

開 発 レ ポ ー ト

任意スキャンマトリックスの MRI Voluntary Scan-matrix in MRI

金田隆二 (三洋電機(株))	山内康雄 (関西医科大学 脳外科)
野口 隆 (同上)	加藤 勤 (同 放射線科)
中野貫二 (同上)	沢田 敏 (同 放射線科)
豊倉完治 (同上)	田中敬正 (同 放射線科)
八田純一 (同上)	

Ryuji KANEDA
(Sanyo Electric Co. Ltd.)
Takashi NOGUCHI
(Sanyo Electric Co. Ltd.)
Kanji NAKANO
(Sanyo Electric Co. Ltd.)
Kanji TOYOKURA
(Sanyo Electric Co. Ltd.)
Jyunichi HATTA
(Sanyo Electric Co. Ltd.)

Yasuo YAMANOUCHI
(Dept. of Neurosurgery, Kansai Medical College)
Tsutomu KATOH
(Dept. of Radiology, Kansai Medical College)
Satoshi SAWADA
(Dept. of Radiology, Kansai Medical College)
Yoshimasa TANAKA
(Dept. of Radiology, Kansai Medical College)

キーワード

スキャンマトリックス, フーリエ変換, 空間分解能, SN 比, 撮像時間

要 旨

MRI において位相方向のマトリックス数を減少させることは、撮像時間の短縮を意味する。しかし撮像視野を変えずにこの数を減らすと、画素のサイズが大きくなり画像の空間分解能が劣化する。

本論文では空間分解能を劣化させずに撮像時間を短縮する方法として新しく任意スキャンマトリックス撮像法を提案し、この方法について空間分解能, SN 比, 撮像時間の各側面から検討した。

1. はじめに

Lauterbur¹⁾, Damadian²⁾らによって MRI が考案されて以来その技術は急速に発展し今日では多くの臨床試験を通じてその有用性が評価されるようになってきた。しかしその反面いくつかの問題点も指摘されており、その中で最も大きなものの一つとして撮像時間の長いことが挙げられている。これは患者に大きな負担をかけるばかりでなく、一日に検査できる患者数が限定されるため装置の経済性においても大きなマイナス要因となる。したがって MRI にとって撮像時間を短縮することは重要な課題であり、この問題を改善しない限り臨床において広く実用されるようになることは困難である。

MRI で画像を得るためには被験体の核スピンを高周波磁場を用いて励起し、その結果発生する MR 信号を観測するという一連のシーケンスを複数回繰り返す必要がある³⁾。この時、励起から次の励起にうつるまでに核スピンの縦緩和に関係するある一定の時間（繰り返し時間、以後 TR と称す）をとらなければならない、その結果撮像に長い時間を費やすこととなる。

したがって MRI の撮像時間を短縮する方法としては以下に示す 2 通りが考えられる。

○ 繰り返しの回数を減少させる。

○ TR を短縮する。

本論文では上述の方法のうち、前者について検討する。前述のように TR が一定である場合、シーケンスの繰り返し回数を減少させることによって撮像時間の短縮を図ることができる。ところが MRI ではこの繰り返し回数が画像を構成する画素の数に直接関係してくるので、撮像視野を一定にしたまま繰り返し回数を減少させると画素が粗くなり、空間分解能が劣化するという問題がある。

そこで本論文では空間分解能を劣化させることなく撮像時間を短縮させる方法として任意スキャンマトリックス撮像法を提案し、これを実際に用いた場合の効果を空間分解能、SN 比、撮像時間の各側面から検討する。

2. 任意スキャンマトリックス撮像法

1) 撮像方法

2 DFT 法を用いた MRI の場合、シーケンスの繰り返し回数は画像の位相方向のマトリックス数とアベレーシング回数（十分な SN 比を得るため同一シーケンスを繰り返し、得られたデータを平均する回数）との積になる。したがってアベレーシング回数が等しい場合、繰り返し回数を減少させることは位相方向のマトリックス数を減少させることになる。ここで撮像視野を一定にしたままマトリックス数を減少させると、前述のように位相方向の画素のサイズが大きくなり空間分解能が劣化してしまう。しかし図 1 に示すように撮像する部位が異方性を持つ場合、短い方を位相方向に選び、この方向の撮像視野を狭くすることによって画素のサイズを変えずにマトリックス数を減らすことができる。このように撮像する部位の形状に合わせて任意に撮像マトリックスを設定する方法を任意スキャンマトリックス撮像法と呼ぶ。この方法により、空間分解能を劣化させることなく撮像時間を短縮させることが可能になる。

