

3D-T₁TFE における造影タイミングと k 空間充填配列の違いによるアーチファクトについての検証

高津安男¹, 中馬義明², 木村哲哉³, 中塚隆之⁴

¹大阪赤十字病院 ²大阪回生病院 ³ハイメディッククリニック WEST

⁴近畿大学医学部附属病院

緒 言

造影剤を用いた撮像では、その注入タイミングの違いおよび k 空間充填方法の違いによりアーチファクトが発生することが知られている¹⁾。それは時として画質の低下を招き、診断能にも影響を及ぼす。k 空間において、低周波数領域はコントラストに、高周波数領域は分解能に関係している²⁾。注入タイミングや k 空間充填方法の違いがどのようなアーチファクトを生じさせるのか、程度も含めて認識しておくことは重要なことであり、改善策を講じておくことも検査の質や診断能向上に寄与すると考える。造影検査では、造影剤の流入により信号強度は経時的に変化し、k 空間充填方法によっても影響を受ける^{3)~9)}。我々はこのことに着目し、通常の呼吸停止下の 3D 撮像において、様々な k 空間充填配列での造影剤の注入・滞在している時間を変化させることによるアーチファクトの出現について検証した。なお、本研究は自作血管ファントムを用いて検討を行った。

対象および方法

使用機器：Philips Gyroscan Intera Nova Dual

1.5T, SENSE-cardiac coil (5ch), 擬似血管ファントム (チューブ内径 4.8 mm), 根本杏林堂 ソニックショット 50.

使用シーケンス：3D-T₁TFE : TR = 6.0 ms, TE = 2.8 ms, FA = 10°, FOV = 350 mm × 350 mm, matrix = 256 × 256, thickness = 2 mm / -1 mm (over contiguous), SENSE factor = 2.2, turbo factor = 26.

対象：擬似血管ファントムとしてビニールチューブ (内径 4.8 mm) を寒天 (水道水 + 0.9 % NaCl) 2500 ml で固めた。チューブは静磁場に平行とし、ボア中心に設置できるように延長チューブをつなぐ形とした (Fig. 1a, b).

検討 1：造影剤の時間変化曲線による造影動態確認

1) Injection のタイミングの設定

造影剤を流入させるタイミングを設定するため、動態を確認した。QD-body coil で Bolustrak を使用し、0.2% Gd-DTPA 水溶液 (1 mmol/L) を 3 ml/s でシリンジからファントム流入口に到達する時間の測定を行い、4 秒で到達するようにチューブを延長させて調整した。撮像時間は実際の検査を想定して 20 秒とした。この時、ファントム内に造影剤が滞在する時間を 4 秒間とし、総量は 8 ml とした。後押しに水道水を使用し、同じく 3 ml/s で、総量 30 ml で

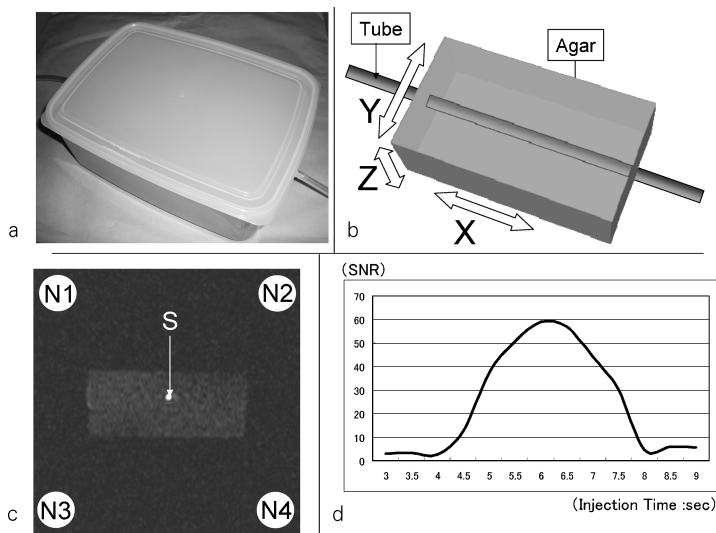


Fig. 1.
 a : Blood vessel phantom
 b : The scheme of phantom ; X=frequency encoding direction, Y = phase encoding direction, Z = slicing direction
 c : Bolustrak image to analyze SNR (signal-to-noise ratio : air-signal method).
 $SNR = (\pi/2)^{1/2} \cdot Sp/Sair$
 Sp : Average of signal value in the tube (S).
 Sair : Average of signal value out of phantom (N1-N4).
 The injector continually injected at a rate of 3 ml/s. The injection and scan were started at the same time.
 d : We verified the dynamics of the contrast medium. The time-SNR curve shows the changes in the contrast medium's intensity over time within the phantom. The SNR was calculated by measuring the contrast medium in the center of the phantom and noise outside the phantom. The contrast medium stayed in the phantom for 4 s and we observed that the peak occurred after the contrast medium had been in the phantom for 2 s.

