

SWI から学ぶ MR の原理と臨床

井田正博^{1,2}, 吉沢 寿¹, 元良健一¹

¹荏原病院放射線科 ²同総合脳卒中センター

はじめに

Susceptibility-weighted imaging (SWI) は Haacke らによって提唱された新しい MR 撮像法で磁化率変化を強調した画像である^{1),2)}. 直訳すると「磁化率強調」法であるが、本邦では日本語表記ではなく「SWI」で浸透してきている. SWI は単に磁化率効果による T_2^* 信号減衰を画像化したものではなく、強度画像に位相画像 (磁化率変化による位相差) を乗じて画像コントラストを強調する. 位相差は高磁場装置ほど大きいので、SWI には 3.0 Tesla 装置が有用である. さらに 3D グラジエントエコー法 (GRE) 法で撮像するので、2D GRE 法 T_2^* 強調画像よりも磁化率に鋭敏で高い空間分解能が得られる. 通常は最小値投影法 (mIP) 処理した画像を診断に用い、頭蓋内、脳組織においてはデオキシヘモグロビン化された静脈血を高精細に描出し、微量の出血も鋭敏に検出する. SWI の原理と臨床における有用性について総説する.

ラーモア方程式

原子核 (臨床 MR ではプロトン、すなわち水素の原子核) の共鳴周波数 (角周波数、線周波数) は静磁場強度 (磁束密度) に比例する. これは核磁気共鳴法 (nuclear magnetic resonance; NMR) の基本であるし、SWI の原理の理解にも必須となる.

$$\omega = 2\pi\nu = \gamma B \dots\dots\dots(1)$$

ω : 角周波数 (rad/s), ν : 線周波数 (Hz = cycle/s)

γ : 回転磁気比 (Hz/T), B : 静磁場強度 (T)

回転磁気比 (gyromagnetic ratio) は原子核種に固有の値で、プロトンの γ は 42.6 MHz/T である. 静磁場 1.5T の共鳴線周波数 $\nu_{1.5}$ は $42.6(\text{MHz/T}) \times 1.5(\text{T}) = 63.9(\text{MHz})$, その共鳴角周波数 $\omega_{1.5}$ は $63.9 \times 2\pi \approx (\text{Mrad/T})$ となる (M は 10^6). 同様に 3.0T の共鳴線周波数 $\nu_{3.0}$ は $42.6(\text{MHz/T}) \times 3.0(\text{T}) = 127.8(\text{MHz})$, 共鳴角周波数 $\omega_{3.0}$ は $127.8 \times 2\pi \approx (\text{Mrad/T})$ となる.

NMR は物質の磁性や化学結合の違いから生じるわずかな局所磁場 (B) の変化による共鳴周波数の差異を利用する測定法である. 例えば同じ原子核でも、分子構造によって生じる電子雲 (電子の流れ) によって磁場遮蔽が起こる. このときの局所磁場の変化による共鳴周波数の差異が化学シフトである [$\omega = \gamma(B - \sigma)$, σ : 遮蔽定数]. 臨床では MR spectroscopy や脂肪抑制法に应用される. また静磁場環境に勾配磁場を印加することで拡散情報や流れの情報を得たり、位置情報を付与する [$\omega = \gamma(B + G)$, G : 勾配磁場強度]. 静磁場環境に真空以外で物質がさらされると内部に磁化が生じる. これが磁化率変化である [$\omega = \mu B$, μ : 透磁率]. さらに MR 画像のコントラストには T_1 緩和や T_2 緩和

キーワード magnetic susceptibility, susceptibility-weighted imaging, phase image

といった低エネルギー現象を利用する。

位相とは

静磁場中では磁化ベクトルは静磁場の z 軸を中心に回転している。磁化ベクトルは3次元であるが、 xy 平面上の2次元成分 (M_{xy}) がMR信号として観測される (Fig. 1A)。この回

転の周波数は静磁場 (局所磁場) に比例する (式(1))。ベクトルには大きさと方向を成分にもつが、ある時点でのベクトルの方向が位相である。共鳴周波数で回転しているベクトルは横軸を時間軸とすると 2π の周期関数で振動する正弦波 [$y = \sin(x)$] もしくは余弦波 [$y = \cos(x)$] として表すことができる (Fig. 1B)。したがって位相 (rad) は角周波数 (rad/s) と時

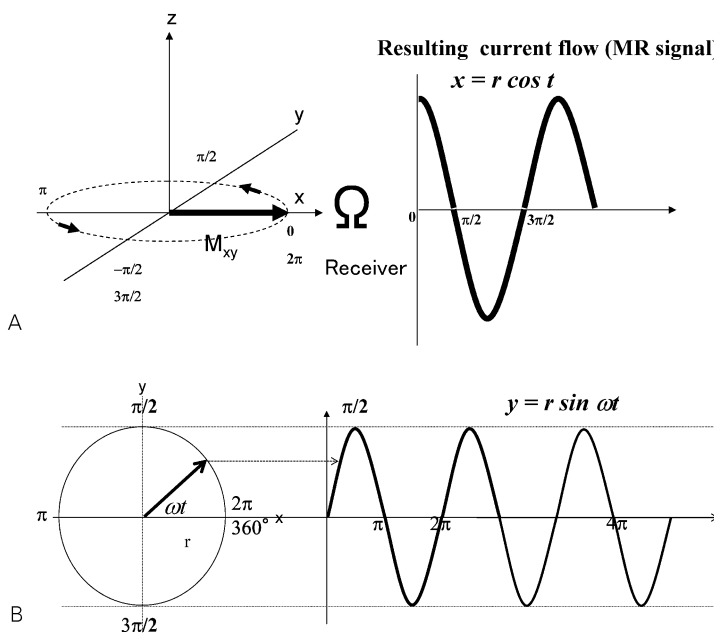


Fig. 1. Transverse magnetization and phase

A : Transverse net magnetization and MR signal

A 90 degree excitation pulse tips longitudinal magnetization into the transverse plane ($x-y$). The transverse net-magnetization starts to rotate at a frequency of 2π after removing the 90 degree pulse. If a receiver coil is placed along the $x-y$ plane, the transverse net-magnetization can be detected as an electromagnetic current voltage across a wire loop antenna, which is represented as oscillating sine or cosine wave at frequency of 2π . The resulting current flow is converted into MR signal.

B : Phase and frequency of rotation

Phase (ϕ) is expressed by the simple formula, when the frequency of rotation (ω) is constant (t represents time).

$$\phi = \omega t$$

When ω is time-variant, the phase is an integral of ωt . The resulting oscillating curve on a receiver antenna is represented as $y = r \sin \omega t$.

