

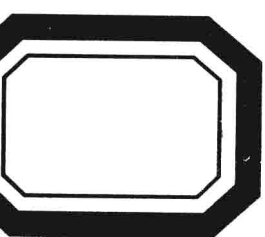
雷军强 郭顺林 主编

FUBU CHANGJIANBING
MRI ZHENDUAN TUPU

腹部常见病 MRI诊断图谱



甘肃科学技术出版社



雷军强 郭顺林 主编

FUBU CHANGJIANBING
MRI ZHENDUAN TUPU

腹部常见病 MRI诊断图谱

甘肃科学技术出版社

图书在版编目 (C I P) 数据

腹部常见病MRI诊断图谱 / 雷军强, 郭顺林主编. --
兰州: 甘肃科学技术出版社, 2011. 1
ISBN 978-7-5424-1441-0

I. ①腹… II. ①雷… ②郭… III. ①腹腔疾病: 常见病—核磁共振成像—诊断—图谱 IV. ①R572.04-64

中国版本图书馆CIP数据核字(2010)第257451号

责任编辑 陈学祥(0931-8773274)
封面设计 黄 伟
出版发行 甘肃科学技术出版社(兰州市南滨河东路 520 号 0931-8773237)
印 刷 甘肃新华印刷厂
开 本 889mm × 1194mm 1/16
印 张 32.5
字 数 851 千
插 页 4
版 次 2011 年 1 月第 1 版 2011 年 1 月第 1 次印刷
印 数 1 ~ 1000
书 号 ISBN 978-7-5424-1441-0
定 价 138.00 元

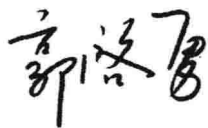
序

《腹部常见病 MRI 诊断图谱》一书是由兰州大学第一医院雷军强、郭顺林教授与多位影像同仁及相关临床专业医师共同完成的一部影像学专著。该书以 MRI 的基本理论为基础,以腹部及盆腔多发病与常见病的临床表现及 MRI 图像为主要内容,结合国内外相关文献汇集而成。在疾病的诊断与鉴别诊断、临床影像检查方法的选择上系统地介绍了他们的经验和见解。

该书有两大特点:1. 全书以图片为主,从临床实用出发,注重理论联系实际。大量选用不同病例图片,力求全面;同一病例不同的影像学表现尽量在书中体现,力求翔实;部分病例同时提供了 CT 与 MRI 影像资料,对同一病例进行阐述,从不同影像学角度认识该病,以利于读者阅读与理解。2. 本书以腹部、盆腔常见病、多发病的 MRI 表现为主要切入点,全面介绍 MRI 基本原理与 MRI 检查技术要求,精炼的介绍了腹部、盆腔常见病、多发病的临床与病理、MRI 表现及诊断与鉴别诊断,临床检查方法的选择等,力求拓展思路,满足影像学和相关临床专业医师的需求。

基于上述原因,我愿将该书推荐给广大读者。本书可作为从事影像与相关临床医师的实用参考书,也可作为影像学、临床医学专业学生学习的补充教材使用。

中华医学会放射学分会主任委员



2010 年仲夏于盛京

编 委 会

主 审:郭佑民 韩鸿斌 马 军 严 祥 赵喜平

主 编:雷军强 郭顺林

副主编:陈 勇 王小琦 马强华 王晓慧

编 委(按姓氏笔画为序):万江厚 马强华 王小琦 王晓慧

叶建军 孙跃珍 关泉林 辛仲宏 陈瑞娟 陈 勇 陈 纲

张 莉 张兴强 周 晟 杨晓萍 郭顺林 柴文晓 高明太

梁大鹏 谢富强 窦 郁 雷军强 薛敬梅 戴兴社

前 言

腹部、盆腔疾病是临床常见病与多发病之一。而包括超声、DSA、CT、MRI、PET 等在内的现代影像检查手段在腹部、盆腔疾病的诊断与指导治疗中发挥着日益重要的作用。

自 1981 年磁共振成像技术应用于临床以来,其发展速度与应用前景令人瞩目,在临床工作中所起的重要作用已被广大医务工作者认同。了解和掌握这些新技术,认识和正确分析这些疾病的图像,对提高临床工作者的诊断水平很有必要。在学习前辈的基础上,为进一步提高,我们产生了总结临床资料和编写本书的设想。

