

[研究速報]

MRIにおけるSNRの空間周波数特性の評価

宮地 利明, 藤田 広志[†], 真田 茂, 越田 吉郎, 春日 敏夫

金沢大学医学部保健学科・放射線技術科学専攻・〒920-0942 金沢市小立野5-11-80

[†]岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

(2001年3月14日, 最終2001年3月21日受理)

Evaluation of Spatial Frequency Characteristic of SNR in MRI

Tosiaki MIYATI, Hiroshi FUJITA[†], Shigeru SANADA, Kichiro
KOSHIDA and Toshio KASUGA

Department of Radiological Technology, School of Health Sciences,
Faculty of Medicine, Kanazawa University

Kodatsuno 5-11-80, Kanazawa, Ishikawa 920-0942, Japan

[†]Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University
Yanagido 1-1 Gifu, 501-1193, Japan

(Received March 14, 2001, in final form, March 21, 2001)

Abstract: A method was developed to accurately measure signal-to-noise ratios (SNRs) in positive and negative frequencies of magnetic resonance images (MRIs). $SNR^2(f)$ was calculated from the modulation transfer function (MTF) and the Wiener spectrum, both of which were determined with subtracted complex images at the same phantom setting. The $SNR^2(f)$ s in the conventional spin echo (SE) and Turbo SE which set effective echo time at the first echo were evaluated by changing the T2 of the phantom in the frequency and phase encode directions. SNR^2 s gave positive and negative spatial frequency information that was not obtained with conventional methods. In this method, the influences of image nonuniformity and unnecessary artifacts could be eliminated. Analysis of the SNR in the spatial frequency domain made it possible to obtain more detail on the image quality of MRI.

Key words: magnetic resonance imaging (MRI), image quality, signal-to-noise ratio (SNR), Wiener spectrum, phantom

1. 緒 言

Magnetic resonance imaging (MRI) 装置の主要な画質評価項目として画像の信号対雑音比 (signal-to-noise ratio: SNR) がある。SNRは、品質管理に加えてシステムの変更に伴う評価や、パルスシーケンスの比較などにおいて重要な指標と

なる。MRIのSNRの評価に関しては、多数の手法や基準がすでに報告されている [1]。いずれの報告においても、spin-echo (SE) などの従来の撮像法では、空間周波数特性の評価はほとんど行われていない。それは、SNRの空間周波数特性に関する解像特性と雑音特性が空間周波数に依らず生データ上 (フーリエ空間に相当) のカットオフ

周波数まで一定値を呈するとされているからである [2]。しかしながら、高速SEに代表される高速シーケンスは、解像特性に影響を与える場合があるために [1]、SNRの空間周波数特性にも影響を及ぼすことが推測される。我々は、独自のファントムによって測定した正負の空間周波数における modulation transfer function (MTF) と Wiener spectrum (WS) からSNRを算出する方法を考案した。本論文では、高速SEを中心にSNRの空間周波数特性を示しながら、本手法の概要と有用性に関して述べる。

2. 方法

2.1 測定手順

通常MRIは、位相検波後のデジタルデータをフーリエ変換し、実空間上の複素数データに対して絶対値演算を行った後、画像を表示している。そのため、MTF測定の大前提である線形性を満たさなくなったり、本来有している正負の空間周波数の情報が消失してしまう。そのため本研究では、最初に絶対値演算を行う前の段階までのMTF (predisplay MTFもしくはtwo-sided MTF [3, 4]) を、複素減算法 [3] によって得たので、線形性においてなんら問題なく、また正負の空間周波数の情報も得られた。同様に、WSも絶対値演算前の複素画像から測定した (predisplay WS) したがって、両者より算出するSNRも、絶対値演算前のpredisplay SNRであり、これらは以下MTF, WS, SNR(f)と表記する。

まず、文献3の手法によって、Fig.1aのファントムより得たスリット像の複素画像を、Fig.1bの状態得たスリット像のない複素画像から減算した後、MTFを算出した。このファントムでMTFを測定すると、画像不均一性およびアーチファクトの影響も回避できる。

続いてMTF測定と同じファントムの状態 (Fig.1 b) のまま、WSを測定した。ここで対象とした雑音は、ランダムノイズ (コイルと信号源からの熱雑音もしくは他の広帯域の雑音) [2] である。もちろん臨床画像に見られる動きや拍動のアーチ

ファクトおよび低周波成分の変動も重要であるが [2, 6], これらの解析は別の評価法で解析すべきであると考えるので、本論文では取り上げなかった。撮像条件を実験目的に応じて設定し、全く同一条件下で二度撮像を行い複素画像を得た (複素画像Aおよび複素画像B)。ただし、複素画像AがMTF測定の際に使用したFig.1bの画像で代用可能な場合は、複素画像Bのみをそれと同一条件で得る。MRIの画像均一性が不高くないために生じる低周波成分の変動や、アーチファクトを除去するた

