



医学磁共振


Magnetic Resonance in Medicine

原著 Peter A. Rinck

译者 宋英儒



第5版

 人民卫生出版社

赠

1CD-ROM

医学磁共振

Magnetic Resonance in Medicine

第5版

原著 Peter A. Rinck

译者 宋英儒

人民卫生出版社

Magnetic Resonance in Medicine, 5e

Peter A. Rinck

© 2003 by Peter A. Rinck

医学磁共振 第5版

宋英儒 译

中文版版权归人民卫生出版社所有。

敬告

本书的作者、译者及出版者已尽力使书中的知识符合出版当时国内普遍接受的标准。但医学在不断地发展,随着科学研究的不断探索,各种诊断分析程序和临床治疗方案以及药物使用方法都在不断更新。强烈建议读者在使用本书涉及的诊疗仪器或药物时,认真研读使用说明,尤其对于新的产品更应如此。出版者拒绝对因参照本书任何内容而直接或间接导致的事与损失负责。

需要特别声明的是,本书中提及的一些产品名称(包括注册的专利产品)仅仅是叙述的需要,并不代表作者推荐或倾向于使用这些产品;而对于那些未提及的产品,也仅仅是因为限于篇幅不能一一列举。

图书在版编目(CIP)数据

医学磁共振 / 宋英儒译. —北京: 人民卫生出版社,
2007.8

ISBN 978-7-117-08684-4

I. 医... II. 宋... III. 磁共振成像 IV. R445.2

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2007)第 059193 号

图字: 01-2007-3624

医学磁共振

译者: 宋英儒

出版发行: 人民卫生出版社(中继线 010-67616688)

地址: 北京市丰台区方庄芳群园3区3号楼

邮编: 100078

网址: <http://www.pmph.com>

E-mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010-67605754 010-65264830

印刷: 三河市宏达印刷有限公司

经销: 新华书店

开本: 889×1194 1/16 印张: 13.5

字数: 423千字

版次: 2007年8月第1版 2007年8月第1版第1次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-08684-4/R·8685

定价(含光盘): 98.00元

版权所有, 侵权必究, 打击盗版举报电话: 010-87613394

(凡属印装质量问题请与本社销售部联系退换)

译者序

磁共振成像仪引进中国已有十几年的历史,但长期以来,就本人所搜集到的国内关于磁共振成像的参考书,基本上都是纯理论的抽象、深奥的阐述,使初学者越看越迷惘。我的好友,欧洲磁共振论坛主席 Peter A. Rinck 教授把他的书赠与我阅读之后,我觉得这正是我在国内寻找了多年都无法找到的好书。它把磁共振最复杂的理论用最简单、最形象的方法来阐述;为了浅显易懂,还不惜使用很多比喻的手法,与国内的阐述方法明显不同。附送的教学光盘,令你可在 PC(个人电脑)上模拟运行磁共振操作的界面、过程和结果,把抽象的理论与实际充分结合起来,令读者能直观、快速地理解磁共振成像的精髓。总之,这是一本能令你耳目一新的好书。

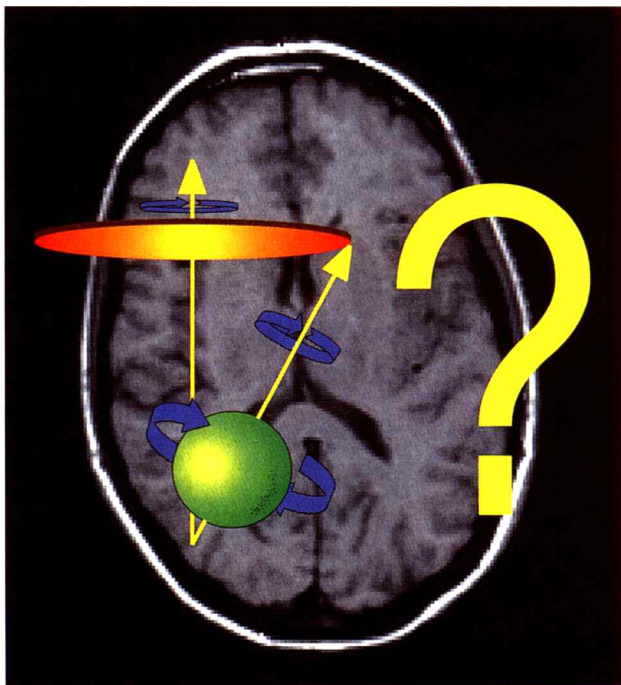
此书以浅显的比喻和丰富的背景来帮助放射科医师和技术人员,以及临床医师理解磁共振技术的来龙去脉,以便更好地应用磁共振检查技术;更重要的是,它也是一本医学影像专业绝好的学生教科书。在欧洲,此书一直作为欧洲年轻放射科医生培训与教育的指定教科书,已经被翻译成俄语、德语、法语、西班牙语、日语等不同的语言版本而畅销世界各地。通过阅读本书,读者将获得一些有关磁共振成像的基本知识,而这些知识将成为你进一步研究和探索磁共振成像奥秘的基础,并令你能够对付一些常识性的问题,比如图像的对比度和伪影等,能够回答患者提出的一些相关的难题。随着磁共振技术的飞速发展,今年又重新修订为最新的第 5 版。2004 年借欧洲磁共振年会之机,本人有幸与此书的版权代表 Peter A. Rinck 教授会面商量并决定把此书介绍给中国的学者。因此,读者看到的第一个中文版就是英文原著的第 5 版。如果此书得到国内同行的喜爱并能帮助他们很容易地理解磁共振技术,译者将感到由衷的欣慰并不枉此次欧洲之旅。

本书的翻译有幸得到 Rinck 教授的信任,更得到梁碧玲和黄仲奎教授的亲手审核,还得到云丽琼教授的润色,可以说凝聚了集体的智慧。由于我们水平有限,尚不能以完美的标准来衡量,不足之处,敬请指正!

