

## 脂肪抑制法を用いた骨盤部高速 3 次元造影 MRA の有用性

高原太郎<sup>1</sup>, 大西 毅<sup>2</sup>, 山口敏雄<sup>2</sup>, 黒瀬太一<sup>2</sup>,  
松本純一<sup>2</sup>, 川口 洋<sup>2</sup>, 山内栄五郎<sup>2</sup>, 作山 攜子<sup>2</sup>

<sup>1</sup>聖マリアンナ医科大学放射線医学教室 <sup>2</sup>同横浜市西部病院放射線科

### はじめに

MRI を用いた骨盤動脈撮影は、従来軸位断で撮像される 2 次元 time-of-flight 法が主流だったが<sup>1)~3)</sup>、最近 Gd-DTPA を用いた冠状断の 3 次元造影法が有効で注目されている<sup>4)~7)</sup>。本法において血管周囲の背景信号を抑制することは、血管描出能を向上させる上での重要な課題の一つといえる。背景信号としては、脂肪や腸管内容液などが重要だが、脂肪抑制法は前者の有効な解決法の一つと考えられる。しかし従来の chemical shift selective (CHESS) 法では撮像時間が延長することが問題だった<sup>8)</sup>。今回我々は、TR の延長をきたすことなく、撮像時間の延長を最小限に抑えた脂肪抑制法を考案し、骨盤動脈撮影における有用性を検討したので報告する。

### 対象と方法

対象は健常ボランティア 5 名である。全例男性で、年齢は 28 歳から 34 歳、平均 29.2 歳である。肥満度は -19.6 から +33.3、平均 +3.4 である。ボランティアは放射科医師 4 名、診療放射線技師 1 名で、副作用出現の可能性について説明した後に口頭で同意を得た。

使用装置は PHILIPS 社製 GYROSCAN

T10-NT(1.0 T) である。

撮像シーケンスは 3D の spoiled turbo gradient echo (T<sub>1</sub>TFE) 法を用いた。撮像パラメータは、TR/TE/FA : 8.8/4.0/20°, FOV : 45×45 cm, スラブ厚 : 96 mm, 3 次元スライス分割数 : 24, 実効スライス厚 4 mm, 撮像マトリックス : 179×256, 加算回数 : 1 である。

上記シーケンスに以下の方法で脂肪抑制を付加した (Fig. 1)。

位相エンコード法を low and high 方式とした。この方式は、k-space の中心部分から 0, +1, -1, +2, ... のように撮像することを指す。TFE 法の shot 数は 6 とし、各 shot の先頭のみ CHESS pulse の一種である spectral pre-saturation with inversion recovery (SPIR) pulse<sup>9)</sup> を印加した。すなわち、通常では位相エンコード数と同じ数 (本稿の条件では 179 回) だけ SPIR pulse を印加するところを、6 回のみ付加することとした。SPIR pulse を印加した場合の撮像時間は 63 秒、印加しない場合の撮像時間は 59 秒である。

造影方法は、Gd-DTPA 10 ml に生食 10 ml を混じた合計 20 ml の 2 倍希釈液を 30 秒間 (約 0.67 ml/s) で手背静脈より注入した。Gd-DTPA 10 ml は、0.064~0.090 mmol/kg に相当した。注入は根本杏林堂製インジェクター (製品名 MR-S) を用い、機械的に行った。撮

キーワード 3D contrast enhanced MR angiography, Gd-DTPA, fat suppression

像は注入開始後15秒に開始し、78秒後に終了した (Fig. 2).

