

· 综述 ·

磁共振成像中背景不均匀场去除方法研究

陈曦 蔡淑惠 郑志伟 综述 蔡聪波 陈忠 审校

【关键词】 磁共振成像 磁敏感加权成像 定量磁化率成像 背景场 多项式拟合 高通滤波

【中图分类号】 R445.2; R311; R319

【文献标识码】 A

【文章编号】 2095-2252(2011)03-0486-08

1 引言

磁敏感加权成像(susceptibility weighted imaging, SWI)是近年来新开发的磁共振成像技术,最早由 E.Mack Haacke 等于 1997 发明^[1],并最初被称作“高分辨率血氧水平依赖静脉成像”(high resolution blood oxygenation level dependent venographic imaging)。该技术早期主要应用于脑内小静脉的显示,其一出现就显示出有别于一般成像技术的天然优势,可清晰显示组织中具有磁敏感性的铁沉积、钙化和血液。SWI 是一项反映组织磁化属性的技术,主要提供了传统的纵向弛豫加权成像、横向弛豫加权成像、质子密度成像以及弥散成像之外的另一种对比度^[2]。

SWI 是一种利用磁场中组织局部间磁敏感差异(特别是利用去氧血红蛋白与氧合血红蛋白磁化率不同)而产生影像对比的一种 T_2 脉冲序列技术,反映了组织磁化属性,对于显示静脉血管、血液成分(如出血后各期代谢产物)、钙化、铁沉积等非常敏感^[3]。这使得包含脂肪、铁、去氧血红蛋白等物质的组织磁化属性与背景组织明显不同,在强度图像的后处理中使用相位掩膜(phase mask)技术提高对磁敏感效应物质的显示,使其在 SWI 图像相位对比明显增强。SWI 能够比常规梯度回波序列更敏感地显示出出血,甚至是微小出血,在诊断脑外伤、脑肿瘤、脑血管畸形、脑血管病及某些神经变性病

等方面具有较高的价值及应用前景。

然而,SWI 作为一种非定量的成像方法,并不能精确给出不同组织的磁化率信息,而这些信息对于临床诊断具有重要的作用。因此,在近几年来,一种在 SWI 基础上发展起来的新的成像方法 - 定量磁化率成像(quantitative susceptibility mapping, QSM)产生了^[4]。QSM 是一种具有定量地反映组织磁化率本质特性的成像。由于每个体素点的精确相位值取决于回波时间(Echo Time)组织(特别是大脑)的几何形状和磁化率的空间分布。因此为了获取 QSM,必须首先很好地解决相位错位的问题。最近的一些研究通过合并正则化技术^[4-6]来进行磁化率的精确计算。如 Kressler 等^[7]利用非线性正则化方法来逐点估计组织的磁化率值。

磁化率在生物组织中一直以来都被认为是各向同性的。然而,最近相关文献表明磁化率至少在脑神经系统中是各向异性的,因而可以利用磁化率的方向分布来描绘磁化率在生物组织中的各向异性^[8]。国外研究已表明,表面磁化率张量同观测到的 MR 信号有着明确的数学关系,利用确定的数学关系可以定量计算磁化率的各向异性,从而提升 QSM 的成像质量。目前为止,扩散张量成像(diffusion tensor imaging, DTI)是唯一的非创伤性全脑白质神经纤维束观察手段^[9-14]。然而扩散张量成像的空间解析度远低于其结构解析度。另一方面,随着磁场的增强,磁场具有更大的非均匀性、更短的 T_2/T_2^* 以及强磁场中更大的组织发热量,这些都显著阻碍了 DTI 的质量。目前还不清楚高分辨率的全脑 DTI 是否能在超高强度磁场中获得应用,但是磁化率张量成像(STI)所采用的小翻转角梯度回波序列及其提供的增强的磁化率对比度却可以提供独特的优势^[8]。

总的来说, QSM 能够很好地观察生物体的内源性磁敏感性化学物质的分布和变化,如在利用铁的磁敏感性监测和诊断(被认为可反映脑神经病变)大脑铁沉积^[15],利用钙盐的磁敏感性观察骨质疏松^[6,16]和大脑钙化等病征时,起到了关键作用^[17]。

【基金项目】 中央高校基本科研业务费专项资金(2010121101) 国家自然科学基金(81171331)

【作者简介】 陈曦,在读研究生,医师。主要从事磁共振成像方面研究

【作者单位】 361005 厦门 厦门大学通信工程系(陈曦、蔡聪波),电子科学系(郑志伟、蔡淑惠、陈忠)

【通讯作者】 蔡聪波, Email: cbcai@xmu.edu.cn

更进一步, QSM 可以对分子影像中的顺磁和超顺磁对比度剂进行精确定量^[18-20], 同时, 在研究心脑血管功能^[21-23]中, 也有着重大的应用价值。目前, QSM 已经受到越来越多国际学者的关注, 并正在成为医用成像领域研究的新热点问题。