十分 washout した。造影剤注入は手動で injector をスタートさせた。

2) 画像評価

血管ファントム中央部分の横断面の, signal-to-noise ratio (以下, $SNR^{10),11}$) をファントム外空中との空中信号法で算出した。

擬似血管内に関心領域 (以下, ROI) を設定し (Fig. 1c : S), その平均信号値, ファントム

ムからの影響を受けない空中の ROI (Fig. 1c : N1~N4) 4 点の平均信号値を (A) の式に代入して算出した。

$$SNR = (\pi/2)^{1/2} \cdot Sp/Sair \dots\dots\dots(A)$$

Sp : 擬似血管内, ROI (Fig. 1c : S) 内の平均信号値, Sair : ファントム外空中の ROI (Fig. 1c : N1~N4) 内の平均信号値

この SNR により時間変化曲線を作成し、造影動態を確認した (Fig. 1d).

検討 2: 造影剤注入方法と k 空間充填配列を変化させた撮像

1) k 空間充填配列

k 空間充填配列において、周波数エンコード方向を X, 位相エンコード方向を Y, スライス方向を Z とした (Fig. 1b). Philips 社の装置は 3D 撮像において最初に充填する k 空間の方向を inner loop (以下, IL), 後から充填する方向を outer loop (以下, OL), IL の方向を turbo direction (以下, TD) と称する. 検討した IL/OL の組み合わせは, TD を Z にした Linear/Linear, Low-High/Linear, Linear/Low-High, Low-High/Low-High の 4 種類である. これらを, TD を Y にした場合についても同様に (4 種類) 行い, 次に TD を Radial, IL を Low-High として合計 9 種類撮像した (Fig. 2a).

2) 造影剤注入方法

各 k 空間充填配列において、撮像開始 0 秒から 4 秒, 4 秒から 8 秒, 8 秒から 12 秒, 12 秒から 16 秒, 16 秒から 20 秒と 5 種類のタイミングで撮像した (Fig. 2b). さらに、これらの配列において、k 空間を分割した際と同濃度

の造影剤を、撮像の 20 秒間連続して注入・滞在させた場合についても行った. なお、撮像断面は擬似血管に対し平行に前額断面とし、これらはゲインの固定のためダイナミックモードにて撮像した. 加えて、20 秒間連続して造影剤を注入した場合は、造影剤の総量は k 空間を分割した量より 5 倍になるため、造影剤濃度を 5 倍希釈 (0.04%Gd-DTPA) した場合についても検討した. また、TD を Y とした場合の IL/OL の組み合わせのうち、Low-High/Low-High の over contiguous をはずした場合についても撮像した. そして k 空間のデータ配列順の組み合わせによる画質の変化を観察した. なお、TD=Z, Y とともに、OL を Linear にした場合は 8 秒から 12 秒が、Low-High にした場合は 0 秒から 4 秒が分割した k 空間の中心となる.

Radial の充填方法の特徴は、k 空間の隅までには充填しないため、空間分解能をおとさずに撮像時間を 20% 削減できることである. 今回はスライス枚数を増やすことで撮像時間 (20 秒) を統一した.

検討 3: 代表的 k 空間充填配列におけるプロファイルカーブの作成

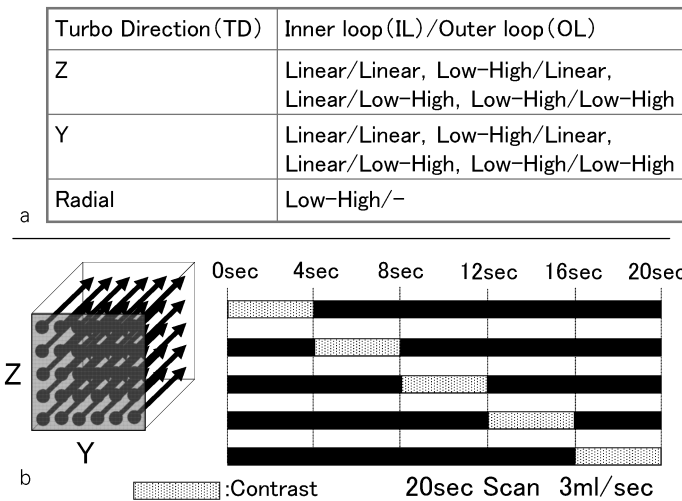


Fig. 2.
a: The k-space ordering scheme
Inner loop (IL) = the direction in which the k-space is filled first
Outer loop (OL) = the direction in which the k-space is filled next
Turbo Direction (TD) = the direction of the Inner loop
b: The time (4 s within 20 s) that the contrast medium remained in the phantom. The scanning time was altered in each MRI scan.

