



Title	マルチプラスピンエコー像によるMRI画像合成-新しい 画像合成法と画質改良へのその応用-
Author(s)	原田, 貢士; 門田, 強; 金, 尚元 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1987, 47(7), p. 983-988
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19810
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

マルチプラスピンエコー像によるMRI画像合成 —新しい画像合成法と画質改良へのその応用—

大阪大学医学部放射線医学教室

原田 貢士 門田 強 金 尚元 小塙 隆弘

(昭和61年11月14日受付)

(昭和61年12月22日最終原稿受付)

MR image synthesis using multiple spin echoes

Koushi Harada, Tsuyoshi Kadota, Shogen Kim and Takahiro Kozuka
Department of Radiology, Osaka University Medical School

Research code : 209.2 or 208.9

Key Words : magnetic resonance, magnetic resonance, technology
magnetic resonance, image processing

A new method of spin echo image synthesis is reported. This method uses a combination of multiple spin echo image trains as source images. The combination and the coefficient of the source image are essential to determine both the TE and the quality of the synthesized image. The coefficient is arbitrarily specified by the operator and is used in the image processing. T_2 calculation is not prerequisite to the process. Some of the synthesized images exhibit higher S/N ratios than the original ones representing the same TE. The images at arbitrary TE are able to be formed by this method as well as previously reported methods. But the images for TRs different from that used to acquire the source images cannot be produced, because there isn't enough T_1 -information in the sources.

はじめに

スピノンエコー法は、現在MRIで最も頻繁に使用される映像法であり、これにより得られる T_2 強調画像は疾患に対する sensitivity の高さより臨床的に極めて重要視されている¹⁾。しかしながら、静磁場強度の低い常電導装置では T_2 強調画像を得る場合、臨床診断に用い得る画質を確保するために averaging が避けられず長いスキャン時間が必要となる。

我々はスキャン時間を短縮することを第一の目的に、averaging を行わずに撮影したマルチプラスピンエコー (MSE) 像を組合せて、臨床診断に用い得るよう画質を改善した合成 T_2 強調画像を作成した。この報告では我々の行っている画像合

成法およびその有用性について報告する。

方 法

MSE 像の信号強度式は、TR を一定とした場合、TE_i のエコー時間をもつ i 番目のスピノンエコー像の信号強度 S_i は

$$S_i = \rho \cdot \exp(-TE_i/T_2)$$

で表わされる。ただし、 ρ は撮影したパルスシーカンスにおける pseudo-density。両辺の対数をとると、

$$\ln S_i = \ln \rho - TE_i/T_2$$

となる。この両辺に任意の係数 A_i をかけ、各エコー像について両辺をそれぞれ加え合わせると、

$$\Sigma (A_i \cdot \ln S_i) =$$

$$\Sigma A_i \cdot \ln \rho - \Sigma (A_i \cdot TE_i)/T_2$$

右辺は ΣA_i で割ることにより (但し, $\Sigma A_i \neq 0$), $\Sigma (A_i \cdot TE_i) / \Sigma A_i$ のエコー時間もつスピンエコー像の信号強度を表わしており, このときの信号強度を S とおくと,

$$S = \exp \{ \Sigma (A_i \cdot \ln S_i) / \Sigma A_i \} \quad \dots \dots \dots \text{式 1}$$

で計算される。

我々は, averaging なし (以後, averaging 1 回と表現する) で撮影した MSE 像 (エコー数 6 ~ 8) の任意の複数 (2 ~ 4) の像を組合せて上述の式により処理を行い新しい画像を合成した (ただし, 我々の装置では奇数エコーと偶数エコーで空間的 registration がずれ, この補正が困難なため, 実際には奇数エコー同士, 偶数エコー同士で処理を行った). そのうえで, 同一のパルスシーケンスで averaging 2 ~ 4 回を行って得た同一のエコー時間 (90 ~ 120ms) の T_2 強調画像と画質を比較検討した. 今回の画質の検討では単純化するために式 1 の係数 A_i はすべて 1 とした. 実験に用いた画像マトリックスサイズは 256×256 である. 使用した MRI 装置は 0.1T の常電導型装置である.