2008年8月19日受理

別刷請求先 〒145-0065 東京都大田区東雪谷 4-5-10 荏原病院放射線科 井田正博

間 (s) の積となる。ただしこれは角周波数に時間変化がない場合である。

$$\phi = \omega t \dots\dots\dots (2)$$

ϕ : 位相 (rad), ω : 角周波数 (rad/s), t : 時間 (s)

角周波数は局所磁場に比例するので位相変化は局所の磁場変化とエコー時間に比例する⁴⁾。

磁化率とは

真空中の磁束密度 (B) と磁場 (H) 強度は以下で表すことができる。

$$B = \mu_0 H \dots\dots\dots (3)$$

μ_0 : 真空透磁率

CGS 単位系では $\mu_0 = 1$ なので真空中では磁束密度 (B) = 磁場強度 (H) である (μ_0 は単位

をそろえるための係数, MKS 単位系では $2\pi \times 10^{-7}$ 。以下の磁化率の説明では MKS 単位系で表記する)。静磁場の中に置かれた物質は磁化される。すべての物質が磁性体で、静磁場にさらされた物質内部には 2 次的に磁場 (M) が誘導され局所の磁場強度に変化が生じる (Fig. 2)。

$$B = \mu \mu_0 H \dots\dots\dots (4)$$

ここで μ は透磁率 magnetic permeability で、物質の磁化される程度を表す。また静磁場中に置かれた物質の磁束密度は真空中の磁束密度と物質内に誘導された磁化 M の和となる。

$$B = \mu_0 H + M \dots\dots\dots (5)$$

磁化率とは静磁場に対する物質の磁化の割合で、磁化率 κ は内部磁化 M を外部磁場 (静磁場) で除した値である。

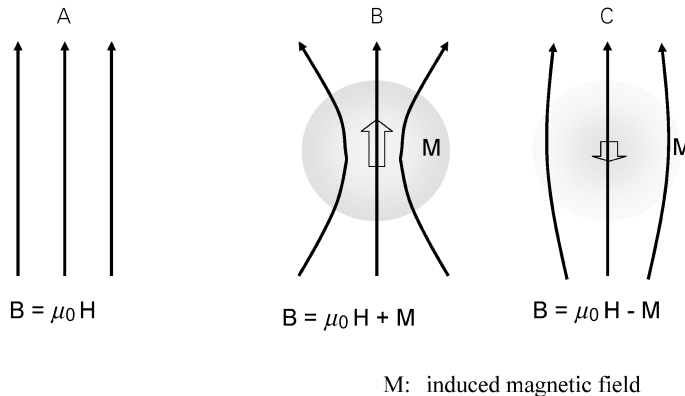


Fig. 2. Magnetic susceptibility

When substances are placed in a magnetic field, they themselves are always magnetized. The local magnetization ($\mu_0 H$) within the substances is altered due to the induced magnetization (M) caused by electromagnetic interference. Magnetic susceptibility is the relative magnetic field in a substance or tissue expressed as a fraction of the magnetic field in which it is contained.

A : When there is no substance in the static magnetic field, the main magnetic field (B) is equal to local magnetic field ($\mu_0 H$).

B : Paramagnetic substances concentrate the magnetic forces, thereby increasing the local magnetic field.

C : Diamagnetic materials cause dispersion of the magnetic forces and slightly weaken the local magnetic field. Because almost human tissues are diamagnetic, the local fields are slightly weaker than the main magnetic field applied them.

$$\kappa = M / \mu_0 H, \dots\dots\dots (6)$$

$$B = \mu_0 H + \kappa \mu_0 H = \mu_0 (1 + \kappa) H \dots\dots\dots (7)$$

すなわち MKS 単位系では透磁率は $1 + \text{磁化率}$ (κ) となる (CGS 単位系では $1 + 4\pi\chi$)。静磁場の磁束密度とはわずかに反対方向に磁化される性質をもつ物質 (負の磁化率) が反磁性物質 dimagnetism である。反磁性物質は磁力線をわずかに分散させ負の磁化として働くがその影響は小さく、実際は非磁性となる。ほとんどすべての生体物質が反磁性を示す。一方、外部磁場の方向に磁化される物質 (正の磁化率) が常磁性物質 paramagnetism である (常磁性の磁化 M の絶対値は反磁性物質の磁化の絶対値より大きい)。常磁性では磁力線を集束し正の内部磁化を誘導し、局所磁場を増強させる。生体内では Fe^{2+} (デオキシヘモグロビン), Fe^{3+} (メトヘモグロビン, ヘモジリン),メラニン

などがある。 Gd^{3+} も常磁性物質で緩和時間の短縮を来す。

磁化率により局所磁場に变化を生じると共鳴周波数に变化を来し [$\omega = \gamma(\mu H)$], 位相差となって現れる [$\omega t = \gamma(\mu H)t$]。位相変は局所磁場の变化とエコー時間に比例する。単一の物質内では位相情報は画像コントラストに反映されないが、voxel 内に磁化率の異なる物質が存在すると反対方向を向いた位相は相互に打ち消すため信号が減衰する。同一 voxel 内に水と脂肪が存在しているときに生じるエコー時間によって 2 者の位相がそろったときには信号が増強し (同位相, in-phase), 反対方向に向いたときに信号は低下する (out-of-phase)。

実成分と虚成分, 強度画像と位相画像

Fig. 1 で示した $x'y'$ 平面上の 2 次元ベクトルは x' 軸を実数軸, y' 軸を虚数軸とすると, MR

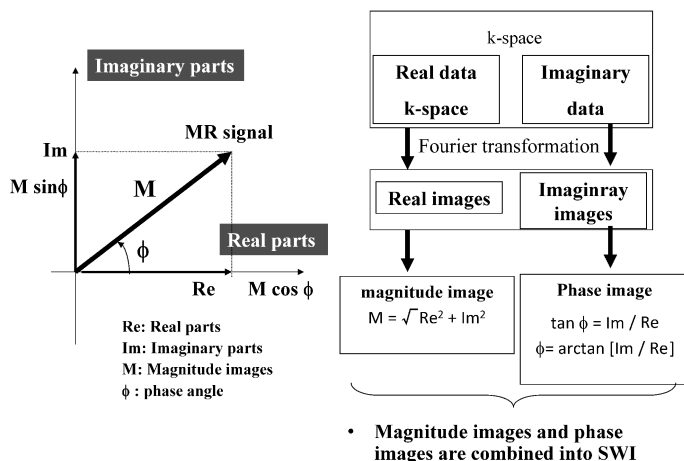


Fig. 3. Both real and imaginary data make magnitude and phase images MR signal contains complex numbers, which have real and imaginary components on k-space. Both components have the same frequency as the Larmor frequency and are always 90 degrees out of phase. Phase-sensitive detection of real and imaginary data is easy to understand as quadrature (rectangular) detection because of manner in which the two outputs from the two detectors are combined. The amplitude and phase are extracted from the real and imaginary images and combined into magnitude and phase images, respectively, although neither the real nor imaginary images are displayed.

