

ノート

# Elliptical Centric法を用いた 造影三次元MR Angiographyにおける 造影効果持続時間および撮像タイミングに関する検討

八木下裕子・大越幸和・大久保真樹<sup>1)</sup>  
内藤健一・井上智子・蔡 篤儀<sup>1)</sup>

新潟大学医学部附属病院放射線部  
1) 新潟大学医学部保健学科放射線技術科学専攻

論文受付  
2003年6月12日  
論文受理  
2003年9月23日  
Code No. 261

## 緒言

造影剤を用いた三次元(3D)MR angiography(MRA)は、造影剤のT1短縮効果に基づいて血管像を得る方法であり、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。従来のtime of flight法

やphase contrast法による撮像と比べて、血流スピンの位相分散による信号低下などの影響を受けにくく、広範囲を短時間に撮像することが可能であることから、現在広く用いられている撮像法である<sup>1-4)</sup>。この撮像において血管描出能に影響する要因としては、造影剤

## Duration of Enhancement and Scan Timing in Three-dimensional Contrast-enhanced MR Angiography Using the Elliptical Centric Phase-encoding Technique

YUHKO YAGISHITA, YUKIO OHGOSHI, MASAKI OHKUBO,<sup>1)</sup> KENICHI NAITO, TOMOKO INOUE, and DU-YIH TSAI<sup>1)</sup>

Department of Radiology, Niigata University Medical Hospital  
1) Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Niigata University

Received June 12, 2003; Revision accepted Sept. 23, 2003; Code No. 261

### Summary

In the present study, we quantitatively investigated the relationship between the signal intensity in a vessel and the duration of contrast enhancement as well as scan timing in 3D contrast-enhanced MR angiography using an elliptical centric phase-encoding technique. A tube phantom filled with Gd-DTPA, acting as a vessel, was taken out from the field of view during data acquisition, by using the "pause" function of our MR scanner( GE Signa, 1.5 Tesla ) thereby simulating the presence and absence of a vessel. The shortening of the duration of enhancement corresponds to the delay of scan timing from the optimal point in the phase-encoding of the centric-ordering system. The signal intensity in a vessel( 1-5 mm in diameter ) decreased as the duration of enhancement became shorter and the diameter of the vessel decreased. When the number of partitions was 16 or 32 in a 128-mm-thick slab, the signal intensity obtained by the elliptical centric phase-encoding technique was almost the same as that obtained by the conventional centric phase-encoding technique. However, when the number of partitions was increased( 64-124 ) and if the duration of enhancement was short, the signal intensity obtained by the elliptical centric phase-encoding technique was higher than that obtained by the conventional centric phase-encoding technique. In conclusion, in terms of the duration of enhancement and the delay of scan timing, the elliptical centric phase-encoding technique is superior to the conventional centric phase-encoding technique when the number of partitions in a slab for 3D MR angiography is increased.

**Key words:** *Magnetic resonance angiography (MRA), Three-dimensional contrast enhanced magnetic resonance angiography (3D-CE MRA), Elliptical centric phase encoding, Centric phase encoding, Phase-encoding order*

別刷資料請求先：〒951-8520 新潟県新潟市旭町通1-754  
新潟大学医学部附属病院 放射線部 八木下裕子 宛

の注入と撮像のタイミングや、対象とする血管に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等が挙げられる。また画像のコントラストを決定するうえで k 空間の充填方法 (ordering) も重要と考えられる。

造影3D MRAで主に用いられるordering法としては、sequential法、centric法、およびelliptical centric法の3種類が挙げられる<sup>5-7)</sup>。sequential法はk空間の端から順に負の最大値から正の最大値に向かってデータを収集する方法で、centric法はk空間の中心から外側に向かって正と負交互にデータを収集する方法である。この二つのordering法は、k空間の位相エンコードまたはスライスエンコードのいずれかの方向において、1ラインずつデータが充填されていくという点で共通である。位相エンコードとスライスエンコードの関係を示すphase loopがphase-slice loopの場合には、1位相エンコードごとにスライスエンコード方向のデータがすべて充填され、slice-phase loopの場合には、1スライスエンコードごとに位相エンコード方向のデータがすべて充填される<sup>6,7)</sup>。これに対しelliptical centric法は、位相エンコードとスライスエンコードの両方向に関して、k空間のより中心に近い部分からデータ収集を行う方法である。phase loopによる1ラインごとの収集ではなく、k空間の中心から、らせん状に広がる形でデータが充填される。

