

息止め 3D MRCP 最適条件の検討

多根総合病院 医療技術部 放射線診断部門¹ 放射線診断科²

林 本 充 俊¹ 泉 谷 光 彦¹ 清 水 康 行¹ 矢 崎 大 輝¹
 高 木 正 之¹ 亀 岡 健 二¹ 橋 本 薫¹ 松 尾 良 一²
 濱 澤 良 将²

要 旨

通常の検査で使用されている 3D MRCP を呼吸同期で撮像している胆道膵管撮影で被験者の呼吸が安定せず、撮影時間の延長や画像の評価が不可能な場合がある。そのため、一回の息止めによる 3D MRCP の撮影で、検査時間の短縮により被験者の負担軽減とならないか、自作ファントムを作成し、一回の息止めの FRFSE 法と FIESTA 法のシーケンスを検証し、最適条件を求めて臨床応用の可能性について検討した。一回の息止め 3D MRCP でも呼吸同期と同等に近い描出は可能で、術前の解剖学的評価も可能な画像を得ることができた。ただ一回の息止めで得られる画像の範囲が限られていること、その描出が胆嚢、胆管それぞれの内容の成分によって画像が左右されることが欠点であるが、シーケンスの使用方法によって改善される場合がある。呼吸同期がとれない場合や検査時間短縮、術前評価を目的に一回の息止め 3D MRCP FIESTA 法は臨床的に有用で、呼吸同期 3D MRCP の代用として撮像可能と思われる。

Key words : MRI ; FIESTA ; MRCP

はじめに

MRI による胆道膵管撮像 (Magnetic Resonance Cholangiopancreatography : 以下 MRCP) は、T2 を極端に強調した水強調画像であり、胆汁や膵液を選択的に描出し胆道系や膵管の内腔情報を画像化したものである¹⁾。肝内胆管の拡張や閉塞の有無や術前の脈管解剖の評価に有用とされている。MRCP を撮像する場合、通常では 3D Fast Recovery Fast Spin Echo (以下 FRFSE) 法を用いた呼吸同期法で撮影している。しかし、呼吸が不規則、呼吸同期不良による撮影時間の延長、Motion Artifact を生じることがあり描出が困難なときがある。当院では、その場合 2D Single Shot Fast Spin Echo (以下 SSFSE) 法の撮影を行っているが、空間分解能、信号強度雑音比 (Single to Noise Ratio : 以下 SNR) が共に低く膵胆管系の拡張の有無を確認するなどの限定的な役割で使用されており、胆嚢管の走行や脈管解剖などの把握は難しい。今回は、この対策方法として SNR、空間分解能

が高く、一回の息止め (Breath Hold : 以下 BH) による 3D FRFSE BH の MR Hydrography として日常臨床に浸透している 3D Fast Imaging Employing Steady State Acquisition (以下 FIESTA) 法を基礎的検討し、総胆管や胆嚢管描出の検討を行ったので報告する。

方 法

MRI 装置は、GE 社製 1.5T Optima MR360 を使用し、各シーケンスの検討には、QD Head Coil を用いた。ファントムは、直径 18 cm の円柱の容器に寒天を挿入し、その中心付近に胆汁 (実際に採取された胆汁 44 症例 (総胆管結石 22 例、胆嚢炎 18 例、胆管炎 3 例、胆管狭窄 1 例)、男 : 女 = 23 : 21、平均年齢 : 79.9 ± 18.9、T1 強調像で高信号を示したものは除く) を注入した直径 4 cm の円柱の容器を固定させて作成した。ただし今回の実験で濃縮胆汁、出血充満の胆汁の測定は、症例数が少なく最適条件の測定には含まないようにした。実際に MRCP を撮影時には Body 8ch TORSO Coil を使用し、対象は胆道系疾患

を疑われて MRCP 検査を行った被験者 114 名（男：女 = 66：48，平均年齢：74.5 ± 27.5）である。

1. FIESTA BH の検討：自作ファントムを使用し 44 症例の胆汁の T2 値と T1 値を測定した平均値を算出し，理論式（FIESTA の信号強度 Steady state signal = $\sin(\alpha) / \{1 + T1/T2 + (1 - T1/T2) \cos(\alpha)\}$ ， α ：フリップ角（以下 FA））を用いて FA を変化させ信号強度を算出させる^{2,3)}。自作ファントムを使用してバンド幅（以下 BW）・TE による胆汁の信号強度を測定し，最適条件を求める。当院の MR 装置 GE 社製 1.5T Optima MR360 では TR の値は各撮影条件に制限により自動で設定される（任意の値を設定することができない）。