検討した k 空間充填配列の内、代表的なものとして TD = Z, IL / OL を Linear / Linear, Low-High / Low-High および TD = Radial, IL = Low-High の、擬似血管長軸に直行する中央 5 ラインの平均でプロファイルカーブを作成した。

結 果

検討 1：造影剤の時間変化曲線による造影動態確認

Injection において、ファントム内造影剤の存在は 4 秒であることが確認できた。空中信号法による SNR はピークが 2 秒後のなだらかな時間変化曲線となった (Fig. 1d)。

検討 2：造影剤注入方法と k 空間充填配列を変化させた撮像

擬似血管周囲にライン状のアーチファクトを認めた。TD を Z にした場合、OL が Linear, Low-High とともに造影剤を分割した k 空間の中心付近に滞在させたものの方がアーチファクトは顕著であった。高周波数領域になるにしたがってラインの幅は細くなり、これは特に Low-High で目立つ傾向となった (Figs. 3, 4)。また TD を Y にした場合は、すべてのタイミングで目立ったアーチファクトは観察できなかったが (Figs. 5, 6)、スライス方向 (矢状断面) で MPR をしたところ、アーチファクトを確認できた (Figs. 7, 8)。アーチファクト出現の傾向は TD を Z にした場合と同様であった。Radial では目立つアーチファクトは確認できなかったが、スライス方向の MPR で淡い低信号のラインが見られた (Fig. 9)。TD = Z, Y, Radial において 20 秒間連続して造影剤を注入・滞在させた場合は、特に目立ったアーチファクトは見られなかったが、TD が Y の MPR に関しては擬似血管の周囲に若干の低信号のラインが見られた (Fig. 10)。

検討 3：代表的 k 空間充填配列におけるプロファイルカーブの作成

擬似血管長軸に直行するプロファイルについ

ては、IL/OL の組み合わせが、Linear/Linear (Fig. 11a), Low-High/Low-High (Fig. 11b) とともに分割した k 空間の中心付近を充填している時間帯にのみ造影剤が滞在している場合において、プロファイルカーブはなだらかで幅の広いアーチファクトとなった。これを半値幅として評価すると、Linear/Linear の場合は 3.1 pixel (4.25 mm), Low-High/Low-High の場合は 3.4 pixel (4.66 mm) であった。高周波数領域付近のみに造影剤が滞在するとプロファイルカーブは幅が狭く、細かく、信号は低くなり、周囲の信号に埋もれていくのがわかった。Radial に関してはすべてのタイミングにおいて、擬似血管周囲には極端な変化はないものの、擬似血管、特に 0 秒から 4 秒、16 秒から 20 秒でアンダーシュートしている部分が認められた (Fig. 11c)。20 秒間連続して造影剤を注入・滞在させた場合については目立ったプロファイルの乱れはなく、信号強度も高くなった (Fig. 11a~c, 各最下段)。また、5 倍希釈して 20 秒間連続して造影剤を注入・滞在させた場合については、希釈していないものに比べて信号強度は低くなったが、目立ったプロファイルの乱れはなかった (Fig. 12)。

考 察

Philips 社では、脂肪抑制を使用した 3D-T₁TFE による isotropic matrix のものを「Thrive (T₁ High Resolution Isotropic Volume Excitation)」と呼ぶ。今回使用した撮像シーケンスは TE が out of phase に近くなるが、ファントム内に脂肪成分は含まれないため、脂肪抑制も使用していない。よって、本シーケンスを単に「3D-T₁TFE」とした。

造影剤の滞在タイミングを分けることにおいて、k = 0 付近を入れるためには奇数分割が必要であり、3 分割では低周波数領域・高周波数領域と区別するには大雑把である懸念があり、5 分割とした。さらに、k 空間充填配列を様々

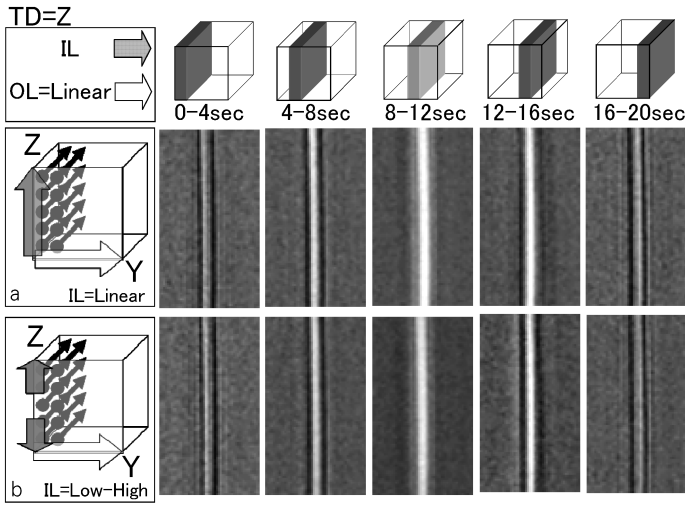


Fig. 3. The cubes represent the k-space. The gray blocks displayed indicate the contrast medium remained in the phantom.

TD was uniform on the Z axis. OL was Linear.

a : IL was Linear for these images.
b : IL was Low-High for these images.

The injection rate was 3 ml/s and the duration that the contrast medium remained in the phantom was 4 s.

The artifacts were most obvious when near the middle of the k-space (8-12 s).

