

総説 MR高速撮像とMRアンギオグラフィー

著者	町田 好男, 森 一生, 小倉 隆英, 齋藤 春夫, 丸岡 伸, 高井 良尋, 石橋 忠司, 千田 浩一, 佐藤 行彦, 細貝 良行, 仲田 栄子, 田村 元
雑誌名	東北大学医学部保健学科紀要
巻	18
号	1
ページ	1-8
発行年	2009-01
URL	http://hdl.handle.net/10097/44350

MR 高速撮像と MR アンギオグラフィー

町田好男, 森 一生, 小倉隆英, 齋藤春夫,
丸岡 伸, 高井良尋, 石橋忠司, 千田浩一,
佐藤行彦, 細貝良行, 仲田栄子, 田村 元

東北大学大学院医学系研究科 保健学専攻

MR Fast Imaging and MR Angiography

Yoshio MACHIDA, Issei MORI, Takahide OGURA, Haruo SAITO,
Shin MARUOKA, Yoshihiro TAKAI, Tadashi ISHIBASHI, Koichi CHIDA,
Yukihiko SATO, Yoshiyuki HOSOKAI, Eiko NAKATA and Hajime TAMURA

Radiological Technology, Health Sciences, Tohoku University Graduate School of Medicine

Key words: MR angiography, Nonenhanced MR angiography, Fast MR imaging, Blood flow

A number of MR angiographic methods have been developed for several anatomical regions. Progress in the methods strongly depends on the development of three dimensional (3D) fast imaging techniques. In this paper, such relationship between the angiographic methods and the 3D fast imaging techniques is briefly reviewed.

はじめに

磁気共鳴イメージング装置 (MRI) では、動きのある対象物からの MR 信号の振幅や位相が変化する。それを利用して、体外から造影剤を注入すること無しに血流からの信号を取り出すことができる。このような MRI の特性を利用して血管形態を描出する手法を、MR アンギオグラフィー (以下 MRA) と総称している。MRI でも、造影剤を使用することでコントラストが高まり血管形態をより忠実に画像化できるが、撮像のタイミングが難しいという問題もある。また近年、ガドリニウム系造影剤の安全性問題が指摘されたこともひとつの契機となって、改めて非造影 MRA への関心が高まってきている状況にある。

図1は、現在臨床検査で最も広く用いられている頭部 MRA の典型例で、5分程度の撮像時間で得たものである。脳動脈系を3次元画像として鮮明に描出しているが、この画像は2つの要素からなっている。ひとつは血流 (あるいは血液) を強調するコントラストを得ることであり、もうひとつは3次元構造を高速に画像化することである。本稿では、これまでの MRA の進化について、3次元高速撮像技術の発展と関連付けながら振り返ってみたい。

血流・血液のコントラスト

図2(a)は、1989年に得られた(筆者の)頭部3次元 MRA 画像である。0.5T 装置で得たもので、今で言う3次元タイムオブフライト法 (3D-TOF



図1. 典型的な頭部3D-TOF-MRA像

法)²⁾だけでは十分な血流コントラストが得られなかったため、後述のリフェーズ/ディフェーズ間の差分法も併用している³⁾。図2(b)は下肢MRA像であるが、頭部以前に既に得られていたものである。撮像は8cm程度の厚切りのスピネコーにより行っているが、リフェーズ/ディフェーズ間の差分と収縮期拡張期間での差分⁴⁾を併用して血流コントラストを得ている。このように、血流コントラストを得るMRI撮像技術は、臨床機のペースが整った80年代には多くの方法が提案され試みられていた⁴⁻⁷⁾。

図3の左側の欄に、こうした血流あるいは血液のコントラストを得る主な技術項目を並べてある。最初に、動きにより縦磁化の変化が引き起こされる効果（広義の「タイムオブフライト(TOF)効果」）をあげてある。撮像領域内の組織からの信号は繰り返し励起により部分飽和状態になっている。これに対し撮像領域外から流入する磁気的に新鮮な血液は相対的に高信号となり「インフロー効果」と呼ばれている。また、信号取得に先立って、特定の領域の磁化を励起し強制的に飽和状態にする技術があり、「プレサチュレーション(事前飽和)」と呼ばれる。流入血流を上流で飽和させることで血流信号を無信号にできる。逆に、撮影領

