

## 造影三次元 MR angiography における造影効果の 持続時間に関するシミュレーション

大久保真樹<sup>1</sup>, 大越幸和<sup>2</sup>, 井上智子<sup>2</sup>, 内藤健一<sup>2</sup>,  
鈴木清隆<sup>3</sup>

<sup>1</sup>新潟大学医学部保健学科放射線技術科学専攻 <sup>2</sup>同医学部附属病院放射線部  
<sup>3</sup>同脳研究所脳機能解析学分野

### はじめに

造影剤を用いた三次元 (3D) MR angiography は頸部から体幹部, 下肢などの部位において広く臨床応用されている<sup>1)~5)</sup>. この方法では, 対象とする血管に造影剤が到達するタイミングを狙って 3D 撮像が行われる. このため, 対象血管に造影剤が到達するまでの時間や, ある程度の濃度の造影剤が存在する時間, すなわち造影効果持続時間が血管描出能に影響する要因の一つと考えられる.

この点に関して既に多くの臨床的な報告がなされ, 幾つかの知見が得られている<sup>6)~9)</sup>. それらを確認し, より定量的に評価するために, 本研究では簡便なシミュレーションによって造影効果持続時間と血管描出能との関連を検討した. さらに, ファントムを用いた実験を行い, シミュレーションの妥当性を検証した.

### 方 法

#### 1. シミュレーション

本研究で行ったシミュレーションの概略を Fig. 1 に示す. Fig. 1a に示すような血管を想定した画像 (マトリックス: 256×256) を二

次元逆フーリエ変換し,  $k$  空間 ( $k$ -space) データとして用いる (Fig. 1b).  $k$ -space ( $k_y$  軸) 中央付近のデータ収集を行う時点では造影剤が一定の濃度で存在し, その前後では造影剤が存在しないものと仮定する. 造影剤が存在する時間 (造影効果持続時間) の中央時刻は,  $k$ -space 中央のデータを収集する時刻に設定する. 造影剤が存在しない場合には血管からの信号はないと想定し,  $k$ -space のデータはゼロとする. すなわち, 造影効果持続時間内に収集されたデータはそのまま ( $\times 1$ ) とし, その前後に収集されたデータは削除 ( $\times 0$ ) する (Fig. 1b→c). この後, 二次元フーリエ変換を行い MR 画像を作成する (Fig. 1d). 作成した MR 画像と元の画像の血管の信号強度の比 (画像 Fig. 1d / Fig. 1a [%]) を求め, 血管描出能を定量的にとらえる. 造影効果持続時間や血管径 (ピクセル数) を変えて検討する.

#### 2. ファントム実験

使用装置は GE 社製 Signa Lx ver. 8.3 (1.5T) で, QD Head coil を用いて撮像を行った. 撮像シーケンスは, 当施設において 3D MR angiography に通常用いられている高速 gradient echo 法 (enhanced 3D fast gradient echo, efgre3d) を使用する. 撮像パラメータは, TR/

キーワード MR angiography, Gd-DTPA, 3D contrast enhanced MRA, contrast material, MRA

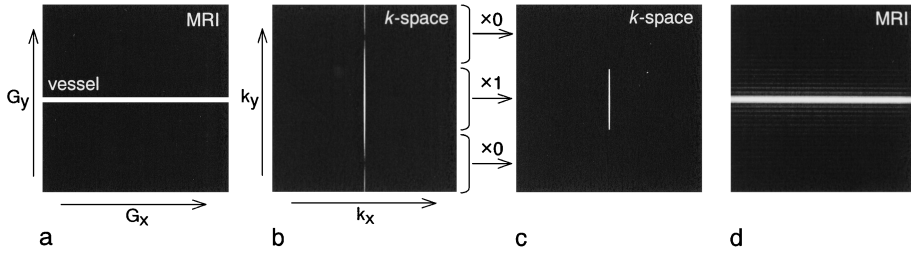


Fig. 1. The input MR image (a) for simulation is converted into the  $k$ -space data (b) by the inverse 2D-FFT. The data (c) was obtained by multiplying the  $k$ -space data (b) by 1 or 0. This simulates the vessel enhancement by the contrast material only at a period on MR scanning. The data (c) is converted into the MR image (d) by the 2D-FFT.

