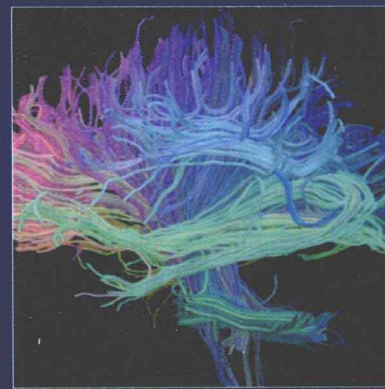
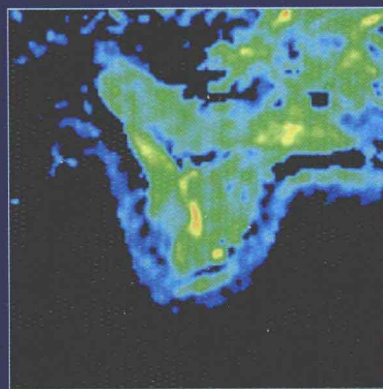
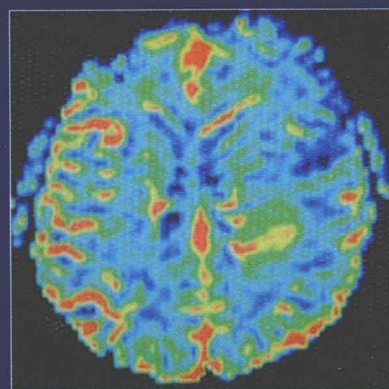
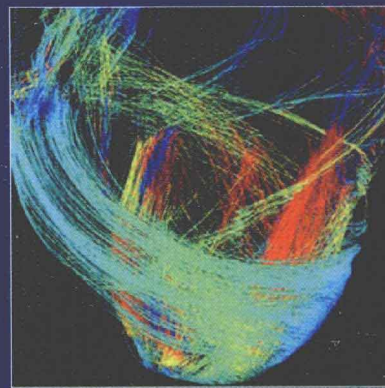
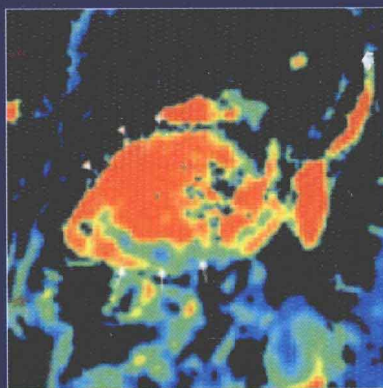
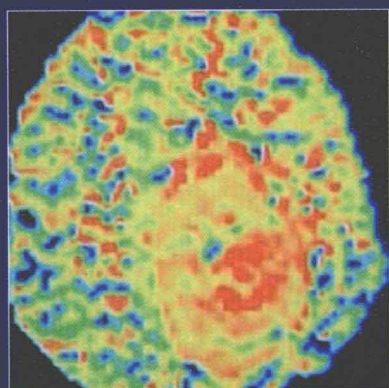


Application of Functional Magnetic
Resonance Imaging

磁共振功能成像 临床应用



◆ 主 编 贾文霄 陈 敏



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

磁共振功能成像 临床应用

Application of Functional Magnetic Resonance Imaging

主 编 贾文霄 陈 敏



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

北 京

图书在版编目 (CIP)数据

磁共振功能成像临床应用/贾文霄, 陈 敏主编. —北京: 人民军医出版社, 2012.3

ISBN 978-7-5091-5542-4

I. ①磁… II. ①贾…②陈… III. ①磁共振成像—临床应用 IV. ①R445.2

中国版本图书馆CIP数据核字 (2012) 第033119号

策划编辑: 高爱英 文字编辑: 赵晶辉 责任审读: 余满松

出版人: 石 虹

出版发行: 人民军医出版社 经销: 新华书店

通讯地址: 北京市100036信箱188分箱 邮编: 100036

质量反馈电话: (010) 51927290; (010) 51927283

邮购电话: (010) 51927252

策划编辑电话: (010) 51927300-8172

网址: www.pmmp.com.cn

印刷: 潮河印业有限公司 装订: 恒兴印装有限公司

开本: 889mm×1194mm 1/16

印张: 15.25 字数: 436千字

版、印次: 2012年3月第1版第1次印刷

印数: 0001-2000

定价: 150.00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

内容提要

本书介绍了 6 种磁共振功能成像的基本原理和临床应用，包括扩散加权成像和扩散张量成像、灌注加权成像、磁共振波谱成像、脑功能成像、动态增强扫描及心脏磁共振功能成像，体现了最新的技术理念。本书编排合理、内容翔实、图文互参，适合 MRI 诊断专业医师、影像学研究生以及相关临床专业医师参考。