2 背景场去除原理及主要方法

2.1 背景场去除原理 无论是 SWI 还是在此基础上发展起来的 QSM, 都是利用相位图来观测不同组织内在的磁场变化, 并因此获得不同组织的磁化率分布特征。通常需要由采集的复数信号通过计算相应的相位角来获取相位图。但在此过程中, 数据会存在两种相位混淆。

2.1.1 相位缠绕 即计算得到的原始相位图像, 每一点的相位值被“缠绕(wrapped)”而必定落在 $[-\pi, \pi]$ 之间(如式 1 所示), 图像上的每一点可能隐含有 K (K 为缠绕序数, 正整数)个 2π , 因此需要对原始的相位数据进行解缠绕, 去除每一点的相对相位, 还原绝对相位。

$$\phi_U = \angle C + 2\pi K \quad (1)$$

2.1.2 背景场干扰 背景场干扰产生的原因是 MR 仪本身的强磁场并非是绝对均匀的, 它更近似于一个空间内缓慢变化的非均匀场^[24]。此磁场同包含组织结构信息的弱磁场(Local Field)相叠加, 构成了所采集的原始相位信息(如式 2 所示)。

$$\phi_U = \phi_B + \phi_L \quad (2)$$

对于 SWI, 在处理缠绕的相位图时一般要求在尽可能多地保留有用结构细节的同时, 消除低频背景场的影响以及组织交界面局部的伪影覆盖, 这种伪影通常表现为区域磁场极度不均匀, 往往会阻碍局部组织细节(如神经、静脉血管走向)的显影。产生这种伪影的原因是, 在相位图处理过程中, 对于因背景场的较大变化和空气-组织、组织-骨骼交界处的磁化率差异等干扰的估计不足。这种伪影导致了在某些区域的显影困难(如脑内的静脉显影), 并限制了 SWI 的应用。而 QSM 对于相位图的准确性有着更严格的要求。因为利用不同组织磁化率的分布特征产生的不均匀磁场来反演绝对定量的磁化率是属于一种逆问题的求解, 而这种逆问题的求解还是一个病态过程, 因此在计算不均匀磁场时任何的不准确因素都可能在反演的过程中被放大, 并带来 QSM 重建的失败。随着 QSM 在最近所获得的

巨大发展, 对于相位图的处理也带来了更大的挑战。因此, 将在本文将对几种常用的相位图处理方法进行比较研究, 为后续的 QSM 的重建工作做一些有益的探索。对于背景场干扰, 常用的去干扰办法有: 复数信号滤波、相位高斯滤波^[25]、微分法、多项式拟合^[26]、偶极子拟合^[27-28]和局部平均消减^[29]等, 以下将对几种较典型方法的原理进行具体介绍。

2.2 相位高通滤波 滤波主要是通过采用原数据减去低通结果来达到去除低频的目的。如下式所示:

$$\phi_L^{LPF} = \phi_U - LPF(\phi_U) \quad (3)$$

通常情况下, 低通滤波不会采用理想低通滤波器(既通带增益为 1, 阻带增益为 0), 因为理想低通滤波器在频域上是一个标准的矩形, 那么对应于空域这是二维抽样函数, 在经过与图像进行卷积后, 会在剧烈变换的边缘部分产生回纹, 称之为振铃效应(图 1)。为了改善这一情况, 一般选择频域具有升余弦滚降特性的滤波器, 这样能够显著地减少或消除回纹, 同时尽可能保留组织细节。



图 1 理想高通滤波的振铃效应(柠檬)

2.3 多项式拟合 多项式拟合, 即扫描解缠绕后相位图, 根据相位图所对应的强度图, 计算每一个非零点的信噪比, 选择其中信噪比优良、对应相位图梯度模值较小(即变化缓慢)的点, 记录其位置坐标和坐标上的相位值。利用这些抽取出的点, 对缓慢变换的背景场做高阶曲面拟合, 可以较为贴切地拟合较为缓慢变化的背景场, 以消除背景场对组织细节信息的干扰作用。多项式拟合有成熟的算法可以使用,

具有计算速度快、对变化缓慢的背景场拟合效果好的特点。但其同样存在一些问题。Duyn 认为相位数据在不同组织交界面处产生激烈变化,这种由于交界面不同物质磁敏感性的强烈差异引起的不均匀场很难通过多项式拟合的办法完全消除,并且在信噪比很低的区域多项式拟合也是不适用的,如主要的大血管等处^[26]。

2.4 复数信号高通滤波 复数信号滤波是另一种同时能够去除背景场和缠绕两种相位混淆的处理手段,利用复数 $Ae^{i\phi}$ 形式的特殊性质,直接对复数进行滤波,之后从输出矩阵中取出相位值,从而得出只包含组织细节的相位信号。此种相位信号可以由下式得到:

$$\phi_L^{COM} = \angle C - \angle LPF(C) \quad (4)$$

这种办法相对于相位滤波方法可以有效避免相位奇异性问题,减少伪影的影响,并且拥有更快的运算、处理速度,便于处理大量的图片信息。但是与此同时,我们往往不得不在更大的滤波器尺寸以保留图像信息和更小的滤波器尺寸来去除相位缠绕之间做出取舍。如果要求去除剩下的伪影,其中一种办法是利用梯度来衡量相位是否均匀,并以此为根据,建立一个对应的相位掩膜来抑制局部磁场极度的不均匀^[30]。另外,还可通过建立几何模型对于组织—空气交界处因磁化率差异产生的磁场不均匀进行估计,从而消除其影响。

