OUKA
The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	Gd-DTPAを用いた呼吸停止下大動脈の3次元MR Angiography
Author(s)	天沼, 誠; 長谷川, 真; 榎本, 京子 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1994, 54(14), p. 1352-1358
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15585
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

Gd-DTPAを用いた呼吸停止下大動脈の3次元MR Angiography

天沼　誠　長谷川　真*　榎本　京子
渡部　恒也　平敷　淳子

埼玉医科大学放射線医学教室　*現　豊洲病院放射線科

Three-dimensional MR Angiography of Aorta with Gd-DTPA Infusion and Breath-holding

Makoto Amanuma, Makoto Hasegawa, Kyoko Enomoto, Tsuneya Watabe and Atsuko Heshiki

Using the rapid three-dimensional gradient echo technique (FLASH 18° 10/4) and Gd-DTPA administration, we performed MR angiography (MRA) of the thoracic and abdominal aorta during single or double breath-holding periods. Basic in vitro and in vivo dynamic studies showed that infusion of a relatively low concentration (74 mg Gd/ml) Gd-DTPA solution provided a strong and persistent flow signal for a considerable length of time. Eleven of 12 cases clearly demonstrated MRAs of the aorta and its main branches without respiration-induced motion artifacts, although visualization of secondary and more peripheral branches depended on their size, direction and injection-imaging timing. Although limited spatial resolution and pulsatility-induced ghost artifacts remained as problems to be solved, the ease of this method, short examination time and excellent arteriograms with no need for venous or fat suppression make it clinically acceptable and very promising.

Research Code No.: 507.9

Key words: MR imaging, MR angiography, 3D imaging, Gd-DTPA, Aorta

Received Sep. 21, 1993; revision accepted Jan. 26, 1994

Department of Radiology, Saitama Medical School　*Present address: Department of Radiology, Toyosu Hospital

はじめに

一般にMRアンジオグラフィー（以下MRA）の手法は撮像面内への血流の流入効果を利用したTime-of-flight（以下TOF）法と，傾斜磁場内の血流の移動によって生じる位相のずれを利用したPhase contrast法に大別でき，いずれも2次元および3次元のデータ収集法が存在する．

胸腹部領域におけるMRAでは呼吸停止の必要性，広い撮像範囲などの制約から一般に呼吸停止下に部分的なデータを収集し，これを複数回繰り返したのち投影像を再構成する2次元TOF法が用いられることが多い[1)-3)]．この方法は全データ収集に要する時間が長いうえに動脈系のMRAに必ずしも適していないいくつかの欠点を有している．

今回，1ないし2回の呼吸停止下にデータ収集を終了できる高速3次元撮像法とGd-DTPAによる造影効果を利用して大動脈を中心とした動脈系のMRAを試みた．造影剤の注入方法および正常例における胸腹部大動脈およびその分枝の描出能について検討した．

対象と方法

使用した装置はSiemens社製超電導MRI (Magnetom H15SP, 静磁場強度1.5T) で，今回検討に用いたパルス系列は3次元FLASH法(TR/TE/Flip angle/NEX=18/10/4/1)である．MRAによる胸腹部動脈描出の最適化をはかるためにファントームおよび正常ボランティアによる検討を行い，臨床応用を試みた．

1．Gd-DTPA至適濃度の検討（ファントーム実験）

生理食塩水（以下生食）にて市販のGd-DTPA溶液（371mg/ml）を1/2，1/5，1/10，1/50，1/100，1/500，1/1000，1/10000に希釈し，おのおのを試験管に入れて頭部用コイルを用いて上記の3次元法にて撮像した．スラブ厚は64mm，面内の位相エンコード数は128，スライス分割数は16とし，試験管の横断像を得た．得られた画像の中央の6スライスで各溶液の信号強度を測定し，対照として用いた生食の信号との比を算出した．同時にT1強調型2次元超高速撮像法（Turbo-FLASH，TR/TI/TE/Flip angle/excitation=10/10-2000/4/10/1）を用い，反転時間を10，50，100，200，300，400，500，1000，1500，2000msecの10段階に変化させて同様に撮像を行い，上記撮像法に最も近似した信号比の得られる条件を求めた．

