《脑功能成像原理》

Principles of Brain functional Imaging

罗程

E-mail: chengluo@uestc.edu.cn

电子科技大学生命科学与技术学院



- ❖ 唐孝威. 脑功能成像. 合肥: 中国科技大学出版 社, 1999
- ❖ 赵喜平. 磁共振成像系统的原理及应用. 北京: 科学出版社, 2000
- ❖ 俎栋林 高家红. 核磁共振成像学. 北京: 高等教育出版社, 2014



第一章 核磁共振及其物理学

- ❖ 概述
- * 磁共振成像设备
- * 磁共振成像的优、缺点
- *磁共振图像的品质因素
- * 核磁共振现象和共振条件
- * 核磁共振的宏观描述
- * 饱和现象



1.1 概述

- ❖ 磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)是根据 生物体磁性核(氢核)在磁场中的表现特性进行成像 的高新技术。
- ❖ MRI的物理基础为核磁共振(nuclear magnetic resonance, NMR)理论。
- ❖ NMR是指与物质磁性和磁场有关的共振现象,它是 低能量电磁波与既有角动量又有磁矩的核系统相互 作用所表现出的共振特性.
- ❖ 以不同的射频脉冲序列对生物组织进行激励,并用 线圈技术检测组织的弛豫和质子密度信息,就出现 了 MRI 技术.

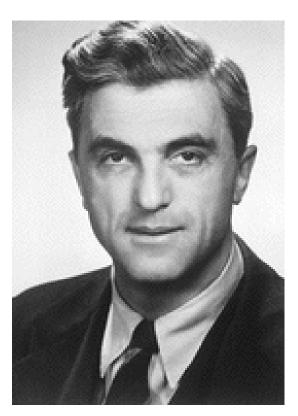


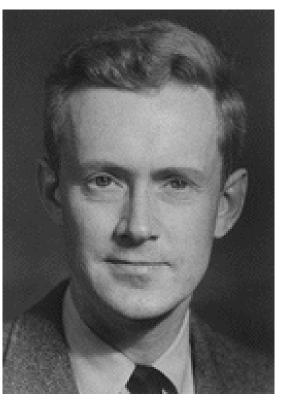
1.1 概述——(1)核磁共振的发现和利用

- ❖ 1924 年,泡利(Wolfgang Pauli)发现:正如电子具有自旋和磁矩一样,许多核中也存在着角动量和核磁矩,使得原子核像带电的小球一样自旋──核自旋的概念.
- ❖ 1946 年, 斯坦福大学的布洛赫(Felix Bloch)和哈佛大学的 珀塞尔(Edward Purcell)率领的研究小组几乎同时发现, 用适当的射频波,在主磁场的垂直方向上对进动的原子核 进行激励,可使其进动角度增大;停止激励后原子核又会 恢复至激励前的状态,并发射出与激励电磁波同频率的射 频信号.这一现象被称为核磁共振.



1.1 概述—(1)核磁共振的发现和利用





Bloch(左)和Purcell(右)因发现NMR 现象获得1952年诺贝尔物理学奖。



1.1 概述——(1)核磁共振的发现和利用

- * 将检测到的 NMR 信号记录在与其频率相对应的 波谱纸上,就得到核磁共振波谱 (nuclear magnetic resonance spectroscopy, NMRS).
- ❖ 50多年来,核磁共振波谱法取得了极大的进展和成功: 检测的核从氢核('H)遍及几乎所有的磁性核(有自旋 运动的核);仪器频率从 30 MHz 发展到 600 MHz,而且 还在向更高频率发展.
- ❖目前,NMR已成为鉴定化合物结构、研究化学动力学、 追踪化学反应过程的重要方法。
- ❖ 1980年以来,NMR 成像,即 MRI 的迅速发展,又使 NMR 技术扩展到了生物和医学领域.



1.1 概述—(2) 磁共振成像的发展

- ❖ 磁共振成像技术,即 MRI 是 NMR 的重要应用领域. NMR 从波谱学实验发展到成像技术是一大飞跃.
- ❖ 1970年, 达马迪安(Raymond Damadian)对已植入恶性肿瘤 细胞的鼠进行了 NMR 实验,发现正常组织与恶性组织的 NMR 信号明显不同. 还观察到, 在受激组织的偏转磁矩 恢复至稳定状态的过程中,它会发出两类不同信号,这就 是被布洛赫命名的 T_1 和 T_2 弛豫信号.
- ❖1973年, 劳特伯采用的成像方法为他自己创立的组合层析 成像法(zeugmatography),获得了一幅二维的核磁共振图像. 几乎同时,曼斯菲尔德(Peter Mansfield)独立地发表了磁共振 成像的论文. 为磁共振成像技术奠定了基础.
- ❖达马迪安于1977 年建成人类历史上第一台全身MRI装置. (采集一幅图像耗时长,不实用)



1.1 概述—(2) 磁共振成像的发展





第一台MRI装置(1977)



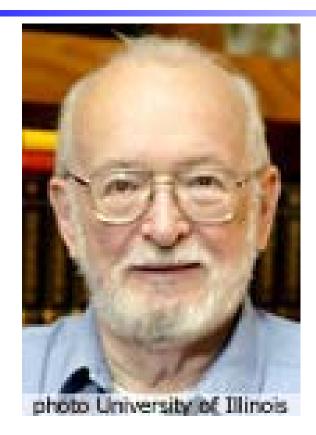
1.1 概述—(2) 磁共振成像的发展

- ❖ 1978 年以后磁共振成像技术全面发展的阶段.这一时期磁共振 成像研究实现了如下的转变:
 - 从人体成像实验系统的研究转入工艺装置研究;

 - ■由实验研究过渡为临床应用研究;
 - 从侧重于成像理论的研究转变为加快成像速度、提高信噪比、 改善图像质量的方法学研究;
- ❖1980年商品的磁共振成像设备出现.



