

总主编 秦维昌

医学影像技术学

MR检查技术卷

主编 章伟敏



人民卫生出版社
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE

014035016

R445
36
V5

医学影像技术学

总 主 编 秦维昌

编 委 会 (按姓氏笔画为序)

王鸣鹏 石明国 李 萌
余建明 秦维昌 黄 林
章伟敏

编写秘书 刘传亚



人民卫生出版社



北航

C1715077

R445
36
V5

图书在版编目 (CIP) 数据

医学影像技术学. MR 检查技术卷/章伟敏主编.
—北京: 人民卫生出版社, 2014
ISBN 978-7-117-18359-8

I. ①医… II. ①章… III. ①核磁共振成像—
诊断学 IV. ①R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2014) 第 021402 号

人卫社官网	www.pmph.com	出版物查询, 在线购书
人卫医学网	www.ipmph.com	医学考试辅导, 医学数 据库服务, 医学教育资 源, 大众健康资讯

版权所有, 侵权必究!

医学影像技术学
MR 检查技术卷

主 编: 章伟敏

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 010-59780011)

地 址: 北京市朝阳区潘家园南里 19 号

邮 编: 100021

E - mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010-59787592 010-59787584 010-65264830

印 刷: 北京人卫印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 889×1194 1/16 印张: 14

字 数: 434 千字

版 次: 2014 年 3 月第 1 版 2014 年 3 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-18359-8/R · 18360

定 价: 65.00 元

打击盗版举报电话: 010-59787491 E-mail: WQ@pmph.com

(凡属印装质量问题请与本社市场营销中心联系退换)

医学影像技术学

MR检查技术卷

主 编 章伟敏

副 主 编 黄敏华 倪红艳 郑君惠

编委名单

章伟敏	浙江大学医学院附属第二医院
黄敏华	海军总医院
倪红艳	天津市第一中心医院
郑君惠	广东省人民医院
汪家旺	南京医科大学第一附属医院
马新武	山东省医学影像学研究所
冯祥太	新疆石河子大学第一附属医院
罗 维	广东省人民医院
华建明	浙江大学医学院附属第二医院
孙建忠	浙江大学医学院附属第二医院
汪启东	浙江大学医学院附属第一医院
路 青	上海交通大学医学院附属仁济医院
刘 伟	江苏省人民医院
李文美	广西医科大学第一附属医院

人民卫生出版社

一百多年来,随着科学技术的发展、临床实践和理论的丰富,以及教育的提高,医学影像学技术学科体系进一步健全。进入数字化时代后,影像技术得到快速发展。检查技术和方法的不断更新、技术队伍的迅速扩大,影像技术需要一套涵盖本专业技术发展现状,供中青年学习提高使用的参考书。为此,中华影像技术学会第四届委员会把学会出书作为一项工作计划。

本书是以学会的名义,举学会的力量,组织本专业国内各方面具有丰富实践经验的专家学者编写的系列原创专著。丛书力求规范各种影像技术实践,尽可能解决存在争论的实际问题;希望对专业技术的标准化、规范化具有指导意义;对引领和推进我国影像技术的发展发挥一定作用。

本书以各种成像技术为纲,共设7卷,包括:总论、X线摄影技术、X线造影技术、CT检查技术、MR检查技术、急诊影像技术、影像设备质量控制管理。在内容安排上,各卷自成系统,保持各种检查技术的系统性,又有所侧重,避免过多重复,保持丛书的整体性。内容力求抓住相关成像技术的最新进展,在继承传统经典影像技术学内容的基础上,注重专业的发展和现状,保证丛书的时代性和实用性。希望丛书能成为广大影像技术工作者有用的常备参考书。

应邀参与的编者都是在某一方面很有经验的专家。同时,作者来源又照顾到地域性和老中青结合,力求具有广泛的代表性,并通过写作得到锻炼提高。

本丛书在每卷独立会审之后,又组织各卷主编对每卷进行会审,以力求完善和尽量避免错误。但由于编写时间等因素的限制,难以组织更多有经验的学者参加,一起讨论的机会不够充分等原因,书中欠缺之处难以避免,欢迎广大读者批评指正。

2011年2月28日

前 言

《MR 检查技术》是中华医学会影像技术学会编写的医学影像技术学系列专著丛书之一。本书重点介绍了 1.5T 磁共振的临床应用,注重临床的实用性和可操作性。编著者结合自身的临床工作经验,根据病变的病理生理特征和临床需要,推荐相应的扫描脉冲序列,优化设计扫描序列中的成像参数。鉴于磁共振检查成像质量受多方面因素影响,本专著较为详尽地阐述了解决方案,并针对性地提出提高磁共振检查质量的经验和技巧,满足磁共振技术员进一步提升操作技能的需求。

本书共分为八章,第一章磁共振成像原理,叙述了磁共振的基本成像方法与理论;第二章脉冲序列,叙述了脉冲序列的基本概念和分类,脉冲序列的基本构建;第三章磁共振流体成像,叙述了流体的基本概念,流动效应及影响因素,同时讲述了磁共振血管造影的原理,磁共振流量分析;第四章设备构成,叙述了磁共振的分类与磁体的性能参数指标;第五章磁共振对比剂,叙述了磁共振对比剂物理基础,对比剂的作用机制,讲述了对比剂的分类及临床应用,毒副作用以及安全性;第六章磁共振图像伪影及图像质量评价方法,叙述了磁共振的各种伪影分类、产生原因及解决方案,并讲述了 MRI 图像质量的评价方法;第七章磁共振检查技术,详尽叙述了颅脑、胸腹部、骨关节等各系统磁共振常规扫描参数,图像优化和各类病变的特殊检查要求;第八章磁共振功能成像技术,包括弥散加权成像和弥散张量成像,磁共振波谱基本原理与成像技术,血氧水平依赖成像的基本原理与临床应用等。

