

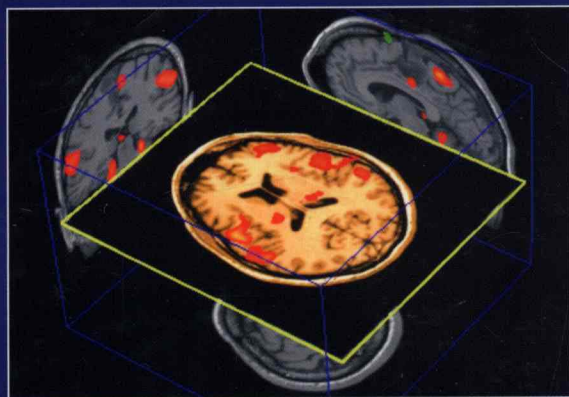
# 深入了解MRI基础

## Comprendre l'IRM

第6版

主 编 B. Kastler  
D. Vetter  
Z. Patay, P. Germain

主 译 Xia Wang  
审 校 麻增林



 MASSON



人民軍醫出版社  
PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

# 深入了解MRI基础

## Comprendre l'IRM

第 2 版

主 编 王 焱 王 焱  
主 译 王 焱  
副 译 王 焱、王 焱

原 著 著 名 医 生  
第 2 版 第 2 版



第 2 版 第 2 版



第 2 版 第 2 版

# 深入了解 MRI 基础

Comprendre l'IRM

(第 6 版)

主 编 B. Kastler  
D. Vetter  
with the collaboration of  
Z. Patay, P. Germain  
Xia Wang  
主 译 Xia Wang  
审 校 麻增林



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

北 京

---

图书在版编目(CIP)数据

深入了解 MRI 基础/(法)卡斯特勒(Kastler, B.)等主编;王 夏主译. —6 版. —北京:  
人民军医出版社, 2012. 11

ISBN 978-7-5091-6046-6

I. ①深… II. ①卡…②王… III. ①核磁共振成像 IV. ①R445. 2

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2012)第 244122 号

Comprendre l'IRM; Manuel d'auto-apprentissage

© Elsevier Masson SAS, Issy-les-Moulineaux, 1994, 2003

著作权合同登记号:图字 军—2012—054 号

---

策划编辑:孟凡辉 路 弘 文字编辑:王惠珠 责任审读:吴铁双

出版发行:人民军医出版社

经销:新华书店

通信地址:北京市 100036 信箱 188 分箱

邮编:100036

质量反馈电话:(010)51927290;(010)51927283

邮购电话:(010)51927252

策划编辑电话:(010)51927300—8802

网址:[www.pmp.com.cn](http://www.pmp.com.cn)

---

印刷:北京天宇星印刷厂 装订:恒兴印装有限公司

开本:787mm×1092mm 1/16

印张:20 字数:478 千字

版、印次:2012 年 11 月第 6 版第 1 次印刷

印数:0001—2000

定价:130.00 元

---

版权所有 侵权必究

购买本社图书,凡有缺、倒、脱页者,本社负责调换

## 内容提要

磁共振成像技术与医学影像领域中的其他成像方法相比,对操作者的要求更高:只有在了解其基本物理原理的前提下,成像的结果才能得到准确的解释。对于磁共振成像技术的从业者来说,不仅要知其然,而且要知其所以然。出于这个目的,本书在注重实际的同时,更强调对基本理论的阐释。

本书循序渐进地引入磁共振成像的方方面面基础知识。每一章都旨在回答特定的问题。从核磁的概念到各种成像应用,读者可以对该技术有完整的了解。

本书虽着眼于基本理论的介绍,但并不完全以复杂的数学和电子学知识为看点。读者群主要是医学院学生、影像科医生以及磁共振成像领域的研究者。

---

## 作者简介

Bruno Kastler 教授于 1977 年在马赛地中海大学获得物理学硕士学位,并于 1981 年在该校获得医学博士学位。之后两年,他在明尼苏达大学生理系进行博士后深造。在美国之旅结束后,Kastler 教授在斯特拉斯堡的路易斯·巴斯德大学医学院做住院医师实习,也是在这里,他获得了内科医师执照(1987 年,心脏病学)和放射科医师执照(1988 年)。接下来他工作于斯特拉斯堡医学院放射科,并在 1994 年获得了哲学博士学位。Kastler 教授目前是贝桑松医学院诊断和介入放射科的主任(从 1994 年起)和弗朗士孔泰大学 I4S 实验室的主任(1997 年起),同时他也是加拿大谢布克大学的副教授和保加利亚索非亚大学的荣誉博士。

