

学校编码: 10384

分类号 _____ 密级 _____

学 号: 23320121152996

UDC _____

厦 门 大 学

硕 士 学 位 论 文

基于梯度图像的 L_0 范数最小化的快速磁化率重建方法

Fast Magnetic Susceptibility Reconstruction Using L_0 Norm Gradient Minimization

刘伟骏

指导教师姓名: 蔡聪波 副教授

专业名称: 信号与信息处理

论文提交日期: 2015 年 5 月

论文答辩时间: 2015 年 5 月

学位授予日期: 2015 年 月

答辩委员会主席: 廖英忠

评 阅 人: _____

2015 年 5 月

厦门大学学位论文原创性声明

本人呈交的学位论文是本人在导师指导下,独立完成的研究成果。本人在论文写作中参考其他个人或集体已经发表的研究成果,均在文中以适当方式明确标明,并符合法律规范和《厦门大学研究生学术活动规范(试行)》。

另外,该学位论文为厦门大学信息科学与技术学院信号与信息处理研究所课题(组)的研究成果,获得信号与信息处理研究所课题(组)经费或实验室的资助,在信号与信息处理研究所实验室完成。

声明人(签名): 孙伟毅

2018年5月21日

厦门大学博硕士学位论文摘要库

厦门大学学位论文著作权使用声明

本人同意厦门大学根据《中华人民共和国学位条例暂行实施办法》等规定保留和使用此学位论文，并向主管部门或其指定机构送交学位论文（包括纸质版和电子版），允许学位论文进入厦门大学图书馆及其数据库被查阅、借阅。本人同意厦门大学将学位论文加入全国博士、硕士学位论文共建单位数据库进行检索，将学位论文的标题和摘要汇编出版，采用影印、缩印或者其它方式合理复制学位论文。

本学位论文属于：

1. 经厦门大学保密委员会审查核定的保密学位论文，于 年 月 日解密，解密后适用上述授权。

2. 不保密，适用上述授权。

（请在以上相应括号内打“√”或填上相应内容。保密学位论文应是已经厦门大学保密委员会审定过的学位论文，未经厦门大学保密委员会审定的学位论文均为公开学位论文。此声明栏不填写的，默认为公开学位论文，均适用上述授权。）

声明人（签名）：刘伟强

2015年5月

厦门大学博硕士学位论文摘要库

摘要

在磁共振成像领域，定量磁化率成像技术受到越来越多的关注。磁化率作为组织自身固有的属性，能够提供一种显著的对比度机制和比相位更能反映组织的组成成分。每个组织都有自己的磁化率值，比如含钙和铁沉淀的组织等。到目前为止，磁化率能够为诊断再生障碍性，阿兹海默病，地中海贫血症，血色素沉着症和帕金森症等疾病提供帮助。

定量磁化率成像一般经过三个步骤，第一步是相位解缠绕，第二步是背景场去除，最后是对得到的局部场进行磁化率反演。其中在磁化率反演过程中，由于偶极子核在锥面区域存在零值，使得从局部场到磁化率的反演变成一个病态反问题。在磁化率反演时，噪声和局部场的错误检测都会在这个病态区域得到进一步的扩大。

最近，基于贝叶斯正则化的磁化率反演方法被提出，比如梯度 L_2 最小化和梯度 L_1 最小化等。通常情况下还会引入幅值加权项来避免特定的边缘被平滑。但是幅值和磁化率的组织轮廓的不完全一致会影响磁化率的可靠性，同时也会引入错误的对比度信息。本文提出的基于梯度图像的 L_0 范数最小化的定量磁化率反演方法充分利用磁化率在差分域的稀疏分布规律，在不需要幅值图的边缘结构信息的情况下能够自动保持磁化率图像的轮廓边缘，并且能得到准确的磁化率值。由于梯度 L_0 最小化是一个 NP 难问题，我们通过引入辅助变量交替优化来求解这个问题，重建一个 3 维的磁化率数据通常只需要 1-2 分钟。仿真实验证明了梯度 L_0 最小化能够比梯度 L_1 最小化重建出更加准确的磁化率值，并且具有更好的边缘保持特性。实际人脑实验证明了该方法在边缘保持的优越性，同时还验证了不准确的幅值加权的引入会造成磁化率图结构的模糊。

