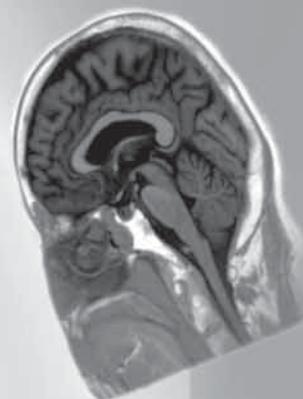
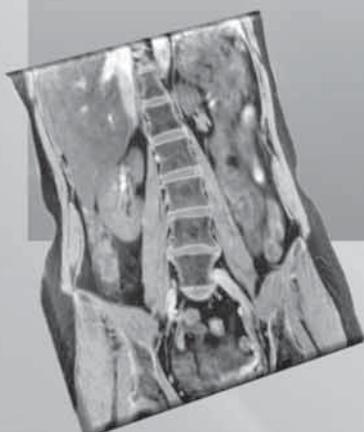


連載企画 MRI



➤ MRA (magnetic resonance angiography)

さいたま市立病院
中央放射線科 藤田 功



埼玉県放射線技師会
編集・情報委員会

「MRA (magnetic resonance angiography)」

さいたま市立病院
中央放射線科 藤田 功



さいたま市立病院全景

SE法では、90°と180°パルスの両者が印加されて信号が読み取れる。血管内の血液は90°パルスを受け励起されるが、スライスを移動し、180°パルスを印加した時にはスライス面から流出している。この場合、血管からの信号は得られない。この現象は、flow voidもしくはhigh velocity signal lossと呼ぶ。

b) 流入効果 (flow-related enhancement) (図2)

1. はじめに

MRIの特徴は造影剤を用いることなく血管像が得られることである。これは他の検査では不可能である。また造影剤を用いることで短時間に良質な画像を得ることもできる。これは先人の努力、研究の御陰である。その技術について概説する。

2. Time-of-Flight (TOF)

2-1 Time-of-Flight

血流により信号強度が変化する現象。

a) 流出効果 (High-Velocity Signal Loss) (図1)



図1 : flow void



図2 : flow related enhancement

血液の流れが遅い場合やTEが短い場合は、90°と180°パルスの両者を受け、血流部分(血管)からも信号が得られることになる。さらにこの場合は、常に新鮮な血液がスライス面内に流入してくる。したがって血液は、初期状態である。一方、静止部はRFに何度も印加され信号は低下する。この状態で信号を検出するため、相対的に血流部分(血管)が高信号に描出される。この現象を、flow related enhancementと呼ぶ。

2-2 Time-of-Flight MRA (文献1・2)

GRE法を用いて、流入効果により血管像を得る手法である。

GRE法では、信号収集に傾斜磁場の反転を使用するため、SE法で著明に見られるflow void現象の影響が少ない。TEを短くすることで、位相分散による信号低下を避け、さらに、TRを短くすることで、繰り返し励起される静止部の縦磁化が回復できず、背景信号の低下が可能となる。