宋英儒

广西医科大学第一附属医院

前言



本书的上一版本在不到两年的时间就销售一空。现在我们已经重新校订并出版了第5版。

通过阅读本书，读者将获得一些有关磁共振成像的基本知识，而这些知识将成为读者进一步研究和探索的基础，帮读者解决一些常见的问题，如图像的对比度和伪影以及患者的安全性等。编者并没有刻意面面俱到，也没有进行很深入的探讨，因为磁共振领域处在一个日新月异的持续发展阶段。

本书的创作意图仅仅是引导读者了解磁共振成像的基本原理，从而使其能够独自深入探索细节和新发展。本书主要介绍磁共振成像入门所需的基本概念、理论知识和必需的图解。

本书的第1版成书于1982年并被Mons大学出版社出版。当时是作为“欧洲磁共振研讨会”，即后来的“欧洲磁共振论坛”的初级读物，讲授磁共振成像和磁共振波谱分析方面的基本知识和一些应用。并为国际上许多其他教育课程的组织和大学采用。

磁共振成像之父 Paul C. Lauterbur 看完本书的第1版以后，给我们写道：

“这是一本好书，尤其适合住院医生、护士和技术人员。”

起初我们认为这种评价不太令人鼓舞，但其恰当地反映了本书的宗旨：初学者的入门书籍。

读者对上一个版本（第4版）的反应和评价非常好。放射科和心血管科的医生、医学生和放射技师非常欢迎本书，促使我们再一次修订。在第4版中，所有的文本和插图都已经被重新制作并增加了新的章节，第5版增加了磁共振的最新的发展。

磁共振成像的决策不但需要扎实的知识，而且需要了解技术背景。因此，本书对一些主观的、批评性的和舆论导向性的意见全都列出，旨在反映磁共振使用者面临一些实际问题时的思考。

随本书附赠有光盘一张, 含有以下内容: (1)《磁共振成像专家》软件, 2.5 版(MR Image Expert[®], V2.5); (2)《动态成像》1.0 演示版(Dynalizer[®], V 1.0 Demo); (3)《动态成像》数据(Dynalizer[®] data)。

《磁共振成像专家》软件是一个交流性的学习和教学工具, 加深对磁共振图像对比度的理解。这个软件可在个人计算机上仿真模拟磁共振成像中最重要的部分。对于初涉磁共振领域的新人来说这个软件如同教科书和幻灯演示, 但最好的老师应该是磁共振成像仪本身。然而, 借着经验学习不但耗时耗资, 而且难以涉及人类的病理学。因此, 最好的学习工具是成像模拟器, 模拟磁共振成像仪的工作过程的一个电脑程序。《磁共振成像专家》软件就是这样的成像模拟器。


第二个软件《动态成像》可以模拟动态磁共振成像的过程和图像分析。

不同的制造商所生产的磁共振仪的差异是近年来出现的问题。制造商使用一些仅用于他们的机器的术语。没有标准化似乎是我们必须面对的问题。我们尽可能阐述在大多数的设备中使用的最常用的技术, 并着重于基础知识。我们把大量的有关医学应用的部分留给了其他一些编写得很出色的医学书籍。

我们感谢 Knut Nordli 为本书所提的建议, 以及飞利浦公司的 Karen Janssen 和 Marc Kouwenhoven 为本书的血管成像章节提供了大量的图像。

本书的旧版为英文版, 并被译为德语、法语、意大利语、波兰语、俄语、西班牙语和日语出版。本版使用英语、俄语和葡萄牙语同步出版。

如果你发现了这一本书的任何错误, 敬请指正。我们感激提出任何有关这一本书的意见的人。敬请把您的意见寄到以下地址:



EMRF Foundation
University of Mons-Hainaut
Faculty of Medicine and Pharmacy
NMR Laboratory
B-7000 Mons
Belgium

或者发 E-MAIL 到以下地址: office@emrf.org

Peter A. Rinck 及所有参加编写的人员 敬上
2003 年 3 月

参编人员名单

Atle Bjørnerud

Patricia de Francisco

Jürgen Hennig

Richard A. Jones

Jørn Kværness

Robert N. Muller

Timothy E. Southon

Geir Torheim

目录

序 ——一切是如何开始的·····	1
第1章 基本原理·····	3
第2章 磁共振·····	7
第3章 仪器设备·····	15
第4章 弛豫时间与基本脉冲序列·····	25
附录 弛豫时间·····	39
第5章 磁共振波谱分析·····	41
附录 慢热的临床磁共振波谱分析·····	49
第6章 图像的形成·····	51
第7章 图像的数据的变换·····	65
第8章 快速成像·····	69
附录 字母的缩写·····	80
第9章 图像特性的基本原理·····	83
第10章 图像的对比度·····	91
第11章 最新的成像与对比度概念·····	105
附录 什么叫正常?·····	112
第12章 造影剂的基本原理·····	115
第13章 造影剂·····	117
第14章 从大体血流到磁共振血管成像和心脏磁共振·····	133
第15章 图像处理与显像·····	145
第16章 动态图像·····	151
附录 场强之争·····	159
第17章 磁共振成像中常见的伪影·····	163
第18章 患者和工作人员的安全·····	173
附录 欧洲磁共振成像的展望·····	183
附录 磁共振专业术语词汇表·····	193

—— 一切是如何开始的

1972年下半年,一位英国投稿者收到来自科学杂志《自然》的主编的信,信中写道:

“很遗憾,我退还了你的稿件,因为我们认为你的文章没有达到在《自然》上发表的水平。这并非是对你工作的忽视,亦非编辑政策的导向。篇幅所限,甚至一些审稿人推荐的稿件也不得不忍痛割爱。

“你的稿件很短,报告了zeugmatography这种新的成像技术。对于那些没有学过希腊语的人来说,zeugma就是轭套的意思……”

作者并没有提到这是两匹马轭连在一起;他想表达的是将两个磁场轭连在一起。他的方法来源于20世纪40年代后期的化学分析技术,当时叫核磁共振技术,简称NMR。

这篇稿件的作者是Paul C. Lauterbur,他是Stony Brook纽约州大学的化学教授。Lauterbur很想在《自然》上发表这篇文章,于是,他再次给主编去信,要求改变文章的风格后发表:

“我的一些同事也认为本文过于枯燥和乏力,建议改变文章的风格……如果你们重新考虑以后认为我的这些材料符合你们的准则,我愿在修订稿中增加下面的材料……”

主编的答复是肯定的^[1]。最终这篇文章发表在1973年3月16日的《自然》杂志上,标题为:“局部相互感应成像:磁共振技术的运用”。

看到这个标题,没有人会想到一个革命性的医学成像技术就隐含其中。然而,这就是磁共振成像的基础,已成为20世纪惟一可与伦琴的X线在医学上的应用相提并论的最杰出的医学创新之一。

磁共振,或者仍然被自然科学家称为核磁共振(NMR),是50年前首次在科学杂志上被报告的一种物理现象。1946年,两位彼此独立的美国科学家描述了一种物理-化学现象,它是某些原子核的