编著者名单

主 编	贾文霄 陈 敏
副 主 编	卢光明 龚启勇 余永强 王光彬 刘 新
编 者	(以姓氏笔画为序)
	王 静 副主任医师 山东省医学影像学研究所
	王光彬 主任医师 山东省医学影像学研究所
	王守巨 博士研究生 南京大学医学院
	王翠艳 副主任医师 山东省医学影像学研究所
	尤克增 助教 汕头大学医学院
	卢光明 主任医师 南京军区南京总医院
	朱向玉 副主任医师 山东省医学影像学研究所
	全冠民 主任医师 河北医科大学第二医院影像科
	刘 新 研究员 中国科学院深圳先进技术研究院
	刘佩芳 主任医师 天津医科大学附属肿瘤医院放射科
	李 飞 博士研究生 四川大学华西医院放射科
	李春媚 医师 卫生部北京医院放射科
	杨利霞 主任医师 上海市徐汇区人民医院
	杨忠现 助教 汕头大学医学院
	吴 垠 副研究员 中国科学院深圳先进技术研究院
	吴仁华 教授 汕头大学医学院
	吴杞柱 助理研究员 四川大学华西医院放射科
	邱丽华 博士研究生 四川大学华西医院放射科
	余永强 主任医师 安徽医科大学第一附属医院
	张丽娟 副研究员 中国科学院深圳先进技术研究院
	张体江 副主任医师 遵义医学院附属医院放射科
	张新娟 主治医师 山东省医学影像学研究所
	陆建平 主任医师 第二军医大学长海医院放射科
	陈 敏 主任医师 卫生部北京医院放射科
	欧阳汉 主任医师 中国医学科学院肿瘤医院影像科
	赵旭娜 博士 飞利浦公司
	贾文霄 主任医师 新疆医科大学第二附属医院
	钱银锋 医师 安徽医科大学第一附属医院
	黄文才 副主任医师 广州军区武汉总医院放射影像科
	曹 震 讲师 汕头大学医学院
	龚启勇 教授 四川大学华西医院放射科
	廖 怡 博士研究生 四川大学华西医院放射科

序

20 世纪 90 年代以来,在传统磁共振成像技术基础上发展的磁共振功能成像 (functional MRI, fMRI) 技术已广泛应用于临床和基础医学研究。利用 fMRI 可对疾病治疗后的功能恢复、功能性重建进行深入的研究,并且可以定性、定量地检测药物治疗的疗效,为临床诊断、治疗及评估预后提供可靠依据。近年来, fMRI 技术在阿尔茨海默病、脑卒中、帕金森综合征、癫痫、多发性硬化、动脉粥样硬化、乳腺癌、前列腺癌、肝癌等重大疾病诊疗中应用越来越广泛,发展前景广阔。

广义的磁共振功能成像 (也称功能磁共振成像) 包括血氧水平依赖磁共振功能成像、扩散加权成像、扩散张量成像、灌注加权成像、磁共振波谱成像及动态增强扫描等,随着技术的不断进步和研究的逐步深入,这些新技术在疾病的诊治过程中也发挥着越来越重要的作用。

目前,国内发表的关于 fMRI 的论文多达 5 000 余篇,但鲜见系统、全面阐述 fMRI 临床应用和进展的专著。近期欣闻中华医学会放射学分会磁共振学组组长贾文霄教授和陈敏教授二位长期从事 fMRI 临床研究的博士生导师,联合磁共振学组的多位专家,共同编写的《磁共振功能成像临床应用》即将付梓。我很高兴能先睹为快,也希望这本书早日与广大读者见面。该书共分 7 章,40 余万字,内容涉及 fMRI 在全身多种疾病的检查和应用。该书以 fMRI 技术为主线,以疾病的影像学表现和诊断分析为主要内容,系统地阐述了各种 fMRI 新技术的临床应用。整体上来说,全书内容详尽、层次清晰、结构完整、描述准确,代表了目前国内磁共振功能成像的先进水平,是国内影像学和有关临床医师了解磁共振功能成像临床应用的必读参考书,相信也会成为医学生全面学习磁共振学的经典教科书。

除了对磁共振学组的这一工作成果表示祝贺,我愿意将此书推荐给广大影像学医师和对功能磁共振感兴趣的学者,相信该书会对磁共振功能成像技术知识的普及和发展做出贡献。

首都医科大学附属北京天坛医院
主任医师 教授 博士生导师
中华医学会副会长
中国医师协会副会长



2011 年冬于北京

前 言

近年来,随着高场与超高场磁共振设备的普及和市场化,梯度系统与线圈的改进,各种新序列的开发,MRI在医学领域的应用越来越广泛。MRI不仅在解剖成像方面取得了令人瞩目的成就,在功能成像方面也屡创佳绩。多种功能成像,诸如扩散加权成像(DWI)、磁共振波谱成像(MRS)等,在医学上的应用已经得到广泛认可,在疾病诊断、疗效评估和随访等方面都担当着重要角色。

目前,国内仍缺乏综合介绍磁共振功能成像的专业书籍,不利于读者系统性地学习磁共振功能成像,本书正是为了适应读者这一需求而编写的。我们组织多家医院的专家,根据多年积累的经验和大量病例资料,结合国内外近期研究成果,参考了大量文献,编写了本书,旨在介绍多种磁共振功能成像的基本原理和临床应用。本书参与编写人员均为各个领域的知名专家和专业骨干,经验丰富,他们通过对自身经验的回顾和总结,对磁共振功能成像进行了翔实而全面的介绍。他们在百忙中为本书的出版做了大量卓越的工作,特致以诚挚的敬意和感谢。

全书包括7章,第1章为概述,简要介绍了磁共振功能成像的基本概念和临床意义。第2至第7章分别介绍了6种磁共振功能成像,包括扩散加权成像和扩散张量成像、灌注加权成像、磁共振波谱成像、脑功能成像、动态增强扫描及心脏磁共振功能成像。这些磁共振功能成像技术都在其相应章节内进行了详细介绍,涵盖基本原理、基本序列以及应用方面的内容。通过对这些方面的系统介绍,使读者在短时间内熟悉各种功能成像,实现对磁共振功能成像的整体把握。本书适合MRI诊断专业医师、影像学研究生以及相关临床专业医师阅读,对于部分学有余力的影像学本科专业学生和实习生,本书也有助于开阔视野。

本书编写过程中得到了各单位领导、同事以及国内同仁、各位主编的研究生的大力支持、鼓励和帮助;本书的出版还得益于人民军医出版社领导和责任编辑的指导和帮助。还有一些同事对本书的编写也提供了帮助,但未列入编著者名单,在此一并表示感谢。

