

True FISP の腹部領域への応用

村田 勝俊

シーメンス旭メディテック(株)メディカルソリューションマーケティング

はじめに

昨今、MR 装置のハードウェアの進歩は目覚ましいものがあり、理論と現実の間隙を少しずつ埋めることが可能となってきている。True FISP もその一つの例である。True FISP のシーケンスそのものは、従来、成書¹⁾にも記述されていたが、およそ臨床の間からはかけ離れたものであった。しかし、ここ数年、臨床機の性能が向上し、改めてそのシーケンスの有用性が認められている。本稿では True FISP の原理から、腹部領域への応用までを解説する。

SSFP (steady state free precession)

True FISP はグラジエントエコー法の一つであり、スピンエコー法と比較すると極端に TR を短縮することができる。極端に短い TR は撮像時間の短縮のみならず、信号の増強にも寄与する。これは、スピンの縦磁化と横磁化が平衡状態に達するためであり、通常、steady state free precession (SSFP)²⁾と呼ばれる。ここでは、SSFP 現象の内容と長い(短い) T_2 をもつ組織からの信号の振る舞いについて記述する。

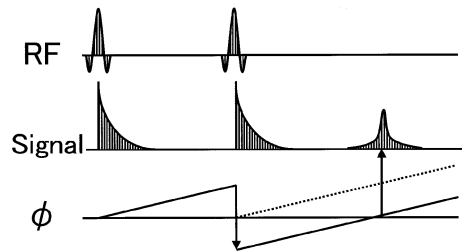


図 1. RF を二つ印加した場合の MR 信号の発生
FID の他にスピンエコーが発生する。

1) SSFP 現象

本来、画像撮像用のシーケンスにはグラジエントが必要であるが、話を簡単にするためにグラジエントを全くかけない状態を仮定する。すなわち、静磁場内におかれたスピンは、すべて同一の周波数に共鳴している。ここに RF を二つ印加する。すると一つ目、および二つ目の RF が切れた直後に、自由誘導減衰信号が発生する。そして、二つ目の RF から、二つの RF の間隔と同じ時間が経過したところで、新たに信号が発生する。これは、スピンエコーとしてよく知られた現象である。これを“位相のチャート(図 1)”を用いて理解をする。一つ目の RF が印加された直後に XY 平面に倒れたスピンの位相は、 T_2^* に依存して徐々に乱れて

この総説は、第 29 回日本磁気共鳴医学会大会シンポジウム「これからの腹部 MRI」での講演を中心にまとめたものである。

キーワード True FISP, SSFP, sequence, gradient echo, abdomen

いく。この様子を“位相のチャート”で表すと、右肩上がりに伸びていく直線となる。巨視的磁化を構成する各々のスピンの位相が乱れることにより信号が減衰し、FIDとして観察される。二つ目のRFに関しても同様なことが言える。しかし、二つ目のRFは一つ目のRFでXY平面に倒れたスピンの180度位相を変化させるという作用をもたらす。図1では一つ目のRFにより発生した右肩上がりの直線が二つ目のRFを期に位相のチャートの基線に対して線対称離れた場所に移動するように記述されている。この作用はスピンの位相に作用しており、スピンの静磁場に対する位置を変化させているわけではない。このため、このスピンの位相のずれ方は180度パルスを受ける前と何ら変わらず、右肩上がりに推移する。そして一定時間が経過した後に、この直線は基線と交差する。位相のずれ方は線形であるため、横磁化を形成するすべてのスピンの位相がそろい、信号が増強する。

次にRFを等間隔に連続照射した場合を仮定する。RFが二つ印加されるところまでは上述のごとくである。しかし、二つ目のRFによりすべてのスピンの位相が180度変化するのではなく、ある部分はそのままだ位相が変化し、ある部分は縦磁化として T_2^* 減衰を回避する。位相のチャートでは前者は右肩上がりの直線であり、後者は基線と平行に記述される(図2)。そして、この基線と平行なスピンは三つ目のRFにより位相が180度変化し、3TR後にその位相の直線は基線と交差する。すなわち信号が発生することになる。これは通常、stimulated echoと呼ばれている。このように、RFが連続して印加されることにより、多種多様なスピンの振る舞いが起き、横磁化が存在する限り(T_2 減衰を無視するという条件)、信号が発生

