肝臓ダイナミックMRIにおける3D-VIBE法の 至適フリップ角の検討

内藤健一・大越幸和・大久保真樹¹⁾
八木下裕子・岡 純子・太田絢子・山本哲史²⁾・駒澤絵美¹⁾

論文受付
2005年1月28日

論文受理
2005年7月24日

Code No. 261

新潟大学医歯学総合病院診療支援部放射線部門
1)新潟大学医学部保健学科放射線技術科学専攻
2)新潟大学医歯学総合病院放射線科

緒言

上腹部領域でのダイナミックMRIの目的として、病変の検出とその質的診断があげられる。病変の検出には高い空間分解能と、その血行動態を反映した高いコントラストがえられるシークエンスが望ましい。また質的診断には、病変における経時的な造影パターンが重要である。近年、三次元(3D)グラジエントエコー法を基にして、zero filling interpolationにより高速撮

像を可能にしたthree-dimensional volumetric interpolated breath-hold examination(3D-VIBE)法が開発され、上腹部領域でのダイナミック撮像に適用されている¹⁻³⁾。また、高速撮像法を利用して動脈優位相を六つの時相に分けて撮像する方法が、多血性の肝細胞癌と偽病変の鑑別に有用であると報告されている³⁾。

通常3D-VIBE法では、ダイナミック撮像などの高速撮像を目的とするため、繰り返し時間(TR)やエコー

Optimization of Flip Angle for 3D-VIBE Technique in Liver Dynamic MRI

KENICHI NAITO, YUKIO OHGOSHI, MASAKI OHKUBO,¹⁾ YUHKO YAGISHITA,
JUNKO OKA, AYAKO OHTA, SATOSHI YAMAMOTO,²⁾
and EMI KOMAZAWA¹⁾

Department of Radiology, Niigata University Medical and Dental Hospital

1)Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Faculty of Medicine,
Niigata University

2)Department of Radiology, Niigata University Medical and Dental Hospital

Received Jan. 28, 2005; Revision accepted July 24, 2005; Code No. 261

Summary

The aim of this study was to determine a moderate flip angle(FA)for dynamic liver MR imaging(MRI) with the three-dimensional volumetric interpolated breath-hold examination(3D-VIBE)technique. Images of phantoms with various T_1 values(44-560 msec)were acquired with the 3D-VIBE sequence($TR/TE=5.2/2.6$ msec)using different FA(5-50 degree). We estimated signal-to-noise ratio(SNR)and contrast-to-noise ratio(CNR), considered to indicate tumor-to-liver contrast, as a function of FA. In phantoms, in which T_1 values(44-191 msec)were assumed to be shortened by the effect of Gd-DTPA in hepatocellular carcinoma(HCC), the highest SNR in each phantom was observed at FA ranging from 15 to 30 degrees. SNRs in other phantoms, in which T_1 values(298-560 msec)were assumed to be normal liver-tissue pre- or post-enhancement, were high with FA of 10-12 degrees, and were remarkably decreased with FA of more than 30 degrees. CNR increased as FA increased in every phantom, especially in the phantom with shortened T_1 values(44-191 msec), suggesting that enlarging FA improved the tumor-to-liver contrast. Taking both results of SNR and CNR into account, we concluded that a moderate FA was approximately 25 degrees. The advantage with an FA of 25 degrees was confirmed in a clinical study of a patient with hypervascular HCC, in which we could observe coronal enhancement surrounding the lesion in the late phase of the double arterial phase by dynamic MRI using the 3D-VIBE technique.

Key words: MRI, VIBE, Liver, Hepatocellular carcinoma, Dynamic MRI

別刷資料請求先: 〒951-8122

新潟県新潟市旭町通1-754

新潟大学医歯学総合病院診療支援部 放射線部門 内藤健一 宛

時間(TE)が短く設定されている。したがって、画像のコントラストを変えるためには、フリップ角(FA: flip angle)の設定が重要となる。3D-VIBE法におけるFAの検討は、肺⁴⁾や乳腺^{5, 6)}の領域で行われている。上腹部領域では、肝臓と脾臓のコントラスト雑音比(contrast-to-noise ratio: CNR)に基づいて、12°が適当であると報告されている^{1, 2)}。しかし、肝細胞癌の描出を目的とした、FAの検討を行った報告はみられない。そこで本研究では、3D-VIBE法を用いた肝臓ダイナミックMRIにおいて、多血性の肝細胞癌の描出を想定した至適なFAを検討する。

