

3次元 time-of-flight MR アンギオグラフィーにおける 流速,撮像変数の影響

高橋 健

京都府立医科大学附属病院放射線医学教室

はじめに

MRI の応用として MR アンギオグラフィー (MRA)^{1),2)}の利用が広く期待されている。移動する血液の信号強度に影響する現象としては、「流入効果」,「流出効果」,「phase shift effect」のあることが良く知られている^{1),3)~6)}。流入効果と rephase の効果が大きく,流出効果と dephase の効果が小さくなるように撮影し,血管(血流)を高信号に描出して血管像を得るのが time-of-flight MRA (TOF-MRA) であり^{3),7)},撮影法によって 2DFT-TOF-MRA と 3DFT-TOF-MRA に分ける事ができる。

流入効果に関して 2DFT 法での撮影の場合の事は良く検討されている^{6),8)~10)}。2DFT 法で複数面を同時に撮影した場合は最初のスライス流入効果によって血管が高信号になるが,深い面では流入効果が減弱して血管があまり高信号にならない。Edelman *et al.*¹¹⁾は,3DFT 法の撮影でも,2DFT 法の場合と似ており,深い部分では血流から得られる信号は低下したと述べている。しかし,撮影に際して考慮すべき多くの撮像変数が流入効果の持続距離に及ぼす影響は不明瞭である。今回,撮像変数のうち実際に撮影するとき重要と思われる TR, flip angle

(FA) と血流の流速の関係を明らかにする目的で,液体が流れる管空模型を作成し,これらの変数が 3DFT 法での信号強度に与える影響を流入効果の持続に着目して検討した。

対象と方法

使用した装置は, Magnetom H 15 (Siemens 社, 静磁場強度 1.5 T) である。血管の模型として内径 6 mm の塩化ビニールの細管を使用した。細管は, ならかに弯曲して撮影部位に流入するように設置し, 撮影部位では直線状に MR 装置の内部を走行するように設置した。細管は MR 室の配線用の壁の穴を通して室外に延長し, 水道水による定常流を還流した。対照として水道水を容器に入れ細管の側方に設置し同時に撮影した (Fig.1)。水道水の T_1 値は血液の T_1 値より長いので撮影中の部分的な飽和状態からの回復が遅くなり, 流入効果の持続距離は人体の場合よりも短くなると考えられる。このことは, 流入効果の消失が確認し易く実験に好都合と考えた。

まず最初に, 細管内部の体積流速を 340 ml/min に固定し, TR=20, 30, 40, 60 ms のそれぞれの場合について FA=10, 20, 30 度の 3 DFT 法の MRA を撮影した。TR=30, 40 ms

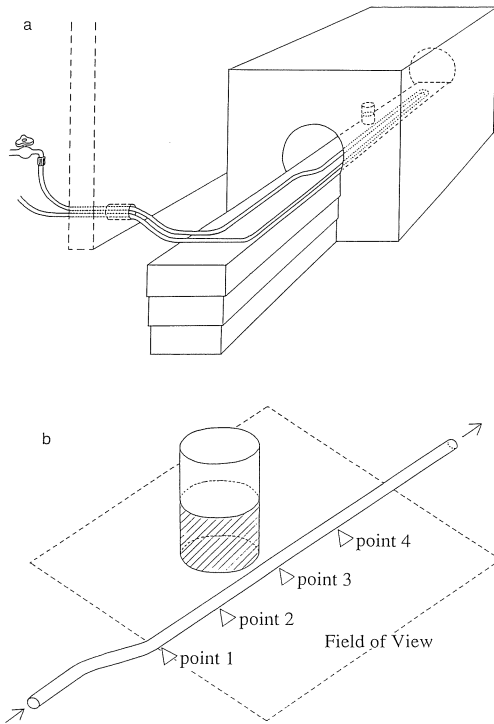


Fig.1. Flow phantom. a : The tube was drawn into the MR room through the hole in the wall. Stationary flowing water was drained from the faucet. b : Straight 6mm tube is positioned adjacent to the control stationary water. Signal intensities of the flowing water were measured at a distance of 10cm.

