

SWI の原理と臨床応用

井田 正博^{1,2}

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)}. SWI を日本語訳すると「磁化率強調」法になるが、従来から臨床で利用されているグラジエントエコー (GRE) 法 T₂*強調画像と区別するために、本邦では「susceptibility weighted imaging (SWI)」が用いられることが多い. SWI は強度画像に位相変化 (位相画像) を乗じて磁化率変化による画像コントラストを強調する³⁾. 位相変化は静磁場強度が高いほど大きいので、SWI には高磁場装置が有用である. さらに 3D GRE 法で撮像するので、2D GRE 法 T₂*強調画像よりも空間分解能の高い、高精細な画像が得られる. 臨床では最小値投影処理 (mIP) をした画像が診断に用いられることが多く、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. また SWI 位相画像は脳内鉄分布を反映した位相差コントラストを描出し、基底核や神経線維の微細構造の評価に有用である. SWI の原理と臨床における有用性について総説する.

SWI の原理

1. T₂*と T₂

MR 画像の基本コントラストである T₁ 強調や T₂ 強調は「T₁ 緩和」や「T₂ 緩和」といった低エネルギー現象を利用する. T₂ 緩和 (横緩和) は組織内部の分子相互作用によって生じる局所揺動静磁場による横磁化の減衰現象 [スピン-スピン (双極子-双極子) 相互作用] である. T₂ 緩和に加えて外部磁場の不均一も、横磁化の減衰を促進する. 外部磁場の不均一は装置の静磁場の不均一性のほかに傾斜磁場などの変動磁場印加や反磁性体である被験者 (磁化率の項参照) など様々な外部要因が原因となる. 磁場の不均一は共鳴周波数の変化をきたし、時間経過とともに、位相分散を生じる. その結果生体組織固有の T₂ 緩和に加えてこれら外部要因による磁場の不均一性によって横緩和の減衰促進を生じる. これを T₂*緩和という. 実際、90° 励起パルス遮断直後から xy 平面の横磁化成分は指数関数的に減衰し、自由減衰信号 (free induction decay; FID) が生成される. この FID 信号の減衰の時定数が T₂*である (e^{-t/T₂*}). 組織内部固有の横緩和の時定数を T₂、外部要因による横緩和の時定数を T_{2e} とすると、

$$1/T_2^* = 1/T_2 + 1/T_{2e}$$

となる. T₂*緩和は T₂ 緩和よりも急速に進行

キーワード susceptibility-weighted imaging, magnetic susceptibility, phase image, central nervous system, brain

し平衡状態に回復する。したがって GRE 法 T_2^* 強調画像は磁化率変化に鋭敏である。

一方 SE 法では、TE/2 時間後に 180° 収束パルス (refocusing pulse) を印加し、励起パルス遮断直後から T_2^* 緩和で分散していたスピンの位相を再収束させ、その TE/2 時間後 (90° 励起パルスから TE 後) に MR 信号を収集する。 T_2 減衰曲線はスピン-スピン (双極子-双極子) 相互作用 (隣接するスピン間の微小な局所磁場形成による位相分散) 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° 収束パルス印加によって、スピン外部の磁場環境 (局所磁場磁場の不均一) による位相分散 (T_2^* 減衰) は補正できるが、 T_2 減衰、スピン-スピン相互作用は 180° 収束パルスでも補正できない。

2. 位相とは

原子核 (臨床 MR では水素の原子核、すなわちプロトン) 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 (Lamor の式)。

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

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

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。したがって 3T 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。磁気共鳴法で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測定する (化学シフト, $\omega = \gamma(B - \sigma)$, σ : 遮蔽定数)。また静磁場環境に勾配磁場を印加することで位置情報を付与したり, 拡散や流速の測定を行う [$\omega = \gamma(B + G)$], G : 勾配磁場強度]。

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 (歳差運動) 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。この回転の周波数は静磁場 (局所磁場) に比例する (式(1))。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. 1)。各周波数が時間変化せず一定の場合, 位相 (rad) は角周波数 (rad/sec) と時間 (s) の積となる。

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

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

回転する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り, その時間軸の周期関数のある時相の位置が位相である。位相変化は局所の磁場変化とエコー時間に比例する⁴⁾。

3. 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

μ_0 は単位を揃えるための係数で, MKS 単位系では $2\pi \times 10^{-7}$ である。本項の磁化率の説明では MKS 単位系で表記する。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) となる (Fig. 2A)。

静磁場の中にある物質を置くとその物質内部は磁化される。すべての物質が磁性体であり, 静磁場に晒された物質内部には 2 次的に磁場 (M) が誘導され, 内部の磁場強度に変化が生じる (Fig. 2B, C)。

