

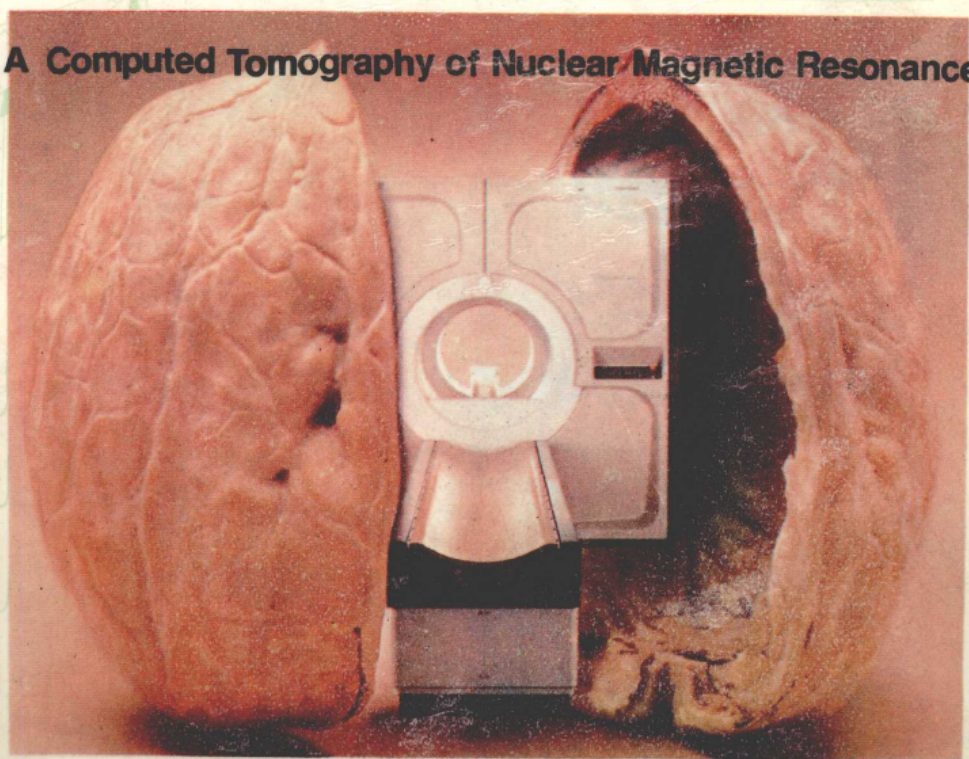
能最早发现癌变的最新技术

核磁共振

CT

罗时葆编著

A Computed Tomography of Nuclear Magnetic Resonance



全军医学电子中心
· 中国南京 ·

A COMPUTED TOMOGRAPHY OF

NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE

核磁共振 CT

罗时葆 编著

全军医学电子中心

28183-1 TOMO

· 军医出版社 · 音讯社

内 容 简 介

本书是一本现代医学电子工程方面的新书。

核磁共振 CT 是先进的医学图像设备，“核磁共振”是表明它的信息来源，“CT”是表明采用计算机断层的方式，而建立起人体内部组织的图像。核磁共振过程可以采集到丰富的人体信息，建立多种类型的清晰而逼真的组织图像，是当前检测体内组织病变和诊断早期肿瘤的最先进技术。

内容主要包括，核磁共振 CT 基本原理，国外若干种设备的详细介绍；细胞水、生理组织、肿瘤和水的核磁共振特性，和临床应用方面的资料；设备的安装指导和超导体的物理知识，等。文中配有美观的示意图形，以帮助文字深入浅出地介绍所阐述的内容。既适合于中等水平的读者阅读，也适合于高等水平的读者参考。

本书读者对象主要是数学、物理、电子学方面的科技人员和医学工作者、医院管理人员。同时，本书可作为医学院在先进医学电子设备方面的参考书，也适合于理工专业的师生作参考。

核 磁 共 振 CT

罗时葆 编著

组 办：全军医学电子中心
用 途：高级医学科技讲座
印 刷：南京科技印刷厂
镇江彩色印刷厂

1989年1月第1次印刷

序号：MRCT—88488

· 版权所有 · · 翻印必究 ·

前 言

在近十多年的时间内，科学技术的发展给医学诊断手段带来了若干重大突破。在X射线摄影技术的改进方面，例如，照射剂量有了明显的降低；X射线电算断层术的问世，可以方便地在重叠的组织结构中建立某一层次的图像，有效地克服了普通断层中的模糊效应；超声波在医学中的应用，在不用电离辐射的情况下可以观察人体内的动态过程。

每一项进展，以及由此在医学中带来的明显效果，都在科技史上写下不可磨灭的一章。如今，在医学影像领域中，又出现了以核磁共振为原理的医学图像。

核磁共振是一种新颖的成像方法。在无需电离辐射的情况下，核磁共振技术可以提供任意截面的高对比度图像。同时，这种技术对生理变化又特别敏感。

目前，科学家们正在探讨这项新技术一切潜在的临床能力及其富有特色的成像方式。至今，它的临床应用不仅主要在头颅范围，而且已经扩展到胸腹部。特别是，其它图像手段不能察觉的病变，核磁共振技术能够明确地显示。