の場合はFA=40度についても撮影した。細管内の流量は各撮像の前後に測量し、目的の流量が得られていることを確認した。この場合の流量体積を細管の断面積で割って得られる平均流速は20 cm/sになる。

撮像はMRA用の3DFT-FISPを用いて行った。この撮像系列では動きの一次成分に対する位相補正(velocity-compensation)が施されている。撮像はbody coilを用いて施行し、撮像厚32 mmを16分割、撮像範囲400 mm、マトリックスは128×256の撮影で固定した。TEは7 msに固定されている。得られた画像はmaximum intensity projection法⁸⁾を用いて再構成し、アンギオ像として表示した。

得られたアンギオ像は、撮像範囲への細管の流入点と、そこより、10 cm毎の3点を順に、

point 1, 2, 3, 4 (以下、順に点1, 2, 3, 4)として、それぞれの点での最大信号強度を測定し、TR, FAの変化に伴う、各点での信号強度を比較した。さらに、静止した液体の信号強度とノイズの信号強度を測定し、次式で定義される signal difference to noise ratio (SD/N)^{12)~14)}を計算し、TR, FAの変化に伴う細管内のそれぞれの点でのSD/Nを比較した。

$$SD/N = (S_o - S_{cont}) / S_{noise}$$

S_o: 対象(動く液体)の信号強度

S_{cont}: 対照(静止した液体)の信号強度

S_{noise}: ノイズの信号強度

ここで、ノイズの信号強度は本来信号が無いと考えられる空気の部分で測定した¹⁵⁾。

次に、細管内部の流速を増加させ、体積流速

340, 680, 1020, 1360 ml/min の四段階を検討した。流量を細管の断面積で割って得られる平均流速に換算するとそれぞれ平均流速 20, 40, 60, 80 cm/s になる。それぞれの流速に対して、TR を 30, 40 ms, FA を 10, 20, 30, 40 度に変化させ上記と同様の 3DFT-TOF-MRA を施行した。得られたアンギオ像から前述の各点での信号強度を測定し、SD/N を計算して流速の変化に伴う各点での SD/N の変化、FA の影響について検討した。

結 果

I : TR の影響

平均流速が 20 cm/s で、TR, FA を変化させた場合に得られた信号強度および SD/N を Table 1 に示す。

同一の FA で比較すると、TR を延長するに従って細管内部のそれぞれの点での信号強度が増加した。対照の静止した液体の信号とノイズの信号も TR の延長とともに増加した。ここで、それぞれの点での SD/N を求めると、TR の延長にともない SD/N も信号強度とほぼ同様の増加が認められた。例として、FA が 30 度の場合の TR と信号強度、TR と SD/N の関係をそれぞれ Fig.2 a, 2 b に示す。

II : 流速と FA の影響

TR が 30 ms で、平均流速と FA を変化させ

Table 1. Influence of TR and flip angle on signal intensities of each point and calculated signal-difference-to-noise ratio (SD/N).

Average flow rate was constant to 20 cm/s.

TE = 7 ms. FA : flip angle. BG : background. Cont : control.

p1 : point1. p2 : point2. p3 : point3. p4 : point4

signal intensity								SD/N			
TR	FA	BG	Cont	p1	p2	p3	p4	p1	p2	p3	p4
20	10	15	115	168	165	185	150	3.53	3.33	4.67	2.33
20	20	16	117	245	161	149	116	8.00	2.75	2.00	-0.06
20	30	14	110	240	102	84	71	9.29	-0.57	-1.86	-2.79
30	10	17	131	164	179	202	183	1.94	2.82	4.18	3.06
30	20	15	145	274	218	213	168	8.60	4.87	4.53	1.53
30	30	14	145	314	169	130	117	12.07	1.71	-1.07	-2.00
30	40	15	133	280	113	90	85	9.80	-1.33	-2.87	-3.20
40	10	15	142	159	185	214	197	1.13	2.87	4.80	3.67
40	20	12	163	287	258	255	210	10.33	7.92	7.67	3.92
40	30	12	164	351	227	193	153	15.58	5.25	2.42	-0.92
40	40	12	152	340	156	128	108	15.67	0.33	-2.00	-3.67
60	10	19	165	167	202	238	212	0.11	1.95	3.84	2.47
60	20	17	186	310	295	314	267	7.29	6.41	7.53	4.76
60	30	19	182	389	297	270	213	10.89	6.05	4.63	1.63

た場合に得られた信号強度と SD/N を Table 2 a に示す。また、TR が 40 ms の場合の結果を Table 2 b に示す。

1) 流入点 (点1) での変化

Fig.3 に点1での流速および FA と SD/N の関係を示す。同じ流速で比較すると点1では、FA が増加すると SD/N が増加する傾向にあった。しかし、流速が 20 cm/s で FA が 30 度から 40 度に増加したときは SD/N の低下が認められた。一方、同じ FA で比較すると、流速の増加に伴い SD/N が減少した。

