

骨盤部の高速脂肪抑制付加 3D 造影ダイナミック MRA を用いた選択的動脈，静脈撮像

笠原利之¹，高原太郎¹，中島康雄¹，石川 徹¹，
田中良一²，Marc Van Cauteren²

¹聖マリアンナ医科大学放射線医学教室 ²フィリップスメディカルシステム

はじめに

骨盤部領域の MR angiography (以下 MRA) は，従来水平断による 2 次元 time-of-flight 法が用いられていた^{1)~3)}。それに対し，最近になり inflow 効果に依存しない 3D 造影 MRA が試みられ，従来法に比較して，短時間に良好な血管像の描出が得られるようになった^{4)~11)}。

一方本方法は造影剤を用いるため，撮像時間が長いと動静脈が共に描出され，良好な動脈撮像が得られない。我々は時間分解能に優れた 3D 造影 MRA シーケンスを用いて，骨盤領域の dynamic study を行い，動脈と静脈を選択的に描出するために必要な撮像時間の条件について検討した。さらに，dynamic study で種々の時相の画像が得られることを利用して，サブトラクションによる動静脈の分離表示が可能かどうかについても検討し，若干の知見を得たので報告する。

対象と方法

1) 対 象

対象は，1996 年 5 月から 7 月の間に骨盤領

域に MRA が施行された 22 例（男性 5 例，女性 17 例，22 歳～82 歳，平均年齢 45.2 歳）である。その内訳は，卵巣腫瘍および卵巣嚢胞 8 例，子宮筋腫 6 例，子宮体癌 3 例，前立腺癌 5 例である。いずれの症例も，腎機能障害及び心血管疾患の合併症はない。

2) 方 法

使用装置は PHILIPS 社製超伝導 MRI，GYROSCAN ACS-NT（静磁場強度 1.5 T）である。

対象 22 症例に対し，MRI 検査を施行する理由となった病変を診断する目的で，脂肪抑制パルスを付加した 3D の高速グラジエントエコー法（3D-T1TFE）による dynamic study を行った。この際得られたデータを用いて 3D 造影 MRA を作成した。

撮像シーケンスは位相エンコード法を low & high (centric view ordering) とし，6 shot 化した各 shot の先頭のみ脂肪抑制パルスを付加したものである¹²⁾。この方法により，僅かに撮像時間が延長するだけで，良好な脂肪抑制の画像を得ることが可能である。

撮像パラメーターは，TR/TE/flip 角：7.7 ms/2.5 ms/20°，加算回数 1 回，FOV 40 cm (RFOV 80%)，スラブ厚 84 mm，スラブ分割数 14，実効スライス厚 12 mm，撮像 matrix

キーワード MR angiography, Gd-DTPA, fat saturation, 3D imaging, subtraction

は 179×256 である。撮像断面は冠状断で、コイルは body coil を使用した。このシーケンスの撮像時間は 14 秒である。

造影方法は、自動注入器（根本杏林堂 MR-S）を用いて、手背静脈から Gd-DTPA 20 ml を毎秒 1 ml の速度でボラス静注し（体重換算で 0.12~0.22 mmol/kg）、撮像開始 10 秒後から撮像を行った。なお、生食によるフラッシュは行っていない。造影剤の注入前の撮像と合わせて、合計 9 回の dynamic study を施行した（Fig. 1）。息止めは行っていない。

これらの方法により得られた画像を用いて、a) 血管の信号強度の経時的变化、b) 下大静脈の描出の程度、c) サブトラクション画像による動静脈分離表示の成否、の 3 点につき検討した。

a) 血管の信号強度の測定

各時相の大動脈・下大静脈・左右総腸骨動静脈の各血管の信号強度を元画像上で測定した。総腸骨動脈、総腸骨静脈については、それぞれ左右の平均値を信号強度とした。さらに得られたデータから、各血管の時間—信号強度曲線を作成した。

b) 下大静脈の描出の程度

第 1 時相から第 9 時相の全てにおいて、MIP (Maximum intensity projection) 画像と元画像の両者を用い、以下のように 4 段階で

