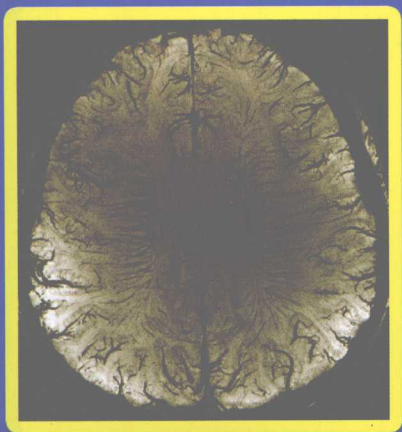




SWI

Susceptibility Weighted Imaging

脑磁敏感加权成像 原理与临床应用

主编 戴景儒 戴世鹏 庞军

天津科学技术出版社

脑磁敏感加权成像原理与临床应用

主编 戴景儒 戴世鹏 庞军

天津科学技术出版社

内 容 简 介

磁敏感加权成像(susceptibility weighted imaging,SWI)是一个新近发展起来的 MR 成像技术。实质上,SWI 是一个三维采集,完全流动补偿的,高分辨力的,薄层重建的梯度回波序列,它所形成的影像对比有别于传统的 T_1 加权像、 T_2 加权像及质子加权像,可充分显示组织之间内在的磁敏感特性的差别。SWI 可以获得强度图、相位图,通过后处理获得磁敏感加权图像,对脑内细小静脉和出血非常敏感。SWI 能够提供比常规 MRI 更加详细的信息,本书主要介绍敏感加权成像的基本原理及其在显示脑静脉解剖结构、隐匿性血管疾病、脑部损伤、出血、肿瘤以及神经变性疾病等方面的临床应用。本书还涉及本专业领域中一些前沿的临床科研应用成果。书中筛选的病例均经过临床或病理证实,既有常见的典型病例,也有少见的特殊病例。本书内容新颖,技术前沿,图文并茂,具有很强的临床实用性。

图书在版编目(CIP)数据

脑磁敏感加权成像原理与临床应用/戴景儒,戴世鹏,庞军主编. —天津:天津科学技术出版社,2009.5
ISBN 978-7-5308-5014-5

I. 脑… II. ①戴…②戴…③庞… III. 脑—磁共振成像
IV. R742.04

中国版本图书馆CIP 数据核字(2009)第 057509 号

责任编辑:王 绚

责任印制:王 莹

天津科学技术出版社出版

出版人:胡振泰

天津市西康路 35 号 邮编:300051

电话:(022)23332396(编辑室) 23332393(发行部)

网址:www.tjkjcs.com.cn

新华书店经销

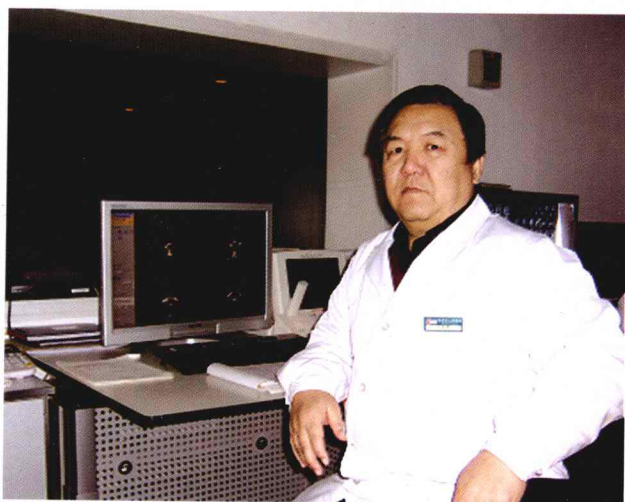
天津新华印刷三厂印刷

开本 787×1092 1/16 印张 10.25 字数 200 000

2009 年 5 月第 1 版第 1 次印刷

定价:55.00 元

戴景儒简介



戴景儒，男，1954 年出生，河北沧州人，现为沧州市医学影像中心主任、沧州市人民医院医学影像中心主任，主任医师，沧州医学高等专科学校教授，毕业于山东医科大学医疗系，现任河北省医学会放射学分会常务委员、医院管理河北省放射功能学会常务委