本书在编写过程中得到了中华医学会影像技术学会前主任委员秦维昌教授的特别指导,同时也得到了中华医学会影像技术学会多位专家委员的支持。浙江大学医学院附属第二医院王鑫宏技师在图文整理中做了大量的文案工作,在此一并致谢。

尽管各位编者在编写过程中付出了艰辛的劳动和努力,但是医学是一门不断发展的学科,磁共振成像技术的发展更为迅猛,固然我们对书中的内容进行反复审阅,但由于编者水平有限,其中的不足、不妥之处在所难免,恳请同道们批评和指正,我们将不胜感谢。

主编 章伟敏

2013 年 11 月 10 日

第一章 磁共振成像原理	1
第一节 简介	1
第二节 核磁共振原理	1
一、原子核	1
二、外磁场	2
三、电磁波(射频脉冲)	4
四、磁共振	5
第三节 核磁弛豫	6
一、纵向弛豫	6
二、横向弛豫	7
第四节 信号的检测与接收	9
一、自由感应衰减信号	9
二、自旋回波信号	10
第五节 傅立叶变换	11
第六节 磁共振图像空间定位	12
一、层面层厚选择	12
二、空间编码	13
三、相位编码	14
四、频率编码	14
第七节 图像重建与K空间	15
一、K空间的基本概念	15
二、K空间的基本特性	15
三、K空间的填充方式	17
第八节 磁共振加权成像	17
一、“加权”图像	17
二、质子密度加权成像	18
三、T2 加权成像	18
第二章 脉冲序列	20
第一节 脉冲序列的基本概念和分类	20
一、脉冲序列的基本概念	20
二、脉冲序列的基本构建	20
三、MRI 脉冲序列的分类	21
第二节 MRI 脉冲序列相关的概念	21
一、时间相关的概念	21

二、空间分辨力相关的概念	22
三、偏转角度	23
第三节 自由感应衰减类序列	23
一、饱和恢复序列	23
二、采集 FID 信号的反转恢复序列	24
第四节 自旋回波序列	24
第五节 快速自旋回波序列	25
一、基本原理	26
二、FSE 序列的特点	27
三、FSE 序列的临床应用	28
四、FSE 序列的改进	29
第六节 反转恢复和快速反转恢复序列	32
一、基本原理	32
二、反转恢复序列	33
三、快速反转恢复序列	35
第七节 常规梯度回波序列和扰相梯度回波序列	36
一、基本原理	36
二、常规 GRE 序列的结构	36
三、扰相 GRE 序列	36
四、常规 GRE 序列和扰相 GRE 序列的加权成像	38
五、常规 GRE 序列和扰相 GRE 序列的临床应用	38
第八节 稳态进动成像序列	39
一、利用残留的横向磁化矢量	39
二、GRE 序列的稳态概念	40
三、稳态进动成像序列	41
第九节 平面回波成像序列	42
一、EPI 技术	42
二、EPI 序列的分类	43
三、EPI 序列的临床应用	44
第三章 磁共振流体成像	45
第一节 流体的基本概念	45
一、血液的组织学特征	45
二、血流动力学	45
第二节 MRI 中的流动效应及影响因素	45
一、饱和效应	45
二、相位效应	45
三、影响流动自旋相位的因素	46
四、梯度运动与相位改变	46
五、影响流动自旋幅度信号的因素	46
第三节 幅度对比磁共振血管造影	47
一、幅度对比磁共振血管造影的原理	47
二、幅度对比血管造影的方法及过程	47
三、幅度对比血管造影的要点	47

第四节 相位对比血管造影	47
一、PCA 原理	47
二、PCA 的方法与过程	47
三、相位对比图像的流动敏感性	48
四、流动显示的方向独立性	48
五、相位对比序列作用和用途	49
六、PCA 的序列	49
第五节 时间飞跃磁共振血管造影	49
一、TOF-MRA 原理	49
二、TOF-MRA 的流入饱和效应	49
三、TOF-MRA 中增加流动—静止对比的方法	50
四、TOF-2D 与 TOF-3D MRA 的比较	50
五、PCA 与 TOF-MRA 比较	51
第六节 对比增强磁共振血管造影	51
第七节 MRA 图像的后处理	52
第八节 MRA 的临床应用	52
一、颅内血管 MRA	52
二、颈动脉 MRA	52
三、胸部血管 MRA	53
四、腹部血管 MRA	53
五、四肢血管 MRA	53
第九节 磁共振流量分析	53
一、2D-PC 流量测量的原理	53
二、一维实时流体采集	54
三、体循环各主要血管流速值	54
四、流量分析的临床应用	55
 第四章 设备构成	 56
第一节 主磁体	56
一、磁体的性能参数指标	56
二、成像用磁体的分类	57
三、磁体系统的组成	59
第二节 梯度系统	59
一、梯度磁场的主要性能指标	59
二、双梯度技术	61
第三节 脉冲线圈	62
一、射频线圈的主要功能	62
二、射频线圈的主要技术参数	62
三、射频线圈的调谐与耦合	62
四、相控阵线圈	62
第四节 计算机系统与辅助设备	63
一、计算机系统	63
二、辅助设备	63