核磁共振，英文是 *Nuclear Magnetic Resonance*，故又可简称为 *NMR*。核磁共振现象于1946年为美国加州斯坦福大学 F·Bloch 和麻省哈佛大学 E·Purcell 分别发现，并因此获得了1952年诺贝尔物理学奖金。此后，*NMR* 作为一项重要的研究物质分子结构的现代化学分析技术首先在理化领域得到了迅速发展。六十年代，人们用 *NMR* 分析技术检测了动物体内分布的氢、磷和氮的 *NMR* 信号，从而开始了对生物组织的化学分析的研究工作。

1971年，美国纽约州立大学的 R·Damadian 在《科学》杂志上发表了《*NMR*信号可检测疾病》以及《癌组织中氢的 T_1 时间延长》等论文，报告了鼠的正常组织与恶性组织的 *NMR* 特性不同。这些论述为 *NMR* 成像技术在生物医学中的应用奠定了理论基础。

1972年，纽约州立大学的化学家 P·C·Lauterbur 提出应用 *NMR* 信号可建立图像，并将这种成像方法称为“共轭摄影法”（*Zeugmatography*）。1973年 Lauterbur 教授又在《自然》杂志上发表论文，为 *NMR* 成像技术的出现和发展揭开了序幕。与此同时，人们又对实现 *NMR* 成像的各种具体方法进行了广泛的研究。1977年，*NMR-CT* 进入到人体断层摄影的实验阶段，英国诺丁汉大学的 Hinshaw 和 Bottomley 等人首次用 *NMR* 技术获得了人手腕的剖面图像。同时，美国 Damadian 采用磁场聚焦法，以6.5分钟的时间取得了胸部断层像。

1978年，*NMR-CT* 的图像质量已达到初期X射线CT的水平。此后，又获得了医学上颇有价值的头部断层像，预示着这种科学技术具有广阔的发展前景。世界上许多著名公司，如联邦德国的西门子公司、日本的岛津和日立公司、美国的福纳(FONAR)和通用电气公司、荷兰的飞利浦公司，以及法国的CGR公司等，相继完成了核磁共振CT的商品化工作。

1981年，完成了 *NMR* 的全身扫描图像。此后，又举行了多次国际性的 *NMR* 学术讨论会。*NMR* 成像技术至今才有十多年的历史，目前正处在方兴未艾之际，今后必将在医学领域中取得更大进展。

本书的内容不在于介绍核磁共振CT的发展史，而是阐述它的基本原理和发展现状。写

这本书的目的，正如洪学智同志的题词所示，是“普及医学科技知识，提高人民健康水平”。人们对先进设备有所了解，便提高了它的社会效益，可以更好地为健康事业服务。书中内容的写作起点是中等程度的文化水平，具备高中毕业文化程度的读者，能够看懂书中的大部份内容。因此，内容力求由浅入深，通俗易懂，尽可能避免繁琐的数学推导。同时，力求内容新颖，开阔知识面，以便有高的阅读兴趣。

第一章，根据基本的核磁共振现象，定性地阐明人体生理信息的获取，并建立由信号到图像的初步概念。

第二章，紧紧围绕“磁场”这一物理现象，描述与X射线CT相比较，核磁共振CT所具有的特点，并介绍设备的主要组成部份。

第三章，介绍用傅立叶变换建立图像的方法，并以一简单的实验装置作为例子，说明这种方法的应用。对于其中的部分数学过程，不具备相应数理基础的读者，不阅读也不致于影响阅读其它章节的内容。

第四章和第五章，阐述组织中的水、生理组织和癌变等的核磁共振特性。这些内容是理解核磁共振图像的基础知识。

第六章，着重介绍什么具体情况下，采用哪种方式，才能提供具有诊断价值的清晰图像。

第七章，比较详细地介绍具体的核磁共振CT设备，反映当前国外所达到的水平。

第八章，描述现有的核磁共振CT可能有的临床应用方面的能力。

第九章，着重阐明磁环境方面的知识，这不仅在设备安装时有实际意义，即使对受检病人，了解这些知识，可自觉地保护磁环境不受外界因素的影响，以便获得高质量的图像。

第十章，超导体知识，借此可加深对核磁共振CT的主磁体的了解。

此外，书最后还有核磁共振CT的术语汇集，读者在阅读这类资料时，可作为工具。

本书编著过程中，老首长洪学智同志给予亲切的关怀、指示和勉励，并热忱题词，作为书的宗旨。普及医学科技知识，是每个从事医学电子工程的科技人员，应尽的社会义务。在此，学生谨向首长致以崇高的敬意。

南京军区总医院的首长和生物医学工程科姜宗义主任、总后勤部药检所的领导人员杨彦琴上校，以及吴远良、刘泮庆、龚思高、罗时燕、潘兆岳、黄长樽、陈泰乐、吕斌等工程师和高级工程师对本书的撰写和出版给予了必不可少的帮助和支持；江苏省电子工业综合研究所吴山主任，东南大学出版社孙文治总编辑、雷家煜责任编辑，对书稿进行了严格的审校。

书的编著过程中，得到多位国际友人的热情支持，提供了有价值的学术资料，发表了很好的建议。友人是，联邦德国的Dr. Friedrich Kuhrt、Werner Begere、Thomas Brodacz，日本的横地节男、西八条实，美国的Roberta Lipson。