1. 方法

1-1 ファントム撮像

使用装置はSiemens社製MAGNETOM Vision(1.5T)で、コイルはquadrature detection head coilを使用した。脂肪抑制を併用した3D-VIBE法を用い、ファントムの撮像を行った。撮像条件はTR: 5.2msec, TE: 2.6msec, スラブ厚: 160mm, スラブ分割数: 32, 実効スライス厚: 5mm, slice partial fourier: 50%, 撮像マトリクス: 112×256(phase: 70%), FOV: 188×300mm(長方形FOV: 5/8), バンド幅: 488Hz/pixel, 加算回数: 1回, 撮像時間は、11secである。FAは5°, 10°, 12°および15°から50°まで5°ずつ大きくして撮像した。この撮像において、受信ゲインなどは一定とした。

ファントムは、日興ファインズ工業社製のポリビニールアルコールファントムを用い、このなかのT₁値の異なる三つのセクションを利用した(Fig. 1a~c)。さらに、ガドリニウム(Gd)造影剤を蒸留水で希釈して自作した三つのファントム(Fig. 1d~f)と併せ、計六つのファントムを同時に撮像した。自作ファントムのGd濃度は、上腹部のダイナミック撮像における大動脈と肝実質の推定濃度⁷⁾を参考にして、最大濃度を5mmol/L(Fig. 1f)とした。

この六つのファントムについて、あらかじめT₁値をconventionalなSE法を用いて測定した。TEを一定にし、異なるTR(27~5000msec, 16通り)で撮像した各画像における信号強度を計測し、カーブフィッティングによってT₁緩和曲線を求め、T₁値を算出した。各ファントムのT₁値は、560, 394, 298, 191, 97, 44msec(a~fの順)である。

1-2 データ解析

グラジエントエコーを利用した撮像において、画像の信号強度Sは次式のように表される。

Fig. 1 Phantoms (a-f) with various T₁ values surrounded by polyvinyl alcohol. Phantom b was assumed to have the T₁ value in normal hepatic tissue for estimating tumor-to-liver contrast.

$$S = \frac{k \cdot \rho \cdot \{1 - \exp(-TR/T_1)\} \cdot \exp(-TE/T_2^*) \cdot \sin \alpha}{1 - \cos \alpha \cdot \exp(-TR/T_1)} \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$= \frac{K \cdot \{1 - \exp(-TR/T_1)\} \cdot \sin \alpha}{1 - \cos \alpha \cdot \exp(-TR/T_1)} \quad \dots\dots\dots (2)$$

ここで、式(1)のkは検出系の比例係数、ρはプロトン密度、αはFAである。FA(α)とT₁値を変数とし、他は定数とすれば、式(2)のように、定数項をKにまとめることができる。撮像条件であるTRとファントムのT₁値を式(2)に代入し、FAを変化させれば、Sの相対的な変化パターンを模擬することができる。Kが未知であるため、Sの値は求められないが、Sの相対的な値(規格化された値)は、T₁とFAによって決定することができる。

FAを変えて撮像した画像を用いて、各ファントムの信号強度を測定する。その一連のデータが、式(2)から算出される各ファントムの変化パターンにフィットするように、最小2乗法によりデータ値を定数倍する。その値をファントムの信号強度として用いる。

1-3 SNRとCNRの算出

信号雑音比(signal-to-noise ratio: SNR)とCNRの算出では、いずれも前項(1-2 データ解析)で求めたファントムの信号強度を用いた。

撮像した画像において、ファントム外の関心領域における信号強度を測定し、これを雑音(noise)とした(Fig. 1)。ファントムの信号強度を雑音で除し、SNRを算出した。

T₁値が394msecのファントムを正常肝臓ファントム

Fig. 2 Signal intensity in the image of each phantom with various T_1 values, indicated by each symbol, was fitted to simulated signal intensity, indicated by each line, as a function of FA.

と想定した(Fig. 1b). この正常肝臓ファントムの信号強度をA, 各ファントム(Fig. 1c~f)の信号強度をBとし, $\{(B-A)/(B+A)\}/\text{noise}$ で算出される値をCNRと定義した. ただし, Bは, 造影効果によって T_1 値が短縮した組織(特に肝細胞癌)を想定していることから, T_1 値が560msecのファントム(Fig. 1a)は除外した.