第五章 磁共振对比剂	65
第一节 磁共振对比剂基础	65
一、使用目的	65
二、物理基础	65
三、磁共振对比剂的作用机制	66
四、磁共振对比剂的生物学特性	68
第二节 对比剂的分类及临床应用	70
一、磁共振对比剂的发展与分类	70
二、磁共振对比剂的临床应用	71
三、对比增强扫描序列选择及辅助技术	77
四、磁共振对比剂应用剂量	77
第六章 磁共振图像伪影及图像质量评价方法	78
第一节 伪影分类、产生原因及解决方案	78
一、伪影分类	78
二、运动相关伪影	79
三、序列相关伪影	90
四、MRI 设备及外源性因素干扰磁场所致的伪影	99
第二节 图像质量的评价方法	102
一、MRI 图像质量控制的一般指标	102
二、MRI 图像质量的评价方法	102
第三节 图像信噪比测定以及 T1、T2 弛豫时间测定	104
一、MRI 图像信噪比的测定	104
二、组织弛豫时间测定	104
第七章 磁共振检查技术	106
第一节 颅脑磁共振检查技术	106
一、脑 MR 成像技术	106
二、颞叶 MR 成像技术	111
三、后颅窝和内听道 MR 成像技术	114
四、垂体 MR 成像技术	116
五、眼眶 MR 成像技术	118
六、鼻咽及鼻窦 MR 成像技术	121
七、口咽部、唾液腺 MR 成像技术	123
八、颞颌关节(TMJ)MR 成像技术	125
九、脑神经 MR 成像技术	127
十、脑部血管成像 MR 成像技术	130
十一、喉 MR 成像技术	132
十二、颈部软组织 MR 成像技术	134
第二节 腹部磁共振检查技术	136
一、肝脏 MR 成像技术	136
二、胆囊、胆道 MR 成像技术	142
三、胰腺 MR 成像技术	145
四、肾上腺 MR 成像技术	148

五、肾脏、输尿管 MR 成像技术	150
六、前列腺 MR 成像技术	153
七、子宫 MR 成像技术	156
八、阴囊及睾丸 MR 成像技术	158
第三节 脊柱及脊髓磁共振检查技术	161
一、颈椎及颈髓 MR 成像技术	161
二、胸椎及胸髓 MR 成像技术	163
三、腰椎及腰椎管 MR 成像技术	166
四、骶椎及骶髂关节 MR 成像技术	168
五、全脊柱 MR 成像技术	168
六、磁共振脊髓造影(MRM)	169
七、PROSET 序列脊神经根 MR 成像技术	172
第四节 四肢骨关节磁共振检查技术	173
一、肩关节 MR 成像技术	173
二、肘关节 MR 成像技术	175
三、腕关节 MR 成像技术	177
四、双手 MR 成像技术	179
五、髋关节 MR 成像技术	179
六、大腿/小腿及其肌肉 MR 成像技术	181
七、膝关节 MR 成像技术	183
八、踝关节 MR 成像技术	185
九、双足 MR 成像技术	187
第五节 胸部及乳腺 MR 检查技术	189
一、胸部 MR 成像技术	189
二、乳腺 MR 成像技术	190
第六节 心脏、血管磁共振检查技术	193
一、心脏 MR 检查技术	193
二、颈部血管 MR 检查技术	195
三、胸、腹部大血管 MR 检查技术	197
四、上、下肢血管 MR 检查技术	198
第八章 磁共振功能成像技术	201
第一节 弥散加权成像及弥散张量成像	201
一、弥散加权成像技术	201
二、弥散张量成像技术	204
第二节 磁共振波谱成像技术	205
第三节 磁共振功能成像	209
第四节 磁共振灌注成像	210

第一节 简介

2003年10月6日,瑞典卡罗林斯卡医学院宣布,74岁的美国科学家保罗·劳特布尔和70岁的英国科学家彼得·曼斯菲尔德,因在核磁共振成像领域的突出贡献而共获2003年诺贝尔生理学或医学奖。这两位科学家在使用核磁共振技术拍摄不同结构的图像上获得了关键性发现,他们的研究导致了现代核磁共振诊断手段的产生,利用这一技术可产生人体器官的三维图像,对获取脑部和脊髓的详细图像及诊断癌症具有重要意义,它代表了医学诊断和研究领域的一个重大突破。从核磁发现到磁共振成像(MRI)的70年时间里有关核磁共振的研究领域曾在三个领域(物理、化学、生理学或原子)内获得了六次诺贝尔科学奖,足以说明此领域及其衍生技术的重要性。

核磁共振(nuclear magnetic resonance, NMR)成像,现称为磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)。从原理的发现到目前临床各种先进成像技术的应用,都是基于科学家对原子结构的不断认识。1924年Pauli发现电子除对原子核绕行外,还可高速自旋,有角动量和磁矩,1946年美国哈佛大学的Percell及斯坦福大学的Bloch分别独立地发现磁共振现象并接收到核子自旋的电信号,同时将该原理最早用于生物实验,在物理学、化学方面作出了较大的贡献,并于1952年荣获诺贝尔物理奖。而磁共振成像的设想出自Damadian, Damadian于1971年将核磁共振现象引入医学界,并于当年发现了组织的良、恶性细胞的MR信号有所不同。1972年P. C. Lauterbur用共轭摄影法产生一幅试管的MR图像。1974年作出第一幅动物的肝脏图像。1982

