

呼吸同期 3D-FT 高速 GRE 法による肝臓 T₁ 強調画像の検討 —呼吸停止下 GRE 法および安静呼吸下 SE 法との比較—

下村 修¹, 林田佳子², 山下康行², 高橋睦正²

¹熊本整形外科病院放射線科 ²熊本大学医学部放射線医学教室

はじめに

高磁場の MRI 装置の場合, 上腹部の T₁ 強調画像に安静呼吸下 spin echo (SE) 法を行うと, 呼吸による motion artifact が著明で, 病変のコントラストを低下させることが多い¹⁾. そこで, 最近では呼吸停止下の gradient echo (GRE) 法が用いられることがあるが^{1)~3)}, 血流の ghost artifact, 呼吸停止不良例での画質の劣化などの問題点がある.

我々は T₁ コントラストに優れる高速 GRE 法の一つである T₁-TFE (preparation pulse を印加した turbo field echo) 法に呼吸同期が併用できることに着目し, 更にこれに zero-fill interpolation 併用三次元フーリエ変換 (以下 3D-FT) 撮像を行うことにより signal-to-noise ratio (SNR) の向上を図る方法 (以下, 呼吸同期高速 GRE 法) を試みた. そこで, この呼吸同期高速 GRE 法と従来用いられている呼吸停止下 GRE 法および安静呼吸下 SE 法を種々の上腹部疾患患者および正常ボランティアに対して施行し, この三つの T₁ 強調画像の比較を行い, 呼吸同期高速 GRE 法の有用性について検討した.

対象および方法

対 象

検討対象症例は肝細胞癌 12 例 (18 病変), 胆管細胞癌 3 例 (3 病変), 肝血管腫 3 例 (4 病変), 肝嚢胞 5 例 (14 病変), 転移性肝腫瘍 1 例 (1 病変), 肝再生結節 1 例 (無数) および正常ボランティア 5 例の計 30 例 (男性 21 例, 女性 9 例, 30~76 歳, 平均 53.3 歳) である. なお, 再生結節を除く肝内占拠性病変についてはいずれも超音波検査あるいは CT 検査にてその病変の存在が証明されている.

撮像方法

使用した MRI 装置は Philips 製 Gyroscan ACS-NT (1.5 T) version 4.5-2 であり, 上腹部に呼吸センサーを装着して body coil にて撮像した. Philips 製 MRI 装置 NT シリーズは version 4.5 以降, turbo spin echo (TSE) 法のみならず高速 GRE 法にも呼吸同期の併用が可能となった. 呼吸同期を併用すると呼吸センサーにより得られた呼吸の周期的な信号のうち呼気の時相を感知して scan が始まる. TSE 法, 高速 GRE 法いずれでも一呼吸ごとの scan 時間を吸気の時相にかからず呼気のみで呼気の時相内におさまるように設定すれば, 呼吸運動の影響が最小限の画像が得られることになる. TSE

法の場合は呼吸ごとの scan 時間が設定 TR のみに依存しており、これを一回の呼気の時間以内に設定すればよく、通常、1.5~2.5 秒となり、呼吸数に応じて設定する。高速 GRE 法の場合は設定 TR だけでなく、180° preparation pulse を印加してから位相エンコードが 0 になるまでの遅延時間である prepulse delay time や k-space のセグメント数、rectangular FOV% (位相方向の矩形有効視野の割合)、scan% (位相方向の matrix の割合) などの複数の因子により規定されており、これらの複数の因子を変化させることにより呼吸ごとの scan 時間をやはり呼吸数に応じて 1.5~2.5 秒程度に設定すればよい。

検討した 3 種の T₁ 強調画像の撮像パラメータを Table 1 に示す。我々の用いた呼吸同期高速 GRE 法は T₁-TFE 法(180° preparation pulse を印加した turbo field echo 法)に呼吸同期を併用し、更に slice 方向に zero-fill interpolation を使用し、3D-FT 法にて撮像したものである。なお呼吸同期高速 GRE 法は横断像の場合、Y 軸(前後)方向の呼吸による motion arti-