编者虽然长期从事磁共振诊断工作,但因理论与实践水平所限,若书中存在不足与错误,尚祈各位读者、专家不吝赐教为盼。

贾文霄 新疆医科大学第二附属医院 院长 主任医师 教授 博士生导师
陈 敏 卫生部北京医院 放射科 副主任 主任医师 教授 博士生导师

2012年2月

目 录

第1章 磁共振功能成像的基本概念及临床意义 /001

- 第一节 磁共振成像的物理学基础 /001
 - 一、 基本概念 /001
 - 二、 基本脉冲序列 /003
- 第二节 磁共振功能成像的临床意义 /005
 - 一、 扩散加权成像及扩散张量成像 /005
 - 二、 灌注加权成像 /008
 - 三、 磁共振波谱技术 /010
 - 四、 脑功能成像 (BOLD-fMRI) /014
 - 五、 磁敏感加权成像技术 /017
 - 六、 磁共振动态增强扫描技术 /020

第2章 扩散加权成像及扩散张量成像 /022

- 第一节 扩散技术相关的基本概念 /022
 - 一、 磁共振扩散技术发展史 /022
 - 二、 扩散加权成像相关概念 /022
 - 三、 扩散张量成像相关概念 /023
- 第二节 扩散加权成像技术 /024
 - 一、 物理基础和脉冲序列 /024
 - 二、 扩散加权成像在神经系统的临床应用 /026
 - 三、 扩散加权成像在体部的临床应用 /039
- 第三节 扩散张量成像技术 /054
 - 一、 基本原理 /054
 - 二、 白质纤维束示踪成像技术 /057
 - 三、 扩散张量成像技术在中枢神经系统的临床应用 /059
 - 四、 扩散张量成像技术在体部的临床应用 /066

第3章 灌注加权成像 /074

- 第一节 基本原理及常用序列 /074
 - 一、 动态磁敏感对比增强 /074
 - 二、 动脉自旋标记 /077
- 第二节 PWI在脑缺血诊断中的应用 /080
 - 一、 短暂性脑缺血发作 /080

- 二、急性缺血性脑梗死 /081
- 第三节 PWI在脑肿瘤诊断中的应用 /083
 - 一、肿瘤术前分级 /084
 - 二、胶质瘤预后和疗效判断 /086
 - 三、肿瘤边界的确定 /088
 - 四、肿瘤复发与放射性坏死的鉴别 /089
 - 五、指导穿刺活检 /090
 - 六、肿瘤的鉴别诊断 /090
- 第四节 PWI评价阿尔茨海默病、多发性硬化的价值 /095
 - 一、阿尔茨海默病 /095
 - 二、多发性硬化 /096
- 第五节 肝脏的PWI /098
 - 一、正常及病变时肝脏血流 /098
 - 二、成像序列 /098
 - 三、数据处理和分析 /099
 - 四、临床应用 /100

第4章 磁共振频谱 /105

- 第一节 概述 /105
 - 一、基本概念与原理 /105
 - 二、技术方法 /107
- 第二节 中枢神经系统磁共振频谱 /110
 - 一、神经退行性疾病 /110
 - 二、代谢性疾病 /114
 - 三、系统性疾病的脑部异常 /118
 - 四、血管性疾病和自身免疫性疾病 /122
 - 五、缺氧缺血性脑病 /123
 - 六、癫痫 /123
 - 七、脱髓鞘病变 /124
 - 八、感染性疾病 /126
 - 九、脑肿瘤 /129
 - 十、神经皮肤综合征和畸形 /136
 - 十一、颅脑损伤 /138
 - 十二、精神异常 /140
 - 十三、其他 /142
- 第三节 肝脏磁共振频谱 /142
 - 一、基础知识 /142
 - 二、临床应用 /143
- 第四节 前列腺磁共振频谱 /146
 - 一、基础知识 /146

- 二、 临床应用 /146
- 第五节 乳腺磁共振频谱 /149
 - 一、 基础知识 /149
 - 二、 临床应用 /150

第5章 脑功能成像技术 /156

- 第一节 BOLD的基本概念及原理 /156
 - 一、 基本概念 /156
 - 二、 fMRI的空间分辨率 /156
 - 三、 fMRI的电生理基础 /157
- 第二节 扫描方法 /159
 - 一、 脉冲序列——单次激发EPI序列 /159
 - 二、 图像采集 /159
- 第三节 试验设计及数据分析 /160
 - 一、 试验设计 /160
 - 二、 数据分析 /161
- 第四节 BOLD-fMRI在神经系统疾病诊断中的临床应用 /163
 - 一、 在神经外科手术前定位和术后评价中的应用 /163
 - 二、 在癫痫中的应用 /164
 - 三、 在阿尔茨海默病、脑卒中、多发性硬化中的应用 /165
 - 四、 在精神疾病中的应用 /170

第6章 磁共振动态增强扫描技术 /176

- 第一节 基本概念及原理 /176
 - 一、 病理生理基础 /176
 - 二、 基本原理 /176
 - 三、 数据采集 /177
 - 四、 数据分析 /178
 - 五、 T_2^* 加权动态磁敏感对比 /179
- 第二节 磁共振动态增强扫描技术在前列腺癌诊断中的应用 /180
 - 一、 前列腺癌的诊断 /181
 - 二、 前列腺癌的定位和分期 /183
 - 三、 前列腺癌组织分级的评估 /183
 - 四、 肿瘤治疗后复发的评估 /184
- 第三节 磁共振动态增强扫描在乳腺癌诊断中的应用 /184
 - 一、 扫描方法 /184
 - 二、 图像分析 /185
 - 三、 乳腺癌新辅助化疗后评价 /186
- 第四节 磁共振动态增强扫描在肝脏疾病诊断中的应用 /188
 - 一、 肝细胞癌 /188