TE/FA : 4.8 ms/1.4 ms/30°, 加算回数 1 回, FOV 20 cm, スラブ厚 90 mm, スラブ分割数 18 (実効スライス厚 5 mm), 撮像マトリックス 256×256 で, 撮像時間は 22 秒である. 位相エンコード法は, スライス面内およびスライス方向共に通常の linear encoding 方式 (sequential phase order)<sup>10),11)</sup> である. 撮影後 MIP (maximum intensity projection) 画像を作成する.

血管を想定した内径 1, 2, 3, 5, 20 mm のチューブ状のファントムに, 造影剤 (Gd-DTPA) を希釈して (5 mmol/l) 封入する. これを MR 撮像 (3D MR angiography) する際に, 装置に備わるポーズ機構を利用して撮像時間中に一時停止させ, ファントムを撮影領域から出し入れする<sup>12)</sup>. これにより, シミュレーションと同様な造影剤の有無を模擬する. Fig. 2 に撮像時間内におけるファントムの設置 (出し入れ) の方法を示す. 最初の撮像 (撮像 1) では, まずファントムを撮影領域に置かない状態で撮像を開始し 10 秒後に撮像を一時停止させ, ファントムを撮影領域に設置した後撮像を再開する. その 2 秒後に再び一時停止させ, ファントムを撮影領域から取り出し撮像を再開する. この結果, ファントムが撮影領域に置かれたのは, 撮像時間 (22 秒) の中央時刻 (11 秒)

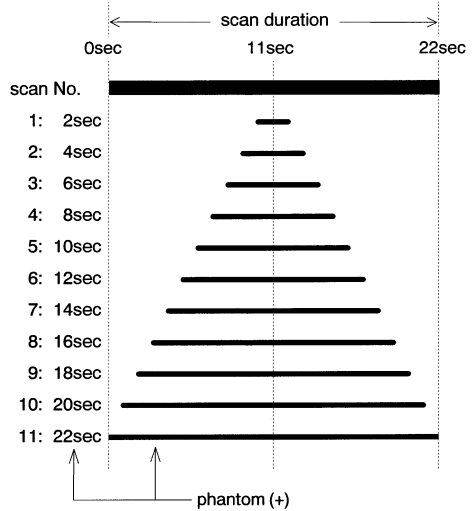


Fig. 2. MR scans were performed with the tube phantom filled with Gd-DTPA which was supposed as a vessel model. On scanning (scan No. 1, 2, ... 11), the phantom was set on the region of scanning only during the period (2, 4, ... 22 s) in the scan duration by using the pause function of the MR scanner.

を中心に 2 秒間だけとなり, Fig. 1c のような  $k$ -space データが得られるものと想定できる. このような方法で, Fig. 2 に示すようにファントムを設置する時間を 2 秒間から 22 秒間まで

2001 年 3 月 30 日受理 2001 年 5 月 24 日改訂

別刷請求先 〒951-8518 新潟市旭町通二番町 746 新潟大学医学部保健学科放射線技術科学専攻 大久保真樹

2秒ずつ増加させ計11回の撮像を行う(撮像1~11)。撮像後、各々MIP画像を作成する。MIP画像上で各径の血管の信号強度を測定し、撮像11(撮像中常に造影剤あり)によって得られた画像における信号強度との比(画像1~10/画像11 [%])を求める。