造影3D MRAにおいては、造影剤が対象血管に高濃度に存在するfirst passのタイミングでk空間の低周波領域のデータを充填することによって、コントラストの高い血管像が得られる。しかし実際の撮像においては、撮像タイミングのずれや、高空間分解能撮像等で撮像時間が長い場合など、造影効果の高い時間内に低周波領域のデータが十分に収集されない場合も考えられる。これまでに、sequential法やcentric法について造影効果の持続時間や撮像タイミング等に関する基礎的な検討が行われ<sup>4,8,9)</sup>、描出される血管の信号強度が定量的に評価されている<sup>10,11)</sup>。しかし、elliptical centric法に関する同様の検討は少ない<sup>12,13)</sup>。本研究では、elliptical centric法において描出される血管の信号強度が、造影効果持続時間や撮像タイミングにより、どのように変化するかを定量的に評価することを目的とする。ファントム実験を行い、centric法との比較を交えて検討した。

## 1. 方法

使用装置はGE社製Signa (1.5T)である。コイルはQD Head coilを使用した。撮像シーケンスは当施設において3D MRAに通常用いられている高速gradient echo法 (3D T2-weighted, enhanced 3D fast gradient echo) を使用し、

撮像パラメータはTR 5msec, TE 1.3msec, FA 30°, 加算回数 1回, FOV 20cm, 撮像マトリクス 256×256, スラブ厚128mmとした。ordering法はelliptical centric法を用いた。スラブ分割数は16(実効スライス厚 8mm, 撮像時間21sec), 32(実効スライス厚 4mm, 撮像時間40sec), 48(実効スライス厚2.7mm, 撮像時間60sec), 64(実効スライス厚2mm, 撮像時間72sec), 128(実効スライス厚 1mm, 撮像時間158sec)の5種類とした。同様の条件にて、centric法(phase loopはphase-slice loop)を用いての撮像も行った。

ファントムは、血管を想定した内径1, 3, 5mmのチューブにGd-DTPA希釈液(5mmol/l)を充填したものを使用した。各径のチューブの両端をアクリル製の板に固定し、撮像領域内ではチューブが空中にある状態とした。ファントムを撮像領域に設置してスキャンを開始し、途中MR装置のポーズ機能を利用してファントムを取り出すという方法で、血管における造影剤の有無を模擬した<sup>10)</sup>。今回の実験では造影信号の有無のタイミングの正確性を重視するため流体ファントムは使用せず、ファントムを取り出すまでの撮像時間を変えることで全撮像時間に対する造影信号の存在時間の割合(造影効果持続時間)を変化させた。

撮像後MIP処理を加えて画像(MIP像)を作成し、この画像上で各径のファントムに関心領域を設定し、信号強度を測定した。関心領域はファントム径よりも十分小さい大きさで複数設定し、これらの平均信号強度を評価に用いた。スラブ分割数やordering法の異なる撮像を比較するため、それぞれの撮像における造影効果持続時間100%(撮像中常に造影剤が存在する場合)の信号強度を基準とした相対値で、各造影効果持続時間での信号強度を示した。

## 2. 結果

実験により得られた、各スラブ分割数における造影効果持続時間と血管ファントムの信号強度の関係をFig. 1に示す。ordering法はいずれもcentric系(k空間の中心部からデータ充填を開始する)<sup>1)</sup>であることから、撮像タイミングが(至適な時刻よりも)遅れた場合には、造影効果持続時間が短縮されることになる。したがって、Fig. 1の横軸の値(%)が低下することは、造影効果持続時間の短縮、あるいは撮像タイミングの遅れを表していると考えられる。

スラブ分割数16および32(Fig. 1a, b)において、elliptical centric法では、1mm径の血管に関しては造影効果持続時間が短縮された場合の信号強度の低下はほぼ直線的である。これに対し3mm径では約50%、5mm径では約30%まで造影効果持続時間が短縮されても、ほぼ100%の信号強度が得られる。しかし、こ

