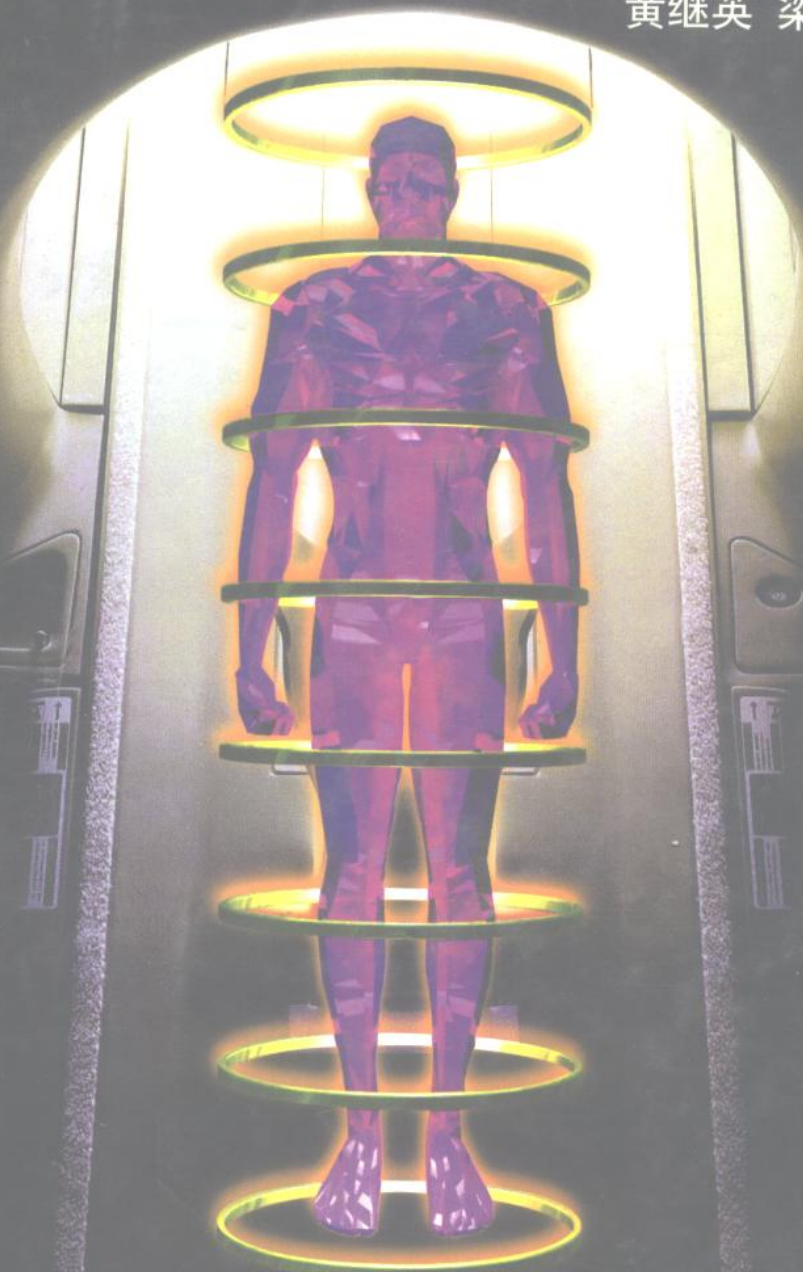


# 磁共振成像原理

PRINCIPLE OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING

黄继英 梁星原 编著



陕西科学技术出版社

磁共振成像原理

15.2

出版  
反土

# 磁共振成像原理

黄继英 梁星原 编著

陕西科学技术出版社

**磁共振成像原理**

**黄继英 梁星原 编著**

**陕西科学技术出版社出版发行**

(西安北大街 131 号)

**西安医科大学印刷厂印刷**

**787 毫米×1092 毫米 16 开本 13.625 印张 30 万字**

**1998 年 9 月第 1 版 1998 年 9 月第 1 次印刷**

**印数: 1-1 500**

**ISBN 7-5369-2096-2/R·709**

**定 价: 35.00 元**

## 内 容 简 介

《磁共振成像原理》一书以医学影像专业为对象，系统讲述磁共振成像的物理原理，阐明理解磁共振影像各方面的特性必需的基本概念，并介绍操作使用磁共振成像系统的知识，以及磁共振成像领域的最新成就。本书可作为医学影像专业的教材，也可供从事本专业工作的技术人员、临床医生和研究生阅读。

