

# True FISP の臨床応用—造影剤 MRI への応用—

畑 雄一

東京慈恵会医科大学附属青戸病院放射線科

## はじめに

True FISP の概念は既に以前から知られ中枢神経系への応用が提唱されていたが<sup>1)</sup>、その臨床応用は遅れていた。その理由は True FISP, FISP, PSIF 信号を同時に利用しているため、磁場の不均一があると FISP, PSIF ではそれぞれ繰り返し時間 (TR) が異なるため、信号間で位相差を生じ干渉しあうためである。この信号間の干渉は画像上で banding artifact として表れる。この隘路を克服するために提唱されたのが CISS (constructive interference in steady state) であり、これは二つの異なった RF パルスの印加法 【 $[(+\alpha^\circ) - (+\alpha^\circ) - (+\alpha^\circ) - (+\alpha^\circ) - \dots]$ 、および  $[(+\alpha^\circ) - (-\alpha^\circ) - (+\alpha^\circ) - (-\alpha^\circ) - \dots]$ 】で 2 種の画像を得る。Banding artifact が出現する位相が、この 2 種の画像では  $180^\circ$  異なるため、画像加算することにより banding artifact は相殺しあうこととなる。CISS は主として hydrography として中枢神経系などで用いられてきた。

最近になり shimming 技術が大いに進歩し、また echo planar 法が実用化されるに従って傾斜磁場装置が強化され TR が極めて短縮 (3~4 ms 以下程度まで) できるようになった。TR を極めて短縮化すると、True FISP における banding artifact はその間隔が拡大されるため撮像範囲外に押しやられ、画像の劣化を防ぐことができる。また TR の短縮化により、定常状態における横磁化の減衰を低く押さえて信号を

得ることによって、S/N 比は CISS より向上している。これらの技術的進歩により True FISP の適応範囲は、中枢神経系から心臓を含めた躯幹部に広がっている。

今回与えられたテーマは造影 True FISP についてであるが、既に述べたことより CISS と True FISP は基本的に同種のパルス系列であり、ここでは同列に扱うこととする。

## True FISP の特徴

既に述べたように True FISP では banding artifact を避けるために TR は小さい方が望ましく、可能な限り下げた撮像される。我々の施設では通常 5 ミリ秒 (ms) 前後に設定している。この結果として  $256 \times 256$  マトリックスの二次元撮像でも 1 画像当たり 1 秒強で撮像され、さらに容易に三次元撮像を行うことができる。

また一つの RF パルス当たり一個の信号のみを採集するため、高速 SE 法で問題となる画像のボケを生じることがない。すなわち True FISP の最大の利点の一つは、時間分解能、空間分解能ともに高いことにある。

FLASH などのパルス系列では、RF パルスあるいは傾斜磁場による spoiler が TR の最後の部分で印加される。この目的は横磁化を強制的に消去し  $T_1$  強調画像を得るためであるが、その結果として定常状態が壊れ、S/N 比の上で制限ができることとなる。これに対して

キーワード MRI, True FISP, cerebellopontine angle, myoma uteri

True FISP ではすべての軸において傾斜磁場の積分値の総和が 0 となるため、定常状態が保たれ高い S/N 比が得られる。True FISP では最小の TR が選択されるため、あるいはそれにもかかわらず、sampling time における横磁化の減衰が低く抑えられ、かつて用いていた TR 10 ms 前後の CISS より画像上の S/N 比は優れている。このため CISS が中枢神経系や

頭頸部にはほぼ限られて用いられていたのに対し<sup>2)~4)</sup>、True FISP では躯幹部にまで応用が広がっている<sup>5)~7)</sup>。

True FISP あるいは CISS の信号強度を正確に知るには、複雑な式に各種パラメータを代入して計算する必要があるが、実用上は  $T_2^*/T_1$  によって決定されるといってよい<sup>8),9)</sup>。血液は他の軟部組織と比べ  $T_2^*/T_1$  が非常に高いため