关键词：定量磁化率成像；病态问题；梯度 L_0 最小化；NP 难问题；交替优化

Abstract

There is a growing interest in quantifying tissue susceptibility in magnetic resonance imaging. Magnetic susceptibility is an intrinsic tissue property that can be used to provide impressive image contrast and reflects tissue composition much more closely than phase. Different tissues have different magnetic susceptibility, such as calcium and iron-laden tissue and so on. Nowadays, susceptibility has been used to diagnosis sickle cell disease, aplastic anemia, thalassemia, hemochromatosis and Parkinson's disease.

Quantitative susceptibility mapping (QSM) consists of three steps. The first step is to unwrap the wrapped phase, the second step is to remove the background field and the last step is to generate susceptibility maps from tissue field. However, the zeros in the dipole kernel makes the calculation of the magnetic susceptibility from the tissue field to be an ill-posed problem. The noise and error arising from detecting the local field in the region adjacent to the conical surface can be amplified in the estimated susceptibility map.

Recently, Bayesian regularization approaches have been utilized to enable accurate quantitative susceptibility mapping, such as L_2 norm gradient minimization and L_1 norm gradient minimization. In addition, edge weights derived from the magnitude image are often employed to protect certain gradient. But the prior information may blur structure and introduce erroneous contrast information, due to the incomplete consistencies between the magnitude gradient and the gradient of the true susceptibility map. In this work, the L_0 norm gradient minimization is used to reconstruct susceptibility map. The proposed method takes advantage of the ideal sparse representation of spatial variation in susceptibility maps. The use of L_0 norm allows us to yield high quality image and prevent penalizing salient edges without edge weighting. Since the L_0 minimization is an NP-hard problem, a special alternating optimization strategy by introducing an auxiliary variable is adopted to solve the problem and it only takes 1-2 minutes to reconstruct the whole 3D susceptibility data.

The numerical phantom experiments confirm that the L_0 norm gradient minimization can accurately measure susceptibility and has better performance than L_1 norm gradient minimization in terms of edge-preserving. The in-vivo experiments confirm the superior performance of the proposed method in terms of edge-preserving. In addition, the in-vivo experiments also demonstrate that inaccurate weighting matrix blur the structure of susceptibility map.

Key word: quantitative susceptibility mapping; ill-posed problem; L_0 norm gradient minimization; NP-hard problem; alternating optimization

厦门大学博硕士学位论文摘要库

第一章 绪论	1
1.1 研究背景和意义	1
1.2 国内外研究现状	2
1.3 论文的主要内容和创新点	5
1.4 论文的结构安排	6
第二章 定量磁化率成像概论	7
2.1 引言	7
2.2 相位解缠绕	9
2.2.1 时间解缠绕	9
2.2.2 空间解缠绕	10
2.3 背景场的去除	12
2.3.1 复杂调和伪影去除法	12
2.3.2 半径可变的复杂调和伪影去除法	13
2.3.3 基于 Tikhonov 正则化的球类均值滤波去背景场法	15
2.3.4 解拉普拉斯边界问题去背景场法	17
2.3.5 偶极场投影去背景法	19
2.4 磁场与磁化率的关系	21
2.5 本章小结	23
第三章 常规的定量磁化率反演方法	25
3.1 引言	25
3.2 基于单方向的 K 空间处理方法	25
3.2.1 K 空间的直接截值法	25
3.2.2 K 空间加权微分法	28
3.3 基于多方向采样的磁化率反演方法	29
3.4 基于贝叶斯正则化的磁化率反演方法	31

3.4.1 基于磁化率值稀疏的正则化 QSM 方法.....	32
3.4.2 基于差分域稀疏的正则化 QSM 方法.....	33
3.5 本章小结	40
第四章 基于梯度 L_0 最小化的磁化率反演方法.....	41
4.1 引言	41
4.2 基于梯度 L_0 最小化的磁化率反演方法	41
4.3 基于幅值加权的梯度 L_0 最小化的磁化率反演方法	45
4.4 实验材料和方法	46
4.4.1 仿真人脑实验.....	46
4.4.2 真实人脑实验.....	47
4.5 实验结果.....	47
4.5.1 仿真人脑实验结果.....	47
4.5.2 真实人脑实验结果.....	50
4.6 讨论	53
4.7 本章小结	55
第五章 总结与展望	56
5.1 总结	56
5.2 展望	57
致谢.....	59
参考文献.....	60
附录.....	65