磁场特性为基础的,具有周期性^[2,3]。他们发现,当这些原子核被放置在一个磁场内时,它们可吸收一定射频范围的能量,并且在跃迁恢复到初始能级时释放这种能量。因为磁场的场强一定要与射频的能量范围相互吻合,这种现象才能发生,所以这种现象被叫做核磁共振:核,因为它只是参与反应的原子核;磁性,因为它在一个磁场中发生;共振,因为磁场的场强一定要与射频的强度相互吻合。

这两位科学家便是斯坦福大学的Felix Bloch和哈佛大学的Edward M. Purcell,他们同时获得了1952年的诺贝尔物理学奖。1991年,苏黎世的Richard R. Ernst因为在NMR光谱学领域的贡献获得了诺贝尔化学奖。

NMR在临床成像的应用中,因为市场营销人员和放射学家所使用的“核”这个形容词,听起来像核战争或核电站一样,其实NMR与公众印象中的核技术完全无关。但公众不能够分辨这个“核”与其他核技术。因此,今天我们改称为“磁共振成像”和“磁共振波谱分析”。

然而,必须牢记,我们讨论的是原子核的磁共振。因为还有另一种也能成像的共振,称“电子自旋共振”(ESR, electron spin resonance)。ESR应用原子的电子成像。

NMR信号中隐含着原子核周围环境的物理与化学信息。本来,NMR是一项分析化合物成分的技术。目前,其在化学、物理学、生物学、药学和食物科学等领域均有广泛的应用。

然而,却没有人真正明白怎样从磁共振信号流中采样。Lauterbur的zeugmatography改变了这一切。他把一个强的磁场和一个较弱的磁场,即梯度磁场结合在一起。因为磁场的强度与射频成正比,所以,例如一个水分子的氢核,在样本一端的信号与在样本另一端的信号不同。因此,通过对比,这个核的位置能被计算出来。一经定位,一个经过人体层面的图像就能被重建出来。因此,磁共振成像需要一个强大的静态磁场来产生强大的外加磁场、一个采样过程中可变的较弱的梯度磁场、一个射频

发射器和接收器以及一部强大的计算机来计算和重建图像。

与 X 线和放射性同位素方法相比, 磁共振成像应用在电磁波频谱另一端的能源, 它的能量比 X 线和放射性同位素技术中的能量低九个数量级。至今还未发现有关磁共振成像存在着永久的有害副作用的报告。

虽然 Lauterbur 在他的文章中没有明确地建议应用这种新技术, 但是他确实已经提及这样一个事实, 癌组织与正常组织相比具有不同的信号特征, 而且他相信 *zeugmatography* 可以作为医学成像方法。但是由于某些原因, 他的发明既没有专利申请的记录也没有获得专利。

虽然大学里怀疑者大有人在, 但是仅仅花了 8 年的时间就实现了世界上第一台全身磁共振仪在临床上的应用, 尽管这些原型机与今天的装置相比各方面都显得还很粗糙。在 1982 年, 大约有 12 个研究团体从事研究全身磁共振仪。今天, 已有约 20 000 部机器在全世界使用, 绝大多数分布在美

国和日本, 约 1/4 在欧洲。

磁共振成像或其他相关的医学磁共振技术期望分辨体内癌细胞特征的愿望至今尚未实现, 但在过去 10 年磁共振成像有了许多重大发展。磁共振成像影响了医学很多领域的诊疗决策, 这些领域从神经学到整形外科, 从小儿科到放射线治疗无不包括在内。由于磁共振具有很好的软组织对比度、没有副作用、有三维空间的分辨能力以及易为患者接受等优点, 所以越来越多的患者做磁共振检查。然而磁共振成像学更复杂和更专业, 要比 X 线诊断学需要更多跨学科的知识。

参考文献

1. Hollis DP. *Abusing cancer science*. Chehalis, WA. The Strawberry Fields Press 1987.
2. Bloch F, Hanson WW, Packard M. Nuclear induction. *Phys Rev* 1946; 69: 127.
3. Purcell EM, Torrey HC, Pound RV. Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. *Phys Rev* 1946; 69: 37-38.

第1章 基本原理

电流与磁力

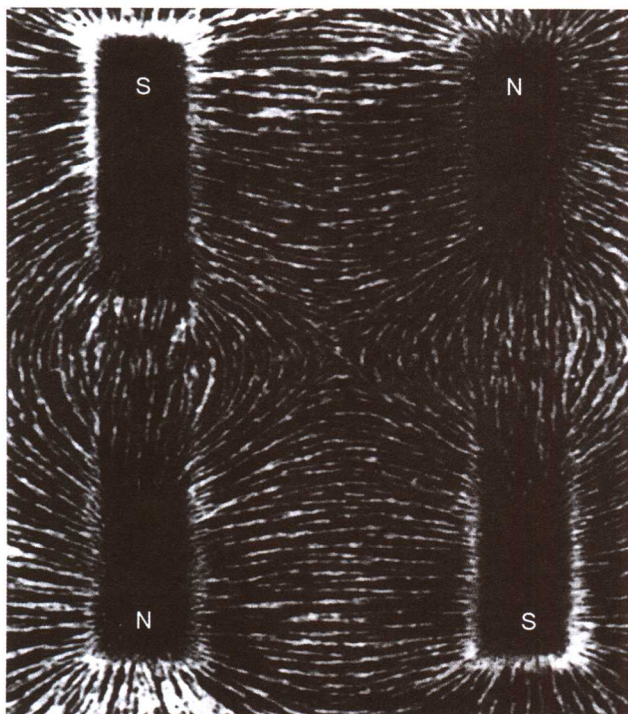


图 1-1 让磁力线可视化：在一块平板玻璃上均匀铺满铁屑，然后把两块磁铁棒反向平行地放置于玻璃下。铁屑将主要集中在磁场最强的磁极处(N= 磁极的北极，S= 磁极的南极)

表 1-1 基本的磁场单位

磁场单位 (Magnetic Units)	
计量	磁通量密度 (磁场诱导) (Magnetic Flux Density (magnetic induction))
符号	B
信号强度名称	特斯拉 (Tesla)
信号强度符号	T
上一级单位名称	高斯 (Gauss)
符号	G
计量	磁场强度 (Magnetic Field Strength)
符号	H
计量	磁化, 磁化强度 (Magnetization)
符号	M 或 H_i
信号强度名称	安培 / 米 (ampere/meter)
信号强度符号	A/m

