ノート

MR用簡易ファントムを用いた磁化率強調画像
(Susceptibility-weighted Imaging : SWI)の基礎的検討太田 絢子・内藤 健一・大久保 真樹¹⁾・猪又 聖美
大越 幸和・岡本 浩一郎²⁾・伊藤 周子¹⁾論文受付
2007年3月19日論文受理
2007年6月29日

Code No. 261

新潟大学医歯学総合病院診療支援部放射線部門
1) 新潟大学医学部保健学科放射線技術科学専攻
2) 新潟大学脳研究所統合脳機能研究センター

緒 言

MRIにおける磁化率強調画像(susceptibility-weighted imaging : SWI)は, Haackeらによって提唱された撮像法で^{1, 2)}, 位相情報を用い, 各組織間の磁化率を強調してコントラストを得る方法である³⁾. SWIの臨床応用については, 微小出血の検出や静脈奇形の診断における有用性が報告されている⁴⁻¹⁰⁾. しかし, ファントムを用いた基礎的な検討はほとんど行われていない. 生体の微小な領域における磁化率効果を, 特製のファントムによって模擬することは容易ではないと予想

される.

一般に, 既製の均質なファントムを撮像した場合, 信号強度の変動が少ない様な画像が得られる. しかしファントム中には, わずかに磁化率効果が生じている微小な領域が存在する可能性があると予想される. それらの領域を利用することによって, 容易に磁化率効果を模擬することができる. そこで, 本研究では, 既製のゲル状ファントムを撮像し, SWIによって磁化率効果の生じている低信号領域の検出を行い, 従来のgradient-recalled-echo(GRE)法によるT2*強調画像と

Study of Susceptibility-weighted Imaging(SWI) Using a Simple MR Phantom

Ayako Ohta, Kenichi Naito, Masaki Ohkubo,¹⁾ Masami Inomata, Yukio Ohgoshi,
Koichiro Okamoto,²⁾ and Amane Ito¹⁾

Department of Radiology, Niigata University Medical and Dental Hospital

1) Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Faculty of Medicine,
Niigata University

2) Center for Integrated Human Brain Science, Brain Research Institute, Niigata University

Received March 19, 2007; Revision accepted June 29, 2007; Code No. 261

Summary

We evaluated the visibility of hypointensity regions on susceptibility-weighted(SW) magnetic resonance imaging(MRI). A commercial simple phantom filled uniformly with a gel material was demonstrated to include small regions affected by different magnetic susceptibilities compared to their surroundings. For detection of these regions in the phantom, the three-dimensional SW imaging(SWI) technique is superior to a conventional two-dimensional gradient-recalled-echo(GRE) MRI technique. The mean contrast between the hypointensity regions and their surroundings on GRE images(T2* weighted images) of 4 mm slice thickness is approximately 88% less than that on SWI of 4 mm effective slice thickness. When the effective slice thickness of SWI is increased more than 4 mm, the contrast on SWI images is decreased. While the mean contrast on SWI of 7 mm effective slice thickness is approximately 75-65% compared to that of 4 mm effective slice thickness, its contrast of 7 mm is determined to be higher than that on GRE images of 4 mm slice thickness; this suggests that the SWI technique could be applied to whole brain examination by reducing the acquisition time. The quantitative results in this article are considered to be useful for evaluating the visibility of hypointensity regions on SWI, when comparing them with GRE images and varying the effective slice thickness of SWI.

Key words: magnetic resonance imaging (MRI), susceptibility-weighted imaging (SWI), magnetic susceptibility, T2* weighted image, slice thickness

別刷資料請求先: 〒951-8520 新潟県新潟市中央区旭町通一番町754
新潟大学医歯学総合病院診療支援部放射線部門 太田 絢子 宛

比較し、低信号領域の検出能を定量的に評価する。また、SWIにおけるスライス厚と低信号領域の検出能との関連を調べる。

1. 方法

1-1 使用機器

使用装置はSiemens社製MAGNETOM Vision(1.5T)で、コイルはquadrature detection head coilを使用した。ファントムは、日興ファインズ工業社製のポリビニルアルコール(PVA)ゲルファントム(90-401型)を用い、内部に構造物を含まない均一なセクション(直径20cm、奥行き4cm)を利用した。画像処理・解析には、科学技術計算ソフトウェアMATLAB(Version 7.1, MathWorks社)を使用した。