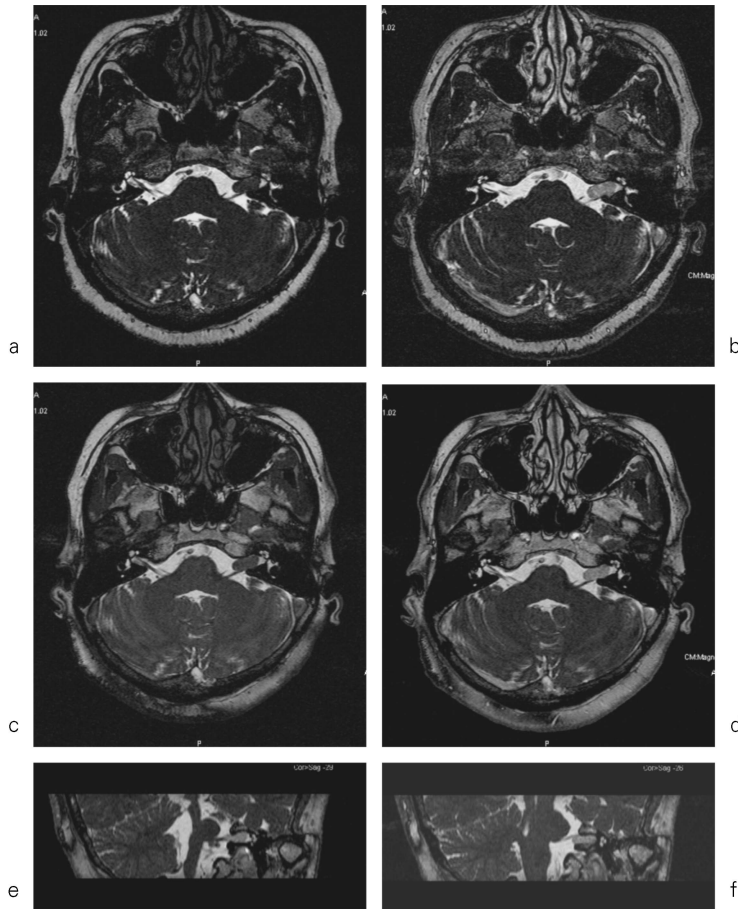


図 1. 聴神経鞘腫

a : 造影前 CISS, b : 造影後 CISS, c : 造影前 True FISP, d : 造影後 True FISP, e : 造影後 True FISP ; 聴神経に沿った MPR 像, f : 造影後 True FISP ; 顔面神経に沿った MPR 像

2002年9月25日受理

別刷請求先 〒125-8506 東京都葛飾区青戸6-41-2 東京慈恵会医科大学附属青戸病院放射線科 畑 雄一

高信号を呈する。血液が高信号を示すのは True FISP の特徴の一つであり、このことは FLASH と比較すると一層明瞭となる。MRA に用いられる主なパルス系列である FLASH において血液が高信号に描出される理由は、良く知られているように inflow 効果によるものであるが、この効果が発揮されるためには少なくとも 8 ms の TR が必要である<sup>10)</sup>。最近の MRA における傾斜磁場装置の強化すなわち高速化の恩恵を、MRA が享受できない理由がここにある。さらに cine MRI を FLASH により行おうとする場合には、trigger からの遅延時間における磁化の回復により血液の inflow 効果にも制限を生じ、血液-心筋間のコントラストが十分得られない結果となる。これに対し

True FISP では血液の信号強度が  $T_2^*/T_1$  によって決定されるため、極めて短い TR においても十分なコントラストが得られる。一方血流速度の速い大動脈などでは、流速による信号強度低下を生じることがある。また血液の信号は flip angle が  $90^\circ$  に近いほど高く得られるが<sup>11)</sup>、flip angle が大きいと k-space 上で信号変動が大きくアーチファクトの原因ともなる。