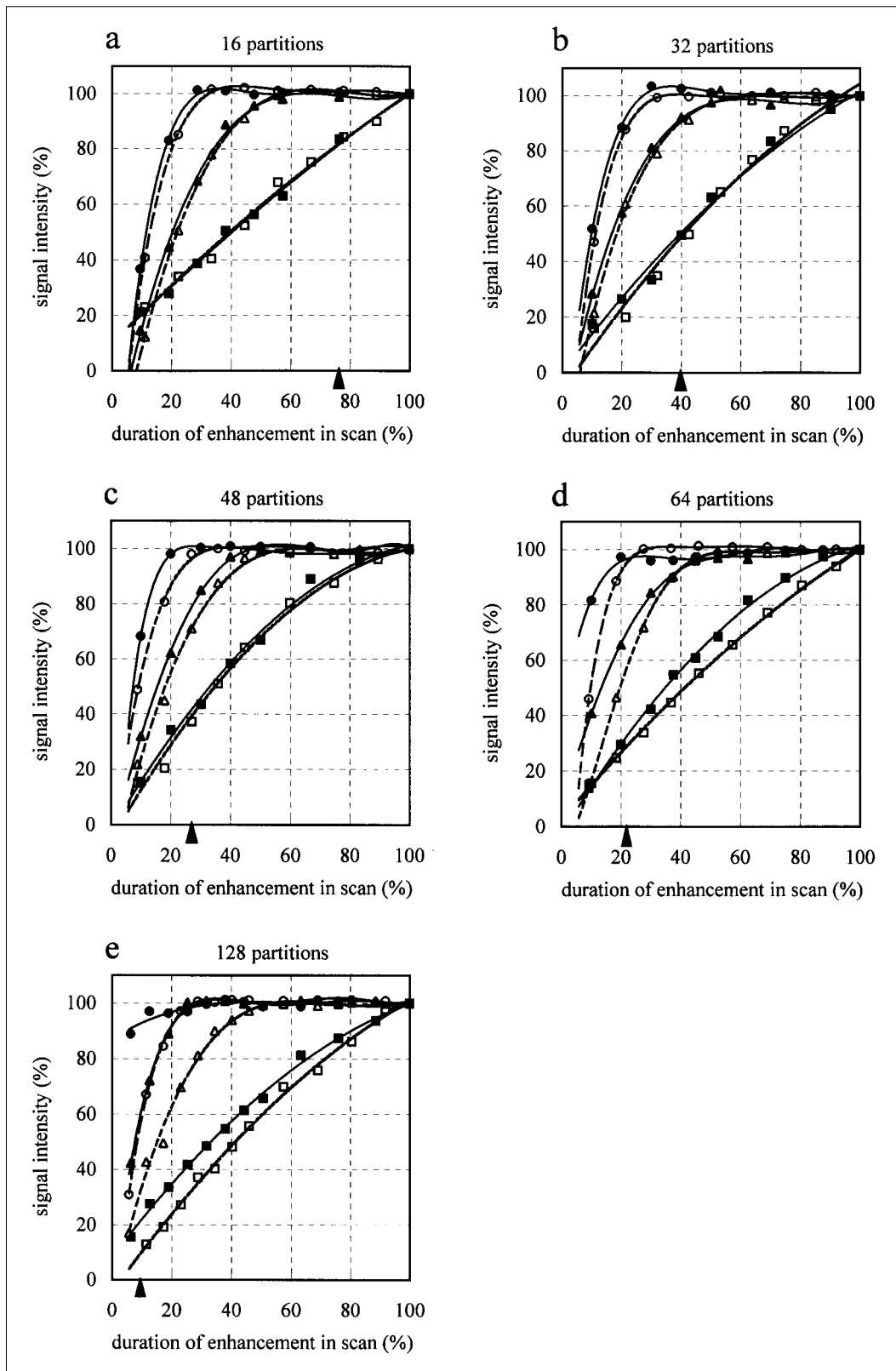


Fig. 1 The signal intensity of a tube phantom( % )s given by the ratio of the signal intensity obtained with each duration of the contrast-enhancement in scan( % )to the signal intensity obtained with the 100% enhancement-duration. Black symbols on solid lines and white symbols on dotted lines represent the results obtained by the elliptical centric phase-encoding technique and conventional centric phase-encoding technique, respectively. Each symbol represents a different diameter of vessel: and ; 1 mm, and ; 3 mm, and ; 5 mm. The number of partitions in a slab is 16( a ) 32( b ) 48( c ) 64( d ) and 128( e ). The arrowhead( ) on the horizontal axis represents the point corresponding to 16 sec of enhancement-duration, as an example, in each number of partitions.