2.5 局部平均消减法 首先,对原始的相位信息进行解缠绕,然后考察所有非零点周围区域(窗口大小依具体情况而定)中所有非零点的平均值,最后将解缠绕相位值减去平均值,即可得到目标数值。这种方法只要选择恰当的解缠绕算法和窗口大小,可以获得满意的矫正效果。第二,根据信号空域和频域的对对应关系可知,若信号在频域上是高斯的,那它对应的空域形态也是高斯的,可以试探性地在求平均的方法上加以改进,改为求空域高斯信号与图像进行卷积,增加区域中心的权重,探究时域高斯滤波器对图像改善(特别是伪影的消除)。同样,此方法也存在一定的不足,由于窗口大小的不同,图像处理的计算量较为巨大,不利于图像的批量处理。目前,最新的研究利用了调和函数均值性能来对这种局部平均方法做优化^[29],以减少突变部位的伪影强度,已获得更清晰的成像质量。

3 实验结果

下面将对相位高斯滤波、多项式拟合、复数滤波和局部平均消减等方法进行研究并讨论其适用情况。本文所有图像均取自 GE 1.5 T 人体成像仪及 Varian 7.0 T 小动物成像仪。

3.1 相位高通滤波 相位高通滤波首先需要对原始相位图进行解缠绕,并利用相位掩膜,去除无信号区域,排除不必要的干扰。图 2 是分别采用理想高通滤波器、巴特沃斯高通滤波器和高斯高通滤波器所获得。

理想滤波器频域表达式:

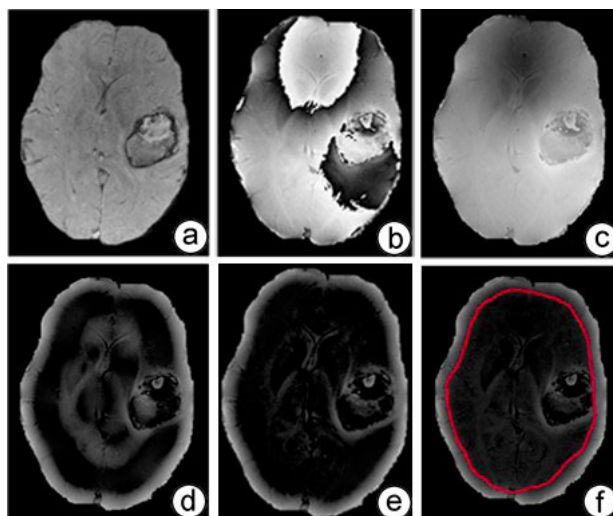
$$H(\omega) = \begin{cases} 1, & \omega \in \text{通带} \\ 0, & \omega \in \text{阻带} \end{cases} \quad (5)$$

巴特沃斯滤波器频域表达式:

$$|H(\omega)|^2 = \frac{1}{1 + (\frac{\omega}{\omega_c})^{2n}} = \frac{1}{1 + \varepsilon^2 (\frac{\omega}{\omega_p})^{2n}} \quad (6)$$

高斯滤波器频域表达式:

$$H(\omega) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp[-\frac{(\omega - \mu)^2}{2\sigma^2}] \quad (7)$$

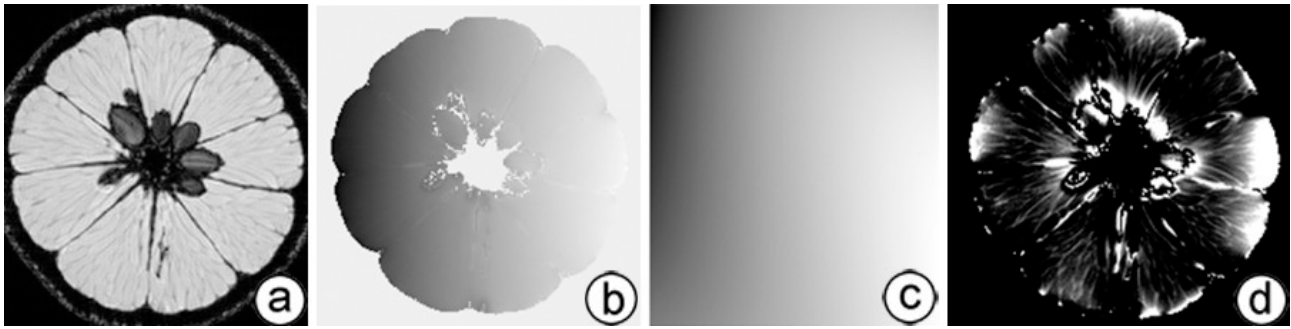


a 为原始数据幅值图 b 为原始相位图 c 为解缠绕后相位图 d 为理想滤波效果图 e 为巴特沃斯滤波效果图 f 为高斯滤波效果图

图 2 高通滤波效果比较

3.2 多项式拟合 采用多项式拟合方法第一步必须从已解缠绕的相位数据中抽取合适的点,抽取过程中,根据对应强度图,选择信噪比良好且具有较小相位梯度(模值)或较小方差的点,计入其相位值和所在位置坐标,然后进行高阶多项式拟合并获得背景

