

核磁共振新技术

研究与临床应用

谢敬霞 主编

北京医科大学出版社

核磁共振新技术研究与临床应用

主 编 谢敬霞

编著者 (按本书篇章顺序)

韩鸿宾	谢敬霞	王建利	胡小平
何 生	翁旭初	庄建程	母其文
刘 溢	王 萍	孙伯章	刘剑羽
郑卓肇	范家栋	杨正汉	袁慧书
杜湘珂	李 英		

北京医科大学出版社

HECI GONGZHEN XINJISHU YANJIU YU LINCHUANG YINGYONG

图书在版编目 (CIP) 数据

核磁共振新技术研究与临床应用/谢敬霞主编. —北京: 北京医科大学出版社, 2001.6
ISBN 7-81071-198-9

I. 核… II. 谢… III. 核磁共振-成像-研究
VI. R445.2

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2001) 第 12758 号

北京医科大学出版社出版发行

(100083 北京市海淀区学院路 38 号 北京大学医学部院内)

责任编辑: 暴海燕

责任校对: 何 力

责任印制: 张京生

莱芜市圣龙印务书刊有限责任公司印刷 新华书店经销

开本: 787mm×1092mm 1/16 印张: 30 字数: 765 千字

2001 年 7 月第 1 版 2001 年 7 月第 1 次印刷 印数: 1-3000 册

定价: 78.00 元

版权所有 不得翻印

前 言

核磁共振成像技术及其临床应用近年有着长足的发展。本书主要集中地反映我国医学工作者在此领域取得的最新成就。

这些年来核磁共振成像新技术,不仅能显示器官组织的形态学改变,而且能在一定程度上反映其功能性变化,提供有关代谢、生化过程等种种信息以及有关动态变化的定量数据资料。从而使医学影像学发生了飞跃,即从以解剖结构和形态改变诊断疾病的模式,转向开始结合病理生理、生化代谢、功能改变诊断疾病的新探索。这种借助于现代科技手段的诊断新技术的发展,对于现代医学的进步,无疑将起重大作用。

北京大学第三医院(原北京医科大学第三医院)放射科近些年来致力于在此领域追赶国际先进水平。我已毕业的博士生韩鸿宾(现为我科副主任医师)、母其文(现在美国 Wisconsin 医学院磁共振研究中心攻读博士后)、王建利(现在美国宾州大学攻读博士后)、王萍(现在 SIEMENS 从事核磁共振新技术开发)、杨正汉(现为北京医院放射科主治医师)、郑卓肇(现为本科主治医师),都在不同的领域、从不同的方面对核磁共振新技术应用进行了研究与探索,取得了丰硕的成果。已有 30 余篇论文在《中华放射学杂志》、《临床放射学杂志》、《中国医学影像技术》等杂志发表。有的成果还在北美放射学会等国际会议以及 AJNR、Radiology 等杂志上发表。本书大部分内容就是他们的研究成果。在他们的研究过程中,得到了本科叶立娴教授、孙伯章教授、范家栋教授等老师辛勤的指导。

同时本科刘剑羽教授在 MR 血管造影及 MR 水成像技术的研究与临床应用方面,积累了丰富的经验,发表了多篇论文,为本书提供了研究成果。

此外,北京大学人民医院(原北京医科大学人民医院)放射科主任杜湘珂教授以及美国 University of Minnesota 胡小平教授、何生博士、中国科学院心理研究所翁旭初研究员分别在 MR 波谱以及 MR 脑功能成像方面为本书提供了他们宝贵的研究成果。在此,特致诚挚的谢意!

本书内容,既有对国内外已有成果的综合,又有结合自己实践经验的新探索、新成果。主要包括:

1. 关于各种 MR 快速成像技术的论述。这是各种新技术研究与应用的基础。
2. 关于应用 MR 扩散成像、血流灌注成像、脑功能成像等 MR 功能成像在诊断早期脑梗塞、Alzheimer 病以及有关人脑认知功能等方面的研究成果。
3. 关于 MR 新技术在缺血性心脏病诊治中的研究与应用。
4. 关于 MR 血管成像,应用快速成像技术的 MR 对比增强血管造影,提高了图像质量,在胸、腹部等血管造影显示出良好效果。
5. 肝脏 MR 研究进展及其临床应用。
6. 骨关节 MR 新技术及其临床应用。
7. 关于 MR 水成像(包括 MRCP、MRU、MRM 等),尤其应用快速成像等技术,提高了诊断水平。
8. 关于 MR 波谱研究,它是目前唯一无创性研究活体器官组织代谢、生化变化及化合物

定量分析的方法。

9. 关于 MR 介入引导技术与微创手术学。

MR 新技术在不断发展，它将在医学领域中发挥重要作用。在高科技发展的 21 世纪，在围绕着对疾病的病理、功能等综合诊断的 MR 新技术研究中，影像医学正迎来从大体形态学水平向微观功能成像水平发展的新纪元。在此，愿与同道共勉。

