

# 核磁共振成像原理

熊国欣 李立本 编

 科学出版社  
[www.sciencep.com](http://www.sciencep.com)

# 核磁共振成像原理

熊国欣 李立本 编

本书由河南科技大学学术著作出版基金资助出版

科学出版社

北京

## 内 容 简 介

本书系统全面地介绍了MRI的基本原理、方法和技術。主要内容包括核磁共振现象,产生核磁共振的条件及磁共振信号,以及弛豫过程和弛豫时间的基本概念;详细介绍了 $T_1$ 、 $T_2$ 与组织对比,阐述了各种成像脉冲序列的组成、原理以及图像重建的基本方法,包括物理机制、空间编码、信号采集与图像处理和K空间等。

本书为MRI基础性读物,可供从事临床影像的工作者以及与核磁共振成像相关的医师使用,也可供相关专业的人员参考。

### 图书在版编目(CIP)数据

核磁共振成像原理/熊国欣,李立本编. —北京:科学出版社,2007

ISBN 978-7-03-019656-9

I. 核… II. ①熊…②李… III. 核磁共振-磁共振成像 IV. R445.2

中国版本图书馆CIP数据核字(2007)第126790号

责任编辑:鄢德平 张 静 杨 然/责任校对:曾 茹

责任印制:赵德静/封面设计:王 浩

科 学 出 版 社 出 版

北京东黄城根北街16号

邮政编码:100717

<http://www.sciencep.com>

源海印刷有限责任公司印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

\*

2007年8月第一版 开本:B5(720×1000)

2007年8月第一次印刷 印张:15 3/4

印数:1—2 000 字数:296 000

定价:38.00元

(如有印装质量问题,我社负责调换<明辉>)

## 前 言

磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)是20世纪80年代发展起来的一种全新的影像检查技术。核磁共振(nuclear magnetic resonance, NMR)是一种物理现象,1946年被美国的Bloch和Purcell等分别发现,作为一种分析手段广泛应用于物理、化学等领域,用于研究物质的分子结构。在核磁共振成像领域,纽约州立大学Lauterbur于1973年在*Nature*杂志首先发表一种叫“Zeugmatography”MRI方法的论文,紧接着Mansfield又发表了“选择激发序列”的成像方法,从此MRI得到空前的发展,如今MRI已成为临床诊断的重要手段,它使人们长期以来设想用无损伤的方法既能取得活体器官和组织的详细诊断图像,又能监测活体器官和组织中的化学成分和反应的理想终于得以实现。

MRI与其他成像方法不同之处在于利用了许多不同的成像原理解决医学难题。因此,要有效使用MRI技术,真正理解MRI原理是非常必要的。

本书是作者在河南科技大学讲授本科生公选课《核磁共振成像技术》讲稿基础上并借鉴国内外有关资料而编写的。鉴于目前我国高等医学教育的现状,急需一本在没有高深数学和物理知识基础上深入浅出的理解MRI成像原理的书籍,本书就能达到这一目的。为了理解复杂物理概念和原理,在不违背基本概念的条件下,采用了有趣的方式阐述这些复杂内容。即使没有高深的物理和数学背景,也不能阻止人们在理解MRI成像原理基础上有效使用MRI技术来解决医学难题,本书的目的也正在于此。

本书共分11章,全面系统详细介绍了MRI成像原理。第1、2章由浅入深地介绍了NMR的概念和宏观表现,以及 $T_1$ 、 $T_2$ 弛豫的概念;第3章和第4章分别介绍了 $T_1$ 和 $T_2$ 对比以及影响它们的因素;第5、6两章介绍了MR信号构成图像的原理;第7、8章讨论脉冲序列组成要素并对临床常用脉冲序列进行介绍;第9章介绍K空间;第10章介绍MRI中的伪影问题,在第11章简要介绍了MRI设备和图像质量参数检测的方法。为了便于领会内容,书中提供一些直观的插图,使本书通俗易懂。为了方便读者学习,每章后面附有归纳总结的要点。

