

女性骨盤の MR：撮像法と臨床応用

増井 孝之

聖隷浜松病院放射線科

はじめに

腹部骨盤部領域では、簡便で、時間、空間分解能に優れるマルチスライス CT が広く臨床応用されているが、女性骨盤部領域に関して、1) 放射線被曝がないこと、2) 特有の画像コントラストが得られること、から、MR は有用性の高い問題解決手段として位置づけられている。施設の方針や検査状況で様々なプロトコルが考えられ、バリエーションは多いと思われるが、それぞれのシーケンスの特徴をふまえた上で、施設の実情や検査状況にあった検査法を確立しておく必要がある。

本稿では、女性骨盤部 MR の撮像方法について、読影診断するために必要な問診、検査前準備、撮像シーケンスを中心に記述する。なお、基準となる MR 機種は、parallel imaging に対応した phased array coil 使用可能な 1.5T 装置とする。

問 診

心臓用ペースメーカー、人工内耳の装着など MR 検査に関する一般的な禁忌事項や造影剤を使用する際の造影剤アレルギー歴について確認するのに加えて、必ず、月経の有無、月経周期、最終月経、ホルモン療法の有無についての情報を取得する。月経周期、閉経後、思春期前など、ホルモンの影響により子宮の形態は変化する。自覚できる月経時期だけでなく、その前

後で子宮内腔に微小血液が確認されることもある。

検査前準備

腸管の蠕動運動は、動きのアーチファクトの要因となる。当院では、禁忌事項がなければ、鎮痙薬（セスデンなど）を静脈投与して検査を施行している。一方、薬剤投与を極力さげ、検査前 4 時間程度の絶食により消化管蠕動運動を低下させて、検査を施行している施設もある。

使用コイル

画質は最適化した撮像シーケンスだけでなく、phased array coil が使用可能か否かで大きく異なる。8~12 channel phase array coil では、信号強度比（SNR）が高く以前であれば困難であった薄いスライス厚、高い空間分解能での画像取得が可能となっている。Parallel imaging は、基本的には撮像時間短縮や撮像パラメータの自由度を上げるため、ほとんどすべての撮像シーケンスで acceleration factor 2 程度で併用する。

撮像シーケンス

骨盤部 MR での、基本的要素として画像コントラスト [T₁ 強調画像, T₂ 強調画像, 必要に応じた脂肪抑制法の適用, ガドリニウム造影

キーワード magnetic resonance imaging, imaging sequences, female, fetus, pregnancy

ダイナミック相, 平衡相, 高速画像法 steady state free precession (SSFP) 系など] と撮像断面 (方向) の選択が重要である。

T₁ 強調画像

骨盤部 T₁ 強調画では, 脳, 脊椎での MR 検査と同様にコントラストを重視した spin echo (SE) 系を使用するか, スルーブットを上げ, 呼吸性停止下でも撮像可能な gradient echo (GE) 系を使用するかを選択が可能である。

Spin echo (SE) 法は, 画像コントラストに優れ, ガドリニウム製剤による造影効果への感受性も高い。また, GE 法に比べて susceptibility の影響も受けにくいという特徴がある。ただし, 脂肪抑制法を併用した場合は, GE 法に比べて撮像枚数の制限の影響を受けやすい。

Fast SE (FSE) 法は, 主として T₂ 強調画像で用いられていたが, RF pulse の改良や広い受信バンド幅の使用で echo space も短縮し, T₁ 強調画像でも使用可能である。Echo train length (ETL) は 3 程度であるが, blurring の少ない高画質像が得られる。呼吸下で SE T₁ 強調画像を撮像する場合に, 腹壁脂肪等の動きによって位相方向にアーチファクトが目立つことがある (Fig. 1a)。腹壁の脂肪の動きの影響を抑制するには, 呼吸停止が最も簡便で有効である。実際, FSE 法と parallel imaging を併用することで, 呼吸停止可能範囲に撮像時間を納めることができる。前述したように ETL 3 を用いれば, TR 600 ms, TE 8 ms, 受信バンド幅 32 kHz, 撮像時間 22 秒で, 十分な SNR と空間分解能をもつ画像が得られる (Fig. 1b)。ただし, 撮像枚数は, 11 枚程度であり, 少なくとも 2 回の呼吸停止撮像が必要となる。T₁ 強調画像で高信号を示す良性卵巣性疾患の代表は奇形腫と内膜症性嚢胞である (Figs. 1~3)。脂肪抑制法は脂肪を含む奇形腫と血液成分を含

む内膜症性嚢胞を鑑別する手段として重要である (Figs. 1, 2)。選択的脂肪抑制法は脂肪の共鳴周波数にあわせた励起パルス印加して撮像する方法で, 磁場の均一性が要求されるが, 腫瘍内の脂肪の有無を確認できるとともに, 呼吸性アーチファクトの主な原因となる腹壁皮下脂肪の信号も抑制することができ, 呼吸下での撮像でもアーチファクトはほとんど目立たなくなる (Fig. 1c)。SE T₁ 強調画像を呼吸下で撮像するか, あるいは呼吸停止で施行するか, 更に後述する GE 法をどのように使い分けるのかは, 検査を施行する施設の状況や被検者の状態から決定する。

SE 法の特徴として, 血管腔は signal void として, 黒く認識され, 内外腸骨動静脈や子宮筋腫が存在する場合に見られる拡張した栄養血管で顕著である (Fig. 4)。子宮筋腫の鑑別診断として, 発達して拡張した血管の認識が重要であるとの報告もある^{1),2)}。また静脈鬱滞が起こる場合には血管腔に信号が出現してくる。造影後の軟部組織コントラストはアーチファクトがなければ, FSE T₁ 強調画像が優れている (Fig. 4)。

