

磁共振成像入门



• 朱小平

• 苏学曾

同济大学出版社

磁共振成像入门

朱小平 编著
苏学曾

同济大学出版社

8810625

10573/5

磁共振成像入门

朱小平 苏学曾 编著

同济大学出版社出版

(上海四平路 1239 号)

新华书店上海发行所发行

同济大学印刷厂印刷

开本: 787×1092 1/16 印张: 7.625 字数: 195 千字

1987年8月第1版 1987年8月第1次印刷

印数: 1—5500 科技新书目: 158—291

统一书号: 14335.004 定价: 4.80 元

ISBN 7—5608—0000—9/R·4

ID-1000

前 言

磁共振成像技术(MRI)从本世纪七十年代中期到八十年代逐渐成长、发展,虽说它还处于孩提阶段,但已崭露头角,显示了其巨大潜力,正受到医学界的普遍重视。我国不少医生和技术人员已投身于磁共振成像技术的引进、研究和开发工作。鉴于目前国内缺少这方面书籍,我们特编写此书,以供有志于继续开拓此项新兴技术的医务工作者和医学院校师生们参考。

本书共分四章,简要介绍磁共振成像的发展概况、基本原理、成像技术、医学应用以及扫描机的基本结构等。因为本书的主要读者对象为医务工作者,我们尽量少用较复杂的数学公式,多用其他近似的、容易理解的物理现象作比喻,并配备较多的插图和照片及说明,以帮助读者理解抽象概念。

为能及时反映磁共振成像这个新兴技术的成果,我们在编写时,尽量注意将新收集的资料和信息随时增补进去,在最近两个月的誊校过程中仍不断修订,吐故纳新,又二易其稿,补充一些最近发表的新材料。但是,由于我们视野的局限,这一新兴技术的发展又至为迅速,日新月异,若读者发现有错误或不妥之处,随时指正,俾能在再版时加以改进。

本书是在中国医学科学院肿瘤医院等单位的大力支持下编写的,承英国曼彻斯特大学医学院放射诊断科主任 Isherwood 教授和芬兰赫尔辛基大学中心医院 Sepponen 博士(现任 Instrumentarium 公司研究室主任)提供了部分资料和图片,同济大学出版社为使本书早日问世,多方关注,曹焜康和李梧龄老师对本书提出了许多宝贵意见,李志云同志为本书装帧设计和绘画,在此一并表示谢意。

作者 1986年9月于北京

绪 论

磁共振成像技术是近几年来随着计算机技术、电子技术和超导技术的飞速发展而出现的一项重要的新兴的诊断技术，已被广泛应用于临床医学，由于它在提供组织化学信息方面的潜在能力以及对人体没有因放射性引起的电离损害作用等优点，已成为当前众所瞩目的医用图像方法。

在1946年，美国学者 Bloch 和 Purcell 首次发现了在外加磁场作用下，正在旋进的某些原子核，例如氢原子的原子核会发出一定频率的无线电波。同时，他们还证明了用适当的射频电波，从与主磁场垂直的方向上，对旋进的原子核进行激励，可以使旋进角度增大；在激励电波被截断后，原子核又会逐渐恢复到原来的位置，并发射与激励波频率相同的射频信号，他们把这一现象称为核磁共振现象 (Nuclear Magnetic Resonance, 简称 NMR)。Bloch 和 Purcell 由于这一贡献获得了1952年诺贝尔物理奖。

从1946年到1972年，NMR 主要被化学家和物理学家用来研究分子结构。他们的主要兴趣集中于研究化合物的“化学位移”——某一原子核处在不同化合物中时，共振频率的微小而特异的变化。人们还发现恶性肿瘤内的氢原子具有不同于正常组织内的氢原子的“弛豫”(Relaxation) 时间常数。

1973年，英国学者 Lauterbur 在主磁场内附加一个不均匀的磁场，并逐点地诱发核磁共振无线电波，然后对这些一维投影值进行组合，从而获得了一幅二维的核磁共振图像。Lauterbur 的核磁共振图像重建法十分相似于后来得到1979年医学诺贝尔奖金的计算机断层扫描所采用的反投法。

1974年到1978年，英国诺丁汉大学和阿伯丁大学的物理学家们在研制核磁共振图像系统方面取得了较大进展，1978年5月28日他们取得了第一幅人体头部的核磁共振图像。1980年下半年取得了第一幅胸、腹部图像。此后，英国、美国、西德、荷兰和日本纷纷投入主要技术力量从事核磁共振系统的研制。在1982年底，已有许多医院和研究单位把这种新图像技术应用到临床诊断和其他医学研究领域中去，全年约有二千名患者接受了核磁共振图像检查。为了与使用放射性元素的核医学相区别，突出这一检查技术不产生电离辐射的优点，临床医生建议把核磁共振成像术称为磁共振成像术(MR 或 MRI)。MR(Magnetic Resonance)这一缩略词已被大多数临床人士所接受并采用，有的文献则采用 MRI(Magnetic Resonance Imaging)。在化学界，人们仍沿用 NMR 这一缩略词，也有人提出用 MRS(Magnetic Resonance Spectroscopy) 来表示磁共振波谱分析。为阐述的方便起见，我们在以下的章节中均一般地称为“(核)磁共振”或“(核)磁共振成像”，或沿用缩略词 MR 或 MRI。

