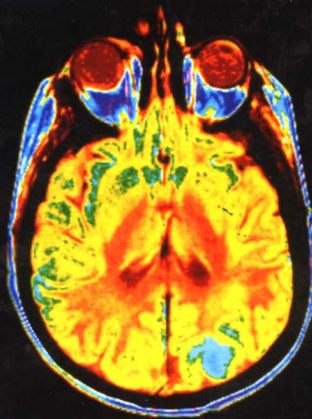


●医学影像前沿系列

脑与脊髓

磁共振扩散成像

NAO YU JISUI
CIGONGZHEN
KUOSAN CHENGXIANG



张劲松 宦 怡 编著

 人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

脑与脊髓磁共振扩散成像

NAO YU JISUI CIGONGZHEN KUOSAN CHENGXIANG

张劲松 宦 怡 编著



人民军医出版社

People's Military Medical Press

北 京

图书在版编目(CIP)数据

脑与脊髓磁共振扩散成像/张劲松, 宦 怡编著. —北京: 人民军医出版社, 2007. 4

ISBN 978-7-5091-0848-2

I. 脑… II. ①张…②宦… III. ①脑病-磁共振成像②脊髓疾病-磁共振成像 IV. R741.04

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2007)第 037501 号

策划编辑: 杨德胜 文字编辑: 杨 莹 责任审读: 余满松

出 版 人: 齐学进

出版发行: 人民军医出版社 经销: 新华书店

通信地址: 北京市 100036 信箱 188 分箱 邮编: 100036

电话: (010)66882586(发行部)、51927290(总编室)

传真: (010)68222916(发行部)、66882583(办公室)

网址: [www. pmmp. com. cn](http://www.pmmp.com.cn)

印刷: 三河市春园印刷有限公司 装订: 春园装订厂

开本: 880mm×1230mm 1/32

印张: 6.5 字数: 177 千字

版、印次: 2007 年 4 月第 1 版第 1 次印刷

印数: 0001~4000

定价: 46.00 元

版权所有 侵权必究

购买本社图书, 凡有缺、倒、脱页者, 本社负责调换

电话: (010)66882585、51927252

内 容 提 要

本书分总论和各论 2 章,总论阐述了磁共振扩散加权成像(DWI)的原理、技术方法以及影响因素等理论知识;各论分别介绍了 DWI 技术在脑与脊髓各种疾病(包括梗死、肿瘤、外伤、炎症等)诊断中的应用,还涉及本专业领域中一些相对前沿的临床科研应用成果。书中筛选的病例绝大多数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,适于影像科、神经科医师查阅使用,也可供其他相关专科医师以及医学生、研究生、科研人员参考。

前 言

作为功能磁共振成像的重要组成部分,磁共振扩散成像(DWI)能从分子水平反映水扩散的程度,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。DWI对脑梗死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DWI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DWI技术在临床上的应用和推广有所帮助。

本书总结了近年来DWI技术在中枢神经系统各类疾病诊断中的应用情况,并结合最新文献反映了部分比较前沿的临床应用成果。书中既有对脑梗死——DWI传统应用优势领域的重点介绍,还有对脑肿瘤、出血、外伤、炎症、脱髓鞘、中毒、癫痫等病变的综合介绍,另外,对于脊髓DWI(包括正常、缺血、炎症、外伤、肿瘤等)——相对前沿的应用领域也作了较大篇幅的论述。本书选用的病例绝大多数经过临床或病理的证实,既有常见、典型病例,也有少见的特殊病例。

本书以介绍脑和脊髓病变的影像诊断技术为主,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 400 多幅影像图片,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。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。