撮像視野を変えずにマトリックス数を減らす場合の位相エンコード勾配磁場は、シーケンス毎の変化量を一定にして最大振幅を減らしていく。これに対して任意スキャンマトリックスの場合は、図 2 に示すように最大振幅を一定にして変化量を増やしていく。この方法で撮像し、得られたデータをフーリエ変換すれば画素のサイズは一定で位相方向のマトリックス数を減ら

した画像が得られる。

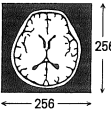
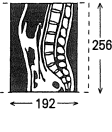
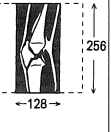
画 像			
画素のサイズ	一 定		
撮像時間(分) TR=2.0S	8.5	6.4	4.3

図 1 任意スキャンマトリックス撮像法




勾配磁場 (位相方向)			
FOV (cm)	30 × 30	22.5 × 30	15 × 30
画素のサイズ (mm)	1.2		

図 2 任意スキャンマトリックスの勾配磁場

2) フーリエ変換アルゴリズム

任意スキャンマトリックス撮像法によるデータを画像化するためには、任意データサイズのフーリエ変換が必要になる。表 1 はフーリエ変換の代表的なアルゴリズムであり、一般に MRI では高速フーリエ変換 (FFT) 法が用いられている。しかし、この方法の場合データサイズが 128, 256, ……といった 2 のべき乗に限定されてしまうため、マトリックスの選択に対し大きな制限を受けることになる。今回我々は任意にマトリックスを設定するために Bluestein 法によるアルゴリズム⁴⁾を採用した。この方法はデータサイズを任意に選べるので自由なマトリックスサイズを設定することができるが、FFT 法に比べて演算に時間がかかるという欠点を持つ。しかし今回使用していると、例えば 192 × 256 の複

素フーリエ変換で 10 秒程度の演算時間であり、実際の撮像に関して大幅に時間を費やすようなことはなかった。

表 1 フーリエ変換アルゴリズム比較

Fourier 変換アルゴリズム	データサイズ
FFT (高速 Fourier 変換), Cooley, Tukey	…, 64, 128, 256, … 2^n
Bluestein	任意サイズ
WFTA (Winograd Fourier Transform Algorithm)	素数または素数の べき乗
Prime factor FFT algorithm	素数または素数の べき乗

3. 実験結果

1) 空間分解能

任意スキャンマトリックス撮像法をファントムにおいて実施し、従来の撮像法と比較した結果を図 3 (a) ~ (c) に示す。(a) は従来の方法であり、周波数方向 (図では横方向) のマトリックス数 256 に対して位相方向 (図では縦方向) のマトリックス数を 128 まで減らしてある。撮像視野は正方形のままなので位相方向の画素のサイズは周波数方向の 2 倍になっている。(b) は任意スキャンマトリックスで撮像した同マトリックスサイズの画像である。この場合位相方向の撮像視野は周波数方向の半分となり、画素は正方形となる。(a) に比べて明らかに空間分解能力が向上しているのがわかる。なお (c) は 256 × 256 で撮像した画像であり、(b) と比較することによって任意スキャンマトリックスの画像の空間分解能が 256 × 256 の画像に比べて全く劣化していないのがわかる。

2) SN 比

一般に MRI 画像の SN 比は次式 (1) で表現される^{5),6)}。

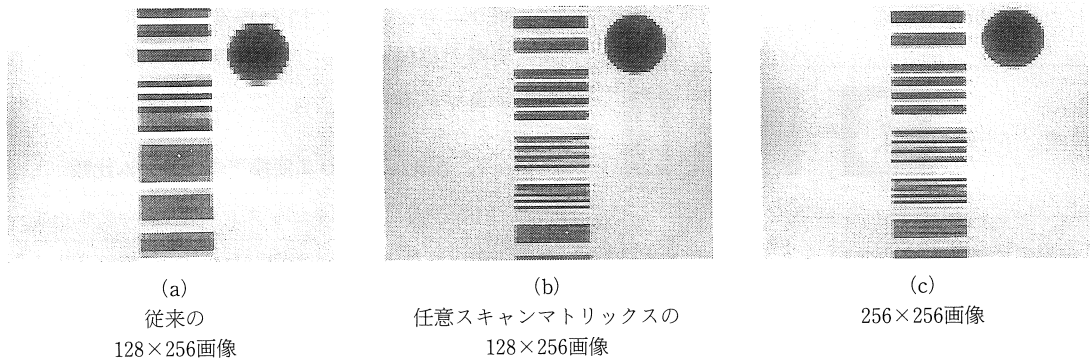


図3 空間分解能の比較

$$S/N \propto V \cdot T_s^{1/2} \dots\dots\dots (1)$$

ここでVは画素の体積, T_s は撮像時間である。任意スキャンマトリックスの場合, 前述のように画素のサイズは一定になるので, (1)式は次式(2)のように変形される。