1) 均一ファントーム実験

硫酸ニッケル溶液を用いて作成した均一ファントーム ($T_2 = 100\text{ms}$) を対象に MSE 法 (600, 30 : エコー数 8) にて averaging 1 回, 2 回, 3 回および 4 回の撮影を行い, それぞれの各スピンエコー像の S/N を求めた. つぎに averaging 1 回のスピンエコー像 2 ~ 4 枚を組合せて上記の方法で合成した T_2 強調像の S/N を求め, 対応するエコー時間の非合成像の S/N と対比した. S/N はファントム像上に 50×50 の ROI を設定して求めた.

2) コントラストファントーム実験

大きなスミカゲルファントームの中にさらに T_2 の異なる小さなスミカゲルファントームを封

Table 1 Signal to Noise Ratio

Average	Echo No.	1	2	3	4	5	6	7	8
1	1	18.3	14.0	10.2	7.32	5.67	4.58	3.33	2.59
2	2	24.0	17.9	14.3	10.5	7.93	5.81	4.09	3.46
3	3	30.9	21.3	16.4	12.7	9.48	7.28	5.49	3.99
4	4	33.0	22.6	18.5	14.1	10.7	8.04	5.79	4.27

Table 2 Source Images and Signal to Noise Ratios of Synthetic Images

Synthetic \ Source	11E	12E	13E	14E	15E	16E	17E	18E	TE	S/N
09A	○		○		○				90	13.6
05A		○		○					90	12.5
01A	○			○					90	10.5
11A		○		○		○			120	10.9
12A	○		○		○		○		120	9.72
03A		○		○					120	9.54
06A		○			○				120	8.46
02A	○					○			120	6.17
08A			○		○				150	7.80
10A			○		○		○		150	7.48
13A	○		○		○		○	150		7.37
04A		○				○			150	5.92
07A		○					○	150		4.68

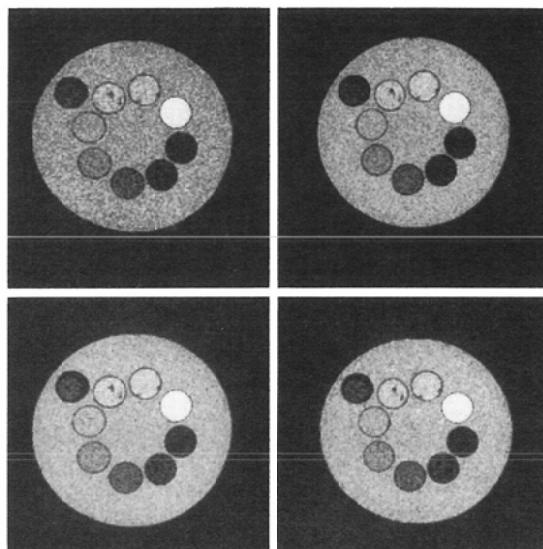
Original images were acquired by MSE sequence with a inter-echo-time of 30ms. 11E is the first echo of the original images. 12E is the second, and so on. Combinations of the source images are marked by "○". For example, synthetic image 09A is made from the original images 11E, 13E and 15E. All coefficients used in synthesizing above images are 1

入り、コントラストファントームとした²⁾。このファントームを対象として MSE 法 (1000, 30 : エコー数 8) にて averaging 1 回および 2 回の撮影を行った。上記の均一ファントーム実験で良好な S/N を示した上位 2 組の組合せにより averaging

