

## NEMA 基準書 MS 1-1988 「診断用 MRI における信号・雑音比 (SNR) の決定法」 に対する解説およびコメント

日本磁気共鳴医学会 有効性評価委員会

竹中 榮一(委員長)<sup>1\*</sup>, 遠藤 真広<sup>2</sup>, 木村 和衛<sup>3</sup>, 神保 昌夫<sup>4\*\*</sup>,  
田中 仁<sup>5</sup>, 福田 信男<sup>6</sup>, 藤井 恭一<sup>7</sup>, 藤井 清文<sup>8</sup>,  
本間 一弘<sup>9</sup>, 真野 勇<sup>10\*\*\*</sup>, 矢仲 重信<sup>11</sup>, 山田 範明<sup>12</sup>,  
吉留 英二<sup>12</sup>

- |  |  |
|--|--|
| <ol style="list-style-type: none"> <li>1. 防衛医科大学校放射線医学教室</li> <li>3. 福島県立医科大学放射線医学教室</li> <li>5. 千葉大学医学部付属診療放射線技師学校</li> <li>7. 国立病院医療センター第一放射線科</li> <li>9. 工技院機械技術研究所バイオシステム部</li> <li>11. ㈱日立メディコ技術研究所</li> </ol> | <ol style="list-style-type: none"> <li>2. 放射線医学総合研究所医用重粒子線研究部</li> <li>4. ㈱東芝医用機器事業部</li> <li>6. 東邦大学理学部情報科学科</li> <li>8. シーメンス旭メディテック㈱</li> <li>10. 東芝中央病院放射線科</li> <li>12. 横河メディカルシステム㈱</li> </ol> |
|--|--|

### はしがき

MRI は 1980 年英国で診断用機器として治験が開始され、翌年には超電導磁石が使用され鮮明な画像が得られるようになり、欧米、日本で急速に普及し、メーカーも、我国を含め約 20 社が競合している。MRI は従来の X 線映像法と原理が全く異なり、撮像パラメータの種類も多く、また磁場強度も 0.02 T から 2 T まで大変に幅が広い。このため MRI の画像は非常にバラエティに富んでおり、各施設の画像を比較するのは勿論、それぞれの施設毎の性能評価や精度管理も容易でない。

米国の NEMA (National Electrical Manufacturers Association) は Magnetic resonance section を作り、診断用 MRI の性能評価

を統一して行うため

1. 信号・雑音比の決定法
2. 2次元幾何学的歪の決定法
3. 均一性の決定法
4. 雑音測定手順
5. スライス厚の決定法
6. 特殊目的コイルの特徴

の基準書を作成している。このうち 1 については Magnetic resonance section の会員会社すなわち (規準書により多少変動がある)

Advanced NMR systems, Inc.  
Bruker Med. Instruments, Inc.  
Diasonics, Inc. NMR division  
Elscent, Inc.  
Fonar Corporation  
GE Med. Systems

キーワード SNR in MRI, MRI phantom material

\* 現 関東労災病院放射線科

\*\* 現 ソニー総合研究所

\*\*\* Hospi-net

Intermagetics General Corporation  
 NMR Imaging, Inc.  
 Oxford Superconducting Technology  
 Philips Med. Systems North America, Inc.  
 Picker International, Inc.  
 Resonex, Inc.  
 Siemens Med. Systems, Inc.  
 Toshiba Med. Systems, Inc.

の賛否の意見を入れ、NEMA MS 1-1988 規準書“信号・雑音比の決定法”が刊行され、続いて、2, 3, 4, 5, 6 も規準書として刊行されている。

この分野における NEMA 以外の活動としては、AAPM (American Association of Physicists in Medicine) にタスクグループがあり、性能評価に関するレポートを作成中で、現在、ドラフトの段階に達している<sup>1)</sup>。また、ヨーロッパにおいては EEC (European Economic Community) に属するワーキンググループでこの NEMA ドラフトを含めて、MRI の性能評価法が検討されている。我が国においても、日本磁気共鳴医学会の有効性評価委員会（以下に本委員会という）で MRI 装置の性能評価法を検討していて、既存の装置の相互比較について報告している<sup>2)</sup>。

NEMA のドラフトや規準書を含めて IEC (International Electrotechnical Commission) は各国の意見を検討し、国際規格案を作り、各国に勧告し、IEC 参加各国のスタンダード（我が国では JIS）として採用されることが予想される。そこで、本委員会としては、このドラフトの重要性に鑑み、訳出し学会誌に掲載し、学会員の周知をはかることにした。本号ではすでに規準書として出版されている「信号・雑音比の決定法」を掲載するが、他は次号以下に順次掲載していく予定である。また、規準書だけ

では実際の性能評価の手引きとしては不親切であるので、規準書の後に本委員会としての若干のコメントを付加することにした。

#### 従来法との比較

従来よく行われてきた SNR の測定法には 2 種類のものがある。1 つはファントム内に設定した ROI 内の平均値を信号強度、また同じ ROI 内の標準偏差を雑音強度を表わす値とし、この比によって SNR を求めるものである。この方法では ROI 内のシェーディングが雑音強度に繰り込まれるため、ROI エリアの大きさに SNR が大きく左右されるとともに、その値が実際より低く（悪く）なりがちである。（従来法 1）