あらかじめ、fast spin echo(FSE)法を用いてファントムの撮像(T2強調画像)を行い、一様な画像が得られることを確認した。撮像条件は、TR:3000msec、TE:102msec、スライス厚:3mm、撮像マトリクス:270×512、FOV:154×230mm、エコートレイン数:5である。

1-2 SWIとT2*強調画像の比較

SWIの撮像は、3D-FLASH法に基づいている。撮像条件は、TR:57msec、TE:40msec、フリップ角(flip angle:FA):20°、スラブ厚:64mm、スラブ分割数:32、実効スライス厚:4mm、撮像マトリクス:256×256、FOV:230×230mm、加算回数:1である。磁化率変化を強調するためにTEを長く設定し、またflow compensationを3軸に印加している。

撮像後、位相画像にフィルター処理を加え、低周波数成分を除去し、位相マスク画像を作成する。強度画像と位相マスク画像を数回掛け合わせ、SWIが作成される。これらは、すべてMRシステム上で自動処理される。以上の撮像条件やSWIの算出法などは、Haackeらの報告に基づくものである^{1,2)}。また、2枚の画像から最小値投影法(minimum intensity projection: mIP)による1枚の再構成画像が作成されるため、設定スライス厚2mmの場合、再構成後のスライス厚は4mm相当になる。ここでは、再構成後のスライス厚(4mm)を実効スライス厚として扱う。ファントムにおける均一セクションの中央部をスラブ中心位置に設定し、撮像を行った。

T2*強調画像の撮像は、2D-FLASH法を用いた。SWIの実効スライス厚4mmを基準として比較するため、T2*強調画像のスライス厚も4mmに設定した。撮像条件は当院において臨床で使用している条件に基づき、TR:703msec、TE:15msec、FA:20°、スライス厚:4mm、撮像マトリクス:256×256、FOV:

230×230mm、加算回数:2である。撮像スライスの位置は、前述のSWIにおけるスラブ中心位置に一致させた。

撮像スラブ中心におけるSWIを用いて、画像上の各ピクセルにおけるコントラストを式(1)より算出した。

$$\text{コントラスト} = (B - A) / B \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、Aは各1ピクセルにおける信号強度、BはAの周囲4カ所の関心領域(計100ピクセル)における信号強度の平均値である。対象とするピクセルの信号強度Aが磁化率効果の影響を受けて低信号に描出される場合、コントラストは高くなる。画像内のすべてのピクセルにおいて式(1)からコントラストを求める。この値が0.2以上になるピクセルを、磁化率効果によって低信号に描出される領域(低信号ピクセル)と設定した。低信号ピクセルが、隣り合った2ピクセル以上の領域になる場合には、その領域のなかで最もコントラストが高くなる1ピクセルのみを選択した。

このように決定した低信号ピクセルの座標を求め、T2*強調画像においても、それに対応する各ピクセルのコントラストを式(1)より算出した。SWIとT2*強調画像の、対応するピクセルにおけるコントラストを比較することにより、SWIにおける低信号ピクセルの描出能を評価した。

1-3 SWIの実効スライス厚の影響

実効スライス厚を4, 5, 6, 7, 8, 9mmと変化させ、SWIの撮像を行った。スラブ分割数は、4mmのとき32、5~9mmのとき18とした。その他の撮像条件は、前項1-2と同様である。

撮像スラブ中心における画像(実効スライス厚4mm)を用いて、前項1-2と同様に式(1)のコントラストに基づいた低信号ピクセルの選択を行い、その座標を求めた。さらに、スラブ中心の画像より前後2スライスの隣接する画像を用いて、求めた座標に対応するピクセルのコントラストを算出し、スライス位置による変化を調べた。スラブ中心位置でコントラストが最も高くなるピクセルのみを選択し、検討対象とした。このように選択された低信号ピクセルの座標を求め、実効スライス厚を変えて撮像されたスラブ中心位置の各画像を用い、対応するピクセルのコントラストを算出した。

