

体部磁共振成像

Body MRI

主编 周康荣 陈祖望




 復旦大學出版社

体部磁共振成像

Body MRI

主编 周康荣 陈祖望

 复旦大学出版社

图书在版编目(CIP)数据

体部磁共振成像/周康荣,陈祖望主编. —上海:复旦大学出版社,
2000.9(2008.4重印)

ISBN 978-7-309-05970-0

I. 体… II. ①周…②陈… III. 磁共振成像 IV. R445.2

中国版本图书馆CIP数据核字(2008)第035824号

体部磁共振成像

周康荣 陈祖望 主编

出版发行 复旦大学出版社 上海市国权路579号 邮编 200433
86-21-65642857(门市零售)
86-21-65100562(团体订购) 86-21-65109143(外埠邮购)
fupnet@fudanpress.com <http://www.fudanpress.com>

责任编辑 阮天明
总编辑 高若海
出品人 贺圣遂

印刷 杭州长命印刷有限公司
开本 889×1194 1/16
印张 85.75
字数 2713千
版次 2008年4月第一版第二次印刷
印数 3501—4550

书号 ISBN 978-7-309-05970-0/R·525
定价 520.00元

如有印装质量问题,请向复旦大学出版社发行部调换。

版权所有 侵权必究

主 编 周康荣 陈祖望

副 主 编 (以姓氏笔画为序)

丁建国 王佩芬 刘士远 江 浩 杨岳松
严福华 张 蓓 罗道天 蒋亚平

编写者 (按章节先后排序)

李建奇 硕士、工程师 上海第一人民医院

邹学文 教授 华东师范大学

杨岳松 博士、副教授 上海第一人民医院

周康荣 教授 上海医科大学中山医院

杨 军 博士、副教授 上海医科大学中山医院

马向阳 博士、高级研究员 美国 GE 公司

罗道天 教授 上海医科大学眼耳鼻喉科医院

张 曩 硕士生、主治医师 上海医科大学眼耳鼻喉科医院

吴卫平 主治医师 上海医科大学中山医院

王述静 副教授 上海医科大学中山医院

刘士远 博士、副教授 第二军医大学长征医院

张志勇 博士、副教授 上海医科大学中山医院

陈祖望 教授 上海医科大学中山医院

吴 恒 硕士生 上海医科大学中山医院

蒋亚平 副教授 上海医科大学中山医院

张兴伟 博士、主治医师 上海医科大学中山医院

李坤成 教授 首都医科大学宣武医院

王佩芬 副教授 上海医科大学中山医院

施裕新 博士、副教授 江苏省南通医学院附属医院

曾维新 副教授 上海医科大学中山医院

唐光才 硕士、副教授 四川省泸州医学院附属医院

时惠平 博士、副教授 中国人民解放军空军总医院

林 江 博士、主治医师 上海医科大学中山医院

严福华 博士、副教授 上海医科大学中山医院

李轲晨 工程师 上海医科大学中山医院

吴 东 博士生、主治医师 上海医科大学中山医院

彭卫军 博士、副教授 上海医科大学中山医院

曾蒙芬 博士、副教授 上海医科大学中山医院

黄鸿源 副主任医师 上海东方医院

龚静山 博士生、主治医师 上海医科大学中山医院

张 蓓 硕士、主治医师 上海第二医科大学瑞金医院

罗明月 博士、主治医师 上海医科大学中山医院

笪仍容 博士生、主治医师 上海医科大学中山医院

丁建国 副教授 上海医科大学中山医院

汪登斌 博士、主治医师 上海第二医科大学瑞金医院

杨世坝 教授 上海第六人民医院

江 浩 教授 上海第二医科大学瑞金医院

陆建平 博士、副教授 第二军医大学长海医院

陈克敏 博士、教授 上海第二医科大学瑞金医院

张 华 副教授 上海第二医科大学瑞金医院

姜 前 硕士、主治医师 上海第二医科大学瑞金医院

方文强 副教授 上海第二医科大学瑞金医院

凌华威 主治医师 上海第二医科大学瑞金医院

袁明远 主治医师 第二军医大学长征医院

王毅翔 博士、副教授 上海第二医科大学瑞金医院

丁晓毅 硕士、主治医师 上海第二医科大学瑞金医院

张 欢 硕士、主治医师 上海第二医科大学瑞金医院

朱 桦 副教授 法国 Mulouse 医院

彭振军 副主任技师 武汉同济医科大学协和医院

序 言

磁共振成像(MRI)的诞生为举世公认的 20 世纪医学科学的一项伟大成就,对医学实践虽已产生巨大影响,但其无限潜力仍有待认识。新的技术序列不断发展,磁共振波谱(MRS)充满令人信服的前景;MRI 三维重建与磁共振血管造影(MRA)的结合必将替代血管造影诊断。