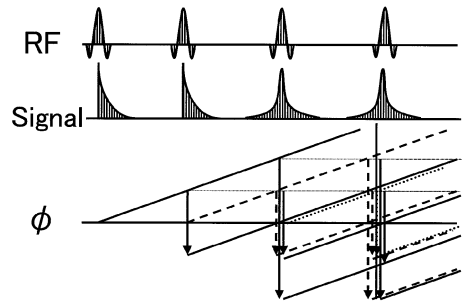


図2. RFを複数印加した場合のMR信号の発生
FIDやスピンエコーのほかstimulated echoなどが“鼠算”式に発生する。

しつづける。もちろん、これは一つ目のRFを起点として考えているわけだが、二つ目、三つ目…のRFを起点として同様な現象が発生することになるため、信号は、正に“鼠算”式に増強されていくことになる。すなわち、短時間にRFが連続して照射され、上述のようなスピンの振る舞いにより信号が増強する現象がSSFPなのである。ただし、ここで重要なのは、グラジエントが一切、印加されていないということである。これは、スピンの横磁化を乱さないということに他ならない。要するに、横磁化がかく乱されると真のSSFPが形成されないことになる。

このように、SSFPでは次々と信号が発生するが、一つのRFを起点として考えた場合、無限に信号の発生が続くわけではない。あるRFによりXY平面に倒されたスピンは、組織がもつ T_2 値により減少していく。これは、RFでもグラジエントでも元に戻すことはできない。すなわち、組織のもつ T_2 が長い場合、SSFPによる信号発生は、その横磁化がある限り続き、他のRFを起点とした信号と重畳し信号増強が起こる。しかし、 T_2 の短い組織では

2001年12月5日受理

別刷請求先 〒141-8644 東京都品川区東五反田3-20-14 高輪パークタワー シーメンス旭メディテック株式会社 村田勝俊

このような信号増強が起こりづらい。このため、True FISP では T_2 信号の長い組織の信号が高信号に描出されることになる。

True FISP と FISP の比較

1) FISP (fast imaging steady state precession)

従来から FISP というシーケンスは存在しており、臨床の場でも活用されてきた。そのシーケンスチャートを図 3 左に示す。FISP では、信号を読み取った後に位相方向に rewinder (巻き戻し) グラジエントがかけられ、横磁化を信号読み取り前の状態に戻している。FISP がその特徴を示すのは、極端に短い TR と flip angle が大きいときである。これは、横磁化がこのシーケンスに大きな影響を与えることから容易に想像ができる。これとは逆に、FLASH は読み取り後に縦磁化を消去するグラジエント (spoiler) がかけられる。一定 TE における、short TR, high flip angle の画像を比較すると、FISP では脳室が高信号に、FLASH では低信号に描出されているのが特徴的である (図 4)。

2) True FISP

True FISP のシーケンスチャートを図 3 右

に示す。FISP と比較すると 3 軸に rewinder グラジエントがかけられている。これが、FISP に対して“真の (True)”と呼ばれる根拠である。すなわち、1 TR 内でグラジエント強度の時間積分を計算した場合、定数となるのが広義の FISP であるが、この時間積分が 0 となるのが狭義の FISP であり、いわゆる、True FISP であるといえる。また、前節で「グラジエントが付加されると横磁化が乱され、SSFP が形成されない」との記述をしたが、このようにグラジエントの時間積分が 0 であれば、スピンはあたかもグラジエントがないかのごとく振舞うため、SSFP は無事に形成されることになる。