以上の検討を、撮像スラブの中心位置を+3mmおよび-3mm移動させて繰り返し行った。これらの操作によって、最初のスラブ中心位置からずれているために選択されなかった低信号ピクセルを、検討対象に加え

ることができる。

2. 結果

2-1 SWIとT2*強調画像の比較

T2強調画像では、信号強度の変動が少ない一様な画像が得られ(Fig. 1a)、ファントムにおける均一セクションであることが確認できる。T2*強調画像では、微小な低信号領域がわずかに検出できる(Fig. 1b)。これらに比し、SWIでは多数の小さな低信号領域が検出できる(Fig. 1c)。SWIを自動表示設定(最小値から最大値までを256階調で表示したもの)にて観察したところ、低信号領域であると視認されたピクセルは、式(1)から算出されたコントラストが約0.2以上であった。そこで、コントラストが0.2以上であるピクセルを、低信号ピクセルとして選択した。選択された低信号ピクセルは計89個であり、これらを2値化表示した結果をFig. 1dに示す。

SWIとT2*強調画像において対応する低信号ピクセルのコントラストを比較した結果をFig. 2aに示す。すべてのピクセルで、SWIのコントラストの方が高くなっている。SWIにおける各ピクセルのコントラストを100%に規格化してみると、T2*強調画像のコントラストは、SWIと比較して平均約88%低い(Fig. 2b)。

2-2 SWIの実効スライス厚の影響

SWIにおける低信号ピクセルのコントラストについて、スライス位置による変化を調べた結果をFig. 3に示す。スラブ中心位置(スライス位置0mm)でコントラストが最も高くなるピクセル(Fig. 3a)では、磁化率効果が生じている領域がスラブ中心付近に位置すると考えられる。スラブ中心の画像を用いて、その実効スライス厚を変えたときの、低信号ピクセルの描出能を評価するために、このようなピクセルだけを検討対象に選択する(計106個)。コントラストが最大になるスライス位置が、撮像スラブの中心位置からずれているピクセル(Fig. 3b, c)は検討から除外した。

選択されたピクセルについて、実効スライス厚を厚くしたときのコントラストの変化をFig. 4に示す。実効スライス厚が4mmの画像における各ピクセルのコントラストによって、3群に分けてまとめた(コントラスト0.75以上, 0.5以上0.75未満, 0.2以上0.5未満)。いずれの群においても、実効スライス厚が厚くなると、コントラストは低下した(Fig. 4a)。コントラスト0.2以上0.5未満の群では、実効スライス厚を8mm以上にした場合、コントラストは平均で0.2未満に低下し、視認が困難になるピクセルが多くなる。実効スライス厚が4mmのときの各ピクセルのコントラストを100%に規格化した場合、コントラストの低下

Fig. 1 Images of a commercial phantom filled uniformly with a gel material.
(a) T2-weighted image, (b) T2* weighted image, (c) SWI, (d) pixels (n=89) of hypointensity regions where the contrast is 0.2 or more in image (c)

Fig. 2 (a) Comparison of contrasts in hypointensity regions for SWI and those for T2* weighted image. (b) The contrast in each region for SWI is normalized as 100% in the comparison shown in (a) in which the average and standard deviation of contrasts for the T2* weighted image are indicated.

の割合は3群間で大きな違いはみられない(Fig. 4b)。実効スライス厚が5mmのとき、各群のコントラストはそれぞれ平均で約95～80%に低下し、7mmでは約75～65%、9mmになると約65～55%に低下する。

3. 考察

既製の均質なゲル状ファントムを用いることによって、微小な領域における磁化率効果を容易に模擬できる点に着目した。これを利用し、SWIによる低信号領

Fig. 3 Change of contrast in the hypointensity region with slice location of SWI. Results in a few pixels are indicated as examples. We employ the pixels ($n=106$) in which contrasts are the highest at the center of the slab (at 0 mm of slice location) as indicated in (a) and do not employ the pixels in which contrasts are indicated as (b) and (c).

a

b

c

Fig. 4 (a) Change of the contrast in a hypointensity region with effective slice thickness of SWI, in which three groups are decided by the contrast for SWI with 4 mm of effective slice thickness (; contrast of 0.75 or more, ; contrast from 0.5 to less than 0.75, - ; contrast from 0.2 to less than 0.5). The average and standard deviation in each group are indicated. (b) The contrast in each region for 4 mm of effective slice thickness is normalized as 100% in the result shown in (a).

