

# 永久磁石方式 0.3T MRI 装置 (AIRIS-II) における新機能開発

Development of new application software for 0.3T permanent magnet MRI system (AIRIS-II)

渡部 滋 <sup>1)</sup>	Shigeru Watanabe	瀧澤 将宏 <sup>1)</sup>	Masahiro Takizawa
高橋 哲彦 <sup>1)</sup>	Tetsuhiko Takahashi	谷井 由美子 <sup>1)</sup>	Yumiko Yatsui
滝口 賢治 <sup>1)</sup>	Kenji Takiguchi	望月 博幸 <sup>2)</sup>	Hiroyuki Mochizuki
阿部 貴之 <sup>1)</sup>	Takayuki Abe		

<sup>1)</sup> 株式会社日立メディコ 技術研究所

<sup>2)</sup> 株式会社日立メディコ MRI事業部

磁場強度0.3TのOpen型MRI装置AIRIS-IIにおける新機能として、拡散強調画像、造影MR Angiography、水脂肪分離画像の各撮像機能を開発した。拡散強調画像は急性期脳梗塞の診断への適用が期待されており、患者体動の影響を抑制するため、マルチショットEPIシーケンスを適用した。造影MR Angiographyについては短TR/TEの高速3Dグラジエントエコーシーケンスを開発し、短時間で広範囲・高精度の血管像取得を可能とした。また、水脂肪分離画像の実現により、これまで中磁場装置では実用化困難だった脂肪抑制画像の臨床応用が加速するものと期待できる。拡散強調画像は既に製品化を完了し、後二者についても近々に製品化の見込みである。これらの機能は中磁場MRI装置の臨床価値を大幅に高めることに寄与するものと期待している。

We have developed new application software of 0.3T permanent magnet MRI system. It includes diffusion weighted imaging(DWI), contrast-enhanced MR angiography(CE-MRA) and water-fat separation(WFS). DWI is useful for the diagnosis of acute stroke. To reduce motion artifact, we have decreased scan time of DWI using Multi-shot EPI. CE-MRA can visualize wide range vessels with higher accuracy and shorter scan time than conventional MRA. WFS can provide actual fat suppression for mid-field MRI. DWI has already been released in latest version products and others will be released in near future. There is no doubt that these functions enhance the clinical usefulness of mid-field MRI.

**Key Words :** MRI, Contrast-enhanced MRA, Diffusion, Fat suppression

## 1. はじめに

MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置は、現在も新しい撮像機能が臨床現場に提供され、成長を続けているモダリティである。特に近年ではEPI(Echo Planar Imaging)シーケンス及びEPIに対応したハードウェアの採用に伴い、短TEのシーケンスをベースとする各種高機能が実用化し、臨床適用範囲が広がっている。Open MRIのAIRIS-II(図1)に対しても、こうした高機能化への要求が高まり、臨床上の重要性を考慮し、

- (1) 拡散強調画像
- (2) 造影MR アンジオグラフィ
- (3) 水脂肪分離画像

の3機能に重点をおいて開発を行った。

拡散強調画像は急性期脳梗塞の検出手段として早くから注目を集めていたが、この撮像機能は体動に弱く、超高速シーケンスのEPIの実用化により、臨床適用が可能となった。AIRIS-IIにおいてもマルチショットEPIの技術開発により本機能を実用化した。

一方、MR アンジオグラフィ(MR Angiography : 以下MRA)に関しては、以前から非造影のMRAが実施されていたが、体幹部/四肢においては、広い視野を撮像するのに長時間を要することと正診率が低いという理由で、造影MRAへの要求が高まっていた。また、水脂肪分離画像は中磁場装



図1 : AIRIS-II comfort 外観

置が苦手としてきた脂肪抑制画像を実現する技術であり、STIR(Short TI Inversion Recovery)だけでは用途が限定されるため、柔軟性の高い脂肪抑制技術の実現を目的に開発を行った。

以下、開発した各機能について説明する。

## 2. 拡散強調画像(Diffusion Weighted Image)

### 2.1 原理

MRによる拡散の画像化は、Le Bihanら<sup>1)</sup>及びMoseleyら<sup>2)</sup>によって実用が進んだ技術であり、強い拡散傾斜磁場(Motion Probing Gradient : MPG)の印加により体内組織中の水分子の拡散係数を反映した画像を作成することができる。本機能の臨床適用として最も進んだのが急性期脳梗塞の検出であり、虚血により分子拡散能の低下した組織を高コントラストに描出できる。