2003 Nobel Prize in Physiology or Medicine



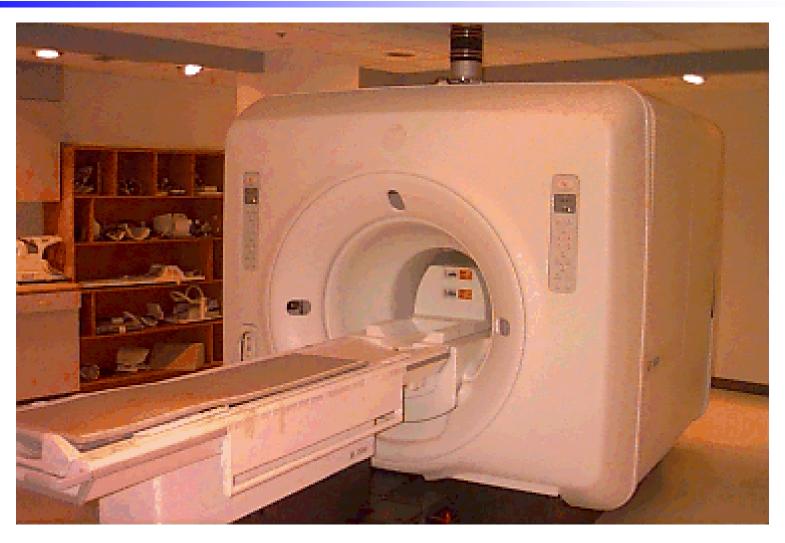


Lauterbur 和 Mansfield 因发明MRI方法 获得2003年诺贝尔医学和生理学奖。

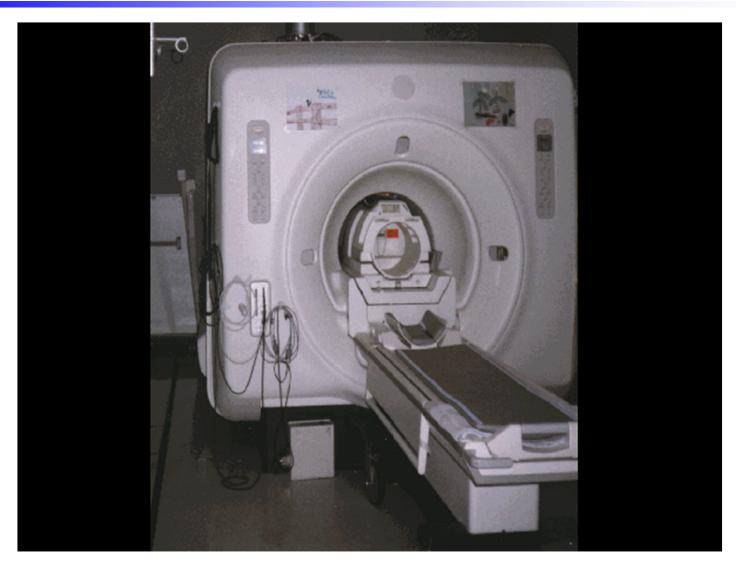














❖RF Coil:

射频(radio freq.) 线圈,发射射频 脉冲或/和接受 磁共振信号。

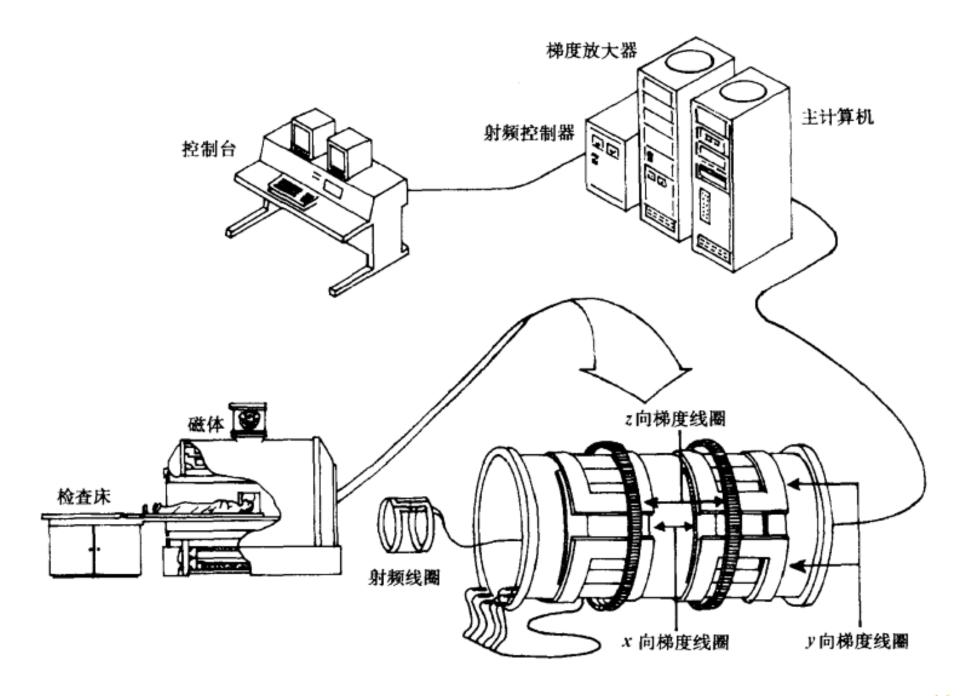
❖Gradient Coil:

梯度线圈,产生梯度磁场。在x,y, z方向各有一个 线圈,以对体素 进行空间定位。

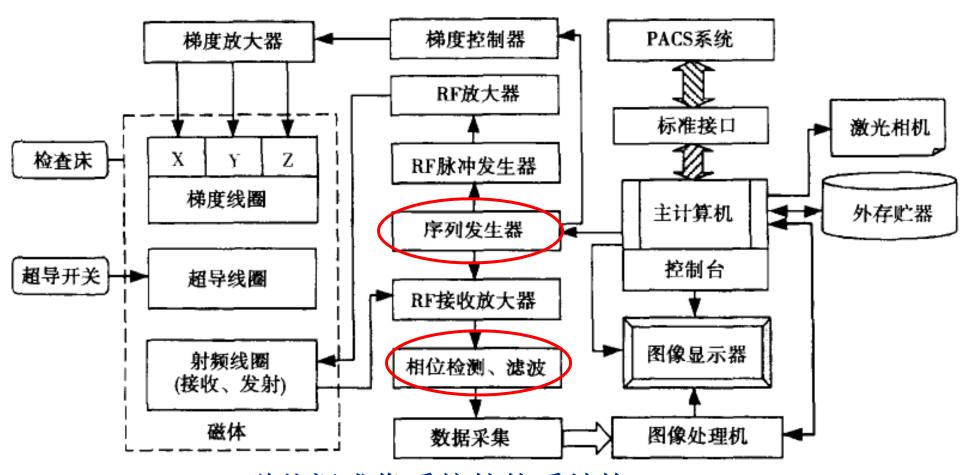
❖T (tesla):

磁感应强度的单位。









磁共振成像系统的体系结构



1.3 磁共振成像的性能

一、磁共振成像的优点

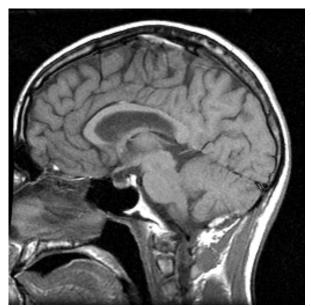
(1) 多参数成像,可提供丰富的诊断信息

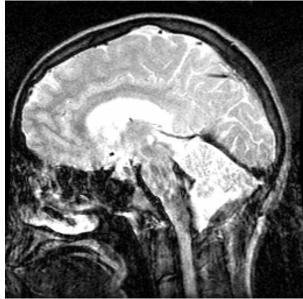
一般的成像技术都使用单一的成像参数.例如,CT的成像 参数仅为 X 射线吸收系数、超声成像只依据组织界面所反射的 回波信号等.