2. FRFSE BH の検討：自作ファントムを使用し TE（装置の可能な範囲 750～1000 msec）を変化して，胆汁の信号強度を測定し，最適条件を求める。FRFSE は，T2 値により画像が影響されるため TE を考慮した。信号強度として下式より，SNR を算出させる。SNR は差分画像法を使用した⁴⁾。

$$SNR = \sqrt{2} \times SI(X) / SD(X)$$

SI (X)：胆汁内における ROI の平均信号値

SD (X)：差分画像に設定した同一 ROI における標準偏差

3. 症例の検討：1, 2 より 3D シーケンスの最適条件を導き，胆道系疾患を疑われて MRCP 検査を行った被験者 114 症例を撮像し SNR，コントラスト雑音比（Contrast to Noise Ratio：以下 CNR）を測定し，中部胆管部のエッジレスポンス関数（以下 ERF）のプロファイルカーブを作成し胆嚢管の描出の有無を検討した⁵⁾。SNR・CNR 測定の ROI は総胆管及び肝臓に設定し次式により算出した^{4,6)}。

$$SNR = (\text{総胆管中部の平均信号値}) / (\text{総胆管中部の標準偏差})$$

$$CNR = \{(\text{総胆管中部の平均信号値}) - (\text{肝臓実質の平均信号値})\} / (\text{総胆管中部の標準偏差})$$

4. 視覚評価の検討：被験者 114 症例を撮像した元画の 2D と MIP 像の 3D を放射線技師（MRI 経験者 10 年以上）4 名による 4 段階評価で視覚評価をした。視覚評価の視覚対象は，描出に個人差がある胆嚢管の描出能とし，描出不良（1 点），一部描出（2 点），描出されている（3 点），良好に描出（4 点）としてそれぞれに採点した。結果に対し Mann-Whitney U 検定（有意水準 $p < 0.05$ ）を行った。

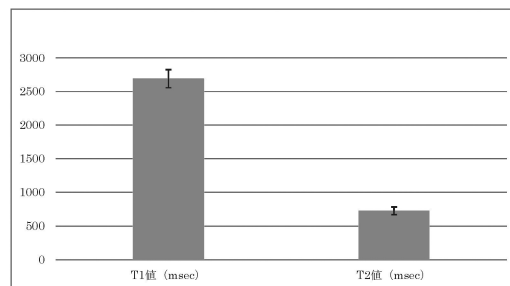


図1 胆汁の T1 値・T2 値

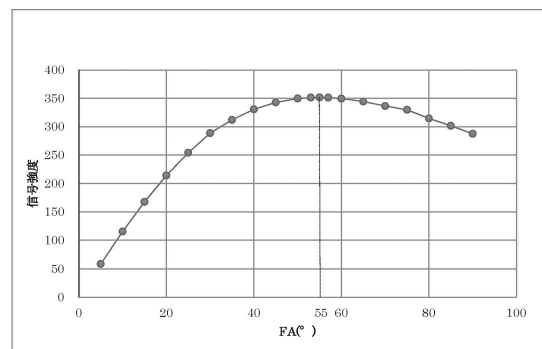


図2 FIESTA BH における FA 変化の信号強度

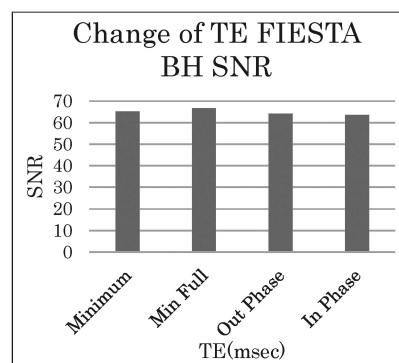
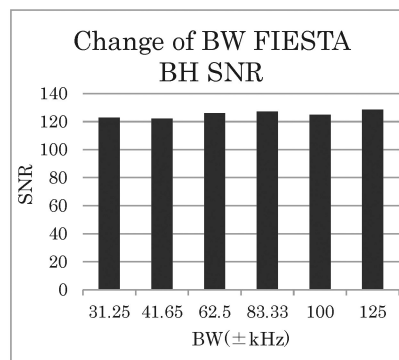