员、中国癌症协会河北省放射功能分会常委、沧州市医学会放射学分会主任委员。

多年来一直从事临床医疗、科研、教学工作，熟悉本专业发展的动态及前沿，有创新的学术思维及较深的学术造诣，在沧州市和河北省内医学影像学界有非常高的知名度，曾被评为“河北省青年科技创业奖”“河北省优秀科技工作者”“沧州市管专业技术拔尖人才”。获“河北省科技进步三等奖”3 项，获“沧州市科技进步二等奖”11 项，在国家级医学专业核心期刊发表论文 60 余篇，主持省级科研课题多项，参与主编医学著作 4 部。

工作中注重全面发展，但更擅长中枢神经系统、胸部疾病和骨关节疾病、腹部疾病的影像学诊断及介入治疗，为国内早期从事磁共振诊断及研究

主要学术兼职有:1.河北省科技成果评审鉴定专家库成员;2.河北省医疗事故鉴定委员会专家库成员;3.《中国临床实用医学杂志》编委;4.《中华医学大典》副主编;5.《中华临床医学集成》副主编;6.《腹部影像诊断读片精粹》编者。

编者名单

主 编：

戴景儒 戴世鹏 庞 军

副主编：

王书川	王希华	王玉香	王凯利	王 慧	代丽茹
代立梅	冯景茂	关敬尧	李 明	刘艳平	刘立海
刘守礼	米玉霞	肖 平	宋 欣	张广玉	张兆福
黄 捷	韩翠萍	蒋扬清			

编 者：

王书川	王希华	王玉香	王凯利	王 慧	代丽茹
代立梅	冯景茂	关敬尧	李 明	刘艳平	刘立海
刘守礼	米玉霞	肖 平	宋 欣	张广玉	张兆福
庞 军	黄 捷	韩翠萍	蒋扬清	戴景儒	戴世鹏

序

磁敏感性加权成像是一个较新的 MRI 成像序列,它利用了体内成分在外磁场中磁化率的不同导致的局部磁场变化,最终使 T_2^* 缩短,信号减低,在 MR 影像上显示以往的成像序列不能或不能很好显示的影像结构。

戴景儒教授长期从事 MRI 的临床工作,在 MRI 的应用,包括磁敏感性加权成像在高场的 MR 设备上的应用方面累积了丰富的经验。MRI 的理论对于很多基层工作的医生和不系统掌握 MRI 理论的医生,包括临床医生,在理解上是有一定难度的。本书刻意简化磁敏感性加权成像的理论,而以深入浅出的、更为“通俗易懂”的方式介绍了这一技术在中枢神经系统的应用。这对于该项技术的普及应用及更方便地为广大的在临床工作的放射专业和临床学科医师了解和掌握是一本很好的入门书籍,希望广大读者能有共鸣。

第十一届中华放射学会主任委员、北美
放射学会荣誉会员、天津第一中心医院
副院长、影像科主任



2009 年元月廿八日

前 言

磁敏感加权成像(susceptibility weighted imaging,SWI)是近几年来发展起来的 MR 成像新技术。实质上,SWI 是一个三维采集,完全流动补偿的,高分辨力的,薄层重建的梯度回波序列,它所形成的影像对比有别于传统的 T_1 加权像、 T_2 加权像及质子密度加权像,可充分显示组织之间内在的磁敏感特性的差别。SWI 可以获得强度图、相位图,通过后处理获得磁敏感加权图像,对脑内细小静脉和出血非常敏感。SWI 能够提供比常规 MRI 更加详细的信息,从而使临床医师对疾病的认识水平和诊断技术提高到一个新的阶段。SWI 对脑部疾病的诊断优势使其在影像和临床领域同步快速普及,同时,随着相关技术的进展和临床应用的增多,更多的疾病诊断正在分享着 SWI 所带来的好处。然而,由于该技术仍处在推广应用阶段,相当多的影像和临床医师尚缺乏相关的知识,在临床工作中急需一本内容全面、有较高实际应用价值的参考书。为此,我们利用工作之余编写了本书,希望能对 SWI 技术在临床的应用和推广有所帮助。

本书主要介绍了磁敏感加权成像的基本原理及其在显示脑静脉解剖结构、隐匿性血管疾病、脑部损伤、出血、肿瘤以及神经变性疾病等方面的临床应用。本书还涉及本专业领域中一些前沿的临床科研应用成果。书中筛选的病例均经过临床或病理证实,既有常见的典型病例,也有少见的特殊病例。为了帮助读者加深理解,提高本书的临床实用性,笔者从大量病例中选配了 200 多幅影像图片,虽然理论性文字不多,但言简意赅,可读性强,具有很强