れ以下の造影効果持続時間では著明に信号強度が低下する。centric法においても同様の結果となり、明らかな差は認められない。

スラブ分割数48 (Fig. 1c)では、1mm径についてはordering法による差は認められない。しかし、3mm径および5mm径においてはcentric法に比べelliptical centric法による撮像の方が、より短い造影効果持続時間まで100%の信号強度が保たれる結果となる。さらにスラブ分割数が64や128に増加すると (Fig. 1d, e), 造影効果持続時間が短縮された場合のelliptical centric法とcentric法との信号強度差はより著明となる。

Fig. 1の横軸の造影効果持続時間は、撮像時間に占める造影剤の存在する時間の割合 (%) である。したがって、造影剤の存在する時間が一定でも、スラブ分割数によって撮像時間が変化すれば、横軸の値は異なる。一例として造影剤の存在する時間を16secと仮定した場合、各スラブ分割数における造影効果持続時間はそれぞれFig. 1a~eの横軸上に記号 ( ) で示す位置に相当する。この場合の信号強度を3mm径を例にとってみると、スラブ分割数16と32 (Fig. 1a, b) ではelliptical centric法とcentric法においてほとんど差はみられない。しかしスラブ分割数48では、elliptical centric法では信号強度が約78%となり、centric法 (約71%) よりも高くなる。スラブ分割数64ではelliptical centric法で約69%、centric法で約53%であり、さらにスラブ分割数128ではelliptical centric法で約62%、centric法で約33%となり、著明な信号強度差が現れる。このようにスラブ分割数を増加すると、造影効果持続時間が短縮された場合に、elliptical centric法がcentric法よりも信号強度が高くなる傾向がみられる。

### 3. 考 察

造影3D MRAに関するさまざまな検討により、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撮像を行うことが重要であり、造影効果の持続する時間内にk空間の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 (コントラスト) が保たれることが報告されている<sup>8-13)</sup>。elliptical centric法に関する本研究においてもこれと同様の傾向が確認され、描出される血管の信号強度を定量的に評価することができた。

本研究ではスラブ分割数を変化させての比較を行ったが、スラブ厚を一定としていることからスラブ分割数が多くなるほど実効スライス厚は小さくなり、1本の血管がより多くのスライスに含まれることとなる。このようにスライス厚に対して血管径が大きい場合には、k空間のスライスエンコード方向におけるデータの広がりは小さく、中央付近でのみ大きな値となる<sup>10, 11)</sup>。逆にスラ

ブ分割数が少なくスライス厚に対して血管径が小さい場合には、k空間のスライスエンコード方向におけるデータの広がりが大きくなる。その顕著な場合が血管が1スライスに収まる場合であり、この時k空間のデータはスライスエンコード方向に均等に分布する (一定値を持つ)。

今回の検討におけるcentric法のphase loopはphase-slice loopであり、1回の位相エンコードにつきスライスエンコード方向のデータがすべて収集される。これに対しelliptical centric法では位相エンコード、スライスエンコードの両方向において中心部から外側へ向かう順序でデータ収集されるため、k空間のスライスエンコードと位相エンコードのいずれの方向においても中心部のデータをより早く収集し終えることができる。Fig. 2は、一例としてelliptical centric法とcentric法でそれぞれ撮像時間の25%が経過した時点で収集されたk空間データの範囲を、スライスエンコード方向および位相エンコード方向の二次元の概略図にて示したものである<sup>5)</sup>。elliptical centric法では、centric法に比べスライスエンコード方向の周辺部におけるデータが充填されない分、位相エンコード方向における中心部のデータ充填範囲が広がっている。

造影効果持続時間が短い場合、描出される血管の信号強度を高くするためには、限られた時間内でk空間においてより大きい値を持つデータを優先的に収集することが必要である。スライス厚に対して血管径が大きく、k空間のスライスエンコード方向の中心部と周辺部とのデータの持つ値の差が大きい場合には、elliptical centric法を用いてスライスエンコード方向の中心部を優先的に収集し周辺部は後で収集する (その分位相エンコード方向の中心部をより広く収集する) ことによる効果大きい。しかし、スライス厚に対して血管径が小さく、k空間のスライスエンコード方向の中心部と周辺部とのデータ値の差が小さい場合にはその効果は低く、elliptical centric法とcentric法とで描出される血管の信号強度に大きな差はみられないと考えられる。