上海医科大学中山医院放射科主任周康荣教授,作为中国第一部详尽的《体部磁共振成像》的主编显然是非常合适的。20 世纪 80 年代初周康荣医生作为访问学者来到麻州大学医疗中心(UMMC)放射科,这是我本人的荣幸,那时已显露他将对我国放射界产生深远影响,他主编的这本当代《体部磁共振成像》就是一个很好的明证。该书覆盖了体部 MRI 的各个方面,并附有大量图例注释,MRA 和肝脏章节内容尤为丰富,堪称上乘之作。

美国麻州大学纪念医疗中心
放射科教授、主任
Edward H. Smith, M.D.
2000.1

PREFACE

Development of magnetic resonance imaging has truly been one of the great scientific medical accomplishments of the 20th century, and although it has already had a major impact on the practice of medicine, it has yet to realize its full potential. New algorithms are constantly being developed, MR spectroscopy holds incredible promise, and 3D MRI combined with magnetic resonance angiography will certainly replace conventional diagnostic angiography.

It is very appropriate that professor Kang-Rong Zhou, professor and chairman at the Zhong Shan Hospital, Shanghai Medical University, be the editor of this first comprehensive textbook on magnetic resonance imaging in China. I've had the pleasure of having professor Kang-Rong Zhou as visiting scholar in the Department of Radiology at the University of Massachusetts Medical Center in the early 80's, and it was apparent at that time that he would have a great impact on the field of radiology in his native China and his state of the art text on body MRI bears witness to this fact. The book covers all aspects of body MRI, is extensively illustrated, with chapters on MRA and liver imaging especially well developed. This is truly an outstanding accomplishment.

Edward H. Smith, M.D.
Professor and Chair man
Department of Radiology
Umass Memorial Health Care
January 2000

前 言

磁共振成像(MRI)为继 CT 之后迅速崛起的一门影像学新技术,虽然只有 20 年左右的短暂历史,但其发展速度和应用前景令世人瞩目。自 20 世纪 90 年代初开始,1.5 T 高场强磁共振仪进入临床应用以来,出现了质的变化,其图像质量不断提高,扫描速度也越来越快,一系列快速和超快速序列得到开发和应用,并在实践中不断得到完善和显示其优越性。屏息动态增强扫描对病灶的检出和定性能力远远超出常规序列扫描,已列为常规检查方法;MRA 尤其动态增强 MRA 已成为非创伤性血管成像的主要手段,在诊断领域中取代插管血管造影(或 DSA)为必然趋势;灌注、弥散、功能成像以及磁共振波谱(MRS)等新技术的开发研究亦是方兴未艾;新型 MRI 对比剂部分已进入临床试验阶段,充满发展潜力。

面临 MRI 日新月异的发展形势,上海医科大学中山医院放射科同道与院外众多专家不甘寂寞,收集和整理了最近 5 年多的科研和临床资料,综合国内外文献,完成了《体部磁共振成像》的编写任务。技术和原理共分 12 章,力求深入浅出,不致费解。全身各部位共 25 章的描述侧重于检查技术、MRI 表现和临床价值评估,以科学性、实用性和新颖性见长。为达到事半功倍的效果,全书配以 3 700 余幅精制随文图,可谓图文并茂。

无庸讳言,由于 MRI 技术的发展令人目眩,且世界上各大公司提供的机型不一,书中提供的技术参数仅供参考,某些技术也许并不成熟,有待在实践中得以证明和提高。尽管本书作者尽了很大努力,但以体部为主的 MRI 专著在国内系初次尝试,错误和不足之处在所难免,祈望热爱本书的专家、同仁及读者不吝指正。最后,对付出辛勤劳动的所有作者,上海医科大学出版社同志以及我科的李轲晨、施伟斌同志等表示诚挚感谢,对我的老师 Smith 教授为本书作序及鼓励也深表谢意。

上海医科大学中山医院

周康荣

2000 年 4 月

目次

第一章 磁共振成像基本原理	1
第一节 外磁场中的核自旋	1
第二节 共振现象	3
第三节 成像原理	6
第二章 常规脉冲序列	11
第一节 自旋回波序列	11
第二节 反转恢复序列	15
第三节 梯度回波法	16
第四节 不同成像参数与成像质量的关系	21
第三章 快速脉冲序列	22
第一节 K 空间和成像时间	22
第二节 快速自旋回波序列和快速反转恢复序列	23
第三节 快速梯度回波技术	25
第四节 回波平面成像技术	28
第五节 螺旋 MRI	31
第四章 磁共振对比剂	33
第一节 组织对比和对比剂	33
第二节 对比剂应用的原理和物理基础	34
第三节 磁共振对比剂的分类	34
第四节 Gd-DTPA 的药物动力学	37
第五节 器官和组织特异性 MR 对比剂	37
第五章 血液流动现象与磁共振血管成像	42
第一节 血液流动现象	42
第二节 常规 MRA	43
第三节 动态增强 MRA	53
第六章 MR 弥散成像和灌注成像	61
第一节 分子弥散现象	61
第二节 弥散对于 MR 信号的影响	62
第三节 MR 弥散成像原理	63