本书选取了兰州大学第一医院近 8 年来积累的临床影像随访资料,结合众多影像学专家的临床实践总结,参考国内外大量文献及本专业和相关专业著作,历经 3 年撰写完成。

全书分 20 章,以 MRI 的基本原理为基础,内容主要涉及肝、胆、胰、脾、泌尿及生殖系统、子宫及附件等脏器的常见病、多发病的临床与病理、MRI 表现、诊断与鉴别诊断,内容详尽丰富,力求体现理论性、实用性、先进性及系统性。

本书在编写和出版过程中,得到我国著名影像学专家、博士生导师、中华医学会放射分会主任委员郭启勇教授的关心并欣然作序,我国著名影像技术学专家赵喜平博士,著名影像学专家郭佑民教授、韩鸿斌教授、马军教授等进行了细致的审阅并提出宝贵意见,兰州大学第一医院严祥教授、郭琦教授给予了极大的支持与关怀,余勤教授、刘晓菊教授、杨克虎教授、曹农教授、周永宁教授、杨永秀教授、高明太教授、李汛及周文策教授等专家与学者及许多朋友们的真诚帮助和热情关怀,努力工作与帮助,在此一并致以衷心感谢!

由于我们水平有限,书中缺点及错误、漏洞在所难免,恳请影像学届老前辈、同道和广大读者不吝赐教,惠予指正,以便改进。

雷军强 郭顺林
2010 年 8 月于甘肃兰州

目 录

第一章 磁共振成像概述	1
第一节 磁共振发展简史	1
第二节 磁共振成像的物理基础	4
第三节 自旋弛豫	8
第四节 磁共振成像的空间定位和图像重建	10
第二章 磁共振成像系统的组成	14
第一节 主磁场及磁体	14
第二节 梯度系统	16
第三节 射频系统	18
第四节 计算机及数据处理系统	18
第五节 其他辅助设备	19
第三章 磁共振脉冲序列技术	21
第一节 常用脉冲序列参数	21
第二节 自旋回波序列	21
第三节 反转恢复序列	23
第四节 梯度回波序列	25
第五节 平面回波成像序列	26
第四章 磁共振成像图像质量与参数	29
第一节 磁共振成像图像质量评价指标	29
第二节 成像参数对图像质量的影响	30
第三节 伪影	30
第五章 磁共振特殊成像技术	36
第一节 触发与门控技术	36
第二节 脂肪抑制技术	38
第三节 化学位移成像技术	40
第四节 磁共振血管成像技术	41
第五节 磁共振水成像技术	43
第六节 磁共振波谱成像技术	44
第七节 磁共振扩散成像技术	50
第八节 磁共振灌注成像技术	53
第九节 功能磁共振成像技术	56
第六章 磁共振对比剂	62
第一节 磁共振对比剂分类及原理	62
第二节 磁共振对比剂副作用及处理	66

第七章 腹部磁共振检查操作规范	70
第一节 磁共振成像优点及其局限性	70
第二节 磁共振检查的适应证与禁忌证	72
第三节 磁共振检查方法	73
第四节 腹腔及盆腔磁共振检查操作规范	73
第八章 磁共振成像系统的生物效应和安全性	82
第一节 磁共振成像系统的生物效应	82
第二节 磁共振成像系统的安全性	83
第九章 正常与病变组织磁共振表现	85
第十章 肝脏疾病	97
第一节 原发性肝细胞肝癌	97
第二节 胆管细胞癌	121
第三节 胆管细胞囊腺癌	123
第四节 肝母细胞瘤	126
第五节 肝脏肉瘤	128
第六节 肝脏转移癌	130
第七节 肝脏血管瘤	143
第八节 肝细胞腺瘤	148
第九节 肝脏局灶性结节增生	151
第十节 肝脏炎性假瘤	153
第十一节 肝囊肿	156
第十二节 肝脏脂肪瘤	159
第十三节 肝包虫病	161
第十四节 肝脓肿	176
第十五节 肝脏结核	182
第十六节 脂肪肝	184
第十七节 肝炎	187
第十八节 肝硬化	190
第十九节 肝血色素沉着症	198
第二十节 获得性肝性脑部变性	202
第二十一节 肝豆状核变性	204
第二十二节 Budd-Chiari 综合征	205
第二十三节 门静脉海绵样变	207
第二十四节 肝脏移植	209
第十一章 胆道疾病	222
第一节 急性胆囊炎	222
第二节 慢性胆囊炎	225
第三节 黄色肉芽肿性胆囊炎	227
第四节 胆石症	230
第五节 Mirizzi 综合征	235
第六节 硬化性胆管炎	237

