

磁敏感加权成像的后处理算法与临床应用

钱黎俊, 路青, 许建荣

(上海交通大学医学院附属仁济医院放射科, 上海 200127)

摘要: 磁敏感加权成像可以无创地显示颅内静脉结构, 对脑肿瘤、血管畸形等疾病具有重要临床意义。该文分析磁敏感加权独特的成像后处理和重建算法的具体步骤, 通过仿真图像验证其有效性。该方法对幕上微小静脉结构、肿瘤及血管畸形病灶的显示敏感性优于传统磁共振成像法。

关键词: 磁共振成像; 磁敏感加权成像; 相位

Post-processing Algorithm of Susceptibility Weighted Imaging and Its Clinical Application

QIAN Li-jun, LU Qing, XU Jian-rong

(Department of Radiology, Renji Hospital Affiliated to Medical School of Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200127)

【Abstract】 Susceptibility Weighted Imaging(SWI) non-invasively displays the intracranial venous structure, which is significant in the clinical diagnosis of brain tumor, vascular malformation, and other central nervous diseases. This paper analyzes the unique image post-processing and reconstruction algorithm of SWI, and verifies its effectiveness through simulation images. This algorithm proves a better sensitivity to supratentorial venous and the lesion territory of tumor and vascular malformation compared with the traditional Magnetic Resonance Imaging(MRI) methods.

【Key words】 Magnetic Resonance Imaging(MRI); Susceptibility Weighted Imaging(SWI); phase

1 概述

在许多脑部疾病中, 静脉都不同程度地参与了病灶的病理生理变化, 如肿瘤、静脉畸形等。然而, 由于脑部静脉管径相对狭小同时流速较慢, 目前的 CT 或磁共振血管成像法对静脉显示效果仍不理想。

磁敏感加权成像 (Susceptibility Weighted Imaging, SWI) 利用不同组织间磁化率的差异产生图像对比。静脉中的去氧血红蛋白是顺磁性物质^[1], 而含有氧和血红蛋白的动脉以及绝大部分脑实质均属于抗磁性物质, 在特定的磁共振序列(如重T2*梯度回波序列)下, 它们之间磁化率的差异将导致明显的信号差异, 使得静脉成为区别于其他组织的明显低信号。另外, 由于磁化率不同, 静脉和其他脑组织在主磁场下形成局部磁场的不同会引起频率的偏移并最终导致失相, 这在相位图上可以得到反映。因此, 相位图能增强静脉和其他组织的信号对比。除了静脉, SWI还对含铁血黄素、铁等顺磁性物质拥有高度的敏感性, 它能显示肿瘤内的小出血灶^[2]、外伤和卒中后常规磁共振成像不易发现的脑改变等^[3]。

SWI 最终图像的获得依赖于对采集的幅值图像和相位图像进行一系列的后处理, 而目前磁共振扫描仪上尚不具备直接产生该图像的功能, 国内外更是缺乏相应的第三方软件, 给 SWI 的应用带来极大的困难。