第四节	MR 快速弥散成像	65
第五节	MR 灌注成像原理	67
第六节	MR 灌注成像方法	68
第七节	弥散成像和灌注成像的临床应用	72
第七章	磁共振波谱学	78
第一节	基本原理	78
第二节	磁共振波谱设备	79
第三节	磁共振波谱定位技术	79
第四节	体部磁共振波谱和波谱成像临床应用	82
第八章	其他特殊成像技术	89
第一节	心电图门控技术	89
第二节	呼吸补偿和呼吸门控技术	94
第三节	脂肪抑制技术	96
第四节	水成像技术	99
第九章	MRI 设备基本构造和发展	105
第一节	磁体系统	105
第二节	梯度场系统	107
第三节	射频系统	108
第四节	计算机和辅助系统	111
第十章	伪影的产生和防止方法	113
第一节	运动伪影	113
第二节	装备伪影	118
第三节	磁化率伪影和金属异物伪影	125
第十一章	磁共振生物效应和安全性	128
第一节	磁共振的生物效应	128
第二节	磁共振成像的安全性	130
第十二章	磁共振成像技术发展及其趋势	134
第一节	磁共振成像发展简史	134
第二节	磁共振显微成像	134
第三节	磁共振实时成像和磁共振介入技术	135
第四节	磁共振功能成像和超高场强磁共振成像	139
第五节	磁共振成像其他方面的进展	142
第十三章	眼和眼眶	147
第一节	检查技术	147
第二节	正常解剖和 MRI 表现	148
第三节	先天性病变	152
第四节	眼眶炎症	155
第五节	眼球病变与肿瘤	161
第六节	眼眶肿瘤	172

第七节	眼部其他病变	194
第八节	影像学方法比较	205
第十四章	鼻腔鼻窦	207
第一节	检查技术	207
第二节	正常解剖和 MRI 表现	207
第三节	鼻窦炎	209
第四节	囊样病变	216
第五节	良性肿瘤	222
第六节	恶性肿瘤	227
第七节	影像学方法比较	245
第十五章	耳和颞骨	247
第一节	检查技术	247
第二节	正常解剖和 MRI 表现	248
第三节	炎症性病变	252
第四节	外耳、中耳和乳突肿瘤	258
第五节	面神经病变	267
第六节	感音神经性听力障碍	272
第七节	颈静脉孔病变	289
第八节	影像学方法比较	297
第十六章	咽和喉	300
第一节	检查技术	300
第二节	正常解剖和 MRI 表现	300
第三节	炎症	305
第四节	咽喉部良性肿瘤	311
第五节	鼻咽、口咽恶性肿瘤	315
第六节	喉癌和喉咽癌	337
第七节	影像学方法比较	346
第十七章	颈部	348
第一节	检查技术	348
第二节	正常解剖和 MRI 表现	348
第三节	先天性病变	354
第四节	腮腺病变	358
第五节	甲状腺和甲状旁腺病变	364
第六节	咽旁间隙和颈动脉鞘肿瘤	373
第七节	颈部其他间隙病变	390
第八节	颈淋巴结病变	396
第九节	影像学方法比较	398
第十八章	肺部	400
第一节	检查技术及临床应用指征	400
第二节	肺部基本病变的 MRI 表现	403
第三节	肺癌	404

第四节	肺内其他恶性肿瘤	426
第五节	肺实质的良性肿块性病变	428
第六节	肺栓塞	432
第七节	肺部常见的非肿块性疾病	436
第八节	弥漫性肺部疾病	441
第九节	肺部少见疾病	442
第十节	肺的先天性异常	443
第十一节	肺外伤	446
第十九章	纵隔	451
第一节	纵隔的正常解剖	451
第二节	纵隔检查技术及临床应用指征	458
第三节	前纵隔病变	461
第四节	中纵隔病变	481
第五节	后纵隔病变	499
第二十章	胸膜和胸壁	509
第一节	检查技术	509
第二节	正常解剖和 MRI 表现	509
第三节	临床应用	509
第二十一章	心脏大血管病变	528
第一节	检查技术	528
第二节	正常解剖和 MRI 表现	535
第三节	先天性心脏病	549
第四节	后天性心脏病	581
第五节	大血管病变	606
第六节	影像学方法比较	653
第二十二章	动脉系统 MRA	658
第一节	检查技术	658
第二节	颈动脉	658
第三节	主动脉弓及弓上血管	667
第四节	胸腹主动脉	671
第五节	腹腔动脉、肠系膜动脉	711
第六节	肾动脉	715
第七节	下肢血管	720
第八节	冠状动脉	742
第九节	肺动脉	751
第十节	影像学方法比较	755
第二十三章	上、下腔静脉和门静脉 MRA	760
第一节	MRA 技术	760
第二节	上腔静脉	764
第三节	下腔静脉和肝静脉	766
第四节	门静脉系统	771