MR 被广泛应用于临床的历史虽然很短，但已显示了它的强大威力。MR 在显示颅底及后颅凹的疾病上明显地优于 X 射线计算机断层扫描，简称 CT(Computed Tomography) 或 X-CT，是枕骨大孔部位病变最正确的诊断方法，对脑干、大脑和脊髓的病变有较高的探测灵敏度。例如：诊断脑脱髓鞘疾病、多发性硬化、脑栓塞、小脑扁桃体畸形、星形细胞瘤、脊索

V

8810625

瘤、胶质瘤，分辨肿瘤、血肿或脑组织水肿，测定大脑血流量，显示鼻咽腔病变，观察脊髓先天性异常、脊髓空洞症、脊髓管阻塞、狭窄及其范围、手术后的瘢痕等。磁共振成像也是唯一能显示椎间盘的组织结构的临床检查，一些过去缺乏有效的检查手段，或需要进行损伤较大的造影检查的椎间盘病变，例如轻度的椎间盘损伤、感染、退行性病变等，现在均可以通过 MR 检查作出早期诊断。

磁共振图像对于盆腔肿瘤的分期有一定价值，例如对前列腺肿瘤的分期较其他任何检查方法为优。MR 图像上，子宫内膜和肌层有较明显的分界，从而可对癌肿侵犯肌层情况作出估计。MR 图像能清楚显示阴道、子宫颈、直肠阴道筋膜等部分组织。MR 也是检查膀胱的好方法，在不注射任何造影剂的情况下，可将膀胱壁与尿液、脓液或血液鉴别开来。MR 图像能较好地显示男性阴茎海绵体及尿道的解剖，对这些部位的疾病探查也可起一定的作用。

骨髓因含有脂肪，在 MR 图像上表现为高信号区，侵犯骨髓的疾病，例如肿瘤、感染、退行性改变和代谢性疾病、外伤等，通过 MR 均可得到十分清楚的显示。尤其当病变侵犯软组织时，磁共振成像常优于其他检查方法。

随着表面线圈技术的飞快发展，磁共振成像在显示关节内结构上，常优于关节造影术，从而使我们对一些关节损伤，例如膝关节半月板撕裂和其他关节病变，作出较精确的判断。

纵隔由于脂肪具有强 MR 信号，大血管腔呈低信号区具有良好的 MR 对比度。有些通过 CT 难以鉴别的病变，例如中心性肺癌经放射治疗后的纤维组织增生，在 CT 图像上和肿瘤组织一样，都显示密度均匀的阴影，给我们观察病变的进展带来了困难，但这两者之间，却有较高的 MR 对比度，可以在 MR 图像上明确地区分。肺门区的淋巴结病变、中心性肺癌也十分容易与肺门区的血管病变相鉴别。

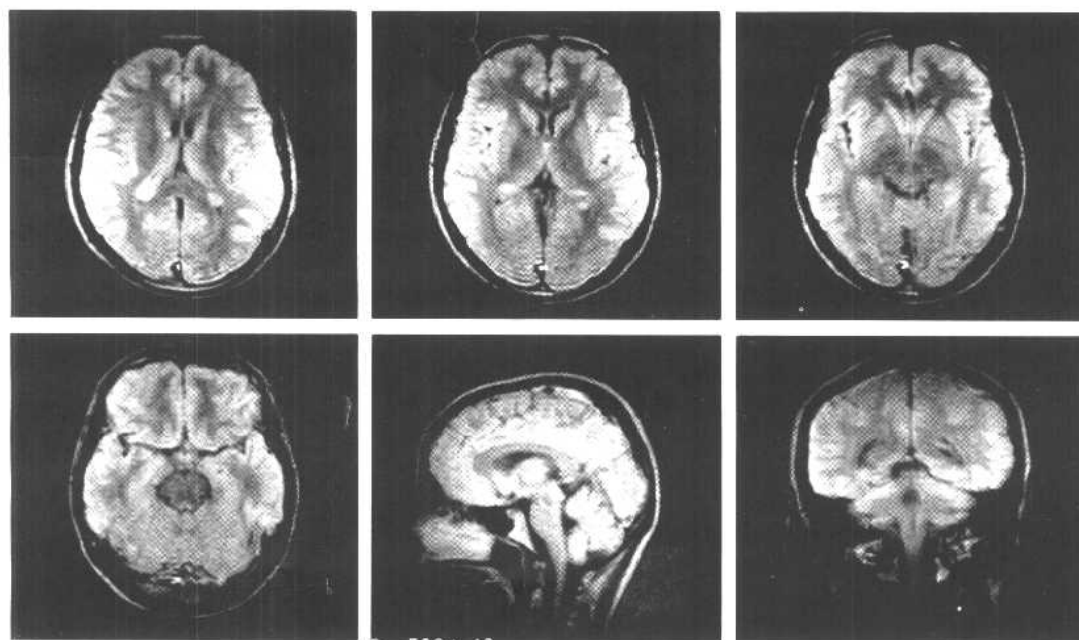
在 MR 图像上，心脏本身显示良好的自然对比，原因是在扫描过程中，被激发共振的血液，在数据采集脉冲起始前，已流出图像平面，这样造成了血流与共振的心肌之间 MR 信号强烈的对比，勾绘出轮廓清晰的心腔。利用心电图门控触发扫描法，可以获得不同心律周期的心室、心房图像。一系列的心脏动力学的研究，均可在完全无损伤的检查中完成。心电图门控扫描还可以用于观察心肌梗塞前的缺血及梗塞周围的水肿带、冠状动脉搭桥术后的心肌灌注状态等，现代 MR 扫描机还配备有对心脏和大血管解剖结构进行三维显示的计算机软件。

