

非造影 MRA における内頸動脈起始部偽狭窄の検討： 3D TOF 法と 2D FASE 法との比較

中野 覚¹, 山下裕市², 石森隆司³, 瀬尾麗子¹,
戸上太郎¹, 外山芳弘¹, 杉浦 聡², 佐藤 功¹,
大川元臣¹

¹香川大学医学部放射線科 ²東芝メディカルシステムズ㈱
³香川大学医学部附属病院放射線部

はじめに

三次元 time of flight (3D TOF) 法による非造影 MRA は、頭部や頸部の MRA 検査に広く用いられている。しかし、内頸動脈起始部に信号低下が見られることが多く、狭窄病変の有無の判定に苦慮することもある。3D TOF 法で偽狭窄が生じる原因としては、血管の屈曲・分枝部における乱流に伴う位相の乱れ^{1)~3)}や渦流・乱流に伴う in flow 効果の低下^{4),5)}が考えられている。近年、MR 装置の進歩に伴い fast spine echo (FSE) 法での echo train spacing (ETS) の短縮が可能となり、phase-encode 方向や k-space ordering を工夫することより MR hydrography と同様の手法で静止した水のみでなく、血管内腔を高信号に描出することが可能となった⁶⁾。今回、血液の流入効果により高信号となる 3D TOF 法の一つである RF スポイリングを使用した 3D FE 法と、血液の液体成分を強調し流れが強いと信号が低下する fast asymmetric spine echo (FASE) 法⁷⁾との比較により内頸動脈起始部偽狭窄に対する検討および考察を行った。

方 法

3D TOF 法と 2D FASE 法での流速に対する信号強度の変化を確認するため流水ファントムによる実験を行った。さらに、健常ボランティアでの頸動脈の撮像を行った。

ファントムは寒天中に通した内径 6 mm のシリコンチューブ内に落差により水を流した (Fig. 1)。流出側に接続したコックにより流速を変化させ、ファントムの中央部でのチューブ内腔と周囲の寒天との信号強度差を測定し、周囲空気部分のノイズの標準偏差から contrast to noise ratio (CNR) を求めた。

ボランティアは 27 歳から 37 歳の男性 2 名、女性 1 名の計 3 名で、超音波検査で総頸動脈 2 分岐部周囲に異常がないことを確認した。2 例は左頸動脈、1 例は右頸動脈で検討を行った。ボランティアは、MRI 検査の内容や安全性につき精通した放射線科医師又は放射線技師であり、検査の目的、撮像するシーケンスの内容、検査時間を説明の上、同意を得た。3D TOF 法と 2D FASE 法での撮像を行い、3D TOF 法で信号低下により狭窄様に見える

キーワード MR angiography, 3D TOF, pseudostenosis, fast asymmetric spine echo (FASE), carotid bifurcation

非造影 MRA における偽狭窄の検討

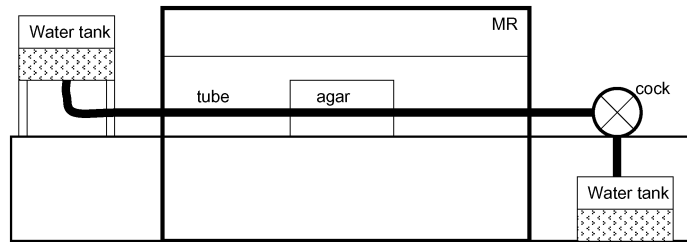


Fig. 1. Flow phantom driven by gravitation

部分を 2D FASE 法と視覚的に比較した。

MR 装置は東芝 VISART/EX Ver5.30 を用いた。この装置は超伝導方式で磁場強度 = 1.5T, 最大傾斜磁場強度 = 25 mT/m, slew rate = 130 mT/m/ms である。コイルはファントム実験では膝用コイル, 健常ボランティア撮影では頸部用 QD コイルを使用した。ファントム, 健常ボランティアともに 3D FE 法, 2D FASE 法, 2D phase contrast 法での撮像を行ったが, ボランティアにおいては心電同期を用いた。3D FE 法ではボランティアにおいては心電同期なしの撮像も行った。各シーケンスのパラメータは以下のように設定した。() 内はボランティア撮影時のパラメータを示す。3D FE 法 : TR/TE = 24/6.8 ms, FA = 10°, FOV = 16.5 cm, segment 数 = 16(8), マトリックス数 = 192 × 192 (256 × 128), スライス厚 = 4 mm, 撮像時間 = 1 分 (心電非同期 : 2 分 8 秒, 心電同期 : 約 5 分), ボランティア撮影のときのみ inclined slab for contrast enhancement (ISCE) を使用した。FASE 法 : TR = 1750 ms (3 心拍), TE = 104 ms, ETS = 6.5 ms, shot 数 = 8(4), FOV = 16.5 cm (14 cm), マトリックス数 = 192 × 192 (128 × 128), スライス厚 = 15 mm (20 mm), 撮像時間 = 18 秒 (約 3 分 30 秒)。Phase contrast 法 : TR/TE = 24/10 ms, FA = 20°, VENC = 80 cm/s, FOV = 16.5 (14), マトリックス数 = 192 × 192 (256 ×