- 二、肝内胆管癌 /188
- 三、肝转移瘤 /189
- 四、肝血管瘤 /190
- 五、肝局灶性结节性增生 /192
- 六、肝细胞腺瘤 /193
- 第五节 磁共振动态增强扫描在子宫疾病诊断中的应用 /193
 - 一、宫颈癌 /193
 - 二、子宫内膜癌 /194
 - 三、子宫肌瘤 /195
- 第六节 动态增强扫描在胰腺疾病诊断中的应用 /195
 - 一、胰腺癌 /196
 - 二、胰岛细胞肿瘤 /198
 - 三、胰腺浆液性囊腺瘤 /199
 - 四、胰腺黏液性囊腺瘤 /200
 - 五、胰腺实性假乳头状瘤 /200
- 第七节 磁共振动态增强扫描在肾脏疾病诊断中的应用 /202
 - 一、肾细胞癌的诊断 /202
 - 二、肾细胞癌的亚型 /203
- 第八节 磁共振动态增强扫描在肾上腺疾病诊断中的应用 /204
- 第九节 磁共振动态增强扫描在直肠癌诊断中的应用 /207
 - 一、直肠癌的诊断及术前分期 /207
 - 二、直肠癌新辅助放疗、化疗术前疗效判断 /208
 - 三、DCE-MRI对直肠癌新辅助治疗后TN分期的准确性 /208

第7章 磁共振功能成像在心脏疾病诊断中的应用 /213

- 第一节 扩散加权成像在心脏疾病诊断中的应用 /213
 - 一、基本原理 /213
 - 二、临床应用 /214
- 第二节 扩散张量成像在心脏疾病诊断中的应用 /215
 - 一、基本原理 /215
 - 二、临床应用 /216
- 第三节 延迟增强成像在心脏疾病诊断中的应用 /218
 - 一、基本原理 /218
 - 二、临床应用 /218
- 第四节 灌注成像在心脏疾病诊断中的应用 /220
 - 一、基本原理 /220
 - 二、临床应用 /221
- 第五节 磁共振波谱成像在心脏疾病诊断中的应用 /223
 - 一、基本原理 /223
 - 二、临床应用 /223

附录A 常用缩略词英中文对照 /228

第1章

磁共振功能成像的基本概念及临床意义

第一节 磁共振成像的物理学基础

一、基本概念

生物组织中含有大量的水（占其总重量的60% ~ 80%）和大分子，核自旋为1/2的质子是水和大分子的组成成分之一。核自旋在静磁场中的行为一般用量子理论描述，同时经典模型也能够清晰地解释我们所要描述的磁共振成像中的现象。在经典模型中，在一定场强的静磁场中，质子自旋磁化会沿静磁场方向排列，而取向的质子磁化矢量的叠加即宏观磁化矢量，该磁化矢量的幅度和质子的数目成正比，其平衡态值（大小、方向）和静场成正比关系。当磁化矢量偏离静场方向时（被激发），它受到一个与静场和磁化矢都垂直的力矩的作用而绕静磁场以一定的角速度旋进，即进动，旋进角速度（拉莫频率）与质子的旋磁比（ γ ）和静场（ B_0 ）成正比。

（一）旋转坐标系

在以静场方向为Z轴的坐标系（实验室坐标系X、Y、Z）中，磁化矢量以拉莫频率进动。定义另一个坐标系（X'、Y'、Z'），其Z'绕Z轴以拉莫频率旋转，在这样一个参考坐标系中，当磁场等于静磁场 B_0 时，磁化矢量不运动，其效果相当于有效磁场为零，这就是所谓的旋转坐标系概念。在处理MRI问题时，即在梯度和射频作用下的行为，就是分析磁化矢量在旋转参考系中横向分量

的运动。

（二）射频脉冲的作用：翻转

在旋转坐标系中，无外加场的情况下，磁化矢量沿静场方向，无进动发生。当施加强度为 B_1 ，方向沿Y'方向的射频场时， B_1 场是唯一存在的有效场，磁化矢量将开始绕Y'进动。进动频率由公式描述：

$$\omega_1 = \gamma \times B_1$$

如果 B_1 场作用的时间为T， $T = \pi/2\omega_1$ ，脉冲作用时间结束后，磁化矢量翻转的角度为90°，由原来沿Z'方向变为沿X'方向。已知

$$\omega_1 \times T = \pi/2$$

带入质子的 γ ，对一个时长为2 ms的理想脉冲，所需的 B_1 是3 μ T。

上述90脉冲将磁化矢量由Z方向翻转90°到达横向平面。一般情况下，任意翻转角都可以实现。翻转角正比于 B_1 场的强度和um时间宽度。另一个特殊翻转角为180°，实现180°翻转的脉冲叫180反转脉冲，磁化矢量此时沿负Z方向。