Kastler 教授同时具有科学和医学的教育背景,他是多个领域的专家。

自 1987 年起,他开始致力于教授磁共振物理学。1994 年,他编写出版了本书的第 1 版。该书今天已经出到了第 6 版,并被翻译成多种欧洲文字版本(西班牙文、俄文、保加利亚文、罗马尼亚文、匈牙利文等)。

在磁共振物理学之外,他的研究方向还包括心血管磁共振成像,特别着重于缺血性和先天性心脏病的研究。在此领域,他也有专著出版(Kastler B, MRI of Cardiovascular Anomalies, Springer Verlag, 2006)。

Kastler 教授也是 CT 引导疼痛治疗的先驱和世界级专家(Kastler B, Interventional Radiology in Pain Treatment, Springer Verlag 2007),他也因此于 2006 年获得了全法医学万胜奖一等奖。

---

## 中文版序

如果要掌握磁共振成像的物理基础,需要许多的知识,例如成像的原理、序列创作的复杂机制、图像信号的加权、健康和病患信号的差异等。获取这些知识很困难,需要付出巨大的努力。对医师和技术员来说,由于没有受过系统的物理学教育,困难更大。目前国际上的各种文献,几乎没有能帮助达成这一目标的综合书籍。

作为弗朗士孔泰大学放射科主任和 I4S 实验室的负责人,同时也是全法放射学教育团体的领导者,Bruno Kastler 教授具有医学(放射学医师)和科学(物理学家)的双重教育背景。他成功地把握了平衡,使得这本著作不仅注重了科学性,也很全面,而不至于受众狭隘。

从面世以来,《深入了解 MRI 基础》不断更新。它的法文版已经出到了第 7 版,并且被翻译成多种欧洲文字的版本,可以说是极为成功的著作。

依靠翻译者王夏的重要工作,本书的中文版终于得以出版。对所有希望深入了解该技术或者使用该技术的人们来说,本书都能带来巨大的帮助。

这本独特的著作完全满足了学习和深造的实际需求。向 Kastler 教授致敬!

对于所有本书的读者(生物物理学家、放射学医师、物理学者及上述领域的教师、放射学和医学影像学技术员等),我祝大家阅读快乐,并迅速获得对磁共振成像物理基础的理解。

Jean Claude Froment

荣休教授

里昂一大

---

# 目 录

第 1 章 核磁	(1)
一、回顾：磁场与电流	(1)
二、电磁关系对原子核的解释	(1)
第 2 章 磁共振现象	(4)
一、经典模型	(4)
二、量子模型	(11)
第 3 章 弛豫现象	(16)
一、纵向和横向磁性的概念	(17)
二、纵向弛豫 $T_1$	(17)
三、横向弛豫 $T_2$	(19)
四、磁共振信号的测量：自由进动信号 FID	(20)
五、 $T_2^*$ 的概念	(22)
第 4 章 基本序列：自旋回波序列	(24)
自旋回波 SE 的原理	(24)
第 5 章 $T_1$ 、 $T_2$ 和质子密度的对比度	(32)
一、重复时间的影响	(33)
二、回波时间的影响	(36)
三、 $T_1$ 、 $T_2$ 和质子密度加权	(37)
四、权重的概念：图解方法	(40)
五、磁共振信号公式	(42)
六、在中枢神经系统的对比度上和病理学上的应用	(43)
七、反转恢复序列	(48)
八、对比剂	(53)
第 6 章 信号的空间编码和图像的重建	(59)
一、矩阵的概念和视场	(59)
二、信号的空间定位	(60)
三、切片的选择	(61)
四、频率和相位编码的概念	(62)
五、频率编码和相位编码在磁共振成像中的运用	(63)
六、傅立叶变换的概念	(67)



## 2 深入了解 MRI 基础

七、图像重建的一些问题	(67)
<b>第 7 章 MRI 序列的事件排列及其采样时间</b>	(71)
一、RF 脉冲和梯度场的安置	(71)
二、序列时间	(72)
三、多片技术	(72)
四、双极性梯度场:梯度回波的概念	(74)
五、3D 成像	(79)
<b>第 8 章 K 空间</b>	(80)
一、引言	(80)
二、傅立叶变换和 K 空间	(80)
三、MRI 图像的采集和 K 空间	(84)
四、K 空间的性质	(91)
五、K 空间移动原则	(95)
六、K 空间和快速以及超快速成像术	(97)
七、K 空间和钆注射 ARM	(99)
<b>第 9 章 影响 MRI 图像质量的因素</b>	(100)
一、图像质量标准	(100)
二、MRI 检查参数	(103)
<b>第 10 章 快速成像术</b>	(119)
一、采集时间较长的原因	(119)
二、基于减少测量数的快速成像方法	(120)
三、基于对 K 空间快速填充的快速成像方法	(121)
四、半傅立叶成像	(122)
五、基于梯度回波的快速成像:基本原理	(123)
六、梯度回波成像的对比度	(136)
七、通过对 K 空间的快速扫描或多行填充的快速成像方法	(140)
八、即时成像技术	(152)
九、并行采集技术	(157)
十、未来展望	(162)
<b>第 11 章 流动成像</b>	(163)
一、血液和血肿的 MRI 信号	(163)
二、对血流的复习	(164)
三、不同的流动现象	(164)
四、磁共振血管造影	(169)
<b>第 12 章 磁共振成像的伪影</b>	(185)
一、金属伪影	(185)
二、运动伪影	(187)

