

AMCoR

Asahikawa Medical College Repository <http://amcor.asahikawa-med.ac.jp/>

北海道放射線技術雑誌 (1993.07) 53号:135～142.

腹部領域におけるMRI

村上昇

《シンポジウム》

腹部領域における MRI

村上 昇*

I. はじめに

腹部領域の MRI を撮像する場合、問題となる色々な artifacts に対する抑制法、MRI 画像のコントラストの基礎、そして MRI の正常解剖、利点、欠点について述べる。

II. Artifacts 抑制法 (Fig. 1)

呼吸による体の動き、血流の流れ、患者の無意識な動き（胃、腸など）、患者の意識的な動きによる artifacts が、位相エンコード方向に現われる事により、画像のボケ、偽像の原因となる為、artifacts を最小限に抑制する事が、かかせない事であり、色々な抑制法がある。

II-1. 加算回数の増加

すべての artifacts に対して、有効な方法であるが、撮影時間を延長するという欠点もある。

II-2. Rephasing 法

位相のずれが、画像上の artifacts の原因となるので、この位相のずれを補正するために適当な強度とタイミングを持つ補償勾配磁場を加えて、静止しているスピンの動いているスピンの位相をエコーが生じる時に同時にゼロ位相に戻して信号を取り出す技術で、一定速度又は、加速度に対して効果的であり、血流に加

1. 加算回数の増加
2. Rephasing 法
3. Presaturation 法
4. 心電図同期法
5. 抑制帯
6. 呼吸同期法

Fig. 1 Artifacts 抑制法

えて、心拍動や呼吸運動にも効果がある。

II-3. Presaturation

不必要な組織に RF パルスを加えて、撮影領域内へ入ってくる全てのスピンを飽和させる事により、artifacts を抑える技術である。

II-4. 心電図同期法、呼吸同期法

生理学的な動きを伴った部位での検査で、動きに合わせてデータ取り込みを行う為の方法である。

この方法を用いると周期的に動いている臓器や、呼吸による腹部の動きを、いつも同じ状態にある時にデータ収集されるので、artifacts を抑える事ができる。しかし、撮影時間が延長する。

II-5. 抑制帯

腹壁の呼吸運動に対して最も簡単な方法で、少なからず効果がある。

このような様々の artifacts 抑制法を、適宜組合わせて用いる事により、腹部領域の撮影が行われている。

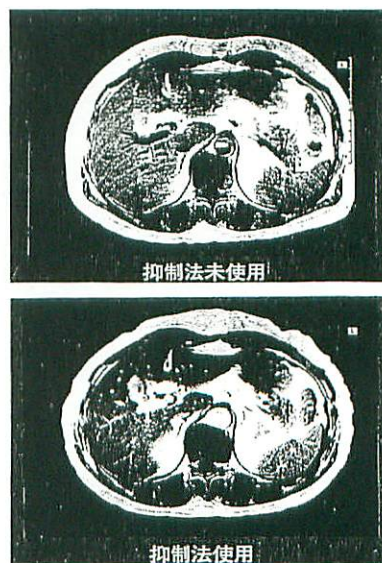


Fig. 2

* 旭川医科大学附属病院

(Fig. 2)

III. TR, TE と画像のコントラスト (spin echo 法)

SE 像における信号強度 (I) は、次式で表される。

$$I = K \rho F (V) \{1 - e^{(-TR/T_1)}\} e^{(-TE/T_2)}$$

K: 比例定数 T₁: 縦緩和時間 F (V): 流れの情報 T₂: 横緩和時間 ρ: 水素密度

MR イメージの各画素の濃淡, いわゆるコントラストは, 対応する体積要素からの信号強度で決まり, 水素密度, T₁, T₂ 緩和時間, パルス系列の種類とタイミング (TR, TE), 血流の流速などに影響される。

