テクニカルノート

**頸髄における Low Flip Angle Field Echo 法と腹部における呼吸停止法を用いた
Field Echo 法の検討**

土 井 司・岡 本 俊 成・辻 本 武 士

前 田 要・宇 山 茂 樹

奈良県立医科大学附属病院中央放射線部

奈良県立医科大学附属病院がんセンター

(論文受理 1989年 4 月28日)

(最終論文受理 1989年12月15日)

(Code No. 640)

Key words : Magnetic Resonance Imaging, Field Echo, Flip Angle

**EXAMINED THE LOW FLIP ANGLE FIELD ECHO METHOD IN THE CERVICAL
SPINAL CORD AND FIELD ECHO METHOD USING THE BREATH HOLDING
PRACTICE IN THE ABDOMEN, IN MR IMAGING**

TSUKASA DOI, TOSHINARI OKAMOTO, TAKESHI TSUJIMOTO

KANAME MAEDA, SHIGEKI UYAMA

Department of Radiology, Nara Medical University Hospital

(Article received; Apr 28, 1989)

Summary

The FEDIF[®] method in MR imaging has been examined: In particular, the use of low flip angles for enhancing the cervical spinal cord and breath-holding practice for the abdomen.

The experimental parameters such as the flip angle and TR in the FEDIF[®] method were determined by measuring the MR intensity for white matter, grey matter and cerebrospinal fluid in human brain, and fat in temporal region.

Based on these data, the flip angle clinically suitable for MR imaging of cervical spinal cord and abdomen were determined from the measurement of object contrast and S/N as well as a visual inspection.

Due to the of smaller motion artifacts present in the FEDIF[®] method with 8° flip angle than the long SE method, the former is clinically more advantageous than the latter to obtain the enhancement of cerebrospinal fluid.

頸髄における Low Flip Angle Field Echo 法と腹部における呼吸停止法を用いた Field Echo 法の検討 (土井・他)

The imaging with breath-holding in abdomen produced distinctly clear images. The contrast between different tissues can be varied by flip angle, and thus, a region of interest is clearly seen.

The above result can lead to the conclusion that the FEDIF[®] method is extremely suitable for obtaining distinct images from the abdomen and cervical spinal cord in a shorter time than other MR imaging method.

緒 言

核磁気共鳴画像 (Magnetic Resonance Imaging: MRI) の撮像法において MR 信号を得る方法として、スピンエコー (Spin Echo: SE) 法とフィールドエコー (Field Echo: FE) 法がある (Fig. 1)¹⁾。前者は、 180° パルスを与えることにより²⁾、後者は、傾斜磁場 (Gradient) を反転することにより信号を得る方法である³⁾。SE 法は、エコー時間 (TE) や反転時間 (TI) と繰り返し時間 (TR) を変化させることにより組織間コントラストが変化し、T1 強調画像および T2 強調画像などを得る方法である²⁾。それに比べ FE 法は、TR を短く設定することができ、Flip Angle を変化させることにより組織間コントラストが変化するという特徴がある。したがって、Flip Angle を小さくすることにより T1 の影響を抑制した T2 強調画像 (T2* 強調画像) を短時間に得ることが可能である³⁾。

そこで、当装置において FEDIF 法[®]と称している Field Echo 法の一つで水と脂肪の共鳴周波数が out of phase となる時間を TE にすることにより、水と脂肪を

含んだ組織の信号が Cancellation された画像が得られる撮影法を用いて⁴⁾⁵⁾、①頸髄における脊髓造影の効果をj得るための Low Flip Angle FEDIF 法[®]と、②腹部における呼吸停止法を用いて良好なコントラストが得られる FEDIF 法[®]の最適の Flip Angle について検討した。

方 法

使用機種は、PICKER 社製 VISTA-MR.HF (1.5T) である。

[1] 各組織の Parameter に対する変化の傾向をみるために、基礎データとして成人男女 8 名の脳における白質 (W)、灰白質 (G)、脳脊髄液 (C) および側頭部の脂肪 (F) について、

(1) Flip Angle を 90° 一定とし、TR の変化に対する各組織の信号強度の変化を測定した。

(2) TE: 12msec 一定とし、TR (83msec-500msec) を Parameter として Flip Angle ($5-90^\circ$) に対する信号強度の変化を測定した⁶⁾⁷⁾。TR: 83msec は、FEDIF 法[®] (TE: 12msec) で一枚 Scan する場合の最小の TR である。

Fig. 1 The theory of the field echo and the spin echo methods.

