

SSFP を使った bright & black 3D MR angiography の基礎検討

高根 淳, 津田宗孝, 小泉英明

(株)日立製作所計測器事業部

はじめに

無侵襲の体内の血流を映像化できる MR アンギオグラフィは、近年、画質が著しく向上し臨床上の有効性も着実に確認されつつある。しかし、これまでの MR アンギオグラフィは、流体部の位相変化や流入効果を利用し流体部を静止部に対し高輝度に描出していたため (bright angiography)、乱流や加速度を伴った流れに対し信号の欠落を生じ疾患による狭窄の有無の判定が難しいという欠点を持っていた。

この様な問題に対し、現在では、加速度以上の高次の速度モーメントを補正する方法や励起から計測までの時間、即ちエコー時間 (TE) を短縮する方法が採用されているが¹⁾、未だに完全に問題を解決するには至っていない。これに対し最近、presaturation や dephasing により流体部の信号を完全に欠落させ、無信号領域として描出し血管形状を把握する試みがなされている (black angiography)^{2)~5)}。

今回我々は、SSFP (steady state free precession) 状態に生じる FID 信号及び time-reversed FID 信号を用いて、bright angiography と black angiography を同時に実現した。また、従来の bright angiography で問題となっていた流体部形状の把握に対しては、black an-

giography が有効であることを確認した。さらに、二つの画像を比較、合成することで、より精細なアンギオグラフィを実現できる可能性についても検討したので報告する。

対象及び方法

本研究の撮影は、0.5 T 超伝導 MRI 装置 (日立 MRH-500) を用いて行った。まず、基礎検討を行うために、内径が 5 mm から 10 mm まで蛇行しながら連続的に変化するガラス管に硫酸銅水溶液を流量約 120 ml/s で流した流体ファントムを撮影し、bright angiography と black angiography の同時実現と形状把握に対する black angiography の有効性の確認を行った。次に、健常ボランティアの頭部を対象に撮影を行い、bright angiograph と black angiograph 及びその合成画像を作成した。撮影に使用した 3 次元の SSFP パルスシーケンスを図 1 に示す。

このパルスシーケンスは、高周波パルスでの励起間において信号の横磁化成分の位相コヒーレンスを保存するため、信号計測後、位相エンコード軸に位相エンコードと逆位相の傾斜磁場を印加する。この時、繰返し時間 (TR) が被検体の T_2 緩和時間よりも短い場合に、磁化が定常

キーワード MR angiography, bright angiography, black angiography, steady-state free precession

状態 (SSFP: steady state free precession) を形成する^{6),7)}。この状態において、横磁化は高周波パルスの励起直後に FID 信号を、次の高周波パルスの励起直前に time-reversed FID 信号を生じさせる。ここで、FID 信号を rephasing により計測し、time-reversed FID 信号を dephasing により計測した。さらに FID 信号に対する TE 短縮と傾斜磁場印加量の最少化、及び time-reversed FID 信号に対する dephase 効果の増加のため、それぞれの計測には非対称計測技術を採用した¹⁾。FID 信号の3次元画像に対して、max I.P. (maximum intensity projection) 処理を施し bright angiography を得、time-reversed FID 信号の3次元画像に対しては min I.P. (minimum intensity projection) 処理を施し black angiography を得た。

撮影条件は、TR=50 ms, TE=16/36 ms, flip angle: 20°~60°, matrix: 256×256×32, スライス厚: 2 mm, FOV: 250 mm, 積

