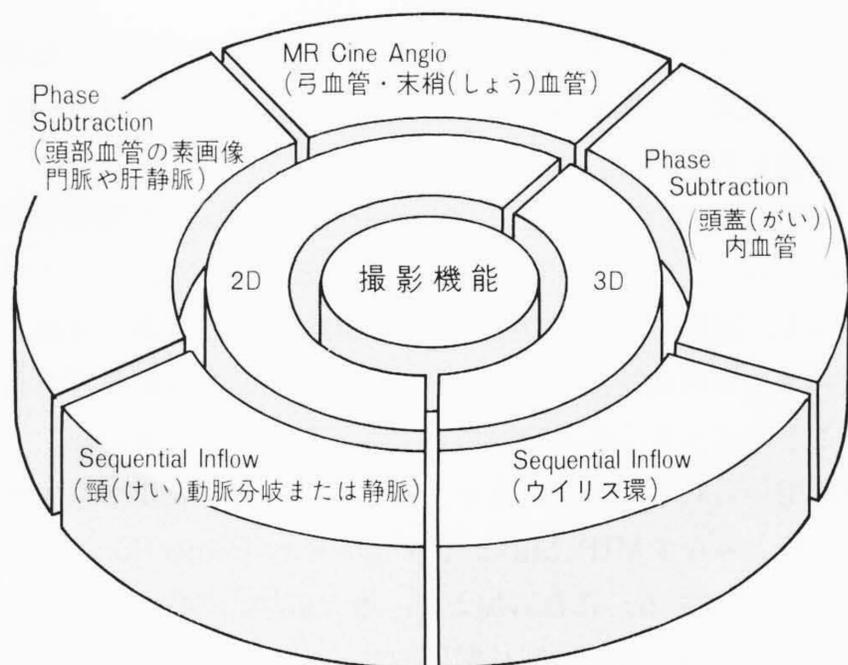


図11 MRAの撮影機能と応用分野 血流信号の強度情報あるいは位相情報を利用する、MRアンジオグラフィ機能を搭載している。

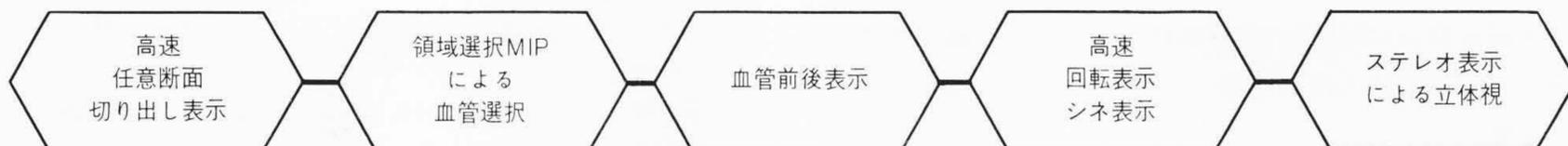
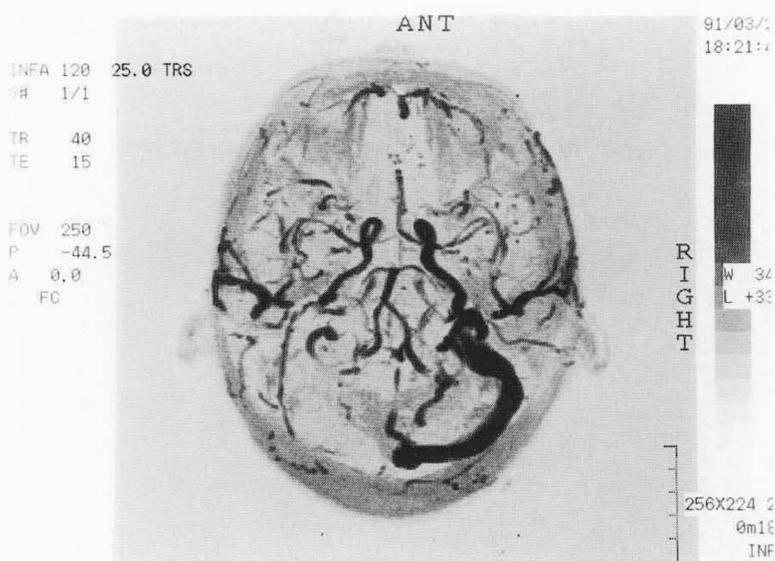
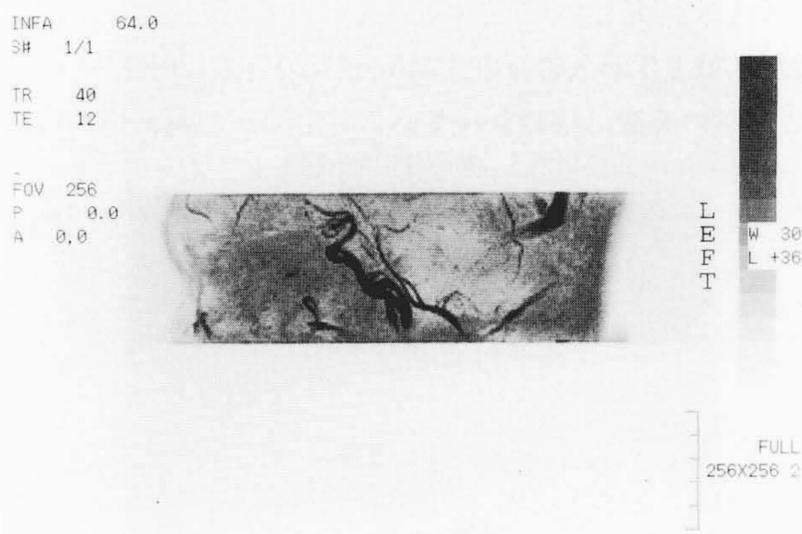


