
儿科神经影像学

第四版

[美] A. James Barkovich 著

肖江喜 袁新宇 译
蒋学祥 周元春 审校



中国科学技术出版社

儿科神经影像学

王 宇

王 宇
王 宇
王 宇

王 宇
王 宇
王 宇

儿科神经影像学

第四版

[美] A. James Barkovich 著

肖江喜 袁新宇 译
蒋学祥 周元春 审校

中国科学技术出版社
· 北 京 ·

图书在版编目(CIP)数据

儿科神经影像学 / (美) 巴科维奇 (A. James Barkovich) 著; 肖江喜, 袁新宇译. — 4 版. — 北京: 中国科学技术出版社, 2009.3
ISBN 978-7-5046-4891-4

I. 儿… II. ①巴…②肖…③袁… III. 小儿疾病: 神经系统疾病—影像诊断 IV. R748.04

中国版本图书馆CIP数据核字(2008)第096390号

自2006年4月起本社图书封面均贴有防伪标志, 未贴防伪标志的为盗版图书。

2005 © by Lippincott Williams & Wilkins. All rights reserved. This book is protected by copyright.
The translation is published by arrangement with Lippincott Williams & Wilkins.

著作权合同登记号 01-2004-4942

本书由美国 Lippincott Williams & Wilkins 出版公司授权中国科学技术出版社在中国独家
出版, 未经出版者书面许可任何人不得以任何方式抄袭、复制或节录书中内容和图片

版权所有 侵权必究

责任编辑: 单 亭
责任校对: 林 华
责任印制: 李春利

中国科学技术出版社出版
北京市海淀区中关村南大街16号 邮政编码: 100081
电话: 010-62103210 传真: 010-62183872
<http://www.kjpbooks.com.cn>
科学普及出版社发行部发行
北京华联印刷有限公司承印

*

开本: 889毫米×1194毫米 1/16 印张: 42.75 字数: 1390千字

2009年3月第1版 2009年3月第1次印刷

印数: 1—3000册 定价: 329.00元

ISBN 978-7-5046-4891-4/R • 748

(凡购买本社的图书, 如有缺页、倒页、脱页者, 本社发行部负责调换)

中文版序

儿科脑和脊柱疾病的诊断技术在过去25年中取得了飞速发展,CT、超声和磁共振成像为儿科中枢神经系统病变的诊断开辟了新视窗。通过使用这些影像学方法,人们加深了对儿科脑组织疾病的理解。尽管新方法和技术丰富了我们的概念,但关于这些方法在儿科中实际应用的书籍仍较缺乏。本书的原作者詹姆斯·巴科维奇(A. James Barkovich)是国际著名的儿科神经影像专家,具有深厚的理论造诣和实践经验。他所编写的这部儿科神经影像专著《儿科神经影像学》(Pediatric Neuroimaging)填补了儿科神经影像领域中的某些空白,在该领域引起巨大反响。本书特别强调CT和MRI在儿科神经诊断中的应用,还阐述了最先进的影像技术和影像诊断中的重要概念,讲解了胚胎学、正常发育和病理生理学知识。全书图片清晰,文字流畅,内容实用。对放射专业医师、技师、儿内外科医师均有指导意义,也可用于继续教育的进修教材。

北京大学第一医院肖江喜教授和首都儿科研究所附属儿童医院袁新宇教授从事儿科影像诊断,特别是儿科神经影像诊断工作多年,具有丰富的临床经验。他们共同努力将《儿科神经影像学》第四版(最新版本)翻译成中文,奉献给国内同行,为中国儿科影像事业做出了有益的工作。祝愿本书成为国内儿科放射学界有价值的参考书。



2008.12.8

主译 肖江喜 北京大学第一医院
袁新宇 首都儿科研究所附属儿童医院
审校 蒋学祥 周元春

其他参加翻译的人员

(按拼音顺序排列)

白振华 郭雪梅 李飞宇
邱建星 宋 莉 孙晓伟
武鸿坤 谢 晟 许玉峰

前 言

15年前，当这部教科书的第一版正式出版时，儿科神经影像在许多方面还仅限于采用经颅超声检查新生儿脑组织以及X线、CT检查头颅增大和出现进行性神经异常的患儿。今天，磁共振已成为儿童中枢神经系统检查最常见的方法，广泛应用于儿童发育延迟、脑积水、中枢神经系统感染、内分泌功能低下、视觉和眼部异常以及新生儿脑病或各种畸形的研究中。另一个巨大的变化是，解剖图像（标准T1和T2图像）仅成为磁共振检查中的一部分。目前，磁共振可在获得解剖图像的同时，通过质子波谱技术、扩散张量技术和灌注加权敏感技术帮助医生发现代谢异常、大脑细微结构异常以及血流异常。在许多病例中，这种可提供更多信息的潜力大大提高了诊断特异性。但是，神经影像的基础还是解剖，任何生理资料(包括从波谱、扩散或灌注中得到的)都应结合解剖神经影像以及患儿病史、临床检查和实验室的资料进行说明。本书强调临床、解剖和生理资料的重要性，并在展示疾病影像资料的同时提供了高质量的神经解剖图像。

神经影像技术的显著进步以及由此增加的儿童脑、头颈部和脊柱疾病的分子生物学、代谢遗传学方面的知识，促使我们对本书进行更新。第一章、第二章中加入了解剖和生理图像的新技术，内容包括采用各种新技术反映儿童脑组织、头颈部和脊柱正常发育变化的图表。第三章中增加了许多代谢性疾病以及大量应用弥散图像和质子波谱提高诊断的内容。有关脑损害(第四章)的章节中，增添了许多影响新生儿脑组织并引起新生儿脑病的疾患，对在不同年龄发生的各种疾病所应采用的检查方法进行了讨论。脑、头颅畸形章节中，我们增加了一些新的病种，并根据胚胎学、基因学和神经影像学方面的新知识对某些疾病进行了重新分类，其中还特别增加了对各种小脑疾病的介绍。根据WHO的新标准，本书对第七章中的许多脑肿瘤进行了重新分类、增加了新内容。另外，还描述了灌注和波谱在诊断中的应用。读者还将发现斑痣性错构瘤、脑积水和感染章节中的新内容。我们对所有章节的参考文献和图像均进行了更新。

除了本版中增加的内容外，读者还可注意到该书的原理仍保持未变。书中对大量疾病进行了讨论和图示，因为看图比单纯阅读图像特点更容易认识疾病。书中对疾病的病因（已知的）、主要临床特征、病理生理或胚胎遗传基础进行了介绍，读者掌握这些知识比仅仅了解影像特点更容易理解疾病。书中所提供的有关疾病的全面知识有助于读者认识并记住病症。

