

三次元造影 MRA における k 空間計測順序の改良

阿部 貴之, 渡部 滋

株式会社日立メディコ技術研究所

はじめに

脳虚血や脳梗塞の原病変診断として、大動脈弓部、頸部大血管、頭蓋内血管の狭窄性病変を検索することは重要である。頸動脈分岐部の狭窄について言えば、超音波装置での診断が可能であるが、正確な狭窄率の診断には侵襲的な経動脈性の血管造影や DSA が必要となる。これに対して、より侵襲性の低い MR angiography (以下, MRA) を用いて、同部位の診断を行う場合、造影剤を用いない MRA (TOF) は血流速に依存した血管描出となるため、正確な狭窄度の評価は難しい。造影 MRA は、この問題を解決する方法として期待され、短時間で広範囲 (大動脈弓部から Willis 動脈輪付近まで) の血管描出と経動脈性血管造影に迫る正確な狭窄部の描出が望まれている¹⁾。

造影 MRA の頸部適用においては、動静脈分離が重要な課題となるが、単純な撮像時間短縮では空間分解能や S/N の劣化を伴うため、3D k 空間計測順序 (ordering) の改良が幾つか提案されている^{2),3)}。こうした ordering の改良法の一つである centric 系 ordering では、良好な動静脈分離能の反面、タイミングのずれによる顕著なアーチファクトが問題となる⁴⁾。そこで我々は、静脈信号の抑制力があり、かつタイミングずれの影響の少ない “sequential (以下, SEQ) の特徴を有する ky-kz の二次元的 order-

ing 法”として offset slice-phase centric (以下, OSPC) を開発し、計算機シミュレーション、流体ファントム実験を行い、その有効性を確認した。

OSPC 法の原理

Fig. 1 に OSPC 法の概要を示す。本法の特徴は、①k 空間 (ky-kz) を非対称にサンプリングする、②SEQ 系と同様な高域→低域→高域という k-trajectory を有する、③造影剤濃度ピーク後の計測時間が短いという点にある。つまり、目的とする動脈内の造影剤濃度がピークに到達する以前から計測を開始し、動脈内の造影剤濃度が高まる時間帯に効率的に低域データの計測を行い、静脈内の造影剤濃度が高い時間帯は高域データを計測するように、k 空間 (ky-kz) サンプリングを二次元的に制御することで、目的とする動脈の血管コントラストを高めるとともに、静脈の抑制が可能となる。また、上記②の特徴から、撮像タイミングがずれた場合でも、k 空間中心近傍 (低域) が造影剤ピーク前後の高信号となる可能性が高いため、タイミングずれによる影響を緩和できる。

Fig. 2 に各種 ordering において計測開始から終了までの各サンプル点の k 空間中心からの距離の時間変化を示す。Elliptical centric^{2),3)} (以下, EC) は k 空間原点から計測を開始し、

キーワード MR angiography, 3D acquisition, contrast enhancement, k-space ordering, fast MR imaging