図2にSE型の拡散強調(DWI)シーケンスによる組織の信号変化の機序を示す。180°パルス前後にMPGパルス(図中青で示す)を印加することにより、移動する水分子からのMR信号が位相拡散により減衰する様子を示している。AIRIS-IIでは、エコー信号の計測部分をマルチショットのSE型EPIシーケンスとすることで、撮像時間を2分以下として体動の影響を抑制した<sup>3)</sup>。マルチショットEPIの実現においては各種補正技術を確認し、EPI画像の高画質化を図っている。

DWIが急性期の脳梗塞を検出できるのは、虚血により細胞性浮腫に陥った脳神経細胞の膨化により細胞外スペースが狭まり水分子の拡散能が低下するため、拡散能の高い正常細胞がMPGの印加で信号低下するのに対して、虚血部位では信号低下が起らず、相対的に病変部が高コントラストで描出されることになる(図3)<sup>4)</sup>。

上述のように、DWIではMPGの印加により信号強度が低下するため、この印加量(b-factorとよび、強度と時間の関数で表される)によりコントラストが変化する。ファントムを用いて計測したb-factorと信号強度の関係を図4に示す。図からb-factorの増加と共に信号が減衰していく様子が明らかである。また、DWIにおいては病期により梗塞巣の信号強度が変化し、亜急性期以降正常組織に対して等信号～低信号に変化していくため、T2強調画像やFLAIR(Fluid Attenuated IR)を共に観察することで病期の鑑別が可能となる特徴がある。

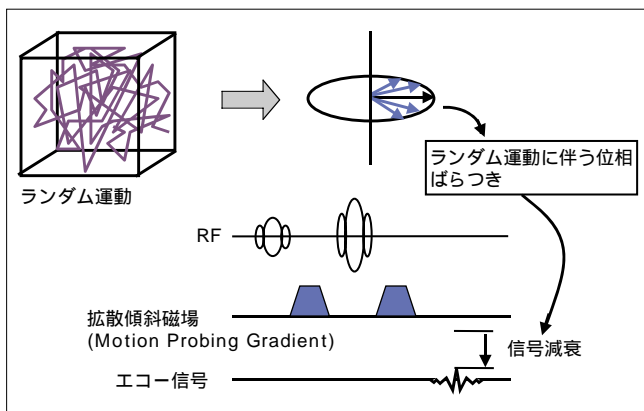


図2 : DWIシーケンスによる信号減衰

### 2.2 臨床画像と今後の展開

典型的症例を図5に示す。症例は急性期脳梗塞例であり、T2強調画像およびFLAIRでは陳旧性の梗塞巣に対し新しい梗塞巣の描出は不鮮明で新旧の鑑別も困難だが、DWIにより新しい梗塞巣が高コントラストで明瞭に描出できている。この所見は症状と一致し、臨床的効果が認められた例である。臨床評価を通じ、この他にも複数の症例でT2強調画像では検出されない超急性期の脳梗塞巣を明瞭に描出できた。

この様にDWIは超急性期～急性期脳梗塞の診断に有効であるが、さらに診断情報を増やすためには、ADC(Apparent Diffusion Coefficient)マップやトレース画像といった拡散係数を表した定量的画像が必要となる。これらの画像を得るにはMPGの方向および強度を変えた複数回の撮像を要するが、EPIシーケンスの改良により短時間化を図ることで実用化が可能である。