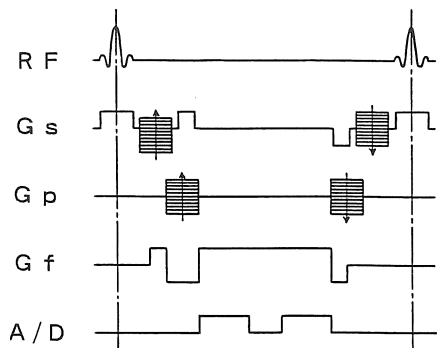


図1. Bright & black angiograph を計測するための3D-SSFP シーケンス。Gs, Gp, Gf は、それぞれスライス選択軸、位相エンコード軸、周波数エンコード軸の傾斜磁場である。信号の位相コヒーレンスを保存するため、信号計測後、位相エンコード軸に位相エンコードと逆位相の傾斜磁場を印加する。高周波パルスの励起直後に生じる FID 信号を rephasing により計測し、励起直前に生じる time-reversed FID 信号を dephasing により計測する。

算: 2~4 回である。計測時間は、13分39秒~27分18秒である。

結 果

図2に流体ファントムの画像を示す。aがFID信号からの画像であり、bがtime-reversed FID信号からの画像であり。両画像ともスライス厚は2 mm である。aの画像では容器内の静止した硫酸銅水溶液が描出され、さらに、内径7.5 mm と10 mm の管内に流れる硫酸銅水溶液が rephasing 効果により描出されている。しかし屈曲部では、その信号の欠落や管形状と流体との位置の不一致が生じている。また、内径5 mm の管内の硫酸銅水溶液は、ほとんど描出されていない。これに対し、bの画像では静止した硫酸銅水溶液は描出されているが、管内の流体は全く描出されておらず、管形状が無信号領域として正確に描出されている。

図3に健常ボランティアの頭部画像を示す。aがFID信号からの画像であり、bがtime-reversed FID信号からの画像である。両画像ともスライス厚は2 mm である。aの画像では、中大脳動脈等の血流が高輝度に描出されているが、bの画像では、全体的にS/Nの低下は見られるものの血流信号は全く描出されていない。

FID信号からの3次元画像に対しmax I.P. 処理を施した bright angiograph を図4 aに、またtime-reversed FID信号からの3次元画像に対しmin I.P. 処理を施した black angiograph を図4 bに示す。aはinflow効果を利用した3次元のアンギオグラフであり、中大脳動脈及び後大脳動脈を高輝度に描出している。これに対しbの画像は、min I.P. 処理により大脳内部にaの画像上には見られない幾つかの血流が無信号領域として明らかに描出されている。しかし、鼻腔や大脳境界の部分も無信号領域として描出され、その部分では血管形状を見るこ

1991年9月2日受理 1991年11月6日改訂

別刷請求先 〒312 茨城県勝田市市毛882 (株)日立製作所計測器事業部 高根 淳

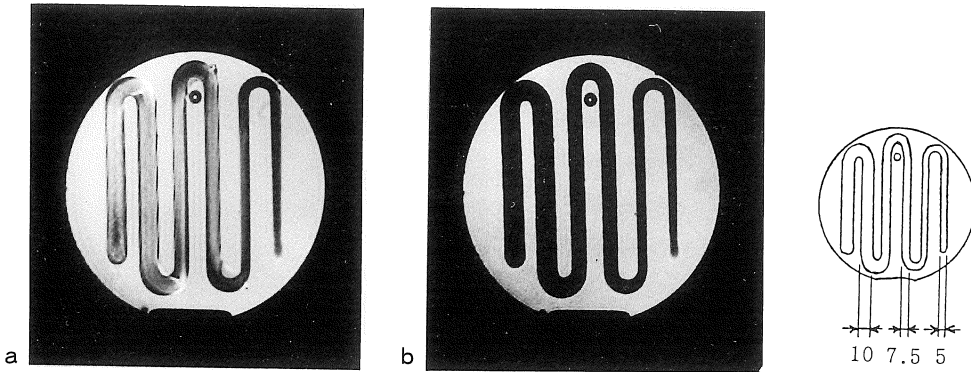


図 2. 流体ファントム画像.