2．Gd-DTPA至適濃度，撮像時間，注入方法

1の実験より得られた反転時間を用い，正常ボランティア3名（平均年齢41）に対し，造影剤急速注入下にTurbo-FLASH法によるダイナミックMRIを施行した．注入濃度はファントーム実験の結果に血液による希釈を加味し，1と同様の希釈法の1/20，1/10，1/5，1/2.5の4通りとした．各濃度ともに注入量は20mlとし，手背静脈より19 G翼状針を用いて用手的に約5秒間で注入した．撮像断面は(1)大動脈頸部分枝レベル，(2)上行大動脈および肺動脈本幹部，(3)腎門部の3レベルとし，注入と同時に撮像を開始し，72秒間繰り返した．3断面の撮像に必要な時間は3秒であり，各断面とも6秒間隔で12回の経時的な画像を得た．

得られた画像上で，上大静脈，肺動脈幹，左心房，上行大動脈，右腕頭動脈，胸部下行大動脈，腹部大動脈の信号強度を測定した．これらの信号値と各レベルにおける背筋の信号値との比を算出し，各濃度，各血管ごとに時間-信号比曲線を作製し，大動脈描出のための造影剤の至適濃度，注入から撮像開始までの時間，および撮像時間について検討した．

次に得られた結果をもとに，他の正常例3例（平均年齢49歳）において21Gの翼状針を用いて1/5希釈Gd-DTPA 50mlを1-2ml/secの注入速度で撮像時間を含めて持続静注し，同様の検討を行った．

3．胸腹部大動脈の呼吸停止下MRA

上記実験より得られた至適造影剤濃度，撮像開始時間，注入方法をもとに胸腹部大動脈の3次元MRAを試みた．対象は心血管系にあきらかな異常のない12例（胸部6例，腹部6例，平均年齢42歳）で，うち3例は正常ボランティアである．

撮像断面は冠状断を使用した．1回の希釈造影剤注入量は40ないし50ccとし，約30秒かけて持続注入した．FOVは350ないし400mm，スラブ厚は64mm，面内の位相エンコード数は128，スライス分割数は16とし，Gd-DTPA静注開始後胸部では10-20秒後，腹部で20-30秒後より呼吸停止下に撮像を行った．呼吸停止時間は22秒である．第1回の原画像を再構成後，撮像領域を48mm前方に移動させ，同様のタイミングで造影剤注入下に再度撮像し，得られた計32スライス（うち4スライスは重複）をMIP処理してMRAを得た．なお，胸部6例中3例については42秒1回の息止めで32分割の3次元撮像を施行した．MRA再構成像について大動脈本幹および腹部主要分枝の描出能について検討した．

結　果

1．Gd-DTPA至適濃度（ファントーム実験）

Fig. 1に各濃度におけるGd-DTPA溶液の生食に対する信号強度比を示す．信号比の最大値の得

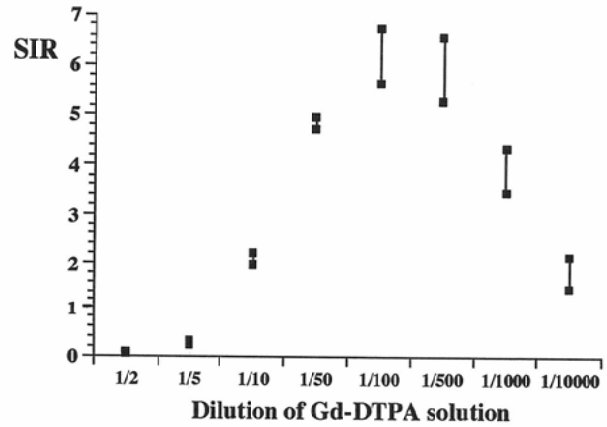


Fig. 1 Signal intensity ratio v.s. dilution of Gd-DTPA solution. Figures on x axis represent dilution ratio of commercially available Gd-DTPA (371 mg Gd/ml) relative to physiological saline. SIR : Signal intensity ratio of Gd-DTPA solution relative to saline.

