

Single-shot turbo spin echo を用いた single-slice MR cholangiopancreatography

光井英樹¹, 田淵 隆¹, 清野 隆¹, 熊代正行¹,
中田和明¹, 香川芳徳¹, 佐々木二梅恵¹, 道家雅子²,
渡辺祐司²

¹倉敷中央病院放射線センター ²同放射線科

はじめに

MR cholangiopancreatography (MRCP) は、生理的に存在する胆汁・膵液の信号を T₂ 強調画像によって画像化する膵・胆管の非侵襲的検査法である。その手法には、multi-slice 法と single-slice 法がある。Multi-slice 法は薄い元画像により詳細を観察するのに有用であるのに対して、single-slice 法は胆管・膵管の全体像を把握するのに有用な撮像法である^{1)~7)}。

一方、用いるパルス系列は gradient echo に始まり、現在では turbo spin echo (TSE) が一般的である。特に single-slice 法は呼吸停止下での短時間撮像を行うために half-Fourier 法を併用した TSE や、長いエコートレイン数を用いた single-shot TSE などが用いられている。Single-shot TSE は、一回の 90 度励起パルス後に複数回の 180 度パルスを付加し、得られたエコーデータを用いて 1 枚の画像を構成する高速撮像法である。長いエコートレインを用いて画像構成する際の問題点は、膵胆管の辺縁が不鮮明化することである。特に、half-Fourier 法を用いて、エコーデータを k 空間の中心 (低周波数領域) から辺縁に向かって順番に配

置した場合に顕著となる^{8)~11)}。また、half-Fourier 法を用いてエコーデータを k 空間の辺縁 (高周波数領域) から順番に配置する方法では、画像辺縁の信号が高くなるアーチファクトが出現する^{8)~11)}。そこで我々は half-Fourier 法を併用することなく従来の Fourier 変換法を用いて 256 のエコーデータすべてを k 空間の辺縁 (高周波数領域) から順番に配置することで、高空間分解能、高コントラストの single-slice MRCP を得ることを試みた。ファントムを用いて撮像条件の基礎検討を行い、最適撮像パラメータを決定し、臨床症例で得られた single-slice MRCP と従来の multi-slice MRCP の maximum-intensity-projection (MIP) 像との比較検討を行ったので報告する。

対象と方法

使用装置は、1.5T 超伝導 MR 装置 (Philips 社製 Gyroscan ACS-NT, 最大傾斜磁場強度: 15 mT/m, スルーレート: 16.7 mT/m/ms, 立ち上がり時間: 900 μ s) である。

今回 single-slice MRCP に用いたパルスシーケンスは、エコートレイン数 (ETL: echo

キーワード magnetic resonance cholangiopancreatography, single-shot fast spin echo, heavily T₂-weighted image

train length) を 256 に設定した single-shot TSE 法を用いた。今回の手法は、一回の 90 度励起パルス後に 256 の 180 度パルスを付加し、得られたエコーデータを従来の Fourier 変換法を用いて k 空間の辺縁（高周波数領域）から線形に配置することにより非常に長い実効エコー時間を設定する。このパルスシーケンスをもとにして以下の項目について検討を行った。受信用コイルは直径 200 mm の円形表面コイル (C1 コイル) を用いた。この場合、機械の制約上最短の実効エコー時間は 1287 ms である。

1) ファントムを用いた撮像条件の検討

a) 実効 TE, TR, 加算回数の信号強度・SNR・コントラストへの影響

測定用ファントムは、塩化ニッケル 10 mM 水溶液 (T_1/T_2 値: 1170/155 ms) で満たしたアクリル製円筒形ファントム (直径 220 mm, 高さ 140 mm: 京都科学) で、生理食塩水 (T_1/T_2 値: 3650/2035 ms), ベビーオイル (T_1/T_2 値: 186/54 ms) を満たした試験管をファントム内に入れて撮像した (Fig. 1)。