3) Dark band

シーケンス自体は非常に単純であったのに長く世間に広まらなかったのは、このダークバンドと呼ばれるアーチファクトが原因であった。前述のごとく、True FISP は SSFP シーケンスであるため、理想的には複数の信号が同時に発生していることになる。しかし、人体の存在によって生じる静磁場の不均一などにより、これらの信号がほんのわずかずれることによりこのアーチファクトが生じる (図 5)。すなわち、

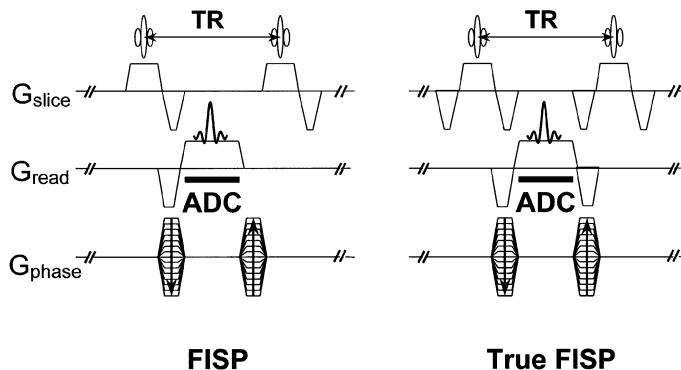


図 3. FISP (左), True FISP (右) のシーケンスチャート
FISP では位相方向のみに rewinder グラジエントが印加されているが、True FISP では 3 方向にかけられている。図中、ADC は analog digital converter の略称。

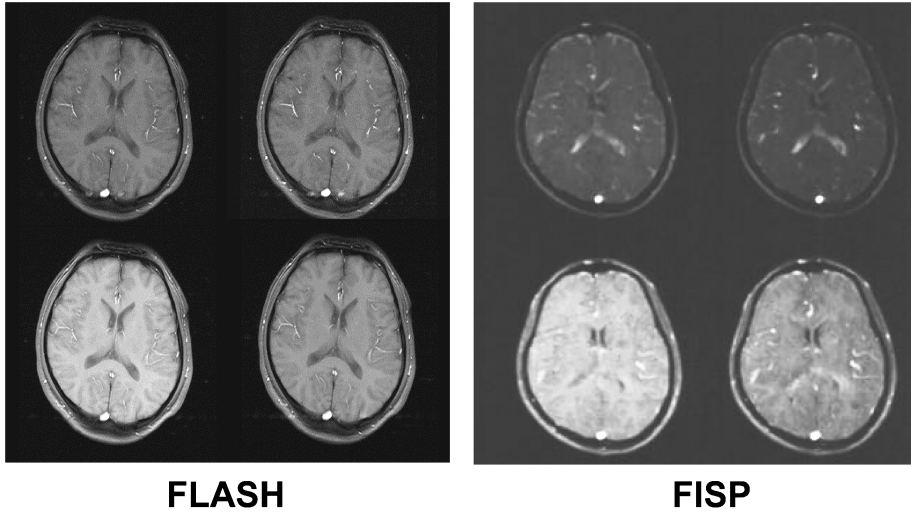


図4. FLASH (右) と FISP (左) のコントラストの差
 TE = 10 ms. 各シーケンスで左上は TR/flip angle (FA) = 20 ms/60 deg, 右上は TR/FA = 20 ms/90 deg, 左下は TR/FA = 50 ms/60 deg, 右下は TR/FA = 50 ms/90 deg. FLASH では脳室が低信号に, FISP では高信号に描出されている.

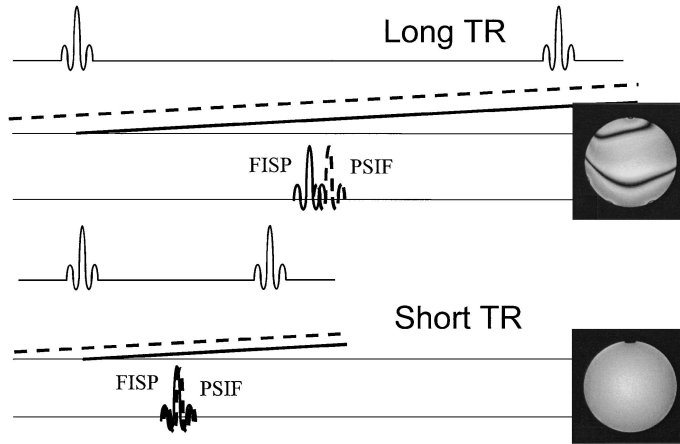


図5. TR を短縮することにより, FISP 信号と PSIF 信号の位相差が小さくなり, dark band アーチファクトは減少する.