またイメージのコントラストに対する緩和時間の効果は, 用いるパルス系列とタイミングに大きく依存する。(Fig. 3) Fig. 3 からわかるように, 異なる T₁ を持つ組織間コントラストは, 設定した繰り返し時間 TR の間に回復する縦磁化の大きさの割合によって決まる。つまり, 短い TR を設定すると, 得られる T₁ コントラストは, 長い TR の場合に比べて, 何倍も大きくなる。別の言い方をすると, 長い TR の条件では, 高 S/N 比が得られるが, T₁ コントラストが小さくなり, 短い TR の条件では, 強い T₁ コントラストが得られるが, S/N 比が低くなる。Fig. 4 から, 異なる T₂ を持つ組織間コントラストは, 設定した TE の間に減衰した横磁化の大きさの割合によって決まる。又, 短い TE では, 高い S/N 比が得られるが, T₂ コントラストは小さくなり, 長い TE では, T₂ コントラストが

スピンエコー シーケンス

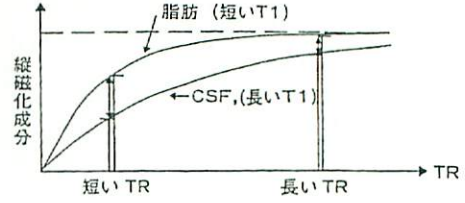


Fig. 3 脂肪 (短い T₁) と CSF (長い T₁) の縦磁化の緩和曲線, 短い TR で相対的な信号強度の差が大きくなる。

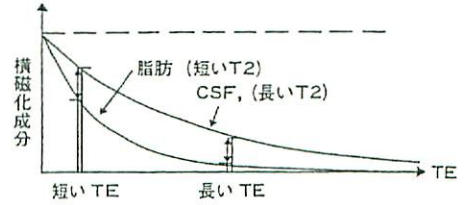


Fig. 4 脂肪 (短い T₂) と CSF (長い T₂) の横磁化の緩和曲線, 長い TE を設定すると相対的な信号強度の差が大きくなる。

大きくなるが, S/N 比は低くなる。そこで, T₁ 強調像を得る時には, T₁ コントラストを, 大にする為の短い TR と, T₂ コントラストを最小にする為の短い TE の組み合わせ, T₂ 強調像を得る時には, T₂ コントラストを最大にする為の長い TE と, T₁ コントラストを最小にする為の長い TR の組み合わせ, また組織中のプロトン密度を反映したプロトン密度像を得る時に

MR 信号に影響する組織または検査パラメータの関係

信号は各パラメータが増加 (↑) または減少 (↓) 表示の時に増加

組織の持つパラメータ	N ↓ (プロトンの数)	T ₁ ↓	T ₂ ↑
その影響	プロトン数の増加は横磁化成分の増加	T ₁ が短いと縦磁化成分が速く回復	T ₂ が長いと横磁化成分がゆっくりと減少
検査パラメータ	V _{vox} ↑	TR ↑	TE ↓
その影響	信号強度とボクセルの体積は比例	縦磁化の回復成分の増大	横磁化の減衰成分を抑制

Fig. 5

マトリクスサイズに対する SNR, 分解能, 検査時間の関係

Nphase * Nfrequency	SNR	FOV が 256 mm の時の ピクセルサイズ	分解能		検査時間
			位相 エンコード	リードアウト	
128 * 128	2.83	2.00 * 2.00mm ²	25%	25%	50%
128 * 256	1.41	2.00 * 1.00mm ²	50%	100%	50%
192 * 256	1.15	1.33 * 1.00mm ²	75%	100%	75%
256 * 256	1.00	1.00 * 1.00mm ²	100%	100%	100%
256 * 512	0.50	1.00 * 0.50mm ²	100%	200%	100%
512 * 512	0.35	0.50 * 0.50mm ²	200%	200%	200%

Fig. 6

は、長い TR と短い TE の組み合わせで得られる。

IV. MR 信号とノイズ比 (SNR)

画像上の各画素の信号強度は、磁化ベクトルの大きさ、つまり各体積要素 (ボクセル) 内の励起されたスピンの数に比例する。静磁場強度が大きくなると MR 信号も大きくなる。その影響について Fig. 5 に示す。