信号は位相差による実成分 (real, 同位相成分, Re) と虚成分 (imaginary, 直交位相成分, Im) から成ると考えることができ、複素数として表すことができる (Fig. 3). これは実成分と虚成分は直交配列する quadrature 型コイルを考えると理解しやすく、直交座標系として表現することができる. MR 画像 (強度画像 magnitude image) の信号はベクトルの大きさであり、位相情報は直接は反映されない. 強度画像 (M) および位相情報 (ϕ) は以下の式で表すことができる (Fig. 3).

$$M = \sqrt{\text{Re}^2 + \text{Im}^2}$$

$$\tan \phi = \text{Im}/\text{Re}, \phi = \arctan [\text{Im}/\text{Re}]$$

$$(-\pi/2 < \phi < \pi/2) \quad \dots\dots\dots (8)$$

T₂* と T₂

90°励起パルス直後から xy 平面上のベクトル (M_{xy}) は減衰し自由減衰信号 (free induction decay; FID) が生成される (Fig. 4). FID 信号は T₂*減衰を示す (e^{-t/T_2^*}). T₂*減衰は外部磁場の不均一性による. GRE 法 T₂*強調画像は磁化率変化に鋭敏である. 一方 SE 法では, TE₁/2 時間後に 180°収束パルス (refocusing pulse) をかけると, 分散したスピンの位相が再収束し, その TE₁/2 時間後 (90°励起パルスから TE₁後) に第 1 エコー (MR 信号) が得られる. マルチプルエコー法ではさらにある時間後 (TE₂/2) に 180°反転パルスを照射すると, 第 2 の 180°パルスから TE₂後, 90°パ

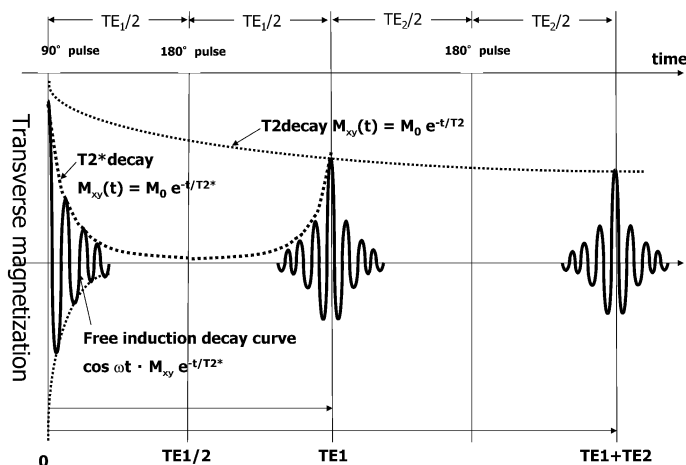


Fig. 4. T₂* decay and T₂ decay
 Once the 90-degree pulse is removed, the transverse magnetization precesses about the static magnetic field at the Larmor frequency. The loss of the transverse signal over time is called free induction decay (FID). The decay curve of the transverse magnetization is described by the equation (T₂ decay) :
 $M_{xy}(t) = M_0 \exp(-t/T_2)$
 However, the observed decay rate of the transverse magnetization is generally more rapid than true T₂ decay. This actual decay and transverse relaxation time is referred to T₂* decay. Various factors such as static magnetic field inhomogeneity and chemical shift diphasic spin of the transverse magnetization and shorten the duration time of FID, particularly at higher field strength. The partly dephased spin of the transverse magnetization is turned into mirror-image position and refocused by a 180-degree RF pulse. Spin dispersion due to T₂* varies depending on surrounding magnetic environments and can be corrected by the refocusing RF pulses, however, T₂ decay is not depends on the magnetic strength and characteristic for each tissues.

ルスからは $TE_1 + TE_2$ (=2nd TE) 後に位相が再収束し第2エコーが得られる。 T_2 減衰曲線はスピンスピン相互作用による位相分散による信号減衰である (e^{-t/T_2})。 T_2^* 減衰は T_2 減衰よりも速く進行する。 180° 収束パルスによって、スピン外部の磁場環境 (局所磁場の不均一) による位相分散は (T_2^* 減衰) は補正できるが、 T_2 減衰すなわちスピンスピン相互作用 (隣接するスピン間の微小な局所磁場) は 180° 収束パルスでも補正できない。

SWI の原理

SWI は “位相情報” を用いて磁化率を強調する。 SWI は単なる GRE 法 T_2^* 強調画像ではなく、磁化率効果による信号減衰を画像化した

ものではない。 SWI は実画像 (強度画像) に位相情報を掛け合わせる。 位相変化 (ϕ) は磁場変化 (ΔB) と TE に比例する (式 2)。 SWI は 3D GRE 法で撮像するので、2D GRE 法による T_2^* WI と比較して、高い空間分解能が得られる。 SWI の特徴は撮像法ではなく、その後処理にある (Fig. 5)^{1)~3)}。

1. 高周波数成分通過型フィルター (high-pass filter) 処理による低周波数成分の除去

SWI では磁化率の差異をコントラストとするため、撮像領域内の背景の位相は完全な均一状態でなければならない。 しかし実際には背景に磁場の不均一性によるゆっくりとした位相の乱れが存在する (Fig. 6A)。 そのため磁化率差以外の要因による背景の位相変化を除去する必要があり、高周波数成分通過型フィルター処理

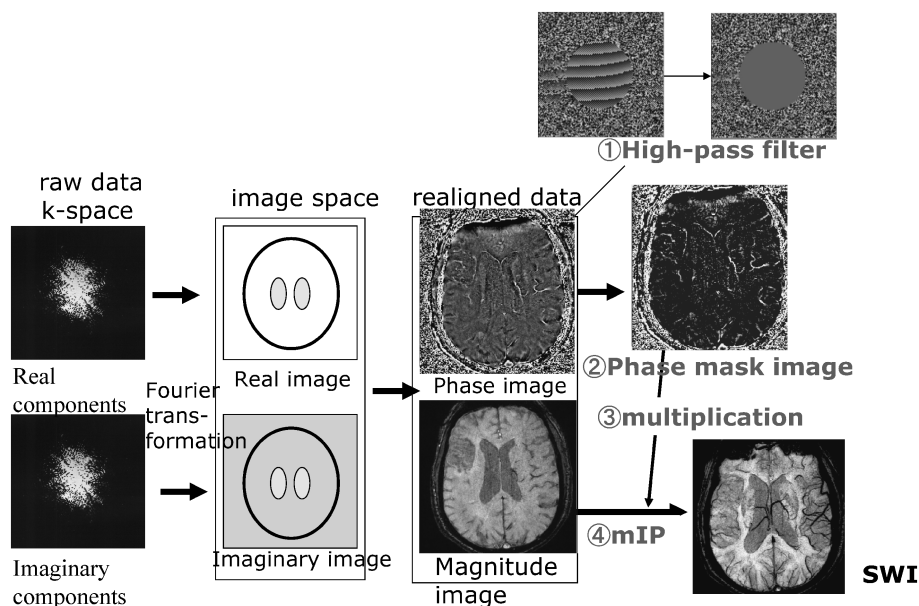


Fig. 5. Postprocessing procedure for SWI imaging

- ① High-pass filter is used to remove the low pass filter components of the background field and to create corrected phase images.
- ② The corrected phase image is utilized for phase mask image.
- ③ The phase mask image is used to multiply the original magnitude images to produce the SWI images (phase mask multiplication).
- ④ In final stage, minimum intensity projection is done to create images with vessel contiguity.