场估计曲面,再利用原相位数据减去估计曲面,从而消除背景场的影响。图3为柠檬相位图处理结果。从图中可以看出虽然大部分的缓慢变化的背景不均匀场已经被去除,然而局部的背景不均匀场仍然难于去除。



a 为幅值图 b 为解缠绕相位图 c 为拟合曲面 d 为多项式滤波结果
图3 柠檬相位图的多项式曲面拟合结果

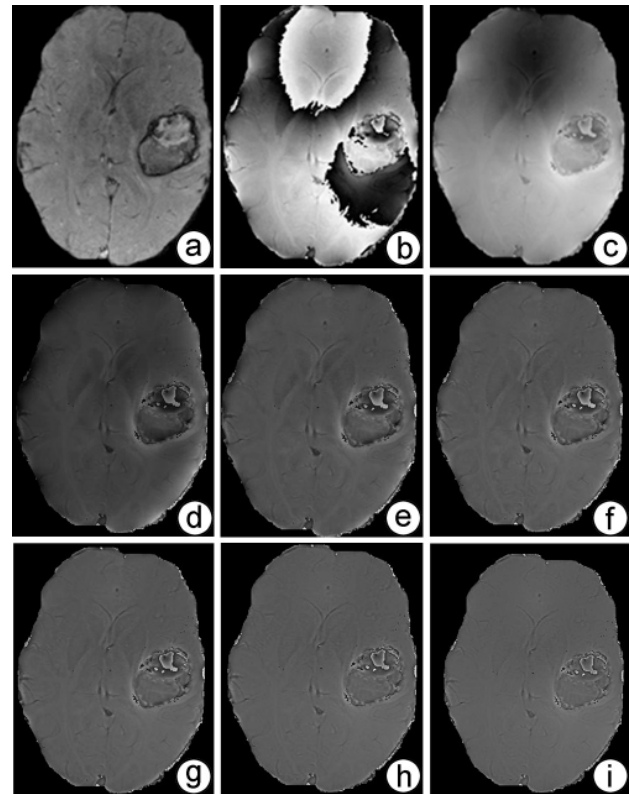
3.3 复数信号滤波 复数信号滤波可以无需进行解缠绕而直接对相位信息进行处理。利用复数的特性同时消除缠绕和背景场覆盖两种相位混淆。依据相位图和其对应的强度图,由 $Ae^{i\phi}$ 的形式,构成相应的复数信号,对复数信号直接做傅里叶变换,使其通过高通滤波网络,得到目标矩阵,再从目标矩阵中提取其相位信息,从而去除相位缠绕和背景场的效果(图4)。

3.4 局部平均消减法 局部平均消减法同样需要对原始相位数据进行解缠绕,得到非缠绕的相位信息。再对每一个非零点周边 $N \times N$ (N 依据具体情况而定)的区域进行扫描,计算其平均值,最后对应点减去平均值,就可以消除缓慢变化的背景场(图5)。同时还可以使用高斯函数,通过改变平均值的权重为加权平均,突出中心权重。根据时空对应关系,时域高斯对应频域同样是高斯,故加权平均等价于 $N \times N$ 的时域滤波器,选取恰当的 N 值可以获得满意的滤波效果。

由上述实验结果可以观察到,当窗口尺寸太小时(如图6a),很多的组织细节未被保留,当窗口尺寸过大时(如图6e),伪影增大,不能很好的除去背景场。实际应用中很少采用超过 64×64 大小的窗口。据主观评测,当窗口尺寸大约在 17 时可以获得较满意的滤波效果。

图7比较了不同高斯形态对过滤的影响(采用 17×17 的窗口尺寸)。由图7可以看出当高斯函数的方差大致与窗口尺寸相差不多时可获得最好

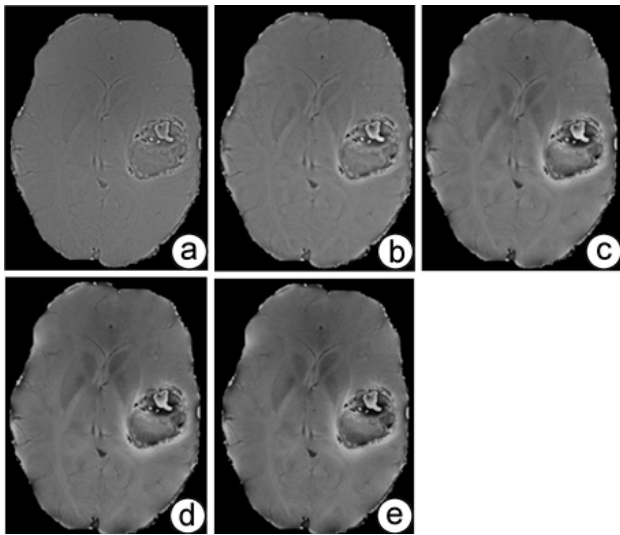
的过滤效果。
3.5 其他方法 在磁化率成像中,因图像的不同而采取特殊的处理方法,往往会得到更好的处理效果,如图8(柠檬),可以依据其信噪比大的特点,采取微分的手段对相位进行处理,使柠檬内部的纤维