本书只是我们的研究与应用总结，有些问题尚在继续研究之中。疏误不足之处，竭诚期待专家、学者、同道批评指正。

在此，感谢北京医科大学出版社对本书出版的大力支持。

北京大学第三医院（原北京医科大学第三医院）放射科

谢敬霞

2000.7.26

目 录

第一篇 磁共振成像的基本原理

第一章 磁化矢量 M 的形成与 M 在磁场与射频脉冲作用下行为方式	(1)
第一节 磁化与磁共振效应	(1)
第二节 磁化矢量 M 在磁场中的行为方式与布洛赫方程	(2)
第三节 旋转坐标系	(7)
第二章 射频脉冲与磁共振信号的采集方式	(8)
第一节 射频脉冲	(8)
第二节 自由感应衰减与自旋回波	(12)
第三节 受激回波与梯度回波	(17)
第三章 磁共振成像的空间定位	(19)
第一节 傅立叶变换：磁共振成像空间定位的数学基础	(19)
第二节 层面选择与层面内的空间定位	(20)
第三节 K 空间与成像的耗时因素	(23)
第四章 MR 成像图像质量与图像对比度	(25)
第一节 MR 图像的信噪比与对比噪声比	(25)
第二节 自旋回波序列的设计与图像对比度	(27)
第五章 临床常用的序列设计	(30)
第一节 自旋回波序列的改进序列 TSE、RARE、HASTE	(30)
第二节 梯度回波序列 FLASH、FISP、True Fisp、PSIF、DESS、CISS、TurboFlash	(34)
第六章 MR 快速成像技术与临床应用	(45)
第一节 MR 快速成像基本原理与基本方法	(45)
第二节 增加单次激发内的信息采集量（增加 N_y/TR ）—弛豫增强快速采集序列及其变形	(53)
第三节 自旋回波与梯度回波的混合序列与半傅立叶变换技术 TGSE (GRASE)	(57)
第四节 平面回波快速成像技术 (EPI) 的成像基本原理与临床应用	(60)
第五节 综合应用磁共振成像的新技术，提高疾病的诊断水平	(67)

第二篇 中枢神经系统 MRI 研究进展及其临床应用

第一章 MR 扩散成像的技术原理	(78)
第一节 扩散的物理学概念及其与磁共振现象的关系	(79)
第二节 外加梯度场中氢质子的弛豫与扩散对 $A(t)$ 的作用比较	(83)
第三节 受限扩散与扩散的各向异性	(84)

第四节	扩散的 MRI 成像技术	(89)
第二章	灌注与脑功能成像的磁共振成像物理基础	(93)
第一节	分子在不均匀非线性场中的扩散运动规律：灌注成像的磁共振成像物理基础	(93)
第二节	与灌注成像相关的生理灌注参数	(95)
第三节	灌注测量	(98)
第三章	MR 扩散成像	(103)
第一节	脑缺血的研究历史与超早期脑缺血的磁共振诊断方法学	(103)
第二节	MR 扩散、表现自扩散系数成像与脑缺血超早期诊断	(105)
第三节	扩散成像早期诊断脑缺血的生物物理学机制	(112)
第四节	扩散加权像在脑缺血发病机制与脑缺血治疗学中的基础应用研究	(117)
第四章	MR 灌注成像	(122)
第一节	脑血流灌注成像	(122)
第二节	动态对比增强磁共振脑血流灌注成像临床应用研究	(130)
第五章	脑功能磁共振成像	(155)
第一节	脑功能磁共振成像简介	(155)
第二节	脑功能磁共振成像的基本原理	(156)
第三节	脑功能磁共振成像的研究	(157)
第四节	功能磁共振成像的最新进展	(160)
第六章	轻型 Alzheimer 病边缘系统相关结构的 MRI 定量研究	(163)
第一节	Alzheimer 病相关结构 MRI 定量研究现状	(163)
第二节	与早期阶段 Alzheimer 病有关的解剖研究	(167)
第三节	相关结构定量判别分析早期阶段 Alzheimer 病边缘系统相关结构定量 MRI 研究	(175)
第四节	相关结构 MRI 定量与临床智能精神检查的联系	(182)
第五节	发展与展望	(188)
参考文献		(191)

第三篇 心脏 MRI 研究进展及其临床应用

第一章	概述	(206)
第二章	心脏磁共振成像的相关技术	(207)
第一节	心脏触发	(207)
第二节	MRI 成像层面的选择	(208)
第三节	MRI 成像时相的选择	(208)
第四节	序列技术	(209)
第三章	磁共振扫描技术在评价心肌灌注储备中的应用	(213)
第一节	心肌灌注储备的相关概念、生理基础和影响因素	(213)
第二节	磁共振测定心肌灌注储备的原理与技术方法	(214)
第三节	心肌灌注储备磁共振成像在心肌缺血诊断中的实验研究	(215)
第四节	磁共振对于心肌灌注储备测定的初步临床研究	(216)