为了方便读者，有些疾病在书中不止一次被介绍。这一切都是作者为了讨论某些疾病的不同方面，或者为不使读者翻遍全书才能发现所要寻找的疾病而有意识安排的。例如，朗格罕细胞组织细胞增生症（LCH）和生殖细胞瘤可在多部位发生（LCH 可累及后颅窝、颅盖和幕上；生殖细胞瘤可发生于幕上、岩骨尖和大脑半球），所以这两种疾病在第七章中多次被讨论。如果患儿出现幕上肿瘤，读者希望在本书中幕上肿瘤部分找到它，而不是在颅盖岩尖肿瘤的章节。与此相同，Chiari II 畸形作为一种脑组织畸形在第五章中介绍，而在第九章中的脊髓脑膜膨出部分也进行了介绍，因为两种畸形共同存在于这种疾病中。许多其他疾病也不止在一个章节中被论述。

我希望《儿科神经影像学》能够作为一本教科书继续服务于对此领域感兴趣的住院医师、住院总医师以及实习医师，同时成为临床医生日常工作中一本有用的参考书。

目 录

中文版序

前 言

第一章 儿科神经影像学的技术与方法 1

第二章 新生儿和婴儿脑、颅骨和脊柱的正常发育 13

第三章 中毒性和代谢性脑病 57

第四章 婴儿期和儿童期的颅脑及脊柱损伤 139

第五章 脑和脊柱的先天畸形 215

第六章 斑痣性错构瘤病 321

第七章 儿童颅内、眼眶和颈部肿瘤 369

第八章 脑积水 483

第九章 脊柱先天畸形 517

第十章 脊柱肿瘤 571

第十一章 神经系统感染 591

第十二章 脑血管畸形：诊断和介入治疗 643

第一章

儿科神经影像学的技术与方法

镇静 1

监控 2

早产儿影像检查的特殊问题 3

对比剂 3

CT 扫描的适应证与技术 3

MR 常规成像序列 4

颅脑 4

脊柱 5

特殊技术 6

磁共振血管成像(MRA)和计算机断层血管成像(CTA) 6

脑脊液流动成像 7

磁共振神经图像 7

磁化转移 7

灌注成像 7

弥散张量成像 8

磁共振质子波谱 9

脑功能成像 9

MR 成像线圈 10

相控阵表面线圈的应用 10

小结 11

现代影像技术（如计算机断层[CT]与磁共振[MR]）极大地促进了人们对中枢神经系统疾病的认识和诊断。为了最大程度从这些检查中获取信息，必须获得高质量的图像。现代CT技术使常规扫描设备的扫描时间缩短，螺旋扫描以亚秒速度成像，且能进行高质量的二维和三维重建。因此，扫描中运动伪影被降至最低，并可快速获取高质量图像。尽管使用部分K空间技术、“快速扫

描”技术和平面回波技术的应用减少了MR的成像时间，但如镇静不充分，患儿的运动有时仍为问题。此外，由于成人标准成像序列未考虑脑发育过程中的化学成分变化，故取得儿科高质量图像的成像参数不同于成人。本章简要介绍安全地获得儿科检查高质量图像的技术。另外，笔者还将对目前所有CT和MR成像技术在婴幼儿中的应用做出描述。本书以后章节将提及这些技术。

镇静

对儿童来说，获得高质量MR图像最重要的就是充分镇静。如镇静不充分，运动伪影将会掩盖重要的诊断信息。一般来说，应用先进CT扫描设备进行扫描无需镇静。事实上，一项最新的研究发现，在进行螺旋CT扫描的219例患儿中，仅1.4%需要镇静。对年幼患儿进行适当固定，年长儿长时间保持身体不动即可使CT扫描达到满意效果。技术人员应在CT检查过程中观察患儿，并在患儿安静时进行扫描。新图像重建时间加快将弱化原始扫描中的运动伪影。对于那些需要镇静的患儿，本节介绍了一些切实可行的方法。在一些需要镇静的困难情况下，可以使用本节中所给出的序列。但是，总的来讲，螺旋CT的应用已使CT扫描很少需要镇静。

虽然大多数8岁以下患儿进行MR检查时必须镇静，但新的MR快速成像技术（如半傅立叶单次激发快速获得弛豫增强[RARE]序列[厂商称为SSFSE或HASTE]以及螺旋桨技术[被称为PROPELLER或PROP]）均能迅速（<1分钟）完成患儿整个颅脑扫描。这些技术常适用于巨脑室/分流失败的诊断，但不适于寻找更细微的病变（如畸形、先天性代谢异常或肿瘤进展）。

并非所有儿科MR常规序列扫描均需镇静。使新生儿在检查前吃饱并保暖，同时使用耳罩或耳塞以降低噪音，常无需镇静即可直接扫描；如应用与MR设备兼容的视听系统，则仅有少数年长儿需要镇静。我们发现，对于大多数8岁以上患儿，甚至一些7岁左右的患儿而言，当他们完全陶醉于电影的情景中，就能在MR检查过程中保持身体不动。Harned和Strain发现，在3~10岁和10岁

以上两组患儿中,MR检查中应用视听系统后需要镇静的例数分别减少了25%和50%。他们还发现,没有进行镇静而完成检查的患儿在MR检查室滞留的时间减少了17%。

许多药物可被用于儿科镇静,而且十分安全。笔者在这里并不想介绍详细的用法或列举所有可被应用的镇静药。本书只列出了几种安全性已被证实的药物使用方法。然而,读者必须遵守的一个原则是,使用镇静药时必须与当地的麻醉师或具有儿科镇静经验的儿科医师讨论并允许。此外,放射科人员应与麻醉师或有经验的儿科医师保持密切联系,他们对疑难病例的会诊会有很大帮助。

镇静给药的途径包括:口服、灌肠、肌肉注射(IM)或静脉注射(IV)。口服、灌肠和肌肉注射三种途径的优势在于不需要特殊技能,缺点是镇静剂通过肌肉和胃肠道吸收效果不确定;而且,患儿出现并发症时往往已经摄入大量药物。美国儿科学会建议婴幼儿在深度镇静之前至少要禁食(NPO)4小时,稍大一些的患儿则要禁食6小时。

戊巴比妥钠虽然在肝病或代谢性疾病患儿中禁用,但仍是儿科患儿口服、肌注或灌肠镇静中很有效的药物。戊巴比妥钠肌注常用量为体重15kg以内者6mg/kg,超过15kg则增加5mg/kg,但总量不超过200mg。在检查前35~45分钟给药。