第五节 影像学方法比较	776
第二十四章 肝脏	779
第一节 检查技术	779
第二节 肝脏对比剂	788
第三节 正常解剖和 MRI 表现	800
第四节 恶性肿瘤	807
第五节 良性肿瘤及肿瘤样病变	859
第六节 感染性病变	888
第七节 弥漫性病变	895
第二十五章 脾脏	914
第一节 检查技术	914
第二节 正常解剖和 MRI 表现	914
第三节 先天性异常和病变	916
第四节 脾梗死和脾脏囊性病变	917
第五节 脾脏炎症性病变	922
第六节 脾脏肿瘤	924
第七节 影像学方法比较	935
第二十六章 胆道	937
第一节 检查技术	937
第二节 正常解剖和 MRI 表现	938
第三节 胆囊疾病	940
第四节 胆管疾病	947
第二十七章 胰腺	956
第一节 检查技术	956
第二节 正常解剖和 MRI 表现	960
第三节 胰腺解剖变异和先天性疾病	964
第四节 胰腺肿瘤	967
第五节 胰腺炎性病变	987
第六节 影像学方法比较	991
第二十八章 胃肠道	993
第一节 检查技术	993
第二节 正常解剖和 MRI 表现	995
第三节 胃肿瘤性病变	996
第四节 小肠病变	1001
第五节 直肠病变	1005
第六节 MR 仿真结肠内镜技术及其临床应用	1009
第二十九章 腹膜腔及腹膜后腔	1016
第一节 腹膜腔正常解剖和检查技术	1016
第二节 腹腔积液	1017
第三节 腹腔肿瘤	1018

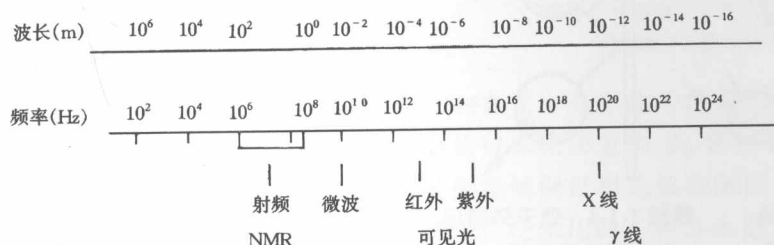
第四节	腹膜后腔正常解剖和检查技术	1020
第五节	腹膜后纤维化	1021
第六节	肿瘤	1022
第三十章	肾脏	1031
第一节	检查技术	1031
第二节	正常解剖和 MRI 表现	1032
第三节	肾脏的正常变异和先天性异常	1034
第四节	肾囊性病变	1038
第五节	肾良性肿瘤	1045
第六节	肾细胞癌	1049
第七节	肾脏其他恶性肿瘤	1062
第八节	肾炎症性病变	1068
第九节	肾脏其他病变	1075
第三十一章	肾上腺	1083
第一节	检查技术	1083
第二节	正常解剖和 MRI 表现	1084
第三节	肾上腺皮质功能亢进	1086
第四节	肾上腺皮质功能减退	1095
第五节	肾上腺髓质源性肿瘤	1095
第六节	非功能性肾上腺肿瘤	1104
第七节	其他病变	1108
第八节	影像学方法比较	1109
第三十二章	男性盆腔(膀胱、前列腺),阴囊,睾丸	1111
第一节	检查技术	1111
第二节	正常解剖和 MRI 表现	1112
第三节	膀胱病变	1116
第四节	前列腺病变	1123
第五节	精囊病变	1135
第六节	睾丸和附睾病变	1135
第三十三章	女性盆腔	1140
第一节	检查技术	1140
第二节	正常解剖和 MRI 表现	1140
第三节	子宫病变	1142
第四节	卵巢及附件病变	1150
第五节	子宫内膜异位症	1156
第六节	盆腔炎症性病变	1158
第三十四章	骨骼系统	1161
第一节	检查技术	1161
第二节	正常解剖和 MRI 表现	1163
第三节	骨骼系统肿瘤诊断的一般原则	1172
第四节	恶性骨肿瘤	1177