図3 FIESTA BH における BW, TE を変化した SNR

結 果

1. 各測定結果，理論式より測定値をグラフで表示した（図1，2，3）。

44 症例より得られた胆汁の T1 値，T2 値の平均値

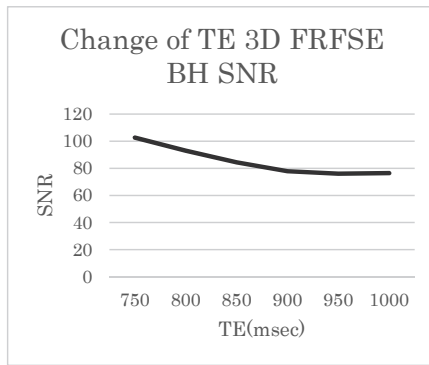


図 4 FRFSE BH における TE を変化させた SNR

は、T1 値 2691.00, T2 値 724.95 となった。理論式より FIESTA の FA を変化させて最大信号強度が、FA で 55° となった。BW, TE (In phase, Out phase, Minimum, Min Full) を変化させたが、SNR には大きな変化はなかった。

2. 各測定結果をグラフで表示した (図 4)。

FRFSE は、TE の可変可能な範囲内で長くなるほど信号強度が小さくなり、最大信号強度は TE 750 msec であった。FIESTA は 1 回 20 sec の息止めでの撮影条件を検討しているため BW は SNR が低下するが撮影時間が短く設定できる ± 125 kHz を最適条件に設定した。

1, 2 より、シーケンスの最適条件を決定した (表 1)。

表 1 最適条件表

	FIESTA BH	FRFSE BH
スキャン面	Coronal	Coronal
FOV (mm)	350	350
位相 FOV	0.8	0.8
スライス厚 (mm)	3.0	3.0
周波数エンコード	S/I	S/I
TR (msec)	3.4	2200
1 スラブの枚数	22	22
TE (msec)	Min Full	750
エコートレイン		160
フリップ角 ($^\circ$)	55	
Prep 時間 (msec)	Auto	
周波数マトリックス	192	256
位相マトリックス	288	160
繰り返し回数 (回)	0.75	1
バンド幅 (kHz)	± 125	± 31.25
ケミカル SAT	Special	Fatsat

3. 各測定結果をグラフで表示した (図 5)。

2 種のシーケンスで SNR, CNR とともに FIESTA

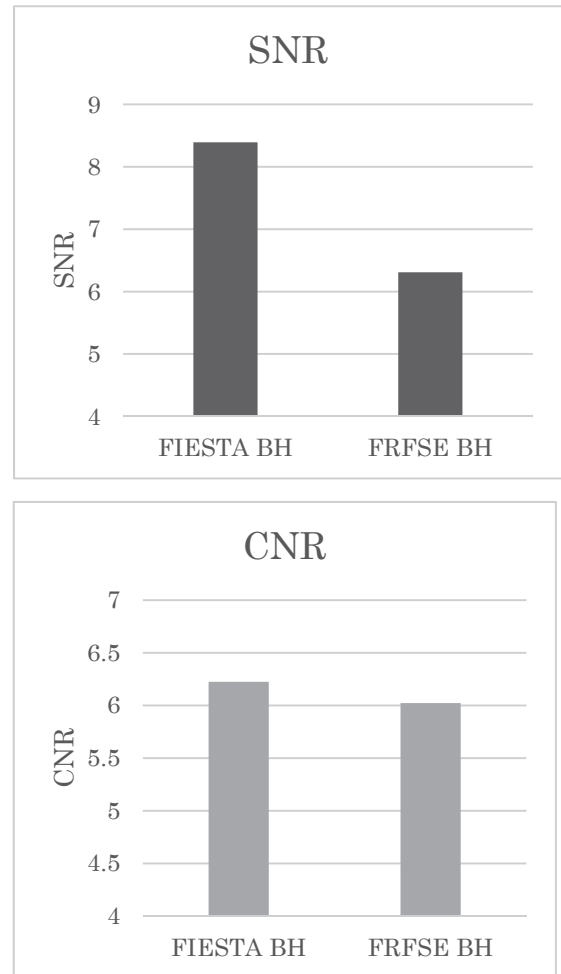


図 5 FIESTA BH と FRFSE BH における SNR, CNR

BH が優れていた。

ERF では、FIESTA BH の方が、立ち上がりよく優れていた (図 6)。

FIESTA BH は、門脈や脈管などの組織情報があり総胆管から胆嚢への胆嚢管の蛇行する走行が分かるのに対して、FRFSE BH ではバックグラウンド情報はほとんどなく胆嚢管の蛇行する走行は評価することが困難である (図 6)。

