



第三章 磁共振成像原理

- ❖ 1. 傅立叶变换简介
- ❖ 2. 梯度场及其作用
- ❖ 3. 磁共振成像法概述
- ❖ 4. **MRI**的空间定位及图像重建
- ❖ 5. 脉冲序列概述
- ❖ 6. 常规脉冲序列**MRI**
- ❖ 7. 快速脉冲序列**MRI**
- ❖ 8. **MRI**的发展趋势



3.1 傅立叶变换简介

一、傅立叶级数

在数学上,以 T 为周期的周期函数 $f(t)$ 可表示成如下的傅里叶级数形式

$$f(t) = \sum_{n=0}^{\infty} A_n \cos\left(\frac{n\pi}{T}t\right) + \sum_{n=1}^{\infty} B_n \sin\left(\frac{n\pi}{T}t\right).$$

上式表示的是一个正弦和余弦的无穷级数,可见复杂的周期函数 $f(t)$ 可被展开成许多简单周期函数(三角函数)之和. A_n 和 B_n 称为傅里叶系数. 它的物理意义非常明确,这就是一个复杂的周期运动能被看成许多不同频率的简谐振动的叠加.



3.1 傅立叶变换简介

二、傅立叶变换

严格说来,上面的傅里叶级数仅限于 $-T \leq t \leq T$ 内的周期函数. MRI 成像中的多脉冲或非周期脉冲序列并不是周期函数.

但令其周期 T 趋于无穷大,一切函数都可看作周期函数,就可求得它的傅里叶变换.傅里叶变换的一般表达式为

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt, \quad \omega \text{ 为角频率,}$$

傅里叶变换就是将信号从时域 (time domain) 变至频域 (frequency domain) 的工具. 频域函数 $F(\omega)$ 叫做原信号 $f(t)$ 的频谱.

函数 $F(\omega)$ 的逆变换(傅里叶反变换)为

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) e^{i\omega t} d\omega.$$

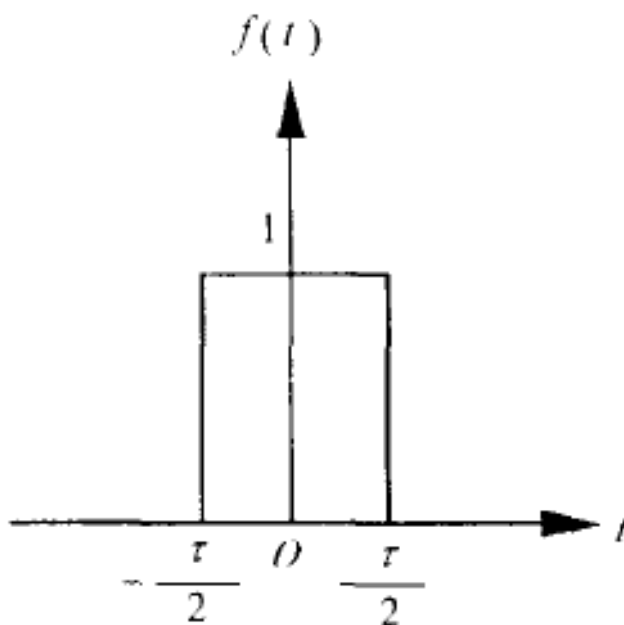


3.1 傅立叶变换简介

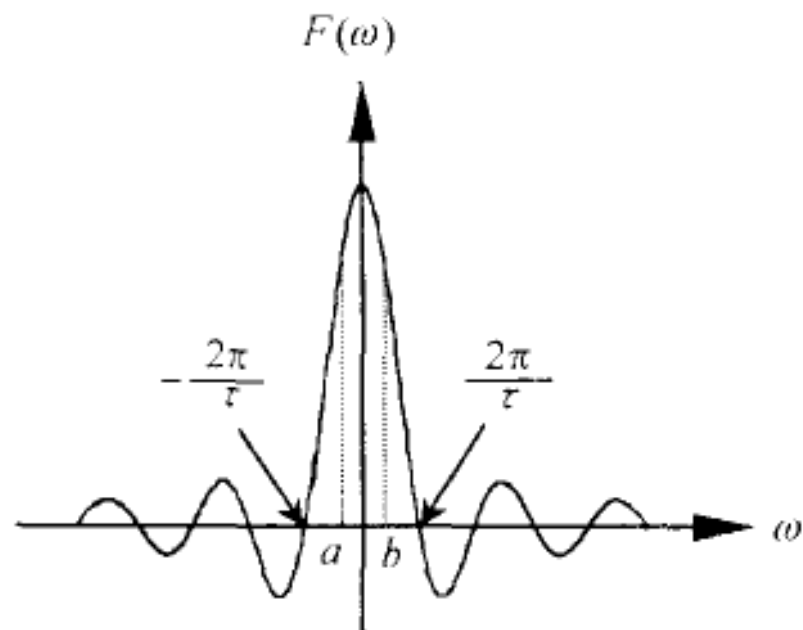
三、MRI中常用的傅立叶变换

1. 矩形脉冲

$$f(t) = \begin{cases} 1, & |t| \leq \tau/2, \\ 0, & |t| > \tau/2. \end{cases}$$



$$F(\omega) = \frac{2\sin\omega \frac{\tau}{2}}{\omega}.$$





3.1 傅立叶变换简介

如图可知,用宽度为 τ 的矩形脉冲便能激发 $\frac{2\pi}{\tau}$ 范围内的频率. 因此,通过改变波宽 τ ,就可找出一个接近于等能量的频带范围.用它覆盖被选层面,即可实现以窄而强的脉冲在极短的时间内照射样品(选择性激励)的目的.