年,核磁共振成像技术从美国开始正式应用于临床医学,并逐渐成为最先进的医学诊断手段之一。与此前的人体组织成像诊断手段X线和X-CT(X射线计算机断层扫描成像)相比,核磁共振成像具有两个优点:一是对人体无有害辐射;二是能够对多种病变进行早期诊断。病变首先影响人体组织的化学变化,到一定程度才会引起形态变化,如果发现形态变化说明病变已经发展到一定程度了,即使是同样获得诺贝尔医学奖殊荣的X-CT技术也只能检查出人体组织的形态变化。而核磁共振成像则能反映人体组织内的化学变化。

磁共振扫描现在已经成为一项常规的医学检查,全球估计共有3万多台全身磁共振扫描仪投入使用,每年扫描总数超过8000万次。

第二节 核磁共振原理

磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)是利用电磁波(radio frequency, RF)对置于磁场中的含有自旋不为零的原子核的物质进行激发,发生磁共振,用感应线圈采集共振信号,经处理建立数字图像。磁共振简单讲是核与磁相互作用产生共振,因而磁共振的产生需要具备三大要素,原子核,外磁场和电磁波。

一、原子核

不是所有的原子核都会产生磁共振现象,而必须符合一定条件。这一条件又是什么呢?大家都知道,原子是由原子核及位于其周围轨道中的电子构成的,电子带有负电荷。原子核由中子和质子构成,中子不带电荷,质子带有正电荷。原子核有一个特性,可以一定的频率绕着自己的轴进行高速旋转,原

子核的这一特性称为自旋(spin)。由于原子核是带正电荷的粒子,原子核的自旋就形成电流环路,根据麦克斯韦的电磁场理论,变化的电场产生磁场,从而产生具有一定大小和方向的磁化矢量。能自旋的核有循环的电流,会产生磁场,形成磁矩(μ),不能自旋的核则不产生磁矩。这种由带有正电荷的原子核自旋产生的磁场称为核磁,如图 1-1。

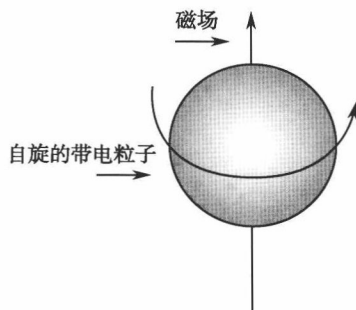


图 1-1 自旋的带电粒子产生磁场

并非所有原子核都有自旋运动,不同的原子核,自旋运动的情况不同,它们可以用核的自旋量子数 I 来表示。 I 为零的原子核可以看作是一种非自旋的球体, I 为 $1/2$ 的原子核可以看作是一种电荷分布均匀的自旋球体。 I 大于 $1/2$ 的原子核可以看作是一种电荷分布不均匀的自旋椭圆体。根据量子学理论,只有含奇数质子的原子核其自旋过程中会产生核磁,这种原子核被称为磁性原子核。磁性原子核需要符合以下条件:①中子和质子均为奇数;②中子为奇数,质子为偶数;③中子为偶数,质子为奇数。人体内有许多种磁性原子核,表 1-1 所列的为人体内常见的磁性原子核。

表 1-1 人体内常见的磁性原子核

磁性原子核	平均摩尔浓度	自旋量子数(I)
^1H	99.0	$1/2$
^{31}P	0.35	$1/2$
^{13}C	0.1	$1/2$
^{23}Na	0.078	$3/2$
^{17}O	0.031	$5/2$
^{19}F	0.0066	$1/2$

从表 1-1 中可以看出,氢原子核(^1H)在人体中的摩尔浓度最高,达到 99, ^{19}F 的摩尔浓度仅为 0.0066,仅为 ^1H 的 $1/15\,000$ 。氢原子核在人体组织

中含量丰富,分布最广,它可以自旋,如同一根小的不停运动的磁化方向随时变化的磁棒,并且氢原子核具有最强的磁矩,因此在医用核磁共振中我们主要利用的就是人体内的大量氢质子。

二、外 磁 场

要产生磁共振现象,仅有自旋的氢原子核还不够,产生磁共振现象还需要对质子施加一外磁场,施加外磁场前和后,质子的状态将发生变化。下面部分将详述质子在施加外磁场前和后的状态及其相互作用。

1. 人体内质子未进入外磁场前的核磁状态 人体的质子不计其数,每个质子自旋均能产生 1 个小磁场,人体内如此多的质子自旋将产生无数个小磁场,但人体并不对外表现为大磁体,原因就是尽管每个质子均能产生 1 个小磁场,但这种小磁场的排列是随机无序的,从而使每个质子产生的磁化矢量相互抵消(图 1-2a),因此,人体自然状态下并无磁性,即没有宏观磁化矢量的产生。宏观磁化矢量是指单位体积样品中大量的微观自旋磁矩的统计分布的总和所表现的宏观结果。由于我们仅能探测到宏观磁化矢量的变化,而不可能区分每个质子微观磁化矢量变化,因而我们对人体施加一个大磁场(即主磁场),主要的目的就是产生宏观磁化矢量。

2. 人体内质子进入外磁场后的核磁状态 进入主磁场后,人体内的质子产生的小磁场不再是杂乱无章,呈有规律排列(图 1-2b)。从图中可以看出,进入主磁场后,质子产生的小磁场有两种排列方式,一种是与主磁场方向平行且方向相同,另