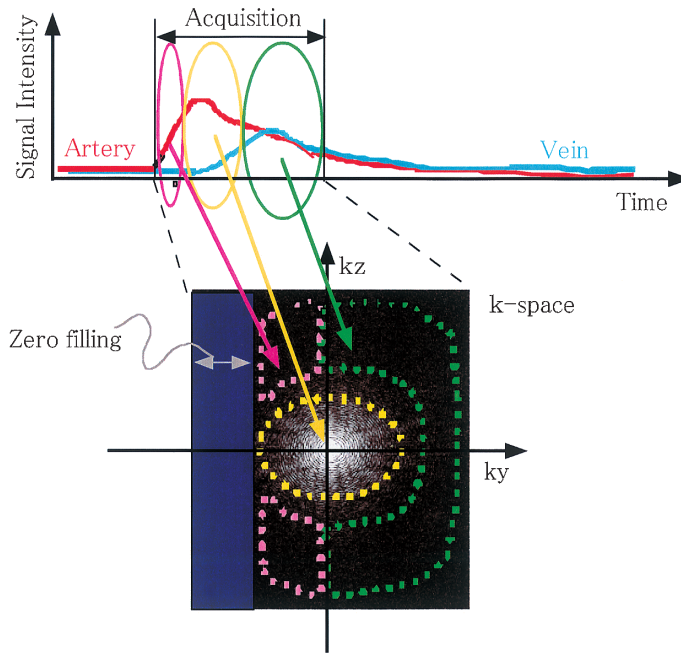


Fig. 1. Schematic diagram of OSPC

原点からの距離が単調に増加するように高域領域まで計測する．これに対し，OSPC では中域領域から，原点からの距離が単調に減少するように低域領域に向かって計測し，原点に至った後，原点からの距離が単調に増加するように高域領域に向かって計測する．両手法とも k 空間原点からの距離変化が単調変化であり，造影剤の高濃度時に k 空間の原点に近いデータ（低域データ）のみを効率よく計測できると考えられる．一方，SEQ は時間的に連続したデータの収集に相当するサンプリング点の距離変化が大きく，造影剤の高濃度時に一致して，低域データのみを計測することができない．

対象と方法

1. 計算機シミュレーションによる効果確認

2001年9月25日受理 2001年11月2日改訂

別刷請求先 〒277-0804 千葉県柏市新十倉2-1 (株)日立メディコ技術研究所 阿部貴之

まず，血管を模擬した線状データを計算機上に作成し，臨床時に取得した bolus 注入の際の time-intensity-curve (以下，TIC) に基づいて線状データの信号強度を変化させ，各時間 (0.01 s) ごとの二次元画像 (yz 面) を作成する．次に，各種 ordering (SEQ, EC, OSPC) に基づく位相/スライスエンコードを行ってサンプリングし，raw data (ky-kz 空間データ) を作成する．得られた raw data から二次元のシミュレーション画像を作成し (Fig. 3)，その画像から画質およびコントラストを評価した．本シミュレーションで用いた条件は，FOV = 320 mm, TR = 10 ms, thickness = 4 mm, 位相エンコード数 = 160, スライスエンコード数 = 16 とした．撮像タイミングは，TIC ピークに一致した例と TIC ピークから 4 s 前に計測を開始した例についてシミュレーショ

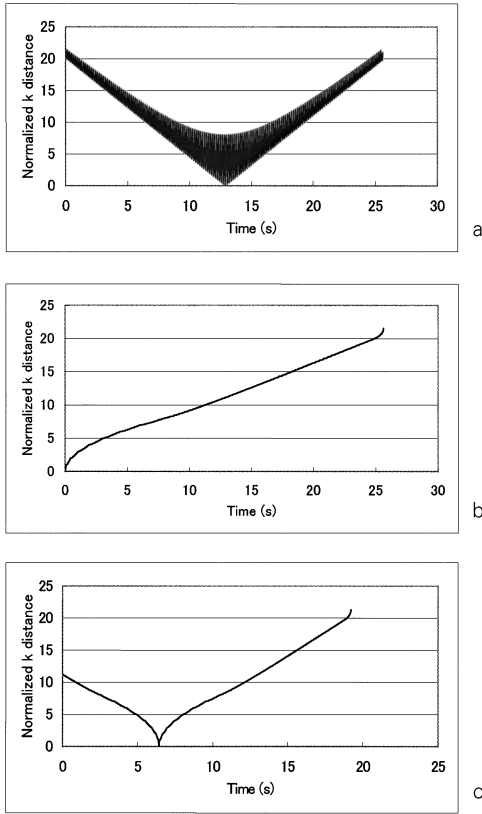


Fig. 2. Changes of radii in ky-kz space in data acquisition by each method ((a) SEQ, (b) EC, (c) OSPC). Imaging matrix is 160 (y) × 16 (z) with isotropic resolution.