三、截断伪影 .....	(193)
四、假频 .....	(196)
五、化学位移伪影 .....	(201)
六、磁敏感性伪影 .....	(204)
七、交叉激励现象 .....	(206)
八、和成像技术相关的伪影 .....	(206)
<b>第 13 章 组织抑制序列 .....</b>	<b>(209)</b>
一、抑脂 .....	(209)
二、抑液 .....	(219)
三、磁化转移 .....	(222)
<b>第 14 章 MRI 设备和检查模式 .....</b>	<b>(223)</b>
一、MRI 设备 .....	(223)
二、接待病人 .....	(229)
三、安置病人和定中心 .....	(231)
四、参数选择 .....	(233)
五、图像处理和存档 .....	(236)
<b>第 15 章 心脏成像 .....</b>	<b>(237)</b>
一、序言:复习图像重建的过程 .....	(237)
二、基本原理:采集和心电图同步 .....	(238)
三、基础心脏成像序列:梯度回波和自旋回波 .....	(239)
四、相位成像法(流量图) .....	(244)
五、能进行屏息采集的分段序列 .....	(247)
六、心脏成像术的技术改进 .....	(254)
<b>第 16 章 弥散成像、灌注成像和功能性 MRI .....</b>	<b>(261)</b>
一、弥散成像法 .....	(261)
二、灌注成像法 .....	(270)
三、功能性磁共振成像 .....	(274)
<b>第 17 章 磁共振谱 .....</b>	<b>(279)</b>
一、磁共振谱的原理 .....	(280)
二、MRS 技术 .....	(281)
三、数据处理 .....	(288)
四、MRS 的临床应用 .....	(290)
<b>附录 .....</b>	<b>(295)</b>
附录 A 自旋和核磁 .....	(295)
附录 B 一摩尔体积中平衡态剩余质子的数量 .....	(296)
附录 C 旋转磁场和射频波 .....	(296)
附录 D 计算 $90^\circ$ 和 $180^\circ$ 射频脉冲的强度以及时间长度 .....	(296)

## 4 深入了解 MRI 基础

附录 E	波尔兹曼分布	(297)
附录 F	量子模型和经典模型的一致性	(297)
附录 G	90°脉冲后磁性的 $T_1$ 恢复和 $T_2$ 的减少	(298)
附录 H	弛豫过程中横向磁性和纵向磁性随时间的变化	(298)
附录 I	TR 和 TE 参数对自旋回波信号的影响	(299)
附录 J	纵向磁性恢复曲线的交错	(299)
附录 K	反转恢复序列消除信号	(300)
附录 L	选片梯度场的一个数例	(301)
附录 M	频率和相位的一致性	(301)
附录 N	双极性梯度场以及梯度场相对于 $\vec{B}_0$ 的对称性	(302)
附录 O	双极性选片梯度场	(303)
附录 P	傅立叶变换的数学定义	(304)
附录 Q	MRI 信号和傅立叶变换	(304)
附录 R	测得信号的值	(305)
附录 S	自旋回波序列、梯度回波序列的时序图和 K 空间的填充顺序	(306)
附录 T	FOV 和图像的空间分辨率	(306)
附录 U	矩阵、视场和像素	(307)
附录 V	厄恩斯特最优角的影响	(307)
附录 W	钆注射后血液的 $T_1$ 值	(307)