同时，王荣新和葛天华等也给予了有益的支持。

临床应用方面的内容，即第八章，系主治医师王秀兰撰写，并经南京军区总医院刘承基主任医师、宋兆祺主任医师审校；第七章，由罗时石讲师撰写。

这里，作者谨向同志们和朋友们致以衷心的感谢。由于作者水平有限，书中错误之处，敬请批评指正。

作者

一九八八年八月一日

目 录

第一章 核磁共振成像的物理过程

- § 1.1 原子核的特性 (1)
- § 1.2 磁场中的原子核 (3)
- § 1.3 射频磁场对核进动的影响 (5)
- § 1.4 能量关系 (8)
- § 1.5 核旋体的“弛豫”过程 (9)
- § 1.6 用核磁共振信号建立图像的一般概念 (11)
- § 1.7 反投影建像法图解 (15)
- § 1.8 傅立叶变换建立图像的初步概念 (17)

第二章 核磁共振 CT 的组成特点

- § 2.1 核磁共振 CT 的组成简介 (20)
- § 2.2 磁体和环境之间的影响 (27)
- § 2.3 环境对被测体内磁场的影响 (29)
- § 2.4 杂散磁场的屏蔽 (30)
- § 2.5 射频磁场的屏蔽 (32)
- § 2.6 使用液态气应具备的条件 (32)
- § 2.7 核磁共振 CT 的合理配置 (33)

第三章 建立 NMR 图像的傅立叶变换法

- § 3.1 二维傅立叶变换图像 (38)
- § 3.2 三维傅立叶变换图像 (42)
- § 3.3 傅立叶变换方法的数学分析 (44)
- § 3.4 实验过程和结果 (49)
- § 3.5 傅立叶变换建像技术的引伸 (54)

第四章 细胞水在核磁共振中的特性

- § 4.1 生命体中的水 (57)
- § 4.3 纯液态水 (57)
- § 4.3 稀溶液中的水 (61)
- § 4.4 生命细胞中的水 (63)
- § 4.5 关于肌肉水的研究 (64)

第五章 NMR 中生理组织的质子弛豫

- § 5.1 用 NMR 研究植物 (67)

§ 5. 2	人工培养的哺乳动物细胞的 NMR 质子弛豫	(68)
§ 5. 3	血液细胞的 NMR 特性	(69)
§ 5. 4	核磁共振研究硬性组织	(71)
§ 5. 5	核磁共振中非恶性组织的病理效应	(77)
§ 5. 6	癌的核磁共振特性	(80)

第六章 影响 NMR 图像的各种因素

§ 6. 1	NMR 图像中的信号与噪声	(86)
§ 6. 2	两种特殊的成像方式	(89)
§ 6. 3	图像处理	(91)
§ 6. 4	用弛豫时间建立 NMR 图像	(93)
§ 6. 5	用于激励的脉冲序列	(96)
§ 6. 6	弛豫时间 T ₁ 和 T ₂ 图像	(110)
§ 6. 7	流动效应	(113)

第七章 介绍几种具有特色的核磁共振 CT

§ 7. 1	西门子 Magnetom 型超导体核磁共振 CT	(119)
(一)	概述	(119)
(二)	Magnetom 的组成概况	(120)
(三)	Magnetom 的技术数据	(120)
(四)	其它数据	(125)
(五)	Magnetom 的软件系统	(130)
(六)	西门子核磁共振 CT 的临床价值	(133)
(七)	西门子核磁共振 CT 的主要优点	(137)
(八)	西门子核磁共振 CT 的研制概况	(139)
(九)	西门子公司简介	(140)
§ 7. 2	岛津 SMT—50 超导体核磁共振 CT	(141)
(一)	概述	(141)
(二)	岛津 SMT—50 的主要组成部份和布局	(142)
(三)	岛津 SMT—50 型超导核磁共振 CT 的性能指标	(148)
(四)	岛津 SMT—50 型核磁共振 CT 的临床价值	(150)
(五)	岛津 SMT—50 型核磁共振 CT 的主要优点	(151)
(六)	岛津公司核磁共振 CT 的研制应用情况	(152)
(七)	岛津公司简介	(155)
§ 7. 3	美国福纳 (FONAR) 永磁体核磁共振 CT	(157)
(一)	福纳核磁共振 CT 关于采用永久磁体的论证	(157)
(二)	福纳核磁共振 CT 介绍	(160)
(三)	福纳核磁共振 CT 的临床价值	(163)
(四)	福纳永磁式核磁共振 CT 的主要优点	(165)
(五)	福纳核磁共振 CT 的研制简况	(166)

第八章 核磁共振 CT 的临床应用

§ 8. 1	脑室和脑池的核磁共振图像	(167)
§ 8. 2	颈椎部位的临床应用	(172)
§ 8. 3	MRI 对流动物质的检测	(176)
§ 8. 4	用磁共振成像研究心脏的动态过程	(187)
§ 8. 5	用核磁共振技术进行血管造影	(190)
§ 8. 6	最佳磁场的选择	(195)
§ 8. 7	用表面线圈形成脊柱部位的清晰图像	(201)
§ 8. 8	在癌症过热疗法中, 应用核磁共振图像, 实现非侵入性温度监视	(232)
第九章 核磁共振 CT 安装指南		
§ 6. 1	磁场方面的考虑	(236)
§ 9. 2	关于磁场的保护	(243)
§ 9. 3	所需面积	(244)
§ 9. 4	对于电力的需求	(245)
§ 9. 5	环境要求	(246)
§ 9. 6	系统各部件的尺寸和重量	(247)
§ 9. 7	射频屏蔽的要求	(250)
§ 9. 8	设备的布置	(251)
§ 9. 6	核磁共振 CT 安装实例	(251)
第十章 超导电性的物理知识		
§ 10. 1	理想导电性(零电阻性)	(254)
§ 10. 2	完全逆磁性	(257)
§ 10. 3	临界参数	(261)
§ 10. 4	凝聚状态	(264)
§ 10. 5	超导电性的物理图像	(468)
§ 10. 6	高 T_c 超导材料的探索	(274)
附 录		(276)
术 语 汇 编		
参 考 文 献		(298)