这本书主要介绍一种以磁性和电为基础的磁共振成像技术。为了理解和领会磁共振成像的理论和实际应用，我们必须先了解有关电流和磁力的法则。

因此，在本书的开始，我们将会复习一些有关的知识。“磁性 (magnetism)” 这个字起源于小亚细亚 (Asia Minor) 西部的一个城镇 Magnesia，与土耳其的 Izmir 市相邻。根据老普林尼的说法，约公元前 1000 年，一个牧羊人马可尼斯 (Magnes) 正在向山里走去的时候，鞋钉突然被拔出并被地面吸住。他停下并察看究竟，于是他发现是一块天然的磁石，一种有磁性的氧化铁产生吸引力，如果把金属在天然磁石表面摩擦，还可以使金属磁化。

人们一直试着解释 3000 年以前发生的现象。时至今日，磁性仍然有点巫术的感觉，因为它是由某种不能直接看见的东西产生的 (图 1-1)。磁性现象一般是由自然界的电流产生的。19 世纪上半叶以来，人们已经知道电流可产生磁场。仅仅 100 年之后，韦尔纳海森堡就能说明铁磁的磁体具有一种使原子协同产生电流的属性。

物理学家以每米安培 (A/m) 来表示磁场强度，而磁通量以高斯 (G) 表示，古老的单位为特斯拉 (T)，现代的单位为 SI。1 特斯拉等于 1 万高斯 (1T=10 000G)。特斯拉常常作为磁场强度的单位，本书中也沿用这个单位。表 1-1 提供各磁场单位的换算。

地球的磁场，在赤道大约是 0.5G 或 0.000 05T。电的开罐器的磁场强度大约是 0.2G，一个计算机监视器 0.1G (距离 30cm)。大多数临床使用的磁共振成像仪的磁场强度在 1000 和 15 000G 或 0.1 和 1.5T 之间。低场强的磁共振仪常使用永磁型的磁体，中或高场强的磁共振仪都使用电阻抗型或超导型磁体——这是两种不同类型的磁体。

电与磁的相互作用

永磁型的磁场容易认识；而由电流产生的磁场理解起来稍有困难。1820 年，磁性的现象被丹麦的

物理学家 Hans Christian Oersted 揭示出来：把一根指南针放置在两根平行的电线中，通上电流以后，指南针从它的正常方位（北—南的方位）偏斜。其偏斜的方向随着电流方向，或随着电流所产生的周围磁场的方向而改变（图 1-2）。

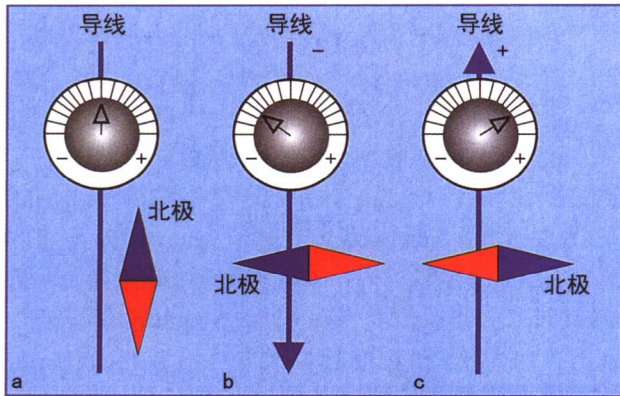


图 1-2 先把一导线与指南针平行放置，导线通电后指南针的偏转情况图。(a) = 无电流。(b) = 电流方向从上到下。(c) = 电流方向由下至上

两根平行的电线，如果电流方向相同，它们将会彼此相吸靠近；如果电流的方向相反，电线将会彼此相斥。

换句话说，电线中的电流所产生的磁场依赖于电流的方向（图 1-3）。如果电流的方向被右拇指指出，磁场的方向便符合手指的方向。

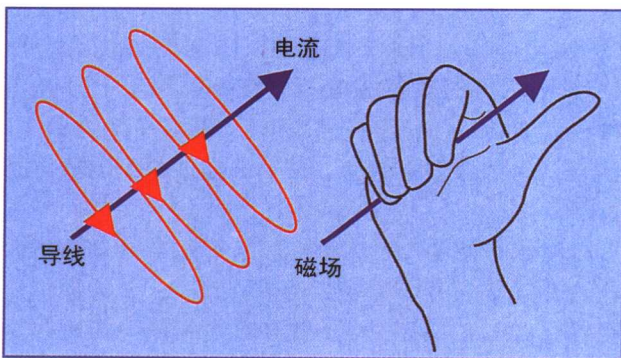


图 1-3 右手法则：电流沿着右手拇指方向，磁场为垂直于手指的方向

反之，磁场也可以引起电子的运动。如果把一根导线放置于一个交变的磁场中，导线两端将产生电位差（电压），同时导线中将出现电流——这就是电发生器（发电机）的工作原理。磁共振成像过程中，这种诱发电流可以增强磁共振信号。正如发电机一样，磁场越强，电压越大。

导线或线圈周围的磁场的强度随着距离的增加而呈非线形地减弱。然而，当把两个直径和螺距都相同的线圈等距交错缠绕，通上相反的电流以后，在它们的中心就可产生线形改变的磁场。两个线圈中央的磁场也可以描述为连续的磁场梯度（图 1-4）。磁共振成像过程中，静态磁场和梯度磁场两者都需要。磁共振成像过程中，第三个必需的条件是射频（RF, radiofrequency）波。