李立本编写本书的第1章,其余各章(即2~11章)由熊国欣编写。

本书得到河南科技大学学术著作出版基金的资助,感谢支持此书出版的各位评委和河南科技大学学科建设处。感谢河南科技大学理学院对本书出版的关心、鼓励、支持和帮助。

本书涉及 MRI 内容很多,由于篇幅的限制,仅介绍了 MRI 的基本原理。即便如此,书中已涉及的内容也有一定的局限性。另外,由于作者水平有限,时间仓促,书中难免会有许多不足之处,恳请广大读者和老师给予批评、指正。

熊国欣

# 目 录

## 前言

第 1 章 核磁共振的基本概念	1
1.1 原子核的自旋和自旋磁矩	2
1.1.1 原子核的组成与电荷	2
1.1.2 原子核的自旋	4
1.1.3 原子核的磁矩	7
1.2 外磁场中的原子核	9
1.2.1 拉莫尔进动	9
1.2.2 原子核受磁场作用的附加能量	10
1.3 核磁共振现象	12
1.3.1 均匀外磁场	12
1.3.2 射频脉冲	13
1.3.3 核磁共振	14
本章要点	15
参考文献	16
第 2 章 核磁共振的宏观描述	17
2.1 纵向磁化强度矢量	17
2.1.1 原子核的磁化强度矢量 $M$	17
2.1.2 纵向磁化与纵向磁化强度矢量 $M_0$	18
2.2 核磁共振吸收	20
2.2.1 纵向磁化强度矢量 $M_0$ 的章动	20
2.2.2 旋转坐标系	21
2.2.3 射频脉冲与翻转角	22
2.3 弛豫过程与弛豫时间	25
2.3.1 弛豫过程	26
2.3.2 纵向弛豫过程与纵向弛豫时间 $T_1$	26
2.3.3 横向弛豫过程与横向弛豫时间 $T_2, T_2^*$	28
2.4 自由感应衰减信号(FID)	31
2.4.1 发射与接受线圈	31
2.4.2 自由感应衰减信号(FID)	32



2.5 磁共振谱与化学位移	34
2.5.1 谱线宽度	34
2.5.2 化学位移 $\delta$	35
本章要点	38
参考文献	39
<b>第3章 纵向磁化和 <math>T_1</math> 对比</b>	<b>40</b>
3.1 脉冲序列重复时间(TR)	40
3.1.1 重复时间(TR)	40
3.1.2 接收到的FID信号	42
3.2 组织的 $T_1$ 对比( $T_1$ 加权)	44
3.2.1 TR与组织对比	44
3.2.2 翻转角对组织信号强度影响	46
3.3 组织的 $T_1$ 对比的临床应用	47
3.3.1 人体组织的 $T_1$ 特征	47
3.3.2 人体组织的 $T_1$ 对比	49
本章要点	50
参考文献	50
<b>第4章 横向磁化和 <math>T_2</math> 对比</b>	<b>51</b>
4.1 回波时间(TE)	51
4.2 组织 $T_2^*$ 对比	52
4.3 组织的 $T_2$ 对比的临床应用	54
4.3.1 人体组织的 $T_2$ 特征	54
4.3.2 人体组织的 $T_2$ 对比	56
4.4 重聚焦射频脉冲和自旋回波	59
4.4.1 化学位移非均匀性对MR信号的影响	59
4.4.2 重聚焦射频脉冲	61
本章要点	63
参考文献	64
<b>第5章 图像重建:层面选取</b>	<b>65</b>
5.1 磁共振成像(MRI)的基本原理	66
5.1.1 人体磁共振成像的生理基础	66
5.1.2 图像重建基本原理简介	69
5.1.3 傅里叶成像简介	71
5.1.4 傅里叶变换	73
5.1.5 医学图像的基础知识	74