第一章 核磁共振成像的物理过程

NMR 与 X 射线 CT 相比,除在图像建立方面有所相似外,其获得生理信息的物理原理完全不同,它是利用原子核被置于静磁场中,并受到一种特定的射频磁场激励时所发射出的无线电信号而建立图像的。

§ 1:1 原子核的特性

宇宙间众多的元素皆由原子构成,原子中有一个很小的核心,称为原子核。所有的原子核除氢原子核只有一个质子外,其余均含有质子和中子。

原子由原子核和电子组成,电子以一定的轨道围绕原子核旋转。原子的化学特性主要由它的电子结构决定,而它的物理特性则主要由原子核决定,原子核几乎集中了整个原子的质量。

可见,原子的固有成份便是质子、中子,以及旋转着的电子。下表列出了原子各组成部份的相对质量和电荷。

		质 量	电 荷
电 子		Me	-e
质 子	原子核	1836.1 Me	+e
中 子		1836.6 Me	0

$$Me = 9.109 \times 10^{-31} \text{kg}$$

$$e = 1.602 \times 10^{-19} \text{库仑}$$

氢原子的原子核只有一个质子,同时只有一个沿轨道旋转着的电子。其它许许多多元素的原子包含着多个质子、中子和电子,质子和电子的数目总是相等的,因而整个原子表现为电的中性。

实验表明,原子核就象小孩玩的陀螺一样,围绕着某个轴作自身的旋转运动,因而便具有角动量。这一特性首先由奥地利物理学家 W·Pauli 在 1924 年提出。

当核内的质子为偶数时,这种自旋从总的效果讲就彼此抵消了;而若质子为奇数时,则原子核内部的质子自旋尚有不能抵消的部份,称为净自旋(或非零自旋)。

原子核是带正电荷的,核的自旋相当于在自转轴周围有流动的电流,于是便产生一个小

小的磁场。这个磁场用磁动量 $\vec{\mu}$ 表示，是个向量，显示出核磁场的大小和方向。这样，我们可以将核磁体等效为一个磁偶极子（图1.1）。

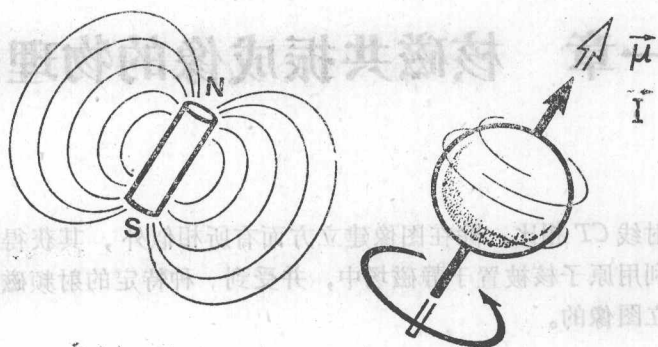


图1.1 核磁体很像微小的磁条

一个旋转着的核磁体，其静特性好似一只微小的磁条，其动特性又像一只小孩玩的陀螺，如图1.2所示。



图1.2 核磁体又像陀螺

在一般情况下，物质中千千万万个原子核的旋转方向是随机分布的，如图 1.3 所示。

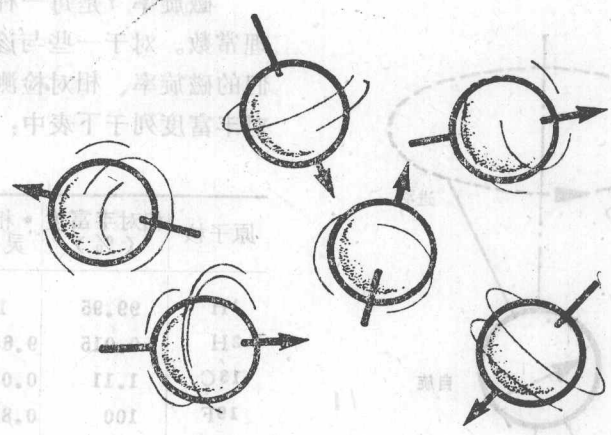


图1.3 原子核旋转方向的随机分布

§ 1.2 磁场中的原子核

如果将物质置放在静磁场中，原子核的旋转轴受场力的迫使，就有与磁力线相一致的**趋势**。但是，旋转着的原子核就像陀螺仪一样，有抗拒这种改变而保持原有旋转方向的能力。其结果是，核旋转轴的方向与磁力线方向有了某种程度的**靠拢**，但仍有一定的**倾斜角** θ ，根据量子力学理论，磁场中的原子核存在着两个基本状态，那就是“平行态”，又称上旋态；以及“非平行态”，又称下旋态。这两种状态分别对应于低能和高能状态。如图 1.4 所示。

如果仔细观察陀螺的运动，当它正在旋转的期间，一方面绕自身的轴旋转，另一方面，其重心因受重力的作用，陀螺轴又绕地球的铅垂线旋转。后者称为**进动**。如图 1.5 所示，旋转着的原子核与陀螺极其类似，在静磁场中，它的旋转轴也要围绕磁场 B_0 的方向作进动。