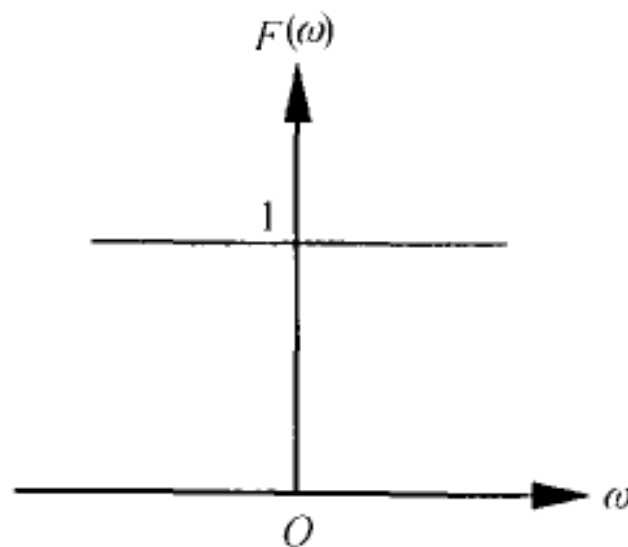
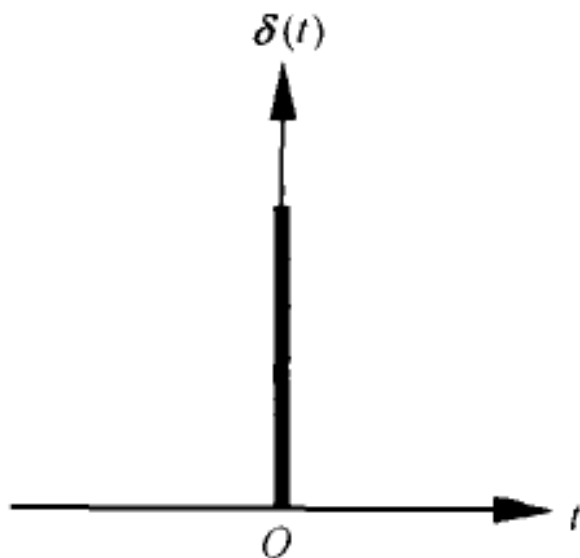
τ 越短,它覆盖的频率范围就越宽.



3.1 傅立叶变换简介

2. δ 脉冲——矩形脉冲宽度无限窄

$$f(t) = \begin{cases} \delta(t) = 0, & t \neq 0, \\ \int_{-\infty}^{\infty} \delta(t) dt = 1, & t = 0. \end{cases} \quad F(\omega) = 1.$$





3.1 傅立叶变换简介

如果用一个尖而强的脉冲去近似 δ 函数,在频率域上就可得到等幅的所有频率。将这种脉冲作为 RF 源时,可使被检体中的所有磁性核同时得到激励。



3.1 傅立叶变换简介

频谱实际上反映了原函数在时域不能表达的一些特征。利用傅里叶变换技术,可以实现对不同函数的频率分解。

例如,可以将一个矩形脉冲分解为许多不同频率的余弦函数之组合,分解成的频率分量越多(频谱越密),叠加后越接近原来的矩形脉冲。

实际上,矩形脉冲含有无限多个频率分量,因此它的频谱不再是一条条离散的谱线,而是一条连续的谱函数曲线。

在 MRI 中,为了对一定共振频率范围内的质子都进行激发,必须使用时域内的矩形脉冲作为激励的能量。



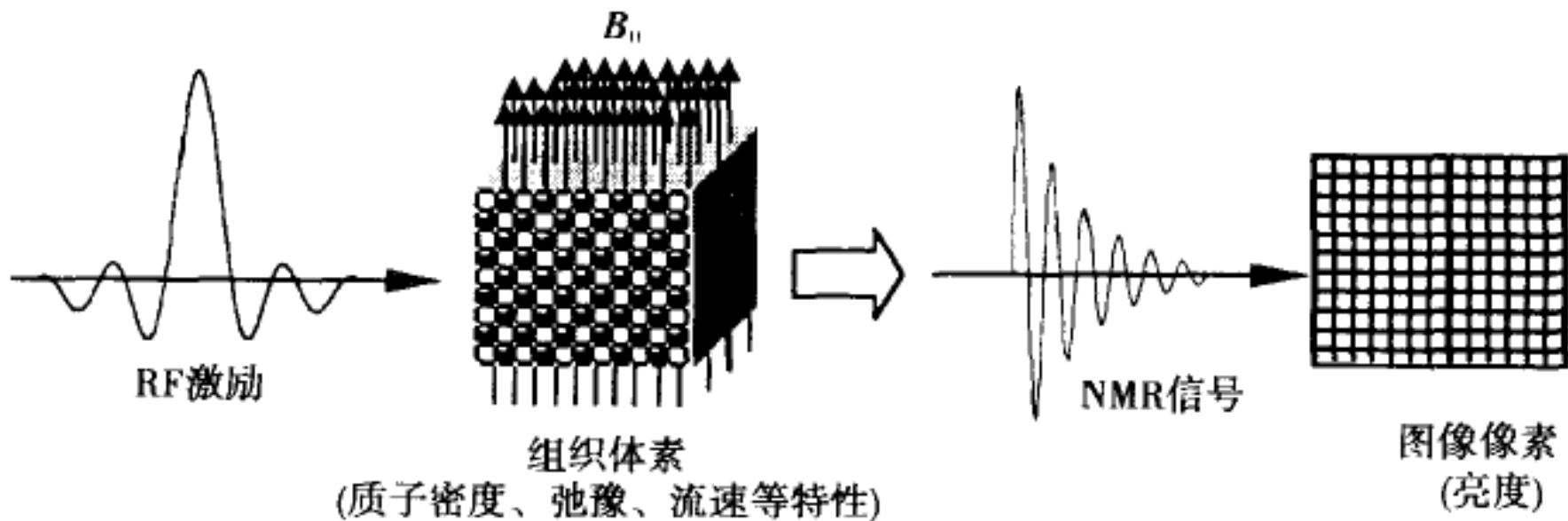
第三章 磁共振成像原理

- ❖ 1. 傅立叶变换简介
- ❖ 2. 梯度场及其作用
- ❖ 3. 磁共振成像法概述
- ❖ 4. **MRI**的空间定位及图像重建
- ❖ 5. 脉冲序列概述
- ❖ 6. 常规脉冲序列**MRI**
- ❖ 7. 快速脉冲序列**MRI**
- ❖ 8. **MRI**的发展趋势



3.2 梯度场及其作用

- ❖ **MRI**成像时，体素发出的**NMR**信号的强度被转变为图像中像素的亮度。
- ❖ **问题：**如何对体素进行定位？
如何将来自体素的**NMR**信号放到对应的图像像素上去？





3.2 梯度场及其作用

一、梯度磁场的产生

拉莫尔方程 (Larmor equation) $\omega_0 = \gamma B_0$.

由此可见, 改变磁场 B_0 就可改变共振频率 ω_0 .

也就是说, 如果能使扫描平面上 每一点具有不同的磁场强度, 人体不同部分受激发的原子核, 将在 不同频率下共振.

这种思想首先由劳特伯提出, 并成功地用来编码受激原子核的空间信息, 即进行 空间定位.