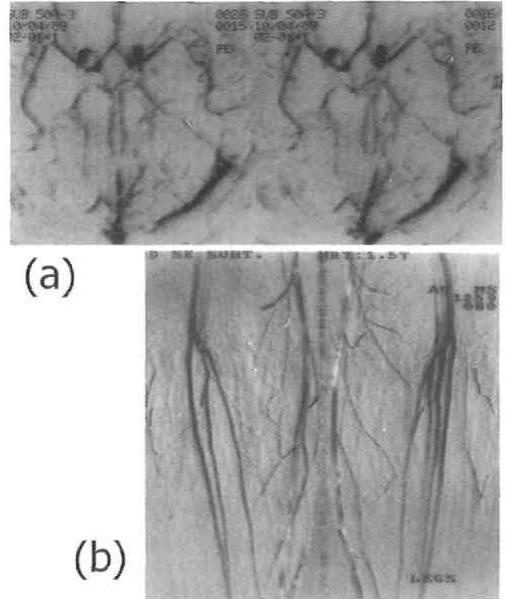


図2. 初期のMRA像。(a) 頭部3D-MRA像、(b) 下肢2D-MRA像

域内の静止組織の方を飽和させて流入血流を高信号として捉えられる工夫も可能である。

一方、横磁化成分の位相を速度に比例して変化させることが可能であり「位相シフト効果」と呼ばれている。極性が逆の傾斜磁場を時間をずらして印加すると、その間に移動したスピンは感じる磁場強度が変化する。これにより引き起こされる現象である。この時ボクセル内で流速のばらつきがあると、位相変化が一定にならないためベクトル和である信号が減衰し、ディフェーズと呼ばれる。一方位相をそろえる工夫をしたものをリフェーズといい両者の差分でも血流コントラストを強調することができる。図2(a)、(b) 両者ともにこの効果を用いていた。

以上の2つの代表的な効果のほかに、上述の、心拍動による血流の周期的変動によるMR信号の変化を活用する方法もある。収縮期と拡張期の2つの心時相で得られた2画像間差分が代表的なものである⁴⁾。また、造影剤を静脈注入後その分布が血管内で支配的な間に撮像することで血管像を得ることもできる。緩和時間による血液の強調も重

要である。T1 強調は TOF 効果を活用する場合には有用である。T2 強調撮像では T2 が長めの血液は強調される傾向があり、T2/T1 強調撮像(後述 SSFP 系撮像)も同様の傾向がある。とはいえ緩和時間だけで血液(血流)だけを選択的に強調することは難しいので他の手法と併用することになってくる。

MRA の進展と 3 次元高速撮像

さて初期 MRA の後、頭部 MRA については上記の 3D-TOF 法²⁾が、磁化移動コントラスト(MTC)の併用などの改良を加えて比較的速やかに実際の臨床の場で広く使われるようになった(図 1)。一方の下肢 MRA については、2 次元タイムオブフライト法(2D-TOF 法)など他の手法も試みられたものの、なかなか臨床現場での広い使用には至らなかった。後述の Fresh Blood Imaging (FBI) 法^{3,4)}により良好な画像が得られるようになったのは比較的最近のことである。こうした MRA 手法の成熟は、もうひとつの技術要素である 3 次元高速撮像法の進歩に大きく依存していると考えられる。

図 3 では血流コントラストを縦軸に、(3 次元)

高速撮像法を横軸にとってある。横軸は時間軸そのものを表すものではないが、右側の方が実用化時期は比較的遅めである。80 年代後半にグラディエントフィールドエコー系(FE 系、主に Fast Low-Angle Shot: FLASH)が実現したが、90 年代にはより高速な撮像法が完成度をあげて登場することになる。最も高速なエコープラナーイメージング(EPI)は空間分解能に限界があるため MRA には適さないが、その実現を目指した装置の進化が、高速 FE 系(Fast FE: FFE (turbo-FLASH 系))や高速スピネコー系(Fast SE: FSE)、ステディステート系(Steady State Free Precession: SSFP)などの高速撮像の実現をも可能にした。それらのパルスシーケンスの概形を図 4 に示す。これらの手法はどれも空間分解能が高い撮影が可能であり、MRA への適用が期待できるものである。