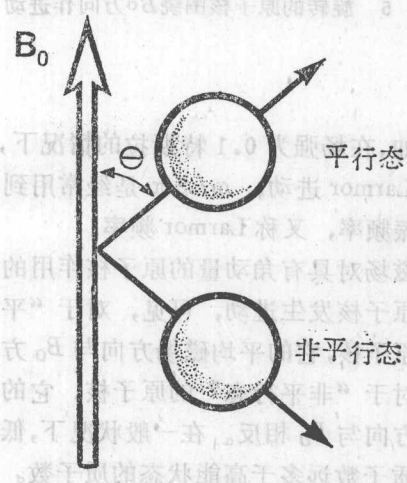


图1.4 在强度为 B_0 的静磁场中，物质中的核磁矩可能存在着两种方向：“平行”（或上旋）；“非平行”（或下旋）。

若以 ω 表示进动的角频率，它决定于磁通密度 B_0 和原子核的核磁旋常数 γ ，其表示式是

$$\omega = \gamma \cdot B_0$$

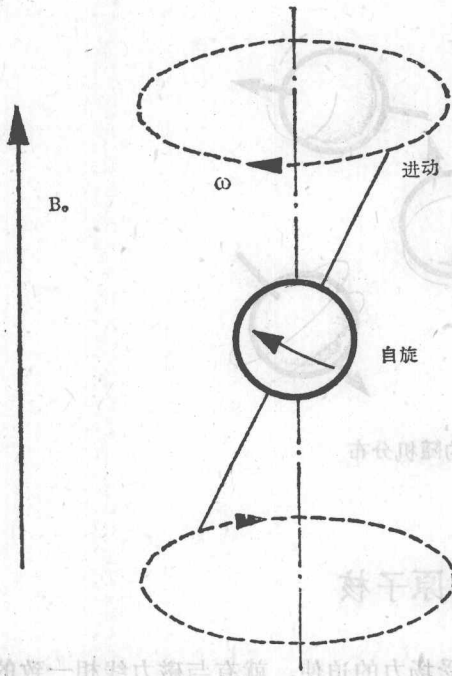


图1.5 旋转的原子核围绕 B_0 方向作进动

例如,在场强为 0.1 特斯拉的情况下,对于应氢质子的进动频率 $\omega/2\pi$ 是 4.26 兆赫。这种进动称 Larmor 进动, $\omega/2\pi$ 是经常用到的核磁共振频率, 又称 Larmor 频率。

静磁场对具有角动量的原子核作用的结果,使原子核发生进动,可见,对于“平行态”的原子核,它的平均磁场方向与 B_0 方向一致;对于“非平行态”的原子核,它的平均磁场方向与 B_0 相反。在一般状况下,低能状态的质子数远多于高能状态的质子数。由此论点,处于静磁场中的原子核便可由图1.6 所示。

在取样物质中,每一个质子表现出一个微弱的磁性,多数质子的磁场方向与静磁场相同;少数的相反。因此,所有的质子磁场

磁旋率 γ 是每一种元素所特有的基本物理常数。对于一些与诊断有关的原子核,它们的磁旋率、相对检测灵敏度和同位素的相对丰富度列于下表中:

原子核	相对丰富度 (%)	* 相对检测灵敏度	磁旋率 (MHz/Tesla)
^1H	99.95	1	42.58
^2H	0.015	9.65×10^{-3}	6.53
^{13}C	1.11	0.016	10.71
^{19}F	100	0.830	40.05
^{23}Na	100	0.093	11.26
^{31}P	100	6.6×10^{-2}	17.23
^{39}K	93.1	5.08×10^{-4}	1.99

表中 * 号处的相对检测灵敏度,系指在一定磁场中原子核数目相等情况下的灵敏度相对值,它以氢质子的灵敏度等于 1 为依据。表中,相对丰富度的数值表示该同位素在自然界中所含的相对百分比。该表数据引自参考资料[3]。

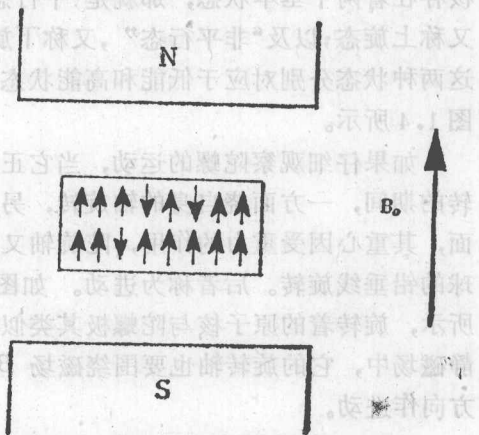


图1.6 处于静磁场中的质子磁场

叠加起来，形成一个总的质子磁向量 M_0 ，如图1.7所示。

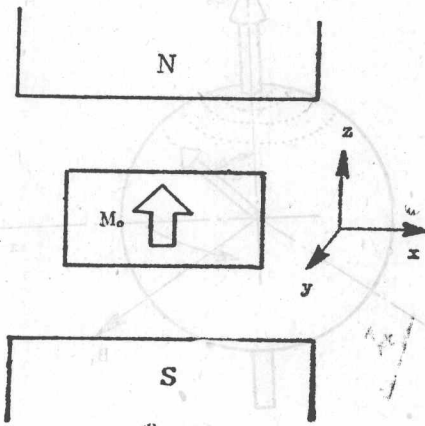


图1.7 以 M_0 表示所有质子的合成磁场

宏观而言，所有的质子微磁场可以合成为一个等效磁场 M_0 ；微观看，每个平行旋转体进动的相位是各不相同的，由图1.8可以看出，画出的五个氢核的进动相位 θ 互不相同。