128), スライス厚 = 5 mm, 撮像時間 = 10 秒。

Phase contrast 法での撮像後は ROI をファントム内腔全体に一致するように設定し, 撮像装置本体付属のソフトウェアにより流速の測定を行った。この時バックグラウンド ROI は設定しなかった。

結 果

ファントム実験の結果を Fig. 2 に示す。流速が遅い場合は, 流速の上昇に伴い, TOF 法・FASE 法ともに CNR の上昇がみられるものの, 流速がある程度以上になると, CNR は TOF 法ではプラトーとなるものの, FASE 法では急速な低下が見られた。

ボランティアでは 3 例とも同様の結果であり, 3D TOF 法撮像の心電非同期撮像では内頸動脈の起始部背側に信号低下が見られた (Fig. 3a)。この信号低下は MPR 表示ではより明瞭となった (Fig. 3b)。心電同期での撮像の収縮期, 拡張期ともに同様の信号低下が見られた (Fig. 3c, d)。FASE 法の撮像では収縮期において動脈内腔の大部分が flow void となっていたが, Fig. 4 に示すように QRS 波からの delay が 100, 200, 300, 400 ms と長くなるにつれ次第に血管の全体像が描出されている。その過程では, 3D TOF 法で信号低下が見られた部位に一致して, 高信号が見られている。

2003 年 11 月 26 日受理 2004 年 1 月 26 日改訂

別刷請求先 〒761-0793 香川県木田郡三木町池戸 1750-1 香川大学医学部放射線科 中野 覚

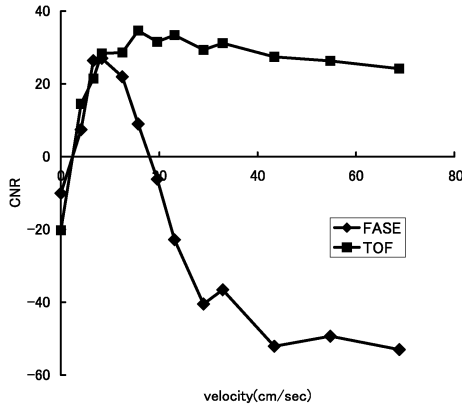


Fig. 2. Contrast to noise ratio (CNR) change with flow velocity of a flow phantom.

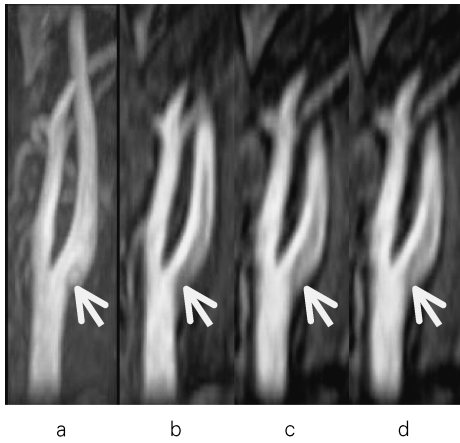


Fig. 3. 3D TOF MR Angiography of the carotid bifurcation in normal subject. (a) non-gated MIP image (b) non-gated MPR image (c) MPR image of systolic phase in ECG gated scan (d) MPR image of diastolic phase in ECG gated scan. Signal intensity loss was seen near the origin of the internal carotid artery (arrow) in all 4 images.