5名の健常ボランティアすべてに、脂肪抑制付加および非付加の3次元造影MRAを行っ

た。本法は造影剤を使用するため、脂肪抑制付加および非付加の撮影は同一日には施行できない。このため両者は1週間以内の異なる日に行われた。

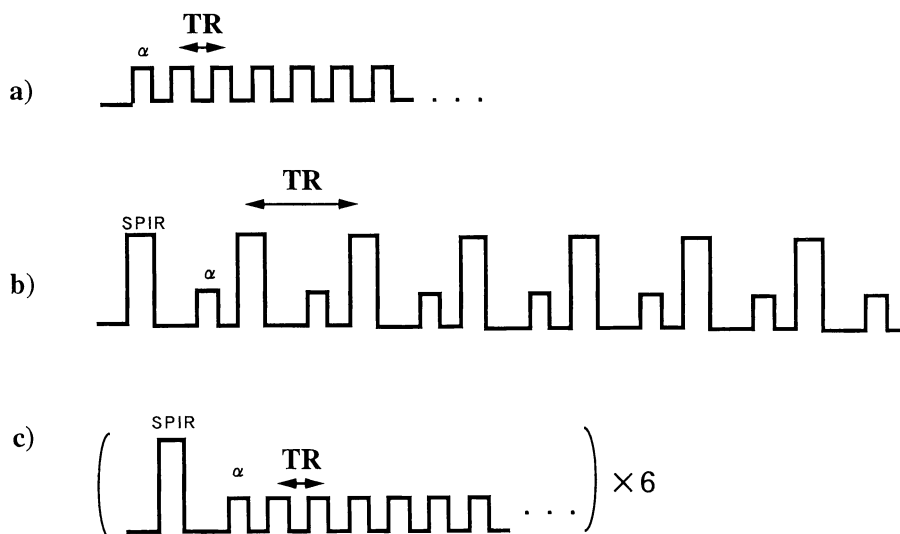
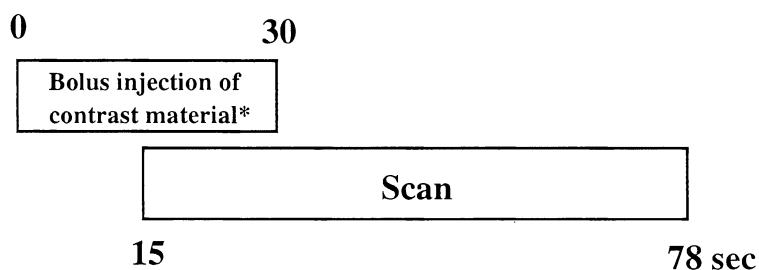


Fig. 1. Pulse sequence of new method with centric phase encoding.

a) Conventional turbo field echo sequence without SPIR pulse.

b) Conventional turbo field echo sequence with SPIR pulse requires much longer time than the sequence without SPIR pulse (a) due to elongation of repetition time.

c) New method. Only one SPIR pulse is applied to the first echo of every six segmented sequences encoded by low special frequency. On the whole, only six SPIR pulse are applied in contrast to 179 SPIR pulses on conventional method in the same condition of this study.



\* Contrast material: Solution consists from 10ml of Gd-DTPA and 10ml of saline.

Fig. 2. Diagram of the timing of scan-start in relation to a bolus injection of Gd-DTPA.

1996年11月5日受理 1998年3月9日改訂

別刷請求先 〒216 神奈川県川崎市宮前区菅生2-16-1 聖マリアンナ医科大学放射線医学教室 高原太郎

画像の評価は以下のように行った。

(1) 血管描出能の向上

a) 視覚的評価

視覚的評価は MIP 画像上において行った。大動脈，総腸骨，内腸骨，外腸骨動脈およびその主要分枝を対象とし，次に示す5段階評価法で点数化した。5点：血管像が連続しており，血管壁が明瞭なもの。4点：血管像が連続しているが，内部のintensityが不均一もしくは血管壁が不明瞭なもの。3点：血管像が一部不連続であるもの。2点：血管が一部のみ観察可能であるもの。1点：血管が描出されていないもの。

統計学的有意性の検討は，Mann-Whitney法による順位差検定を用いて行った。

b) コントラストノイズ比 (CNR) による評価

大動脈および外腸骨動脈について Fig. 3のごとく関心領域を設定して信号強度を測定し，対照組織との間のCNRを算出した。対照組織の関心領域は，小骨盤腔内に設定すると撮影ごとに位置の異なる腸管内容液のために同一被検体においても安定した結果が得られない。このため，Fig. 3に示すような領域を設定して対照組織として用いた。すなわち，大腿骨大結節外側縁を外側縁，恥骨結合下端を下縁，大腿骨頭上縁を上縁とする長方形における信号強度を測定した。また，測定は最大値投影画像にて行った。