データ読み取り直前の RF を起因とする信号 (FISP 信号) と, もう一つ前の RF を起因とする信号 (PSIF 信号, “PSIF” は FISP のシーケンスチャートを時間的に逆転したものであり, これをもじり, 名前が付けられている) と

の位相差が画像上に干渉縞 (dark band) を生じる.

これを解消するには FISP 信号と PSIF 信号の位相差をなくすことが必要であるが, その解決方法は TR を短縮化することである (図6).



TR=12.0ms



TR=6.4ms

図 6. True FISP による腹部冠状断像

TR を短縮することにより、磁気感受率の大きい横隔膜直下に現れる dark band アーチファクトが外側に移動している。

空間分解能を保ったまま TR を短縮するには、強力なグラジエントが必要だが、最近の技術の進歩により、これが解決されることになった。もちろん、TR を短くするためにはデータ読み取り時間を短縮する必要があり、これに伴い帯域が広がるために画像の S/N が低下する。しかし、True FISP は前述のごとく、様々な信号が重畳するために高信号となり、S/N という観点からは非常に有利である。このため、通常の撮像法で用いられている帯域の 4~5 倍の帯域を用いても画質に大きな影響はない。

True FISP の腹部領域への応用

1) 脂肪抑制

True FISP は SSFP シーケンスであるため、脂肪を選択的に励起する CHESS パルスと、それにより横磁化成分となる脂肪のスピンを消去する spoiler グラジエントを使用する方法 (CHESS 法) は適用できない。これは、TR ごとに CHESS パルスの直後に spoiler グラジエントが必要であるためである。この

spoiler グラジエントは、脂肪だけでなく、水のスピンの横磁化も乱すため、結果として SSFP が形成されない。また、通常 CHESS パルス自体その印加時間が長いいため、TR の延長を伴う。そこで、CHESS パルスを実際の True FISP が走る前に縦磁化に処理をプリパレーションパルスとし、k-space の中心からデータを収集する方法 (セントリックオーダー) を適用することにより、SSFP の脂肪抑制を可能とした³⁾ (図 7)。さらに CHESS パルスとデータ読み込みまでの間に SSFP の状態を形成させるため、グラジエントのタイミング自体は他の TR と同一だが、データを収集しないループを挿入した。

True FISP は gradient echo であり、通常、この TE では脂肪と水のスピンの逆位相 (opposed phase) となるために、水と脂肪が共存しているボクセルの信号は低下する。このため、微細な血管は低信号で描出される。しかし、脂肪抑制を用いることにより、この phase cancellation を避けることができ、明瞭に微細な信号を描出することが可能となった (図 8)。

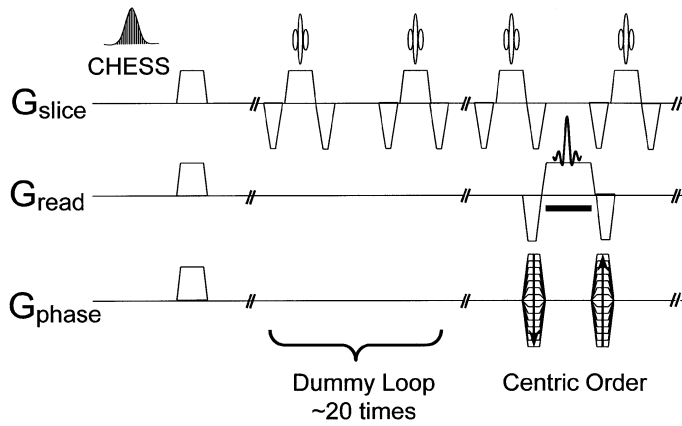


図7. 脂肪抑制 True FISP のシーケンスチャート
CHES パルスの後に SSFP を形成するためのダミーループがあり、その後、セントリックオーダーの True FISP が走る。