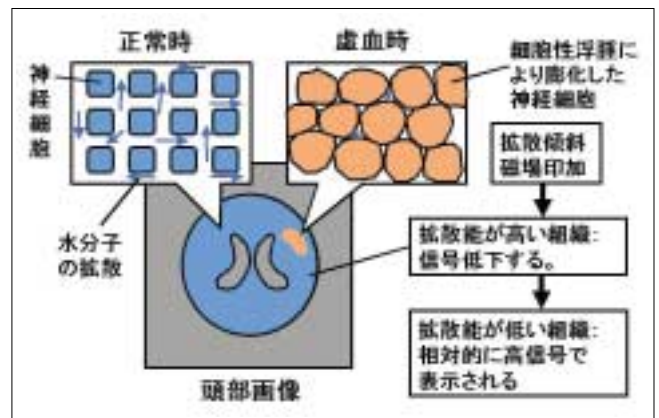


図3 : DWIによる脳虚血検出の原理

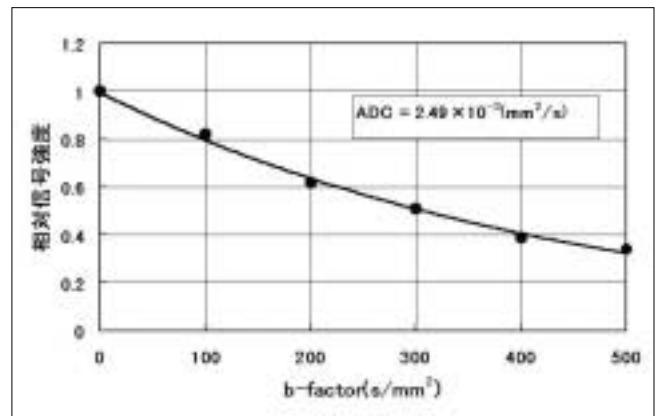


図4 : 信号強度のb-factor依存性

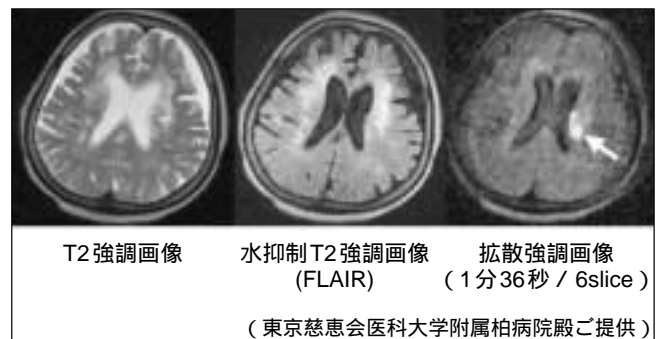


図5 : 急性期脳梗塞例

### 3. 造影MRA(Contrast Enhanced MRA)

#### 3.1 原理

従来のMRAは造影剤を用いず無侵襲で血管系を描出できることを最大の特長としたが、Time-of-Flight(TOF)、Phase Contrast(PC)といういずれも流れ(血流速度)に依存して血流を画像化する方法に基づいており、屈曲部・狭窄部では信号欠損を生じやすく、真に形態(血管内腔)情報を示すものではなかった。さらには撮像時間が数分~十数分と長いために、広範囲の描出を必要とする体幹部、下肢での実用は進まなかった。一方、造影MRA(以下CE-MRA)は、これらの欠点を克服し、短時間(30秒程度以下)で広範囲の血管を、低侵襲(低い副作用の造影剤Gd-DTPAを静注)、高コントラストで描出できるという特長があり、血管内腔を反映した画像が得られる。

CE-MRAは造影剤によるT1短縮効果を利用し、血管内血液を高コントラストに画像化するもので、造影剤を静注し、動脈内の造影剤濃度が適値である時間内にT1強調三次元画像を撮像する(図6参照)。CE-MRAでは血管のコントラストは主に造影剤のT1短縮効果によって得られるので、TRの短縮によりコントラストの向上と共に撮像時間を短縮できるというメリットがある。したがって、用いられるパルスシーケンスはT1強調型(短TR/短TE)のグラジエントエコーであり、撮像断面は、血流方向を考慮する必要がないため、少ないスライス枚数で広範囲を撮像できる冠状断を用いるのが一般的である。