a 为原始数据强度图 b 为原始数据相位图 c 为解缠绕后相位图 d 为滤波效果 $N=5$ e 为滤波效果 $N=10$ f 为滤波效果 $N=15$ g 为滤波效果 $N=20$ h 为滤波效果 $N=30$; i 为滤波效果 $N=40$

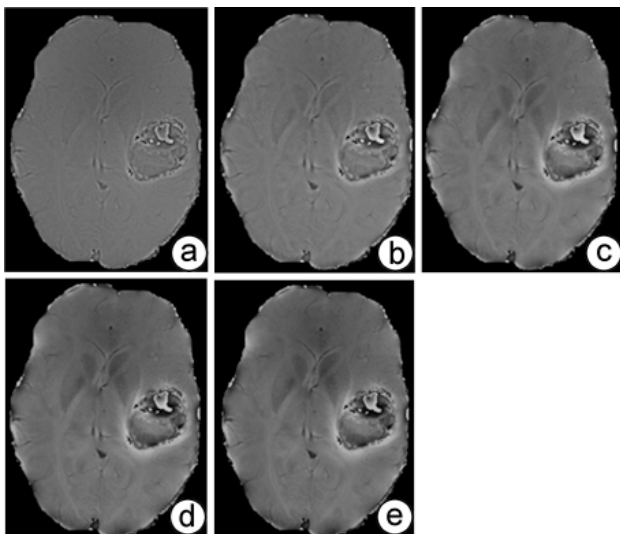
图4 高通滤波效果比较

结构更加清晰,显影效果较多项式拟合更佳。然而这种方法是否可以应用于SWI的临床诊断尚需进一步进行研究。



a 为原始数据相位图 b 为解缠绕后的相位图 c 为平均值消减窗口尺寸 5 d 为平均值消减窗口尺寸 13 e 为平均值消减窗口尺寸 21 f 为平均值消减窗口尺寸 29 g 为平均值消减窗口尺寸 37 h 为平均值消减窗口尺寸 45 j 为平均值消减窗口尺寸 53

图 5 平均值消减法



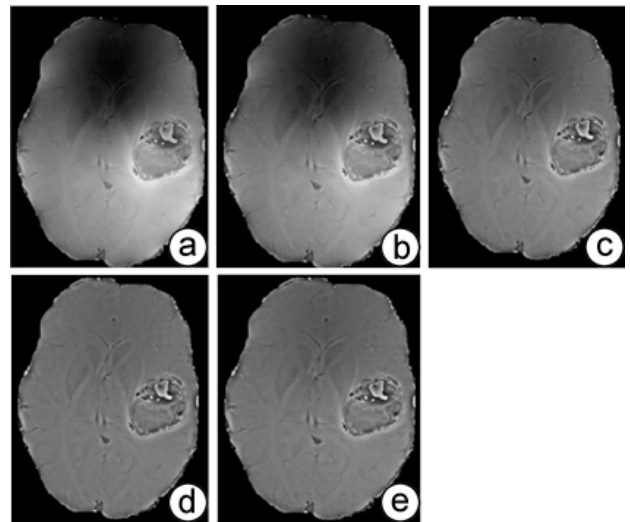
a 为 9×9 时域高斯滤波 b 为 17×17 时域高斯滤波 c 为 35×35 时域高斯滤波 d 为 47×47 时域高斯滤波 e 为 55×55 时域高斯滤波

图 6 采用 $N \times N$ 时域高斯滤波器 ($\sigma=N$) 卷积处理效果

4 结果讨论

下面将深入讨论各种方法的优势以及存在的弊端。

对于高斯相位滤波,高斯滤波利用其频域上的升余弦滚降特性,很好地减轻或消除了理想滤波器在图像剧烈变换的边缘部分的振铃效应(图 2d)。同时,相比于巴特沃斯滤波器(图 2e),高斯滤波较



a 为时域高斯滤波 $\sigma=3$ b 为时域高斯滤波 $\sigma=5$ c 为时域高斯滤波 $\sigma=9$ d 为时域高斯滤波 $\sigma=13$ e 为时域高斯滤波 $\sigma=17$

图 7 时域高斯滤波不同方差效果比较(窗口尺寸 17)