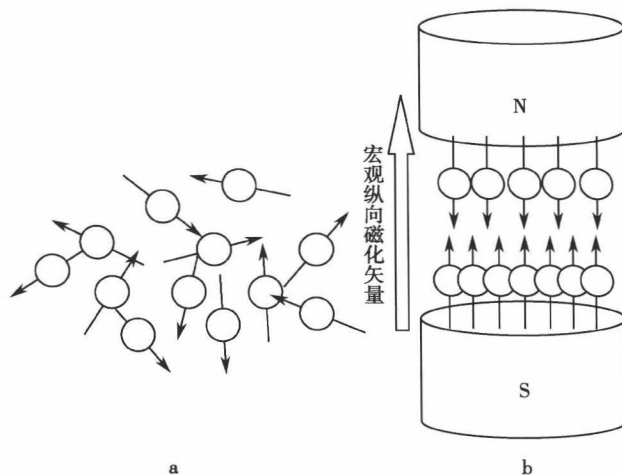


图 1-2a, b 进入外磁场前后人体内质子的核磁状态变化

一种是与主磁场平行但方向相反,处于平行同向的质子略多于处于平行反向的质子。从量子物理学的角度来说,这两种核磁状态代表质子的能量差别。平行同向的质子处于低能级,因此受主磁场的束缚,其磁化矢量的方向与主磁场的方向一致;平行反向的质子处于高能级,因此能够对抗主磁场的作用,其磁化矢量尽管与主磁场平行但方向相反。由于处于低能级的质子略多于处于高能级的质子,因此进入主磁场后,人体内产生了一个与主磁场方向一致的宏观纵向磁化矢量 M (图 1-2b),在这个过程中 M 按照时间常数 T_1 增长,即质子群以 T_1 决定的速率沿外磁场排列,可以描述为表达式 $1 - e^{-t/T_1}$ (图 1-2c)。

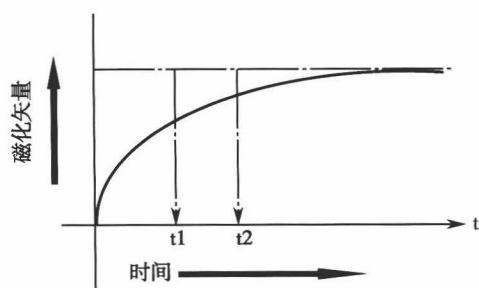


图 1-2c 净磁化矢量 M 按 $(1 - e^{-t/T_1})$ 增长

3. 人体内质子与外磁场相互作用 大家都知道陀螺在自旋力(以虚线为轴)与地球引力的相互作用下,不仅存在旋转运动,而且还出现绕着地球引力(以带箭头的黑实线为轴,箭头表示地球引力方向)的旋转摆动,这种旋转摆动的频率远低于自旋运动(图 1-3a)。同样在无外加磁场 B_0 时质子绕自身轴旋转产生一个磁场,这时若施外磁场后,则质子不仅绕自身轴旋转也绕 B_0 轴旋转。如图 1-3b 所示,处于外磁场的质子也是一样,除了自旋运动外,还绕着主磁场轴(虚线,箭头表示主磁场方向)进行旋转

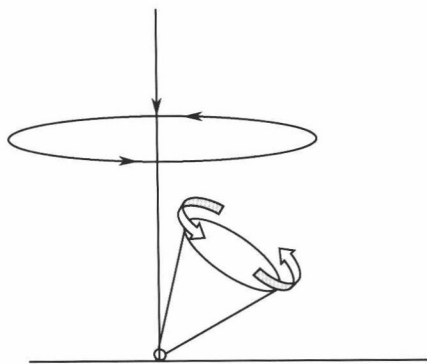


图 1-3a 陀螺旋进运动示意图

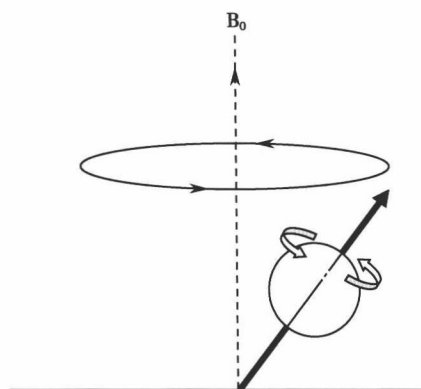


图 1-3b 质子自旋及进动示意图

摆动,我们把质子的这种旋转摆动称为进动(precession)。

进动是磁性原子核自旋产生的小磁场与外磁场相互作用的结果,进动频率明显低于自旋频率,但对于磁共振成像来说,进动频率比自旋频率重要得多。进动频率也称 Larmor 频率,其计算公式为: $\omega = \gamma \cdot B$, 式中 ω 为 Larmor 频率, γ 为磁旋比(γ 对于某一种磁性原子核来说是个常数,质子的 γ 约为 42.5 MHz/T), B 为主磁场的场强,单位为特斯拉(T)。从式中可以看出,质子的进动频率与主磁场场强成正比。

如图 1-4a 所示,由于进动的存在,质子自旋产生小磁场又可以分解成两个部分,一部分为方向恒定的纵向磁化分矢量(条状虚线箭头),处于高能级者与主磁场方向相反,处于低能级者与主磁场的方向相同;另一部分为以主磁场方向(B_0)即 Z 轴为轴心,在 X、Y 平面旋转的横向磁化分矢量(圆点虚线箭头)。就纵向磁化分矢量来说,由于处于低能级的质子略多于处于高能级者,最后会产生一个与主磁场同向的宏观纵向磁化矢量。就横向磁化分矢量来说,如图 1-4b 所示,我们沿 Z 轴方向看 XY 平面