4. 視覚評価

視覚評価のスコアをグラフで表示した (図 7)。FIESTA のスコア平均値は、2D は 2.62, 3D は 2.70, FRFSE のスコア平均値は、2D は 2.25, 3D は 2.28 となった。胆嚢管が描出されている 4 点と 3 点の全体の割合は、FIESTA 2D は 52.6%, 3D は 59.6%, FRFSE 2D は 35.9%, 3D は 41.2% となった。胆嚢管の描出は、FIESTA は FRFSE より高い点数が得られて有意差が認められた。臨床画像より、胆汁の濃縮症例では、総胆管から胆嚢管を経て胆嚢の位置が FIESTA BH ではっきり描出されているが、FRFSE BH では描出不良となっている (図 8-1)。総胆管結

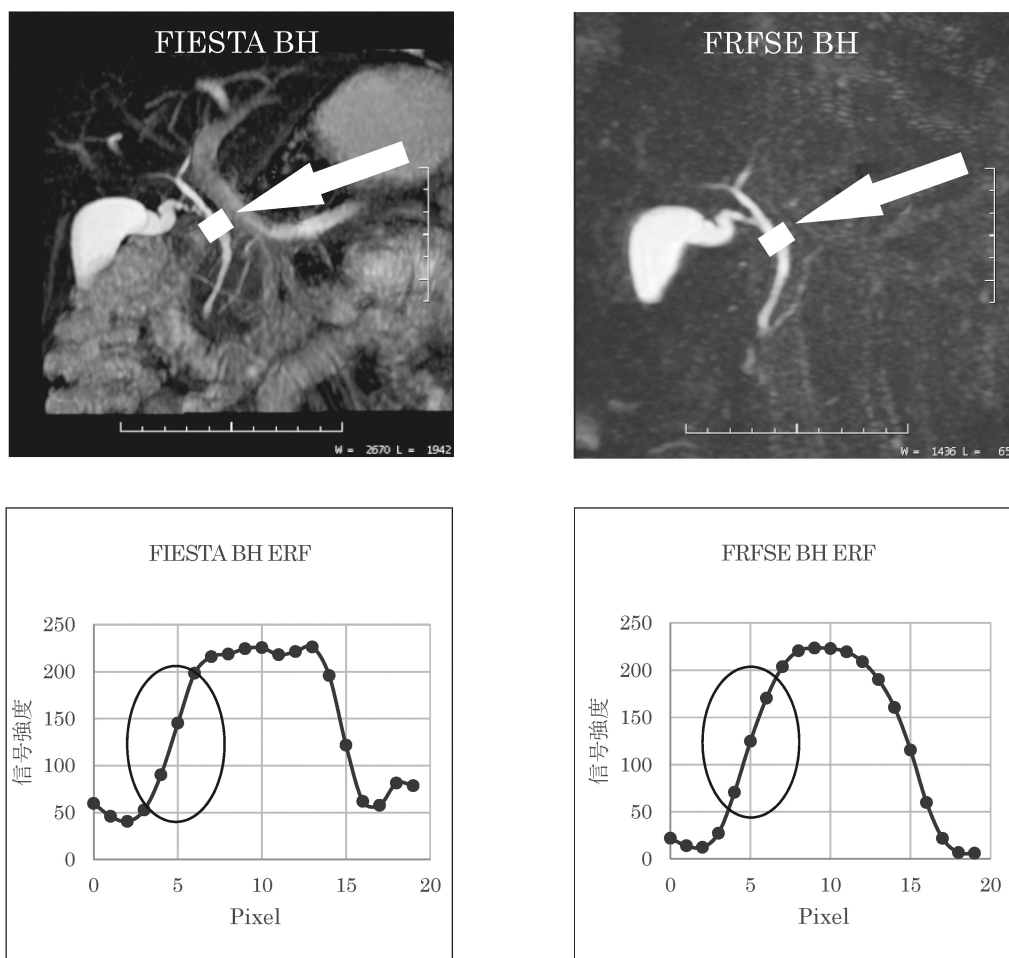


図6 FIESTA BH と FRFSE BH における ERF 設定位置と ERF

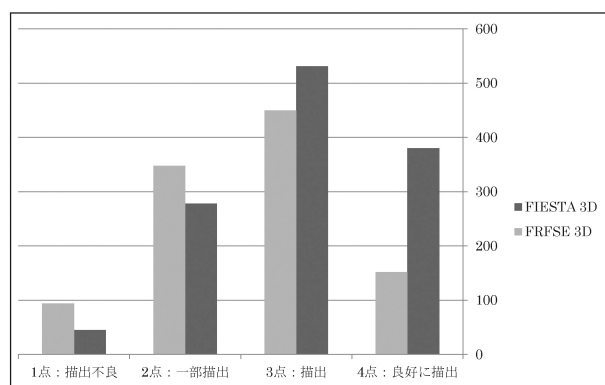
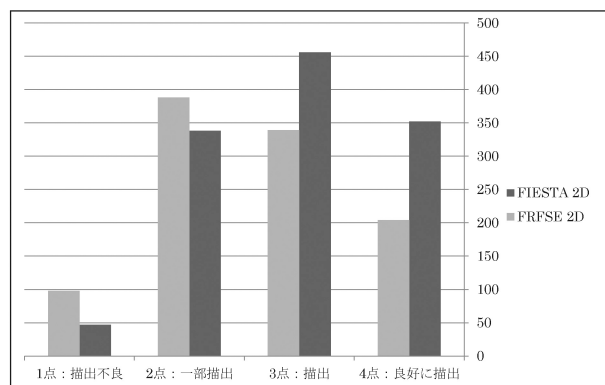


図7 視覚評価

石の症例では、総胆管中部から下部の結石形状、胆嚢管の走行が明瞭に描出されている（図8-2）。総胆管拡張の症例では、胆嚢管の走行が明瞭に描出されている（図8-3）。

考 察

1. FIESTA 法の信号強度は $\text{Steady state signal} = \sin(\alpha) / \{1 + T1/T2 + (1 - T1/T2) \cos(\alpha)\}$ (α : FA) で表され、定常状態では TR, TE の値がコントラストには影響せず、組織の T1 値, T2 値及び FA がコントラストに影響を及ぼすため⁷⁾、採取された44症例の胆汁 T1 値, T2 値の平均値より, FA が 55° で信号強度の最大を示した。ファントム実験より $BW \cdot TR \cdot TE$ では SNR の大きく変化しないことが確認できた。信号強度の理論式よりも FA, T1 値, T2 値に依存することが分かる。しかし、FIESTA 法において、TR 10 msec 以上になると画像に信号の干渉アーチファクトが目立つようになるため、なるべく短い TR の設定が必要と考える²⁾。また BW は、短く設定すると SNR は上昇するが撮影時間は延長する。TE は今回の検討では SNR には大きく影響しな