MR 还被用来诊断后腹膜、腹部、颈部、乳腺及其他软组织的病变。

现代 MR 扫描技术使我们可以任意选择扫描平面和方向，因而对于病变的准确定位，远优于包括 X 线 CT 在内的各种检查技术，利用 MR 制定放射治疗计划(RTP)将有十分重要的临床意义。同时，由于 MR 在显示病变的淋巴结上比 X 线 CT 为强，通过 MR 扫描，指导淋巴结穿刺活检，也是值得进一步探索的技术。

随着 MR 技术的发展，可以逐点显示人体氢和其他原子的磁共振波谱，这对细胞生化学和细胞生理学的发展无疑有重大的意义。

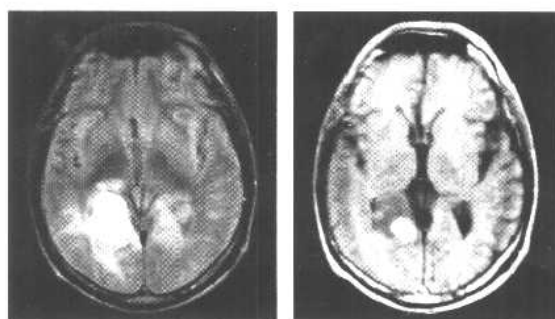
与 X 线 CT 相比，MR 成像时间长，目前除了用心电图门控、呼吸门控等缩小人体器官移动对图像影响外，对极短扫描重复时间(T_R)、极短回波时间(T_E)的扫描方法也在积极研究中。近年来磁共振成像速度比过去已有大幅度提高，一幅 256×256 个像素的 MR 图像的成像时间从数分钟(1985 年以前)缩短到现在的 2 秒左右(1986 年)，快速成像不但适用于弛豫时间对比度图像，也已经应用到磁共振血管造影、化学位移等各个方面。



MR 图1 正常头部, 横断面 (图 *a-d*), 冠状面 (*e*), 矢状面 (*f*)。
 (R. E. Sepponen 提供, 芬兰, Instrumentarium)



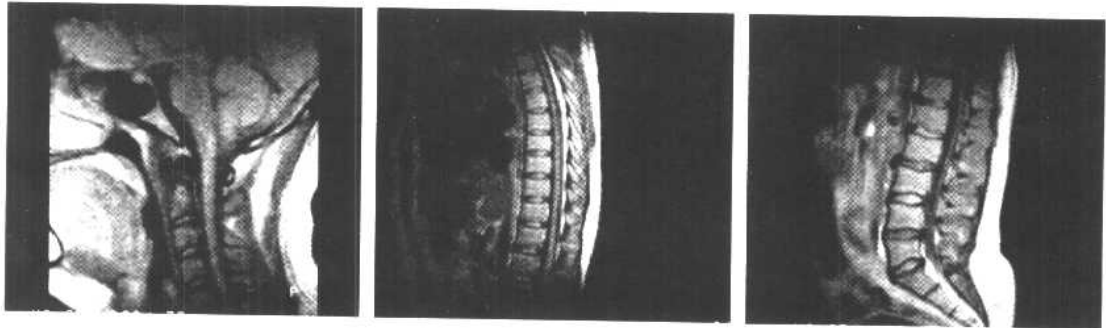
MR 图2 多发性硬化, 病变在脑室附近脑白质内, 在 T_2 加权图像上表现为信号增强区。



MR 图3 听管线上5cm 横断面 MR 图像
a. 造影前病变显示密度增高区;
b. 注射 Gd DTPA 后, 加大 T_1 权重图像上水肿呈低信号区, 造影剂增强的转移瘤呈高信号区。