第五节	负荷下心肌首过灌注储备磁共振成像与同位素心肌灌注成像和冠状动脉造影的对照研究	(223)
第六节	潘生丁负荷首过心肌灌注磁共振成像测定心肌灌注储备的影响因素	(224)
第七节	心肌灌注储备诊断心肌缺血的主要临床方法评价	(227)
第八节	MRI 测定 MPR 诊断缺血性心脏病的应用前景展望	(228)
第四章	缺血性心脏病局部以及全心功能 MR 评价	(228)
第五章	MR 扫描技术对冠脉及冠脉旁路的评价	(230)
第六章	心脏疾患的 MRI 诊断	(232)
第一节	急性心肌梗塞	(232)
第二节	急性心梗并发症的诊断	(233)
第三节	心肌疾病	(234)
第四节	心肌炎	(235)
第五节	心包疾病	(235)
第六节	心内占位性病变	(237)
第七节	心脏原发性肿瘤	(238)
第八节	胸主动脉疾患	(239)
参考文献		(241)

第四篇 磁共振血管成像新技术

第一章	三维对比增强磁共振血管造影	(246)
第一节	成像原理	(246)
第二节	MR 硬件设备	(246)
第三节	成像技术基础	(247)
第四节	造影剂技术	(250)
第五节	图像的后处理	(252)
第二章	对比增强 MRA 的临床应用	(253)
第一节	主动脉	(253)
第二节	肺动脉	(264)
第三节	内脏动脉	(270)
第四节	门静脉	(273)
第五节	肾动脉	(280)
第六节	外周动脉	(285)
第七节	颈动脉系统	(287)
第八节	三维对比增强 MR 血管造影在静脉系统的应用	(289)
参考文献		(291)

第五篇 肝脏 MRI 研究进展及其临床应用

第一章	MR 硬件进展	(294)
第一节	主磁体的发展	(294)
第二节	梯度线圈	(295)

第三节	脉冲线圈	(295)
第二章	肝脏 MR 快速成像技术	(296)
第一节	加快 MRI 信号采集速度的方法	(296)
第二节	肝脏 MR 图像质量评价标准	(301)
第三节	肝脏快速及超快速 T ₂ WI 序列	(303)
第四节	肝脏 T ₁ WI 序列	(313)
第五节	肝脏常用快速 MRI 序列的质量比较	(315)
第六节	肝脏 MR 化学位移成像	(318)
第七节	肝脏 MRI 动态增强技术	(320)
第三章	肝脏 MRI 伪影的对策及脂肪抑制技术	(322)
第一节	肝脏 MR 脂肪抑制技术	(322)
第二节	肝脏 MRI 的伪影及其对策	(325)
第四章	肝脏水分子扩散加权成像	(329)
第一节	肝脏扩散加权成像技术及其原理	(329)
第二节	正常腹部脏器的表观扩散系数	(331)
第三节	MR 扩散加权成像在肝脏局灶病变诊断中的价值	(331)
第四节	DWI 在评价肝硬化中的作用	(333)
第五节	肝脏 DWI 的现状与展望	(335)
第四章	肝脏磁共振灌注加权成像	(336)
第一节	MRI 灌注成像的基本原理	(336)
第二节	肝脏 MRI 血流灌注成像技术	(338)
第三节	肝脏 MRI 灌注成像在评价肝脏肿瘤血管化中的价值	(338)
第四节	肝硬化的 MRI 血流灌注成像	(339)
第五节	存在的问题和展望	(339)
第五章	肝硬化的 MRI 研究	(340)
第一节	DWI 评价肝硬化初探	(340)
第二节	不均匀性肝硬化动物模型的建立	(344)
第三节	肝硬化模型的 MR 扩散加权成像研究	(349)
第四节	肝硬化模型的肝实质门静脉血流灌注成像研究	(354)
第六章	肝脏 MR 造影剂进展	(363)
第七章	肝脏 MRI 其他进展	(365)
第一节	动脉性门脉造影肝脏 MR 成像	(365)
第二节	门静脉 MRA	(366)
第三节	肝脏 MRI 功能成像	(366)
第四节	肝脏介入 MRI	(366)
参考文献		(367)

第六篇 骨关节 MR 新技术及其临床应用

第一章	肩关节的 MR 及 MR 关节造影	(372)
第一节	常规 MR 检查及临床应用	(372)

第二节 MR 肩关节造影	(383)
第三节 间接法 MR 肩关节造影	(390)
第二章 MR 膝关节造影	(392)
参考文献	(397)

第七篇 MR 水成像技术

第一章 磁共振胰胆管造影 (MRCP)	(401)
第一节 MRCP 的成像原理	(402)
第二节 MRCP 扫描技术及其发展	(403)
第三节 快速 MRI 技术	(404)
第四节 常规检查技术	(408)
第五节 MR 快速成像技术的临床应用	(409)
第二章 磁共振泌尿系造影 (MRU)	(423)
第一节 检查技术	(423)
第二节 MRU 的临床应用	(425)
第三章 磁共振脊髓造影	(430)
第一节 技术原理	(430)
第二节 磁共振脊髓造影的临床应用	(432)
第四章 内耳及面神经的磁共振成像研究	(438)
第一节 内耳及面神经成像序列的特点及选择	(438)
第二节 内耳、面神经解剖结构的显示	(439)
第三节 图像后处理技术	(441)
参考文献	(442)