一方、血流部分は、新鮮なスピニングスライス面に流入するため、TR内での回復に関係なく縦磁化は常に初期状態であり、信号は高くなる。

この結果、静止部が低信号、血流部分が高信号に描出され血管像が得られる。

a) 2D-TOF

主に頸部、骨盤部および下肢領域で使用される。

2D (dimension) の場合、スライス面内に完全に流入した血液は、flip angle (以下FA) が 90° で最高の信号強度を発生する。

実際の撮像ではFAを大きくすると細い血管の描出が低下し、またフロー・アーチファクトも目立つためFAは 45° から 75° 程度を選択する。

スライス方向と平行になると流入効果が得られず(飽和効果)、信号欠損となる。流入効果を生かすため、血流方向と直角にスライスを設定する。

動静脈分離するためには、飽和パルスを上流側に用いることで、スライスに対する流入効果を抑制した画像が得られる。

下肢動脈を目的とする場合、足側に飽和パルスを印加することにより静脈信号を抑制することができる。

下肢静脈なら頭側に、頸部動脈なら頭側、頸部静脈では足側に飽和パルスを印加する。

血流は拍動しているため、同期を用いない方法では、流入効果が少ないタイミングでもデータ収

集することになり、血管の信号強度が低下し連続性の悪い血管像となる。このような場合、心拍同期することにより良好な血管像が得られる(図3)。

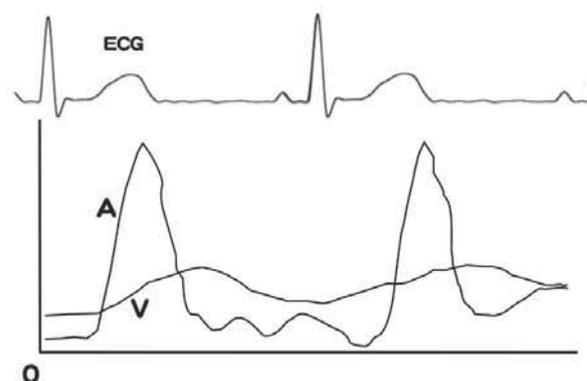


図3：心電図と動脈静脈の流速

k-spaceを分割しR-R波(1心拍)間に幾つかのデータを収集し、充填する。

1スライス当たりの撮像時間は、R-R間のデータ数に反比例する。

R-R間のデータ数を少なくすると、収縮期の流入効果が大きい時のデータのみで画像を作成することができるが、撮像時間は延長する。

R-R間のデータ数を多くすると、撮像時間は短くなるが流入効果が少ないタイミングのデータが含まれることになり血管の信号強度が低下する。

収集方法としては血流の速いタイミングをK空間の中心(低周波域)に撮像する。

最近では、half Fourier, parallel MRI (imaging)を利用して高速化することが可能であり、広範囲撮像を可能としている(図4)。



図4：2D-TOF Lericq synd.

b) 3D TOF

主に頭部、頸部MRAにおいて使用する（図5）。



図5：3D-TOF 右内頸動脈の狭窄

原理的には2D-TOFと同様で、血液の流入効果を3Dで収集する手法である。

3D法では撮像範囲（slab）が数cmにおよぶため、スラブ内を流れる血液は何回ものRFパルスを受けることにより飽和現象がおきる。そのため、2Dに比べ、FAは浅め（20°程度）に設定す

る。

TEを短くすることにより、位相分散を少なくし、乱流の影響を少なくする。

飽和効果を改善する方法としては、可変FAを利用した傾斜フリップ角法や、励起厚を薄くして分割して撮像する分割スラブ法がある。また、背景信号抑制として、実質部の信号を低下し、血管の描出能を向上させる方法として、MTC（magnetization transfer contrast）パルスを利用する方法がある。

b-i) 傾斜フリップ角法

variable flip angle technique
(Ramped RF/TONE/ISCE)

スライス方向に可変FAを設定すると、slab内を流れる血液の飽和効果が減少し、血管信号を均一化することができる。

血液が流入する側のFAを浅くし、流出する側のFAを深くすることで、血液信号の飽和を抑制して血管像の描出を向上する。

血液の流れが反対である静脈の信号の抑制効果も期待できる。

一方、欠点としては流入部の血管信号は低下する。

b-ii) 分割スラブ法

(MOTSA:multiple overlapping thin slab acquisition)

撮影範囲を分割し、1スラブ当たりの範囲（スライス枚数）を少なくすることにより、血液の飽和効果を減少するものである。

広範囲を撮像する場合に有用である。

薄いスラブをつなぎ合わせて血管像を作成するため、つなぎ目で信号強度が変化し段差が現れる。これはベネチアン・ブラインド・アーチファクトと呼ばれている。これを回避するには、スラブ間に重なりを設け、目立たなくする。

