

MR 磁敏感成像技术的原理及其在脑部疾病的应用

朱文珍, 王承缘, 夏黎明, 漆剑频

【中图分类号】R742; R445.2 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2009)09-0967-04

磁敏感成像技术是近几年发展起来的 MR 新技术, 是一项可以反映组织磁敏感属性的新的对比度增强技术, 提供了 T_1 WI、 T_2 WI、质子密度以及扩散程度之外的另一种对比度, 包含脂肪、铁、钙、去氧血红蛋白等物质的组织磁敏感属性与邻近的背景组织明显不同, 在幅度图像的后处理中使用相位蒙掩 (phase mask) 技术提高幅度图像的相位对比, 从而提高对引起磁敏感效应的物质的显示, 因此称为磁敏感成像。该技术最早由美国磁共振物理及放射学专家 E. Mark Haacke 教授发明, 在 Siemens 机型称为磁敏感加权成像 (susceptibility weighted imaging, SWI)^[1], GE 机型称为重 T_2^* 加权血管成像 (T_2^* weighted angiography, SWAN), 现在该技术已被广泛运用到中枢神经系统病变的临床诊断与应用研究中。

SWI 的基本原理^[1-4]

SWI 通过磁敏感加权技术区分不同物质间的磁敏感属性

的差异性, 使磁敏感效应较强的物质与周围组织产生相位对比增强。SWI 扫描的原始数据有两套, 同时得到幅度图像 (magnitude image) 和相位图像 (phase image)。首先对原始相位图像进行高通滤波, 先在原始的 K 空间数据上施加一个中心矩阵为 64×64 的低通滤波器, 用原始图像除以 (复数除法) 滤波后的 K 空间数据产生的图像, 便得到校正相位图 (corrected phase image), 从而去除原始相位图像中由于磁场不均匀所产生的影响。

相位蒙掩 (phase mask) 及负相位加权处理^[4]: 校正相位图可用于创建相位蒙掩, 进而抑制具有一定相位值的体素。当兴趣区为负相位时, 相位蒙掩生成公式 (1) 为^[1]:

$$f(x) = \frac{\varphi(x) + \pi}{\pi} \quad (1)$$

$\varphi(x)$ 为兴趣区的相位。从公式可以看出, 相位值为 $-\pi$ 的体素将被完全抑制, 而相位值为 $-\pi$ 至 0 之间的体素将被部分抑制。相位蒙掩的相位加权值为 0 到 1 之间, 称为负向相位蒙