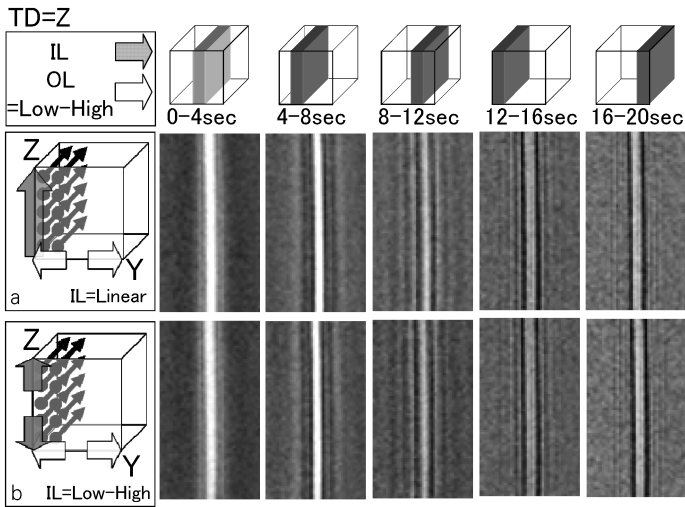


Fig. 4. TD was uniform on the Z axis. OL was Low-High

a : IL was Linear for these images.
b : IL was Low-High for these images.

The injection rate was 3 ml/s and the duration that the contrast medium remained in the phantom was 4 s.

The artifacts were most obvious when near the middle of the k-space (0-4 s).

な組み合わせにより、変化させて検討した。今回検討したアーチファクトは、k空間上におけるデータの連続性が急激に途絶えたことによって生じる、打ち切りアーチファクト (truncation artifact, ringing artifact, Gibbs 現象)^{12),13)}の一種であると考えられる。同じ造影剤注入タイミングでも k空間のデータ配列順によりアーチファクトの出現の仕方も変化した。低周波数領域はコントラストに寄与しているため、信号の

変化に最も影響する。よって、低周波数領域付近のみに造影剤が存在すると信号強度は増し、コントラストが上がって、アーチファクトが目立つようになった。高周波数領域付近のみに造影剤が存在すると、全体に信号が低下することもあり、縞状の波の幅が狭くなり、アーチファクトの信号も低く目立たなかった。周波数領域における信号強度差によるアーチファクトについては、keyhole imaging を用いた同様の報告

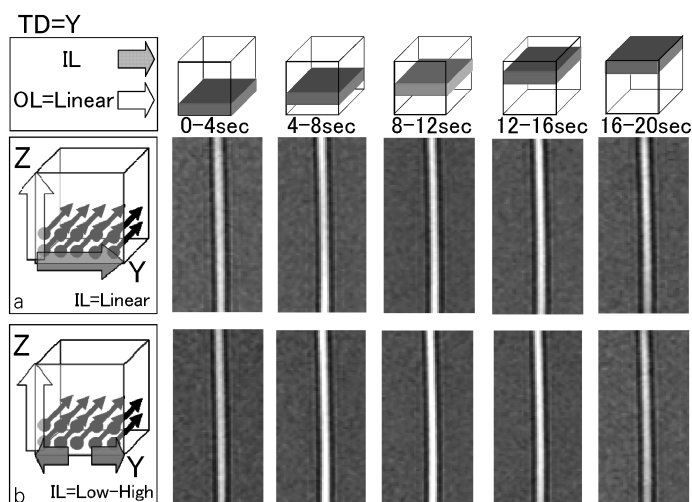


Fig. 5. TD was uniform on the Y axis. OL was Linear
 a : IL was Linear for these images.
 b : IL was Low-High for these images.
 The injection rate was 3 ml/s and the duration that the contrast medium remained in the phantom was 4 s.
 The ringing artifacts were not seen.

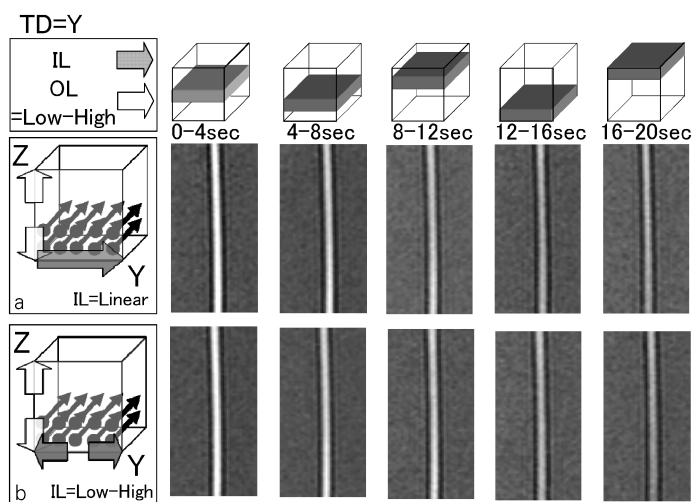


Fig. 6. TD was uniform on the Y axis. OL was Low-High
 a : IL was Linear for these images.
 b : IL was Low-High for these images.
 The injection rate was 3 ml/s and the duration that the contrast medium remained in the phantom was 4 s.
 The ringing artifacts were not seen.

