

True FISP を用いた子宮 kinematic MRI —至適撮像法の実験的検討—

植田隆史¹, 打越将人², 岩谷一雄¹, 和田昭彦²,
今岡いずみ², 松尾導昌²

¹天理よろづ相談所病院臨床病理部 ²同放射線部

はじめに

近年、骨盤領域の超高速撮像法を用いた動態撮像 (kinematic image) による、骨盤内臓器の癒着の診断、排便時の肛門脱出、子宮の蠕動運動の評価等が報告されている^{1)~3)}。その多くは HASTE 等の高速 SE 法を用いているが、高速 SE 法では連続撮像による縦磁化の飽和や T₂ filtering による blurring artifact 等の問題がある^{4)~6)}。True FISP は、steady state free precession (SSFP) 現象^{7),8)}を応用した撮像法であるため、同一スライスの連続撮像による縦磁化の飽和効果がなく、連続撮像に適した撮像法とされており⁹⁾、特に心臓領域の cine MRI 等に応用されている¹⁰⁾。また、1 回の励起パルスで 1 回の信号を読み取るため、T₂ filtering による blurring artifact はない。しかし、実際に True FISP を子宮などの実質臓器の kinematic image に用いると、1 枚目の画像は比較的良好な画像が得られるが、2 枚目以降の画像では、明らかな信号低下があり、評価困難なことが多い。そこで我々は、2 枚目以降の画像のコントラストを改善し、True FISP を子宮の kinematic image に応用することを目的として基礎的な検討を行ったので報告する。

方 法

使用装置は 1.5T 超伝導 MR 装置 (Siemens 社製 MAGNETOM Symphony) で、受信用コイルとして、ファントムの撮像には CP ヘッドアレイコイルを、子宮を対象とした撮像には、CP ボディアレイコイルを使用した。また、連続撮像における信号強度は、1 枚目の画像との比 (信号強度比 = n 枚目の信号強度 / 1 枚目の信号強度) で比較した。信号強度の測定は一名の臨床検査技師が行い、ROI 形状はファントムによる検討では直径 2.5 cm の円形、子宮を対象とした場合は個体に応じてできる限り大きく設定した。

1. ファントムによる検討

測定用ファントムは、寒天および Gd 造影剤の濃度により、T₁, T₂ 値を変化させた自家製ファントム (直径 3 cm の円柱形スピッツ) を使用した (Fig. 1)。Table 1 にファントムのアガロース濃度、Gd 造影剤濃度と T₁, T₂ 値を示す。ファントムの T₁ 値は、IR 法で異なる TI の画像の信号強度、T₂ 値は SE 法で異なる TE 画像の信号強度を測定し、カーブフィッティングを行い、その係数より計算した¹¹⁾。True FISP の撮像条件を Table 2 に示す。

a) True FISP の flip angle と信号強度

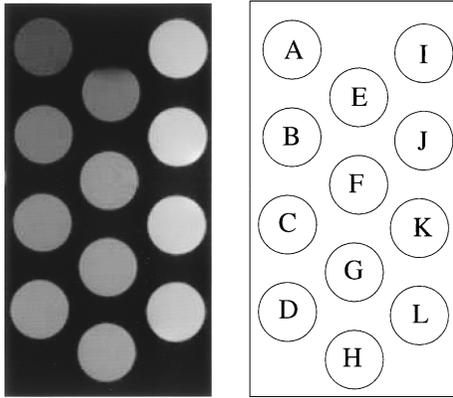


Fig. 1. Agars/Gd-DTPA phantoms with variable concentration used in this study

Table 1. Dependence of Water Relaxation Time upon Agars/Gd-DTPA Phantoms with Variable Concentration