検討項目は、実効 TE, 加算を 2 回行う場合の TR, 加算回数の各々について、得られた画像から、各試料の信号強度を測定し、各試料の SNR と生理食塩水/ベビーオイル コントラスト比を以下の式で算出した。

$$\text{SNR} = \frac{\text{信号強度}}{\text{バックグラウンド (空気) の標準偏差 (FOV の四隅の平均値)}}$$

$$\text{コントラスト比} = \frac{\text{生理食塩水の信号強度}}{\text{ベビーオイルの信号強度}}$$

撮像パラメータは Table 1 のごとく設定し、検討項目以外のパラメータは常に一定とし、装置の送受信ゲインは自動設定とした。

b) スライス厚と信号強度、雑音の関係

生理食塩水を封入したポリエチレンチューブ (直径 2 mm, 3 mm, 4 mm, 6 mm) を塩化ニッケルの水槽に入れ、種々のスライス厚 (20~90 mm) での撮像を行った。撮像条件は Table 1 のごとく、TR: ∞ , TE: 1300, NSA: 1 で行い、得られた画像からそれぞれにつき信号強度を測定した。

2) Single-slice MRCP と multi-slice の比較検討

対象は種々の胆道、膵管疾患を有する患者 28 例 (胆のう結石 7 例, 総胆管結石 5 例, 胆のう腺筋腫症 5 例, 膵のう胞 4 例, 慢性膵炎 3 例, 急性膵炎 2 例; 男性 15 名, 女性 13 名, 平均年齢 64.6 歳) である。Multi-slice MRCP と single-slice MRCP を撮像し (Table 2), multi-slice MRCP MIP 像と single-slice MRCP における膵管・胆管の描出能について放射線科

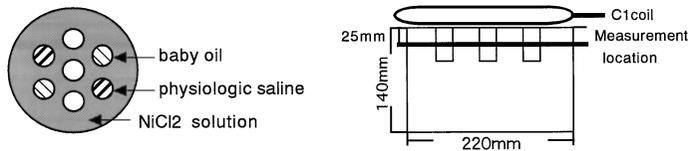


Fig. 1. The phantom model used in this study

The sample tubes filled with baby oil and physiologic saline were placed in the phantom filled up with nickel-chloride solution. With the C1-circular surface coil in the diameter of on the phantom model, the signal intensities of the sample materials were measured on the transverse images of the phantom model.

Table 1. Imaging Parameters for Phantom Studies

	phantom study a-1	phantom study a-2	phantom study a-3	phantom study b
FOV (mm)	250	250	250	250
matrix	256×256	256×256	256×256	256×256
TR (ms)	∞	3000-17000	10000	∞
TE _{eff} (ms)	1300-2000	1300	1300	1300
slice thickness (mm)	10	10	10	20-90
NSA	1	2	1-5	1
ETL	256	256	256	256
Coil	C1 coil	C1 coil	C1 coil	C1 coil
fat suppression	(-)	(-)	(-)	(-)
scan time (ms)	2.6	6-34	2.6-50	2.6

Table 2. Imaging Parameters Optimized for Clinical Use

FOV	250 mm
effective TE	1300 ms
slice thickness	50 mm~70 mm
ETL	256
NSA	1
matrix	256×256 (pixel size: 0.97×0.97 mm)
fat suppression	(+)
sampling frequency	279.02 Hz/pixel
echo spacing	9.4 ms
scan time	2.6 s
receive coil	C1-coil

医師2名で視覚評価を行った。個々の症例で、総胆管、主膵管、胆嚢管、左右肝管、肝内胆管について、4段階評価（全長が極めて明瞭なもの3点、明瞭なもの2点、やや不明瞭なもの1点、判別不能なもの0点）を行った。そして各項目ごとに評価者2名の平均点を算出し、その患者のスコアとした。また、特に主膵管の連続性についても2段階評価（連続性良好、連続性不良）を行った。

結 果

1) ファントムを用いた基礎検討

a-1) 実効 TE と各試料の信号強度・SNR とコントラスト (Fig. 2)

実効 TE1300 ms 以上では、ベビーオイル、塩化ニッケル水溶液の SNR はほとんどゼロを示した。生理食塩水は非常に高い信号強度と SNR を示した。生理食塩水の信号強度は TE に関係なくほぼ一定の値を呈したが、実効 TE が延長するにつれて SNR は徐々に低下した。また、コントラストについては、TE が 1300 ms のとき最大を示した。

a-2) 加算に関する検討

加算を2回行う場合の繰り返し時間に対する生理食塩水の SNR (Fig. 3)