2) 流速と FA の影響

流速が遅い場合は小さな FA では点1から点

4まで SD/N は正数で大きな変化は見られなかったが、大きな FA では流入点での SD/N は高いが深部に進むに従って急速な SD/N の低下が認められ、深部での SD/N が負数になることがあった。一方、流速が速い場合は小さな FA では点1での SD/N が低く、そのまま深部まで SD/N が低く保たれたが、大きな FA では点1での SD/N は高く、また、深部に進むのに従って認められる SD/N の低下は軽度で SD/N は比較的高く保たれた。例として、TR=40 ms で、FA を変化させたときの各点での SD/N の変化を、平均流速 20 cm/s の場合を Fig.4 a に、平均流速 60 cm/s の場合を Fig.4 b に示す。折れ線が右下が

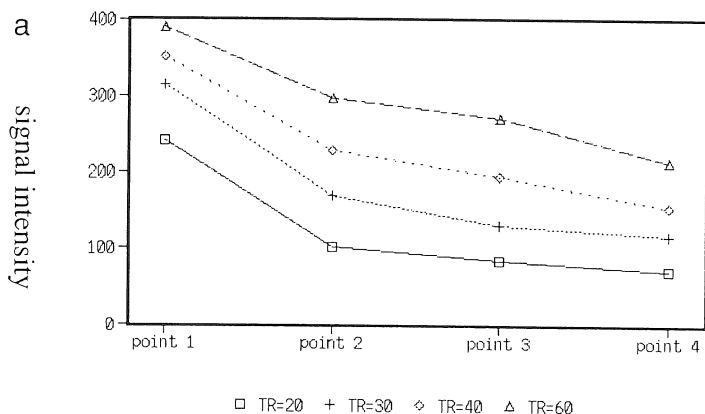
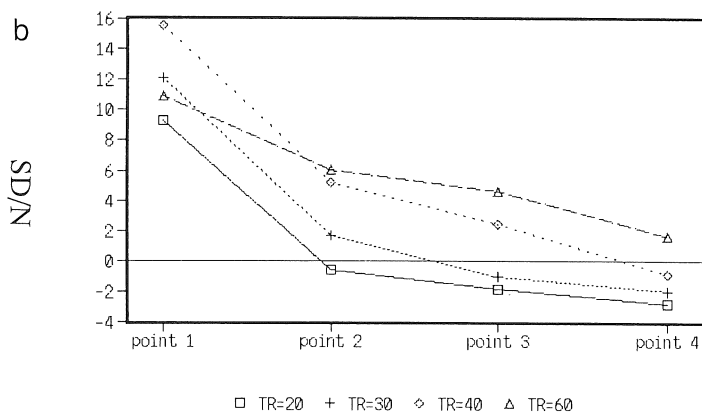


Fig.2. Influence of TR. a : Longer TR gave the higher signal intensities at every depth of imaging volume. b : Although the signal intensity of the control water was higher with longer TR, SD/N were still higher with longer TR. FA=30 deg. Flow rate=20cm/s



りの場合は流入深部に行くに連れてSD/Nが低下することを示している。

考 察

MRA で得られる特定の深さでの血流の信号は、管の内径と走行形状、液体の流速、液体と周囲の組織の持つ T₁ 値、T₂ 値と T₂* 値、撮像系列、撮像変数 (TR, TE, FA, スライス厚、撮影方向等) 等が複雑に関与すると考えられ^{1),8),16)}、定量的に計算することは困難である。そこで、今回はこれらの撮像変数のうち実際の撮影上重要と思われる TR, FA と血流の流速の関係を明らかにする目的で、液体が流れる管空

模型を製作し、これらの変数が 3DFT 法での信号強度に与える影響を流入効果の持続に着目して検討した。

TR を延長するに従って管内の各点での信号強度は増加した。ところが、TR の延長に伴って静止した物質の信号強度も増加した。血管撮影像としては静止した物質 (対照) よりも動いている液体が高信号で得られることが良い画像と考えられるので、対照との信号の差に S/N 比の概念を取り入れた SD/N を計算して検討の対象とした。SD/N が正数の場合は動く液体が静止した液体より高信号になったことを示し、血管造影として有効だったことを示している。この様に定義した SD/N を計算すると、TR の延長に

Table 2. Influence of average flow rate and flip angle on signal intensities of each point and calculated signal-difference-to-noise ratio (SD/N).