编 者

二〇〇七年二月

于第四军医大学附属西京医院

第 1 章 总论	(1)
第一节 扩散加权成像原理	(1)
一、扩散的基本概念	(1)
二、扩散成像的物理基础	(1)
三、扩散成像的相关概念	(3)
第二节 扩散成像的技术方法	(3)
一、设备要求	(3)
二、临床型磁共振 DWI 技术方法	(4)
三、本书中采用的成像设备及扫描序列参数说明	(6)
第三节 正常脑扩散加权成像	(6)
一、正常脑 DWI 表现	(6)
二、正常脑 ADC 值	(7)
第四节 脑扩散成像影响因素和疾病表现	(8)
一、脑扩散成像影响因素	(8)
二、不同疾病的扩散成像表现分类	(12)
第五节 脊髓扩散成像的特殊性及影响因素	(13)
一、脊髓 DWI 的特殊性	(13)
二、正常脊髓的 DWI 表现和影响因素	(16)
第 2 章 各论	(22)
第一节 脑缺血性疾病的 DWI	(22)
一、脑缺血性疾病概述	(22)

二、脑梗死 DWI 特点	(23)
三、脑缺血病例 DWI 图片	(26)
第二节 脑出血性病变的 DWI	(51)
一、脑出血性病变概述	(51)
二、脑出血性病变 DWI 表现	(51)
三、脑出血病例 DWI 图片	(53)
第三节 脑肿瘤的 DWI	(62)
一、脑肿瘤概述	(62)
二、脑肿瘤 DWI 的表现特点及应用价值	(62)
三、常见脑肿瘤病例 DWI 图片	(64)
第四节 脑炎性疾病的 DWI	(87)
一、脑炎性疾病概述	(87)
二、脑炎 DWI 表现特点	(87)
三、常见脑炎病例 DWI 图片	(88)
第五节 脱髓鞘性疾病的 DWI	(97)
一、脱髓鞘疾病概述	(97)
二、脱髓鞘病变 DWI 表现	(99)
三、常见脱髓鞘疾病病例 DWI 图片	(102)
第六节 脑中毒性疾病的 DWI	(117)
一、脑中毒性疾病概述	(117)
二、脑中毒性疾病 DWI 表现	(117)
三、脑中毒性疾病病例 DWI 图片	(118)
第七节 颅脑外伤的 DWI	(128)
一、颅脑外伤概述	(128)
二、颅脑外伤 DWI 表现	(128)
三、脑外伤病例 DWI 图片	(129)
第八节 颞叶癫痫病变的 DWI	(136)
一、颞叶癫痫概况及常规 MRI 表现	(136)
二、颞叶癫痫 DWI 表现	(136)
三、颞叶癫痫病例 DWI 图片	(138)
第九节 DWI 在了解脑发育及诊断儿童部分脑	



疾病中的应用	(141)
一、正常脑发育与常规 MRI 的关系	(141)
二、正常脑发育的 DWI 表现	(142)
三、儿童部分脑疾病的 DWI 表现	(142)
四、儿童脑发育及部分病例 DWI 图片	(145)
第十节 脊髓缺血的 DWI 表现	(151)
一、脊髓缺血概述	(151)
二、脊髓缺血 DWI 表现	(152)
三、常见脊髓缺血病例 DWI 图片	(153)
第十一节 脊髓型颈椎病的 DWI	(162)
一、颈椎病概述	(162)
二、脊髓型颈椎病的 DWI 表现	(162)
三、脊髓型颈椎病病例 DWI 图片	(164)
第十二节 DWI 在脊髓炎症及脱髓鞘疾病中的应用	(169)
一、脊髓炎概述	(169)
二、脊髓炎 DWI 表现	(170)
三、脊髓炎症及脱髓鞘病例 DWI 图片	(171)
第十三节 DWI 在脊髓外伤中的应用	(177)
一、脊髓外伤概述	(177)
二、DWI 在脊髓外伤中的应用价值	(177)
三、脊髓外伤病例 DWI 图片	(179)
第十四节 脊髓及椎管内肿瘤的 DWI	(188)
一、脊髓及椎管内肿瘤概述	(188)
二、脊髓及椎管内肿瘤 DWI 表现	(188)
三、常见椎管内肿瘤病例图片	(189)

第一节 扩散加权成像原理

一、扩散的基本概念

扩散指分子的不规则随机运动,其计量单位为 mm^2/s 。通常扩散是用于描述分子等颗粒由高浓度向低浓度区转移的微观运动。分子扩散的程度用扩散系数(diffusion coefficient, D)来表示, D 值越大,扩散的速率越大,反之则变小。

二、扩散成像的物理基础

Hahn 在 1950 年首次注意到水扩散对磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)信号的影响。之后 Stejskal 和 Tanner 将其发展为可测量的 MR 技术。MR 扩散成像的物理基础是水分子在媒介中的布朗运动,如果水在物体内能自由移动(扩散),则此处会失相位,因此信号降低。反之如果水的扩散受限制,则很少失相位,因此信号较高。在 SE 序列中 180° 脉冲前后的两侧对称加入梯度场(扩散梯度)即可得扩散加权成像(diffusion weighted imaging, DWI),其反映的是游离水携带的质子在横向磁化上产生的相位位移。扩散加权程度用 b 值(扩散敏感系数)表示:

$$b = (\gamma \delta G)^2 (\Delta - \delta/3)$$

γ 为旋磁比, δ 、 Δ 、 G 分别为扩散梯度持续时间、间隔时间及强度, b 值单位为 s/mm^2 。

临床应用中一般固定 δ 、 Δ 、 γ ，仅通过改变 G 的大小而获得不同的 b 值。随着梯度强度的增加对扩散会更加敏感，但同时亦增加了信号衰减。水分子在细胞外间隙的移动，受诸多因素的影响，如：液压、浓度、渗透压、温度及细胞外间隙的空间几何形状等。在扩散加权成像时，分子的扩散还会受到如血流、脑脊液的流动、宏观运动和细胞膜等因素的影响，因此，一般采用综合了上述因素、能反映整体组织结构特征的“表观扩散系数”(apparent diffusion coefficient, ADC) 来代替真正的扩散系数 D ，前者常明显大于后者。其公式为：

$$ADC = \ln(S_2/S_1)/(b_1 - b_2)$$

S 是某一扩散敏感系数(b 值)下的信号强度， $\ln$ 为自然对数， b 值是外加梯度场的参数。

ADC 图像表示每个体素内水分子的扩散，与 T_1 和 T_2 弛豫无关。ADC 值的测量与许多因素有关，包括 TE、扩散时间、编码方向、心电门控、脑脊液的流动和宏观运动等。由于 ADC 的计算是由不同 DWI 的图像相减所得，所以不同 DWI 扫描位置的变动会导致 ADC 图像上错误登记伪影。在正常脑组织中，水分子向三维空间各个方向扩散的量不同，存在各向异性扩散，即水分子在平行于神经纤维的方向较垂直其方向上更易扩散。因此计算 3 个不同方向的 DWI 所产生的 ADC 平均值，便可消除各向异性的干扰。不过，对于各向异性明显的脊髓组织，3 个方向分别成像更有利于评价其扩散的各向异性。

DWI 信号强度用 S 表示：

$$S(b) = S(b_0) \exp(-b \cdot ADC)$$

$S(b_0)$ 和 $S(b)$ 分别为 $b=0$ 和 $b \neq 0$ 时的信号强度， $\exp$ 为指数函数，由此可见 DWI 的信号强度与 ADC 之间存在负指数函数关系。目前临床常用的 DWI 序列设计原型是 SE 序列，在不施加扩散敏感梯度时，物质的信号衰减服从 T_2 衰减；而在施加扩散敏感梯度时，由于在 SE 基础上对 T_2 衰减进行加重，因此，DWI 图上的信号强度取决于扩散和自旋-自旋横向弛豫两种因素，即扩散降低与 T_2 延长均可导致 DWI 信号升高，相反，扩散增加与 T_2 缩短则可导致 DWI 的信号降低。

三、扩散成像的相关概念

1. 表观扩散系数(ADC) 描述 MR 扩散成像中不同方向的分子扩散运动的速度和范围,单位: mm^2/s 。扩散成像只能测量施加梯度磁场的 3 个方向的 ADCread(读出方向),ADCphase(相位编码方向),ADCslice(层面选择方向)值和 3 个方向的平均 ADC 值,MR 扩散张量成像(diffusion tensor imaging,DTI)可以计算多个方向(6~256)的 ADC 值及各方向的平均值。

2. 扩散敏感系数(b value) 是指 MR 成像序列对扩散运动的敏感程度,是对扩散运动检测能力的指标,单位: s/mm^2 。MR 扩散成像对水分子扩散敏感性随 b 值增加而增加,但同时信噪比会下降。

3. 扩散各向同性(isotropic) 各个方向的扩散速度一致,即只表现为一种扩散系数。

4. 扩散各向异性(anisotropic) 由于周围结构(如髓鞘)或局部环境导致扩散在各个方向的速度不同,表现为在不同扩散方向的扩散系数不同,如脑白质、脊髓、肌肉、肾髓质等均具有扩散各向异性。

5. T_2 透过效应(T_2 -through) 是指扩散成像信号会受到 T_2 信号的影响(这与所使用序列有关,目前临床常用的 SE-EPI 序列含有 T_2 效应),包括光亮透过效应(shine-through)和黑朦效应(black-out),分析扩散图像时需要结合 T_2 图像的信号特点,某些机型的扩散图像分析软件可以通过获取指数扩散图像来消除 T_2 透过效应的干扰。

第二节 扩散成像的技术方法

一、设备要求

1. 成像系统 应具备高稳定性,从而获得准确、稳定的 b 值。

2. 梯度场强 应足够高以获得合适的 b 值,一般梯度场强应大于 $20\text{mT}/\text{m}$;不过低场 MR 仪(如 GE Signa Profile 0.2 T,梯度强度仅 $10\text{mT}/\text{m}$)亦可进行扩散成像,但 b 值相对较低。

3. 补偿技术 具备一定的补偿技术(如涡流补偿、脂肪抑制等)及降低或克服磁敏感伪影技术等,以获得更高质量的图像。

二、临床型磁共振 DWI 技术方法

目前,DWI 主要在自旋回波(SE)序列基础上进行,常用的方法包括:叠加 EPI 序列的单次激励 EPI 扩散成像(ssh-EPI-DWI)、多次激励 EPI 扩散成像(msh-EPI-DWI),快速 SE 扩散成像(TSE-DWI),GRASE 扩散成像(GRASE-DWI),SE 扩散成像(SE-DWI)等。

1. ssh-EPI-DWI 由于 EPI 速度很快,可以“凝固”生理运动,因而非常适合急性脑卒中和不能保持安静的患者。其缺点在于相对空间分辨率较低,图像容易变形。扫描时间一般在 20s~1min 之间。不需要心电门控。常规加抑脂(SPIR)降低高水脂位移。一般需要使用半扫描(half scan,如设置为 0.7)以减少 TE 时间,进而弥补流动相关相位错误(图 1-2-1A)。

2. msh-EPI-DWI 该序列具有高图像分辨率和低变形的特点。不足之处在于对身体交界面运动敏感,原因在于连续 EPI 激励充填 K 空间时会发生相位错误。因此,常需要相位导航和重获取机制来校正这些错误。扫描时间一般为 1~5min,具体依赖于分辨率和扫描层数及心率。高分辨率和低图像失真使其非常适合小病灶、颅底区病变、脑干和脊髓等部位的检测。必须使用心电门控和外周搏动门控(peripheral pulse unit,PPU)以降低脑脊液搏动的影响。

相位导航:指用第 1 个回波的相位信息来校正相位编码错误(称为导航回波),对第 2 个及以后的回波信息进行图像重建。

重获取机制:如果回波包含过多相位错误,这个回波将要重新获得,该机制是建立在与导航回波相位减影后的相位信息的基础上,可能会增加实际扫描时间(图 1-2-1B)。

3. TSE-DWI 和 GRASE-DWI EPI 技术的主要缺点是对不均匀磁场的高敏感性可以导致图像伪影。这些不均匀性主要是由不同交叉的组织 and 空气成分的敏感性引起。TSE 和 GRASE 序列可以比 SE-EPI 更好地对付这种磁场不均匀性,减少磁敏感伪影。但是,由于需要延长 TE 时间可能会较 msh-EPI-DWI 序列降低 SNR 和提高对

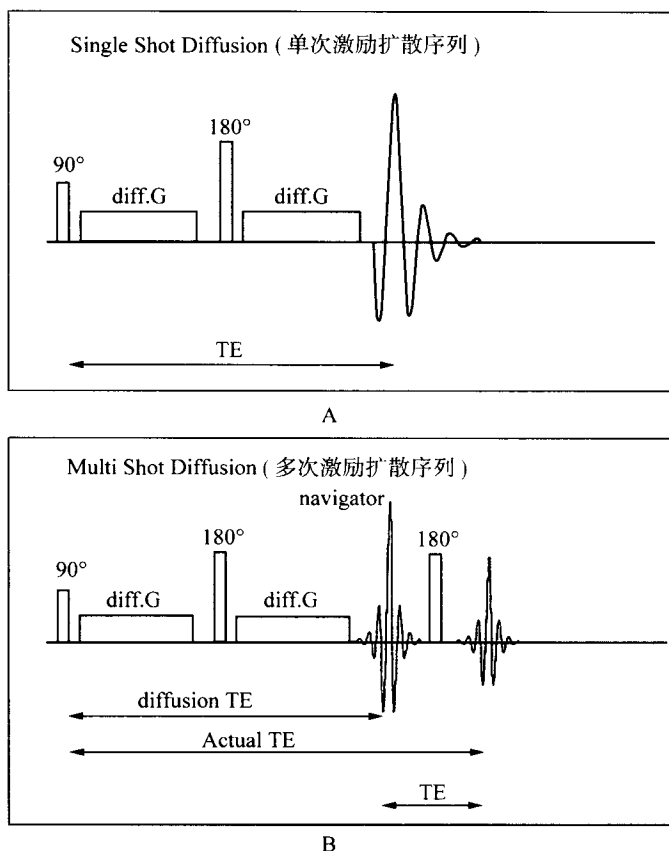


图 1-2-1 DWI 序列示意图

注：A、B 分别显示 ssh-EPI-DWI 和 msh-EPI-DWI 的序列特点

流动和运动效应的敏感性。

4. SE-DWI SE 序列由于高 SNR 和缺少磁敏感伪影能够得到好的图像质量。但是，它扫描时间长（全脑需超过 14 min）、易受流动和运动伪影的干扰，且必须使用心电门控。因此，在临床中，该序列并不实用。

5. 线扫成像技术(line scan) 不采用相位编码，避免了各种运动

等因素引起的相位误差,因此克服了磁敏感伪影和图像变形,适合于脑干和脊髓等部位的扫描。

三、本书中采用的成像设备及扫描序列参数说明

1. 设备 Philips Intera Master 1.5 T 超导磁共振系统,正交头或颈部线圈、相控阵脊柱线圈,外周搏动门控(peripheral pulse unit, PPU)指夹。

2. 头部扫描参数 常规 TSE 序列 T_2 WI (TR/TE 3 500ms/100ms),SE 序列 T_1 WI (TR/TE 500ms/15ms),FLAIR 序列 (TR/TI/TE 5 000ms/2 100ms/110ms)。扩散成像采用 ssh-EPI-DWI 序列 (TR/TE 3 919ms/95ms)行轴位扫描,层厚 5mm,间隔 0.5mm,扫描矩阵 128×128 ,重建矩阵 256×256 ,FOV 220cm,信号采集 3 次,分别在层面选择(S)、相位编码(P)、频率编码(M)方向上施加扩散敏感梯度,扩散因子 b 值 $=1\,000\text{s/mm}^2$,扫描时间 20s 左右。

3. 脊髓扫描参数 常规 TSE T_1 WI (TR 400~600 ms,TE10~15 ms)和 T_2 WI (TR 3 500ms,TE 120ms)。DWI 主要采用 msh-EPI-DWI,TR 为 3 beats(约 2 000 ms),TE 设置为 18 ms 或最短,采集 2 次,视野(FOV)20 cm $\times$ 10 cm,采集矩阵 128×128 (重建矩阵 256×256),层厚 5 mm,层间距 0.5 mm, b 值设置为 400 或 500 s/mm²,采用外周搏动门控(PPU)技术,设 R-R 窗 10%~20%,触发延迟设为最短,扫描时间由心率决定,一般在 4 min 左右。