# 第 1 章

## 核 磁

### 一、回顾：磁场与电流

磁性和带电粒子的移动是相互关联的。导线中的电流(负电子的移动)可以诱发磁力与磁场。运动中的磁场同样可以产生电流(图 1-1)。

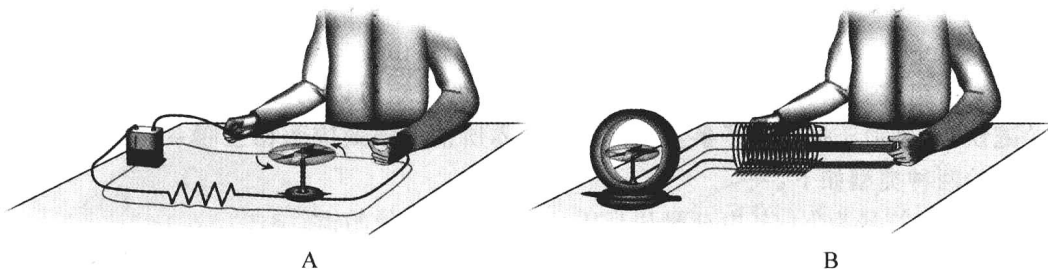


图 1-1 奥斯特和法拉第实验

物理学家奥斯特于 1820 年发现电流产生磁场:如果将指南针靠近通有电流的导线,指南针将指向与导线成  $90^\circ$  夹角的方向,即沿电流所感生的磁场的方向(A)。相应地,磁铁可以用于产生电流。数年以后,于 1831 年法国物理学家法拉第通过将磁棒插入导线圈的实验证实了这一点(B)

发电机的运转正是基于这个原理:转子带动磁铁在螺线管(导线线圈)内部沿某中心轴旋转,从而产生电流(图 1-2);电动机则基于相反的原理:流经螺线管的电流引发旋转的电磁场,从而使得磁铁向某方向转动。因此,磁性和运动中的电荷具有相互性。

### 二、电磁关系对原子核的解释

原子核由一定数量的质子和中子(统称为核子)组成。这些核子处于复杂的共同运动状态,尤其表现为绕其中心轴的自转,即自旋(spin)。

旋转的微粒在其周围引发了沿其自旋轴方向排列的动量矩<sup>①</sup>,也称“自旋<sup>②</sup>”,用矢量  $\vec{S}$  表

<sup>①</sup>可以举陀螺的例子来解释动量矩。当陀螺旋转的时候,它的动量矩使之保持直立的状态;一旦陀螺不再转动,它将倒向一旁。通俗地讲,动量矩体现了将旋转中的陀螺“向上拉起”的矢量。

<sup>②</sup>自旋量子数只能取特定的值,或是整数或是半整数,如 0,  $1/2$ , 1,  $3/2$  等(参见附录 A)。

## 2 深入了解 MRI 基础

示。质子带正电荷,其电荷数目应等于原子核外电子的数目以保持原子的电中性。旋转的电荷同样会围绕自身诱发被称为磁矩的磁场。磁矩和动量矩类似,也是沿其旋转轴排列的(参见附录 A)。磁矩用矢量  $\vec{\mu}$  表示(图 1-3)。

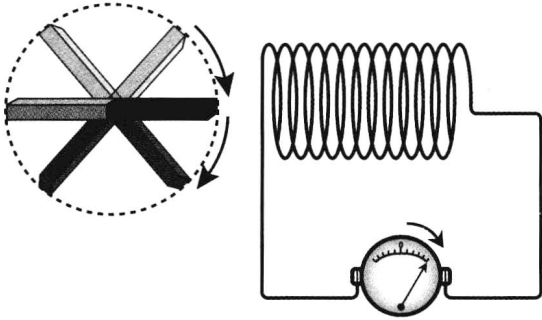


图 1-2 电动机的工作原理  
转子带动磁体旋转使线圈内产生电流

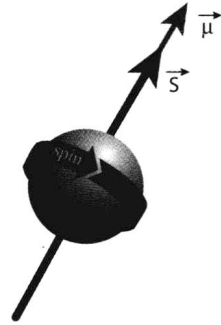


图 1-3 旋转的微粒在其周围引发沿其自旋轴方向排列的动量矩或称自旋,以矢量  $\vec{S}$  表示  
旋转的电荷围绕自身产生磁矩。磁矩和动量矩类似,同样沿其旋转轴排列,用矢量  $\vec{\mu}$  表示

尽管呈电中性,中子同样具有磁矩,这是因为核子是由旋转中的、带正电或带负电的次级微粒夸克所组成。这种由旋转电荷的分布所感生的磁矩可以用磁性偶极子(类似于标出正负极的磁铁)来表示。每个核子事实上都是由依靠所谓的强效应而相互联系三个夸克所构成。夸克的两种类型如下:

- 上夸克(符号为 u):其电荷量相当于一个电子电荷量的  $+2/3$ ;
- 下夸克(符号为 d):其电荷量相当于一个电子电荷量的  $-1/3$ 。

质子由两个上夸克和一个下夸克组成( $u+u+d$ ),因此其电荷数为  $+1(+2/3+2/3-1/3=+1)$ 。中子由一个上夸克和两个下夸克组成( $u+d+d$ ),其电荷数为  $0(+2/3-1/3-1/3=0)$ (图 1-4)。夸克的这种分布决定了核子的总体磁矩。因此,虽然中子呈电中性,其总磁矩却并不为 0。中子的磁矩大约为质子磁矩的  $2/3$ (图 1-4)。

根据分层模型,原子核中的核子类似于电子,也分布于不同的能级之上。在这些能级上,一部分中子和另一部分质子配对(类似于两个磁体间的作用)。它们的磁矩两两抵消,以保持原子核能级尽可能地低和尽可能地稳定。所以,只有那些核子数为奇数(即外层上有一个未配对的孤立核子)的原子核才可表现出“总”磁矩,称之为基本磁矩、本征磁矩、固有磁矩、又或者微观磁矩(图 1-5)。

具有生物学研究价值的原子核主要有氢( $^1\text{H}$ )、碳同位素( $^{13}\text{C}$ )、氟( $^{19}\text{F}$ )、磷( $^{31}\text{P}$ )(自旋数为  $1/2$ )和钠( $^{23}\text{Na}$ )(自旋数为  $3/2$ )的原子核。仅由一个质子构成的氢核在磁共振成像法中扮演着重要的角色。这是因为占据人体组织原子总数  $2/3$  的氢元素拥有极高的本征磁矩,可以引发非常显著的共振现象。正如先前所述,带正电的质子因为自旋而产生了微观磁矩  $\vec{\mu}$ (图 1-6)。在后续章节中可以看到,处在外部磁场中的质子趋向于沿磁场的方向按照两个可能的位置排列,并即分裂为对应着两个能级的两种状态(参见附录 A)。

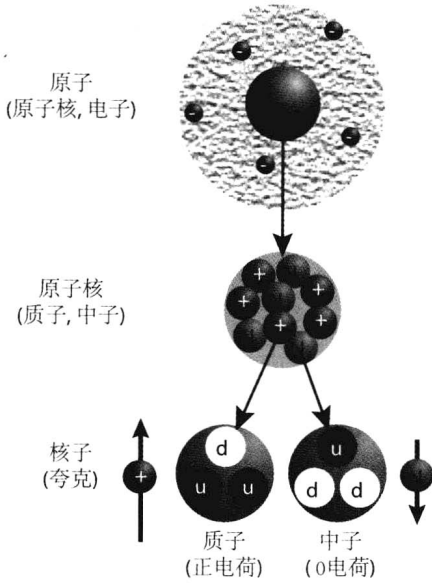


图 1-4 原子的结构

原子核由一定数量的质子(+)和中子(N)(统称核子)组成。质子的数目等于原子核外电子(-)的数目,从而使原子核呈电中性。

每个核子都是由三个夸克组成。共有两种类型夸克:  
 - 电荷量相当于一个电子电荷量的  $+2/3$  的上夸克(符号为  $u$ );  
 - 电荷量相当于一个电子电荷量的  $-1/3$  的下夸克(符号为  $d$ )。

质子由两个上夸克和一个下夸克组成( $u+u+d$ ):其电荷数为  $+1(+2/3+2/3-1/3=+1)$ 。中子由一个上夸克和两个下夸克组成( $u+d+d$ ),其电荷数为  $0(+2/3-1/3-1/3=0)$ 。

中子的磁矩约等于质子磁矩的  $2/3$

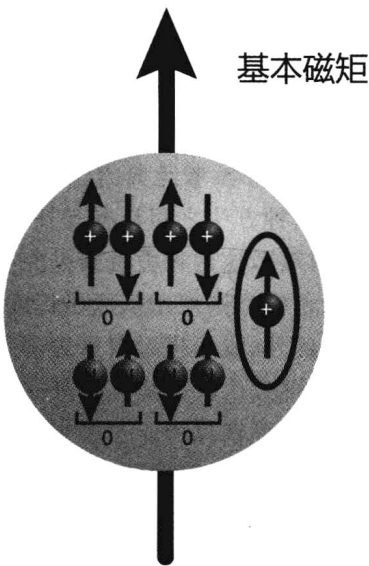


图 1-5 质子(+)和中子(N)都拥有用磁向量表示的磁矩

中子的磁矩约为质子磁矩的  $2/3$ 。质子和中子有着两两配对并且同时相互抵消磁矩的倾向,类似于两块磁铁的相互作用。只有那些核子数为奇数(外层上有 1 个未配对的孤立核子)的原子核才拥有磁性,即固有磁矩或称本征磁矩