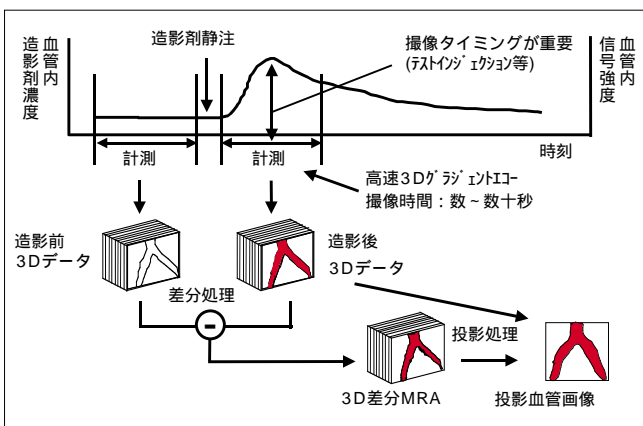


図6：造影MRAの概念図

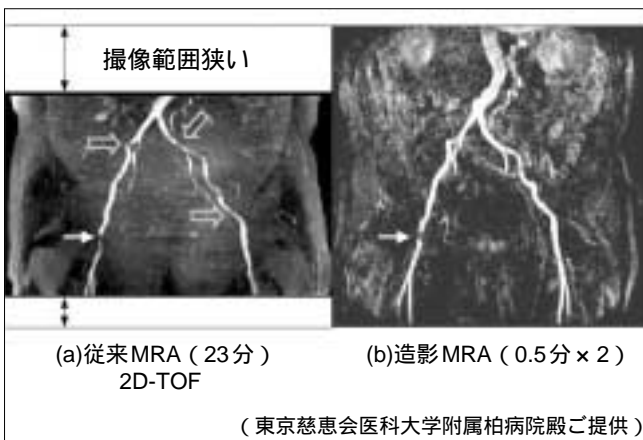


図7：従来MRAとの比較(大腿動脈狭窄例)

また、細血管の描出能向上のためには、背景信号抑制のための画像差分を用いることもある。これはDSAと同じ原理で、造影前後の2枚の画像間差分をとることにより造影剤で満たされた血管のみを強調して描出する方法である。骨盤~下肢領域を対象とする場合、体動の問題はほとんどなく、腸管の高信号も蠕動が抑制されていれば差分処理で除去できる。呼吸動が問題となる上腹部では息止め撮像が必要となる。上述したように、造影MRAシーケンスとしては短TR/短TEが有効であるため、基本シーケンスとして、RS-SARGE(RF Spoiled Steady State Acquisition with Rewound Gradient Echo)シーケンスを採用した。

#### 3.2 臨床画像と今後の展開

造影MRAの効果を示す初期の臨床例を図7に提示した。図は大腿動脈に狭窄(図中 )がある症例であり、(a)は従来から同部位で用いられてきた2D-TOF法、(b)はCE-MRAによる画像である。(a)の2D-TOFでは横断面の薄いスライスでの撮像を領域分繰り返すため、撮像時間が長いだけでなく、スライス間の体動によるずれや、乱流等に起因する信号欠損により狭窄様のFalse Positive(図中中抜き矢印)が多々認められる。一方で(b)のCE-MRAでは、差分を目的として造影前後の画像2セットを撮像しても1分程度という短時間で、より広い領域の画像化が可能であり、False Positiveも認められない。少量の造影剤を使用することでより短時間、より精度の高い診断に寄与するという面で、造影MRAの高い効果を示した<sup>5)</sup>。

その他の画像例を図8に示す。図8(a)は腹部の息止め撮像の例であり、(b)は骨盤部、(c)は下肢の画像例である。腹部においては息止め撮像が必須であり、これにより腎動脈や細い動脈の描出も可能となる。骨盤腔から大腿動脈、膝窩動脈にかけては、造影剤が長く滞留する部位であるため、多少撮像時間が長くても安定に撮像できる領域である。

上記のようにシーケンスの短TR/短TE化により、造影MRAを実現したが、頸部及び胸部の撮像においては造影剤還流による静脈の描出を避けるため、実効的にさらに短い撮像時間が要求される。この要求に対しては、単純にハードウェアへの負担を増やしてTRを短縮するのではなく、計測法における工夫を実施しており、効果的なk空間配置法を新しく考案

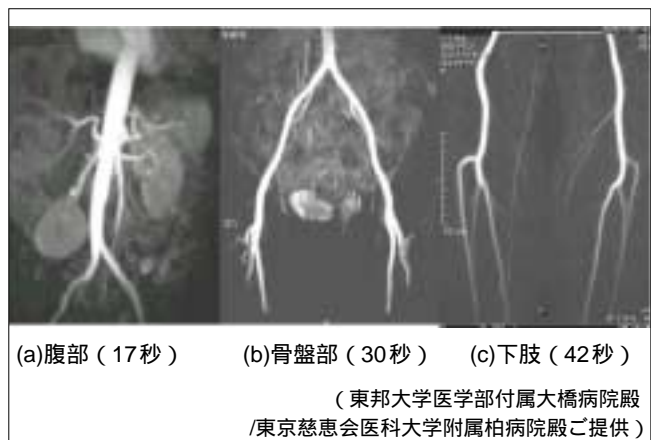


図8：造影MRA画像例

し、臨床評価を開始する段階にある。また下肢全域のMRAに対しても強い顧客要望があり、取り組みを開始している。今後、Blood Pool型造影剤が薬事認可されれば血管描出能が大幅に向上することが期待されており<sup>6)</sup>、臨床使用が解禁されれば中低磁場装置に与える効果は大きいと予想される。