通常の撮像条件において True FISP では静磁場強度が 1.5T で opposed phase となるため、他の gradient echo 法と同様に、脂肪組織の境界面ではアーチファクトとして信号強度低下を生じる。このため腹部では通常 CHESSE などの脂肪抑制法を併用し、これにより細い血管の描出能が向上する。

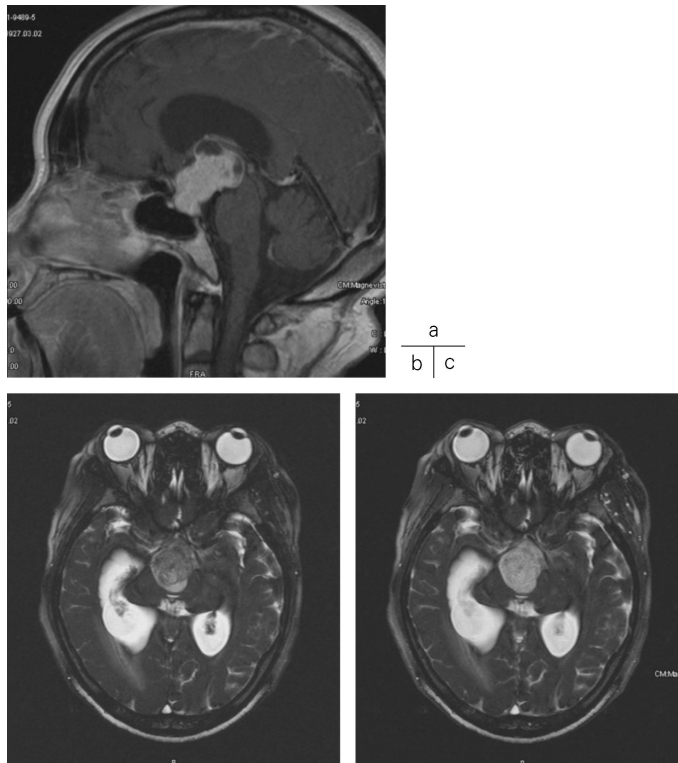


図 2. 頭蓋咽頭腫  
a : 造影後 T1 強調画像, b : 造影前 True FISP, c : 造影後 True FISP

True FISPにおける増強効果

CISSはhydrographyとしての性格が強く、応用範囲も中枢神経系、頭頸部に限られたものであったが、True FISPが出現し軟部組織においてS/N比の高い画像が高速に得られるようになった。既に述べたようなTrue FISPの特性を生かした臨床応用の対象として、真っ先に挙げられるのは循環器領域であり、最近のTrue FISPの論文としては最も多い。次いで多いのは高速性を利したIVR支援法としての応用である<sup>12),13)</sup>。胎児MRIへの利用も、大いに期待される<sup>14)</sup>。従来用いられてきたHASTEと比較すると、180°パルスを多用しないぶんSARがより低く胎児へ与える影響が少ない

上、軟部組織間コントラストもHASTEより優れているためである。

しかしその他の領域では応用が遅々として進んでいない。その最大の理由は信号強度に関与するのが $T_2^*/T_1$ であって、TEあるいはflip angleにより $T_2$ 強調度を調節できず、肝腎の病変—正常組織間コントラストに劣る点にある。オープン型低磁場装置のTrue FISPにより $T_2$ 強調画像様の画像を得る試みもなされているが、なおIVR支援法としての応用にとどまっている。True FISPの高速性、空間分解能の高さに加えて、コントラストの面でも改善法があれば一層応用範囲が広がるであろう。ここでTrue FISPの応用として $T_2^*/T_1$ の分母としての $T_1$ 成分に注目すれば、理論的には造影