がある¹⁴⁾。TDをYにした場合は、一見画像上にはアーチファクトが出ていないように思われたが、スライス方向にMPRをすると、アーチファクトを確認することができた。このようにTDを変えることでアーチファクト出現の方向が変化することがわかった。Radialでは目立つアーチファクトは確認できなかった。そのため、TDをYにした場合と同様に、Radialにおいてもスライス方向のMPRを行ったが、これについても特に目立つアーチファクトは確認で

きなかった。また、今回使用したRadialは動きによる影響を補正する方法、すなわち、TRごとに、k空間を、 $k=0$ を中心として直径上に複数ラインを放射線状に回転させて充填していく方法(MultiVane, BLADE, PROPELLER)¹⁵⁾とは異なり、k空間を低周波数領域(k空間中央付近)から高周波数領域に向かって、半径上に放射状に埋めていき、信号に関しては低周波数成分から高周波数成分までを平均化するためアーチファクトは目立たないと考えられる。し

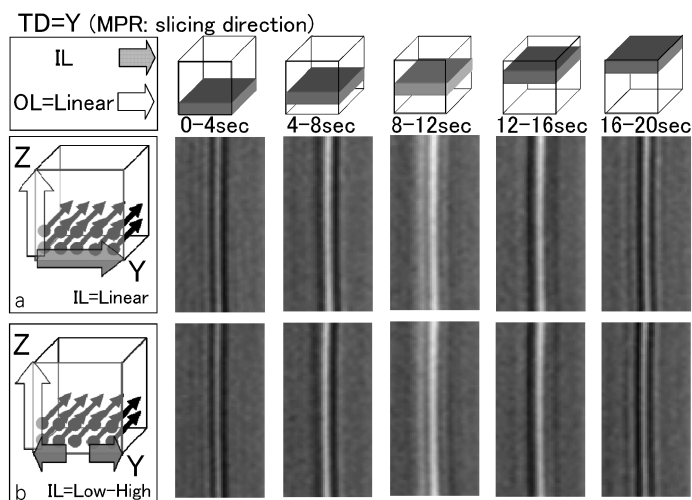


Fig. 7. We were unable to see any artifacts in Fig. 5, so we selected a cross-section of the MPR (multi planner reconstruction) image. TD was uniform on the Y axis. OL was Linear.
 a : IL was Linear for these images.
 b : IL was Low-High for these images.
 The injection rate was 3 ml/s and the duration that the contrast medium remained in the phantom was 4 s.
 The artifacts were most obvious when near the middle of the k-space (8-12 s).

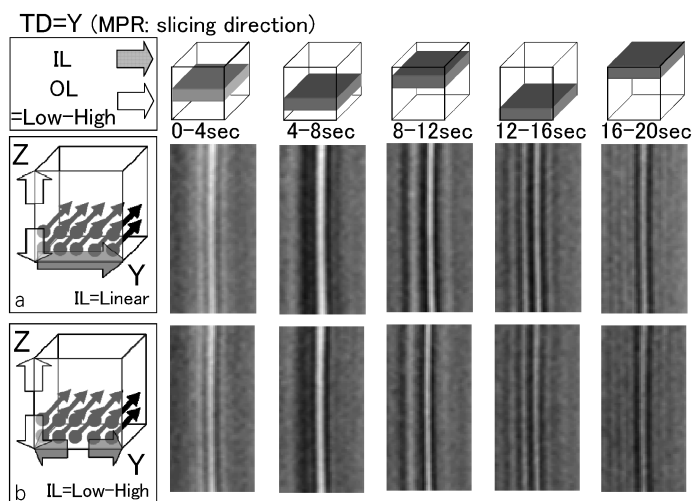


Fig. 8. We were unable to see any artifacts in Fig. 6, so we selected a cross-section of the MPR (multi planner reconstruction) image. TD was uniform on the Y axis. OL was Low-High.
 a : IL was Linear for these images.
 b : IL was Low-High for these images.
 The injection rate was 3 ml/s and the duration that the contrast medium remained in the phantom was 4 s.
 The artifacts were most obvious when near the middle of the k-space (0-4 s).