結 果

シミュレーションの結果を Fig. 3 に示す。血管径が1ピクセルの場合を除いて、造影効果持続時間が撮像時間の40%くらいまで短縮しても信号強度の低下は少ない。造影時間が40%となった場合、径が3ピクセル以上の血管の信号強度は80%以上あり、2ピクセルの血管でも約70%の信号が保たれている。さらに造影時間が短くなると、血管径が小さいほど信号が大きく低下し始める。造影時間が20%まで短縮した場合、4ピクセルの血管の信号強度は70%近く保たれているが、2ピクセルの

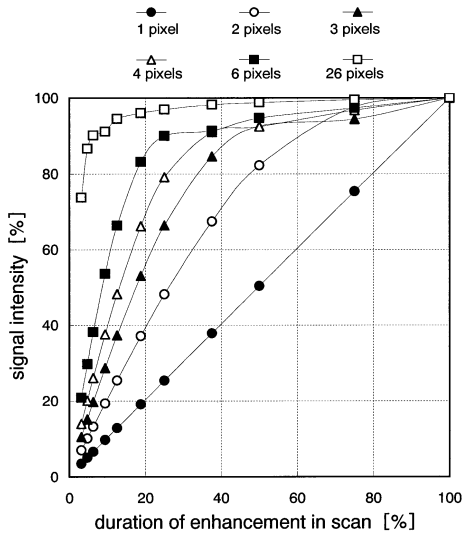


Fig. 3. The signal intensity of simulated vessel decreased as the enhancement-duration was shortened. Each symbol represents the number of pixels supposed as the diameter of vessel.

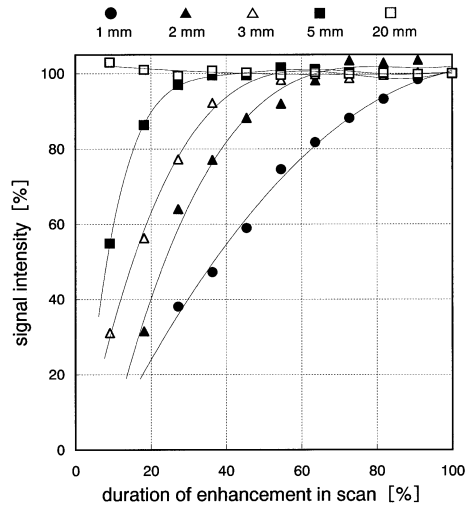


Fig. 4. The signal intensity of the tube phantom decreased as the enhancement-duration was shortened. Each symbol represents the diameter of the tube phantom supposed as a vessel model. The diameters of 1, 2, 3, 5 and 20 mm corresponded to the pixel numbers of approximately 1.3, 2.6, 3.8, 6.4 and 25.6, respectively.

血管の信号は40%以下に低下し、細い血管の描出能が低下することがわかる。最小径(1ピクセル)の血管の信号強度は造影時間とほぼ比例する。

ファントム実験の結果を Fig. 4 に示す。各血管径(1, 2, 3, 5, 20 mm)をピクセル数に換算して(各々約1.3, 2.6, 3.8, 6.4, 25.6ピクセル), Fig. 3の結果と比較すると、同様な傾向を示すことがわかる。

考 察

造影3D MR angiographyでは、対象とする血管に造影剤が到達するまでの時間や、造影効果持続時間が問題となる。これまでに様々な臨床的な検討がなされ、対象とする血管に造影剤が到達するタイミングを狙ってk-space中央付近の低周波領域のデータ収集を行うと良い結果

が得られることが報告されている<sup>6)~9),13)</sup>. 本研究においてもこれまでの報告と同様に, 造影効果が持続する時間内に  $k$ -space 中央付近のデータ収集を行えば, その時間が短縮してもある程度の信号強度が得られることがわかった (Figs. 3, 4). しかし, この傾向は血管径が細くなるに従ってみられなくなった. 径が小さい血管ほど,  $k$ -space ( $k_y$  軸方向) におけるデータの広がり大きくなり,  $k$ -space 中央付近のデータを収集しても信号低下は抑えられないと考えられる. その顕著な場合が最小径 (1 ピクセル) の場合である. この場合,  $k$ -space のデータは  $k_y$  方向に均等に分布しており (一定値をもち), 造影効果時間と信号強度が比例関係にある. 逆に, 径が大きくなるほど  $k_y$  方向のデータの広がり小さくなり ( $k_y$  中央付近のみで大きな値をもち), 中央付近のデータを収集する効果が高くなる.