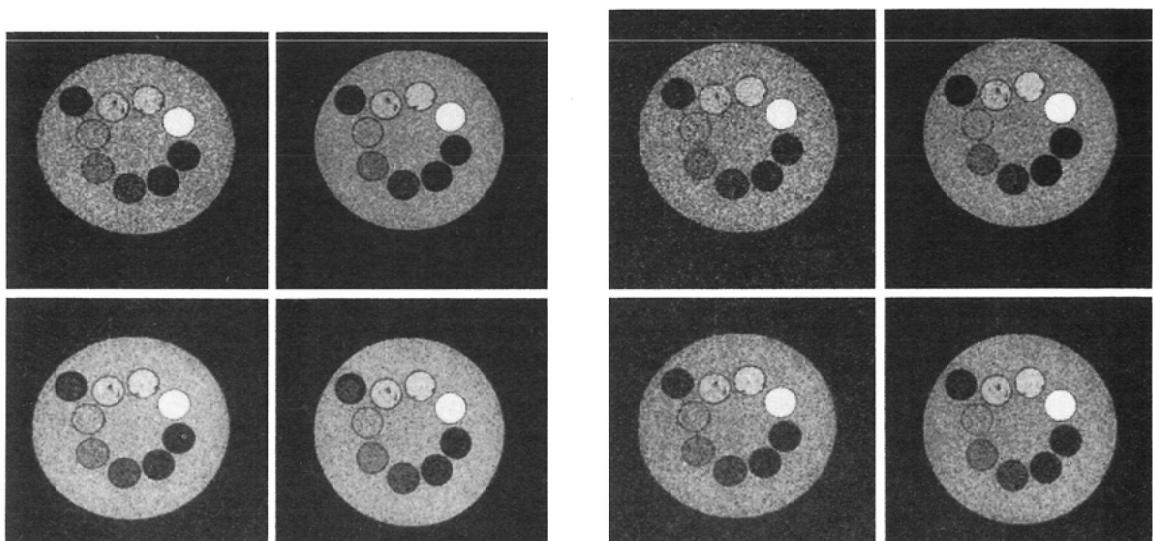
1 回のスピンドル像を使って合成した T_2 強調像と、対応するエコー時間の averaging 2 回像を視覚的に比較検討した。

結果

1) 均一ファントーム実験



1a



1b

1c

Fig. 1 Comparison of Acquired and Synthetic Images

1 average	2 average
synthetic 1	synthetic 2

(a) TE 90ms, (b) TE 120ms, (c) TE 150ms

averaging 1～4回で撮影した各スピニエコー像のS/NをTable 1に示す。Table 2にaveraging 1回のスピニエコー像2～4枚を使用して合成したT₂強調画像のエコー時間、S/Nおよび原画像の組合せを示す。エコー時間90、120、150msの各合成画像のなかで良好なS/Nを示したものでは、対応するエコー時間のaveraging 2回像のS/Nとほぼ匹敵した。

2) コントラストファントーム実験

averaging 1回像、2回像および合成像2枚を一組として、エコー時間90、120、150msに相当する三組のT₂強調画像をFig. 1に呈示する。合成像はいずれも明らかにaveraging 1回像より画質が向上しており、averaging 2回像にほぼ匹敵する画質を示した。

考 察

低磁場MRI装置は本来S/Nが良くないために、特にT₂強調画像のようなエコー時間の長いスピニエコー像を得る場合、averaging 1回では画質が悪く臨床診断に供しがたい。しかも、T₂強調画像を得る場合は、T₁の影響を出来るだけ排除するため繰り返し時間を長くとって撮影するのが常であり、スキャン時間はaveraging 1回の撮影だけでも長く、averagingを要することが低磁場装置でのスキャン時間を長引かせる一因と成っている。

今回、我々の行った画像合成法ではaveraging 1回のMSE像をもとにaveraging 2回に匹敵するS/Nを示すT₂強調画像の合成が可能で(Fig. 1)、0.1Tの低磁場装置でもaveraging 1回で臨