評価した。

A: 元画像, MIP 画像共に下大静脈が描出されない。

B: 元画像では僅かに描出されるが、MIP 画像では描出されない。

C: 元画像では描出されるが、MIP 画像では僅かにのみ描出される。

D: 元画像, MIP 画像共に明瞭に描出される。

判定は 2 名の放射線科医が独立して行った。2 名の意見が異なった場合は、話し合いにより最終的に決定した。

c) サブトラクション画像による動静脈分離表示の成否

画像データは ACR-NEMA に変換し、Med-Vision 上に転送した。サブトラクションは、original 画像を slice-by-slice で行い、Macintosh 上で Photoshop を用いてサブトラクション画像を作成した。また、白黒反転することで動静脈の分離画像の作成も試みた。

結 果

a) 血管の信号強度の経時的变化

得られた時間—信号強度曲線を Fig. 2 に示す。動脈相が最も良好に描出された時相が、第 3 時相である症例は 18 例、第 4 時相が 2 例、第 5 時相が 2 例であった。また、全症例の平

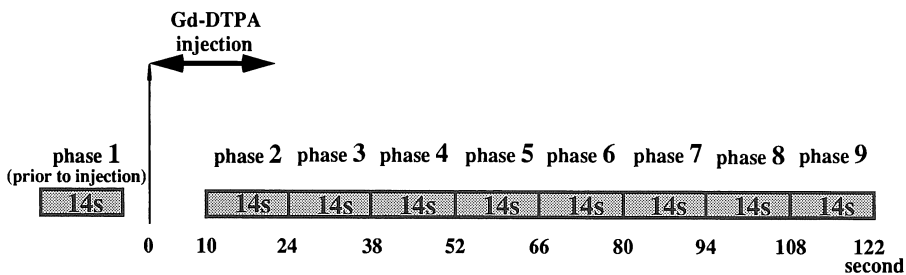


Fig. 1. Schematic diagram of dynamic study protocol. After a precontrast scanning (phase 1), eight consecutive gadolinium-enhanced MRA are performed.

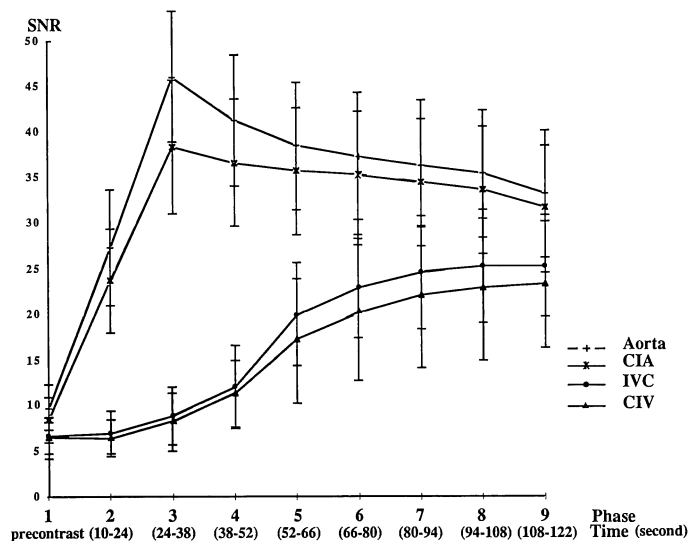


Fig. 2. SNR ; intravascular signal-to-noise ratios (signal intensity (vessels)/background noise) CIA ; common iliac artery CIV ; common iliac vein
Curves of signal-to-noise ratios (SNR) of aorta, common iliac artery, IVC and common iliac vein as a function of time after a bolus injection of Gd-DTPA.