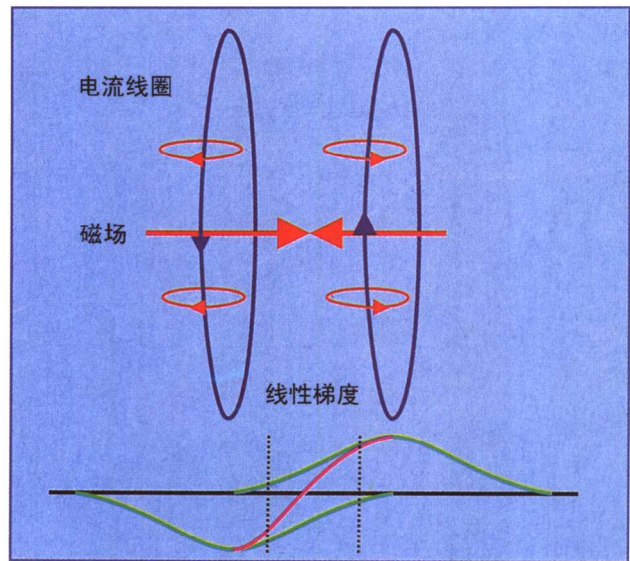


图 1-4 两个重叠的磁场（绿色）合并为线性的梯度（紫红色）

信号与信号的构成

磁共振信号就是随着时间变化的电流或电压。是由振荡的磁场诱发的波。波形反映磁共振信号的信息。磁共振信号基本上都是正弦和余弦波，由三个因素决定：振幅、频率和相位。

振幅也叫做信号强度。它最终显示为磁共振图像像素的亮度。频率和相位决定磁共振图像的形状和空间细节。振幅为曲线的波峰与波谷之间的垂直距离（图 1-5），通常它的单位是伏特（V），在本文中通常用毫伏特（mV）。

频率是每秒的所完成的周期的数字。它的单位是 Hz（1Hz= 每秒 1 个周期）。磁共振成像中我们通常使用 kHz（1kHz=1 000Hz）或 MHz（MHz=1 000 000Hz）。

相位决定波的初始振幅。只有频率相同的波，其相位才具有可比性。相位的不同以度表示。一个完整的时相（周期）为 360° （图 1-6）。

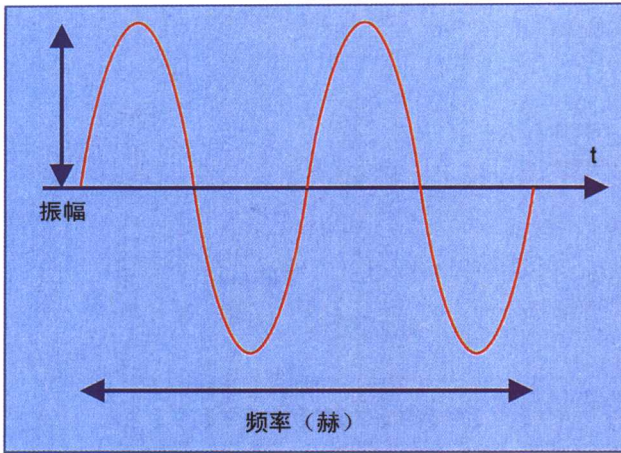


图 1-5 振幅、频率和相位 (t= 时间)

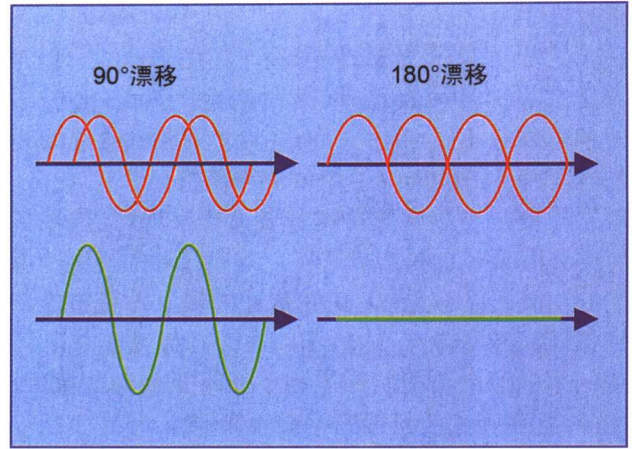


图 1-8 相位漂移并电压改变的结果 (绿色)

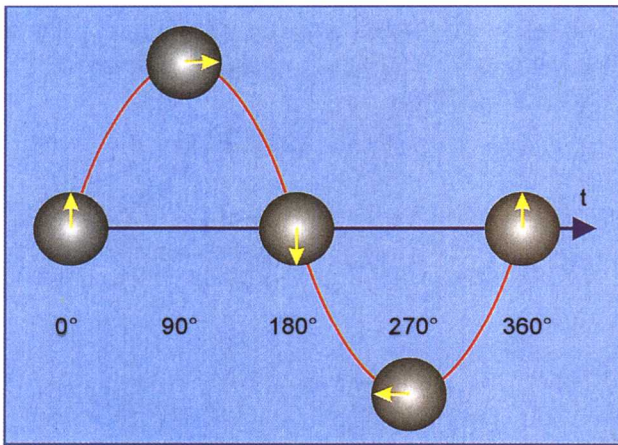


图 1-6 相位 (t= 时间)

如果两个频率相同的波互相转移 (合并), 那么将伴随有相位的增强或抵消。

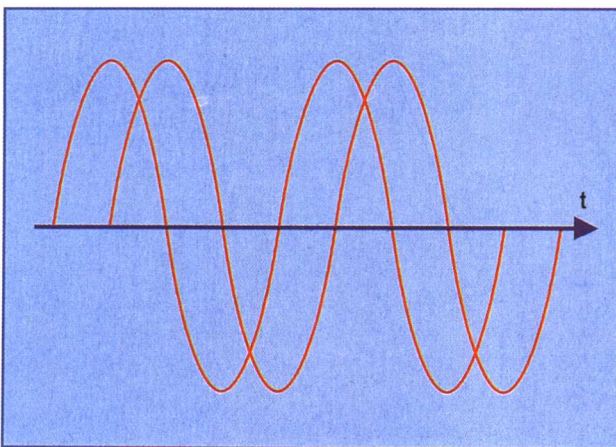


图 1-7 相位漂移。两个正弦波互相漂移了 90°

脉冲、带宽和傅立叶转换

信号的无线传输并非通过电流, 而是由改变电磁辐射完成。磁共振的电磁辐射并非连续性的, 而是由一个个的脉冲组成。不同的脉冲排列就组合成不同的脉冲序列。

脉冲的形式是获得理想磁共振图像的关键。根据临床需要磁共振可对检查部位进行单层扫描的选择性脉冲序列, 以及用于激励整块组织获得三维图像的非选择性脉冲序列。图 1-9 列出了一些不太重要的简单的强脉冲。为了改善脉冲的质量, 我们必须重塑这些脉冲, 也就是随时间而变的振幅 (图 1-9 和图 1-10)。广泛使用的脉冲形状包括高斯脉冲和正弦脉冲, 后者能更好地选择层面。正弦脉冲被定义为 $\text{sinc}(x) = \sin(x)/x$ 。