その他の定量的な関係は、Fig. 6 に示す。

Fig. 6 から、空間分解能を良くしようとすると、その分だけ SNR が悪くなり、それを補うためには撮影時間も長くなる。実際の検査では、患者の肉体的負担等を考慮し、時間を短時間にする必要がある場合には、空間分析能が低くても SNR の高い画像 (192 * 256) の方が有用性は高い様思う。(Fig. 7)

V. 装置並びに撮影方法

装置は、シーメンス社製 1.5 T MAGNETOM である。パルス系列は、主にスピネコー法を用い、これ

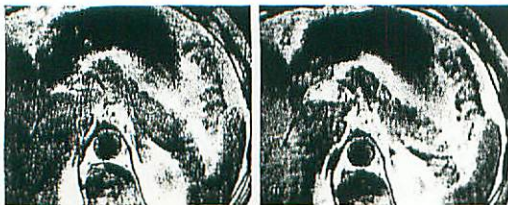


Fig. 7

までの因子などを考慮に入れて T₁ 強調画像を、TR500~600mS, TE15~22mS, 加算回数 3 回, total time 5 分 45 秒。T₂ 強調画像を、TR2,000mS, TE80, 加算回数 2 回, total time 12 分 52 秒で、マトリクスサイズ 192 * 256, スライス厚 8 mm に決めている。又、患者の肉体的負担になる場合は、マトリクスサイズ、加算回数などを減らし、撮影時間を短縮している。

VI. 腹部臓器の正常 MRI 像

一般的に T₁ 強調画像は解剖学的に詳細であり、T₂ 強調画像は腫瘍の検出に優れているが、動きによる画像の劣化を受けやすく、さらに信号も弱く、解剖学的関係を見るにはあまり適していない。しかし、T₂ 強調画像と同時に、解剖のよくわかる水素密度画像が撮れる。

VI-1. 肝臓, 脾臓

正常の肝実質は、均一な信号強度を示す。脾臓とのコントラストで比較すると、T₁ 強調画像では肝臓が脾臓より高信号で、T₂ 強調画像では低信号を示す。(Fig. 8)

VI-2. 胆嚢

T₁ 強調画像で、正常胆嚢は早期空腹時に高信号を示し、摂食や胆嚢収縮剤投与後は、胆汁の流入により低信号を示す。胆汁の濃縮度の度合いによって、低信号から高信号まで変化を示し、T₂ 強調画像では、濃

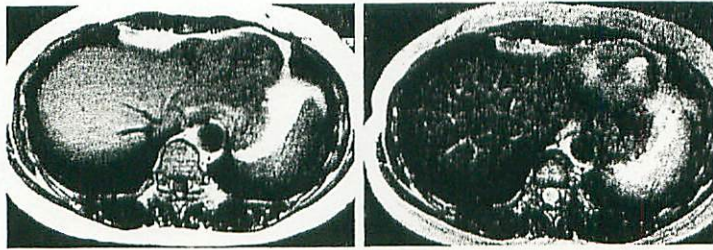


Fig. 8

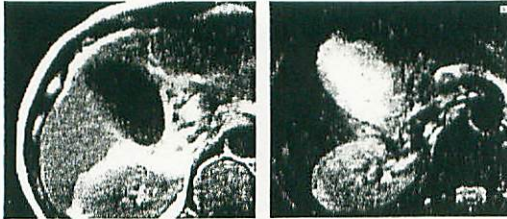


Fig. 9

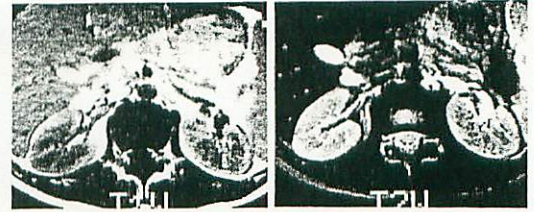


Fig. 11

縮度の変化に関係なく高信号を示す。(Fig. 9)