第三节 正常脑扩散加权成像

一、正常脑 DWI 表现

脑组织中,白质表现为各向异性,即平行于白质纤维的水分子较垂直于其方向的水分子易于扩散,如果用 ADC 值进行评价,即表现为与扩散梯度方向一致的脑白质纤维 ADC 值高,而垂直于扩散梯度方向的 ADC 值低。灰质结构主要表现为各向同性,ADC 值相对较低,因为此处细胞结构排列较紧密且规律。扩散加权图像上扩散值高的

区域表现为低信号,扩散值低的区域表现为高信号,脑脊液作为水扩散最自由的成分显示为明显低信号。

二、正常脑 ADC 值

国内、外报道数值略有差异(表 1-3-1~表 1-3-2)。

表 1-3-1 正常脑 ADC 值

(b 值为 1 000s/mm²)

部位(感兴趣区)	ADC 值($\times 10^{-3}$ mm ² /s)
婴儿(n=26)	年龄 1 天至 2 岁,平均 8 个月
未髓鞘化白质	1.64 $\pm$ 0.17
髓鞘化白质	0.90 $\pm$ 0.12
皮质	0.83 $\pm$ 0.14
基底节区、丘脑	0.98 $\pm$ 0.11
脑干	1.00 $\pm$ 0.10
小脑实质	0.97 $\pm$ 0.13
儿童(n=74)及成人(n=210)	儿童 2~18 岁,平均 6.3 岁 成人 18~81 岁,平均 47.8 岁
白质	0.84 $\pm$ 0.11
胼胝体	0.75 $\pm$ 0.15
皮质	0.75 $\pm$ 0.16
丘脑	0.83 $\pm$ 0.14
尾状核	0.82 $\pm$ 0.13
苍白球	0.74 $\pm$ 0.19
中脑	0.76 $\pm$ 0.18
脑桥	0.84 $\pm$ 0.15
小脑实质	0.83 $\pm$ 0.17
脑室后角旁低髓鞘化区	1.25 $\pm$ 0.14

(引自 Sener RN,2001,1.5T Magnetom Vision,Siemens Com.)

表 1-3-2 正常成人脑不同部位 ADC 值

($n=24$, b 值为 $1\ 000\text{s/mm}^2$)

解剖部位	ADC 值($\times 10^{-3}\text{mm}^2/\text{s}$)
皮质灰质	0.85 ± 0.02
皮质白质	0.71 ± 0.02
脑内灰质	
尾状核头	0.75 ± 0.02
豆状核	0.72 ± 0.02
丘脑	0.74 ± 0.02
脑内白质	
内囊后肢	0.69 ± 0.02
半卵圆中心	0.72 ± 0.02
胼胝体膝部	0.72 ± 0.02
胼胝体压部	0.71 ± 0.02
侧脑室体部	2.86 ± 0.3

(引自卢洁,李坤成,2003,1.5T Sonata,Siemens Com.)

第四节 脑扩散成像影响因素和疾病表现

一、脑扩散成像影响因素

1. 温度 扩散运动具有温度依赖性,温度升高 1°C 会使扩散增加 2.4% ,通过检测扩散变化可以反映温度变化。一般在扩散成像时室温应保持在 20°C 。

2. 年龄 随着年龄的增加,相应伴随的脑血流灌注减低和脑重量减少,脑萎缩发生(脑细胞中水分的减少);神经元的数量减少;脑内老年斑和神经元纤维缠结等一系列变化会使灰质中水分子的扩散降低,因而灰质的平均 ADC 值会随年龄增长而下降。但是,白质的平均 ADC 值会随年龄增加而增加,这一方面可能与相对应神经元的数量减少而神经胶质细胞数量和体积增加有关;另一方面,随年龄的增加,白质中轴突和髓鞘的鞘磷脂丧失增多,导致髓鞘的扩散限制作用降