第八篇 核磁共振波谱及其临床应用

第一章 磁共振波谱的基本原理	(445)
第二章 磁共振波谱技术	(447)
第三章 常见代谢产物的 ¹ H-MRS 共振峰	(450)
第四章 磁共振空间定域波谱的临床应用	(452)
第五章 临床波谱学研究新进展	(456)
参考文献	(460)

第九篇 核磁共振导引介入技术

第一章 MRI 导引介入技术—介入放射学的新境介	(463)
第二章 介入性 MRI 技术	(463)
第三章 MRI 介入的临床应用	(465)
第四章 MRI 导引介入技术今后展望	(468)
参考文献	(469)

第一篇 磁共振成像的基本原理

自从磁共振成像技术应用于医学以来，人们的注意力一直集中在两个方面，一是探索新的成像对比度，提高成像的组织分辨力；另外一方面是加快成像的速度。这两个方面的进步贯穿着磁共振成像的整个发展过程。前者的发展给我们带来了扩散、灌注、磁化转移、水成像、对比剂血管造影等多种新的成像对比度，不但提高了对疾病的诊断水平，而且使影像医学对疾病的诊断深入到了病理生理、生化、分子扩散运动等功能性成像的水平，将影像医学引入了功能成像的崭新领域，提高了对疾病的诊断水平，拓展了影像医学的应用领域。成像速度的进步是上述多种功能成像的基础，同样也扩展了磁共振成像的应用领域，如胸，腹部屏气序列等。同时，非常重要的一点是磁共振成像速度的加快使磁共振检查的病人数量在单位时间内明显地增加，既为病人提供了更快更好的服务，也提高了工作效益。

实际上，上述的磁共振成像新方法新技术都是通过对磁共振成像的基本要素进行相应的改进或对基本要素时序安排的改变来实现的。本篇首先介绍磁共振成像序列的基本要素与一些磁共振成像的物理学基本概念，在此基础上再进一步讲解阐述磁共振成像的序列设计以及磁共振成像领域的新对比度成像原理与方法。

第一章 磁化矢量 M 的形成与 M 在磁场与射频脉冲作用下行为方式^[1~10]

第一节 磁化与磁共振效应

众所周知，在磁共振成像中，磁化强度矢量 M 是一切磁共振成像信号形成的基础。

针对单个核磁子，可以用如图 1-1 所示的两个变量来描述：磁矩 (μ)、角动量 (P)。当顺磁核如自旋量子数 (I) 为 $1/2$ 的氢原子核在磁场中时，出现磁能级的分裂，也称 Zeeman 能级。自旋量子数与分裂的能级数目的关系为 $\text{Zeeman} = 2I + 1$ 。所以，针对氢原子核，能级分裂为 2 个，顺着主磁场 B_0 方向的处于低能态的 μ 以及逆着主磁场 B_0 方向处于高能态的 μ ，它们服从波尔兹曼分布 (Boltzman)。以氢核为例，在热平衡时，略多点的 μ 处于低能态。磁化矢量 M 的大小与方向取决于氢原子核在不同能级中量的分布。对于氢原子核来说，由于在 B_0 方向存在小部分过剩核磁子。所以核磁子 μ 的总矢量和，即磁化强度矢量 M 的方向是沿着主磁场 B_0 方向。单个氢原子核的核自旋方向与主磁场方向同向或反向，并成一定角度，在磁力矩的作用下，以一定的角速度围绕主磁场 B_0 进动，单个氢原子核所受到的磁力矩大小可用下式表示：

$$L = dP/dt = \mu \times B_0 \quad (1)$$

其中 P 为顺磁核的角动量, 角动量的变化率又等于单个核磁子磁矩 μ 与主磁场强 B_0 的乘积。自旋的角速度可用下式表示:

$$\omega = \gamma \times B_0 \quad (2)$$

其中 ω 为拉莫进动频率, γ 为旋磁比, 针对氢质子, 拉莫频率为 $42.577 \times 10^6 \text{ Hz/T}$ 。表现在图 1-1-1 中, μ 在 B_0 中, 围绕 B_0 方向作 Larmor 旋转运动, 称为 Larmor 进动。

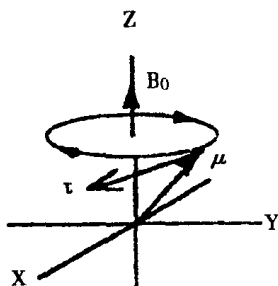


图 1-1-1 核磁子 μ 在磁场 B_0 中受到磁力矩 L 的作用, 发生 Larmor 进动

按照氢原子核所处的能级可将氢原子核分为两类: 高能态、低能态。高能态的 μ 与 B_0 反向, 低能态的 μ 与 B_0 同向。这样, 进动的氢原子核形成围绕 B_0 的同向与反向两个圆锥。如图 1-1-2 所示, 在达到热平衡状态时, 质子的磁化矢量在圆锥中均匀分布。所以, 在 xy 平面内不会产生磁化矢量。由于系统中与 B_0 同向的低能级 μ 较多, 所以最终的结果只是在 z 轴方向上产生净磁化强度矢量 M_0 。将氢核置于磁场后, 所发生的过程就是氢原子核自旋的重新取向, 系统内部能量重新分配, 形成磁化矢量 M_0 的过程。此时, 系统整体处于势能低能级状态, 与周围环境(所谓晶格)发生能量的交换, 这个过程可以理解为物理的磁化过程。