TR3000 ms のときの SNR は 10000 ms 以上のときの SNR の約 1/2 で、TR の延長とともに生理食塩水の SNR は増加し、約 10000 ms でほぼ最大値に達し、それ以上ではプラトーを示した。

a-3) 加算回数に対する生理食塩水の信号強度および SNR (Fig. 4)

TR1000 ms として加算回数を増加させても生理食塩水の信号強度には大きな変化はみられなかったが、バックグラウンドの標準偏差は低下し、結果として SNR は上昇した。加算回数2回、3回、4回、5回にすると SNR は1回のおよび SNR (Fig. 4) のときと比べ、それぞれ約 25%、50%、70%、80% と増加した。

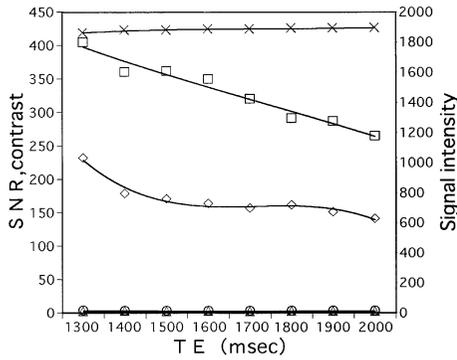


Fig. 2. Signal intensity characteristics of various sample materials as a function of TE length. The signal intensity of physiologic saline (x) was constantly high with TE ranging from 1300 to 2000 ms. The signal-to-noise ratio of physiologic saline (□) decreased with TE elongated. The contrast ratio of physiologic saline to nickel-chloride (◇) was the highest at the TE of 1300 ms and then decreased gradually with TE elongated. Note nearly no signal intensity of both baby oil (○) and nickel-chloride (△) phantoms revealed rarely with TE elongated.

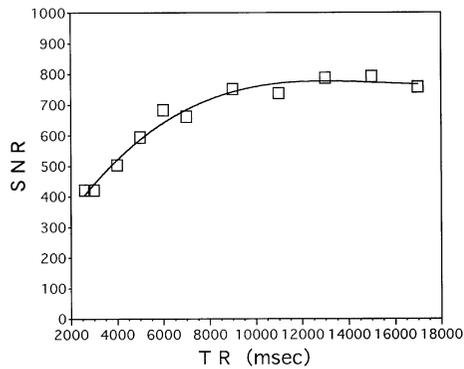


Fig. 3. Signal-to-noise ratio of physiologic saline as a function of TR length. With two signal acquisitions, the signal-to-noise ratio of physiologic saline increased gradually as TR increased from 3000 to 8000 ms, and reached a plateau at 10000 ms.

b) スライス厚と信号強度 (Fig. 5)

生理食塩水の信号強度はスライス厚に関係な

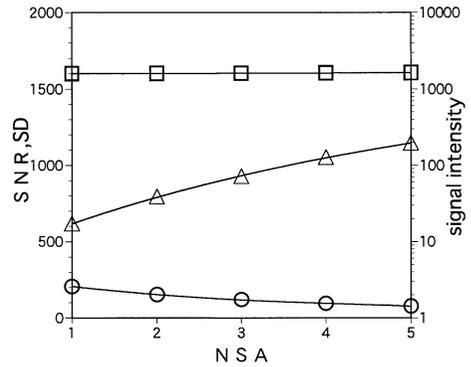


Fig. 4. Signal intensity characteristics of physiologic saline as a function of number of signal acquisitions (NSA).

The signal intensity of physiologic saline (□) was constantly high. In contrast, the standard deviation of background noise (○) decreased with NSA increased, which resulted in gradual increase in signal-to-noise ratio of physiologic saline (△) with NSA increased.