(2) 脂肪抑制効果に対する評価

脂肪抑制効果を以下の3段階に分けた。

Excellent：視野周辺まで脂肪抑制効果が良好なもの。

Good：視野周辺においては脂肪抑制効果が不十分だが，中央付近においては良好なもの。

Poor：視野中央付近においても脂肪抑制効果が不十分なもの。

画像の評価は2名の放射線科医により合議制でなされた。

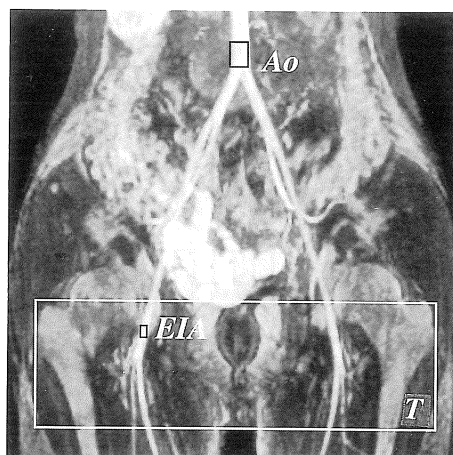


Fig. 3. Region of interest (ROI) setting for contrast-to-noise ratio (CNR) measurement. Background level was measured in the area not overlapped by intestinal fluid. Ao: Aorta, EIA: External iliac artery. T: Adjacent Tissue.

結 果

3例の脂肪抑制前および脂肪抑制後の画像を Fig. 4に示す。

(1) 血管描出能の向上

a) 視覚的評価 (Table 1)

大動脈，総腸骨，内腸骨，浅大腿動脈などでは有意な描出能の差を認めなかった。しかし，内腸骨の深枝，外側大腿回旋動脈主幹および上行枝，下行枝，深大腿動脈など細い血管に対しては有意な改善を認めた。一方，内腸骨動脈の浅枝の描出は有意な改善はなかった。なお，視野の辺縁部においては血管径は脂肪抑制不良もしくは過剰水抑制により，狭小化する傾向を認めた。

b) CNR による評価 (Table 2)

脂肪抑制付加画像は，非付加画像に対して，大動脈で27%，総腸骨動脈で47%のCNRの改善を認めた。各ボランティアの肥満度とCNRとの間には特に関連を認めなかった。

(2) 脂肪抑制効果に対する評価

5例中5例でgoodの成績だった。

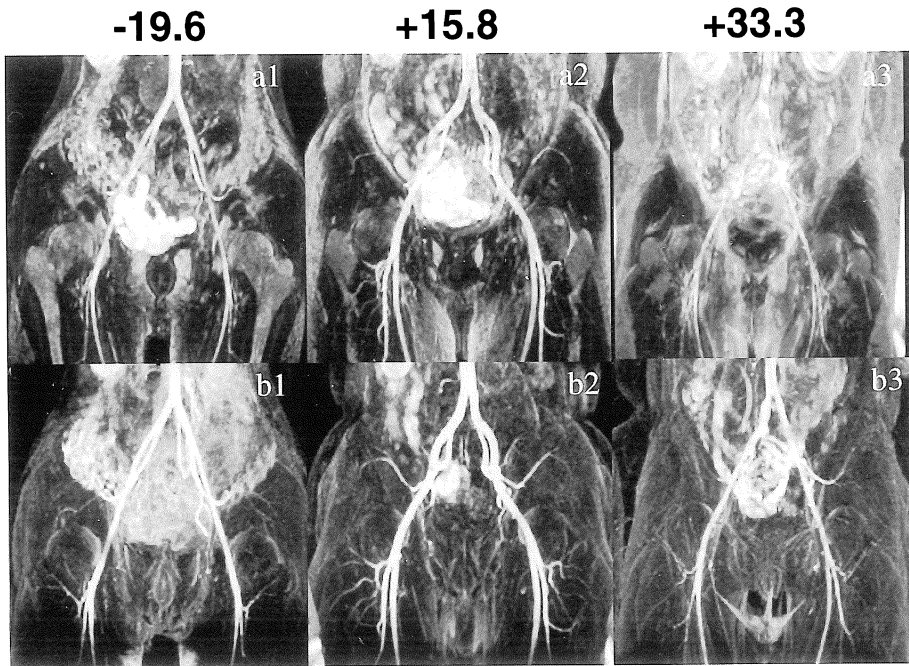


Fig. 4. Three dimensional contrast enhanced MRA obtained before (a1-a3) and after (b1-b3) injection of Gd-DTPA solution. Obesity index is shown above the photographs. Improvement of the visualization of pelvic arteries is noted on fat suppressed image, especially in the volunteer with the highest index (b3). Note significant improvement is also identified in the region superimposing on high intensity bone marrow of the femur, even in the volunteer with the lowest index (b1).