1-4 正常被験者の撮像

本研究の内容について説明を行い, 十分な理解と同意が得られた正常被験者1名(女性, 26歳)を3D-VIBE法により撮像した. 使用コイルはフェイズドアレイコイルで, 感度補正用のnormalize filterを使用した. FOVは219×350mm(長方形FOV: 5/8)とした. その他の撮像条件は前述(1-1 ファントム撮像)と同様であり, 息止めの状態で撮像を行った. FAは5°~50°に変化させた.

2. 結果

式(2)を用いて計算した信号強度の変化パターンに, ファントムを撮像した画像からえられる信号強度をフィットさせた結果をFig. 2に示す. いずれのファントムにおいても信号強度が最大となるFAが, 計算値よりもやや大きくなる傾向がある. しかし, 全体的な変化パターンはよく適合しており, 実験データと式(2)の整合性が示唆される.

Fig. 2の実験データと背景雑音を用いてSNRを算出した結果をFig. 3に示す. 肝細胞癌のように, 造影効

Fig. 3 Relationship between SNR in the image of each phantom and FA.

果によって短縮した T_1 値を持つ組織を想定したファントム(T_1 値: 44~191msec)で, SNRが最大になるのは, FAが15°~30°の範囲である. 一方, 造影前, あるいは正常肝臓のように造影効果が少ない組織を想定したファントム(T_1 値: 298~560msec)で, SNRが最大になるのは, FAが10°~12°の範囲である. いずれのファントムにおいても, FAが30°よりも大きくなるとSNRは低下し, 特に正常肝臓を想定したファントムにおける低下が著しい.

正常被験者を撮像した画像をFig. 4に示す. 肝臓における信号強度は, FAが10°~12°で高く, FAが30°を超えると信号強度の低下が顕著である. ファントム実験における結果(Fig. 3, T_1 値: 298~560msec)と同様の傾向がみられる.

T_1 値が394msecのファントムを正常肝臓ファントムと想定し, これより短い T_1 値のファントムとのCNRをFig. 5に示す. いずれのファントムもFAが大きくなるとCNRが高くなる. すなわち, 造影効果で肝細胞癌の T_1 値が短縮すると想定した場合, FAが大きい方がCNRは高くなることが分かる.

3. 考察

正常肝臓に想定したファントムのSNRはFAが10°~12°で最大となり, 肝細胞癌に想定したファントムでは15°~30°で最大となる(Fig. 3). 両者のSNRを高くするためには, それらの間の値として, FAは約15°が適切と思われる. 一方CNRは, FAが大きい方が高く

Fig. 4 Liver images in a normal volunteer obtained by the 3D-VIBE technique with various FA. The change of signal intensity in hepatic tissue as a function of FA was similar to that in the phantom with the T_1 value of 298-560 msec indicated in Fig. 3.

Fig. 5 Relationship between CNR in the image of each phantom and FA. CNR was estimated using the contrast in each phantom c-f to b indicated in Fig. 1.

なる (Fig. 5). 特に, FAが約30°くらいまではCNRの増加率も大きく, FAを5°~10°大きくするだけでも, CNRの大幅な増加が期待される. 例えば, FAを15°から25°に大きくしたとき, T_1 値が44~191msecのファントムでは, いずれも約60%のCNRの増加が予測される. 造影剤による肝細胞癌の T_1 短縮効果を考えた場合, 正常肝臓とのコントラストが重要になることから, FAを10°大きくする効果は高いと予想される. FAを25°よりも大きく設定すれば, さらにCNRの向上を見込めるが, SNRの低下は顕著となってしまう (Fig. 3, 4). また, FAが大きくなると脂肪抑制効果が低下するという報告⁶⁾もある. 以上のような理由により, FAは15°よりも10°大きくした約25°が至適であると考ええる.

これまでの肝臓ダイナミックMRIでは, 造影後に動脈優位相と平衡相における撮像が行われる場合が多かった. この場合, 肝細胞癌と偽病変との鑑別がしばしば困難となることがあった. CT hepatic arteriography (CTHA)においては, Double Phase CT arteriographyでの“rim-enhancement”⁸⁾やSingle-level dynamic CTHA

Fig. 6 Dynamic MRI of a 72-year-old man with hepatocellular carcinoma in early (a) and late (b) phase of double arterial phase. CT hepatic arteriography of the same patient in the first phase (c) and the second phase (d). MRI obtained by the 3D-VIBE technique with an FA of 25 degrees shows coronal enhancement surrounding the lesion in late phase (arrowhead), as observed in CT (d).

