



第二章 弛豫和共振信号的检测

- ❖ 1. 弛豫和弛豫时间
- ❖ 2. 磁化强度矢量的弛豫过程
- ❖ 3. 弛豫的生物学意义
- ❖ 4. 自感应衰减及其信号检测
- ❖ 5. **NMR**信号强度及其影响因素



2.1 弛豫和弛豫时间

一、弛豫的概念

平衡态下两相邻能级之间的核数满足玻尔兹曼分布。

在旋转磁场 B_1 的作用下,发生共振吸收,两能级上的核数之差逐步减少,当 B_1 作用时间足够长时,就会出现饱和现象。

但是,实际上自旋体系还可以与周围环境相互作用。在低能态上的核跃迁到高能态的同时,高能态的核向周围环境转移能量,及时地回复到低能态,核体系仍然保持低能态核数目比高能态微弱过剩的热平衡状态,维持玻尔兹曼分布,从而保证了共振吸收的继续进行。

这种不经过辐射而回到低能态的过程叫弛豫 (relaxation)。



2.1 弛豫和弛豫时间

二、弛豫的分类

1. 自旋-晶格弛豫 (spin-lattice relaxation) (纵向弛豫)

晶格是泛指包含有自旋核的整个自旋分子体系,也可以说它是构成质子和原子的外在环境.

液体晶格本身也在运动,液体中组成晶格的原子和分子主要有旋转(rotation)、振动(vibration)和平移(translation)三种热运动方式.由此而产生瞬息万变的、具有各种频率的交变磁场.如果其中之一的频率与某一自旋核的进动频率相同,处于高能态上的核就有可能把能量转移给这个交变磁场,即传递到晶格中去,自身则弛豫到低能态.

这种保持玻尔兹曼过剩的机理叫自旋-晶格弛豫.



2.1 弛豫和弛豫时间

2. 自旋-自旋弛豫 (spin-spin relaxation) (横向弛豫)

设核系统中有两个分别位于高低能级上的自旋核.

当高能态的核与低能态的核互相接近时,如果它们的进动频率相同,高能态的核将能量传递给低能态的核,使后者跃向高能态,而本身则跃向低能态.

该过程是由自旋核相互作用引起的,所以称为自旋-自旋弛豫.



2.1 弛豫和弛豫时间

自旋-晶格弛豫是一个自旋核与环境交换能量的过程，
磁性核的能量随之下降。

自旋-自旋弛豫是一个自旋核与另一个自旋核交换能量的过程，
核体系的总能量不变。



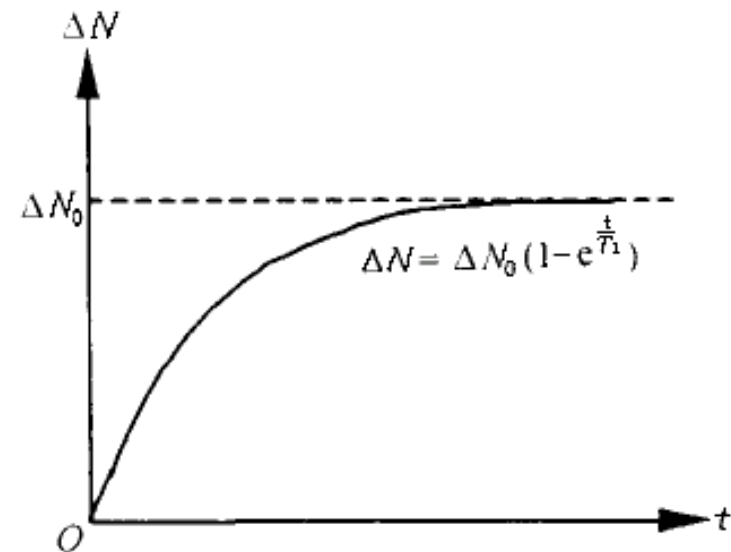
2.1 弛豫和弛豫时间

二、弛豫时间

1. 自旋-晶格弛豫时间 (T_1)

核磁共振中, 自旋体系因受到射频波的激励而失去平衡, 射频场关断后它又借自旋-晶格弛豫而恢复玻尔兹曼平衡. 核系统这种从共振激发到恢复平衡所需要的时间称为自旋-晶格弛豫时间.

在生物组织中, T_1 的值在几百毫秒到数秒之间.





2.1 弛豫和弛豫时间

2. 自旋-自旋弛豫时间 (T_2)

自旋-自旋弛豫的特点是能量交换在相同的自旋核之间进行,因而弛豫的效率非常高.

生物组织的 T_2 值在 30 ~ 150 ms 之间.

可见一般情况下 $T_1 > T_2$ (T_1 约为 T_2 的 4 ~ 10 倍).