5.2 层面的选择	76
5.2.1 线性梯度场	76
5.2.2 层面的选择	79
5.2.3 层厚(THK)	80
5.3 层间交叉	83
5.4 层面选择梯度失相位和复相位	85
5.5 中心频率	87
本章要点	88
参考文献	89
<b>第6章 图像重建:频率编码和相位编码</b>	<b>90</b>
6.1 频率编码	90
6.1.1 频率编码	90
6.1.2 化学位移对频率编码的影响	94
6.1.3 频率编码梯度去相位和复相位	95
6.1.4 梯度回波和自旋回波	97
6.2 相位编码	98
6.2.1 相位编码	98
6.2.2 相位编码梯度脉冲	103
6.3 脉冲序列(PSD)基础	107
6.4 数据空间基础	110
6.5 采样	115
6.5.1 信号的采样	115
6.5.2 采集时间	117
6.5.3 多层面采集技术	119
6.5.4 二维图像的信噪比	122
本章要点	123
参考文献	124
<b>第7章 脉冲序列</b>	<b>125</b>
7.1 反转恢复(IR)脉冲序列	125
7.1.1 饱和与部分饱和选择饱和	125
7.1.2 $\pi$ 脉冲	127
7.1.3 MR信号的强度	128
7.1.4 反转恢复脉冲序列(IR)	129
7.1.5 多层面IR序列	132
7.1.6 对比度的概念	133



7.2	基本梯度回波(GRE)脉冲序列 .....	134
7.2.1	基本梯度回波(GRE)脉冲序列 .....	134
7.2.2	基本梯度回波技术中组织对比 .....	137
7.3	残余横向磁化强度再聚焦 GRE 脉冲序列(GRASS) .....	139
7.3.1	残存横向磁化的再聚焦 .....	139
7.3.2	信号强度 .....	141
7.3.3	三维 GRASS 成像简介 .....	142
7.4	破坏残余横向磁化强度的 GRE 脉冲序列 .....	144
7.5	稳态自由进动(SSFP) .....	146
7.6	自旋回波(SE)脉冲序列 .....	148
7.6.1	自旋回波(SE)脉冲序列图 .....	148
7.6.2	组织的对比 .....	151
7.6.3	成像时间 .....	152
7.7	自旋回波脉冲序列的其他形式 .....	153
7.7.1	标准双回波和多回波脉冲序列 .....	153
7.7.2	快速自旋回波(FSE)脉冲序列 .....	154
7.7.3	多层面 SE(MSE)脉冲序列 .....	158
7.7.4	三维 SE 脉冲序列 .....	160
7.7.5	快速反转恢复脉冲序列(fast IR) .....	162
7.8	平面回波成像(EPI)脉冲序列 .....	162
7.8.1	原始 EPI 脉冲序列图 .....	163
7.8.2	BEST 序列 .....	165
7.8.3	SE-EPI 和 GRE-EPI 混合序列 .....	166
7.8.4	EPI 的临床应用 .....	167
7.9	预备脉冲 .....	170
	本章要点 .....	175
	参考文献 .....	176
<b>第 8 章</b>	<b><math>T_1</math>、<math>T_2</math> 和质子密度加权脉冲序列 .....</b>	<b>177</b>
8.1	$T_1$ 加权脉冲序列 .....	177
8.1.1	部分饱和脉冲序列 .....	177
8.1.2	标准自旋回波脉冲序列 .....	178
8.1.3	自旋回波反转恢复脉冲序列 .....	179
8.1.4	破坏梯度回波技术 .....	179
8.1.5	$T_1$ 加权的 MP-RAGE 序列 .....	180
8.1.6	水、脂肪的同相位图像与反相位图像 .....	181