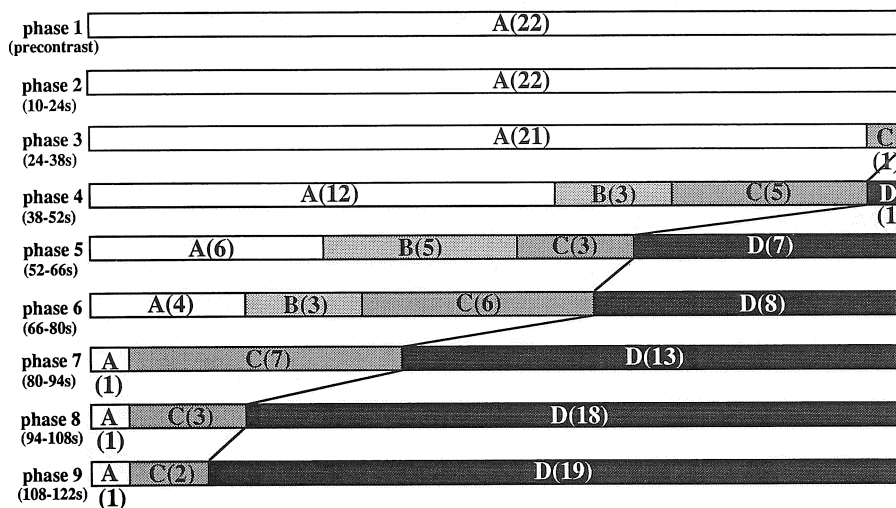


Fig. 3. A ; no visualization on original or MIP images B ; faint visualization only on original images C ; faint visualization on MIP images D ; clear visualization on original and MIP images
Assessment for IVC visualization. In seven cases, IVC is clearly visualized in the MIP images from phase 6 (52-66 seconds after a bolus injection of Gd-DTPA).

均値では大動脈および総腸骨動脈の信号強度は、第3時相（造影剤静注後24秒～38秒）でピークに達し、その後緩やかに低下した。これに対し、下大静脈と総腸骨静脈の信号強度は第4・5時相間の増加割合が最大で、第9時相（同108秒～122秒）まで単調に増加した。

b) 下大静脈の描出の程度

第4時相（同38秒～52秒）では、評価D

（下大静脈がMIP画像上明瞭に描出される）は22例中1例（4.5%）であった。それに対して、第5時相（同52秒～66秒）では7例（31.8%）が評価Dであり、第6時相（同66秒～80秒）ではさらに多くの症例で静脈の重なりにより、動脈の輪郭が不鮮明となった（Fig. 3, 4）。

c) サブトラクション画像による動静脈分離表

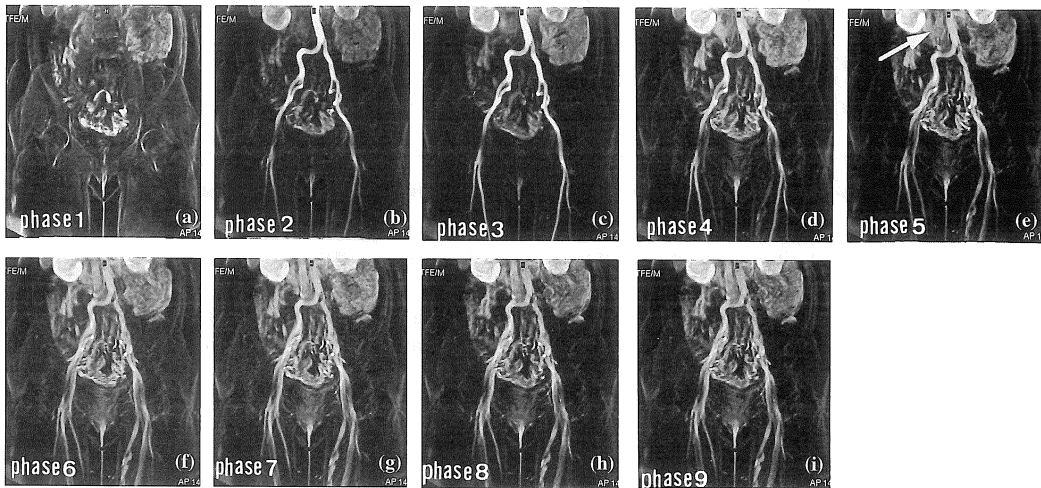


Fig. 4. Dynamic MR angiography (MIP images) obtained before (a) and after a bolus injection of Gd-DTPA (b)-(i). IVC is faintly demonstrated on phase 5 (38-52 seconds after a bolus injection of Gd-DTPA) (arrow). Signal intensity of IVC increases gradually from phase 6 (52-66 seconds).