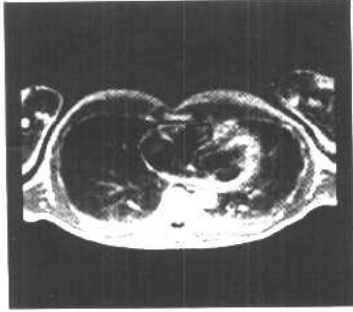
MR 图4 脑肿瘤 (a), 脊索肉瘤 (b), 神经鞘瘤 (c)。
(R. E. Sepponen 提供, 芬兰, Instrumentarium)



MR 图5 用紧耦合线圈摄取的正常颈 (a), 胸 (b) 和腰椎 (c)。
(R. E. Sepponen 提供, 芬兰, Instrumentarium)

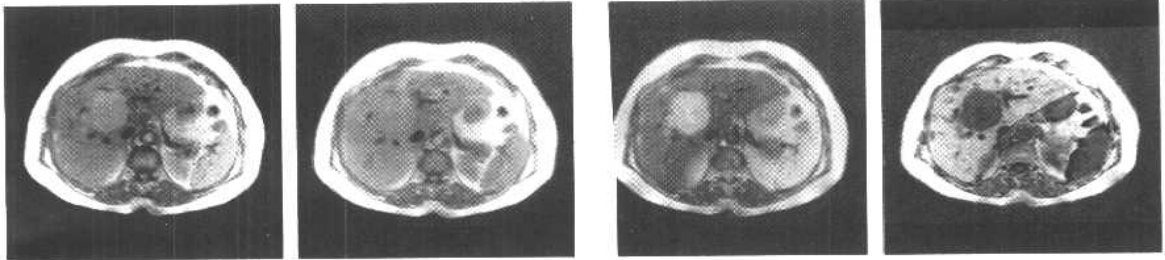


MR 图6 用表面线圈摄取的正常膝关节
(R. E. Sepponen 提供, 芬兰, Instrumentarium)



MR 图 7

在心电图门控心脏横断面SE 图象上，由于流动血液和心肌信号强度之间有明显差别，各房室腔及降主动脉管腔与心肌和血管壁有良好的对比。

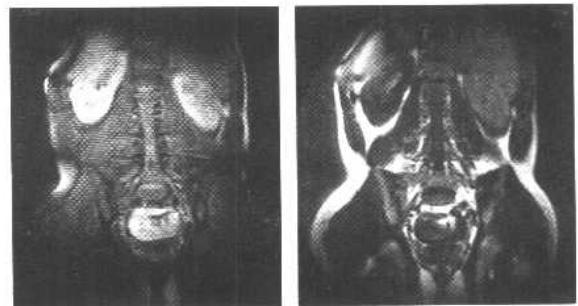


MR 图 8

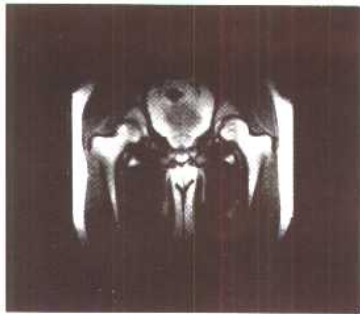
采用不同扫描方法所得到肝区横断面MR 图。由于肝脏肿瘤的 T_1 和 T_2 弛豫时间较正常肝组织长，用不同扫描技术得到的图像，表现也不同。*a.* 为IR 图，肝肿瘤呈黑色区；*b.* 为短 T_1 (540ms) SE 图，肝肿瘤信号强度接近周围正常肝组织，随着 T_1 延长，*c.*和*d.* T_2 权重加大，肿瘤区信号增强。



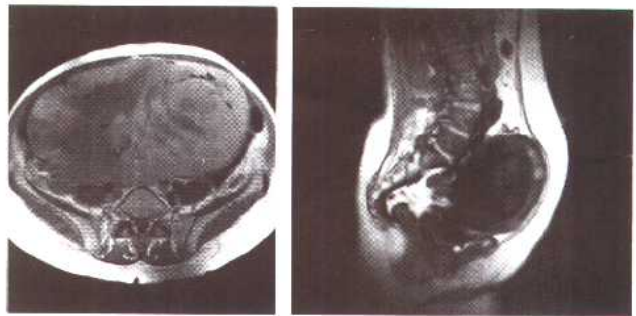
MR 图 9 正常肾脏
(R. E. Sepponen 提供，芬兰，Instrumentarium)



MR 图 10 腹膜后 MR 水图像 (a) 和脂肪图像 (b)



MR 图 11 正常盆腔
(R. E. Sepponen 提供, 芬兰, Instrumentarium)



MR 图 12 盆腔横断面 (a) 和矢状面 (b) SE 图显示巨大的卵巢肿瘤



超低场 (ULF) 磁共振成像仪 (芬兰, Instrumentarium)

目 录

绪 论 (V)

第一章 磁共振基本原理 (1)

- § 1—1 原子核的共振特性..... 1
- § 1—2 化学位移..... 7
- § 1—3 弛豫过程..... 10
- § 1—4 信号采集..... 13

第二章 磁共振成像术 (19)