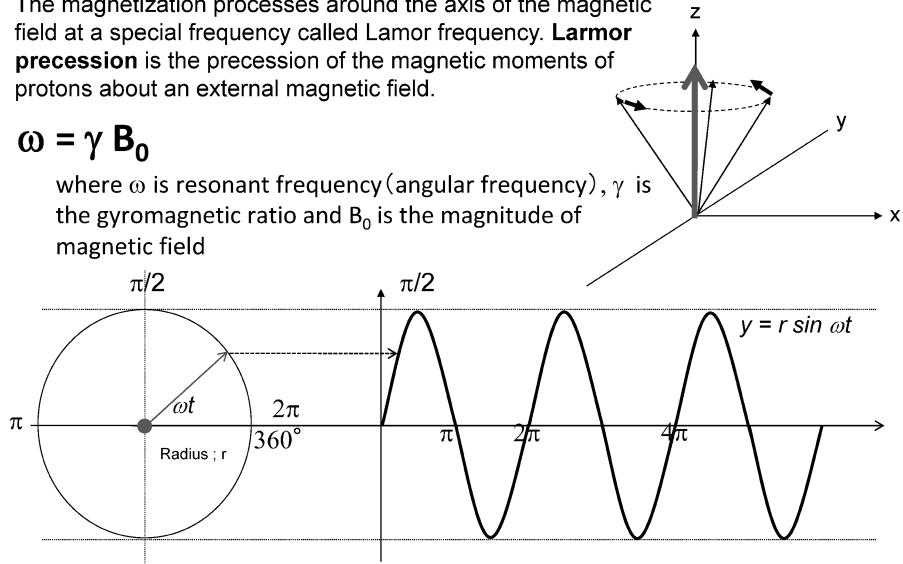
2010 年 8 月 17 日受理

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

- The magnetization processes around the axis of the magnetic field at a special frequency called Larmor frequency. **Larmor precession** is the precession of the magnetic moments of protons about an external magnetic field.

$$\omega = \gamma B_0$$

where ω is resonant frequency (angular frequency), γ is the gyromagnetic ratio and B_0 is the magnitude of magnetic field



- phase $\phi =$ resonant frequency $\omega (= \gamma B_0) \cdot$ time t

Fig. 1. Larmor precession, resonant frequency and phase

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

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 χ は内部磁化 M を外部磁場（静磁場）で除した値である。

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

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

すなわち MKS 単位系では透磁率は $1 +$ 磁化率 (κ) となる (CGS 単位系では $1 + 4\pi\chi$)。

4. 常磁性と反磁性

すべての物質が磁性体であるが、その性質と強さは物質により異なる。常磁性物質 paramagnetic substance は外部磁場の方向に磁化される物質 (正の磁化率) が常磁性物質である。

常磁性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 (Fig. 2B)。生体内では孤立電子を有する 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) などがある。ガドリニウム Gd^{3+} も常磁性物質で緩和時間の短縮を来す。

一方、反磁性物質 diamagnetic substance は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 (負の磁化率) をもつ物質で、生体組織の大部分はこれにあたる。反磁性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、SE 系の画像ではほとんど非磁性としての性質となる (Fig. 2C)。ただし磁化率変化に鋭敏な GRE 型エコープラナー法や SWI では頭蓋底骨組織との間に磁化率変化を生じ、画像のゆがみの原因となる。

5. 磁化率変化

磁化率 χ_A の物質の中に χ_0 の空間 (磁化率の差異のある空間) があると空間内に局所磁場の変動が生じる⁵⁾。

A. Within vaccum

- Magnetic flux density = magnetic field strength

B. paramagnetism (c>0)

- Positive magnetic permeability
- Fe²⁺ (deoxyhemoglobin), Fe³⁺ (methemoglobin), Gd³⁺ (contrast media)

C. Diamagnetism (c<0)

- Negative magnetic permeability
- quite a weak effect in most human tissues
- Actually diamagnetism works as “non-magnetic”

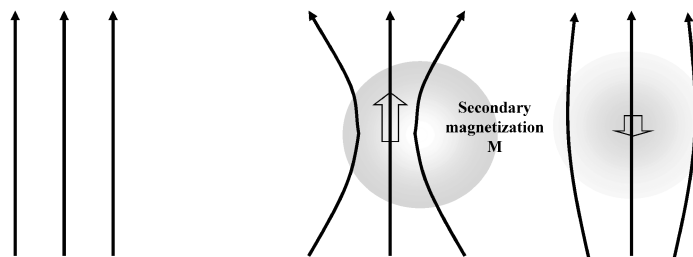


Fig. 2. Paramagnetism and diamagnetism

Magnetic susceptibility is the degree of secondary magnetization of a material in response to an applied magnetic field. It is defined as the magnetic response of a substance when it is placed in an external magnetic field.

Paramagnetism is a form of magnetism that occurs in the presence of an externally applied magnetic field. Paramagnetic materials are attracted to magnetic fields and hence have a positive magnetic susceptibility.