第五节 良性骨肿瘤	1211
第三十五章 软组织	1239
第一节 检查技术和正常 MRI 表现	1239
第二节 良性肿瘤	1240
第三节 恶性肿瘤	1255
第四节 炎症	1262
第五节 鉴别诊断和影像学方法比较	1262
第三十六章 脊柱	1265
第一节 检查技术	1265
第二节 正常解剖和 MRI 表现	1265
第三节 脊柱和脊髓创伤	1269
第四节 脊柱的病变	1276
第三十七章 四肢关节	1303
第一节 检查技术	1303
第二节 肩关节	1304
第三节 腕关节	1311
第四节 髋关节	1318
第五节 膝关节	1324
附 录 磁共振成像术语(英汉对照)	1342

第一节 外磁场中的核自旋

任何一种医学物理检查设备(如 X 线、CT 和 MR 等)均是利用生物组织对于特定频段的电磁波的透射和(或)吸收来探测人体(线图 1-1-1)。例如,生物组

织能够部分被 X 线透射,并且不同组织对 X 线的透射率也不一样,这是常规 X 线检查和 CT 检查的基础。而磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)是利用生物组织对中等波长的电磁波的吸收来成像,低能辐射的优点和核信号提供的丰富的信息使 MRI 成为一种有效的生物医学成像诊断方法。

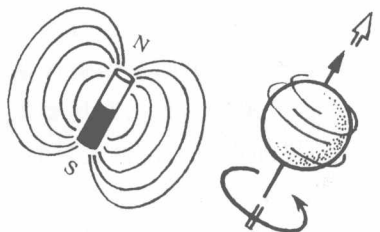


线图 1-1-1 电磁波谱

一、原子核的特性

原子是由原子核和绕着原子核运动的电子所组成,原子核又由带正电的质子和不带电的中子组成。氢原子核(¹H)是最简单的原子核,只有单一质子,因此氢核又被称为质子。

每个原子核都有一定的角动量(angular momentum),也就是自旋(spin)。可以这样简单地理解:原子核相当于一个小的球体,它绕着自己的中心轴不停地转动。由于核带有正电,因此就在核外空间产生具有一定强度和方向的磁场,此磁场可以用磁矩(magnetic moment)来描述。这样每个原子核就类似于一个小的条形磁体(线图 1-1-2)。



线图 1-1-2 核自旋示意图

核磁矩的强度是原子核的固有特性,它决定 MRI 的敏感性(表 1-1-1)。氢核(质子)具有最强的

磁矩,并且在人体中含量也最丰富,因此成为 MRI 的首选核。

表 1-1-1 不同原子核的 MRI 特性

核	旋磁比 (MHz/T)	天然丰度 (%)	相对灵敏度	自旋量子数
¹ H	42.576	99.985	1	1/2
² H	6.536	0.015	0.009 6	1
¹³ C	10.705	1.108	0.016	1/2
¹⁴ N	3.076	99.635	0.001	1
¹⁵ N	4.315	0.365	0.001	1/2
¹⁷ O	5.772	0.037	0.029	3/2
¹⁹ F	40.055	100	0.834	1/2
²³ Na	11.262	100	0.093	3/2
³¹ P	17.236	100	0.066	1/2
³³ S	3.266	0.74	0.002 3	3/2
³⁹ K	1.987	93.08	0.000 5	3/2

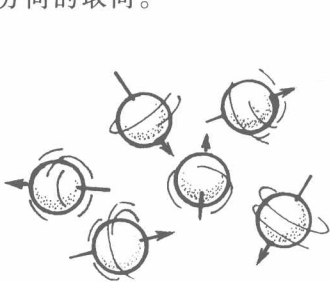
二、磁场中的原子核

现在考虑大量质子的情形。当无外加磁场作用时,每个核磁矩都无择优取向,排列是杂乱无章的(线图 1-1-3);但是一旦处于外磁场(B_0)中时,则磁矩会沿着外磁场方向排列,这类似于条形磁体处于外磁场中(线图 1-1-4)。此时的核磁矩会有两种可能的取向:平行于 B_0 或反平行于 B_0 ,两种方向都有