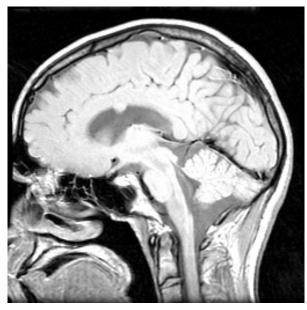
目前MRI成像使用的组织参数至少有氢核(质子)密度N(H),纵向弛豫时间 T_1 ,横向弛豫时间 T_2 以及体内液体的流速 v_1 等 4 个.上述参数既可分别成像,亦可相互结合获取对比图像.



MRI多参数成像:







T1 Contrast

 $T_E = 14 \text{ ms}$ $T_R = 400 \text{ ms}$

T2 Contrast

 $T_E = 100 \text{ ms}$ $T_R = 1500 \text{ ms}$

Proton Density

 $T_E = 14 \text{ ms}$ $T_R = 1500 \text{ ms}$



(2) 高对比度成像,可得出详尽的解剖学图谱

人体含有占体重 70%以上的水.这些水中的氢核是 NMR 信号的主要来源,其余信号来自脂肪、蛋白质和其他化合物中的氢质子.由于氢质子在体内的分布极为广泛,故可在人体的任意部位成像.

另一方面,由于水中的氢质子与脂肪、蛋白质等组织中氢质子的NMR 信号强度不同,使得磁共振图像必然是高对比度的.

磁共振图像的软组织对比度明显高于 X 射线 CT.



(3) 任意方位断层,使医学界从三维空间上观察人体成为现实

用 G_x , G_x , 和 G_x 3 个梯度或者三者的任意组合来确定任意层面,不用旋转样品或移动病人,整个 MRI 检查中没有任何形式的机械运动.



(4) 人体能量代谢研究,有可能直接观察细胞活动的生化蓝图

任何生物组织在发生结构变化之前,首先要经过复杂的化学 变化,然后才发生功能改变和组织学异常.

 T_1 和 T_2 弛豫时间及其加权像本身反映质子群周围的化学 环境,即生理和生化信息的空间分布. 例如,大脑的灰质和白质 在磁共振图像上出现明显的对比. 从理论上讲, 任何组织中水 含量的改变将引起磁共振图像的改变,因为水中含有大量的氢.



- (5) 不使用造影剂,可观察心脏和血管结构
- (6) 无电离辐射,一定条件下可进行介入 MRI 治疗
- (7) 无骨伪影干扰,后颅凹病变清晰可辨



1.3 磁共振成像的性能—缺点

二、磁共振成像的缺点

(1) 成像速度慢

这是 MRI 的主要缺点.

由于成像速度慢,不适合于运动性器官和危重病人的检查等, 噪动或丧失自制能力的患者,儿科...

磁共振成像时间可分为扫描时间和图像重建时间两部分. 随着计算机运行速度的加快,每幅图像的重建时间已缩短至毫 秒数量级,因而成像速度主要受扫描时间的限制.

缩短扫描时间的途径主要有<u>高速扫描序列的设计</u>和机器关键硬件(如梯度子系统)的革新两个方面.



1.3 磁共振成像的性能—缺点

- (2) 对钙化灶和骨皮质病灶不够敏感
- (3) 图像易受多种伪影影响
- (4) 禁忌症多
- (5) 定量诊断困难



核磁共振现象(NMR)是医学磁共振成像的物理学基础, 但是,要根据线圈中接收到的 NMR 信号重建出所需的解剖 图像,还有许多技术问题要解决.

图像的品质或质量是任何一种成像方法或技术首先要 考虑的问题. 图像质量还标志着它对临床诊断准确性的贡献 大小.

图像质量的 3 个重要指标:

对比度

分辨率(或空间分辨率)

《脑功能成像原理》



一、组织体素和像素

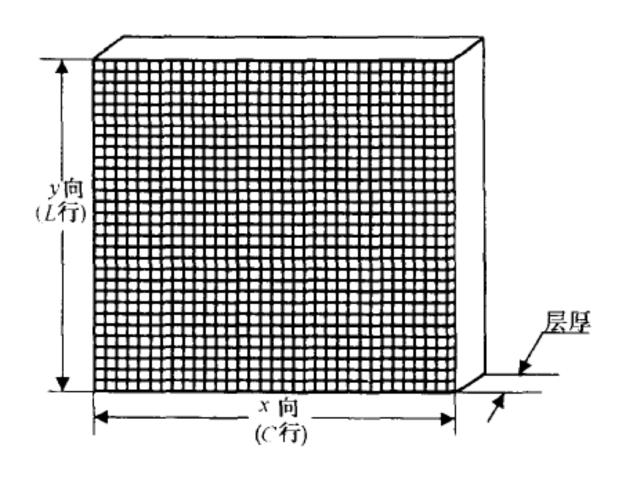
人体一旦被置入磁场中,体内的磁性核就具备了共振的特性. 这时生物体可以吸收电磁波的能量,然后再发射出具有特定频率的电磁辐射.辐射特性取决于一定体积内组织的物理和化学特性. 在成像技术中,把这种很小的组织单元就称为体素(voxel).

体素是一个空间概念(长、宽和厚). 在描述体素的大小时, 常使用<u>体积或容积(voxel volume)</u>这一术语.

在同一种组织的前提下,体素的体积越大,它所包含的氢质子就越多,共振时发出的 NMR 信号就越强.



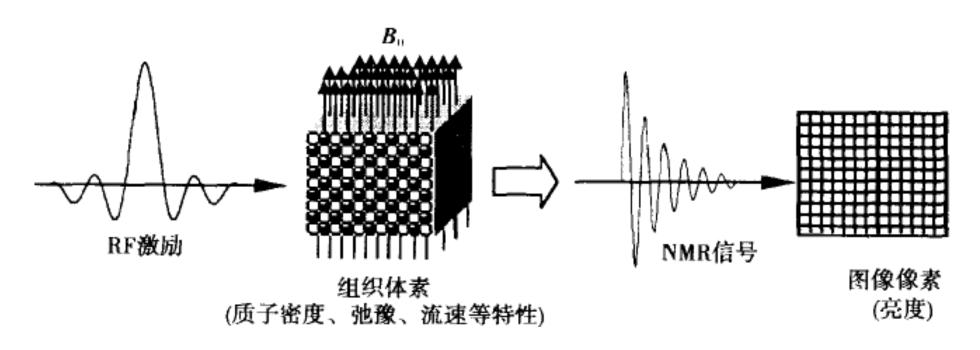
许多整齐排列的体素构成 MRI 的成像层面(slice).





像素(pixel)是图像(image)的最小单位.

磁共振成像时,每个体素所发出的 NMR 信号被转变为图像中像素的亮度,信号强,像素就亮,反之亦然.





二、对比度

- ❖ 磁共振图像中,每个像素的灰度值都是体素 NMR 信号的函数.
- 对比度(contrast)是指相邻像素间灰度值的差别。
- ❖ 在 MRI 中,图像对比度是组织体素的 NMR 信号不同而形成的.

组织对比度
$$C_{T_1} = \frac{|T_{1_A} - T_{1_B}|}{|T_{1_A} + T_{1_B}|}$$

磁共振成像的目的,就是通过图像处理的方法,准确无误地 产生可见的图像对比度.