本文给出一种具体可控的 SWI 算法, 把相位图像经过滤波消除伪影后制作成蒙片和幅值图像加权融合, 使用最小密

度投影显示连续的静脉结构, 并通过在 Matlab 上仿真以及临床病例的回顾性分析对该算法的有效性进行了验证。

2 算法描述及推导

本文将文献[4]的 SWI 后处理基本流程进一步完善, 算法流程如图 1 所示。

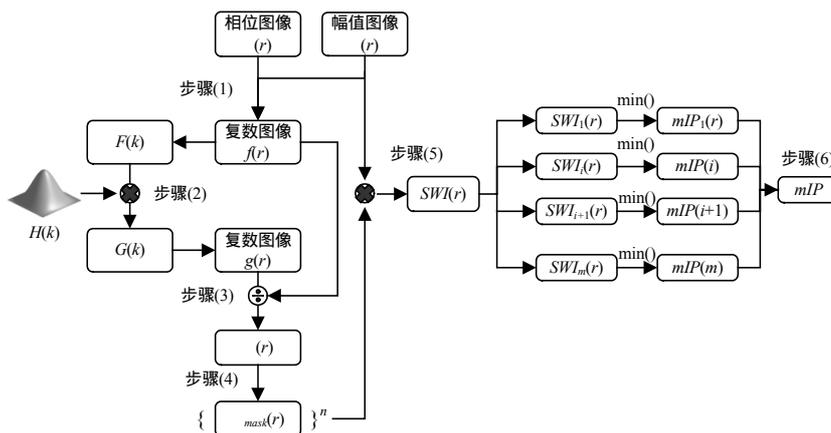


图 1 SWI 图像后处理算法流程

具体步骤阐述如下:

(1) 图像的复数重组

幅值图像和相位图像在扫描过程中同时获得, 并成对出现, 幅值图像和常规磁共振图像一样, 描述弛豫过程中质子

作者简介: 钱黎俊(1981-), 男, 住院医师、博士, 主研方向: 中枢神经系统 MRI; 路青, 主管技师、博士研究生; 许建荣, 教授、博士、博士生导师

收稿日期: 2007-08-11 **E-mail:** xujianr@hotmail.com

发出的信号强度，相位图像则描述质子在该过程中行经的角度。在图像空间里，无论幅值还是相位，都可以表示为三维数字矩阵。对于图像中任意一点 r ，该点幅值和相位图像信号可分别由 $\rho(r)$ 和 $\theta(r)$ 表示，将两者合并可以得到 r 点处复数形式的信号 $f(r)$ ：

$$f(r) = \rho(r)[\cos\theta(r) + j\sin\theta(r)] = \rho(r)e^{j\theta(r)} \quad (1)$$

(2) k 空间低滤波

不同组织交界处(如气窦和骨骼周围)磁化率的突变将带来相位图像上的磁场不均一性伪影，实现 SWI 首先必须消除该伪影的影响。假设 r 点处的相位 $\theta(r)$ 是由组织中自旋质子产生的固有相位 $\varphi(r)$ 和磁场不均一性效应导致的相位伪影 $\sigma(r)$ 共同组成，即

$$\theta(r) = \varphi(r) + \sigma(r) \quad (2)$$

则式(1)的复信号可以进一步表示为

$$f(r) = \rho(r)e^{j[\varphi(r)+\sigma(r)]} \quad (3)$$

由于相位伪影 $\sigma(r)$ 由 2 种磁化率差异较大的组织频率差 $\Delta\omega$ 导致，而固有相位 $\varphi(r)$ 来源于组织固有频率 ω ($\omega < \Delta\omega$)，因此前者对应图像的低频部分，后者则对应图像的高频分量。为了获得 $\varphi(r)$ 而滤除 $\sigma(r)$ ，可以通过以下的方法进行：

$$e^{j\varphi(r)} = \frac{\rho(r)e^{j[\varphi(r)+\sigma(r)]}}{\rho(r)e^{j\sigma(r)}} = \frac{f(r)}{LPF\{f(r)\}} = \frac{f(r)}{g(r)} \quad (4)$$

$$\varphi(r) = \arg\{e^{j\varphi(r)}\} \quad (5)$$

其中，分母 $g(r)$ 为原始图像 $f(r)$ 经过低通滤波后的形式。对上式结果 $e^{j\varphi(r)}$ 取相位，即可获得组织固有相位 $\varphi(r)$ 。通过低通滤波前后的复数图像相除，并提取相位，可以有效消除磁场不均一性效应带来的相位伪影。虽然运用的是低通滤波，但真正得到的是高通的图像。算法中的频域滤波通过使用二维 Hanning 低通滤波器实现。

$$g(r) = LPF\{f(r)\} = IFFT\{FFT[f(r)] \cdot H(k)\} \quad (6)$$

一个窗宽为 W 的 Hanning 低通滤波器转移函数 $H(k)$ 如式(7)所示，其中， $R(k)$ 为 k 空间中任意一点距离滤波器中心的距离； W 为滤波器的窗宽。

$$H(k) = \begin{cases} \frac{1}{2} + \frac{1}{2} \cos \frac{2\pi \cdot R(k)}{W} & R(k) \leq \frac{W}{2} \\ 0 & R(k) > \frac{W}{2} \end{cases} \quad (7)$$

