

MR 血管撮影

Dumoulin CL, Hatt HR, Jr. : Magnetic Resonance Angiography
(Radiology 1986 ; 161 : 717-720)

Dumoulin と Hatt によるこの論文は、傾斜磁場の中でスピンの移動することによって生じるスピンの位相特性を検出することにより、造影剤を使用せずに血管撮影画像を得るという 2D phase contrast MR angiography の原理と臨床応用を示した論文で、後に 3D phase contrast MR angiography に拡張され、Time of flight 法と並ぶその後の MR angiography の基礎となった重要な論文である。ここでは血流が心拍期に影響されず動脈流・静脈流を問わず定量性をもって検出・画像化されることが示されている。

一定の時間に付加された傾斜磁場は、傾斜磁場の方向に沿った位置に比例して、プロトンのスピンの位相を変える。このような傾斜磁場が付加された後、さらに逆の極性で同じことを行えば、傾斜磁場の方向に動いていないスピンは全く位相の変化を受けなかったことになる。これに対して、傾斜磁場の方向に移動しているスピンは位相の変化を受ける。この位相の変化は血流エンコード傾斜磁場を反転させながらパルス系列を繰り返すことにより測定することが可能である。静止しているスピンからの二つの収集データの差をとると、二つの信号は同じなので打ち消される。これに対して、移動しているスピンからの信号は位相が異なるので検出可能である。

信号強度と血流速度の関係は以下のように表

される。

x 方向に速度 V_x で動いているスピンについて考えてみる。血流エンコード傾斜パルス系列を時間 0 と時間 T に付加する。スピンの位相は以下の関数として表される。

$$\phi(t) = \gamma \int x(t) \cdot G_x(t) dt$$

また、二つのパルスによる位相のずれは単純に

$$\phi = \gamma \int_0^{T_G} x(t) \cdot G_x(t) dt + \gamma \int_T^{T+T_G} x(t) \cdot G_x(t) dt$$

で表される。ここで γ はスピンの磁気回転比であり、 $G_x(t)$ は時間に関する磁場の強さ、 T_G は各々のパルスの持続時間である。

$G_x(T+t) = -G_x(t)$ の条件（反転するパルスをかける）では、

$$\phi = \gamma v_x T \int_0^{T_G} G_x(t) dt$$

を得る。速度 0 ($V_x=0$) のスピンは位相の変化がないことになる。移動しているスピンは、同一のパルス系列を異なる $G_x(t)$ 若しくは T で繰り返し得られたデータ間の差をとることで容易に検出可能である。

もし、 ϕ が 1 ラジアン以下であれば、信号強度と血流速度は正弦関数とほぼ比例する。したがって、ある画素の測定された信号強度は含まれている様々な流速のスピンの平均の血流速度を表している。画素の測定された信号強度は血

管内の移動するスピンの数にも比例しているので血管の中の血液の流量は血管を通過する画素の信号強度の合計として計測される。

実際の二次元 phase contrast 法では直交する2方向に血流エンコードを行い、各ピクセルの信号強度を $I_{TOTAL} = (I_x^2 + I_y^2)^{1/2}$ で合成して画像化する。

本論文では 1.5T の実験機を用いて正常健者の頸部 MRA を行っているが、心電図同期をかけ、R 波から 50 ms でデータ収集を行っている。撮像マトリックスは 256×128 であるが、zero-filling を行って 256×256 に拡張している。データ収集に必要な時間は位相エンコードの励起回数（最低2回、通常4回）、被験者の心拍数、画像化される血流検出方向の数（最低1、通常2）によって規定されるが、4~16分で頭部および頸部の主要動脈および静脈が描出されている。

使用されているパルス系列を図1に示す。

もし、血流エンコード傾斜パルスの強さ、パルスの持続時間、若しくはパルスの間隔が最大の局所位相の変化を1ラジアン以上引き起こすと、血流と信号強度の比例関係は失われる。もし位相のずれが π ラジアン（180度）の整数倍であれば、動いているスピンからも信号が出てこないことになる。

さらに位相のずれが $n\pi \pm \phi$ であるような速度は ϕ の位相のずれを起こす速度と同じ信号強度を示す（速度が同じであるように描出される；速度折り返し効果として知られている）。

ここで VENC (velocity encoding) が PC 法で非常に重要なファクターとして浮かび上がる。VENC をどのように指定するかで PC 法の MR angiography で描出される対象が異なってくることになり、目的とする血管の血流速度に対して適切な VENC の設定が PC 法での MR angiography では欠かせない。

VENC を複数設定して撮像を行い、異なる流速の画像を合成して表示することの可能性も本論文で示唆されている。また、PC 法は血管

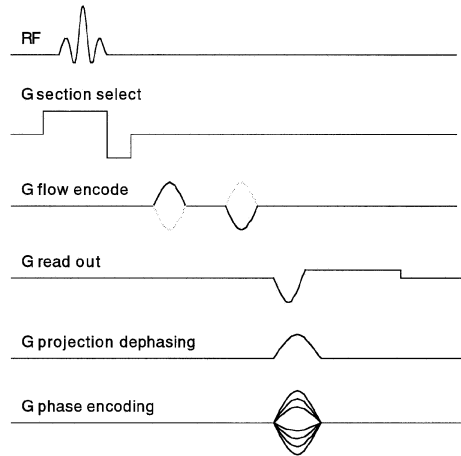


図1. パルス系列

内での乱流の影響を受けやすいとされている。

本論文の中では頸動脈の描出に、血流エンコードパルスの強さと時間は位相のずれが 0.05 radian/cm/s であるように選択されており、この場合血流による位相のずれは 20 cm/s 以下で血流速度に比例していることになる。

PC 法では血流のような動いているスピン（プロトン）のみが画像化され、静止したスピンからは信号が出てこないのが本質的に高い SN 比が得られ、しかも適切な VENC の設定が行われていれば血流速度の計測が可能であり、TOF 法で問題となる高信号を示す血栓と遅い血流の鑑別等にも有用であるが、高い磁場の均一性が求められるので、MR 装置に依存する部分がかかなりある点は注意が必要である。

熊本大学医学部放射線医学教室
馬場 祐之, 山下 康行

参考文献

- 1) Dumoulin CL: Phase-contrast magnetic resonance angiography. *Neuroimaging Clin North Am* 1992; 2: 657
- 2) Keller PJ: Time-of-flight magnetic resonance an-

MR 血管撮影

- giography. Neuroimaging Clin North Am 1992 ;
2 : 639
- 3) Walker MF, Souza SP, Dumoulin CL : Quantita-
tive flow measurement in phase contrast MR an-
giography. JCAT 1988 ; 12 : 304