2.1 弛豫和弛豫时间

- ❖ 弛豫时间 T_1 和 T_2 的长短反映了自旋核周围的环境情况。



2.2 磁化强度矢量的弛豫过程

医学磁共振成像中所说的弛豫通常是指磁化强度矢量 M 的弛豫过程 (relaxation process). 它是上述两种弛豫的宏观反应.

M 弛豫的时间常数 T_1 和 T_2 就是上面所说的 T_1 和 T_2 .



2.2 磁化强度矢量的弛豫过程

处于热平衡的核系统,如果受到外界的作用(比如在 B_0 垂直方向施加激发脉冲), 磁化强度矢量 M 就会偏离平衡位置一个角度,使得

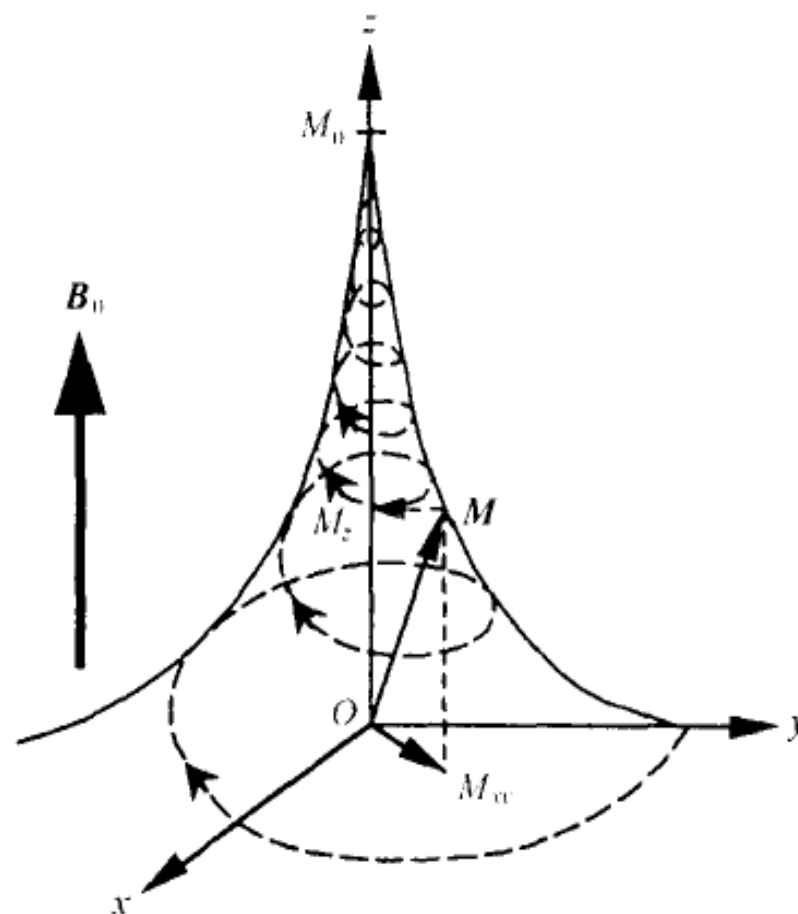
$$M_z \neq M_0, M_{xy} \neq 0,$$

射频脉冲停止后,受激的核系统将逐渐向平衡态恢复. 我们把原子核系统从受激的不平衡态向平衡态恢复的过程称为弛豫过程. M 在宏观上反映了这一过程. M 的弛豫过程就是核系统的弛豫过程.



2.2 磁化强度矢量的弛豫过程

磁化强度矢量 M 的弛豫应该包括两个方面. 一方面是 M_z , 即纵向分量的恢复; 另一方面是 M_{xy} , 即横向分量的消失. 通常将纵向磁化强度矢量的恢复称为纵向弛豫 (longitudinal relaxation), 它是自旋-晶格弛豫的反映, 因此又有人称其为 T_1 弛豫. 横向磁化强度矢量的消失过程就是横向弛豫 (transverse relaxation). 它是自旋-自旋弛豫的宏观表现, 因而又有人称之为 T_2 弛豫. 图 3-3 是 90° 激励脉冲作用后宏观磁化矢量 M 的弛豫示意图.

