

# 4. 定量的磁化率マッピングの原理と技術動向

尾藤 良孝\*<sup>1</sup>/白猪 亨\*<sup>2</sup>/佐藤 良太\*<sup>2</sup>/谷口 陽\*<sup>2</sup>

\*<sup>1</sup> (株) 日立製作所ヘルスケアビジネスユニット \*<sup>2</sup> (株) 日立製作所研究開発グループ

近年、急速な発展を遂げている定量的磁化率マッピング (quantitative susceptibility mapping : QSM) で算出される磁化率は、鉄沈着や脱髄などを表す生体組織のバイオマーカーとして多くの期待を集めている。QSMはMRIで取得される位相マップから、逆問題解法によって、周波数変動を引き起こす磁化率マップを推定する方法である。本稿では、その原理と技術動向について紹介する。

## 生体組織の磁化率と磁気共鳴信号

生体組織の磁化率はその組成によって変化するため、組織の状態を把握する重要なバイオマーカーと考えられている。

一般に、生体組織はわずかに負の磁化率を有しているが、生体組織からの磁化率差を議論することが多い (以降、本稿では磁化率差を磁化率として記載)。例えば、フェリチンなどの鉄沈着は正、石灰化や髄鞘化は負、血中ヘモグロビンは酸素化時に大きな変動はないが、脱酸素化時には正の磁化率を呈する。このような磁化率が磁気共鳴信号に与える影響はよく知られており、磁気共鳴周波数の空間分布 (磁気共鳴画像では位相マップとして計測) は、磁化率分布に dipole kernel を重畳積分して得られる (図1)。この周波数変動を利用した撮像法としては、T2\*強調画像や磁化率強調画像 (susceptibility-weighted imaging : SWI) がある。T2\*強調画像では、ボク

セル内での周波数 (位相) 分散による合成信号強度の低下でコントラストを生成している。SWIでは、T2\*強調画像で輝度低下させた静脈部分について、静脈血の高い磁化率によって生じる周波数差に応じたフィルタを乗算し、さらに輝度低下させて静脈を強調している。しかしながら、これらの方法には、定量的な磁化率が求められないことや、磁化率差がある部分とは異なる領域でも周波数差が生じるために、位置ズレなどのアーチファクトが生じることが課題として挙げられる。例えば、SWIでは、水平磁場装置による coronal 面での計測や、垂直磁場装置による axial 面での計測で、この現象は顕著になる<sup>1)</sup> (図2)。

## 定量的磁化率マッピングの原理

従来のSWIに生じるアーチファクトや磁化率の定量的性の向上を目的に、近年急速に研究開発が進められているのがQSMである。QSMの原理は単純で、周波数分布が磁化率分布と dipole kernel の重畳積分で表されることから、逆に、3D gradient echo法などで計測された周波数マップから逆問題解法で元の磁化率マップを求めるものである (図3)。しかし、この逆問題は2つの不良問題を含んでおり、それを解くには高空間分解能かつ高SNRの3D画像の取得と、逐次近似再構成など高い計算能力を要するMRI装置とソフトウェアの発達が必

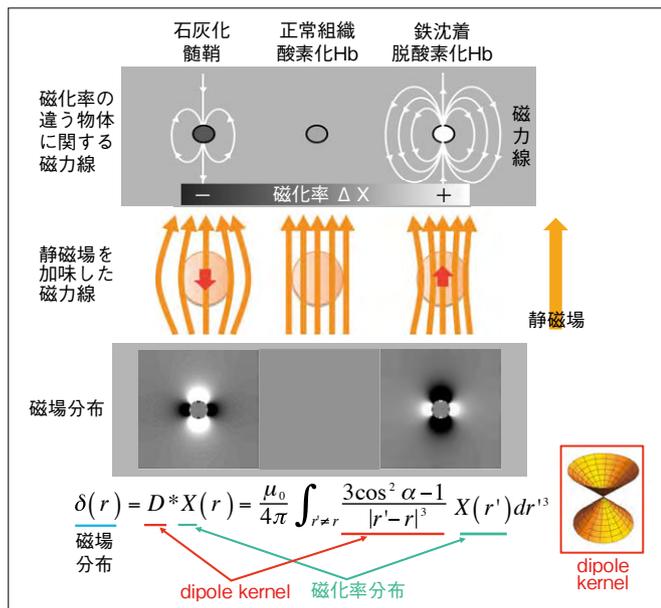


図1 磁化率と磁場分布の関係