	Agar (%)	Gd-DTPA (%)	T ₁ (ms)	T ₂ (ms)	$\sqrt{T_2/T_1}$
A	0	0	2107	2457	1.080
B	0	0.05	765	663	0.930
C	0	0.1	432	374	0.930
D	0	0.2	238	204	0.925
E	1.0	0	1994	240	0.347
F	1.0	0.05	698	184	0.514
G	1.0	0.1	436	157	0.599
H	1.0	0.2	221	112	0.714
I	2.0	0	1864	137	0.271
J	2.0	0.05	677	116	0.413
K	2.0	0.1	368	99	0.519
L	2.0	0.2	204	80	0.627

True FISP で flip angle を 10° から 75° まで変化させて、各種ファントムの中心部の横断面を撮像し、その信号強度の変化を比較した。また、これまでに子宮内膜の T₁, T₂ 値は、T₁: 1881 ± 824 ms, T₂: 101 ± 46 ms, 筋層は T₁: 1298 ± 277 ms, T₂: 53 ± 10 ms, junctional zone

Table 2. Imaging Parameters

	phantom	uterus
FOV (mm)	250	250
Matrix	256 × 256	256 × 256
TR (ms)	5	5
TD (ms)	0-4000	0-4000
TE (ms)	2.5	2.5
slice thickness (mm)	5	5
Number of acquisition	1	1
Flip angle	10-75	75
sampling frequency (Hz/pixel)	543	543

では T₁: 1135 ± 85 ms, T₂: 50 ± 12 ms と報告されている¹²⁾。したがってファントム F, J は正常子宮の T₁, T₂ 値に最も近似したものとなるため、ファントム F, J について signal to noise ratio (SNR) およびコントラストを求めた。なお、SNR およびコントラストは以下の式で算出した。

$$\text{SNR} = \frac{\text{信号強度}}{\text{バックグラウンドの標準偏差}^{11)}$$

$$\text{コントラスト} = \frac{(\text{信号強度 A} - \text{信号強度 B})}{((\text{信号強度 A} + \text{信号強度 B})/2)^{13),14)}$$

b) True FISP の delay time と信号強度

連続撮像における信号変化を知るために、True FISP で delay time を変化させて、ファントムを連続撮像し、その信号強度の変化を比較した。

2. 子宮を対象とした検討

対象は、健常ボランティア 3 名と MRI で子宮に明らかな病変を認めなかった症例 13 名の計 16 名で、年齢は 19~42 歳 (平均 28.5 歳) の女性で全例閉経前であった。

子宮を対象としたときの True FISP における至適条件を知るために、delay time を 0 から 3 秒に変化させて子宮の正中部矢状断面を安静

2003年5月12日受理 2003年6月24日改訂

別刷請求先 〒632-8552 奈良県天理市三島町 200 天理よろづ相談所病院臨床病理部 植田隆史

呼吸で撮像し、それぞれの delay time における子宮の筋層、内膜および junctional zone の信号強度比およびコントラストを比較した。

有意差検定には One way ANOVA, 多重比較には Bonferroni/Dunn 法を用い、P 値が 0.05 未満の場合を有意差ありと判定した。今回の統計処理は統計処理プログラム (Stat View J4.02, Abacus Concepts, Inc.) を使用した。

結 果

1. ファントムによる検討

a) True FISP の flip angle と信号強度

True FISP の flip angle を変化させて得られた各ファントムの信号強度の変化を Fig. 2 に示す。ほとんどのファントムで、high flip angle にするほど、信号が上昇している。しかし、ファントム E, I, J では、 $30\sim 50^\circ$ のやや低めの flip angle で最大の信号強度となり、それ以上の flip angle でも信号強度の低下はほとんどなかった。正常子宮内の T_1 , T_2 値に近いファントム F, J の SNR およびコントラストは、high flip angle ほど高値を示していた (Fig. 3)。

b) True FISP の delay time と信号強度

True FISP の連続撮像における delay time と信号強度比の変化を Fig. 4 に示す。Delay time なしで撮像すると、 T_1 値の極端に長いファントム A, E, I では 50% 程度の信号低下を認めた。しかし、それ以外の大部分のファントムの信号低下は 20% 以下であり、delay time 2 秒とすると、ほとんど信号の低下は認められなかった。さらに delay time を延長することにより、 T_1 値の極端に長いファントム A, E, I も、信号の回復を認めたが、delay time 4 秒でも 10% 程度の信号低下を来した。

