

異なる正則化パラメータの組合せによる定量的磁化率マッピング (QSM) 法 [大会長賞記録]

佐藤 良太¹, 白猪 亨¹, 谷口 陽¹, 村瀬 毅倫²,
五月女悦久^{1,2}, 越智 久晃¹, 尾藤 良孝²

¹朝日立製作所中央研究所 ²朝日立メディコ MRI システム本部

背景と目的

近年、生体組織の鉄沈着の程度や酸素摂取率を定量的に評価する手法として定量的磁化率マッピング (QSM: quantitative susceptibility mapping) 法が注目されている。QSM 法は、組織間の磁化率差によってその周辺における MR 信号の位相成分が変化することを利用し、位相画像から生体内の磁化率分布を推定する手法である。現在、磁化率マップの算出法としていくつかの手法が提案されており^{1)~3)}、中でも L1 ノルムなどを用いた正則化法^{1),2)}が主流となっている。正則化法により、磁化率のばらつきが小さく、磁化率マップ特有の筋状アーチファクトの少ない画像を得ることができる。

一般に正則化法では、ばらつきを低減する働きをもつ正則化の強さを制御する正則化パラメータ λ の大きさに応じて、精度 (ばらつきの小ささの度合い) と確度 (真値からのずれの度合い) がトレードオフの関係となるという課題がある。 λ を大きくすると磁化率のばらつきが低減して精度が向上するが、真値に対して算出磁化率が小さくなるため確度が低下する。逆に、 λ を小さくすると確度は向上するが、精度は低下する。したがって、精度と確度の高い磁化率マップを得ることが困難である。

本研究では、磁化率マップの精度と確度の向

上を目的として、異なる正則化パラメータを組合せた QSM 法を提案する。

提案法

提案法では、Fig. 1 に示すように、磁化率マップのフーリエ空間を三つの領域に分割し、それぞれに大きさの異なる正則化パラメータで算出した磁化率マップを用いる。フーリエ空間

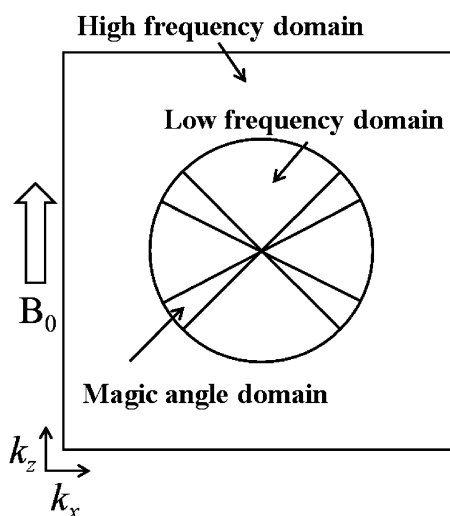


Fig. 1. Schematic view of k-space in proposed method

キーワード magnetic susceptibility, quantitative susceptibility mapping (QSM), L1-norm regularization, regularization parameter, phase

の低周波数領域には、組織の磁化率の情報が多く存在することに着目し、小さい正則化パラメータ λ_L で算出した磁化率マップを用いる。一方、高周波数領域は大きい正則化パラメータ λ_H で算出した磁化率マップを用いる。さらに、ノイズの影響で精度が大きく低下するマジックアングル領域（磁場方向に対して、原点中心から 55 度または 135 度の角度近傍の領域）には、正則化パラメータ λ_M で算出した磁化率マップの輪郭を平滑化に用いる。本研究では、正則化パラメータの大小関係を $\lambda_L < \lambda_H < \lambda_M$ とした。

提案法における処理フローを Fig. 2 に示す。まず、L1 ノルム正則化法により、位相画像 ϕ から異なる正則化パラメータ ($\lambda_L, \lambda_H, \lambda_M$) を用いて 3 種類の磁化率マップ (χ_L, χ_H, χ_M) を算出する。次に、 χ_M の輪郭情報を用いて χ_L のマジックアングル領域を平滑化し、 χ' を算出する。最後に、 χ' のフーリエ空間上における高周波数領域の値を、 χ_H のフーリエ空間上における高周波数領域の値でおきかえ、最終的な磁

化率マップ χ を算出する。

評価方法

提案法の有用性を検証するため、COSMOS (calculation of susceptibility through multiple orientation sampling) 法⁴⁾により得られた磁化率マップをモデルとした計算機シミュレーションにより、従来法と提案法を比較した。