fact は呼吸同期により軽減できるが、Z 軸(頭尾)方向の呼吸による artifact は呼吸同期では補正できず、slab 厚が厚いほど Z 軸方向の motion artifact が問題となるため、single slab ではなく、multi-slabs に分割することにより各 slab 厚を薄くし、Z 軸方向の呼吸による motion artifact の軽減を図った。今回は撮像時間の延長も考慮して 3 slabs とした。TE は設定しうる最短値であり、しかも in phase にあたる 4.5 ms を用いた。また TR および prepulse delay time も設定可能な最短値を用いた。Flip angle は 15°, matrix は 230×256、加算回数 2、スライス厚 2.5~6 mm (5~12 mm の zero-fill interpolation)、30 スライスを基本とし、設定上の撮像時間は 1 分 40 秒であり、実撮像時間はその約 2 倍の 3~4 分となった。k-space のセグメント化により prepulse delay time の短縮が著明となり上腹部の T₁ 強調画像として不適切な T₁ コントラストとなるのを避けるため、更に撮像時間の短縮のため k-space のセグメント化は行わなかった。また phase-encoding ordering を centric order とせず se-

Table 1. Pulse Sequence Parameters of Three T₁-weighted Sequences

Parameter	SE	BH-GRE	RT-fast GRE
Repetition time(ms)	400-666	115	9.5
Echo time(ms)	15-20	4.6	4.5
Prepulse delay time(ms)	—	—	824
Flip angle(°)	90	90	15
Matrix(phase×frequency)	230×256	192×256	230×256
Field of view(mm)	252×360	252×360	252×360
Number of signals averaged	2	1	2
Slice thickness(mm)	5-10	5-10	2.5-6*
Number of slices	16	4×4	30
Scan mode	multi-slice	multi-slice	3D(3 slabs)
Scan time(min)	2 : 19-3 : 46	0 : 16×4	3-4

BH: breath-hold, RT: respiratory triggering

* zero-fill interpolation

1998年7月30日受理 1998年9月17日改訂

別刷請求先 〒862-0976 熊本市九品寺 1-15-7 熊本整形外科病院放射線科 下村 修

quential order としたのも、極端な prepulse delay time の短縮を回避し、T₁ コントラストの最適化を図るためである。

呼吸停止下 GRE 法には spoiler pulse は使用しなかった。また本法では 1 回 16 秒の呼吸停止で 4 スライスを得、通常、4 回の呼吸停止により全肝のスライスを得た。

また安静呼吸下 SE 法の場合、PEAR (phase encoded artifact reduction) と呼ばれる phase-reordering 法による呼吸補正を付加することにより呼吸に起因する motion artifact の軽減を図った。

検討方法

各 T₁ 強調画像の定量的評価として肝および脾の SNR、肝と脾の CNR (contrast-to-noise ratio)、肝内病変と肝の CNR を次のように算出した。

肝あるいは脾の SNR = 肝あるいは脾の信号強度/background noise の標準偏差

肝と脾あるいは肝内病変と肝の CNR = 肝と脾あるいは肝内病変と肝の信号強度の差の絶対値/background noise の標準偏差

なお、肝内に複数の病変がある場合は最も大きな病変を計測した。

定性的評価としては、病変のコントラスト、病変の鮮明度、アーチファクト (血流や呼吸による ghost, susceptibility artifact, chemical shift artifact 等)、肝内血管の描出および総合的画質の 5 項目について、2 名の放射線科専門医により視覚的に評価し、4 あるいは 5 段階に (poor=1, fair=2, good=3, excellent=4, アー

チファクトの項目については更に not present=5) スコア化した。

定量的評価、定性的評価はいずれも Wilcoxon の検定を用いて有意差検定を行った。

結 果

呼吸同期高速 GRE 法による T₁ 強調画像の一例を Fig. 1 に示す。実効スライス厚が 3 mm と thin slice であるにもかかわらず、診断的に十分な SNR が得られ、画質も良好である。肝内の血管はよく描出されており、呼吸や大動脈からの ghost artifact も全く認められなかった。肝内に嚢胞と思われる小病変が低信号病変として鮮明に描出され、病変と肝、肝と脾のコントラストも診断的に十分であった。

Table 2 に定量的評価の結果を示す。肝の SNR は呼吸同期高速 GRE 法が有意に高く、安静呼吸下 SE 法と呼吸停止下 GRE 法の間には有意差はみられなかった。脾の SNR については三者間に有意差は認められなかった。また、肝と脾の CNR および肝内病変と肝の CNR についても各撮像中、呼吸同期高速 GRE 法が高かった。なお、安静呼吸下 SE 法と呼吸停止下 GRE 法の間には有意差はみられなかった。

病変のコントラストおよび鮮明度で、呼吸同期高速 GRE 法が最も高い評価が得られ、次いで呼吸停止下 GRE 法、安静呼吸下 SE 法の順であり、三者間にそれぞれ統計学的有意差がみられた (Table 3)。安静呼吸下 SE 法と呼吸停

Table 2. Quantitative Analysis of Three T₁-weighted Sequences

	SE	BH-GRE	RT-fast GRE
SNR of Liver	28.4±6.8*	25.1±6.7*	37.9±7.5
SNR of Spleen	23.1±6.1	19.8±5.7	21.9±4.6
CNR of Liver-Spleen	5.7±3.6*	5.4±2.8*	16.6±4.5
CNR of Lesion-Liver	8.4±6.3*	8.6±5.8*	18.6±12.6

Data are mean±standard deviation.