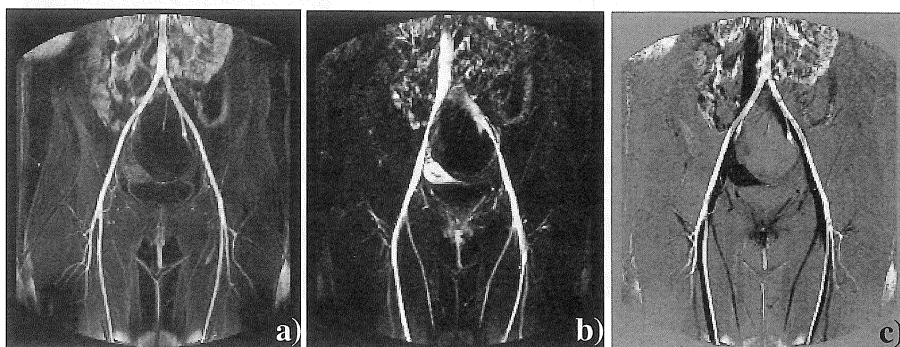


Fig. 5. (a) MIP image obtained phase 3 (24-38 seconds after a bolus injection of Gd-DTPA). Pelvic arteries are clearly visualized without signal contamination from veins. (b) MR venography obtained by subtracting phase 3 (24-38 seconds) from phase 9 (108-122 seconds). (c) Subtracted image with (a) and (b). Arteries are demonstrated as white and veins black.

示の成否 (Fig. 5)

動静脈のコントラストが最小となる第 9 時相の画像から, 大動脈及び総腸骨動脈の信号強度が最も高い第 3 時相の画像をサブトラクションすることによって, 静脈が殆ど描出されなかった 3 例を除く 19 例で venography を作成することができた (Fig. 5b).

また, 得られた venography を白黒反転させ, 動脈のみ描出されている第 3 時相の画像と合成することで, 動静脈の分離表示が可能であった (Fig. 5c).

考 察

近年, 造影剤を用いた腹部, 骨盤領域の MRA が試みられている^{4)~10),13)}. 本法における血管描出は主に造影剤による T₁ 短縮効果によって⁸⁾. したがって多くの文献のように手背もしくは肘静脈から造影剤注入を行った場合, 骨盤部においてはまず動脈が高信号となり, 後に静脈も高信号となる^{4)~6),8),9)}. つまり本法における動脈の選択的描出は時間に依存していると言える. 一方, いくつかの論文においてはしばしば動脈に重なって静脈も描出される例が報告されており^{6),8),9),14)}, これらの動脈像は不鮮明である. これは, 撮像シーケンスの時間が長いために, 静脈が描出されたと考えられる. 静脈描出のタイミングについてはいくつかの論文でのべられているが^{4),8)}, 静脈描出のタイミングについて特に注目し, 検討した論文はない. このため我々は, 今回考案した撮像時間の短い 3D 造影 MRA を用いて動静脈の時間信号変化について調べ, 動脈を選択的に描出しようとする条件を求めた.

時間信号曲線において, 大動脈, 総腸骨動脈の信号強度は, 第 3 時相 (造影剤静注後 24 秒~38 秒) まで急速に増加し, その後ゆっくりと減少した. 一方, 下大静脈, 総腸骨静脈の信号強度はそれより遅れて増加し, 第 5 時相 (同 52 秒~66 秒) 以降には評価 D の症例が特に増

加した (Fig. 3). 従って, これら動脈系を選択的に撮像する条件は, 撮像シーケンスのコントラスト決定時刻が 52 秒を超えないこと, と考えられた. 例えば, 加算回数 1 回のシーケンスで通常の位相エンコード法 (linear encode) においては, 撮像時間の中央で k-space 上の低周波成分のデータが収集されるため, この時刻付近のデータが画像全体のコントラストを反映すると考えられるが¹⁵⁾, この時刻が 52 秒を超えないようにすることが必要と考えられる.