a. TR was constant to 30ms. TE = 7ms. flow : flow rate in cm/s													b. TR was constant to 40ms. TE = 7ms. flow : flow rate in cm/s												
signal intensity								SD/N					signal intensity								SD/N				
TR	FA	flow	BG	Cont	p1	p2	p3	p4	p1	p2	p3	p4	TR	FA	flow	BG	Cont	p1	p2	p3	p4	p1	p2	p3	p4
30	10	20	17	131	164	179	202	183	1.94	2.82	4.18	3.06	40	10	20	15	142	159	185	214	197	1.13	2.87	4.80	3.67
30	20	20	15	145	274	218	213	168	8.60	4.87	4.53	1.53	40	20	20	12	163	287	258	255	210	10.33	7.92	7.67	3.92
30	30	20	14	145	314	169	130	117	12.07	1.71	-1.07	-2.00	40	30	20	12	164	351	227	193	153	15.58	5.25	2.42	-0.92
30	40	20	15	133	280	113	90	85	9.80	-1.33	-2.87	-3.20	40	40	20	12	152	340	156	128	108	15.67	0.33	-2.00	-3.67
30	10	40	20	134	126	156	180	170	-0.40	1.10	2.30	1.80	40	10	40	17	147	135	155	201	185	-0.71	0.47	3.18	2.24
30	20	40	23	146	241	230	240	201	4.13	3.65	4.09	2.39	40	20	40	16	166	255	254	278	236	5.56	5.50	7.00	4.38
30	30	40	21	144	306	238	190	148	7.71	4.48	2.19	0.19	40	30	40	15	164	352	279	259	192	12.53	7.67	6.33	1.87
30	40	40	22	133	343	177	135	93	9.55	2.00	0.09	-1.82	40	40	40	16	151	393	243	190	137	15.13	5.75	2.44	-0.88
30	10	60	24	139	123	131	169	162	-0.67	-0.33	1.25	0.96	40	10	60	18	146	119	133	167	165	-1.50	-0.72	1.17	1.06
30	20	60	26	152	223	231	241	208	2.73	3.04	3.42	2.15	40	20	60	19	169	211	224	261	231	2.21	2.89	4.84	3.26
30	30	60	27	150	297	264	224	167	5.44	4.22	2.74	0.63	40	30	60	19	166	294	273	270	214	6.74	5.63	5.47	2.53
30	40	60	26	139	334	229	155	115	7.50	3.46	0.62	-0.92	40	40	60	18	152	366	271	237	155	11.89	6.61	4.72	0.17
30	10	80	32	142	98	132	154	132	-1.38	-0.31	0.38	-0.31	40	10	80	16	145	95	116	145	138	-3.13	-1.81	0.00	-0.44
30	20	80	26	151	184	199	234	207	1.27	1.85	3.19	2.15	40	20	80	19	169	186	208	245	205	0.89	2.05	4.00	1.89
30	30	80	25	148	261	238	223	177	4.52	3.60	3.00	1.16	40	30	80	18	166	269	259	282	216	5.72	5.17	6.44	2.78
30	40	80	24	139	302	249	187	125	6.79	4.58	2.00	-0.58	40	40	80	17	151	327	276	254	194	10.35	7.35	6.06	2.53

伴って、移動する液体のSD/Nも増加することが判った。静止した物質の場合、TRを延長すると縦緩和の回復が起こり、得られる信号強度が増加することはよく知られている。一方、移動する液体では同様の縦緩和回復の効果と、TRの延長による流入効果の増加が複合して信号強度の増加が得られると考えられる。そこで、TRの延長では流入効果の増加部分による信号強度の増加がSD/Nの増加として得られたと考えられる。ゆえに、血管造影としてSD/Nを大きくするためにはTRを延長すれば良いことが判った。しかし、TRの延長による流入効果の増加には上限があり、また、TRの延長は検査時間の延長を

意味しているので臨床での検査を考えた場合TRの延長には限度があると考えた。

FAの影響は流入点と深部の点に分けて考えた方が理解し易かった。流入点におけるFAとSD/Nの関係は、FAが大きい方がSD/Nが大きかった。また、流速が20 cm/sでFAが30度から40度に増加したときはSD/Nの低下が認められた。静止した物質の場合、Tkach *et al.*¹⁷⁾の3DFT法での脳実質の信号強度の変化に関する検討では、FA=0度の時は信号強度は0であり、FAの増加にともない信号強度も増加し、40~50度で信号強度が最大になり、以後FAの増加に伴い、信号強度も低下したと報告してい