a

b

域の検出能および実効スライス厚の影響について、定量的に評価することができた。非常に多くのピクセル（磁化率効果が生じている領域）を用いての検討であり、さまざまな程度の磁化率効果が模擬されているものと考えられる。

臨床では、2D-GRE法により撮像したT2*強調画像が、全脳を対象とした微小出血の検出などに多く用いられている^{11,12)}。SWIについても、脳梗塞における出血の検出^{6,7)}や外傷性軸索損傷による微小出血の検出⁸⁾など、従来のT2*強調画像と同様の目的において有用性が報告されているが、全脳を対象とするものはほとんどない。SWIの実効スライス厚は3~4mmという設定が多く⁷⁻¹⁰⁾、当院のMRI装置における初期設定値も4mmであった。実効スライス厚を4mmに設定して全脳を目的に撮像する場合、従来のT2*強調画像よりもかなり長い撮像時間を要すると考えられる。SWIで脳全体を撮像範囲に含めるためには、スライス厚を

160mm程度に設定する必要がある。しかし、使用装置におけるスラブ分割数の上限値は64であり、スライス厚160mmの条件を満たすには、実効スライス厚を5mmにする必要がある。実際に全脳を対象としたSWIの撮像の一例を考えてみると、TR: 57msec、スライス厚: 160mm、スラブ分割数: 64、実効スライス厚: 5mm、撮像マトリクス: 154×256 (phase: 80%)、FOV: 154×230mm (長方形FOV: 6/8)、加算回数: 1という設定では、約9.5分を要する。これに対し、従来のT2*強調画像は、当院の臨床における撮像条件で考えると、TR: 703msec、スライス厚: 6mm、スライス間隔: 1mm、スライス枚数: 19枚、撮像マトリクス: 192×256 (phase: 100%)、FOV: 154×230mm (長方形FOV: 6/8)、加算回数: 2という設定で、約4.5分であることから、SWIの撮像時間の短縮が求め

られる．そのための一つの方法として，SWIの実効スライス厚を厚くすることが考えられる．SWIにおける上記の撮像条件で，実効スライス厚を7mmにした場合，スラブ分割数を低減できることから撮像時間は約6.5分となる．Fig. 4の結果から，実効スライス厚が7mmの場合，4mmのときのコントラストの約75～65%に低下すると考えられる．同様に，実効スライス厚が9mmの場合は撮像時間が約5分で，コントラストの低下は約65～55%となる．しかし，Fig. 2の結果から，SWI(実効スライス厚4mm)はT2*強調画像(スライス厚4mm)より約88%も高いコントラストを呈することから，スライス厚を厚くすることによってコントラストが低下した場合でも，従来のT2*強調画像よりも明らかに高いコントラストが維持されることが分かる．従来のT2*強調画像と比較しながら，SWIの撮像時間の短縮とそれに伴うコントラストの低下を考慮し，至適な実効スライス厚を決定する際に，今回のような定量的な解析結果は一助となる．

PVAゲルファントムは簡易的に用いることができるが，そのなかに生じた微小な領域における磁化率効果は，経時的变化などの影響もあり，普遍性や再現性に欠ける．定量的な検討に，より適したファントムの考案が，今後の課題である．また，臨床的にはSWIにお

ける低信号領域の大きさも重要であることから，低信号部の面積(ピクセル数)に着目した評価も加えていく予定である．

4. 結 語

磁化率効果が生じている低信号領域の検出能は，従来のT2*強調画像に比べ，SWIの方が明らかに優れていた．T2*強調画像(スライス厚4mm)では，SWI(実効スライス厚4mm)に比べ，低信号ピクセルのコントラストは平均で約88%低下した．SWIの実効スライス厚を4mmより厚くすると，低信号ピクセルのコントラストは低下した．実効スライス厚を4mmから7mmに上げた場合，コントラストは平均で約75～65%に低下するが，従来のT2*強調画像よりも高いコントラストを呈すると考えられ，全脳を対象とした検査における撮像時間の短縮が示唆された．このような検討において，本論文における定量的な解析結果は一助となる．