Table 1. Visualization Score of Vessels in Pelvic MR Angiography

Vessel	Score		
	Conventional	Fat suppression	
Aorta	5.0	5.0	NS**
Common iliac A.	4.5	5.0	NS
Internal iliac A.	3.8	4.4	NS
Supreficial branch	2.3	4.3	NS
Deep branch	2.1	2.9	p<0.01
External iliac A.	4.0	4.7	p<0.05
Lat. circ. fem. A.*	2.8	3.9	p<0.05
Ascending branch	1.8	4.1	p<0.01
Descending branch	1.9	3.7	p<0.05
Deep femoral A.	3.5	4.7	p<0.01
Superficial femoral A.	4.6	4.8	NS
Average	3.30	4.33	

\* Lat. circ. fem. A.: Lateral circumflex iliac artery

\*\* NS: Not significant

Table 2. Contrast Noise Ratio of Vessels vs. Adjacent Tissue with and without Fat Suppression

Volunteer	Obesity Index	Aorta			External Iliac Artery		
		CNR*		FS(+)/FS(-)**	CNR*		FS(+)/FS(-)**
		Fat suppression (-)	Fat suppression (+)		Fat suppression (-)	Fat suppression (+)	
1	-19.6	1.9	2.5	1.32	2.0	3.0	1.50
2	-12.7	1.6	2.1	1.31	1.8	2.4	1.33
3	+ 0.3	2.1	2.5	1.19	1.6	2.6	1.63
4	+15.8	1.9	2.4	1.26	1.9	2.6	1.37
5	+33.3	1.9	2.4	1.26	1.6	2.4	1.50
Average	+ 3.4	1.88	2.38	1.27	1.78	2.60	1.47

\* CNR(Contrast Noise Ratio):  $(SI(\text{Vessel})-SI(\text{Tissue}))/\text{Background Noise}$ . SI: Signal Intensity.

\*\* FS(+)/FS(-):  $\text{CNR}(\text{Fat suppressed image})/\text{CNR}(\text{Non-fat suppressed image})$ .

## 考 察

3次元造影MRAは、Gd-DTPAを静注している間もしくは静注後に、有効なT<sub>1</sub>短縮を起こす血中濃度が保たれている時間内に撮影し、血管を高信号に描出する方法である。一方、血管周囲に存在する脂肪も同様にT<sub>1</sub>値が短いため高信号を呈し、血管描出を妨げる。このため脂肪信号を抑制することは、本法における血管描出能を向上させる上において重要な課題といえる。

脂肪抑制法には、Dixon法、STIR法、CHESS (chemical shift selective) 法がある。このうち、Dixon法は2回以上の撮像が必要であるため高速撮像に用いることは困難である<sup>10)</sup>。またSTIR法は、造影された部分のT<sub>1</sub>値が脂肪のT<sub>1</sub>値に近い場合、信号強度が低下する<sup>11)</sup>。このためこれらの方法を造影MRAに応用することは望ましくない。一方、CHESS法は撮像回数は1回で済み、また造影効果を抑制する働きはない。しかしCHESS pulse (すなわち本法においてはSPIR pulse) を挿入

するとTRが延長するため、撮像時間が長くなる欠点があった<sup>11)</sup>。撮像時間が長いと、静脈描出の可能性を高め、動脈描出能を低下させる<sup>12),13)</sup>。