- § 2—1 空间编码、梯度磁场和层面选择..... 19
 - 一、空间编码
 - 二、梯度磁场
 - 三、层面选择
- § 2—2 图像重建法..... 23
 - 一、反投影法
 - 二、分析法——傅里叶反演法
 - 三、滤波反投影法
 - 四、卷积反投影法
 - 五、二维傅里叶变换图像重建法 (2 DFT)
- § 2—3 参数测量技术..... 32
 - 一、自旋-晶格弛豫时间 T_1 的测量
 - 二、自旋-自旋弛豫时间 T_2 的测量
 - 三、 T_1 和 T_2 图像的计算
- § 2—4 磁共振成像的扫描过程..... 47

第三章 磁共振成像的医学应用 (53)

- § 3—1 质子磁共振成像..... 53
 - 一、颅脑
 - 二、脊椎
 - 三、四肢及关节
 - 四、胸部
 - 五、腹部

六、盆腔	
七、乳腺	
§ 3—2 造影方法	64
§ 3—3 血流	66
一、血液流过成像平面所产生的影响	
二、层流和涡流的影响	
三、自旋相移变化产生的影响和血流的定量分析	
§ 3—4 人体定域磁共振技术	72
一、人体定域磁共振技术	
二、氢原子化学位移图像	
三、其他元素的磁共振成像	
第四章 磁共振成像系统 (79)	
§ 4—1 磁共振成像扫描机	79
一、MR 信号的产生	
二、MR 的数据采集、处理和显示	
§ 4—2 磁共振成像安全操作	89
一、MR 对人体健康的影响	
二、心脏起搏器及体内金属植入物的影响	
§ 4—3 磁共振成像扫描机的安装	91
一、选址	
二、机房设计	
三、射频屏蔽	
四、冷却用水	
§ 4—4 磁共振图像质量参数和扫描机的技术指标	94
一、MR 图像质量参数	
二、MRI 扫描机的技术指标	
参考文献	102
符号表	104
磁共振成像缩略词词汇表	106
磁共振成像术语 (汉英对照)	108

第一章 磁共振基本原理

§ 1-1 原子核的共振特性

原子由原子核和围绕着原子核运动的电子所组成，核又由质子和中子组成，最简单的 ^1H 核就是质子。

电子、质子、中子等都有自旋的特性，自旋可想象为如地球那样绕中心轴线的旋转，电子、质子因为带有电荷，因此，伴随着自旋（如上述想象的那样旋转）就相当于电荷在线圈中的流动，故产生磁场（图 1.1）。这磁场可用磁矩来描述，中子虽不带电，但也有磁矩，磁矩的起因要涉及更高深的物理理论，我们只需知道，质子和中子都有磁矩，其大小和自旋角动量（以后即简称自旋）成正比，比例系数 γ 叫做旋磁比，原子核整体的自旋和磁矩，由其组成质子和中子的情况决定，如果原子核含有的质子和中子数都呈双数，则其自旋和磁矩都成对地相互抵消，因此只有质子或中子数为奇数的原子核才具备自旋以及产生一个小磁场的的能力（即有磁矩）。例如，人体细胞中含有的 ^1H ， ^{13}C ， ^{19}F ， ^{23}Na 和 ^{31}P 等元素，其中氢原子核在人体内含量最多，它的磁共振能力也最强，因此目前它是人体磁共振成像的重点研究对象。

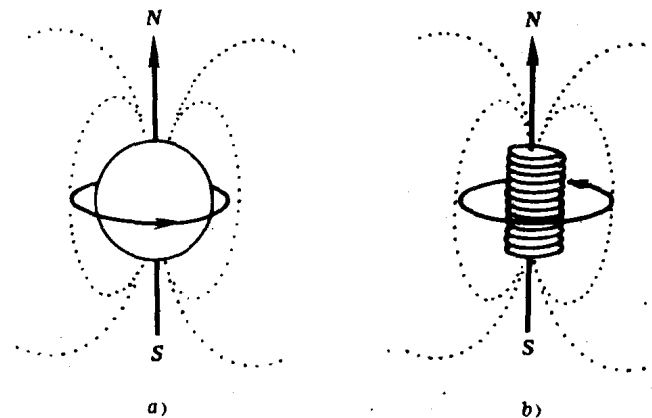


图 1.1

带正电而又自旋的原子核，象其他运动电荷一样会产生小磁场(a)；类似电流通过线圈时，所产生的磁场(b)。

在外加磁场（在磁共振成像研究中，又称为主磁场，用矢量 B_0 来代表）的作用下，原来的磁矩指向混乱，因而单位体积内磁矩的总和矢量 M （称为磁化强度矢量）等于零，后来质子逐渐通过热运动与磁场 B_0 平行（称为聚合），较多的质子磁矩指向与 B_0 相同，而较少的与 B_0 相反，后者具有较大的位能，这犹如气体分子，本来可设想是弥漫在整个容器内的，