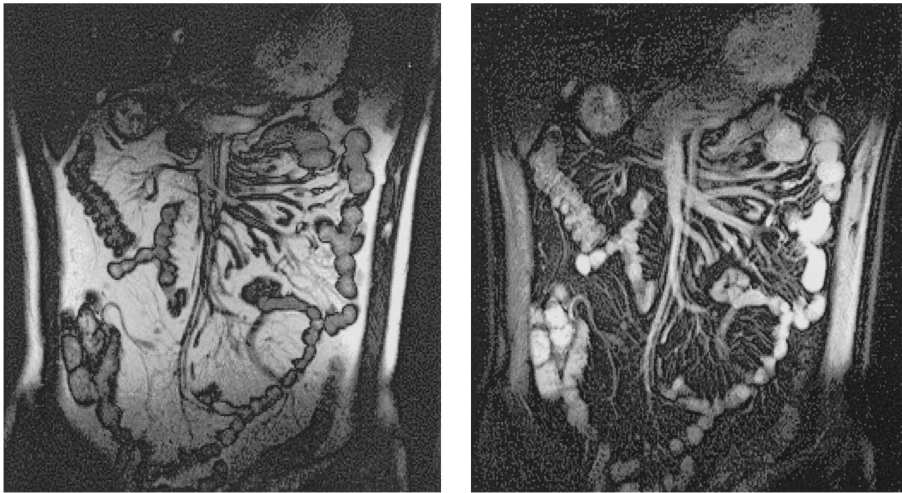


図8. 脂肪抑制 True FISP の腹部冠状断像
脂肪抑制なしでは微細な血管が黒く描出されているが (opposed phase), 脂肪抑制ありでは白く描出される。

2) 三次元撮像

三次元撮像では、空間の2方向に位相エンコードを行う必要があるため、撮像時間が非常に長くなる。このため、通常 TR を短縮化させる必要がある。これとは逆に T₂撮像法はスピンの T₁回復を待つ必要から TR の延長が望ま

れる。このように T₂強調画像の三次元撮像は相反する必要条件があるため、スピンエコー系の撮像法では空間分解能若しくはコントラストを犠牲にする必要があった。しかし、True FISP では逆に TR は短いほど SSFP の形成に優位に働くため、三次元撮像法には有効であ

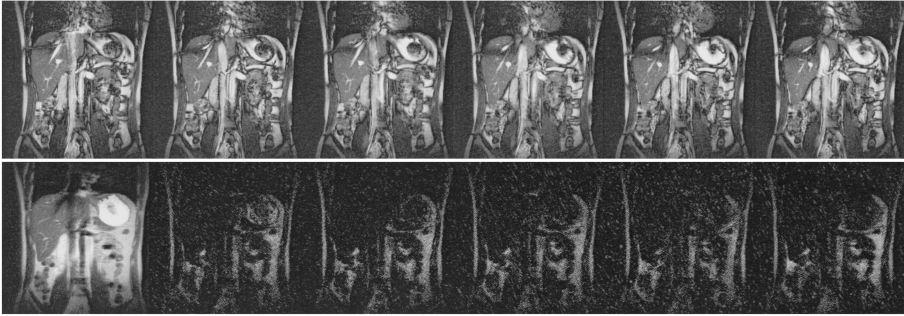


図 9. True FISP (上段) および HASTE (下段) で行った腹部冠状断動態観察
時間分解能 0.7 s. True FISP では全画像に渡り均一な信号が得られるが、HASTE では飽和効果により、2 スキャン目以降では十分な信号を得ることができない。

る。内耳の hydrography や腰椎の myelography など 1 分以内で、非常に高分解能に撮像することが可能となった。今後は呼吸停止下 (~20 秒) の腹部の撮像にも応用が望まれる。