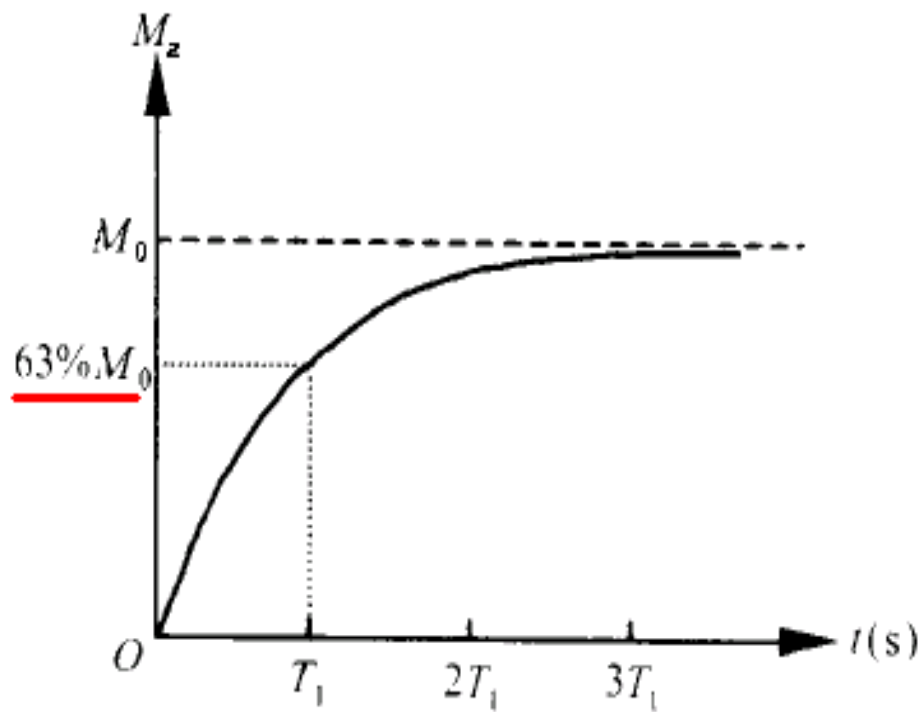




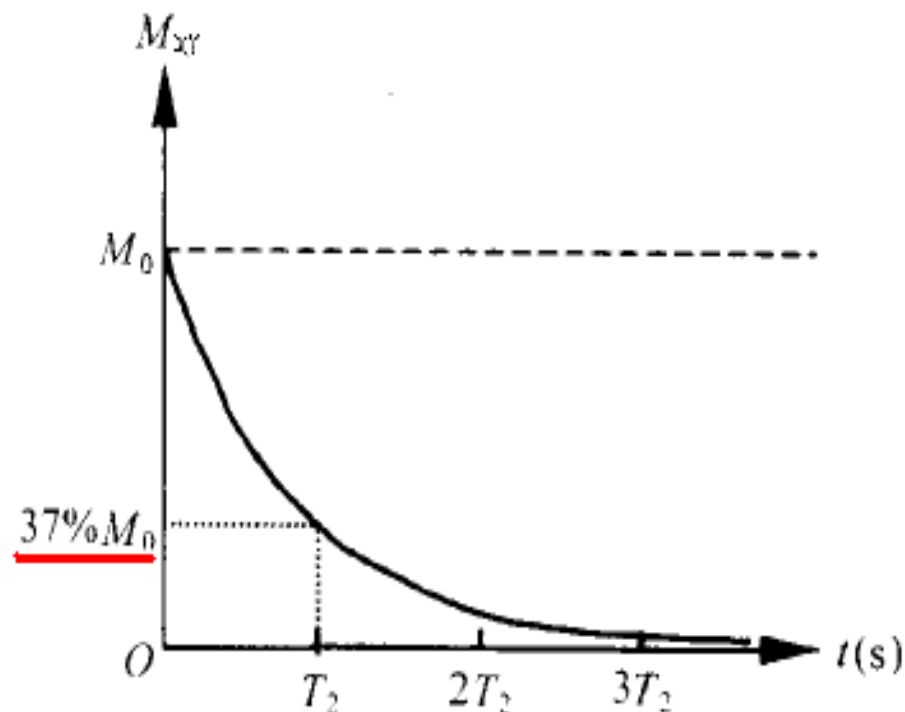
2.2 磁化强度矢量的弛豫过程

$$M_z = M_0 [1 + (\cos\theta - 1)e^{-\frac{t}{T_1}}].$$