モデル磁化率マップは、磁場方向をかえて撮像した複数の位相画像から COSMOS 法により算出した。ここで、撮像に用いた装置は 1.2T 日立メディコ製 OASIS であり、撮像シーケンスには RSSG-EPI (RF spoiled-steady state acquisition with rewind gradient echo planar imaging) を用いた。主な撮像条件は以下のとおりである。FOV : 220 × 220 × 80 mm, matrix : 512 × 384 × 40, TR/TE : 80/50 ms, FA : 23°。なお、計算量低減のため、得られた磁化率マップからフーリエ空間の中心をきりだし 256 × 256 × 40 の画像を作成し、モデル

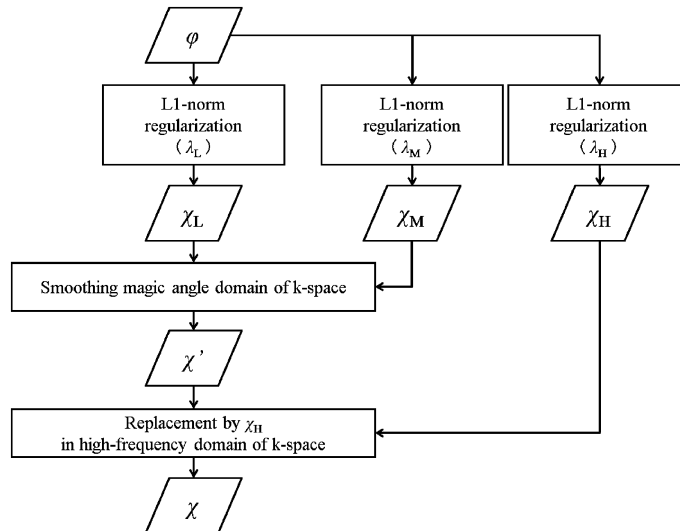


Fig. 2. Processing flow of proposed method

磁化率マップとした．次に，このモデル磁化率マップから数値計算⁵⁾により位相画像を算出し，各画素にガウスノイズを付加した．最後に，ノイズを付加した位相画像から，従来法と提案法でそれぞれの磁化率マップを算出した．本研究では，従来法として，代表的な手法である L1 ノルム正則化法¹⁾，MEDI (morphology enabled dipole inversion)²⁾，TKD (threshold-based k-space division)³⁾を用いた．

手法の比較は，精度，確度，画像のコントラストに関して行った．精度の評価には，白質領域の算出磁化率の標準偏差を用いた．確度の評価には，複数組織（尾状核，淡蒼球，黒質，静脈）におけるモデル磁化率と算出磁化率の相対誤差を用いた．相対誤差は，組織内におけるモデル磁化率平均値と算出磁化率平均値との差分をモデル磁化率平均値で除算した値で定義した．画像のコントラストは，淡蒼球と静脈に関して視覚評価した．

評価結果

各手法で算出された磁化率の標準偏差は，L1 ノルム正則化法が 0.0049 ppm，MEDI が 0.0049 ppm，TKD が 0.0076 ppm，提案法が 0.0050 ppm であった．また，全組織における相対誤差の絶対値平均は，L1 ノルム正則化法が 0.22，MEDI が 0.17，TKD が 0.12，提案法が 0.08 であった．次に，Fig. 3(A)～(E)にモデル磁化率マップと各手法で算出した磁化率マップをそれぞれ示す．Fig. 3(B)～(E)の太い矢印で示すように，淡蒼球のコントラストは，L1 ノルム正則化法のみ他の 3 手法に比べてやや低下した．また，Fig. 3(B)～(E)の細い矢印で示すように，静脈のコントラストは，MEDI のみ他の 3 手法に比べてやや低下した．