かし、擬似血管内のアンダーシュートに関しては本検討のような極端な状況下であることなどの原因が考えられるが、詳細については検討が必要であると思われる。

どの TD においても、撮像時間 20 秒連続で造影剤を注入した場合は目立つアーチファクトは確認できなかった。この撮像では造影剤の総量が 5 倍になることから、造影剤を 5 倍希釈して 20 秒連続注入した検討をしたが、希釈前と同様の結果であった。これは k 空間充填

中、連続して造影剤が存在した方がアーチファクトの影響を避けられることを意味する。しかし、20 秒連続注入であっても、TD = Y の MPR 画像において、擬似血管周囲に若干の低信号状のラインが見られた。これは Radial での MPR においても同様に見られた。これらについては、撮像面内における ZIP (zero-fill interpolation) によってエッジ部におけるアンダーシュートが見られるという報告があり¹⁶⁾、MPR におけるラインについても、2 mm のス

TD =Radial, IL=Low-High

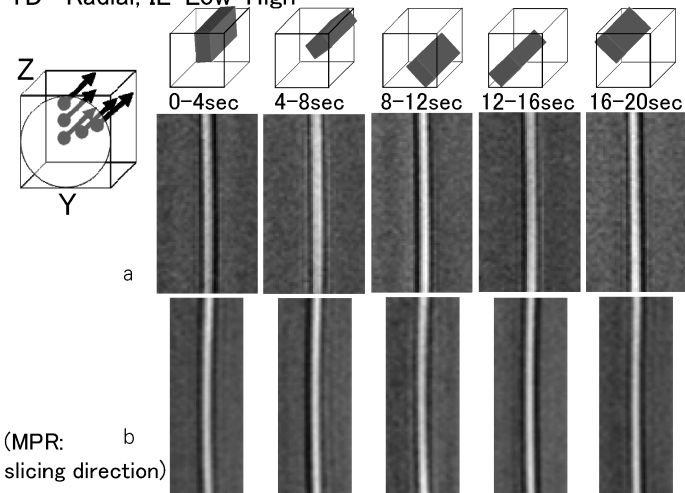


Fig. 9. TD was uniform in the Radial

a : IL was Low-High.

b : The images were a cross-section of the MPR image.

The injection rate was 3 ml/s and the duration that the contrast medium remained in the phantom was 4 s.

Ring artifacts were not seen.

Very light lines appeared in the MPR (according to the slicing direction, Z).

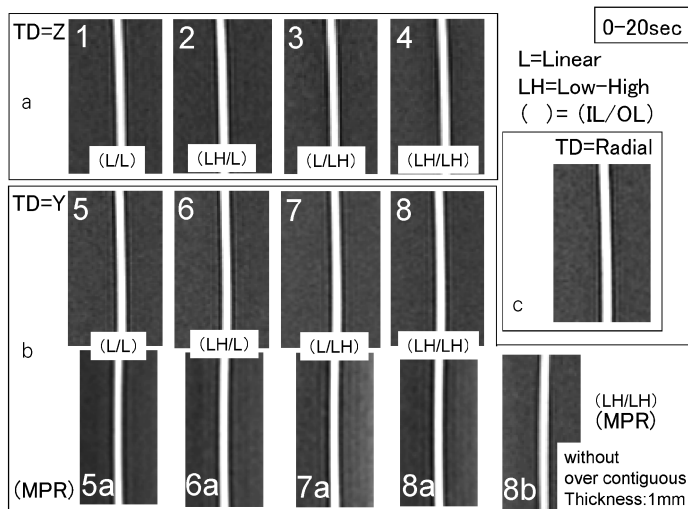


Fig. 10. The contrast medium was continuously injected during a scanning time of 20 s at 3 ml/s

a : The images 1-4 have TD on the Z axis.

1 : IL = Linear, OL = Linear

2 : IL = Low-High, OL = Linear

3 : IL = Linear, OL = Low-High

4 : IL = Low-High, OL = Low-High

b : The images 5-8 have TD on the Y axis. The images 5a-8a are cross-section of the MPR images.

5 : IL = Linear, OL = Linear

6 : IL = Low-High, OL = Linear

7 : IL = Linear, OL = Low-High

8 : IL = Low-High, OL = Low-High

5a : The MPR image of 5.

6a : The MPR image of 6.

7a : The MPR image of 7.

8a : The MPR image of 8.

8b : The MPR image of 8, not in the over contiguous mode. (Thickness = 1 mm)

The lines were not seen compared to 8a

c : TD=Radial, IL=Low-High
Ring artifacts were not seen.

ライス厚を補間により 1 mm 厚として再構成する over contiguous によって表示しているために同様の現象が見られたと考えられる。検証するため、over contiguous をはずして、1 mm 厚として撮像すると消失した (Fig. 10-8b)。

今回の検討においては、可能な限り現実の検査に近いものとするため、撮像時間および撮像範囲を担保するには、画像への影響を懸念しつつも SENSE と over contiguous を入れざるを得