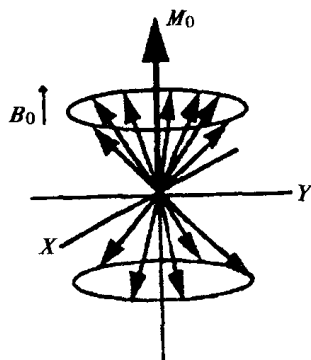


图 1-1-2 不同能级的 μ 的分布状态与 M_0 的形成

当以 Larmor 频率施加磁场 B_1 (射频脉冲) 时, 系统将吸收能量。按照量子力学, 电磁波的量子 $h\nu$ 等于兹曼能级差时, 自旋系将吸收能量, 与 B_0 同向的低能级区 μ 发生跃迁至与 B_0 反向的高能级区的圆锥上。此时, 启动磁共振信号接收系统, 将得到一定强度的 NMR 信号, 这种现象称为磁共振现象。

我们在下面主要研究磁化矢量 M_0 在 B_1 作用下的行为方式, 这是理解磁共振成像基本原理的基础。

第二节 磁化矢量 M 在磁场中的行为方式与布洛赫方程

当氢核位于磁场 B_0 中时, 其形成的磁化矢量 M_0 将受到磁力矩的作用, 先不考虑弛豫

作用对 M_0 运动的影响，而只考虑磁力矩的作用。这样， M_0 的时间变化率可用下式表示：

$$dM_0/dt = \gamma (M_0 \times B_{\text{eff}}) \quad (3)$$

其中 B_{eff} 为 M_0 所在磁场的有效磁场强度。从公式 (3) 与图 1-1-1 中可以看到， M_0 只有在与 B 垂直的平面上存在分量时，才会受到磁力矩的作用。当 M_0 与 B 同向时，无任何磁力矩作用于 M_0 上。

在实验室坐标系中，在与磁化矢量 M_0 ，也就是主磁场方向垂直的平面上施加强度为 B_1 并以拉莫频率转动（交变）的磁场时（即射频脉冲）， M_0 发生章动，形成新的磁化矢量 M_1 ，强度与 M_0 相同，但围绕主磁场方向以拉莫频率进动（如图 1-1-3），并产生在 xy 平面上的分量 M_{xy} ， M_{xy} 与 B_1 一起共同围绕主磁场方向以拉莫频率进动。

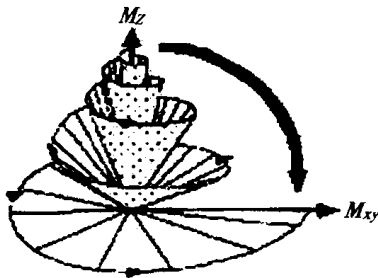


图 1-1-3 M_0 在外加交变磁场（射频脉冲）作用下发生章动，假定为 90°
射频脉冲，将在 xy 平面内产生 M_{xy}

此时，上述公式 3 中的 B_{eff} 值可用下述公式来表示：

$$B_{\text{eff}} = B_0 + B_1 + \Omega/\gamma \quad (4)$$

Ω 为 M_{xy} 绕 B_0 进动的频率。

按照上面的条件， Ω 在绝对值上与 Larmor 频率相等，只是方向相反，即 $\Omega = -\gamma B_0$ ，也就是 $\Omega = -\omega$ 。此时 $B_{\text{eff}} = B_1$ ，代入公式 (3)，得到 $dM/dt = \gamma (M \times B_1)$

如图 1-1-2 所示，如果在实验室坐标系中，假定观察者位于 x 轴或 y 轴上，所能观察到的现象将会是 M 偏离主磁场方向，围绕 B_1 从 z 轴向 xy 平面内的 y 轴上偏转，偏转的角度，如图 1-1-4 所示。