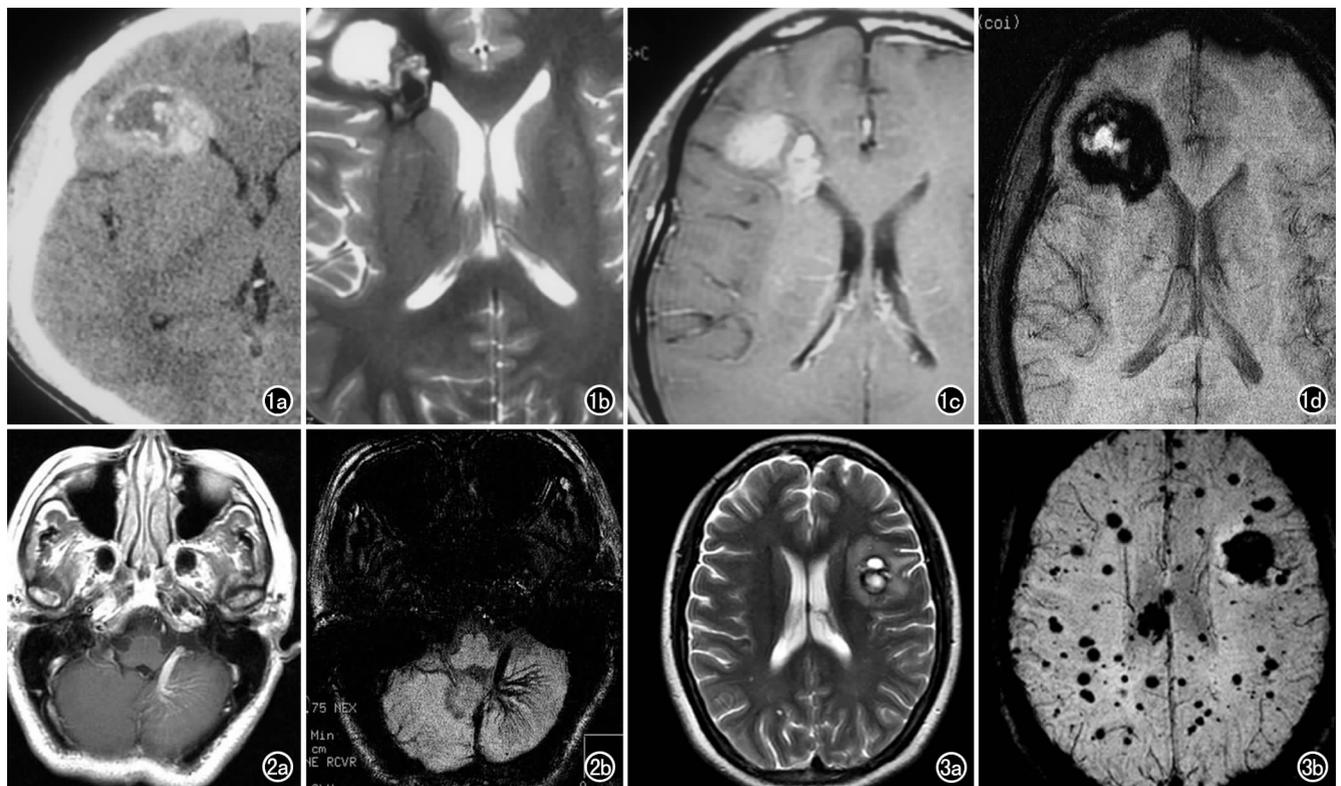


图1 右侧额叶海绵状血管瘤。a) CT 平扫图像; b) T_2 WI 图像; c) T_1 WI 增强图像; d) SWAN 图像能更好地显示海绵状血管瘤的成份, 瘤体呈高信号, 出血呈低信号。图2 静脉血管畸形。a) T_1 WI 增强图像; b) SWAN 图像较增强 T_1 WI 显示更多更细的髓静脉向引流静脉集中。图3 毛细血管扩张症。a) T_2 WI 仅见左额叶病灶; b) SWAN 能清晰显示双侧大脑弥漫性出血灶。

作者单位: 430030 武汉, 华中科技大学同济医学院附属同济医院放射科

作者简介: 朱文珍 (1969-), 女, 湖北孝感人, 博士, 主任医师, 主要从事中枢神经系统 MR 功能成像和分子影像学研究。

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (30570531); 国家自然科学基金资助项目 (30870702); 863 项目子课题 2006AA02Z4A1

掩。当兴趣区为正相位时,相位蒙掩生成公式(2)为^[1]:

$$g(x) = \frac{\pi - \varphi(x)}{\pi} \quad (2)$$

相位蒙掩的相位加权值与负相位蒙掩相反,称之为正向相位蒙掩。

在滤波后的校正相位图中,动脉血氧合血红蛋白、钙化等抗磁性物质无不成对电子,表现为抗磁性效应的正相位,校正相位图呈高信号。而静脉去氧血红蛋白、铁蛋白等顺磁性物质有多个不成对电子,表现为顺磁性效应的负相位,校正相位图呈显著低信号^[5]。无论顺磁性还是抗磁性物质,只要能改变局部磁场,导致周围空间相位的改变,就能产生信号的去相位,造成 T_2^* 信号减低。

将原始幅度图像中的每个像素与对应的相位加权值进行多次相乘,顺磁性物质产生的信号将被大幅度抑制,抗磁性物质产生的信号将被大幅度增强,从而将静脉从原始图像分离出来,此方法称为负相位加权。实验证实相乘4次,对比噪声比最大^[6]。