[2] 頸髄では、成人男女 7 名を対象とした。Slice 厚：5 mm の Sagittal Scan とし、TR は、Low Flip Angle においてもある程度信号が得られ、7 枚の Multi Slice が可能で、比較的短時間に撮影可能な 300 msec を選択した。Flip Angle を 4° 6° 8° 10° 12° と変化させ、頸髄と脳脊髄液の組織間コントラスト (Object Contrast) および S/N 比を測定した⁸⁾。臨床画像の組織間コントラスト (1) および S/N 比 (2) は、Dr. Enzman らが心拍同期法や Cerebellopontine Angle, 内耳道などの画質評価に用いた式を利用した⁹⁾。

$$C_0 = \frac{(I_g - I_w)}{I_w} \quad (1)$$

$$S/N = \frac{(I_g - I_a)}{\sqrt{(S_a)^2 + (I_a)^2}} \quad (2)$$

Sa：空氣の標準偏差，Ia：空氣の信号強度，Ig：ある組織の信号強度，Iw：ある組織と比較される組織の信号強度として現した。また，Views：192，Repetition No.：4，F.O.V.：25 cm，7 枚の Multi Slice とした。

[3] 腹部においては、肝細胞癌 25 例、肝血管腫 22 例の呼吸停止による短時間撮影を試みた。多少の呼吸性移動があっても微小な疾患を描出可能な Multi Slice で、Views：128，Repetition No.：1 の条件で呼吸停止可能な TR：150 msec を選択し 4 枚の Multi Slice とした。Slice 厚さは 10 mm，F.O.V. は 40 cm である。Flip Angle を 90° 70° 50° 30° 20° 15° 10° 5° と変化させ、肝実質と腫瘍部の信号強度を測定することにより組織間コントラストおよび腫瘍描出の変化について検討し、実用における最適の Flip Angle を求めた。

また、腎臓においても、同様に正常、異常を含めた 18 例の Coronal Scan による皮質と髓質の信号強度を測定した。また、TR および T1 値、T2* 値から Flip Angle に対する信号強度を求める理論式 (3) より得た結果と比較した。

$$I \propto \exp\left(-\frac{TE}{T2^*}\right) \times \frac{\sin \theta \left[1 - \exp\left(-\frac{TR}{T1}\right)\right]}{1 - \cos \theta \cdot \exp\left(-\frac{TR}{T1}\right)} \quad (3)$$

皮質、髓質の T1 値、T2 値は、Short SE 法、Long SE 法、IR 法を Scan した画像より計算画像を作成して測定し、T2* の値は T2 値とほぼ同様の変化を示すとして T2 値を代入した⁵⁾¹⁰⁾。

結 果

[1] Fig. 2 は、Flip Angle を 90° 一定とし、TR の変化に対する各組織の信号高度の変化を測定した結果であ

Fig. 2 Measured signal intensities as a function of TR for gray matter (G: ■), white matter (W: ▲), CSF (C: ★) and fat (F: ●) in healthy volunteer, using the FEDIF method. (Fixed flip angle=90°)

る。白質、灰白質、脳脊髄液の信号強度は、TR が長くなるにしたがってほぼ比例関係に上昇した。白質と灰白質の信号強度は、脳脊髄液に比べて TR が長くなるにしたがってより高くなった。脂肪の信号強度は、Water/Fat Cancellation により TR が約 200 msec 以上で白質より、約 400 msec 以上で灰白質より信号強度が低くなった。

Fig. 3 は、TE：12 msec 一定とし、TR が 83 msec (a)、150 msec (b)、300 msec (c) のときの各組織の Flip Angle に対する信号強度を測定した結果である。Flip Angle を変えることにより、各組織間のコントラストも変化し、白質は Flip Angle 30°-50°、灰白質：25°-35°、脳脊髄液：17°-25°、脂肪：90° で最高の信号強度を示した。また、TR が長くなるほど Flip Angle の大きい方で最高の信号強度を示す傾向があった。脳脊髄液と白質、灰白質との信号強度の逆転現象は、TR：83 msec で 6°、TR：150 msec で 7°-10°、TR：300 msec で 11°-15° と TR が長くなるにしたがって逆転現象を起こす Flip Angle が大きい方へ移動した。また、4° 以下では信号強度が弱く測定不可能であった。