このため今回我々は、位相エンコード方法を変え、通常は位相エンコード数に等しいSPIR pulseの挿入回数を少なくすることで、撮像時間の延長を極力少なくする方法を考案した。すなわち、従来のk-spaceの端の部分からencodeしていく方法に代えlow and high encodingを用いる。これにより先頭エコーはk-space上の低周波数成分となり、主たる画像コントラストを決定する。これを利用し、シーケンス中の6つのshotの先頭のみSPIRパルスを加えることで、短時間に有効な脂肪抑制効果を得た。すなわち、通常は位相エンコード数(本研究の条件では179回)に等しいSPIR pulseを挿入する必要があるところを、6回のSPIR pulseを使用するにとどめた。

これにより、通常のlinear encoding方式と脂肪抑制法の組合せではTR 34 msとなり187秒かかるのところ、本方式においては63秒

で施行でき、約1/3に短縮できた。また、脂肪抑制を付加しない場合の撮像時間は59秒であり、これに対して7%の時間延長を要するだけであった。

今回の検討には含まれていないが、このシーケンスを用いて3次元スラブ分割数および位相エンコード数を減らすことで、20~30秒程度の息止め撮影シーケンスを作成することも可能であり、今後上腹部での応用も可能と思われる。

今回我々が用いた脂肪抑制法であるCHES法は、原理的に磁場の不均一に弱く、時に脂肪抑制効果が十分に得られない場合や、逆に脂肪信号のみならず水信号まで抑制される場合がある。本研究においても、視野周辺部においてはこのような現象が認められ、脂肪抑制非付加の画像の方が血管の描出が良好である場合があった (Fig. 4 b1, b2)。したがって、この部分に関しては脂肪抑制画像が有用とは言えず注意が必要と思われた。しかしその他の部分に関しては脂肪抑制画像が明らかに優れており、全体的な画質の向上が得られた。

脂肪信号を抑制する効果のある方法としては、他にout of phaseのTEを用いる方法がある<sup>14)</sup>。しかし、この値にTEを設定することは、必ずしも最短のTEを使用できないことを意味する。長いTEの使用はphase dispersion等の原因となり、血管描出能を低下させる<sup>15)</sup>。一方、本法では、機種を選ばず最短TEで撮像することが可能であるため有用と思われた。また、本研究で使用した機種は、TEを一度“shortest”にセットすると、視野サイズ、実効スライス厚などの条件変更に伴って自動的に可能な最短の値に変更されるという利点を持っている。Opposed TEに固定しないことによりこの特性を有効に利用する利点もあると思われた。

背景信号抑制の方法として今回我々は脂肪抑制を用いたが、その他の有力な方法としてsubtraction法があげられる。Subtraction法では、

脂肪信号以外の背景信号についても抑制できる可能性がある。特に高信号を呈する腸管内容物の描出は、短時間に反復するsubtraction画像である程度解決できる可能性がある。またsubtractionと脂肪抑制の両者を併用することも可能で、更に細い血管の描出能を高めることが期待できる。このため今後これらの点について検討する必要があると思われた。

## 結 語

位相エンコード法を工夫した新しい脂肪抑制法を用い、骨盤の3次元造影MRAに応用した。本法により撮像時間の延長を最小限にとどめ、かつ満足すべき脂肪抑制効果を得ることができた。

## 文 献

- 1) Yucel EK, Dumoulin CL, Waltman AC : MR angiography of lower-extremity arterial disease : preliminary experience. J Magn Reson Imag 1992 ; 2 : 303-309
- 2) Yucel EK, Kaufman JA, Geller SC : Atherosclerotic occlusive disease of the lower extremity : prospective evaluation with two-dimensional time-of-flight MR angiography. Radiology 1993 ; 187 : 637-641
- 3) McCauley TR, Monib A, Dickey KW, et al. : Peripheral vascular occlusive disease : accuracy and reliability of time-of-flight MR angiography. Radiology 1994 ; 192 : 351-357
- 4) Shetty AN, Shirkhoda A, Bis KG, et al. : Contrast-enhanced three dimensional MR angiography in a single breath-hold : a novel technique. AJR 1995 ; 165 : 1290-1292
- 5) Snidow JJ, Johnson MS, Harris VJ, et al. : Three-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography for aortoiliac inflow assessment plus renal artery screening in a single breath-hold. Radiology 1996 ; 198 : 725-732
- 6) Snidow JJ, Aisen AM, Harris VJ, et al. : Iliac artery MR angiography : comparison of three-