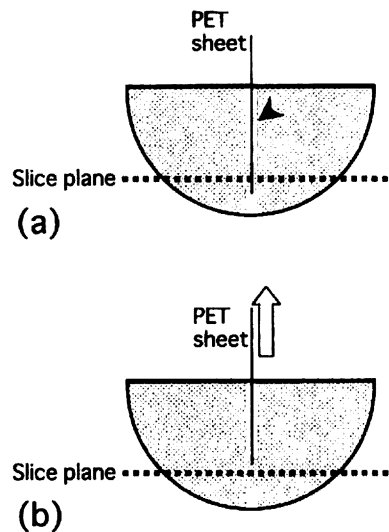


Fig.1 Side view of the hemispherical phantom used for the Complex Subtraction Method to measure MTF, WS, and SNR(f). A thin polyethylene terephthalate (PET) sheet can be put in and taken out along the guiding frame (arrow heads in a). The horizontal dotted lines in (a) and (b) show slice planes. Initially, (a) a first scan is done at optimally selected acquisition parameters, and complex (real and imaginary) slit images are obtained. Immediately, (b) the PET sheet is gently pulled out about 20 mm so that the PET sheet and slice plane do not intersect. After 2 min the second scan is made under exactly the same imaging parameters as for the first scan.

めに、複素画像Aから複素画像Bを減算し、減算した複素画像に対してFFT法によって正負の空間周波数におけるWSを算出する。WSの算出はGiger等 [5] の手法に従って行った。WSは減算した複素画像のファントムの中心部分(128×128ピクセル)で測定し、スリット長は16ピクセル、スリットトレース数は16とした。算出した各スリットトレースのWSを平均した後、平滑化(移動平均法)を行い、減算前のWSに換算するために2で除した [5]。

最終的に、文献 [2] を参考にしてSNR(f) [SNR²(f)] を下記の式で定義し、MTF(MTF(f))とWS(WS(f))および減算前のファントム像の信号強度(S)から算出した。

$$SNR^2(f) = S^2 \cdot MTF^2(f) / WS(f) \quad (1)$$

2.2 撮像条件

MRI装置は、静磁場強度1.5TのPhilips社製Gyroscan ACS IIを使用した。頭部用コイルを使用し、上述のファントムにローディングデバイスを加えてすべての撮像を行った。通常のSE (conventional SE: C-SE)と実効エコー時間が第1エコーに相当する高速SE (Turbo SE)においてSNRを測定した。このTurbo SEの位相エンコード方向におけるk空間の配列は、【0, +S, -S, +2S, -2S, 3S, -3S, …, nS/2, -nS/2】を一つのセグメントとして、(-S+1)/2から(S-1)/2の間をデータ収集が終了するまで繰り返す方式である(Sはセグメント数、nは位相エンコードデータの補填数(ETL))。ETLを1 (=C-SE), 3, 7, 15, T2値を52ms, 365msと変化させて、周波数エンコードおよび位相エンコード方向のSNRを測定した。ETLが1, 3, 7, 15の際のフェーズエンコードライン数は、それぞれ256 (256セグメント), 255 (85セグメント), 252 (36セグメント), 255 (17セグメント)とした。周波数エンコード数は256とし、カットオフ周波数の位置を判別しやすくするために、0充填して生データを512×512にした。繰り返し時間: 1500ms, 実効エコー時間: 11ms,

エコー間隔: 11ms, スライス厚: 3mm, FOV: 256×256mm, 再構成マトリクス: 512×512, 撮像加算回数: 4, 帯域幅: 250Hz/pixelの条件で、すべての撮像を行った。また、複数のエコー信号(SEとinhomogeneity echo)の干渉によるアーチファクトを防ぐために、シミング(linear gradient component)を行った後、最初の撮像を行った。

3. 結果

周波数エンコード方向において測定したMTF, WSおよびこれらより式(1)によって算出したSNR(f)をFig.2に示す。全撮像条件においてMTFとWSは、理論的に求められるカットオフ周波数(0.5cycle/mm)で矩形状に急峻に低下し、正と負の空間周波数について形状がよく一致している(Fig.2a, 2b)。そのため、SNR(f)は、全撮像条件においてカットオフ周波数までほぼ一定となり、カットオフ周波数を越えると急峻に低下する(Fig.2c)。また、各ファントムのT2値とT1値の違いによって(コイル負荷はほぼ同じ)、T2値が長いファントムにおけるSNR²(f)の値は、T2値が短いファントムよりも平均約32%高い(Fig.2c)。これは、各ファントムのT2値とT1値から算出した理論値(約33%)とほぼ一致している。