三维成像及最小信号强度投影(MinIP):采用高分辨力三维梯度回波序列薄层扫描,三个方向应用流动补偿技术。由于静脉血管表现为显著的低信号,而且层面厚度很薄,只有通过三维 MinIP 显示才能显示完整的静脉血管形状。最后的效果

是使用显著的相位对比来增强幅度图像的对比噪声比。

SWI 的定量分析

SWI 相位图可定量分析物质的磁敏感效应引起的相位位移改变,从而间接测量该物质的相对含量。相位角 Φ 反映相位位移, Φ 与引起磁敏感效应的物质浓度 C_i 的关系^[1]:

$$\Phi = \gamma \cdot \Delta B_0 \cdot TE \quad (3)$$

$$\Delta B_0 = C_i \cdot \chi_c \cdot B_0 \quad (4)$$

SWI 通过相位角 Φ 反映相位位移的变化,可见相位位移与某兴趣区内引起磁敏感效应的物质浓度成正比。相对定量组织中的铁蛋白含量,定量分析铁蛋白含量对脑变性疾病的早期诊断和监测治疗具有重要价值^[8]。

SWI 的临床运用

1. 在脑血管性病变的应用

3D-TOF 和 PC 法血管成像 MRA 对显示流速高的大血管具有较大的优势,但对小静脉畸形、毛细血管扩张症、海绵状血管瘤等显示较差,对流速缓慢的、多方向、不规则走行的小血管病变则遇到较大的挑战。SWI 对这种小血管的显示具有无可比拟的优势,尤其对低流速、多方向、不规则的畸形小静脉的显示较好,小静脉或毛细血管中去氧血红蛋白是顺磁性的,在 SWI