なかった。なお、SENSE を用いた場合¹⁴⁾のみならず、用いていない場合¹⁾においてもこのアーチファクトは出現する。

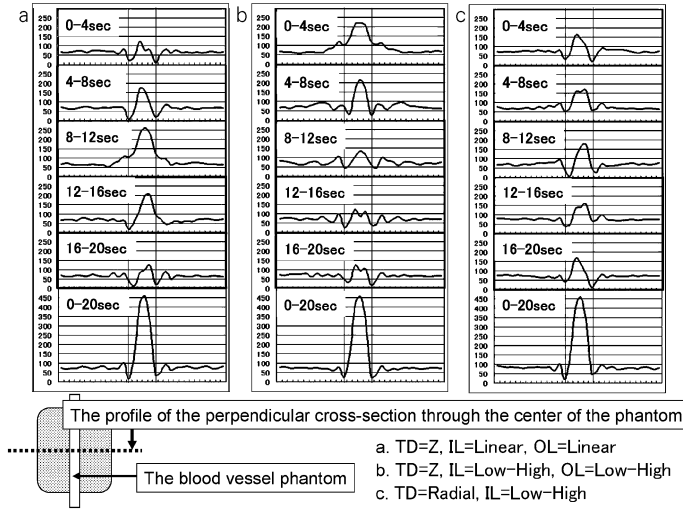


Fig. 11. The profile of the perpendicular cross-section through the center of the phantom

a : TD=Z, IL = Linear, OL = Linear
 b : TD=Z, IL = Low-High, OL = Low-High

c : TD=Radial, IL = Low-High
 The profile was widest when the contrast medium remained in the phantom at a low frequency area.

Diluted contrast medium 4:1 (water : contrast medium)

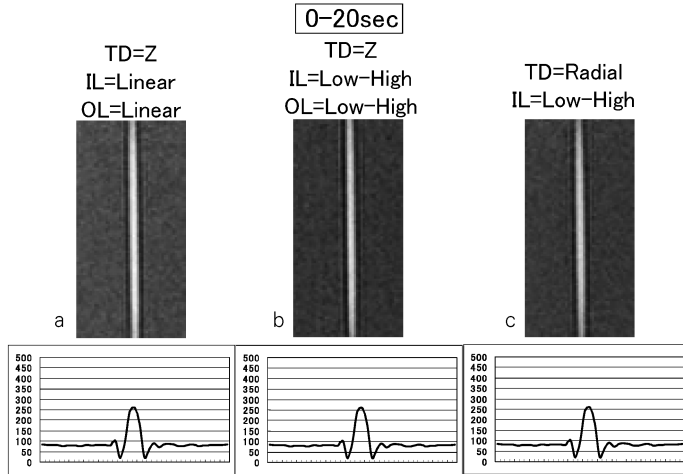


Fig. 12. The contrast medium was diluted 4 : 1 (water : contrast medium) was continuously injected into the phantom for 20 s

a : TD=Z, IL = Linear, OL = Linear
 b : TD=Z, IL = Low-High, OL = Low-High

c : TD=Radial, IL = Low-High
 Ringing artifacts were not seen.

造影剤が擬似血管ファントム内に入るまでには4秒を有するため、十分設定レートに達していると考えられ、インジェクターでの注入時の流速の不安定さがアーチファクトに影響することはないと思われる。また flip angle sweep と呼ばれる、flip angle を低いものから徐々に高くして早く安定な steady state 状態にする技術を使用しているため、移行期の影響はほとんどないものと思われた。

プロファイルカーブの結果 (Fig. 11) より、このアーチファクトを軽減するためには、低周波数領域から高周波数領域まで、できるだけ撮像時間中均一に造影剤が存在している必要がある。それには造影剤の注入レートを落とす¹⁷⁾か、希釈して総量を増やすことがよいと思われる。近年、ガドリニウム造影剤による、腎性全身性線維症 (nephrogenic systemic fibrosis ; NSF) が懸念されている¹⁸⁾。それに伴って造

影剤を少量で使用することによるアーチファクトの出現も予想されるが、Radialを使用することで目立たなくなることが示唆された。しかし、Radialは信号強度としては低周波数領域から高周波数領域において平均化するため、コントラストに関しては検討の余地が残った。

実際の検査においては、臓器の濃染は経時的に変化していく。特にダイナミック撮像の早期相などでは著明である。今回の研究では、単に造影剤がk空間の一部に存在している状態の観察ではなく、流体ファントムを使用し、経時的に変化していく状態をとらえた。