$$M_{xy} = M_0 \sin\theta e^{-\frac{t}{T_2}}.$$



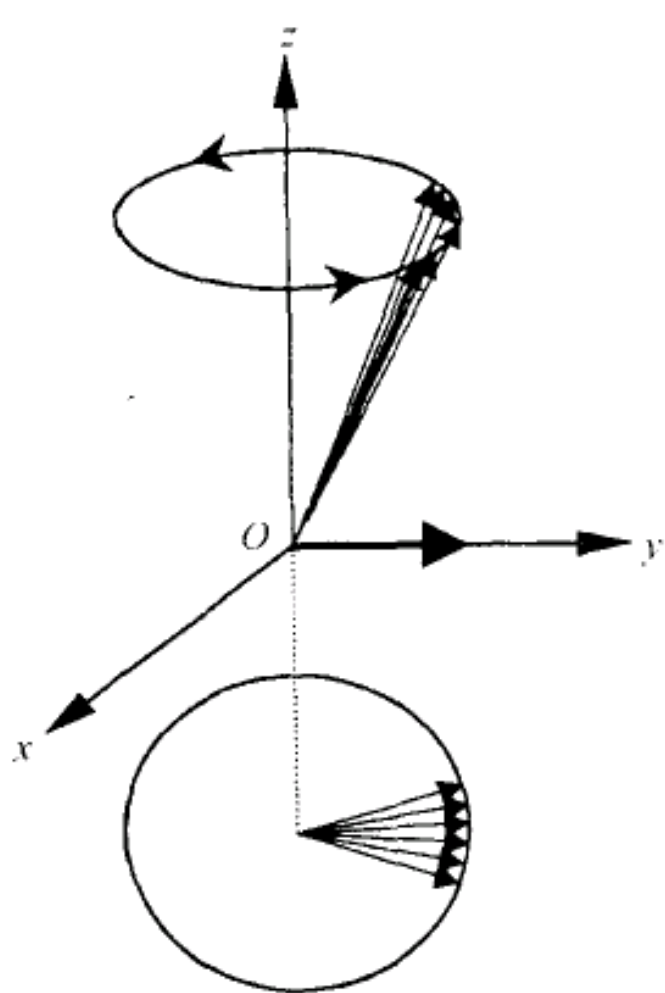
(a)纵向弛豫



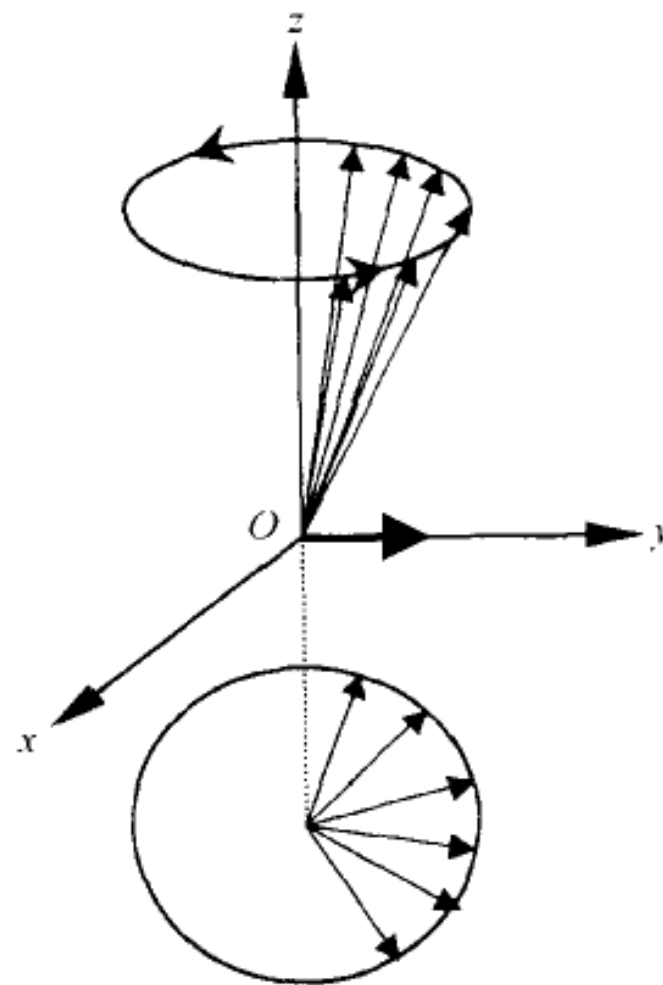
(b)横向弛豫



横向弛豫——相位发散的过程(1)