考 察

MR hydrography は静止した水を描出するものとする厳密な定義からは外れるものの、FASE 法は hydrography と同様の原理で血液

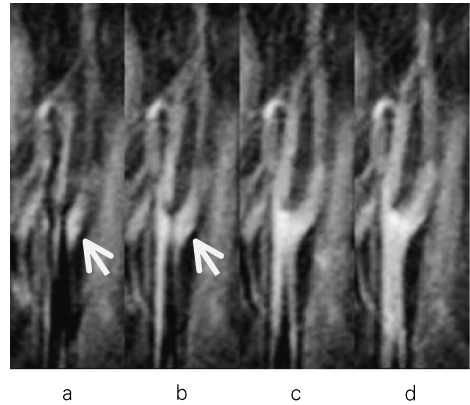


Fig. 4. ECG gated 2D FASE images of the carotid bifurcation with various delay times from QRS wave. (a) 100 ms (b) 200 ms (c) 300 ms (d) 400 ms. In earlier phase, most of the arterial lumen showed signal void. Note that the high signal intensity (arrow), which showed signal loss in 3D TOF MR angiography.

中の液体成分の長い T_2 値を利用して血管内腔を描出することが可能である。この方法での MRA は in flow 効果により血管を描出する 3D TOF 法と原理的に異なり、血流速度に対する信号変化も異なったものとなる。FASE 法では、血流が早い場合には dephase や high-velocity signal loss により信号が低下するが、血流の遅い場合は血液の長い T_2 値を反映して高信号となる。これを応用して動静脈分離も可能である⁶⁾。今回のファントム実験では、流速が非常に遅い場合の CNR がマイナスになっているのは、TR が十分に長くないため T_1 の影響を受けているものと考えられる。流速が遅い場合は流速の上昇に伴い、in flow 効果による CNR の上昇が見られた。流速が一定以上になると急速な CNR の低下が見られ、流れの変化に鋭敏な撮像法と言える。3D TOF 法では流れが速くなるにつれ in flow 効果の増強により CNR が上昇しプラトーに達した。さらに血流が早くなり in flow 効果がプラトーに達すると

dephase による信号低下が予測されるが、今回の実験の範囲内では、そのような状態には達していないものと考えられる。ファントム実験の流速測定に用いられた phase contrast 法は精度の高い流速・流量の測定が可能であり、今回のようにバックグラウンド ROI を設定しなくとも十分な精度が得られると考えられている⁸⁾。

3D TOF 法による MRA における偽狭窄は日常診療でよく経験することである。特に内頸動脈起始部では正常者でも高い頻度で信号強度の低下が見られている。3D TOF 法で偽狭窄が生じる原因としては、血管の屈曲・分枝部における渦流・乱流に伴う位相の乱れ^{1)~3)}や渦流に伴う in flow 効果の低下^{4),5)}が考えられている。今回の検討では、3D TOF 法で信号が低下する領域が、FASE 法では心時相によっては高信号として描出された。ファントム実験の結果から FASE 法は流速が一定以上になると急速に信号が低下したが、この FASE 法で高信号である点から、同部は血管内腔の他の部位と比べ血流が遅いものと考えられる。3D TOF 法での同部の信号低下の原因が位相の乱れとすれば、3D TOF 法で信号低下を来たすほどの位相の乱れは FASE 法でも信号低下を来たすものと考えられる。今回のファントム実験の最大流速でも 3D TOF 法では位相の乱れによる信号低下は、ほとんど見られていない。よって、3D TOF 法での内頸動脈起始部の信号低下は乱流による dephase よりも比較的ゆっくりとした渦流により in flow 効果の低下が主要な要因と考えられる。

今回の検討では 3D TOF 法として、TE = 6.8 ms の 3D FE 法を用いている。これは当院の日常のルーチン検査で用いられているシーケンスである。比較的 TE を長めに設定しているが、バックグラウンドの脂肪の信号を少しでも落とすために out phase とし、空間分解能もある程度保てるように TE としてこの値を採用している。TE を短縮した撮像では dephase の影響を軽減できるものと考えるが、今回の検討結

果から頸部に関しては TE を短縮する意義は乏しいと考えられる。

今回の検討では、上記のように、3D TOF 法による内頸動脈起始部の信号低下は in flow 効果の低下によるものと考えられたが、症例によって主要因が異なる可能性がある。また、3D TOF MRA では頭部などの他の部位でも偽狭窄が見られることがある。これら、他の部位に見られる信号低下は今回と同じものとは限らず、位相の乱れの要素がもっと大きな可能性も高い。これらに関してさらには、多くの症例や部位での詳細な検討が必要と考えられる。