結 語

造影剤注入タイミングおよびk空間充填方法の違いにより、アーチファクトの出現は変化することが確認できた。Radialが最もアーチファクトは目立たなかった。

なお、本稿の要旨は第37回日本磁気共鳴医学会大会(横浜市)において発表した。

文 献

- Maki JH, Prince MR, Londy FJ, Chenevert TL : The effects of time varying intravascular signal intensity and k-space acquisition order on three-dimensional MR angiography image quality. *J Magn Reson Imaging* 1996 ; 6 : 642-651
- Hashemi RH, Bradley WG Jr, 荒木 力監訳. 13 データ空間. MRIの基本パワーテキスト, 1. 東京 : 医学書院 MYW, 1998 ; 142-159
- Svensson J, Peterson JS, Stahlberg F, Larsson EM, Leander P, Olsson LE : Image artifacts due to a time-varying contrast medium concentration in 3D contrast-enhanced MRA. *J Magn Reson Imaging* 1999 ; 10 : 919-928
- 大久保真樹, 大越幸和, 井上智子, 内藤健一, 八木下裕子, 蔡 篤儀 : 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* 2002 ; 58 : 705-710
- 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一拍的動流によるシミュレーション. *日放技学誌* 2002 ; 58 : 1599-1608
- 岡田建彦, 山田雅之, 中根正人, 桑山喜文, 安野泰史 : 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* 2001 ; 57 : 691-698
- 奥秋知幸, 山下 緑, 若松 修, 白水一郎, 町田 徹, 松田 豪 : 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* 2003 ; 59 : 401-409
- 八木下裕子, 大越幸和, 大久保真樹, 内藤健一, 井上智子, 蔡 篤儀 : 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サイミングに関する検討. *日放技学誌* 2003 ; 59 : 1555-1560
- 齋藤陽子, 佐々木泰輔, 板橋陽子, 三浦弘行, 野田 浩, 淀野 啓, 棟方 護, 福井康三, 福田幾夫 : Elliptical centric view ordering を用いた頸部造影 MRA における撮像タイミングと画像コントラストの検討. *脈管学* 2003 ; 43 : 289-292
- 小倉明夫, 土井 司. 性能評価法, 松本満臣, 土井 司編. 考える MRI 撮像技術, 1. 東京 : 文光堂, 2007 ; 51-69
- 土井 司. 第 7 章 評価法. 笠井俊文, 土井 司編, MR 撮像技術学, 2. 東京 : オーム社, 2008 ; 182-196
- 石森佳幸. MR の原理に由来するアーチファクト. 松本満臣, 土井 司編. 考える MR 撮像技術, 1. 文光堂, 2007 ; 70-87
- Hashemi RH, Bradley WG Jr, 荒木 力監訳. 18 MRI のアーチファクト. MRI の基本パワーテキスト, 1. 東京 : 医学書院 MYW, 1998 ; 182-211
- 伊藤大輔, 永坂竜男, 梁川 功, 吉田さやか, 高瀬 圭 : 3.0T MRI 装置における Keyhole Imaging を用いた高速 3D Dynamic Imaging の基礎的検討. *日放技学誌* 2008 ; 64 : 1562-1567
- 荒木 力. Q5 k 空間と画像構成, 決定版 MRI 完全解説, 1. 秀潤社, 2008 ; 143-205
- 小倉明夫, 宮井 明, 本郷隆治, 井上博志 : MR 画像における面内 ZIP の特性. *日放技学近畿部会誌* 2007 ; 12 : 11-14
- 竹原康雄, 寺田理希, 磯田治夫, 阪原晴海, 平

野勝也：肝臓のMRI でみられるアーチファクト
—Gd-EOB-DTPA 全肝ダイナミックスタディ時
の留意点を中心として—。日獨医報 2009 ; 54 :
37-49

18) 腎障害患者におけるガドリニウム造影剤使用に

関するガイドライン (第2版 : 2009年9月10
日改訂), NSF とガドリニウム造影剤使用に関
する合同委員会 (日本医学放射線学会・日本腎
臓学会), [http://www.jsn.or.jp/news/NSFguide
line090902.pdf](http://www.jsn.or.jp/news/NSFguide_line090902.pdf)

Verifying MR Imaging Artifact by Changing the Timing of Contrast Enhancement and k-space Ordering Scheme in 3D T₁TFE

Yasuo TAKATSU¹, Yoshiaki CHUMA², Tetsuya KIMURA³,
Takayuki NAKATSUKA⁴

¹*Osaka Red Cross Hospital*

5-30, Fudegasaki, Tennouji-ku, Osaka 543-8555

²*Osaka Kaisei Hospital*, ³*HIMEDIC Clinic WEST*, ⁴*Kinki University Hospital*

When using a contrast medium with magnetic resonance (MR) imaging, changes in injection timing may cause an artifact that degrades overall image quality. To verify this artifact, which is derived from injection timing and the k-space ordering scheme, we evaluated artifact grade in 3-dimensional T₁-turbo field echo (3D T₁TFE) imaging by altering the duration of the contrast medium injection (0.2% gadolinium-diethylenetriamine penta-acetic acid [Gd-DTPA]). During the 20-s scanning time, we injected contrast medium at 3 mL/s and varied the duration of injection from 0 to 4 s, 4 to 8 s, 8 to 12 s, 12 to 16 s, 16 to 20 s, and 0 to 20 s. First, we verified the dynamics of the contrast medium. Then, to analyze the artifact, we combined the turbo direction (Z and Y) and k-space ordering scheme (inner loop [IL]/outer loop [OL]=linear/linear; low-high/linear; linear/low-high; low-high/low-high) and combined turbo direction (radial) and k-space ordering scheme (IL=low-high). We created profiles from the perpendicular plane that went through the center of the phantom. The width of the ringing artifact changed according to the injection timing. Artifacts were most obvious near the middle of the k-space when OL was in the linear and low-high arrangement. However, the ringing artifact was not seen in either the radial scan or when the contrast medium was injected continuously for 20 s. In conclusion, reducing the ringing artifact requires lowering the rate of contrast medium injection; diluting and increasing the gross weight of the contrast medium to equalize its concentration until the end of the scan; or performing a radial scan.