b-iii) MTC（文献3）

MTパルスを印加するとたん白質を多く含む脳

実質（白質や灰白質）の信号が抑制され、小血管のコントラストが改善される。ただしMTパルスの印加には、非常に大きな出力のRFを必要としSARが上昇する。

また、TRが延長するため撮像時間が延長する。結果、脂肪が相対的に高信号に描出され、MIP画像作成時の障害陰影となる。

脂肪の信号を低下する方法（特に眼窩部）として、TEをout of phaseに設定する方法がある。

3. Phase contrast (PC) (文献4・5)

PC法は、傾斜磁場内における血流の位相シフトを利用する手法であり、血流方向および流速を反映した血流画像が得られる。

流れの情報を得るためには、双極磁場傾斜(BPG)を使用する。

各軸に対して正負一对のBPGをそれぞれ印加し、正負2つのデータ間でサブトラクション処理を行うことにより、3軸の流れの情報が得られる。この方法は、飽和現象がないため、広い範囲の撮像が可能となる。

しかし、基本的に1軸の流れの情報を検出するのに、正負2種類のグラディエントが必要なため、3軸の流れの情報を全て得るためには、3軸にそれぞれ2回、計6回（3方向×2回）の撮像が必要となるため、撮像時間が非常に長くなる。

現在では4回の撮像で3方向の流れの情報を得ることができるように工夫されている。

ただし、PC法では、前もって流速を推定して目的血管の最高流速を含むように速度エンコーディング(VENC:velocity encoding)を決める必要がある。また、体動に非常に弱いという欠点がある。

撮像時間短縮には、parallel MRI (imaging)が有効であり、現在6倍速程度の高速度が実現している(図6)。

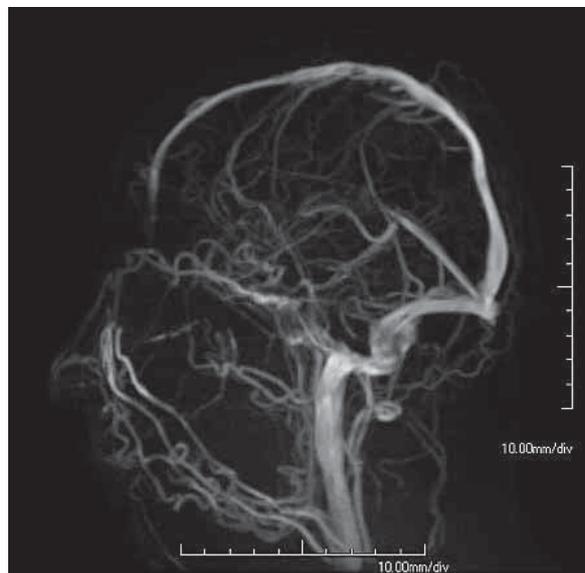


図6：3D-PC 静脈相としてVENC20cm/s 6倍速

4. Contrast enhanced MRA (文献6)

造影剤を使用するMRAはin flow効果に依存せず、造影剤のT1短縮効果を利用する手法である。撮像方向が任意に設定可能であり、冠状断あるいは矢状断を用いた広範囲撮像が可能である。

3Dのグラディエントエコー(GRE)法を使用し、TR、TEを短く設定する。呼吸停止で撮像を行うのが基本となる。また、造影剤のT1短縮効果を利用するため、スポイラーを用いて残留横磁化を消す。

撮像タイミングを最適に合わせる方法としては、造影剤の到達をあらかじめ調べるテストインジェクション法と、造影剤の到達をモニタ上で直接確認して撮像を開始する手法など各社より提供されている。

造影3D-MRAの場合には、撮像時間内に血液中の造影剤濃度が変化するため、画像コントラストの最も影響するk-spaceの中心部(低周波領域)に、造影剤濃度のピークを合わせる事が重要になる。このタイミングが大きすぎると、画像にアーチファクトが発生し良好な血管像が得られない。

造影MRAは、遅い血流部、乱流部などの影響が少なく、X線血管造影、CTA (computed tomography angiography) と同等の画像を描出することができ、骨と接している部位でも描出可能である。

広範囲に高分解能に撮像が可能で、SNRも高く撮像時間が短い。下肢全体の広い範囲の造影検査の場合には1回の造影剤注入で上腹部から両下肢全体を数回のテーブル移動で撮像する (図7)。