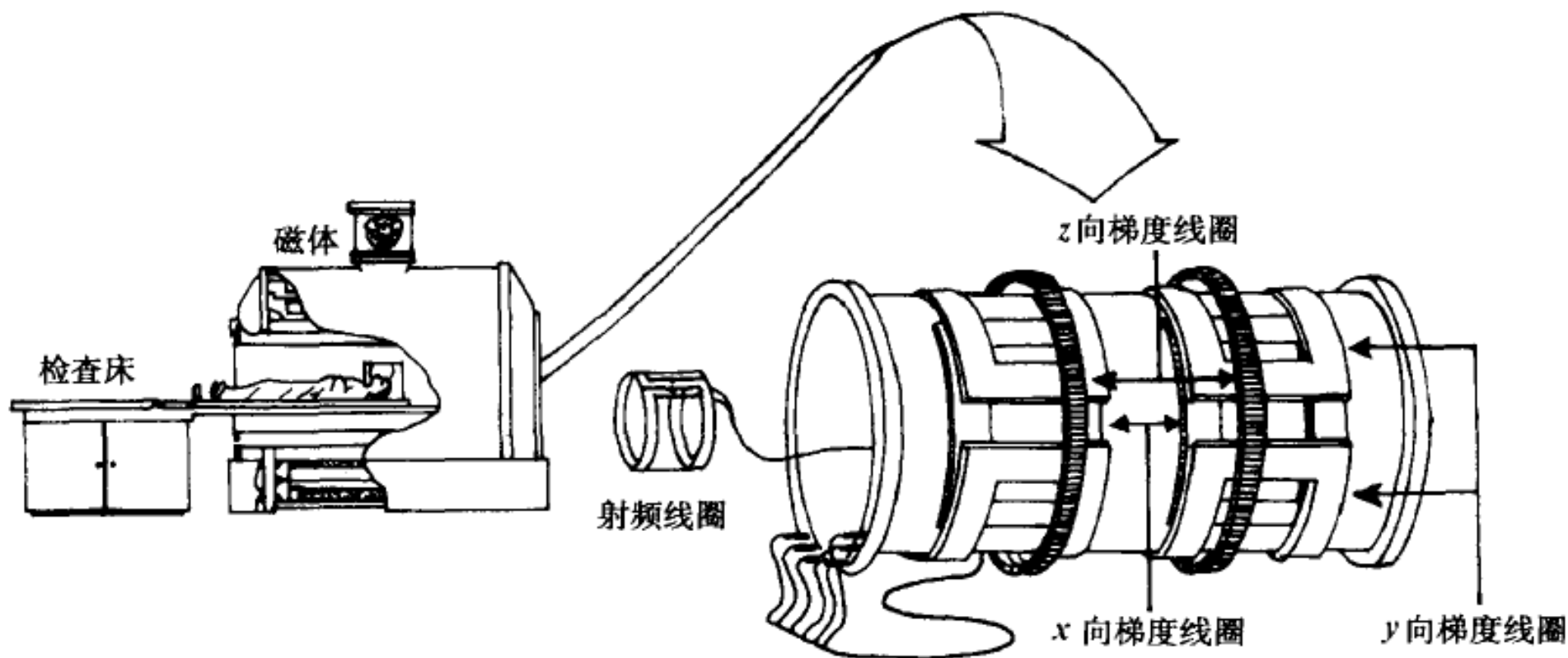
具体做法: 在主磁场 B_0 上 叠加一个变化的小磁场 ΔB , 从而使成像层面上各处的磁场得以改变.

ΔB 又叫 梯度磁场, 是指沿直角坐标系某坐标方向呈 线性变化的磁场.



3.2 梯度场及其作用

- ❖ 为了得到任意层面的空间信息，MRI系统在 x, y, z 三个坐标方向均使用梯度磁场 (G_x, G_y, G_z 梯度)，分别用相互垂直的三个梯度线圈产生。





3.2 梯度场及其作用

二、三个梯度场的使用

第一步是选择扫描层面，它一般由层面选择梯度来完成。分别以 G_x 、 G_y 和 G_z 作层面选择梯度时，就可实施矢状位、冠状位和横轴位的成像（设受检者仰卧于检查床上）。

层面选定后，用其余两个梯度就可精确定出其坐标位置。在二维傅里叶成像方法中，它们分别被用来进行频率编码和相位编码，解码后即得检测点的平面坐标。

任意斜面的扫描，由梯度控制器和扫描软件来完成。

可见，是 G_x 、 G_y 和 G_z 共同确定了一个空间点的坐标，对该坐标对应的空间体素所发出的 NMR 信号进行检测就得到了所需的图像对比度。

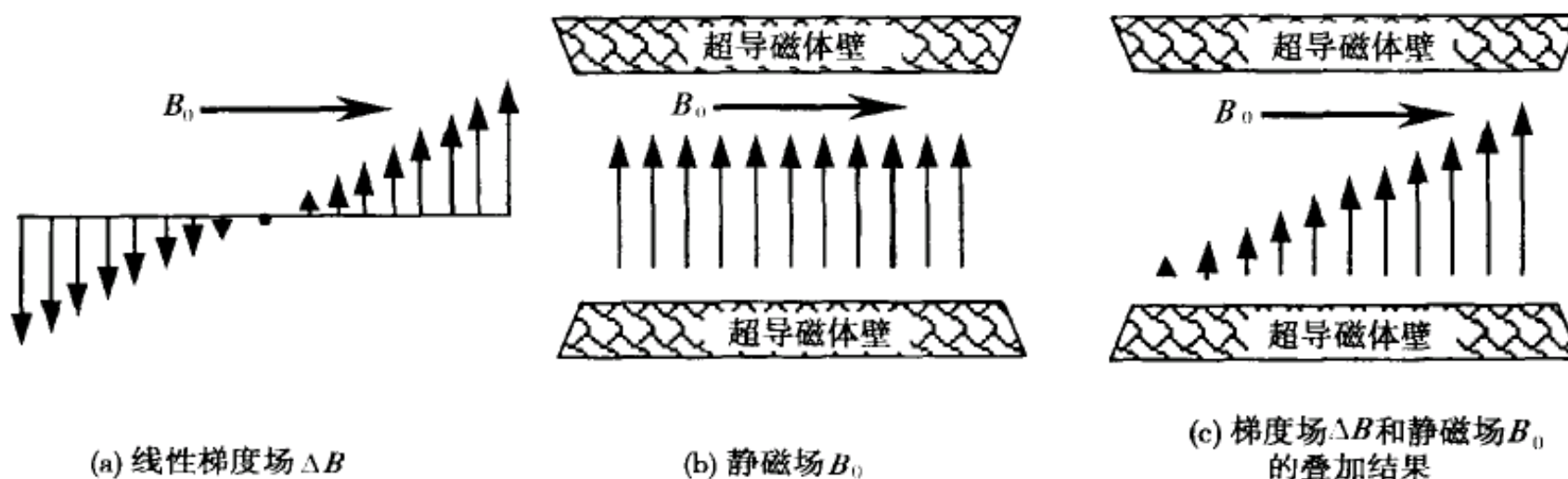


3.2 梯度场及其作用

三、梯度场与主磁场的叠加

主磁场 B_0 是匀强磁场,其大小和方向是固定不变的.
梯度场 ΔB 的大小和方向均可改变,使 $B_0 + \Delta B$ 也随着发生梯度性的变化.