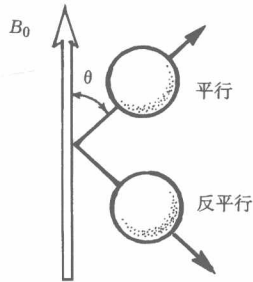
一定的布居数 (populations), 沿着 B_0 方向的是低能状态, 而反平行于 B_0 方向的处于高能状态 (线图 1-1-5)。两种状态的能级差如下:

$$\Delta E = \hbar \gamma B_0 \quad (\text{式 1-1})$$

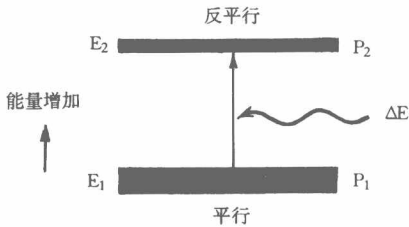
\hbar 是 Planck 常数, γ 是核磁矩的强度, 即旋磁比 (gyromagnetic ratio), B_0 是磁场强度。必须指出的是此种情形只适用于诸如 ^1H 、 ^{13}C 、 ^{19}F 、 ^{31}P 等自旋量子数 (spin quantum number) 为 $1/2$ 的核, 而其他核, 例如 ^2H 、 ^{23}Na , 由于自旋量子数超过 $1/2$, 则有超过 2 个方向的取向。



线图 1-1-3 无外磁场时核磁矩排列示意图
当无外磁场时, 核磁矩是随机取向的。



线图 1-1-4 处于外磁场中核磁矩排列示意图
当有外磁场作用时, 核自旋择优取向: 平行或反平行于 B_0 轴。



线图 1-1-5 核自旋择优取向后的能态示意图
沿着 B_0 方向的是低能状态, 而反平行于 B_0 方向的处于高能状态。处于平衡态时, 两种能态的布居数有微小的差别。当辐射的能量正好等于能级差时, 处于低能态的自旋会跃迁到高能态。

三、拉摩进动 (Larmor precession)

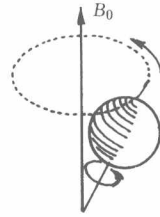
单个自旋并不是完全平行于 B_0 或反平行于 B_0 , 而是与 B_0 有一角度, 此会引起核自旋绕着 B_0 有一进动 (线图 1-1-6)。这类似于自旋的陀螺: 由于重力作用, 自旋的陀螺会绕着一轴进动。

单个自旋的进动速度可由下列简单等式来决定:

$$f = \gamma B_0 \quad (\text{式 1-2})$$

式中 f 是进动频率。此等式被称为拉摩方程, 因此自旋的进动又被称为拉摩进动, 进动频率又被称为拉摩频率。对于质子 $\gamma = 42.57 \text{ MHz/T}$, 因此

1.5 T 时共振频率为 63.855 MHz, 0.5 T 时则为 21.285 MHz。



线图 1-1-6 核自旋拉摩进动

单个自旋并不是完全平行于 B_0 或反平行于 B_0 , 而是与 B_0 有一角度, 此会引起核自旋绕 B_0 有一进动。

由式 1-1 和式 1-2 可知道, 进动频率和能级差有一定的对应关系。

三、宏观磁化矢量

也许有人会认为所有的核都应该占据低能态, 这在绝对零度时是正确的。而实际上热运动则倾向于在两能级上有相同的粒子数, 这两种矛盾因素使得体系最后达到热平衡状态, 此时两个能级上的粒子数服从 Boltzmann 分布。例如对于自旋量子数为 $1/2$ 的核,

$$\begin{aligned} E_{-1/2} \quad n_- &= (N/2) \exp(-\gamma \hbar B_0 / 2kT) \\ E_{1/2} \quad n_+ &= (N/2) \exp(+\gamma \hbar B_0 / 2kT) \end{aligned} \quad (\text{式 1-3})$$

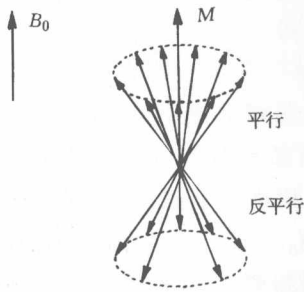
因为两种状态的能级差非常小, 热能引起的两种状态几乎有相等的布居数 (布居比大约为 100 000 比 100 006), 布居数的差别导致沿着 B_0 方向有一个宏观磁化矢量。只有这种由于布居数差别产生的磁化矢量可以被 MRI 技术探测到。

产生的宏观磁化矢量 M 近似有如下的关系:

$$M \propto N \Delta E / kT = N \gamma \hbar B_0 / kT \quad (\text{式 1-4})$$

当然磁化矢量越大, 探测到的信号也就越强, 这就是为什么氢核 (质子) 是 MRI 的首选核, 因为它具有最强的磁矩 (γ 最大), 并且人体中含量也很高 (N 大)。通过此式也可解释为什么高场要优于低场。

下面让我们更加详细地讨论大量的自旋如何产生一个净的磁化矢量。线图 1-1-7 显示了一任何瞬间的情况模型, 在这里矢量 (箭头) 代表单个自旋, 平行于 B_0 比反平行于 B_0 方向的自旋数多, 将下面圆锥的部分矢量抵消掉, 只剩下上面圆锥多出来的部分。