#### 4. 水・脂肪分離画像

##### 4.1 原理

図9はMRにおける脂肪抑制法を分類したものである。脂肪抑制技術としては、周波数選択的RFパルスで脂肪のみを事前励起し飽和させるFat Saturationと縦緩和時間の差を利用したSTIRが従来から用いられている。高磁場MRI装置においては前者が一般的だが、中低磁場装置においては水と脂肪の周波数差が小さく脂肪のみを効率良く飽和させることができないため、後者によってのみ脂肪信号の抑制が行われていた。しかしながら、STIRでは画像コントラストの選択の幅が狭く、スライス枚数の制限などもあり、用途は限定されている。相対的に磁場強度の低い装置では、水と脂肪の周波数差が少なくスペクトル上の分離は困難であるが、位相の違いを利用することで両者を分離することが可能である。

図10は水脂肪分離画像の原理を示したものである。図のように水プロトンと脂肪プロトンは3.5ppmの共鳴周波数差を持って歳差運動を行っているため、時間の経過(TE)につ

れ、水プロトンと脂肪プロトンの磁化ベクトルの相対的な位相ずれが生じる。水プロトンと脂肪プロトンの共鳴周波数の差を  $\Delta f$  とすれば

$$\Delta f = B_0 \times 3.5 \times 10^{-6}$$

となる。ここで、 $\gamma$  はプロトンの磁気回転比、 $B_0$  は静磁場強度である。0.3T装置の場合、 $\Delta f$  は44.8Hzとなり、 $2\pi = 1/\tau$  とすれば  $\tau$  は11.2msとなる。励起時に同位相の水プロトンと脂肪プロトンは、時間経過ごとに逆相・同相を繰り返す。したがって図10に示すように互いに時間異なるTEのMR信号を2個取得し、これを加算することにより水画像が、また減算することにより脂肪画像が得られることになる。

##### 4.2 画像例

人体の撮像結果を図11及び12に示す。共に健常ボランティアの画像であり、図11は頭部、図12は膝関節の例である。頭部領域では特に眼窩の脂肪除去により視神経の病変検出能向上が期待される。また四肢の関節に関しては、脂肪抑制をかけたT1強調画像により、関節軟骨、半月板等をコントラストよく描出するのが高磁場機では一般的となっており、中低磁場機への本技術の適用を最も強く望まれていた部位である。

方法	共鳴周波数差(3.5ppm)を利用		縦緩和時間差を利用
		 224 Hz 1.5 T 脂肪 水 周波数	 44.8 Hz 0.3 T 脂肪 水 周波数
特徴	周波数選択的RFパルスで脂肪スペクトルを選択励起し飽和させる。	水/脂肪の位相ずれ量のTEによる差を利用して分離する。	180°パルス励起後反転時間の制御で脂肪の縦磁化を0化する。(Short TIIR法)
	高磁場機	中低磁場機	
特徴	周波数差が大きく、実用的な方法。	周波数差が小さく、水プロトンも励起される。	水プロトンの飽和がなく、磁場不均一も補正可能。
			静磁場不均一に強いがコントラスト、スライス数等に制約がある。

図9：MRIにおける脂肪抑制技術

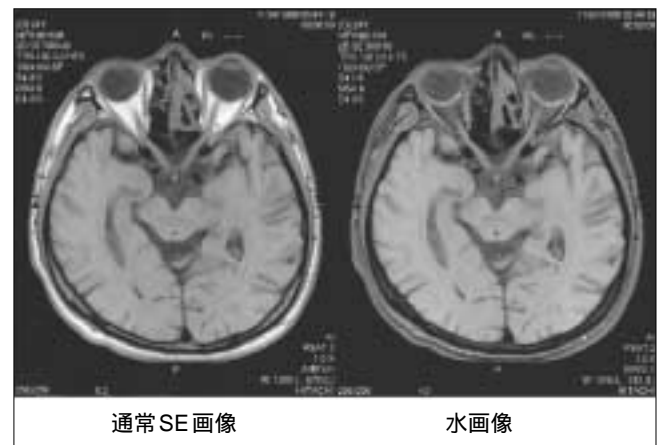


図11：頭部水脂肪分離画像(健常例)