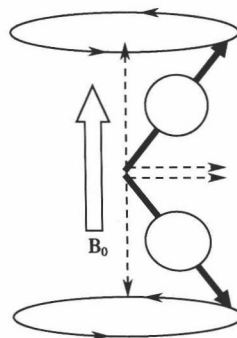


图 1-4a 处于低能级和高能级状态下的质子由于进动产生纵向和旋转的横向磁化分矢量

上的横向磁化分矢量的分布,圆圈及其箭头表示质子进动产生的横向磁化分矢量是绕Z轴旋转的,圆点虚线箭头代表各质子的横向磁化分矢量,由于每个旋转的横向磁化分矢量所处的相位不同,磁化矢量相互抵消,因而没有宏观横向磁化矢量产生。

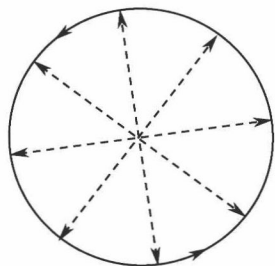


图 1-4b 各质子旋转的横向磁化分矢量由于相位不同而相互抵消,没有宏观横向磁化矢量产生

因此,人体进入外磁场后被磁化了,但没有宏观横向磁化矢量产生,仅产生了宏观的纵向磁化矢量,某一组织(或体素)产生的宏观矢量的大小与其含有的质子数有关,质子含量越高则产生宏观纵向磁化矢量越大,但是 MRI 仪的接收线圈并不能检测到宏观纵向磁化矢量,也就不能检测到这种宏观纵向磁化矢量的差别。接收线圈能够检测到的是旋转的宏观横向磁化矢量,因为旋转的宏观横向磁化矢量可以切割接收线圈产生电信号。为了产生接收线圈能够探测到的旋转宏观横向磁化矢量,那就需要施加电磁波(即射频脉冲)。

三、电磁波(射频脉冲)

1. 施加射频脉冲的目的 这一节将介绍发生磁共振最关键的因素,即要对外磁场下的氢质子施加电磁波,这个电磁波通常称为射频脉冲,这是因为我们施加的电磁波的频率较低,处于无线电波的频率范围内,因而称为射频脉冲。

在上一节中我们获得的 Z 轴宏观纵向磁化矢量不是一个振荡函数,因而我们需要施加射频脉冲来产生振荡的宏观磁化矢量。另外我们对沿 Z 轴方向的振荡不敏感,因此我们需要将振荡的宏观磁化矢量“翻转”到横向的 x-y 平面,从而可以产生一个可读取的信号。这就是我们施加射频脉冲的目的。

2. 对射频脉的要求 在这里我们首先要回顾氢质子量子理论,根据量子理论,微观磁矩在外磁场中的取向是量子化的,自旋量子数为 I 的原子核在外磁场作用下只可能有 $2I+1$ 个取向,每一个取向都

可以用一个自旋磁量子数 m 来表示, m 与 I 之间的关系是:

$$m = I, I-1, I-2 \dots -I$$

原子核的每一种取向都代表了核在该磁场中的一种能量状态,其能量可以从下式求出:

$$E = -\mu \cdot B_0 = -h \cdot \gamma \cdot B_0 \cdot I_z / 2\pi \quad (\text{式 1-1})$$

这里 h 为普朗克常数, γ 是原子核的磁旋比 (gyromagnetic-ratio)。对于氢原子核来说,它的自旋量子数有两种取向,与外磁场顺向的 $I_z = 1/2$, 与外磁场逆向的 $I_z = -1/2$, 所以与外磁场顺向排列的位能为 $E = -h \cdot \gamma \cdot B_0 / 4\pi$, 其核能量较低, 逆向排列的位能为 $E = h \cdot \gamma \cdot B_0 / 4\pi$, 其核能量较高。它们之间的能量差为 $\Delta E = h \cdot \gamma \cdot B_0 / 2\pi$ 。原子核从低能态跃迁到高能态, 必须吸收 ΔE 的能量, 这个能量是由射频脉冲提供的,

$$\text{即 } \Delta E = h \cdot \gamma \cdot B_0 / 2\pi = \omega_0 h = h\nu \quad (\text{式 1-2})$$

到这里大家就明白了, 当让处于外磁场中的自旋核接受一定频率的射频脉冲辐射, 而同时辐射的能量恰好等于自旋核两种不同取向的能量差时, 处于低能态的自旋核吸收电磁辐射能跃迁到高能态 (图 1-5)。在 (1-2) 式中, ω_0 是自旋核进动频率, ν 是射频脉冲频率, 这也就是说自旋核若要发生能量跃迁, 射频脉冲频率与质子进动频率需要相同。

3. 施加射频脉冲后的微观和宏观效应 射频脉冲能量的大小与脉冲强度及持续时间有关, 当宏观磁化矢量的偏转角度确定时, 射频脉冲的强度越大, 需要持续的时间越短。当射频脉冲的能量正好使宏观纵向磁化矢量偏转 90° , 即完全偏转到 X、Y 平面, 我们称为 90° 翻转 (图 1-6), 激发脉冲称为 90° 脉冲。如果射频脉冲使宏观磁化矢量偏转的角度小于 90° , 我们称为部分翻转 (图 1-7), 激发脉冲称为小角度脉冲。如果射频脉冲脉冲的能量足够大, 使宏观磁化矢量偏转 180° , 即产生一个与主磁场方向相反的宏观纵向磁化矢量, 我们称为 180° 翻转, 我们把这种射频脉冲称为 180° 脉冲。