ΔB 中心的场强总为零,与 B_0 叠加后,磁体中心的场强不变.



垂直箭头的长短表示各点上梯度场的大小、箭头的方向为梯度场的方向
(箭头向上为正梯度场,向下为负梯度场,二者分别起增强和削弱主磁场的作用)



第三章 磁共振成像原理

- ❖ 1. 傅立叶变换简介
- ❖ 2. 梯度场及其作用
- ❖ 3. 磁共振成像法概述
- ❖ 4. MRI的空间定位及图像重建
- ❖ 5. 脉冲序列概述
- ❖ 6. 常规脉冲序列MRI
- ❖ 7. 快速脉冲序列MRI
- ❖ 8. MRI的发展趋势



3.3 磁共振成像法概述

MRI是一种低灵敏度、高噪声的成像技术



新的成像方法层出不穷
旧的成像方法日趋完善



3.3 磁共振成像法概述

一、成像法及其分类

磁共振图像实际上是有关组织体素发出的共振信号在平面上(指二维图像)的分布。

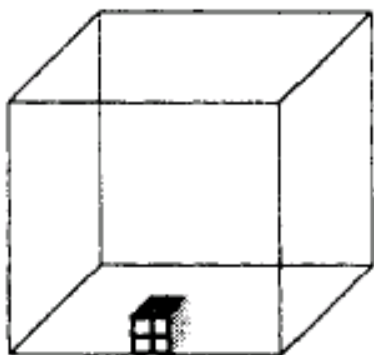
无论何种成像法,需要解决两个问题:

- (1) 设计出各种方案,对被测对象进行空间编码,并把研究对象简化为 $n_x \times n_y \times n_z$ 个体素,用磁场值来标记受检体共振核空间的位置。
- (2) 依次测量出每个体素的信号,并根据其空间编码一一对应地进行图像重建。

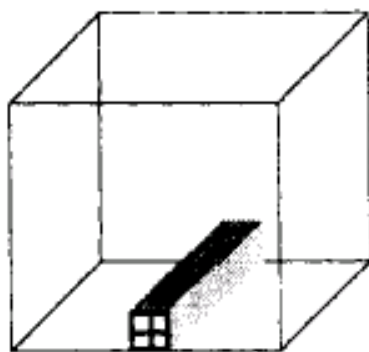


3.3 磁共振成像法概述

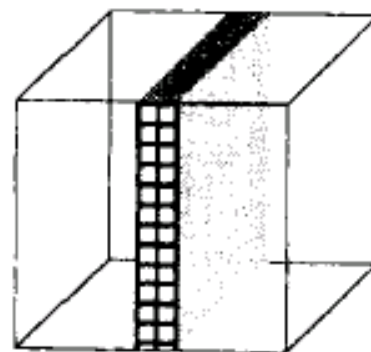
- ❖ 根据信号的获取形式，**MRI**成像法可以分为：
点成像、线成像、面成像、体成像。



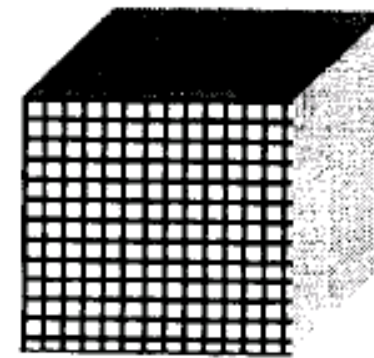
(a) 连续点测量



(b) 连续线测量



(c) 连续平面测量



(d) 体积测量



3.3 磁共振成像法概述

1. 点成像法

所谓点成像法,是指对每个体素的 NMR 信号逐一地进行测量的成像方法.在这种技术中,任何时候只能接收到单一体素的信号.属于点成像范畴的成像方法主要有敏感点法.

所谓敏感点(SP, sensitive point),就是在主磁场上同时施加三个相互垂直的梯度场后在交点形成的零梯度点.

此点的磁场强度与时间无关,因而在射频场(窄带)作用下只有敏感点的核可发出 NMR 信号.

比如:先用梯度场 G_z 选出一个垂直于 z 轴的层面,再施加梯度场 G_x ,使敏感点沿 x 轴方向运动,就可得到敏感点沿 x 轴方向各个点的 NMR 信号,从而完成一行的扫描.

缺点是信号弱、灵敏度低和成像时间长.



3.3 磁共振成像法概述

2. 线成像法

指一次采集一条扫描线数据的成像方法。

主要有：多敏感点成像法、线扫描及多线扫描成像法。

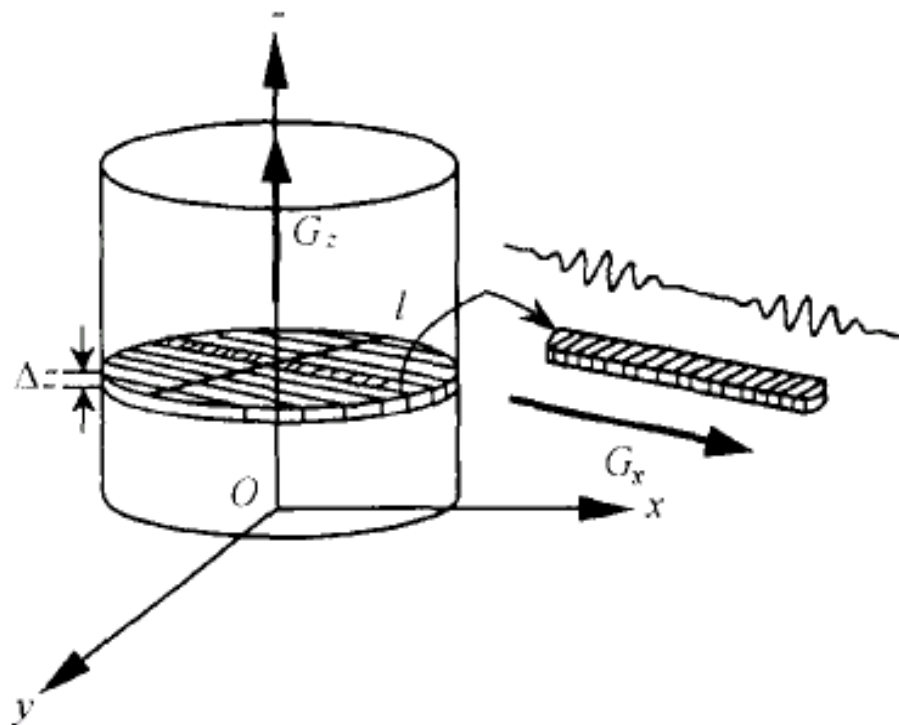
多敏感点成像法 (MSP, multiple sensitive point) 是敏感点技术的逻辑发展。两个互相垂直的梯度场之零平面相交成的直线叫敏感线。将敏感线分成若干个敏感点，然后沿这条线施加一个与时间无关的线性梯度场和选择性射频脉冲，就可使线上各敏感点的核都激发起来。脉冲过后，接收各敏感点的FID信号，经傅里叶变换即可得到线上所有点的信号强度分布。再以一定的频率调制敏感线的移动，就能获得每条线的信号强度分布，进而得到全层面的图像。