さらに近年、複数の受信コイルを用いた高速撮像法である MR パラレルイメージング(PI)が発展した⁵⁾。PI はどのパルスシーケンスとも併用でき、撮像時間を実質 1.5~3 分の 1 程度に短縮できる技術である。画質向上、撮影時間短縮の両面から、3 次元撮像の実用化に大きな貢献をしてい

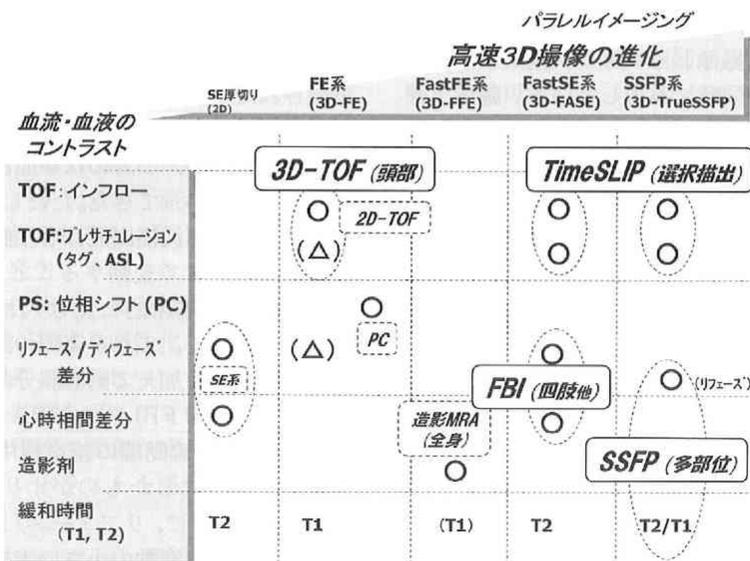


図 3. 3次元高速撮像の進化とMRアンギオグラフィ

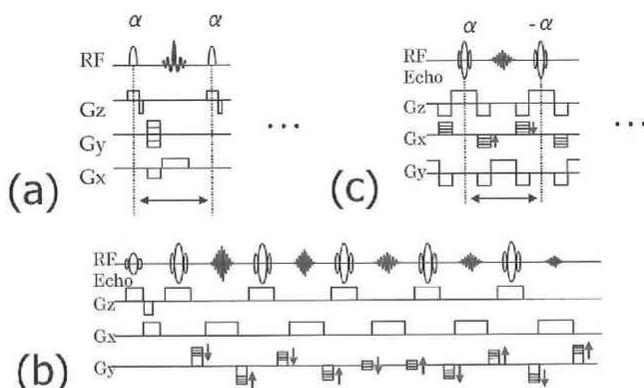


図4. 高速撮像法のパルスシーケンス (a) FE法/高速FE系撮像法, (b) 高速SE系撮像法, (c) SSFP系撮像法

る。

以下では個々のケースについて述べる。

FE系高速撮像の進化とMRA

頭部の3D TOF-MRAが比較的速く実用化できたのは、実用機でも実装可能なFE系(FLASH)撮像¹⁰⁾が3次元撮像も含めて80年代のうちに完成したためといえよう。頭部3D-TOF法はシンプルな方式ながらMRAとして絶妙なパッケージングとなっている。すなわち、FEシーケンスの繰り返し時間TRを数10msとすることにより、3D高速撮像とインフロー効果による血流コントラストを同時に実現している。临床上最も重要ともいえる脳動脈では、磁氣的に新鮮な血液が頸動脈から絶え間なく供給される。そのため動脈系がコントラストよく描出される。一方で頭部の閉じた構造上、静脈の多くは自然に信号が抑制されるので、脳動脈の描出に非常によくマッチした撮像法となった。この時期には2次元TOF法や位相コントラスト法(PC法)なども提案され評価が行われたが、最終的には3D-TOF法ほどには使われていない。PC法は例えば頭部の静脈MRAとしてオプション的に使用されている(図3左上)。