但当进入重力场后,就由于上、下位能的不同,而形成一下部较密而上部较稀的分布一样。又如在离心机中,用离心力代替重力场,则更能很快地形成沉淀,都是同一原理。重力场,离心力场或作用于磁矩的磁场,都趋向于使体系处于最低位能处,但热运动又有打乱它的趋势,两者平衡时,就形成一个由温度决定的、各不同位能处的一个分布,从图 1.2 的 (a) 和 (b) 上可以看到,当标本放入磁场前,磁矩总和为零,在放入磁场后,其总磁化矢量 M 取决于两个方向上质子总数之间的差别。在常温下,顺磁场排列的质子较逆磁场排列的质子约多 10^{-6} 倍,因此,总磁化矢量 M 与主磁场 B_0 的方向一致。

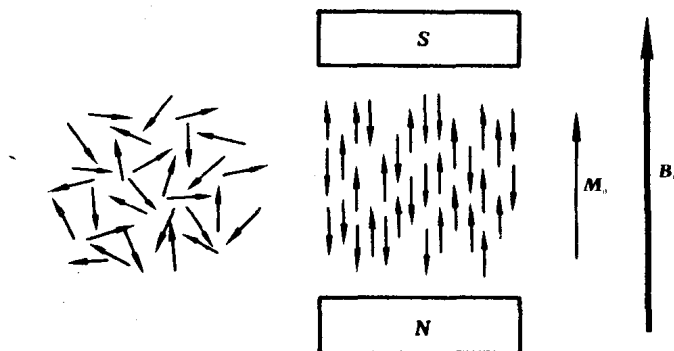


图 1.2

(a) 组织内质子在无外加磁场作用时,总磁化矢量 $M=0$ 。(b) 在外加磁场作用下,大部分顺磁场方向排列,仅一小部分逆磁场方向排列。这两部分质子磁矩的总和形成磁化矢量 M_0 。

标本中单个质子的磁矩不一定和磁场 B_0 的方向一致,这时,这些偏离了主磁场方向的质子的自旋轴还以一种较自旋缓慢得多的速度沿着 B_0 的方向作圆周运动,我们称之为“进动”或“旋进”。在主磁场作用下,自旋并且旋进着的质子非常象在重力作用下的陀螺(图 1.3)。

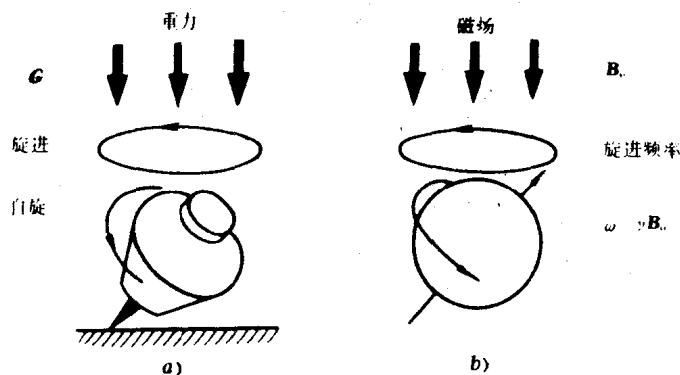


图 1.3

自旋中的质子在无外加磁场作用下的旋进运动很象 (a) 陀螺在重力作用下的旋进运动。(b) 质子的旋进频率和外加磁场的磁场强度之间存在着线性关系。

1939年, Rabi 发现, 如在与主磁场 B_0 垂直的方向上引入一个交变磁场 B_1 , 改变交变磁场的频率, 则在某一频率上, 交变磁场的能量会突然大量地被吸收(以频率对吸收作图, 得到一个吸收峰), 这现象就叫做共振吸收, 其频率一般在射频范围内, 视主磁场 B_0 而异。

为什么会有共振现象呢? (它的吸收曲线和强迫周期外力作用下振动系统的共振曲线, 振幅对频率的作图一致, 故也叫共振)。这可用量子力学理论来解释, 也可用经典力学来解释, 但前者反而更简易。

按照量子力学, 自旋(即自旋角动量)可用一整数或半整数 I 表示, 而自旋在任一特定方向, 如这里的磁场 B_0 方向的分量(自旋是矢量)只能取 $-I, -I+1, \dots, I-1, I$ 等数值(自旋的单位为 $\frac{h}{2\pi}$, h 为 Planck 常数), 对于质子, $I = \frac{1}{2}$, 因此它在 B_0 方向上自旋分量只能是 $\pm \frac{h}{4\pi}$ 而其磁矩为 $\pm \mu$ 或 $\pm \gamma \frac{h}{4\pi}$, 其中 γ 是前述的旋磁比常数, 因此, 质子在磁场中的能量如图 1.4 所示, 只有两种取法, 即有两个能级, 通过原子间的碰撞(即热运动), 它可在两能级间跃迁, 但也可通过吸收电磁场的光子从低能级跃迁到高能级。这时, 因为光子只能整个地被吸收, 故它的能量 $h\nu$ (ν 是频率)必须不多不少地等于能级差才会被吸收, 故