第七节 胆道蛔虫病	239
第八节 胆囊癌	241
第九节 胆管癌	249
第十节 先天性胆管扩张症	256
第十一节 胆囊切除术后综合征	265
第十二章 胰腺疾病	273
第一节 胰管结石	273
第二节 急性胰腺炎	277
第三节 慢性胰腺炎	281
第四节 胰腺转移瘤	288
第五节 胰岛素细胞瘤	291
第六节 胰腺实性—假乳头状瘤	294
第七节 胰腺囊肿	297
第八节 胰腺癌	298
第九节 胰腺恶性黑色素瘤	306
第十节 胰腺囊腺瘤和囊腺癌	308
第十一节 胰腺母细胞瘤	313
第十二节 胰腺损伤	315
第十三章 脾脏疾病	320
第一节 副脾	320
第二节 脾脏梗死	322
第三节 脾脏囊肿	325
第四节 脾脏血管瘤	326
第五节 脾脏淋巴管瘤	327
第六节 脾脏淋巴瘤	329
第七节 脾脏转移瘤	331
第八节 脾脏外伤	333
第十四章 泌尿、男生殖系统疾病	336
第一节 肾癌	336
第二节 肾盂癌	344
第三节 肾脏转移瘤	347
第四节 肾母细胞瘤	350
第五节 肾脏血管平滑肌脂肪瘤	352
第六节 单纯性肾囊肿	355
第七节 多囊肾	357
第八节 马蹄肾	360
第九节 异位肾	361
第十节 肾盂输尿管重复畸形	363
第十一节 肾盂输尿管连接处梗阻	364
第十二节 原发性巨输尿管症	366
第十三节 输尿管癌	368

第十四节	前列腺增生	370
第十五节	前列腺癌	373
第十六节	膀胱癌	376
第十七节	膀胱憩室	379
第十八节	尿石症	381
第十九节	泌尿系结核	384
第二十节	精囊腺病变	391
第二十一节	肾动脉狭窄	393
第二十二节	肾静脉血栓	394
第十五章	肾上腺疾病	400
第一节	肾上腺增生	400
第二节	肾上腺腺瘤	402
第三节	肾上腺皮质腺癌	404
第四节	肾上腺髓脂瘤	406
第五节	肾上腺嗜铬细胞瘤	409
第六节	肾上腺转移瘤	412
第七节	肾上腺囊肿	413
第十六章	消化道疾病	417
第一节	胃癌	417
第二节	小肠恶性肿瘤	423
第三节	结肠癌	426
第四节	胃肠道间质瘤	428
第五节	十二指肠憩室	432
第十七章	后腹膜疾病	437
第一节	脂肪瘤	437
第二节	脂肪肉瘤	438
第三节	后腹膜神经源性肿瘤	440
第四节	腹膜后淋巴结转移	444
第五节	恶性纤维组织细胞瘤	446
第六节	平滑肌肉瘤	449
第七节	淋巴管囊肿	451
第八节	苗勒氏管源性囊肿	451
第九节	腹主动脉瘤	452
第十节	主动脉夹层	457
第十八章	妇科疾病	463
第一节	子宫平滑肌瘤	463
第二节	子宫颈癌	467
第三节	子宫内膜癌	471
第四节	子宫腺肌病	474
第五节	卵巢囊肿	475
第六节	卵巢囊腺瘤	477

第七节	卵巢畸胎瘤	479
第八节	卵黄囊瘤	482
第九节	卵巢癌	484
第十节	卵巢转移癌	489
第十九章	淋巴瘤	492
第二十章	腹腔其他疾病	502

理论从磁能级分裂的角度成功解释了此现象。这实际上是对磁共振现象的首次观察。伊西多·艾萨克·拉比获 1944 年诺贝尔物理学奖,“以表彰他用共振方法记录原子核的磁性”。

1945 年 12 月 15 日,美国麻省理工学院爱得华·迈尔斯·珀塞尔(Edward Mills Purcell)和另外两位物理学家托利(Henry C.Torrey)和庞德(Robert V.Pound)首次观察到大块固体石蜡的磁共振信号,称为“核磁共振”并发表于 1946 年 1 月美国《物理学评论》杂志。与此同时,Stanford 大学著名理论物理学家弗立克斯·布洛赫(Felix Bloch)及同事汉森(W.W.Hansen)和潘卡德(Martin Packard)亦在进行此方面工作,并于 1946 年 1 月观察到液体水样品中氢核的磁共振信号,称为“核感应”并将该成果发表于 1946 年 2 月美国《物理学评论》。他们的实验是各自独立完成,开始两者争论较大,后发现他们观察到的应该是同一现象的两个方面,并统称为“核磁共振”。弗立克斯·布洛赫和爱得华·迈尔斯·珀塞尔获 1952 年诺贝尔物理学奖,“以表彰他们对于核磁精密测量新方法的发展及有关的发现”。

