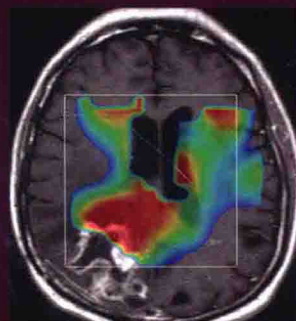
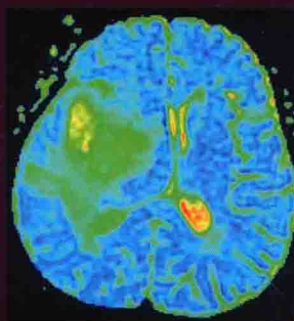


大连市学术专著资助出版评审委员会资助出版

主 编

郎志谨 苗延巍 吴仁华 马 军



MRI新技术

及在中枢神经系统肿瘤的应用

APPLICATION OF
ADVANCED MR IMAGING TECHNIQUES
IN CENTRAL NERVOUS SYSTEM TUMORS

上海科学技术出版社

大连市学术专著资助出版评审委员会资助出版

Application of Advanced MR Imaging
Techniques in Central Nervous System Tumors

MRI新技术及 在中枢神经系统肿瘤的应用

主编 / 郎志谨 苗延巍 吴仁华 马 军

上海科学技术出版社

图书在版编目(CIP)数据

MRI新技术及在中枢神经系统肿瘤的应用 / 郎志谨等主编. — 上海: 上海科学技术出版社, 2015.1

ISBN 978-7-5478-2328-6

I. ①磁… II. ①郎… III. ①中枢神经系统疾病—肿瘤—核磁共振成像—诊断学 IV. ①R739.404

中国版本图书馆CIP数据核字 (2014) 第163551号

MRI新技术及在中枢神经系统肿瘤的应用

主编/郎志谨 苗延巍 吴仁华 马 军

上海世纪出版股份有限公司 出版

上海科学技术出版社

(上海钦州南路71号 邮政编码200235)

上海世纪出版股份有限公司发行中心发行

200001 上海福建中路193号 www.ewen.co

安徽新华印刷股份有限公司印刷

开本: 787×1092 1/16 印张: 26 插页: 4

字数: 520千字

2015年1月第1版, 2015年1月第1次印刷

ISBN 978-7-5478-2328-6/R·780

定价: 148.00元

内容提要

本书分为上、下两篇。上篇为 MRI 新技术，共 10 章，深入浅出地介绍了目前在临床和科研工作中常用的 MRI 新技术原理及临床应用，包括弥散加权成像 (DWI)、弥散张量成像 (DTI)、灌注加权成像 (PWI)、非对比增强 MR 血管成像、波谱成像 (MRS)、血氧水平依赖成像 (BOLD)、磁敏感成像 (SWI)、弹性成像、氧摄取分数 (OEF)、酸碱度成像。下篇为 MRI 新技术在中枢神经系统肿瘤的应用，分为幕上肿瘤、鞍区肿瘤、桥小脑角区肿瘤、小脑肿瘤、松果体区肿瘤、脑室肿瘤、转移瘤等 15 章。每章中，对肿瘤的临床表现、病理改变、MRI 表现以及鉴别诊断做了全面而详细的描述，重点阐述了 MRI 新技术的临床应用。

本书总结了国内外 MRI 新技术与应用的临床研究成果，图文并茂，信息丰富，内容权威，临床实用性强，可为临床及影像科医生提高 MRI 应用水平提供帮助。

编者名单

主 编

郎志谨 苗延巍 吴仁华 马 军

副主编

伍建林 刘爱连 王绍武

编 者

(以姓氏笔画为序)