《脑功能成像原理》



三、信噪比

NMR 信号的能量也是非常微弱的.另一方面, MRI 系统信号检测采用的是电磁探测方式,即用线圈来接收信号.这使得 MRI 成为一种灵敏度极低的技术.

内部噪声源: 人体和电路元件



- ❖ 信噪比 (SNR或S/N, signal to noise ratio) 是信号幅度与噪声幅度的比值。
- ❖ 是衡量图像质量最重要的指标。任何增加信号强度或减小噪声水平的措施,均可使SNR提高,从而使图像质量得以改善。SNR的提高,即可加快扫描速度,又能提高图像的空间分辨率。
- ❖ 因此,MRI系统中的许多关键技术都是为提高 SNR而采用的。可以说,尽可能提高SNR,是所 有MRI设备制造商所追逐的目标之一。



四、空间分辨率

- ❖ 所谓空间分辨率,指的是图像的锐利度,也可以说是 图像区别细微结构的组织边界的能力,它主要由单个 组织体素的大小决定。
- ❖ 一般来说,每个体素内部的全部结构是模糊地混在一起的,也就是说,单个体素中包含的所有组织经过平均后产生混合的NR信号。这种混合作用受体素大小的影响。
- ❖ 混合作用的存在减弱了微小结构的对比度和可见性, 大大限制了分辨相邻解剖结构和发现微小病灶的能力。



在 MRI 扫描过程中,通常用改变 FOV、扫描矩阵和层厚三个 因素中的一个或两个的 办法来调节图像的细节.

要强调的是,分辨率提高即体素变小后将带来信噪比降低的问题.因此,体素并不是越小越好,实际应用中采取折衷的方案.

《脑功能成像原理》



1.5 核磁共振现象和共振条件

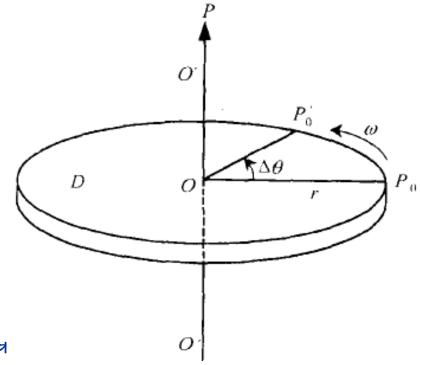
一、基本概念

1. 转动和角频率(角速度)

物体运动时,如果其上各点都绕同一直线作圆周运动, 该运动就称为转动(rotation),此直线就是转轴.

如圆盘匀速转动,则角速度 $\omega = \frac{\Delta \theta}{\Delta t}$ 为常数,单位是 rad/s.

这时存在关系: ω = 2πf.

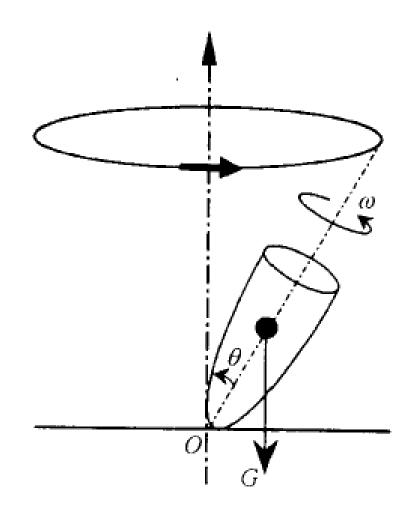




1.5 核磁共振现象和共振条件—基本概念

2. 进动

以陀螺的转动为例。 当其转动轴线与重力方向 出现倾角 θ 时,陀螺在绕 自身轴线转动的同时,其 转轴还绕重力方向回转。 物理学上把这种回转现象 称为进动(precession).





3. 角动量

角动量(angular momentum)或动量矩(moment of momentum)P

$$P = J\omega$$

J 为转动惯量(rotational inertia),其大小由物体的质量、质量分布以及转轴的位置三者决定.

J和ω相当于运动物体的动量(momentum)mv中的 m 和 v.



4. 磁场

物质的磁性是由分子电流引起的.是一种特殊的物质形式. 磁场强度 B 是用来度量磁场中某点磁场大小和方向的物理量.

在磁体内部,磁场方向由 S 极指向 N 极;

在磁体外部,磁场方向由 N 极指向 S 极.

直线电流产生的磁场,其方向用右手螺旋法则确定.

磁共振成像系统中经常使用的磁场强度单位为高斯 (Gauss, 简称 G)和特斯拉(Tesla, 简称 T), $1 G = 10^{-4} T$.

磁场不仅可由电流激发,也可通过变化着的电场激发.

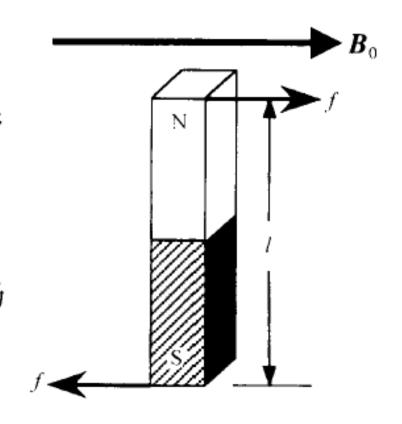


5. 磁矩

将磁极强度为 m,长度为 l 的条形磁铁放入场强为 B_0 的匀强磁场中,磁铁就会受到一种力偶矩(M)的作用.

$$\mathbf{M} = ml\mathbf{B}_0$$

m 与 l 反映磁铁的固有性质,与外磁场 无关. 乘积 ml 叫条形磁铁的磁矩.





6. 原子核的自旋

原子由原子核和绕核运动的电子所组成.

自旋(spin)的运动含义是指微观粒子像地球绕自转轴旋转那样高速旋转.这种旋转又与圆线圈中的电流(圆电流)类似,因而会产生磁场.

自旋是粒子或原子核具有磁矩的原因.

核外电子有单电子的轨道运动和电子的自旋两种运动方式.现在已经证明,大多数原子核也具有自旋的特性.



7. 核磁矩在磁场中的能量

具有自旋磁矩的原子核置于静磁场 B_0 中,核磁矩的能量 E

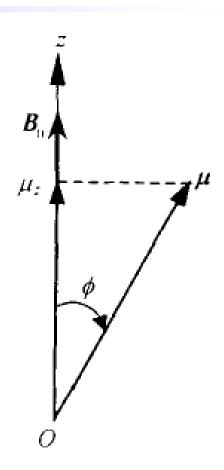
$$E = - \boldsymbol{\mu} \cdot \boldsymbol{B}_0 = - \mu B_0 \cos\theta = - \mu_z B_0.$$

 B_0 与核磁矩 μ 之间的夹角为 θ .

$$E_{\mathfrak{m}} = -\mu_{z}B_{0} = -\gamma\hbar mB_{0}.$$

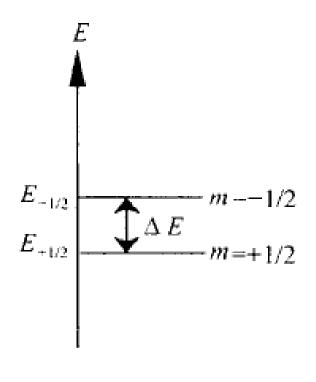
μ. 是量子化的,

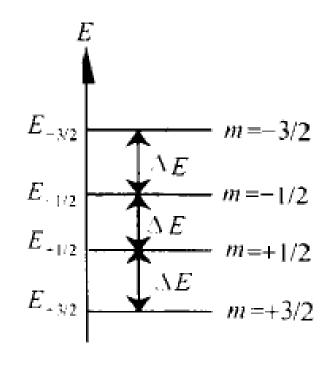
核磁矩在静磁场中的能量也是量子化的.