的临床实用性。本书可作为影像科医师和神经科医师的临床参考书,也可供相关专科临床医师、医学生、研究生及本专业研究人员参考使用。

由于水平有限,书中错误和不足之处恳请同道和专家批评指正。

戴景儒

2009年2月12日

目 录

第 1 章	磁敏感加权成像的基本原理·····	1
第 2 章	脑 SWI 技术选择的注意事项·····	7
第 3 章	正常脑 SWI 表现·····	9
第 4 章	SWI 对脑创伤诊断的临床应用·····	27
第 5 章	SWI 对毛细血管扩张症诊断的临床应用·····	35
第 6 章	SWI 对发育性静脉畸形诊断的临床应用·····	45
第 7 章	SWI 对海绵状血管瘤诊断的临床应用·····	53
第 8 章	SWI 对动静脉畸形诊断的临床应用·····	71
第 9 章	SWI 对 Sturge-Weber 综合征诊断的临床应用·····	77
第 10 章	SWI 对脑梗死伴发出血诊断的临床应用·····	85
第 11 章	SWI 对多发小灶性脑出血诊断的临床应用·····	95
第 12 章	SWI 对静脉窦血栓形成诊断的临床应用·····	103
第 13 章	SWI 对退行性神经变性病诊断的临床应用·····	107
第 14 章	SWI 对脑肿瘤诊断的临床应用·····	113
第 15 章	SWI 对儿科疾病的临床应用·····	123
参考文献	·····	137
英中文名词对照	·····	147

第 1 章 磁敏感加权成像的基本原理

磁敏感加权成像(susceptibility weighted imaging,SWI)是一个新近发展起来的 MR 成像技术。实质上,SWI 是一个三维采集,完全流动补偿的,高分辨力的,薄层重建的梯度回波序列,它所形成的影像对比有别于传统的 T_1 加权像、 T_2 加权像及质子加权像,可充分显示组织之间内在的磁敏感特性的差别,如显示静脉血、出血(红细胞不同时期的降解成分)、铁离子等的沉积等。目前主要应用于中枢神经系统。

与传统的梯度回波采集技术不同,SWI 运用了分别采集强度数据(magnitude data)和相位数据(phase data)的方式,并在此基础上进行数据的后处理,可将处理后的相位信息叠加到强度信息上,更加强调组织间的磁敏感性差异,形成最终的 SWI 图像。

1. 与 SWI 相关的组织磁敏感性特点 物质的磁敏感性是物质的基本特性之一,可用磁化率表示,磁化率越大,物质的磁敏感性越大。某种物质的磁化率是指该物质进入外磁场后的磁化强度与外磁场的比率。反磁性物质的磁化率为负值,顺磁性物质的磁化率为正值,但一般较低,铁磁性物质的磁化率为正值,比较高。

(1) 血红蛋白及其降解产物的磁敏感性 血液以其氧合程度的不同,表现出不同的磁特性,完全氧饱和的血液呈反磁性,而静脉血呈顺磁性,这与

血红蛋白的结构有关。血红蛋白是血氧的主要携带者,由四个蛋白亚单位(球蛋白)组成,每一个蛋白亚单位内含一个亚铁(Fe^{2+})血红素分子,周围环以卟啉环。当 Fe^{2+} 与氧结合时,没有不成对的电子存在,因此氧合血红蛋白为反磁性;当氧从血红蛋白上解离形成去氧血红蛋白(deoxyhemoglobin)时,其分子构象发生变化,周围的水分子无法接近亚铁原子,因此去氧血红蛋白带有 4 个不成对的电子,表现为顺磁性;血红蛋白的第三种状态是正铁血红蛋白(methemoglobin),为去氧血红蛋白进一步氧化成 Fe^{3+} 时形成的,含 5 个不成对的电子,正铁血红蛋白的分子构象进一步变化,水分子可以与血红素的铁原子相互作用,形成蛋白-电子双偶极子-双偶极子作用,正铁血红蛋白具有较强的顺磁性,其磁敏感性较弱,主要缩短 T_1 弛豫时间,在 T_1 加权像上显示明显;血红蛋白降解的最后产物是含铁血黄素(hemosiderin),具有高度顺磁性。在血红蛋白的四种状态中,以去氧血红蛋白和含铁血黄素表现的磁敏感性较强。