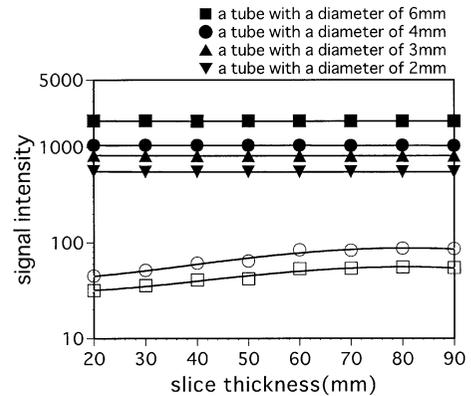


Fig. 5. Signal intensity of physiologic saline as a function of section thickness.

The signal intensity of physiologic saline (■, ●, ▲, ▼) was constantly high. In contrast, the signal intensity of background noise (○) and standard deviation of background noise (□) increased with section thickness increased.

く、ほぼ一定の高値を示した。一方、バックグラウンドノイズは、スライス厚の増加に伴い、

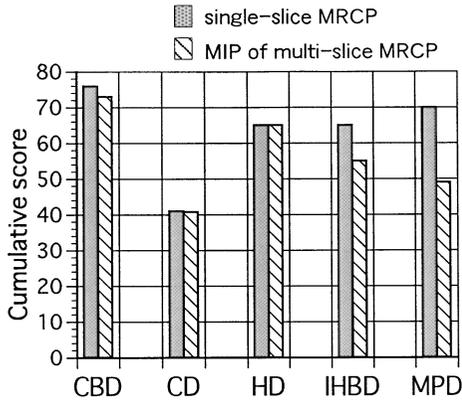


Fig. 6. Comparison of the qualities between on the single-slice MRCP images and on the multi-slice MRCP images

There were no differences in cumulative visual scores of common bile duct (CBD), cystic duct (CD) and hepatic duct (HD) between single-slice and multi-slice MRCP images. However, cumulative visual scores of intrahepatic duct (IHBD) and main pancreatic duct (MPD) were higher on the single-slice MRCP images than on the multi-slice MRCP images.

軽度増加した。視覚的にもスライス厚を厚くするとノイズが増加したが、生理食塩水の信号強度に差はみられなかった。

以上の検討により、生理食塩水の信号強度は実効 TE、加算回数、スライス厚に関係なく、高値を呈し、バックグラウンドノイズがこれらに影響を受け、SNR の増減につながる事が判明した。そこで、臨床に用いる撮像パラメータは、撮像時間をできるだけ短くすることを最優先にして Table 2 のように設定した。

2) Multi-slice MRCP MIP 像と single-slice MRCP の視覚評価

総胆管、胆嚢管、左右肝管の描出能は、multi-slice MRCP と single-slice MRCP の間でほとんど差はみられなかった。肝内胆管と主膵管の描出能は single-slice 法の方が明らかに優れていた (Fig. 6)。Multi-slice 法では撮像時間が 22 秒と長く、呼吸停止困難な患者では、主

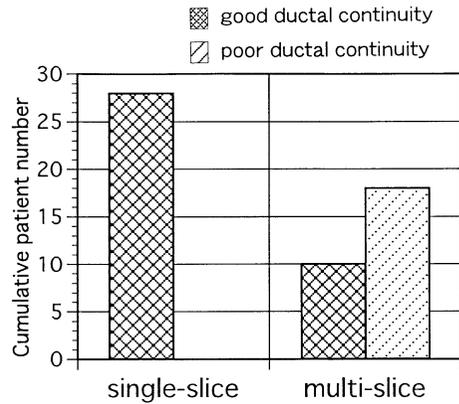


Fig. 7. Comparison of continuities of main pancreatic duct between on the single-slice MRCP images and on the multi-slice MRCP images

Single-slice MRCP showed ductal images with good continuity in all the patients, while multi-slice MRCP showed ductal images with good continuity only in 36% of the patients.