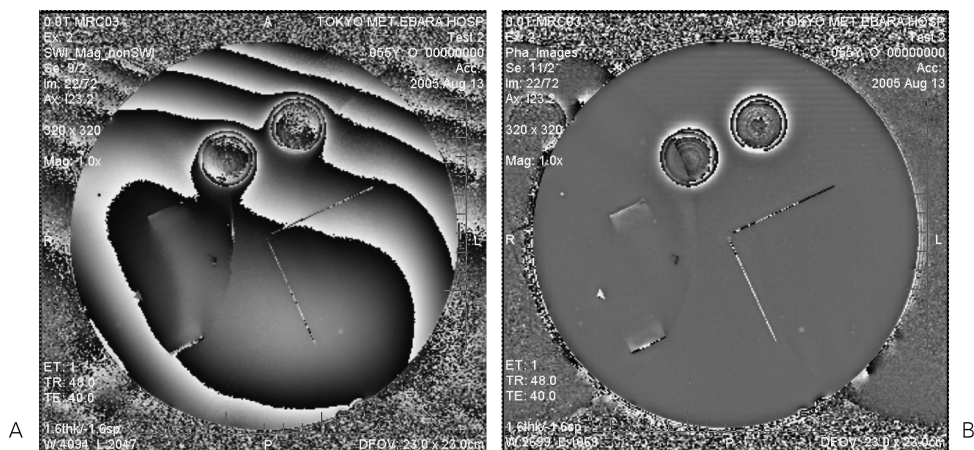


Fig. 6. Phase correction in the back ground using k -space high-pass filter

A : The original phase image

There is phase distortion with low spatial frequency in the background caused by inhomogeneity of a magnetic field.

B : The corrected phase image

The phase distortion is removed.

により背景に含まれる低周波数成分の位相の乱れを取り除く (“High-pass” = 高周波成分のみ通過させる → 高周波成分にほとんど影響を与えない)。実際には k 空間データに低周波数成分通過型フィルター (low-pass filter) 処理を行い、低周波数成分のみの位相画像データを作成する。元々の位相画像データをこの低周波数成分位相画像データで除し、補正位相画像を得る (Fig. 6B)。フィルターサイズを大きくすることで位相の均一性が良好になるが組織間の位相コントラストが低下するので至適なサイズが必要となる (Fig. 7)。

2. 位相マスク画像 (phase mask image) の作成

磁化率変化による位相差を強調するために、位相変化の大きい部分が低信号になるようなマスク画像 (filter) 処理を行う。この位相マスク画像は位相画像上で位相が進んでいる (正のマスク) を 0, あるいは遅れている部分 (負のマスク) を 0 に、位相差のない部分は 1 にする画像で、マスク画像により磁化率の異なる部

分 (位相が異なる部分) の信号のみを低下させることができる。静脈描出に関して正のマスク処理もしくは負のマスク処理のいずれを用いるかは装置の座標軸の特性による。Fig. 8 には負の位相マスク処理を示す。この処理法を用いれば、磁化率差だけでなく、異なる TE から位相画像を作成しその差分をとり、適切な位相マスク画像に強度画像に掛け合わせることで特異なコントラストが得られる。

3. 位相マスク画像と強度画像の掛け合わせ

位相マスク画像を強度画像 (magnitude image, T_2^* 強調画像) に複数回掛け合わせる (multiplication) ことで、磁化率による位相変化を乗じたコントラストの高い画像を作成する。最適なコントラストノイズ比を得るには複数回の位相マスク画像の掛け合わせが必要になるが、逆に掛け合わせ回数が増えるとコントラストの低下が見られるので、4 回ぐらいの掛け合わせが至適であると報告されている¹⁾。

4. 最小値投影法による再構成

SWI の特徴の一つである静脈系の描出に

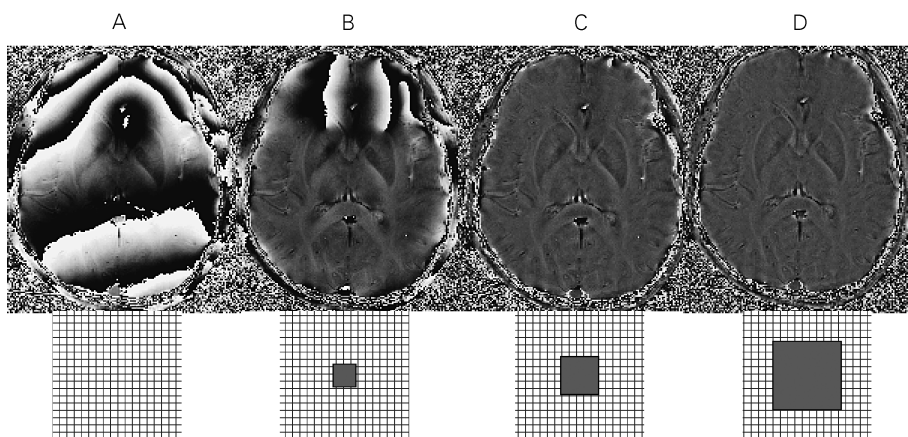
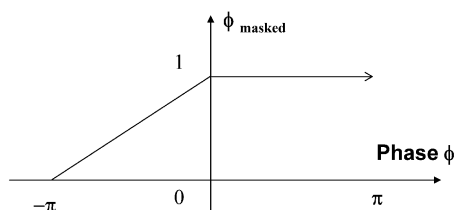


Fig. 7. The effects of the k-space filter size
 A : without filter, B : 16×16 filter, C : 48×48 filter, D : 64×64 filter.
 As the matrix filter size increases, the aliasing artifacts and non-uniformities vanish ; however, the contrast resolution slightly decreases.



Negative phase mask		
Phase ϕ	$\pi < \phi < 0$	$0 < \phi < \pi$
Masked phase ϕ_{masked}	$(\phi + \pi) / \pi$	1

Fig. 8. Phase mask image creation (Negative phase mask)
 The phase mask is designed to suppress those pixels that have certain phases. When the maximum phase of interest is $-\pi$, the phase mask is designed to be $(\text{phase} + \pi) / \pi$ for phase < 0 and to be unity for $0 < \text{phase} < \pi$.