* Difference with fast GRE is significant (p<0.0001).

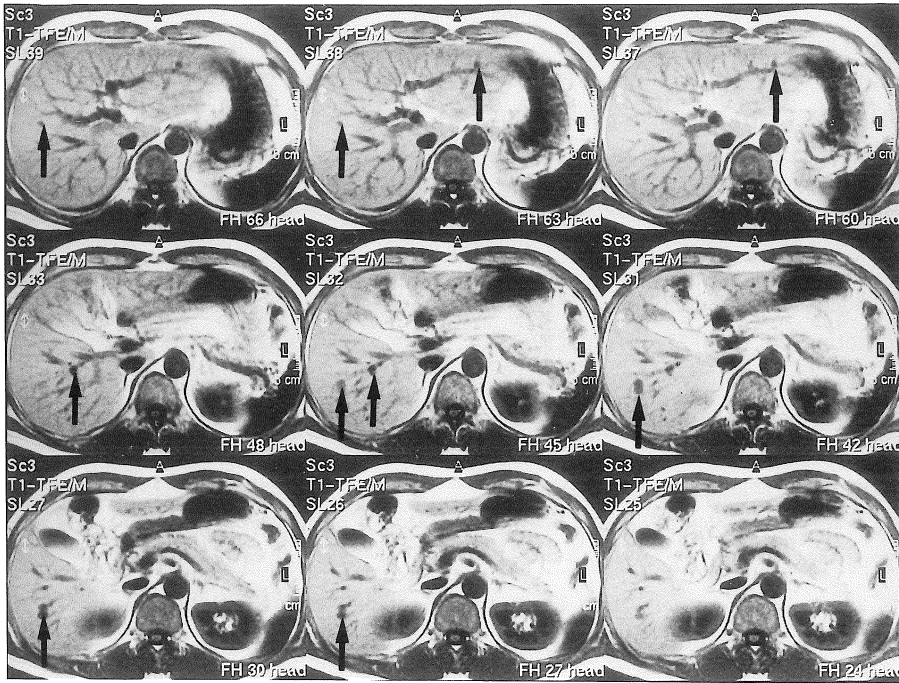


Fig. 1. A 52-year-old man with multiple liver cysts. Respiratory triggered fast GRE imaging. SNR of the liver is satisfactory in spite of thin slice thickness (3 mm). Hepatic vessels are well visualized and the degree of artifacts such as respiratory motion artifact and aortic pulsatile artifact is slight. Small liver cysts are visualized as low signal intensity lesions (arrows). Lesion-liver contrast and liver-spleen contrast are excellent.

Table 3. Qualitative Analysis of Three T₁-weighted Sequences

	SE	BH-GRE	RT-fast GRE
Lesion Contrast	3.1±0.8*§	2.7±0.7*	3.7±0.6
Lesion Conspicuity	2.6±0.7*§	3.0±0.6*	3.8±0.5
Artifacts	2.4±0.6*§	3.1±0.8*	3.9±0.7
Visualization of Intra-hepatic vessels	3.3±0.6*§	2.4±0.5*	3.8±0.4
Overall Image Quality	2.6±0.5*	2.8±0.5*	3.8±0.5

Data are mean±standard deviation.

* Difference with fast GRE is significant (p<0.0001).

§ Difference with GRE is significant (p<0.001).