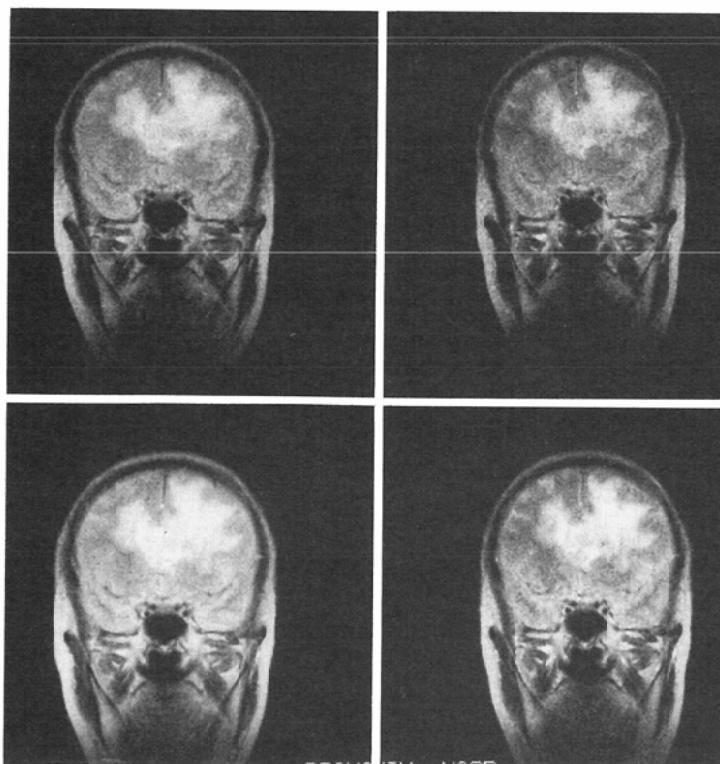


Fig. 2 Acquired and Synthetic Images in Clinical Use

TE 90ms	TE 120ms
Acquired	Acquired
TE 90ms	TE 120ms
Synthetic	Synthetic

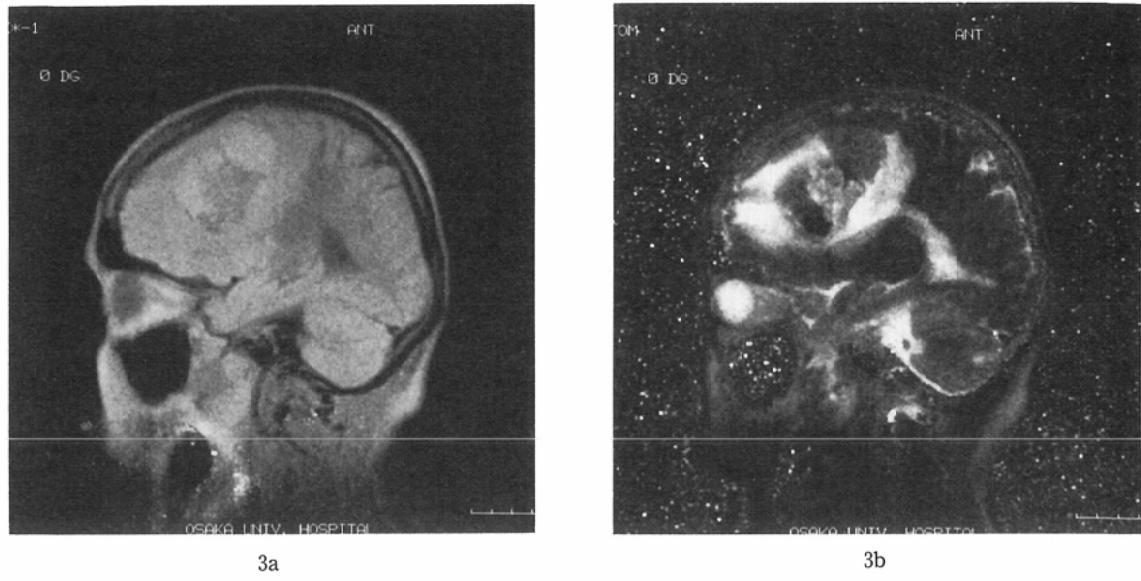


Fig. 3 Extrapolated Synthetic Images

- (a) pseudo-proton density image made from the first (TE 30ms) and the third (TE 90ms) echoes. The coefficients of each echo are 3 and -1, respectively.
 (b) synthetic image at a TE of 330ms made from the first (TE 30ms), the fifth (TE 150ms) and the seventh (TE 210ms) echoes. The coefficients are -1, 1 and 1, respectively.