$$2\mu B_0 = h\nu, \quad (1.1)$$

$$\mu = \frac{h}{4\pi} \gamma. \quad (1.2)$$

所以我们算出共振吸收的频率为

$$\nu = \frac{2\mu}{h} B_0 = \frac{1}{2\pi} \gamma B_0. \quad (1.3)$$

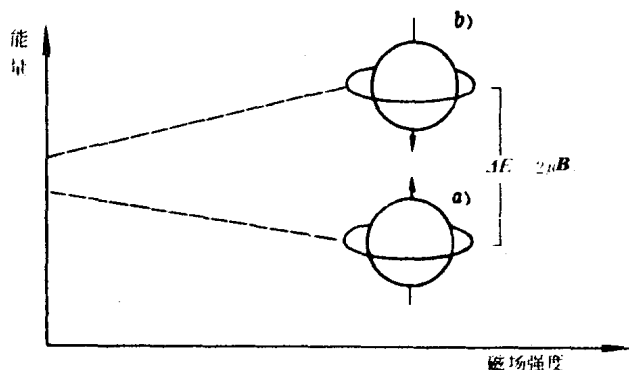


图 1.4

与外加磁场方向一致的质子(b)的能量比与外加磁场方向相反的质子(a)的能量高。
(ΔE : 原子核在磁场中的能级差)。

要用经典力学来解释共振就比较麻烦了, 在经典力学中, 角动量的变化率等于外力矩, 即

$$\frac{d\mathbf{L}}{dt} = \mathbf{N}, \quad (1.4)$$

式中 \mathbf{L} 为角动量矢量，而 \mathbf{N} 为外力矩矢量，对于一个对称陀螺， \mathbf{L} 的方向与对称轴一致，重心必在轴上，则

$$\frac{d\mathbf{L}}{dt} = \mathbf{r} \times m\mathbf{g}. \quad (1.5)$$

式中 \mathbf{r} 为固定点（即陀螺与地的接触点）到重心的矢径， m 是质量而 \mathbf{g} 是重力加速度矢量，由于 \mathbf{r} 和 \mathbf{L} 平行，故该式又可写成

$$\frac{d\mathbf{L}}{dt} = \mathbf{L} \times \alpha\mathbf{g}. \quad (1.6)$$

式中 α 为一常数，它吸收合并了 \mathbf{r} 和 \mathbf{L} 间的比例系数和质量 m ，对于我们的问题，质子磁矩 $\boldsymbol{\mu}$ 受到的力矩按照电磁理论为 $\boldsymbol{\mu} \times \mathbf{B}_0$ ，故有

$$\frac{d\boldsymbol{\mu}}{dt} = \boldsymbol{\mu} \times \mathbf{B}_0. \quad (1.7)$$

与式 (1.6) 相比，形式完全一样。

陀螺的运动有许多奇妙的现象，杂技表演中常可见到，重力的作用看来要使陀螺倾倒，可是实际上却使陀螺产生旋进运动（见图 1.3）。同样地， $\boldsymbol{\mu}$ 在 \mathbf{B}_0 的作用下也产生旋进。当然，如果陀螺不转，则在重力作用下，它马上就倒下来了。

由式 (1.7) 可以计算旋进频率，计算的过程比较复杂，我们不去管它，其结果则和式 (1.3) 的共振频率一致，我们虽然不作计算，但这个结果和 B_0 成正比却还是可以理解的，因为旋进既是由主磁场 \mathbf{B}_0 引起的，则当然如此（犹如重力场引起陀螺的旋进，其旋进频率也当然与 \mathbf{g} 成正比），总之，我们可以计算出旋进频率为

$$\nu = \frac{1}{2\pi} \gamma B_0. \quad (1.3)$$

这个频率，又称 Larmor 频率，我们可以想象， $\boldsymbol{\mu}$ 幅度不变，绕着 \mathbf{B}_0 成不变的夹角 θ ，以 Larmor 频率旋进，在我们感兴趣的问题中，用上式可以根据扫描机的主磁场强度 B_0 计算样本的 Larmor 频率，例如氢核（质子）的旋磁比 γ 为 2.67×10^8 弧度/秒·特斯拉，或 42.58 兆赫/特斯拉，当磁场强度为 0.6 特斯拉时， $\nu = 0.6 \times 42.58 = 25.4$ 兆赫，特斯拉是磁场强度单位，1 特斯拉 = 10,000 高斯，地球磁场强度约为 0.5 高斯。