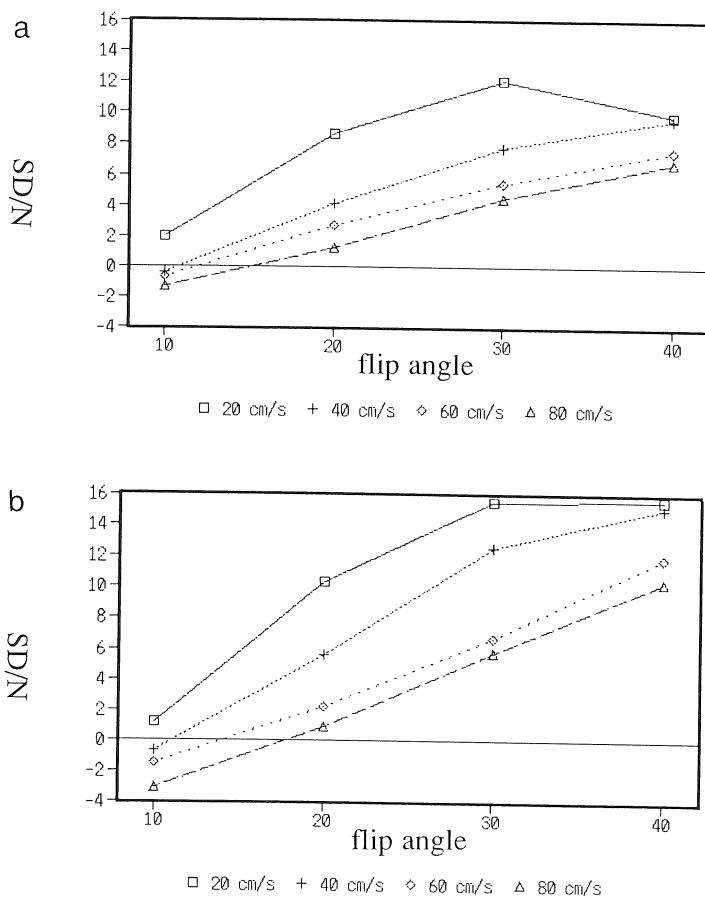


Fig.3. Changes of SD/N at the entering point to the imaging volume. a : TR=30ms. b : TR=40ms. With higher FA, SD/N of the flowing water increased. With higher flow rate, SD/N of the flowing water decreased.

る。Unger *et al.*¹⁸⁾の2DFT法での肝臓に関する検討でも同様の増減を示し、30度で信号強度が最大になったと述べている。今回の実験での流入点での信号強度は、静止した物質の場合と同様にFAの増加にともない信号強度も増加し、FA=40度前後で信号強度が最大になり、以後FAの増加に伴い信号強度も低下したと考えられる。流入後の点ではFAを大きくするとSD/Nの低下が急速に起こった。血管内の信号強度に関しては、Marchal *et al.*¹⁹⁾は3DFT法での頭部の検査ではFAは15度から20度が適当だと述べており、Masaryk *et al.*²⁰⁾の3DFT法での内頸・外頸動脈の分岐部の描出に関する検討で

はFA=40度を用いている。Ruggieri *et al.*¹⁶⁾の3DFT法でのvolunteersでの脳血管の描出に関する検討ではFAを大きくすると流入近位の頸動脈サイフンの信号強度は高くなったが、FAが15度を越えると末梢での信号強度が低下したと述べている。3DFT法での流入液体のSD/Nの低下は撮像体積内に繰り返し与えられる励起用のRFパルスが液体が深部に至るまでに繰り返し受けるために起こると考えられる。そこで、FAを大きくすると比較的少ない回数のRFパルスで液体が飽和に近付くので、同じ距離を液体が走行する場合FAが大きい方が信号強度が低くなったと説明できる。以上をまとめる