床診断に供し得る T_2 強調画像が得られ (Fig. 2), この画像合成法は低磁場装置でのスキャン時間の短縮やあらゆる装置での画質の改善に役立つものと思われる。また、前述したように我々の装置では偶数、奇数のエコー像の空間的 registration が一致しないために現在のところ不可能であるが、偶数、奇数を問わず各エコー像が画像合成に制限なしに使えるようになれば、合成画像の画質はさらに改善できるものと思われる。

Bobman 等の報告している MRI 画像合成法は繰り返し時間の大きく異なる MSE 法をそれぞれ撮影することにより、スピニ密度、 T_1 、 T_2 を求め、これをもとに任意のパルスシークエンスの像を計算により合成するものである³⁾。Riederer 等の合成法は我々と同様 1 回の MSE 法の撮影を行うのみであるが、任意のエコー時間の画像を即時に合成することが目的であり、この場合も T_2 の計算をまず行っている⁴⁾。これに比し、我々の方法ではエコー時間のそれぞれ異なった像の組合せより新しい像を合成するにもかかわらず、 T_2 の算出を行わ

ず各スピニエコー像の信号強度と各原画像ごとに任意に設定した係数のみを取り直接画像を合成することが特徴として挙げられる。

我々の方法は 1 回の撮影で得られた MSE 像を対象に画像合成を行うものであり T_1 に関する情報が十分得られないため、撮影に用いたと同一の繰り返し時間のスピニエコー像しか合成できないという制限がある。これは、Riederer 等の方法でも同じである⁴⁾。

今回の検討の第一の目的からはずれるが、我々の方法でもエコー時間に関しては式 1 の係数 A_i の設定を工夫することにより、任意のエコー時間の像が合成可能であることは容易に理解される (Fig. 3)。ただし、係数 A_i を他に比べて大きくとりすぎることは、その原画像における例えば 180° パルスの不完全性などの欠点をも強調することになり、望ましいこととは思われない。

他の画像合成法にも共通する欠点として、static component については問題はないが、dynamic component についての情報が画像合成

により損なわれることが挙げられる。なかでも特にflowについての情報は現在のMRI診断において重要な因子であり、合成画像の作成やこれを用いた臨床診断において留意が必要である。我々の方法では、even echo rephasing⁵⁾に関しては、偶数エコー像だけで画像合成を行うことにより情報の保存は可能である。

ま と め

マルチプルスピニエコー像を用いた画像処理法とその有用性について報告した。この方法を用いることにより、S/Nの改善したT₂強調画像が得られ、低磁場MRI装置ではaveraging回数の減少につながる。また、この画像処理法では、撮影と同一の繰り返し時間ながら、任意のエコー時間の画像も得られる。

文 献

- Brant-Zawadzki M, Norman D, Newton TH, et al: Magnetic resonance of the brain: The optimal screening technique. *Radiol* 152: 71-77, 1984
- 赤井喜徳, 原田貢士, 祐延良治, 他: MRI用ファントム素材の検討. 高吸収性樹脂スミカゲルS-50のNMR特性について. *NMR医学*, 投稿中
- Bobman SA, Reiderer SJ, Lee JN, et al: Synthesized MR images: Comparison with acquired images. *Radiol* 155: 731-738, 1985
- Riederer J, Suddarth SA, Bobman SA, et al: Automated MR image synthesis: Feasibility study. *Radiol* 153: 203-206, 1984
- Waluch V, William G: NMR even echo rephasing in slow laminar flow. *JCAT* 8: 594-598, 1984