

## MR 画像におけるコントラスト・ノイズ比 (CNR) の評価

西沢かな枝 (杏林大学医学部放射線医学教室)

福田 信 男 (放射線医学総合研究所臨床研究部)

蜂屋 順 一 ( 同 )

遠藤 真 広 ( 同 )

古屋 儀 郎 ( 同 )

### キーワード

CNR

### 1. 緒 言

医用画像の画質評価の為には種々の因子が考えられる。MR 画像においても空間分解能・信号対雑音比等が検討されているが、更に、撮像された画像に対し相対的に評価されてきた概念であるコントラストについて、ノイズの影響を考慮したコントラスト・ノイズ比 (CNR) が定義されている。従来これは二つの臓器・組織の差により評価されてきた。<sup>1),2),3)</sup>

我々は数種の臓器・組織を含む画面全体につき CNR を評価する、言わばグローバルな CNR の評価を撮像方法・緩和時間との関係において試みた。また、その有用性につき、最適パルスシーケンスの推定、機種間の比較への応用性を中心にファントム像及び頭部像について検討した。

### 2. 方 法

T 1 値、T 2 値をそれぞれコントロールしたファントム材料の水溶液を複数 (N 個) 用意し

て、これらをポリビンに入れ束ねたものを評価用ファントムとする。

ファントムをコロナル方向で撮像し、図 1 に示すようなモザイク様の画像を得る。個々のピクセルを fine ピクセルとし、各濃度のファントム毎に  $L \times L$  個の fine ピクセルの小関心領域 (small ROI) を設定し coarse ピクセルとする。small ROI の平均値・分散を求めそれぞれ  $\mu_i$ 、 $\sigma_i^2$  ( $i = 1, 2 \dots, N$ ) とする。  $K \times K (= N)$  個の coarse ピクセルを仮想的な大関心領域 (great

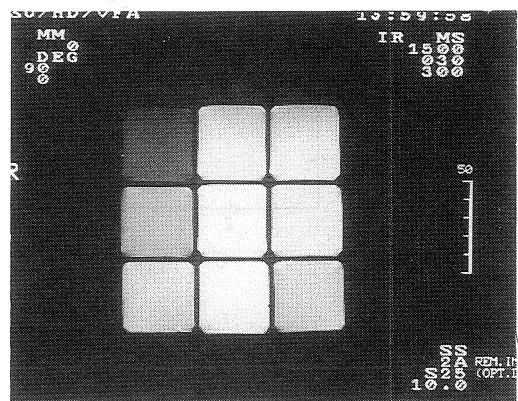


図 1 評価用ファントムの撮影例

ROI) とし、この平均値・分散をそれぞれ M, S<sup>2</sup> とすれば、複合 data の平均および全分散を求める計算により

$$M = \sum \mu_i / N \dots\dots\dots ①$$

$$S^2 = \sum \sigma_i^2 / N + \sum (\mu_i - M)^2 / N \dots\dots\dots ②$$

と表わせる。②式の右辺第一項を ALV (average of local variance), 第二項を GVC (global variance with respect to coarse pixel) とおき、CNR を次式で定義する。

$$CNR = (GVC/ALV)^{1/2} \dots\dots\dots ③$$

こうして定義した CNR は表 1 のような意味をもつ。

表 1 CNR の増加因子

GVC 増加	各小ファントム間の平均値の差は大きい、組織の差を良く画面上の差としている。
ALV 減少	各小ファントム内ではピクセルのばらつきが少ない。

人体頭部画像の CNR は、正常人ボランティアの頭部の側脳室体部レベルを撮像し、画面中の人体部分全体の ROI をとりこの分散を (SD<sub>T</sub>)<sup>2</sup>,