以上より，提案法の精度は L1 ノルム正則化法，MEDI と同程度，確度は全手法で最も高

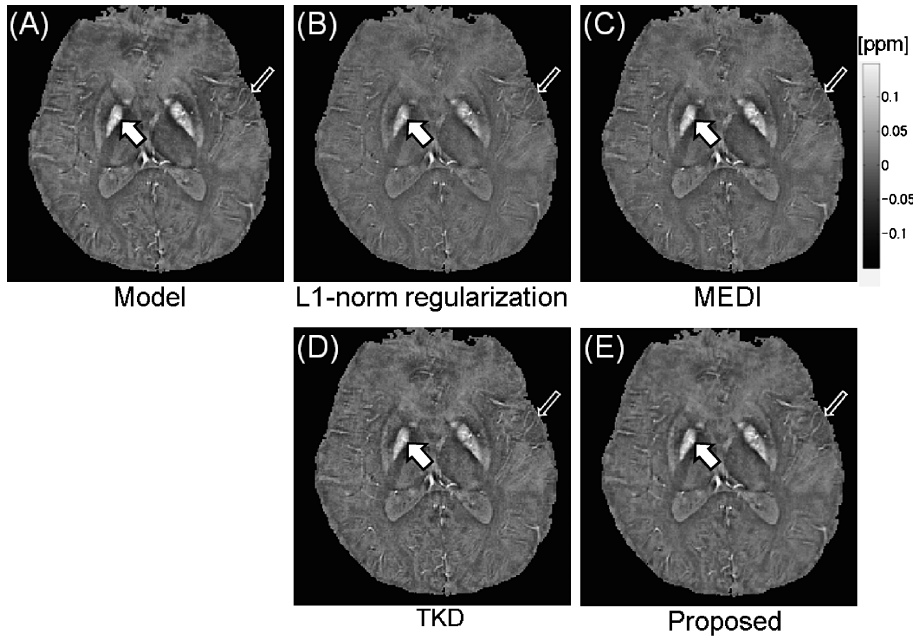


Fig. 3. Model susceptibility map (A) and calculated susceptibility map by L1-norm regularization method (B), MEDI (C), TKD (D), and proposed method (E)

く、画像のコントラストは従来法と比べて同程度以上となった。

ま と め

本研究では、磁化率マップの精度と確度の向上を目的として、異なる正則化パラメータを組合せた QSM 法を提案した。COSMOS 法により算出した磁化率マップに基づいた計算機シミュレーションにおいて、提案法は、従来法に比べて、精度とコントラストは同程度以上であり、確度は最も高い値を示した。以上より、提案法は従来法に比べ、有用な手法であると考えられる。

文 献

- 1) Kressler B, de Rochefort L, Liu T, Spincemaille P, Jiang Q, Wang Y : Nonlinear regularization for per voxel estimation of magnetic susceptibility distributions from MRI field maps. IEEE Trans Med Imag 2010 ; 29 : 273-281
- 2) Liu T, Liu J, de Rochefort L, Spincemaille P, Khalidov I, Ledoux JR, Wang Y : Morphology enabled dipole inversion (MEDI) from a single-angle acquisition : comparison with COSMOS in human brain imaging. Magn Reson Med 2011 ; 66 : 777-783
- 3) Wharton S, Schäfer A, Bowtell R : Susceptibility mapping in the human brain using threshold-based k-space division. Magn Reson Med 2010 ; 63 : 1292-1304
- 4) Liu T, Spincemaille P, de Rochefort L, Kressler B, Wang Y : Calculation of susceptibility through multiple orientation sampling (COSMOS) : a method for conditioning the inverse problem from measured magnetic field map to susceptibility source image in MRI. Magn Reson Med 2009 ; 61 : 196-204
- 5) Marques JP, Bowtell R : Application of a Fourier-based method for rapid calculation of field inhomogeneity due to spatial variation of magnetic susceptibility. Concepts Magn Reson B 2005 ; 25 : 65-78

Quantitative Susceptibility Mapping with a Combination of Different Regularization Parameters [Presidential Award Proceedings]

Ryota SATO¹, Toru SHIRAI¹, Yo TANIGUCHI¹,
Takenori MURASE², Yoshihisa SOUTOME^{1,2}, Hisaaki OCHI¹
Yoshitaka BITO²

¹Central Research Laboratory, Hitachi, Ltd.

1-280 Higashi-koigakubo, Kokubunji-shi, Tokyo 185-8601

²Hitachi Medical Corporation

To achieve a susceptibility map with high accuracy and precision, we propose a method for quantitative susceptibility mapping (QSM) that combines different regularization parameters. In the proposed method, k-space is divided into 3 domains, and susceptibility maps calculated by different regularization parameters are applied to each domain. We used a numerical simulation based on a COSMOS (calculation of susceptibility through multiple orientation sampling) reconstructed susceptibility map to compare both the accuracy and precision of susceptibility maps calculated by the conventional and proposed methods. The results show comparable or higher precision and higher accuracy of the proposed method compared to the precision and accuracy of conventional methods.