3.3 磁共振成像法概述

线扫描成像一般分为如下步骤进行:

- ① 施加线性梯度场 $G_z(t)$, 在 xoy 平面上定义出一个厚度为 Δz 的层面;
- ② 用一个短而强的 $\pi/2(90^\circ)$ 窄带脉冲对该层面上的所有自旋核实施激发;
- ③ 关断 G_z , 并立即在 y 方向加梯度场 G_y ;
- ④ 用 π 窄带脉冲激发层面内坐标为 y_0 的一条线, 以便在直线上产生信号;
- ⑤ 关断 G_y 并在 x 方向施加梯度场 G_x , 以读取回波信号.





3.3 磁共振成像法概述

3. 面成像法

是一种一次性获得整个平面信息的成像方法。

扫描时首先选出一个层面，然后用一线性梯度场 G_x 及一选择性射频脉冲，对矩阵各行内的核进行激发。此后，再施加一线性梯度场 G_y 对各列内的核逐一进行标记，使层面内各列上的点具有不同的频率。这样得到的信号含有空间编码信息，经傅里叶变换就可重建出图像。

自旋回波平面成像 (spin-echo planar imaging) 是平面成像法的一种。它的核心是在一系列选择性射频脉冲和梯度脉冲的联合作用下，观测被激线方向和面上的自旋回波信号，以便使用较快的速度获得整个层面的重建信息。



3.3 磁共振成像法概述

4. 三维体积成像法

三维成像中不使用选层梯度,其选层的空间定位由第二个相位编码梯度来完成. 该相位编码梯度的步数决定图像重建时成像容积内可划分的层面数.



3.3 磁共振成像法概述

二、关于成像方法的讨论

灵敏度、空间分辨率和成像时间是衡量成像方法优劣的关键指标。

灵敏度通常由 SNR 来反映。任何成像方法都要设法提高其信号幅度并降低噪声,以提高 SNR。

成像速度与分辨率的要求相矛盾。

不同的成像方法在上述指标上均有所侧重。



3.3 磁共振成像法概述

磁共振的成像方法虽然五花八门,但选择 RF 脉冲的带宽和形状,使之能激发一个已知的频带,并控制梯度场来选取一个点、一条线、一个层面,甚至选取整个成像体积来获得信号,是各种成像方法的共同点。



3.3 磁共振成像法概述

点法和线法的优点是比较简单,但是 SNR 较低,成像时间长.目前点成像和线成像法已基本淘汰.

回波平面成像法(二维或三维)的成像时间最短,且 SNR 较高.

普通面成像法(如傅立叶成像法)的性能介于回波平面成像及点、线成像法之间,是现在的主流成像法.

体积成像的优点是 SNR 高.但是一种很耗费时间的成像方法,这不仅因为其成像周期长,还因为它的图像重建也相当慢.



3.4 MRI的空间定位及图像重建

在成像过程中,来自每个体素的 NMR 信号必须同来自其他体素的信号相分离,方可转换成相应像素的亮度信号.

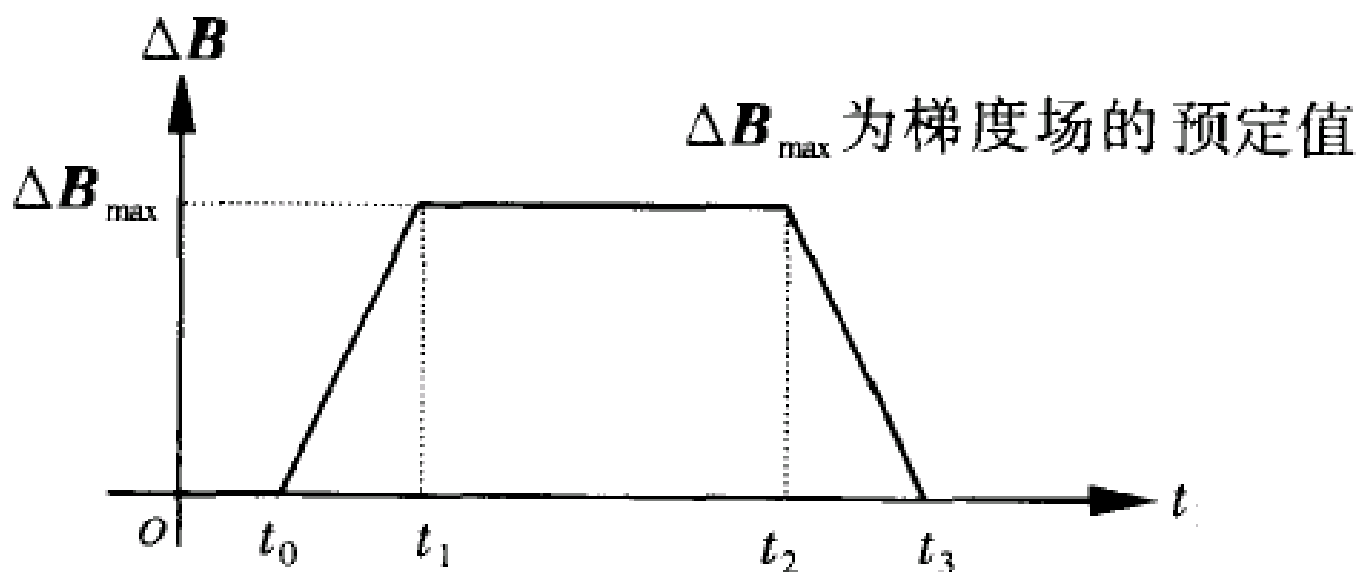
为了达到这一目的,一般先要通过层面选择和空间编码两个步骤来建立体素的空间坐标,然后才能重建图像.否则,线圈中获得的将是同一频率的共振信号,这些信号是它所包围的组织同时发出的,而无任何空间信息可利用.