ファントム実験における 3D MR angiography の位相エンコード法は, スライス面内 (Fig. 5 の  $k_y$  軸方向) およびスライス方向 ( $k_z$  軸方向) 共に sequential phase order である. Fig. 2 に示すような撮像を行った場合, 造影剤が存在する状態で  $k_y$  中央付近のデータが収集される (Fig. 1c). ただし  $k_z$  方向 (Fig. 5) にもデータ収集が行われており, 通常は  $k_y$  軸上の一つにおいて  $k_z$  方向のデータをすべて収集した後, 次の  $k_y$  軸におけるデータ収集に移る<sup>11)</sup>. したがって, 造影剤が存在する状態で収集された  $k$ -space データは, Fig. 5 の概略図に示すような中央部 (灰色で示した部分) となる. この中央部のデータによって, 血管が描出される. この部分においては,  $k_z$  方向のデータはすべて収集されており, 造影剤が途中で存在しなくなることによる血管の信号低下はない (Fig. 5 の中央部の最上面および最下面に相当するデータは造影剤の有無の境界であり,  $k_z$  方向のデータ収集途中で造影剤が存在していない場合もあるが, その影響は小さく無視できるものと考えられる). このため, 造影剤の有無に

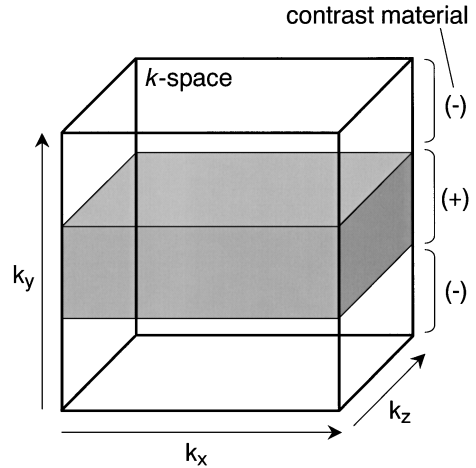


Fig. 5. Schematic representation of 3D  $k$ -space data. The phase encoding for 3D MR angiography with the phantom was the sequential phase order in both  $k_y$  and  $k_z$  axes. The center part presented gray indicated the data acquired during the enhancement by the contrast material.

よる信号低下を模擬する場合には, Fig. 1b から c に示すような  $k_y$  方向のデータの欠落による信号低下を計算するだけでよく,  $k_z$  方向のデータの欠落による信号低下を考慮する必要はないといえる. したがって, 本研究のような 2D 画像を用いた簡便なシミュレーションでも妥当であり, その結果 (Fig. 3) は, 3D 画像によるもの (Fig. 4) と大きな差異はみられなかったものと考えられる. 前述のようなデータ収集順 (Fig. 5) の場合, 造影効果持続時間と信号強度との関係には,  $k_z$  方向の位相エンコード法 (sequential あるいは centric phase order) は依存しないと考えられる.  $k_z$  方向の位相エンコード法のみを centric phase order<sup>10),11),13)</sup> に変えて Fig. 2 の撮像を行い, Fig. 4 と同様なグラフを作成したが, ほとんど結果は変わらなかった.