[2] 頸髄における脊髄造影の効果をj得るための Low Flip Angle FEDIF 法[®]の利用

Fig. 4 は、TR：300 msec、Flip Angle 6° 8° 10° で撮影した頸髄の画像である。脳脊髄液が高信号となり、流れの影響を受けない画像が得られた。この画像から頸髄と

頸髄における Low Flip Angle Field Echo 法と腹部における呼吸停止法を用いた Field Echo 法の検討 (土井・他)

Fig. 3 Measured signal intensities as a function of flip angle for each tissue when TR is 83msec (a), TR is 150msec (b) and TR is 300msec (c). (Fixed TE=12msec)

Fig. 4 Sagittal images of the cervical spine acquired with flip angles of 6°, 8° and 10°.

脳脊髄液の組織間コントラストおよび S/N 比を測定した結果が Fig. 5 である。脊髄と脳脊髄液の組織間コントラストは、Flip Angle が 12° から 4° へと小さくなるにしたがって、ほぼ比例関係に高くなり、S/N 比は、それとは逆に Flip Angle が大きくなるにしたがって良くなった。

[3] FEDIF 法[®]を用い呼吸停止法を併用した腹部における最適の Flip Angle の検討

Fig. 6, Fig. 7 は、FEDIF 法[®]の Flip Angle を 90° から 5° まで変化させた腹部(肝腫瘍 Fig. 6: 肝細胞癌, Fig. 7 肝血管種)の Transverse 画像である。Flip Angle 90° - 50° で腫瘍部分の低信号領域が認められ、30° で肝臓実

Fig. 6 Images of hepatocellular carcinoma under functions of variable flip angles in the breath holding method.

Fig. 7 Images of hemangioma of the liver under variable flip angles in the breath holding method.

質部分とほぼ等信号となった。20 以下になると腫瘍部分が高信号となり、Flip Angle が小さくなるにしたがってさらに強調されているが、5 になると S/N 比が急激に低下した。

血管系では、Flip Angle が小さくなるにしたがって腹部大動脈の信号強度が低下しているが、門脈では、Flip Angle 90 70 で本幹部分のみが高信号に、50 以下になると末梢部まで高信号に描出され始め、約30 をピークに徐々に肝臓との相対信号強度が低下した。

Fig. 8 は、Fig. 6, Fig. 7 の臨床画像より肝臓実質部と腫瘍部の Flip Angle に対する信号強度の変化を測定した結果である。肝実質の信号強度は、Flip Angle が90° から小さくなるにしたがって高くなり Flip Angle 50° の時を最高に信号強度は小さくなった。肝細胞癌は、肝血管腫に比べて信号強度の変化が大きく、Flip Angle 40° より高くなると肝血管腫より低く、Flip Angle 15° 以下になると肝血管腫より低くなった。最高の信号強度は、肝細胞癌の方が、肝血管腫に比べて高く、肝細胞癌は Flip

Angle 28° の時、肝血管腫は35° の時に示した。コントラストカーブは、各組織と肝実質部の信号強度の交点である Flip Angle 50° を中心に双方に高くなった。

腎臓では、Short SE 法、Long SE 法、IR 法で得た画像を互いに Subtraction し T1 値 T2 値を求めた結果、

Fig. 8 Measured signal intensities as a function of the flip angle of tumors (hepatocellular carcinoma: ■, hemangio of the liver: ▲) and liver (●), and measured object contrast between liver and each tumor in Figs. 6 and 7.

Fig. 9 Simulated curves of signal intensity (line) of the renal cortex and medulla, and the curve of the object contrast (dotted line) between those, under the formular of

$$I \propto \exp\left(-\frac{TE}{T2^*}\right) \times \frac{\sin \theta \left[1 - \exp\left(-\frac{TR}{T1}\right)\right]}{1 - \cos \theta \cdot \exp\left(-\frac{TR}{T1}\right)}$$

Each functions is set in TR=150msec, T1=500msec, T2=200msec in renal cortex and T1=700msec, T2=200msec in renal medulla.