次に、位相エンコード方向において測定したMTF, WSおよびSNR(f)をFig.3に示す。C-SEのMTFは周波数エンコード方向の値と同じ傾向であるが、Turbo SEではETLの増加に伴ってT2値が短いほど高空間周波数のMTFが低下し、正負の空間周波数における値は非対称である(Fig.3a)。しかしながら、位相エンコード方向におけるWSは、全撮像条件において周波数エンコード方向と同じようにカットオフ周波数までほぼ一定である(Fig.3b)。C-SEのSNR(f)は、周波数エンコード方向と同様の傾向を示すが、Turbo SEの場合はETLの増加に伴ってT2値が短いほど高空間周波数の値が低下し、正負の空間周波数において非対称である(Fig.3c)。

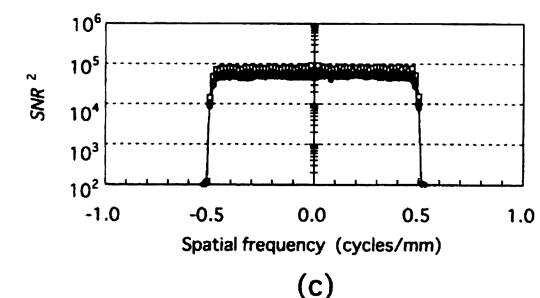
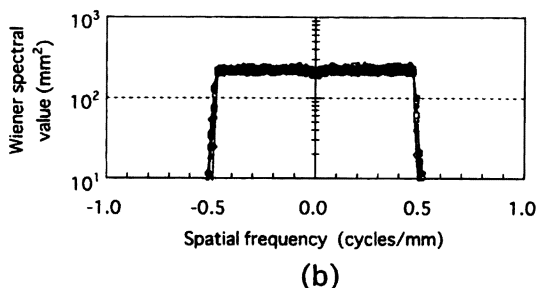
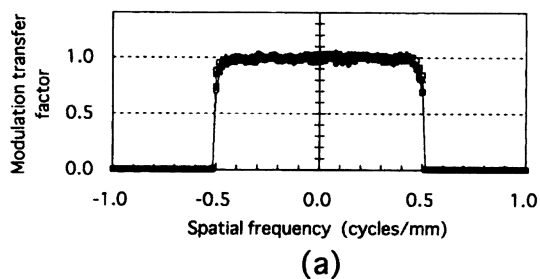


Fig.2 (a) Measured MTFs, (b) WSs, and (c) SNR² (*f*)s of C-SE and Turbo SE (ETL of 3, 7 and 15) with Complex Subtraction Method at long and short T2 phantoms in the frequency encode direction. ○: C-SE, ◇: ETL=3, △: ETL=7, □: ETL=15 (T2=365ms); ●: C-SE, ◆: ETL=3, ▲: ETL=7, ■: ETL=15 (T2=52ms).

4. 考 察

MRIにおいてMTFとWSは、スライス断面、撮像パラメータ、ファントムのRFコイル中の位置および磁場中の位置などの幾何学的条件の影響を受ける。したがって、MTFとWSからSNRの空間周波数特性を測定する際は、MTF測定時に撮像加算回数を増加させてSNRを高くする場合以外は、

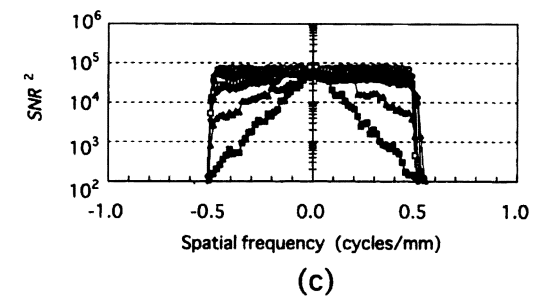
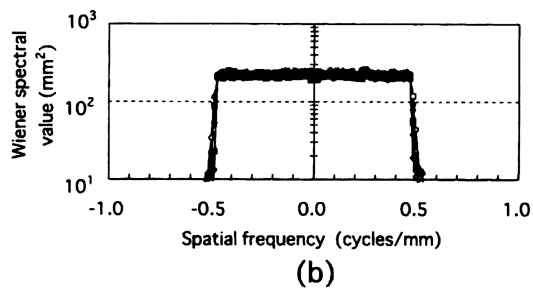
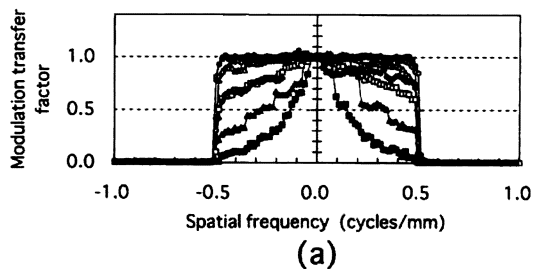


Fig.3 (a) Measured MTFs, (b) WSs, and (c) SNR² (*f*)s of C-SE and Turbo SE (ETL of 3, 7 and 15) with Complex Subtraction Method at long and short T2 phantoms in the phase encode direction. ○: C-SE, ◇: ETL=3, △: ETL=7, □: ETL=15 (T2=365ms); ●: C-SE, ◆: ETL=3, ▲: ETL=7, ■: ETL=15 (T2=52ms).