线图 1-1-7 某一瞬间的大量自旋模型

大量自旋的组合产生一沿着 B_0 方向的净宏观磁化矢量 M 。

对于上面任何圆锥的矢量可以分为沿着 B_0 方向的分量和垂直于 B_0 方向的分量,很显然,对于大量随机分布于圆锥表面的自旋,垂直于 B_0 方向的分量相互抵消,而沿着 B_0 方向的分量相互叠加,则产生一沿着 B_0 方向的净的磁化矢量。

第二节 共振现象

一、射频脉冲效应——量子物理学角度

为了探测到信号,首先必须建立一共振条件,所谓“共振”是指轮换吸收和释放能量。能量吸收主要是由射频干扰引起,而能量释放是由弛豫过程引起的。

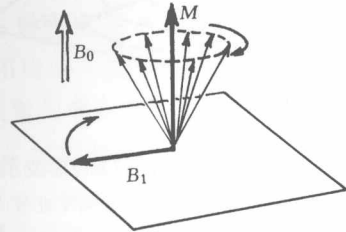
射频(radiofrequency, RF)是如何作用的呢?在这里先介绍一下电磁波的波粒二象性,射频既是一种一定频率的电磁波,又是同时带有一定能量的光子,光子的能量与频率的关系为 $\Delta E = hf$ 。正如前面所述,磁场使得在平行于磁场和反平行于磁场的质子之间出现能级差,当作用的射频(光子)的能量正好等于两能级差(频率等于拉摩进动频率)时,则处于低能态的自旋会跃迁到高能态(线图 1-1-5)。

简而言之,当以拉摩进动频率的射频作用处于外磁场中的大量自旋时,则会引起能级跃迁,而以其他频率的 RF 能量则无效应。这是一种共振现象的微观图,即量子物理学角度。

二、射频脉冲效应——经典物理学角度

那么如何观察宏观净磁化矢量呢?像所有的电磁辐射一样,射频辐射也有一定的电场和磁场分量,我们可以将射频考虑成垂直于主磁场方向的磁场 B_1 ,也就是处于某一给定轴的垂直面内。在此我们先定义一个坐标系,沿着主磁场方向被称为 Z 轴或

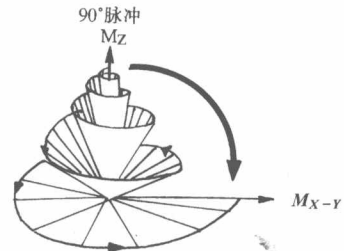
纵轴,而垂直于主磁场方向的平面被称为 XY 平面或横断面。当受到射频作用时,磁化矢量则绕 B_1 轴转动(线图 1-2-1),则净磁化矢量从 $+Z$ 轴转到 XY 平面,然后转到 $-Z$ 轴,再转到 XY 平面的另一个方向,再回到 $+Z$ 轴,如此反复下去。



线图 1-2-1 射频脉冲效应示意图

当作用的射频正好等于自旋进动频率时,纵向磁化矢量则绕 B_1 轴转动。

由于一旦磁化矢量偏离纵轴,主磁场的作用则会使得磁化矢量绕 B_0 轴以拉摩频率进动,因此磁化矢量倾倒过程是螺旋倾倒方式(线图 1-2-2)。物理上广泛采用的一种方法是采用旋转坐标系,即观察坐标系也是以拉摩频率转动,那么射频的作用只是使得磁化矢量绕 B_1 轴简单转动。



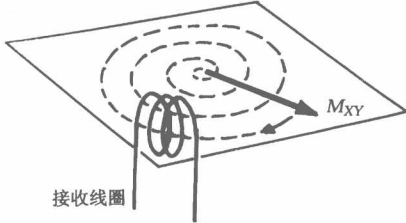
线图 1-2-2 磁化矢量的螺旋倾倒方式

如果射频只持续一很短的时间,那么净磁化矢量只离开纵向轴一个小的角度,这个角度称为倾倒角或翻转角(flip angle)。一般地,倾倒角正比于射频脉冲的作用时间和射频的幅度。在 MRI 中, 90° 和 180° 射频脉冲有其特殊重要性。

三、自由感应衰减

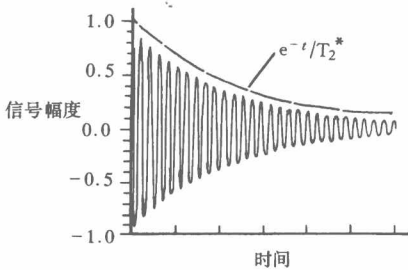
考虑一下 90° 脉冲作用后的情形,净磁化矢量处于 XY 平面,并且绕 B_0 进动,进动的频率也就是拉摩频率。由于这是宏观磁化矢量并且在不断改变方向,因此在线圈内可得到一感应交变电流(线图 1-2-3),该电流可用来记录磁化矢量在 XY 平面的运动情况,线图 1-2-4 则显示了这一记录。它是以拉摩频率振动的正弦函数,而且信号随时间变得越来越