如前所述, 接收线圈仅能接收旋转的宏观横向磁化矢量, 因此在 MR 成像中必须有宏观横向磁化矢量的产生。在各种角度的射频脉冲中, 90° 射频脉冲产生的横向宏观磁化矢量最大。 90° 脉冲是 MRI 序列中最常用的射频脉冲之一, 让我们来看看 90° 脉冲激发后的微观效应。

图 1-8 所示为 90° 脉冲的微观效应。从微观上

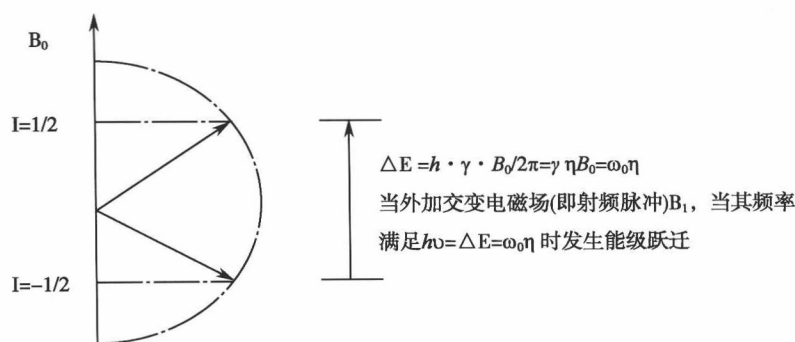


图 1-5 氢原子核的磁矩在磁场中的取向及能级和跃迁条件

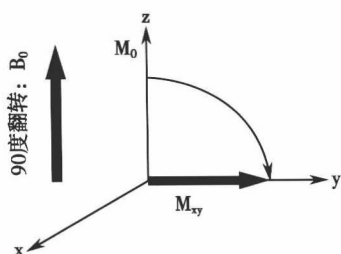


图 1-6 90° 翻转: 宏观纵向磁化矢量偏转到 x-y 平面

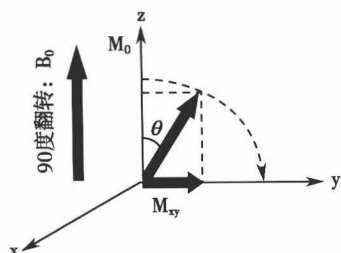


图 1-7 部分翻转: 横向磁化矢量小于初始纵向磁化

讲,90°脉冲的效应可以分解成两个部分来理解: ①由前述可知在外磁场内,处于低能级的质子多于处于高能级的质子,它们二者间有一个质子数差,当90°脉冲使这部分质子差的一半获得能量进入高能级状态,这就使处于低能级和高能级的质子数目完全相同,两个方向的纵向磁化分矢量相互抵消,因此宏观纵向磁化矢量等于零。②90°脉冲前,质子的横向磁化分矢量相位不同,90°脉冲可使质子的横向磁化分矢量处于同一相位,因而产生了一个最大旋转宏观横向磁化矢量。

X、Y、Z 虚线坐标分别代表 X、Y、Z 轴。图 1-8 左图为 90°脉冲激发前,表示平衡状态下,处于低能级的质子略多于处于高能级者(图中标出多出 8 个),从而产生与主磁场同向的宏观纵向磁化矢量(纵向空箭),但由于质子相位不同,没有宏观磁化矢量产生。右图为 90°脉冲激发后,低能级超出高

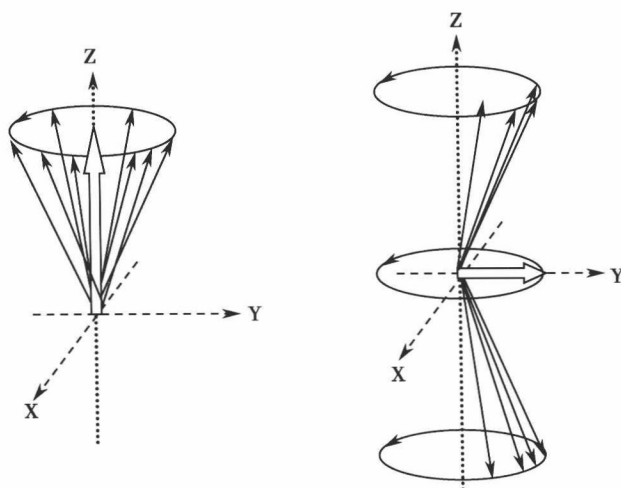


图 1-8 90°脉冲激发前后微观和宏观磁化矢量的变化

能级的质子有一半(4 个)获得能量跃迁到高能级,此时处于高能级和低能级的质子数完全相同,宏观纵向磁化矢量消失;同时由于 90°脉冲的聚相位效应,产生了旋转的宏观横向磁化矢量(横向空箭)。

90°脉冲激发后所产生的横向宏观磁化矢量的大小与脉冲激发前(即平衡状态下)的宏观纵向磁化矢量的大小有关。宏观纵向磁化矢量越大,90°脉冲激发后产生的宏观横向磁化矢量越大,MR 信号就越强;宏观纵向磁化矢量越小,90°脉冲激发后产生的旋转宏观横向磁化矢量越小,MR 信号就越弱。我们知道,平衡状态下宏观纵向磁化矢量的大小与组织中的质子含量(即质子密度)有关,由于 90°脉冲能够使宏观纵向磁化矢量偏转到 X、Y 平面,产生旋转的宏观横向磁化矢量,这就为我们接受信号创造了条件,这样 MRI 就能区分质子密度不同的人体组织了。