は、血管の連続性を明瞭に表示する必要があり、3D 撮像で得られた薄いスライスデータを最小値投影法 (minimum intensity projection ; mIP) 処理で厚みをもった画像に再構成画像する。

SWI の撮像シーケンスとパラメータ

撮像シーケンスには 3D FLASH (fast low-angle shot) 法を用いる。3D データ収集によ

り、2D GRE T_2^* 強調画像よりも高空間分解能が得られる。磁化率による位相変化のみを反映し血流による位相変化を抑制するために、3軸に flow compensation を行う。その結果、SWI では動静脈を分離し (動脈は描出されない)、流速による位相エンコード方向の位置ずれも抑制される。磁化率変化を反映するために長いエコー時間 (TE) を設定する。1.5 T 装置では、40 ms 程度、3.0T 装置では、20 ms 程度が用

いられる。繰り返し時間 (TR) は TE による
が最短に設定して撮像時間を短縮する。Flip
angle (FA) は $15^{\circ} \sim 20^{\circ}$ 程度と小さく設定し、
脳脊髄液が低信号にならないように (静脈との
コントラストがつくように) する。高い空間分
解能を設定し、背景の磁場の不均一性による
 T_2^* 減衰による位相分散を抑制する。一方で小
さな voxel による partial volume effect 減少は
磁化率変化による位相変化を強調する。式 (2)
からもわかるように静磁場強度が高い方が大き
な周波数変化を来すので位相差も大きくなる。
SWI においても、高磁場装置の方が磁化率変
化による位相変化が強調されるため良好な
CNR が得られ、より細小な静脈も描出される

(Fig. 9).

脳組織における SWI のコントラスト

SWI は位相情報から各組織間の磁化率の相
違を強調する。頭蓋内では酸素 (オキシヘモグ
ロビン) 化された脳実質組織とデオキシヘモグ
ロビン化された静脈とのコントラストが得られ、
mIP 処理により静脈内の BOLD (blood-oxy-
gen level dependent) 効果を反映した静脈強調
画像が得られる (BOLD venography)。血流は
3 軸の flowcompensation で抑制されているた
め、動脈は描出されない。また静脈内の信号低
下も血流ではなくデオキシヘモグロビン濃度を

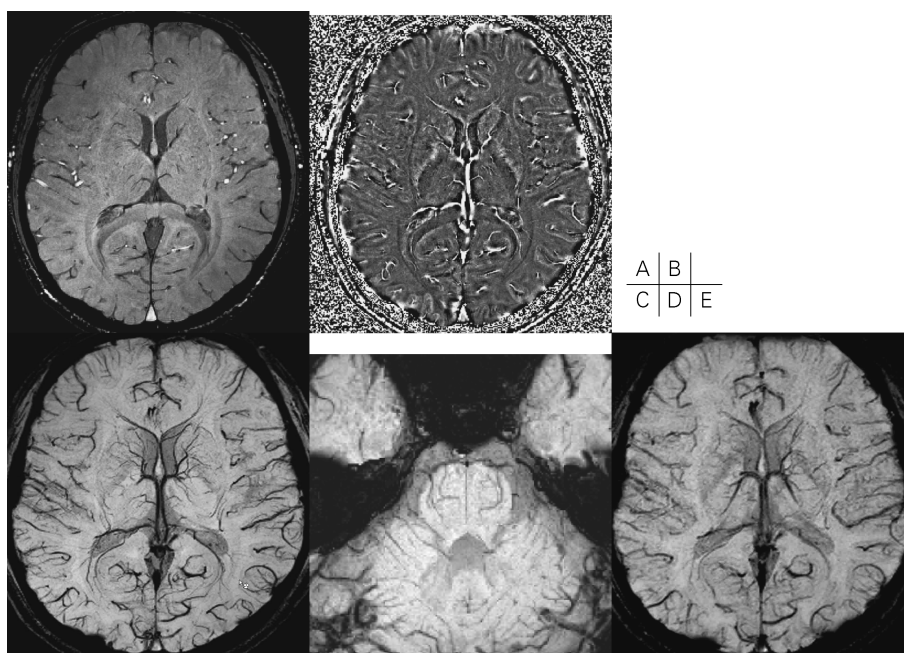


Fig. 9. Magnitude image, phase mask image and SW images at 3.0T

A : Magnitude image (3.0T, slice thickness 1.2 mm, at the level of the basal ganglia)

B : Phase mask image (3.0T, slice thickness 1.2 mm, at the same level with A)

C : SW image (3.0T, mIPped image, slice thickness 9.6 mm, at the same level with A)

D : SW image (3.0T, mIPped image, slice thickness 9.6 mm, at the same level of the brain stem)

E : SW image (1.5T, slice thickness 1.2 mm, at the same level with A)

SW images obtained at 3.0T can displays venous anatomy in depth such as subependymal veins and paramedian pontine veins, with higher spatial resolution, compared with that at 1.5T.

反映する。3.0TではSWIはmIP処理により高精細なvenographyが得られ、皮質静脈のみならず髄質静脈の評価も可能である。ただし、若年者や3.0T以上の高磁場装置では正常の皮質静脈が明瞭に描出されるが、1.5T装置による高齢者例では、正常静脈の描出能が十分ではなく、正常の静脈mappingとして利用するには問題がある。実質内のフェリチンも磁化率効果で低信号として描出される。生理的にフェリチン沈着のある黒質、赤核、淡蒼球が低信号として描出される。加齢に伴い被殻外側にもフェリチン沈着による低信号化が認められる。

SWIでは脳機能画像にも応用される。空気(room air)、Carbogen(95%O₂+5%CO₂)および純酸素投与による静脈内でのデオキシヘモグロビン濃度と血管反応性をSWIで画像化した報告がある³⁾。空気投与と比較して純酸素投与やCarbogen投与では静脈内のデオキシヘモグロビン濃度が低下する²⁾。また小児例の方が高齢者例に比較して静脈が明瞭に描出されることから、小児の方が脳組織のオキシヘモグロビン濃度と静脈内のデオキシヘモグロビン濃度差が大きいことがわかる(Fig. 10)。

SWIの臨床

1. 静脈奇形および血管腫

静脈奇形venous malformationは先天的な静脈還流路の低形成を代償して側副路として発達したもので近傍に血管腫cavernous malformationを合併することがある。動脈系には異常がなく、動静脈奇形とは異なり出血の頻度は少ないが、周囲にグリオシスを来したり、まれに静脈性梗塞や静脈性出血を来すこともある。静脈奇形はT₂強調画像でflow voidを呈するが細静脈成分は造影3D T₁強調画像を用いないと描出できない。SWIのmIP処理で得られる高精細venographyは静脈奇形の描出に有用で造影3D GRE法T₁強調画像と同程度の診断能を有する(Fig. 11)⁵⁾。血管腫も内部のヘモジデリン沈着をSWIで鋭敏に検出する。一方、動静脈奇形ではオキシヘモグロビン化された血流が還流静脈系にシャントされるため、SWIではnidusから還流静脈が描出されないことがある。