On the other hand, diamagnetism is the property of an object which causes it to create a magnetic field in opposition to an externally applied magnetic field, changing the magnetic dipole moment in the direction opposing the external field. Diamagnetic materials have a quite a weak negative magnetic permeability and are actually considered to be “non-magnetic”. Diamagnetic substances include most tissue components in human.

$$\Delta B = 4\pi \cdot (\chi_0 - \chi_A) \cdot B_0 \cdot 1/3$$

異なる磁化率効果の物質（生体内では常磁性物質）が存在することによって、局所磁場に変動を生じると共鳴周波数に変化を来し、位相差となって現れる。局所の磁場変化は位相変化を来す。位相変化は局所磁場変化と TE に比例する。

$$\text{位相差 } \phi = -\gamma \cdot \Delta B \cdot TE$$

位相の分散は磁気モーメントのベクトルの総和の急速な減少を来し、T₂*減衰を加速する（磁化率効果 magnetic susceptibility）。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。位相変化はエコー時間に比例するのでエコー時間が長いほど、T₂*強調になる。

6. 実成分と虚成分，強度画像と位相画像

磁化ベクトルの xy 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 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。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

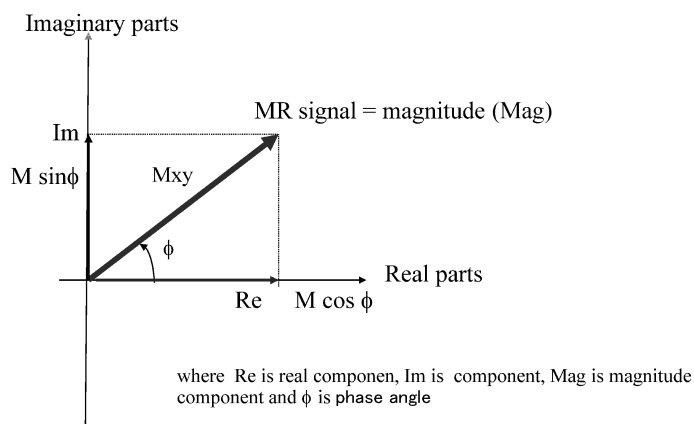


Fig. 3. Real component and imaginary component
 Signals from magnetic resonance imaging consists of two parts, the real and imaginary parts. The real and imaginary parts of a complex number M_{xy} are respectively the first and the second elements of the ordered pair of real numbers. The real part of a complex number M_{xy} is denoted by Re and the imaginary part by Im . The real and imaginary parts are treated as independent parameters.

とができる (Fig. 3)⁶⁾. 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 (位相角) は直接は反映されない. 強度画像 (Mag) および位相情報 (ϕ) は以下の式で表すことができる.

$$\begin{aligned} \text{Mag} &= \sqrt{\text{Re}^2 + \text{Im}^2} \\ \tan \phi &= \text{Im}/\text{Re}, \\ \phi &= \arctan[\text{Im}/\text{Re}] \quad (-\pi/2 < \phi < \pi/2) \end{aligned}$$

7. SWI の撮像原理と画像処理

撮像シーケンスには 3D FLASH (fast low-angle shot) 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 軸に流速補正を行う. 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する. 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 テスラ装置では, 40 ms 程度, 3 テスラ装置では, 20 ms 程度が用いられ

る (式 (2) から静磁場強度が高いほうが大きな周波数変化を来し位相差も大きくなるので, 1.5 テスラほど長い TE を必要としない). フリップ角 (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し, さらに小さな voxel による partial volume effect の抑制により磁化率変化による位相変化を強調する.

SWI の特徴は撮像データの後処理にある. SWI は強度画像に位相情報を掛け合わせて, 磁化率変化を強調する (Fig. 4)³⁾.

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

SWI では組織間の磁化率変化による位相差違をコントラストとするため, 背景の位相は完全に均一でなければならない. しかし実際には背景には磁場の不均一性によるゆっくりとした低周波数成分の位相の乱れが存在する. 組織の磁化率変化による位相差を強調するために, 高

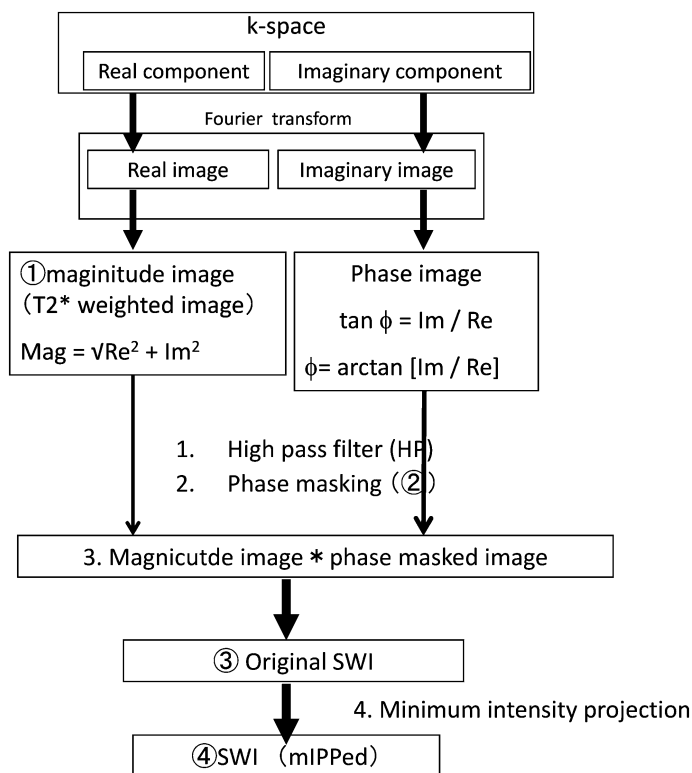


Fig. 4. Postprocessing for making processed magnitude SW images and minimum-intensity projection SW images