（三）弛豫时间

磁化矢量由非平衡态回到平衡态（Z方向）称为弛豫。 T_1 是磁化矢量M回到静场 B_0 （Z）方向的

时间常数，称纵向弛豫时间。当射频激发脉冲作用完毕后，被激发的核（极化核）要将吸收的多余能量耗散到周围的环境中，并返回到平衡态，该恢复过程导致纵向磁化的指数增长，其所需的时间取决于和周围环境的能量交换的速率。假定 $t=0$ 时施加 90° 脉冲，磁化矢量的恢复可由下式描述：

$$M_{\text{long}} = M_0 \text{long} \cdot (1 - e^{-t/T_1})$$

其中 T_1 即是磁化恢复到平衡态值得63%所需要的时间。

T_2 是横向平面内磁化分量的衰减时间常数，也即横向弛豫时间。当射频激发脉冲作用完毕，自旋开始向外界环境传递过剩能量时，自旋之间的相互作用导致横向磁化的减少，其衰减的速率用时间常数 T_2^* 表述，即横向磁化下降到原始值得37%的时间。

$$M_{\text{trans}} = M_0 \text{trans} \cdot e^{-t/T_2^*}$$

T_2^* 标示的横向弛豫是自旋之间相互作用（ T_2 ）和静场不均匀性引起的信号衰减的共同作用。当存在静场不均匀时，根据拉莫方程，各处的自旋进动频率不同，随着时间的推移，自旋之间由于以不同的频率进动出现相位差，并且这种相位差随时间线性增加，导致横向磁化（各单自旋磁化的加和）减小。要得到消除了场不均匀性影响真正的 T_2 信号变化，要使用自旋回波序列。自旋回波序列使用 180° 脉冲重聚场不均匀引起的信号去相位，得到真正以 T_2 为时间常数的变化。

（四）梯度和选片激发

在只有静磁场存在下，射频脉冲将激发所有发射线圈影响范围内的共振自旋，即实现的是非选择性激发。为成像计，需要只激发一个层面的自旋的方法。线性梯度场将帮助我们实现这个目的。线性梯度场是场强随位置作线性变化的磁场，借助梯度系统，可以在静磁场上在任意时间、任意方向，叠加任意形状的梯度场。以下以 Z 方向的梯度场为例解释如何做到选片激发。 Z 梯度场可以表示为

$$B(z) = Gz \times z$$

z 为 Z 方向的坐标位置变量。

这时总的磁场

$$B = B(z) + B_0$$

根据拉莫公式，共振频率和 z 有关：如果激发脉冲的带宽为 $f_1 - f_2$ （ $f_1 < f_2$ ），其中频率 f_1 和 f_2 对应的坐标位置分别为 z_1 和 z_2 （ $z_1 < z_2$ ），在 Z 梯度场打开同时施加上述脉冲，将只会激发 z_1 和 z_2 之间的自旋，即一个中心在 $(z_1 + z_2)/2$ ，片厚为 $(z_2 - z_1)$ 横断切片，实现了所要求的选片激发。

但是当梯度脉冲和射频脉冲同时作用完毕并关断时，我们并不能得到所预期大小的信号。这是因为在片厚方向（ Z ），脉冲和梯度作用下的自旋相位并不一致，以 $(z_1 + z_2)/2$ 为中心两侧的信号分别由正的和负的相位差，为了矫正这个相位差，必须施加一个负的面积相当于原来梯度面积一半的重聚梯度。

（五）自由感应衰减和自旋回波

在（ X ）激发脉冲的作用下，宏观磁化从平衡态的静场方向（ Z ）偏转开，在横向平面（ X ， Y ）有不为零的（ Y ）分量，并绕横轴（ Y ）进动。如果有一个平行于 X - Z 平面的环形线圈，进动引起的磁通变化将在线圈内感应出电流，电流会以 T_2^* 为时间常数衰减，这个信号称为自由感应衰减（FID）。

由 90° 激发脉冲，经 $TE/2$ 时间施加 180° 重聚脉冲，再经 $TE/2$ 后将得到一个自旋回波 90° 激发脉冲后形成一个信号，假定信号由5个自旋组成，由于静场不均匀性的存在，自旋1、2、3、4、5分别处于不同的磁场下，其进动频率也因此有区别：在实验室坐标系下，自旋1以拉莫频率进动，自旋2、4和自旋3、5分别以高于和低于拉莫频率进动；如果在旋转坐标系观察，则自旋1静止，自旋2、4和自旋3、5分别以正的和负的频率进动。在 $TE/2$ 时间内，进动导致自旋散开，所有自旋磁化矢量合成的信号也因此衰减；在 $TE/2$ 时间施加 180° 脉冲，由于 180° 脉冲的反转作用，自旋1从 Y' 被反转到 $-Y'$ ，2、4和3、5尽管自旋的进动方向并未改变，但由在 180° 脉冲前的从 Y' 进动散开

变为共同向 $-Y'$ 进动聚集,再经历 $TE/2$ 后,5自旋在 $-Y'$ 重聚形成回波,即自旋回波。自旋回波对静场的不均匀性不敏感,因为在 180° 脉冲前由于场的不均匀性导致的相散在 180° 脉冲后的相同时间内得到重聚。值得指出的是, 180° 脉冲只能重聚静场不均匀性导致的相散,自旋回波的 T_2 衰减依然存在,不受 180° 脉冲的影响。此外,对于非静止(流动等)自旋或静场不均匀性在回波形成过程中发生变化等情形, 180° 脉冲的重聚效果会受到影响。

(六) 空间信息的获得: 编码

尽管实现了选片激发,但在所选片内的二维空间,磁共振信号的位置信息仍是未知的。为了得到位置信息从而得到图像,需要使用编码的技术使信号的位置来源得到标记,再通过后处理的方法获得最后的图像。以Z方向梯度作选片为例,在采集磁共振信号的同时打开其中一个和Z正交的梯度(X),X梯度叠加在静场之上使具有不同x坐标的自旋的拉莫频率不同,实现了在X方向的空间编码,即频率编码。采集到的频率编码后的磁共振信号实际上不同频率分相叠加的时域信号,要得到不同的频率分量(对应不同的x坐标)的空间谱,还要进行傅立叶变换,实现时域到频域(对应空间域)的转换。