頸髄における Low Flip Angle Field Echo 法と腹部における呼吸停止法を用いた Field Echo 法の検討 (土井・他)

Fig. 10 Coronal images of the kidney taken under a variable in the breath holding method.

Fig. 11 Measured signal intensities as a function of flip angle of renal cortex (●) and renal medulla (■), and measured object contrast between renal cortex and renal medulla in Fig. 10.

皮質の T1 値は500msec, T2 値は200msec, 髄質の T1 値は700msec, T2 値は200msec であった。理論式より得た信号強度は、皮質が Flip Angle 約40°で、髄質が約32°で最高になった。コントラストは、Flip Angle が大きくなるほど良くなった (Fig. 9)。Fig. 11 は、Fig. 10 の臨床画像より腎皮質部と腎髄質部の Flip Angle に対する信号強度の変化を測定した結果である。理論式より得た信号強度曲線とほぼ同様の結果が得られた。

考 察

当装置における Field Echo 法は、Read Gradient を反転することにより Echo 信号を得る方法 (Fig. 1) で、TR (繰り返し時間) を最も短く設定できる特徴をもっている。

ただし、当装置の FEDIF 法[®]は TE:12msec のみ使用可能である。

頸髄において、Low Flip Angle FEDIF 法[®]を用いることにより、MAST (Motion Artifact Suppression Technique)¹¹⁾を用いた Long SE 法で得られる画像と同様の流れの影響を受けない脳脊髄液が高信号となる画像が得られた。また、以下のような長所も認めた。① TR を短くできるので、Long SE 法に比べ下顎や咽頭部の Motion Artifact の影響が少ない。②脂肪を多く含む組織の信号を抑制するので、項部が Long SE 法に比べて低信号に描出され観察しやすい。③同じ Views で、Long SE 法を TR:2000msec, Repetition No.: 2 で FEDIF 法[®]を TR:300msec, Repetition No.: 4 で撮影した場合を比べると FEDIF 法[®]は、Long SE 法の 3 分の 1 以下の時間で撮影可能である。

さらに、Flip Angle 4°-12°の頸髄の画像から最適の Flip Angle を求めるために、Flip Angle 4° 6° 8° 10° 12° で撮影した頸髄の画像を MRI 診断医および担当技師10名に、コントラストと S/N 比とを別々に視覚評価を得た。コントラストは、Flip Angle 6°と8°がよいが、診断上有用な S/N 比を得るには、Flip Angle 8°以上が必要であるという結果を得た。

以上より、FEDIF 法[®]を用いて頸髄における脊髄造影の効果を得る画像の Flip Angle は TR:300msec のとき8°が最適と思われる。しかし、当院のデータでは、脊髄の椎間板に変性がある場合など、Long SE 法の方が FEDIF 法[®]より変性に対し敏感に信号が低くなるという特徴を認めており、すべてが FEDIF 法[®]に置き代わるとは言いがたい。

腹部において微小な疾患の描出や、動きのない鮮明な画像を得るために呼吸停止は、MRI においても不可欠であると思われる。さらに、われわれは全肝を呼吸停止を用いて Scan することも考え Multi Scan の可能な条件を選択した。その結果、TR:150msec にて Flip Angle を変えることにより、組織間コントラストも変化し目的部位を明確に描出し得た。Flip Angle 70°-90°の T1 強調画像では、肝細胞癌の方が肝血管腫に比べて信号強度が低いので肝実質とのコントラストがよく、Flip Angle 30°以下の T2* 強調画像では、信号強度に差はないものの肝細胞癌は、ほぼ円形に高信号に描出され内部は不均一であり、肝血管腫は、辺縁は不明瞭なことが多く、内部は均一である。という臨床結果も当院では得ている。

腎臓においても、臨床画像と Simulation Curve から

コントラストを求めた結果がほぼ一致した。Flip Angle 90° にて最も高い値を得たにもかかわらず、S/N 比を含めた視覚評価においては、Flip Angle 70° 50° が良いという結果を得た。これは、Field Echo 法の短所である Magnetic Susceptibility Artifact が信号強度が弱くなった Flip Angle 90° で影響をおよぼしたとも考えられる¹²⁾。