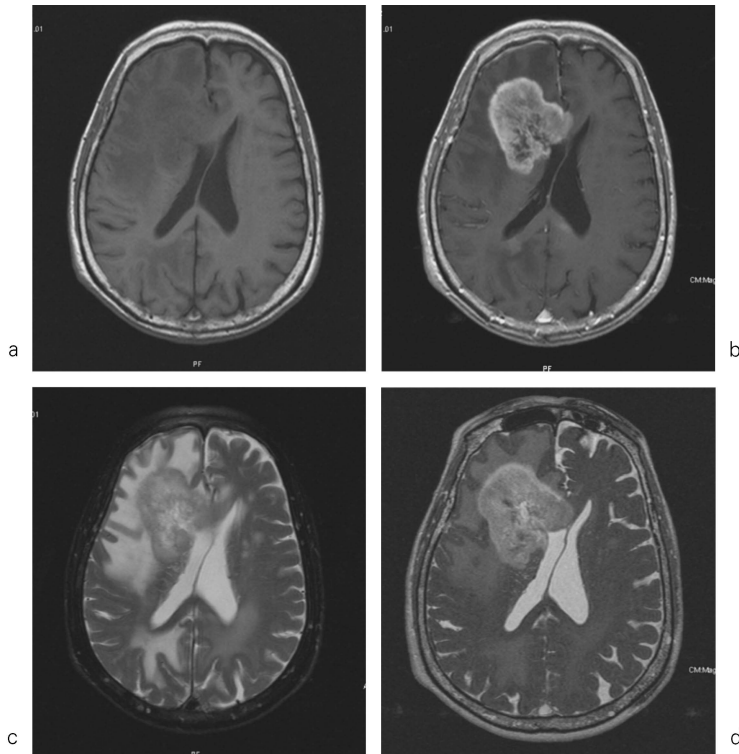


図3. 悪性リンパ腫疑い  
 a: 造影前T1強調画像, b: 造影後T1強調画像, c: T2強調画像, d: 造影後True FISP

剤による増強効果が描出される可能性があり，sensitivity, specificity の向上に役立つものと予想される。

我々が True FISP (CISS) の増強効果に関心を向けるきっかけとなったのは，偶然の機会に造影剤投与後に頭頸部の CISS を撮像したところ，鼻粘膜に増強効果が認められたことに始まる．以下に何例かの臨床応用例を示してその有用性について述べることにする．

### 1. 脳腫瘍

最初に我々が試みたのは小脳橋角部腫瘍の造影 CISS であり，目的は腫瘍と聴神経，顔面神経との識別が優れた空間分解能で可能か否かを評価することであった．図 1 に比較的小さい聴神経鞘腫の症例を示す．CISSにおいて造影前 (図 1a) と比較して造影後 (図 1b) では腫

瘍にはほぼ均一な増強効果が認められる．T<sub>1</sub> 強調成分は信号強度決定要素の一部であるため，通常の spin echo 法ほど信号強度の増加は大きくないが，脳実質や脳神経とのコントラストは明らかに増強しておりこれらとの識別は容易である．腫瘍と脳神経，特に顔面神経とを識別し両者の解剖学的関係を知ることは，術前検討あるいは術後の後遺症を防ぐために非常に重要な情報であり，聴神経鞘腫や髄膜腫など増強効果を示す小脳橋角部腫瘍において臨床的有用性が高いものと考えられる<sup>15)</sup>．図 1c と図 1d に同一症例における造影前・後の True FISP 画像を示す．CISS より S/N 比の高い画像が得られており，我々の施設では現在この目的の検査にはすべて True FISP を施行している．本画像は 0.5 mm 厚の partition で撮像されており，