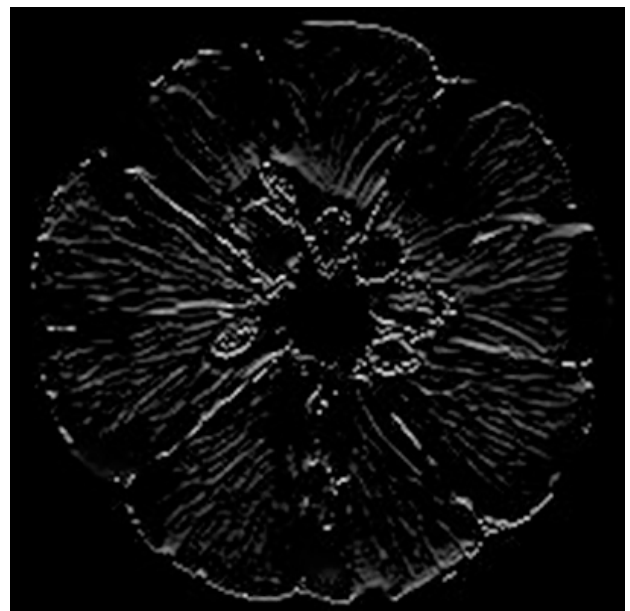


图 8 微分后相位成像效果

好地避免了通带震荡现象,保留了大部分组织细节。但是在滤波过程中,可以明显看到交界面处两侧具有较多伪影(图 2f, 红线外区域),这是因为周围的无信号区域也参与了滤波,即无信号区域包含在所估计的背景场内,这样会导致组织—空气交界面两侧产生相当的伪影,影响滤波效果。这个问题可以通过选择性能更适应的滤波器(如升余弦型滤波器和汉宁型滤波器)加以改善,以减小伪影的影响,但单纯使用一个滤波器对图像进行整体滤波不可能完全消除伪影。另外,有国外研究表明^[30],高斯滤波在

脑前端的作用效果较差,不能很好除去纹理间的伪影和背景干扰,这与脑前端复杂的腔体结构和物质成分有关。Haacke 认为^[4],在三维重建过程中应用 64×64 ^[31] 尺寸的 K-空间中心对称的汉宁高通滤波器能够有效地去除背景场干扰,并使伪影最小,可以达到满意的滤波效果。同时,滤波结果中磁敏感物质(如铁沉积)能够用图像灰度保持线性关系,这一点十分有利于后续的 QSM 重建。

多项式拟合方法对于缓慢变化的背景场的效果是比较明显的。拟合的算法成熟,利用数学工具可以快速求出拟合曲面,去除背景场的干扰。但是,对于背景场复杂,变化剧烈的情况,仅仅凭借坐标 x 、 y 乘幂构成的线性多项式很难拟合出满意的效果,若要使用更加复杂的数学公式进行拟合,则对硬件计算速度又有较高要求,并且拟合曲面的计算时间也随 x 、 y 乘幂次数的增长成几何幂次增长,因而不适应于人体内腔体密集、组织—空气交界面从生、磁场激烈变化的区域,其应用具有相当的局限性。

复数信号滤波是一种能同时消除相位缠绕和背景场的巧妙办法,省去了进行解缠绕的运算时间。但是在实际的算法实现中也存在的诸多问题,例如对 MR 采集仪采集图片的信噪比有较高要求(既要求较高的设备的磁场强度和采集精度)。这是因为复数信号由 $Ae^{i\phi}$ 构成,一般的噪声在幅值强度上往往是远小于信息,但是在相位图上噪声的相角变化是同信息相位相当,甚至大于信息相位,这样在滤波中只是单纯的抑制频率较低的背景场和噪声的幅值强度,没有对其相应的相角变化做抑制,所以在得到目标矩阵后提取其相角时,噪声的相角变化也被提取。只有增加信噪比,减小噪声,才能有效抑制此现象。

局部平均消减法实际上是一个尺寸为 $N \times N$ 的时域滤波器(窗口内为 1,窗口外为 0)与解缠绕后的相位图相卷积的过程。从实现效果来看,此方法是列举的若干种方法中最优的,只要选择恰当的窗口尺寸,滤波结果既可以保留大部分的组织细节。同样,此方法也存在一些缺点。如前文提到的,该算法需要对相位矩阵进行不断扫描、累加和计数,单张图片的计算量就达几亿次,计算速度较为缓慢,不利于诸如三维重建等,需要实时快速处理大量图片的情况。另外,由图 5h ~ i 可以观察到,在信号变换剧烈的局部区域有较强的伪影覆盖,存在局部成像不佳的问题。就上述两个问题,前者由于出自算法本

身的特点,暂时无法改善。后者可以通过改变时域滤波器窗口内的形状来减少伪影的出现,例如采用高斯形等具有升余弦滚降特性的时域滤波器来替代,伪影现象将会有所减弱(如图 6d ~ e)。

5 总结

迄今,在 SWI 或 QSM 中,所有针对背景不均匀场的处理均仅涉及对相位数据的后续处理,虽然已有不少方法被陆续提出来,但是每种方法均存在它的不足之处,尚无一种方法可以解决所有问题。我们小组在利用分子间多量子相干技术消除场不均匀性方面已经做了大量的工作,并取得众多突破性进展^[24,32-36]。如何从成像序列入手,将分子间多量子相干技术引入到 SWI 及 QSM 中,利用其在消除宏观背景不均匀场方面的天然优势,获得无需进行任何数据处理的相位图像,将是本研究小组下一步的重要工作。