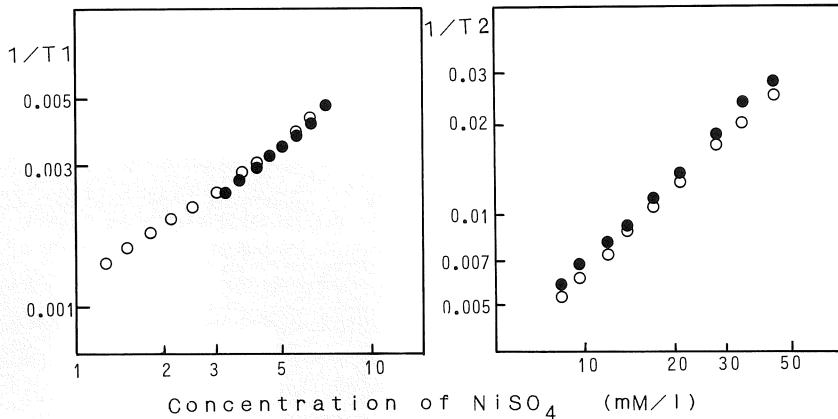


図 2 NiSO<sub>4</sub>水溶液の濃度と T1, T2 測定値

表 2 MR 装置およびスキャン条件

	Mark-J	MRT-50A
静磁場	0.1T	0.5T
磁場強度	0.1T	0.5T
磁石の種類	常伝導水冷式	超伝導
構成	垂直磁場方式	水平磁場方式
イメージング方式	二次元フーリエ変換法	二次元フーリエ変換法
コイル	頭部用：有効視野24cm	頭部用：有効視野25cm

また画面全体に一律の additive noise があるとして人体部分以外の画面、すなわち BG に ROI をとり、この分散を (SD<sub>BG</sub>)<sup>2</sup> とし、次式で定義する。

$$CNR = \left( \frac{(SD_T)^2 - (SD_{BG})^2}{(SD_{BG})^2} \right)^{1/2} \dots\dots\dots ④$$

T は Target, BG は Back ground を表わす。

### 3. 装置・材料

実験に使用した MR 装置は Mark-J (旭メディカル 0.1 T, 常伝導) 及び MRT-50 A (東芝メディカル 0.5 T, 超伝導) である。装置・スキャン条件などについて表 2 に示す。モザイクフ

ファントム材料として濃度の異なる  $\text{NiSO}_4$  水溶液を用いた。Ni イオンは磁場依存性・温度依存性が殆どないことが Mogan 等によって調べられている<sup>4)</sup>。図 2 に  $\text{NiSO}_4$  水溶液の濃度と用いた機種による T 1, T 2 値の測定値を示した。図 2 から明らかなように  $\text{NiSO}_4$  水溶液の T 1, T 2 値は、0.5, 0.1 T の磁場の強さにはほとんど影響されない。

人体頭部の T 1 値は 0.1 T の装置での T 1 計算画像からの測定によれば 200-400 msec に分布し、0.5 T の装置では約 300-700 msec に分布していた。そこで、0.1 T 用には  $\text{NiSO}_4$  7-3.2 mM/l, 0.5 T 用には 4.5-1.1 mM/l に調整し、それぞれの T 1 値を網羅するようファントムを作成しそれぞれ a, b タイプと呼ぶ。T 2 値は両機種による測定とも人体頭部で 40-200 msec に分布していた。よって T 2 値がこれらの値を示すよう  $\text{NiSO}_4$  の濃度を調整し c タイプファントムとした。(表 3)

表 3 ファントムの  $\text{NiSO}_4$  水溶液の濃度と T 1, T 2 値

	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>
Mark-J	200~400	40~200 (43~8.0mM/l)
0.1T	(7.0~3.2mM/l) aタイプ	
MRT-50A	300~700	cタイプ
0.5T	(4.5~1.1mM/l) bタイプ	

用いたパルスシーケンスはスピンエコー(SE)法、反転回復(IR)法で、0.5 T の機種については勾配磁場エコー (FE) 法も試みた。スライス厚は 10 mm 一定とし、スキャンマトリックスは 128×128, 256×256, 積算回数は 2 回とした。