2. 子宮を対象とした検討

True FISP で子宮を連続撮像したときの delay time と子宮 3 層構造の信号強度比の変化を Fig. 5 に示す。ファントム同様 delay time

の延長に伴って信号は回復し、各構造とも delay time なしで 60%, 1 秒で 80~90%, 2 秒で 90~95%, 3 秒ではほぼ 100% の信号回復が認められた。実際の画像においても delay time を延長することにより、信号の回復が確認できる (Fig. 6)。信号強度比の平均値 \pm 標準偏差は delay time 0, 1, 2, 3 秒の順に、子宮内膜で 0.595 ± 0.049 , 0.823 ± 0.065 , 0.939 ± 0.090 , 0.996 ± 0.118 , 筋層で 0.662 ± 0.064 , 0.845 ± 0.061 , 0.956 ± 0.056 , 0.999 ± 0.053 , junctional zone では 0.730 ± 0.067 , 0.909 ± 0.048 , 0.988 ± 0.056 , 1.018 ± 0.078 で、delay time なしと 1, 2, 3 秒の間および delay time 1 秒と 2, 3 秒のそれぞれ間に有意差 ($P < 0.01$) を認めたが、delay time 2 秒と 3 秒の間に有意差は認められなかった。

Delay time の延長に伴い子宮 3 層構造のコントラストは、統計学的有意差は認められないものの、改善傾向が認められた (Fig. 7, Table 3)。

なお、全例で約 3 秒間隔での連続撮像において、蠕動運動が確認できた。

考 察

骨盤領域の kinematic image は、従来の形態と信号強度に基づく MRI 診断に、動態の評価という新たな情報を付加でき、MRI の応用範囲の拡大が期待されている。その撮像には、主として HASTE 等の高速 SE 法や SSFP 系の True FISP が用いられている^{1)~3)}。しかし、高速 SE 法には、縦磁化飽和の問題や、blurring artifact の問題がある。一方、True FISP は縦磁化の飽和がなく、kinematic image に適した撮像法であるとされているが⁹⁾、実際に連続撮像すると信号が低下し、評価困難な場合が多い。そこで、今回我々は、画質を改善し、True FISP を子宮の kinematic image に応用することを目的として基礎的な検討を行った。