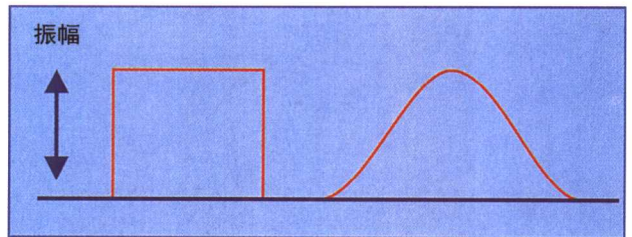


图 1-9 强脉冲 (左) 与缓脉冲 (右)

带宽指的是脉冲的频率范围。任何信号都需要一定的带宽。大体上, 带宽直接与单位时间内被传输或收到的数据量成比例。在模拟系统中, 带宽被定义为信号中的最高频率和最低频率之间的垂直距离。典型的语音信号的带宽大约 3kHz; 一台模拟电视的播放信号的带宽为 6MHz——其带宽约为声音

信号的2000倍。

信号,比如射频脉冲,具有一定的波形。一般来说信号都随时间而变:具有时间性。然而,与信号的频率成分相比,测量和分析其时间属性会更好也更容易些。这种转变可用傅立叶变换(FT)法达成。傅立叶变换的数学原理既复杂又难以理解,但我们所关心的只是它的计算结果。高斯脉冲的傅立叶变换的结果还是高斯,而正弦脉冲的傅立叶变换的结果接近理想的矩形剖层(图1-10)。但是正弦脉冲在一系列的磁共振脉冲序列中还不是最佳的脉冲,因此,很多替代的新序列不断涌现。

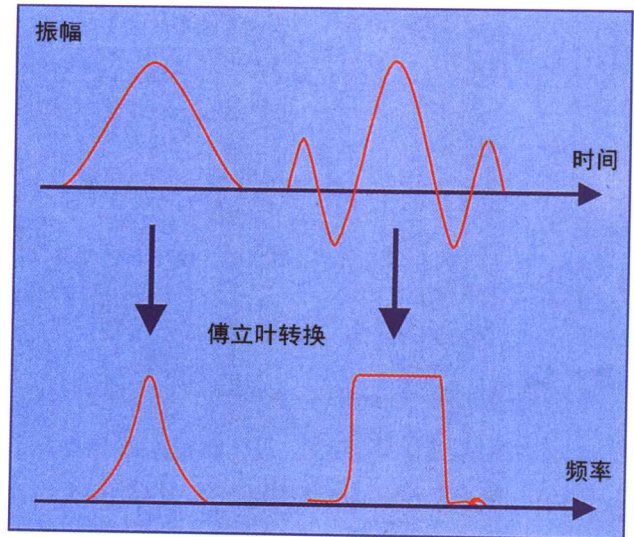
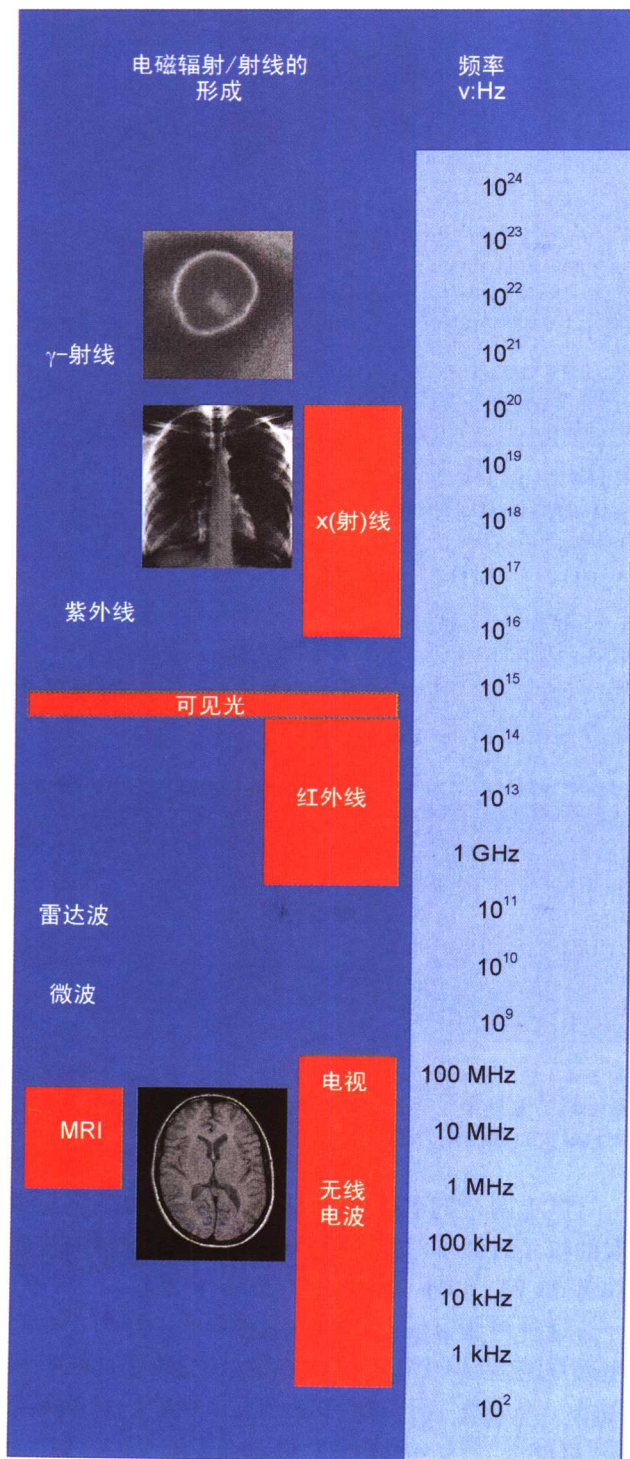


图1-10 高斯脉冲(左)与正弦脉冲(右)。而傅立叶变换以后,高斯脉冲变换为另外一个形状的高斯波形;正弦波形则变成了垂直波形。垂直波形对于辨认磁共振成像中通过人体的层面更加方便

第2章 磁共振

表 2-1



基础

物质是由原子构成的(例如 ^1H 、 ^{12}C 、 ^{16}O 、 ^{31}P , 等等)。一种元素的原子不同于另外一种元素的原子在于它的内在结构: 质子, 中子和电子的数量。原子核由质子和中子组成, 其中, 质子带正电, 中子不带电, 而带负电的电子则围绕着原子核周围的轨道运行。原子核的不同构成和周围的电子数可反映其不同的物理特性。