この手法では静脈や軟部組織が造影されてしまいコントラストが不良になってしまうケースがある。

造影剤の到達時間は個人差が大きく、病態にも左右され、注入方法、注入速度などの工夫が必要である。

造影MRAに使用する細胞外液分布Gd造影剤は、尿路血管用ヨード造影剤と比べて投与量が少ないが、副作用発現の危険因子を考慮しなければならない。また、nephrogenic systemic fibrosis (NSF) が問題になり、腎機能低下に対し造影剤の慎重な投与が求められている。

現在、CTの高性能化により、造影剤を使用したMRA検査は減少している。



図7：造影MRA F-Pバイパス術後

5. FBI (Fresh Blood Imaging) (文献7~13)

5-1 Fresh Blood Imaging (FBI)

これは本邦で開発された方法である。

FASE (fast advanced spin echo) 法を利用し遅い血流を描出する手法である。FASE法は水分や血液成分のT2値の長いものを強調する。MRCP(magnetic resonance cholangiopancreatography)、MR myelography, hydorographyやFBIに用いられる。

ETS (echo train spacing) を長くすると静止している水を強調し、MRCPを撮像することができ、ETSを短くすることにより流れの遅い血液なら画像化することが可能である。

FBIで使用しているETSは5msecと短く、トリガーあたり実収集時間は2分割収集で350msec程度まで短くすることが可能である。これにより、心周期時相 (拡張期、収縮期) の撮像が可能なる。

a) FBI動脈像

心周期時相で流速の変化が、動脈の描出に大きく影響する。最適な動脈像を得るには心拍同期を利用して撮像し、動脈血が低速になる拡張期にて動・静脈相、動脈血が最大流速になる収縮期にて静脈相を撮像する。動・静脈相から静脈相を差分することによって、動脈相の画像が可能になる。造影MRAに匹敵する画像を得ることができる (図8)。しかし、差分画像を作成するため体動に弱く、手技に熟練を要するため、他の非造影手技 (2D-TOF等) との併用を勧める。他の手法と併用することで、アーチファクト等の評価も容易となる。

b) 静脈像

心周期時相の収縮期に動脈をフローボイドとして低信号にすることで静脈相の画像を得る。

背景信号を抑制するためにTEを長め (80msec) に設定する。腹部の静脈は呼吸により流速が変化しているため、呼吸同期を静脈の流速が低下する吸気に設定し撮像する。



図8：FBI ASO+バージャー病

5-2 Time-SLIP (time-spatial labeling inversion pulse)

空間選択性反転パルスを用い、目的血管を描出する手法である。Time-SLIP法は他のパルスシーケンス (FASE,true-SSFPなど) と併用する。

多くの手技が研究されているが、現在、臨床応用されている手法を概説する。

a) In flow

腹部大血管等の撮像に用いる。

空間選択的飽和反転パルスを撮像範囲に印加し背景信号を抑制する。

null point付近時間後 (1秒程度) にtrue-SSFPで撮像することにより流入してくる血流の速い動脈を撮像する (図9)。

b) Out flow

門脈の撮像等に用いる手法である。

背景信号抑制のために、非選択的に反転パルスを印加し、その直後に目的血管の上流に空間選択的反転パルスを印加しラベリングする。

一定時間 (1秒程度) 後に撮像することで目的血管を描出する手法。

c) Alternate (サブトラクション)

弓部大動脈から頸部動脈に用いられる手法である。

目的血管の上流にタグパルスとして選択的反転パルスを印加し、一定時間後に撮像した画像と印加しない画像を撮像し、サブトラクションすることにより血管像を得る手法である。