1949 年夏天的某一天,伊利诺伊大学的汉恩(Erwin Hahn)用数对高功率短间期脉冲进行实验时,偶然发现当射频脉冲停止后可出现一种奇怪的信号,此即为今天所说的自由感应衰减信号,汉恩偶然发现的此种全新的回波,就是今天所说的自旋回波,亦称为汉恩回波。

化学位移的发现纯属偶然。1950 年,斯坦福大学的波罗科特(Proctor)和余(Yu)用硝酸铵(NH_4NO_3)在测定 ^{14}N 的核磁矩时,在硝酸铵的水饱和溶液中测得两条谱线;狄肯逊在用含 $\text{C}_2\text{F}_3\text{Cl}_3$ 、 SbF_3 、 NaF 、 KF 、 HF 、 BF_3 和 BeF_2 的混合物实验时,发现了有关 ^{19}F 的多个谱线;1951 年阿诺德(Arnold)、哈马特(Dharmatti)、潘卡德使用样品为乙酸和乙醇测得位于同一分子中非平衡质子的不同谱线,但均对该现象的发生解释不够。1950~1952 年间,拉姆塞发表一系列论文,阐述化学位移现象,提供了较为合理的解释并发展为化学位移的理论基础,至今仍为处理有关化学位移问题的基本框架。

1951~1972 年,随着化学位移现象的发现,开拓出使用核磁共振来测定化学结构的边缘学科,即磁共振波谱学,此后核磁共振主要被化学家和物理学家应用于物质分子结构的研究。核磁共振现象发现不久,弗立克斯·布洛赫和爱得华·迈尔斯·珀塞尔一起研制出世界上第一台核磁共振波谱仪。1952 年,商品波谱仪问世,经过几十年的发展,核磁共振波谱仪所检测的核从 ^1H 到所有有自旋运动的核,磁体从永磁体到超导体,仪器频率从 30MHz 发展到近 400MHz,波谱仪从连续波谱仪发展到二维或三维波谱及多量子跃迁测定技术;测定的样品包含各种物质。目前,磁共振波谱仪已成为鉴定化学结构、化学动力学、追踪化学反应过程的重要方法,而且在有机及生物化学、药物化学、化学工业、石油及橡胶、食品工业等方面发挥着重要作用,1980 年以后,随着磁共振成像的发展,磁共振波谱技术扩张到生物与医学领域。

1964 年末,瑞士苏黎世联邦技术学院理查德·R.恩斯特(Richard R.Ernst)和威斯顿·A.爱德森(Wes Anderson)证明了脉冲 NMR 信号的傅立叶分析法在敏感度和灵活度方面能提供比连续电波 NMR 方法更好的磁共振谱,后来提出了 2D 磁共振波谱和成像技术,使 NMR 空间定位容易实现。为此,理查德·R.恩斯特获 1991 年诺贝尔化学奖,“以表彰他在高分辨率核磁共振(NMR)波谱法的方法学发展做出的贡献”,这一年,距他开发核磁共振中的傅里叶法已经 26 年,距他开始应用 2D 核磁共振法 17 年。

1967 年,当高场、高分辨的傅里叶变换谱仪出现后,约翰逊(Jasper Johns)等人首先在活体上成功检测出动物体内分布的氢、磷和氮的核磁共振信号,开创了生物体组织化学分析的新纪元。

1970年,美国纽约州立大学的达马迪安(Raymond Damadian)对植入恶性肿瘤的组织进行核磁共振实验时发现正常组织与恶性组织的核磁共振信号明显不同。1971年,达马迪安分别以“用NMR信号可诊断疾病”和“恶性组织中氢的 T_1 时间延长”为题在美国《科学》杂志上发表论文,引起各界关注;而1972年美国纽约州立大学的劳特伯进一步指出,用NMR信号可进行图像重建(1973年《Nature》)。以上研究,为核磁共振成像装置的出现奠定了基础。