止下 GRE 法で低信号に描出される病変は、呼吸同期高速 GRE 法ではより低信号に、高信号の病変はより高信号に描出されており、また腫

瘍の内部構造も呼吸同期高速 GRE 法で最も鮮明に描出されていた (Figs. 2, 3). 安静呼吸下 SE 法、呼吸停止下 GRE 法で描出され、呼吸

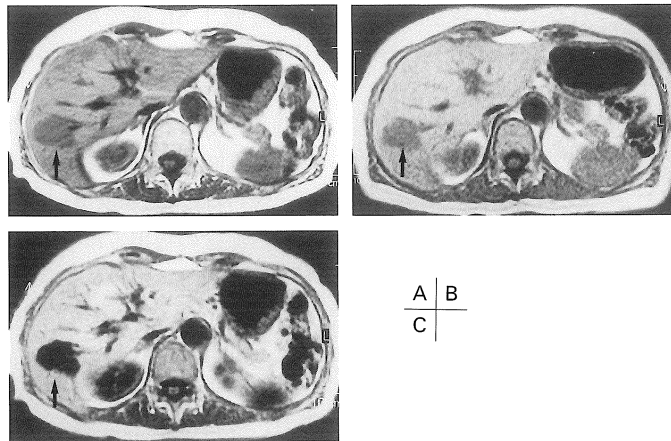


Fig. 2. A 74-year-old woman with hepatic hemangioma.
 (A) Conventional SE image, (B) Breath-hold GRE image, (C) Respiratory triggered fast GRE image
 Hepatic hemangioma is seen in the S6 segment of the liver (arrow). Lesion-liver contrast is significantly higher on respiratory triggered fast GRE image than on conventional SE or breath-hold GRE image.

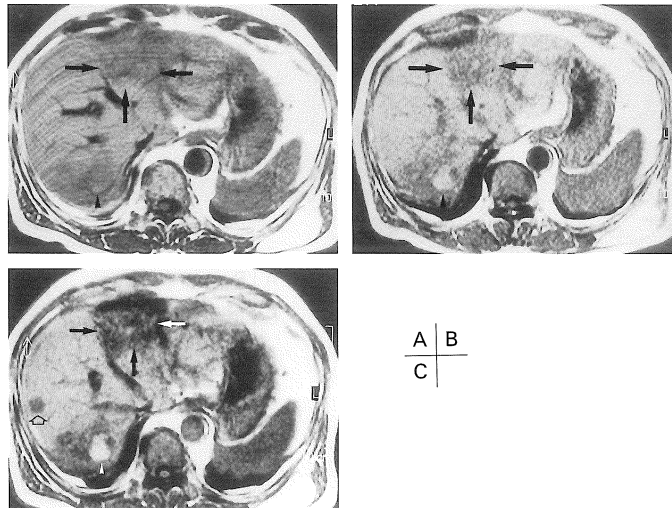


Fig. 3. A 70-year-old man with hepatocellular carcinomas previously-treated with embolization therapy (arrow) and ethanol injection therapy (arrowhead).
 (A) Conventional SE image, (B) Breath-hold GRE image, (C) Respiratory triggered fast GRE image
 Lesion-liver contrast of these lesions are higher on respiratory triggered fast GRE image than on conventional SE and breath-hold GRE image. A lesion in the S7-8 segment is visible as a low signal intensity nodule on only respiratory triggered fast GRE image (open arrow).

同期高速 GRE 法で描出されなかった病変は認められなかった. また肝細胞癌 2 病変が安静呼吸下 SE 法および呼吸停止下 GRE 法で描出されず, 呼吸同期高速 GRE 法で描出されており, 超音波および CT 検査でもその病変の存在が証明された (Fig. 3).

安静呼吸下 SE 法は phase-reordering 法による呼吸補正を使用しているにもかかわらず, 呼吸による ghost artifact が著明な症例が多かった. 呼吸停止下 GRE 法では呼吸による ghost artifact はほとんど認められなかったが, 心・大血管の拍動流による ghost artifact が多かった. 呼吸同期高速 GRE 法では血流および呼吸による ghost artifact はいずれもほとんど認められなかった. また susceptibility artifact は

安静呼吸下 SE 法で最も少なく, 呼吸停止下 GRE 法で目立ち, 呼吸同期高速 GRE 法はその中間程度であった. これらの artifacts の出現例を Fig. 4 に示した. 全体的に artifacts に関しても呼吸同期高速 GRE 法で最も良好な結果が得られた (Table 3).

肝内血管の描出では呼吸停止下 GRE 法で最も不良であり, 呼吸同期高速 GRE 法が最も優れており, 肝内血管構造が鮮明に描出されていた (Table 3, Fig. 4).

総合的画質でも呼吸同期高速 GRE 法が最も優れ, 安静呼吸下 SE 法と呼吸停止下 GRE 法との間には有意差は認められなかった (Table 3).