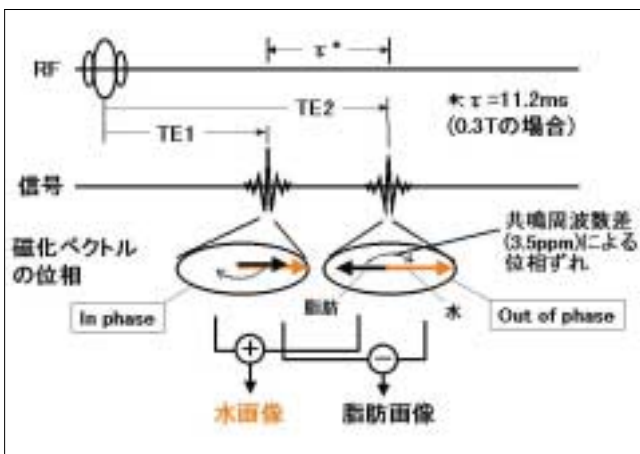


図10：水脂肪分離画像の作成原理

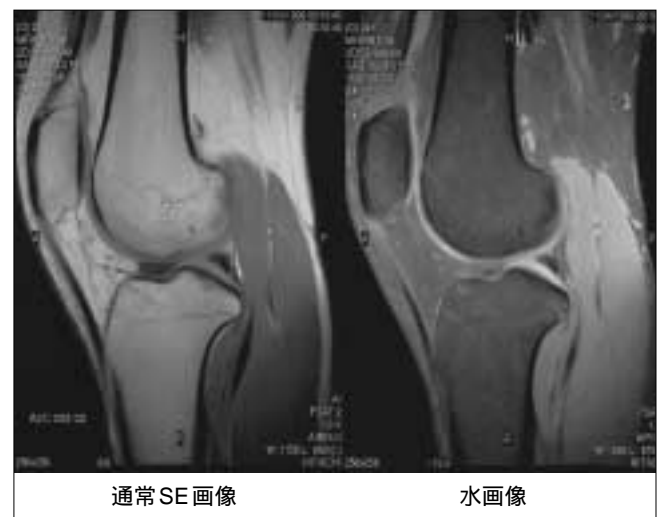


図12：膝部水脂肪分離画像(健常例)

## 5. まとめ

Open型の0.3T MRI装置AIRIS-IIにおいて、拡散強調画像、造影MRA、水脂肪分離画像の各機能を開発した。DWIについては臨床評価を通じ、複数の症例でT2強調画像では検出されない超急性期の脳梗塞巣を明瞭に描出した。普及型のMRIで、簡便に急性期脳梗塞の検査が可能となる臨床的意義は高い。造影MRAについては、腹部～下肢領域において短時間、低侵襲で、良好な血管画像を得た。今後頸部・胸部においても臨床に有用な検査法になると予想される。また水脂肪分離画像の開発により、眼窩、関節等の領域で脂肪組織に近接した病変の検出能改善が期待できる。今後さらに、各機能の性能及び画質向上を実施していく予定である。

## 謝辞

本研究の臨床評価にあたり、東京慈恵会医科大学附属柏病院放射線科 原田潤太助教授ならびに土肥美智子先生、東邦大学医学部 第二放射線科 平松慶博教授、五味達哉先生にご指導いただくと共に、貴重な臨床データをご提供いただいたことに深謝いたします。

## 参考文献

- 1) Le Bihan D, et al : MR imaging of intravoxel incoherent motions : application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology* 161 ; 401-407, 1986
- 2) Moseley ME, et al : Early detection of regional cerebral ischemia in cats : comparison of diffusion and T2-weighted MRI and spectroscopy. *MRM* 14 ; 330-346, 1990
- 3) 滝口 賢治、ほか: 0.3T MRI装置を用いた拡散強調イメージング、*日磁医誌* 19S ; 236, 1999
- 4) 井田 正博、ほか: 拡散画像と灌流画像、*画像診断* 19(6); 607-619, 1999
- 5) 阿部 貴之、ほか: 0.3T MRI装置における下肢造影MRA、*日本放射線技術学会 第56回総会 学術大会予稿集* ; 375 (P191), 2000
- 6) Grist TM, et al : Steady-state and Dynamic MR Angiography with MS-325 : initial experience in humans. *Radiology* 207 : 539-544, 1998