#### 4. 結 果

##### (1) SE 画像における CNR

SE 法による c タイプファントム撮影結果の例

MR 画像におけるコントラスト・ノイズ比 (CNR) の評価

として図 3 に TE による CNR の変化を示した。図中実線はシングルエコー、破線はマルチエコーによる値である。マルチエコー撮像での第 2 エコー以降は、信号値ではシングルエコーでの信号値の TE による変化よりも 10~30 % 減少したが CNR については、マルチエコー像では第 4

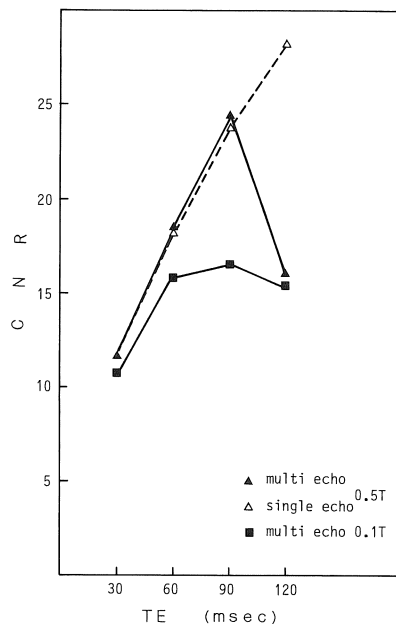


図 3 SE法による c タイプファントム像の CNR

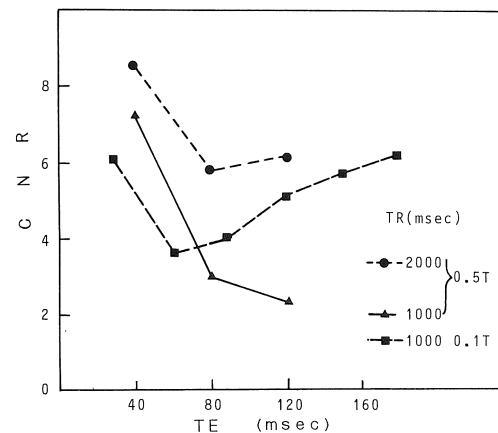


図 4 SE法による人体頭部像の CNR

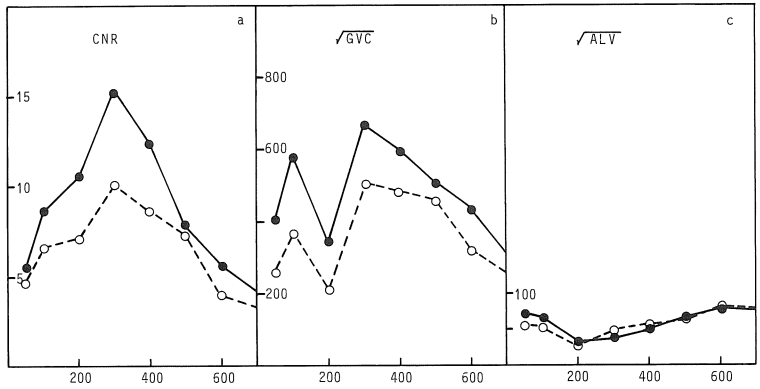


図5 a.Mark-JIR法による aタイプファントム像のCNR  
CVCの平方根  
ALVの平方根

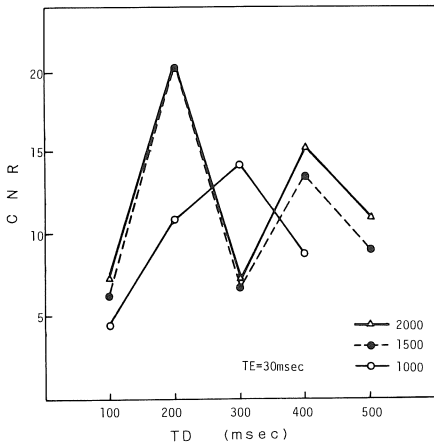


図6 MRT-50A IR法による bタイプファントム像のCNR 図中の数字はTR(msec)