での“coronal stain”⁹⁾の描出 (いずれも撮像後期に腫瘍を縁取るようにみられる造影部分) がこれらの鑑別に有用であるとされる. 肝臓ダイナミックMRIでは, 近年の高速撮像法を利用することによって, 多時相における撮像が可能となった^{3, 10, 11)}. 動脈優位相を六つの時相に分けて撮像することにより, 多血性肝細胞癌における“coronal enhancement” (腫瘍周辺部だけが高信号に描出される現象) の描出が可能であると報告されている³⁾. このcoronal enhancementはCTHAで報告されているrim-enhancementやcoronal stainと同様の現象と考えられ, 非侵襲的な鑑別法として, 有用性が高いと思われる.

FAを25°に設定し3D-VIBE法にて撮像を行ったところ, 本施設においても同様の現象がとらえられた. 一例として, 肝細胞癌の患者 (男性, 72歳) における結果を示す (Fig. 6). 今回用いた3D-VIBE法では, 全肝を撮像領域とすると動脈優位相を早期と後期の2相に分

けての撮像が限界であり、前述の報告のような6相に分けての撮像はできない。しかし、後期動脈優位相において、coronal enhancement (Fig. 6b)をより明瞭に描出することができた。同時期に行われたCTHA (Fig. 6d)とよく類似している。FAを25°に設定したことによって、ある程度のSNRを保ったうえでCNRの増加が図られ、鋭敏に造影剤を検出した結果と思われる。

CTHAでは、カテーテルを用い肝動脈から選択的に造影剤を注入し撮像を行うため、周囲肝実質への門脈からの造影剤流入がなく、coronal enhancementは良好に描出される。一方、3D-VIBE法を用いたMR撮像では、Gd造影剤を肘静脈から注入している。Gd造影剤はヨード造影剤に比べ、少ない用量で高い信号をえることができる。また、短い時間で造影剤を注入できるため、CTHAのような選択的な注入法と近い状態になり、coronal enhancementが描出されたと推測される。当院では、0.2ml/kg (0.1mmol/kg)のGd造影剤を5秒間で注入し、その後、造影剤の倍量の生理食塩水を10秒間(造影剤と同じ注入速度)で急速注入している。

肝臓ダイナミックMRIにおいて、撮像を開始するタイミングは肝細胞癌の描出に重要な問題である。当院では、全例において造影剤を用いたtest injection法を施行し、個々の患者における腹部大動脈でのtime-intensity curveを測定している。このcurveがピークとなる時刻から、10秒後に撮像を開始してえられる画像を早期動脈優位相における画像とし、30秒後を後期動脈優位相における画像としている。

3D-VIBE法ではTRとTEが非常に短い設定になっていることから、撮像した画像における信号強度の違い

を検討する際には、組織のプロトン密度や T_2^* の値よりも、 T_1 値の違いが重要となる。特に今回は、造影剤による T_1 短縮効果に焦点を絞った検討である。このため、式(2)を想定し、データ(ファントムの信号強度)を T_1 値のみに依存する相対的な数値に換算した。すなわち、各ファントムの T_1 値で決まる信号強度の相対的な変化パターン (Fig. 2)を基に、SNRやCNRを算出し、至適なFAを検討した。これらの想定や設定値(組織の T_1 値など)、あるいは撮像条件(特にTR)の下で検討した結果、FAは約25°が至適条件と考えられた。CNRの算出では、正常肝臓ファントムとして T_1 値が394msecのファントムを選択した。正常肝臓の T_1 値は約500msecとする報告もある¹²⁾。本研究では、造影後(動脈優位相)の画像における、正常肝臓と腫瘍とのコントラストに注目した。正常肝臓においても後期動脈優位相では、ある程度の造影効果が予想され、 T_1 値が短縮すると思われる。そこで、500msecよりも短い値を持つファントムを選択した。ただし、 T_1 値が394msecと560msecのファントムでは、SNRがほぼ同様の変化パターンを示すことから (Fig. 3)、正常肝臓の T_1 値が394~560msecであれば、Fig. 5の結果(グラフの相対的な変化パターン)が大きく変わることはないと考えられる。

4. 結 語

正常肝臓および肝細胞癌の組織における T_1 値を想定したファントムを用いて、3D-VIBE法の至適なFAについて検討した。肝細胞癌の描出には、FAは約25°が適切な条件であると考えられる。