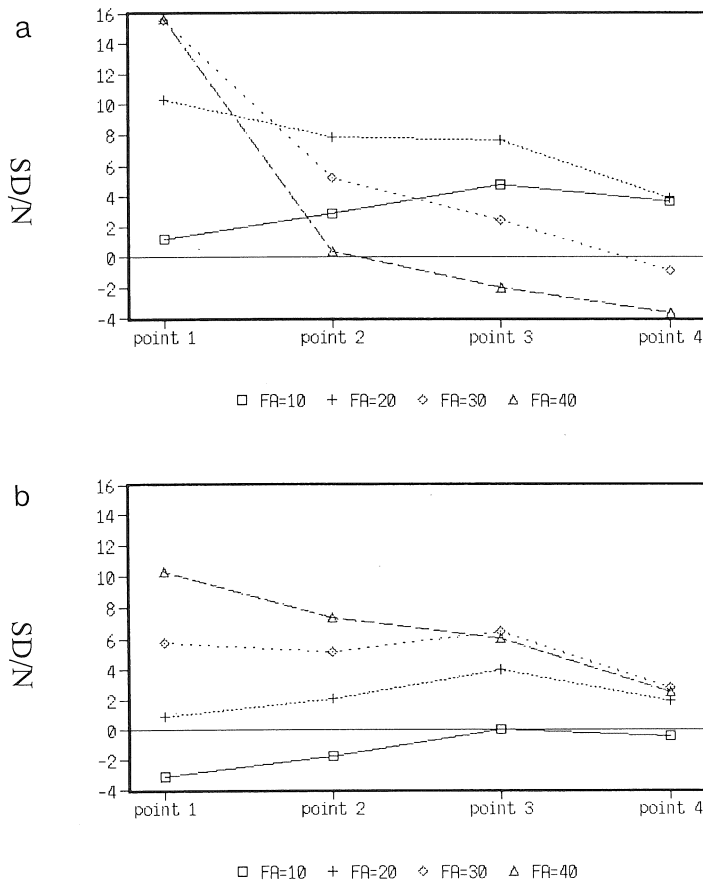


Fig.4. Changes of SD/N with flow rate and FA. TR =40ms. a : Flow rate=20cm/s. When flow rate was low, SD/N was almost same with low FA at each point. SD/N rapidly decreased at deep point with high FA. b : Flow rate=80cm/s. When flow rate was high, SD/N was low and negative number with low FA. SD/N was kept high with high FA.

と、比較的大きなFAでは、近位の血管では高いSD/Nを得ることができるが、遠位ではSD/Nが低下するので、目的の血管が近位の場合に有効と考える。一方、比較的小きなFAでは、近位でのSD/Nは低いと遠位でのSD/Nの低下があまり起こらないので、目的の血管が遠位の場合または血管の全体像の描出を目的としたときに有効と考えた。

液体の流速の影響も流入点と深部に分けて考えた方が判り易かった。流入点では液体の流速が増加するとSD/Nが低下した。流入点での信号強度は2DFT法を用いた場合の1枚だけの撮影の場合の信号強度と同様に考えてよいであろう。今回の実験で利用した、流速20, 40, 60, 80 cm/sではReynolds numberはそれぞれ1200, 2400, 3600, 4800になり、流速20 cm/sの場合は流れはほとんどlaminar flowと考えられ、流速が40 cm/sを越えるとturbulent flowの割合が増加すると考えられる⁶⁾。そこで、流速の増加に伴ったhigh-velocity signal lossとturbulenceの影響で信号強度が減少したと考えられる。

流入後深部でのFAの増加によるSD/Nの低下は、流速が遅い場合にSD/Nの低下を急激に受け、流速の速い場合はSD/Nの低下は軽度であった。このことは、同じ距離を液体が進むのに流速の遅い方が時間がかかるために、深部のある点に液体が達するまでに流速の遅い方が励起用のRFパルスを繰り返し受ける回数が増えるために信号強度が低下したと考えられる。そこで、流速が遅いと考えられる状態で比較的末梢まで描出するためにはFAを小さめに設定する方が良く、流速が速いと考えられるときはFAは大きめで良いと考えられた。

臨床例

臨床例での実例を示す。Fig.5は、正常volunteerでの腹部大動脈の3DFT-MRAである。FA=15では腹大動脈の上部から下部までほぼ同様に描出された。FA=30では腹大動脈の上部の信号が高くなったが、下部では急速に信号が低下した。Fig.6は腹部大動脈瘤の症例である。

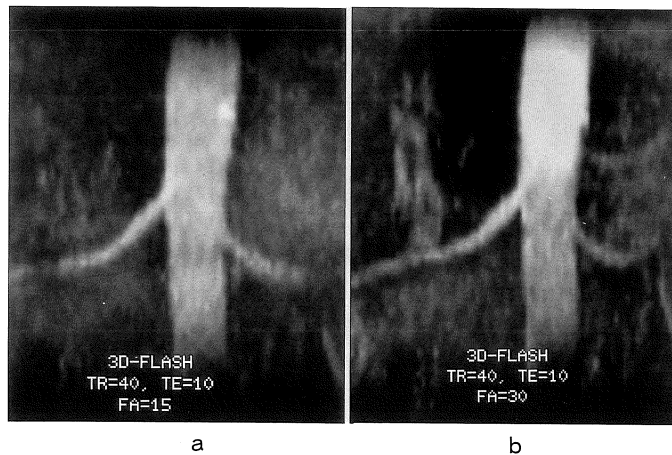


Fig.5. 3DFT-MRA of the abdominal aorta of normal volunteer. 3D-FLASH 40/10(TR/TE). a : FA=15. b : FA=30. With the increase of FA, proximal portion of the aorta became brighter and distal portion of it became darker.