MRI 空间坐标的建立是由三维梯度磁场来实现的.



3.4 MRI的空间定位及图像重建

一、梯度场的模型



t_0 和 t_1 分别为梯度开始上升和到达预定值的时间

t_2 和 t_3 分别为梯度关闭和恢复至零值的时间.

$t_0 \sim t_1$ 是梯度上升时间或梯度预备时间,

$t_1 \sim t_2$ 是梯度持续时间.

09: t_3 以后又开始一个新的梯度场周期.



3.4 MRI的空间定位及图像重建

$\frac{\Delta B_{\max}}{t_1 - t_0}$ 为梯度场的斜率，它和梯度上升时间都是梯度系统的重要指标。

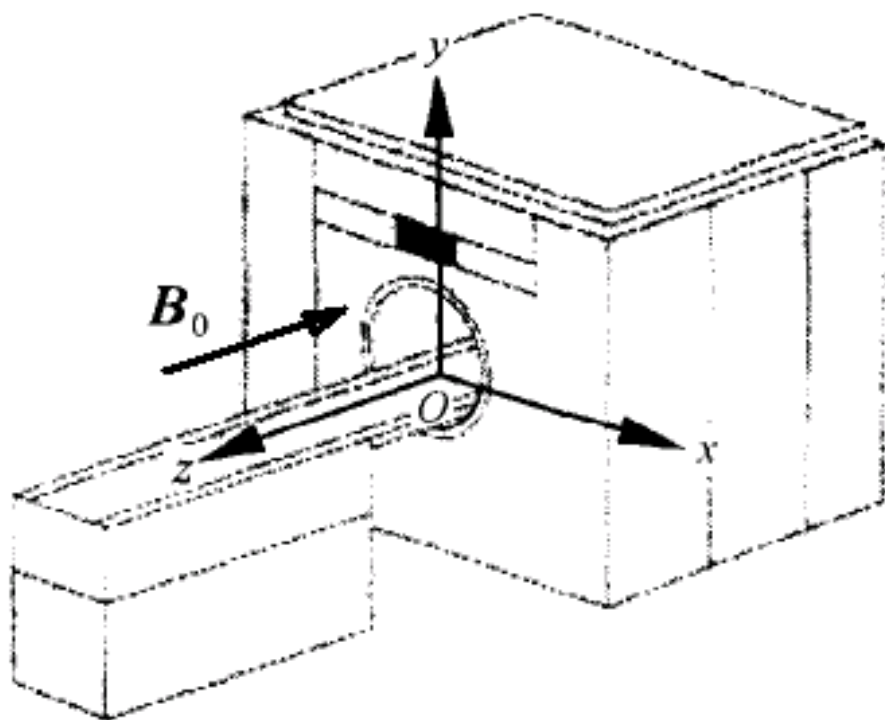
在梯度场预定值一定的情况下，上升时间越短，即梯度的斜率越大，系统的性能就越好。



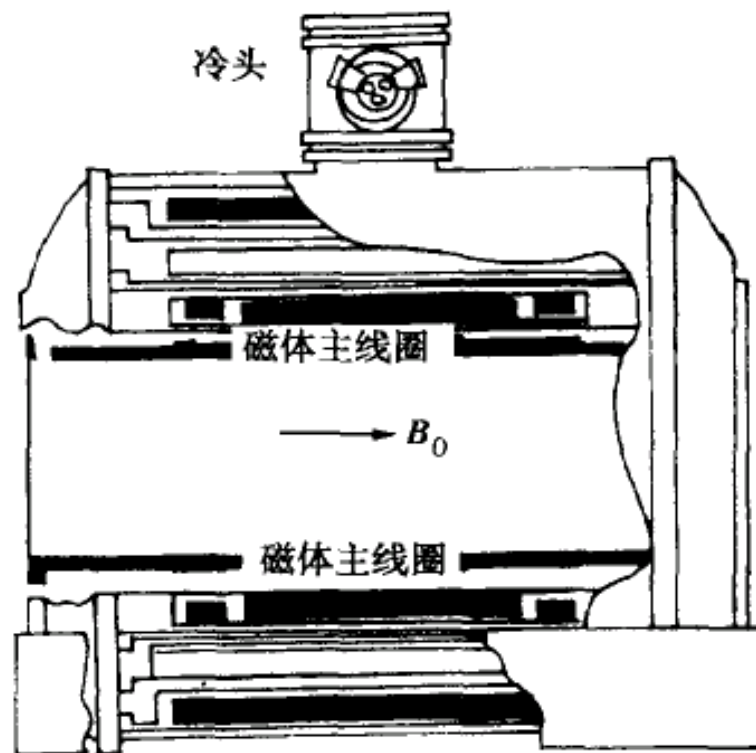
3.4 MRI的空间定位及图像重建

二、层面的选择

1. MRI磁体系统的坐标系



坐标原点在磁体中心, z 轴与 B_0 反向.