今回用いた True FISP は SSFP 現象を利用

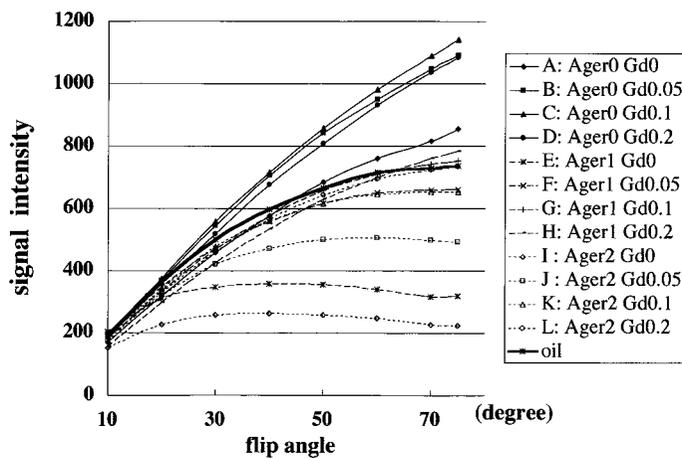


Fig. 2. The relationship between signal intensity of phantoms and flip angle

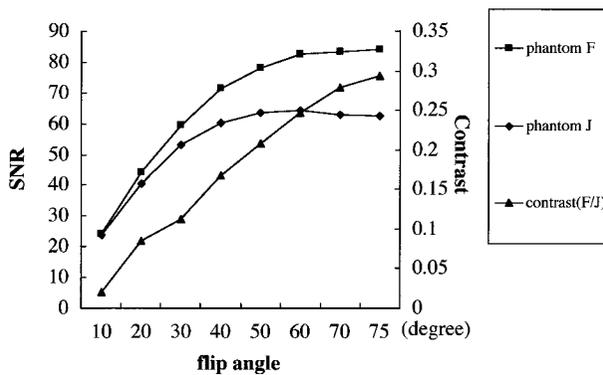


Fig. 3. Signal to noise ratio and contrast of phantoms F and J

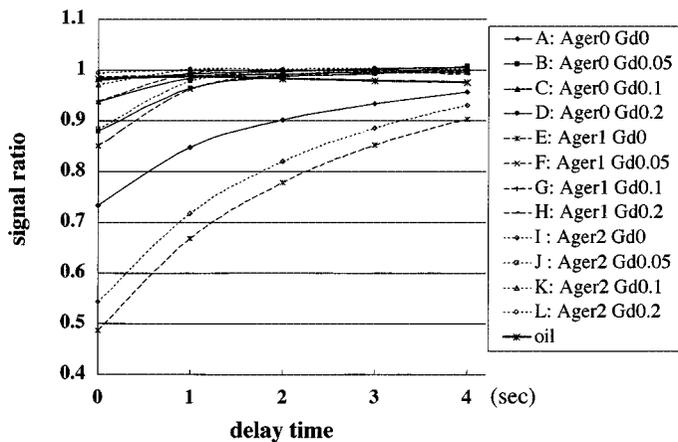


Fig. 4. The relationship between signal ratio of phantoms and TR

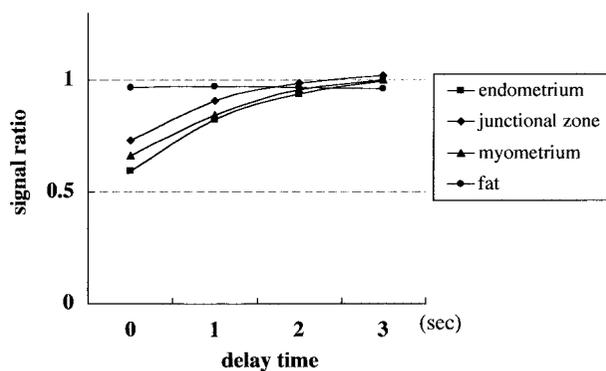


Fig. 5. The relationship between signal ratio of each uterine zone and delay time

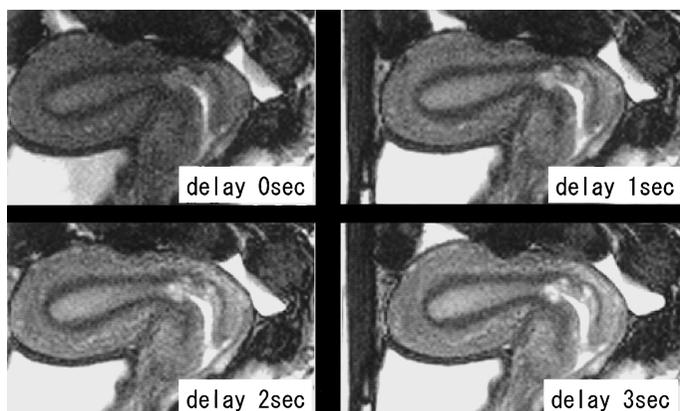


Fig. 6. Kinematic images obtained with various delay time. The contrast of each uterine zone was improved with longer delay time.