- * 这些不连续的能量值称为原子核的能级。
- ❖ m<0: E_m为正值,低态能; m>0: 高态能。





f = 3/2

I = 1/2



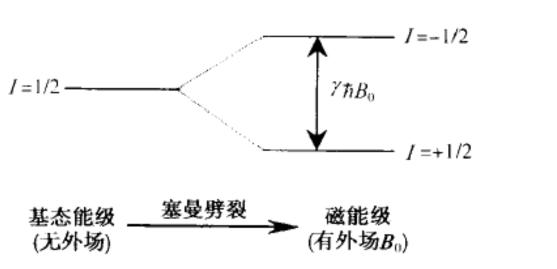
8. 塞曼效应

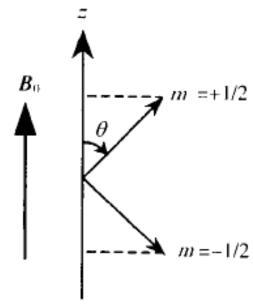
无外磁场时的一个能级(一种角动量对应一个能级), 在外场作用下因产生了(21+1)个附加能量而分裂为(21+1) 层能级。

物理学上把这种基态能级在外场 B_0 中发生分裂的现象称为塞曼效应(Zeeman effect).

经塞曼分裂而形成的能级就是塞曼能级或叫做磁能级.







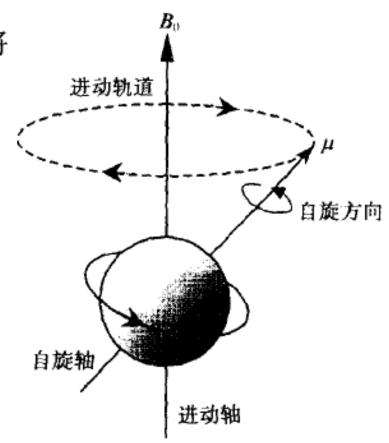
(a) 基态能级在外磁场中的塞曼分裂

(b) 自旋磁矩的取向(向下者为高能级)



9. 自旋核在静磁场中的进动

自旋核有一定的自旋角动量和 核磁矩.在<u>静磁场</u>作用下,核磁矩将 如旋转陀螺在地球引力场中进动一 样运动,称为自旋核的进动.





10. 拉莫尔频率

进动时核磁矩三个分量的运动:

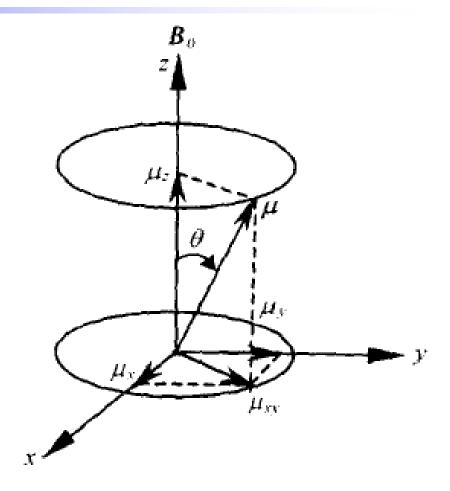
$$\mu_x = A\cos(\omega_0 t + \varphi)$$

$$\mu_y = -A\sin(\omega_0 t + \varphi).$$

 μ_z 为常数,说明 μ 在 z 轴上的投影不变.

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

γ 表示磁旋比





通常把 $\omega_0 = \gamma B_0$ 称为 拉莫尔频率(Larmor frequency). 它是核磁矩 μ 在静磁场中绕 B_0 进动时的频率.

 ω_0 与 γ 和 B_0 成正比,而与 μ 和 B_0 之间的夹角 θ 无关. 有时又将核磁矩的上述进动称做拉莫尔进动(Larmor precession).



二、磁共振现象

自然界中共振现象是普遍存在的.

共振又是有条件的,如频率条件和相位条件.

对于原子核来说,其共振频率是由原子核的特性和磁场强度共同决定的.只有自旋核才能发生核磁共振, 因为只有这类核才有磁矩.

核磁矩在外磁场作用下将产生能级分裂,形成塞曼能级. 核磁共振实际上就是指一定条件下在塞曼能级之间进行的共振吸收跃迁现象.



三、NMR的经典力学原理

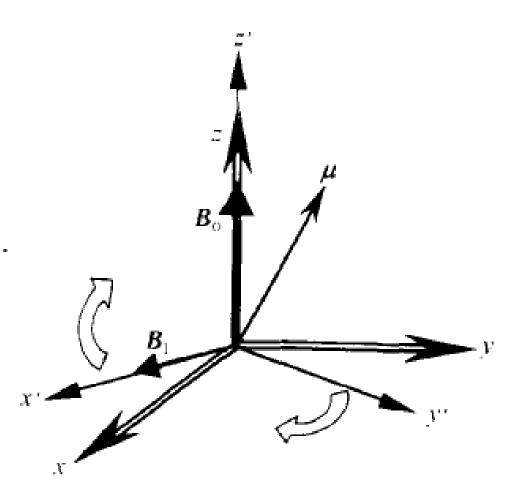
在静磁场 B_0 的垂直平面内施 加一个以 ω 角速度旋转的磁场 B_1 ,就可使 μ 所具有的能量发生变化.也就是说,要破坏其平衡,必须从外界向进动的核系统提供能量.

为获得角速度为 ω 的磁场 B_1 ,可在 x 轴方向加一个线偏振(极化)的<u>交变磁场</u> $2B_1\cos\omega t$.



❖ 旋转坐标系 x'y'z'

z'轴与固定坐标系 xyz 的 z 轴以及 B_0 相重合, 其 x', v' 轴围绕 z 轴旋 转,并取旋转角速度为 ω . 显然,由于旋转坐标系 与旋转磁场 B, 有着相同 的角频率 ω , **B**, 将永远 与 x'轴相重合.这样,在 x'y'z'系中就可认为 B_1 是静止的:



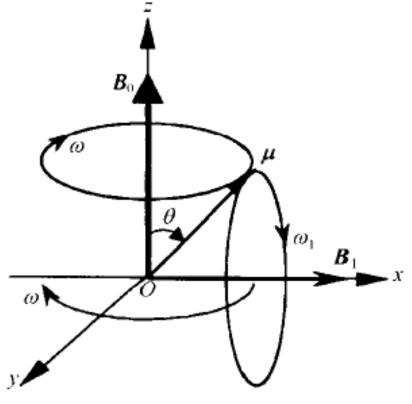


核磁矩 μ 具有一定的能量.在静磁场中,它以定角 θ 作拉莫尔进动,其能 量并没有发生变化.这时称系统处于稳定状态.