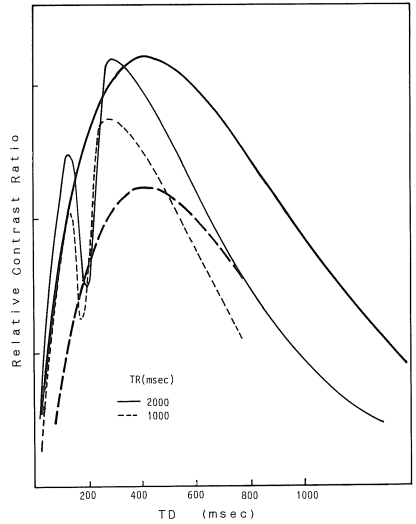


図7 2種類のIR法計算式による Contrast ratio  
太線：MRT-50 A, 細線：Mark-J

エコーになると低下し、シングルエコー像ではTEが長いほうがより CNR の高い画像が得られた。

図4に頭部SE画像でのCNRを示した。頭部画像ではTEによる変化の様子がファントム像の場合と全く逆転した。

(2) IR画像におけるCNR

Mark-Jによりaタイプphantomを用いて、撮像しCNRの図5aを得た。図5b,cにCNR

の計算因子であるALVとGVCとを分けてプロットした。また、MRT-50Aによりbタイプファントムを用いて図6を得た。夫々に対し、比較の為次式により定義したコントラスト指数を計算により求め図7に示した。

$$CR [\text{コントラスト比}] = SD(TD) \dots\dots\dots \textcircled{4}$$

$$SD(TD)^2 = 1/9 \sum (I_{IR}(TD, T1) - M_{IR})$$

$$(TD)^2 \dots\dots\dots ⑤$$

$$M_{IR}(TD) = 1/9 \sum (I_{IR}(TD, T_1)) \dots\dots ⑥$$

TD は反復時間,  $I_{IR}$  は夫々の機種種の信号値を得る式で次に示す。

Mark-J :

$$I_{IR}(TD, T_1) = |1 - 2e^{-TD/T_1} + e^{-TR/T_1}| \dots\dots\dots ⑦$$

MRT-50 A :

$$I_{IR}(TD, T_1) = (1 - 2e^{-TD/T_1} + 2e^{-(TR-TE/2)/T_1} - e^{-TR/T_1}) \times e^{-TE/T_2} \dots\dots\dots ⑧$$

TR は繰返し時間である。

両機種による人体頭部の IR 像を図 8 に示す。ファントムによる CNR と傾向的によく一致している。

(3) FE 画像による CNR

MRT-50 A について勾配磁場エコー法による像の CNR 評価を試みた。b タイプファントムによりフリップアングル (FA) を種々に変化させて撮像した。現在のところ TE=14 msec 固定で用いられている。MRT-50 A で TE 14 msec の表示は実際には 13.4 msec で水と脂肪の in phase となるところである。これらにより CNR を計算し、図 9 を得た。

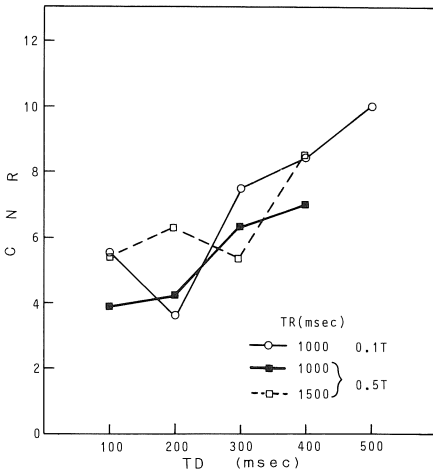


図 8 IR法による人体頭部像のCNR

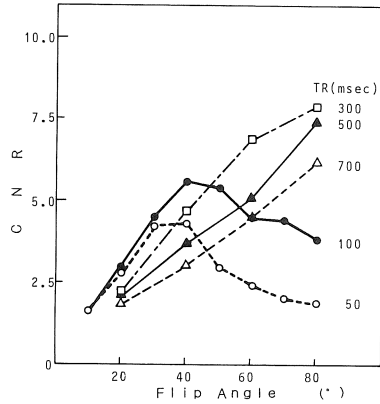


図 9 FE法による b タイプファントムの CNR (FA による変化)