その後、TRを数ms程度まで短縮する高速FE系(FFE系: turboFLASH)の撮像が可能になった。そのままではコントラストのない画像になっ

てしまうが、MRA応用においては、コントラストは造影剤に任せて、血流動態をひたすら高速に3次元で捉える形で進化した(3D造影MRA)。しかしながら、MDCTとの競合や非侵襲性の重視により、近年では使用頻度は大きく低下している(図3中央下側)。

FSE系高速撮像の進化とMRA

次に、FSE系撮像について考えたい。FSE系の3次元化は単純に繰り返しを短縮する形ではなく、シングルショットで2次元分のデータを撮りきり、スライス枚数分だけ繰り返し収集する形で実現された¹¹⁾。RARE法¹²⁾として提案されたSE系マルチエコー技術は数百ものRFパルスを用いる方法であるが、ことのほか血流信号も描出され得ることが分かってきた。ただし、この複雑なシーケンスによる血流描出能は心拍動などの生理的条件によって大きく変動することが明らかになり、そのままでは臨床的に受け入れられるMRAとはならなかった。これを実際の臨床に即してひとつひとつ改良を加えて動静脈分離まで得られるようにしたのがFBI系のMRA撮像である。拡張期/収縮期の血流動態の差を利用して動静脈分離像を得るようにしたものがオリジナルのFBI法であり¹³⁾、さらに、リフェーズ/ディフェーズ差分を併用して血流変動の小さい末梢血管にも対応したのがFlow-Spoiled FBI(FS-FBI)である¹⁴⁾。い