如果旋转磁场 B_1 的旋转频率 ω_0 ,正好等于核磁矩的进动频率 ω_0 ,那么在x'y'z' 系中观察, μ 也将是静止的.

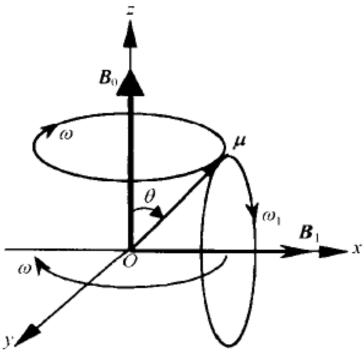
 B_1 场一旦加入, μ 立刻受到一个相当于静磁场的作用.

 μ 又将围绕 B_1 进动, 其进动 角频率为 $ω_1 = \gamma B_1$





这种核磁矩在射频场作用下进行的缓慢进动叫做章动.因此,进动是指固定坐标系中μ绕z轴的转动,而章动特指满足共振条件时μ绕z'轴的转动.在 xyz 坐标系中观察到两种运动的合成.





核磁共振条件 $\omega = \omega_0 = \gamma B_0$.

 ω B_1 的旋转频率

ω。核磁矩的进动频率



四、NMR的量子力学描述

- 当原子核处于外磁场 B。中时,它的能级将产生塞曼分裂.
- 核磁矩在静磁场中的能量

$$E_{\rm m} = -\mu_z B_0 = -\gamma \hbar m B_0.$$

- 根据量子力学的选择定则,只有磁量子数之差(Δm)为 ± 1 时,相邻两能级间的跃迁才是允许的.
- 两相邻能级的能量差为 $\Delta E = \gamma h B_0$
- 在磁场中一个核要从低能态向高能态跃迁,就必须吸收 $γhB_0$ 的能量.



在外磁场的垂直方向设置射频线圈.

当激励电磁波的电磁辐射的能量h少与两相邻能级之间的能量差 ΔE 相等时,

$$\underline{h\nu} = \underline{\Delta E} = \gamma \hbar B_0,$$

原子核两个能级之间的跃迁就会发生,这就是核磁共振现象.

式中的 h 和 h 分别为普朗克常数和约化的普朗克常数,二者的关系为 $h = h/2\pi$.由此得出的共振条件为

$$\nu = \frac{\gamma}{2\pi} B_0.$$

又可写成

$$\omega = \gamma B_0.$$

拉莫尔方程或拉莫尔公式(Lannor equation).



拉莫尔公式把共振频率与外加磁场值用简单的数学关系 联系起来,使人们能够方便地计算出各种核的共振频率(核的 磁旋比为常数).

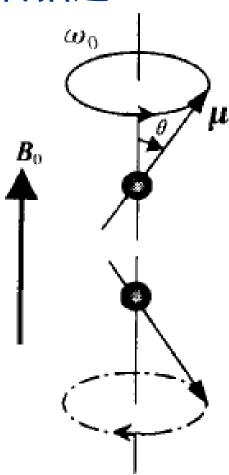
例如,对于1T磁场中的'H来说,其共振频率为42.5 MHz.



五、NMR的经典力学与量子力学的综合描述

自旋核的磁矩 μ 在外磁场 B_0 中以 $\omega_0 = \gamma B_0$ 的角频率围绕 B_0 进动. 在稳定条件下,即没有交变磁场 B_1 时, μ 与 B_0 的夹角 θ 保持不变, 核磁矩在磁场中只能取某些固定的方向.

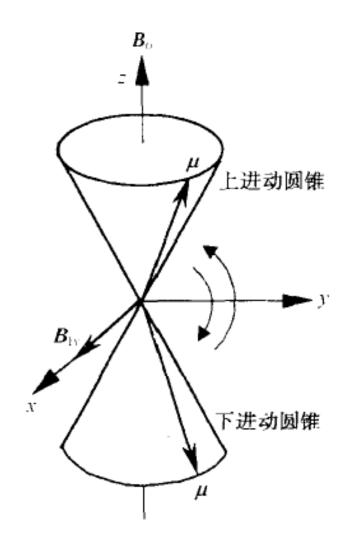
例如对 I = 1/2 的核,核磁矩 μ 只能有两个方向.





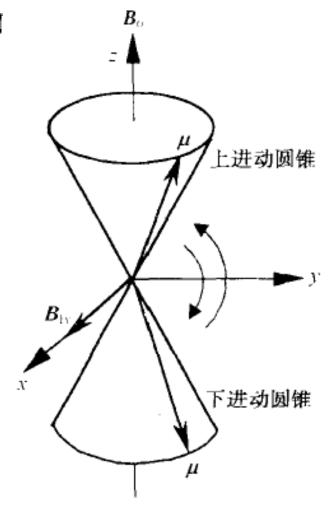
当 μ 在上面的进动圆锥上进动时(与 B_0 同向),核磁矩处于m=1/2的低能级状态;当 μ 在下面的进动圆锥上进动时(与 B_0 反向),相当于核磁矩处于m=-1/2的高能级状态.

施加交变电磁场 B_{1x},产生一个旋转磁场 B₁.如满足拉莫尔方程,处在上进动圆锥上的原子核就会吸收交变磁场的能量而跃迁到下面的圆锥上来,即从低能级跃迁到高能级,这就是核磁共振现象.





当核磁矩从下进动圆锥跃迁到上进动圆锥,即从高能级跃迁到低能级上时,原子核通过辐射的形式放出能量.





六、NMR的观测方法

为了观察 NMR 现象,人们根据拉莫尔公式给定的 条件采用了多种方法.

扫场法:保持电磁波的角频率 ω,不变,而连续改变 外磁场 B_0 的方法.当场值变到 $B_0 = \omega_0 / \gamma$ 时, 便发生共振吸收.

扫频法: 固定静磁场强度 B_0 ,通过连续改变射频场的 振荡角频率 ω 来达到共振目的.

脉冲法: 固定磁场, 以一个能量很高的、含有各种频率 成分的宽带脉冲源去覆盖所选区域,可使全部 同类核同时被激发.又称做脉冲傅里叶变换法.

《脑功能成像原理》



医用 MRI 系统中所采用的实际上是一种脉冲激励的 定核检测方法.

MRI 中不仅固定静磁场 B_0 ,而且固定了扫描频率 ω_0 . 因此,只有 $\gamma = \omega_0/B_0$ 的核在射频脉冲作用下才发生NMR.

人体内含有大量的'H,加之它的信号灵敏度很高,MRI系统选氢核作为定核.换句话说,MRI系统就是用体内'H 的分布来成像的.

因此, ω_0 和 B_0 的设置应满足 H 的共振条件,即 ω_0/B_0 在数值上要等于氢的磁旋比.



拉莫尔方程说明,共振频率与磁场强度成正比.对于 同一种核,磁场强度增加,共振频率也成比例提高.