従来より大きな動脈瘤など内腔の極端な拡張を伴う場合や血管の蛇行が強くスラブ内に入流してからの距離が長くなる場合には 3D TOF MRA での信号低下が見られることはよく知られている。しかし、今回の検討は、病的拡張や強い蛇行のない内頸動脈の起始部でも渦流のため in flow 効果の低下による信号低下を来たすことが示唆されている。今後、偽狭窄の少ない MRA のシーケンスを考えるに当たっては、3D TOF 法では in flow 効果の低下が偽狭窄の原因になり得ることを考慮する必要がある。また、3D TOF 法の撮像で偽狭窄か病変かの判断に悩んだ場合は、撮像時間に余裕があれば、FASE 法などの hydrography の原理により血管を描出する撮像法を追加することによって、本当に狭窄があるか否かの判定に寄与できるものと考えられる。

結 語

3D TOF MRA の内頸動脈起始部背側の信号低下には、内腔の拡張や血管の強い蛇行がない場合でも渦流による in flow 効果の低下が重要な一因になっているものと考えられた。

本論文の要旨は、第 31 回日本磁気共鳴医学大会 (2003 年 9 月, 山梨) で発表した。

謝 辞

本研究の一部は科学研究費補助金の助成を受けて実施した。

文 献

- 1) 小玉隆男, 宮元浩仁, 楊 徳文, 田村正三, 上田正美, 喜種慎一, 町田好男: 小型傾斜磁場コイルを用いた頭部 short TE 3D time-of-flight MR angiography. 日磁医誌 1998; 18: 400-409
- 2) Krug B, Kugel H, Friedmann G, Bunke J, Dijk P, Schmid R, Hirche HJ: MR imaging of poststenotic flow phenomena: experimental studies. JMRI 1991; 1: 585-591
- 3) Urchuck SN, Plewes DB: Mechanisms of flow-induced signal loss in MR angiography. JMRI 1992; 2: 435-462
- 4) 久保田亮, 布施善弘, 寺下貴美, 河野 良, 大石こずえ, 村上雅樹, 溝渕義則: 頸部 MRA の乱流

対策—偽狭窄をいかに減らすか—。日放技師会雑誌 2002; 49: 1386-1392

- 5) Listerud J: First principles of magnetic resonance angiography. Magn Reson Quarterly 1991; 7: 136-170
- 6) Miyazaki M, Sugiura S, Tateishi F, Wada H, Kassai Y, Abe H: Non-contrast-enhanced MR angiography using 3D ECG-synchronized half-Fourier fast spin echo. JMRI 2000; 12: 776-783
- 7) Yang D, Kodama T, Tamura S, Watanabe K: Evaluation of the inner ear by 3D fast asymmetric spine echo (FASE) MR imaging: phantom and volunteer studies. Magn Reson Imaging. 1999; 17 (2): 171-182
- 8) 中野 覚, 加藤 勤, 脇丸孝二, 森 康胤, 影山淳一, 日野一郎, 佐藤 功, 大川元臣: MRI Phase-Contrast 法による門脈血流測定—呼吸運動の影響とその補償および背景ノイズ処理による位相補正の可否について—。日医放会誌 1998; 58: 489-496

Internal Carotid Artery Pseudostenosis in Non-contrast MRA: Comparison between 3D TOF and 2D FASE

Satoru NAKANO¹, Yuichi YAMASHITA², Takashi ISHIMORI³,
Reiko SEO¹, Taro TOGAMI¹, Yoshihiro TOYAMA¹,
Satoshi SUGIURA², Katashi SATOH¹, Motoomi OHKAWA¹

¹Department of Radiology, Faculty of Medicine, Kagawa University
1750-1 Ikenobe, Miki-cho, Kita-gun, Kagawa 761-0793

²Toshiba Medical Systems Corporation

³Radiological Division, Kagawa University Hospital

Signal intensity loss near the carotid bifurcation in 3D TOF MRA is often seen in normal subjects. We compared this type of signal loss with 2D FASE hydrography-like MRA. Phantom studies showed signal loss at high flow velocity phase in 2D FASE MRA. In normal subjects where 3D TOF MRA showed signal loss in the internal carotid artery near the carotid bifurcation, 2D FASE MRA showed high signal intensity. Decrease of in-flow effect is thought to be an important factor of pseudostenosis at the origin of the internal carotid artery.