ンを実施した。また、線状データの径は 4 mm (位相方向 : 2 pixel 相当, スライス方向 : 1 スライス厚相当) とした。

2. 流体ファントムによる実験

Fig. 4 に実験に用いた流体ファントムの構成図を示す。本ファントムによる実験では造影剤の代わりに、高濃度塩化ニッケル水溶液を用いた。流体ファントムの模擬血管内径を 11 mmΦ とし、40 cm/s の流速で血液相当の T₁ 値 (約 900 ms : 0.3T)⁵⁾ の塩化ニッケル水溶液を循環させ、造影剤注入口から疑似造影剤 13 ml を 2 ml/s で注入することで、模擬血管内

T₁ 値が臨床に近い値になるようにコントロールした。また、動静脈還流時間は 7 s になるようにチューブの長さを調整した。本ファントムを評価対象の全 ordering を用いてそれぞれ撮像し、得られた画像から評価した。本実験の撮像条件は、FOV = 320 mm, TR = 10 ms, TE = 3.3 ms, FA = 40°, thickness = 3 mm, スライスエンコード数 = 16, 周波数エンコード数 = 192, 位相エンコード数 = 140, BW = 50 kHz とし、本撮像前に計測した TIC から模擬動脈内信号強度ピーク時に k 空間中心を合わせた。使用装置は日立メディコ製 AIRIS-II (0.3 T 永久磁石型) である。

結 果

1. 計算機シミュレーションによる効果確認

Fig. 5 に撮像タイミングが TIC ピークに一致した場合のシミュレーション結果を、Fig. 6 に TIC ピークから 4 s 前に計測を開始した場合のシミュレーション結果を示す。Fig. 5 から、TIC ピークに一致した場合には、OPSC が最も動静脈分離能が高かった。また、Fig. 6 から、撮像タイミングがずれると、EC では模擬動静脈にリング状のアーチファクトが生じているのに対して、SEQ および OPSC ではアーチファクトが生じなかった。Table 1 に撮像タイミングが TIC ピークに一致した場合の動静脈信号強度比を示す。Table 1 から、OSPC は EC に比べて、信号強度比がスライス方向で 1.9 倍、位相方向で 4.3 倍向上した。

2. 流体ファントムによる実験

流体ファントムによる実験結果を Figs. 7, 8 に示す。Fig. 7 は実験において実測した TIC, Fig. 8 は各種 ordering における撮像結果とそのプロファイルを示すものである。Fig. 7, Fig. 8 から、(a) の SEQ では静脈が残っており、十分抑制できていない。また、SEQ は位相エンコード又はスライスエンコードの一方が高域→低域→高域と単調に変化するのに対し、