今回の結果においても、スラブ分割数16や32ではelliptical centric法とcentric法との信号強度に明らかな差はみられない (Fig. 1a, b)。これは、スラブ分割数16や32では実効スライス厚が8mmおよび4mmとなることから、1~5mm径の血管は1ないし2スライス内に収まり、前述のようにk空間のスライスエンコード方向の中心部と周辺部とのデータの持つ値の差が小さいためであると考えられる。一方、スラブ分割数を増やし実効スライス厚が小さくなるにつれて、5mm径や3mm径の血管は多くのスライスに含まれるようになる。すると、k空間のスライスエンコード方向の中心

部と周辺部とのデータ値の差が大きくなり、造影効果持続時間が短い場合においてelliptical centric法を用いるとcentric法よりも高い信号強度が得られたと考えられる(Fig. 1c~e)。また、このような造影効果持続時間に関する考察は、撮像タイミングに関する適用することができる。撮像タイミングが遅れた場合(造影効果持続時間が短縮されることになる)、スラブ分割数が少ないとき(実効スライス厚に対して血管径が小さい場合)にはelliptical centric法を用いてもcentric法とほぼ同等な信号強度となる。しかし、スラブ分割数が多い場合(実効スライス厚に対して血管径が大きい場合)には、elliptical centric法は撮像タイミングの遅れに対してcentric法に比べて有利であると考えられる。

今回得られた結果(Fig. 1)は、造影剤が存在する状態で収集されたデータが、k空間の全体に占める割合を変化させた場合の相対的な信号強度の変化を示したものであり、TRやTE等の撮像条件や造影剤の濃度などといった条件に依存せず、広く適用できると考えられる。一例として、実験ではスラブ分割数を128とする撮像時間は158secであったが、もしも30secで撮像可能な場合には、Fig. 1eの横軸の100%が30secに相当するものと考え、Fig. 1eの結果を適用できる。

今回の検討では造影剤の有無を模擬したのみで、実際のfirst passにおける血流や造影剤の濃度変化を考慮したものではない。またMIP画像上の信号強度のみによる評価であり、アーチファクト等を含めた画像全体の視覚的な評価は行っていない。これらに関する検討が今後の課題である。

#### 4. 結 語

elliptical centric法を用いた造影3D MRAにおいて、造影効果持続時間および撮像タイミングと、描出される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。elliptical centric法は、スラブ分割数が少ない(実効スライス厚に対して血管径が小さい)場合にはcentric法と大きな差異はみられない。しかし、高分解

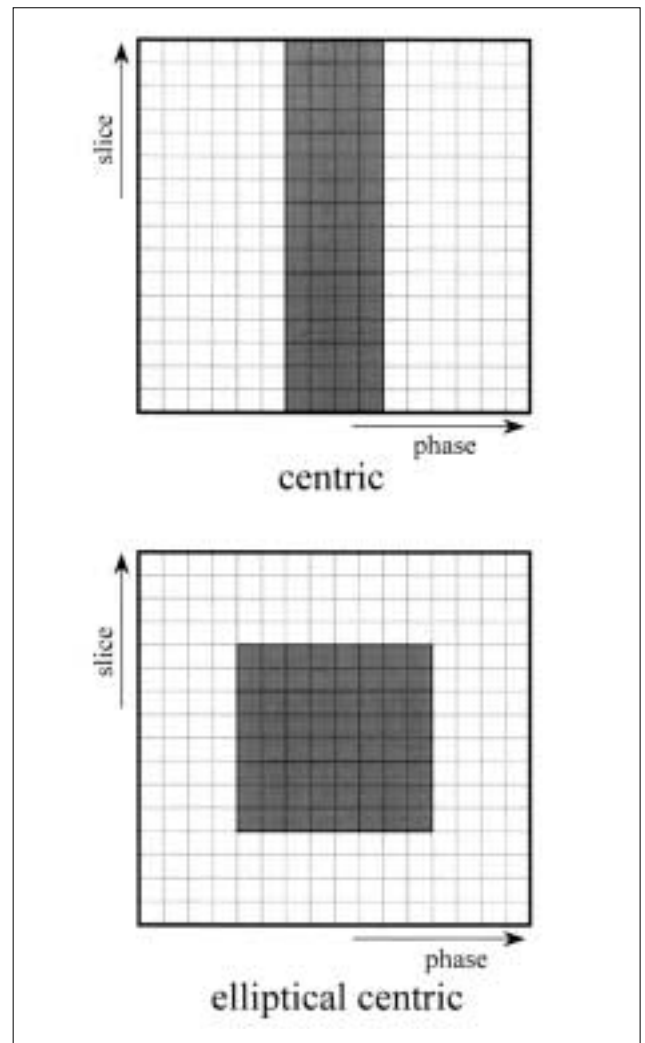


Fig. 2 Schematic representations of k-space data in centric phase-encoding( upper )and elliptical centric phase-encoding( lower ) The parts presented in gray indicate the data in k space acquired during the first 25% of the scan.