不像认识颜色或质地那么简单, 一些物理性质还真不容易被认识呢。例如磁共振现象基础的原子核的磁性。虽然这些属性不容易看得见, 但它们已被很明确地定义并遵循特定的规则。通过模拟一些比较熟悉的现象可帮助我们的理解。

由于电磁波(无线电)的激励, 磁性可以产生出人体的图像, 这些图像可提供有关人体器官的形态和功能的信息。由于电磁波都具有不同的频率和波长, 而其与物质相互作用的频谱范围也各不相同。磁共振成像的辐射与 X 线和 γ -射线差别很大(表 2-1)。其辐射频率范围可从用于移动电话、无线电、电视的中波(AM)延伸到调频波(FM), 比 X 线和 γ -射线(用于放射性核素检查用)的辐射频率约小九个数量级, 具有生物学安全性(参见第 18 章)。

自从伦琴发现 X 线以后, 至今已经有一百多年的历史。他成功地利用原子周围的电子云产生的 X 线穿过人体形成图像。磁共振信号源自无线电波(射频脉冲)与人体内原子核本身的相互作用。这就是磁共振成像仪的设备装置及图像对比度与其他的医学成像技术截然不同的缘故。

原子核的磁性

磁共振成像中, 最令人关注的原子核为 ^1H 、 ^{13}C 、 ^{19}F 、 ^{23}Na 和 ^{31}P 。所有这些原子核都存在于正常人体内, 而其中以氢质子 ^1H 的含量最丰富, 因为构成人类身体的主要成分是富含氢的水和脂肪。所有这些原子核都具有磁性, 这点可与其无磁性的同位素

核区别开来。如 ^{12}C 和 ^{16}O 等, 由于含偶数的质子和中子而不产生磁性。氢原子 ^1H 内含有单个带正电的质子围绕自身的轴心快速旋转。带电的快速旋转的粒子可产生一个电磁场, 使之类似一个条形磁铁(图 2-1)。

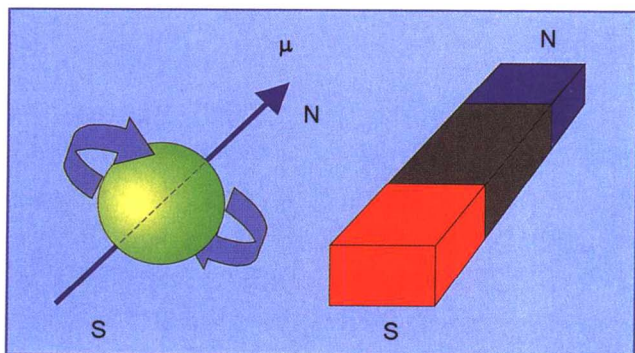


图 2-1 带电的自旋粒子拥有瞬间磁属性 μ , 可以看作一个磁偶极子, 所产生的磁场与磁棒类似(N= 北极, S= 南极)

当有磁性的原子核放在一个外加磁场中, 原子核能吸收一些特定频率的电磁波。所吸收的频率决定于原子核的类型、磁场强度、原子核周围的物理和化学环境(图 2-2)。这种无线电波的吸收和释放的基本现象正是磁共振成像和磁共振波谱分析的基本原理。

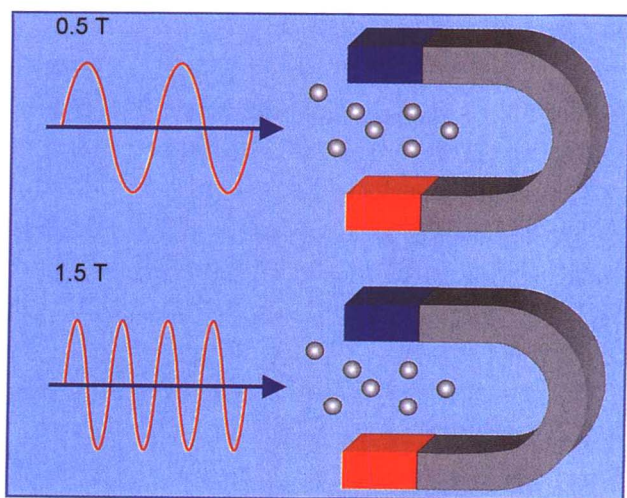


图 2-2 在强磁场和弱磁场中原子核都可以吸收电磁波。但吸收的频率有磁场依赖性, 即磁场越强, 频率越高

为了更好地理解磁共振现象, 我们画了两幅平行的示意图:

首先, 我们来观察一个小磁针被放在一个磁场中的情形(图 2-3)。如果针可以自由转动, 它将会

旋转自身到某一个方向, 最后与磁场达到一个平衡状态。如果没有外力影响系统, 这种平衡将持续存在。如果我们用手指把针转动 180° , 针将处于高能的不稳定的状态。一旦我们的手指松开, 针将摆回到平衡状态的位置。

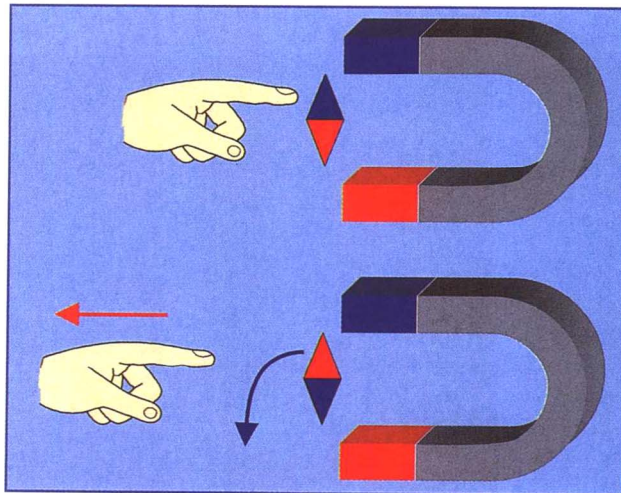


图 2-3 指南针将寻找其稳定的平衡状态。用手指把指南针反转以后, 指南针即被赋予能量而处于高能不稳定状态。把手指撤走后, 指南针将返回其稳定状态

第二个例子将说明系统吸收或释放射频波以后对其外部张力的影响。试想三根相同的但张力不同的吉他弦: 如果我们拨这三根弦, 弦的震动波就决定于弦的紧张度(图 2-4)。