造影MRAにおける最適k空間計測順序

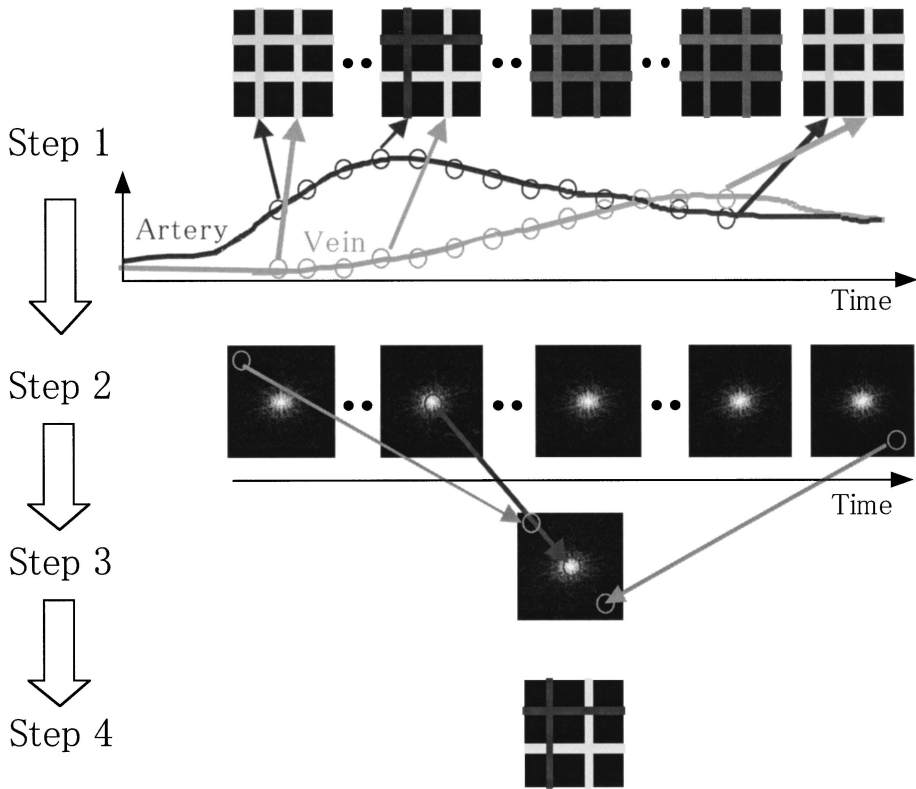


Fig. 3. Process flow of simulation

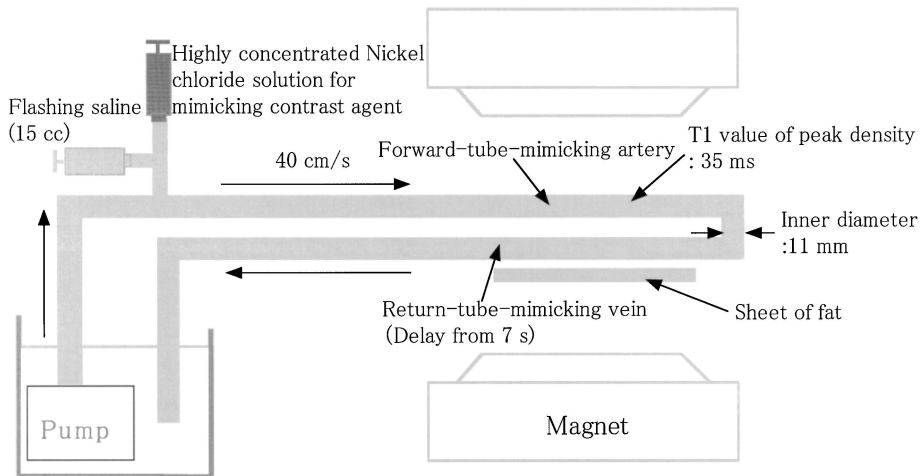


Fig. 4. Phantom experiment set up

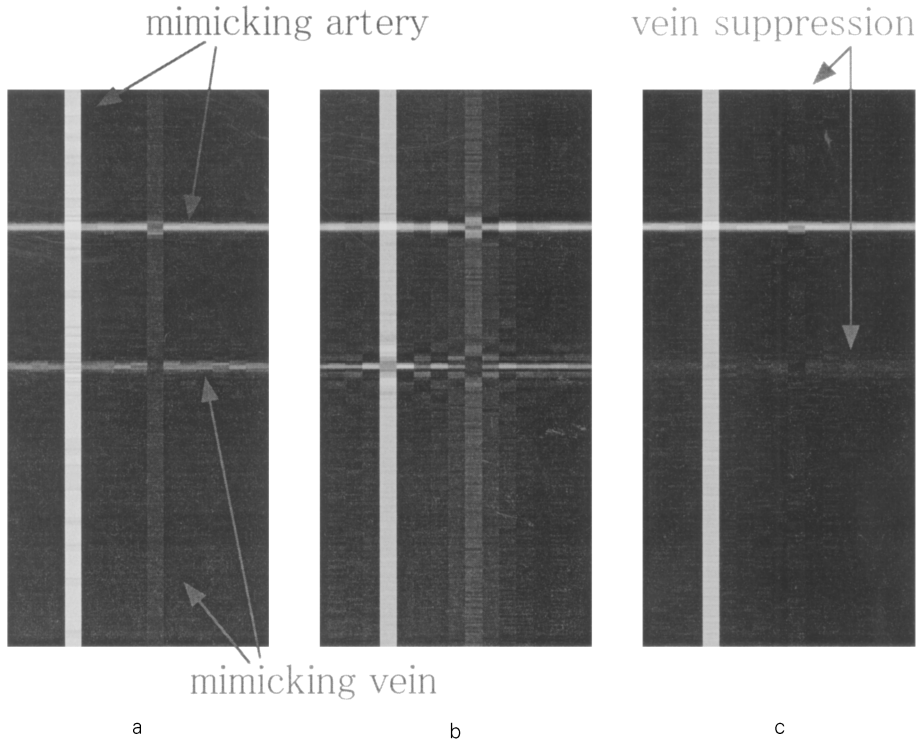


Fig. 5. Simulation results for the optimal timing. OPSC image shows the highest contrast between artery and vein.
 (a) SEQ, (b) EC, (c) OPSC

他方が高域と低域を繰り返すことになる。したがって、TICにおいて造影剤濃度が高いときに集中してk空間(ky-kz空間)の中心付近のデータを計測できておらず、動脈の信号が低い。また、(b)のECは静脈が完全に抑制できておらず、エッジが際立ったようなリングングも見受けられる。