一方, スルーブットを重要視する場合に, 上腹部でしばしば用いられている spoiler 励起パルスや傾斜磁場を用いて横磁化を消去した GE 法 T₁ 強調画像 (fast spoiled gradient recalled acquisition in the steady state; FSPGR など) が有用である。TE は 1.5T の in phase に相当する 4.4 ms 付近に設定し, 2D 法であれば, TR 100~200 ms 程度で, ほぼ SE 法と同等のコントラストが得られる (Figs. 1~4)。基本的には呼吸停止下での撮像を行い, 撮像パラメータの操作で, 撮像枚数, 範囲の調整の自由度が高い。TR は呼吸停止撮像時間に収まるように, 求める空間分解能に併せて設定する。ただし, SE 法との違いは留意しておく必要がある。一つとして, 血管腔は signal void として認めら

2007年8月1日受理

別刷請求先 〒430-8558 静岡県浜松市中区住吉 2-12-12 聖隷浜松病院放射線科 増井孝之

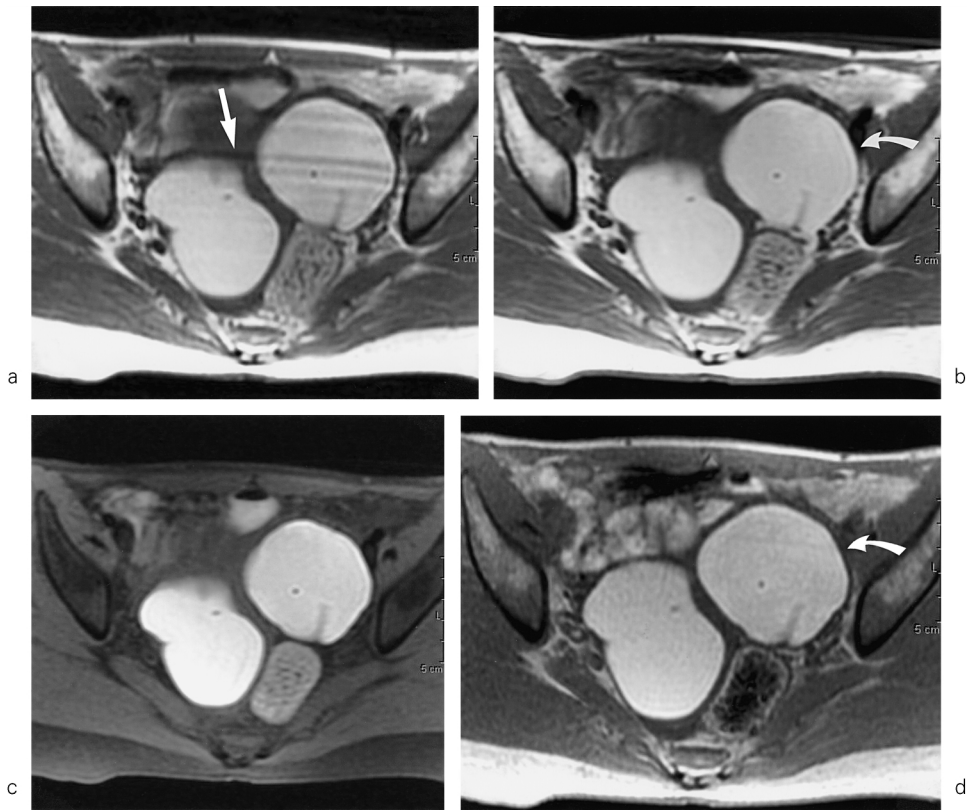


Fig. 1. Bilateral endometriotic cyst

a) FSE T1-weighted image (TR = 600 ms, eTE = 8 ms, ETL = 3, number of excitations (NEX) = 1, imaging time = 22 s, number of slices = 11, acceleration factor 2).

b) FSE T1-weighted image (TR = 600 ms, eTE = 8 ms, ETL = 3, 1 NEX, imaging time = 11 s, number of slices = 11) during a breath-hold.

c) Fat suppression FSE T1-weighted image (TR = 600 ms, eTE = 8 ms, ETL = 3, 1 NEX, imaging time = 22 s, number of slices = 8) with respiratory compensation.

d) FSPGR image (TR = 175 ms, TE = 4.2 ms, 1 NEX, imaging time = 18 s, number of slices = 13, acceleration factor 2).

It is noted that ghosting artifacts composed of multiple lines (arrow) parallel to the subcutaneous fat in the phase encoding direction due to the respiratory motion (a). Breath-holding technique eliminates ghosting (b). Even with respiration, fat signal suppression reduces ghosting mainly generated by the motion of the subcutaneous fat in the anterior abdominal (c). FSE and FSPGR images provide identical anatomical information of high signal-intensity fat and bilateral endometriotic cyst (curved arrow) (b, d).