謝 辞

SWIの撮像シーケンスについてご指導いただきましたE. Mark Haacke先生に深謝いたします．

参考文献

- 1) Haacke EM, Xu Y, Cheng YC, et al.: Susceptibility weighted imaging (SWI). *Magn Reson Med*, 52(3), 612-618 (2004)
- 2) Yamada N, Imakita S, Sakuma T, et al.: Evaluation of the susceptibility effect on the phase images of a simple gradient echo. *Radiology*, 175(2), 561-565 (1990)
- 3) Xu Y, and Haacke EM: The role of voxel aspect ratio in determining apparent vascular phase behavior in susceptibility weighted imaging. *Magn Reson Imaging*, 24(2), 155-160, (2006)
- 4) 井田正博，元良健一，新井健史，他：SWI：中枢神経領域の新しいコントラスト．*INNERVISION*, 20(10), 37-39, (2005)．
- 5) 井田正博，吉澤 寿，元良健一，他：SWIの臨床応用・画像構築の原理と急性期梗塞における有用性．*INNERVISION*, 21(9), 41-46, (2006)．
- 6) Hermier M, and Nighoghossian N: Contribution of susceptibility-weighted imaging to acute stroke assessment. *Stroke*, 35(8), 1989-1994 (2004)
- 7) Wycliffe ND, Choe J, Holshouser B, et al.: Reliability in detection of hemorrhage in acute stroke by a new three-dimensional gradient recalled echo susceptibility-weighted imaging technique compared to computed tomography: a retrospective study. *J Magn Reson Imaging*, 20(3), 372-377, (2004)
- 8) Tong KA, Ashwal S, Holshouser BA, et al.: Hemorrhagic shearing lesions in children and adolescents with posttraumatic diffuse axonal injury: improved detection and initial results. *Radiology*, 227(2), 332-339 (2003)
- 9) Sehgal V, Delproposto Z, Haacke EM, et al.: Clinical applications of neuroimaging with susceptibility-weighted imaging. *J Magn Reson Imaging*, 22(4), 439-450 (2005)
- 10) Lee BC, Vo KD, Kido DK, et al.: MR high-resolution blood oxygenation level-dependent venography of occul (low-flow) vascular lesions. *AJNR Am J Neuroradiol*, 20(7), 1239-1242, (1999)
- 11) Kato H, Izumiyama M, Izumiyama K, et al.: Silent cerebral microbleeds on T2*-weighted MRI: correlation with stroke subtype, stroke recurrence, and leukoaraiosis. *Stroke*, 33(6), 1536-1540 (2002)
- 12) Naka H, Nomura E, Takahashi T, et al.: Combinations of the presence or absence of cerebral microbleeds and advanced white matter hyperintensity as predictors of subsequent stroke types. *AJNR Am J Neuroradiol*, 27(4), 830-835 (2006)

図表の説明

- Fig. 1 既製の均質なゲル状ファントムを撮像した画像
(a) T2強調画像, (b) T2*強調画像, (c) SWI, (d) 画像(c)において低信号(コントラストが0.2以上)に描出される領域(低信号ピクセル) (計89個)。
- Fig. 2 (a) SWIとT2*強調画像における低信号ピクセルのコントラストを比較した結果。(b) グラフ(a)においてSWIの各ピクセルのコントラストを100%に規格化した結果。T2*強調画像におけるコントラストの平均値と標準偏差を示す。
- Fig. 3 SWIのスライス位置による低信号ピクセルのコントラストの変化
一例として、数ピクセルにおける結果を示す。グラフ(a)に示すように、コントラストがスラブ中心位置(スライス位置0mm)で最も高くなるピクセルのみを検討対象に選択し(計106個)、それ以外(グラフ(b)や(c)のような結果となるピクセル)は、除外する。
- Fig. 4 (a) SWIの実効スライス厚による低信号ピクセルのコントラストの変化。実効スライス厚が4mmの画像におけるコントラストによって3群に分けた(+: コントラスト0.75以上, -: 0.5以上0.75未満, =: 0.2以上0.5未満)。各群における平均値と標準偏差を示す。
(b) グラフ(a)において実効スライス厚が4mmの画像における各ピクセルのコントラストを100%に規格化した結果。