膵管や肝内胆管が途切れたり複数に見えたりした。主膵管の連続性は single-slice 法では全例で連続性良好と評価されたが、multi-slice 法では 28 例中 18 例 (64%) で不連続と評価された (Fig. 7)。また、高信号の胆汁・消化管などが重なった場合、multi-slice 法では MIP 処理を行うことで高信号の重なった部分の情報は失われるのに対し、single-slice 法ではウィンドウの調整により、個々の構造を透視像のように描出することができた (Fig. 8)。

考 察

今回我々は、従来の Fourier 変換法を用いてエコートレイン数 256 の single-shot TSE による single-slice MRCP の最適撮像条件について検討した。この方法は、k 空間の辺縁から順番にエコーデータを配置することにより、非常に長い実効 TE を設定することができる。TR ∞ であるために T₁ 値の影響がないこと、また 1000 ms 以上という非常に長い実効 TE のため

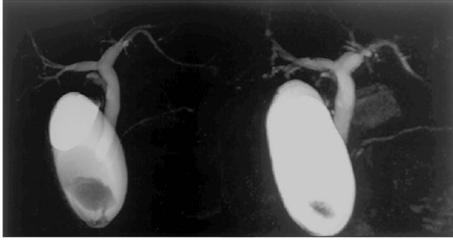


Fig. 8. A 59-year-old patient with cholecystolithiasis

Single-slice MRCP (left) shows a large gall stone surrounded by hyperintense bile, while multi-slice MRCP (right) shows only a small part of the stone as a small defect in the gallbladder. Note the common bile duct (CBD) and the main pancreatic duct (MPD) are seen through the gallbladder on the single-slice MRCP image. In contrast, they are not visualized because of superimposition of the gallbladder on the multi-slice MRCP image. Also note false disruption of the MPD on the multi-slice MRCP image, though of the MPD is seen with good continuity on the single-slice MRCP image.

に、極めて強い T_2 強調像を得ることができ、この条件下では、ファントム実験でも示されたように生理食塩水のみが高信号を呈し生理食塩水以外の試料はほとんど無信号となる。すなわち、胆汁・膵液の信号のみが高信号として描出され、周囲の膵や肝実質、脂肪などの信号はほとんど無信号となり、高コントラストの胆管・膵管像を得ることができる^{1)~3)}。

鮮明な MRCP 像を得るためには、SNR とコントラスト比が高いことが重要である。実効 TE は、ファントム実験でも示されたように、長ければ長いほど SNR は低下するので表面コイルを用いた場合の最短の実効 TE 1300 ms とした。これは機械の制約上これ以上短くすることが現時点で不可能であり今後の課題である。また、一般に SNR を改善するためには加算回数を増加させることも有効な手段である。しかし、ファントム実験で加算による SNR の増加を期待するには、TR は 10 秒以上が必要で

あった。これは水の T_1 , T_2 値が著しく長いいため、TR が短いとその飽和効果が残存するためと考えられる。加算を 2 回とすると呼吸停止時間が約 20 秒と大幅に延長し、実際の撮像ではかえって呼吸停止不良のために画質が劣化することが多い。したがって、臨床ではできるだけ撮像時間を短くすることを最優先とし、加算回数を 1 に設定した。撮像時間は 2.6 秒である。このため呼吸停止下での撮像が容易となり、呼吸の動きによるアーチファクトの少ない画像が得られる。

長いエコートレイン数を用いた TSE 法による MRCP では、膵胆管の辺縁の不鮮明 (blurring) が問題となる。これは half-Fourier 法を用いて、エコーデータを k 空間の中心 (低空間周波数領域) から配置し、信号の弱い後半のエコーを k 空間の辺縁 (高空間周波数領域) に配置した場合や、狭いバンド幅や長いエコースペースでデータを収集した場合に著明である^{8)~11)}。我々の手法は 9.4 ms のエコースペースで高速にデータを収集し、空間分解能を支配する k 空間の辺縁からデータを充填することにより blurring の少ない鮮鋭な画像が得られたと考えられる。

主膵管や肝内胆管のような細い管腔構造を鮮明に描出するためには、高空間分解能、高コントラストの画像が必要である。我々の手法は matrix 256×256 で、pixel size 0.97×0.97 mm と高空間分解能の画像である。FOV は 250 mm と小さく、NSA 1 では折り返りアーチファクトの出現する危険性があるが、直径 200 mm の表面コイルを用いているため、折り返りアーチファクトの信号は小さく視覚上問題にならない。