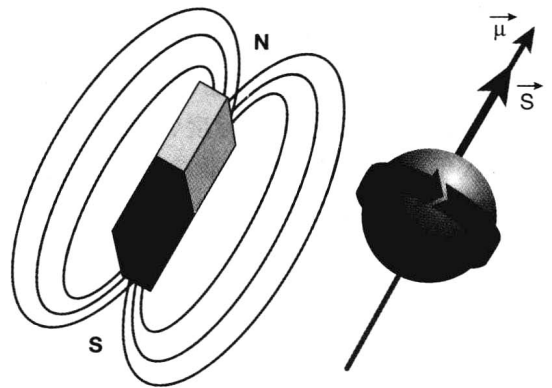


图 1-6 质子(氢核)带正电

旋转的微粒围绕自身引发沿其自旋轴方向的动量矩或称自旋,用矢量  $\vec{S}$  表示。与自旋相似,旋转的电荷围绕自身引发被称之为磁矩的磁场,并同样沿旋转轴排列,我们以“微观”磁矩  $\vec{\mu}$  表示。质子与小磁铁(偶极子)具有相类似的性质

## 第 2 章

# 磁共振现象

磁共振(MRI)研究的是在两种外加磁场——静态高磁场  $\vec{B}_0$  和旋转电磁场(射频电磁波)  $\vec{B}_1$ ——的同时作用下某物质原子核磁性的变化。这两种磁场将是本章中首先介绍的概念。

已知由一个带正电的质子所构成的氢原子核会因其自旋而感生以磁向量  $\vec{\mu}$  所表示的微观基本磁矩。当质子处于外部磁场  $\vec{B}_0$  中时,和处于地磁场中的磁棒和指南针一样,质子会趋向于顺从磁场的方向。

不过与磁铁在外加磁场中完全整齐排列并全部指向同一方向(南北极)的情形有所不同,质子将被分成以一定夹角绕  $\vec{B}_0$  旋转(进动)的两种组态:分别是朝向  $\vec{B}_0$  方向(平行)和指向  $\vec{B}_0$  的反方向(反平行)的状态。这是因为质子作为极其微小的粒子,并不遵守“狭义”的牛顿经典力学规则,而是服从于量子力学公设。本章将分为两个部分,一部分参考经典力学,而另一部分则参考量子力学,建立两种模型来描述磁共振现象。因为这两种方法之间具有互补性,有助于理解磁共振现象,所以尽管需要读者们付出更多的努力,同时展示这两种方法却是完全值得的。经典模型可以从宏观标度(几何方法)更好地解释现象,量子模型则便于从原子标度(能量方法)入手。这两种模型非常幸运地表现出了相当的一致性。此外,量子模型对于解释下文中的弛豫现象也是必不可少的。

### 一、经典模型

历史上通过经典力学对磁共振现象的描述是由普赛尔(Purcell)于1946年第一次提出的,它很好地采用了双重进动的概念。进动的概念对于理解磁共振时宏观磁向量如何受外加射频波(radio frequency, RF)的作用产生偏转非常有用。由于自旋实际上按照量子力学而不是经典力学运动,所以在这里须借助某些必要的量子力学概念。

#### 1. 平衡态下的宏观磁向量:主磁场 $\vec{B}_0$

在没有外加磁场时,组织样本中的质子的磁矩  $\vec{\mu}$  随机地指向各个方向:微观基本磁向量的和  $\sum \vec{\mu}$  为零,宏观磁向量( $\vec{M}=0$ )并不存在(图 2-1)。受外部磁场作用时,质子指向该磁场方向,宏观磁向量  $\vec{M}$  也就随之出现。这里有必要详细解释和明确指出该现象的几个要点:

—除了永磁体之外,磁场  $\vec{B}_0$  在大多数磁体中位于水平方向。习惯上以  $\vec{B}_0$  作为常用标准正交坐标系中的竖轴  $Oz$ 。