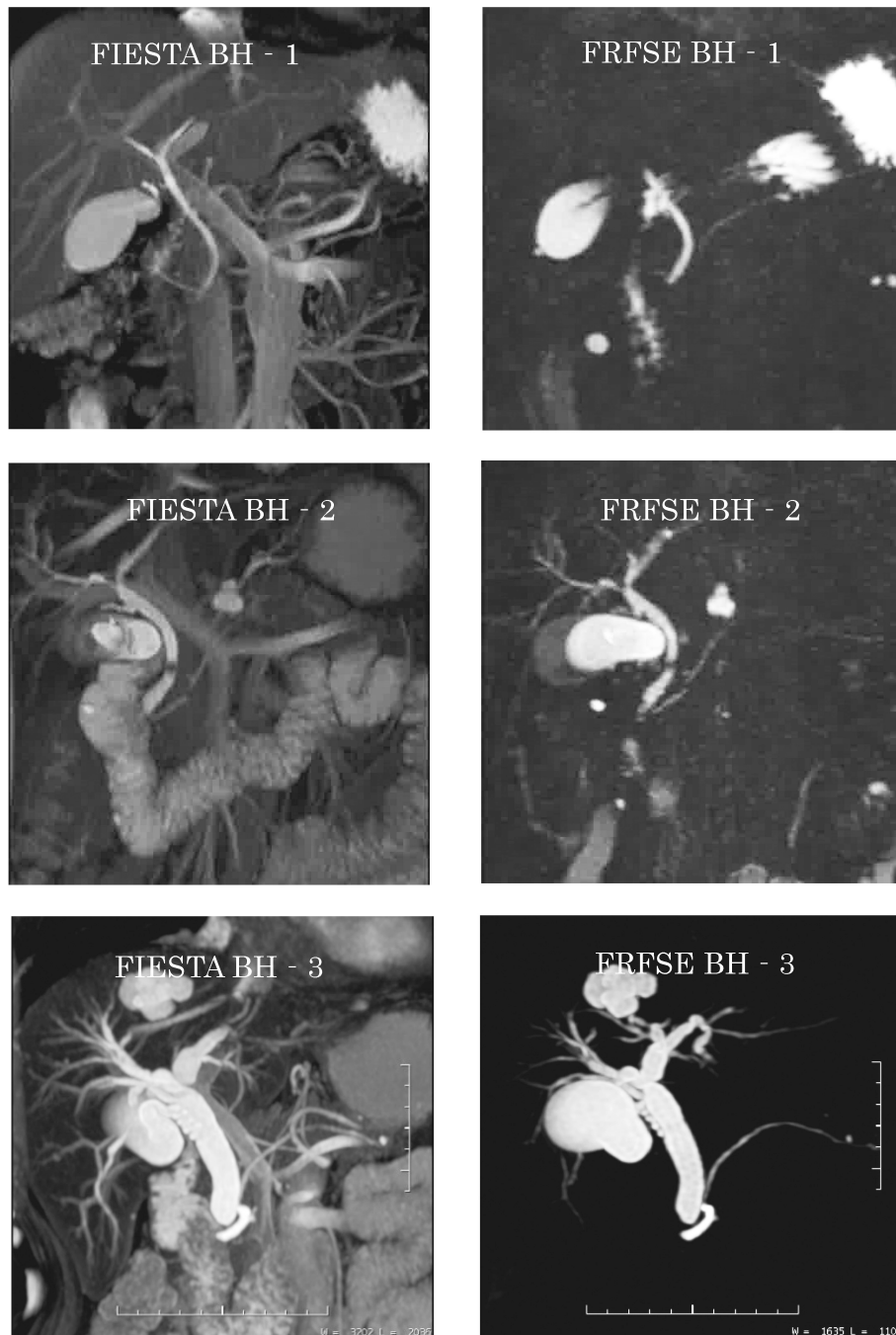


図8 臨床画像3症例

かった。しかし、Minimumに設定すると、Fractional Echoを使用しているため、コントラストは上昇するがReadout方向に若干のボケを生じてしまう。またIn phaseではTRが上昇してしまうため撮影時間が延長する。Out of Phaseは、Min FullよりTEが若干延長する。一方、Min Fullは、短いTEで撮影できるためBlurringを考慮してエコー間隔の短縮が有意となり、Min Fullを最適条件とした⁸⁾。

2. 測定結果よりFRFSE BHはTR 2200 msec, TE 750 msecに設定した。今回の検討ではTE 750~1000 msecまでの検討を行っており、TEを長

くするほどSNRが低下している。総胆管、胆嚢管描出には、Long TE (300~1500 msec)に設定することにより脂肪信号を抑制し、かつ水の信号強度を上昇させることが重要と考えられる。今回の測定範囲ではTE 750 msecでSNRは最大になっており総胆管、胆嚢管描出に必要なLong TEにも合致しており最適なTE値とした(表1)。

3. 症例画像を比較すると、FIESTA BHは、横磁化を残存させたまま短時間でRFを連続照射することにより、Hann Echo・FID Echo・Stimulated Echoが合成されて非常に高い信号強度が得られるため高い