1973~1978年,核磁共振波谱技术与成像理论结合,并在物理学家、化学家、医学家等研究人员的共同努力下,使核磁共振医学成像得以实现。1977年,美国纽约州立大学的达马迪安和他的同事明可夫(Larry Minkoff)、哥德史密斯(Michael Goldsmith)建成世界上第一台全身磁共振装置(现存放于美国华盛顿史密斯索尼安技术研究所),1977年7月3日获得第一幅轴位质子密度加权像,需耗时4h45min,达马迪安作为NMR成像装置的创始人和人体组织弛豫时间的研究者,其研究促成了MRI的出现并开创了磁共振图像诊断疾病的先河。

1973年3月,美国纽约州立大学的劳特伯(Paul C. Lauterbur)的研究成果在美国《Nature》杂志发表,劳特伯宣布用三个线性梯度磁场 G_x 、 G_y 、 G_z 来选择性激发样品,使之获得所需成像层面,并在1974年用孔径较大的瓦里安DA-60对一只活鼠成像,得到胸腔图像,其作为NMR空间定位法的开拓者,该研究导致了MRI的出现和线性梯度场的应用,获得了2003年诺贝尔生理学 and 医学奖。1988年美国里根总统将象征国家最高荣誉的国家技术勋章授予达马迪安和劳特伯,以表彰他们“在构思和开发全身扫描和诊断图像在内的磁共振技术医学应用所做的独立贡献”。

从1975年开始,英国诺丁汉大学的彼得·曼斯菲尔德(Sir Peter Mansfield)开始致力于研究选择性激发脉冲的开关梯度方法上,并于1977年获世界上第一幅反映解剖结构的手指断面图像;1977年发表了他著名的成像方法即回波平面成像;保罗·C.劳特伯(Paul C. Lauterbur)和彼得·曼斯菲尔德获2003年诺贝尔生理学及医学奖,“以表彰他们关于磁共振成像的发现”。

1978年5月28日,英国诺丁汉大学和阿伯丁大学的物理学家获得他们第一幅人体头部断层图像;另外,马拉德(Mallard)、赫蔡森(Hutchison)和劳特伯等人用0.04~0.085T的低场磁共振取得了极具价值的头部及腹部断层图像。

在商家的积极参与下,各国不同厂家参与形成的竞争局面加速了核磁共振成像设备商业化的步伐。1980年,达马迪安创建的FONAR公司推出了世界上首台商用磁共振成像系统(0.04T);1981年,英国EMI公司推出世界首台商用超导全身磁共振成像系统(0.15T)并安装于伦敦汉默史密斯医院。

1981~1982年临床应用全面开展。

1983年,通过美国FDA认证,获准进入市场。

1984年底,在中国政府的支持下,中国科健公司成立,主要从事国内磁共振的研发和技术准备、寻求海外合作伙伴;两年后(1986年12月31日),科健与美国波士顿Analogic公司成立合资公司——安科公司,1987年元月正式运行。

1985年国内首部引进的MRI仪装机于第一军医大学南方医院。

1989年12月我国首台0.15T永磁型磁共振成像设备ASP-015通过鉴定,1990年初装机使用。

1992年,我国0.60T超导型磁共振成像系统(ASM-060S)在中国深圳安科公司问世,使我国成为超导型和永磁型磁共振成像系统均能生产的国家之一。

2001年,深圳迈迪特公司推出我国首台 1.5T 超导型磁共振仪,结束我国高场磁共振依赖进口的历史。

目前,磁共振技术发展与临床应用均进入全面发展时期。

第二节 磁共振成像的物理基础

一、原子及其磁特性

1. 原子的构成

物质由分子组成,分子由原子组成。原子由一个原子核和核外数目不等的电子组成。原子核由带正电荷的质子和不显电性的中子组成,原子核中的质子通常与原子核外的电子数相等,以保持原子的电中性。原子的化学特性取决于核外电子的数目,原子的物理特性主要由原子核决定。

2. 原子核的自旋特性

原子核不是固定不动的,其中的质子类似地球一样围绕着自身轴进行旋转,称做“自旋”(图 1-2-1),质子带正电荷,其自旋就好比电流通过环形线圈,根据法拉第电磁原理,将产生一定值的微小磁场(图 1-2-2),具有自身的南、北极和磁力,其能量是一个有大小和方向性的矢量,称为磁矩,其大小(μ 表示)为自旋角动量 I 与环形电流形成的面积 S 的乘积,即: $\mu = IS$ 。