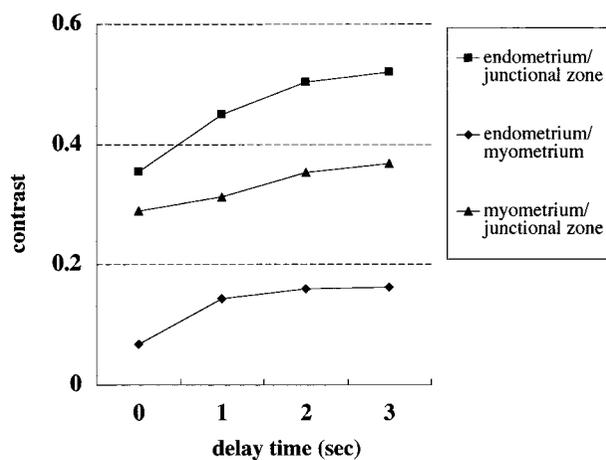


Fig. 7. The relationship between contrast ratio of each uterine zone and delay time

Table 3. The Contrast of the Uterine Zones with Variable Delay Time.

Delay time	endometrium/ junctional zone	myometrium/ junctional zone	endometrium/ myometrium
0 s	0.355 ± 0.139	0.068 ± 0.119	0.290 ± 0.092
1 s	0.449 ± 0.191	0.143 ± 0.166	0.313 ± 0.112
2 s	0.504 ± 0.204	0.160 ± 0.188	0.353 ± 0.126
3 s	0.520 ± 0.213	0.163 ± 0.205	0.369 ± 0.115

Values are the mean of contrast ± SD

した撮像法である。SSFP 現象の条件として、high flip angle での撮像が必要とされているが、コントラストを決定する組織の $\sqrt{T_2^*/T_1}$ の違いによって、至適 flip angle が存在することが報告されている¹⁵⁾。今回の各種ファントムによる検討においても、ファントムの $\sqrt{T_2^*/T_1}$ の違いにより、至適 flip angle は変化していた。特に $\sqrt{T_2^*/T_1}$ の値が小さいものほど (例: E, I, J), 30~50° の低めの flip angle での信号強度が最大となる傾向が見られた。その原因としては、これらのファントムでは T_1 値が長く、 T_2 値が短いため、縦磁化成分の回復と残留横磁化の双方が少ないことが挙げられる。特に T_2 値と比較して T_1 値が非常に長い場合、縦磁化成分の回復の影響が強くなり、low flip angle での信号が最大値を示したと考えられた。しかし、これらに対して high flip angle で撮像しても信号強度の低下は少ないこと、多くのファントムが high flip angle ほど高信号を呈することから、high flip angle ほど各ファントム間のコントラストも良好となる。また、正常子宮内の T_1 , T_2 値に近いファントム F, J の SNR およびコントラストも high flip angle ほど高値を呈しており、子宮内において T_1 , T_2 値の異なる構造が存在した場合のコントラストも high flip angle ほど良好となると考えられた。したがって、子宮を対象とした場合においても、high flip angle での撮像が適当と考えられた。

Kinematic image では、同一断面を連続して撮像するため、連続撮像による信号の低下の少ない方法での撮像が必要である。従来使用されている HASTE 等の SSFSE で連続撮像すると、蒸留水を対象とした場合、TR3 秒で 44~48% の信号低下が認められると報告されている¹⁶⁾。一方、True FISP は、SSFP 現象を利用した撮像法であり、連続撮像による縦磁化の飽和がない撮像法とされているが、今回の検討では、20~30% 程度の信号低下を認めた。この原因としては、SSFP 現象の移行期の存在¹⁷⁾ や SSFP 現象の崩壊等が挙げられる。しかし、SSFP 現象の移行期は、20 回程度のダミーパルスの存在によりほとんど影響はないとされている¹⁸⁾。今回使用した True FISP にはダミーパルスは付加されていないが、k 空間を linear に埋めており、画像コントラストを決定する k 空間の低周波領域のデータは SSFP が成立しているはずである。そのため、SSFP 現象の移行期が信号低下の原因とは考えにくく、連続撮像による信号低下の原因は SSFP 現象の崩壊が主因と考えられた。今回の撮像では、連続撮像といっても RF パルスを連続的に印加しているわけではなく、撮像と撮像の間に若干の時間が生じている。そのため、SSFP 現象が崩壊し、HASTE と同様に縦磁化の飽和の影響により信号が低下すると考えられた。特に T_1 値の短いファントムでは、連続撮像による信号低下がほとんど認められなかったことも、縦磁化の回復が信号強度へ影響していることを示唆している。今回の検討では True FISP において、すべてのファントムで delay time の延長に伴って信号の回復が認められた。子宮を対象とした場合においても、ファントム同様、delay time の延長に伴って信号は回復し、delay time 2 秒にすることでほとんど信号低下は認められなくなり、約 3 秒間隔で信号低下の少ない画像が得られた。ファントム上は T_1 値の極端に長いものは信号回復が不良となるが、実際の子宮の層構造を認識する上では問題とならなかった。