3) 連続撮影

前節でも述べたとおり、True FISP は連続して RF が印加されることにより、信号が増強する。すなわち、同一断面の連続スキャンにも非常に有利に働く。水を強調するスピンエコー系の高速撮像法の代表として HASTE が上げられるが、同一スライスを連続して撮像するにはやはり、4000~5000 ms 程度の TR が必要となる。しかし、True FISP では、これらは全く問題とならないため、0.5~1.0 秒の時間分解能をもつ撮像が可能となり、時間分解能の高い検査が可能となる (図 9)。殊に、腸管の動態観察などには大きな威力を発揮するものと思われる。

4) 心臓への応用

TR が短い、すなわち、撮像時間が短いということは、心臓の検査にも応用が期待される。図 10 は脂肪抑制を併用した、心電同期呼吸停止下の三次元 True FISP により描出された冠状動脈である。従来の FLASH の三次元撮像法では信号を増強させるために造影剤が必要であったが、True FISP ではその必要がない。

より侵襲性の少ない冠状動脈検査の可能性が示唆されている。

5) IR-pulse の付加

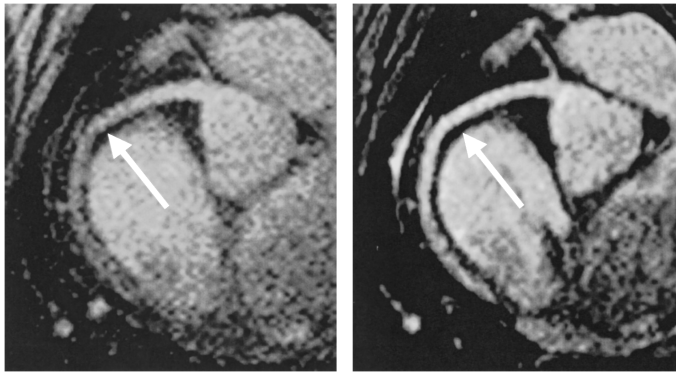
脂肪抑制ではプリパレーションパルスとして CHESS パルスを使用した。これを IR パルスとし、TI を変化させることにより、True FISP の画像に T₁ の影響を反映させることができる⁴⁾。呼吸停止下での撮像も可能であることから、わずかな T₁ 値の差をより明瞭に描出することも可能かもしれない (図 11)。

6) Parallel acquisition technique

True FISP がシーケンスの大きなトピックとすれば、ハードウェアの話題は SENSE⁵⁾、SMASH⁶⁾ で代表される parallel acquisition technique であろう。Parallel acquisition technique はデータ収集量が低下してしまうため、S/N が低下してしまうことが知られているが、True FISP は内因的に信号が強いため、parallel acquisition technique とは非常に相性がいい。撮像時間をより短縮化することも一つだが、空間分解能の向上にも大きく貢献することが可能である (図 12)。