この静脈のリングングアーチファクトは、静脈信号のサンプリングが高域でのみ行われているためであり、Fig. 7に示したようにECの計測自体が造影剤濃度ピークから計測を開始し、遅い時間帯まで計測が続くことに起因しており、静脈の抑制効果も低くなる。また、動脈内造影剤濃度が比較的高い立ち上がりの時間帯を計測していないため、他のorderingに比べて約10%以上も動脈信号が低下している。これに対して、(c)のOPSCは最も静脈

が抑制されており、動脈の信号強度が最も高かった。この結果は計算機シミュレーション結果と同等であり、OSPCの動脈相に一致した効率的なk空間低域取得能と高い静脈相非計測率を示している。Table 2に、動脈と静脈のS/Nおよび信号強度比を示す。Table 2からもわかるように、OSPCは最も動脈/静脈の信号強度比が高く、特にECに比べて、動脈/静脈の信号強度比が約4倍に向上した。

Fig. 9に0.3T AIRIS-IIにおいてOPSCを用いた臨床例を示す。Fig. 9は頸動脈撮像の例であり、MIP正面像である。撮像時間を30~40秒と長くしても、静脈が抑制されており、動脈を選択的に描出できている。また、撮像時間を延長して、空間分解能を向上させているため、血管辺縁や総頸動脈分岐部を明瞭に描出で