血液の循環時間は, 体重, 年齢, 心拍数, 性別, 心血管性疾患の有無などに影響され, 個人差が大きいとされる^{16),17)}. しかし今回求めた条件は, 本研究で対象とした 22 例中 21 例 (95.5%) で有効だった. また一般に高齢者や, 大動脈瘤, 閉塞性動脈硬化症等の血管性疾患では血液の循環時間が長く, 造影剤を静注してから骨盤部の動静脈が描出されるまでの時間は延長する¹⁶⁾. 本研究の対象は一部高齢者が含まれているが, 平均 45.2 歳と比較的若年であり, また血管性疾患患者は含まれていない. 従って, この 52 秒以内という条件は十分条件であり, これを遵守することにより概ね良好な選択的動脈像が得られるものと考えられる.

Prince らの報告では⁵⁾, 下大静脈の信号強度の増加は造影剤静注後約 2 分以降に著明となっており, 今回の我々の結果とは解離がある. この原因は, 造影剤の注入方法, 特に注入速度の違いにあると思われる.

最近の MRA の報告における造影剤の注入方法は, 我々のように造影剤を毎秒 1 ml と比較的急速に注入する方法 (以下 bolus injection 法) と, 1 分以上をかけてゆっくりと注入する方法^{5)~6),8)} (以下 slow infusion 法) に大別できると思われる.

Bolus injection の場合, 短い時間に多量の造影剤が投与される. そのため, 信号強度を上昇せしめるために十分な濃度の造影剤が短時間で下大静脈に達するものと思われる. 一方,

slow infusion 法では単位時間当りの投与量が少ないため、下大静脈での造影剤の濃度上昇に時間を要するものと推察される。このため、我々が用いた bolus injection 法では、Prince らの報告よりも早期に静脈信号が上昇したと考えられる。

我々は、注入速度の速い bolus injection 法の方が動脈描出に有利だと考え、これを用いた場合の選択的に動脈系を描出する条件を求めた。しかし今回求めた条件を満足できない機種においては、slow infusion を用いることにより、静脈の描出を遅らせることができる可能性もある。この点については、slow infusion を用いた場合のデータが必要であり、今後検討を要すると思われる。

同時に作成を試みた動静脈の分離表示については、晩期相から早期相をサブトラクションすることにより、静脈の描出に乏しかった3例を除く19例で分離画像の作成が可能であった。静脈の描出が見られなかった3例は66歳と82歳の前立腺癌症例と、28歳の子宮筋腫症例であった。前2者では比較的高齢であることが静脈の灌流が不良であった原因ではないかと推察される。後者については原因は不明である。

静脈の分離画像では、左右の腸骨静脈と撮像範囲内の下大静脈を同時に描出することができた。このような画像を従来の下肢静脈造影で得るためには、両足を同時に造影することが必要である。簡便にかつ少ない侵襲で情報の得られる本法は有望と思われる。今後臨床の有用性についても検討する必要があると思われる。

結 語

動脈系を選択的に描出するためには、撮像シーケンスのコントラスト決定時刻は、bolus injection 法において、造影剤投与開始から52秒以前になければならないことが示唆された。

各血管の造影タイミングの相違に注目し、サ

ブトラクション処理を行うことで動静脈の分離表示が可能であった。

なお、本稿の要旨は、第4回日本 MR Angiography 研究会、第24回日本磁気共鳴学会で発表した。

文 献

- 1) Yucel EK, Dumoulin CL, Waltman AC : MR angiography of lower-extremity arterial disease : Preliminary experience. *J Magn Reson Imag*, 2 : 303-309, 1992.
- 2) Yucel EK, Kaufman JA, Geller SC, et al. : Atherosclerotic occlusive disease of the lower extremity : Prospective evaluation with two-dimensional time-of-flight MR angiography. *Radiology*, 187 : 637-641, 1993.
- 3) Yucel EK, Silver MS, Carter AP, et al. : MR angiography of normal pelvic arteries : Comparison of signal intensity and contrast-to-noise ratio for three different inflow techniques. *AJR*, 163 : 197-201, 1994.
- 4) Prince MR, Yucel EK, Kaufman JA, et al. : Dynamic gadolinium-enhanced three-dimensional abdominal MR arteriography. *J Magn Reson Imag*, 3 : 877-881, 1993.
- 5) Prince MR : Gadolinium-enhanced MR angiography. *Radiology*, 191 : 155-164, 1994.
- 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 techniques. *Radiology*, 196 : 371-378, 1995.
- 7) 天沼 誠, 長谷川真, 榎本京子, 他 : Gd-DTPA を用いた呼吸停止下大動脈の3次元 MR angiography. *日本医放会誌*, 54, 14 : 1352-1358, 1994.
- 8) 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 MR angiography. *日磁医誌*, 16, 1 : 13-21, 1996.
- 9) 天野康雄, 弦間和仁, 川俣博志, 他 : 脂肪抑制を併用した3次元造影 MR angiography による骨盤部動脈の描出. *臨放*, 41, 4 : 429-433,