Table contents

Chapter 1 Introduction.....	1
1.1 Background and Significance	1
1.2 Research status at home and abroad	2
1.3 The main contents and contribution of this paper	5
1.4 The structure of this paper	5
Chapter 2 Overview of quantitative susceptibility mapping.....	7
2.1 Introduction.....	7
2.2 Phase unwrapping.....	9
2.2.1 Temporal phase unwrapping	10
2.2.2 spatial phase unwrapping.....	10
2.3 Background field remove	12
2.3.1 Sophisticated Harmonic Artifact Reduction for Phase	13
2.3.2 Sophisticated Harmonic Artifact Reduction for Phase with varying diameter.....	14
2.3.3 Background Field Removal Using Spherical Mean Value Filtering and Tikhonov Regularization	16
2.3.4 Background field removal by solving the Laplacian boundary value problem	17
2.3.5 Background field removal using projection onto dipole field.....	19
2.4 Susceptibility and magnetic field.....	22
2.5 Summary.....	23
Chapter 3 Conventional susceptibility inversion methods	25
3.1 Introduction.....	25
3.2 K-space processing methods through single orientation sampling	25
3.2.1 Thresholded K-space Division	25
3.2.2 Weighted K-space partial derivatives	28

3.3 Calculation of susceptibility through multiple orientation sampling	29
3.4 Calculation of susceptibility using Bayesian regularization	31
3.4.1 Calculation of susceptibility using sparsity of susceptibility values	32
3.4.2 Calculation of susceptibility using sparsity of spatial differences	33
3.5 Summary	40
Chapter 4 Susceptibility inversion using L_0 norm gradient minimization	41
4.1 Introduction	41
4.2 Susceptibility inversion using L_0 norm gradient minimization	41
4.3 Susceptibility inversion using weighted L_0 norm gradient minimization	45
4.4 Experiment material and method	46
4.4.1 Numerical phantom simulation	46
4.4.2 Human brain experiment	47
4.5 Experiment results	47
4.5.1 Numerical phantom simulation results	47
4.5.2 Human brain experiment results	50
4.6 Discussion	53
4.7 Summary	55
Chapter 5 Summary and Outlook	56
5.1 Summary	56
5.2 Outlook	57
Acknowledgements	59
Reference	60
Appendix	65

第一章 绪论

1.1 研究背景和意义

磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging, MRI) 是利用了原子核在磁场内所产生的信号经重建成像的一种成像技术, 最早由美国科学家 Paul C. Lauterbur 于 1971 年提出。两年后, Lauterbur 在 Nature 上发表了第一个磁共振成像实验结果。我们知道, 原子核由质子、中子两种核子组成, 这两种核子不论哪一个具有奇数的原子核, 在自旋的时候就具有磁性。核磁共振成像利用了生物体中的水质子和 ^{31}P 等原子核的特性, 实现对生物体的任意方位的断层成像。到了 1975 年, Richard Ernst 等人提出了相位编码和频率编码, 通过快速傅里叶变换重建 MR 图像, 大大缩短了成像时间并成为了现在 MRI 研究的基础。

MRI 信号包含幅值信息和相位信息, 早期常规的 MR 成像方法大多利用幅值信息进行诊断, 相位信息由于存在复杂分布的噪声而被舍弃。随着成像设备性能的提升和相位处理技术的成熟, Duyn 等人发现在较高的主磁场下, 相位能够提供更高的对比噪声比 (CNR), 比如灰质和白质的交界处^[1]。其他一些研究也表明相位在一些铁含量丰富区域 (苍白球, 黑质等) 能够提供更高的对比度^{[2][3]}。此外, 相位信息还不直接依赖于 T1 或者 T2 弛豫参数。