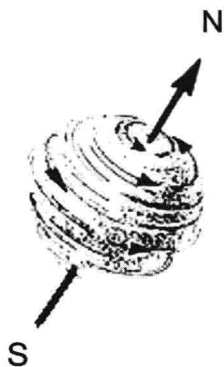


图 1-2-1 氢质子自旋

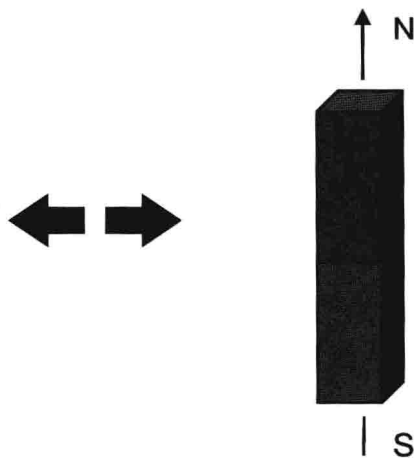


图 1-2-2 氢质子自旋感应磁场

3. 原子核的净自旋

根据泡利不相容原理,含有双数质子或中子的原子核其自旋和磁矩都成对地相互抵消,故整体上不显磁性,如 ^{16}O 、 ^{12}C 等。

含有单数质子、单数中子或两者均为单数的原子核,如 ^1H 、 ^{13}C 、 ^{19}F 、 ^{31}P 等具有自旋及磁矩的物理特性,可产生净自旋。

自旋原子核在人体内的含量及该原子核产生共振的敏感性和难易程度是原子核能否用于临床 MR 成像的依据。在生物组织中,能产生净自旋的原子包括 ^1H 、 ^{13}C 、 ^{19}F 、 ^{31}P 等多种元素,但 ^1H 占原子数量的 $2/3$ 多,且 ^1H 为磁化率最高的原子核,目前生物组织中的磁共振

成像主要是 ^1H 的磁共振图像。其他元素(如 ^{13}C 、 ^{19}F 、 ^{31}P 等)可用于磁共振波谱分析。

质子的自旋是产生磁共振的基础,单个质子具有磁性;但在自然状态下,质子的排列处于无序状态,其南、北极的朝向是随机、多变的,在每一瞬间不同朝向的质子的磁力线将互相抵消,物质整体不显磁性。

二、原子核在外加磁场中的自旋变化

磁共振成像中,一般用 X、Y、Z 坐标系来描述磁场位置的变化,Z 轴代表外加静磁场的方向,即磁力线方向,其强度用 B_0 表示,大小恒定;X-Y 平面代表垂直于静磁场方向的平面, B_1 为外加射频脉冲方向。在通常情况下,与人体体位相对应的空间坐标系变化是 Z 轴与人体的长轴一致,人体左右方向是 X 轴,前后方向是 Y 轴。(图 1-2-3)

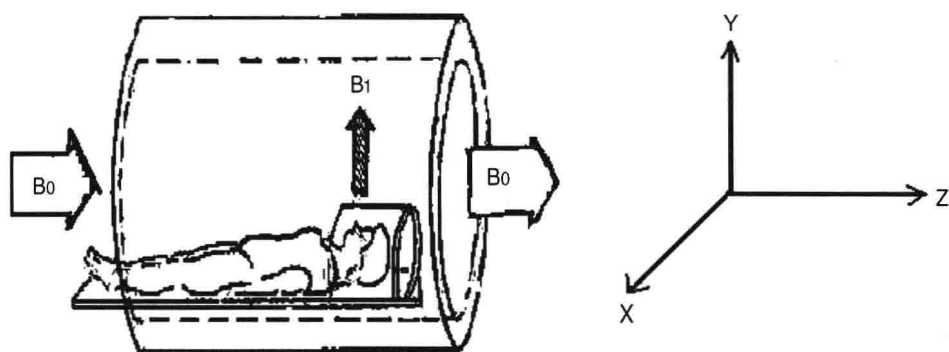


图 1-2-3 人体与磁共振空间坐标关系

1. 外加静磁场中的变化

当自然状态下排列无序、净磁化为零的质子置于一强大的外加磁场时,质子的自身磁场将被强大的外加磁场规范。根据电磁原理,质子在绕自身轴自旋的同时,亦会趋于以一种特定方式沿磁力线方向旋进,类似陀螺旋转运动,这种旋转动作称为进动(cession)(图 1-2-4)。