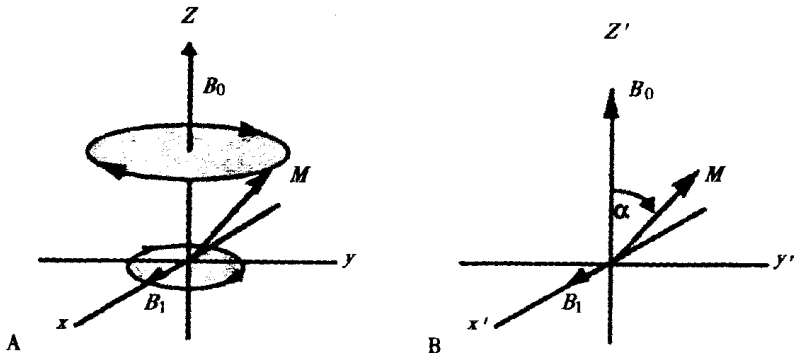


图 1-1-4 在不同坐标系中， M_0 在外加交变磁场（射频脉冲）作用下行为方式的比较。在实验室坐标系中，假定我们从系统外部观察，此时， x 轴以 Larmor 频率围绕 z 轴，所施加的 B_1 位于 x 轴上； M 在 y 轴上与 B_1 一同围绕主磁场 B_0 转动。在旋转坐标系中，从系统内部观察，假定我们本身处于 x 或 y 轴上，此时，我们只能观察到原本在 Z 轴方向的 M 在 yz 平面内发生偏转一定角度形成与 z 轴成一定角度的 M

M 在 yz 平面内发生偏转的角度是由所施加的射频脉冲的磁场强度与持续的时间所决定的。可用下式表示：

$$\alpha = \gamma B_1 T \quad (5)$$

可见偏转的角度与所施加的磁场强度与持续的时间成正比。所以在序列设计中即可以通过提高 B_1 ，也可以通过延长射频脉冲的持续时间 T 来加大偏转的角度，这一点将在后面的射频脉冲中再详细加以说明。

B_1 本身是在 x 方向上的交变磁场，一般在射频线圈中通过交变电流来实现。任何线偏振交变磁场（或电场）都可以分解成为 2 个反向圆偏振交变磁场。如果将 2 个线偏振交变磁场同时作用，但是相位相差 $\pi/4$ ，也可以在 xy 平面内产生圆偏振的交变磁场（图 1-1-5）。

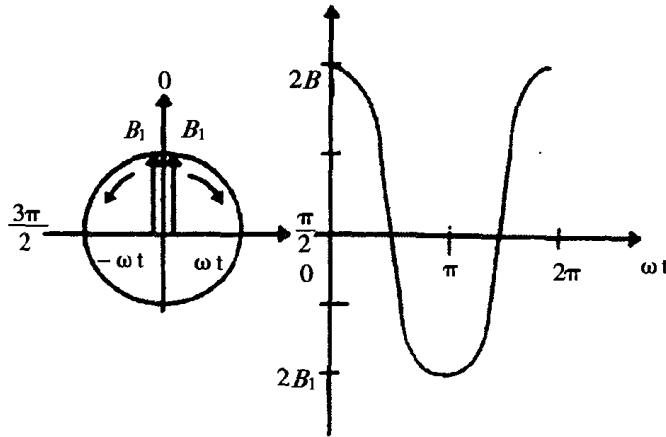


图 1-1-5 圆偏振与线偏振

一个线偏振可以分解为二个圆偏振。两个具有一定相位差的线偏振也可以合成一个圆偏振。（圆二色技术）

只有当交变磁场的频率与拉莫进动频率相等时，才会出现核磁共振现象，即一方面出现能量被大量吸收，同时发生上面提到过的在旋转坐标系中的 M 发生有效的偏转，在 xy 平面上产生分量 M_{xy} ， M_{xy} 以拉莫频率在 xy 平面内进动。磁化矢量 M_{xy} 切割接受线圈，将会感应出电流，可以记录到交变的电流，用来形成磁共振的信号（图 1-1-6）。

当关掉射频脉冲后，接收线圈接受到的信号强度随时间呈指数衰减，即磁矢量 M_{xy} 随时间变化将发生强度的指数衰减，如图 1-1-7 所示：

这种现象的物理基础就是大家所熟悉的 T_2 弛豫，也称自旋-自旋弛豫。简单的理解如下：氢原子核在外磁场 B_0 的作用下，形成前述的波尔兹曼分布。形成图 1-1-2 所示的正反两个方向的圆锥形散开分布。下面我们来看其中的一个磁矢量 μ ，它以拉莫频率围绕主磁场进动，进动的磁力矩可由公式（2）得到。将磁矢量分解后，得到在 B_0 方向的分量 M_z 与在 xy 平面上的分量 M_{xy} 。 M_{xy} 围绕 B_0 进动的角速度为 ω ，进动的 M_{xy} 将会在其周围产生新的磁场 $B_{M_{xy}}$ ，由于其频率为拉莫频率，因此符合核磁共振的条件。结果其临近的质子将会经受的磁场强度并非为 B_0 而是 B_0 与 $B_{M_{xy}}$ 的综合作用。这样邻近的质子自旋角速度将会不同，表现如图 1-1-8 所示。

在圆锥中由于系统能量的重新分配，形成了磁化矢量 M_z 。但是，在自旋-自旋偶极作用下（此处没有考虑其他的场不均匀因素），形成 M 的各个质子的磁化矢量分量的自旋进动角速度将会不同，导致相位的散开。当最终达到热平衡时，磁化矢量的各个分量 μ 再次均匀分布到圆锥上， M_{xy} 衰减为零。如图 1-1-9 所示。上述过程表现为接收线圈中接收信号