2. 静脈還流障害

急性静脈洞閉塞は頻度の少ない疾患で、非特

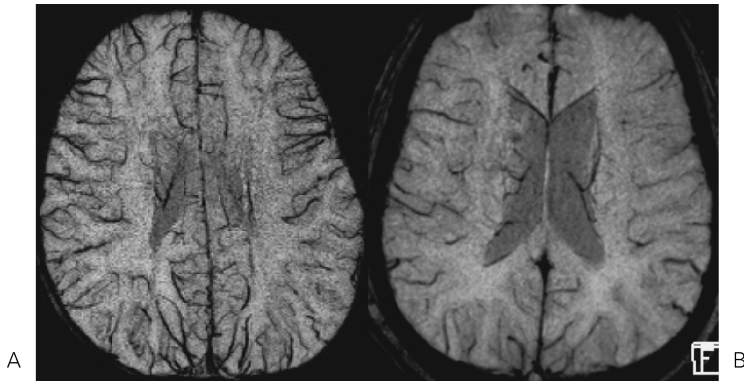


Fig. 10. Age-related BOLD effect in SW imaging
SW image at 1.5T in 6-year-old woman (A) shows intense BOLD effect compared with that at 1.5T in 60-year old man (B). Those suggest differences of oxygenation and metabolism between children and adults. SW imaging give us not only fine anatomical details but also metabolic information.

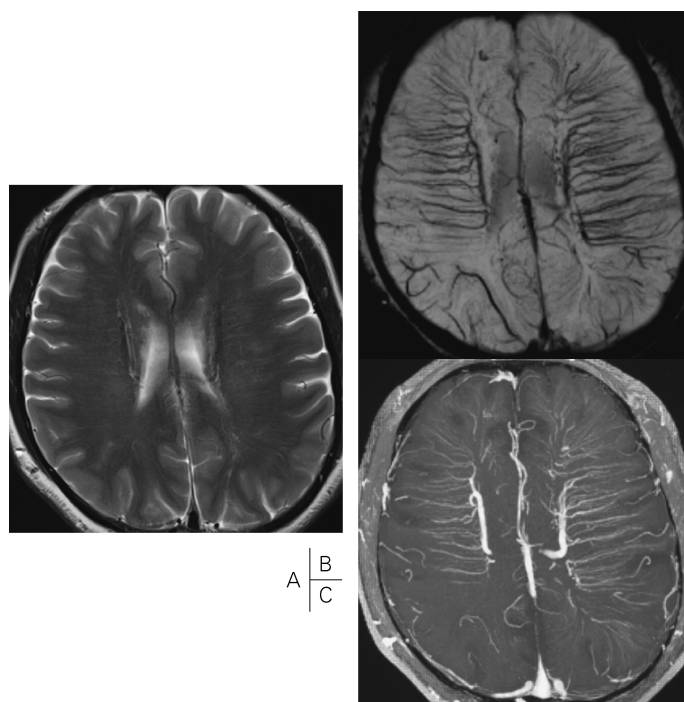


Fig. 11. SW imaging in venous malformation

This 39-year-old woman presented with recurrent migraines. She has no neurological symptom. FSE T2-weighted image documents linear hyperintensities in the bilateral white matter; however, any flow void is invisible (A). SW images at 3.0T demonstrates numerous medullary veins draining into large subependymal collecting vein with marked hypointensity (B). Those findings represent venous malformation. SW imaging is dramatically sensitive to susceptibility differences between the oxygenated brain tissue and intravenous deoxyhemoglobin and has the ability equal to 3D GRE T1-weighted imaging (C) in detecting venous malformation.

異的な神経症状で発症（頭痛，見当識障害，異常行動など）し，還流静脈圧の上昇が重篤な症例では急速に静脈性浮腫から静脈性梗塞・出血を来す。MRでも静脈血の信号と急性血栓の信号に重複があるので急性期には診断が困難なことが多い。また静脈洞血栓症に硬膜動静脈瘻を合併することがあるが，同様に還流静脈圧の上昇を来し，同様の静脈性浮腫や梗塞を来すことがある。硬膜動静脈瘻が慢性的に増悪し皮質静脈・髄質静脈への静脈逆流状態が持続すれば，難治性の認知症の原因となる。

SWIでは静脈還流圧の上昇による皮質静脈の停滞を明瞭な低信号として描出する。これは

還流静脈圧の上昇に伴う2次的な皮質静脈，髄質静脈のうっ滞により相対的なデオキシヘモグロビン濃度が上昇するためと考えられる (Fig. 12)⁵。さらに静脈性の微小出血も検出するので，病態の早期検出に有用である。

3. 微小出血の診断

SWIは磁化率変化に鋭敏なことから，微小出血（常磁性を示すデオキシヘモグロビン，メトヘモグロビン，ヘモジデリン）の検出に有用である¹⁾。穿通動脈レベルの微小出血の検出における有用性が報告されている (Fig. 13)⁶⁾。アミロイドアンギオパチーの診断にも有用である⁶⁾。頭部外傷においても微小な出血を検出し



Fig. 12. SW imaging in venous stasis caused by dural arteriovenous fistula

SWI at 1.5T demonstrates prominent tortuous veins in the left occipito-temporal region with marked intraluminal hyposignal, representing elevated concentration of deoxyhemoglobin due to venous stasis and reflux into the cortical veins (○). This is a patient with venous reflux caused by dural arteriovenous fistula coming from the left external carotid artery into the left thrombosed transverse sinus. SWI is feasible to demonstrate venous stasis without contrast media and to suggest unsuspected sinovenous occlusion and arteriovenous shunt.

(Fig. 14), 軸索損傷の診断に有用であると報告されている⁷⁾.