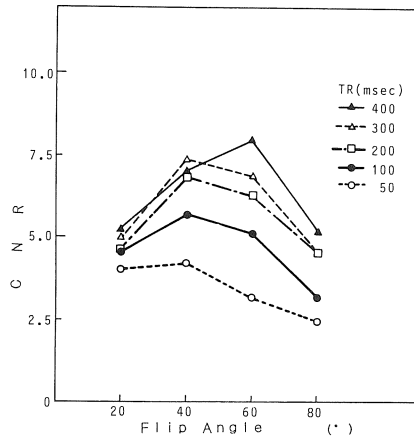


図 10 FE法による人体頭部像の CNR (FA による変化)

人体頭部の FE 像を図 10 に示した。ファントム像とよく似た傾向を持っていると思われる。

5. 考 察

(1) SE 画像における CNR

用いた c タイプのファントムは T 2 値をコントロールしてあるファントムであるが、T 1 計算画像から T 1 値を求めた所、約 45-180 msec であった。人体頭部での T 1 値は例えば 0.5 T

の装置で、300-700 msec であった。SE 画像の撮像の場合、ファントムでは T 1 値が短く、あまり影響を受けず T 2 の違いによるコントラストがつくが、人体頭部では T 1 の影響が無視できないし、TE が短い場合には SR 像に近い T 1 強調画像となり、CNR が高くなると思われる。また、スライス巾 1 cm で撮影したが、ファントムではスライス巾中の物質は変わらないが、人体頭部では 1 cm 巾とするとその中に含まれる組織が同一種類ではない場合があり種々のパラメータが入り込む原因となる。そのためファントムと頭部像の CNR が異なった傾向を示したものと思われる。臨床的には T 2 でのコントラストを期待して、TE 80 msec 前後を使うことが多いが、図 3、4 をみる限り、期待どおりではないことがあると推測される。

このファントムと頭部の T 1 の違いが、用いた 2 機種による CNR の違いにも影響していると思われる。すなわち、ファントムでは T 1、T 2 値とも両機種により変わらないため磁場が高いほうがコントラストがつく。しかし、頭部像では TR によっては高磁場のほうがコントラスト的に不利になる場合があるという結果がこの程度の磁場の違いでも顕著に現れた。

## (2) IR 画像における CNR

IR 画像では信号強度の極性をどう扱っているかという、装置又は計算方法による違いが、特に MR 画像の相対信号強度が 0 付近となる TD 200-300 msec 当たりの CNR に著しく反映された。0.1 T Mark-J では (-) 部の折返しをしているため図 5 a に示したように TD 200 msec 当たりに最もコントラスト指数の低いところがある。しかし、ファントムを用いての撮画像では図 5 b に示した様に②式第 2 項の GVC の 1/2 乗は当然ながらコントラスト指数と実により一致を示すが、第 1 項 ALV の影響により図 6 a の様に著しい変化は示さなくなってしまった。

一方、0.5 T MRT-50 A では絶対値をとらな

いため、その様な特異点はない筈であるが、コントラスト指数曲線においては特異点は持たないのに図 6 に示すとおり TR が 1500 msec 以上の CNR では TD 300 msec に谷ができた。これは MRT-50 A ではコントラスト確保のために絶対値をとらない代り、あるパルスシーケンスで撮像したときに、その画面内で最も信号強度の大きい領域からでてくる MR 信号を正にするという操作をソフト的に行っている為であると思われる。従って、 $I_{IR}$  を求める式をそのまま計算したコントラスト指数とは全く異なった様子を示した。

人体頭部像の CNR はそれぞれファントム像と同様な結果を示し、ファントム撮像による最適パルスシーケンスの推定は可能と考える。

## (3) FE 像における CNR

CNR の比較では、図 9 に明らかなように TR が短い場合の最適 FA は約 40° を示した。また TR の変化でみると TR が 300 msec 以上の場合には CNR としてはむしろ FA 90° を使ったほうが高くなる。