FA を高くするに連れて上部の信号は高くなり，下部の信号が低下した。流速が遅いと思われ，全体に信号が低く，FA=10，15 でかろうじて下部の拡張した大動脈が描出された。Fig.7 は正常 volunteer での腹腔動脈の分枝である。FA の増加に伴い上記と同様の変化が認められた。総肝

動脈，左胃動脈は FA=15 度で最も良く描出された。

以上の所見は実験で得られた結果とよく一致した。

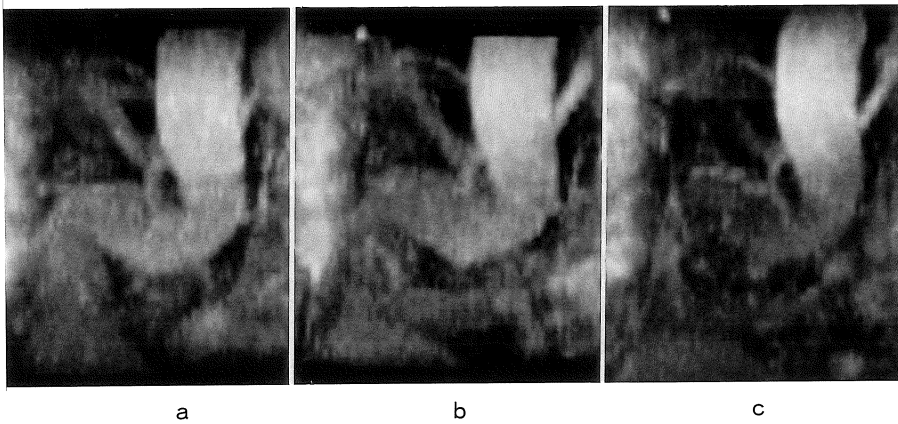


Fig.6. A patient with abdominal aortic aneurysm. 3D-FISP 40/10. a : FA=10. b : FA=15. c : FA=20. With FA=10 and 15, distal dilated aorta was slightly seen. But with higher FA, distal portion was not seen.

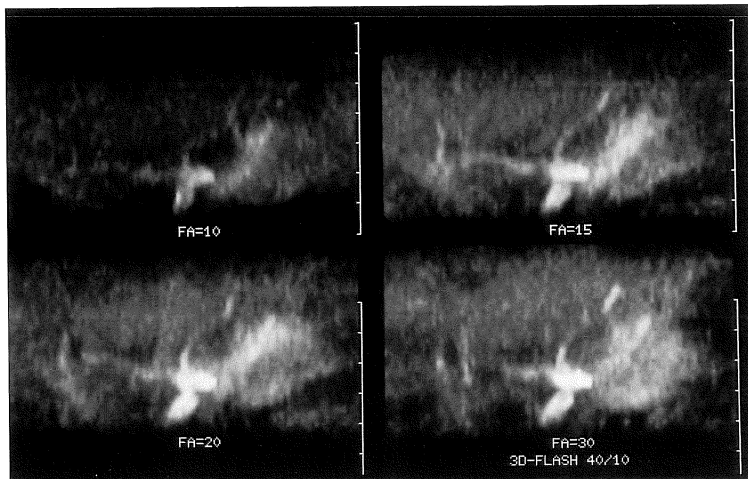


Fig.7. Celiac artery and its branches of normal volunteer. 3D-FLASH 40/10. Common hepatic artery and left gastric artery were seen most well with FA = 15. These flow were lower than aorta, so lower FA was suitable.

結 論

3DFT法によるMRアンギオグラフィーでは、TR、FA、流速の変化に応じて流入点、流入後深部での流入効果の影響が変化した。

TRが長いほどSD/Nが高くなったが、臨床上でTRの延長には限度があると思われた。比較的大きなFAでは、近位の血管では高いSD/Nを得ることができるが、遠位ではSD/Nが低下した。一方、比較的小きなFAでは、近位でのSD/Nは低いと遠位でのSD/Nの低下があまり起こらなかった。ゆえに近位を描出するにはFAが大きい方が良いが、遠位または全体像を描出するにはFAが大きすぎるとはいけなと考えた。流入点では流速が速い方がSD/Nが低くなり、速い流速に小さなFAを利用すると流入点でのSD/Nが負数になることがあった。流速が速い場合にはFAを大きめに設定した方が流入点から末梢までのSD/Nは高値を示した。流速が遅い場合にはFAを大きくすると深部で急速にSD/Nが低下した。