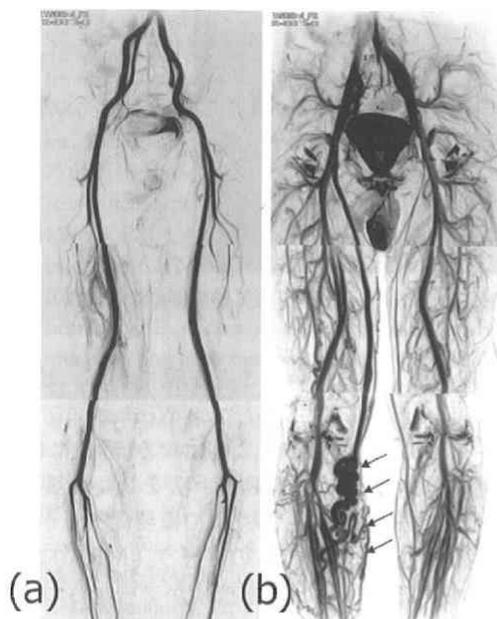


図5. FBI法による動静脈分離下肢MRA像（臨床画像）(a) 動脈像, (b) 静脈像

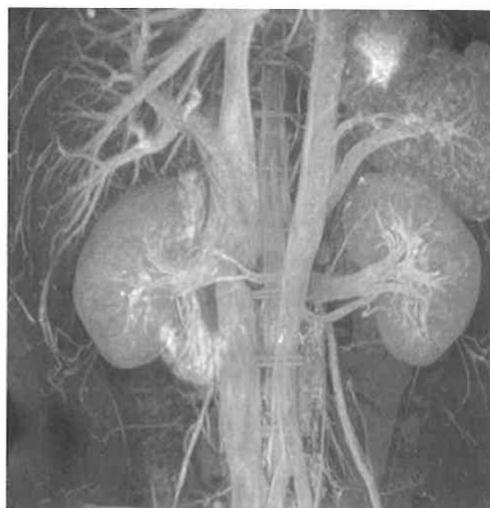


図6. SSFP系撮像により得られた肝臓から腎臓部にかけての画像

ずれも血流コントラストの基本原則としては図1 (b)と同じものといえるが、最新の3次元撮像法の中でひとつひとつ最適化したことで、結果には大きな差が生じたといえる。この間MRI装置も大きな進歩を遂げているため、例えば、強力になった傾斜磁場により以前とは比較にならないディフェーズ効果が得られることになった。撮像技術の詳細についてはここでは触れないが、ひとつのポイントはこのシーケンスが「流れを見るには少し複雑過ぎる」ことであろう。FSE法は、多数のRFパルスにより発生する様々なエコーを余さず再収束させる方法である。ゆったりとした流れまでならうまく信号が集まり画像化できるが、結局のところ、ある程度の流れについては信号がうまく集まらない。心時相とディフェーズをうまく調整して血流の描出程度を変化させ、適切な差分を行うことで血流コントラストを得ている。代表的な症例を図5に示した。

SSFP系撮像の進化とMRA

SSFP系シーケンスはFE系のシーケンスのひとつであるが、繰り返し励起ごとに信号を再収束させる。横磁化成分も含めてMR信号を最大限に引き出すFE系撮像である。原型はFLASH系シーケンスと同時期に提案されたものの¹³⁾、強い傾斜磁場と精度の高い制御が必要なため、本来の形で実装可能になったのは90年代最後の頃であり、各社ごとに異なる名称で呼んでいる。このシーケンスはT2/T1のコントラストを持つため水や血液の信号強度が高い。再収束の条件から流れあるいは動きにも強い撮像法で、心臓シネ画質の大幅な画質改善に寄与した。このシーケンスも3次元化により、さまざまな血流描出が可能であることが分かってきた。しかしながら、T2/T1のコントラストと心臓の拍動流をも描出するロバスト性のため、動静脈とも描出されるばかりか実質臓器も同時に描出される。「いろいろな信号が出すぎる」ということになり血管像だけを描出することが難しい(図6)。

これに対して、特定の領域を選択的に無信号化するタギングあるいはラベリング法を併用する

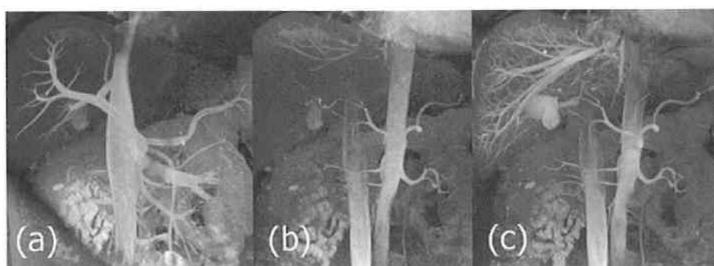


図7. Time-SLIP 法により得られた肝臓血管系 (a) 門脈優位, (b) 動脈優位, (c) 静脈優位の各画像

Time Spatial Labeling Inversion Pulse (Time-SLIP) 法が提案された¹⁴⁾。血液流入の待ち時間を確保するためプリパルスとして反転パルスが使われるが、図3のプレサチュレーション効果に近い。この方法は既にFSE系撮像(FBI)に対しても適用されていたが、よりロバスト性の高いSSFPシーケンスとの組合せが加わったことにより、アプリケーションの幅が大きく広がった。FSE系のMRA(FBI)ではTime-SLIPはオプションな撮像であったが、SSFP系のMRAではTime-SLIP併用はほとんど必須であるといえよう。不要血管の抑制としてはプレサチュレーション効果、目的血管の強調はインフロー効果という組合せが基本で、TOF効果をフルに活用しているともいえる。

図7に典型的な画像例を示した。例えば、肝臓領域を無信号化して、適当な待ち時間の後にSSFP系撮像で画像化すると(a)のように門脈からの流入血のみが画像化される。タグ領域や待ち時間の変更により、(b, c)の肝動静脈も描出可能である。FBI法同様に、最新の撮像技術に対し、MRIの持つ様々な要素技術の中から適切なものを選択・適用し、実際の臨床に即してひとつひとつ改良を加えた結果であるといえよう。他にも腎動脈や肺血管、頸動脈などの画像化や血流動態の観察も可能で、近年はアダムキュービッツ動脈の非造影描出も試みられるに至っている。