図12 MRAで診断能を向上させるための画像処理機能 血管の前後関係が識別可能なMRアンジオグラフィ表示機能である。



(a) 2DFT法(横断方向投影像) TR: 40 ms, TE 15 ms



(b) 3DFT法(矢状断方向投影像) TR: 40 ms, TE: 12 ms

図13 頭部血管撮像画像の例 血流の強度情報を利用した二次元と三次元フーリエ変換法によるMRアンジオグラフィである。

入効果による信号強度の変化を利用するもの、(2) 血流の位相情報を利用するもの、に分けられる。MRH-500では、位相情報を利用するPhase Subtraction法と流入効果を利用するSequential Inflow法を搭載している。それぞれに2DFT法、3DFT法があり、現在考えられる応用分野をも含めて、撮影機能を図11に示す。

MRAの描出能は、上記の方式だけでなくパルスシーケンス、特に励起パルスの繰り返し周期TRやエコー時間TEの影響を強く受けるため、診断部位や目的によって最適のパルスシー

ケンスはそれぞれ異なると考えられ、今後も臨床面での研究が必要である。

しかし、本手法はまったく非侵襲的に血管描出ができるため、未破裂動脈瘤(りゅう)のスクリーニング手段として脳神経外科分野での期待は非常に大きい。

MRAは、当初高磁場超電導機の応用技術として研究されてきたが、日立製作所と株式会社日立メディコでは実用イメージング機である中磁場超電導機や永久磁石方式機でのMRAの実用化について研究を進めてきた。特にMRAでは、傾斜磁場

強度を高速で切り換えながら制御する必要があり、傾斜磁場コイル電流による磁石部での渦電流の発生・影響を極力抑える必要がある。

MRP-20EXでは、新しく開発した磁極材料および構造の磁極によってこれらの問題を解決することができた。

一方、MRAでは、2D法あるいは3D法で得た複数の連続したスライスの血管像を得、これらを順次重ねて投影処理を行うことによって二次元の投影血管像を作成する。その際、一般に用いられるのは、視点から投影面までの光軸上の最大値を血管とみなすMIP(Maximum Intensity Projection: 最大値投影法)である。これに加えて、最大値抽出の際に前後の重みづけを行い、血管の前後関係の情報を付加する技術を開発した。この結果、血管重なり部での前後関係の分離が可能となった。

さらに、MRAでは診断時に多方向投影像の動画表示により、血管の位置関係を正確に把握することが重要であり、上記の各技術を組み合わせMRAの画像処理機能として、**図12**の機能を開発した。MRH-500で撮像した脳血管MRA画像の例を**図13**に示す。

4 おわりに

MRI装置の普及の時代を迎えて、実用イメージング装置として、新しく開発した0.5 T超電導磁石方式MRI装置(MRH-500)および0.2 T永久磁石方式MRI装置(MRP-20EX)の概要と、これらの装置に搭載されているいくつかの新技术内容お

よび臨床的な応用例について述べた。

MRI技術は、現在でもなお日進月歩の進歩が続いており、今後も新しい診断分野が開けるものと期待されている。

終わりに、新技术の臨床面でご指導をいただいた東京慈恵会医科大学柏病院・放射線科の原田潤太助教授、医療法人和昌会貞本病院の貞本和彦院長、日立総合病院の伊藤和文副院長およびその他の関係各位に対し深謝する。

参考文献

- 1) 放射線医学大系, 磁気共鳴診断(特別巻2), 中山書店, (1986年10月)
- 2) D. D. Stark, et al.: Magnetic Resonance Imaging, C. V. Mosby(1988)
- 3) 小泉, 外: 次世代中磁場MRIシステムの開発, 映像情報(M), Vol.21, No.17, 862~866(1989年8月)
- 4) 西村, 外: 0.2 T永久磁石方式MRI装置(MRP-20)における高画質化と高機能化, メディクス, Vol.20, 41~73(1990年8月)
- 5) 佐伯, 外: MRI用超電導磁石, 日立評論, 71, 7, 633~636(平1-7)
- 6) F. W. Wehrli: "NMR in Medicine", p.216~228, AAPM(1985)
- 7) J. Hennig, et al.: RARE Imaging, A Fast Imaging Method for Clinical MR, Magn. Reson. Med., 3, p.823~833(1986)
- 8) 小山, 外: 0.5T MRIシステムにおける高速Spin Echo法の検討, 日本磁気共鳴医学会雑誌, 11, S-2, 428(1991年9月)
- 9) 広瀬, 外: MRI用高速画像処理ワークステーション, 映像情報(M), Vol.23, No.17, 969~972(1991年8月)