本书旧版所述儿童镇静最安全的药物为水合氯醛。其他文献也报道,水合氯醛对18个月以下婴幼儿,甚至4岁左右患儿,都是安全有效的。然而最近有人提出,这种药物可能具有导致基因突变的潜在危险。在本书出版时,该问题还未得到完全解答。许多医生使用水合氯醛而未发生意外,但患儿出现嗜睡(>4小时)、清醒后头晕和过度兴奋的现象却时有发生。这些症状迫使患儿必须在影像中心逗留并观察一段时间。除此之外,最近的研究表明,口服戊巴比妥钠并发症发生率较水合氯醛低。尤其是偶发低氧饱和度,口服戊巴比妥钠对于婴幼儿同样安全有效。如使用水合氯醛,其剂量为:体重10kg以下者,50~75mg/kg;超过10kg者,则增加50mg/kg。如患儿20分钟以后还未睡熟,应追加给药,但总剂量不得超过2000mg。

在口服、灌肠或肌注镇静以后,可将患儿转移到安静而黑暗的房间,以免候诊室内的噪音和其他人的活动影响患儿睡眠。睡眠剥夺也有助于患儿镇静。如影像检查将在早晨进行,就在前一天晚上使患儿晚睡几个小时,而在检查当天早晨使患儿早些醒来;如安排在下午检查,就要取消患儿午睡。在到达MR检查室之前不能让患儿睡觉。为了使患儿有安全感,可以允许一个家长陪同患儿进入检查室。用屏蔽将家长隔开,其身体就不会对影像产生影响。

静脉给药镇静较之其他途径给药具有很多优点,

如静脉通路一旦建立,镇静药物就会迅速起效;很容易追加镇静药物剂量而无需惊扰患儿;最后,药物副作用(如反应迟钝)也能够迅速消退。

静脉注射方式镇静最常用的药物是戊巴比妥钠,可用下列方法给药。大约按2.5mg/kg在30~40秒注入,同时注意观察患儿。如患儿在60秒内没有进入睡眠,第二次给药的剂量为1.0mg/kg。如患儿仍然清醒,第三次和第四次给药允许剂量为1mg/kg,但总量应低于6mg/kg。为使患儿在检查过程保持镇静状态,需要重复给药的剂量为1~1.25mg/kg。四肢轻微动作常为镇静作用减弱的表现。

在UCSF,我们的儿科麻醉师们通常将戊巴比妥钠与吗啡硫酸盐联合使用,因为这两种药物有协同作用。两种药物的配方为最初先给1~2mg/kg的戊巴比妥钠,然后再给0.05mg/kg的的吗啡,然后按这种顺序重复给药,直到患儿完全镇静。如出现镇静减退表现,应追加给药。

在某些研究中,使用Propofol替代戊巴比妥钠进行静脉镇静也取得成功。Propofol起效非常迅速且效果显著,它的代谢速度较快,可使患儿在检查结束后快速苏醒。Propofol的缺点在于,在美国只能由麻醉师或麻醉护士使用。因此,那些希望利用Propofol快速起效、快速消退特点的医师需要与麻醉师或麻醉护士联系,由他们对患儿实施镇静。目前,在UCSF也是如此。读者应该注意到,使用100%氧化Propofol会产生伪影,使脑沟和脑池中脑脊液出现异常高信号。如在已镇静的患儿FLAIR序列中出现脑池内脑脊液高信号,应仔细研究镇静中所使用的试剂以及给氧的浓度是否可引起以上异常。采用低浓度给氧(50%~60%)可消除这种伪影。

监控

美国儿科学会和美国麻醉师学会建议对所有镇静婴幼儿及儿童在以下几方面进行监测:心律和呼吸频率、血压以及动脉血氧饱和度。在CT检查中对患儿进行监测相对比较容易;由于电流和顺磁性物质可引起磁场变化,MR检查中对患儿的监控则较困难。可使用由非磁性物质(如铝)和用塑料制造的设备进行监测。把带有长管的塑料听诊器粘附在患儿胸部即可在磁体外监测到心律。如有必要,心电监护仪的导联线还可在患儿下面穿过,同时要注意尽可能远离身体成像部分。一种对二氧化碳敏感的呼吸暂停监视器还可通过小口径细长管与患儿相联,该仪器可完成对呼吸状态的动态观察,同时在患儿呼吸暂停时出现音频和视频报警,而它不会影响影像质量。适合患儿的一次性鼻饲管也可被利用。非常幸运的是,许多设备制造商正在提供适合患儿并可

与MR兼容的监视设备。

一般规律而言,CT适用于大多数可治疗的、生命垂危的不稳定患儿。虽然很少见,但某些病情不稳定的患儿也需要MR检查。所以,尽管一些低场MR和一些屏蔽设施允许生命支持设备非常靠近患儿,但大多数高场MR需要进行必要的改进以便对患儿进行监控。在MR检查室,需要准备由铝或塑料制成的氧气管道。如不具备这些设备,则那些依赖氧气的患儿只能人工给氧。如患儿情况非常不稳定,医生或护士有时需爬入磁体内并以一种极不舒适的姿势观察患儿,直至检查结束。

早产儿影像检查的特殊问题

早产儿遇到的特殊问题是患儿的身体太小以及如何维持体温。一般来说,早产儿最基本的影像检查应是新生儿监护病房的超声检查。由于简单廉价(不用离开新生儿监护病房就可进行),头颅超声已成为早产儿的首选检查。此外,经胸门超声检查在显示早产儿血管病变、深部脑梗塞和大部分中枢神经系统病变的定位(见第四章)以及了解脑积水的发展进程等方面均非常有效。然而,MR有助于发现超声检查不能显示的异常。如有必要进行MR检查,就要采取一些特殊措施以确保新生儿的安全。在转运至MR检查室的途中及检查过程中,最好取得新生儿医生和护士的帮助,因为他们对维持新生儿身体状态经验丰富。如不经常进行早产儿MR检查,可将患儿放在暖箱中或使用热毛巾包维持体温,还可使用装有化学混合物的毯子,通过混合物化学反应产生的热量来维持患儿37℃体温。另外,针织帽子能够防止经头部散热,耳罩能够保暖并降低噪音强度。在尽可能不打扰患儿的情况下,掌握患儿生命体征非常重要。在UCSF,我们使用一种可与MR兼容的原装暖箱和一套红外线视频系统,在暖箱的壁上预留一个小窗口以便使用监视设备观察患儿。除非发生问题,否则整个扫描过程都不要打扰患儿,这一点是比较重要。一种类似的系统已经商业化生产。我们发现,当婴儿不受打扰时,约60%早产儿无需镇静即可完成MR检查。应在使用镇静前尝试一下这种方法。

对比剂

儿童初次CT扫描不应使用对比剂。如平扫可疑异常而又不能及时进行MR检查,就应进行增强扫描。最好使用非离子型对比剂,因为这种对比剂比较安全,患儿很少出现不适感。碘离子对比剂的确切类型并不重要,重要的是保证浓度约为300mg/ml。推荐的使用剂量为3ml/kg,总剂量低于120ml。在注入对比剂后,要尽快完成扫描。儿科人群出现碘对比剂副作用少见,低龄患儿最罕见。急性反应一般集中在体重为24~

40kg的患儿。哮喘及以前出现过不良反应是对比剂急性反应的危险因素。

已经证实,顺磁性MR对比剂有助于原发或转移性颅脑肿瘤(尤其是脑外肿瘤)、感染(脑炎和脑膜炎)以及脊髓和椎管肿瘤的确诊和观察。市场上销售的不同顺磁性对比剂之间无显著差别。所有对比剂均经静脉给药。标准剂量为0.1mmol/kg。注入对比剂后,仅能采用自旋回波(SE)T1加权像、经梯度扰相的三维傅立叶转换(3DFT)梯度回波(GE)像(如SPGR或MP RAGE像)及FLAIR序列。T2加权像在这种情况下无价值。似乎对比剂剂量越高(0.3mmol/kg),对强化病变的显示敏感度也越高,特别是对脑肿瘤经脑脊液发生的转移灶更是如此。高剂量引起的其他情况尚不明。

CT扫描的适应证与技术

由于幼儿发生与辐射相关疾病和发育损伤的几率更大,所以在儿科放射学中必须考虑辐射剂量问题。但是,低剂量会使信噪比减低,从而降低了图像的诊断质量。所以,在决定采用什么技术前,先应考虑是否适合进行CT检查。另外,也应考虑MR扫描或超声检查是否更合适,这样既避免了辐射危险,又可得到相同甚至更多诊断信息。例如,经CT扫描初步诊断的急性脑病患儿又出现了新的神经系统症状或体征,我们就应进行MR检查。如患儿不适合或无法进行MR检查,则就应进行高质量CT扫描,以避免重复扫描或其他类型检查。与此相反,如患儿因急性外伤而进行CT检查,我们所关注的是有无骨折、气脑以及占位性血肿,目的是快速诊断。因此,不必进行高分辨率检查,可使用低剂量扫描。初步诊断后,患儿情况如更稳定且需要对颅脑损伤程度进一步评估,则应进行MR检查。与此相似,如仅仅为了观察脑积水患儿放置脑室导管后脑室大小(此类患儿通常会做多次CT扫描),则也不应进行高剂量扫描,操作者可考虑使用低千伏或低毫安的CT扫描技术,或者也可使用快速MR成像序列(例如单次激发半傅立叶转换的RARE或PROPELLER技术)。

在仔细考虑之后,如仍选用CT扫描,则年长患儿与成人CT扫描技术相同。轴位像平行于听眦线,层厚2.5~5mm。由于CT扫描变得更快,在短时间内即可获得更多有意义信息的薄层图像。如层厚超过5mm,则会显得太厚了。通过对轴位像的重建而获得所需的冠位像就避免了额外扫描产生的辐射。如需获得高清晰冠位像,非镇静的受检患儿可采取俯卧或仰卧位,但镇静患儿最好采取仰卧位以避免气道阻塞。

扫描平面最好与蝶骨平面垂直。

儿科CT成像中的特殊位置还包括对颅面畸形或颅缝早闭患儿扫描时所进行的一些技术改进。这些患儿的扫描层厚为3mm甚至更薄,层厚过大将导致更多容积效应,使细节显示不清。应采用可清晰显示骨骼细节的程序检查颅骨畸形,这些序列通常可在较低放射剂量下获得较好图像。如无法进行MR扫描,则应通过软组织算法获得CT图像以评估潜在的脑组织异常;三维重建可去除不必要的数据,故可利用厂家提供的软件进行颅面颅骨三维重建。三维重建对于开放伤口缝合和制定外科手术重建计划非常有价值(见第五章)。

由于新生儿脑组织水分含量高,采用适当窗宽和窗位对于分析脑部病变非常重要。一般来说,新生儿脑部CT影像的窗宽为60Hu,窗位为20Hu。使用正常成人脑部的窗宽和窗位容易漏诊病变。

MR 常规成像序列

颅脑

应对所有患儿进行矢状位T1加权像扫描,该序列可用于评价先天颅脑畸形中常见的中线结构异常,矢状位图像最适于观察胼胝体、垂体、下丘脑和小脑,还可显示大脑半球侧面,特别是大脑侧裂;矢状位图像还可用于轴位和冠位扫描的定位。在1.5T磁共振设备上,该序列标准参数为重复时间(TR)500~600ms,回波时间(TE)尽可能短(20ms或更低),层厚3~4mm(1mm间隔), 192×256 成像矩阵,一次激励;大多数颅脑结构可在此参数设置下被显示出来。如在相位编码方向上不能采用192矩阵,也可用128或256,但采用128会降低空间分辨率,而采用256矩阵则会增加成像时间并降低信噪比。如只要求观察中线结构则可采用短TR以节省扫描时间,但却降低了信噪比,而且可能会丢失大脑外侧区域(除非使用部分K空间技术或使用矩形扫描野)。

获得矢状位影像后,小于18个月的患儿都要进行轴位T1加权和T2加权序列扫描,而对于18个月以上的患儿,T2加权序列是最基本的成像序列,但发育迟缓或癫痫患儿通常进行T1加权序列(反转恢复自旋回波或3DFT梯度回波序列)扫描。对婴幼儿必须进行T1加权和T2加权序列扫描的理由如下,从出生到生后6个月,T1加权像最适于观察婴儿脑组织成熟情况;从6至8个月一直到18个月(MR显示,这段时期是儿童脑部发育成熟的重要阶段),T2加权像则非常有助于评价婴儿脑发育状况。脑白质发育过程中,一段时期内灰质和皮层下白质在MR影像上表现为等信号,这种等

信号导致脑结构细节模糊(见第二章)。生后6个月内(此时在T1加权像上可见脑白质逐渐成熟),T2加权像可清晰显示大脑沟回形态。同样,由于主要通过T2加权像观察8至18个月婴儿脑白质的成熟情况,T1加权像则主要用于显示脑结构异常。

不同扫描设备的最佳成像参数不同。虽然反转恢复序列提供的T1信息比任何自旋回波序列都好,但1.5T磁共振常将SE(TR600/最小TE)序列(类似于扫描矢状位图像)作为获得T1加权像的常规序列。使用该序列可获得高质量图像;而且,成像时间比绝大多数反转恢复序列都短,还很少出现运动伪影。现在,虽然一些厂商使用一种新的“快速”反转恢复成像技术已能相对缩短反转恢复扫描的时间,但利用自旋回波序列获得T1图像的速度仍然要快一些。目前大多数MR设备都能进行T1FLAIR(fluid-attenuated inversion recovery)序列扫描(通常采用20ms以内的短回波时间和750ms的反转时间)以能获得出色的T1加权像,但成像时间和信噪比并未优于常规自旋回波序列。采用梯度脉冲扰相的三维梯度回波技术(SPGR, 3D-FLASH, CE-FEE-T1, T1-FAST)也可获得T1加权像,这些技术可产生连续薄层($\leq 1\text{mm}$)的脑部图像,同时成像时间相对缩短。扰相梯度回波技术非常有助于观察细微的皮层结构异常(见第五章)以及新生儿和婴幼儿脑损伤后微小的短T1区域(见第四章)。此外,采用这种技术后,仅依据一个T1加权序列就可进行任意平面(矢状面、轴位面、冠状面以及任意斜面)重建。综上所述,我们对于所有新生儿、发育迟缓以及癫痫患儿常规进行三维梯度回波容积序列成像,具体参数为TR=40ms,最小TE(通常3或4ms),翻转角为 30° ,间隔1cm或2mm(通常用1.5mm),矩阵= 192×256 。我们研究所常采用神经导航技术观察脑肿瘤,这需要进行T1加权像容积扫描。由于对这些患儿来说,病变的增强表现很重要,所以我们采用的参数稍有不同,TR=34ms,最小TE,翻转角= 70° ,间隔3mm。自旋回波T2加权像的具体参数为层厚为4~5mm(间隔2~2.5mm),TR=2500~3000ms,TE=30~60ms(第一次回波),70~120ms(第二次回波),成像矩阵= 192×256 ,0.75~1次激励。由于婴幼儿脑部含水量较年长儿和成人明显增多,故对一岁以内患儿强烈推荐使用重T2加权像,对这些患儿我们常规使用TR=3000ms,TE=60ms或120ms(一次或二次回波)。虽然有人在婴幼儿中使用快速自旋回波(FSE,也称作TSE或RARE)序列似乎也能比较清晰地显示髓鞘化,但我们对于商品化FSE序列所表现的

灰白质对比仍不满意。由于婴儿脑组织灰白质以及正常和病变组织间的对比均较年长儿和成人差,因此必须调整成像序列参数以最大程度增加图像对比度。另外,尽管漏掉一个脑白质的单发小病灶对成人来讲并不重要,但同样的病变在儿童中则可能就是进行正确诊断的唯一线索。所以,对那些非特异性发育延迟的患儿,我们仍然常规采用自旋回波序列,而将 RARE (FSE, TSE) 序列作为常规标准成像序列的补充,对于出现局部神经症状和体征的患儿进行这些序列扫描所获得的 T2 加权图像有助于先天异常或肿瘤的诊断。典型 RARE 序列的参数为 $TR = 2500 \sim 3000\text{ms}$ (一岁以内患儿可以到 4000ms), 有效 $TE = 17 \sim 100\text{ms}$, 回波链 (ETL) 为 8。我们有时也使用 3D RARE 序列观察皮质与皮层下白质呈等信号的婴儿 (通常是 3~8 个月的婴儿) 中细微的皮层病变。该序列常使用 $TR = 4000\text{ms}$, $TE = 85\text{ms}$, $ETL = 16$, 间隔 1.5mm , 成像矩阵为 192×256 。

中场和低场磁共振采用标准自旋回波技术常不能获得令人满意的 T1 加权图像。造成这种低质量图像的原因有两点。首先, T1 弛豫时间随磁场强度的增加而增加; 在相同参数下, 高场比低场磁共振可获得更多 T1 权重。第二, 一般来说, 低场设备不能达到高场设备的短回波时间。这种双重作用造成大多数中、低场磁共振设备对婴儿扫描不能获得令人满意的自旋回波 T1 加权图像。取而代之的是反转恢复序列或梯度回波 3D FT 序列。

目前已经出现了一种全新的、快速成像 MR 技术, 它可选择地应用于某些未经镇静患儿。这些技术包括半傅立叶单次激发 RARE 序列 (也被厂家称为 SSFSE 或 HASTE) 以及 PROPELLER 或 PROP 技术, 它们普遍用于粗略地观察脑积水患儿脑室大小和脑外积液病例的复查。PROP 技术具有良好信噪比, 并可通过对所获得图像进行回顾性校正来消除运动伪影 (被称为 “blade”); 同时, 它也有缺点, 如敏感性伪影较大和成像时间较长。我们使用半傅立叶单次激发 RARE 序列的参数为 $TR = 20000\text{ms}$, $TE = 90\text{ms}$, 0.5 次激励, 扫描野为 24cm , 成像矩阵 = 256×256 , 层厚 = 4mm 。对于 PROPELLER 并增强重建 RARE 序列来讲, 参数为 $TR = 4000\text{ms}$, $TE = 83\text{ms}$, 2 次激励, 扫描野为 24cm , 成像矩阵 = 224×224 , 层厚为 $4 \sim 5\text{mm}$ 。

一些作者提倡使用 FLAIR 序列观察异常长 T2 信号区。从我们和其他一些人的经验来看, FLAIR 序列对新生儿或婴儿脑部病变并不敏感, 但对于那些髓鞘化完成或接近完成的年长儿还是有用处的。我们未将

其作为首选序列, 但可作为显示病变特点的次要序列。Sargent 和 Poskitt 发现, FLAIR 序列可为 T2 加权序列的补充, 他们发现快速自旋回波 FLAIR 序列较平面回波 FLAIR 序列可更有效地抑制脑脊液信号并使灰-白质间的对比更加明显。我们有时对那些出现局限性神经缺陷的患儿同时进行 FLAIR 序列和常规标准序列扫描, FLAIR 序列对大脑皮层和脑室周围白质细小病变非常敏感。我们使用的年长儿 FLAIR 序列的标准参数为 $TR = 10000\text{ms}$, $TE = 100\text{ms}$, 反转时间 (TI) = 2200ms , 层厚 = 3mm , 频率编码为 192。

除了矢状位和轴位图像, 冠状位图像同样有助于进一步详细了解某些患儿的病变, 特别对小脑、颞叶和颅底病变有所帮助, 对观察肿瘤与周围脑组织和硬膜的关系 (对于外科医生非常重要), 冠状位图像也具有重要价值。我们主要使用前文所述 3D FT 容积梯度回波序列获得冠状位图像。我们还使用 RARE 技术作为冠状图像的补充, 对于脑白质与灰质在 T1 加权像上区分不清的 3~8 个月患儿, 我们将 3D RARE 序列作为冠状位图像的首选序列。

有时梯度回波 T2* 加权图像有助于儿科寻找因可疑外伤或血管畸形所引起的陈旧性出血。梯度回波 T1 加权像参数为大翻转角 = $60^\circ \sim 90^\circ$, 短 $TR = 20 \sim 100\text{ms}$, 短 $TE < 15\text{ms}$ 。梯度回波 T2 加权像参数为小翻转角 = $5^\circ \sim 20^\circ$, 短 $TR = 50 \sim 500\text{ms}$, 长 $TE = 20 \sim 100\text{ms}$ 。由于梯度回波 T2 加权像对磁场敏感度变化和因血细胞降解产物引起的局部磁场不均匀性十分敏感, 有助于发现血管病变和出血。在出现血细胞降解产物的区域可见明显的信号丢失现象 (见第四章和第十二章)。

脊柱

MRI 是检查神经功能缺陷患儿脊柱的首选方法。CT 则是检查无神经系统功能缺陷性急性损伤的有效方法, 它还有助于观察椎体病变。但是, 如出现神经系统缺陷, CT 检查只有在髓鞘内注射对比剂后才发挥作用, 而这种操作为有创性操作且实施困难。正常超声检查足以除外许多新生儿和婴儿发育性脊柱病变, 但由于脊柱骨性成分的不断骨化, 超声检查对幼儿和年长儿失去作用 (见第九章)。而且, 即使脊髓圆锥位于正常水平, 超声检查还是不能清楚地显示脂肪终丝。另外, 即便超声诊断了脊柱发育异常, MRI 还能在 20% 的病例中发现其他病变。

脊柱的影像检查应根据不同临床情况采取不同技术。如患儿可疑或确诊为脊柱神经管闭合不全, 首先应获得层厚为 3mm 的矢状位 T1 加权像 ($TR 600\text{ms}$,

TE $\leq$ 20ms), 轴位图像则要针对矢状位图像中异常或可疑异常的区域进行扫描。我们需要获得轴位T1加权像和RARE T2加权像。由于T1加权像没有T2加权像中常出现的流动伪影, 故用以观察脊髓并能出色地显示伴发的脂肪瘤。T2 (RARE) 加权像则可清晰地显示马尾、终丝和某些粘连 (如脑脊膜不完全膨出) (见第九章), 以及任何骨性或纤维性分隔。另外还可进行三维RARE容积扫描观察脊柱病变。Weinberger等建议, 使用TR = 500ms, TE_{eff} = 21ms, ETL = 8, 回波间隔为21ms, 成像矩阵256 × 256, FOV20~32cm, 间隔1mm, 带宽16KHz, 1次激励。他们常将每一区域分为32分层 (最小4个层块)。

脊柱侧弯患儿是个难题。首先, 要获得冠状位T1或T2加权像, 以此评价脊柱异常并观察脊髓分裂畸形 (见第九章), 然后进行斜矢状位和斜轴位扫描以获得最佳信息。如发现脊髓分裂畸形, 应对整个分裂段进行梯度回波T2*加权像轴位扫描以寻找纤维或软骨分隔。另外, 如前所述, 还可采集三维RARE图像, 经过处理后可清晰显示每一段脊柱。

对于无神经管闭合不全的脊髓病患儿, 在获得矢状位T1加权像和轴位像后, 还应对整个脊柱进行3mm的矢状位RARE T2加权序列扫描 (TR = 3500ms, TE_{eff} = 102ms)。轴位GE或RARE (TSE, FSE) 序列可对脊髓内异常长T2区进行定位。由于颈段和中、上胸段椎管内脑脊液快速流动可在轴位FSE图像上产生明显伪影, 故笔者喜欢在这些部位采用GE序列 (TR = 600ms, TE = 25ms) 扫描。轴位RARE图像则在下胸段和腰段效果比较好。静脉注射顺磁性对比剂后的T1加权像非常有助于发现脊髓内病变, 特别是可疑肿瘤。标准二维自旋回波像最常用于注入对比剂后, 然而, 增强后的多平面重建3D FT梯度回波图像对肿瘤脑脊液播散的小病灶更敏感。

与成人相比, 儿童脑部血管的快速搏动可引起附近脑脊液相位差, 从而增加了移动质子信号的空间配准不良。因此, 对儿童采用流动补偿技术是非常必要的。现在, 大多数MRI设备都具有了流动补偿技术且常规应用于长TR图像。

特殊技术

磁共振血管成像 (MRA) 和计算机断层血管成像 (CTA)

采用MOTSA技术的三维傅立叶转换时间飞跃法 (3D TOF) 对颅内血管磁共振研究非常有效。对于3D

TOF来讲, GE45/min (TR/TR) 序列参数应为翻转角20°, 分层厚度为0.9mm, 共128层块。应用上饱和带。在频率和相位编码方向使用流体补偿技术。获得数据并对每层块进行重建后, 设定感兴趣的循环区域 (右颈内动脉、左颈内动脉及基底环) 并利用Laub和Kaiser所介绍的方法进行最大强度投影 (MIP) 处理, 可分别得到这些循环血管的MRA图像。为了减少血管交叉重叠和伪影的影响, 应分别进行每个循环区域的最大强度投影 (MIP) 处理。读者还应该记住, MIP技术可产生大量伪影, 因此对MRA或MRV中每一层块图像均须仔细观察。有时在判断血管病变方面, 层块图像的多向重建较MIP更有效。

二维傅立叶转换时间飞跃法 (2D TOF) 是显示颈动脉和椎动脉的最佳方法。3D TOF MOTSA序列常用于特定区域的高分辨扫描。尽管2D TOF序列主要用于颈部血管成像, 如患儿不自主运动导致3D TOF成像模糊时, 也可使用2D TOF序列显示颅内血管。我们采用GE 4.5/min (TR/TE) 的2D TOF序列获取55幅轴位连续图像, 参数为层厚 = 1.5mm, 翻转角为60°, 应用双相梯度进行流动补偿。在轴位图像的头侧设定上饱和带以消除静脉血流向颈静脉回流引发的信号。在多个方向上重建右颈动脉/椎循环和左颈动脉/椎循环的MIP图像。

对于成人 (患者), 团注对比剂的3D TOF MRA可以产生消除了饱和效应和去相位伪影的高分辨MRA图像。虽然目前尚缺乏有关儿童CE-MRA的研究报道, 但其结果可能与成人相似。

相位对比法成像对于慢速血流显影、分析血流方向、确定流量以及减少因流速缓慢引起的饱和效应均可产生作用。在儿科神经影像学中, 由于多层二维相位对比法 (2D PC) 较三维PC明显缩短了成像时间, 所以常用于确定血流方向。2D PC采用GE27/4.5序列, 成像矩阵为192 × 256, 层厚 = 5mm, 翻转角 = 20°, 15次激励。采用预饱和带技术。采用编码速度 (Venc) (即相位在180°之间变化的速度) 为80cm/s来观察动脉; 30cm/s来观察静脉。

最好采用2D TOF观察硬脑膜静脉窦。冠状位2D TOF静脉血管成像可避免血液水平方向流动在横窦产生的饱和效应。层厚为1.5mm的GE 45/6.9成像序列使用的翻转角为60°, 成像矩阵 = 256 × 128, 1次激励。应在冠状位观察区后方设定饱和带。由于同时出现动脉血管显像, 在这些血流复杂的去相位区域使用增强后扫描有时可获得更好效果。

多排螺旋CT的出现使计算机断层血管造影 (CTA)

成为有效手段。高质量 CTA 要求通过大口径静脉导管(通常使用高压注射器)团注碘对比剂,并且要在恰当时机采集到感兴趣区图像。为了在对比剂进入动脉而尚未进入静脉的时刻获得图像,操作者必须做预试验,即先注射少量对比剂,然后在同一层平面采集图像,直到显示强化。观察对比剂到达时间以决定在对比剂注入多长时间后开始进行扫描。使用小扫描野(通常10~15cm,可根据患儿确定)薄层(通常1mm)采集图像,随后进行的二维和三维重建图像可清晰地显示感兴趣血管。CTA 和 MRA 均为简便易行且表现准确的影像学方法,均能清晰显示颈部血管、硬脑膜静脉窦和 Willis 环。使用哪种成像方法需从两方面考虑,对于年长儿,由于 MR 成像过程中需要镇静以保持不动,所以成像速度较快且无需镇静的 CTA 就成为首选。然而对于幼儿来讲,特别是新生儿和婴儿,两种成像方法均需镇静,因 MR 无电离辐射且不需要注射对比剂,故以其安全、方便而成为首选方法。

脑脊液流动成像

使用相位对比法可以显示脑脊液(CSF)并作出定量分析。MR 成像是观察正常脑脊液流动中断的最佳方式。特别是对考虑存在枕骨大孔压迫的 Chiari 畸形 I 型和 II 型患儿(见第五章),我们常应用这种检查方法。当需要对 CSF 进行定量研究时,常采用相位对比矢状位成像。当观察 Chiari 畸形患儿时,图像应以枕骨大孔为中心。使用的参数为 Venc = 10cm/s, TR = 27ms, TE = 11.7ms, 翻转角为 30°, 22cm 的扫描野, 128 × 256 成像矩阵, 2 次激发。采用外周门控技术。

如仅需要有关 CSF 流动定性的信息,也可利用对流动敏感的其他成像序列完成。采用三维傅立叶转换技术的稳态自由步进序列(FLSP 或 SSFP)对显示非稳态快速流动的 CSF 非常有效,CSF 显示为低信号。其参数为 TR = 30ms, TE = 14ms, 翻转角为 40°, 相位编码为 200。应用 18cm 观察野并将其按每层 1.4mm 分为 128 层块。由于是三维数据,故可对数据进行任意平面重建。FSE 和 FLAIR 序列对运动比较敏感,因此也可用于 CSF 流动的定性研究。

磁共振神经图像

FSE 和 STIR 序列可用以显示诸如臂丛、上肢、下肢以及颈部神经丛。无论哪种序列均需采用长 TR (4000~5000ms) 和长 TE (100~110ms) 并在扫描范围四周设定饱和带(抑制流进方向产生的高信号)。如使用 FSE 序列,最好在感兴趣区域应用脂肪抑制脉冲。一般而言,由于脂肪抑制很少受到容积磁化率影响,因此

STIR 序列用于颈部和上臂效果较好,可避免压脂和压水不均匀的问题。如在颈部和上臂应用 FSE 序列,使用水囊、油囊以及厂家提供的颈垫都有助于减少伪影。参数为无层间距的 3~4mm 层厚,成像矩阵应大于 256 × 256,如可能要应用 512 × 512。神经束在图像中显示为纵向高信号带。这些序列能够很好地显示外周神经内在病变。

磁化转移

磁化转移对比(MTC)技术用于观察髓鞘形成和脱髓鞘改变。MTC 成像依赖于自由水和结合水的弛豫性质不同,该技术的产生基于以下事实,即与大分子(如那些构成髓鞘的分子)结合的水质子的 T1 和 T2 弛豫时间极短,不能产生 MR 图像信号。然而,自由水和结合水含量经常发生转换。施加初始射频脉冲时与大分子结合,而在应用频率梯度前与之分离的水分子中的质子 T1 和 T2 弛豫时间较其他自由水分子中的质子弛豫时间短。水质子的总弛豫时间变短,这个过程即为磁化转移。磁化转移的数量取决于可与自由水结合的大分子数量以及两种水分子间的转换率。

如射频(RF)脉冲(5~10kHz)稍微偏离自由水共振峰值,将使具有很宽吸收峰值的结合水质子饱和,而对自由水质子影响轻微。所以,应用偏振射频脉冲可完全消除结合水质子对 T1 和 T2 弛豫时间及对 MR 成像的贡献,如减去偏振射频饱和和脉冲图像可显示结合水质子的作用,即磁化转移量。磁化转移可被定量。

采用两套扰相梯度回波扫描即可获得磁化转移图像。获得最佳图像的参数为 TR = 300ms, TE = 7ms, 翻转角为 20°, 层间隔为 3mm, 观察野为 12cm, 采用三维傅立叶转换重建技术。在与自由水共振频率相差 5kHz 的第二个扫描中应用射频饱和带可使结合水质子饱和。两次射频之间的数据相减构成磁化转移图像。通过脑组织不同感兴趣区的测定值推算出这些区域的磁化转移量,这些磁化转移量又可直接反映脑部不同区域的髓鞘形成情况($MTR = [M_0 - M_s] / M_0$, MTR 为磁化转移率, M0 是偏振射频脉冲饱和前的信号大小, Ms 为实施饱和后组织信号的大小)。

灌注成像

对婴幼儿实施灌注成像较为困难,其困难在于不易建立近端静脉通路而只能使用细小的静脉导管(降低了注射速率并延长注射时间),使用对比剂剂量低以及易出现运动伪影。如这些困难得以解决,灌注成像则可能为我们提供有用信息(特别是在年长儿中)。

随着螺旋 CT 的普遍应用,CT 灌注成像已成为切实

可行并广泛应用于成人的方法。由于前述的局限性和辐射原因,在撰写本书时 CT 灌注还未在儿童中应用。

注射对比剂后,可采用多种方法实现 MR 动态成像。一种方法为快速翻转预脉冲梯度回波序列,该序列可在 1 秒内获得重 T1 加权图像。顺磁性对比剂强化可显示为图像中脑组织信号强度增加;也可选择 T2* 加权脉冲序列。因平面回波成像可在单次团注对比剂后获得多水平图像,如有条件,可使用该序列。梯度回波序列对大、中血管比较敏感,对比剂首次通过期间可见较明显的信号下降,所以梯度回波序列可替代自旋回波序列。尽管易于出现磁敏感性伪影,梯度回波序列对血容量细小变化也比较敏感。因此大量文献推荐采用梯度回波序列观察脑肿瘤血容量。如不能应用平面回波技术,也可使用标准梯度回波序列,但要求其回波时间够长。顺磁性对比剂首次通过脑部时, T2* 缩短将导致信号强度丢失。根据图像顺序测量感兴趣区域信号强度可获得一条曲线(该曲线称为 $\Delta R2^*$ 曲线), $\Delta R2^*$ 为随时间变化的函数图(见第七章)。从 $\Delta R2^*$ 曲线可推算出平均通过时间、相对血容量以及相对血流量。我们和其他作者的经验表明, T2* 加权序列图像的信噪比高,故常使用该序列成像来判断脑缺血、在某些情况下观察肿瘤(见第七章绪论部分)。 $\Delta R2^*$ 曲线常用于区分实质内、外肿瘤,以及实质内肿瘤与脓肿和脱髓鞘斑块的鉴别。

通过静脉团注对比剂可获得灌注影像。对于平面回波成像技术,我们采用单次激发梯度回波, $TR = 1250\text{ms}$, $TE = 54\text{ms}$, 带宽为 178kHz , $FOV = 26 \times 26\text{cm}$, 层厚为 4mm , 成像矩阵 256×128 , 一次激励。该序列在两分钟之内可从 7 个层块中得到 70 幅图像。标准梯度回波序列成像的参数为 $TR = 35\text{ms}$, $TE = 25\text{ms}$, 翻转角为 10° , 一次激励, 层厚 = 10mm , 成像矩阵 = 256×64 ; 此序列可每 2 秒获得一幅图像,连续采集 30s 以上。由于脑部血循环(包括动脉期、毛细血管期和静脉期)时间在 7~9s 之间,所以 30s 已提供了足够的时间。数据分析可提供局部血容量、局部血流量近似值以及灌注延迟测量。

也可将血液作为内源性示踪剂进行灌注成像,这种技术涉及自旋标记、动脉自旋标记以及黑血技术,完全无创且从理论上将可获得良好的图像质量。自旋标记是指流入质子的自旋在颈动脉水平发生反转,随后得到一系列脑血流图像,由于流入质子具有反向自旋,故图像显示该平面组织纯磁化度发生变化,这种磁化度变化是该平面组织灌注的功能表现。虽然这种技术采用了自旋回波技术,但组织灌注引起的信号强度变化很小,头部晃动或仪器不稳定均可干扰测量结果。最

好应用平面回波完成自旋标记技术,通过减少仪器移动和头部晃动得出更可靠的结果。

另一种动脉自旋标记技术是连续动脉自旋标记,指动脉自旋被连续标记,并在脑实质内测定其稳定状态,该方法会受到不需要的磁化转移效应和来自微血管的“噪音”影响。最近,有一种新技术,它在进行连续动脉自旋记录的同时判断磁化转移的变化程度,该技术克服了磁化转移效应并可在 5~10 分钟内进行无创的脑灌注的定量研究。虽然检查持续时间对于儿童仍然有些长,但它在使用非对比剂定量研究的 MR 灌注技术发展上已迈出了一大步。

弥散张量成像

MR 扫描中非常强烈、快速的梯度变化可用以测定脑内水分子的净运动。这种运动主要来源于弥散,但也可来源于毛细血管内血流或细胞内大分子中水分子的动态转换。这些运动共同引起强梯度场下的信号丢失,信号丢失可被测量并被称为表观弥散系数(ADC)。在各个方向上的大梯度野中可测量各方向 ADC 值。获得一系列不同强度的梯度图像可定量 ADC 值。虽然在理论上弥散成像可应用标准自旋回波或梯度回波技术完成,但由于弥散成像灵敏度很高,即使极其微小的运动也会导致该技术应用失败。所以,总是应用平面回波成像技术完成弥散成像。在 UCSF,我们采用单次激发技术, $TR = 1000\text{ms}$, 最小的 TE, 采集矩阵 = 256×128 , 带宽为 166.7MHz , $FOV = 36 \times 27\text{cm}$, 层厚为 $3 \sim 5\text{mm}$, 一次激励。强梯度(适用“b”值^[81])是获得高质量弥散图像的关键。患儿的年龄决定“b”值大小。早产儿 b 值为 600s/mm^2 , 足月儿 b 值为 700s/mm^2 , 年长儿 b 值为 1000s/mm^2 。必须在最少三个互相垂直的平面均施加弥散梯度以获得对质子弥散变化的高灵敏性(弥散张量成像一般在 6 个平面进行,见下述部分)。保证一致性对于弥散梯度是非常重要的,特别是在计算 ADC 时尤为重要。ADC 值随所用 b 值的不同而变化。

20 世纪 90 年代中期 Basser 等的工作使弥散成像中一种更精密的方法(弥散张量成像, DTI)被广泛应用于临床。弥散张量成像是一种真正对体素内水分子运动进行的数学描述(张量)。除了获得一幅无弥散加权($b=0$)的图像外,还需要得到至少 6 个不同方向中的弥散加权像,才能测定弥散张量。一旦得出每个体素的弥散张量,就可以计算平均弥散度(D_{av} 或 ADC)以及各体素中水分子运动的变异程度(水分子弥散的不同程度)。由于图像难以显示张量数据,所以常应用“弥散椭圆体”概念。该椭圆体是指在特定时间(T_d)内对单