马 军	王丽君	王绍武	王微微	牛田力	田诗云
冯 洁	宁殿秀	刘 婷	刘义军	刘艳艳	刘爱连
刘铁利	李梦颖	李雪松	李智勇	杨文彬	杨忠现
吴仁华	沈慧聪	宋清伟	张 清	张竞文	陈若伟
陈国龙	苗延巍	郑程程	郎志谨	赵芝弘	胡 瑞
贺振飞	倪鸣飞	徐 斌	高冰冰	唐乐梅	曹 震
戴卓智	魏 强				

作者单位

大连医科大学附属第一医院
汕头大学医学院附属第二医院
首都医科大学附属天坛医院

序

时光荏苒，岁月如梭，从20世纪70年代初美国科学家Paul Lauterbur发明了磁共振成像（magnetic resonance imaging, MRI）技术到现在，已经40余年了。20世纪80年代初美国开始正式把MR用于临床医学，从此以后MR便以无电磁辐射、组织对比分辨率高、可进行功能成像和分子成像等诸多优势很快发展成为临床诊断和治疗的重要影像技术。

近年来，随着MR设备不断更新换代，MRI新技术也层出不穷，不仅为临床医生提供了真实、准确的解剖图像，更对疾病的功能变化、代谢异常等进行早期定量，使疾病的诊断不仅仅局限于大体形态学层次，而且进入微观水平，即细胞、分子水平。然而，诸多MRI新技术的产生，如弥散加权成像（DWI）、弥散张量成像（DTI）、灌注加权成像（PWI）、波谱成像（MRS）、血氧水平依赖成像（BOLD）、磁敏感加权成像（SWI）等，也带来了技术应用和图像解读方面的难题。很多医生对于MRI新技术的原理、适用范围、图像特征、应用价值等缺乏了解，无法很好地应用于临床与科研。

由国内著名影像学专家、大连医科大学附属第一医院放射科郎志谨教授等主编的《MRI新技术及在中枢神经系统肿瘤的应用》可谓应时而做、应运而生。该书共25章，50多万字，分上、下两篇。上篇为“MRI新技术”，分10章，深入浅出、通俗易懂地介绍了目前在临床和科研工作中常用的MRI新技术原理及临床应用，包括弥散加权成像（DWI）、弥散张量成像（DTI）、灌注加权成像（PWI）、非对比增强MR血管成像、波谱成像（MRS）、血氧水平依赖成像（BOLD）、磁敏感加权成像（SWI）、弹性成像、氧摄取分数（OEF）、酸碱度成像。下篇为“MRI新技术在中枢神经系统肿瘤的应用”，分为幕上肿瘤、鞍区肿瘤、桥小脑角区肿瘤、小脑肿瘤、松果体区肿瘤、脑室肿瘤、转移瘤等15章。每章中，每个肿瘤从临床概况、病理改变、MRI表现、MRI新技术

应用以及鉴别诊断等方面做了全面而详细的描述。全书的重点在于MRI新技术应用方面。作者在自己研究成果的基础上,大量阅读文献,汇总国内外学者的研究成果。本书图文并茂,图片清晰,信息丰富,内容翔实,临床实用性强,学术水平高,可望为读者提供更多的MR新技术应用方面的知识和信息。

本书的最大亮点在于:①内容翔实,涵盖面广,病种齐全。本书上篇“MRI新技术”包括了目前应用在临床与科研工作的所有MRI新技术;下篇对常见和少见的中枢神经系统肿瘤的临床与MRI表现进行了全面的介绍。②新知识点丰富。本书的出发点为“MRI新技术”,书中重点介绍各项新技术原理和应用价值,编者非常注重新技术的知识更新,力求将最新的知识点介绍给读者,如弥散的双指数模型、弥散峰度成像(DKI)、OEF、酸碱度成像、弹性成像等。③病例丰富,实用性强。本书的病例以大连医科大学附属第一医院多年来积累的大量病例为基础,结合北京天坛医院、汕头大学医学院附属第二医院提供的病例,确保病种齐全。每种肿瘤的“MRI表现”、“MRI新技术应用”以及“鉴别诊断”等内容均源自专家的临床经验和文献回顾,具有较强的临床实用性。