四、磁共振

共振是广泛存在于日常生活中的物理学现象。

物理学上,共振被定义为能量从一个振动着的物体传递到另一个物体,而后者以前者相同的频率振动。从这个概念可以看出,共振的条件是相同的频率,实质是能量的传递。

如前所述,如果我们给处于主磁场中的人体组织施加一个射频脉冲,这个射频脉冲的频率要求与质子的进动频率相同,只有这样射频脉冲才可将能量传递给处于低能级的质子,处于低能级的质子获得能量后将跃迁到高能级,我们把这种现象称为磁共振现象。从微观角度来说,磁共振现象是低能级的质子获得能量跃迁到高能级。从宏观的角度来说,磁共振现象的结果是使宏观纵向磁化矢量发生偏转,偏转的角度与射频脉冲的能量有关,能量越大偏转角度越大。

若产生磁共振的磁矩是顺磁体中的原子(或离子)磁矩,则称为顺磁共振;若磁矩是原子核的自旋磁矩,则称为核磁共振。若磁矩为铁磁体中的电子自旋磁矩,则称为铁磁共振。核磁矩比电子磁矩约小3个数量级,故核磁共振的频率和灵敏度比顺磁共振低得多;同理,弱磁物质的磁共振灵敏度又比强磁物质低。从量子力学观点看,在外磁场作用下电子和原子核的磁矩是空间量子化的,相应地具有离散能级。当外加高频电磁场的能量子 $h\nu$ 等于能级间距时,电子或原子核就从高频电磁场吸收能量,使之从低能级跃迁到高能级,从而在共振频率处形成吸收峰。

以上我们知道了磁共振信号的形成要素,那么简单讲这个过程如下,如果将患者置入一外磁场,则患者体内的氢质子的排列会从零到有,然后对患者发射一个特定频率的射频波(属于无线电波,能量处于电磁波的低端),如果该射频频率和氢质子的进动频率相同,则此时会发生共振现象,这时氢质子吸收能量从而在其能级间发生共振跃迁,这个过程就是核磁共振。

第三节 核磁弛豫

临床中磁共振信号的获取并不是在共振过程获得的,而是在共振的恢复过程获得的,这个恢复过程称为弛豫过程。那么弛豫简单讲就是,当停止射频脉冲后,被激发的氢原子核把所吸收的能量逐步释放出来,其相位和能级都恢复到激发前的状态,即发生核磁共振的质子会有一个从激发态到平衡态的过程,同时组织的宏观磁化矢量逐渐又回到平衡状态,

我们把这一恢复过程称为弛豫过程(relaxation process)。这个过程包含同时独立发生的两个过程,一个是纵向磁化矢量开始恢复,产生纵向弛豫,一个是横向磁化矢量逐渐减小直至消失,称为横向弛豫,这两个过程都对外释放能量。而恢复到原来平衡状态所需的时间则称之为弛豫时间(relaxation time),相对应于两个弛豫过程,则有两种弛豫时间,一种是自旋-晶格弛豫时间(spin-lattice relaxation time),又称纵向弛豫时间(longitudinal relaxation time),反映自旋核把吸收的能量传给周围晶格所需要的时间,也是 90° 射频脉冲质子由纵向磁化转到横向磁化之后再恢复到纵向磁化激发前状态所需时间,称 T_1 弛豫。另一种是自旋-自旋弛豫时间(spin-spin relaxation time),又称横向弛豫时间(transverse relaxation time)反映横向磁化衰减、丧失的过程,也即是横向磁化所维持的时间,称 T_2 弛豫。 T_2 衰减是由共振质子之间相互磁化作用所引起,与 T_1 不同,它引起相位的变化。人体不同器官的正常组织与病理组织的 T_1 是相对固定的,而且它们之间有一定的差别, T_2 也是如此。这种组织间弛豫时间上的差别,是 MRI 的成像基础。下面分别对纵向弛豫和横向弛豫两个过程做一介绍。

一、纵向弛豫

由上节可知当紧随 90° 脉冲之后,初始磁化矢量 $M_z = M_0$ 被翻转到 $x-y$ 平面,即 M_{xy} ,所有的质子以同相位绕 z 轴旋转震荡(图 1-9),这里同相位是指所有的自旋质子都沿相同的方向排列,以相同的频率自旋。此后, 90° 射频脉冲立即关闭,那会发生什么呢?我们知道射频脉冲的作用是使低能级的质子获能跃迁到高能级,即发生核磁共振现象。纵向弛豫则相反,即获能后处于高能级的质子释放出能量回到低能级。射频脉冲关闭后,在主磁场的作用下,宏观纵向磁化矢量将逐渐恢复到平衡状态,我们把

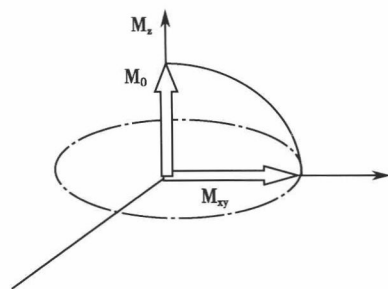


图 1-9 在射频脉冲以后,纵向磁化矢量被翻转到 $x-y$ 平面