VI-3. 脾臓

T₁ 強調画像, T₂ 強調画像で正常脾臓の信号強度は, 正常肝実質に類似している。(Fig. 10)

周囲脂肪組織が高信号を示す T₁ 強調画像で, 脾頭部から脾尾部まで同定しやすい。又, 呼吸運動, 腸管の蠕動運動などの artifacts を異常に受けやすい臓器であり CT の様に, 均一な画像が得られない場合が多い臓器でもある。

VI-4. 腎臓

T₁ 強調画像で, 正常腎臓の皮質は髓質より T₁ 値が短い為高信号を示し, T₂ 強調画像では, 皮質と髓質の T₂ 値の差がない事から区別しにくい。(Fig. 11)

chemical shift artifact が有り, 左腎で胃の食物からの artifacts の影響を受けている。腹部領域を撮影する場合は, 食物の摂取には, 十分注意する必要がある。

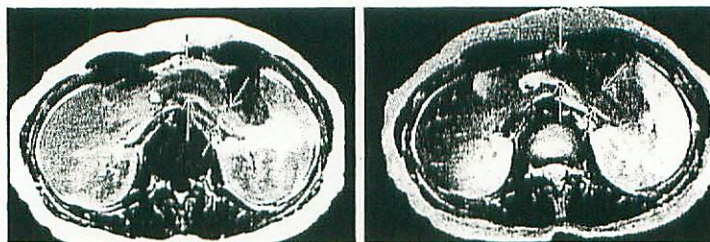


Fig. 10

VI-5. 骨盤内臓器

下腹部(骨盤部)は, 上腹部に比べて, 呼吸による artifacts の影響を受けないため画像の劣化が少なく, 有用性の高い画像が得られる領域である。又, CT では常に生殖可能年齢や小児の生殖腺被曝の危険を伴うが, MRI では被曝が無い為, 比較的安心して撮影が出来る。

VI-5(a). 女性骨盤内臓器(生殖可能年齢)

T₁ 強調画像で, 正常子宮・卵巣は均一な中等度の信号を示し, T₂ 強調画像で子宮は, 体部, 頸部, 腔円蓋がいずれも異なった信号として区別される。さらに子宮の体部が, MRI の組織間コントラスト分解能が良いことから3層に識別できる。(Fig. 12) 卵巣は, 高信号(卵胞)を示す。又, 月経周期などにより, 子宮の内膜の変化, 卵巣の大きさの変化が見られる。

VI-5(b). 男性骨盤内臓器

T₁ 強調画像で, 膀胱内の尿は低信号, 正常精嚢・前立



Fig. 12

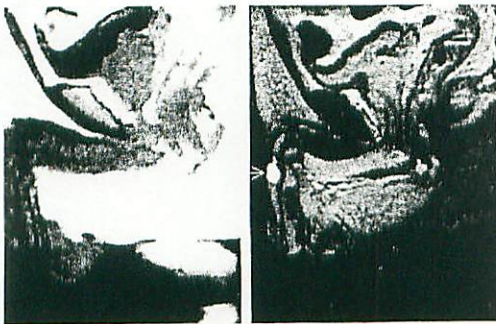


Fig. 13

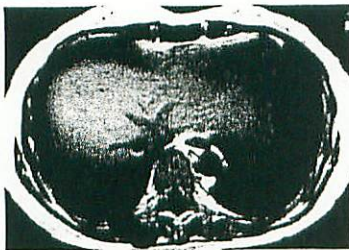


Fig. 14

腺・膀胱壁は、中等度の信号を示し、T₂強調画像で膀胱壁は低信号、正常精嚢・膀胱内の尿は、高信号を示す。(Fig. 13)

VII. 症例を中心に MRI の利点と欠点 (CT と比較して)

症例 1 (Fig. 14)

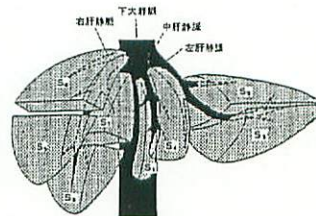
通常、MRI で脈管が無信号を呈することから、CT の様に造影剤を使用しなくても、肝内血管の位置などから肝臓の区域の同定が容易である。