有幸读到郎志谨教授等主编的这本书,相信每位读者都可以从中了解MRI领域的新知识、新理念以及应用心得,为MRI新技术的临床应用提供了一些借鉴与帮助。有鉴于此,欣然应邀作序。



首都医科大学附属天坛医院院长

中华医学会副会长

2014年9月

前言

MRI 常规序列能够显示组织器官的病理、解剖学改变,为临床工作提供了很多的信息,但仍存在不足及“盲区”。近年来,迅速发展的 MRI 新技术恰恰弥补了这些不足,不仅可以显示组织器官的微细结构改变,如白质纤维束、小静脉等,更可以早期、定量地显示其功能学改变,乃至代谢、分子生物学的变化。然而,诸多 MR 新技术的产生,如弥散加权成像(DWI)、弥散张量成像(DTI)、灌注加权成像(PWI)、波谱成像(MRS)、血氧水平依赖成像(BOLD)、磁敏感加权成像(SWI)等,也造成应用者技术原理、应用范围和图像解读等方面的知识欠缺。本书编写的初衷就是深入浅出地解读各种 MR 新技术的原理、应用范围及其在中枢神经系统的病变诊断价值。

本书主要内容分上、下两篇,上篇重点介绍各种 MRI 新技术的原理和在中枢神经系统各种疾病的应用;下篇对中枢神经系统肿瘤的临床与影像表现进行详细论述,尤其对 MRI 征象、MRI 新技术以及鉴别诊断进行了重点阐述。

本专著集国内多位影像学专家历时三年倾力打造,汇集各参与单位大量的影像资料和科研成果,力求具有先进性、科学性及实用性,为临床医师提供大量 MR 新技术应用的范例,期望为其日常工作提供帮助。

本书是在大连医科大学附属第一医院领导及同志们鼎力相助下才完成的,并得到了大连市政府的重点资助与大连学术专著资助出版评审委员会领导的关心与指导。同时,也非常感谢上海科学技术出版社,他们为本书的顺利出版付出了大量的辛勤劳动。最后,对此书的出版付出了辛勤劳动的病理科、病案室、图书馆的同志们致以深深的谢意。

限于作者的水平,错误疏漏难免,真诚希望大家批评指正。

郎志谨

2014 年 9 月于大连

目录

上篇 MRI新技术

第一章	弥散加权成像.....	3
第一节	基本概念及成像原理.....	3
第二节	高分辨率DWI成像技术.....	4
第三节	DWI参数及图像解读.....	8
第四节	正常脑及脊髓的DWI图像及参数.....	10
第五节	DWI在神经系统的应用.....	12
第六节	DWI定量新模型.....	29
第二章	弥散张量成像.....	33
第一节	DTI基本原理及扫描参数.....	33
第二节	纤维束示踪成像.....	34
第三节	DTI图像后处理及参数.....	35
第四节	正常脑、脊髓DTI参数.....	37
第五节	DTI及DTT的不足.....	40
第六节	DTI在神经系统的应用.....	41
第七节	磁共振弥散峰度成像.....	60
第三章	磁共振灌注加权成像.....	75
第一节	动态磁敏感增强灌注加权成像.....	75
第二节	动脉自旋标记技术.....	87
第四章	非对比增强MR血管成像.....	98
第一节	与MRA成像相关的血流动力学.....	99
第二节	时间飞跃法MRA.....	100
第三节	相位对比MRA.....	104
第四节	部分傅里叶FSE序列.....	107
第五节	平衡式稳态自由进动序列.....	109
第六节	动脉自旋标记法MRA.....	110
第七节	NCE-MRA成像技术的展望.....	112