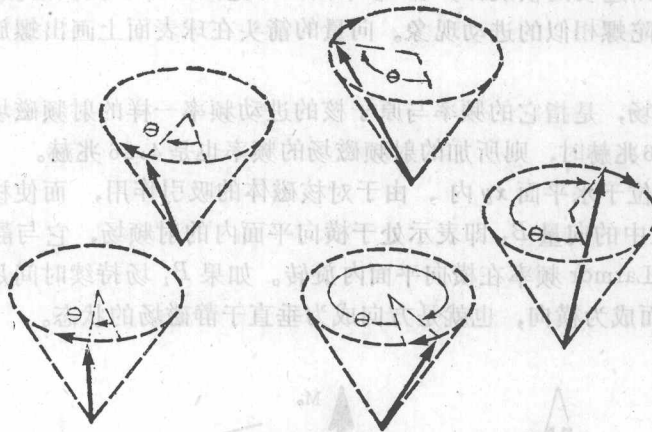


图1.8 示出旋转体进动相位的随机分布

§ 1.3 射频磁场对核进动的影响

我们来观察在力学场中小旋转体的进动，例如，在重力场中旋转的陀螺就是一个例子。陀螺在旋转时，因受重力的作用，它的顶端在缓慢地下降着，也就是说，它的转动轴线不可能长时间保持在一个角锥表面上，而是作离开角锥表面的扫描运动，直至旋转轴成为水平状态，运动便告停止，见图1.9。

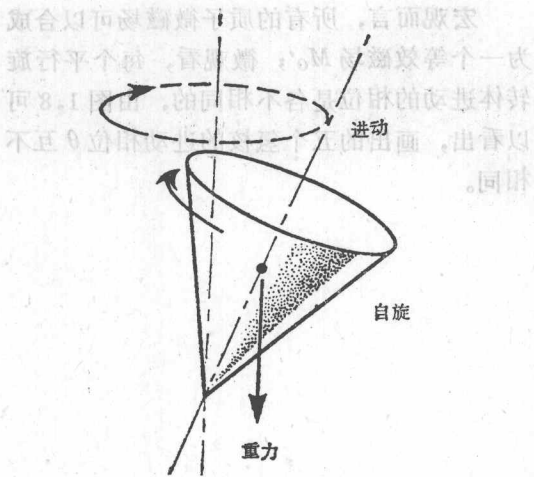


图1.9 陀螺在重力场中作旋转运动和围绕铅垂线作进动

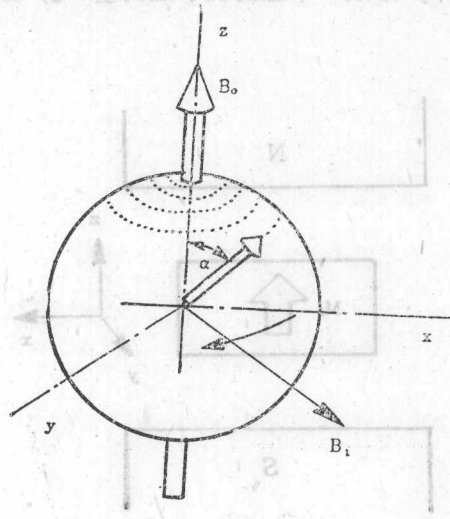


图1.10 处于静磁场中的原子核，在谐振射频场的作用下，在进动过程中 α 角逐渐增大

对于在静磁场中作进动的核磁体，在 xy 平面上（见图1.11）提供谐振射频场时，氢质子的磁向量就要发生与陀螺相似的进动现象。向量的箭头在球表面上画出螺旋线，如图1.10的虚线所示。

所谓谐振射频磁场，是指它的频率与原子核的进动频率一样的射频磁场。例如，氢质子的Larmor频率为4.26兆赫时，则所加的射频磁场的频率也是4.26兆赫。

交变的射频磁场位于水平面 xy 内，由于对核磁体的吸引作用，而使核磁场的向量逐渐变至 xy 平面。图1.11中的向量 B_1 即表示处于横向平面内的射频场，它与静磁场 B_0 的方向垂直，且 B_1 的方向以Larmor频率在横向平面内旋转。如果 B_1 场持续时间足够的长，那末，核磁场便旋转90度而成为横向，也就是方向成为垂直于静磁场的状态。