スライス厚は臨床的にも屈曲する胆管・膵管や胆嚢を十分に含めるためにある程度の厚みが必要である。ファントムではスライス厚を厚くしても生理食塩水の信号強度に差異は認められなかった。しかし、実際に臨床では、胃内の液体や脊柱管内の脳脊髄液の高信号が胆管・膵管

に重なり、読影の妨げになったりスライス内の腸管内空気や蠕動などが、画質劣化の原因になる可能性がある。そこで、スライス厚は50～70 mmを用いて横断像を参考にし3方向（冠状断、両斜位冠状断）で胆管・膵管・胆嚢をカバーするように撮像を行うのが実際的と考えられる（Fig. 9）。また厚いスライスによる single-slice 法は、透視画像の特性を有し、高信号の重なり像、胆石などの欠損像も画像ウィンドウを調整することで観察が可能である。Multi-slice 法では MIP 処理を用いるため、重なった部位の情報は失われてしまったり、膵管が途切れてしまうことがある（Fig. 8）。実際の臨床では、両者を撮像し、全体像を single-slice MRCP で把握し、細部を multi-slice MRCP 元画像で観察するのが合理的と考えられる。

一般に MRCP において脂肪抑制は、脂肪信号を抑制し鮮明な MRCP 像を得るのに有用な方法である。しかし、本法のように非常に長い TE を用いた場合は、ファントム実験でも示さ

れたように脂肪信号もほとんどゼロとなり、脂肪抑制法を併用しなくても比較的鮮明な画像を得ることができる。しかし、より背景の信号を抑制し、鮮明な MRCP 像を得るには脂肪抑制は有用な方法である⁷⁾。

本法の問題点として、今回の研究に我々は表面コイルを用いた。このことにより多くの患者では高い SNR を得ることができる。しかし、体格の大きな患者では表面コイルから胆管・膵管までの距離が長いため、SNR の低下の影響が大きく細い管腔の描出能が低下することがある。これは、背側からの信号も収集することができるフェイズドアレイコイルを用いることで改善できると思われる。第二に、非常に強い T₂ 強調像を用いているため、濃縮胆汁などのために胆嚢や胆管内の T₂ 値が低下している場合には、これらの信号が大きく低下し描出能が低下する。これらは短い実効 TE を用いた multi-slice 法および half-Fourier 法を用いて実効 TE を短くした single-slice 法などで補う必要

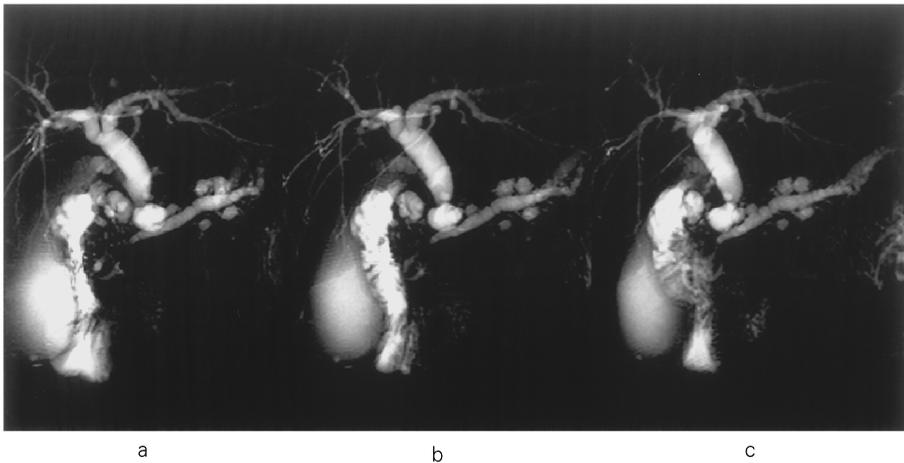


Fig. 9. A 62-year-old patient with biliary dilatation due to periductal fibrosis associated with chronic pancreatitis. Three single-slice MRCP images obtained in coronal and oblique-coronal slice sections give stereoscopic views of pancreatic-biliary trees (a: LAO position of 20°, b: anterior-posterior view, c: RAO position of 20°). Note the ductal narrowing of both the lower CBD and MPD causing of the upstream ducts dilatation. Also note multiple pseudocysts in the pancreas.