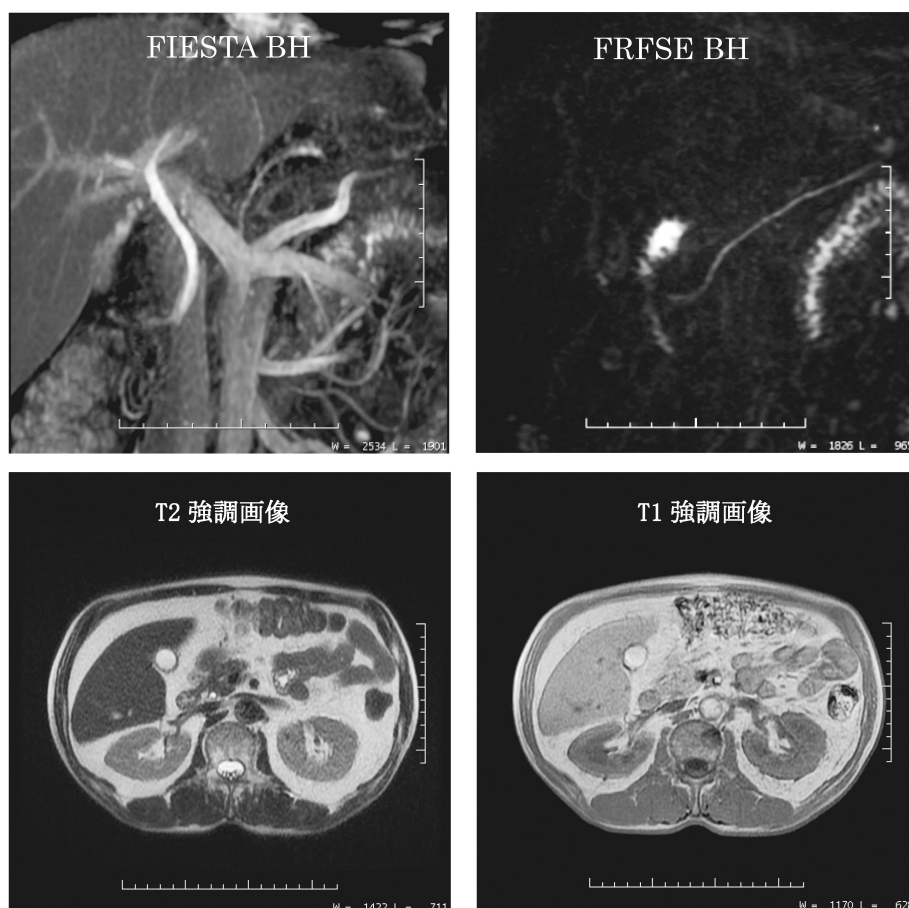


図9 濃縮胆汁の臨床画像

SNR や CNR が得られた³⁾。また ERF も Pixel Size も FRFSE BH より小さく、Echo Space が短いため Blurring の影響が少なく総胆管との立ち上がりも優れている⁶⁾。一方、複数の Echo が合成されるために Echo の位相のずれが生じやすく、お互いの信号を打ち消しあって帯状のアーチファクトが生じるため磁化率に弱く、シミングが重要となるのが弱点である。その弱点の Banding Artifact を補うため、横隔膜と肝臓付近が磁場の乱れやすく静磁場の不安定な位置となるため、静磁場の影響に対しては局所の磁場不均一を補正する Shim Volume を使用して、選択的にシミングをすることで極力抑えることができた⁹⁾。FIESTA 法のコントラストは $T2/T1$ の平方根に比例し、対象となる物質の $T1$ 値と $T2$ 値の比が 1 対 1 に近いほど高信号に描出されるので脂肪・水・血液が高信号となるため、動静脈や門脈などの胆道に隣接した脈管系の組織情報が描出されて解剖位置関係に優れ、FRFSE BH に比べ胆嚢管の走行も分かりやすく術前の脈管解剖の評価に有用である^{10,11)}。逆にバックグラウンド情報の上昇により、MIP 抽出時には微細な膵管描出の妨げになる場合があるが、選択的に描出することにより改善は可能である。また狭い撮

影範囲については、呼吸停止の時間により撮影範囲が限られているため、多方向撮影での対応となってしまう。

4. FRFSE 法は、複数の 180° パルスにより複数の MR 信号を得た後に、 180° パルスと 90° パルスを特定の時間間隔で印加することにより、残存横磁化を再収束させ強制的に縦磁化に戻し $T2$ 値が長いものの横磁化が縦磁化に戻されることから強い信号を得ることができるが FIESTA 法より劣っていた結果となったが、息止め不良や腸の動きが大きい画像では、優れていた。また、数例であるが FIESTA 法より FRFSE 法の方が優れて描出された結果があった。FIESTA 法の信号強度の理論式より、FA が 90° のときには $\sin 90^\circ = 1$, $\cos 90^\circ = 0$ となるので、 $SI = T2 / (T1 + T2)$ で表され、通常生体内では $T1 \gg T2$ なので分母の $T2$ は無視することができ、最終的に $SI = T2/T1$ コントラストとなるため⁷⁾、 $T1$ 値、 $T2$ 値が高値な場合は、FRFSE 法の方が優れた画像になる場合があると考えられる。

胆嚢の炎症や胆嚢管の閉塞が存在すると胆嚢内胆汁が濃縮するために MRCP では胆嚢が描出されない場合がある¹²⁾。濃縮胆汁は $T1$ 強調画像で高信号、

T2 強調画像で高～低信号になる (図 9). FRFSE 法の特徴として T2 値が高いほどコントラストが良くなり, T2 値が低ければコントラストが悪くなる. このことより, 濃縮胆汁が描出されない場合がある. しかし, FIESTA 法のコントラストは T2/T1 値に依存しているため, 濃縮胆汁の場合でも比較的胆嚢の描出が可能である^{13,14)}.