2174/09

# 序

1946年F. Bloch和E. Purcell发现磁共振(MR)现象后,MR频谱学就逐步建立起来,将MR原理用于测量物质的一些物理特性和化学特性,确定分子结构,并在生物医学领域内用于生化和代谢过程的研究。20世纪70年代,Damadian和Lauterbur等人先后研究出能够完成活体MR频谱分析并在断层照相图像上显示其结果的磁共振成像(MRI)系统。到80年初磁共振成像系统用于临床诊断的研究。随后,磁共振成像技术不断发展并在提高图像质量和缩短检查时间方面取得显著进步。目前,磁共振成像在医学成像诊断中已占有重要地位。磁共振成像对人体不产生电离辐射,可对人体不同解剖部位进行断层成像,它具有以不同组织参数实现影像对比度加权的灵活性,以及获得高组织分辨率、高清晰度和提供多种诊断信息的能力。而且,磁共振成像已发展到可进行在体频谱分析、化学位移成像、血管成像,以至实现大脑功能成像的水平。可以预期磁共振成像在医学影像诊断中的地位还会不断加强。

我国自改革开放以后开始引进磁共振成像设备,数量逐年增加。80年代末,国产磁共振成像系统已在深圳问世。现在,磁共振成像系统已在我国一些中等城市的医院运行。这种蓬勃发展的局面对普及磁共振成像的基础知识提出要求的同时,势必促使医学影像专业更新关于磁共振成像方面的课程内容。

《磁共振成像原理》一书,较全面地讲述磁共振成像的基本原理,解释理解MR影像各方面的特性必需的基本概念,并介绍MR成像的最新技术领域的知识。全书共八章,前三章:磁共振的基本概念,磁共振成像,影像的质量因素和成像序列的关系,叙述磁共振成像的基础知识;第四、五、六章:流动效应、伪影和MR影像的对比度增强剂,讨论三个性质不同的专题;第七章:磁共振成像系统的主要物理部件和系统的使用,介绍对产生磁共振影像有重要作用的硬件特性,以及操作和使用磁共振成像系统的一般性知识,

第八章：磁共振成像的特殊领域，阐述磁共振成像的新领域的技术原理，包括在体频谱分析、化学位移成像、磁共振血管成像以及大脑功能成像。

本书编者，长期从事磁共振成像方面的技术工作，积累了丰富的理论知识和实践经验。他们编写的这本书，涉及内容广泛，叙述条理清楚，术语定义准确。书中附有大量曲线插图，使概念的描述更形象直观。

本书可作为医学影像专业的教材或教学参考书，也可供从事磁共振成像的技术人员，以及需要较深入了解磁共振成像原理和技术的大学本科生和研究生作为参考书。披阅之余，深感此书值得推荐，乐为作序。

黄 诒 焯

1997年4月于西安医科大学生物医学工程系

# 前 言

自 80 年代以来,我国各地投入使用的磁共振成像 (MRI) 设备逐年增加,大有在大中城市医院迅速普及之势。着眼于这个发展趋势,我们数年前着手准备编写《磁共振成像原理》这本书,拟定以医学影像专业为对象系统讲述磁共振成像的物理原理,它既包含有关磁共振成像和磁共振影像的各个方面的基本内容,又能与现代 MRI 的技术进步衔接起来。承蒙各方面的协力支持,使这本书得以面世。

全书由八章组成:

第一章描述磁共振现象,讨论磁共振发生的条件,围绕这个中心阐明磁共振领域的一些基本物理概念。

第二章以二维付立叶变换成像为重点,从测量 MR 信号的射频脉冲序列的组成、信号位置的空间编码方法和影像重建技术三个方面阐述磁共振成像的基本原理。

第三章叙述 MR 影像的质量因素:影像对比度、空间分辨率、成像视野、信噪比、对比度噪声比、成像时间等的定义,分析自旋回波和反转恢复序列影像的对比度加权性质与序列参数的关系,讨论常规成像序列的成像时间与影像质量的关系和缩短成像时间的途径,描述梯度回波序列、快速自旋回波序列、快速梯度回波序列和回波平面成像的原理和特点。

第四章分析有流动性的组织成分在不同条件下的 MR 信号的特殊性质,讨论层流的偶数回波效应、湍流的自旋相位弥散效应、高速血流的截止效应、低速血流的进入效应,说明各种流动效应在自旋回波影像上的表现。