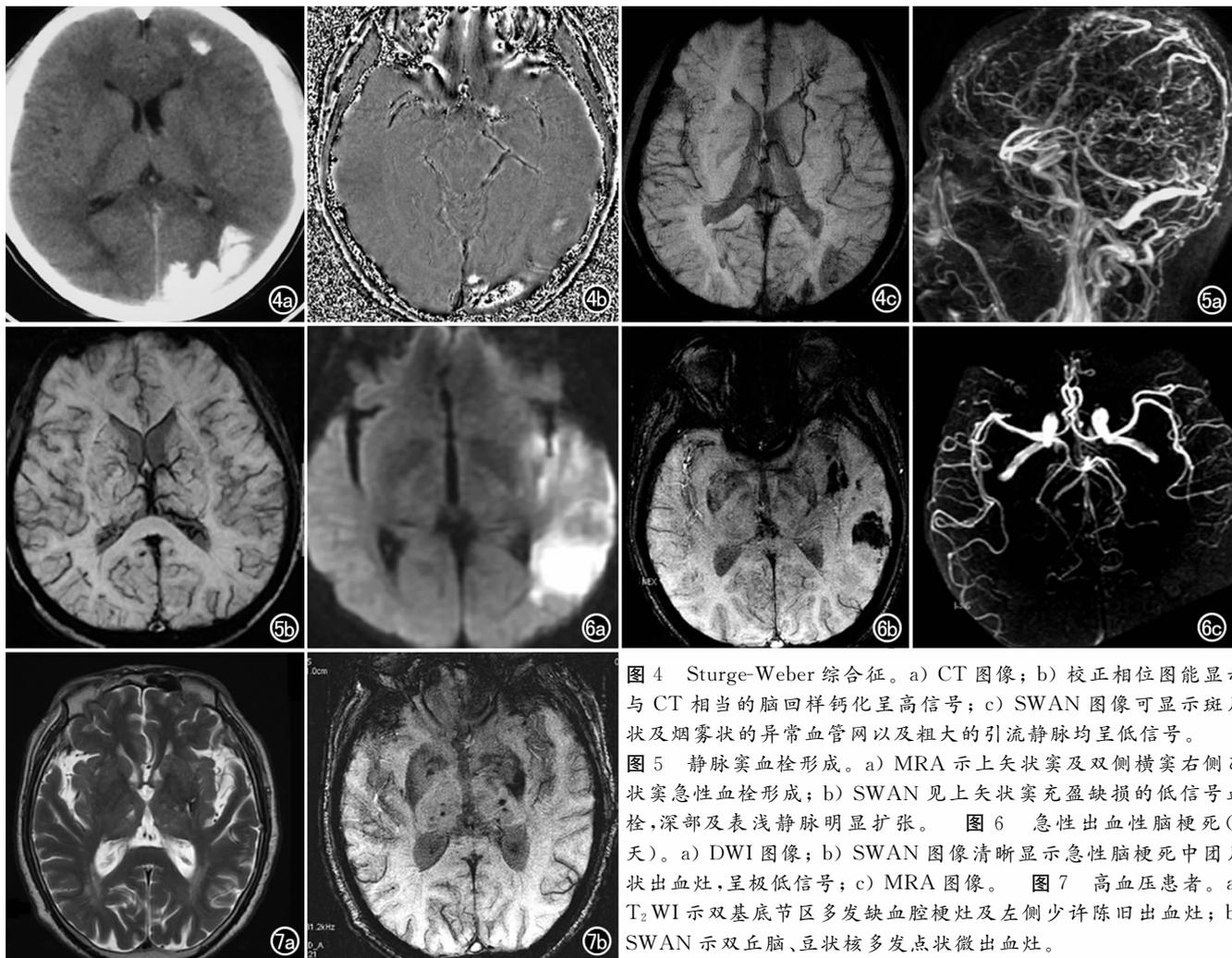


图4 Sturge-Weber 综合征。a) CT 图像; b) 校正相位图能显示与 CT 相当的脑回样钙化呈高信号; c) SWAN 图像可显示斑片状及烟雾状的异常血管网以及粗大的引流静脉均呈低信号。

图5 静脉窦血栓形成。a) MRA 示上矢状窦及双侧横窦右侧乙状窦急性血栓形成; b) SWAN 见上矢状窦充盈缺损的低信号血栓,深部及表浅静脉明显扩张。图6 急性出血性脑梗死(6天)。a) DWI 图像; b) SWAN 图像清晰显示急性脑梗死中团片状出血灶,呈极低信号; c) MRA 图像。图7 高血压患者。a) T_2 WI 示双基底节区多发缺血腔梗灶及左侧少许陈旧性出血灶; b) SWAN 示双丘脑、豆状核多发点状微出血灶。

上呈明显的低信号,与周围背景组织形成清晰对比。SWI的成像特点,弥补了MRA及MRV对慢流速的小血管的显示的不足,被临床广泛运用于静脉血管畸形、海绵状血管瘤、小动静脉畸形、Sturge-Weber综合征、毛细血管扩张症等^[9-13]。

海绵状血管瘤(cavernoma):海绵状血管瘤在常规T₂WI显示具有特征性的含铁血黄素沉着环,而SWI较T₂WI能发现更多血管瘤及细小出血灶,并显示瘤体呈不均匀高信号,病灶内信号不均,在校正相位图上,可区分出血的低信号和血栓钙化的高信号(图1)。

静脉血管畸形(venous angioma):SWI显示病变呈蜘蛛样改变,并显示丛状细如发丝的髓静脉,呈明显的低信号,与周围背景组织形成清晰的对比,较增强MRI及MRA发现更多的髓静脉向粗大的引流静脉集中(图2)。

小动静脉畸形(arterio-venous malformation, AVM):通常MRA能很好地显示AVM病灶,但在AVM合并血栓形成时就很难完整显示其引流静脉,SWI不仅能显示供血动脉呈较高信号,还能显示畸形血管团和引流静脉及出血呈低信号,而且显示的引流静脉较MRA和增强扫描要多而且清晰。

毛细血管扩张症:脑内毛细血管扩张症病理上表现为异常扩张的毛细血管网内有神经组织,DSA检查常为阴性多,MRA无明显异常,MRI常表现为无明显异常或多发局灶性短T₂出