(2) 非血红蛋白铁及钙化的磁敏感性 组织中另一个能引起明显磁敏感性改变的来源是非血红素铁。铁在体内不同的代谢过程中可以有不同的表现形式,以铁蛋白(ferritin)常见,为高顺磁性。正常人随着年龄的增长,铁在脑内的沉积增加,但在某些神经变性疾病中,如帕金森病、亨廷顿病及阿尔茨海默病等,铁的异常沉积被认为与疾病的病理机制有关。

无论是顺磁性还是反磁性的物质,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^* 减小。去相位的结果不取决于物质是顺磁性还是反磁性,而取决于物质在一个组织内能多大程度地改变磁场。如钙在脑内的结合状态是弱反磁性物质,但大多数情况下它可以产生局部磁场,导致信号去相位,造成 T_2^* 缩短,信号减低。

(3) SWI 的影像对比 文献报道在吸入空气、纯氧及碳合气(95% O_2 , 5% CO_2)时,SWI 上小血管与周围组织结构之间的影像对比明显不同。吸入碳合气时,脑血管扩张,血液灌注增加,因此增加了静脉血的氧合程度,去氧血红蛋白量相对减少,因此其所造成的血管内外之间的相位位移(phase

shift)变小,在 SWI 上显示小静脉与周围组织结构之间的对比明显降低,小血管显示不清。而非血红素铁在基底节的沉积与外源性对比剂无关,信号强度没有明显变化;吸入纯氧时导致脑血管收缩,血液灌注减少,静脉血中的去氧血红蛋白略有减少,SWI 上显示的静脉与周围组织结构之间的对比略有下降,与吸入空气时的 SWI 影像对比相似。该研究表明 SWI 上小血管与周围组织间的影像对比主要与血中去氧血红蛋白的含量相关,去氧血红蛋白含量越高,血氧水平越低,相位变化越大,影像对比越好。说明 SWI 主要反映组织间磁敏感性的差异。

顺磁性去氧化静脉血导致磁场不均匀的原因主要有两条:①缩短血液的 T_2^* ;②增加血管与周围结构的相位变化。这两个效应共同形成血氧水平依赖(blood oxygen level dependent,BOLD)成像的基础。研究表明 SWI 的影像对比主要是反映小血管中的 BOLD 效应,而受脑血流变化的影响较小。因此有学者认为 SWI 可应用于反映脑功能定位的 fMRI 研究中,可以提高 BOLD 效应的显示。

2. SWI 序列的采集处理及参数设置 SWI 采用三维采集,空间分辨力明显提高;选择薄层采集,明显降低了背景场 T_2^* 噪声的影响;在所有方向上进行了完全的流动补偿,去除小动脉的影响。在采集原始数据时,将强度的数据与相位的数据分开重新排列,采集结束时可得到两组图像,即强度图像和相位图像。此时可在工作站上进行数据的进一步后处理,对相位数据进行高通(High-pass)滤波,中心矩阵常选择 64×64 ,或 32×32 ,形成校正的相位图像,用校正的相位图像作为相位加权因子,亦称为相位蒙片(phase mask),叠加在强度数据上(如进行 4 次加权),形成最终的 SWI 图像,更加强调组织间的磁敏感性差异,如图 1-1。

我们知道,外磁场越大,磁化率伪影越重,同样 SWI 所形成的对比也是场强依赖性的。目前,SWI 可在 1.5T 及 3.0T 的磁共振成像系统上实现。3.0T 上所获得的 SWI 的对比好于 1.5T。由于外磁场强度的不同,SWI 在 1.5T 与 3.0T 上所选用的成像参数有所不同。在 1.5T 磁共振成像系统上,为强调组

组织间的 T_2^* 对比,TE 要选择到 30 ~ 50ms,而在 3.0T 上,由于其信噪比和磁敏感效应的增强,TE 时间可以缩短到 10 ~ 20ms,这样采集时间可以缩短,图像的信噪比也会提高。SWI 本质上还是梯度回波序列,其 TR 及 TE 值的选择会影响最终影像的 T_1 或 T_2 权重。选择短 TE 时,会有组织间的 T_1 对比参与形成影像的对比,如脑脊液信号降低,但图像的信噪比较好,成像时间也相应较短;而选择相对长 TE 时,影像的 T_2^* 对比好,脑脊液信号及软化灶的信号升高,影像更好地反映组织间的磁敏感性差异,但采集时间延长,且易受运动影响,信噪比降低。因此,需要根据不同的成像目的具体调整成像参数。一些设备的 SWI 推荐参数请见表 1-1,不同厂家之间在 SWI 的成像参数上没有明显差别。