れることは少なく、信号をもった構造として認識されることである (Fig. 4)。特に造影後は、血管内腔は高信号として認識されることも多い。二つ目は、磁場の不均一性に弱いこと、画像コントラストがSE法と異なる場合があるこ

と、である。手術で用いたペッツなど金属に相当する signal void は明らかに大きくなるが、微小な磁場の不均一性、血液成分に対するコントラストはSE法と異なる可能性がある。血液を含む嚢胞がSE T1強調画像では一様な高信

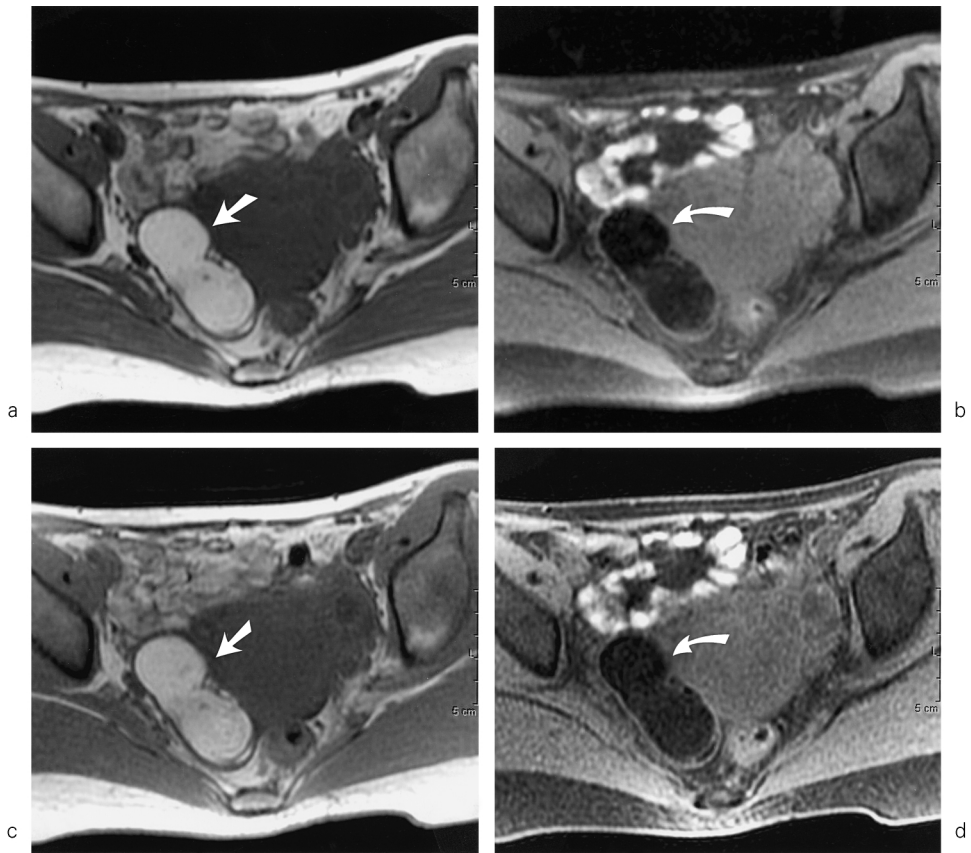


Fig. 2. Mature teratoma

a) FSE T1-weighted image during a breath-hold (TR=600 ms, eTE=8 ms, ETL=3, NEX=1, imaging time=22 s, number of slices=11, acceleration factor 2).

b) FSE T1-weighted image with fat signal suppression (TR=600 ms, eTE=8 ms, ETL=3, 1NEX, imaging time=22 s, number of slices=11, acceleration factor 2).

c) FSPGR T1-weighted image during a breath-hold (TR=175 ms, TE=4.2 ms, 1 NEX, imaging time=18 s, number of slices=13, acceleration factor 2).

d) FSPGR T1-weighted image with fat signal suppression (TR=175 ms, TE=1.8 ms, 1 NEX, imaging time=18 s, number of slices=14, acceleration factor 2).

The structure with high signal intensity is noted adjacent to the right side of the uterus on the FSE and FSPGR T1-weighted images (a and c). Its signal intensity decreases with chemical fat signal suppression technique, indicating mature teratoma (b, d).

号を示す一方、GE T₁強調画像では、T₁短縮効果の程度が異なる液体の混在を反映し、不均一に認められた (Fig. 3)。この際、T₂短縮効果はT₂強調画像で明瞭であった (Fig. 3)。磁場の不均一性に伴うコントラストの違いではないが、結果的には血液に関してFSEとGEの

異なるT₁強調画像で異なるコントラストが観察された。もちろん、FSE法でなく、SE法であれば、更に異なるコントラストになる可能性はあるが。また、外性子宮内膜症のいわゆるblue berry spotはSE T₁強調画像で高信号として認識されるが、GE T₁強調画像では高信