最後に

True FISP は撮像時間が短いということだ



3D FLASH

3D True-FISP

図 10. FLASH (左) と True FISP (右) の三次元冠状動脈撮影
True FISP では FLASH より強い信号が得られる。

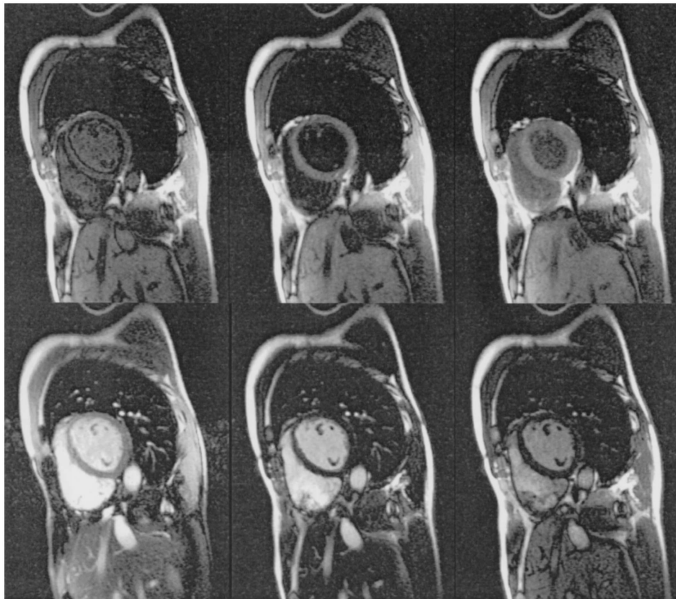
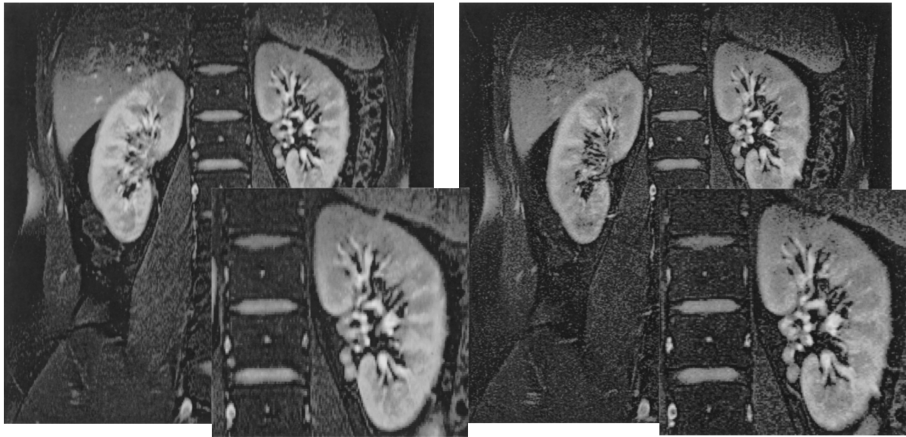


図 11. IR パルスを付加した True FISP による胸部斜位像
心電同期を併用し、12 心拍で一連の画像を収集している。

けでなく、その空間分解能、連続撮像時の時間分解能など、従来の撮像法と比べても腹部の検査に適したものである。今後も更なるシーケンスの工夫、臨床の場での応用が期待される。

文 献

- 1) Haacke EM, Brown RW, Thompson MR, Venkatesan R. Magnetic Resonance Imaging—



通常スキャン **Parallel Acq. Technique**
Matrix: 300 x 512 **600 x 512**

図 12. True FISP を parallel acquisition technique に応用した例
位相方向に倍の空間分解能が得られている.

Physical Principles and Sequence Design. New York, USA : A JOHN WILEY & SONS, INC., 1999 ; 451-512

- 2) 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
- 3) 丸山克也, 村田勝俊, 水内宣夫, 諸井 貴, 岡本 淳 : 脂肪抑制併用の True FISP の開発. 日磁医誌 2000 ; 20(Suppl) : 199

- 4) Scheffler K, Heid O, Henning J : T(1) quantification with inversion recovery True FISP. Magn Reson Med 2001 ; 45(4) : 720-723
- 5) Pruessmann PK, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P : SENSE : sensitivity encoding for fast MRI. Magn Reson Med 1999 ; 42(5) : 952-962
- 6) Sodickson DK, Manning WJ : Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH) : fast imaging with radiofrequency coil arrays. Magn Reson Med 1997 ; 38(4) : 591-603

Application of True FISP to Abdominal Imaging

Katsutoshi MURATA

Siemens-Asahi Medical Technologies Ltd.

Takanawa Park Tower, 20-14, Higashi-gotanda, 3-chome, Shinagawa-ku, Tokyo 141-8644

Recent developments of MR system technology is helping to reduce the gap between MR theory and actual MR situations. The development of True FISP is one such example. True FISP is mentioned in old MR textbooks, but until recently has been far from clinical usage. In the past few years, the specifications of clinical whole body systems have become good enough for True FISP to be recognized as a very useful sequence. In this paper, the principal of True FISP and its use for abdominal examination is described.