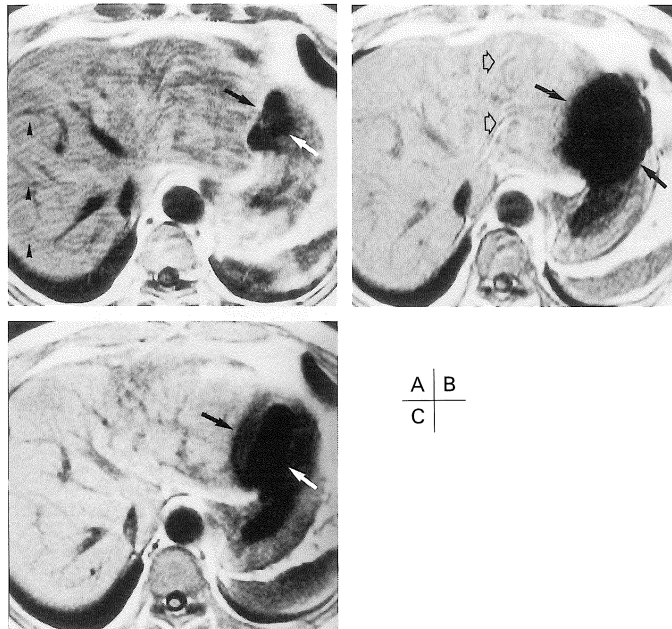


Fig. 4. A 65-year-old man with cholelithiasis. (A) Conventional SE image, (B) Breath-hold GRE image, (C) Respiratory triggered fast GRE image
Susceptibility artifact due to metal clip is seen (arrow). This artifact is most severely recognized on breath-hold GRE image. Respiratory motion artifact is most severely seen on SE image (arrowhead), and aortic pulsatile artifact is seen on breath-hold GRE image (open arrow). Respiratory motion and aortic pulsatile artifacts are least severely seen on respiratory triggered fast GRE image.

考 察

肝の MRI 画像において、例えば早期の高分化型肝細胞癌や腺腫様過形成では T₁ 強調画像で高信号を呈することが多いが、このように病変の存在診断だけでなく質的診断という意味でも良好な T₁ 強調画像が求められる。しかし、従来の SE 法に phase-reordering 法による呼吸補正を併用しても呼吸による motion artifact を完全に除去することは困難であり、特に 1.5 T の高磁場 MRI 装置の場合、この artifact はより顕著である。呼吸の artifact により病変のコントラストは減弱し¹⁾、質的診断だけでなく、存在診断能の低下もおこる。最近では呼吸停止下の GRE 法がよく使用され、phased array coil の使用により、比較的良好な T₁ 強調画像が得られるようになった^{1)~3)}。しかしながら、呼吸停止下 GRE 法では、呼吸による motion artifact は除去されるものの、大動脈からの ghost artifact の混入による肝左葉外側区の病変の描出不良、呼吸停止不良の際の画質の劣化、更には必ずしも SE 法と同じような T₁ コントラストが得られないなどの問題点がある。

そこで我々は呼吸運動に起因する motion artifact を除去する手段として、呼吸停止ではなく呼吸同期に着目した。しかし通常の SE 法では呼吸同期を併用すると TR が延長するため T₁ コントラストが低下する。高速 GRE 法では適切な反転時間の設定により非常に高い T₁ コントラストが得られることが知られているが^{2),4)~7)}、この高速 GRE 法に最近、呼吸同期が使用できるようになった。そこでまず、2D-FT 法による呼吸同期高速 GRE 法 (TR9.5, TE4.5, prepulse delay time 822.5, FA15) を試みたところ、大動脈からだけでなく呼吸による artifact が非常に抑制された画像が得られ T₁ コントラストも高かったが、一見して SNR が不良であったため、ほぼ同一の撮像条件の 3D-FT 法で撮像したところ SNR の明らかな改善

がみられた。また 3D-FT 法の際に顕著に現れるスライス方向の呼吸による artifact は multi-slab 化により軽減させた。

高速 GRE 法では位相エンコードが 0 になるまでの遅延時間によって画像コントラストがほぼ決定されるが、phase encoding を reorder して centric order としたり^{5),6)}、k-space をセグメント化してデータを収集する方法^{6),7)}により prepulse delay time の短縮化が可能となり、高い T₁ コントラストが得られる。しかしながら T₁ の短い肝の T₁ 強調画像にとって prepulse delay time の極端な短縮は肝実質が低信号化することになり不適切なコントラストを招いてしまう。更に k-space のセグメント化は撮像時間の延長にもつながる。そこで我々は phase encoding の reorder は行わず通常の sequential order とし、k-space のセグメント化も行わないで、その上で設定しうる最短の prepulse delay time として極端な prepulse delay time の短縮を回避したところ、腹部における T₁ 強調画像として視覚的に違和感のない良好な T₁ コントラストの画像を得ることができ、しかも従来の安静呼吸下 SE 法や呼吸停止下 GRE 法と比べ、肝と肝内病変および肝と脾の CNR が有意に高かった。