臨床画像 (図 9) を比較すると, 胆汁が濃縮された画像では, FRFSE BH のシーケンスは, 総胆管が描出されていないが, FIESTA BH では描出されている. ただ今回の撮影時, 胆嚢が収縮されていたため描出が乏しくなっている. 濃縮胆汁による T2 値と T1 値短縮の場合, FRFSE BH では T2 値があまり長くない組織は, 低信号で描出されるため, 短い TE で撮影可能であれば濃縮状態で描出することが可能であるが, 装置の制限上 TE を極端に短くして撮影することができない. FIESTA BH では, T1 値と T2 値に依存するため, 濃縮された胆汁の T2 値と T1 値が分かれば, さらに良好な画像を描出可能と考えられる. また頻度は高くないが出血充満の胆汁も同様である¹⁵⁾. FIESTA BH は, 3D FRFSE BH より SNR・CNR・ERF とともに良好で総胆管, 胆嚢管描出に有用であった. T2 値と T1 値を考慮することにより, 濃縮や出血充満状態でも息止めが可能であれば 3D MRCP FIESTA 法の良い画像を得ることができる.

おわりに

今回は, 濃縮胆汁, 出血を含む胆汁が測定をすることができなかった. 描出が厳しい濃縮胆汁および出血の充満¹²⁾の T2 値と T1 値を測定し最適条件を求めることによって, 3D MRCP の評価が可能である. 疾患や臨床症状, 被検者の状況によりシーケンス条件を使い分けることによって, より良い画像により術前などに必要な解剖学的位置を詳細に得ることができる.

文 献

- 1) 荒木 力編: 腹部の MRI, 第 1 版, メディカルサイエンスインターナショナル, 東京, 134-135, 2000
- 2) 内藤健一, 大越幸和, 八木下裕子, 他: 3D FIESTA 法の基礎的検討. 日放技会東北会誌, 12: 124-127, 2003
- 3) 高原太郎, 扇 和之編: MRI 応用自在, 改訂版, メジカルビュー社, 東京, 51-53, 2004
- 4) 金森勇雄, 藤野明俊, 丹羽政美, 他編著: MR の実践 基礎から読影まで, 医療科学社, 東京, 115-117, 2011
- 5) Donald W. McRobbie: 標準 MRI 画像・図から学ぶ基礎と臨床応用, オーム社, 東京, 196-199, 2004
- 6) 吉川和行, 井土川敦子, 立石敏樹, 他: SPACE 法を用いた MRCP の検討. 国立病医会講抄集, 63: 579-580, 2009
- 7) 中 孝文, 高橋光幸: FIESTA 法における Start up echo 法の相違が信号強度に及ぼす影響について. 日放線技会誌, 64 (11): 1375-1382, 2008
- 8) 高原太郎: MRI 自由自在, メジカルビュー社, 東京, 178, 1999
- 9) 釘宮慎次郎, 川崎久充, 金子景子, 他: 脊椎・脊髄領域における 3D-COSMIC の基礎検討. 日放線技会誌, 68 (7): 865-870, 2012
- 10) 角谷眞澄, 藤永康成, 他: MRI 撮像法と画像所見. 肝臓, 47 (4): 195-202, 2006
- 11) 笠井俊文, 土井 司編: MR 撮像技術学, 改訂 2 版, オーム社, 東京, 256-257, 2008
- 12) 金森勇雄, 藤野明俊, 丹羽政美, 他編著: MR の実践 基礎から読影まで, 医療科学社, 東京, 247-251, 2011
- 13) 荒木 力編: 腹部の MRI, 第 1 版, メディカルサイエンスインターナショナル, 東京, 145-149, 2000
- 14) 金森勇雄, 藤野明俊, 丹羽政美, 他編著: MR の実践 基礎から読影まで, 医療科学社, 東京, 32-33, 2011
- 15) Allen D. Elster, Jonathan H. Burdette: MRI 「超」講義, 第 2 版, メディカルサイエンスインターナショナル, 東京, 118-120, 2006