a : FID 信号から再構成したスライス厚 2 mm の画像。内径 7.5mm と 10mm のガラス管内の硫酸銅水溶液が rephasing 効果により描出されているが、屈曲部で信号の欠落や管形状と流体との不一致が見られる。b : Time-reversed FID 信号から再構成したスライス厚 2 mm の画像。ガラス管内の硫酸銅水溶液は全く描出されておらず、管形状が無信号領域として描出されている。

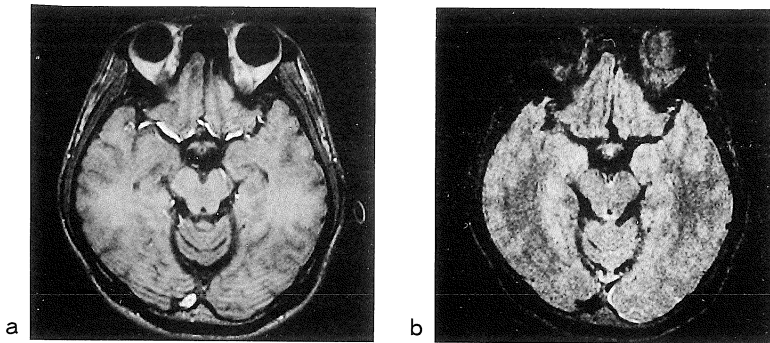


図 3. 健常ボランティア頭部画像.

a : FID 信号から再構成したスライス厚 2 mm の画像。中大脳動脈を高輝度に描出している。b : Time-reversed FID 信号から再構成したスライス厚 2 mm の画像。画像の S/N は低下しているが、血流信号は全く描出されていない。

とはできない。

Bright angiograph と black angiograph を合成した画像を図 5 に示す。a は、FID 信号からの画像と time-reversed FID 信号からの画像を減算処理した画像に対し max I.P. 処理を施した画像である。FID 信号からの bright angiograph に比べ、静止部の信号抑制による末梢血流の描出向上が認められる。b は、bright angiograph と black angiograph を重み付け加算した

画像である。Black angiograph において無信号領域となっている血流部を高信号領域とするためマイナスの重み付けを行い、bright angiography に加算したものである。Bright angiography により描出された血流と black angiography により描出された血流が一枚の画像上に投影されるため、従来の bright angiography だけでは描出できなかった血流を一枚の画像上に描出することができる。

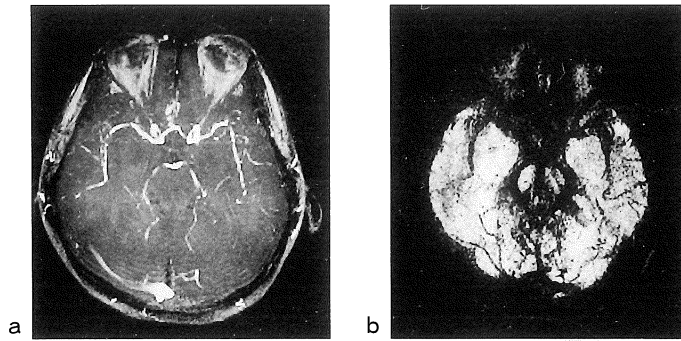


図4. Bright angiograph と black angiograph.

a : FID 信号からの3次元画像に対し max I.P. 処理を施した bright angiograph. Inflow 効果を利用した3次元のアンギオグラフであり, 中大脳動脈及び後大脳動脈を高輝度に描出している. b : Time-reversed FID 信号からの3次元画像に対し min I.P. 処理を施した black angiograph. 大脳内部には見られない血流が無信号領域として描出されている. また, min I.P. 処理により鼻腔や大脳境界部も無信号領域となっている.