$$S/N \propto T_s^{1/2} \dots\dots\dots (2)$$

一方, 位相方向のマトリックス数 M_ϕ およびアベレーシング回数 N_{AV} が与えられた時, 撮像時間 T_s は次式(3)によって示される。

$$T_s \propto M_\phi \cdot N_{AV} \dots\dots\dots (3)$$

この式を(2)式に代入すると, 次式(4)の関係が導出される。

$$S/N \propto M_\phi^{1/2} \cdot N_{AV}^{1/2} \dots\dots\dots (4)$$

したがって N_{AV} が一定である場合, SN比は位相方向のマトリックス数の $1/2$ 乗の比例することになる。図4は任意スキャンマトリックスにおける位相方向のマトリックス数とSN比との関係をファントムを用いて撮像比較した結果であり, (4)式による理論値とよく一致しているのがわかる。

3) 撮像時間

人体腹部のAx.面やSag.面, または頭部などの部位においては, 形状が長方形に近いので周波数方向のマトリックス256に対して位相方向を192程度まで減らすことができる。例としてこの192x256マトリックスを考えると, TRが

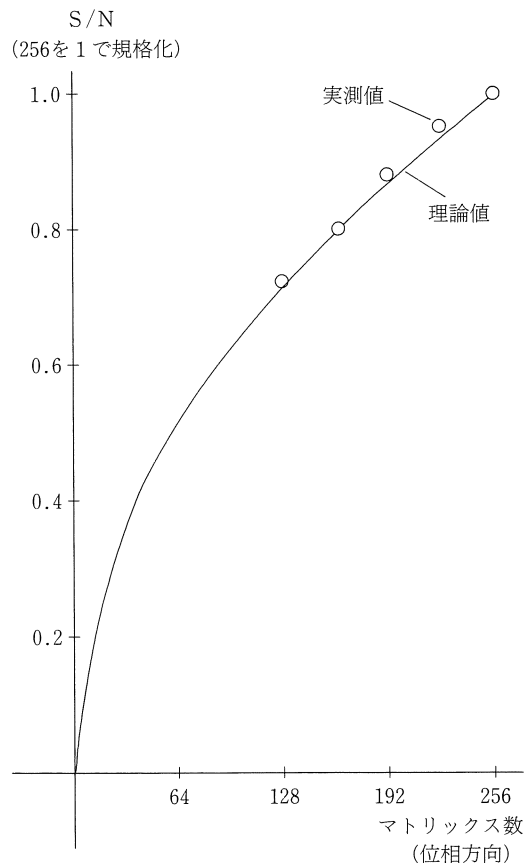


図4 マトリックス数とSN比

2 秒の時の撮像時間は表 2 に示すようになる。この表からわかるように、最短撮像時間は 256×256 マトリックスで 8.5 分であるのに対し、192×256 マトリックスとすることによって 6.4 分までに短縮することができる。

また 192×256 マトリックスにおいてアベレーシング回数を 2 回とすれば、この時の撮像時間は 256×256 マトリックスでアベレーシング回数を 1 回とした場合と 2 回とした場合の間となる。なお、この場合の SN 比も 256×256 マトリックスでのアベレーシング回数 1.5 回に相当することは前項の(4)式からも明らかである。

表 2 任意スキャンマトリックスと撮像時間

スキャンマトリックス	アベレーシング回数	撮像時間 (分) TR=2.0S
192 × 256	1	6.4
256 × 256	1	8.5
192 × 256	2	12.8
256 × 256	2	17.1

図 5～図 8 に 0.5 テスラ超伝導型 MRI における任意スキャンマトリックスの応用例を示す。図 5～図 7 は人体頭部、腹部及び下肢における応用例（ボランティア）であり、周波数方向のマトリックス 256 に対して位相方向のマトリックス数を 160～180 としている。

図 8 は臨床における応用例（粘液嚢腫）である。TR=2000 msec, TE=80 msec のシーケンスによる頭部 Cor.画像であり、256×256 では 17.1 分要するところが 192×256 のスキャンマトリックスを使用することによって 12.8 分に撮像時間が短縮された。