Fig. 3 (および Fig. 4) のグラフは, 造影剤が存在する間に収集されたデータの  $k$ -space 全体に占める割合 (横軸) を変化させたときの,

相対的な血管の信号強度の変化を示す。したがってこの結果は、TRやTEなどの撮像条件や造影剤の濃度などには依存しないものと考えられ、血管の信号強度の変化を定量的に把握するためには限用的に利用できる。FOVやマトリックス数 ( $G_y$  方向) が異なる場合にも、血管径をピクセル数に換算して Fig. 3 を適用すれば、血管描出能を予測することができる。血管走行が Fig. 1 に示すような  $G_x$  方向に沿ったものではない場合にも、部分的にその角度から血管径に換算 (径が大きくなったと想定) すればよい。また、 $k_y$  方向の位相エンコード法が centric phase order の場合でも、グラフの横軸を撮像開始時刻からの造影効果持続時間と考えればよい。すなわち、 $k_y$  および  $k_z$  (前述) の位相エンコード法が sequential あるいは centric phase order のいずれの場合でも、Fig. 3 の結果が適用できる。

ファントム実験では MR 装置に備わる撮像ポーズ機構に着目し、撮像中に (撮像を一時停止させ) ファントムを撮影領域から出し入れすることによって、シミュレーションと同様の状況を再現できた<sup>12)</sup>。このようなポーズ機構の利用は、造影剤 (造影効果) の有無を簡便に模擬するための有用な方法と考えられる。

今回のシミュレーションおよびファントム実験では、造影剤の有無を模擬しただけであり、実際の first pass における造影剤の濃度変化や血流 (flow) を考慮したものではない。また、造影効果持続時間の短縮によって画像に生ずるアーチファクト (ブラーリングやリングング) なども含めた画像の視覚的な評価は行っていない。造影効果持続時間だけではなく、撮像時間内における造影効果時刻との関連 (撮像のタイミング) に関する検討も必要である。さらに、新たな位相エンコード法も考案されており<sup>14),15)</sup>、これらに関する検討が今後の課題である。

## 結 語

造影 3D MR angiography において、造影効果持続時間と血管の信号強度との関連を定量的にとらえることができた。本研究における簡便なシミュレーションとファントム実験の手法およびその結果は、3D MR angiography において有用な情報を得るための一助となるものと考えられる。

## 文 献

- 1) Prince MR: Gadolinium-enhanced MR aortography. *Radiology* 1994; 191: 155-164
- 2) Douek PC, Revel D, Chazel S, Falise B, Villard J, Amiel M: Fast MR angiography of the aortoiliac arteries and arteries of the lower extremity: value of bolus-enhanced, whole-volume subtraction technique. *AJR* 1995; 165: 431-437
- 3) Quinn SF, Sheley RC, Semonsen KG, Leonardo VJ, Kojima K, Szumowski J: Aortic and lower-extremity arterial disease: evaluation with MR angiography versus conventional angiography. *Radiology* 1998; 206: 693-701
- 4) 山下康行, 満崎克彦, 高橋陸正: ガドリニウム造影三次元 MR angiography. *日磁医誌* 1999; 19: 384-398
- 5) 渡邊祐司: 最新の造影 MR angiography 診断. *日医放会誌* 2000; 60: 3-9
- 6) Prince MR, Narasimham DL, Stanley JC, Chenevert TL, Williams DM, Marx MV, Cho KJ: Breath-hold gadolinium-enhanced MR angiography of the abdominal aorta and its major branches. *Radiology* 1995; 197: 785-792
- 7) Earls JP, Rofsky NM, DeCorato DR, Krinsky GA, Weinreb JC: Breath-hold single-dose gadolinium-enhanced three-dimensional MR aortography: usefulness of a timing examination and MR power injector. *Radiology* 1996; 201: 705-710
- 8) Holland GA, Dougherty L, Carpenter JP, Golden MA, Gilfeather M, Slossman F, Schnell MD, Axel L: Ultrafast 3D time-of-flight MR angiography with gadolinium of the abdominal aorta