本法で用いた overcontiguous slice と呼ばれる zero-fill interpolation は 50% overlap scan により原画像の半分のスライス厚に再構成し、スライス数の増加および見かけ上の空間分解能の向上を図るものであり、再構成スライス厚が同一である場合、zero-fill interpolation を併用していない場合と比べると理論上 SNR が $\sqrt{2}$ 倍向上することになり、SNR の向上に寄与している。また呼吸同期併用の際に懸念される撮像時間の延長についてもこの zero-fill interpolation を使用することにより撮像時間が半分に短縮化されることになる。実際、30 スライスを 3~4 分程度の実撮像時間で得ることが可能となった。

本法は T₁ コントラストに優れ、種々の arti-

facts が少ないため、我々は上腹部に限らず、腹部全域、更には胸部や骨盤部などの領域でも本法を使用しており、良好な画像を得ている。

結 語

3D-FT 呼吸同期高速 GRE 法の肝における T₁ 強調画像としての有用性を検討した。

この撮像法により従来の安静呼吸下 SE 法や呼吸停止下 GRE 法と比べ、T₁ コントラストに優れ、artifacts が少なく、thin slice でも高画質の T₁ 強調画像が得られる。したがって本法は従来の T₁ 強調画像に取って代わりうる優れた撮像法であると思われた。

文 献

1) 阿部保子, 山下康行, 高橋睦正: 肝臓の高速 MRI. 画像診断 1996; 16: 1105-1115

- 2) 本城和光, 松永尚文, 伊藤克能, 他: 腹部の高速, 超高速 MRI—撮像法の概説, 臨床応用の現況—. 日獨医報 1994; 39: 560-572
- 3) Taupitz M, Hamm B, Speidel A, et al.: Multisection FLASH: method for breath-hold MR imaging of the entire liver. Radiology 1992; 183: 73-79
- 4) Holsinger AE, Riederer SJ, Campeau NG, et al.: T₁-weighted snapshot gradient-echo MR imaging of the abdomen. Radiology 1991; 181: 25-32
- 5) Holsinger AE, Riederer SJ: The importance of phase encoding order in ultrashort TR snapshot MR imaging. Magn Reson Med 1990; 16: 481-488
- 6) Chien D, Atkinson DJ, Edelman RR: Strategies to improve contrast in turbo FLASH imaging: re-ordered phase encoding and k-space segmentation. J Magn Reson Imaging 1991; 1: 63-70
- 7) Edelman RR, Wallner B, Somger A, et al.: Segmented turbo FLASH: method for breath-hold MR imaging of the liver with flexible contrast. Radiology 1990; 177: 515-521

T₁-weighted Liver Imaging with Respiratory Triggering Using 3D-FT Fast Gradient Echo Sequence : Comparison with Breath-hold Gradient Echo and Conventional Spin Echo Sequences

Osamu SHIMOMURA¹, Yoshiko HAYASHIDA², Yasuyuki YAMASHITA²,
Mutsumasa TAKAHASHI²

*¹Department of Radiology, Kumamoto Orthopedic Hospital
1-15-7 Kuhonji, Kumamoto-shi, Kumamoto 862-0976*

²Department of Radiology, Kumamoto University School of Medicine

T₁-weighted liver imaging using respiratory-triggered 3-dimensional Fourier transformation (3D-FT) fast gradient echo sequence at 1.5 T was compared with breath-hold gradient echo (GRE) and conventional spin echo (SE) sequences in 25 patients with focal liver lesions and 5 normal volunteers.

Signal-to-noise ratio (SNR) of the liver, contrast-to-noise ratio (CNR) of the liver to spleen, and CNR of the lesion to liver were significantly higher with respiratory-triggered fast GRE than with breath-hold GRE and conventional SE. The degree of artifacts including respiratory motion and pulsation artifact was less severe on the respiratory-triggered fast GRE sequence. With this sequence, hepatic vascular anatomy was clearly visualized. We believe this new T₁-weighted imaging technique can replace previous T₁-weighted imaging sequences.