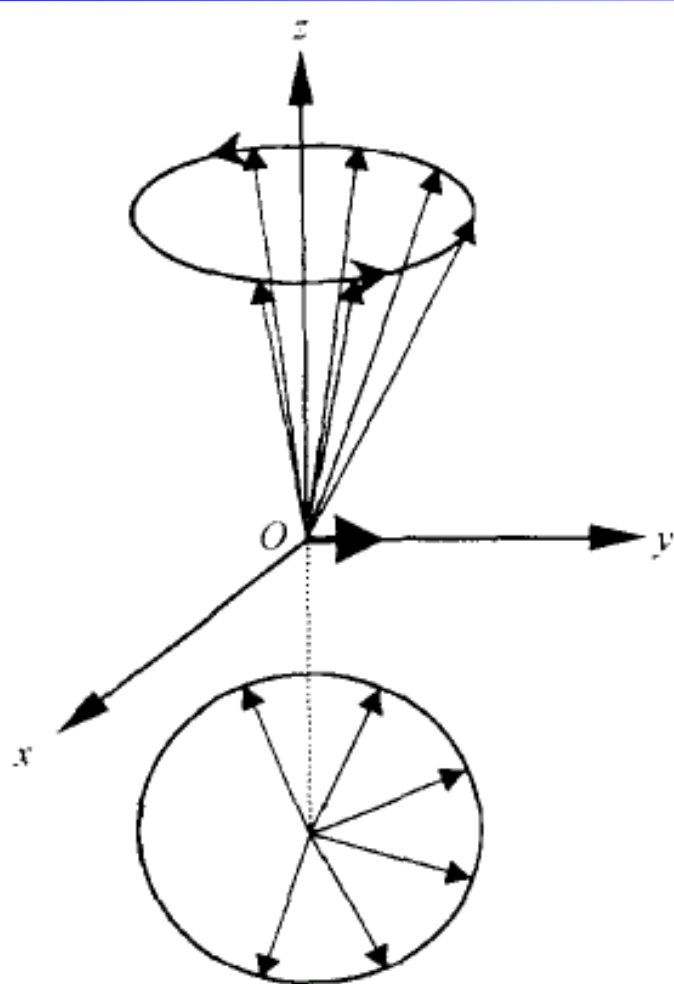
(a) 横向弛豫开始



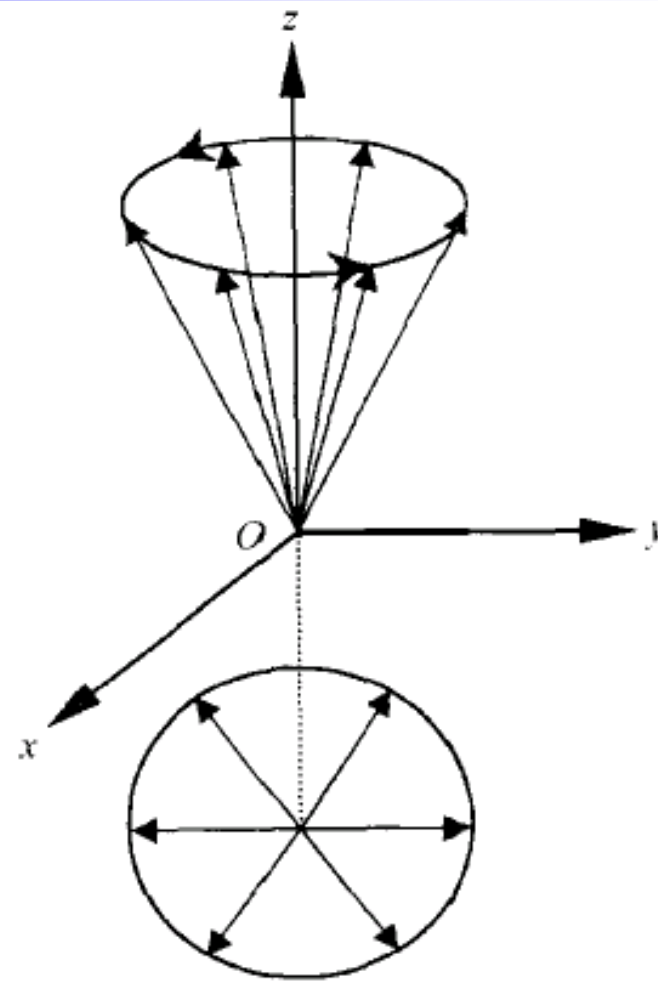
(b) 横向弛豫进行中(1)



横向弛豫——相位发散的过程(2)



(c) 横向弛豫进行中(2)



(d) 横向弛豫结束



- ❖ 横向弛豫过程中，各种取向的核总数（统计意义上）没有发生变化。只是一个相位发散的过程。
- ❖ 相位发散——在理想的均匀磁场中，所有被激发的核都具有相同的进动频率。（激发瞬间）整齐地震荡某一频率上的质子群的进动频率（在自旋—自旋耦合的作用下）发生变化，导致频散，失去同步，进而产生相散。
- ❖ 局部磁场的非均匀性（如 H_2O 形成的偶极子场）会改变质子的进动频率，进而加速相散，加快横向弛豫。



2.2 磁化强度矢量的弛豫过程

❖ 关于弛豫的开始时间

讨论磁化强度矢量 M 的弛豫时,总是从激励脉冲关断开始的,这很容易造成自旋翻转结束后弛豫才开始的错觉.

实际上,弛豫和激励并不是两个分开的过程.

