

序論

非侵襲的で、非造影による MR angiography は頭部や四肢血管への応用から始まり、近年では心臓や腹部血管を含む全身の脈管系に適用され、任意の血管を選択的に描出する事が可能となりつつある。また、平成 22 年度『厚生労働省：平成 22 年人口動態統計月報年計（概数）主な死因別死亡数の割合』において、悪性腫瘍による死亡率は増加傾向である。これに次ぐのは同じく増加傾向にある心疾患、そして 3 位は一時より死者数は減ったとはいえ脳血管疾患となっており、2 位、3 位を合わせた血管系疾患の死亡率は悪性腫瘍とほぼ同率となる。また近年、重篤な腎障害のある患者への Gd 造影剤使用に関して NSF の発症が報告されており、造影剤投与の慎重性も非造影 MRA が重要視される理由に挙げられる。

しかし、MRA と一言に言っても各撮影部位に適した様々な撮像法がある。今回、各 MRA の基礎原理について見直してみる。

1. Time of flight-MRA

臨床では主に頭頸部領域で多く使われ、その他に腹部や四肢領域でも使われる。高コントラスト及び高分解能を有する良好な脳動脈画像が得られ、現在では高磁場や手法の発達により穿通枝動脈等も明瞭に描出する事が可能となっている。

● in flow 効果・高速度信号損失

TOF 効果には in flow 効果と低信号になる高速度信号損失とある。前者は繰り返し RF pulse を受けて飽和した静止組織に RF の影響を受けていない fresh な血液が流入する事により高信号として描出される手法である。その為、断層面に垂直な血管の描出には優れているが、これと平行な血管の描出は不良になるという特徴もある。

高速度信号損失は図 1. より、SE 法の場合、 $V=d/TR$ で血流の信号は最も高くなるがそれより速くなると急激に低信号となる、もしくは無信号となる事をいう。

一方、GRE 系では早い流速における信号の低下が見られない。主な理由として TR が短いため静止部分の回復が殆ど無く、流入血管の信号が強調され、また TE が短いので、位相分散による信号低下が少ない事が GRE 系のシーケンスが MRA 撮影に適している理由となる。

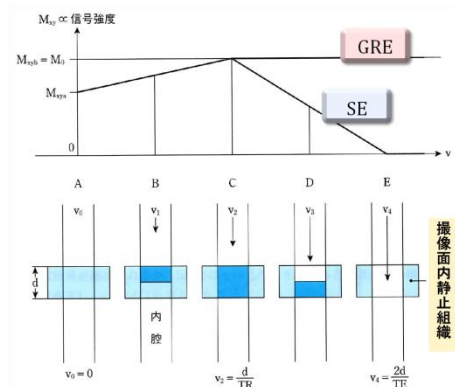


図 1. 流速と信号強度の関係

● Tone(ramped RF)・MOTSA; multiple over-lapping thin slab angiography

TOF-MRA において 2D と 3D 撮像に分かれる。近年では 3D が主流であるが、3D 撮像の場合、常に撮像範囲内に RF pulse が印加され続ける為、上流に比べ下流では飽和効果が強くなる。その結果下流ほど血管信号が低下する原因となる。それを防ぐため様々な手法が活用されている。Tone(ramped RF)は上流で小さく、下流で大きな FA 分布を持つ RF pulse を照射する手法で、上流と下流のコントラストが平均化され、下流の末梢動脈の描出が良好となる。一方、MOSTA は撮像範囲を複数の slab に分割して撮像する手法で、それにより広範囲の撮影が可能になる。しかし約 50%以上の over rap が必要であるとされ、over rap が十分でないと板すだれ状のアーチファクトの原因となる。

2. Phase contrast-MRA

頭頸部・四肢等の撮像が可能だが、分解能の低さから、現在では形態学的な診断よりも血流の方向や速度、脳脊髄液の流れの描出など、機能情報を得るための手法として使われている。原理として、まず異なる極性の双極傾斜磁場(flow encode pulse)を印加する。静止した組織は位相変化を生じないが、血流の位相は shift する。得られた位相の異なる2つの画像をサブトラクションし画像を得ている。血流の位相変化量は、傾斜磁場の強度と流速により決まる。PC-MRA の信号強度 S は $[S=SA-SB=2SS \cdot i \cdot \sin(\gamma G_x VT^2) \dots \textcircled{1}]$ で表わす事が出来る。式からも解るように流速 V が信号強度に比例している事からも PC 法は流速に対して定量性が高い事が言える。

● VENC(velocity encoding)[cm/sec]の設定

VENC は撮影時に描出したい血管のおおよその血流速度として設定する値である。式①をグラフで表すと信号強度 S は $\Delta\phi$ が $\pm 90^\circ$ の奇数倍で最大になり 0° と偶数倍で 0 となる。ここで設定する VENC を 100cm/s とすると得られる信号強度は半分の 50cm/s で最大となり、両端の 25% 位置では低く $25\% \sim 75\%$ の位置で高い信号となる。その事からも VENC は目的血管の推定される最大流速の 25% 増しに設定する事が望ましいとされている。

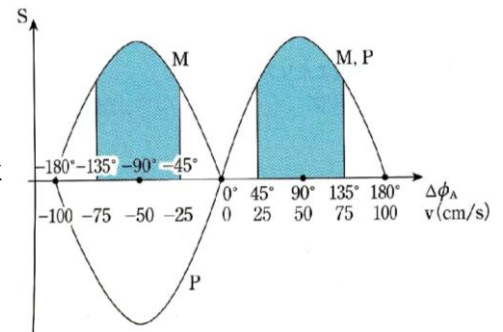


図2. 位相エンコーディングの $\Delta\phi$ と v の関係

● 速度エリアシング(折り返し)現象

PC 法で得られる血流にも折り返し現象が起きる。実際の血流速度が設定された VENC よりも超える場合、逆方向の遅い血流として表わされてしまう事を速度エリアシングという。例えば VENC= 100cm/s の時、 120cm/s は -20cm/s とみなされてしまう為、撮影時には適切な最大血流の推定が必要となる。