虽然相位相对于幅值具有以上优点, 但是也具有以下缺点: 相位具有非局部特性; 跟成像角度和组织的几何结构有关; 仅仅利用相位信息只能对组织成分做定性分析, 随着科学技术及现代医疗的发展, 对组织内铁沉积等顺磁性物质做定性分析已经满足不了临床医学的需要。21 世纪初开始有学者提出对磁敏感性物质的磁化率做定量分析, 即定量磁化率成像 (Quantitative Susceptibility Mapping, QSM)。磁化率反映组织的基本特征, 不同的组织具有不同的磁化率, 而磁化率的差异会引起相位的变化, 通过测定组织磁化率值, 能够对组织内铁等顺磁性物质做定量分析, 弥补相位的缺陷。

如今，利用 MR 数据重建的磁化率在临床上可以有很多潜在的应用。在测量白质束和皮层灰质中的髓鞘、缺氧或退化血液中的铁含量、非氯化血红素铁沉积以及生物分布对比剂等研究中，可以作为一个非创伤性的手段^[4]。此外，对钙^[5]和铁^[6]等物质的磁化率含量进行测定，可以诊断再生障碍性^[7]，阿兹海默病^[8]，地中海贫血症^[9]，血色素沉着症^[10]和帕金森症^[11]等疾病。在这些巨大潜力的优势下，QSM 在科学研究和临床应用上得到了快速发展。

由于从 MRI 仪器中得到的信号只有幅值和相位，并不是直接得到磁化率数值，因此我们还需要对 MR 数据进行相关的后处理。QSM 需要三个步骤，首先是对相位进行解缠绕处理。目前为止，消除相位缠绕现象已经做得很成熟了。其次，组织的磁化率只跟其引起的局部场有关，与组织外的磁化率源引起的背景场无关，因此必须经过背景场去除的步骤才能反演磁化率。目前的背景场去除技术还不成熟，特别是脑部区域的边界值受到空气等因素的影响比较大，如何去除边界区域的背景场干扰是一个重大的挑战。最后，如何从去完背景场的局部场中反演出磁化率也是一个巨大的挑战。因为从磁场到磁化率源的反演是一个病态的反问题，处理方法的好坏会直接影响磁化率图的质量和准确性。传统的 MR 幅值下采样重建研究的是如何将未被采集到的 K 空间数据恢复出来，随着压缩感知理论的提出^{[12][13]}并首次应用到 MR 的下采样重建^{[14][15]}中，越来越多的团队开始研究这个领域，并取得不错的进展。磁化率和磁场通过一个特殊的卷积核联系起来，观测到的数据（磁场）在 K 空间域里类似于由磁化率的下采样得到。因此，有理由相信磁化率反演的算法研究也能跟 MR 幅值下采样重建一样蓬勃发展。本课题将对磁化率重建的三个步骤展开大量的深入研究，特别是磁化率反演的研究。

1.2 国内外研究现状

早期的磁化率反演方法大多是基于有限差分计算^{[16][17][18]}，格林函数方法^[19]和积分的方法^[20]。这些方法能够提供较准确的数值解，但是对于 3 维信号而言，数据处理会非常消耗时间。直到 2003 年，法国波尔多的 Rares

Salomir 等人根据麦克斯韦等式推导出磁化率和场强在傅里叶域里的关系, 为今后的磁化率反演铺平了道路^[21]。

2009 年, 美国马里兰大学的 Karin Shmueli 等人在 Rares Salomir 团队工作的基础上提出了基于 K 空间的直接截值法 (TKD)^[22]。该方法只是简单地 对 54.7° 附近的零值和接近零值的数进行一个截断, 这种做法虽然很简单而且有一定的效果, 但是得出的结果伪影非常严重。

2009 年, 美国康奈尔大学的王乙小组提出了多角度采样反演磁化率^[23]。这种方法能够在多个角度的采样下对每次采样的病态区域进行互补填充, 并利用最小二乘线性加权计算出准确的磁化率值。但是在临床上, 让病人在磁场中旋转 (并且相对位置不变) 一定角度是难以实现的, 所以多角度采样 (COSMOS) 方法并不可取。