—质子实际上并不是严格沿  $\vec{B}_0$  ( $Oz$ ) 方向排列的,而是按一定的角频率并以一定的夹角

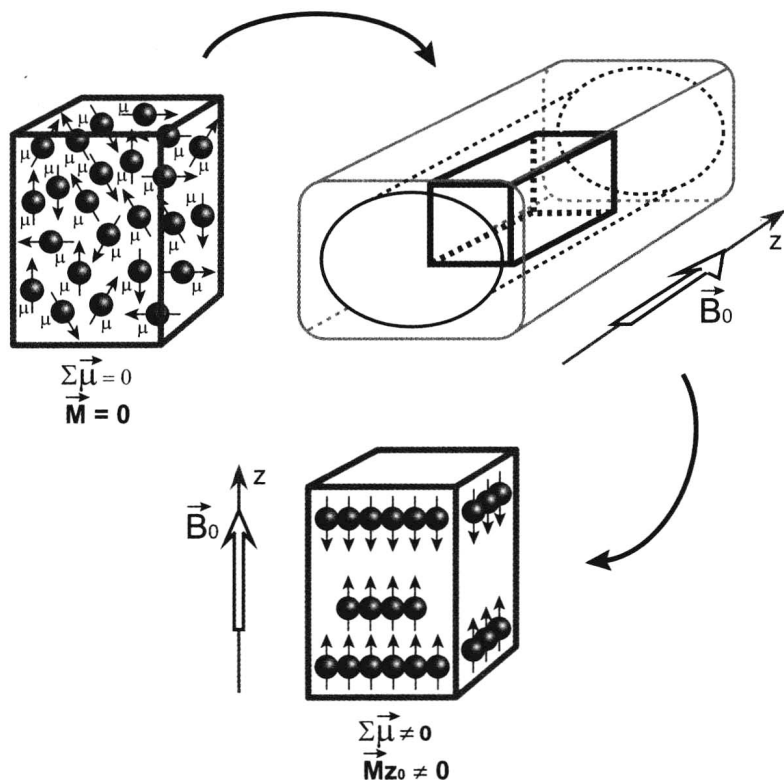


图 2-1 当缺少外加磁场时,组织样本的质子( $\mu$ )是随机地指向各个方向的:微观基本磁向量的和 $\Sigma\mu$ 为零,宏观磁向量( $\vec{M}=0$ )不存在。当经受外部磁场(图中为在管中延伸的部分)时,质子指向该磁场方向( $Oz$ )并且出现了宏观磁向量 $\Sigma\mu=\vec{M}_{z_0}$ 。

各自绕  $\vec{B}_0$  旋转,即进动:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

此公式称为拉莫方程。其中  $\omega_0$  称为拉莫角频率或进动角频率,它与  $B_0$ <sup>①</sup> 成正比; $\gamma$  是各种原子核的特征值,称为旋磁比。

- 类似重力场中的螺旋,每个质子绕  $\vec{B}_0$  的旋转轨迹是一个锥体。当然严格说,质子给出的是以其重心为顶点相连的双锥体(图 2-2)。
- 准许的进动角只有两种:要么磁向量和  $\vec{B}_0$  同向(平行),要么磁向量与  $\vec{B}_0$  反向(反平行)。这两种进动角度实际上对应着两种能级。平行为低能级  $E_1$ ;反平行为高能级  $E_2$  (参见下文量子力学机制)。
- 质子在平行方向和反平行方向的分布几乎是相等的。相对于反平行方向(高能级),在平行方向(低能级)上的质子要稍多一些,不过这种差异(与磁场强度和温度相关)是非常微弱的。例如,在 0.5T 和人体温度下,在 100 万(1 000 002 个)质子中,这个数量差仅为 2 个。就是说,这 1 000 002 个质子中有 500 002 个处于平行方向,而 500 000 处于反平行方向。尽管对于总量 200 万个的质子来说,这种差异依然微不足道,但是已经远远足够产生组织的磁共振信号了(附录 B)。

① 不加区别地,  $\omega_0$  也被称作圆周频率/角速度/圆周速度以及脉冲。角频率  $\omega_0$  以单位弧度/s 表述。它通过关系式  $\omega_0 = 2\pi\nu_0$  与频率  $\nu_0$  相联系;频率代表了每秒旋转的圈数,一圈为  $360^\circ$  即  $2\pi$ 。代入频率的拉莫方程表述为  $\nu = \gamma B_0 / 2\pi$ 。频率通常以  $10^6$  赫兹为单位(1MHz =  $10^6$  Hz, 1Hz = 1 圈/s)。若  $B_0 = 0.5$ T(尽管只是成像法中的中场,却依然是地磁场的 10 000 倍),以质子成像论,生物组织的拉莫频率为 21MHz;它正处于电磁波的频率范围。



## 6 深入了解 MRI 基础

在这些详细的解释之后(其中我们借用了量子力学的一些概念),现在重新回到图 2-1 的例子。假设样本中包含 2 000 004 个质子,在  $\vec{B}_0$  作用下,这些质子将被分成两组:100 万个反平行质子和 100 万+4 个平行质子。当计算所有基本微观磁向量的总和  $\sum \vec{\mu}$  时,100 万平行质子和反平行质子将两两抵消,最后就只剩下 4 个平行质子。这 4 个多出的平行质子就是出现宏观磁向量  $\vec{M}$  的根源。出于教学的原因,我们将只使用宏观向量的概念,不再考虑另 200 万个磁性已两两抵消的质子。