线性梯度存在下,磁共振信号的进动频率会发生变化,不同空间位置的自旋由于进动频率的不同,在梯度打开一段时间后,会各自累积不同的相位演化,当梯度关闭后,自旋在静场下又回到原来的进动频率,但是在梯度打开期间的相位积累会保留,即自旋记忆了梯度对信号的影响。利用这样的相位记忆特性,可以实现剩余一维的空间编码。相位编码梯度施加在于选片和频率编码都正交的方向(此例为Y),相位编码梯度在信号采集(频率编码)前施加,它不改变接收到的信号的频率(在采集前已关闭),信号会记忆相位编码梯度的效应,该相位积累与Y方向的位置坐标有关。如果要采集的图像是 128×128 像素的图像,则需要采集128个回波信号,每次采集的频率编码梯度均相同,但相位编码梯度以步进的方式

改变。采集完成后,在频率编码方向和相位编码方向施行二维傅立叶变换,得到片内每个坐标位置(x,y)的信号成分,形成所要得 128×128 像素图像。

二、基本脉冲序列

(一) 自旋回波序列

自旋回波序列是磁共振成像最基本和最常用的序列。一个成像序列需要具有几个最基本的要素才能完成成像的基本要求,即选片激发、相位编码、频率编码和信号采集。自旋回波序列中含有一个 90° 激发脉冲和一个 180° 重聚脉冲,脉冲作用的同时施加相应强度的选片梯度,相位编码安排在 90° 脉冲和 180° 脉冲之间,并在进行像素所要求的多次重复采集时以一定的步长作步进变化,频率编码在信号采集期间打开。

自旋回波序列中, 90° 激发脉冲和回波最大的时间距离称为回波时间(TE, time of echo),当次采集和下一次采集的时间(即 90° 脉冲之间的时间)称为重复时间(TR, repetition time), 90° 脉冲和 180° 脉冲之间, 180° 脉冲和回波最大之间的时间均为回波时间的一半, $TE/2$ (图1-1-1)。TR和TE的选择决定所得到图像的对比度。以组织的纵向弛豫时间为参考,当TR较短,TE也取最短值时,长 T_1 的组织在多次采集之间不能充分恢复的程度高,信号强度受到压抑,呈现低信号;短 T_1 的组织不能恢复的程度相对低,呈现亮

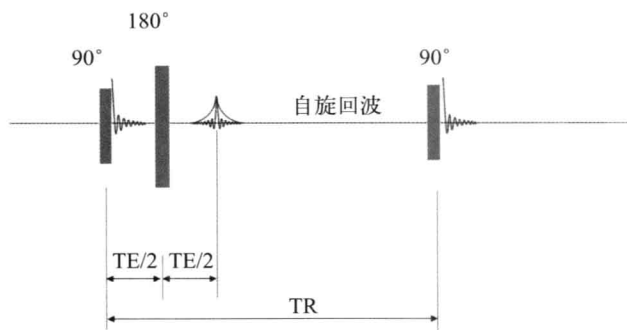


图1-1-1 自旋回波序列原理

信号, 这样得到的图像称为 T_1 权重像。当使用长TR, 较长TE值采集时, 长 T_2 的组织衰减程度小呈现高信号, 短 T_2 的组织衰减程度大呈现低信号, 这样得到的图像称为 T_2 权重像。如果在TR长, TE短的条件下采集, T_1 和 T_2 弛豫的效应都影响不了图像对比度, 这样得到的图像中, 组织信号的高低取决于参与共振的自旋密度的大小, 自旋密度大信号高, 自旋密度小信号低, 成为自旋密度权重像。

(二) 梯度重聚回波序列

在自旋回波序列上取消 180° 重聚脉冲和重聚脉冲相联系的选片梯度即构成基本的梯度回波序列。和自旋回波利用 180° 脉冲的重聚作用形成回波不同, 梯度回波序列使用梯度极性反转实现回波形成。和 180° 脉冲重聚形成回波相比, 梯度回波的形成要快得多, 另外, 梯度回波序列使用单一的激发脉冲, 脉冲角度一般小于 90° , 所占的时间也比自旋回波的 90° 脉冲短(图1-1-2)。梯度回波序列受磁敏感效应的影响大, 在组织和空气、骨骼的界面, 这种效应相对较强, 当TE时间长时, 这些区域在梯度回波像上表现明显的信号损失。因此梯度回波序列适合快速进行多片或容积 T_1 权重扫描。近年来也发展了利用梯度回波序列对磁敏感效应的敏感性, 进行常TE高分辨容积扫描的磁敏感成像的技术, 在铁沉积、出血、钙化、静脉成像等得到广泛应用。

(三) EPI 序列

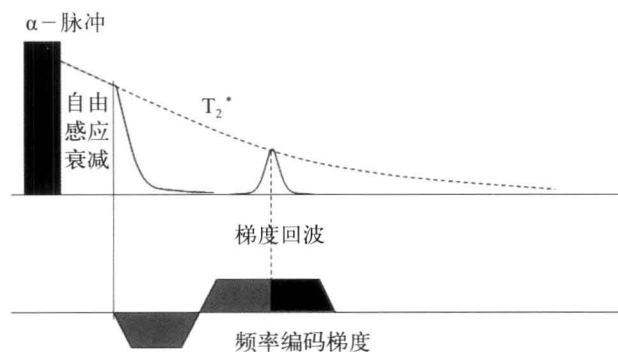


图 1-1-2 梯度回波序列原理

常规自选回波序列和常规梯度回波序列每次激发后采集一个回波信号, 填充K空间中的一条线。TSE序列反复利用 180° 重聚脉冲在回波采集后产生新的自旋回波, 形成回波串, 填充K空间多条线, 加快了成像的速度。在常规序列的基础上, 利用频率编码梯度反转的方法, 同样可以产生梯度回波串, 在各个梯度回波之间插入相位编码方向的小梯度脉冲, 实现在Ky方向的步进, 连续采集梯度回波填充K空间。使用高切换率和高幅度梯度系统, 可以在很短的时间内($\sim T_2^*$)产生足够多的梯度回波直至填充全部的K空间。和TSE序列相比, 梯度反转产生回波串比脉冲重聚的速度要快得多, 单激发模式可以有效地冻结生理运动。当长回波链的伪影或信噪比的不利影响较大时, EPI也可以工作在多激发模式。