当无外加磁场时,质子自旋方向是随机的,整体不显示磁性,即净磁场为零(图 1-2-5-1)。当在一个外加磁场中时,质子沿磁力线方向产生进动运动,磁矩的取向也不再是任意和无规律的,而是沿磁力线方向取向,其中大部分质子角动量方向将受到外加磁场的影响,趋向于与外加主磁场平行的方向,与外加磁场同方向时处于低能级状态,而与外加磁场方向相反时处于高能级状态,且极易改变方向,产生净磁化(图 1-2-5-2)。经过一定的时间之后达到动态平衡,指向北极(与磁场方向一致)的质子略多于指向南极的,于是机体开始带有磁性,产生一个平

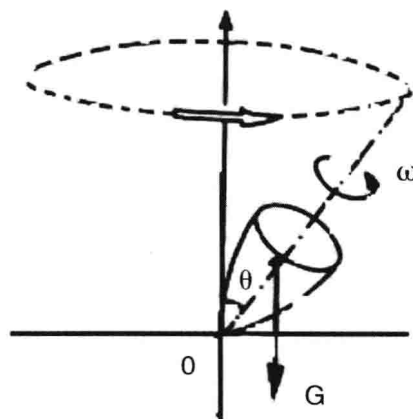
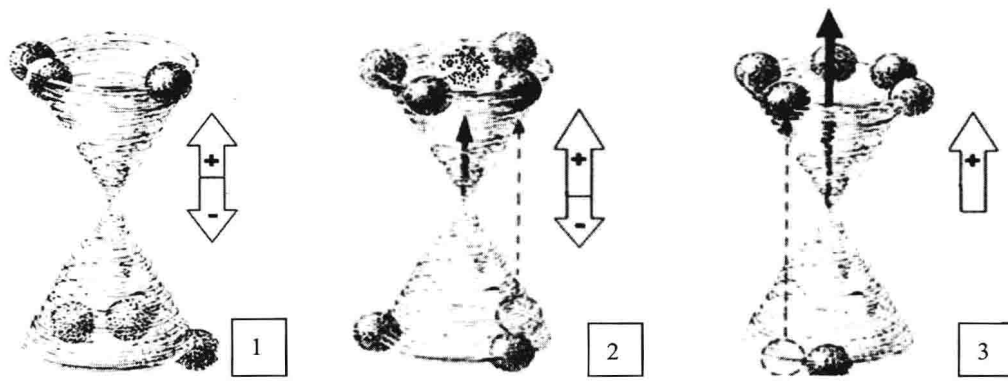


图 1-2-4 氢质子进动与主磁场的关系,在主磁作用下,氢质子的进动状态



无外加磁场时,质子自旋方向是随机的,整体不显示磁性,即净磁场为零

外加磁场中时大部分质子趋向于外加主磁场方向,小部分与外加主磁场方向相反,产生净磁化

在外加磁场中最终达到动态平衡,沿主磁场方向产生净磁化

图 1-2-5 氢质子在主磁场中进动过程

行于外磁场的磁矩 M_0 ,这个过程即磁化(Magnetization),其大小为磁化强度,磁化强度是一个可以测量的矢量(图 1-2-5-3)。

相对于宏观个体而言,置于外加磁场中的所有质子,具有的磁矩矢量可以叠加,最终形成一个相应的净宏观磁化矢量,即与外磁场方向相同的纵向磁化 M_z 。而此时,每个质子的磁化在 M_{xy} 平面均有投影分量,但由于质子的不同运动,按照质子磁矩矢量运算法则,其横向磁化 M_{xy} 叠加为零。

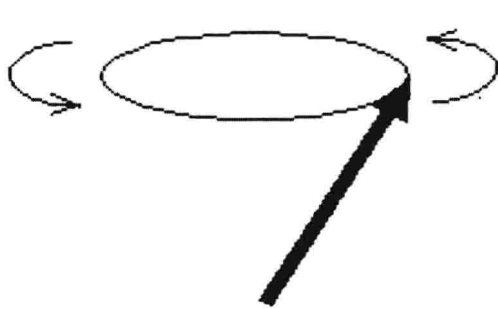
2. 质子进动频率

质子在外的加磁场中的进动频率不是随机、无序的。质子在外的加磁场中的进动频率用拉莫尔(Larmor)方程来表示:

$$\omega = \gamma \cdot B_0$$

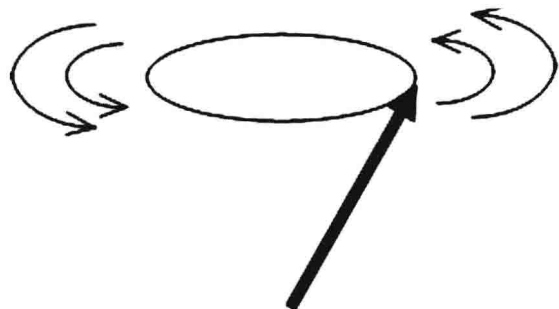
式中 ω 代表进动频率,称为拉莫尔频率; γ 为磁旋比,为一常数值; B_0 为外加磁场强度。