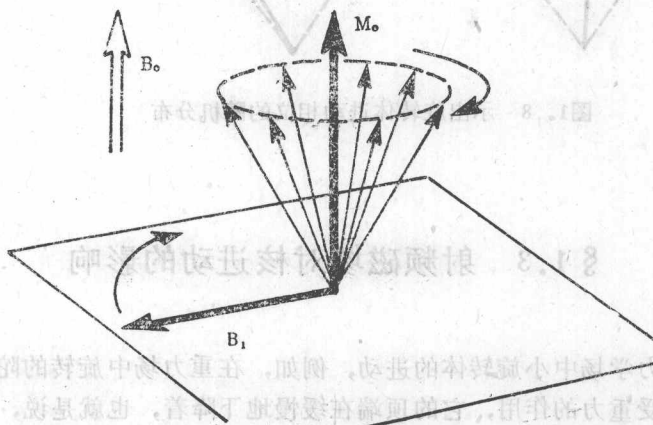


图1.11 射频磁场 B_1 与静磁场 B_0 的空间关系

由图 1.8 所示,核磁向量在进动过程中,它的相位是随机的,现在在射频磁场的强迫下,每个核磁场的相位逐渐统一到射频场的相位上来,从而叠加成为一个合成的横向核磁场。由此,相当于核磁场 M_0 (图 1.7) 因射频场 B_1 的存在而转动了 90° , 如图 1.12 所示。

图 1.11 所示的情形,是刚在 xy 平面内施加射频磁场的瞬间情况,图中的许多微小核磁场仍然以其随机相位作进动旋转,它们的横向分量相互抵消了,而它们的垂直分量叠加为一个合成核磁场 M_0 , M_0 与静磁场 B_0 同方向,皆垂直于 xy 平面。

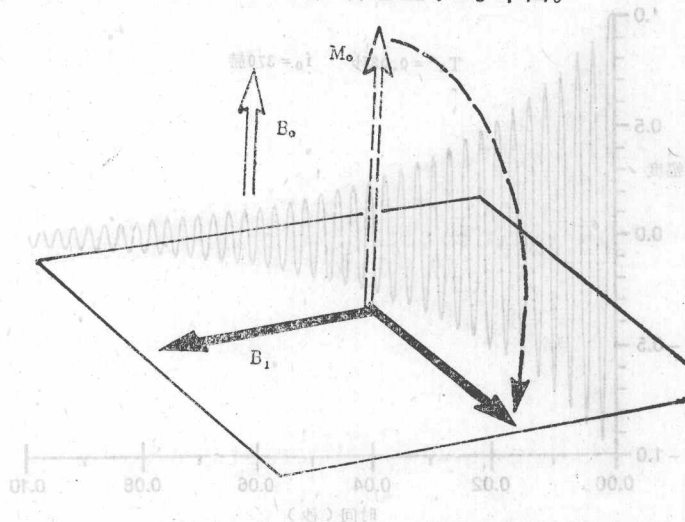


图 1.12 在射频磁场的迫使下,合成核磁场 M_0 转向横向平面

由图 1.12 可知,因为施加了谐振射频场,使得静态而垂直的合成核磁场 M_0 变成横向的交变磁场,这为核磁信号的检测创造了条件。因为横向磁场在时间上是交变的,按照法拉第定律,就要在接收线圈上感应电压。而如果不加射频横向磁场,那末,处于静磁场 B_0 中的合成核磁场 M_0 也是静止的,不能产生电磁感应现象。

当使合成核磁场 M_0 下垂的射频磁场消失后,原子核就要渐渐地回复到它原先的进动状态。在它渐渐的恢复过程中, xy 平面内的横向分量将要渐渐地由大变小。

在 xy 平面中的磁场分量可以用在被测样品附近放置探测线圈而检测出来(图 1.13)。

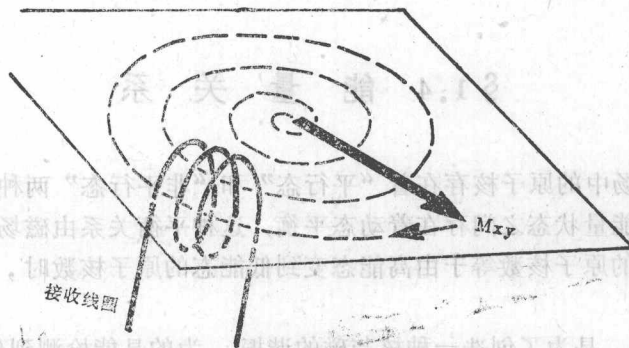


图 1.13 加入射频脉冲后,便产生围绕静磁场 B_0 旋转的横向分量 M_{xy} , 在配置于横向平面内的接收线圈中产生交流信号。

图 1.13 中虚线表示的螺旋线，表示当射频脉冲終了后，横向分量 M_x 逐渐变小以至消失的过程。如果检测的是氢质子信号，那末，在射频场刚一停止的瞬间，所获得的信号幅度可表示氢质子的数目，该信号常称为质子密度信号。所检测到的 M_x 信号随时间的变化曲线如图 1.14 所示。