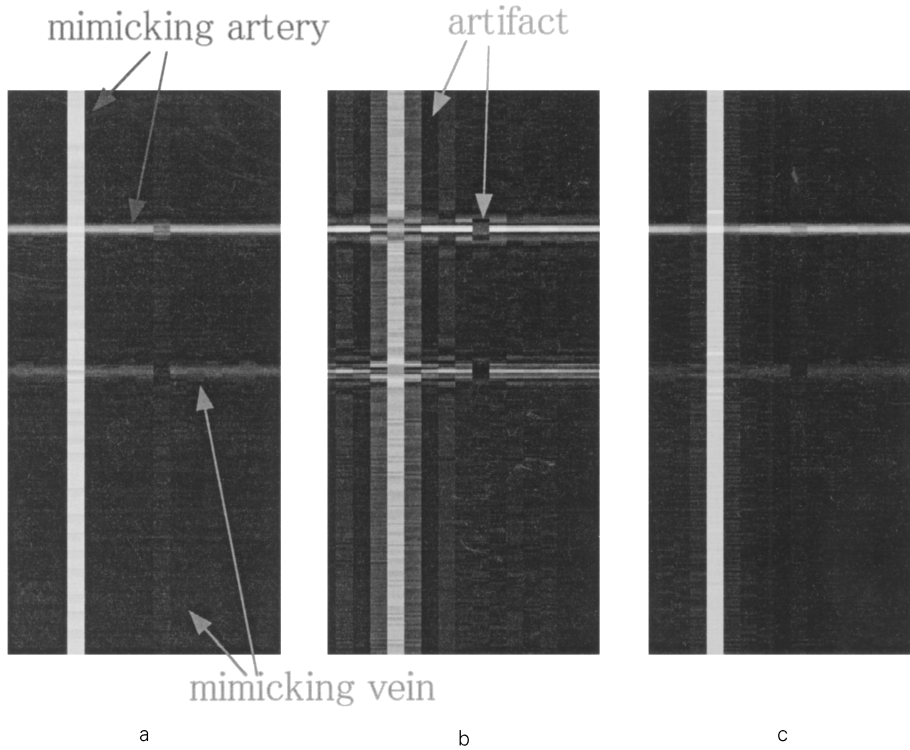


Fig. 6. Simulation results for acquisition beginning 4 s before the optimal timing (a) SEQ, (b) EC, (c) OSPC

Table 1. Signal Ratio of Artery and Vein in Simulation

Item		SEQ	EC	OSPC
Slice encode direction	Average artery signal	0.74	0.78	0.88
	Average vein signal	0.26	0.38	0.22
	Signal ratio between artery and vein	0.24	2.05	4
Phase encode direction	Average artery signal	0.99	0.81	0.98
	Average vein signal	0.04	0.14	0.04
	Signal ratio between artery and vein	24.75	5.78	24.5
Dependency on vessel direction		1.34(34%)	1.04(4%)	1.06(6%)
Average signal ratio between artery and vein		5.8	3	6.5

きている。

考 察

Fig. 2 に示したように、OSPC, EC 共に k 空

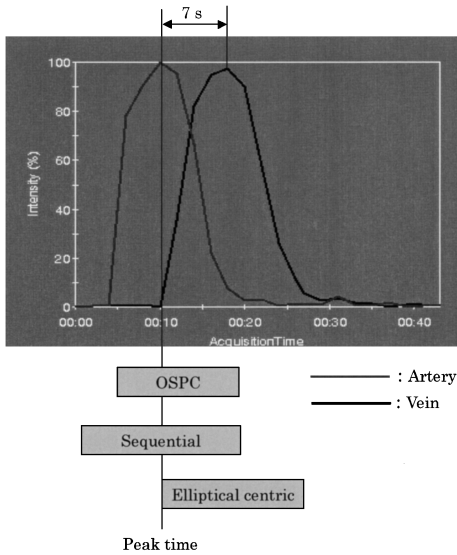


Fig. 7. Time intensity curve of the vessels in each ordering method. Curves were measured using the same conditions as those in the estimation. These curves show that the time of enhancement between artery and vein is seven seconds.

間原点からの距離変化が単調変化であり、造影剤の高濃度時に k 空間の原点に近いデータ (低域データ) のみを効率よく計測できる。EC は k 空間原点から計測を開始するため、オートトリガー機能又はマニュアルトリガー機能 (fluoroscopic trigger)⁶⁾により造影剤の到達を確実に検出して計測を開始する場合には有効だが、正確なタイミングで計測を開始できないケースでは画質を大きく劣化させていた⁴⁾。一般に centric 系はすべてこの問題を有している。これに対して、OSPC は中域領域から計測を開始しているため、多少のタイミングのずれをもカバーできると考える。一方、SEQ は OSPC と同様の理由から多少のタイミングのずれはカバーできるが、Fig. 2 に示すように k 空間原点からの距離変化が大きいいため、造影剤の高濃度時に一致して、効率よく低域データを計測できない。以上から、タイミングのずれの影

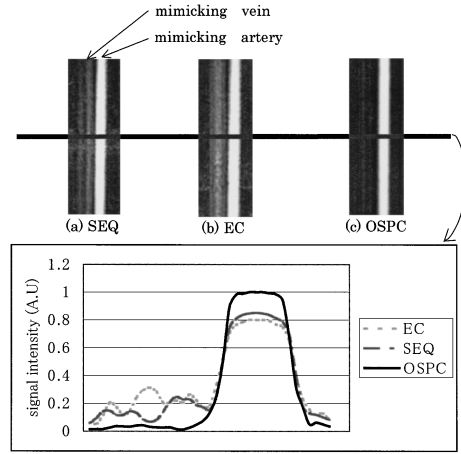


Fig. 8. Phantom images and line profiles of vessels in by flow phantom experiment