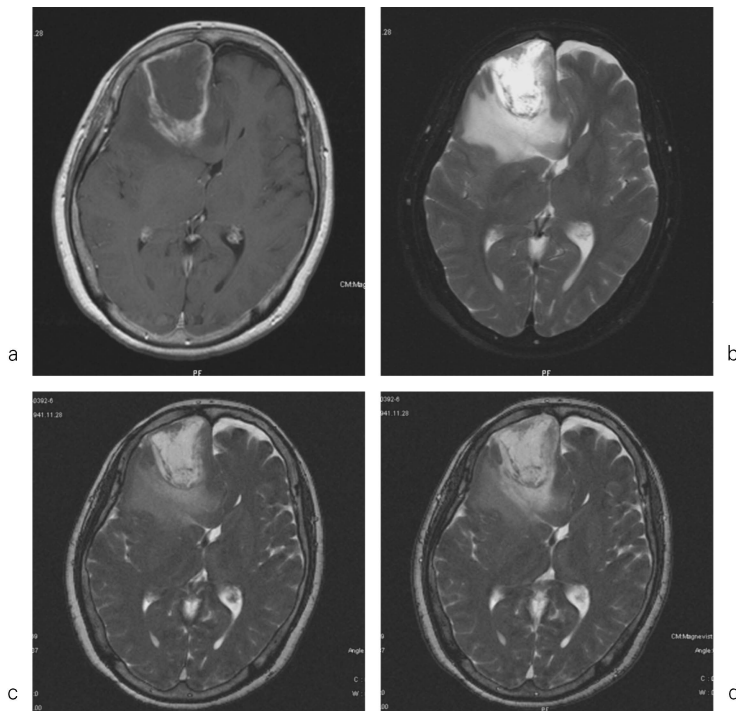


図 4. 膠芽腫

a : 造影後 T<sub>1</sub> 強調画像， b : T<sub>2</sub> 強調画像， c : 造影前 True FISP， d : 造影後 True FISP

図 1e と図 1f にはそれぞれ聴神経および顔面神経に沿った MPR 像を示した。顔面神経が腫瘍の上方に圧排されているのに対して、聴神経では徐々に腫瘍に移行している様子が認められ、本画像のみでも聴神経由来の腫瘍であることがわかる。神経鞘腫に関しては頭蓋内のみならず、脊椎領域においても応用が可能である。

その他の脳腫瘍に関しては、まだ施行症例が少なく一定の結論に達していない。ここでは症例を呈示するにとどめる(図2~4)。

## 2. 躯幹部腫瘍

躯幹部では主として骨盤部、特に子宮筋腫を対象として検討を行っている。骨盤部を選択した理由は上腹部と比較して、体表面あるいは肺との境界面で発生する、磁化率アーチファクトの影響が少ないことにある。また我々の施設の状態として、多列検出器型 CT を導入してから上腹部 MRI の依頼が減ったこと、また比較的

早期から子宮筋腫に対する塞栓術を施行しており、塞栓術前後の評価として造影 MRI の依頼が多いことも理由として挙げられる。

塞栓術未施行の子宮筋腫は、全例で程度の差はあっても増強効果が認められた。一部でダイナミックカーブを見ないと判別困難な症例もあり、増強効果の程度、均一度などのパターンには相当のばらつきがあり(図5,6)、特異的増強パターンには乏しいと考えられた。これは子宮筋腫には様々な変性、石灰化をしばしば伴い、このような組織学的特徴が造影 True FISP にも反映されたものと思われる。またダイナミックカーブでは、ほぼ全例が早期からの増強効果を示し、これらの所見は従来の報告<sup>16)</sup>とよく一致した。これに対し塞栓術施行1か月の症例では子宮筋腫の大きさに有意な変化は認められなかったが、わずかな例外を除き筋腫部における増強効果は完全に消失していた(図