- dimensional gadolinium-enhanced and two-dimensional time-of-flight technique. Radiology 1995 ; 196 : 371-378
- 7) 天沼 誠, 田村綾子, 渡部恒也, 他 : Gd-DTPA 持続静注を用いた骨盤, 下肢動脈の3次元造影 MR angiography . 日磁医誌 1996 ; 16(1) : 13-20
  - 8) Rosen BR, Wedeen VJ, Brady TJ : Selective saturation NMR imaging. J compt Assist Tomogr 1984 ; 8 : 813-818
  - 9) Oh CH, Hilal SK, Cho ZH : Selective partial inversion recovery (SPIR) insteady state for selective saturation magnetic resonance imaging (MRI). SMRM abst 1988 ; 1042
  - 10) Dixon WT : Simple proton spectroscopic imaging. Radiology 1984 ; 153 : 189-194
  - 11) Krinsky G, Rofsky NM, Weinreb JC : Non-specificity of short inversion time inversion recovery (STIR) as a technique of fat suppression : pitfalls in image interpretation. AJR 1996 ; 166 : 523-526
  - 12) Prince MR : Gadolinium-enhanced MR aortography. Radiology 1994 ; 191 : 155-164
  - 13) 田島なつき, 伊藤公一郎, 岡田 進, 他 : 造影 fast spoiled GRASS 法による下肢静脈の MRA. 日医放会誌 1995 ; 55(7) : 511-512
  - 14) 天沼 誠, 渡部恒也, 杉本英一, 他 : Out of phase 画像を用いた門脈系の3次元造影 MR Angiography, 日医放会誌 1995 ; 55(2) : 222
  - 15) Edelman RR : MR angiography : present and future. AJR 1993 ; 161 : 1-11

## **Fast Three-dimensional Contrast-enhanced MR Angiography of the Pelvis Using Fat Suppression Method**

Taro TAKAHARA<sup>1</sup>, Takeshi OHNISHI<sup>2</sup>, Toshio YAMAGUCHI<sup>2</sup>,  
Taichi KUROSE<sup>2</sup>, Junichi MATSUMOTO<sup>2</sup>, Hiroshi KAWAGUCHI<sup>2</sup>,  
Eigoro YAMANOUCHI<sup>2</sup>, Keiko SAKUYAMA<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Department of Radiology, St. Marianna University School of Medicine  
2-16-1 Sugao, Miyamae-ku, Kawasaki-shi, Kanagawa 216*

<sup>2</sup>*Department of Radiology, St. Marianna University School of Medicine, Seibu Hospital*

Three-dimensional contrast-enhanced MRA (3D CE MRA) with a newly developed fat suppression technique was performed in 5 healthy volunteers using 1.0 Tesla MR system (Gyrosan T10-NT ; Phillips, Best, Holland). Non-fat suppressed 3D CE MRA was performed thereafter within a week following fat suppressed 3D CE MRA in the same subjects. T<sub>1</sub>-weighted spoiled turbo field echo (T<sub>1</sub>-TFE) sequence divided into six shots was used with 8.8 ms in TR, 4.0 ms in TE and a 179 × 256 acquisition matrix. Spectral pre-saturation with inversion recovery (SPIR) pulse was employed as the fat saturation technique which was a new method using only one SPIR pulse prior to each echo train of each shots acquired with centric phase encoding steps. This method enables sufficient fat suppression effect without elongation of TR. Acquisition time was 63 seconds, which is only minimally longer than 60 seconds without fat suppression. Twenty ml of a solution consisting of 10 ml of Gd-DTPA and 10 ml of saline was administered intravenously at the rate of 0.67 ml/sec by a power injector. A visual score was assigned on a five-point scale from poor (1) to excellent (5) based on the image quality seen for pelvic arteries. Evaluation was conducted by two experienced radiologists and a consensus was achieved when the score of the two observers did not initially agree. Fat suppression images were found to be statistically superior for visualization of small vessels such as the lateral circumflex iliac artery ( $p < 0.05$ ). In conclusion, the newly developed fast fat saturation method is a useful improvement for 3D-CE MRA imaging.