8.2 $T_2$ 加权脉冲序列	183
8.2.1 自旋回波脉冲序列	183
8.2.2 梯度回波和稳态自由进动	184
8.2.3 快速自旋回波脉冲序列(FSE)	184
8.2.4 快速自旋回波反转恢复脉冲序列	186
8.2.5 磁化强度预备梯度回波脉冲序列	187
8.2.6 平面回波脉冲序列	189
8.3 质子密度加权脉冲序列	190
8.3.1 饱和脉冲序列	190
8.3.2 自旋回波脉冲序列	191
8.3.3 梯度回波脉冲序列	191
本章要点	193
参考文献	194
<b>第9章 K空间</b>	195
9.1 K空间基础	195
9.1.1 数据空间	195
9.1.2 视野	198
9.1.3 K空间	200
9.2 K空间的基本性质	203
9.3 傅里叶成像过程	208
9.4 信噪比、空间分辨率及采集时间	208
9.4.1 信噪比	208
9.4.2 空间分辨率	209
9.4.3 采集时间	210
9.4.4 TR、TE和TI的影响	211
本章要点	212
参考文献	212
<b>第10章 MRI中的伪影</b>	213
10.1 运动伪影	213
10.1.1 运动伪影的表现	213
10.1.2 周期性运动伪影	214
10.1.3 随机性运动伪影	219
10.2 图像处理伪影	219
10.2.1 卷折(混叠)伪影	219
10.2.2 化学位移伪影	221

10.2.3 截断伪影(Gibbs 现象) .....	222
10.3 与射频相关伪影 .....	223
10.3.1 层间交叉 .....	223
10.3.2 射频拉链伪影 .....	224
10.3.3 射频馈通拉链伪影 .....	225
10.3.4 射频噪声 .....	226
10.3.5 射频脉冲翻转角不均匀伪影 .....	226
10.4 金属异物伪影和磁化率伪影 .....	226
10.4.1 金属异物伪影 .....	226
10.4.2 磁化率伪影 .....	226
10.5 梯度相关、外磁场伪影 .....	227
10.5.1 梯度相关伪影 .....	227
10.5.2 外磁场伪影 .....	228
10.5.3 魔角效应 .....	228
10.6 数据限幅、数据丢失等引起的伪影 .....	229
10.6.1 数据点错误引起的条纹伪影 .....	229
10.6.2 数据限幅截顶引起对比度畸变伪影 .....	229
10.6.3 数据丢失引起的伪影 .....	229
本章要点 .....	230
参考文献 .....	230
<b>第 11 章 MRI 扫描仪</b> .....	<b>231</b>
11.1 MRI 扫描仪结构简介 .....	231
11.1.1 磁体系统 .....	231
11.1.2 谱仪系统 .....	233
11.1.3 计算机图像重建系统 .....	234
11.2 超导主磁体与梯度磁场系统 .....	234
11.2.1 超导主磁体 .....	234
11.2.2 超导梯度磁场系统 .....	235
11.3 射频磁场系统 .....	238
11.4 MRI 图像质量参数的检测原理 .....	239
参考文献 .....	242

## 第 1 章 核磁共振的基本概念

1946 年美国斯坦福大学的 Bloch 等用感应法和哈佛大学的 Purcell 等用吸收法几乎同时分别独立测得水和石蜡的核磁共振吸收。现在人们已经熟悉,核磁共振(nuclear magnetic resonance, NMR)也称为磁共振,是物质原子核磁矩在外磁场的作用下能级发生分裂,并在外加射频磁场的能量条件下产生的能级跃迁的核物理现象。这一发现最初应用于波谱学,使人们在探索物质微观结构的许多重要规律(如核的性质、旋磁比、核自旋弛豫时间及固体中核之间的距离等)时增添了一项重要的研究技术,从而诞生了核磁共振这一新兴学科。由于 Purcell 和 Bloch 在探索物质微观结构领域里做出了重大贡献,1952 年荣获诺贝尔物理学奖。1958 年,穆斯堡尔发现了 Ir 原子核在低温下的  $\gamma$  射线的共振吸收,它是原子核基态与激发态之间发生的核共振现象,穆斯堡尔在 1961 年获诺贝尔物理学奖。从 1950 年开始,人们进一步发现在恒定的外磁场中,同一种原子核由于所处化学环境不同,它们的共振频率略有差异,这就吸引了许多化学家特别是有机化学人员用 NMR 技术来研究化学物质的分子结构,提出了化学位移的理论,使 NMR 技术成为化学家手中最有用的研究手段。1966 年瑞士 Ernst 等发展了脉冲傅里叶变换 NMR 测谱方法,这一革命性的飞跃极大地提高了 NMR 测量的灵敏度和分辨率,使高分辨率的 NMR 谱仪的应用得到前所未有的发展,Ernst 也因此获得 1991 年诺贝尔化学奖。在核磁共振成像领域里,美国纽约州立大学 Lauterbur 于 1973 年在 *Nature* 杂志上首先发表一种叫“Zeugmatography”核磁共振成像方法的论文,紧接着 Mansfield 又发表了“选择激发序列”的成像方法,从此核磁共振成像得到了空前的发展,如今已成为临床诊断的重要手段,使人们长期以来设想用无损伤的方法既能取得活体器官的详细诊断图像,又能监测活体器官和组织中的化学成分和化学反应的梦想得以实现。Lauterbur 和 Mansfield 也在 2003 年荣获诺贝尔生理学医学奖。如今液体核磁共振、固体核磁共振和核磁共振成像各自比较独立地发展着,形成了三足鼎立的局面。它们在理论上相互补充,在实验技术上彼此借鉴,共同繁荣了核磁共振学科。半个世纪以来,核磁共振从物理研究到化学应用、生物应用,再到临床应用所走过的路程是当今基础科学的发展推动社会进步最有说服力的例子之一。