4. 脳虚血超急性期

SWIでは磁化率変化の鋭敏さを反映して、GRE法 T_2^* WIと同様、塞栓子や血栓が明瞭な低信号として描出される (Fig. 15A). SWIではGRE法 T_2^* WIよりも検出率が高く、空間分解能も高い。しかし両法とも正常の動脈が描出されないため、正常動脈の解剖を理解し、元画像や T_2 強調画像、FLAIRと比較し、読影す

る必要がある。FLAIRでは、塞栓子およびその末梢側の停滞もしくは遅延した血流に flow void が消失して高信号を示す (FLAIR intra arterial signal)。しかし、塞栓子自体は塞栓子内部の磁化率効果が強いと、FLAIRでも磁化率変化の影響が強く現れ、高信号にならないことがある。したがってSWI (又はGRE法 T_2^* WI) とFLAIRを組み合わせた、塞栓子自体の検出と灌流異常域の評価に有用である。

さらにSWIでは皮質枝閉塞急性期の灌流異常領域に一致して、還流静脈である皮質静脈や髄質静脈の低信号化が観察される⁵⁾。これは還流静脈血の相対的なオキシヘモグロビン濃度の低下、デオキシヘモグロビン濃度の上昇によるものと考えられる (Fig. 15B)。この所見は灌流異常領域であれば、拡散低下の有無にかかわらず観察できるが、 T_2 強調画像で血管性浮腫が出現する時期には認められなくなる。したがって、まだ非可逆的な梗塞状態に陥っていない misery perfusion (oligemia や ischemia)、すなわち局所脳血流量 rCBF は低下しているも、局所脳血液量 rCBV がある程度保たれ、酸素摂取率 OEF が上昇、酸素消費量 CMRO₂ が正常ないしは減少している状態をとらえているものと考えられる。還流静脈のデオキシヘモグロビン濃度上昇を認める急性期症例では造影灌流画像の適応となる。穿通動脈領域の小梗塞でも広範囲にこの所見を認めれば、単なる穿通枝動脈レベルの閉塞ではなく、主幹部レベル狭窄による血行力学的虚血の可能性がある。

5. その他の疾患

多発性硬化症など脱髄病変は髄質静脈周囲に広がることから、SWIで病変内部を貫通する髄質静脈を描出することが診断の一助となる (Fig. 16)。腫瘍性病変においては、病変内部の微量の出血や周囲の還流静脈の描出に有用である。多系統萎縮症ではFSE T_2 強調画像では描出できないフェリチン沈着を検出することができる (Fig. 17)。パーキンソン病でも線条体外側に低信号域が認められることが多いが、加

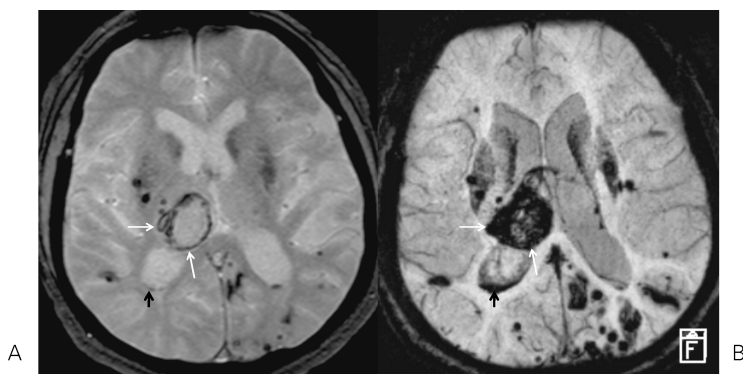


Fig. 13. SW imaging for the detection of hypertensive hemorrhages
 This 80-year-old man presented with sudden-onset left hemiparesis and consciousness disturbance. CT showed acute hemorrhage in the right thalamus. 2D GRE T₂*-weighted image show marginal hyposignal in the peripheral zone of the acute hematoma, representing paramagnetic deoxyhemoglobin (white arrows), and small hypointensities within the right posterior ventricular horn indicating direct penetration of the hematoma into the lateral ventricle (blue arrows). Multiple small hypointense foci are found in the bilateral hemispheres that are invisible on FSE T₂-weighted images and CT. Those findings suggest a past history of microhemorrhages containing hemosiderin accumulation due to hypertensive arteriolosclerosis of the perforating arteries. SW image obtained at 1.5T is able to show the marginal (white arrows) and intraventricular (blue arrow) hyposignal predominantly as well as numerous additional microhemorrhages in the subcortical and deep white matter, compared with that at 1.5T. SW imaging is more sensitive to local susceptibility differences than GRE T₂*-weighted imaging.

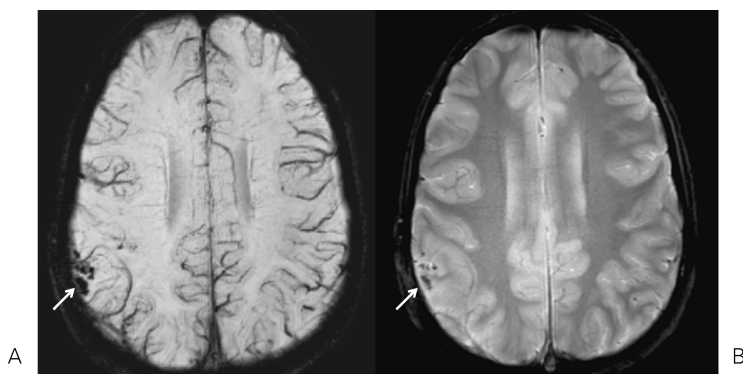


Fig. 14. SW imaging for the detection of occult contusional hemorrhages
 The 15-year-old patient presented with transient consciousness disturbance immediately after traffic accident. Neither CT, T₂-weighted image nor diffusion image (not shown) demonstrates intracranial hemorrhage or contusion. However, SW image at 3.0T (A) is able to represent a couple of microhemorrhagic contusion with hyposignal intensities. SW imaging is more sensitive to GRE T₂*-weighted imaging (B) in detecting susceptibility difference.

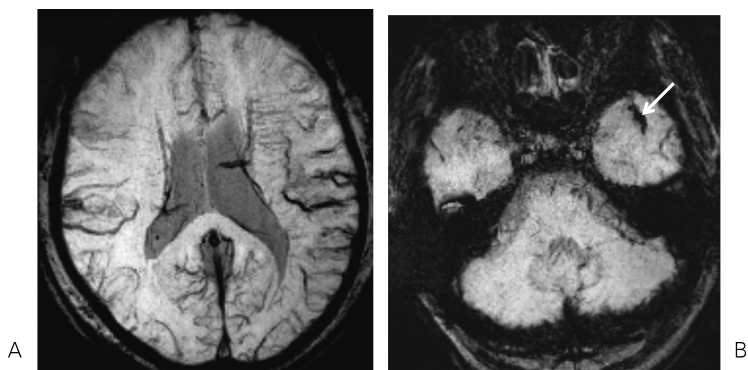


Fig. 15. SW imaging in acute cerebral ischemia

This 59-year-old man presented with sudden-onset, right hemiparesis and atrial fibrillation. MR study was performed 100 min after onset at 3.0T. DW image (not shown) shows a small hyperintense lesion located within the territory of the left lateral striate artery arising from the left middle cerebral artery (MCA). Axial SW image demonstrate prominently hypointense cortical veins within the left MCA territory (A). Those findings are suggestive of altered oxygenation that is relatively increased deoxyhemoglobin and decreased oxyhemoglobin in the draining veins within the acute ischemic lesion. SW image also reveals localized hyposignal in the distal portion of the left MCA M1 segment, representing acute thromboembolus itself including paramagnetic blood products such as deoxyhemoglobin and intracellular methemoglobin that result in local susceptibility differences (B, arrow). MR angiography and FLAIR (not shown) confirm corresponding lack of time-of-flight (TOF) signal and intraarterial signal in the left MCA M1. SW imaging can indicate acute occlusion of the hemispheric branches and impaired perfusion.