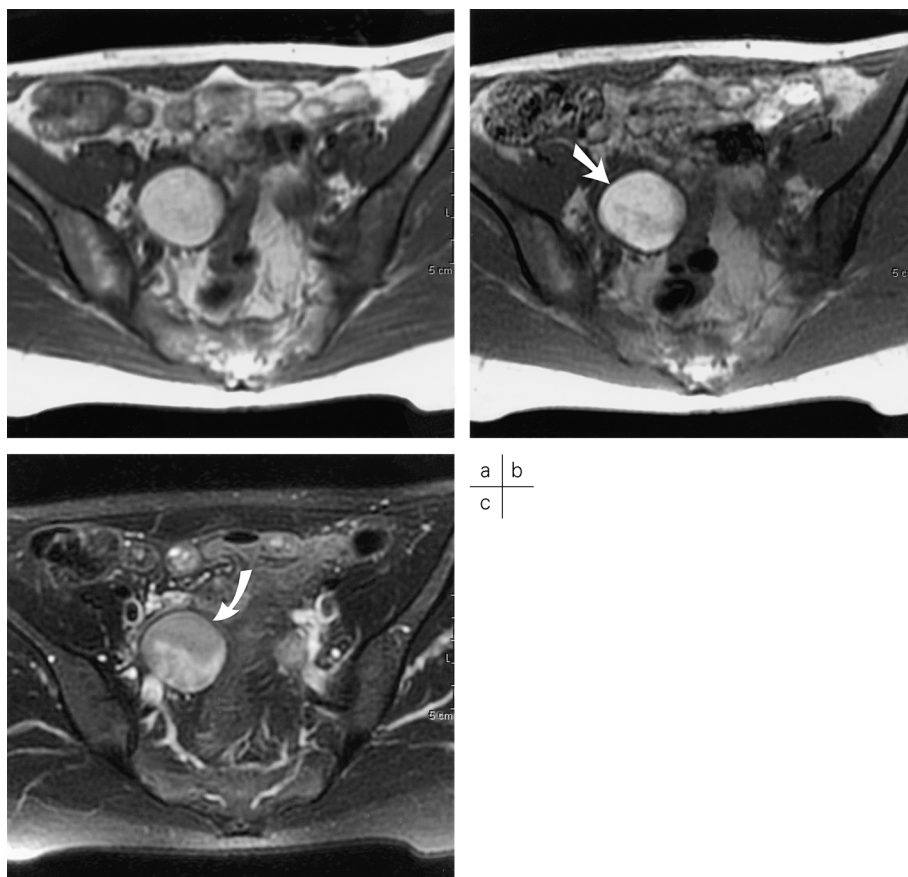


Fig. 3. Endometriotic cyst

a) FSE T₁-weighted image (TR=600 ms, eTE=8 ms, ETL=3, 1 NEX, imaging time=22 s, number of slices=11, acceleration factor 2).

b) FSPGR T₁-weighted image (TR=175 ms, TE4.2 ms, 1 NEX, imaging time=18 s, number of slices=13, acceleration factor=2).

c) FSE T₂-weighted image (TR=5450 ms, eTE=84 ms, ETL=16, 2 NEX, number of slices=13, acceleration factor 2) with chemical fat signal suppression.

An endometriotic cyst on the right demonstrates homogenous high signal intensity on an FSE T₁-weighted image (a) although high (arrow) and slightly low signal intensities in the dependent portion on an FSPGR image (b) are noted. FSE T₂-weighted image shows low signal intensity area (curved arrow) in the independent portion, which indicates the fluids, has the portion with short T₁ and very short T₂ and slightly short T₁ and relatively long T₂.

号の程度が下がり画像コントラストが低下したり、血管内腔の信号と区別が難しくなる可能性がある。さらに、磁化率効果存在した場合は低信号化する可能性もあり、SE法、GE法との違いを十分認識しておく必要がある。

GE法での脂肪抑制法もSE法と同様に脂肪の共鳴周波数に併せて励起 pulse を印加して、信号抑制する。また、別な方法として水および脂肪の中のそれぞれのプロトンの歳差運動の差に基づく in-phase, opposed-phase での信号の

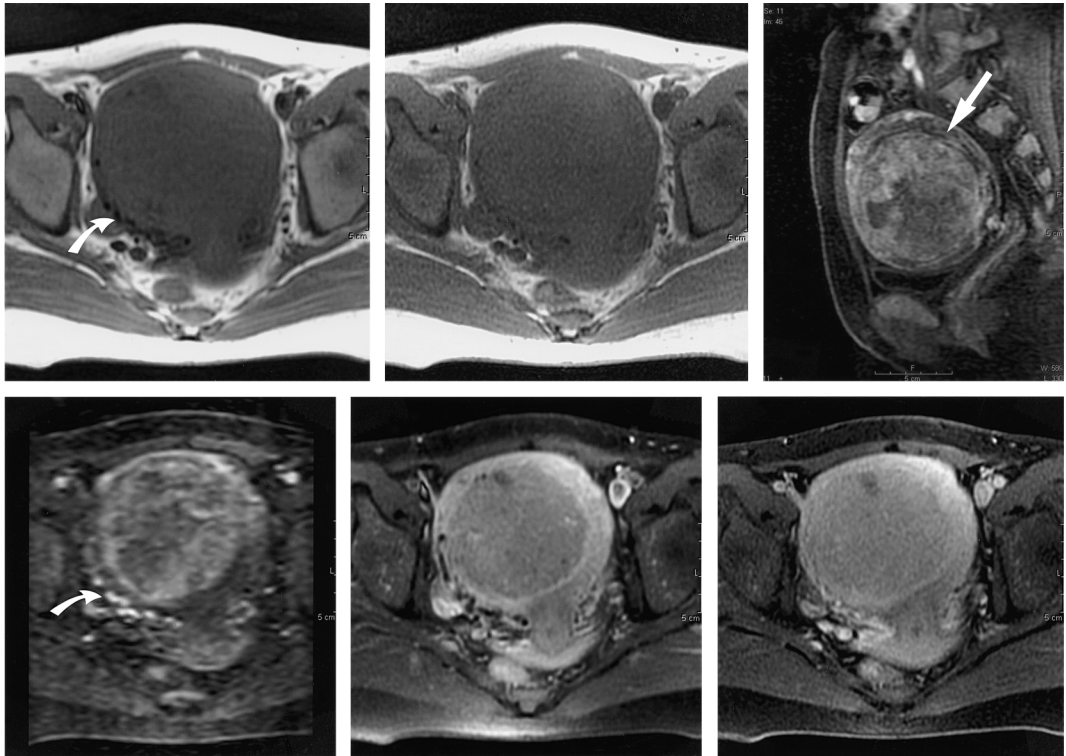


Fig. 4. Leiomyoma

- a) FSE T1-weighted image (TR=600 ms, eTE=9 ms, ETL=3, 1 NEX, imaging time=22 s, number of slices=16, acceleration factor 2) during a breath-hold.
- b) FSPGR T1-weighted image (TR=175 ms, TE4.2 ms, 1 NEX, imaging time=18 s, number of slices=13, acceleration factor=2) during a breath-hold.
- c) Dynamic contrast 3D gradient echo (liver acquisition with volume acceleration ; LAVA) image in the second phase (TR=3.3 ms, TE=1.6 ms, 1 NEX, imaging time=25 s, number of slice=104) with fat signal suppression during a breath-hold.
- d) Reformatted transverse image with dynamic contrast 3D image.
- e) Gd enhanced FSE T1-weighted image with fat signal suppression (TR=600 ms, eTE=9 ms, ETL=3, 1 NEX, imaging time=22 s, number of slices=16, acceleration factor 2) during a breath-hold.
- f) Gd enhanced FSPGR T1-weighted image with fat signal suppression (TR=175 ms, TE4.2 ms, 1 NEX, imaging time=18 s, number of slices=13, acceleration factor=2) during a breath-hold.