First, a high pass filter is applied to remove the low-spatial frequency components of the background field. Second, the “phase mask” is designed to enhance the contrast in the original magnitude image by suppressing pixels having certain phase values. Third, the phase mask can be applied any number of times to the original magnitude image to create a new image to optimize the contrast-to-noise ratio of the SWI image. Finally, the original SWI data are viewed by using a minimum intensity projection (mIP) to visualize a larger coverage of the venous drainage system.

周波数成分通過型フィルターを用いることで背景に含まれる低周波数成分の位相の乱れを取り除く必要がある。

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 (フィルター) 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大きさ異なる部分 (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 (Fig. 4②, Fig. 5B)。

3) 位相マスク画像と強度画像の掛け合わせ

位相マスク画像と強度画像 (T2*強調画像) を複数回掛け合わせる (multiplication) こと

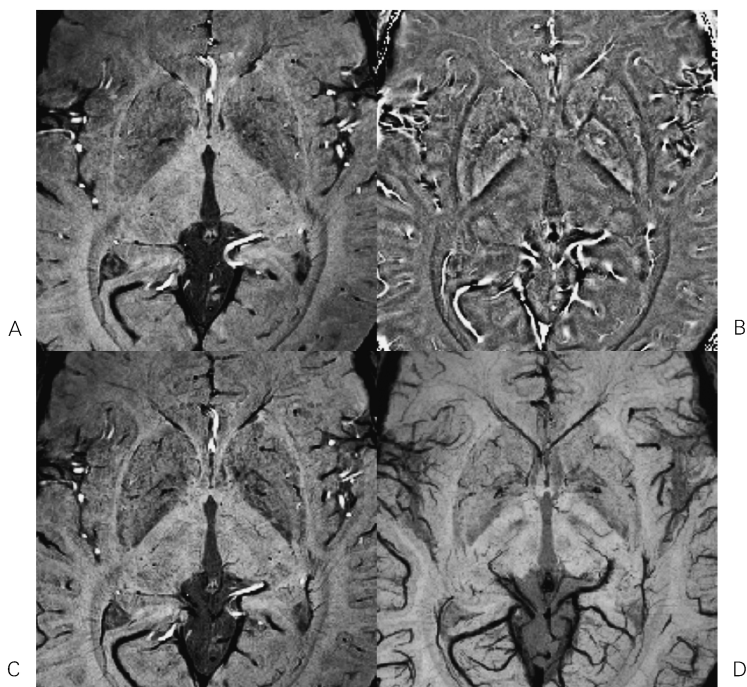


Fig. 5. A variety of susceptibility-weighted images (SWI)

A : original magnitude image (T_2^* -weighted image)

B : filtered phase image (SWI phase image)

C : SWI original image

D : mIPPed SWI

In filtered phase image, anatomy of the basal ganglia shows better detail than the magnitude image.

で、磁化率による位相変化のコントラストを乗じたコントラストの高い画像を作成する (Fig. 4③, Fig. 5C). 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り、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 撮像で得られ薄いスライスデータを最小値投影法 minimum intensity projection ; mIP で厚みをもった画像に再構成画像する (Fig. 4④, Fig. 5D).

8. 脳組織における SWI のコントラスト

頭蓋内では SWI により酸素 (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-oxygen level dependent) 効果を反映した高精細な静脈強調画像が得られる (BOLD venography) (Fig. 5D). すなわち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反映する。血流は 3 軸に流速補正により抑制されているため、動脈は描出されない。3 テスラでは皮質静脈のみならず髄質静脈も描出される。ただし、若年者や 3 テスラ装置では正常の皮質静脈が明瞭に描出されるが、1.5 テスラ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鉄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鉄の沈着のある黒質、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。

SWI の臨床応用

SWI の臨床応用は、1. mIP 画像による高精細な静脈画像、2. mIP 画像による静脈内でオキシヘモグロビン濃度評価、3. 出血 (ヘモジデリン鉄) の検出、4. フェリチン鉄の異常沈着の検出、5. 位相画像による基底核諸構造や神経線維の描出がある。

1. 静脈奇形と実質内の微小血管腫

静脈奇形 developmental venous malformation は先天的な静脈還流路の低形成に対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のような出血の頻度は少ないが、周囲にグリオーシスを来し、希に静脈性梗塞や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 3DT₁強調画像を用いないと描出できない。SWI は造影 3D GRE T₁強調画像と同等の空間分解能をもち同程度の診断能を有する (Fig. 6)^{7),8)}。合併する脳実質内の微

小血管腫も、内部にヘモジデリン鉄沈着があることから、SWI で鋭敏に検出する。一方、脳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多い。