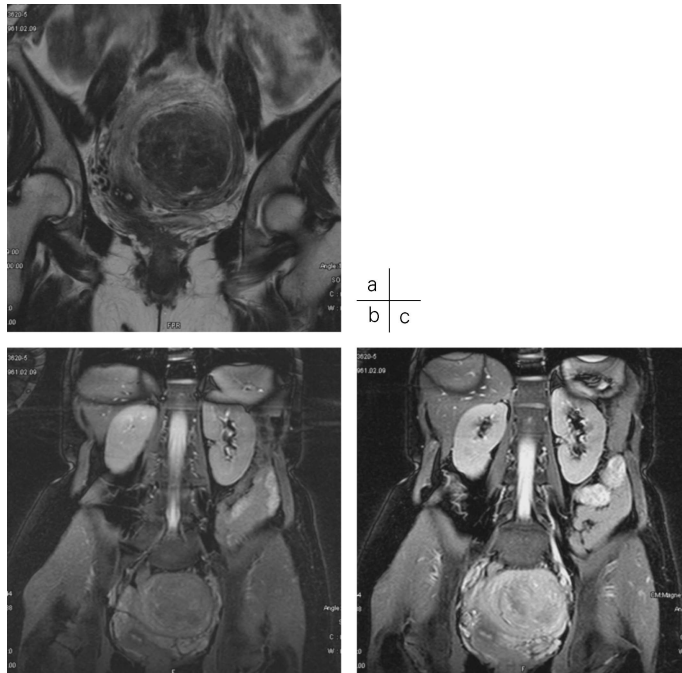


図 5. 子宮筋腫  
a : T<sub>2</sub>強調画像, b : 造影前 True FISP, c : 造影後 True FISP

7). 一方で子宮実質部には増強効果が見られ、ダイナミックカーブにおける増強効果の経時的変化には、塞栓術施行前と明らかな差はなかった。これらの結果から初期経験ではあるが、造影 True FISP は塞栓術の前後の効果判定に十分な有用性があると考えられた。True FISP はその高速性から、このような目的に時間分解能、空間分解能どちらの面でも向上させることができ、様々なアプローチを可能とする柔軟性がある。今後は本法と塞栓術前後における臨床症状の変化との関係、治療効果発現機序などについても、検討を続けていきたい。

### おわりに

以上、若干の臨床例を呈示しつつ、造影 True FISP について述べた。最初に CISS において増強効果が発現することを見たときには、

CISS には hydrography すなわち強い T<sub>2</sub> 強調画像としての先入観があっただけに、新鮮な驚きであった。以来試行錯誤を繰り返して、造影 CISS、最近では造影 True FISP について検討を重ね、少なくとも一部の領域では十分臨床の求めに対し答えられる有用性をもった方法であると考えられるに至った。本稿が造影 True FISP に対する興味を喚起し、本法が広く行われる一助となれば幸いである。

### 文 献

- 1) Haacke EM, Wielopolski PA, Tkach JA, Modic MT : Steady-state free precession imaging in the presence of motion : application for improved visualization of the cerebrospinal fluid. Radiology 1990 ; 175 : 545-552
- 2) Casselman JW, Kuhweide R, Deimling M, Ampe W, Dehaene I, Mees L : Constructive interfer-