Leiomyoma is recognized as a mass that has identical signal intensity to that of uterine muscle on both FSE and FPGR T1-weighted images (a, b). Enlarged vascular structures feeding leiomyomas are recognized as signal voids on FSE T1-weighted image (c) although on FSPGR images, some of the vasculature are unclear (b). Dynamic contrast LAVA image shows leiomyoma recognized as diffusely enhanced mass compressing the uterine cavity (arrow) (c). Reformatted transverse image show high signal intensity on the enlarged arteries in the myometrium (curved arrow) (d). Gd enhanced T1-weighted images show leiomyoma as slightly hypointense area compared with surrounding myometrium and better contrast of the leiomyoma is noted on FSE T1-weighted image (e). And signal voids in the uterine vasculature are well recognized even on contrast enhanced FSE T1-weighted image (e).

違いから微量な脂肪を認識する方法もある。1.5Tでのin-phaseの周期は4.5msでopposed-phase 2.2msと併せて撮像する。Opposed-phaseがin-phaseより短いTEになっていることが重要である。In-phaseでの高信号が6.6msなどの長いTEのopposed-phaseで低下した際に、脂肪の存在で信号が抑制されたのか、血液などの磁化率効果で信号が低下したのか判断できなくなるからである。また、少量の脂質が存在する場合に、Gd造影検査を行った場合に、paradoxical suppressionに注意する必要がある³⁾。

T₂強調画像

T₂強調画像も技術の進歩により撮像シーケンスの変遷がある^{4),5)}。

基本的にはSE T₂強調画像はT₂コントラストに優れた安定した撮像法であるが、撮像時間が長いので、実際は大抵FSE法を使用していると思われる。当院では通常呼吸同期を併用している。ETLは12~16程度で十分なコントラストが得られる。FSE T₂強調画像では、脂肪が高信号を示すため、脂肪の高信号とそれ以外の軟部組織、例えば、子宮頸部、卵巣、リンパ節などのコントラストを得ながら（これはしばしば、脂肪組織への腫瘍の進展の判断で、有用な場合がある）、T₂コントラストの情報を得るのか、あるいは、脂肪抑制法を併用し、脂肪の高信号を抑制することで、表示のためのダイナミックレンジを広くし、コントラストの違いを認識しやすくすることを主眼にするか（Figs. 3, 5）、各施設での方針に依存する。さらに、Half Fourier single shot fast spin echo (SSFSE)法などを用いて、1スライス1秒程度の画像を得ることで、多少、コントラストを犠牲にしても、動きのアーチファクトのないスピード重視の撮像をすることもある。Parallel imagingを併用し、ETLを減らすことで信号収集時間を短縮しblurringを減少させ、mag-

netization transfer contrast (MTC)の影響を減らしT₂コントラストを向上させることも可能である。いずれも何を重視して、撮像するのかがポイントとなる。当施設では、T₂強調画像の横断像、矢状断像は、脂肪抑制併用したFSE法を用いている（Figs. 3, 5）。また、子宮軸に対して垂直な像（しばしば斜冠状断像）では、脂肪抑制を行わず、かつ、TRを短くし、呼吸停止下で撮像できる画像を撮像している（Fig. 5）⁶⁾。この場合は、通常長いTRでのT₂強調画像と比べるSNRが低下するため、脂肪抑制法は併用していない。短いTRでは、特に水のようなT₁値が長いものでは信号回復が十分でないため、強制的に縦緩和を回復させるfast recovery pulse (FR pulse:最後に、180°, -90°)を付加している⁶⁾。

評価する撮像断面の選択は重要で、横断像、矢状断像、子宮軸に対しての横断像(斜冠状断)を撮像するとよい。特に子宮内膜癌、頸癌の深達度の評価では重要となる。

造影 T₁強調画像

造影ダイナミック検査

一般的に使用しているシーケンスは、2D GE法に比べて、z軸方向の空間分解能が高い3Dシーケンスである。MRアンギオを想定し、造影剤のコントラストを高めるために、バックグラウンドの信号を抑制したものが主体であったが、最近では、実質臓器の信号を重視し、k-spaceの埋め方を工夫し、短時間でコントラストに優れたliver acquisition with volume acceleration (LAVA)やvolume interpolated breath-hold examination (VIBE)などの撮像シーケンスによりSNRの高い良好な画像が得られるようになった。当院では、矢状断像を基本とし、スライス厚2~3mm程度で、さらにスライス方向には50%の重さなりのある再構成を行っている。造影剤の撮像タイミングは大動脈分岐部レベルにVOIを置き、smart prep



Fig 5. Cesarean scar pregnancy at 8 weeks of gestational age

- a) FSE T₂-weighted image (TR = 8500 ms, eTE = 84 ms, ETL = 16, 2 NEX, slice thickness = 6 mm with 1 mm gap) with fat signal suppression.
 b) 3D FSE T₂-weighted image with fat signal suppression (TR = 46500 ms, eTE = 91 ms, slice thickness 1.6 mm, 0.8 mm overlap).
 c) Oblique coronal FRFSE T₂-weighted image (TR = 2000 ms, eTE = 86 ms, slice thickness 4 mm).
 d) Reformatted oblique image generated from 3D FSE T₂-weighted images.
 e) Dynamic contrast 3D T₁-weighted image (LAVA) with fat signal suppression (TR = 3.3 ms, TE = 1.6, slice thickness = 3 mm with 1.5 mm overlaps).
 f) Gd enhanced 2D T₁-weighted image with fat signal suppression in the equilibrium phase (TR = 175 ms, TE = 1.8 ms, slice thickness = 6 mm with 1 mm gap).