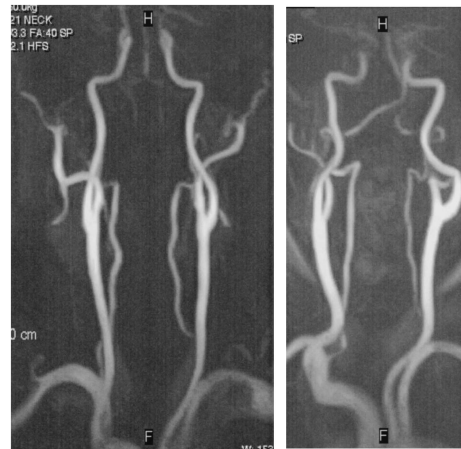


Fig. 9. CE-MRA of neck using OSPC (TR/TE/FA = 10 ms/3.3 ms/40°, voxel size = 1.25~1.5 × 1.7 × 1.8~2.2) shows accurate delineation of carotid arteries.

Table 2. Signal to Noise Ratio of Vessels and Signal Ratio between Artery and Vein

	SEQ	EC	OSPC
Artery (a)	94	85	115
Vein (b)	23	29	9
Signal ratio (= a/b)	4.1	2.9	12.8

響を受けにくく、かつ造影剤の高濃度時に効率よく低域データを計測できる OSPC が、最も有効な ordering であると考えられる。ただし、計測開始タイミングを fluoroscopic trigger 等により制御する場合は、ポーラスピークの到達前にスキャンを開始しなければならないため、計測開始の判断に関する工夫が必要となる。このため、OSPC 法は、基本的にテストインジェクションで撮像タイミングを決定する場合に特に適していると考ええる。

Fig. 5, Fig. 6 に各種 ordering における計算機シミュレーション結果を示したが、これは Fig. 2 に示した各種 ordering の特徴からの考察と一致する。つまり、EC は k 空間の中心から計測を開始するため、撮像タイミングが早い場合に画質劣化が著しい。これに対して、OPSC および SEQ は k 空間中域若しくは高域から計測を開始しているため、撮像タイミングがずれた場合の影響が少ない。また、OSPC は Fig. 1 にも示したように、SEQ に比べて、静脈内造影剤濃度の高くなる時間帯は高域を計測するようにしているため、静脈抑制力が高い。なお、本論文では述べていないが、造影剤による信号変化はピーク前（立ち上がり時）に比べて、ピーク後は変化が小さいため、撮像タイミングが遅れた場合におけるアーチファクトの影響は少なく、この場合でも、OSPC は k 空間中心を計測する前にも低域周囲を計測しているため、動脈描出能の劣化を抑制できることを確認している。当然のことながら撮像タイミングが遅れた場合には、OSPC, EC 共に静脈の重なりを生じる可能性があるが、EC は計測終了が OSPC より遅いことから、OSPC に比較して静脈の重なりが強く生じることが予測される。

Fig. 5, Fig. 8 を比較してみると、ほぼ同様の結果が得られており、また、Fig. 9 の臨床撮像例を基に動脈と背景（静脈）との信号強度比をとると、信号強度比が 13~14 であり、本研究に用いた計算機シミュレーションおよび流体ファントム実験の信頼性を示している。

Fig. 9 に臨床撮像における良好な結果を示したが、今回用いた造影 MRA 撮像条件では、スライス方向空間分解能が十分とは言えず、スライス面と平行に走行する細い血管（Fig. 9 の椎骨動脈等）の描出が良好でないことがわかった。頸部造影 MRA において、A-P 方向の空間分解能は重要⁷⁾で、Leclerc らは、1 mm 以下の空間分解能が必要としている^{8),9)}。現状では、S/N および撮像時間の点から、一概にスライス厚を薄くすることができず、頸部造影 MRA における今後の課題として、造影剤注入方法および撮像条件の最適化を行う予定である。