実際の臨床では個々の症例毎にこれらの撮像変数の影響を考慮して目的とする血管に即した条件での撮影を考慮する必要があると考えられた。

謝 辞

稿を終えるにあたり、御指導賜った村上晃一放射線科教授に深甚なる謝意を表します。

文 献

- 1) G. A. Laub, W. A. Kaiser : MR angiography with gradient motion refocusing. J Comput Assist Tomogr, 12 : 377-382, 1988.
- 2) R. J. Alfidi, T. J. Masaryk, E. M. Haacke, et al. : MR angiography of peripheral carotid, and coronary arteries. AJR, 149 : 1097-1109, 1987.
- 3) G. W. Lenz, E. M. Haacke, T. J. Masaryk, et al. : In-plane vascular imaging : Pulse sequence design and strategy. Radiology, 166 : 875-882, 1988.
- 4) E. M. Haacke, G. W. Lenz : Improving MR image quality in the presence of motion by using rephasing gradients. AJR, 148 : 1251-1258, 1987.
- 5) G. K. von Schulthess, C. B. Higgins : Blood flow imaging with MR : Spin-phase phenomena. Radiology, 157 : 687-695, 1985.
- 6) W. G. Bradley, V. Waluch, K. S. Lai, et al. : The appearance of rapidly flowing blood on magnetic resonance images. AJR, 143 : 1167-1174, 1984.
- 7) G. T. Gullberg, F. W. Wehrli, A. Shimakawa, et al. : MR vascular imaging with a fast gradient refocusing pulse sequence and reformatted images from transaxial sections. Radiology, 165 : 241-246, 1987.
- 8) P. J. Keller, B. P. Drayer, E. K. Fram, et al. : MR angiography with two-dimensional acquisition and three-dimensional display. Radiology, 173 : 537-532, 1989.
- 9) D. G. Brown, S. J. Riederer, C. R. Jack, et al. : MR angiography with oblique gradient-recalled echo technique. Radiology, 176 : 461-466, 1990.
- 10) L. Axel : Blood flow effects in magnetic resonance imaging. AJR, 143 : 1157-1177, 1984.
- 11) R. R. Edelman, K. U. Wentz, H. Mattle, et al. : Projection arteriography and venography : Initial clinical results with MR. Radiology, 172 : 351-357, 1989.
- 12) M. L. Winkler, R. E. Thoeni, N. Luh, et al. : Hepatic neoplasia : Breath-Hold MR imaging. Radiology, 170 : 801-806, 1989.
- 13) D. D. Stark, J. Wittenberg, R. R. Edelman, et al. : Detection of hepatic metastases : Analysis of pulse sequence performance in MR imaging. Radiology, 159 : 365-370, 1986.
- 14) B. Hamm, E. Fischer, M. Tauqitz : Differentiation of hepatic hemangiomas from metastases by dynamic contrast-enhanced MR imaging. J Comput Assist Tomogr, 14 : 205-216, 1990.
- 15) L. Kaufman, D. M. Kramer, L. E. Crooks, et al. : Measuring signal-to-noise ratios in MR Imaging. Radiology, 173 : 256-267, 1989.
- 16) P. M. Ruggieri, G. A. Laub, T. J. Masaryk, et al. : Intracranial circulation : Pulse-sequence considerations in three-dimensional (Volume) MR angiography. Radiology, 171 : 785-791, 1989.
- 17) J. A. Tkach, E. M. Haacke : A comparison of fast spin echo and gradient field echo sequences. Magn Reson Imaging, 6 : 373-389, 1988.

- 18) E. C. Unger, M. S. Cohen, R. A. Gatenby, et al. :
Single breath-holding scans of the abdomen
using FISP and FLASH at 1.5T. J Comput Assist
Tomogr, 12 : 575-583, 1988.
- 19) G. Marchal, H. Bosmans, L. V. Fraetenhoven, et
al. : Intracranial vascular lesions : Optimization
and clinical evaluation of three-dimensional
time-of-flight MR angiography. Radiology, 175 :
443-448, 1990.
- 20) T. J. Masaryk, M. T. Modic, P. M. Ruggieri, et
al. : Three-dimensional (Volume) gradient-echo
imaging of the carotid bifurcation : Preliminary
clinical experience. Radiology, 171 : 801-806,
1989.

Influence of the Imaging Parameters on the Signal Intensity of Three-Dimensional MR Angiography

Takeshi TAKAHASHI

*Department of Radiology, Kyoto Prefectural University of Medicine
465 Kajicho, Hirokoji, Kawaramach, Kamigyō Kyoto 602*

On three-dimensional time-of-flight MR angiography (3DFT-MRA), bright signal from flowing blood is produced by the inflowing effect. Inflowing effect decreases as a function of distance into the imaging volume and the decrease of signal relates to the flow velocity and imaging parameters such as TR, TE, flip angle (FA), matrix size and so on.

The phantom study was designed to reveal the influence of the imaging parameters. MRA using 3D-FISP sequence were performed on the flowing water with various velocities in the straight tube with various TRs and flip angles. The signal-difference to noise ratio (SD/N) was calculated from the obtained angiographic images.

Longer TR gave higher SD/N at every depth of imaging volume. With higher flip angle, SD/N of the flowing water increased at the entering point to the 3D imaging volume, however, SD/N decreased at the deep point. At lower flow velocity, SD/N was more rapidly decreased at deep points. At the entering point, SD/N decreased as the flow velocity increased.

Considering these influences, imaging parameters should be arranged to the particular objected vessels.