血信号。SWI能清晰显示弥漫性大小不等的出血灶,较常规序列发现更多的病灶(图3)。

Sturge-Weber综合征:SWI能显示大脑皮层的钙化及脑表面和深部异常血管,较CT及MRI提供更多的信息。校正相位图上钙化呈高信号,MinIP图可见斑片状及烟雾状低信号,为异常血管网所致(图4)。

静脉窦血栓形成:SWI显示静脉窦血栓形成后血栓呈低信号(图5),深部引流静脉及脑表面静脉网广泛增粗扩张迂曲,并能发现早期出血灶。

急性脑梗死并发出血:出血性脑梗死与非出血性脑梗死的临床治疗方案是不同的,发现早期梗死灶内的早期出血,指导临床治疗有重要意义。SWI较T₂WI及T₂*WI能更清楚显示急性梗死灶内出血灶大小、数目。SWI陈旧性梗死灶内大小不等的片状及团状极低信号,提示病变曾经出血,出血灶在SWI图像上呈明显负相位低信号,比常规MRI/T₂WI更明显,范围更大(图6)。

高血压脑部微血管病变:高血压病常引起脑部微血管的病变,在脑内基底节区及皮层下出现多发微小出血灶,在常规CT、MRI很难显示,SWI能清楚地显示基底节区及皮层下多发低信号的微小出血灶的分布部位、形态、大小和数目(图7)。