参考文献

- 1) Rofsky NM, Lee VS, Laub G, et al.: Abdominal MR Imaging with a Volumetric Interpolated Breath-hold Examination. *Radiology*, 212(3), 876-884, (1999).
- 2) Lee VS, Lavelle MT, Rofsky NM, et al.: Hepatic MR Imaging with a Dynamic Contrast-enhanced Isotropic Volumetric Interpolated Breath-hold Examination: Feasibility, Reproducibility, and Technical Quality. *Radiology*, 215(2), 365-372, (2000).
- 3) Ito K, Fujita T, Shimizu A, et al.: Multiarterial Phase Dynamic MRI of Small Early Enhancing Hepatic Lesions in Cirrhosis or Chronic Hepatitis: Differentiating Between Hypervascular Hepatocellular Carcinomas and Pseudolesions. *AJR*, 183(3), 699-705, (2004).
- 4) Biederer J, Liess C, Charalambous N, et al.: Volumetric Interpolated Contrast-Enhanced MRA for the Diagnosis of Pulmonary Embolism in an Ex Vivo System. *JMRI*, 19(4), 428-437, (2004).
- 5) 西川数幸, 戸崎光宏, 瀧本輝生, 他: MR mammographyにおける3D-VIBEの至適撮像条件—ファントム実験と臨床評価—. *日磁医誌*, 23(3), 92-98, (2003).
- 6) 打越将人, 植田隆史, 錦 成郎, 他: 乳腺Dynamic MRIにおける3D-VIBE法の有用性—撮像パラメータと造影効果—. *日放技学誌*, 59(6), 759-764, (2003).
- 7) 吉満研吾, 本田 浩: 上腹部のダイナミックMRI: 撮像タイミングの最適化とパルスシーケンスの選択. *日本医放会誌*, 61(8), 408-413, (2001).
- 8) Inoue E, Fujita M, Hosomi N, et al.: Double Phase CT Arteriography of the Whole Liver in the Evaluation of Hepatic Tumors. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 22(1), 64-68, (1998).
- 9) Ueda K, Matsui O, Kawamori Y, et al.: Differentiation of Hypervascular Hepatic Pseudolesions from Hepatocellular Carcinoma: Value of Single-Level Dynamic CT During Hepatic Arteriography. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 22(5), 703-708, (1998).
- 10) Yoshioka H, Takahashi N, Yamaguchi M, et al.: Double Arterial Phase Dynamic MRI With Sensitivity Encoding (SENSE) for Hypervascular Hepatocellular Carcinomas. *JMRI*, 16(3), 259-266, (2002).
- 11) Yoshioka H, Sato J, Takahashi N, et al.: Dual double arterial phase dynamic MR imaging with sensitivity encoding (SENSE): which is better for diagnosing hypervascular hepatocellular carcinomas, in-phase or opposed-phase imaging? *Magn Reson Imaging*, 22(3), 361-367, (2004).
- 12) 永井輝夫 編: 3.2組織特性. *MRI診断学—基礎と臨床—*. pp.139-148, 朝倉書店, 東京, (1988).

図表の説明

- Fig. 1 異なる T_1 値を持つ6種のファントム(a~f)をポリビニールアルコール(含水率82%)のなかに置いた. CNRの算出の際には, ファントムbを正常肝臓ファントムに想定した.
- Fig. 2 FAを変えて撮像した各ファントムの画像における信号強度(各シンボル)を計算値(線)にフィットさせた結果
- Fig. 3 FAを変えて撮像した各ファントムの画像におけるSNR
- Fig. 4 3D-VIBE法を用いて, FAを変えて撮像した正常被験者の画像. 肝臓における信号強度の変化は, Fig. 3に示す T_1 値が298~560msecのファントムにおける結果と同様の傾向がみられる.
- Fig. 5 FAを変えて撮像した各ファントムの画像におけるCNR. CNRは, ファントムbに対する各ファントム(Fig. 1c~f)のコントラストを用いて算出した.
- Fig. 6 肝細胞癌(男性, 72歳). 3D-VIBE法を用いて, 早期動脈優位相(a)と後期動脈優位相(b)においてMR撮像を行った. 同時期にCTHAを行った. 第1相(c)と第2相(d)における画像である. MR画像では, coronal enhancement(矢頭)が描出されており, CTHA(d)における結果と同様である.