子宮の層構造のコントラストについても、統計学的有意差はないものの、delay time を延長することによって改善する傾向が見られた。したがって子宮の蠕動運動を対象とした場合には、少なくとも 2 秒以上の delay time が必要であると考えられた。実際に約 3 秒間隔での撮像において、対象全例で子宮の蠕動運動が確認でき、子宮の kinematic image には十分応用可能だと考えられた。

本法の問題点としては、True FISP では、撮像パラメータを変更してもほとんどコントラストが変化しない点が挙げられる。今後応用範囲の拡大を考えていく上で、コントラストを変化させるためには、IR パルスの付加¹⁹⁾など撮像法の改良が必要となるが、今後の検討課題である。

結 語

True FISP による子宮 kinematic MRI の基礎的な検討を行った。True FISP は、high flip angle での撮像が SNR、コントラストともに良好であった。連続撮像によって T₁ 値の長いものは信号低下の度合いが著しいが、子宮の層構造を認識する上では問題とならない。また、2 秒の delay time を設定することにより、連続撮像においても信号低下のない画像を得ることができる。本法は高速 SE 法に認められる T₂ filter 効果による空間分解能の低下がなく、今後、様々な臨床への応用が期待される。

本論文の要旨は、第 30 回日本磁気共鳴医学会大会（2002 年 9 月、東京）で発表した。

文 献

- 1) Katayama M, Masui T, Kobayashi S, Ito T, Sakahara H, Nozaki A, Kabasawa H: Evaluation of pelvic adhesions using multiphase and multi-slice MR imaging with kinematic display. *AJR* 2001; 177: 107-110
- 2) Nakai A, Togashi K, Ueda H, Yamaoka T, Fujii S, Konishi J: Junctional zone on magnetic resonance imaging: continuous changes on ultrafast images. *J Women's Imaging* 2001; 3: 89-93
- 3) Masui T, Katayama M, Kobayashi S, Nakayama S, Nozaki A, Kabasawa H, Ito T, Sakahara H: Changes in myometrial and junctional zone thickness and signal intensity: demonstration with kinematic T₂-weighted MR imaging. *Radiology* 2001; 221: 75-85
- 4) 田淵 隆, 清野 隆, 熊代正行, 中田和明, 香川芳徳, 光井英樹, 佐々木二梅恵, 道家雅子, 渡辺祐司: Single-shot turbo spine-echo を用いた頸部 MR myelography の基礎的検討. *日磁医誌* 2000; 20: 219-226
- 5) Listerud J, Einstein S, Outwater E, Kressel HY: First principles of fast spin echo. *Magn Reson Quarterly* 1992; 8: 199-244
- 6) Elster AD, Burdette JH 著, 荒木 力監訳. MRI「超」講義. 第 2 版第 1 刷. 東京: メディカル・サイエンス・インターナショナル, 2003; 257-263
- 7) Haacke EM, Brown RW, Thompson MR, Venkatesan R. *Magnetic resonance imaging physical principle and sequence design*. New York, USA: A JOHN WILEY & SONS, INC., 1999; 451-512
- 8) 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
- 9) 村田勝俊: True FISP の腹部領域への応用. *日磁医誌* 2002; 22: 1-10
- 10) 佐久間利治, 山田直明, 本岡眞琴, 榎本直之, 前島 偉, 松田一秀, 浦山慎一, 池尾三樹: 心機能低下症例における True FISP cine MRI の有用性. *日磁医誌* 2002; 22: 11-18
- 11) 日本放射線技術学会編. 臨床放射線技術実験ハンドブック(上). 第 1 版第 1 刷. 東京: 通商産業研究所, 1996; 482-476
- 12) McCarthy S, Scott G, Majumdar S, Shapiro B, Thompson S, Lange R, Gore J: Uterine junctional zone: MR study of water content and relaxation properties. *Radiology* 1989; 171: 241-243