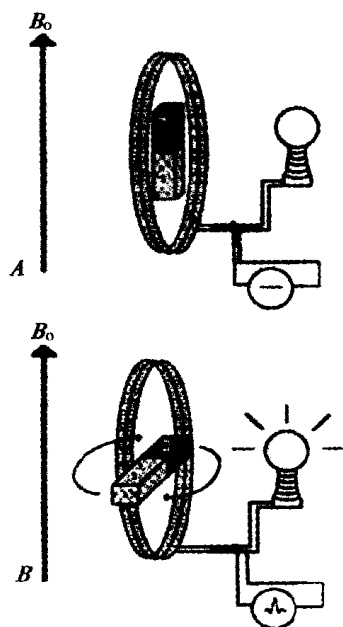


图 1-1-6 NMR 信号的产生以磁铁 NS 代表 M ，当未受外加磁场作用时， M 与 B_0 同向，不切割感应线圈，不会产生信号。当受到射频脉冲的作用后， M 在垂直于 B_0 的平面内进动，切割磁感应线圈，产生 NMR 信号

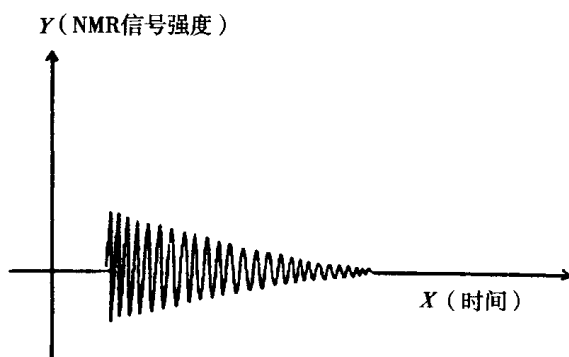


图 1-1-7 关闭射频脉冲后，磁感应线圈的接收信号发生衰减

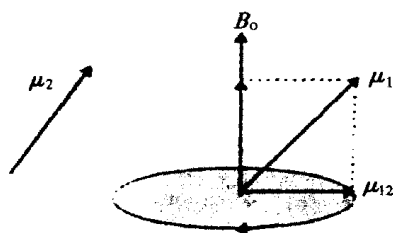


图 1-1-8 两个相邻的核磁子的相互作用结果是 μ_1 与 μ_2 不完全相同

的指数衰减。

由于在磁场中，系统本身也趋向于低能级状态。在达到热平衡状态时，与主磁场同向的低能区的 μ 在数量上多于反向的高能级区的 μ ，这是形成 M 的基础。但同时也说明系统内部已经发生了能量的重新分配。这种质子与周围环境之间发生的能量交换在净磁场环境下产生了沿主磁场 B_0 方向的净磁化矢量 M 。这种 M 的形成过程就是纵向弛豫，又称之为自旋 -

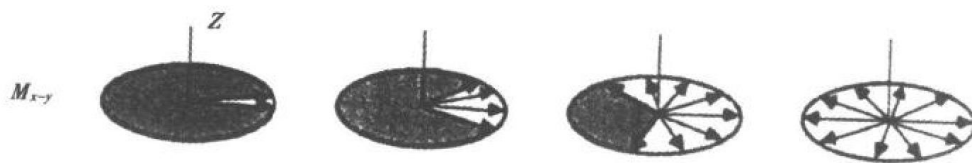


图 1-1-9 横向磁化矢量 M_{xy} 的相位离散过程：由于核磁子的 μ 不同，自旋角速度不同，逐渐发生相位离散

晶格弛豫过程。同样在射频脉冲终止后，系统所吸收的能量释放，表达为 NMR 信号。再次返回低能状态，能量重新分配，再次形成 M 。但是这个过程由于不会出现切割接收的磁力线，所以在接收线圈中不会产生被探测到的信号变化。分别用 T_2 与 T_1 来表示横纵向弛豫时间， T_2 为 90 度脉冲后呈指数衰减的横向磁化矢量 M_{xy} 在衰减到最大值的 $(1/e)$ 时所需要的时间。 T_1 为 90 度脉冲后呈指数递增的纵向磁化矢量 M_z 从零到最大 63% $(1 - 1/e)$ 时所需要的时间。人体内组织的 T_2 与 T_1 基本上相差一个数量级。一般下， T_2 短于 T_1 ，人体内实质性脏器的 T_2 一般在 50~100 毫秒，而 T_1 在 500~1000 毫秒。体内水的 T_1 与纯水的相近，约为 3000 毫秒。如图 1-1-10。