只要 B_1 场一开启, M 偏离 B_0 , 弛豫过程就已开始.
这是因为质子与环境之间以及同类自旋核之间的能量交换在共振吸收开始阶段已经进行.

但是,由于射频激发脉冲的宽度一般要比质子的 T_1 , T_2 弛豫时间短得多,射频场作用期间的弛豫就允许忽略不计.



2.2 磁化强度矢量的弛豫过程

❖ 弛豫时间与众多因素有关

- (1) 场强依赖性（没有理想的均匀 B_0 ）；
- (2) 与晶格的分子大小、物理状态等有关；
- (3) 温度依赖性。

因此,在 MRI 中 T_1 和 T_2 时间的测定,其意义远不如 X 射线CT 扫描中 CT 值测定的意义大(T_1 和 T_2 仅可作为鉴别诊断的参考值)。



2.3 弛豫的生物学意义

人体水分约占体重的 70% 左右.

因此,人体 MRI 属于液体成像的范畴.

人体的不同组织器官以及正常与异常组织间氢质子的弛豫特性有很大的不同,这就形成了氢质子 MRI 成像的物理学基础.

如: 软组织中: 水多 —> NMR信号强
骨中: 水少 —> NMR信号弱

大脑灰质: 氢大多存在于水中
大脑白质: 氢大多存在于脂肪中



2.3 弛豫的生物学意义

❖ 组织弛豫的决定因素

1. 组织含水量

组织含水量是决定组织间弛豫率差异的主要因素。
含水量下降则弛豫加快,反之弛豫变慢。

任何使组织水量变化的化学物理环境均可导致组织弛豫的变化。人体组织含水量发生变化的原因有水肿、糖尿病性脱水和运动消耗性脱水等。



2.3 弛豫的生物学意义

2. 水的杂乱运动

不同的大分子可对其表面上水分子的运动产生不同程度的扰乱,使附近水的运动状态发生变化,这是造成 T_1 , T_2 差异的另一个重要原因.



2.3 弛豫的生物学意义

3. 脂肪的含量

脂肪具有疏水性,这使其中的氢质子得以与水中的氢质子分开.当脂肪与肌肉和肝脏等组织或器官一起分布时,仍能表现出很好的弛豫特性来.

这就是 MRI 具有极高软组织对比度的组织学基础.



2.3 弛豫的生物学意义

4. 顺磁性粒子的作用

顺磁粒子对核磁共振的弛豫有很大影响.

如果在样品中掺入少量顺磁粒子,由于其总磁矩不为零(约为核磁矩的 10^3 倍),它所产生的局部场要比自旋核的强得多.如此强的局部场会使自旋核的弛豫加快.



2.4 自感应衰减及其信号检测

核磁共振成像所用的激励脉冲非常短暂(持续数微秒). 其磁场 B_1 沿着与 z 轴垂直的方向作用于人体,使被检平面内的原子核发生共振. 尽管弛豫过程在激励接通的瞬间已经开始, NMR 信号的检测均在 RF 脉冲关断后进行. 这样做可以避免 RF 信号的偶合.

磁共振信号有四种类型:

自由感应衰减(free induction decay, FID)

自旋回波(spin echo, SE)

受激回波(stimulated echo, STE)

梯度回波(gradient echo, GE)



2.4 自感应衰减及其信号检测

一、自由感应衰减信号

自由进动: 是指射频场作用停止后磁化强度矢量 M 的运动.