3. IR-Steady state GRE 法

Steady state 系(FIESTA, Balanced 等)のシーケンスに空間選択的反転 pulse を併用し、背景信号の null point で撮影する事によって血管信号のみを高信号に描出する手法である。空間選択的反転 pulse 印加位置と信号抑制したい組織の null point に TI を設定する事によって、inflow 効果を使い、見たい血管を選択的に描出する事が可能である。

背景信号を抑制させ静止組織と血流との良好なコントラストを得るには適切な TI(inversion time)の設定が重要となる。図3. に示すように、TI 値を延長させると末梢血管の描出は良好となっているが、TI= 1200msec よりも延長させると背景信号が回復し血管とのコントラストが低下している。

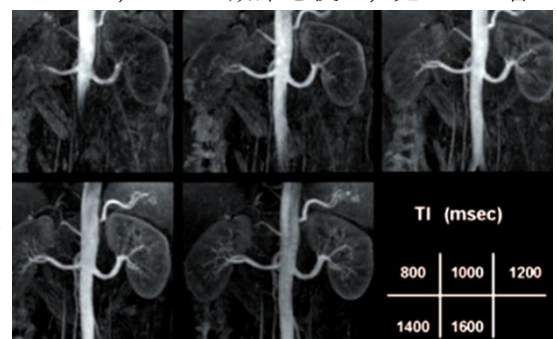
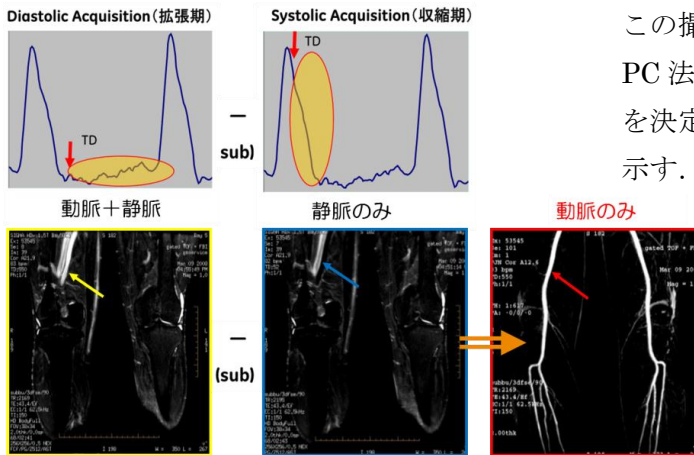


図3. TI の設定による背景信号の抑制効果と末梢血管の描出能

4. Fast spine echo 法 (心電図同期併用)

心電図同期を併用した 3D-fast spine echo 法を主体として撮影する。心周期における流速の違いにより信号強度に差が生じる事を利用して SE 系のシーケンスで撮影した場合、収縮期相では動脈の流速は速く、flow void により信号低下し、流速の遅い静脈のみ得られるが、拡張期相では動脈の流速は静脈と同じで遅く、flow void にならない為、両血管の信号が得られる。拡張期相と収縮期相の両画像をサブトラクションし動脈の画像を得る。(図4.)



この撮影には正確な心周期の情報が必要である為、PC 法等を利用し、心収縮期となる時相または心拡張期を決定する。また、以下に撮影時の工夫例をいくつか示す。

図 4. 心周期による動静脈の信号差を利用した 3D-inhance Delta Flow

● TR/TE

この撮影法は心電図同期によるものである為、 $TR = (R-R \text{ 間隔} \times \text{周波数})$ となる。患者が高心拍の場合、TR が短縮してしまう。そこで撮影時間は延長するが 1 心拍撮影から 2 心拍撮影以上にする事により TR が長くなり、十分に縦磁化が回復し SNR と T2 コントラストが向上する。また TE を長くする事により SNR は低下するが T2 コントラストを向上させる事も可能である。

● 脂肪抑制

脂肪抑制の有無は動脈の描出のみが目的ならサブトラクションが前提である為、若干背景信号が残るがデータ収集時間の延長や SNR の低下などのデメリットを考えると迷うが、静脈を目的とする場合は必須である。

● Flow compensation

動脈の流速が速すぎる場合は位相分散を抑制し補正する事が出来る。拡張期で動脈があまり高信号にならない場合に有効である。

● ポジショニング・食事制限

冠状断撮像の為、下肢を平行にポジショニングする事により、撮像枚数を少なく出来る。サブトラクションする為、下肢が動かないよう十分な固定が必要である。しかし、血管を圧迫してしまうと描出が不十分となる。T2WI SE 法での撮影の為、消化管の残渣や膀胱の信号が高信号となる事より食事直後は避ける事が望ましい。

結語

非造影における血管描出は、目的血管ごとに適切な撮像方法の選択や、Parameter の最適化が、よりよい診断に適した画像を得るうえで重要である。その為にも、それぞれの撮像方法の基本・特性を理解しておく事が重要である。

参考文献

- 荒木 力、『決定版 MRI 完全解説』,秀潤社. 土橋 俊男『MR Angiography』,日本放射線技術学会雑誌,第 59 巻 第 9 号.
中村 克己『非造影 MRA を極める - 臨床への応用 - 』,第 42 回日本放射線学会秋季臨床大会 Luncheon Seminar