下面我们进一步解释为什么 Larmor 频率与共振频率一致的问题。

图 1.5 中，(a) 表示了磁矩 $\boldsymbol{\mu}$ 和主磁场 \mathbf{B}_0 的关系， \mathbf{B}_0 即在坐标轴的 oz 方向上，设 $\boldsymbol{\mu}$ 和 \mathbf{B}_0 有一固定的夹角 θ ，使 $\boldsymbol{\mu}$ 在 \mathbf{B}_0 方向上的分量 μ_z 和在 xy 平面上的分量 μ_{xy} 各为常数（量子力学对 μ_z 有一定的限制）。当在 ox 方向加一射频场 \mathbf{B}_1 时， \mathbf{B}_1 按正弦规律变化，这样的场可以设想为两个在 xy 平面内的旋转矢量之和，如图 1.5 中 (b) 所示，每一旋转矢量长为 $\frac{1}{2} B_1$ ，各向相反方向旋转，在 $t=0$ 时，若两矢量方向一致，就给出合场为 \mathbf{B}_1 ，过了 $\frac{1}{4}$ 周期，两矢量各向相反方向转过 90° ，成为反向，故合场为零。再过 $\frac{1}{4}$ 周期，两个矢量各转过 180° ，方向又一致了，故给出了合场 $-\mathbf{B}_1$ ，如此类推，一周期后恢复原状。在图 1.5 (c) 中，给出了某一时刻 $\boldsymbol{\mu}$ 在 \mathbf{B}_0 的 xy 平面内，一个逆时针旋转的 $\frac{1}{2} B_1$ 矢量正好沿着 $-x$ 轴，这

时， B_0 将使 μ 按 Larmor 频率如箭头所示向后旋转，其旋转方向和 $\frac{1}{2}B_1$ 一致，如果这时射频场 B_1 的频率和 Larmor 频率一致，则此 $\frac{1}{2}B_1$ 矢量将保持和 B_0 、 μ 所成的平面垂直，它就不断地会使 μ 倒下来。反之则不能，因为当 B_1 频率不是 Larmor 频率时，它和 B_0 、 μ 平面的交角将不断变化，当它跑到平面的另一侧时就反过来要使 μ 上升（ θ 减小）了。因此，它只能使 θ 角摆动不已（称为章动），这也就是另外一个 $\frac{1}{2}B_1$ 矢量（它沿反向旋转）为什么不起作用的原因。可见，Larmor 频率的射频场 B_1 才能使 μ 翻倒，即 μ_z 改变，发生能级间跃迁，从而造成共振吸收。

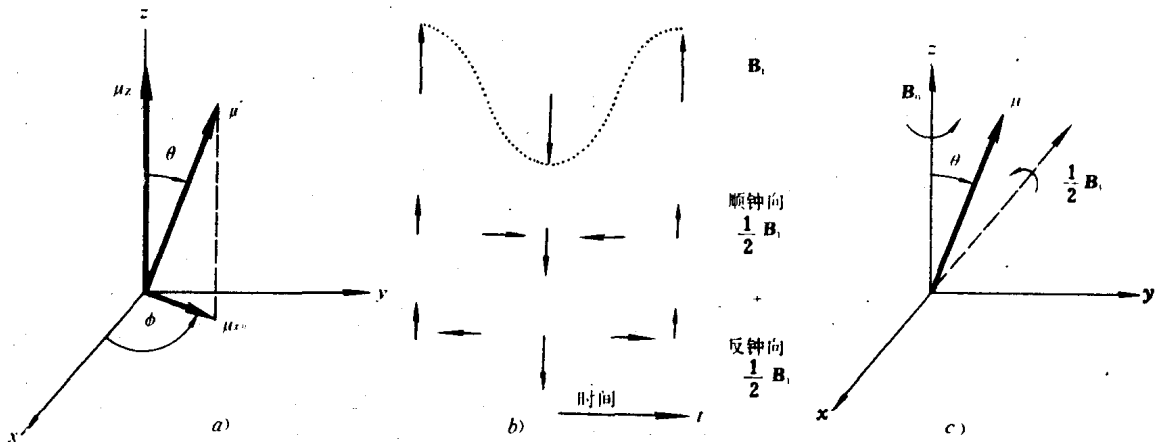


图 1.5

(a) 主磁场 B_0 和磁矩 μ 的关系。(b) x 轴上的射频场 B_1 相当于两个旋转矢量之和。
(c) 逆钟向旋转的 $\frac{1}{2}B_1$ 如果始终和 B_0 、 μ 的平面垂直，就能使 μ 不断地倒下来。

以上我们介绍了磁共振或称核磁共振的原理，表 1.1 列出了生物学和医学中常常遇到的原子核的一些磁共振特性。

人体内产生 NMR 信号元素的一些特性

表 1.1

原子核	相对含量	相对灵敏度	旋磁比(MHz/TESLA)
^1H	99.8 %	1	42.58
^{13}C	1.1 %	0.016	10.71
^{15}N	0.36%	0.001	4.32
^{17}O	0.04%	0.029	5.77
^{19}F	100 %	0.830	40.05
^{23}Na	100 %	0.093	11.26
^{31}P	100 %	0.066	17.23
^{35}Cl	75.53%	0.047	4.17
^{39}K	93.1 %	0.0005	1.99

在磁共振成像技术中，我们将沿用 X 线断层扫描术所采取的方法，用横断面、冠状面