(3) 低通滤波前后相除提取相位

根据式(4)和式(5)，将 $f(r)$ 和 $g(r)$ 相除后，提取辐角，即可获得滤除了伪影的相位图像。不同的滤波器参数影响着滤波的强度，随着 Hanning 滤波器窗宽的增加，磁场不均一性伪影被逐渐滤除，但过大的窗宽将带来噪声。分别采用窗宽为 32 像素、64 像素以及 128 像素的 Hanning 滤波器对大小为 336×336 像素的原始图像滤波，提取相位获得的图像结果如图 2 所示。

(4) 蒙片的生成

相位角域为 $[-\pi, \pi)$ ，需经过归一化转换后才能作为蒙片(mask)对幅值图像加权。在 SWI 中，通常只有静脉的相位表现为明显的负值，为了在加权时不使其他组织的相位对结果产生影响，采用如下的方法生成蒙片：

$$\varphi_{mask}(r) = \begin{cases} 1 & \varphi(r) > 0 \\ \frac{\varphi(r) + \pi}{\pi} & \varphi(r) \leq 0 \end{cases} \quad (8)$$

其中， $\varphi(r)$ 和 $\varphi_{mask}(r)$ 分别为转换前后的相位，经过转换，相

位的范围从 $[-\pi, \pi)$ 变为 $[0, 1]$ 。

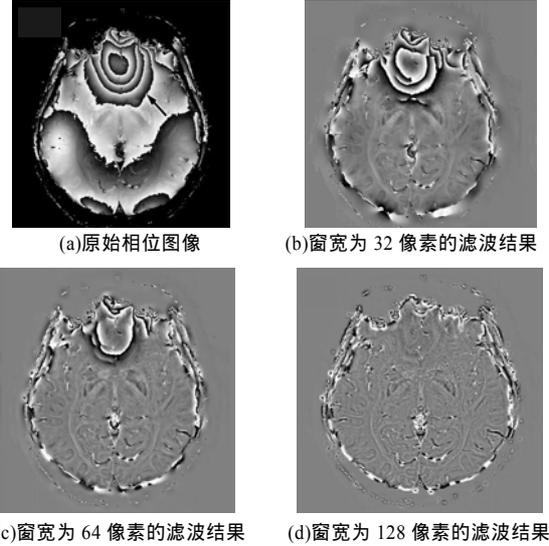


图 2 图像结果

(5) 相位加权得到 SWI 图像

将上述蒙片 $\varphi_{mask}(r)$ 作 n 次幂后和幅值图 $\rho(r)$ 相乘得到 SWI 图像，如式(9)所示， n 决定了权重的大小， n 取 2~5 可以得到信噪比较高的图像^[4]。

$$SWI(r) = \{\varphi_{mask}(r)\}^n \rho(r), \quad n \in N \quad (9)$$

(6) 最小密度投影

由于 SWI 中静脉表现为明显的低信号，对上述结果进行最小密度投影可以将分散在各个层面的静脉连续化。假设 SWI 容积资料总层面数为 N ，将这些图像等分为 m 个单元，则每个单元的图像层数为 $h=N/m$ 。在每个单元中，对这些 h 层图像数据通过循环，遍历二维坐标上的每一点，同时取这些点所对应空间中的最小值，形成一幅单层的空间最小值投影图像。最后将这些 m 个单元的共 m 幅投影图像按照先后顺序拼接在一起，便得到了最小密度投影图像。

3 实验结果

使用 Philips Acheiva 3.0T 磁共振同时采集幅值与相位图像，在 Matlab 7.0 中编写代码的仿真结果及相应解剖结构如图 3 所示^[5]，常规血管成像法所难以描绘的中脑静脉结构也能被清晰显示。其中，1 表示侧脑室；2 表示大脑内静脉；3 表示透明隔静脉；4 表示丘脑纹状体静脉；5 表示胼胝体压部；6 表示大脑前静脉；7 表示黑质；8 表示大脑中深静脉；9 表示红核；10 表示基底静脉。

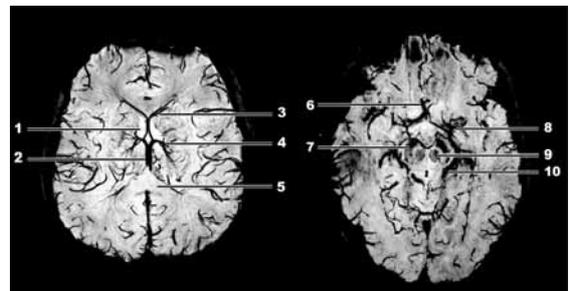


图 3 脑的部分 SWI 图像

4 实验讨论

使用该算法对 40 例正常志愿者及临床患者的磁共振数据进行后处理仿真后，均获得了 SWI 图像，可以观察到最小

直径为 1 个体素(在本研究中相当于 0.52 mm)的细微静脉结构。

为比较SWI与传统TOF MRA, PC MRA对静脉的显示情况,将 13 例无明显器质性病变表现的SWI图像交由 3 名经验丰富的主治医师进行独立辨认,统计各预先设定的静脉结构所出现的频数,并使用TOF MRA、PC MRA及 SWI分别对静脉显示率进行对比,结果如表 1 所示,其中, P 为概率参数。根据 χ^2 检验的结果,SWI对显示大脑深部管径较小的幕上静脉结构明显优于TOF和PC法(除了上矢状窦以外,其余 $P < 0.01$),如透明隔静脉和丘脑纹状体静脉等;对于横窦、乙状窦等管径较大的幕下静脉显示却远远低于TOF和PC法($P < 0.01$),这是由于横窦及乙状窦位置表浅,临近颅后窝结构复杂的骨骼群,骨骼所引起的磁场不均一性效应干扰了周围组织的显示,致使局部信噪比下降;而大脑深部静脉没有这种干扰,图像信噪比高。因此,在静脉显示方面,相对TOF和PC法,SWI在显示大脑深部静脉及细微静脉方面更有优势,而对于显示大脑浅表静脉则效果较不理想。

表 1 各种方法在横断面上各静脉结构的显示率

静脉结构	显示率/(%)			χ^2	P
	SWI	2D-TOF MRA	3D-PC MRA		
直窦	97.4	60.4	68.8	16.45	<0.01
上矢状窦	87.2	81.3	97.9	6.90	0.03
横窦	20.5	33.3	95.8	59.12	<0.01
乙状窦	17.9	80.2	96.9	66.74	<0.01
透明隔静脉	94.8	15.6	26.0	63.39	<0.01
丘脑纹状体静脉	87.2	32.3	55.2	26.38	<0.01
大脑内静脉	100.0	17.7	94.8	91.30	<0.01
基底静脉	100.0	49.0	75.0	28.57	<0.01
大脑大静脉	92.9	77.1	62.5	10.57	<0.01

在 6 例血管畸形的病例中,SWI 使 3 例海绵状血管瘤的诊断更加明确,如图 4(a),2 例隐匿性静脉畸形只有在 SWI 扫描后才明确看到引流静脉的结构,如图 4(b)。在共 14 例肿瘤患者中,5 例胶质瘤和 3 例脑膜瘤患者通过该方法均显示了瘤内外静脉,如图 4(c),3 例转移瘤均显示瘤内出血灶,鉴于 SWI 对出血灶的敏感性,3 例常规 MRI 仅发现 5 个病灶,而 SWI 检出 7 个病灶,如图 4(d),可见 SWI 可相应地提高了出血病灶的检出率。2 例垂体瘤及 1 例听神经瘤病例在图像上并没有明显表现,这和肿瘤位置靠近颅底,受骨骼伪影影响较多有关。

在本算法中,诸如滤波器窗宽、蒙片加权次数、最小密度投影单元数等皆为可控参数,按照不同的需要将获得大体相似的最终结果。步骤(4)得到的蒙片称为负相位蒙片,其特点为:负相位被线性转换为 0~1 的范围,而正相位全为 1。这样,当蒙片和幅值图像加权时,只特异性地使静脉信号更低,而不会对正相位对应的组织(如大部分脑实质及脑脊液等)产生影响。在步骤(6)的最小密度投影中,并没有采取常用的选取阈值并进行整个容积单层投影的方法,因为 SWI 和常规 MRA 相比另一个显著的优势是可以清晰地显示脑实质,设定阈值无疑会去除这些有用的信息。通过分组投影的方式,不但兼顾了血管的连续性,更保留了组织信息,真正做到对组

织的高分辨率显示。

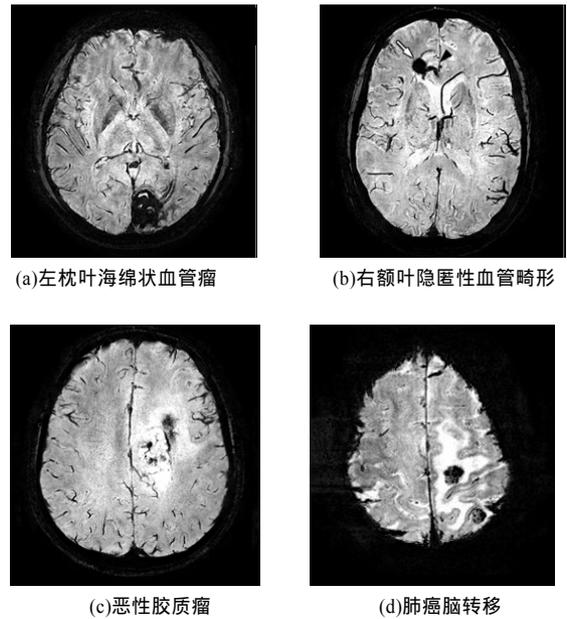


图 4 实验结果

上述仿真的实现基于 Matlab 平台,运算速度较慢,而各种文件格式的相互转换也较为繁琐,因此,有待进一步开发兼容多种图像格式的图形化界面 SWI 后处理软件。

5 结束语

本文提出一种能够将磁共振采集的原始图像转变为 SWI 的后处理算法,解决了相位图像中磁场不均一性伪影的问题,通过采用相位蒙片的方式使相位和幅值图像有效融合,并使用最小密度投影连续显示了分散在各个层面的静脉。仿真结果完整地再现了颅内静脉系统的走行,周围组织也能被保留下来,因此,SWI 可有效应用于临床诊断。

参考文献

- [1] Reichenbach J R, Venkatesan R, Schillinger D J, 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] Sehgal V, Delproposito Z, Haddar D, et al. Susceptibility Weighted Imaging to Visualize Blood Products and Improve Tumor Contrast in the Study of Brain Masses[J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 2006, 24(1): 41-51.
- [3] Sehgal V, Delproposito Z, Haacke E M, et al. Clinical Applications of Neuroimaging with Susceptibility Weighted Imaging[J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 2005, 22(4): 439-450.
- [4] Haacke E M, Xu Yingbiao, Cheng Y N, et al. Susceptibility Weighted Imaging(SWI)[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2004, 52(3): 612-618.
- [5] Rauscher A, Sedlacik J, Barth M, et al. Magnetic Susceptibility-weighted MR Phase Imaging of the Human Brain[J]. American Journal of Neuroradiology, 2005, 26(4): 736-742.