2. 静脈洞閉塞や硬膜動静脈瘻による静脈還流障害

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ことが多い。また静脈洞血栓症の慢性期に高率に硬膜動静脈瘻を合併するが、シャント量も増大により還流静脈圧の上昇を来し静脈性浮腫や梗塞を合併する。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 では静脈洞血栓症もしくは硬膜動静脈瘻によって生じた静脈還流圧の上昇を反映して皮質静脈をより低信号に描出する (Figs. 7, 8)。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。さらに静脈性の微小出血 (デオキシヘモグロビン, メトヘモグロビン, ヘモジデリン) 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 (Figs. 9, 10)。高血圧性の穿通動脈レベルの微小出血ないしは血栓も鋭敏に描出される。高齢者に頻度の高いアミロイドアンギオパチーの診断にも有用である⁹⁾。頭部外傷においても微小な出血性挫傷を検出し、されに剪力力による軸索損傷の診断に有用であると報告され

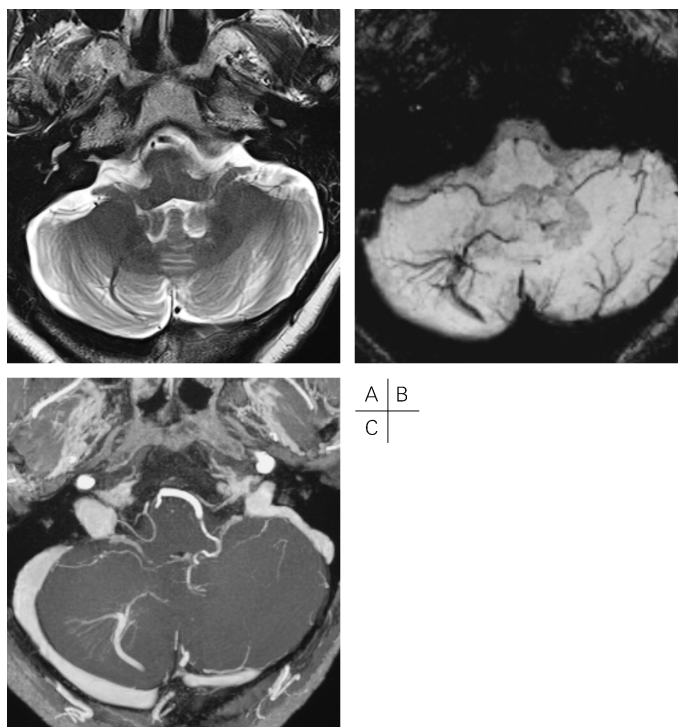


Fig. 6. Developmental venous malformation
 A 45-year-old woman who had long-term dizziness.
 A : T₂-weighted image shows a curved linear, vascular flow void in the right cerebellar hemisphere.
 B : SWI demonstrates numerous fine well-delineated anomalous medullary veins that converge into a dilated transcortical collector vein. This forms the classic “caput medusae.” of developmental venous malformation.
 C : Postcontrast 3D gradient echo T₁-weighted image reveals the dilated medullary veins and an enlarged collector vein in excellent agreement with SWI.

ている^{10),11)}.

4. 脳虚血超急性期

SWIでは磁化率変化の鋭敏差を反映して、GRE T₂*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。SWIではGRE T₂*WIよりも検出率が高く、空間分解能が高い。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、T₂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 (またはGRE T₂*WI) とFLAIRの組み合わせが、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でが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

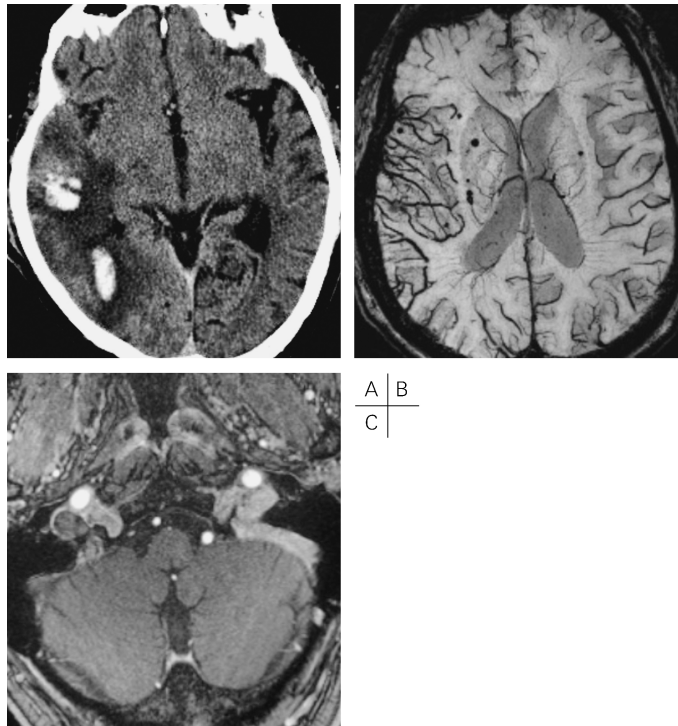


Fig. 7. Venous thrombosis and venous hemorrhage

A 60-year old man who had severe headache lasting for 3 days. CT scan obtained at the other hospital suggested hemorrhagic infarction in the right cerebral hemisphere and the patient was referred to our hospital. A : CT scanned after the hospitalization depicts inhomogeneous hyperintensities surrounded by an ill-defined region of hypoattenuation in the right cerebral hemisphere. B, SWI depicts moderately engorgement of the venous system of the right cerebral hemisphere, suggesting venous hypertension secondary to venous thrombosis. C : postcontrast 3D gradient echo T1-weighted image reveals enhancement defect in the right transverse to sigmoid sinuses, representing venous sinus thrombosis in the acute to subacute stage.

髄質静脈の低信号が観察される。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。この所見は灌流領域であれば、拡散低下の有無にかかわらず観察できるが、T₂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

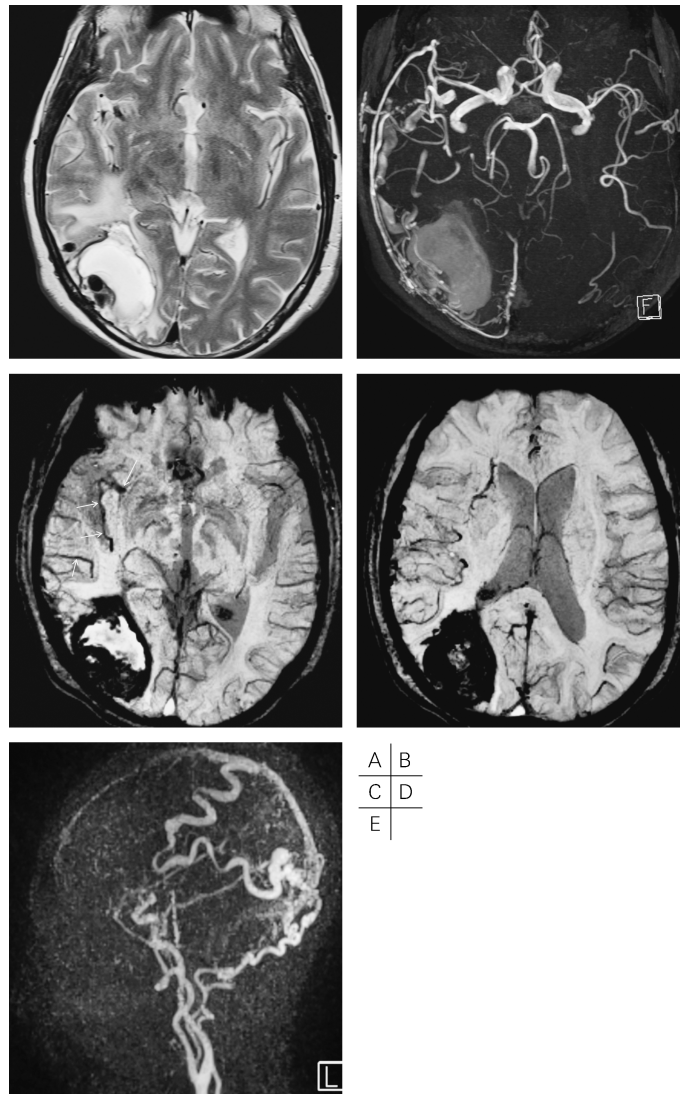


Fig. 8. Cerebral hemorrhage complicated with dural arteriovenous fistula

A 58-year-old evaluated for disturbance of left visual field.

A : T₂-weighted image shows a small vascular flow void (*arrow*) along the cortical lining surrounded by a large subcortical hemorrhage in the subacute stage and an ill-defined region of edema with hyperintensity in the right temporoccipital region.

B : TOF MRA reveals, in addition to hemorrhage in the right tempoccipital region, dilatation of the right middle meningeal arteries with increased TOF signal in agreement with T₂-weighted image. Those findings suggest intraparenchymal hemorrhage from dural arteriovenous fistula (dAVF)

C and D : SWI depicts significant engorgement of the venous system coming from the right cerebral hemisphere, because of venous congestion secondary to dAVF.

E : Postcontrast 2D dynamic angiography demonstrates dilatation of the right middle meningeal and occipital arteries and shunt flow into the cortical veins and the superior sagittal sinus.

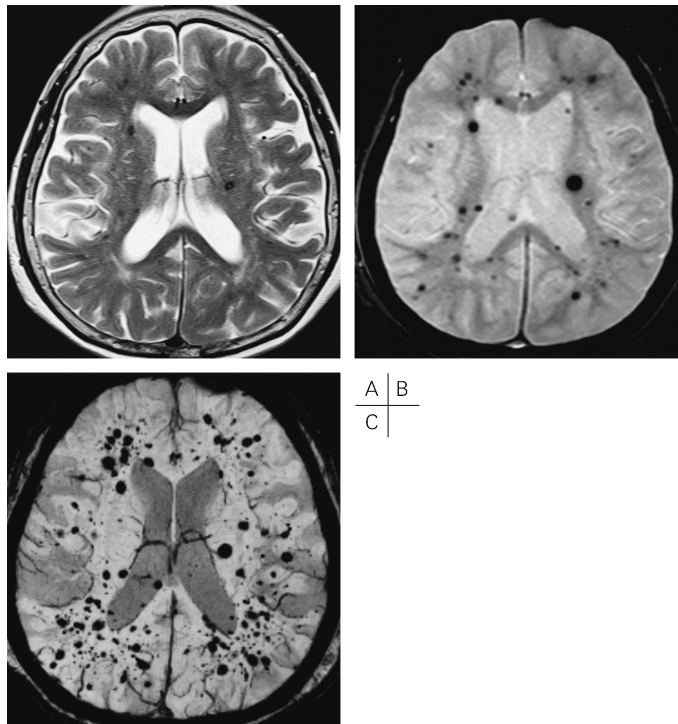


Fig. 9. Cavernous malformation

A 72-year-old woman who evaluated for acoustic acuity disturbance. The patient has no history of hypertension or cognitive disorder.

A : T₂-weighted image does not reveal significant abnormalities except for the several lesions only in the bilateral basal ganglia.

B : GRE T₂*-weighted image identifies multiple hypointense lesions in the deep white matter as well as the bilateral basal ganglia, more than T₂-weighted image.

C : SWI depicts multiple hypointense lesions in the bilateral basal ganglia, subcortical and deep white matter, strongly suggesting multiple cavernous malformation. There are more lesions shown on SWI, and they are also larger than those shown on CT and conventional MR imaging sequences.

虚血の可能性がある。

5. 脱髄疾患

脱髄病変に微量だが異常な鉄沈着をきたすことが報告されている。その検出には SWI 位相画像が有用である。脱髄病変の中には、T₂強調画像のみで認められる病変、位相画像のみで認められる病変など、病期により様々である (Fig. 11)。

6. 変性疾患

多系統萎縮症では線条体(被殻および尾状核)の萎縮と被殻外側の異常鉄沈着およびグリオーシスが認められる。高速 SE 法 T₂強調画像ではグリオーシスは高信号に認められるが磁化率変化に鋭敏でないため鉄沈着を評価することは困難である。SWI ではグリオーシスを来した部位に鉄沈着を描出することが可能である (Fig.

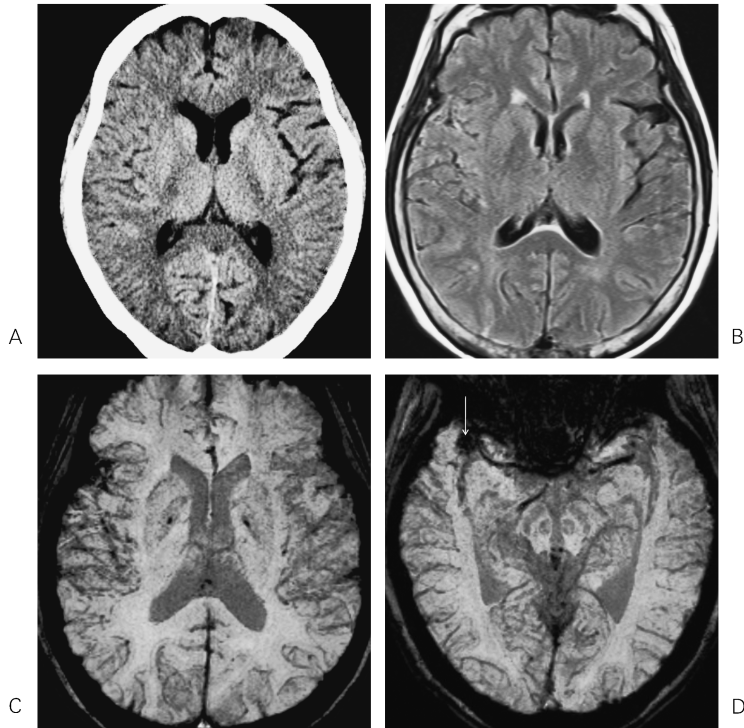


Fig. 10. Subarachnoid hemorrhage in the subacute stage
 A 62-year-old woman who had a severe headache lasting for 3 days.
 A : CT shows no significant abnormalities in the subarachnoid space.
 B : SWI displays extensive hypointensity along the subarachnoid space, representing subarachnoid hemorrhage. MRA and DSA confirm a ruptured aneurysm in the right middle cerebral artery (not shown).

12).