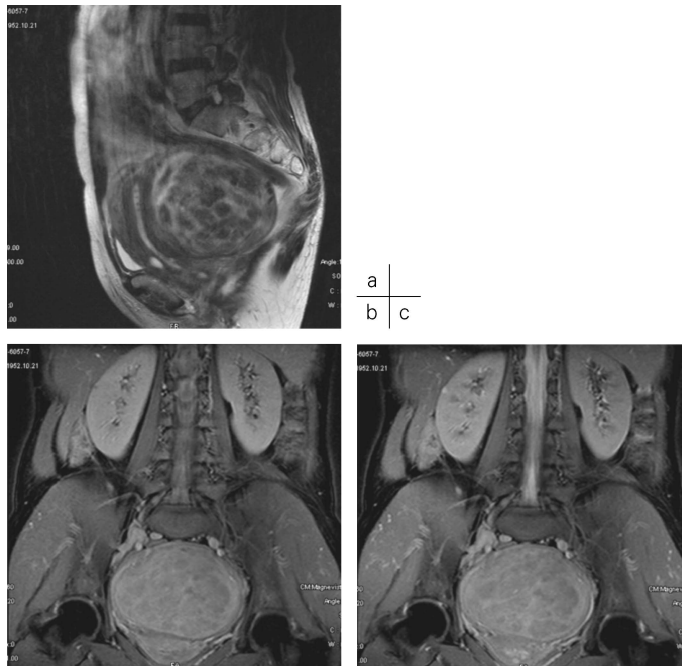


図 6. 子宮筋腫  
a : T<sub>2</sub> 強調画像, b : 造影前 True FISP, c : 造影後 True FISP

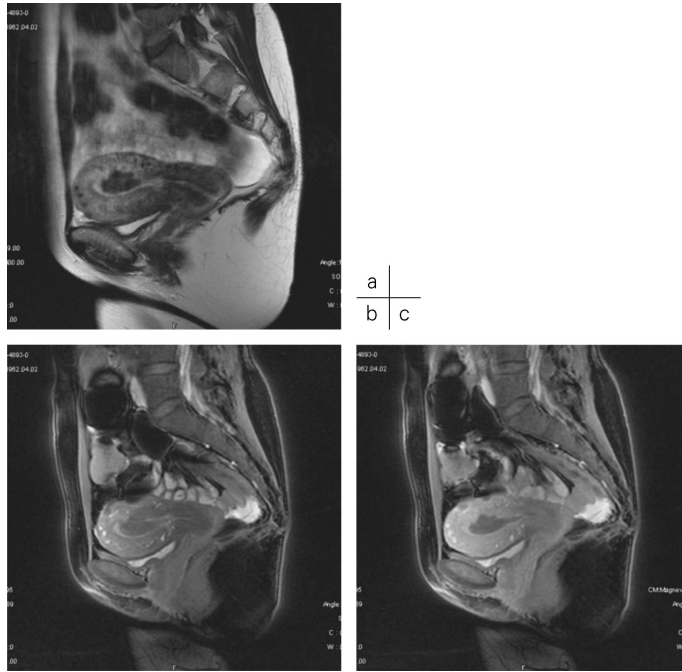


図 7. 子宮粘膜炎下筋腫；塞栓術後  
a : T<sub>2</sub>強調画像, b : 造影前 True FISP, c : 造影後 True FISP

ence in steady state-3DFT MR imaging of the inner ear and cerebellopontine angle. AJNR 1993 ; 14 : 47-57

- 3) Yousry I, Moriggl B, Dieterich M, Naidich TP, Schmid UD, Yousry TA : MR anatomy of the proximal cisternal segment of the trochlear nerve : neurovascular relationships and landmarks. Radiology 2002 ; 223 : 31-38
- 4) Jager L, Menauer F, Holzknrecht N, Scholz V, Grevers G, Reiser M : Sialolithiasis : MR sialography of the submandibular duct-an alternative to conventional sialography and US? Radiology 2000 ; 216 : 665-671
- 5) Pereles FS, McCarthy RM, Baskaran V, Carr JC, Kapoor V, Krupinski EA, Finn JP : Thoracic aortic dissection and aneurysm : evaluation with nonenhanced true FISP MR angiography in less than 4 minutes. Radiology 2002 ; 223 : 270-274
- 6) Gourtsoyannis N, Papanikolaou N, Grammatikakis J, Maris T, Prassopoulos P : MR en-

teroclysis protocol optimization : comparison between 3D FLASH with fat saturation after intravenous gadolinium injection and true FISP sequences. Eur Radiol 2001 ; 11 : 908-913