参考文献

- [1] Reichenbach JR, Venkatesan R, Schillinger DJ, et al. Small vessels in the human brain: MR venography with deoxyhemoglobin as an intrinsic contrast agent[J]. *Radiology*, 1997, 204(1):272-277.
- [2] 王丽娟,刘玉波,王光彬. 磁敏感加权成像原理概述[J]. *磁共振成像*, 2010, 1(3):227-230.
- [3] 李秋云,肖恩华. 磁敏感加权成像临床应用研究进展[J]. *磁共振成像*, 2010, 1(3):231-235.
- [4] Rochefort L, Brown R, Prince MR, et al. Quantitative MR susceptibility mapping using piece-wise constant regularized inversion of the magnetic field[J]. *Magn Reson Med*, 2008, 60(4):1003-1009.
- [5] Li L, Leigh JS. Quantifying arbitrary magnetic susceptibility distributions with MR[J]. *Magn Reson Med*, 2004, 51(5):1077-1082.
- [6] Haacke EM, Ayaz M, Khan A, et al. Establishing a baseline phase behavior in magnetic resonance imaging to determine normal vs. abnormal iron content in the brain[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2007, 26(2):256-264.
- [7] Kressler B, Rochefort L, Liu T, et al. Nonlinear regularization for per voxel estimation of magnetic susceptibility distributions from MRI field maps[J]. *IEEE*

- Trans Med Imaging, 2010, 29(2):273-281.
- [8] Chunlei L. Susceptibility tensor imaging[J]. *Magn Reson Med*, 2010, 63(6):1471-1477.
- [9] Basser PJ. Inferring microstructural features and the physiological state of tissues from diffusion-weighted images[J]. *NMR Biomed*, 1995, 8(7-8):333-344.
- [10] Basser PJ, Mattiello J, LeBihan D. Estimation of the effective self-diffusion tensor from the NMR spin echo[J]. *J Magn Reson B*, 1994, 103(3):247-254.
- [11] Basser PJ, Pajevic S, Pierpaoli C, et al. In vivo fiber tractography using DT-MRI data[J]. *Magn Reson Med*, 2000, 44(4):625-632.
- [12] Conturo TE, Lori NF, Cull TS, et al. Tracking neuronal fiber pathways in the living human brain[J]. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 1999, 96(18):10422-10427.
- [13] Mori S, Crain BJ, Chacko VP, et al. Three-dimensional tracking of axonal projections in the brain by magnetic resonance imaging[J]. *Ann Neurol*, 1999, 45(2):265-269.
- [14] Liu C, Bammer R, Acar B, et al. Characterizing non-Gaussian diffusion by using generalized diffusion tensors[J]. *Magn Reson Med*, 2004, 51(5):924-937.
- [15] Haacke EM, Cheng NY, House MJ, et al. Imaging iron stores in the brain using magnetic resonance imaging[J]. *Magn Reson Imaging*, 2005, 23(1):1-25.
- [16] Hopkins JA, Wehrli FW. Magnetic susceptibility measurement of insoluble solids by NMR: Magnetic susceptibility of bone[J]. *Magn Reson Med*, 1997, 37(4):494-500.
- [17] Rochefort L, Tian L, Bryan K, et al. Quantitative susceptibility map reconstruction from MR phase data using Bayesian regularization: Validation and application to brain imaging[J]. *Magn Reson Med*, 2010, 63(1):194-206.
- [18] Corot C, Robert P, Idee JM, Port M. Recent advances in iron oxide nanocrystal technology for medical imaging[J]. *Adv Drug Deliv Rev*, 2006, 58(14):1471-1504.
- [19] Smirnov P, Poirier-Quinot M, Wilhelm C, et al. In vivo single cell detection of tumor-infiltrating lymphocytes with a clinical 1.5 tesla MRI system[J]. *Magn Reson Med*, 2008, 60(6):1292-1297.
- [20] Wickline SA, Neubauer AM, Winter PM, et al. Molecular imaging and therapy of atherosclerosis with targeted nanoparticles[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2007, 25(4):667-680.
- [21] Akbudak E, Norberg RE, Conturo TE. Contrast-agent phase effects: an experimental system for analysis of susceptibility, concentration, and bolus input function kinetics[J]. *Magn Reson Med*, 1997, 38(6):990-1002.
- [22] Albert MS, Huang W, Lee JH, et al. Susceptibility changes following bolus injections[J]. *Magn Reson Med*, 1993, 29(5):700-708.
- [23] Rochefort L, Nguyen T, Brown R, et al. In vivo quantification of contrast agent concentration using the induced magnetic field for time-resolved arterial input function measurement with MRI[J]. *Med Phys*, 2008, 35(12):5328-5339.
- [24] Huang YQ, Chen X, Cai SH, et al. High-resolution two-dimensional correlation spectroscopy in inhomogeneous fields: New application of intermolecular zero-quantum coherences[J]. *J Chem Phys*, 2010, 132(13):134507.
- [25] Rauscher A, Sedlacik J, Barth M, et al. Magnetic susceptibility-weighted MR phase imaging of the human brain[J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2005, 26(4):736-742.
- [26] Duyn JH, van Gelderen P, Li T, et al. High-field MRI of brain cortical substructure based on signal phase[J]. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2007, 104(28):11796-11801.
- [27] Wharton SJ, Bowtell RW. Dipole-based filtering for improved removal of background field effects from 3D phase data[J]. *Proceedings of the ISMRM/ESMRMB Joint Annual Meeting, Stockholm, Sweden, May, 2010.*
- [28] Liu T, Khalidov I, Rochefort L, et al. Improved background field correction using effective dipole fitting[J]. *Proceedings of the ISMRM/ESMRMB Joint Annual Meeting, Stockholm, Sweden, May, 2010.*
- [29] Schweser F, Lehr B, Deistung A, Reichenbach JR. A novel approach for separation of background phase in SWI phase data utilizing the harmonic function mean value property[J]. *Proceedings of the ISMRM/ESMRMB Joint Annual Meeting, Stockholm, Sweden, May, 2010.*
- [30] Amanda N, Johnston L, Chen ZL, et al. Spatially dependent filtering for removing phase distortions at the cortical surface[J]. *Magn Reson Med*, 2011, 66(3):784-793.
- [31] Wang Y, Yu Y, Li D, et al. Artery and vein separation