- 13) 日本放射線技術学会編. 放射線画像情報工学 (1). 第1版第1刷. 東京: 通商産業研究所, 1980; 147-152
- 14) 打越将人, 植田隆史, 錦 成朗, 佐藤敏市, 和田昭彦, 今岡いずみ, 松尾導昌: 乳腺 Dynamic MRI における 3D-VIBE 法の有用性. 日放技学誌 2003; 59: 印刷中
- 15) 打越将人, 辻 昭夫, 錦 成朗, 佐藤敏市, 松尾導昌: true FISP を用いた血管描出の基礎的検討—流速と信号強度—. 日放技学誌 2002; 58 (予稿集): 200
- 16) 土橋俊夫, 岩崎 淳, 藤田 功, 森 克彦, 鈴木 健: Fast recovery single shot fast spin echo 法を用いた MR cholangiopancreatography の検討. 日放技学誌 2002; 58: 1517-1523
- 17) 小原 真, マルク・ヴァン・カウテレン, 渡邊祐司, 田渕 隆, 森本規義: Balanced シーケンスにおける新しい脂肪抑制法. INNERVISION 2002; 17: 35-37
- 18) 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
- 19) Scheffler K, Hennig J: T1 quantification with inversion recovery True FISP. Magn Reson Med 2001; 45: 720-723

Optimization for Kinematic MR Imaging of the Uterus Using True FISP

Takashi UEDA¹, Masato UCHIKOSHI², Kazuo IWAYA¹,
Akihiko WADA², Izumi IMAOKA², Michimasa MATSUO²

¹Department of Clinical Pathology, ²Department of Radiology, Tenri Hospital
200 Mishima-cho, Tenri-shi, Nara 632-8552

The advancement in kinetic MR imaging provides a supplement to conventional MR imaging of the female pelvis. Kinetic MR imaging of the uterus has been performed with fast spin echo sequence (i.e. Haste), but the decrease of signal is problematic. In fast spin echo sequences, successive RF pulse saturates longitudinal magnetization. The purpose of this study was to optimize true FISP sequence in kinetic imaging of the uterus. First, true FISP images with variable flip angles were applied to the agars/Gd-DTPA phantoms. Then variable delay times were set in each imaging set. Finally, normal uteri were imaged with consecutive true FISP using variable delay times. Each image was then analyzed for signal intensity, signal change ratio ($SI_{n\text{ time}}/SI_{1st}$), and contrast ratio ($(SI_a - SI_b) / \{(SI_a + SI_b) / 2\}$). In phantom studies, the larger flip angle provided higher signal intensity and contrast ratio. The decrease of signal ratio for consecutive true FISP was 20-30% when a delay time of less than two seconds was used. In both phantom and normal uterine images, the decrease of signal intensity was less than 10% with a delay time of more than two seconds. Normal uterine peristalsis could be seen at this setting. We conclude that true FISP is a suitable sequence in kinetic MR imaging of the uterus, and that in order to optimize consecutive true FISP in kinetic imaging, a high flip angle and a delay time of at least two seconds is required.