氢质子在不同场强 MRI 系统中的共振频率

磁场强度 B ₀ (T)	共振频率(MHz)
0.2	8.52
0.35	14.90
0.5	21.29
1.0	42.56
1.5	63.87
2.0	85.16

这些频率均大大低于 X 射线的频率,因而它不会对生物系统的分子造成破坏.这也是 MRI 被广泛接受的原因之一.



前面讨论了孤立自旋核的磁学性质、它在均匀磁场中的运动规律以及核磁共振现象.但是,人们只能测量样品或被检体中大量同种核的集体行为,单个原子核的行为是无法检测的.

原子核群的集体行为表现为一些<u>可测的宏观量</u>,根据 这些宏观量才能做出判断或显像。



一、自旋核的能级分布——玻尔兹曼分布

被测样品(或人体)中包含了大量的原子核.

设有 N 个相同的原子核放入静磁场(外磁场) B_0 中,则自旋核的能级分布受下述两种作用的支配.

- 一是在外磁场的作用下,核的自旋能级分裂为(2I+1)层,同时,其核磁矩趋向于 B_0 方向,即趋向于占据低能级,以使本身达到尽可能低能量的稳定状态;
- 二是受热运动的影响,各高、低能级上的核数目或核密度又有相同分布的趋势,最后达到动态平衡.

自旋核群体的平衡状态服从玻尔兹曼(Boltzmann)分布, 处在低能级上的自旋核要比高能级上的多些.



核的总数为 N,热平衡时两能级上的核数差为 ΔN ,则有

$$\Delta N = \frac{N}{2} \left(\frac{\gamma \hbar B_0}{kT} \right) = \frac{N}{2} \left(\frac{\Delta E}{kT} \right) .$$

在热平衡状态下,两能级上核数之差 ΔN 与总核数 N,静磁场强度 B_0 成正比,而与绝对温度 T 成反比.

另外,由于原子核两能级之间的能量差 $\Delta E = \gamma h B_0$ 很小, 两能级上核数的差值也就很小.

低能级上的核数只占极微的优势,而我们所观察到的 NMR信号完全是由核数的这一微小差值所形成的.



- 在电磁辐射的作用下,核可以发生能级跃迁. 对于每一个核来说,由下而上和由上而下的跃迁几率相同,但由于低能级上的核数较多,总的来说仍出现净吸收现象.
- ❖ 另外,随着 B₀ 的增大,高低能级间的能量差变大,两能级间的核数差也相应变大.

核数差别变大,意味着NMR的灵敏度提高.



二、静磁化强度矢量(描述核磁矩的宏观特性)

磁化强度矢量(magnetization vector),指的是单位体积内所有核磁矩的矢量和.

$$\mathbf{M} = \sum_{i=1}^{N} \boldsymbol{\mu}_{i}.$$

用 M 在磁场中的运动规律来表征核的集体行为. 这一分析思想构成了 NMR 经典力学理论的核心.



在没有外场的情况下,自旋核系统中各原子核磁矩 μ_i的方向是 杂乱无章的. 从统计学的观点来看,就是它们的矢量和等于零

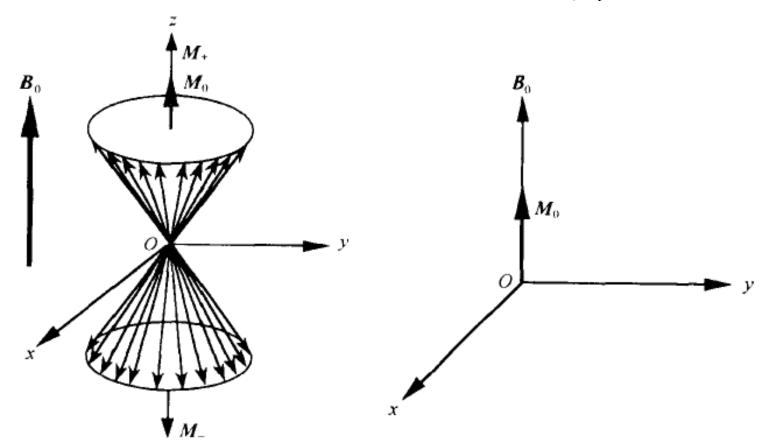
$$\boldsymbol{M} = \sum_{i=1}^{N} \boldsymbol{\mu}_{i} = 0.$$

原子核系统一旦被放入外磁场,各核便一边自旋,一边在 **B**。的作用下又都围绕磁场方向以一定的角度和角速度进动,并进行能级分裂. 两能级上的核数服从波尔兹曼分布;位于低能级上的核数稍多于位于高能级上的核数,使得原子核磁矩不能完全抵消. 这时 **M** 在 z 轴上的投影 **M**. 便不再为零. 系统被磁化.

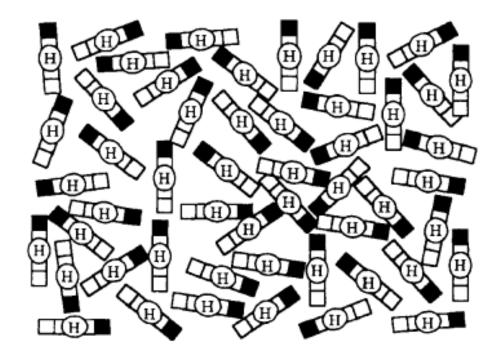


$*M_0$ 就称为静磁化强度矢量

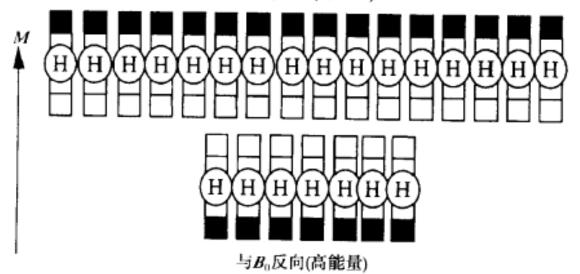
$$\boldsymbol{M}_0 = \sum_{i=1}^N \boldsymbol{\mu}_{iz}.$$







与B。同向(低能量)



7



三、静磁化强度矢量

热平衡时,被磁化的核系统中所有核的总磁矩等同于一个与 B。同向的静磁化强度矢量 M_0 . M_0 又叫做热平衡磁化强度.

 M_0 与 B_0 相比很微弱.为了检测 M 的变化,必须将它从与 B_0 的平行关系中分离开来.

当 x 方向加入射频磁场 B_1 时,核磁矩 μ 与 B_0 之间的夹角就要变化,其宏观表现为 M 偏离 z 轴一定的角度 θ .

因此,在 B_0 的垂直方向施加适当频率的电磁波,就可达到分离 M_0 和 B_0 的目的.

这一过程称为磁化强度矢量的激发.