EPI序列读梯度的极性反转产生梯度回波串, 读梯度波形可以采用梯形或正弦波形。对于梯形读梯度, 正或负读梯度脉冲均由爬升、平台、下降3个时间阶段组成, 回波采集可以只发生在平台阶段或者整个梯度脉冲期间均采集数据。平台阶段的采集和爬升或下降阶段的采集分别具有线性和非线性特点。采用正弦波读梯度脉冲时, 整个采集期间均为非线性的(图1-1-3)。

相位编码梯度可以以脉冲形式插入到梯度回波串中的采集间隙, 实现在Ky方向的步进, K空间填充以平行线, 线性分布的数据点进行, 可以直接施行傅立叶变换得到图像。相位编码梯度也可以以连续、常数幅度的梯度场在整个回波串采

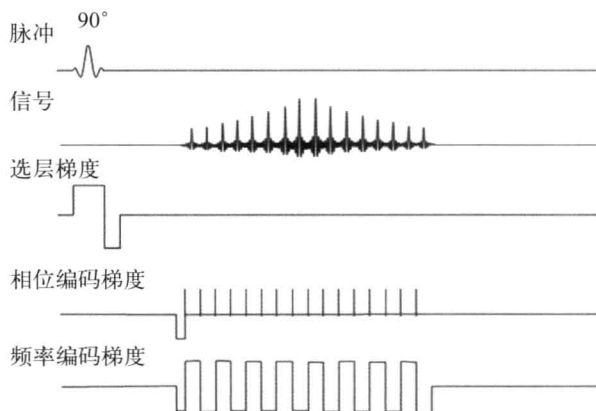


图 1-1-3 EPI序列原理

集期间打开,由于相位编码方向的常量梯度场造成在 K_y 方向的匀速移动而非步进, K 空间扫描的

轨迹以之字形运行,其中采集奇数回波的 K 空间线相互平行,偶数回波亦然。

第二节 磁共振功能成像的临床意义

一、扩散加权成像及扩散张量成像

(一) 扩散加权成像

1. 中枢神经 扩散加权成像(DWI)首先成功应用于中枢神经系统,DWI能够敏感地发现超早期脑缺血,这是既往任何检查手段都难以发现的。最初的临床研究结果令人振奋,但是随着研究的深入,逐渐意识到,DWI高信号征象对脑缺血超早期诊断的特异性与敏感性都可能被过高地估计,因为多种中枢神经系统疾病都可在DWI图像表现为高信号,鉴别还需要结合常规MRI图像和表观弥散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)值等定量参数的测量。DWI在脑肿瘤的应用则尚未达到人们的预期,由于特异性不足而在很大程度削弱了它的临床价值。其中一个主要的问题就是水肿、肿瘤组织不能得到有效的鉴别。为了解决这一问题利用多 b 值及高 b 值技术,通过得到相应的参数图来鉴别肿瘤、瘤周水肿及正常脑组织。这些方法的运用可以帮助临床定量肿瘤活性成分,对于肿瘤的诊断和监测具有积极的意义。

2. 体部 早期由于硬件和软件的限制,使得体部DWI图像质量较差,研究多局限于ADC值的测量及其对不同疾病的鉴别价值。随着技术的进步,能够较容易地获得腹部较为满意的DWI图像。对肝脏的DWI研究结果显示,DWI可以鉴别肝脏良性病变(如血管瘤和肝囊肿)和恶性肿瘤,但是不同恶性肿瘤的鉴别仍然困难。DWI对比显示的是组织内部水分子不规则热运动的差别,与组织细胞密度密切相关。肝脏恶性肿瘤病灶DWI的对比噪声比高于 T_2WI ,说明恶性肿瘤组织与非肿瘤组织的扩散特征差别高于 T_2 特征的差别。肝

脏恶性肿瘤不同组织成分,在DWI图像上的信号特征,与传统的形态学成像序列(T_1WI 、 T_2WI)不同,有必要将肿瘤的扩散特征(表现为DWI信号强度对比和ADC值)作为重要的影像学特征来加以认识。在DWI体部成像过程中,最大的技术困难在于克服宏观运动效应所带来的影响,同时又要保证对于微观运动的敏感性。对此一系列的新技术相继得到应用,包括多信号平均技术、心电门控技术、导航技术、放射状或螺旋成像技术等。采用ASSET技术后,DWI的空间分辨率得到提高,有文献称可检出3 mm的肝脏小病变。与腹部实质脏器相比,空腔脏器的DWI曾经被认为是难以实现的。但是实践证明,腹部空腔脏器DWI不仅可行,而且结果更加令人鼓舞。在胃癌、直肠癌、食管肿瘤的DWI研究中,采用ASSET除提高了采集速度,图像变形及EPI相关伪影(尤其磁敏感伪影)也明显减轻,背景噪声降低,图像对比增高。但此时会出现ASSET相关伪影,其中以ASSET相关线状伪影(信噪比过低导致重建错误而产生的弯曲细线状伪影)最为明显。通过增加信号平均次数,可基本消除EPI伪影及ASSET相关伪影。在进行上腹部DWI时常需要病人长时间的屏气,在实际操作中会存在相当大的困难,应用分次屏气采集的方法可获得满意的DWI图像,水模测试的结果证实分次采集不会影响ADC值的计算。扩散加权图像的信号强度除受到组织扩散特性的影响外,还受到 T_2 穿透效应和灌注效应的影响。直肠癌DWI的研究证明 T_2 穿透效应对 b 值 $300 \sim 1300 \text{ s/mm}^2$ 的直肠癌扩散图像均有影响,其相关程度随 b 值增加逐渐降低,亦即扩散图像中肿瘤信号强度随 b 值的增加受肿瘤自身 T_2 特性的影响逐渐降低。为使测得的ADC值尽可能接近组织真实 D 值,减少 T_2 穿透效应和灌注效