4. 考察

以上の結果をまとめると、例えば 192×256 の

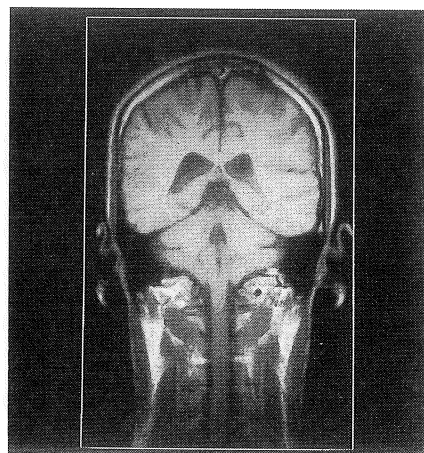


図 5

任意スキャンマトリックス応用例
(人体頭部)



図 6

任意スキャンマトリックス応用例
(人体腹部)

スキャンマトリックスを使用すれば、256×256 の場合と同様の空間分解能を持ち、撮像時間、SN 比の両方の意味において 0.75 同または 1.5 回というアベレーシング回数に相当するような撮像条件が設定できるということになる。

これは最短撮像時間が短縮 (0.75 倍) されるばかりでなく、撮像時に SN 比の関係からアベ

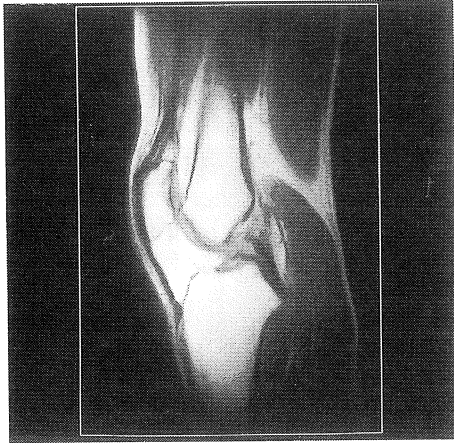


図7
任意スキャンマトリックス応用例
(人体下肢)

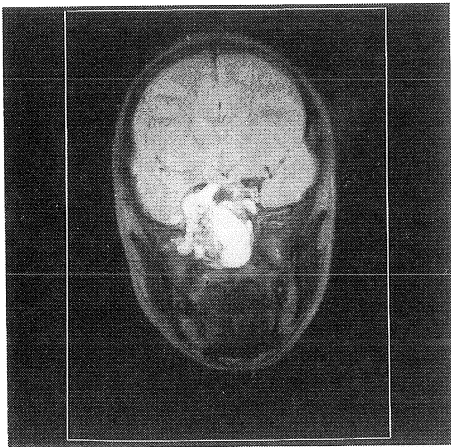


図8
任意スキャンマトリックス応用例
(臨床画像)

撮像時間選択の汎用性はさらに拡張される。

5. 結論

任意データサイズのフーリエ変換をMRIに応用することにより撮像時間が細かく設定でき、汎用性に富んだ撮像が可能になった。これは時間が有効に利用でき、患者の拘束時間の短縮、スループットの向上につながることを意味する。

文 献

- 1) P.C. Lauterbur: Image Formation by Induced Local Interactions, *Nature*, 242, 190-190, 1973.
- 2) R. Damadian: Tumor Detection by Nuclear Magnetic Resonance, *Science*, 171: 1151-1153, 1971.
- 3) A. Kumar et al: NMR Fourier Zeugmatography, *J. Magn. Reson.*, 18: 69-83, 1975.
- 4) L.I. Bluestein: A linear filter approach the discrete Fourier transform, *Nerem Rec.*, : 218-219, 1968.
- 5) W.A. Edelstein et al: A signal-to-noise calibration procedure for NMR imaging systems, *med. phys.*, 11 (2): 1984.
- 6) W.A. Edelstein et al: The intrinsic signal-to-noise ratio in NMR imaging, *Magnetic Resonance in Medicine*, 3: 604-618, 1986.
- 7) P.C. Lauterbur: Zeugmatographic imaging by true three-dimensional reconstruction, *J. Comp. Assist. Tomogr*, 5: 285, 1981.

レーズング回数を設定するにあたって、従来のように1回、2回という設定だけでなく、より細かい設定が可能になることを意味する。

また、任意データサイズのフーリエ変換は2 DFT法だけでなく3 DFT法⁷⁾にも応用できる。これは3次元MRIを撮像する際にスライス枚数の設定が自由に行なえることを意味するので、