- 1996.
- 10) 加藤丈司，伊藤公一郎，田島なつき，他：Gd-DTPA 造影 3D MR angiography における血管描出能と撮像パラメータの実験的検討．日磁医誌，15，4：115-125，1995.
 - 11) Adamis MK, Li W, Wielopolski PA, et al. : Dynamic contrast-enhanced subtraction MR angiography of the lower extremities : Initial evaluation with a multisection two-dimensional time-of-flight sequence. Radiology, 196 : 689-695, 1995.
 - 12) 高原太郎，大西 毅，笠原利之，他：非神経放射線領域の MRA における最新の動向．新医療，6：68-71，1996.
 - 13) Holland GA, Dougherty J, Carpenter JP, et al. : Breath-hold ultrafast three-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography of the aorta and the renal and other visceral abdominal arteries. AJR, 166 : 971-981, 1996.
 - 14) 天野康雄，弦間和仁，槇 利夫，他：脂肪抑制併用造影 3 次元 MR angiography による閉塞性動脈硬化症の診断と治療効果判定．日磁医誌，16，7：316-321，1996.
 - 15) Mezrich R : A Perspective on K-Space. Radiology 195 : 297-315, 1995.
 - 16) 石川 徹，関 一郎，藤川光弘：心臓血管造影による循環時間および奇静脈，下大静脈，肝静脈への逆流について．臨放，12，1：39-47，1967.
 - 17) Rubin GD, Michael DD, Semba CP : Current status of three-dimensional spiral CT scanning for imaging the vasculature. Rad Clin north Am, 33(1) : 51-71, 1995.

Selective Delineation of Pelvic Arteries and Veins Using Three-dimensional Gadolinium-enhanced Dynamic MR Angiography with Fat-suppression

Toshiyuki KASAHARA¹, Taro TAKAHARA¹, Yasuo NAKAJIMA¹,
Tohru ISHIKAWA¹, Ryoichi TANAKA², Marc Van CAUTEREN²

¹*Department of Radiology, St. Marianna University School of Medicine
2-16-1 Sugao, Miyamae-ku, Kawasaki City, Kanagawa 216*
²*Philips Medical System*

A T1-TFE sequence with a spectral selective fat saturation pulse was used for three-dimensional gadolinium enhanced dynamic MR angiography of the pelvis. MIP postprocessing was used to obtain MR angiographic images.

The pulse sequence parameters were: TR/TE/flip angle=7.7 ms/2.5 ms/20°, matrix of 179×256, 40 cmFOV (RFOV 80%), slab thickness of 84 mm, slab partition of 14, and slice thickness of 12 mm. The scan time per sequence was 14 seconds. After the Gd-DTPA bolus injection, eight consecutive scans were performed.

The signal-to-noise ratio (SNR) of the aorta, the common iliac artery and vein, and the IVC were plotted as a function of time. The signal enhancement of the aorta and the common iliac artery was its maximum in the third scan (24–38 seconds after the Gd-DTPA injection). The SNR of the IVC and the common iliac vein increased gradually after 52 seconds. In seven cases the IVC was already clearly visualized in the MIP images from the fifth scan (52–66 seconds after the Gd-DTPA injection).

Preliminary results suggest that the central lines of the k-space should be acquired within 52 seconds after the Gd-DTPA injection to obtain MR angiograms without signal contribution from the vein. In addition, our methods allowed to image arteries and veins separately in all but three cases.