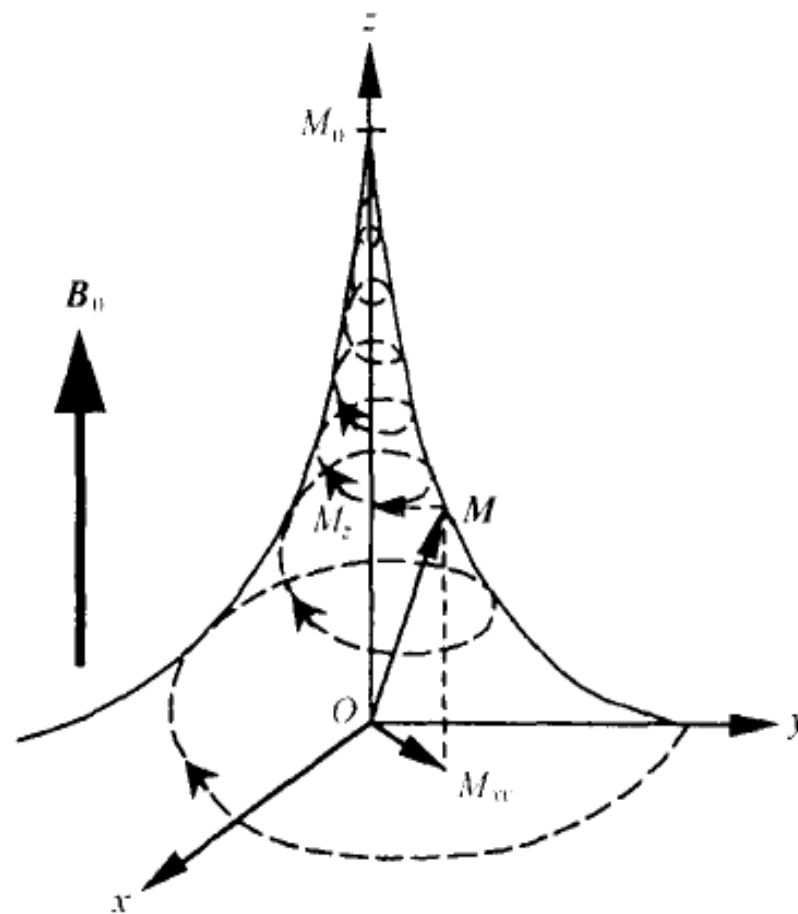
自由衰减信号 (free induction decay signal, FID) 指的是在探测线圈中感应出的自由进动, 又叫 自由进动衰减.

FID 是 NMR 的信号源.



2.4 自感应衰减及其信号检测

- ❖ 当外施交变磁场经过时间 t 后，磁化矢量 \mathbf{M} 处于 $\theta = \gamma B_1 t$ 。此时在 x - y 平面上有分量 $M_{xy} = M \sin \theta$ 。
 M_{xy} 的形成可以看作是由原先相位均匀分布的核磁矩向某一方向集中而使矢量加强的结果。
- ❖ M_{xy} 在固定坐标系中以 ω_0 的角速度绕 z 轴在 x - y 平面内旋转。

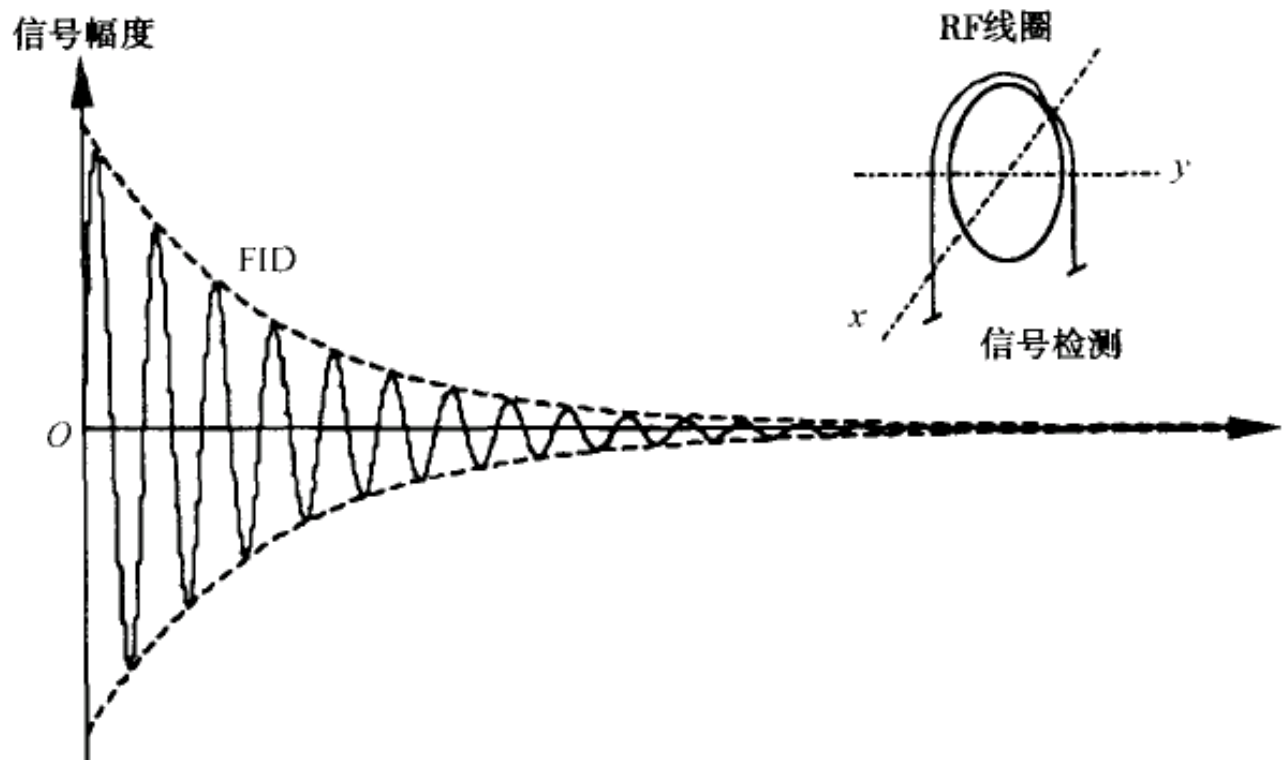




2.4 自感应衰减及其信号检测

二、FID的检测

若在 x - y 平面内置一检测线圈，则 M_{xy} 将以每秒 $\omega_0 / 2\pi$ 的频率切割线圈，从而产生电势。这就是检测到的 **FID** 信号。