したがって上腹部において、組織間コントラストが良く信号強度の比較的高い Flip Angle 70° と、腫瘍が高信号に描出され腫瘍検出率の高い Flip Angle 15° の 2 種が呼吸停止法を併用した FEDIF 法[®]の Flip Angle として最適であると思われる。

また、呼吸停止による FEDIF 法[®]の利用は上腹部のみに限らず、膀胱では、Flip Angle 30° で膀胱腫瘍の膀胱壁への浸潤などが明瞭に認められ、後腹膜リンパ節の腫大や腹部腫瘍の腸間膜への浸潤などが Flip Angle 70° の呼吸停止法を併用した FEDIF 法[®]を用いることにより Short SE 法や Long SE 法にて得た画像より情報量の多い画像を得ることができるという結果も得ている。

結 論

頸髄において、Flip Angle 8° による FEDIF 法[®]は、脊髄造影の効果をj得る画像として臨床上十分有用となり得た。また、腹部において、FEDIF 法[®]を用いた呼吸停止画像は、組織間コントラストのよい Flip Angle 70° と、腫瘍検出率の高い Flip Angle 15° の 2 種を用いることにより、さらに診断能を高めることができた。

以上より、これらは、現在の MRI の欠点である検査所要時間、腹部における画像の鮮明度および腫瘍検出率を大幅に改善するものであり、今後、益々有用になると思われる。

この論文の要旨は、第44回日本放射線技術学会総会、演題番号459、460、461にて発表した。

謝 辞

この実験に際し、御協力、御指導下さった奈良県立医科大学付属病院放射線科教授、打田日出夫先生、同医師、岩崎聖、尾辻秀章、廣橋伸治、津島寿一各先生に感謝します。

参 考 文 献

- 1) A Communication of News, Views and Reviews for VISTAR MR User, p. 20-22, PICKER CLINICAL SCIENCE CENTER, November, (1987)
- 2) 亀井裕孟, 有泉 昇, 他: NMR 医学 (基礎と臨

床), p. 21-47, 10 p. 1 41-148, 丸善株式会社, (1984)

- 3) Felixx W. Wehrli: Fast-Scan Imaging: Principles and Contrast Phenomenology, Magnetic REsonance Imaging of the Body, C.B. Higgins and H. Hricak, Raven Press, New York, (1987)
- 4) Timothy C. Mills, Douglas A. Ortendahl, Nola M. Hylton, et al.: INVESTIGATION OF PARTIAL FLIP ANGLE MAGNETIC RESONANCE IMAGING. IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 33, No. 1, February (1986)
- 5) FLASH and FISP Gradient Echo Pulse Sequence, Simens Medical Systems, Inc., (1987)
- 6) Timothy C. Mills, Douglas A. Ortendahl, Nola M. Hylton, et al.: Partial Flip Angle MR Imaging, Radiology; 162: 531-539 (1987)
- 7) P.VAN.DER. Meulen, J.P. Groen, J.J.M. Cuppen: VERY FAST MR IMAGING BY FIELD ECHOES AND SMALL ANGLE EXCITATION. Magnetic Resonance Imaging. Vol. 3. pp. 297-299, (1985)
- 8) Dieter R. Enzmann, Jeremy B. Rubin, Allan Wright: Use of Cerebrospinal Fluid Gating to Improve T2-weighted Images. Radiology; 162: 763 (1987)
- 9) Dieter R. Enzmann, Jim O'Donohue: Optimizing MR Imaging for Detecting Small Tumors in the Cerebellopontine Angle and Internal Auditory Canal, AJNR: 8 January/February (1987)
- 10) Mark L. Winkler, MD • Douglas A. Ortendahl, PhD • Timothy C. Mills: Characteristics of Partial Flip Angle and Gradient Reversal MR Imaging. Radiology; 166: 17-26 (1988)
- 11) Pradip M. Pattany, Jeffrey J. Phillips, Lee C. Chiu, et al.: Motion Artifact Suppression Technique (MAST) for MR Imaging, Journal of Computer Assisted Tomography, 11(3): 369-377. May/June (1987)
- 12) K.M. Ludeke, P. Roschmann, R. Tischler: SUSCEPTIBILITY ARTEFACT IN NMR IMAGING, Magnetic Resonance Imaging, Vol. 3. pp. 329-343, (1985)