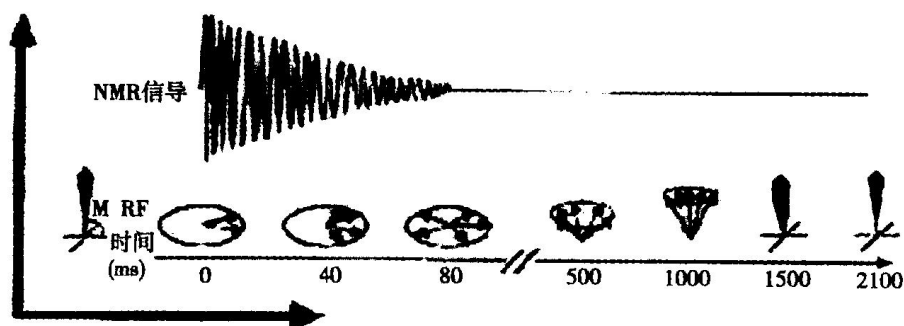


图 1-1-10 系统在经历 90 度射频脉冲的作用后，纵向与横向弛豫过程同时发生。横向弛豫较快，而纵向弛豫较慢

不考虑弛豫过程的 M 的行为方式与定量分析：布洛赫方程

公式 (3) 提示沿任何方向上 M 的变化，都是因为与 M 的轴向相垂直的平面上量变化所引起的。换言之，当不考虑弛豫作用时，磁化矢量分别在 xyz 上随时间的变化以下的微分公式即“布洛赫方程”来表示：

$$\begin{aligned} dM_x/dt &= \gamma (M_y B_z - M_z B_y) \\ dM_y/dt &= \gamma (M_z B_x - M_x B_z) \\ dM_z/dt &= \gamma (M_x B_y - M_y B_x) \end{aligned} \quad (5)$$

在系统内部由于横向与纵向弛豫的存在，各方向的磁化矢量分量的变化中都不受到 T_2 或 T_1 的影响。

在 B_1 的作用下， M 发生偏离主磁场的进动。在旋转的 B_1 存在的情况下，沿 (xyz) 的磁场可用下式来表示：

$$B_x = B_1 \cos(2\pi f_0 t), \quad B_y = -B_1 \sin(2\pi f_0 t), \quad B_z = B_0$$

将上述数值带入公式 (6)

因为存在弛豫现象, 所以应将弛豫的变化考虑到各轴磁矢量变化的微分方程中。

$$\begin{aligned} dM_x/dt &= \gamma (M_y B_0 + M_z B_1 \sin(2\pi f_0 t)) - M_x/T_2 \\ dM_y/dt &= \gamma (M_z B_1 \cos(2\pi f_0 t) - M_x B_0) - M_y/T_2 \\ dM_z/dt &= -\gamma [M_x B_1 \sin(2\pi f_0 t) + M_y B_1 \cos(2\pi f_0 t)] - (M_z - M_0)/T_1 \end{aligned} \quad (7)$$

第三节 旋转坐标系

当磁化矢量 M 完全沿着 Z 轴方向时, 无磁共振信号产生。但是, 当 M 在磁矩的作用下, 偏离主磁场方向时, M 将以拉莫频率围绕 B_0 进行进动, 进而产生可探测到的磁共振信号。从 Bloch 方程可以知道, 此时, 在与主磁场垂直方向上的 xy 平面上, 必定存在起作用产生磁矩的磁场 B_1 , B_1 必须满足与 M 进动同步的条件。

通过旋转坐标系的概念, 可以将这一过程简化:

实验室坐标系与旋转坐标系之间的关系可用下式表示 (图 1-1-4)

$$(dM/dt)_{lab} = (\partial M/\partial t)_{rot} + \Omega \times M \quad (8)$$

$(dM/dt)_{lab}$ 代表实验室坐标系中磁化矢量的变化率, $(\partial M/\partial t)_{rot}$ 代表旋转坐标系中磁化矢量的变化率。 Ω 为 M 的进动频率。

按照公式 3:

$$(\partial M/\partial t)_{rot} = \gamma M \times (B_0 + \Omega/\gamma) = \gamma (M \times B_{eff}) \quad (9)$$

由公式 9 可以看出在 xy 平面存在 B_1 的情况下, M 围绕有效磁场 B_{eff} 进动, $B_{eff} = B_0 + \Omega/\gamma$ 。如果 $\Omega = -\gamma B_0$, $B_{eff} = 0$, 此时, M 将不受任何有效磁矩的作用, 在旋转坐标系中保持位置不变。当 B_1 施加在 xy 平面上, 在经典坐标系中 B_1 以拉莫频率旋转时, 在旋转坐标系中却保持固定不动。

在旋转坐标系中, B_1 产生的磁矩在旋转坐标系中只表现为在 $Y' - Z'$ 平面上 M 偏离 Z' 的运动。因此, 可以将旋转坐标系的各轴重新标记为 $x'y'z'$ 。假定 B_1 的方向为 X' , M 在 B_1 所产生的磁矩的作用下以拉莫频率进动, 这样, M 将始终位于 $Y' - Z'$ 平面上。 M 从 Z' 向 y' 的偏离角度为

$$\alpha = \gamma B_1 t。其中是指 B_1 为射频场的强度, t 为施加的时间。$$

这里我们注意到射频脉冲 B_1 施加在 X 轴上, M 的行为方式是在与 B_1 垂直的 YZ 平面内, 在今后的讨论与讲解中, 为了便于理解, 对 M 的行为均在旋转坐标系中进行讨论。

(韩鸿宾 谢敬霞)