原則として同一状況下で測定することが望ましい。本手法を使用すると、MTFを測定したままの状態でもWSを測定することが可能となり、SNR(*f*)の評価を比較的簡便かつ正確に行うことができる。さらに、本手法では、特に問題とされているファントム周囲のエッジからのリングアーチファクトを [2, 4], ファントム球面とスライス面とのパーシャルボリューム効果、および減算処理によっ

て、画像不均一性や他のアーチファクトの影響も併せて、除去できるという利点がある。

すべてのWSが正負のカットオフ周波数までほぼ一定値となり、カットオフ周波数を越えると急峻に低下したことは、MRIにおいては雑音に寄与する何らかのフィルタを与えていない限りWSには空間周波数依存性がみられず、単にサンプリングの効果 [2] のみに依存すると言える。したがって、SNR(f)の形状も、各撮像条件におけるMTFの形状にのみ依存する。本手法で測定した位相エンコード方向のSNRは、MTFの違いによって様々な空間周波数特性を呈したが、空間周波数の情報をもたない従来の手法 [6] で得たSNRは、T2値が長いファントムと短いファントムごとにとほとんど同じであった（ただし各シーケンスの撮像時間は約1/ETL）。すなわち、空間周波数の情報を持たない従来法で本実験に用いた高速シーケンスを評価すると、SNRは通常のSEと変わらないまま撮像時間が短縮できることになってしまうが、実際には、高い空間周波数においてSNRが低下する場合があります。従来SEと同等の画質が得られていないことがわかる。したがって、解像特性が変化するような高速シーケンスにおいては、従来のSNRの評価法では不十分であり、SNRの空間周波数の評価が有用となる場合があると考えられる。さらに、本論文の高速SEや非対称エコー、ハーフフーリエ法などのように、k空間のtrajectory自体が非対称であるシーケンスでは、MTFが正負の空間周波数について非対称なので [3, 4]、SNRも正負の周波数で異なった値となる。このように、正と負の空間周波数においてSNRが同一ではない場合があったことは、両方の周波数を各々評価する必要性を示している。

ただし、何らかの不安定要素のためにシステム変動が生じる場合は、連続して得た複素画像間で完全に減算できなくなり [7]、正負における空間周波数のMTFやWSの値が歪められ曖昧になってしまう。この場合は、複素画像の代わりに絶対値画像間で減算処理を行い、さらに多項式などによってベースラインを補正した後、複素減算法と同

様な手順でMTFとWSをそれぞれ測定してSNRを算出する代替え法が考えられる。しかし、絶対値画像からSNRを算出する方法は、上述のように絶対値演算を行った時点で位相関数によって画像領域における位相情報や負の空間周波数の情報はすべて失われてしまう。現段階では、非線形システムのMTFに対する適切な基準がないので、絶対値画像のMTFより算出するSNRの空間周波数特性の適応条件を特定することは困難である。

5. 結 論

本手法によって、従来の方法では得られない正負の空間周波数におけるSNRの情報が得られ、パルスシーケンスを始めとするMRI装置の特性をより詳細に評価することが可能となった。

謝 辞

本研究を行うにあたり、装置の提供など多大なる協力をいただいた名古屋市立大学病院関係諸氏に誌面を借りて御礼を述べさせていただきます。

文 献

- [1] 宮地利明：MR検査の実践—第9章 MRIの性能評価, 89-102, 医療科学社, 東京, 2000.
- [2] ICRU report 54, Medical imaging—the assessment of image quality, ICRU, Maryland, 1996.
- [3] 宮地利明, 藤田広志, 真田茂, 他：複素減算法によるMRIのMTF測定, 日放技学誌, 投稿中.
- [4] Steckner MC, Drost DJ and Prato FS: Computing the modulation transfer function of a magnetic resonance imager. Med. Phys., 21(3), 483-489, 1994.
- [5] Giger ML, Doi K and Fujita H: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 7. Noise Wiener spectra of II-TV digital imaging systems, Med. Phys., 13(2), 131-138, 1986.
- [6] Price RR, Axel L, Morgan T, et al.: Qual-

ity assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging : Report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No.1, Med. Phys., 17(2), 287-295, 1990.

[7] Magnusson P and Olsson LE : Image analysis methods for assessing levels of image plane nonuniformity and stochastic noise in a magnetic resonance image of a homogeneous phantom, Med. Phys., 27(8), 1980-1994, 2000.