症例 2 (Fig. 15)

CT の様な横断面のみでは、腫瘍が肝外由来か、肝内由来か判定に苦慮する場合がある。MRI の様にあらゆる方向の撮影が可能であるので、肝臓と腫瘍との移行部が明瞭に示されるため、肝外腫瘍や、腎外腫瘍である事も判定可能である。

症例 3 (Fig. 16)

Fig. 16 (肝腫瘍) から造影 CT より MRI が、正常肝組織と肝腫瘍の組織間コントラスト分解能が良いことがわかる。又、腫瘍が腹部大動脈からの artifacts を受けやすい位置にあり位相方向を機械的に変えて artifacts の出る方向を変えている。



肝の区域と肝静脈との関係 (模型図)

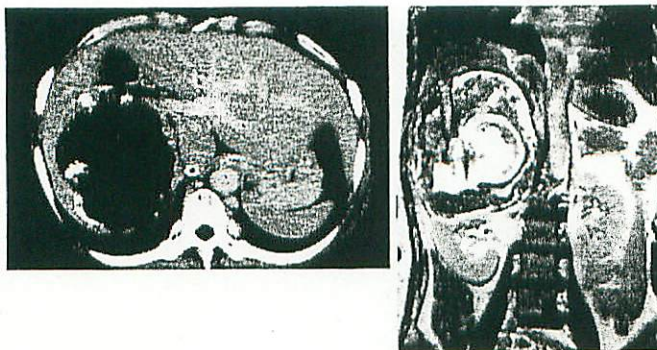


Fig. 15

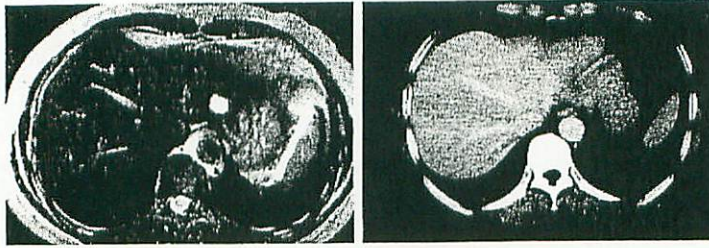


Fig. 16

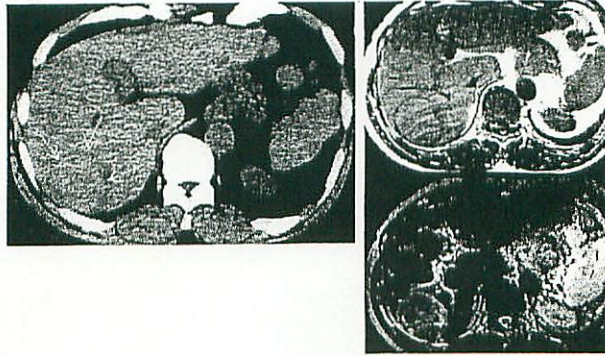


Fig. 17

症例 4 (Fig. 17)

単純CTよりT₁強調画像で全周性の被膜構造が同定しやすい。T₂強調画像で、内側の低信号帯と外側の高信号帯に分離されている。これは、CTよりMRIが組織間コントラスト分解能が、優れているところである。又、病理学的には内側の低信号帯が線維性被膜、外側の高信号帯が圧排された周囲肝実質に対応していると言われている。

症例 5 (Fig. 18, 19)