- and renal and other visceral abdominal vessels. AJR 1996 ; 166 : 971-981
- 9) 笠原利之, 高原太郎, 中島康雄, 石川 徹, 田中良一, Cauteren MV : 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. 日磁医誌 1997 ; 17 : 149-156
  - 10) 高原太郎, 大淵真男, 高橋光幸 : 造影 MRI の実際 : MR angiography. 臨床画像 1998 ; 14 : 634-641
  - 11) Wilman AH, Riederer SJ : Performance of an elliptical centric view order for signal enhancement and motion artifact suppression in breath-hold three-dimensional gradient echo imaging. MRM 1997, 38 : 793-802
  - 12) 高橋光幸, 高原太郎, 栗原泰之, 横山力也, 山之口稔, 宮坂実木子, 山口敏雄 : Elliptical centric view ordering を用いた頭頸部造影 MRA—paradoxical enhancement artifact の実験的検討一. 日磁医誌 2000 ; 20(Suppl) : 145
  - 13) 高原太郎, 大西 毅, 山口敏雄, 黒瀬太一, 松本純一, 川口 洋, 山内栄五郎, 作山攜子 : 脂肪抑制法を用いた骨盤部高速 3 次元造影 MRA の有用性. 日磁医誌 1998 ; 18 : 156-163
  - 14) Mistrett CA, Grist TM, Korosec FR, Frayne R, Peters DC, Mazaheri Y, Carroll T : 3D time-resolved contrast-enhanced MR DSA : advantages and tradeoffs. MRM 1998 ; 40 : 571-581
  - 15) 和田博文, 沖川隆志, 桑原里依, 松岡美保子, 上口秋彦, 熊本圭子, 市ノ瀬伸保, 大川真史, 浦田譲治 : 造影 dynamic 3D-MRA で用いる FFE-sequence の違いが血管描出能に及ぼす影響について. 日磁医誌 2000 ; 20(Suppl) : 169

## A Simulation Study of Enhancement Duration in Three-dimensional Contrast-enhanced MR Angiography

Masaki OHKUBO<sup>1</sup>, Yukio OHGOSHI<sup>2</sup>, Tomoko INOUE<sup>2</sup>,  
Kenichi NAITO<sup>2</sup>, Kiyotaka SUZUKI<sup>3</sup>

<sup>1</sup>*Department of Radiological Technology, School of Health Sciences,  
Faculty of Medicine, Niigata University  
2-746 Asahimachi-dohri, Niigata-shi, Niigata 951-8518*

<sup>2</sup>*Department of Radiology, Niigata University Medical Hospital*

<sup>3</sup>*Department of Integrated Neuroscience, Brain Research Institute, University of Niigata*

In our study on three-dimensional (3D) contrast-enhanced MR angiography we performed a computer simulation to investigate quantitative vessel visibility. In the simulation, we evaluated the relative loss of signal intensity in a vessel due to shortened duration of contrast-enhancement. The midpoint of enhancement-duration was assumed to be at the point in which the data in the center of  $k$ -space ( $k_y$  axis) was acquired. Signal intensity of a vessel decreased as the enhancement-duration was shortened and the diameter of the vessel was decreased. When the duration was shortened 40%, the signal intensity of a vessel in which the diameter was more than 2 pixels was preserved by approximately 70% or more. This suggests that the vessel visibility is high. When the duration was shortened 20%, the signal intensity of a vessel in which the diameter was less than 2 pixels decreased to less than approximately 40% or less.

The simulation was confirmed by using 3D MR angiography with a tube phantom filled with Gd-DTPA to simulate a vessel model. At anytime during data acquisition, we could set the phantom on the region being scanned or take it out by using the "pause" function of the MR scanner. This made it possible to change the enhancement-duration to match the simulation. Results of the phantom study were comparable to those of the simulation, suggesting that the simulation was valid. Our results and simple techniques for both the simulation and the phantom study using the "pause" function, were considered useful in the study of 3D MR angiography.