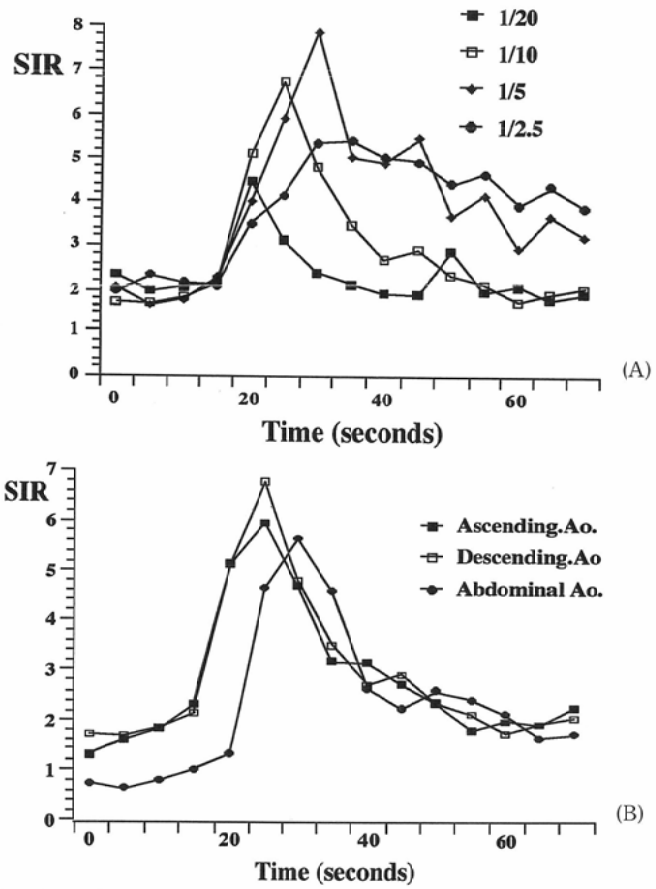


Fig. 2 Time-intensity curve of aortic flow in a normal volunteer. Bolus injection technique. (A) Variable Gd-DTPA dilution. (B) Variable aortic sites. SIR : Signal intensity ratio of aortic flow relative to the back muscle.

られた希釈濃度は1/100（3.7mg/ml）であった．ついでほぼ同等の値が1/500で得られた．信号の最大値が期待できる溶液濃度は1/50ないし1/500の範囲にあり，1/100以下の濃度と考えられた．

Turbo-FLASH法においてはTI値が500msec以下のときにほぼ類似のコントラストの関係が得られた．信号強度比上，TI＝50msecおよび100msecの時に使用したFLASH 3D法に最も類似した値を示した．

2．Gd-DTPA至適濃度，撮像時間，注入方法

Fig. 2に，急速静注法の各濃度における胸部下行大動脈の時間信号比曲線および1/5希釈濃度における上行大動脈，胸部下行大動脈，腹部大動脈の時間信号比曲線の代表例を示す．注入開始後に最大の血流信号値が得られるまでの平均所要時間は，上行大動脈，胸部下行大動脈，腹部大動脈でそれぞれ18±6，21±6および23±9秒後であった．造影剤が下行大動脈に到達するには，いずれの濃度においても10-20秒の時間を必要とした．得られた信号比は1/2.5希釈濃度において最大となったが，1/2.5および1/5希釈溶液における信号比の最大値およびその6秒，12秒後の信号強度比には統計的に有為な差は認めなかった．

Fig. 3に1/5希釈溶液の持続注入法における上行大動脈，胸部下行大動脈，腹部大動脈の時間信号比曲線の代表例を示す．急速静注法に比較して造影効果が均一にかつ長時間にわたって持続し，MRAを得るためにはこの方法が適していると考えられた．

3．胸腹部大動脈の呼吸停止下MRA

正常群12例中11例で良好な胸腹部大動脈のMRA像が得られた（Fig. 4）．胸部症例中1例で大動脈に十分な造影剤が到達しておらず，その描出が不十分であった．大動脈本幹の描出が十分であった11例における分枝血管描出能をTable 1に示す．主要1次分枝は胸部では全例で，腹部でも上腸間膜動脈の1例を除き描出可能であり，2次分枝以下でも鎖骨下動脈，右総頸動脈などは全例描出可能であった．半面，1次分枝でも上腸間膜動脈の末梢側が描出できたのは6例中2例のみであった．

全例で呼吸によるmotion artifactのないMRAが可能であったが，2回の撮像間に呼吸停止位置のずれがあった例では再構成画像において病変と紛らわしい像を呈した（Fig. 4, (b)）．

考　察

頭頸部や四肢領域と比較して，胸腹部領域においてはなお臨床的に血管造影検査に代われるよう

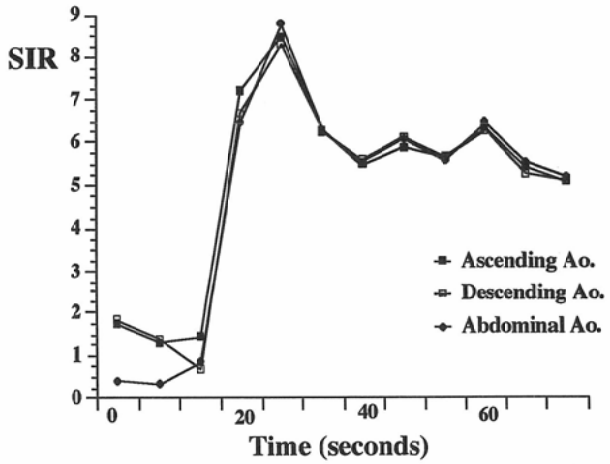
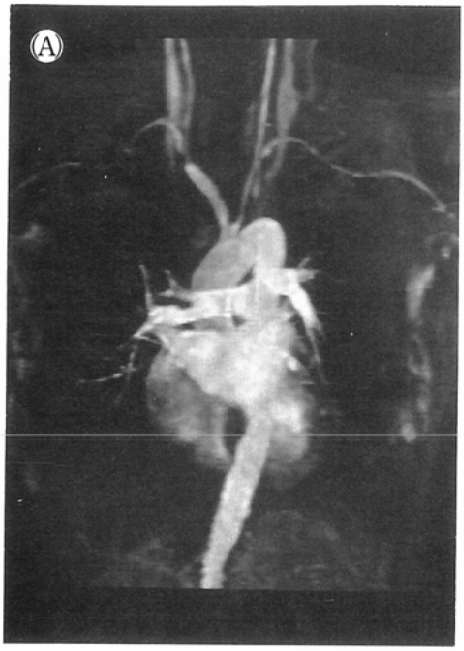


Fig. 3　Time-intensity curve of aortic flow in a normal volunteer. Slow infusion technique. Strong signal of the aortic flow persists for a longer time period.



(A)

(B)

Fig. 4 Normal aortic MRA. (A) Thoracic aorta. (B) Abdominal aorta. Aorta and its main branches are clearly demonstrated. Note a stenosis-like appearance of right external iliac artery (arrow) due to spatial gap between two 3D slabs.

Table 1 Detectable main aortic branches on reconstructed MRAs

Thoracic Aorta (n=5)	
right brachiocephalic artery	5
right common carotid artery	5
right subclavian artery	5
right vertebral artery	3
left common carotid artery	5
left subclavian artery	5
left vertebral artery	2
Abdominal aorta (n=6)	
celiac trunk	6
proper hepatic artery	3
splenic artery	4
gastroduodenal artery	2
superior mesenteric artery	5
right renal artery	6
left renal artery	6
right commom iliac artery	6
right external iliac artery	6
right internal iliac artery	6
left commom iliac artery	6
left external iliac artery	6
left internal iliac artery	6

なMRA画像を得ることは一般に困難である．これにはいくつかの理由が考えられるが，その最大の要因として呼吸，心拍動といった生理的な動きの影響があげられる．空間分解能の向上は方法論的に撮像時間の延長をもたらすことが多いため，多数の高分解能画像を1度の呼吸停止下に得ることは困難である．このため，1回の撮像時間の短い2次元TOF法が用いられることが多い[1)-3)]が，この方法は時間がかかり，呼吸停止位置が一定でない場合にはスライス間で位置のずれが生じ，得られたMRAの画質劣化がはなはだしい．また，血流の信号強度がその流入効果に依存するために，異なる血流速度，走行をとる複数の血管が撮像対象となる場合にはそれらの描出能に差が生じる[4)]，データ収集上最も短時間で能率のよい血管の長軸を含むスライスでは信号が得られにくい，などの欠点を有している．3次元TOF法はこの領域での報告は限られているが，やはりmotion artifactと血流の飽和効果による信号低下が問題点として指摘されている[5),6)]．

今回使用した3次元法は，1回の撮像で16分

割の画像が得られるため，撮像断面を冠状断として1分割当たりのスライス厚を4mmとした場合，通常2回の撮像で胸部あるいは腹部全体の画像を得ることが可能である．22秒の呼吸停止が可能であるならばこの間に得られた画像の間には空間的なずれは生じることがなく[7]，短時間でより鮮明な大動脈像を得ることができた．また，血管の描出能は主としてGd-DTPAの造影効果に依存すると考えられ，多方向の血管分枝も比較的良好に描出された．しかし，撮像面に平行な大血管には個人差が認められ，特に上腸間膜動脈の描出能は不良であった．これは3軸方向のボクセルの等方性が保たれていないことが主な原因と考えられるが，TOF効果が完全には無視できないこと，また，血流速度が大きい場合には，Gd-DTPAの血管内濃度を撮像時間中均一に保つことがより困難となることなども関与していると思われる．単位ボクセルの大きさ（1.4×2.7×4mm）から2次分枝以下の動脈の描出には限界があり，空間分解能を上げることでこれらをどこまで描出できるかについては今後の課題と考えられた．

2回の撮像の間には，原画像の再構成時間などを含めて約3分の時間が必要であったが，この間に1回目の造影剤により血管以外の組織の信号上昇が生じる．しかし血流信号に比較するとこれらの造影効果は腎臓および肪胱を除いては軽度であるため，これらを含む部位をはじめに撮像することにより，通常のMIP処理で血管像のみの良好なMRAを得ることが可能であった．なお，スライス選択勾配磁場方向の折り返しアーチファクトのためにslabの両端のスライスでは血流信号の低下が生じ，MRA再構成時に病変と紛らわしい像を呈する可能性がある．今回の検討では，4スライスに相当する16mmのoverlapを設け，slab両端の2スライスを再構成時に除くことでこの問題は軽減することができた[8]．

撮像上，最も問題となるのは造影剤注入から撮像までのタイミングである．注入した造影剤をそのfirst passの間に撮像することが必要であるため，そのタイミングがMRAの良否を決定する．今回の検討からは，胸部で10-20秒，腹部で20-30秒後に撮像を開始することでほぼ良好なMRAが得られると考えられた．しかしこの時間は，年齢，脈拍数，心拍出量などによって個人差があることが予想される[9),10)]．現在では本検討で用いたように，10mlのGd-DTPAを生理食塩水で5倍希釈し，計50mlを秒間1-2mlで持続注入することによりこの問題に対処している．注入速度を一定にすることは，2回の撮像の造影効果，したがって得られるMRAの信号を一定にする意味からも重要である．

より長い呼吸停止が可能な例ではslabの分割数を増やす，あるいは位相エンコーディング数を増やすという2通りの可能性が考えられる．42秒の呼吸停止時間で，32分割の3次元撮像が可能であり，1回の呼吸停止で胸腹部全体の撮像が終了する．ただし，このさいには動脈のみならず，腎静脈，下大静脈，門脈などが同時に描出されてくる可能性があるために（Fig. 5），その有効性については今後の検討が必要である．病変が解剖学的により詳細な情報を必要とする場合には，位相エンコーディング数を増やして空間分解能をあげることが望ましい．また，病変が大動脈本幹に限局している場合には，撮像断面を矢状断ないしは大動脈長軸を含む斜め矢状断にすることで，上肢の折り返しアーチファクトを除くことができ，FOVを小さくする，長方形FOVを用いるなどの応用が可能となる．これらの点については個々の症例の疾患，全身状態などに応じて選択していくべきと考えられる．