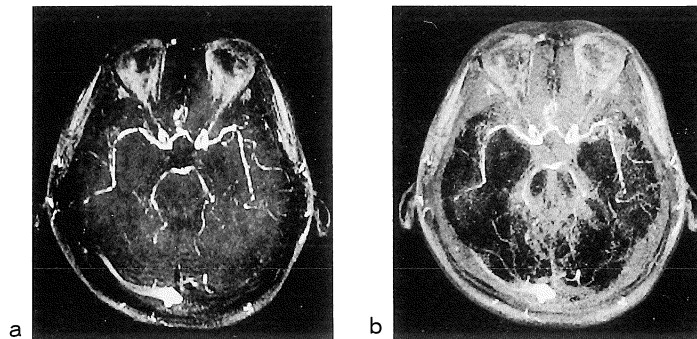


図5. Bright angiograph と black angiograph の合成画像.

a : FID 信号と time-reversed FID 信号からの画像間の減算画像に対し max I.P. 処理を施した画像. 静止部の信号抑制により末梢血流の描出が向上している. b : Bright angiograph と black angiograph を重み付け加算した画像. black angiograph にマイナスの重み付けを行い bright angiograph に加算した. 従来の bright angiography だけでは描出できなかった血流を一枚の画像上に描出することができる.

考 察

ファントム画像において見られるように rephasing パルスを使用した従来の bright angiography では, 屈曲部等に生じる加速度を伴った流れに対し信号の欠落が起こり, また, 位相エンコードが正確に反映されないため位置の不確定も生

じてしまう. さらに, 流速の早い部分では流体をほとんど描出することができない. この様な問題に対しては, パルスシーケンスの工夫による TE の短縮が, 現在一番効果を上げているが, ハードウェアの制約もあり十分であるとはいえない. これに対し, black angiography では管形状がほぼ正確に画像化されている. black angiography の TE は time-reversed FID 信号の

性質から (TR+TE) つまり、約 86 ms と見積ることができる^{8)~12)}。また 2 つの TR 間の傾斜磁場はそれぞれ逆極性に作用するので、信号計測時、周波数エンコード用傾斜磁場が大きな bipolar pulse を形成し、信号に対し dephasing 効果を与える^{13),14)}。そのため、流体の信号はほぼ完全に消失する。したがって、black angiography は、流体ではなく流体が流れる管の形状を把握するには非常に適している。

健康ボランティアに対する bright angiograph では、流速の速い動脈系が inflow 効果により描出されており、black angiograph では、流速の比較的遅い静脈系や末梢系が dephasing 効果により無信号領域として描出されている。time-reversed FID 信号からの画像は S/N が低下しているが、これは、この信号の TE が約 86 ms と長いことと大きな bipolar pulse による拡散の影響によるものと考えられる。また、min I.P. 処理は、常に一番小さな信号を投影画像に反映させるため、鼻腔などの部分では、一部の無信号領域のために全体の信号が欠落してしまい、流体部と静止部との区別が付かなくなる。この様な部分では領域を局所的に限定した min I.P. 処理や血管継続性判定のアルゴリズムの開発が必要となるであろう。

Bright angiography と black angiography の合成法として 2 つの処理を行った。まず FID 信号と time-reversed FID 信号からの 3 次元画像間の減算画像に max I.P. 処理を施した。これは、TE を異にする rephase-dephase 画像の減算法による angiograph と考えることができる。TE がかなり異なるため、静止部除去効果は少ないが、減算処理により流体部と静止部の信号差を強調できるため末梢系の描出能を向上させている。次に、bright angiograph と black angiograph との間で重み付け加算処理を行った。図 5 .b の画像では、一方の画像だけでは描出できなかった血流を一枚の画像上に描出している。

また、両画像間で血流と血管との対応が正確に付けられると信号の欠落が狭窄等の疾患によ

るものか、血流の乱れによるものかを判断することが可能となる。

本方法は、一度の計測で血流情報を持つ bright angiograph と血管形状の情報を持つ black angiograph を同時に得られる。また、その画像間演算による合成画像からそれぞれ一方の画像のみでは得られなかった、より精細なアンギオグラフを得ることが可能だと考えられる。

結 論

(1) SSFP 状態に生じる FID 信号と time-reversed FID 信号を利用し、bright angiograph と black angiograph を同時に実現した。