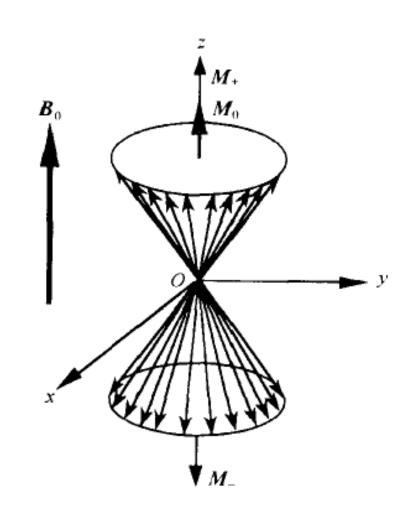


射频场 B_{1x} 作用后, M_0 将偏离 B_0 方向.此时, M将包含垂直分量 M_x 和水平分量 M_{xx} .

系统 激发后的特征为

$$M_z < M_0$$
,

$$M_{xy} \neq 0$$
.





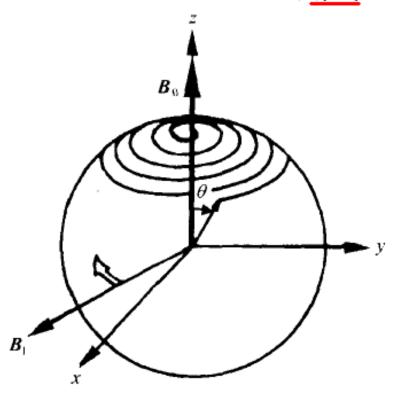
 M_{xy} 产生的磁力矩将使 M 绕 B_1 进动. 进动角频率为 $\omega_1 = \gamma B_1$.

同时,由于M偏离 B_0 方向,M又立即受到 B_0 的磁力矩作用,使它同时绕 B_0 进动.进动角频率为 $\omega_0 = \gamma B_0$.

当 B_1 在 xyz 坐标系中以角速度 ω 旋转时,若满足 $\omega = \omega_0 = \gamma B_0$ 的条件,激发后的 M 相当于处在两个静磁场中,因而两种进动会同时进行.

把满足共振条件时 x'y'z' 中 M 绕 B_{1} B_{1} B_{1} B_{1} A_{2} A_{3} A_{4} A_{5} A_{5} A

一般情况下,由于 $\omega_1 < \omega_0$, 使得进动的速度快于章动. M 矢端的运动轨迹为螺线

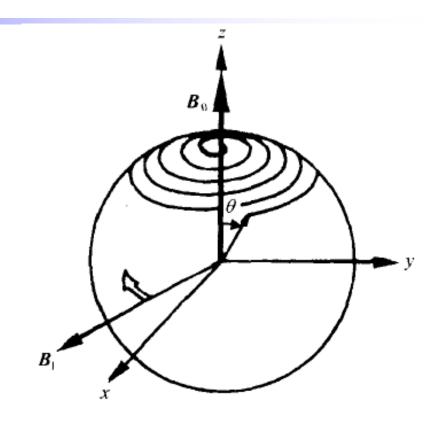




M 的章动使其偏离 B_0 的角度 θ 不断增大.偏离的角度取决于 B_1 场的强度与持续时间 τ :

$$\theta = \gamma B_1 \tau.$$

可以通过控制射频场的强 度和持续时间来改变磁化 强度矢量 M 的翻转角 θ.



射频场 B_1 通常是以脉冲形式发射的. 如果使用的脉冲使 M 偏离了 B_0 并与其成 θ 角,就称这一脉冲为 θ 角脉冲. 如 90° 脉冲 或 180° 脉冲.



关于 M 的进动和章动的概念,与关于核磁矩 μ 的进动和章动既有区别又有联系.

二者的不同之处是,前者是对磁系统<u>宏观</u>磁效应的力学描述,而后者反映的是单一微观粒子的磁效应.

然而,它们所反映的运动形式是相同的.

无数个不可测的核磁矩 μ 的进动和章动在宏观上表现为可测的M的进动和章动.

无论是章动还是进动,都不可能无休止地振荡下去, 而是发生衰减,也就是说必然伴随弛豫.



一、概念

处于外磁场中的自旋核系统,其能级之间的核数差极少.

在射频场的作用下低能态的核吸收射频场的能量后将 从低能态向高能态跃迁而产生信号.如果高能态上的核不及 时回到低能态,低能态上的核数将随之减少,使两能级上核 的数目趋于相等.这种情况下,自旋核系统对射频能量的吸收 就要减少或者完全不能吸收,导致核磁共振信号减小或消失, 这就是饱和(saturation)现象.

《脑功能成像原理》



二、解释

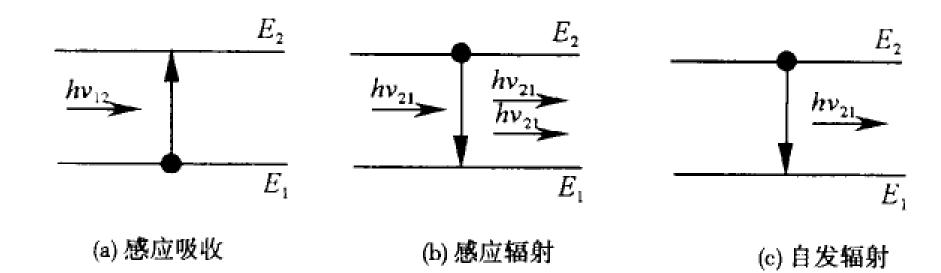
电磁辐射与物质的相互作用可分为感应吸收、感应辐射和 自发辐射三种.

感应吸收:处于低能态 E_1 上的核在外界电磁场的作用下,吸收一个电磁波的能量 h_{12} 后跃迁到高能态 E_2 上,使外加电磁场能量相应减弱.

感应辐射:处于高能态 E_2 上的核在外界电磁场的作用下,从 E_2 跃迁到低能态 E_1 上,并把多余的能量以电磁波形式 放出,使外加电磁场的强度增加.

自发辐射: 高能态 E_2 上的核自发跃迁到低能态 E_1 上,并将多余能量以电磁波 w_2 的形式向外辐射.







对于原子核而言,感应吸收的几率与感应辐射的几率 是相等的.而在核磁共振这样低的工作频率下,自发辐射 几乎难以发生.

t 时刻 两能级间的核数之差 $\Delta N = \Delta N_0 e^{-2\mu}$. ΔN_0 是热平衡状态下两能级间的核数之差. P 是跃迁几率.

在忽略其他因素的情况下,射频照射开始后核吸收射频场能量并由低能态向高能态跃迁.高能态与低能态的核数趋于相等,即达到饱和.

饱和后两能级上的核处于动态平衡之中,这时即使 射频波继续照射,系统对电磁场能量的净吸收也将表现 为零,其核磁共振信号几乎消失.



在 NMR 检测过程中,要尽量避免出现饱和现象, 以获得所需的共振信号.

但是,在MRI系统中,饱和技术却被广泛用来抑制各种无关信号,如建立饱和带来抑制有些器官的运动伪影等.



第一章 核磁共振及其物理学

❖小结

从微观量子力学来考虑,当外加交变场的 频率与能级的能量差相匹配时,就称为共振;

从宏观经典力学来说,当外加交变场的 频率与磁化强度矢量的进动频率相匹配时, 就是共振: