

5. 磁化率定量の最新動向

菅 博人 名古屋大学大学院医学系研究科総合保健学専攻バイオメディカルイメージング情報科学

MRIを使った生体内の磁化率を定量する手法として、定量的磁化率画像 (quantitative susceptibility mapping : QSM) が登場して、解析アルゴリズム開発や鉄沈着への感度が高いことを利用して臨床応用が進んでいる。脳内のミエリンや石灰化、オキシヘモグロビンなどの反磁性体の物質はMRIの静磁場中にある物質が入った時に局所磁場が弱まり、フェリチン、ヘモジドリン、デオキシヘモグロビンやガドリニウム造影剤などをはじめとする常磁性体は局所磁場が強まる。その磁性によって物質内外のラーモア周波数が変化するため、それが画像上に位相変化として現れる。QSMは、画像に現れた位相変化から、ピクセル内に含まれる物質の平均磁化率値を計算することができる。

近年、さらに発展したQSMの解析モデルが報告されて、より詳細な解析ができるようになりつつある。本稿では、従来のQSM解析および最新の磁化率定量手法の技術的な解説と今後の展開について述べる。

QSM解析とその応用

QSM解析では、multiple spoiled gradient echo (SPGR) 法を用いることが一般的である。通常、RFパルス照射後にプロトンの位相がそろうため、RF照射の位相オフセットを無視すると、照射直後に位相値は0となる。その後、それぞれのプロトンは歳差運動を始め、ラーモア周波数とTEに比例して位相値の差がつくので、ある範囲までは信号雑音比がTEに比例して大きくなる。QSMに使用する位相画像は強度画像の信号雑音比とは違った挙動になり、精度の高い磁化率画像を得るためには、計測したい組織の磁性に合わせた複数のTEを組み合わせる必要がある。また、QSM解析と同時に、脳の形態情報を評価する目的でT1強調画像を撮像するパルスシーケンスが報告されている。Satoらは、SPGRのフリップアングルを高くしてT1コントラストを高める方法を提案している¹⁾。また、multi-echo magnetization-prepared 2 rapid gradient echoes (ME-MP2RAGE) を使用する方法²⁾ や、反転パルスを利用してmulti-echo magnetization-prepared rapid gradient echo (ME-MPRAGE) で簡便にT1強調画像と磁化率画像を得る方法³⁾ も報告されている。

QSM解析は、複数の画像処理を経て、位相画像から磁化率画像を計算する。その計算過程には大きく分け、① phase unwrapping、② background field

removal、③ dipole inversionがある(図1)。

位相画像はダイナミックレンジが $-\pi \sim \pi$ に制限されるために、位相値が折り返る。これを正しい位相値に展開する方法が① phase unwrappingである。phase unwrapping後にTEで正規化することで、total field mapを得ることができる。total field mapは、脳とそのほかの組織や空気の磁化率差によって生じたbackground field mapと、脳組織間で生じたlocal field mapが足し合わされている。local field mapを求めるために、② background field removalを使用して、total field mapからbackground field mapを分離する。最後に、組織由来のlocal field mapはプロトンの磁気双極子が磁化率画像に畳み込まれているため、デコンボリューションして磁化率を推定する(③ dipole inversion)。ただし、単純なデコンボリューションではマジックアングル付近のデータがきわめて大きい値となり、マジックアングルに沿って強いストリークアーチファクトが生じる。これを改善するために、L1やL2正則化を使用した方法などがこれまでに多数開発されている。2023年現在、①～③に関してはさまざまな手法が報告されており、解析アルゴリズムの開発はほぼ終了している。また、多くの臨床研究では無料で配布されているMEDI toolbox (<https://pre.weill.cornell.edu/mri/pages/qsm.html>) やSTI Suite (<https://people.eecs.berkeley.edu/~chunlei.liu/software.html>) な