- 7) Kim AY, Han JK, Seong CK, Kim TK, Choi BI : MRI in staging advanced gastric cancer : is it useful compared with spiral CT? J Comput Assist Tomogr 2000 ; 24 : 389-394
- 8) Van der Meulen P, Groen JP, Tinus AMC, Bruntink G : Fast field echo imaging : an overview and contrast calculations. Magn Reson Imaging 1988 ; 6 : 335-368
- 9) Stehling MK, Nitz W, Holzknrecht N : Fast and ultra-fast magnetic resonance tomography : basic principles, pulse sequences and special properties. Radiologe 1995 ; 35 : 879-893
- 10) Lee VS, Resnick D, Bundy JM, Simonetti OP, Lee P, Weinreb JC : Cardiac function : MR evaluation in one breath hold with real-time true fast imaging with steady-state precession. Radi-



- ology 2002 ; 222 : 835-842
- 11) Deshpande VS, Shea SM, Laub G, Simonetti OP, Finn JP, Li D : 3D magnetization-prepared true-FISP : a new technique for imaging coronary arteries. *Magn Reson Med* 2001 ; 46 : 494-502
  - 12) Chung YC, Merkle EM, Lewin JS, Shonk JR, Duerk JL : Fast T<sub>2</sub>-weighted imaging by PSIF at 0.2T for interventional MRI. *Magn Reson Med* 1999 ; 42 : 335-344
  - 13) Duerk JL, Lewin JS, Wendt M, Petersilge C : Remember true FISP? A high SNR, near 1-second imaging method for T<sub>2</sub>-like contrast in interventional MRI at 2T. *J Magn Reson Imaging* 1998 ; 8 : 203-208
  - 14) 戸崎光宏, 豊田圭子, 畑 雄一, 福田 安, 福田国彦, 片野修一 : 小脳橋角部腫瘍における contrast-enhanced CISS の有用性について. *日磁医誌* 1999 ; 19(7) : 476-481
  - 15) 川上 剛, 畑 雄一, 福田国彦 : 【これだけは知っておきたい周産期の画像診断】胎児 MRI の適応と撮像法. *臨床画像* 2001 ; 12 : 1384-1387
  - 16) 森 壘, 田中優美子, 山口雅之, 小林達伺, 齋田幸久, 西田正人, 板井悠二 : ダイナミック MRI による漿膜下子宮筋腫と莢膜細胞腫・線維腫群腫瘍との鑑別. *臨床放射線* 2000 ; 3 : 393-401

## Clinical Application of True FISP to Contrast-enhanced MR Imaging

Yuichi HATA

*Department of Radiology, The Jikei University School of Medicine, Aoto Hospital  
6-41-2, Aoto, Katsushika, Tokyo 125-8506*

True fast imaging with steady-state precession (FISP) is a coherent technique that uses a fully balanced gradient waveform gradient in every repetition time (TR) to maintain steady-state transverse magnetization. The image contrast with true FISP is determined by T<sub>2</sub><sup>\*</sup>/T<sub>1</sub> properties. The speed and relative motion insensitivity of acquisition help to make the technique reliable, even in patients who have difficulty with holding their breath. Although the concept of true FISP and its applications in the central nervous system were proposed years ago, the technique was extremely sensitive to field inhomogeneity. This was due to the relatively long minimum TRs achievable at the time, and it was therefore not generally used in whole-body imaging. Recent advances in gradient hardware have led to a decreased minimum TR. This combined with improved field shimming capabilities and signal to noise ratio, has allowed true FISP imaging to become practical for whole-body applications. One such application is cardiac cine MR with high myocardium-blood contrast.

Spatial and temporal resolution can be substantially improved with this technique, but contrast on the basis of the ratio of T<sub>2</sub><sup>\*</sup> to T<sub>1</sub> is not sufficiently high in soft tissues. By providing T<sub>1</sub> contrast, true FISP could then document the enhancement effects of gadolinium-based contrast agents. These properties are useful for the anatomical delineation of brain tumors and normal structures, particularly in the cerebellopontine angle. With an increase in signal to noise ratio with minimum TR, true FISP could also depict the enhancement effect in myoma uteri.