The zonal anatomy of the uterus, which are composed of the myometrium (arrow), junctional zone (curved arrow) and endometrium, are recognized on an FSE T₂-weighted image (a). The junctional zone is a lower signal intensity zone between the myometrium and endometrium (a). Identical structural layers in the uterus are noted on a 3D FSE T₂-weighted image (b), slice thickness of which is 1.6 mm and a small structure (small curved arrow) is well recognized in the gestational sac without partial volume effects. The oblique coronal image, the axis of which is perpendicular to that of the uterus, gives information in detail regarding the muscular layer of the uterus and gestational sac (c). The identical information can be obtained from the image reconstructed from the single 3D T₂-weighted images (d). Dynamic contrast image demonstrates the portion of the implanted area of the vascular perfusion, which might indicate origin of placenta (small curved arrow) (e). On the equilibrium phase of the post contrast image, the cystic region is recognized well although the focal area of the hypervascularity is unclear (f).

a	b	c
d	e	f

で決定している。Gd 造影剤は体重当たり 0.1 mmol を 4 m/s の注入速度で投与し、造影剤到来を検知してから約 7 秒後に撮像を開始し、連続して 3 回の撮像を行っている。ほぼ適切な造影タイミングが得られ、動脈、子宮内膜、子宮筋層の染まりを確認できる。特に、子宮内腔や子宮筋腫、内膜癌について、動脈 2 相目でのコントラストが優れている。造影剤投与により SNR も上昇しており、再構成画像の任意断面の薄いスライスでの評価が可能である。

平衡相は、2D T₁ 強調画像を用いて、横断、矢状断を撮像し、子宮に垂直な斜横断像を追加している。子宮内腔の腫瘍とのコントラストは通常造影ダイナミックに比べて低下する。大きな病変や頸部、さらに、卵巣病変の評価は平衡相でも可能である。

Kinematic imaging

外性子宮内膜症、帝王切開、子宮手術後などに癒着性変化がみられることがある。術前に癒着の有無の情報が把握できるとよい⁷⁾。Kinematic imaging は、SSF_P 法 (fast imaging employing steady-state acquisition; FIESTA など)、SSFSE 法を用いて行う。特に生理的な腸管の蠕動運動を含めた観察が長い時間可能なことが、重要である。外性子宮内膜症での癒着は 83% で確認可能である。腸管蠕動運動の観察時間を長くできる方法も重要であり、multi-slice 法を繰り返す、その部位でソートすることで、動きを強調することができる^{7),8)}。また、子宮の生理的な収縮が、筋腫、腺筋症と類似する可能性があり kinematic image で確認できることもある⁹⁾。

妊 娠

胎児の MRI

妊娠が確定したあとの胎児の follow up ではまず、超音波が第一選択である^{10)~12)}。3D 撮像

法が普及すれば胎児診断での術者依存性が軽減される可能性はある。MR は被曝がなく、客観的に胎児の状態、胎盤などの構造の評価が可能な再現性の高い方法である。母親が覚醒しているときは比較的動き回ることが多く、母体の呼吸運動、腸管蠕動なども併せて動きのアーチファクトの要因となる。SSF_P 系あるいは SSFSE 法などの高速撮像法を主体として、基本的には呼吸停止下で撮像し、短時間で撮像を終了させる^{11)~13)}。特に母体に対する前処置は必要としない。羊水や胎児の膀胱、羊水で満たされている肺、その他の充実性臓器の有無などの判断であれば SSF_P 法で画質のよい画像を取得できる。躯幹部であれば、横断、冠状断像を撮像し、必要に応じて矢状断像を追加する。まれに、磁場の均一性が悪い、あるいは、コントラストが低下している場合は、SSFSE 法でほぼ同じ情報が得られる (Fig. 6)。また、T₁ 強調画像も呼吸停止下での撮像が基本である (Fig. 6)。Parallel imaging, FSE 法 (ETL=3) を使用するが、呼吸停止が短時間しかできない場合は、GE T₁ 強調画像で、更に TR を短縮する。腹部臓器の欠損の把握、横隔膜ヘルニア、破裂、腹壁破裂などの評価も可能である。3D 法、LAVA 法を用いて、空間分解能の高い画像取得の可能性もある (Fig. 6)。

妊婦 MR

妊婦の腹部骨盤部臓器の診断は、胎児の評価と同様、US が第一選択である。ただし妊娠週数にもよるが、拡大した子宮による腸管、膀胱、腎臓の圧排など、妊婦の様々な要因で、検査が困難となる。MR の利点は、放射線被曝がないこと、field of view が広いこと、再現性が高いことである^{11)~14)}。第 1 trimester での胎児に対する安全性は、証明はされていないゆえ、母体の症状、危険度と胎児に対する危険度を患者、家族に十分説明し、同意を得た上で行う必要がある。第 2 trimester に関しては、放射線被曝の危険性とそれに対する感受性の時期