今回使用したパルス系列ではTR, TEについては，撮像時間を最小にする目的からその可変域は小さいと考えられる．しかし，flip angleについての検討はまだ十分ではなく，小さいflip angleでは信号の低下が予想されるが，拍動によるghost artifactの抑制には有効である可能性があり，今後併せて検討していく必要があると思われる．

結　語

1．3次元FLASH法とGd-DTPAの急速静

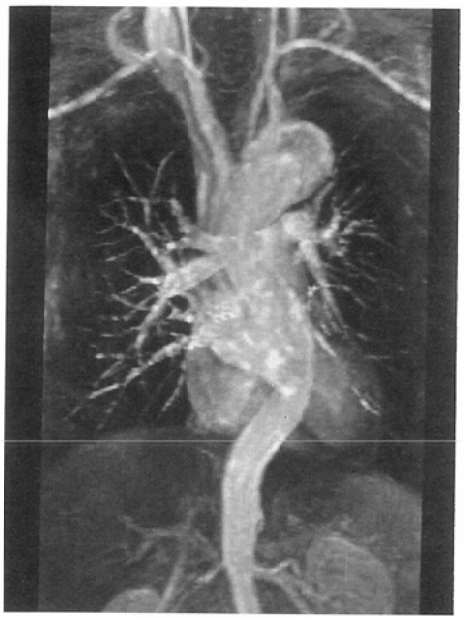


Fig. 5 MRA of the thoracic aorta. All original data (32 partitions) were acquired during 42 seconds single breath hold. Jugular, renal, and portal veins are also demonstrated as well as arterial system.

注による腹部大動脈の MRA につき基礎的な検討を試みた.

2. 静注 Gd-DTPA 溶液は 1/5 ないし 1/2.5 希釈濃度で十分な造影効果が得られた. MRA のデータ収集には bolus 注入法より持続注入法が適していると考えられた.

3. 静注開始後胸部で 10-20 秒, 腹部で 20-30 秒後に撮像を開始することで良好な大動脈の MRA が得られた.

4. 分解能の向上, ghost アーチファクトの除去などが課題として残った.

文 献

1) Nishimura DG. Time-of-flight MR angiography. Magn Reson Med 14: 194-201 1990
2) Edelman RR, Wentz KU, Mattle H, et al: Projection arteriography and venography: initial clinical results with MR Radiology 172: 351-357, 1989
3) 本田憲業, 町田喜久雄, 間宮敏雄, 他. 肺門および縦隔の 2 次元 time-of-flight MR アンジオグラフィーの血管描出能および診断能の検討. 日本医放会誌. 52: 1521-1528, 1992
4) Arlart IP, Guhl L, Edelman RR Magnetic resonance angiography of the abdominal aorta. Cardiovasc Intervent Radiol 15: 43-50, 1992
5) Lewin JS; Laub G; Hausmann R. Three-dimensional time-of-flight MR angiography: applications in the abdomen and thorax. Radiology 179: 261-264, 1991
6) 磯田治夫, 増井孝之, 長谷川進一, 他. 肺の 3 dimensional time-of-flight MR angiography の臨床応用. 日磁医誌. 13: 218-226, 1992
7) 戸上 泉, 三谷政彦, 北川尚広, 他. 3 次元撮像法を用いた肺の MR angiography 日本医放会誌 52: 1602-1604, 1992
8) Blatter DD, Parker DL, Robison RO. Cerebral MR angiography with multiple overlapping thin slab acquisition. Part I Radiology 179: 805-811, 1991
9) Schad N, Schepke P, Rhode U, et al: Timing of exposure in angiographic computed tomography. Cardiovasc Intervent Radiol: 59-65, 1981
10 Reiser UJ Study of bolus geometry after intravenous contrast medium injection: dynamic and quantitative measurements (Chronogram) using an X-ray CT device J Comput Assist Tomogr 8: 251-62, 1984