- using susceptibility-dependent phase in contrast-enhanced MRA[J]. J Magn Reson Imaging, 2000, 12(5):661-670.
- [32] Cai CB, Gao FL, Cai SH, et al. Fast high-resolution 2D correlation spectroscopy in inhomogeneous fields via Hadamard intermolecular multiple quantum coherences technique[J]. J Magn Reson, 2011, 211(2):162-169.
- [33] Lin YQ, Cai CB, Cai SH, et al. High-resolution MR spectroscopy via intermolecular double-quantum coherences in inhomogeneous B₀ and B₁ fields[J]. Magn Reson Imaging, 2011, 29(5):601-607.
- [34] Lin YL, Zhang ZY, Cai SH, et al. High-resolution 2D J-resolved spectroscopy in inhomogeneous fields with two scans[J]. J Am Chem Soc, 2011, 133(20):7632-7635.
- [35] Lin MJ, Huang YQ, Chen X, et al. High-resolution 2D NMR spectra in inhomogeneous fields based on intermolecular multiple-quantum coherences with efficient acquisition schemes[J]. J Magn Reson, 2011, 208(1):87-94.
- [36] Cai CB, Gao FL, Cai SH, et al. Highly efficient square wave distant dipolar field and its application for in vivo MRI[J]. Magn Reson Med, 2010, 64(4):1128-1134.
- (收稿日期 2011-12-19)
(本文编辑 付丽媛)

- 信息 -

全国第十三届头颈部影像学进展学术研讨会暨全国第十六届头颈部影像学 进展学习班诚邀及征文

2014年10月31~11月2日将在广西南宁市举办全国第十三届头颈部影像学进展学术研讨会暨全国第十六届头颈部影像学进展学习班。本次会议为国家级继续教育项目,授予国家级 类继续教育学分10分。欢迎同道踊跃投稿或报名参加。

1. 会议主题 “规范头颈部影像检查路径”继续秉承“以学术为导向,提高全国头颈部影像学诊断水平”的办会理念。在总结今年“鼻内镜术临床与影像对话”和“头颈部恶性肿瘤临床与影像对话”两个高峰论坛的经验基础上,本次会议将举办“鼻咽癌临床与影像对话”高峰论坛,由国内著名的耳鼻喉头颈外科和放疗科专家与影像专家做临床与影像互相融合和促进的精彩专题讲座、病例分析和充分讨论。本次会议将举办“头颈部影像检查路径”及基于头颈部病例的影像学诊断与鉴别诊断专题讲座与会议发言,进一步推进头颈部病变影像学规范检查及提高临床实践能力。

2. 征文内容 凡未正式公开发表过的有关头颈部影像的讲座、论文,以及个案报道、疑难病例讨论均可投稿。全文及摘要均可,全文在4000字内,摘要在800~1200字,论著类摘要应包括目的、方法、结果、结论四要素。

3. 投稿要求 请用Email投稿,主题请注明“全国第13届头颈部影像会议”,Email投稿地址:Huling_pumch@hotmail.com。来稿请务必注明作者单位、邮编、姓名、电话(包括手机)及其他确切联系方式,请自留底稿,恕不退稿。

4. 其他 投稿截止日期为2014年9月20日。学习班报名截止日期为2014年10月10日。具体事宜联系人 胡凌(电话 18601955009, Huling_pumch@hotmail.com); 报到时间2014年10月31日(全天),会议撤离时间为2014年11月2日下午2点之前,会议费800元。住宿费自理。

中华医学会中华放射学杂志编辑部
首都医科大学附属北京同仁医院
上海交通大学医学院附属第九人民医院
复旦大学附属耳鼻喉科医院
广西医科大学附属肿瘤医院