がある。

結 語

従来の Fourier 変換法を用いた single-slice MRCP においても短時間でアーチファクトの少ない、高コントラストの膵胆管像の撮像が可能であり、胆管・膵管の全体像を把握するのに有用な撮像法である。透視画像の特徴を有し、重なりあう構造物も個々に認識でき、連続性の良い膵・胆管像が得られる。また、multi-slice 法と組み合わせて検査を行うことにより、診断能が向上すると期待される。

文 献

- 1) Watanabe Y, Dohke M: Diagnostic pitfalls of MR cholangiopancreatography in the evaluation of the biliary tract and gallbladder. *Radiographics* 1999; 19: 415-429
- 2) Watanabe Y, Dohke M: High-resolution MR cholangiopancreatography. *Critical Reviews in Diagnostic Imaging* 1998; 39(2 & 3): 115-258
- 3) Dohke M, Watanabe Y, Okumura A: Anomalies and anatomical variants of the biliary tree revealed by MR cholangiopancreatography. *AJR* in press
- 4) Yamashita Y, Abe Y, Tang Y, et al.: *In vitro* and clinical studies of imaging acquisition in breath-hold MR cholangiopancreatography: single-shot projection technique versus multislice technique. *AJR* 1997; 168: 1449-1454
- 5) 宮崎俊幸, 山下康行, 高橋陸正: MR cholangiopancreatography (MRCP) 画期的胆膵管系撮像法の登場, 進歩と臨床応用の現況 各種 MRCP 撮像法の技術的解説 その特徴と描出能 PSIF/CE-FAST (fast gradient echo) 法と TSE (turbo spin echo) 法. *日本臨床* 1998; 56(11): 2773-2777
- 6) 森本耕治, 山本和子: 消化器系 MRI 診断法の進歩 MR angiography と MR cholangiopancreatography. *日本臨床* 1996; 54(9): 2591-2599
- 7) 道家雅子, 渡邊祐司: MRCP における脂肪抑制法の有用性. *日本臨床* 1998; 56(11): 130-133
- 8) 上田耕司, 廣橋伸治, 北野 悟, 古市欣也, 古矢和彦, 伊藤伸一, 廣橋里奈, 大石 元, 打田日出夫: Single-shot projection MRCP の臨床的評価: バンド幅からみた検討. *日磁医誌* 1997; 6: 341-350
- 9) 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, 渡邊祐司: Single-shot turbo spin-echo を用いた頸部 MR myelography の基礎的検討. *日磁医誌* 2000; 5: 219-226
- 10) Listerud J, Einstein S, Outwater E, et al.: First-principles of fast spin echo. *Magn Reson Quarterly* 1992; 8(4): 199-244
- 11) アレン D エルスター著, 荒木 力監訳: MRI 「超」講義. 第 1 巻第 1 刷. 医学書院 MYW, 1996; 208-212

Single-slice MR Cholangiopancreatography Using Single-shot Turbo Spin Echo

Hideki MITSUI, Takashi TABUCHI, Takashi KIYONO,
Masayuki KUMASHIRO, Kazuaki NAKADA, Yoshinori KAGAWA,
Fumie SASAKI, Masako DOHKE, Yuji WATANABE

*Department of Radiology, Kurashiki Central Hospital
1-1-1 Miwa, Kurashiki, Okayama 710-8602*

The recent development of single-shot TSE sequencing enables one to obtain a single-slice MRCP image with both a 256 echo train length and an extremely long effective TE. The imaging parameters in the single-slice MRCP were optimized in a phantom study. With an effective TE of more than 1300 ms, the SNR of the background was completely suppressed. In contrast, physiologic saline showed extremely high signal intensity. This high signal intensity provided a high contrast for pancreatic juice and bile when compared to the background signals. Optimum scan parameters were determined to be as follows : TR/effective TE of $\infty/1300$, echo train length of 256, 250 mm FOV, 1 NSA, and 50-70 mm slice thickness. By using these parameters, excellent MRCP images were obtained through short imaging time (2.6 s).