結 論

動静脈分離能が高く、撮像タイミングずれの影響を緩和した OSPC を考案した。計算機シミュレーションおよび流体ファントム実験により、OSPC は、EC に比べて、動脈/静脈の信号強度比が約 4 倍と高いことを確認した。また、臨床適用により、OSPC の効果が計算機シミュレーションおよび流体ファントムによる評価と同等の結果であることを確認した。

本研究において、OSPC は bolus 静注時の動脈内造影剤濃度変化に合った ordering であり、効率的に動脈を高信号で描出できるとともに静脈抑制力の高い 3D k 空間計測順序であることを示した。

本論文の一部は、第 8 回 MRA 研究会（2000 年 6 月、松山）、第 28 回日本磁気共鳴医学会大会（2000 年 10 月、京都）において発表した。

謝 辞

本研究に当たり、臨床評価を実施いただいた東京慈恵会医科大学柏病院放射線科、原田助教授をはじめ、放射線科の皆様にご感謝いたします。

文 献

- 1) 青木茂樹, 石亀慶一, 熊谷博司, 椛澤宏之, 高橋良行: 脳血管障害における造影MRアンギオグラフィ. 新医療 2000; 6: 46-50
- 2) Wilman AH, Riederer SJ: Improved centric phase encoding orders for three-dimensional magnetization-prepared MR angiography. Magn Reson Med 1996; 36: 384-392
- 3) 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. Magn Reson Med 1997; 38: 793-802
- 4) Prince MR, Chenevert TL, Foo TK, Londy FJ, Ward JS, Maki JH: Contrast-enhanced abdominal MR angiography: optimization of imaging delay time by automating the detection of contrast material arrival in the aorta. Radiology 1997; 203: 109-114
- 5) Bottomley PA, Foster TH, Argersinger RE, Pfeiffer LM: A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1-100 MHz: dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age. Med Phys 1984; 11(4): 425-448
- 6) Huston J III, Fain SB, Reiderer SJ, Wilman AH, Bernstein MA, Busse RF: Carotid arteries: maximizing arterial to venous contrast in fluoroscopically triggered contrast-enhanced MR angiography with elliptical centric view ordering. Radiology 1999; 211: 265-273
- 7) Aoki S, Nakajima H, Kumagai H, Araki T: Dynamic contrast-enhanced MR angiography and MR imaging of the carotid artery: high-resolution sequences in different acquisition planes. Am J Neuroradiol 2000; 21: 381-385
- 8) Fain SB, Riederer SJ, Bernstein MA, Huston J III: Theoretical limits of spatial resolution in elliptical-centric contrast-enhanced 3D-MRA. Magn Reson Med 1999; 42: 1106-1116
- 9) Leclerc X, Nicol L, Gauvrit J, Thuc V, Leys D, Pruvo J: Contrast-enhanced MR angiography supraaortic vessels: the effect of voxel size on image quality. Am J Neuroradiol 2000; 21: 1021-1027

Optimization of k-Space Ordering in Three-Dimensional Contrast-Enhanced MR Angiography

Takayuki ABE, Shigeru WATANABE

*Research and Development Center, Hitachi Medical Corporation
2-1 Shintoyofuta, Kashiwa, Chiba 277-0804*

A new method for k-space ordering is described. This new method improves three-dimensional contrast enhanced MR angiography of the carotid artery. The k-space ordering method samples the data from the asymmetric two dimensional k-space in a fade in/fade out process. This method begins k-space sampling at a point midway between the away k-center and a ky-edge. It then samples the k-center when the density of the contrast agent reaches its peak.

By using simulation, phantom experiments, and clinical evaluations, we found that our ordering method is superior to conventional methods. Our method generates higher contrast between arteries and veins and enables better venous suppression. This results in fewer artifacts. When compared to conventional ordering methods, the advantages of our method are easily demonstrated.