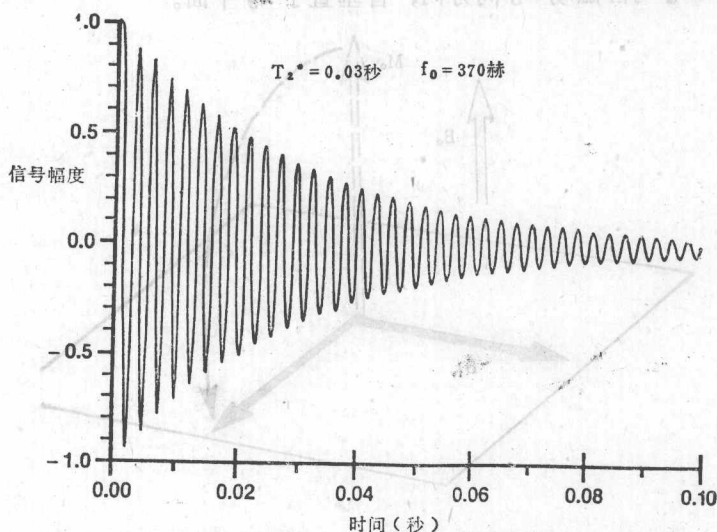


图 1.14 所表示的自由衰减的感应信号，对应单一频率： $f_0 = 370$ 赫。
信号幅度按指数规律衰减，时间常数 $T_2^* = 0.03$ 秒。

核磁旋向量以 Larmor 频率旋转，因此在接收线圈电路内的交变电压也是同一频率。横向核磁场以指数规律衰减到零，因而，所检测到的电压也以同一规律衰减到零。由此可见，所得到的是自由感应衰减 (*free induction decay*—FID) 信号，也可称为阻尼振荡信号。振荡的幅度正比于横向磁场，其起始振荡幅度正比于样品中原子核的数目。可以想像，可以用人体组织中氢原子的分布情况构成组织的 NMR 图像。

§ 1.4 能量关系

上面提到，磁场中的原子核存在着“平行态”和“非平行态”两种基本能量状态，实际上，介于两种基本能量状态之间存在着动态平衡，这种平衡关系由磁场和环境温度决定。当低能态变到高能态的原子核数等于由高能态变到低能态的原子核数时，便称之为“热平衡态”。

加入射频磁场，是为了创造一种核与磁的谐振，为的是能检测到信号。核磁谐振过程中，原子核要从射频场吸收能量，导致了两种不同能量状态之间的转换。许多核旋体由平行态（低能态）跃变至非平行态（高能态）。在 NMR 中引起转换所需的能量，便是两种基本状

能态之间的能量差额(图1.15)。由图可知，辐射能量的数量等于非平行态能量 E_2 和平行态能量 E_1 之差。

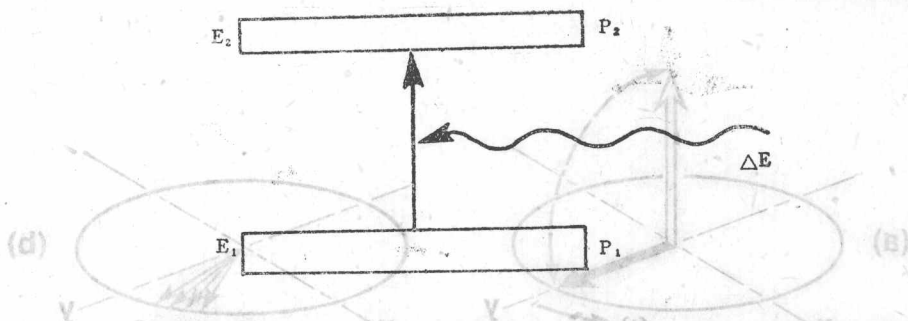


图1.15 由外界射频能量的辐射，导致了能级变换。辐射能量的数量等于非平行态能量 E_2 和平行态能量 E_1 之差。

当使核磁向量下垂的射频场消失后，在核旋体渐渐地回到它原先的平衡位置的过程中，在前阶段获得的能量将以热量消耗在周围的环境中。

§ 1.5 核旋体的“弛豫”过程

采用接收线圈，可以感应到横向磁场的自由衰减信号。这种衰减过程又称“弛豫”过程，它有两个明显的特征。

一、旋转—旋转弛豫 在射频场的作用下，能够使所有质子的磁旋向量会聚在 xy 平面内的同一方向上，随同射频磁场一道旋转。当射频脉冲终了后，由于电子和相邻质子磁旋体的影响，使得这些在方向上会聚在一起的旋转磁体又逐渐松散开来，它们之间的相位差又逐渐增大。因此，在 xy 平面上形成的合成磁场便逐渐消失，这种逐渐消失的过程称为旋转—旋转弛豫，该弛豫过程的时间常数习惯地以 T_2 表示。图1.16表示出这种弛豫过程。

如果静磁场是理想均匀的，也就是说，所有的质子经受着严格相同的静磁场，则旋转—旋转(横向)弛豫时间便等于 T_2 。然而，这一情况并不现实。在实际中因为电的或超导体所产生的磁场有一定程度的不均匀性，信号有效的衰减时间常数为 T_2^* ，它往往比理想的 T_2 短。

造成质子横向磁场衰减变化的一个主要原因是磁旋体之间的相互作用。例如，磁旋体 A 在磁旋体 B 的位置上产生一个小的磁场，该磁场对 B 起排斥作用。同样， B 也排斥 A 。这一形成 M_{xy} 的消失过程是随机的，但与旋转—旋转弛豫时间 T_2 有密切关系。

二、旋转—晶格弛豫 旋转—晶格弛豫过程对应于纵轴向磁场的恢复过程，因而，也称为纵轴向弛豫，其时间常数用 T_1 表示。这个恢复过程往往是指指数式的，如图1.17所示。图中描绘出在横向射频脉冲作用消失后，纵轴向磁场的渐近恢复过程，脉冲过后经过 T_1 秒， M_z 恢复到原有值的63%，经 $\tau = 2T_1$ 秒达到86%，经 $\tau = 3T_1$ 秒后为95%。

如果考虑到射频脉冲作用期间的情况，整个变化曲线如图1.18所示。射频脉冲作用之前，处于静磁场中的质子磁场达到稳定状态的磁场强度，加入横向射频脉冲后，质子旋转体