第五章 血氧水平依赖功能MR成像	115
第一节 血氧水平依赖功能MR成像的概念及基本原理	115
第二节 BOLD-fMRI数据采集、参数及后处理方法	117
第三节 BOLD-fMRI的技术发展	120
第四节 BOLD脑功能成像的应用	123
第六章 磁敏感加权成像	138
第一节 磁敏感加权成像基本原理	138
第二节 SWI成像的图像采集和后处理过程	139
第三节 人脑铁浓度的MRI定量	142
第四节 正常人脑SWI图像及参数	145
第五节 SWI在神经系统疾病的应用	148
第七章 磁共振频谱	164
第一节 MRS的基本概念及成像原理	164
第二节 MRS成像的技术方法	166
第三节 正常脑组织的代谢物及其意义	168
第四节 正常脑组织的代谢物的定量及其意义	169
第五节 MRS在神经系统的应用	171
第八章 磁共振弹性成像	183
第九章 氧摄取分数	186
第十章 MR酸碱度成像	192

下篇 MRI新技术在中枢神经系统肿瘤的应用

第十一章 中枢神经系统肿瘤概述	197
第十二章 星形细胞起源肿瘤	202
第一节 总论	202
第二节 毛细胞型星形细胞瘤	206
第三节 毛细胞黏液型星形细胞瘤	208
第四节 室管膜下巨细胞星形细胞瘤	210
第五节 多形性黄色星形细胞瘤	212
第六节 弥漫性星形细胞瘤	214
第七节 间变性星形细胞瘤	216
第八节 成胶质细胞瘤	218
第九节 胶质肉瘤	221
第十节 大脑胶质瘤病	224

第十三章 少突胶质细胞源性肿瘤	230
第一节 少突胶质细胞肿瘤	230
第二节 少突-星形细胞肿瘤	234
第十四章 神经元和混合性神经元-神经胶质肿瘤	236
第一节 小脑发育不良性神经节细胞瘤	236
第二节 婴儿促纤维性星形细胞瘤/节细胞胶质瘤	238
第三节 胚胎发育不良性神经上皮肿瘤	239
第四节 神经节细胞瘤	241
第五节 节细胞胶质瘤	242
第六节 中枢神经细胞瘤	244
第七节 脑室外神经细胞瘤	244
第十五章 胚胎性肿瘤	248
第一节 髓母细胞瘤	248
第二节 中枢神经系统原始神经外胚层肿瘤	248
第十六章 脑膜起源肿瘤	251
第一节 脑膜上皮细胞起源肿瘤——脑膜瘤	251
第二节 脑膜间质肿瘤	265
第三节 原发性黑色素瘤	273
第十七章 淋巴瘤和造血系统肿瘤	277
第一节 淋巴瘤	277
第二节 浆细胞瘤	281
第十八章 生殖细胞起源肿瘤	284
第一节 生殖细胞瘤	284
第二节 颅内原发性绒癌	289
第十九章 鞍区肿瘤	292
第一节 鞍内肿瘤	292
第二节 鞍旁肿瘤	302
第三节 鞍上肿瘤	313
第四节 鞍区其他肿瘤样病变	322
第二十章 桥小脑角区肿瘤	328
第一节 听神经瘤	328
第二节 脑膜瘤	331
第三节 三叉神经瘤	332
第四节 胆脂瘤	333
第五节 颈静脉球瘤	334