超导磁体(superconducting magnet)系统



3.4 MRI的空间定位及图像重建

2. 解剖学的三个标准断面

矢状面: 于前后方向将人体纵断为左右两部的断面。

额状面: 于左右方向将人体纵断为前后两部的断面(冠状面)。

水平面: 将躯体横断为上下两部的断面(横断面、横轴面)。

在 MRI 中, 平行于矢状面、额状面和水平面切取的层面分别被称为矢状位(面)像、冠状位(面)像和横轴位(面)像。



3.4 MRI的空间定位及图像重建

3. 层面选择

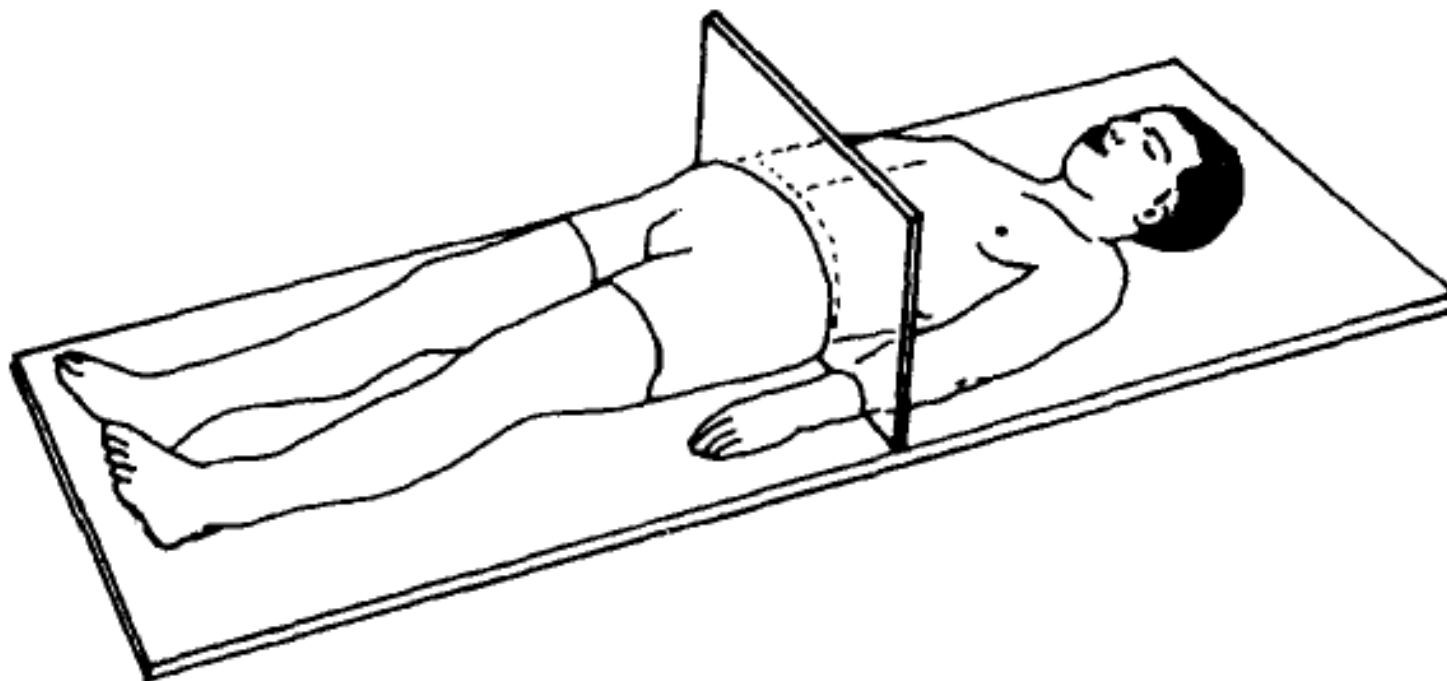
MRI 的层面选择是通过三维梯度的不同组合来实现的。
任意斜面成像,其层面的确定要两个或三个梯度的共同作用。

| 层面方向 | 层面选择梯度 | 相位编码梯度 | 频率编码梯度 |
|------|--------|---------------|---------------|
| 横轴面 | G_z | G_x 或 G_y | G_y 或 G_x |
| 矢状面 | G_x | G_y 或 G_z | G_z 或 G_y |
| 冠状面 | G_y | G_x 或 G_z | G_z 或 G_x |



3.4 MRI的空间定位及图像重建

以横轴位成像为例,讨论层面的选择方法.
这时应以 G_z 作为选层梯度.