もう一つの方法は、信号強度を上と同じ方法で求め、雑音強度をファントム外のゴーストのない領域にて測るものである。具体的には画像の四隅のなるべくゴーストのない領域を選んで ROI を任意に設定し、そこでの平均 ( $m$ )、または標準偏差 ( $\Sigma$ ) を測り、これらの値から母集団の標準偏差 ( $\sigma$ ) を推定する。この推定の操作は、一般に画像が絶対値表示されているために必要なもので、本来の雑音強度比が平均値 0 の正規分布にしたがっている場合には、

$$\sigma = \sqrt{\pi/2} \cdot m$$

または、

$$\sigma = \sqrt{\frac{\pi}{\pi-2}} \cdot \Sigma$$

で表わせる。この方法は、

- ①雑音強度を測定するための ROI の面積が狭くなりがちであること、
- ②ゴーストや信号測定のための帯域フィルタの影響が避けられないこと、

文献 1) Task Group No. 1 (R. R. Price, Chairman), AAPM NMR Committee : Quality assurance methods and phantoms for MR imaging. 1989.

2) 竹中栄一, 遠藤真広, 田中 仁 他: MRI 装置の性能比較—プロトン画像の画質評価を中心に, 日磁医誌, Vol. 7, No. 3, PP. 61-88, 1989.

③推定式に前提条件が付くため  $\sigma$  の推定値の信頼性が低い

などの問題点がある。(従来法2)

なお、 $\sigma$  を求めず、 $m$  や  $\Sigma$  をノイズの値とする、簡便法もよく行なわれているが、同様の問題を含んでいるといえる。

これに対して、規準書で述べている方法では、画像にシェーディングがある時でもそれが再現性のあるものであれば SNR 推定値に影響はない。しかも、本方法はシェーディングを気にせず大きな ROI を設定できるため、 $S$ 、 $N$  ともその推定値の精度を上げることができる。また、仮定の入っている推定式を用いる必要もない。

このように理論上は非常にすっきりしている反面、欠点もある。例えば、

- ①測定に要する時間が従来の2倍かかること、
- ②システムの時間的変動(シムコイルの作る補正磁場を含む静磁場分布、RF送受信系の数分間周期の変動及び不安定さ等)が雑音に組み込まれること、(言い換えれば、この方法で求めるSNRには、このような、中期的システム安定度の要因を含んだものである、といえる。)

③画像間演算や、ROIカーソルの再現性という画像解析機能が必要であること、などである。最後に、各方法で測ったSNR値の例を示す。スキャン条件：

スピニング法 (TR 500 ms, TE 25 ms)

関心領域 25 cm, スライス厚 5 mm

スライス枚数 2枚, 加算平均 2回

測定結果 (1枚目のスライスによる)：

ファントム  $m=111$

$\sigma=6.24$

SUB ファントム  $m=1.07$

$\sigma=1.14$

ファントム外ノイズ  $m=2$

$\sigma=.864$

(1)従来法1 (ファントム内の  $\Sigma$  を使う) 18

(2)従来法2 (背景雑音を使う)  $m$  44

$\Sigma$  77

(3)本方法

138

この時のファントム像にはかなりきついシェーディングがあり、ファントムの  $\sigma$  は異常に大きい再現性があつたので、減算後の  $\sigma$  は小さかった。

一般に各方法のSNR値にはかなりの相関が認められるがシステムの調子がよくないときには  $S$ 、 $N$  それぞれの値を考察することも重要な点であり、この面からもROI面積の大きく取れる本方法が優れているといえる。

(補足)  $\chi$  が正規分布  $N(0, \sigma)$  に従うとき、 $|\chi|$  の平均値  $m$ 、標準偏差  $\Sigma$  は以下ようになる。

$$m = \int_{-\infty}^{\infty} |\chi| \cdot \frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot \sigma} \cdot e^{-(\chi/\sigma)^2/2} \cdot d\chi$$

$$= \sqrt{2/\pi} \cdot \sigma$$

$$\Sigma^2 = \sigma^2 - m^2$$

$$= (1 - 2/\pi) \sigma^2$$

#### コイルの負荷特性とファントム溶液

MRIのSNRはコイルの負荷により変化する。本規準書では、臨床使用の条件を近似するため、RFコイルの負荷特性は、“体重50~90kgの人間がスキャンされる場合と、電気的パラメータが下記の許容範囲で一致する”ことを要求している。

コイルの3dB帯域幅 :  $\pm 15\%$

コイルのインピーダンス :  $\pm 20\%$  振幅

$\pm 20\%$  位相

コイルの中心周波数シフト : 中心周波数の1% (center frequency)

これはSNRを臨床条件とできるだけ一致させるための要請といえる。しかし、負荷特性はファントム形状/ファントム溶液(主として溶液の導電率)のみならず、受信コイルのタイプや形状にも存在する。このため、本規準書の要請をすべての装置に対して満足するファントム溶液は依存しない。むしろ装置毎に上記の条件を満足するファントム溶液を決めていく必要がある。ここでは、そのような作業の一例として Resona (YMS社製)の例を示す。