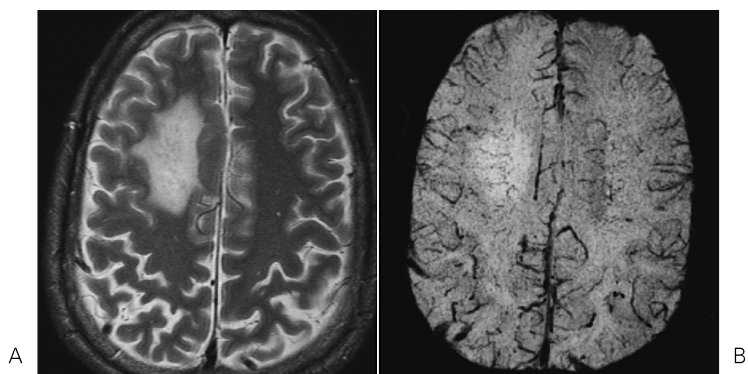


Fig. 16. SW imaging in multiple sclerosis (Tumefactive MS)

Characteristic demyelinating lesions in multiple sclerosis shows perivascular extension along the path of deep medullary veins perpendicular to the ependymal lining of the lateral ventricle. A large tumefactive demyelinating lesion is occasionally identified that is hard to differentiate from neoplastic lesion or cerebral infarction. This 40-year-old man presented with accelerated deterioration of hemiparesis of the left lower extremity. FSE T₂-weighted image shows well-defined hyperintense lesion in the deep white matter of the right frontal lobe (A). SW image at 1.5T displays lots of hypointense vessels running through the large hyperintense lesion (B). The intralesional penetrating vessels are suggestive of tumefactive demyelinating lesion. He was diagnosed with multiple sclerosis neurologically. SW images helps us to differentiate demyelinating lesions from the other neoplastic lesions and cerebral infarction.

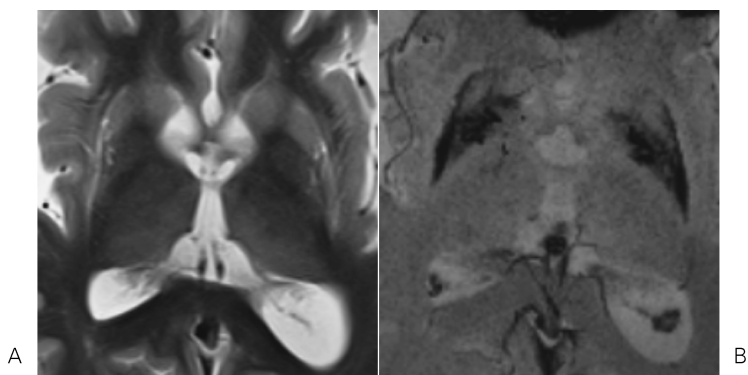


Fig. 17. SW imaging in multiple systemic atrophy

This 61-year-old woman was admitted for the evaluation of parkinsonism. FSE T₂-weighted image shows atrophy of the corpus striatum (the putamen and the caudate nucleus) with linear hyperintensity symmetrically in the lateral portion of the bilateral putamen; however, no hyposignal intensity is identified (A). SW images at 3.0T demonstrates clearly marked hyposignal corresponding to the hyperintensities on FSE T₂-weighted image (B). Those findings suggest ferritin accumulation. SW imaging is more sensitive to magnetic susceptibility changes and has the possibility in detecting iron-containing substances. SW imaging is a useful method to diagnose multiple systemic atrophy.

齢変化との重複も大きく、今後の検討課題である。

結 語

SWI は T₂*強度画像に位相情報を加えた画像で磁化率変化を鋭敏に反映した新たな画像コントラストを提供し、特に高磁場装置において有用である。脳組織においてはデオキシヘモグロビン濃度を反映した機能的な高精細な venography を描出する。今後は mIP 画像のみならず位相画像の解析によって新たな病態解析に寄与することが期待される。

文 献

- 1) Haacke EM, Xu Y, Cheng YC, Reichenbach JR : Susceptibility weighted imaging (SWI). *Magn Reson Med* 2004 ; 52 : 612-618
- 2) Sehgal V, Delproposito Z, Haacke EM, Tong KA, Wycliffe N, Kido DK, Xu Y, Neelavalli J, Haddar
- 3) Rauscher A, Sedlacik J, Barth M, Haacke EM, Reichenbach JR : Noninvasive assessment of vascular architecture and function during modulated blood oxygenation using susceptibility weighted magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med* 2005 ; 54 : 87-95
- 4) Yamada N, Imakita S, Sakuma T, Nishimura Y, Yamada Y, Naito H, Nishimura T, Takamiya M : Evaluation of the susceptibility effect on the phase images of a simple gradient echo. *Radiology* 1990 ; 175 : 561-565
- 5) Tong KA, Ashwal S, Obenaus A, Nickerson JP, Kido D, Haacke EM : Susceptibility-weighted MR imaging : a review of clinical applications in children. *AJNR Am J Neuroradiol* 2008 ; 29 : 9-17. Epub 2007 Oct 9
- 6) Haacke EM, DelProposto ZS, Chaturvedi S, Sehgal V, Tenzer M, Neelavalli J, Kido D : Imaging cerebral amyloid angiopathy with susceptibility-weighted imaging. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007 ; 28 : 316-317

- 7) Tong KA, Ashwal S, Holshouser BA, Nickerson JP, Wall CJ, Shutter LA, Osterdock RJ, Haacke EM, Kido D : Diffuse axonal injury in children : clinical correlation with hemorrhagic lesions. *Ann Neurol* 2004 ; 56 : 36-50

Susceptibility-weighted Imaging (SWI) : Principles and Clinical Applications

Masahiro IDA, Hisashi YOSHIKAWA, Kennichi MOTOYOSHI

*Department of Radiology and Comprehensive Stroke Unit, Tokyo Metropolitan Ebara Hospital
4-5-10, Higashiyukigaya, Ota-ku, Tokyo 145-0065*

Susceptibility-weighted (SW) imaging is a novel magnetic resonance (MR) imaging technique that exploits phase shifts to maximize sensitivity to magnetic susceptibility differences between adjacent tissues. A high-resolution, 3-dimensional gradient-echo (GRE) sequence with a long echo-time and 3-axis flow-compensation is used. SW imaging is dramatically superior to GRE T_2^* -weighted imaging in sensitivity to local susceptibility differences and in visualizing anatomical structure in fine detail, especially at 3T. It is a powerful method for demonstrating small intracerebral veins and detecting small amounts of iron accumulation in the brain, both of which are invisible on conventional T_2 - or T_2^* -weighted imaging.