在平衡状态时,该宏观磁向量  $\vec{M}$  沿  $Oz$  轴与  $\vec{B}_0$  同向,在垂直于  $Oz$  轴的  $xOy$  平面上没有横向分量,即无横向磁性。实际上(图 2-3),这时的质子沿  $\vec{B}_0$  方向排列,同时以一定夹角在绕  $\vec{B}_0$  进动,纵向分量即纵向磁性  $\vec{M}_z$  随之出现。在平衡状态时将其记做  $\vec{M}_{z_0}$ ,其中 0 代表起始时刻。基本磁向量的横向分量在各个方向是四散分布的,称之为质子的相偏移,因而没有合成的横向分量  $\vec{M}_{xy}$ 。 $\vec{M}_{z_0}$  的值依赖于静态磁场  $\vec{B}_0$  的强度和质子密度,后者是单位体积中的质子浓度(图 2-4)。由于与  $\vec{B}_0$  相

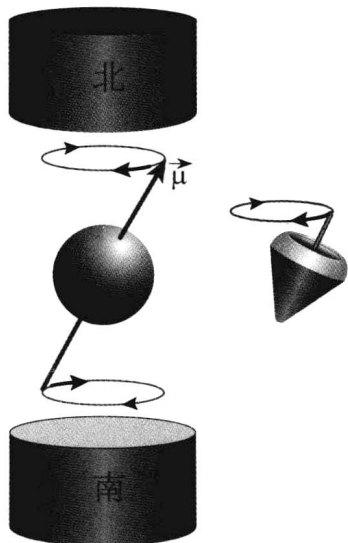


图 2-2 当经受外部磁场  $\vec{B}_0$  时,每个质子绕  $\vec{B}_0$  的旋转轨迹是一个锥体,如同重力场中螺旋一般,不过质子画出的是在其质心处顶点相连的双锥体

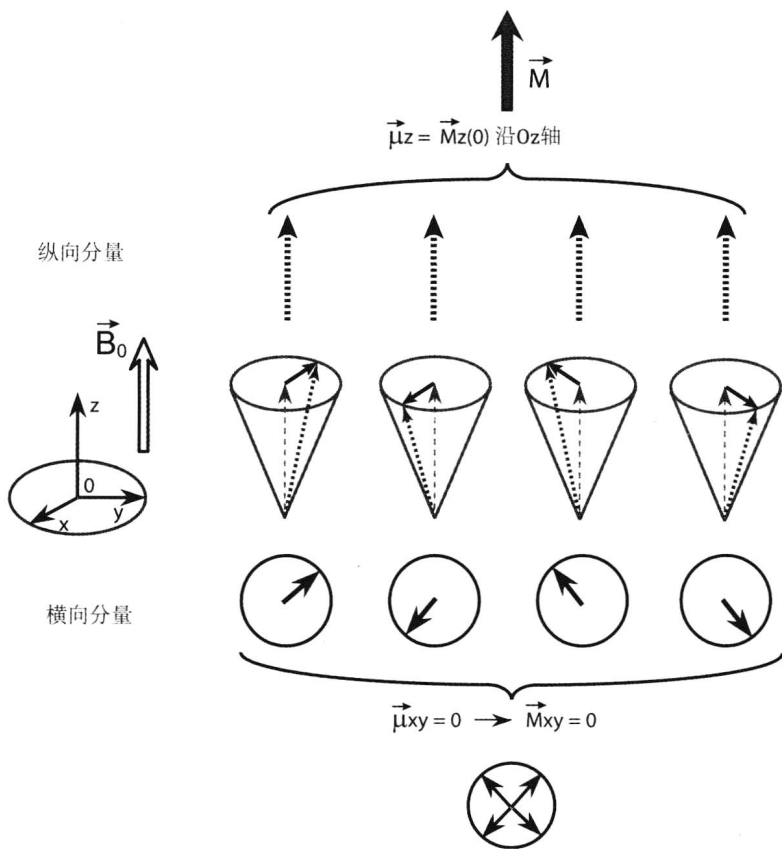


图 2-3 在平衡状态时,质子沿  $\vec{B}_0$  方向排齐,同时以一定夹角绕  $\vec{B}_0$  进动:这就显现出了纵向分量  $\vec{M}_z$ (纵向磁性,记作  $\vec{M}_{z_0}$ );然而基本横向磁分量在各个方向是四散分布的(称之为质子的相偏移),因而没有合成的横向分量  $\vec{M}_{xy}$