小,这也被称为自由感应衰减(FID)。这里的自由是指在观察时无外加射频场,接收线圈感应到的信号是随时间衰减的,信号衰减是由于弛豫的关系。



线图 1-2-3 自由感应衰减(FID)形成示意图

横向磁化矢量绕着主磁场 B_0 以拉摩频率进动。旋转的磁化矢量会在接收线圈内感应一交变电流。



线图 1-2-4 自由感应衰减(FID):E 指数衰减正弦波形

四、弛豫概念

弛豫(relaxation)是指磁化矢量恢复到平衡态的过程。我们可以利用处于外磁场中一条形磁体这一简单的例子来帮助理解弛豫概念。对于条形磁体,它的平衡态是沿着外磁场方向,一旦平衡态建立后,如无其他干扰,它就不会改变。当条形磁体偏离平行方向时,该磁体则会倾向于重新沿着磁场方向。这种由非平衡态(偏离磁场方向)向平衡态(沿着外磁场方向)的恢复过程被称为弛豫。

对于处于外磁场中的大量自旋产生的净磁化矢量,平衡态是平行于 B_0 方向的矢量单位,将横向弛豫和纵向弛豫分开讨论更加合适。

五、横向弛豫

假设处于平衡态时,净磁化矢量是沿纵轴方向的,因此沿横断面方向的横向磁化矢量平衡态时应为零。90°射频脉冲的作用使得磁化矢量处于横断面内,此时横向磁化矢量最大。横向磁化矢量从最大幅度衰减到零的过程即横向弛豫过程。

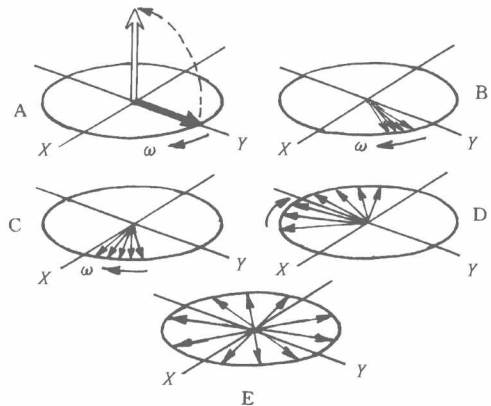
线图 1-2-4 显示了横向磁化矢量的衰减,这种过程是指数关系,类似于放射衰减。对于放射衰减,

可以定义一个半衰期的量。指数衰减的关系是:

$$M = M_0 e^{(-t/T_2^*)} \quad (\text{式 1-5})$$

式中 M_0 是横向磁化矢量的初始量, M 是射频脉冲作用后在某一时间点上的横向磁化矢量, e 近似为 2.7, T_2^* 定义为衰减率,如果 $t = T_2^*$, $M(T_2^*) = M_0/e = M_0/2.7 = 0.37M_0$,因此 T_2^* 是将磁化矢量衰减到初始值 37% 的时间量。

是什么机制导致横向磁化矢量衰减的呢?如线图 1-2-5 所示,磁化矢量有不同分量,由于进动速率是不一样的,则会在横断面内产生相位离散(dephasing);因为信号来源于所有横向分量的总和,所以相位离散则会使得信号相互抵消。



线图 1-2-5 横向磁化矢量相位离散

A: 90°射频场 B_1 使得磁化矢量从纵轴倾到到横断面。
B~E: 横向磁化矢量的不同分量,由于进动速率是不一样的,则会产生相位离散。

产生这种相位离散的一个主要原因是主磁场不均匀,处于不同位置的核自旋所处的磁场不完全相同,因此进动频率也就不一样。如果主磁场完全均匀,相位离散仍会发生,但是缓慢得多。因为许多原子核和电子都有自旋,因此也就有磁矩,因此小的核自旋所处的微观局部磁环境就不完全相同,而且这种微观环境变化得非常快,磁环境的空间和时间变化则会产生进动频率的变化,也就导致缓慢的相位离散。这种缓慢的相位离散和相应的信号衰减是由于系统的物理特性,可以标注为 T_2 弛豫或自旋-自旋弛豫,而 T_2^* 是自旋-自旋弛豫和 B_0 不均匀性的共同结果。有许多理由要求记录 T_2 衰减比记录 T_2^* 衰减的信号更加重要。

六、自旋回波脉冲序列

因为完全均匀的主磁场是不可能的,因此必须