人体頭部画像での CNR の変化は (図 10)、TR 300 msec 程度までで最も高い CNR を示す FA は約 40°、TR が 400 msec を越した場合ではより大きな FA のほうが CNR が高くなる傾向にある。ファントム及び頭部の T 1 値が 300-700 であることを考えれば T 1 > TR で有利である FE 法では当然の結果であると言える。NiSO<sub>4</sub> ファントムにより最も CNR の高い条件を模索するのは可能と考えられる。

## 6. ま と め

- ① IR 画像撮像において、a、b タイプのモザイクファントムの撮像では T 1 の差をよく反映した。また健康人ボランティアによる頭部撮影でのパラメータの違いが CNR に比較的良く反映された。

- ② cタイプのモザイクファントムのSE画像ではTEの変化によりCNRも変化した。適切なパラメータを用いることによりT2値の差をよく反映する
- ③ 頭部撮影のSE画像ではスライス厚内の様々な要素がCNRに影響する。
- ④ FE画像ではbタイプのモザイクファントム、頭部の撮像共T1値の差をよく反映し、パラメータの違いがCNRに比較的良く反映された。
- ⑤ IR画像, FE画像ではモザイクファントムの撮像による最適パルスシーケンスの推定は有効と思われる。

ファントム画像でのCNR算出には特別なソフトウェアが不必要なので、全てのMR装置に適用できる。よって、ファントムを標準化すれば装置の性能評価の一つの指標となり得、臨床画像に於いてコントラストのある画像を得るためのパルス系列の最適化に応用出来ると考えられる。

本研究は朝日生命成人病研究助成金及び厚生省がん研究助成金(竹中班)の援助を受けた。

#### 文 献

- 1) Howard R.Hart, Jr., Paul A.Bottomley, William A.Edelstein, et al.: Nuclear Magnetic Resonance Imaging: Contrast-to-Noise Ratio as a Function of Strength of Magnetic Field, AJR, 141: 1195-1201, 1983
- 2) Felix W.Wehrli, James R.MacFall, Deborah Shutts, et al.: Mechanisms of Contrast in NMR Imaging, J Comput Assist Tomogr, 8: 369-380, 1984
- 3) R.Edward Hendrick, J.Bruce Kenneland and David D.Stark: Maximizing signal-to-noise and contrast-to-noise ratios in flash imaging, Magnetic Resonance imaging, 5: 117-127, 1987
- 4) L.O.Morgan and A.W.Nolle: Proton spin relaxation in aqueous solutions of paramagnetic ions, J.Chem.Phys. 31: 365-368, 1959

## Evaluation of contrast-to-noise ratio (CNR) in MR-imaging

---

Kanae Nishizawa

(Department of Radiology, Kyorin University  
School of Medicine)

Jun-ichi Hachiya

(Department of Radiology, Kyorin University  
School of Medicine)

Yoshiro Furuya

(Department of Radiology, Kyorin University  
School of Medicine)

Nobuo Fukuda

(Devison of clinical reserch, Nationl Institute of  
Radiological Sciences)

Mahiro Endo

(Devison of clinical reserch, Nationl Institute of  
Radiological Sciences)

---

Contrast-to-noise ratio (CNR) globally defined on an arbitrary image was evaluated based on the analysis of variance of the signal intensity distribution in the image.

The experiments were performed with N bottles of water phantom containing different concentration of NiSO<sub>4</sub> solution. Mean and the variance of signal intensity of the small region of interest (ROI) were measured by using magnetic resonance imager. Great ROI of an image was assumed to be an assembly of N small ROIs. CNR was calculated by the ratio of between-group variance and within-group variance of the signal intensity in the great ROI. CNR of brain MR image was calculated with normal volunteer and compared with the CNR of the phantoms in the same imaging conditions. Suitable pulse sequence for contrast were considered based on these results.