新生儿缺血缺氧性脑病:患者常常可见皮层下及侧脑室周

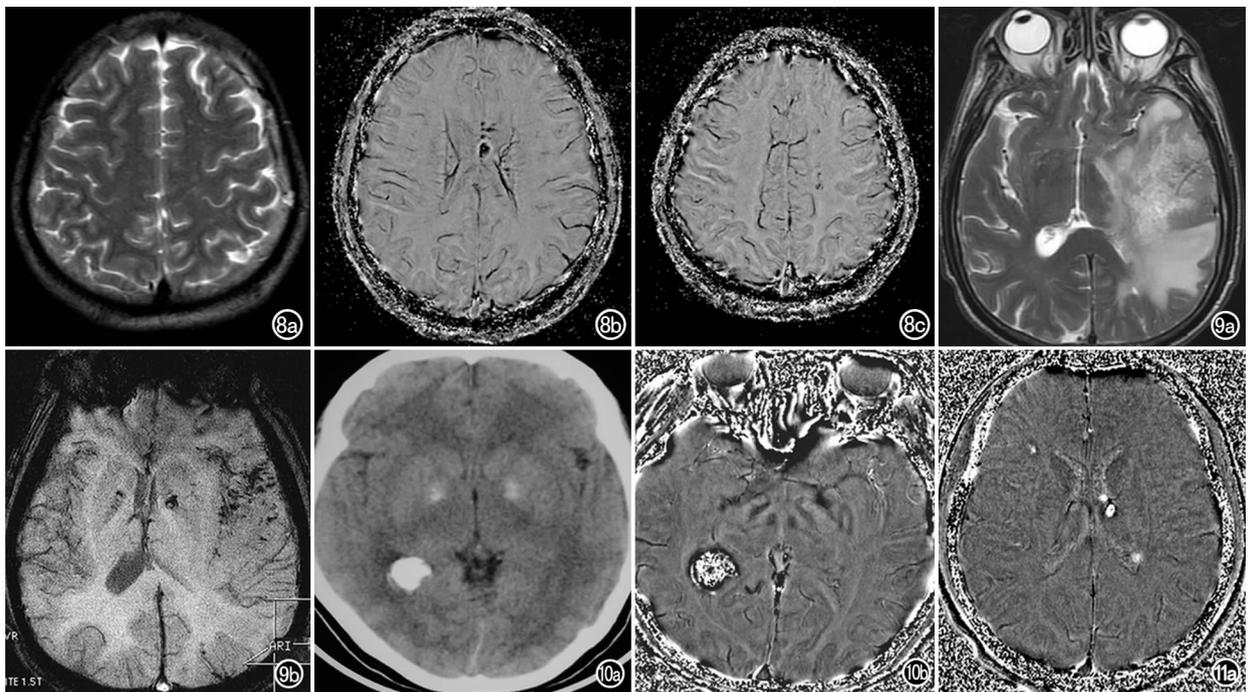


图8 脑外伤弥漫性轴索损伤。a) T₂WI示左侧半卵圆中心少许高信号灶; b、c) SWAN示左侧半卵圆中心及扣带回多发大小不等低信号出血灶。图9 胶质瘤。a) T₂WI示左颞顶叶肿瘤; b) SWAN显示肿瘤血管和出血。图10 肿瘤钙化。a) CT图像; b) SWAN校正相位图显示肿瘤钙化呈高信号。图11 结节性硬化。a) SWAN校正相位图显示多发钙化结节呈高信号,与CT相当; b) CT图像。

围局灶性出血灶,此外还可发生脑室内出血、蛛网膜下腔出血、硬膜下出血等,SWI对显示颅脑内出血较常规 T₁WI、T₂WI 更敏感。

2. 脑外伤的应用

脑外伤颅内出血的影像学诊断对临床具有重要价值,大的血肿 CT、MRI 都能很好的显示,但对于弥漫性轴索损伤,灰白质交界处的多发小出血灶 CT、常规 MRI 难以显示,SWI 能清楚地显示弥漫性轴索损伤微出血,表现为白质内或灰白质交界处的多发低信号小出血灶并能显示脑挫伤出血(图 8),为临床早期诊断和治疗提供了重要依据^[9]。

3. 在脑肿瘤的应用

增强 MRI 对肿瘤的显示和肿瘤的强化程度有较好效果,但不同肿瘤具有不同的影像特征,如胶质母细胞瘤、转移瘤、黑色素瘤等易出血坏死,有的肿瘤级别越高,出血坏死就越重;而脑膜瘤、少突胶质瘤等易钙化,血管母细胞瘤常有肿瘤血管和出血、囊变,SWI 能清晰显示肿瘤的内部静脉血管和出血、钙化等重要信息^[11-13],对肿瘤的定位诊断和分期分级有重要帮助,对恶性肿瘤血管形成进行量化评估(图 9)。

4. 脑铁沉积与神经变性疾病的应用^[14]

目前认为脑组织铁沉积的异常增多是神经变性疾病神经元死亡的重要原因之一,铁沉积的异常增加可启动氧化应激反应和大量自由基生成,继而引起细胞凋亡。病理研究证明 Alzheimer 病(AD)患者脑内某些特定部位如海马、皮层及基底节的铁沉积量明显增多,而且免疫组化研究进一步证实了 A β 斑块、神经原纤维缠结以及神经元内有较多的铁蛋白沉积。脑铁的沉积以磁铁矿和铁蛋白为主,均为超顺磁性物质,引起负向相位位移,在校正相位图呈显著低信号。笔者采用磁敏感技术从活体证实了 AD 患者的海马、顶叶皮层、尾状核、壳核、小脑齿状核中铁浓度明显增加,铁沉积量明显增多,并且与痴呆的严重程度呈正相关关系,痴呆程度越重,铁沉积越多。而额叶白质、丘脑、红核及黑质的铁浓度无明显变化。同时采用该技术对 Parkinson disease 的研究发现,患者的红核、黑质以及豆状核区域的铁沉积量明显增加,与年龄及性别相匹配的对照组之间存在显著的统计学差异。SWI 对神经变性疾病脑组织铁蛋白沉积的定量研究对揭示神经变性疾病病因及监测病理转化、协助早期诊断和监测治疗效果有重要价值。