第二十一章 小脑肿瘤	338
第一节 髓母细胞瘤	338
第二节 星形细胞瘤	340
第三节 血管网状细胞瘤	341
第四节 淋巴瘤	345
第五节 转移瘤	346
第六节 胆脂瘤	347
第七节 脑膜瘤	347
第八节 脉络丛乳头状瘤	348
第二十二章 松果体区肿瘤	350
第一节 松果体实质肿瘤	350
第二节 生殖细胞瘤	354
第三节 畸胎瘤	355
第四节 星形细胞瘤	356
第五节 脑膜瘤	357
第六节 转移瘤	357
第二十三章 脑室肿瘤	361
第一节 室管膜瘤	361
第二节 脉络丛乳头状瘤	364
第三节 脑室内脑膜瘤	366
第四节 室管膜下巨细胞星形细胞瘤	369
第五节 室管膜下瘤	370
第六节 中枢神经细胞瘤	371
第七节 畸胎瘤	373
第八节 星形细胞瘤	374
第九节 转移瘤	376
第十节 第四脑室玫瑰花结样胶质神经元肿瘤	377
第二十四章 脑转移瘤	380
第二十五章 椎管内肿瘤	388
第一节 星形细胞瘤	389
第二节 室管膜瘤	391
第三节 神经鞘瘤	392
第四节 脊膜瘤	395
第五节 血管网状细胞瘤	397
第六节 脂肪瘤	399
第七节 转移瘤	399
第八节 海绵状血管瘤	400

上篇

MRI新技术

第一章 弥散加权成像

第一节 基本概念及成像原理

弥散是物质的转运方式之一，是分子等微观颗粒由高浓度向低浓度区的随机微观移动，即布朗运动。磁共振（magnetic resonance, MR）弥散加权成像（diffusion weighted imaging, DWI）是利用水分子的弥散运动特性进行 MR 成像的，其对人体的研究深入到细胞水平，反映人体组织的微观几何结构以及细胞内外水分子的转运。

早在 1950 年，Hahn 等在对自旋回波（spin echo, SE）序列设计的研究中就率先提出了水分子弥散对 MR 信号的影响。而后，在 1954 年，Carr 和 Purcell 等以 SE 序列为基础测得了水的弥散系数，Woessner 等又将此方式扩展到利用受激回波序列的测量。1965 年，Stejskal 和 Tanner 最早编写了 DWI 序列程序，首次引入了脉冲梯度（弥散梯度）替代恒定梯度进行弥散成像，将其发展成为可测量的磁共振技术，这也为以后 DWI 序列开发与应用奠定了基础。1986 年，Le Bihan 等首次将 DWI 用于生物组织中体素内非相干性运动的测量，开辟了 DWI 应用于活体组织的先河，最先用于脑部疾病的研究。目前，随着 MR 软件及硬件的不断提升，DWI 已经应用于全身各个器官，为临床工作提供更多的帮助。

DWI 主要是描述体内水分子（包括自由水和结合水）的随机位移运动状况。在液体中，由

于水分子的随机运动，导致其不断相互碰撞，每次碰撞后水分子发生偏向并旋转，使其位置与运动方向发生随机性变化。水分子的弥散运动一般可以分为自由弥散和受限弥散两种类型。其中，自由弥散属于传统物理学的范畴，但是在人体内，大多数生物组织中存在许多天然的弥散屏障，如细胞膜或大分子蛋白质、细胞密集程度等，使得水分子的弥散受到一定程度的限制，即受限弥散。与自由弥散相比，生物组织中的水分子由于存在下列因素，弥散受限更加明显：①组织中的水可能与自由水以相同的速率进行弥散，但是组织中的水可能会遇到纷繁复杂的各种障碍，发生诸多不可预知的碰撞后，使得水分子的位移速度大大减慢，弥散系数减小；②组织中的水可以与大分子物质结合成结合水，成为体积较大的物质，运动速度自然受限，运动范围减小，使得这种结合水的位移速度减慢，弥散系数减小。活体状态下的 DWI 就是研究水分子受限弥散的程度、范围以及方向。

DWI 是利用自身序列的变换来检测水分子的运动状态及速度。目前采用的 DWI 序列大部分为 Stejskal 和 Tanner 编写的序列的扩展。在这类序列中，通常要在梯度场读出方向的重聚射频脉冲（radio frequency, RF）两侧各嵌入一个相