能撮像等においてスラブ分割数が多くなる(実効スライス厚に対して血管径が大きくなる)と、造影効果持続時間の短縮や撮像タイミングの遅れに対してcentric法よりも有利であることが明らかとなった。

## 参考文献

- 1) Prince MR, Narasimham DL, Stanley JC, et al.: Breath-hold gadolinium-enhanced MR angiography of the abdominal aorta and its major branches. *Radiology*, 197(3), 785-792 (1995)
- 2) Earls JP, Rofsky NM, DeCorato DR, et al.: Breath-hold single-dose gadolinium-enhanced three-dimensional MR aortography: usefulness of a timing examination and MR power injector. *Radiology*, 201(3), 705-710 (1996)
- 3) Holland GA, Dougherty L, Carpenter JP, et al.: Ultrafast 3D time-of-flight MR angiography with gadolinium of the abdominal aorta and renal and other visceral abdominal vessels. *AJR*, 166, 971-981 (1996)
- 4) 笠原利之, 高原太郎, 中島康雄, 他: 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*, 17(3), 149-156 (1997).
- 5) Wilman AH, and 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*, 38(5), 793-802 (1997)
- 6) 土橋俊男: k-space ordering方式の違いによる画像の特徴 - elliptical centric view orderingの特徴と活用術 -. *関西MRI技術研究会会報*, 10, 89-100 (2002).
- 7) 日本放射線技術学会出版委員会: MRA撮像技術. *放射線医療技術学叢書18 MR撮像技術 - よりよい画像を得るために* - . pp.129, 日本放射線技術学会出版委員会, 京都, (2000).
- 8) 加藤丈司, 川村義彦, 富里謙一, 他: 造影MR angiographyのシミュレーションによる検討 - 造影タイミングとk空間走査が血管像に及ぼす影響 -. *日放技学誌*, 54(4), 505-511 (1998).
- 9) 矢部 仁, 村田孝弘, 久保田正男: 造影3DMRAにおける血管径と撮像タイミングについて - 拍動流によるシミュレーション -. *日放技学誌*, 58(12), 1599-1608 (2002).
- 10) 大久保真樹, 大越幸和, 井上智子, 他: 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. *日磁医誌*, 21(5), 186-191 (2001).
- 11) 大久保真樹, 大越幸和, 井上智子, 他: 造影三次元MR angiographyにおける撮像タイミングに関するシミュレーション. *日放技学誌*, 58(5), 705-710 (2002).
- 12) 岡田建彦, 山田雅之, 中根正人, 他: 頸部領域を対象とした造影3D-MRAにおけるelliptical centric法と従来型centric法の比較. *日放技学誌*, 57(6), 691-698 (2001).
- 13) 奥秋知幸, 山下 緑, 若松 修, 他: Spectrally Selected Inversion Recovery Pulse (Spec-IR Pulse)を用いたElliptical Centric View Order法の検討. *日放技学誌*, 59(3), 401-409 (2003).

## 図表の説明

- Fig. 1 造影効果持続時間を変えて撮像した各画像における血管ファントムの信号強度を, 造影効果持続時間を100%として撮像した画像の信号強度に対する割合(%)で示した. elliptical centric法における結果は実線(黒色の凡例)で示し, 従来のcentric法における結果は点線(白抜きの凡例)で示した. 血管ファントムの直径は, とは1mm, とは3mm, とは5mmを表す. スラブ分割数は, 16(a), 32(b), 48(c), 64(d)および128(e)である. 横軸に記す矢印( )は, 一例として, 造影剤の存在する時間を16secと想定した場合の, 各スラブ分割数における造影効果持続時間を示す.
- Fig. 2 centric法およびelliptical centric法におけるk空間データの概略図  
灰色で示した部分は, 撮像時間の25%が経過した時点で収集されたk空間データの範囲を表す.