7. 基底核諸構造，神経線維の描出

SWI 位相画像は基底核や神経線維の新たなコントラストを提供し、微細解剖の描出が可能である。位相画像では、被殻や淡蒼球も微細構造のほかにも、黒質網様部や視床下核の描出が可能である。また視放線も明瞭に描出される。ただしそのコントラスト成因については生理的な鉄沈着が第1に考えられるが十分には解明されていない (Fig. 5B)。

結 語

SWI は T_2^* 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 を描出し、微小出血の検出に鋭敏である。さらに、脳虚血急性期の酸素代謝異常の診断が可能で、diffusion-perfusion mismatch 領域の misery perfusion を検出できる可能性があり、超急性期脳虚血領域の病態生理の評価に有用である。異常なフェリチン鉄の沈着の検

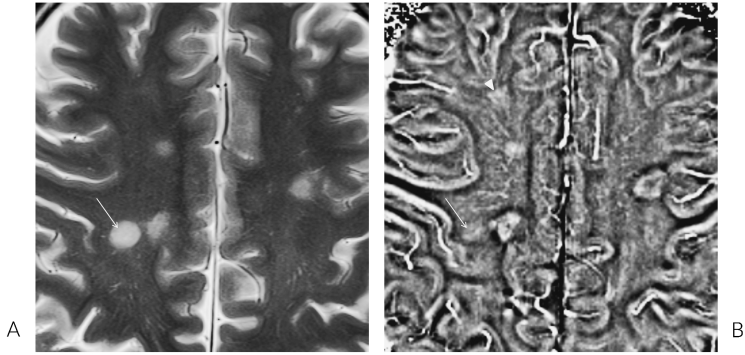


Fig. 11. Multiple sclerosis

A 20-year-old man with multiple sclerosis. Several recurrence has occurred for 6 years after the initial onset.

A : T2-weighted image reveals multiple demyelinating plaques with hyperintensity in the bilateral deep white matter, particularly marked hyperintensity in the recently occurred lesion in the right precentral gyrus subcortical white matter.

B : The SWI phase image shows the areas of increased iron content in the demyelinating lesions, especially intense iron deposition within the old plaque. The lesion shown in the right frontal deep white matter on the SWI phase image (B) are barely seen on T2-weighted image (A).

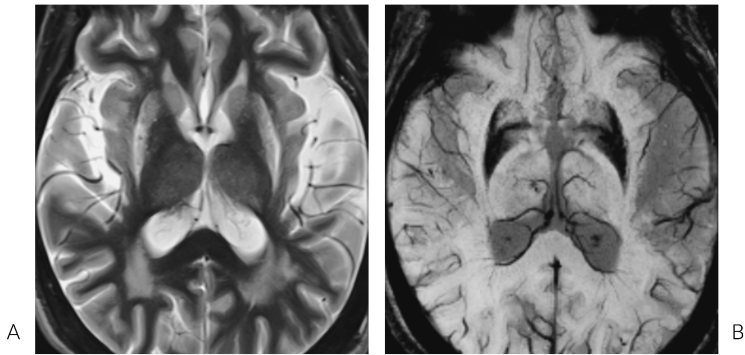


Fig. 12. Multiple system atrophy with parkinsonism

A 62-year-old woman who had a history of parkinsonism for 7 years. She was diagnosed neurologically as multiple system atrophy, especially classic “striateningrodegeneration”

A : T2-weighted image show a symmetrical atrophy of the striate and abnormal hyperintensities along the outer margin of the putamen.

B : SWI shows an increase in the iron content in the dorsolateral part of the putamen.

出にも有用で、脱髄疾患や変性疾患に応用できる。特に位相画像により、基底核の諸構造や神

経線維の解剖がより明瞭となる。

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 D, Reichenbach JR : Clinical applications of neuroimaging with susceptibility-weighted imaging. *J Magn Reson Imaging* 2005 ; 22 : 439-450 Review
- 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) Haacke EM, Mittal S, Wu Z, Neelavalli J, Cheng YCN : Susceptibility weighted imaging : technical aspects and Clinical applications part 1. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009 ; 30 : 19-30
- 5) 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
- 6) 井田正博, 日野圭子, 萬 直哉, 他 : 出血性脳血管障害の MRI 診断法—撮像の原理と急性期脳出血の MR 診断法—. *画像診断* 2010 ; 30 : 940-954
- 7) 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. Review
- 8) Mittal S, Wu Z, Neelavalli J, Haacke EM : Susceptibility weighted imaging : technical aspects and clinical applications part 1. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009 ; 30 : 232-252
- 9) 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
- 10) 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
- 11) Haacke EM, Cheng NYC, House MJ, et al. : Imaging iron stores in the brain using magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging* 2005 ; 23 : 1-25

Susceptibility-weighted Imaging (SWI) : Principle and Clinical Application

Masahiro IDA

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

Susceptibility-weighted imaging (SWI) provides a new contrast for neuroimaging. It is a fully velocity-compensated, high resolution, 3-dimensional gradient-echo sequence that exploits both magnitude and filtered-phase information. SWI uses intrinsic magnetic susceptibility differences between a variety of tissues to create a unique contrast that is independent from that of spin density, T_1 , T_2 , and T_2^* . In this review, we first describe the principle and postprocessing technique for SWI, which on a clinical basis is sensitive to the detection of iron accumulation and changes in oxygen metabolism in the brain. We then present the clinical utility of SWI in diagnosing a series of diseases of the central nervous system (CNS), such as venous malformation, cavernous malformation, venous congestive disease, arterial occlusion, demyelinating diseases, and neurodegenerative disorders. SWI has been noticed to provide additional useful information that is often adjunct to conventional MR imaging sequences used in the evaluation of CNS disorders.