単純CTで胆石を容易に確認できる。一般的にT₁強調画像、T₂強調画像で胆石は無信号を示し、胆汁が高信号を示すT₂強調画像で検出されやすい。

又、胆嚢が脂肪組織と接している場合、高磁場装置

に於いて、胆嚢壁がchemical shift artifactにより、

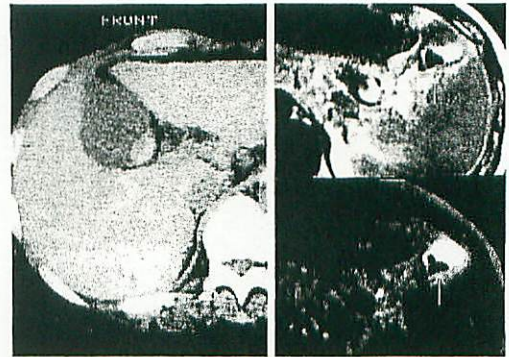


Fig. 18

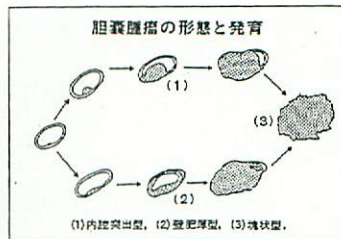
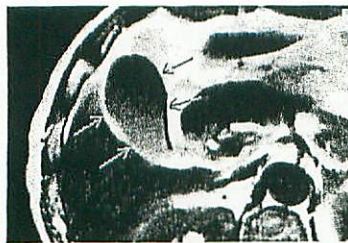


Fig. 19

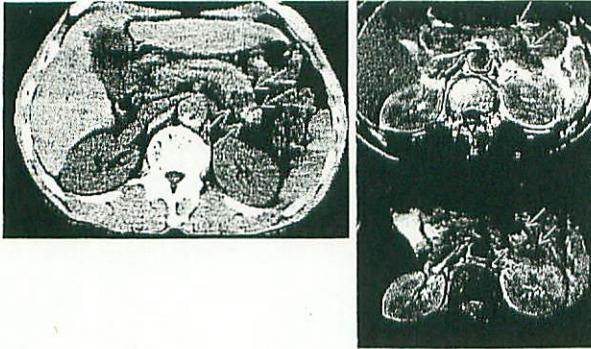


Fig. 20

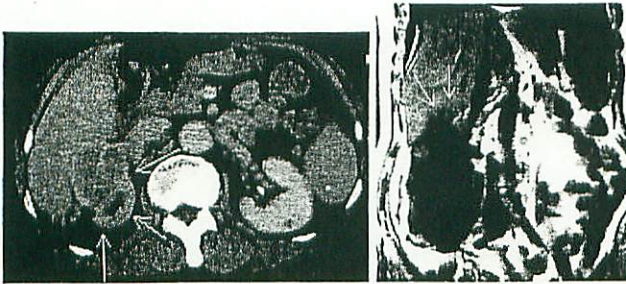


Fig. 21

隠されたり、誇張されたりする場合があるので、胆嚢腫瘍（壁肥厚型）と見まちがわない様に注意する必要がある。更にT₁強調画像で、胆汁が液面を形成する事が多いので、胆嚢腫瘍（内腔突出型）と見まちがわない様に注意する必要がある。

症例 6 (Fig. 20)

単純CTで、臍尾部に多数の小さい石灰化、低信号の腫瘍、腸管ガスからの artifacts、腹部大動脈の石灰化を識別できる。T₁強調画像で、小さい石灰化は識別できなく、T₂強調画像で、組織間コントラスト分解能が良いことから高信号に腫瘍を識別できる。

症例 7 (Fig. 21)

造影CTで、肝臓と接しているか浸潤しているか良くわかりにくい。しかしT₁強調画像では、腫瘍の上下の広がり、肝臓との境界が不明瞭となり、低信号の腫瘍が肝臓へ浸潤している事がわかる。又、腎臓は、肝臓や脾臓などの臓器と異なり、緩和時間が比較的延長している為、同様に緩和時間の延長を示す腫瘍とのコントラスト差が小さい場合が多く、撮影法や撮影パラメータの設定に注意する臓器である。(Fig. 22)

症例 8 (Fig. 23)

造影CTで、子宮を右方へ圧排する腫瘍、子宮の肥大、子宮内の低信号の部分を識別できる。T₂強調画像では、卵巣腫瘍の位置、上下の広がり識別でき、子宮内の腫瘍が、子宮の筋層から発生した腫瘍である事がわかる。又、発生部位、信号強度により病変を予想できる。またCTで膀胱撮影の場合、オリーブ油など