应的影响,应使用较高b值扩散成像。但是,使用高b值对于腹部短TE组织不利,导致信噪比降低和图像质量的明显下降;扩散敏感的SS-EPI序列对于磁敏感伪影的敏感度增加,而易于导致图像的几何形变;随着b值增大,这种改变有加重的趋势,胃肠道内气液平面也会导致这种伪影的明显加重。应用ASSET技术和增加激励次数,可以明显提高图像质量,降低背景噪声,减少EPI相关伪影。令人鼓舞的是,高b值(800~1 000 s/mm²)的DWI已经在乳腺、胃、肝脏、直肠、子宫、前列腺等领域的临床应用获得成功,并显示出良好的应用前景。

选择合适的b值有助于病变特征的显示,但在不同组织器官所采用的b值有较大差异,遗憾的是目前尚无一个b值选取的最佳标准和方法,这也在一定程度上制约扩散成像的应用。笔者认为选取b值的原则应当是,在保证满足诊断需要的图像信噪比的前提下,尽量选用高b值以使测得的ADC值稳定且尽可能接近真实D。在一组直肠癌不同b值的比较研究中,随着b值增加扩散图像中肿瘤的SNR逐渐下降,表明扩散图像的图像质量随b值增高逐渐下降;b值达到1300 s/mm²时,直肠癌的SNR和CNR明显下降,不利于病变检出,300~500 s/mm²时无法有效抑制T₂穿透效应,b值800~1 000 s/mm²时的扩散图像主要反映了组织的扩散特性。不同组织器官由于受周围环境的影响不同,为了获得好的SNR和CNR,b值的选择会有所差异;b值的选择应当有利于准确显示病变的特征。例如食管肿瘤由于受到肺内气体等因素的影响,选择b值500 s/mm²所获得的DWI,其显示的食管肿瘤病变长度与病理结果间无显著性差异,提示DWI能够显示尚未出现明显形态学改变的病变区。DWI上信号的强度与组织内的细胞密度具有很好的相关性。在富细胞组织,如生长迅速的肿瘤,水分子的活动度明显减弱,这在体内和体外研究中已经得到了证实。在肿瘤坏死成分中,细胞及组织崩解,水分子扩散能力增加。通过展示肿瘤进展过程中水分子扩散能力的变化,DWI可以用来检出肿瘤组织结构的早期改变。这些改变可以通过ADC值的计算进行定量表述。胃癌DWI研

究显示癌肿与非癌胃壁的ADC值存在统计学差异,根据ROC曲线,以ADC值 $<1.46\text{mm}^2/\text{s} \times 10^{-3}$ 作为检出胃癌的标准,敏感性97.0%,特异性90.9%,提示ADC值可在胃癌MRI诊断中具有一定的价值。

ADC值虽然是重要的定量参数,但是测量方法的不规范使得不同研究结果缺乏可比性。对于不均质的肿瘤,如何准确地获得肿瘤组织的ADC值,而不是坏死或出血、纤维化等非肿瘤组织的ADC值,有待于更多、更深入的研究。需要注意的是,ADC值通常反映肿瘤的局部而非整体特征,在将ADC值作为量化指标进行研究时,不应忽视作为影像学基础的DWI图像,应当避免将DWI研究变成数字游戏的倾向。例如应用DWI探讨ADC值在监测直肠癌疗效及其对放化疗反应预测的潜力的研究中,发现一些数据并不完全遵循“肿瘤坏死扩散增强”的规律。提示有关ADC值应用研究的重点,可能在于对这些数值的科学认识与合理解释,建立DWI数据后处理的参考规范。将ADC值与病变的信号特征结合起来综合分析,对于正确理解DWI有重要的意义。例如在b=1 000 s/mm²的子宫扩散图像上,结合带和外带的信号不易区分,甚至偶尔可见结合带信号低于外带,但ADC值的测量显示结合带ADC值低于外带。说明肉眼所见的扩散图像中可能有视觉误差,其非常低的ADC值说明结合带不仅含水量低,而且运动也受限,支持了组织学结合带为致密的平滑肌纤维组成,细胞外基质很少的特点。ADC值作为量化指标可为肉眼不易区分的病变区提供准确判断,如正常子宫内膜在扩散图像上也呈高信号,虽与子宫内膜癌病灶不易区分,但ADC值测量的结果显示子宫内膜癌灶的ADC值显著低于正常子宫内膜,说明病灶扩散受限。ADC值受MR机型、DWI序列、b值及局部组织细胞含量等多种因素影响,ADC绝对值诊断的价值仍存在一定限度。MRS研究所用的相对比值法为我们提供了有益的借鉴。

3. 脊柱骨骼 脊椎转移瘤的DWI研究表明,部分转移瘤病灶的ADC值与正常椎体ADC值相近,存在假阴性和假阳性。考虑到ADC值受多种因素的影响,采用骨髓对比率这一相对值作为指标,较好地消除了外在因素的影响,与ADC值相比,其