2010 年, 王乙小组又提出了基于贝叶斯正则化的方法求解磁化率^[24]。在该文中作者认为磁化率本身的分布服从高斯分布, 同时在差分域也服从高斯分布。通过以上两种先验知识和保真项的结合求解目标能够得到比 TKD 法伪影更少的图像。

2011 年, 美国杜克大学的刘春雷等人提出 K 空间加权微分法 (WKD)^[25]。WKD 方法是通过对偶极子核 D 进行求导, 虽然偶极子核在锥面上有零值, 但是经过求导后锥面处就没有零值了。这里对病态区域和非病态区域分开处理, 与 TKD 方法一样。但是两者有着本质的区别, TKD 直接对锥面上的值进行简单的阈值处理, 而 WKD 是一种近似的求解。

2012 年, 王乙小组提出了形态学相似的偶极子反演方法 (MEDI)^{[26][27]}。先验项用 L_1 范数代替 L_2 范数来约束磁化率的差分域, 同时认为幅值和磁化率在大的轮廓边缘是相似的。通过采用更稀疏的幅值加权梯度 L_1 最小化重建磁化率能够得到相对于幅值加权梯度 L_2 最小化更准确的磁化率值。

2012 年, 刘春雷等人提出基于压缩感知的 QSM 方法^[28]。该方法假设磁化率在小波域的分布也是稀疏的, 能够弥补 TV 方法对纹理细节的检测不足。同时该篇文章还对病态区域和非病态区域分开处理, 避免了非病态区域的

重建受到病态区域的数值的影响。

2012 年, 德国耶拿大学的 Ferdinand Schweser 等人在 MEDI 和 WKD 的基础上提出了 HEIDI 方法^[29]。该方法不仅利用了幅值和磁化率的形态学相似性, 还利用了相位跟磁化率的形态学相似性, 同时磁化率的重建分区域展开, 这样可以更好地重建磁化率微小变化的区域。

2013 年, Ferdinand Schweser 等人把传统的去背景场方法和 TKD 反演方法进行了结合, 产生了一种超快速的由相位得到磁化率图的方法^[30]。

2013 年, 王乙小组提出了非线性磁化率反演的方法^[31]。该方法充分考虑到原始复数信号的噪声分布特性, 同时又避免了相位缠绕对磁化率反演造成的影响。

2013 年, 美国的麻省理工学院的 Berkin Bilgic 等人发现用梯度 L_2 最小化反演磁化率时, 求解过程大多采用共轭梯度算法, 由于数据是三维的, 其求解时间会相对较长。在此背景下, Berkin Bilgic 提出了基于梯度 L_2 范数的快速磁化率重建方法^[32]。该方法把差分算子用傅里叶域表示, 并对目标函数进行求导获得磁化率的解析解。实验证明用解析的方式获得的磁化率跟用共轭梯度算法迭代获得的效果是相当的, 但是重建时间只要 1 秒。

2014 年, Berkin Bilgic 等人又提出了基于梯度 L_1 范数的快速磁化率重建方法^[33]。文中通过引入辅助变量并交替优化获得全局最优解, 使得 3 维信号的重建时间大大缩小。

目前为止, 一些世界名校如麻省理工学院, 杜克大学, 耶拿大学和康奈尔大学等都有团队在研究定量磁化率成像问题, 另外像知名的仪器制造商如西门子、通用电气公司也对磁化率成像有所研究。这些研究成果大部分发表在医学顶级期刊, 比如《Neuroimage》, 《IEEE Transactions on Medical Imaging》和《Magnetic Resonance in Medicine》等。国际顶级的会议也有相应的文章, 比如《ISMRM》和《MICCAI》等。国内知名高校也有在研究磁化率重建问题, 比如中国科技大学, 同济大学, 华中科技大学以及作者所

Degree papers are in the “[Xiamen University Electronic Theses and Dissertations Database](#)”.

Fulltexts are available in the following ways:

1. If your library is a CALIS member libraries, please log on <http://etd.calis.edu.cn/> and submit requests online, or consult the interlibrary loan department in your library.
2. For users of non-CALIS member libraries, please mail to etd@xmu.edu.cn for delivery details.