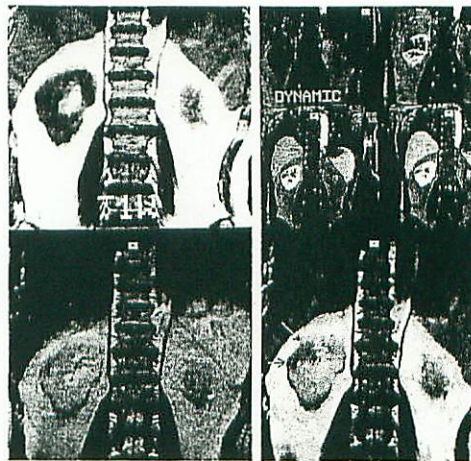


Fig. 22

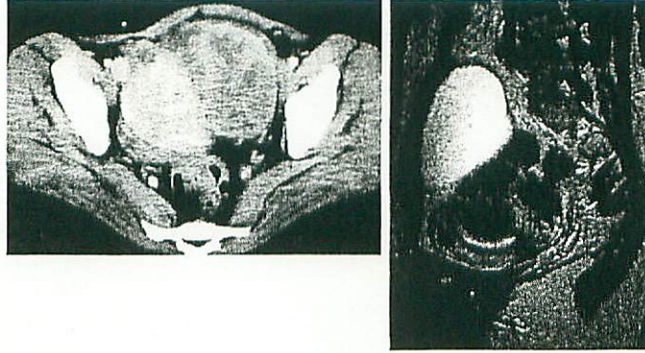


Fig. 23

を膀胱に注入しないと膀胱腫瘍などが識別しづらいが、一般的にT₁強調画像で、尿が低信号、腫瘍が尿より高信号を示す事から、膀胱腫瘍の広がり、大きさが識別しやすい。T₂強調画像で、尿が高信号を示し、腫瘍も高信号を示す事から、膀胱内腫瘍と尿との区別ができにくくなるが、膀胱外への浸潤範囲などは、T₁強調画像より識別しやすい。

以上のことから、CTと比較してMRIの利点は、

- ① 組織間コントラスト分解能が良い。
- ② 多方向撮影ができる事から腫瘍部の三次元的把握が容易である。
- ③ 腸管ガスからの artifacts が無い。
- ④ 造影剤を使用せずに脈管を描出できる。
- ⑤ 水素密度や緩和時間の差を利用して、腫瘍の性状を判定できる可能性がある。
- ⑥ 腫瘍の浸潤範囲を識別しやすい。
- ⑦ 放射線被曝がない。

などがあり、欠点として、

- ① 空間分解能が良くない。
- ② 検査時間が長い。
- ③ artifacts 抑制法を使用しても、呼吸運動や体動によって artifacts が生じる。
- ④ 小さい石灰化を識別しにくい、などかかえる。

VIII. おわりに

MRIの基礎的な重要な原理、利点、欠点について述べた。近い将来においてサーフェイスコイル(高SNR・高分解能)の様に改良されたBody coil(Fig. 24), 超高速のspin echo法が主流になるだろう。そうなれば撮影時間、検査時間の短縮、高分解能、高SNRを遂げながら、臨床的に有用性の高い画像が、得られるで



Fig. 24

あろう。さらに新しい造影剤が開発されるとコントラスト分解能も良くなると期待される。こうなれば今、以上に必要不可欠な検査法になると思う。

文 献

1. 河野 敦, 西川潤一他: 最新MRI情報. 中外医学社.
2. Itoh K, et al: Hepatocellular carcinoma; MR imaging. Radiology 164: 21-25, (1987)
3. 打田日出夫, 大石 元: 腹部の画像・臨床放射線. 金原出版, (1989)
4. 永井輝夫: MRI 診断学. 朝倉書店.
5. シーメンス社編: Magnetic Resonance Guide Book.
6. 荒木 力, 湯浅祐二: 誰にもわかる MRI・画像診断, (1991)