SWI 还可进行定量分析,在其校正的相位图像上,可以进行相位位移 (phase shift) 值的测量,该值与组织的磁敏感性成正比。

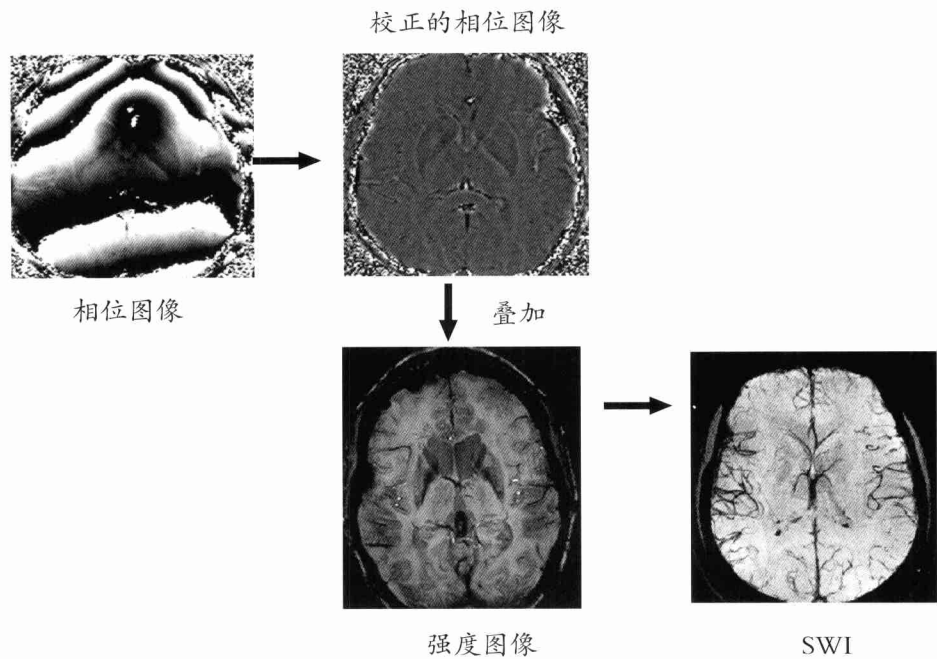


图 1-1 SWI 图像数据采集处理步骤

将校正的相位图像作为相位加权因子叠加在强度图像上,形成最终的 SWI 图像。

表 1-1 不同场强及厂家磁共振设备中 SWI 的推荐参数

设备	飞利浦 3T	西门子 1.5T	西门子 3T	GE 1.5T	GE 3T
序列	VEN-BOLD	3D FLASH	3D FLASH	3D SPGR	3D SPGR
层厚	1mm	2mm	1 ~ 2mm	2mm	1 ~ 2mm
TR/TE(ms)	10/6.9	48/40	28/20	40/31	(33 ~ 41)/(20 ~ 30)
偏转角(°)	20	20	15	20	15
矩阵	256 × 203	256 × 512	384 × 448	384 × 448	384 × 448
带宽	57/pixel	78/pixel	120/pixel	70/pixel	56/pixel

第 2 章 脑 SWI 技术选择的注意事项

1. 设备的选择 由于 SWI 为场强依赖性技术,外加静磁场越高的磁敏感成像设备,理论上 SWI 的信噪比和分辨力越好。目前临床上 SWI 只能在 1.5T 及其以上设备上实现,且需要有特殊的软件支持,包括序列的设计和后处理软件。

2. 线圈的选择 正交头线圈及多通道相控阵线圈均可用于 SWI,相应的后处理算法有所不同。与正交头线圈采集相比,采集相同层厚及范围的 SWI,多通道相控阵线圈获得的数据量大,图像后处理所需时间长。

3. 受检者的情况 与常规头部 MRI 检查要求一致,患者在成像过程中要保持头部不动。患者头部的金属异物会严重影响图像质量,造成图像扭曲变形。

4. 成像方位与相位编码方向 采用横断面采集,可选择矩形 FOV 或正方形 FOV。相位编码方向一般选择左右方向。由于 SWI 为三维采集,可以进行最小密度投影(minimum intensity projection,mIP)重建以显示脑部整体的小静脉情况,如图 2-1 所示。

5. 层厚及范围的选择 在神经核团的结构观察上,应首先考虑更好的空间分辨力,可选择更薄的层厚(如选择 1~1.5mm 层厚),其他病变的检出均应更多地考虑充分的覆盖范围,因此,在层厚与层数及采集时间上需要具