第五章讨论不同来源的 MR 影像伪影产生的原因,描述对比度失真、部分体积效应、金属伪影、折叠伪影、尖峰噪声伪影、截断伪影、运动伪影和流动伪影等十几种伪影的影像特征,并着重说明消除或抑制运动伪影和流动伪影的方法。

第六章讲述 MR 影像对比度的外因增强方法。重点是顺磁质的弛豫增强原理, 和有关 Gd-DTPA 及其临床应用方面的许多重要概念。

第七章介绍 MR 成像系统的主要物理部件磁体、梯度场线圈和射频线圈的结构和特性, 另外, 说明有关成像系统的成像操作过程、影像显示和影像分析的内容和概念。

第八章讲述利用化学位移、流入效应、体素内的无序运动, 以及大脑功能区域的状态获取信息的磁共振成像的特殊领域的技术原理, 包括定域频谱技术、化学位移成像、血管成像、大脑功能成像、灌注成像和扩散成像。

本书内容可供医学影像专业的学生学习, 也可供工作在磁共振现场的技术人员、从事 MR 影像诊断的临床医生和研究生阅读。

编者深感水平有限, 未能使本书尽如人意。错误和不妥之处, 诚恳欢迎使用本书的各界人士批评指出, 以期再版时修正。

西安医科大学生物医学工程系黄谰焯教授为本书写了序言, 西安医科大学第一临床医学院杨广夫教授和鱼博浪教授对书的初稿提出过中肯修改建议, 孙新建同志承担了本书的照片制作。谨在此表示衷心感谢。

黄继英 梁星原

1997年5月



# 目 录

<b>第一章 磁共振的基本概念</b> .....	(1-21)
1.1 原子核的自旋和磁矩 .....	(1-3)
1.2 自旋磁矩在外磁场中的能级 .....	(3-4)
1.3 磁共振条件和拉莫方程 .....	(5-6)
1.4 弛豫过程：自旋—晶格弛豫 .....	(6-7)
1.5 磁化强度矢量 .....	(7-8)
1.6 拉莫进动 .....	(8-10)
1.7 自旋磁矩和磁化矢量在射频场作用下的运动 .....	(10-13)
1.8 纵向弛豫和横向弛豫 .....	(13-15)
1.9 决定弛豫时间的因素 .....	(15-19)
1.10 自由感应衰减信号 .....	(19-21)
<b>第二章 磁共振成像</b> .....	(22-45)
2.1 概述 .....	(22-23)
2.2 射频脉冲序列 .....	(24-31)
2.2.1 饱和恢复序列 .....	(24-25)
2.2.2 自旋回波序列 .....	(26-29)
2.2.3 反转恢复序列 .....	(29-31)
2.3 梯度磁场 .....	(31-32)
2.4 选定成像层面的方法 .....	(33-36)
2.4.1 选择激励 .....	(33-34)
2.4.2 振动梯度技术 .....	(34-36)
2.5 二维成像 .....	(36-44)

2. 5. 1	平面影像的投影重建法	(36-37)
2. 5. 2	平面影像的付立叶变换法	(37-42)
2. 5. 3	多层面成像	(42-44)
2. 6	三维成像	(44-45)
<b>第三章</b>	<b>影像的质量因素与成像序列</b>	<b>(46-76)</b>
3. 1	影像对比度	(46-48)
3. 2	自旋回波序列成像的影像对比度	(48-52)
3. 3	反转恢复序列成像的影像对比度	(52-58)
3. 4	噪声、信噪比和对比度噪声比	(58-60)
3. 5	空间分辨率	(60)
3. 6	减少成像时间的意义和基本途径	(61-64)
3. 7	梯度回波成像序列	(64-71)
3. 7. 1	梯度回波形成原理	(64-66)
3. 7. 2	梯度回波序列的信号和对比度特性与序列参数的关系	(66-71)
3. 8	快速自旋回波成像序列	(71-73)
3. 9	快速梯度回波成像序列	(73-74)
3. 10	回波平面成像	(75-76)
<b>第四章</b>	<b>流动效应</b>	<b>(77-97)</b>
4. 1	血管中血液流动的形式	(77-78)
4. 2	流动效应及类别	(78-79)
4. 3	层流的偶数回波效应	(79-87)
4. 3. 1	以恒定速度沿梯度场运动的质子的附加相移	(80-82)
4. 3. 2	静止组织的自旋回波	(82)
4. 3. 3	层流的偶数回波效应	(83)
4. 3. 4	影响偶数回波效应的因素	(83-84)
4. 3. 5	研究偶数回波效应的意义和方法	(84-87)
4. 4	湍流的自旋相位弥散效应	(87)
4. 5	高速血流的信号截止效应	(88-90)
4. 6	低速血流的信号增强：进入效应	(90-94)
4. 6. 1	单层面成像的进入效应	(90-91)
4. 6. 2	多层面成像的进入效应	(91-94)
4. 7	各种流动效应的综合分析	(94-96)
4. 8	脑脊液的流动效应	(96-97)
<b>第五章</b>	<b>伪影</b>	<b>(98-116)</b>

5. 1	伪影的一般概念 .....	(98 - 99)
5. 2	与磁场和梯度磁场有关的伪影 .....	(99 - 101)
5. 3	化学位移伪影 .....	(102 - 103)
5. 4	折叠伪影 .....	(103 - 105)
5. 5	与射频脉冲和射频场有关的伪影 .....	(105 - 108)
5. 6	归因于电路和数据处理的伪影 .....	(108 - 110)
5. 7	运动和流动伪影 .....	(110 - 112)
5. 8	减小运动和流动伪影的方法 .....	(112 - 116)
<b>第六章</b>	<b>MR 影像对比度增强剂 .....</b>	<b>(117 - 139)</b>
6. 1	概述 .....	(117 - 118)
6. 2	物质的磁性和磁化率 .....	(118 - 119)
6. 3	弛豫时间与分子运动相关时间的关系 .....	(119 - 120)
6. 4	顺磁质的弛豫增强原理 .....	(121 - 125)
6. 5	磁化率弛豫效应 .....	(125 - 127)
6. 6	非经胃肠道用药的对比剂 .....	(127 - 131)
6. 7	口服对比剂 .....	(131)
6. 8	Gd - DTPA 的临床应用 .....	(132 - 139)
<b>第七章</b>	<b>MR 成像系统的主要物理部件和系统的使用 .....</b>	<b>(140 - 167)</b>
7. 1	前言 .....	(140)
7. 2	磁体 .....	(141 - 149)
7. 2. 1	磁体的性能参数 .....	(141 - 142)
7. 2. 2	常导 (电阻) 磁体 .....	(142 - 144)
7. 2. 3	超导磁体 .....	(144 - 147)
7. 2. 4	永久磁体 .....	(147 - 148)
7. 2. 5	三种磁体的比较 .....	(148 - 149)
7. 3	梯度场线圈 .....	(149 - 154)
7. 3. 1	梯度场的功能和梯度场的强度 .....	(149 - 150)
7. 3. 2	梯度线圈的性能和结构 .....	(150 - 153)
7. 3. 3	涡流效应及补偿办法 .....	(153 - 154)
7. 4	射频线圈 .....	(154 - 158)
7. 4. 1	关于射频线圈的一般概念 .....	(154 - 155)
7. 4. 2	射频线圈的基本类型 .....	(155 - 157)
7. 4. 3	射频线圈的等效电路 .....	(157 - 158)
7. 5	MRI 系统的使用 .....	(159 - 167)

7. 5. 1	用户操作系统的组成 .....	(159)
7. 5. 2	MR 成像系统的用户软件功能 .....	(159 - 161)
7. 5. 3	成像操作过程 .....	(161 - 164)
7. 5. 4	影像分析系统 .....	(164 - 167)
<b>第八章</b>	<b>磁共振成像的特殊领域 .....</b>	<b>(168 - 197)</b>
8. 1	磁共振频谱技术 .....	(168 - 183)
8. 1. 1	化学位移和磁共振频谱 .....	(168 - 170)
8. 1. 2	自旋 - 自旋偶合引起的谱线裂分 .....	(171 - 172)
8. 1. 3	付立叶变换磁共振频谱法 .....	(172 - 173)
8. 1. 4	活体 MRS 研究的对象 .....	(173 - 176)
8. 1. 5	定域频谱技术 .....	(177 - 183)
8. 2	化学位移成像 .....	(184 - 189)
8. 2. 1	引言 .....	(184)
8. 2. 2	射频回波比梯度回波延迟的成像序列 .....	(185 - 186)
8. 2. 3	空间选择激励和频谱选择激励分开的成像序列 .....	(186 - 187)
8. 2. 4	相位编码的三维化学位移成像序列 .....	(187)
8. 2. 5	变化频率编码梯度的化学位移成像 .....	(187 - 189)
8. 3	磁共振血管成像技术 (MRA) .....	(189 - 195)
8. 3. 1	自旋回波成像的流动效应 .....	(189 - 190)
8. 3. 2	利用流动效应突出血流信息的原理 .....	(190 - 191)
8. 3. 3	MR 血管成像方法 .....	(191 - 195)
8. 4	功能成像、灌注成像和扩散成像 .....	(195 - 197)
8. 4. 1	大脑功能成像 .....	(196)
8. 4. 2	扩散成像 .....	(196 - 197)
8. 4. 3	灌注成像 .....	(197)
	<b>主要参考文献 .....</b>	<b>(198 - 201)</b>
	<b>附录：磁共振成像技术词汇 .....</b>	<b>(202 - 212)</b>

# 第一章

## 磁共振的基本概念

磁共振成像建立在磁共振原理的基础上。磁共振涉及的基本物理概念，主要包括：原子核的自旋和磁矩，自旋磁矩在外磁场中的能量状态，产生磁共振的条件，拉莫进动，磁化强度矢量，以及射频场对磁化强度矢量的作用和弛豫过程。

### 1.1 原子核的自旋和磁矩<sup>[1-4]</sup>

磁共振实验的样品物质，其原子核必需具有磁性。原子核的磁性是由于原子核具有自旋特性而产生出来的。

原子核由核子（质子和中子）组成。核子绕着自身的轴不停地作转动运动，核子之间也有相对运动。核子的这些运动总合起来可以使某些原子核具有所谓自旋特性。原子核的自旋常常简单理解为原子核绕自身轴线的转动，它是有方向性的物理量，常用矢量 $\vec{I}$ 表示（图 1. 1）。自旋矢量 $\vec{I}$ 的方向与自转运动的轴重合，自旋的大小与原子中的核子数有关。除质子数和中子数都是偶数的原子核以外，质子数和中子数都是奇数，或其中之一为奇数的原子核均有自旋特性。表示自旋大小的物理单位是 $\hbar$ 。质子数加中子数为

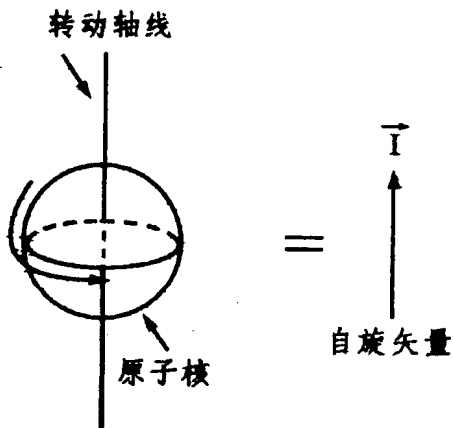


图 1. 1 原子核自旋的表示

偶数的原子核，自旋 $I$ 等于 $\frac{1}{2}\hbar$ 的偶数倍；质子数加中子数为奇数的原子核，自旋 $I$ 是 $\frac{1}{2}\hbar$ 的奇数倍。

自然界的所有化学元素至少有一个有自旋特性的同位素。表 1. 1 列出了人体内某些

有自旋特性的元素，元素符号左上角的数字表示该元素的原子核的核子数。表中的浓度表示在每公升体积中该同位素的摩尔（molar）数；相对灵敏度是从大量特定原子获得的磁共振信号强度与从同等数量的质子（ $^1\text{H}$ ）获得的磁共振信号强度之比。氢的同位素 $^1\text{H}$ 和 $^2\text{H}$ 的自旋分别为  $I = \frac{1}{2}$  和  $I = 1$ 。因为 $^1\text{H}$ 的原子核由一个质子组成，而 $^2\text{H}$ 的原子核由一个质子和一个中子组成。

表 1. 1 人体组织内某些有自旋特性的元素

元素符号	自旋 (h)	旋磁比 (MHz/Teslas)	浓度 (mol/L)	灵敏度 (相对于 $^1\text{H}$ )
$^1\text{H}$	1/2	42.58	99.0	1
$^{14}\text{N}$	1	3.08	1.6	0.001
$^{31}\text{P}$	1/2	17.24	0.35	0.006
$^{13}\text{C}$	1/2	10.71	0.10	0.016
$^{23}\text{Na}$	3/2	11.26	0.078	0.093
$^{39}\text{K}$	3/2	1.99	0.045	0.005
$^{17}\text{O}$	5/2	5.77	0.031	0.029
$^2\text{H}$	1	6.53	0.015	0.0096
$^{19}\text{F}$	1/2	40.05	0.0066	0.83

在外加磁场中，自旋矢量  $\vec{I}$  在磁场方向（一般规定为 Z 方向）的投影  $I_z$  只能取相差为 1 的不连续数值，可以表示成

$$I_z = m\hbar \quad m = I, I-1, \dots, -I \quad (1. 1)$$

这里附带说明，表示自旋大小的物理单位  $\hbar = 1.054589 \times 10^{-34} \text{J} \cdot \text{s}$ （焦耳·秒）。m 称为磁量子数。

根据 (1. 1) 式， $I = \frac{1}{2}$  的自旋在 Z 方向有两个可能的投影值，即

$$I_z = \begin{cases} \frac{1}{2}\hbar & m = \frac{1}{2} \\ -\frac{1}{2}\hbar & m = -\frac{1}{2} \end{cases}$$

不同的投影代表原子核的自旋矢量可能具有的不同空间取向，它们是一些不同的自旋状态。这可以更直观地表示成图 1. 2 的形式。

磁共振成像主要研究  $I = \frac{1}{2}$  的原子，而且，绝大多数是利用质子 $^1\text{H}$ 成像。因为， $^1\text{H}$ 不仅组织浓度高，而且，磁共振信号的灵敏度最大。其别的元素，例如 $^{19}\text{F}$ ，灵敏度高而浓度最低；又如 $^{31}\text{P}$ ，浓度和灵敏度都很低。但是，它们在生理代谢过程中有重要作用，因为它们能提供重要特殊信息而受到人们重视。还有一些元素，例如 $^{13}\text{C}$ ， $^{39}\text{K}$ ， $^{17}\text{O}$ 等，因为它们具有某种特殊性质，也是磁共振研究的对象。

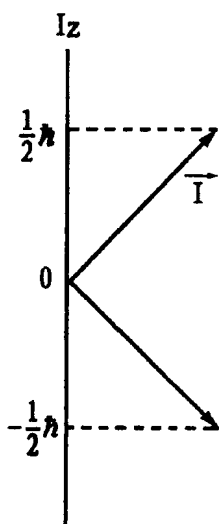


图 1.2  $I = \frac{1}{2}$  的自旋在 Z 方向的投影

现在, 我们来说明自旋磁矩的概念。根据物理学, 质子是带正电荷的粒子; 中子总体上不带电, 但中子内部有一定的电荷分布。按照电荷运动产生磁场的道理, 有自旋特性的原子核周围必然存在一个微观磁场。原子核的自旋运动产生的这个微观磁场是一个磁偶极子, 被称为原子核的自旋磁矩。自旋磁矩用矢量  $\vec{\mu}$  来描述。 $\vec{\mu}$  的方向与  $\vec{I}$  一致,  $\vec{\mu}$  的大小  $\mu = \gamma \hbar I$ 。这里  $\gamma$  称为旋磁比, 是决定于原子核本身性质的常数。 $^1\text{H}$  的旋磁比  $\gamma = 42.58\text{MHz} \cdot \text{Tesla}^{-1}$  (兆赫/特斯拉),  $^2\text{H}$  的旋磁比  $\gamma = 6.53\text{MHz} \cdot \text{Tesla}^{-1}$ 。

与自旋矢量  $\vec{I}$  类似, 自旋磁矩  $\vec{\mu}$  在外加磁场方向的投影  $\mu_z$  也只能取相差为 1 的不连续数值:

$$\mu_z = \gamma \hbar m \quad m = I, I-1, \dots, -I \quad (1.2)$$

对  $^1\text{H}$  来说,  $I = \frac{1}{2}$ ,  $m = \pm \frac{1}{2}$ 。所以,  $\mu_z = \pm \frac{1}{2} \gamma \hbar$ , 分别与  $m = \pm \frac{1}{2}$  的两个自旋状态相对应。

原子核自旋磁矩的大小, 一般指  $\vec{\mu}$  在 Z 方向投影的最大值。如质子磁矩的最大值  $\mu = \frac{1}{2} \gamma \hbar$ 。

## 1.2 自旋磁矩在外磁场中的能级<sup>[3]</sup>

如果一个原子核磁矩  $\vec{\mu}$  处于指向 Z 方向的磁场  $B_0$  中, 这个核磁矩将具有磁场能量。磁场能量的大小用 E 表示:

$$E = -\vec{\mu} \cdot \vec{B}_0 = -\mu_z B_0 \quad (1.3)$$

因为  $\mu_z = \gamma \hbar m$ ,  $m$  取从  $I$  到  $-I$  的总共  $(2I+1)$  个可能的数值, 这样, 自旋为  $I$  的原子集合在外磁场中将分裂为  $(2I+1)$  个不同的能级, 或者说集合中的原子分处于  $(2I+1)$  个不同的能量状态。相邻能级之间有相同的能量差  $\Delta E$ ,  $\Delta E = \gamma \hbar B_0$ 。

因为质子  $^1\text{H}$  有两个可能的自旋状态 ( $m = \pm \frac{1}{2}$ ), 在磁场中将分裂为两个能级。自旋为  $\frac{1}{2}$  的质子处于较低能量状态, 其磁场能量用  $E(\frac{1}{2})$  表示,

$$E(\frac{1}{2}) = -\frac{1}{2} \gamma \hbar B_0$$

自旋为  $-\frac{1}{2}$  的质子处于较高能量状态, 其磁场能量用  $E(-\frac{1}{2})$  表示,

$$E(-\frac{1}{2}) = \frac{1}{2} \gamma \hbar B_0$$

由大量原子组成的原子集合中，原子在不同能级上分布的数目与温度和磁场强度有关。一方面，由于热运动，自旋磁矩不断随机性地改变着方向。自旋磁矩随意取向有使它们的矢量和变为零的趋势。另一方面，外磁场的作用力图使自旋系统具有最低能量。因为自旋磁矩的方向与磁场方向一致时能量最低，所以，磁场力的作用有使自旋磁矩顺着磁场方向排列的趋势。在给定的温度和磁场条件下，当这两种趋势达到动态平衡时，自旋系统不同能级的自旋粒子数服从波耳兹曼分布公式。对 $^1\text{H}$ 来说，若用 $N(\frac{1}{2})$ 表示处于低能级 $E(\frac{1}{2})$ 的质子数，用 $N(-\frac{1}{2})$ 表示处于高能级 $E(-\frac{1}{2})$ 的质子数，那么，波耳兹曼公式给出的这两个能级的质子数之比为

$$N(-\frac{1}{2}) / N(\frac{1}{2}) = e^{-\Delta E/kT} \quad (1.4)$$

这里， $\Delta E = E(-\frac{1}{2}) - E(\frac{1}{2}) = \gamma\hbar B_0$

$k$  (波耳兹曼常数) =  $1.38 \times 10^{-23} \text{J} \cdot \text{K}^{-1}$  (焦耳/度)

$T$  为绝对温度

在室温 ( $T=300^\circ\text{K}$ ) 条件下，将质子的集合置于 10,000 高斯 (Gauss) 的磁场中， $N(\frac{1}{2}) / N(-\frac{1}{2}) = 1.0 + 6.59 \times 10^{-7}$ 。处于低能级的质子数略高于处于高能级的质子数，两个能级的质子数之差仅有百万分之几。

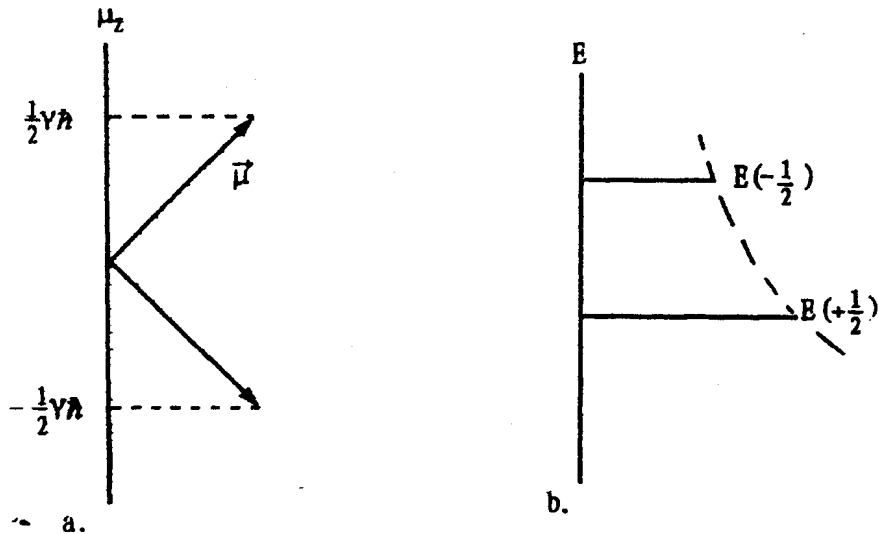


图 1.3 质子自旋磁矩在磁场方向的投影 (a) 和对应的能级 (b)

图 1.3 表示质子自旋磁矩在磁场方向的两个投影 (图 1.3a) 和对应的能级 (图 1.3b)。需要指出，顺磁场方向排列的自旋磁矩对应于较低的能级，逆磁场方向排列的自旋磁矩对应于较高的能级。图 1.3b 中的虚线表示随能级升高质子数按指数规律减少。



1.3 磁共振条件和拉莫方程<sup>[2-4]</sup>

将含有<sup>1</sup>H的化合物样品置于在空间均匀分布、不随时间变化的恒定磁场  $B_0$  (也称为静磁场) 中, 向样品发射电磁波进行激励。若激励样品的电磁波的频率  $\nu_0$  满足关系式

$$h\nu_0 = \Delta E \quad (1.5)$$

(1.5) 式中的  $h = 2\pi\hbar$ , 称为普朗克常数。 $\Delta E$  是自旋系统的两个能级之间的能量差。在此条件下, 原来处在低能级的自旋将被激发, 即吸收电磁波能量而改变能量状态, 从低能级跃迁到高能级。这种现象就是一般所说的有自旋特性的原子核与入射的电磁波(场)的核磁共振(NMR)。在现在的医学文献中, 核磁共振被称为磁共振(MR), 省去了前面的核字, 这是为了避免人们对磁共振产生存在核医学中的核辐射的疑虑。

因为频率  $\nu_0$  与角频率  $\omega_0$  的关系为  $\nu_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}$ 。以及  $h = 2\pi\hbar$  和  $\Delta E = \gamma\hbar B_0$ , 所以, (1.5) 式可以写成下面的角频率的形式:

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (1.6)$$

(1.6) 式是磁共振中一个很重要的表达式, 它被称为拉莫(Larmor)方程。拉莫方程表述了各种有自旋特性的原子核在外加磁场中与入射的电磁波产生磁共振现象所必需的条件: 对给定种类的原子, 激发磁共振的电磁波的频率决定于作用于原子核的外加磁场的强度, 共振频率与磁场强度成正比; 在给定磁场强度下, 激发特定原子核的磁共振需要入射特定频率的电磁波, 共振频率与原子核的  $\gamma$  值成正比。

表 1.2 几种元素在不同磁场中的磁共振频率

元素符号	磁场强度 (Tesla*)	共振频率 (MHz)
<sup>1</sup> H	0.04	1.703
	0.15	6.387
	0.30	12.774
	0.35	14.903
	0.50	21.290
	1.50	63.870
	2.00	85.160
<sup>31</sup> P	0.50	8.62
	1.00	17.24
	1.50	25.86
	2.00	34.48
<sup>23</sup> Na	2.00	22.58

\* 1Tesla (特斯拉) =  $10^4$  Gauss (高斯)。文献资料中常用 T 表示特斯拉和用 G 表示高斯。

表 1.2 列举了不同强度的磁场中<sup>1</sup>H、<sup>31</sup>P 和<sup>23</sup>Na 的磁共振频率。对质子而言, 在  $B_0 = 10^4$ G (高斯) 的磁场中的共振频率  $\nu_0 = 42.58$ MHz (兆赫), 在  $B_0 = 0.35 \times 10^4$ G 的磁场中的共振频率  $\nu_0 = 14.9$ MHz。因为激发磁共振的电磁波的频率实际上处在发送广播电视信号的无线电波的频率范围 (1—100MHz)。所以, 激发磁共振的电磁波一般称为射频 (RF) 波。电磁波的频率习惯上用字母  $f$  表示。频率  $f$  与角频率  $\omega$  的关系为  $\omega = 2\pi f$ 。

显然, 人们不可能观测单个质子的磁共振现象。因为, 磁共振是质子的能量状态在两个能级之间的跃迁。激发磁共振要求处在低能级的质子数大于处在高能级的质子数, 而要在两个能级之间