核磁共振具有以下特点:①具有普遍性,在化学元素周期表中的 92 种天然元素中,已测出具有核磁矩的元素有 88 种;②不同的核有不同的磁矩,使 NMR 具有很高的选择性;③NMR 谱线宽度很窄,因而 NMR 具有很高的分辨率;④可进行

生物过程和化学变化等动态观测。NMR 由于具有以上特性,已成为当代一项广泛使用的高新技术,广泛用于许多领域。

核磁共振成像的全称是:核磁共振电子计算机断层扫描术,由于“核”字容易有使用核素材料的错误联想,因而核磁共振成像就被惯用语磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)所取代。磁共振成像是根据生物磁性核(如氢核)在磁场中表现的共振特性进行成像的新技术。随着磁体技术、超导技术、低温技术、电子技术和计算机技术等相关技术的不断进步, MRI 技术得到了飞速发展,已成为现代医学影像领域中的重要一员。由于参与磁共振成像的因素比较多,其理论和技术均比较复杂。为了说明磁共振成像基本原理与技术,从其成像的操作步骤入手,认识在检查过程中所发生的物理现象可能较容易理解。操作步骤如下:将患者摆入强的外磁场中;发射无线电波,瞬间即关掉无线电波;接收由患者体内发出的核磁共振信号;用磁共振信号经计算机重建图像。在这一章中,我们将介绍核磁共振的基本概念<sup>[1]</sup>,这对于理解核磁共振成像原理是非常重要的。本章主要内容包括:原子核的自旋和自旋磁矩,拉莫尔(Larmor)进动(或称为进动),自旋磁矩在外磁场中的能量状态,核磁共振及其产生的条件等。在介绍过程中,有时使用经典物理学,有时则使用量子力学,尽管这样有时可能导致混乱,但这是不可避免的。

## 1.1 原子核的自旋和自旋磁矩

### 1.1.1 原子核的组成与电荷

1932 年中子被发现后,人们通过实验和理论分析,证明了一切原子核都是由质子和中子组成的。质子和中子统称核子。氢原子核中只有一个质子,不含中子,因此氢原子核通常称为质子。质子常用  $p$  表示,它的带电量为  $+e$ ,其质量  $m_p = 1.6726 \times 10^{-27} \text{ kg}$ ,是电子质量的 1836 倍。中子以  $n$  表示,是不带电的中性粒子,其质量  $m_n = 1.6749 \times 10^{-27} \text{ kg}$ ,是电子质量的 1836.3 倍,比质子质量稍大。因此,原子核具有质量且带正电,其电量  $q$  等于电子电量绝对值  $e$  的整数倍,即  $q = Ze$ ,  $Z$  为整数,称为原子核的电荷数,等于原子序数,也就是原子核中的质子数。带电和具有质量是原子核的重要特征。