同的梯度脉冲,即弥散梯度(G),以减弱其他方向上成像梯度对弥散的影响。质子的自旋由第一个梯度脉冲去相位,至第二个梯度脉冲复相位,分子的运动可以导致复相位减低,因此分子运动增加将造成信号强度的减低。常规采用的成像技术是在SE序列中 180° 脉冲两侧对称地各施加一个长度、幅度和位置均相同的对弥散敏感的梯度脉冲,当质子沿梯度场进行弥散运动时,其自旋频率将发生改变,结果在回波时间内相位分散不能完全重聚,进而导致信号下降。用相同的成像参数两次成像,分别使用和不用对弥散敏感的梯度脉冲,两次相减就剩下做弥散运动的质子在梯度脉冲方向上引起的信号下降的成分,即由于组织间的弥散系数不同而形成的图像,凸显了水分子的弥散权重。

DWI实际上是测量水分子之间的运动,可用爱因斯坦公式来表示,即 $\langle X^2 \rangle = 2DT$,其中 $\langle X^2 \rangle$ 为平均位移平方, D 为弥散系数(diffusion coefficient), T 为弥散时间。在活体组织中,由于存在阻碍分子弥散的细胞膜、细胞器等结构,以及隔室效应、细胞水化层的存

在,使弥散不再遵循爱因斯坦公式,在受限弥散中,平均位移平方不再与弥散时间呈线性关系,弥散系数随时间延长越来越小。DWI主要根据D值分布成像,DWI对沿着施加弥散梯度方向上所有生理组织中的微小运动均敏感,水分子的弥散即可引起自旋质子的失相位,造成DWI上的信号丢失。被检查者的任何运动均可影响DWI信号,如肢体移动、动脉搏动、组织颤动、呼吸和微循环(灌注)均可增加弥散作用,即增加D值。所以,常用表观弥散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)来描述在活体弥散成像上所观察到的表观作用。ADC值反映水分子在组织内的弥散能力,ADC值越大,水分子的弥散运动越强。可根据Stejskal-Tanner公式求出表观弥散系数ADC,即 $ADC = \ln(S_2 / S_1) / (b_1 - b_2)$, S_2 与 S_1 是不同弥散敏感系数 b_1 、 b_2 条件下的弥散加权像的信号强度, b 为弥散敏感系数,包括用于成像序列的磁场梯度及时间参数,较大的 b 具有较大的弥散权重,对水分子的弥散运动更敏感,并引起较大的信号下降。

第二节 高分辨率DWI成像技术

一、并行采集技术

MRI各种软件及硬件的发展是为了进一步缩短采集时间,提高图像的质量,如空间、时间分辨率,并且能兼顾大范围扫描,以期满足广泛的临床应用和高级的科研活动。以往的研究主要是通过梯度场场强和切换率的增加,以提高空间和时间分辨率。目前,中、高档磁共振机器的梯度场场强以及梯度场场强的切换率都已经达到了相当高的水平,但是同时随之而来的是特殊吸收率(specific absorption rate, SAR)增大、磁敏感效应、噪声和运动伪影增加。因此,寻找新的方法来既提高扫描速度又能获得高空间分辨率

图像是我们所希望的。目前,应用最多的是并行采集技术(parallel acquisition technology, PAT),是并行采集算法、多通道接受线圈、多接收通道和高性能计算机技术发展的结合体。其中并行采集算法是核心,其他的是实现并行采集技术的硬件基础。自并行采集技术问世以来,已有许多不同重建技术和策略。最广泛应用PAT技术有敏感度编码(sensitivity encoding, SENSE)技术、自行校准技术(mSENSE)及全面自动校准部分并行采集(generalized auto calibrating partially parallel acquisition, GRAPPA)。并行采集技术可以缩短序列采集时间,获得高空间分辨率和高时间分辨率图像,缩短屏息时间,减少平均次

数,从而减少运动伪影、图像模糊和几何变形。对于超高场(3T及以上)磁共振系统,多线圈并行采集技术的应用不仅仅使得成像时间缩短,更重要的是它使成像所需的射频脉冲的数量减少,减少患者对射频能量的吸收(特别在腹部扫描)。并行采集技术已是现在提高采集速度的突破口。