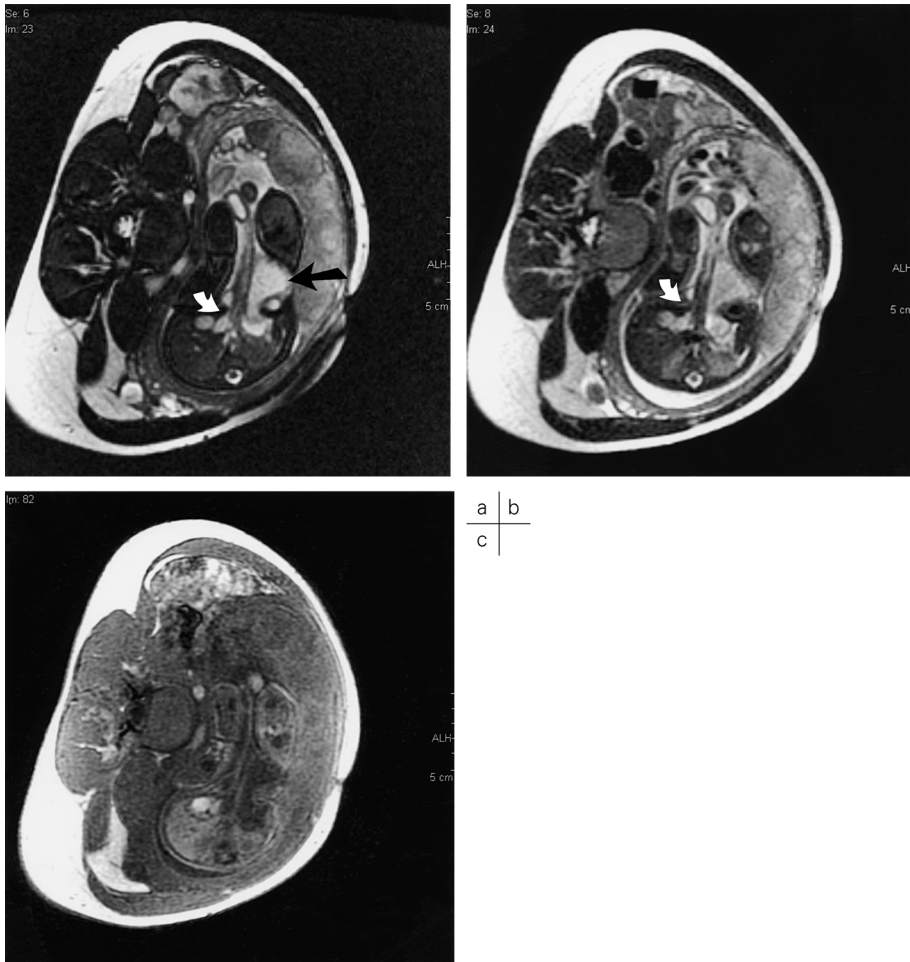


Fig. 6. Fetus with abdominal wall defect

a) FIESTA image (TR=3.7 ms, TE=1.3 ms, slice thickness 4 mm, imaging time 16 s).

b) SSFSE image (TR=infinite, TE=80 ms, slice thickness 4 mm, imaging time 1 s).

c) 3D T1-weighted image (LAVA) (TR=6 ms, TE=4.2 ms, slice thickness=3 mm with 1.5 mm overlap).

Stomach (arrow) and most of the bowels protrude through the defect of the abdominal wall (small arrow) into the uterine cavity, which is demonstrated on both FIESTA and SSFSE images (a, b). 3D T1-weighted image provides identical information to that of FSE (c; FSE image is not shown).

を勘案すれば、比較的安全に施行できると思われる。造影剤は胎児への移行も考えられるため基本的には使用しない。通常、妊娠子宮が大きい場合は呼吸同期 FSE T₂強調画像でアーチファクトのない画像を得るのは困難である。基

本的には、SSFSE 法などの 1 枚 1 秒で撮像可能な撮像法を用いる。SSFP 法も形態変化、腸管の拡張、癒着などをみる上では有用な方法である。対象疾患としては、虫垂炎、閉塞性イレウスなどのほか、水腎水尿管症や、先天性の解

剖学的な異常，子宮筋腫，卵巣腫瘍の存在で，妊娠の継続性の判断あるいは，出産時期，方法の検討が求められる．通常の骨盤 MR 画像に加えて，MR pyelography なども施行する．

今後の方向性

T₁強調画像，T₂強調画像とも3D法を用いた volume data の取得は，1回撮像で得た情報の後処理により任意断面の画像再構成も可能となる．撮像時間の短縮と撮像方法の簡略化，得られる情報増加が期待される (Figs. 4, 5)¹⁵⁾．

T₁強調画像では，3D造影ダイナミック検査で既に任意断面の画像評価が可能である．造影剤を使用しない造影前の画像，あるいは造影後の平衡相でも，LAVAなどの3DシーケンスでSNR高い画像が得られれば，任意断面画像も取得できる可能性がある．さらに，multi echo with 2 point dixon reconstruction for decomposition aqua/lipid (MEDAL) を使用することで，in-phase, opposed-phase image に加え，脂肪画像，水画像などのコントラストを一度に取得することも可能である．T₂強調画像でも3Dデータ取得の方向に進み⁵⁾，parallel imaging 法を用いて，短時間で空間分解能を確保した画像を得ることが期待される¹⁶⁾．通常2D画像で取得する横断像，矢状断像，斜冠状断像は3Dデータからの再構成画像ではほぼ同等の情報を得ることができる．

おわりに

女性の骨盤部領域の撮像法を中心に概説した．T₁強調画像，T₂強調画像は重要な画像コントラストであるが，目的，状況に応じて使用する撮像シーケンス選択の自由度は高い．今後，これらの基本的な情報を volume データで取得する方向に加えて，機能画像やDWIなどの異なるコントラスト情報を併せた診断法の発展が期待される．