おわりに

以上、血流(あるいは血液)のコントラスト強調技術と、3次元高速撮像技術により様々な

MRAが成り立っていることを見てきた。どのような組合せが実際に役立つかは、まさにアプリケーションの開発ということになる。図3には、今回述べたいくつかのMRA手法を2つの要素技術の面に並べてみた。あくまで概要であるが全体像把握の助けにはなるものと思う。MRAに限らず、MRIでは多数の要素技術がプールされていて、それらの適切な組合せによる新しいアプリケーションの可能性が常にあるといえる。また、下肢MRAの例に見られたように、ある時期に十分な結果が得られなかった技術も、他の関連技術の進展によりあらためて花開く条件が満たされる場合もある。先入観なく、要素技術を活用に向けてスタンバイしておくことが重要であるといえよう。

今後も撮像法の進歩に対して適切な技術を選択、組合せることにより、さらに全身にわたる非造影アンギオが広がっていくことが期待される。

謝 辞

画像データを提供していただいた東芝メディカルシステムズ株式会社様、共愛会戸畑共立病院様に深謝いたします。

文 献

- 1) Miyazaki, M., Lee, V.: Nonenhanced MR Angiography, *Radiology*, **248**, 20-43, 2008
- 2) Laub, G.A., Kaiser, W.A.: MR angiography with gradient moment refocusing, *J. Comput. Assist. Tomogr.*, **12**, 377, 1988
- 3) 町田好男, 喜種慎一, 市之瀬伸保, 横田淳一, 畑

- 中雅彦, 五老健彦: エコー時間の異なる 3D サブ
トラクション MR アンギオグラフィー, *Medical
Imaging Technology*, **10**, 414-422, 1992
- 4) Wedeen, V.J., Meuli, R.A., Edelman, R.R., Geller, S.C., Frank, L.R., Brady, T.J., Rosen, B.R.: Projective imaging of pulsatile flow magnetic resonance, *Science*, **230**, 946-948, 1986
 - 5) Moran, P.R.: A flow velocity zeugmatographic interlace for NMR imaging in humans, *Magn. Reson. Imaging*, **1**, 197, 1982
 - 6) Starlberg, F., Ericsson, A., Nordell, B.: MR imaging, flow and motion, *Acta. radiological.*, **33**, 179-200, 1992
 - 7) 町田好男: MRA の基礎, 永井輝夫, MRA と新しい血流診断, 朝倉書店, 東京, 1994, p 22-56
 - 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, *J. Magn. Reson. Imaging*, **12**, 776-783, 2000
 - 9) Pruessmann, K.P., Weiger, M., Scheidegger, M. B., Boesiger, P.: SENSE: sensitivity encoding for fast MRI, *Magn. Reson. Med.*, **43**, 177-84, 2000
 - 10) Haase, A., Frahm, J., Matthaei, D., Hanicke, W., Merboldt, K.: Flash imaging—rapid NMR imaging using low flip-angle pulses, *J. Magn. Reson.*, **67**, 258-266, 1986
 - 11) Kassai, Y., Ichinose, N., Takai, H.: 3D half-Fourier fase SE for heavy T2-weighted imaging, *Proceedings of the 4th International Society for magnetic Resonance in Medicine*, 736, 1996
 - 12) Hennig, J., Nauerth, A., Friedburg, H.: RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR, *Magn. Reson. Med.*, **3**, 823-833, 1986
 - 13) Oppelt, A., Graumann, R., Barfuss, H., Fisher, H., Hartl, W., Schajor, W.: FISP—a new fast MRI sequence, *Electromedica*, **54**, 15-18, 1986
 - 14) Kanazawa, H., Miyazaki, M.: Time-Spatial Labeling Inversion Tag (t-SLIT) using a Selective IR-Tag On/OFF Pulse in 2D and 3D half-Fourier FSE as Arterial Spin Labeling, *Proceedings of the 10th International Society for magnetic Resonance in Medicine*, 140, 2002