(一) 并行采集算法

目前并行采集算法有如下几类。

1. 空间谐波同步采集(simultaneous acquisition of spatial harmonics, SMASH)和全面自动校准部分并行采集(GRAPPA) SMASH应用多个并行线圈减少扫描时间,通过线性结合线圈敏感函数,近似低阶拟合理想的视野(field of view, FOV)进行影像重建,以线圈的敏感性剖面为基础来产生空间共振,各个相控阵线圈获得矩形FOV信息后,在傅里叶转换之前利用参考扫描得到的相控阵敏感线圈敏感度信息来填充整个K空间,获得整个FOV的空间信息后再利用傅里叶变换重建图像,从而去除了卷褶。

GRAPPA为SMASH技术的另一分支,它主要在采集过程中采集一些额外的K空间数据,并去除每个线圈敏感性的校准采集。GRAPPA的重建算法提高了信噪比(signal noise ratio, SNR),并消除了与SMASH采集相关的伪影。GRAPPA更适合于屏息状态下成像。当获得精确的线圈敏感性比较困难时,GRAPPA算法可提供更优化的重组算法,在屏息并行采集时,患者反复屏息存在一定的困难,使校准采集和并行采集存在一定的误差,这样便可导致重建伪影,此种情况下,自动校准技术更为适用。GRAPPA技术另一优点为可采集小FOV图像。

2. 敏感度编码(SENSE)利用较高的局部梯度磁场,通过多线圈并行采集以增加K空间内采集位置的距离,达到减少K空间采样密度的目的。各个相控阵线圈获得的矩形FOV信息先进行傅里叶转换,得到各自卷褶的图像,然后利用参考扫描得到的相控阵线圈敏感度信息来去除卷褶。

SMASH、GRAPPA和SENSE三者的设计

思路都是通过不同位置的接收线圈单元提供的位置信息而减少相位编码数来实现减少扫描时间的初衷。

(二) 多通道接受线圈

相阵列线圈是由多个相对独立的小线圈单元共同组合成一个线圈阵列,它需要通过多通道谱仪并行采集多个传输MR信号。各个通道的并行采集达到了多次数据叠加的效果,从而既保证了图像质量,又能大大地缩短了扫描时间。每个小线圈单元均为表面线圈,在充分接收邻近组织较强信号的同时,还能够独立地接收该层面内所有其他的信号源,对最终临床图像的重建具有重要贡献。由于线圈与信号源的空间位置特性,在相位编码方向,排列多个表面线圈,每个线圈单元接收邻近组的信号振幅强度不同。不同的振幅强度信号,取决于线圈和信号源的距离。这些信号强度的幅度变化包含了本需经相位编码梯度进行相位调制而获得空间信息。这样,经过对多通道并行采集的信息进行幅度和相位校正,重建得到最终图像。其信噪比、时间分辨率均与常规扫描相当,而扫描时间却明显减少。

线圈不仅互相独立工作,而且在SENSE重建方向应具有较高的空间敏感梯度。如当相位编码方向为前后方向时,应将线圈放于患者的前后表面,而不要放置在左右方向。当进行3D采集时,SENSE需要施加2个相位编码方向,此时线圈的放置和几何学更为重要而且更加复杂。

(三) 校准采集

并行采集之前需要进行独立的校准采集以保证影像的信噪比,校准采集为快速、低分辨力(快速梯度回波技术)采集,并记录每个阵列线圈的空间敏感性。对于屏息并行采集来说,校准采集时也需屏息,而且校准采集可在任一方向上,需覆盖并行采集影像的全部区域。较大的FOV可避免卷积伪影,但影像在重建过程中可能出现误差。校准采集也可包含在并行采集过程中,但这样可使采集时间延长。

(四) 临床应用

并行采集技术缩短了回波链长度,减少了对有效回波时间(time of echo, TE)的信号