文 献

- 1) Thomassin-Naggara I, Darai E, Nassar-Slaba J, Cortez A, Marsault C, Bazot M : Value of dynamic enhanced magnetic resonance imaging for distinguishing between ovarian fibroma and subserous uterine leiomyoma. *J Comput Assist Tomogr* 2007 ; 31 : 236-242
- 2) Torashima M, Yamashita Y, Matsuno Y, Takahashi M, Nakahara K, Onitsuka Y, Ohtake H, Tanaka N, Okamura H : The value of detection of flow voids between the uterus and the leiomyoma with MRI. *J Magn Reson Imaging* 1998 ; 8 : 427-431
- 3) Mitchell DG, Stolpen AH, Siegelman ES, Bolinger L, Outwater EK : Fatty tissue on opposed-phase MR images : paradoxical suppression of signal intensity by paramagnetic contrast agents. *Radiology* 1996 ; 198 : 351-357
- 4) Yamashita Y, Tang Y, Abe Y, Mitsuzaki K, Takahashi M : Comparison of ultrafast half-Fourier single-shot turbo spin-echo sequence with turbo spin-echo sequences for T₂-weighted imaging of the female pelvis. *J Magn Reson Imaging* 1998 ; 8 : 1207-1212
- 5) Sugimura H, Yamaguchi K, Furukoji E, Tamura S, Sakae T, Koga H, Machida Y, Kitane S : Comparison of conventional fast spin echo, single-shot two-dimensional and three-dimensional half-fourier RARE for T₂-weighted female pelvic imaging. *J Magn Reson Imaging* 2004 ; 19 : 349-355
- 6) Masui T, Katayama M, Kobayashi S, Sakahara H, Ito T, Nozaki A : T₂-weighted MRI of the female pelvis : comparison of breath-hold fast-recovery fast spin-echo and nonbreath-hold fast spin-echo sequences. *J Magn Reson Imaging* 2001 ; 13 : 930-937
- 7) Katayama M, Masui T, Kobayashi S, Ito T, Sakahara H, Nozaki A, Kabasawa H : Evaluation of pelvic adhesions using multiphase and multislice MR imaging with kinematic display. *AJR Am J Roentgenol* 2001 ; 177 : 107-110
- 8) Masui T, Katayama M, Kobayashi S, Nakayama S, Nozaki A, Kabasawa H, Ito T, Sakahara H : Changes in myometrial and junctional zone thick-

- ness and signal intensity : demonstration with kinematic T₂-weighted MR imaging. *Radiology* 2001 ; 221 : 75-85
- 9) Masui T, Katayama M, Kobayashi S, Shimizu S, Nozaki A, Sakahara H : Pseudolesions related to uterine contraction : characterization with multiphase-multisection T₂-weighted MR imaging. *Radiology* 2003 ; 227 : 345-352
 - 10) Bulas D : Fetal magnetic resonance imaging as a complement to fetal ultrasonography. *Ultrasound Q* 2007 ; 23 : 3-22
 - 11) Liu PF, Krestin GP, Huch RA, Gohde SC, Caduff RF, Debatin JF : MRI of the uterus, uterine cervix, and vagina : diagnostic performance of dynamic contrast-enhanced fast multiplanar gradient-echo imaging in comparison with fast spin-echo T₂-weighted pulse imaging. *Eur Radiol* 1998 ; 8 : 1433-1440
 - 12) Oto A, Ernst R, Jesse MK, Chaljub G, Saade G : Magnetic resonance imaging of the chest, abdomen, and pelvis in the evaluation of pregnant patients with neoplasms. *Am J Perinatol* 2007
 - 13) Nagayama M, Watanabe Y, Okumura A, Amoh Y, Nakashita S, Dodo Y : Fast MR imaging in obstetrics. *Radiographics* 2002 ; 22 : 563-580 ; discussion 580-562
 - 14) Leyendecker JR, Gorengaut V, Brown JJ : MR imaging of maternal diseases of the abdomen and pelvis during pregnancy and the immediate postpartum period. *Radiographics* 2004 ; 24 : 1301-1316
 - 15) Martin DR, Danrad R, Herrmann K, Semelka RC, Hussain SM : Magnetic resonance imaging of the gastrointestinal tract. *Top Magn Reson Imaging* 2005 ; 16 : 77-98
 - 16) Gold GE, Busse RF, Beehler C, Han E, Brau AC, Beatty PJ, Beaulieu CF : Isotropic MRI of the knee with 3D fast spin-echo extended echo-train acquisition (XETA) : initial experience. *AJR Am J Roentgenol* 2007 ; 188 : 1287-1293

MR Imaging of the Female Pelvis : Techniques and Applications

Takayuki MASUI

*Department of Radiology, Seirei Hamamatsu General Hospital
2-12-12 Sumiyoshi, Naka-ku, Hamamatsu, Shizuoka 430-8558*

Magnetic resonance (MR) imaging of the female pelvis is recognized as a problem-solving modality. Its advantages include absence of radiation exposure and that it provides specific contrasts unavailable with multi-slice computed tomography. Essential techniques for pelvic MR imaging are fast spin echo (FSE) T₁-weighted, T₂-weighted with and without fat signal suppression in combined use with single-shot fast spin echo (SSFSE), fast imaging steady state free precession (SSFP), and gradient-echo T₁-weighted imaging for dynamic gadolinium-enhanced study. MR imaging is the preferred modality for the fetus as well as pregnant women because there is no radiation effect. Appropriate sequence selection for clinical demands is important for efficient MR study of the female pelvis. An overview of techniques for pelvic MR imaging is given.