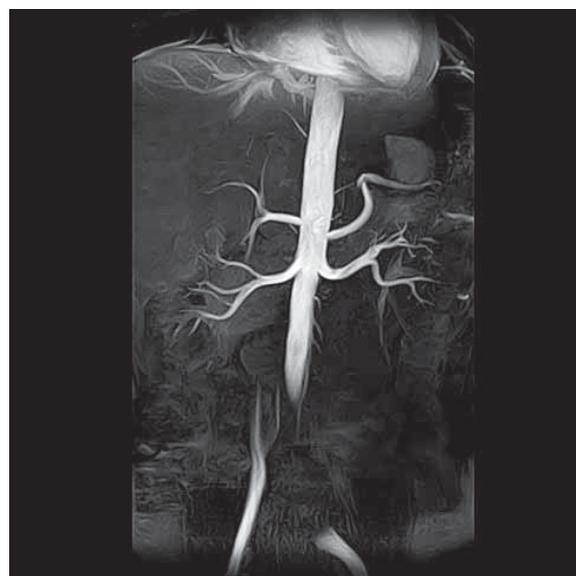


図9：Time-SLIP (In flow)

6. おわりに

今回は主な技術の概説をした。次回からは技術を応用して、臨床での工夫について述べたいと思う。

参考文献

1. Keller PJ, Drayer BP, Fram EK, Williams KD, Dumoulin CL, Souza SP : MR angiography with two-dimensional acquisition and three-dimensional display. Work in progress. Radiology 1989; 173:527-532.
2. Wehrli FW:Time-of-flight effects in MR imaging of flow. Magn Reson Med 14:187,1990
3. Atkinson D, Brant-Zawadski M,Gillan GD, et al : Improved magnetic resonance angiography : magnetization transfer suppression (MRS) with variable flip angle excitation (TONE) and increased resolution. Radiology 190:890,1994
4. Morse, O.C., Singer, J.R. : Blood velocity measurements in intact subjects. Science, 170:440 ~441,1970
5. Mac Fall JR, Pelc NJ, Vavrek RM: Correction for spatially dependent phase shifts for partial Fourier imaging. Magn Reson Imaging 6: 143, 1988.
6. Prince MR,Yucel EK,Kaufman JA, et al : Dynamic gadolinium-enhanced three dimensional abdominal MR arteriography. J Magn Reson Imaging 3:877,1993
7. Miyazaki M, Ichinose N, Sugiura S, Kassai Y, Kanazawa H, Machida Y. A novel MR angiography technique: swap phase encode extended data (SPEED) acquisition using half-Fourier RARE. JMRI 8:505-507,1998.
8. 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 12:776-783, 2000.
9. Hayashi S and Miyazaki M. Thoracic duct: visualization at nonenhanced MR lymphography-initial experience. Radiology 212:598-600, 1999.
10. Urata J, Miyazaki M, Wada, H, Nakaura T, Yamashita Y, Takahashi M, Clinical Evaluation of the Aortic Diseases using Nonenhanced MRA with ECG-triggered 3D half-Fourier FSE. JMRI, 14:113-120, 2001.
11. Ito K, Koike S, Shimizu A, Kanazawa H, Miyazaki M, Yamauchi S, Matsunaga N. Intraportal Venous Flow Distribution: evaluation with single breath-hold ECG-triggered three-dimensional half-Fourier fast spin-echo MR imaging and a selective inversion-recovery tagging pulse. AJR 178:343-348, 2002.
12. Mitsue Miyazaki, PhD, Vivian S Lee, MD, PhD Nonenhanced MR Angiography. Radiology 248:20-43, 2008.
13. 藤田功 水強調を用いた描出技術 放射線撮像分科会誌 (42) ,60-63 20040301 (社団法人日本放射線技術学会)



[執筆者紹介]

1962年生・技師歴26年

学歴

城西放射線技術専門学校卒、金沢大学大学院医学系研究科卒

学位 修士 (保健学)

職歴

日本医科大学付属病院、北里研究所メディカルセンター病院、浦和市立病院、市町村合併により現在、さいたま市立病院 中央放射線科 副技師長

著書 (共著)

考えるMRI撮像技術

株式会社 文光堂 東京 2007

これだけは習得しようMRI検査

株式会社 ビラールプレス 東京 2010