(2) ファントム実験において、流体部の形状把握には black angiography が有効であることを確認した。

(3) Bright angiograph と black angiograph との合成画像から、より精細なアンギオグラフを作成できる可能性を確認した。

尚、本稿の要旨は、第 17 回日本磁気共鳴医学会大会において発表した。

文 献

- 1) Sano K, Yokoyama T, Suzuki K, et al. : MR angiography using short echo time sequence with asymmetric measurement data. Abstracts 7th Soc Magn Reson Med : 123, 1988.
- 2) Glover G, Pauly J, Shimakawa A : A combined black/white blood CINE sequence using SSFP. Abstracts 8th Soc Magn Reson Med : 32, 1989.
- 3) Le Bihan G, Schellinger D, Radjan S, et al. : Black blood MR angiography of slow flow in brain and spine. Abstracts 9th Soc Magn Reson Med : 8, 1990.
- 4) Edelman R R, Mattle H P, Wallner B, et al. : Magnetic resonance angiography of the extracranial carotid arteries by using bright and black blood technique. Abstracts 9th Soc Magn Reson Med : 9, 1990.
- 5) Sattin W, Wood C H : Correlated black blood/bright blood MRA using minimum basis set MR

- angiography (MBS-MRA). Abstracts 9th Soc Magn Reson Med : 9, 1990.
- 6) Ernst R R, Anderson W A : Application of fourier transform spectroscopy to magnetic resonance. Rev Sci Instr, 37 : 93-102, 1966.
 - 7) Freeman R, Hill H D W : Phase and intensity anomalies in Fourier transform NMR J Magn Reson, 4 : 366-383, 1971.
 - 8) Matsui S, Kuroda M, Kohno H : A new method of measuring T_2 using steady state free precession. J Magn Reson, 62 : 12-18, 1985.
 - 9) Gyngell M L, Palmer N D, Eastwood L M : The application of steady-state free precession (SFP) in 2D-FT MR imaging. 5th Soc Magn Reson Med : 666, 1986.
 - 10) Zur Y, Stokar S, Bendel P : An analysis of fast imaging sequence with steady-state transverse magnetization refocusing. Magn Reson Med, 6 : 175-193, 1988.
 - 11) Redpath T W, Jones R A : FADE-A new fast imaging sequence. Magn Reson Med, 6 : 224-234, 1988.
 - 12) Bruder H, Fischer H, Graumann R, et al. : A new steady-state imaging sequence for simultaneous acquisition of two MR images with clearly different contrasts. Magn Reson Med, 7 : 35-42, 1988.
 - 13) Patz S, Hawkes RC : The application of steady-state free precession to the study of very slow fluid flow. Magn Reson Med, 3 : 140-145, 1986.
 - 14) Le Bihan D, Turner R, Macfall J R : Effects of intravoxel incoherent motion (IVIM) in steady-state free precession (SSFP) imaging : Application to molecular diffusion imaging. Magn Reson Med, 10 : 324-337, 1989.

The Fundamental Study of Bright & Black 3D MR Angiography Using SSFP

Atsushi TAKANE, Munetaka TSUDA, Hideaki KOIZUMI

*Instrument Division, Hitachi, Ltd.
882 Ichige, Katsuta, Ibaraki 312*

A pulse sequence employing the SSFP generates two kinds of FID signals, i. e., a normal and a time reversed FID. The normal and time reversed FID signals were subjected to rephasing and dephasing pulses, respectively. Thus obtained normal and time reversed FID signals were reconstructed to produce a bright-blood angiographic image through the maximum intensity projection algorithm and a black-blood angiographic image through the minimum intensity projection algorithm, respectively.

It has been recognized that black angiography offers some advantages over bright angiography in overcoming problems associated with slow flow and turbulent flow. Furthermore some improvements in the angiography were realized through the weighted summation technique of these two kinds of images.