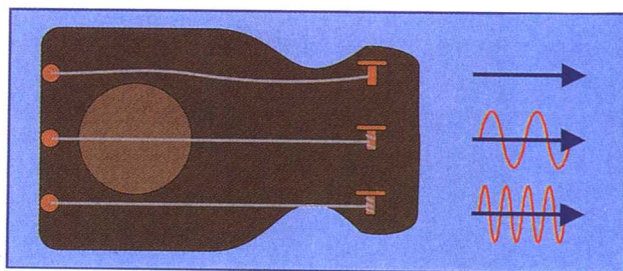


图 2-4 弦(原子核)没有拉紧(处于磁场中)则不能振动。最上端的弦完全没有张力, 中间的弦张力较小, 最下端的弦张力最大, 其振动的频率就越高

以上两个例子中, 我们已经把宏观的系统与微观的核系统做了对比。例一中我们以小磁针的位置作对比, 例二以不同张力的吉他弦作对比。

这种对比可以令我们对这种现象的理解在脑海里形成直观的印象, 但是也有明显的缺陷。这种模型的一个限度在于: 所有在分子级别的物理现象都是量化的。例如, 尽管磁针也有许多的不同方向, 但

是没有磁性原子核在平衡状态与在高的不稳定状态之间的平稳而连续的跃迁；相反，根据量子力学的预测，这两种状态间发生跃迁可能发生于 $1/2$ 自旋周期(图 2-5)。在平衡状态下，处于低能级的原子核的数量要稍多于处于高能级的原子核的数量，这样就产生了净磁化向量。为了观察这些向量在数量上的差异，我们必须提供额外的能量(相当于这两种高低能级的能量差)。

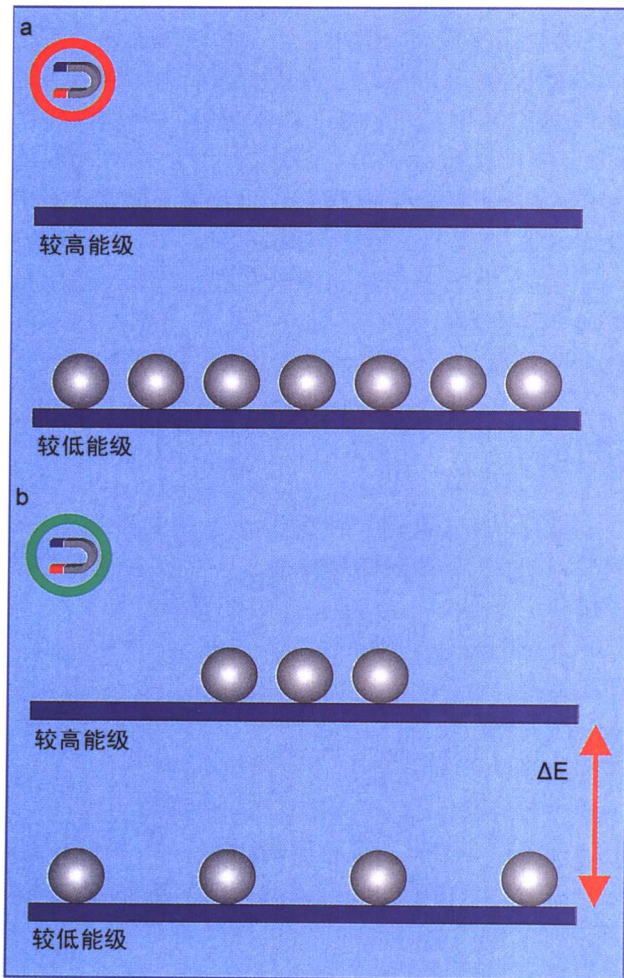


图 2-5 磁场外的质子(a)与磁场中的质子(b)。磁场中的质子移动到两个极端的能量水平。这两个能量水平的差别随着磁场的增强而线性增大

波尔茨曼分布

当一个系统中存在两个不连续的能级水平时，有一个明确的概率理论令我们找到高能级的粒子和处于更稳定的低能级水平的粒子。如果把处于高能级的粒子的数量用 N_u 表示，而把处于低能级的粒

子的数量用 N_l 表示，那么这两种能级水平的粒子的分布可用以下公式表示：

$$N_l / N_u = \exp(\Delta E / kT)$$

其中， ΔE 为能级差 ($\Delta E = h \times \omega$; $h = 6.62 \times 10^{-34} \text{J} \times \text{s}$); K 为波尔茨曼 (Boltzmann) 常数 ($k = 1.3181 \times 10^{-23} \text{J} \times \text{K}^{-1}$); T 为绝对温度 (Kelvin, 开氏温标)。

从公式可以看出，在平衡状态下，能级差 ΔE 越大，不同能级水平的粒子的数量差就越大。在磁共振检查中，两个不同能级水平间的能量差与场强成正比。因此，如果我们增加磁场强度，就等于增加了能级差，可导致不同能级水平的粒子的数量差也增大。因此，磁共振信号的强度取决于不同能级水平的粒子的数量差。这样就解释了第 4 章和第 9 章中有关信噪比随场强的增加而增大的原因(参见第 4 章和第 9 章)。

无线电波可被看作一个能量包，一旦这个能量包的能量正好等于能级差 ΔE ，将引起自旋粒子跃迁到高能级。也就是说，射频脉冲发射以后，系统不再平衡。

为了回到平衡状态，必须有同样数量的自旋粒子从跃迁到的高能级返回到低能级。要从高能级返回到低能级，自旋粒子必须释放出等于 ΔE 的能量，这个能量就是磁共振检查中的信号源。

返回平衡状态的行动不会立刻发生，而是跟随射频脉冲之后的一定时间内发生。

拉莫尔公式

在磁环境中的原子核类似一个旋转的带正电荷的纺锤。因为电荷的运动，一个小的磁场就产生了。当它出现在外加大磁场内，其运动就类似自由旋转的陀螺(图 2-6)。当旋转陀螺的顶部赋予地球的引力以后，它的自由旋转运动变成了合成的旋转运动——进动：它在围绕自己的轴旋转的同时还围绕地心引力的轴进动。在后一种运动中，自旋轴已经向地球引力的方向倾斜。如果没有地球引力，进动就不会发生。原子核的磁性使其围绕外加磁场的方向进动。

实际上，质子存在两种圆锥形的进动：一为低能级核的圆锥形进动，而高能级核的圆锥形进动方向相反(图 2-6 中所示)。

进动的频率 ω 可用下列等式表示，我们称为拉莫尔 (Larmor) 公式：