原子核可用符号  ${}^A_Z X$  表示,其中  $Z$  为原子序数,即质子数; $A$  为原子核的质量数,是原子核内质子数和中子数之和,显然核内的中子数为  $(A - Z)$ ;  $X$  为元素的化学符号,如氢原子核表示为  ${}^1_1\text{H}$ 。由于  $X$  已经反映了质子数  $Z$ ,因此原子核的符号只要简写成  ${}^A X$  就足以代表一个特定的原子核,如氢原子核也可表示为  ${}^1\text{H}$ 。

实验发现,可以将不同的原子核都近似地看成球体,也就是说认为原子核内电荷和物质的分布近似为球对称,这样就可以用原子核的半径来表示原子核的大小。如果用  $R$  表示原子核球体的半径,则实验表明原子核的质量数  $A$  与  $R$  的三次方成



正比,即

$$R = R_0 A^{\frac{1}{3}} \quad (1-1)$$

式中,  $R_0$  是个常数,精密测定为  $1.2 \times 10^{-15} \text{ m}$ 。由于原子核的体积与  $R$  的三次方成正比,所以核的体积  $V$  与质量数  $A$  成正比,即

$$V = \frac{4}{3} \pi R^3 = \frac{4}{3} \pi R_0^3 A \quad (1-2)$$

氢是人体内含量最为丰富、结构最简单的元素。每个水分子含有两个氢原子,大生物分子如脂质和蛋白质含有众多的氢原子。一个氢原子由氢原子核(即一个质子)和一个电子组成。电子虽然对理解 X 射线或 X-CT 成像是重要的,在电子自旋共振(electron spin resonance)成像中也至关重要,但当我们考虑核磁共振时可完全忽略电子的影响。由于在人体和各种有机化合物中氢核占的比例很大,其核磁共振信号强,灵敏度很高,因此,在核磁共振成像的开始阶段,主要研究氢核,也就是质子,目前临床上磁共振成像就是利用质子成像,与其他原子核无关。表 1-1 列出了人体组织中氢核与其他元素的核磁共振信号相对灵敏度,并以氢的相对值为 1。从表 1-1 中可知,其他元素的核磁共振信号都比较弱,与氢核的核磁共振信号相差 1000 倍以上。

表 1-1 人体组织中氢核与其他元素的 MR 信号相对灵敏度(规定氢的相对值为 1)

元素	相对灵敏度	元素	相对灵敏度
$^1\text{H}$	1.000	Na	$1 \times 10^{-3}$
C	$2.5 \times 10^{-4}$	P	$1.4 \times 10^{-3}$
$^{14}\text{N}$	$3.1 \times 10^{-4}$	K	$1.1 \times 10^{-4}$
O	$4.9 \times 10^{-4}$	Ca	$9.1 \times 10^{-6}$
F	$6.3 \times 10^{-5}$	Fe	$5.2 \times 10^{-9}$

同时,人体不同的组织和器官的含水比例是不同的,含水比例的不同就意味着人体不同组织和器官含氢原子核的密度不同,在后面的章节中我们可了解到,核磁共振信号的强度与氢原子核密度有关。所以运用不同组织和器官的核磁共振信号强度的差异的特征可以区分各种组织和器官,这就是质子密度加权图像。表 1-2 给出了几种人体组织和器官的含水比例<sup>[2]</sup>。

本书以质子为例(即氢核,本书有时称为氢质子)来介绍核磁共振的概念及其成像的原理。



表 1-2 几种人体组织和器官的含水比例

组织名称	含水比例/%	组织名称	含水比例/%
皮肤	69	肾	81
肌肉	79.2	心	80
脑灰质	83	肝	71
脑白质	72	骨	13
脂肪	80		

### 1.1.2 原子核的自旋

#### 1. 角动量的概念

首先从经典物理学引出角动量的概念。角动量是描述物体转动状态的物理量,质量为  $m$  的质点绕距离为  $r$  的固定轴以速度  $v$ ,角速度  $\omega$  做圆周运动时,其角动量  $P$  为

$$P = r \times mv \tag{1-3}$$

角动量  $P$  是矢量,其大小为  $P = rmv = r^2 m\omega$ ,方向遵守右手法则:右手拇指伸直,当四指由  $r$  经小于  $180^\circ$  的角转向  $v$  时,拇指的指向就是角动量的方向,见图 1-1。