2.4 自感应衰减及其信号检测

M 的 z 分量被 B_0 所淹没, 因此, FID 信号只能在 xoy 面上检测.

设与 B_0 相垂直的线圈之面积为 S ,

接收线圈的品质因数为 Q ,

FID 信号(电压)为

$$v(t) = -\mu_0 S \omega_0 Q M_{xy}. \quad \mu_0 \text{ 为真空磁导率.}$$

FID 信号(电压)正比于磁化强度矢量的横向分量 M_{xy} .

FID 信号确实反映了宏观磁化强度矢量 M 的变化.



2.5 NMR信号强度及其影响因素

电子的自旋也使其具有磁矩。

从大小上来看,核磁矩比电子磁矩要小 3 ~ 4 个数量级。

在静磁场中,尽管原子核可被磁化,但其磁性被整个原子的磁性所掩盖,用静态测量的办法是无法观察到它的。
核磁只能用 NMR 技术进行研究和测量。



2.5 NMR信号强度及其影响因素

1. 组织中的浓度

组织中含最丰富的元素有 ^1H , ^{12}C , ^{14}N 和 ^{16}O 等四种, 它们至少构成了组织质量的99%. 遗憾的是, 上述元素中只有 ^1H 是磁性核, 因而目前的 MRI 只限于氢核成像.

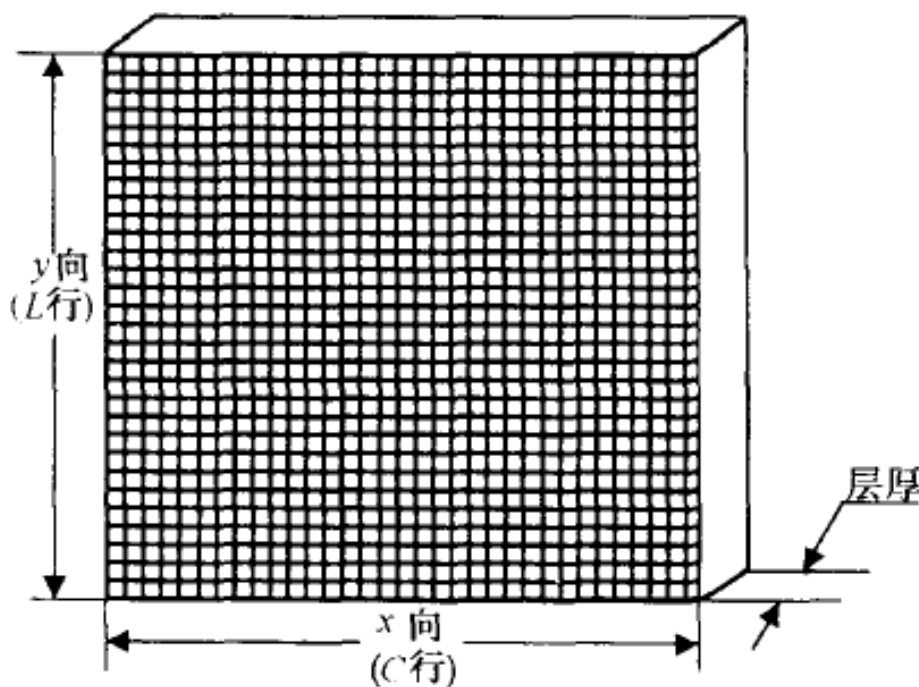
^1H 主要存在于生物组织的水分子和脂肪中.

^1H 只有一个质子, 故它的磁共振图像也称为质子像.



2.5 NMR信号强度及其影响因素

在磁共振成像过程中,人体断面被分成若干个体素,接收线圈收到的NMR信号是由体素中的磁性核(^1H)所产生的。因此, 信号强度与每个体素中磁性核的量即它在组织中的浓度成正比。





2.5 NMR信号强度及其影响因素

2. 其它因素

许多技术因素,如磁场强度、磁场的均匀性、射频线圈的大小和形状等因素均可影响 NMR 信号强度.