5. SWI 对钙化灶的显示^[15]

SWI 对钙化灶的显示非常敏感,由于钙化无不成对电子,为抗磁性物质表现,引起正向相位位移,在校正相位图呈显著高信号,借此可与出血、铁沉积等顺磁性物质相区别,弥补了常规 MRI 对钙化的显示不足。我们研究中发现 SWI 校正相位图对颅内钙化显示的敏感性高达 98.2%,与 CT 相比无显著性差异。本技术将为肿瘤钙化(图 10)、结节性硬化(图 11)、家族性特发性脑血管亚铁钙沉着症(Fahr's disease)、Sturge-Weber syndrome、感染性肉芽肿钙化等多种含有钙化的病变的诊断提供重要信息。同时钙化和出血在校正相位图上的信号相反,可用来对脑钙化和出血进行鉴别,对顺磁性物质和抗磁性物质的沉积进行鉴别诊断。

6. 小结

SWI 在脑血管性病、微出血的检出、脑外伤、脑肿瘤、HIE、神经变性疾病以及含有钙化的病变等具有重要的应用价值,相信随着高端 MR 的发展,其临床应用价值会得到更大的拓展。

参考文献:

- [1] Haacke EM, Xu Y, Cheng YC, et al. Susceptibility Weighted Imaging (SWI)[J]. Magn Reson Med, 2004, 52(3): 612-618.
- [2] Sehgal V, Delproposto Z, Haacke EM, et al. Clinical Applications of Neuroimaging with Susceptibility-weighted Imaging[J]. J Magn Reson Imaging, 2005, 22(4): 439-450.
- [3] 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.
- [4] Rauscher A, Sedlacik J, Barth M, et al. Magnetic Susceptibility-weighted MR Phase Imaging of the Human Brain [J]. AJNR, 2005, 26(4): 736-742.
- [5] Gomori JM, Grossman RI, Yu-IP C, et al. NMR Relaxation Times of Blood; Dependence on Field Strength, Oxidation State, and Cell Integrity[J]. J Comput Assist Tomogr, 1987, 11(4): 684-690.
- [6] Xu Y, Haacke EM. The Role of Voxel Aspect Ratio in Determining Apparent Vascular Phase Behavior in Susceptibility Weighted Imaging[J]. Magn Reson Imaging, 2006, 24(2): 155-160.
- [7] Barbikian T, Freier MC, Tong KA, et al. Susceptibility Weighted Imaging: Neuropsychologic Outcome and Pediatric Head Injury [J]. Pediatric Neurol, 2005, 33(3): 184-194.
- [8] Bartzokis G, Sultzer D, Cummings J, et al. In Vivo Evaluation of Brain Iron in Alzheimer Disease Using Magnetic Resonance Imaging[J]. Arch Gen Psychiatry, 2000, 57(1): 47-53.
- [9] Ogawa S, Lee TM. Magnetic Resonance Imaging of Blood Vessels at High Fields; in Vivo and in Vitro Measurements and Image Simulation[J]. Magn Reson Med, 1990, 16(1): 9-18.
- [10] Medana IM, Esiri MM. Axonal Damage; a Key Predictor of Outcome in Human CNS Diseases[J]. Brain, 2003, 126(3): 515-530.
- [11] Cha S, Knopp EA, Johnson G, et al. Intracranial Mass Lesions; Dynamic Contrast-enhanced Susceptibility-weighted Echo-planar Perfusion MR Imaging[J]. Radiology, 2002, 223(1): 11-29.
- [12] Essig MM, Reichenbach Kaiser WA, et al. High Resolution MR-venography of Cerebral Arteriovenous Malformations[J]. Radiology, 2001, 41(3): 288-295.
- [13] 朱文珍, 漆剑频, 王承缘, 等. MR 磁敏感成像在脑部血管性病中的应用[J]. 中华放射学杂志, 2006, 41(10): 1040-1044.
- [14] Bartzokis G, Tishler TA, Shin IS, et al. Brain Ferritin Iron as a Risk Factor for Age at Onset in Neurodegenerative Diseases[J]. Ann NY Acad Sci, 2004, 1012(3): 224-236.
- [15] Zhu Wenzhen, Qi Jianpin, Zhan Chuanjia, et al. Magnetic Resonance Susceptibility Weighted Imaging (SWI) in Detecting Intracranial Calcification and Hemorrhage[J]. Chin Med J, 2008, 121(20): 2021-2025.