一般に、ファントム溶液は、純水（このままでは  $T_1$  値が約 3,000 ms と長い）に常磁性イオンを含む物質を溶解させて、 $T_1$  値を短くした（おおよそ 300 ms）ものが通常よく使われる。このような物質の代表的なものを下記に示す。

$\text{Cu}^{2+}$	$\text{CuSO}_4$
$\text{Mn}^{2+}$	$\text{MnCl}_2$
$\text{Ni}^{2+}$	$\text{NiCl}_2, \text{NiSO}_4$
$\text{Mg}^{2+}$	$\text{MgCl}_2$
$\text{Fe}^{3+}$	$\text{FeNH}_4(\text{SO}_4)_2$

しかし、これらの物質の一つを用いてファントム溶液を作っても、上記の負荷特性についての条件を満足できないのが普通である。ここでは  $\text{NiCl}_2$  について、負荷特性条件を満足させる方法を示そう。

Fig.1 は  $\text{NiCl}_2$  水溶液（5 mM）の  $T_1$  値と濃度の関係を見たものである。図より 5 mM の濃度のとき、 $T_1=300$  ms となることがわかる。負荷特性を変化させるためには、この水溶液にさらに  $\text{NaCl}$  を加えていく。しかし、これにより  $T_1$  値が大きく変化するようでは、他の条件を満足できなくなる恐れがある。Fig.2 はそれをチェックしたもので、図より  $\text{NaCl}$  を加えても  $\text{NiCl}_2$  水溶液の  $T_1$  値に大きな変化が無いことがわかる。

Fig.3 は  $\text{NaCl}$  の濃度を変化させたときのファントム（内径 20 cm、長さ 10 cm の円柱）のインピーダンスの変化と、同じコイル（内径 28 cm の頭部用）で測定した場合の人体のインピーダンスの例を示している。人体のインピーダンスにも幅があり、規準書の条件は 200 mM 前後のかなり広い濃度範囲で成り立つことがわかる。

以上は YMS 製の Resona を用いての例であるが、装置やコイルにより大きく変化することが予想される。したがって、本規準書の測定を行うためには、それぞれの装置につき、このような方法によりあらかじめファントム水溶液の  $\text{NiCl}_2$  や  $\text{NaCl}$  の濃度を決めておく必要がある。この作業にはインピーダンスの計測が必要であり、ユーザ側単独で行うのは必ずしも容易ではなく、メーカーとの協同作業が必要かもしれない。

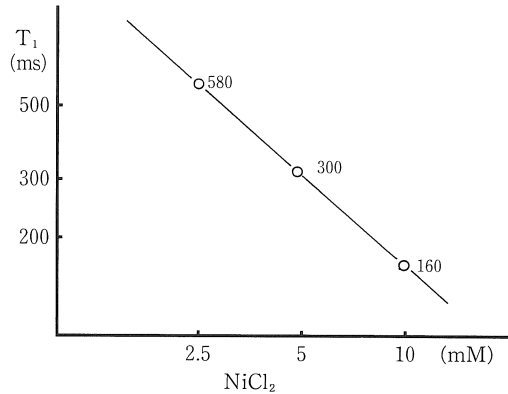


Fig.1.  $T_1$  value of  $\text{NiCl}_2$  solution.

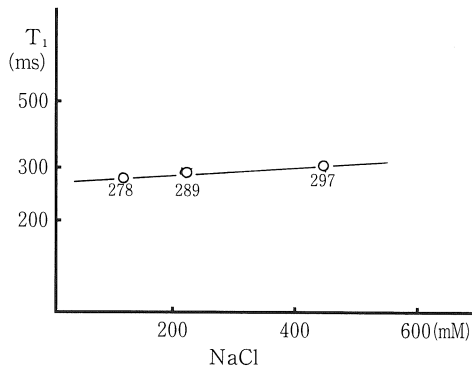


Fig.2.  $T_1$  value of  $\text{NaCl}_2$  solution of 5 mM, when adding  $\text{NaCl}$  solution. \*

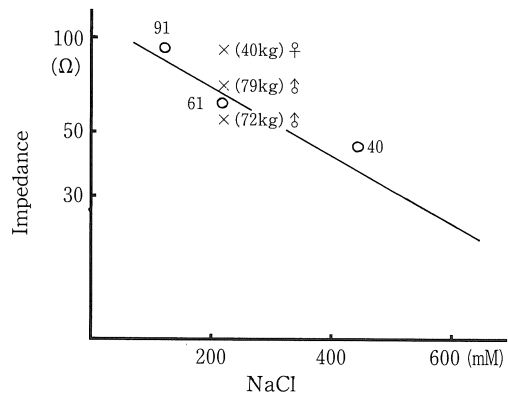


Fig.3. Impedance versus concentration of  $\text{NaCl}$  solution in cylindrical phantom (inner diameter of 20 cm and length of 10 cm).

\*: Impedance of volunteers measured, using the same head coil of inner diameter of 28 cm.