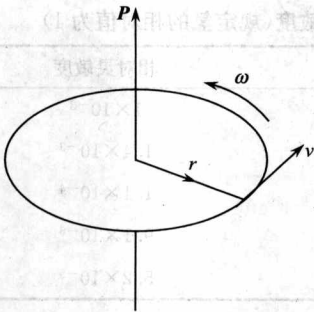


图 1-1 质点对固定轴的角动量

#### 2. 电子的轨道角动量和自旋角动量

电子绕原子核做轨道运动具有一定的角动量,在经典物理学中称为轨道角动量,用  $P_l$  表示。按量子力学的观点,电子绕原子核运动的角动量  $P_l$  只能取一系列分立值,其大小为

$$P_l = \frac{h}{2\pi} \sqrt{l(l+1)} \quad (l = 0, 1, 2, \dots, n-1) \tag{1-4}$$

式中,  $h$  为普朗克常量,其数值为  $h = 6.626 \times 10^{-34} \text{J} \cdot \text{s}$ ,  $l$  称为角量子数,它决定了角动量的大小,其中的  $n$  为主量子数,对于氢原子来说  $n$  是其能量的唯一决定者。角量子数  $l$  不同,角动量不同,电子处于不同的运动状态,通常称  $l=0, 1, 2, \dots, n-1$  的运动状态为 s, p, d, f, ... 状态。电子轨道角动量的方向与电子沿轨道旋转方向成右手螺旋

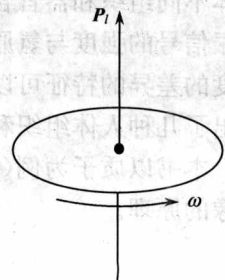


图 1-2 电子轨道角动量

关系,即伸开右手,四指指向电子绕核旋转方向,拇指所指方向为电子轨道角动量  $P_l$ ,方向见图 1-2。

1925 年 G. Uhlenbeck 和 S. A. Goudsmit 为了说明碱金属原子能级的双层结构提出:电子除了绕原子核做轨道运动外,还有绕自身轴的旋转运动(自旋是一种复杂运动,为了便于理解,这里我们认为是绕自身轴的转动)。由于电子自旋,因而也具有角动量,称为自旋角动量,用  $P_s$  表示,其大小为

$$P_s = \frac{h}{2\pi} \sqrt{s(s+1)} \quad (1-5)$$

式中,  $s$  称为电子的自旋量子数,且  $s=1/2$ 。这个自旋角动量是不变的,是电子的属性之一。电子自旋角动量  $P_s$  的方向见图 1-3,与电子绕自身轴旋转方向成右手螺旋关系,即四指指向电子绕自身轴旋转的方向,拇指所指方向为电子自旋角动量方向。这样,原子中的电子具有两种角动量:轨道角动量和自旋角动量,它们的矢量之和就是电子的总角动量。



图 1-3 电子自旋角动量

理论和实验表明一切粒子都具有自旋,自旋是所有微观粒子的基本属性,因而都具有自旋角动量,但不同的粒子自旋量子数不同。在原子核中,质子和中子都有自旋运动和轨道运动,因而具有自旋角动量和轨道角动量,并且质子和中子如同电子一样都是自旋量子数为  $1/2$  的粒子。

### 3. 原子核的自旋

理论和实验都已证明,原子核具有角动量,原子核之所以具有角动量,一是因为组成原子核的质子和中子都具有自旋运动;二是因为核子在原子核内又有复杂的相对运动,产生相应的轨道角动量。因此,一个原子核的角动量是构成这个原子核的质子和中子的轨道角动量和自旋角动量的矢量和,原子核的角动量又称为原子核的自旋。原子核具有角动量是原子核最重要的特性之一,它是原子核内部的复杂运动所具有的,与核的外部条件无关。由于组成原子核的核子角动量通常成对地抵消,原子核的角动量通常体现为不成对的核子角动量的叠加。原子核角动量矢量  $P_l$  是量子化的,其大小为

$$P_l = \frac{h}{2\pi} \sqrt{I(I+1)} \quad (1-6)$$

式中,  $I$  为整数或半整数,称为核自旋量子数,它的值由构成原子核的质子和中子数目决定。质子数和中子数都是偶数的核如  $^{12}_6\text{C}$ 、 $^{16}_8\text{O}$  等,  $I=0$ , 即原子核的自旋为零。而质子数和中子数有一个是奇数的核如  $^{19}_9\text{F}$ 、 $^{13}_6\text{C}$  和  $^{31}_{15}\text{P}$  等,  $I$  值为半整数(如  $1/2$ 、 $3/2$  等)。质子数和中子数都是奇数的核如  $^{14}_7\text{N}$  等,  $I$  值为整数(如 1 等)。实

实验还发现原子核被激发,处于激发态的原子核角动量不一定等于基态的角动量。

对于质子来说,其核自旋量子数  $I=1/2$ ,其角动量  $P_I$  的大小为  $(\sqrt{3}/2)h/2\pi$ ,角动量的方向与质子自旋方向成右手螺旋关系,见图 1-4。

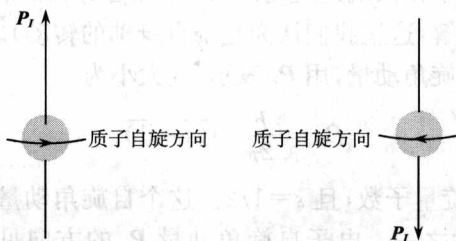


图 1-4 质子的自旋角动量

如果没有外磁场时,原子核的自旋可以取任意方向。如果原子核处于外磁场  $B_0$  (设沿  $z$  方向) 中,则  $P_I$  在外磁场方向的投影为

$$P_{Iz} = m_I \frac{h}{2\pi} \quad (1-7)$$

$m_I$  称为核的磁量子数,对于某一确定的  $I$  值,它可取  $2I+1$  个值,为

$$m_I = I, I-1, I-2, \dots, -I+1, -I \quad (1-8)$$

$m_I$  可取  $2I+1$  个值,表明磁场中核角动量在空间的取向只有  $2I+1$  种可能取向,称为角动量空间取向量子化。

对于氢原子核,即质子,它的自旋量子数  $I=1/2$ ,故  $m_I=1/2, -1/2$ 。这说明在外磁场中质子的角动量仅有两个可能取向,当  $m_I=1/2$  时,角动量与外磁场方向之间夹角  $\theta$  为锐角,其在外磁场方向的投影为  $P_{Iz} = \frac{1}{2} \frac{h}{2\pi}$ ,这种情况称为角动量平行于外磁场;当  $m_I=-1/2$  时,角动量与外磁场方向之间夹角  $\theta$  为钝角,其在外磁场方向的投影为  $P_{Iz} = -\frac{1}{2} \frac{h}{2\pi}$ ,这种情况称为角动量反平行于外磁场,见图 1-5。

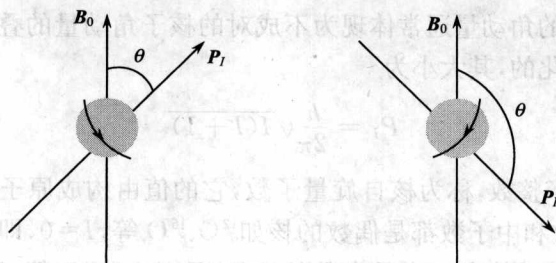


图 1-5 外磁场中质子自旋的两种取向