从 Larmor 方程可见,质子的进动频率与外磁场的场强成正比。在 1.0tesla(T)的磁场中氢原子的进动频率为 42.58MHz;在 0.5T 的磁场中,质子进动频率为 21.29MHz(图 1-2-6);在 1.5T 的磁场中,质子进动频率为 63.87MHz(图 1-2-7)。



$$\omega=21.29\text{MHz} (^1\text{H } 0.5\text{T})$$

图 1-2-6 0.5T 时,氢质子进动频率



$$\omega=63.87\text{MHz} (^1\text{H } 1.5\text{T})$$

图 1-2-7 1.5T 时,氢质子进动频率

三、磁共振的产生

所谓“共振”，是借助宏观常见的自然现象来解释微观世界的物理学原理。为能量从一个样体传至另一个，只有在驱动者能源频率与被激励系统固有频率相一致时才能发生，如广播传播和电视转播等(图 1-2-8)。



图 1-2-8 广播电台在频率相同情况下传播信号

人体进入静磁场中所产生的净磁化 M_z ，它与外磁场的方向平行，实际上叠加于外磁场，且纵向磁化 M_z 不是振荡磁场，无法单独检测，不能直接用于成像。为了检测到特定质子群的净磁化矢量，用于 MRI 成像，则需使净磁化矢量偏离外磁场方向，为此目的，在磁共振成像中以射频脉冲作为激发源。施加射频脉冲使原子核获得能量，且施加射频脉冲愈强，或持续时间愈长，磁矩偏离 Z 轴愈远，原子核获得能量越多。

射频脉冲是一电磁波，在 MRI 中仅作短促发射。MRI 中的射频脉冲的频率必须与质子的进动频率相同，只有两者振动频率相同的情况下，才可发生“共振”，已知外磁场强度与氢质子的磁旋比(γ)，即可根据拉莫尔方程计算出外加磁场中氢质子产生共振所必需的射频脉冲。在 MRI 中，射频脉冲是一个在 M_{xy} 平面的旋转磁场，用 B_1 表示。

施加具有拉莫尔频率的射频脉冲后，在磁体内质子同时发生两个作用：一是低能态的质子吸收射频脉冲的能量后跃迁到高能态，在外磁场中的方向由同向变为反向，其宏观磁化矢量 M_z 减小；二是射频脉冲的作用，进动质子趋向于在射频脉冲方向变为同步、同速运动，在同一时间指向同一方向使在 M_{xy} 平面叠加形成新的宏观磁化矢量，即横向磁化矢量，其横向磁化矢量 M_{xy} 增加。最后仅有横向磁化矢量 M_{xy} 而没有垂直分量纵向磁化矢量 M_z 。

四、MRI 信号的产生

当射频脉冲停止作用后，磁化矢量不立

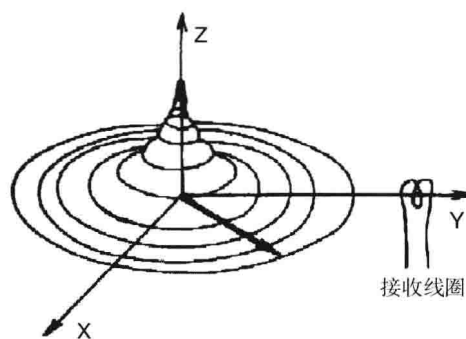


图 1-2-9 接收线圈内磁通量的变化，导致闭合回路内感应电压发生变化，在接收线圈两端感应出交流电势就是磁共振信号

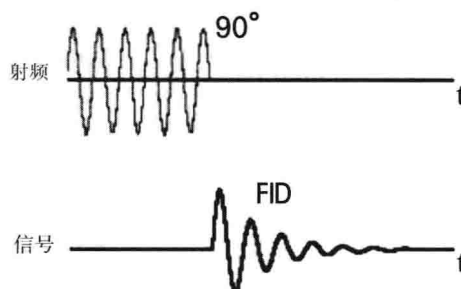


图 1-2-10 自由感应衰减信号以指数形式衰减，且与射频脉冲相近