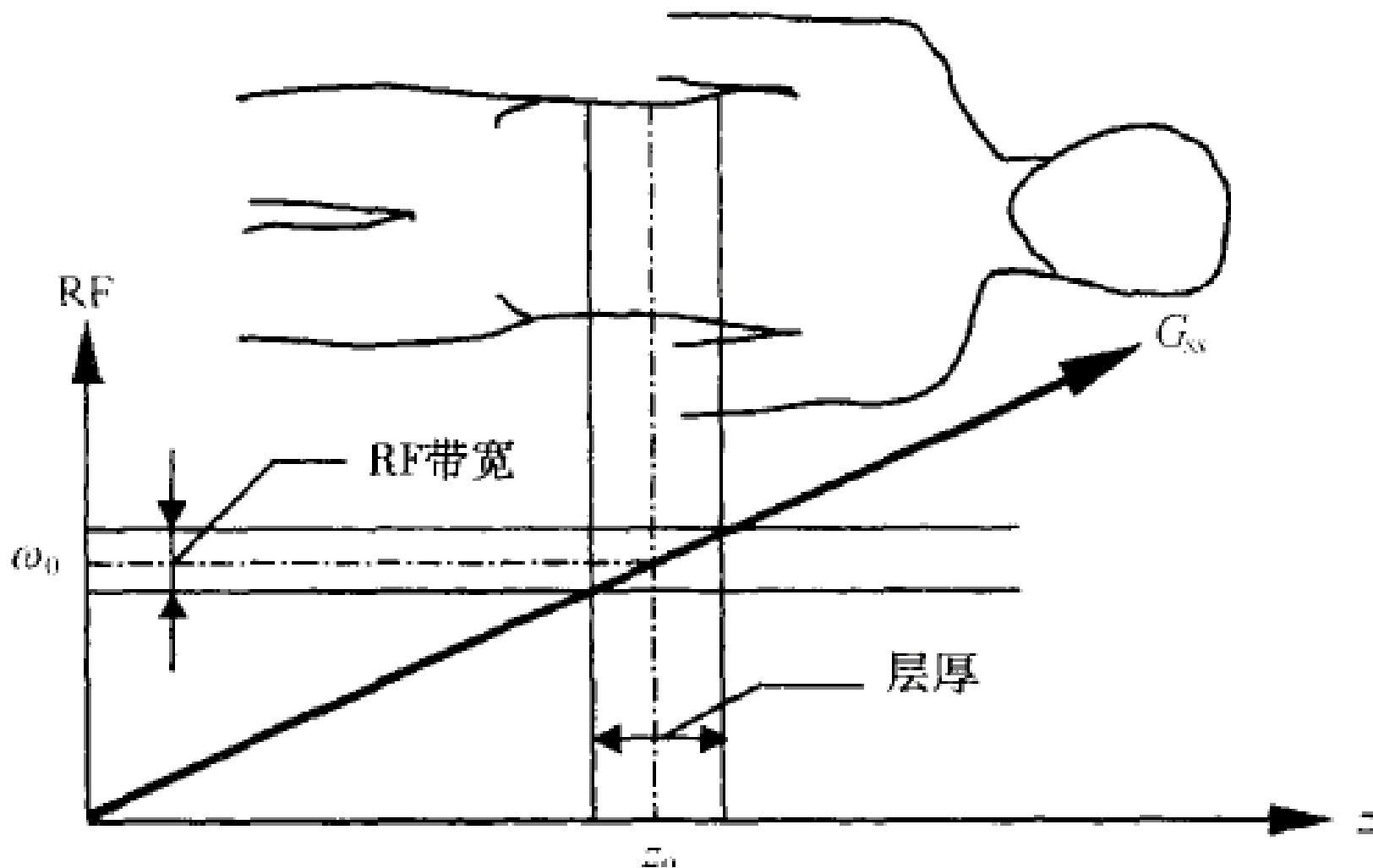
3.4 MRI的空间定位及图像重建

❖ 层面的选择采用的是选择性激励的原理。

所谓选择性激励 (selective excitation), 指的是用一个有限频宽(窄带)的射频脉冲仅对共振频率在该频带范围的质子进行共振激发的技术。



3.4 MRI的空间定位及图像重建





3.4 MRI的空间定位及图像重建

在 z 向施加梯度后,沿 z 轴各层面上质子的进动频率可表示为

$$\omega_z = \gamma(B_0 + zG_z),$$

可知 ω_z 为 z 坐标的函数,即垂直于 z 轴的所有层面均有不同的共振频率,而对每个层面来说,层面内所有质子的共振频率均相同.
这种具有相同共振频率的层面称为等自旋面.

如果用一个宽带脉冲(时域内很窄的矩形脉冲)实施激发,就有可能选中多个层面甚至所有层面.

必须选用窄带脉冲进行激发,才能实现每次只激发一层,即选层的目的.



3.4 MRI的空间定位及图像重建

设成像层面位于 z_1 处, 层面厚度为 Δz , 则所需的选层激发脉冲应满足下述条件:

$$\omega_{z_1} = \gamma (B + z_1 G_z),$$

$$\Delta\omega = \Delta z G_z.$$

ω_{z_1} 为射频脉冲的中心频率, $\Delta\omega$ 为其带宽.

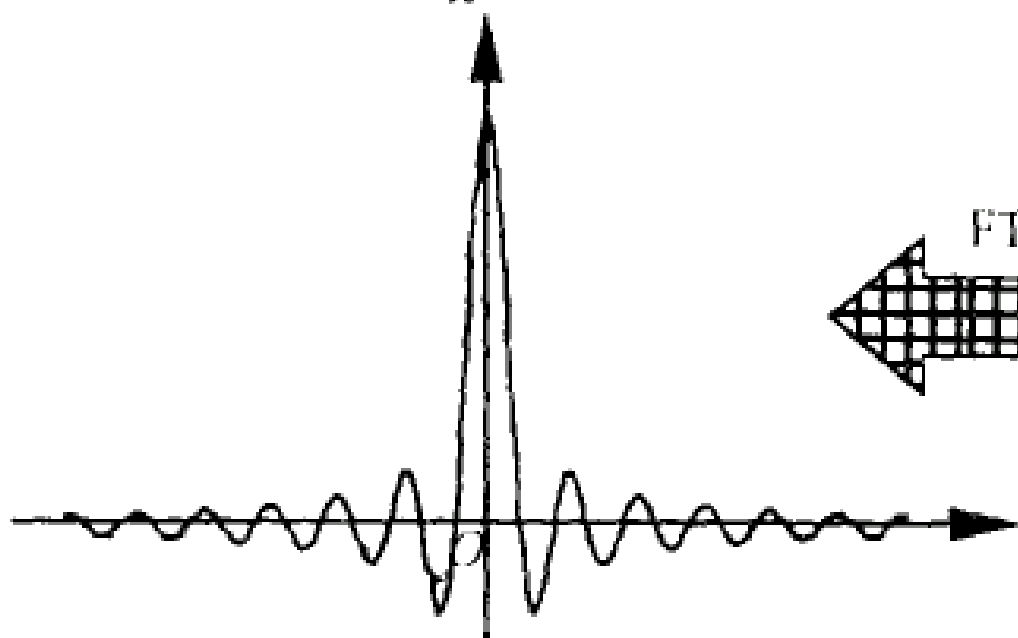
用满足此条件的 RF 脉冲激发时, 便可实现选择性激励. 断层之外的其他组织不满足共振条件, 也就得不到激发.



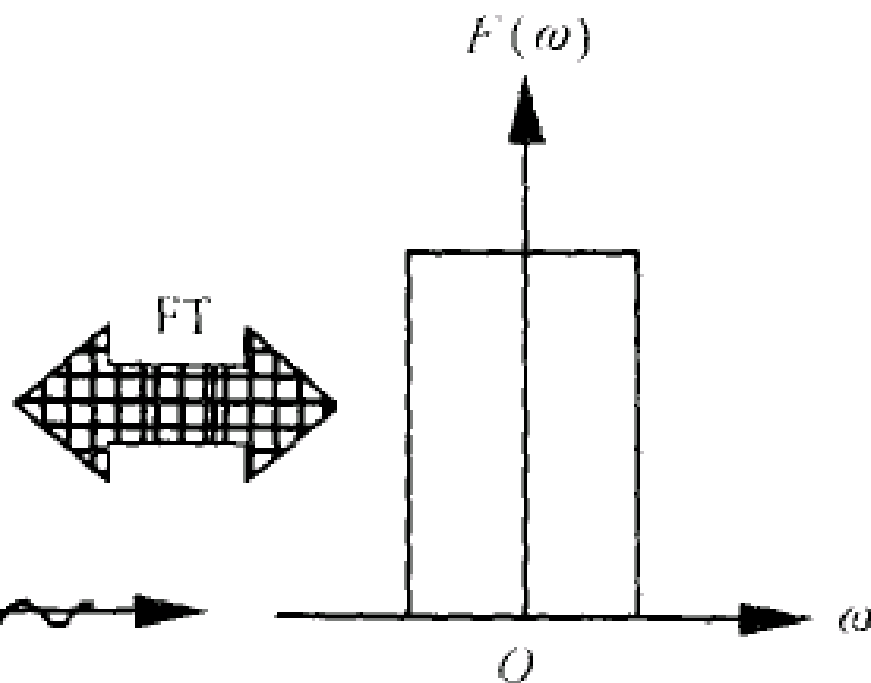
3.4 MRI的空间定位及图像重建

一般在进行选择性激励时多用 sinc 函数，
而在非选择性激励时经常使用很窄的方波。

$$\text{sinc}(x) = \frac{\sin x}{x}$$



(a) sinc 函数



(b) sinc 函数的频谱



3.4 MRI的空间定位及图像重建

层面厚度是重要的成像参数之一。

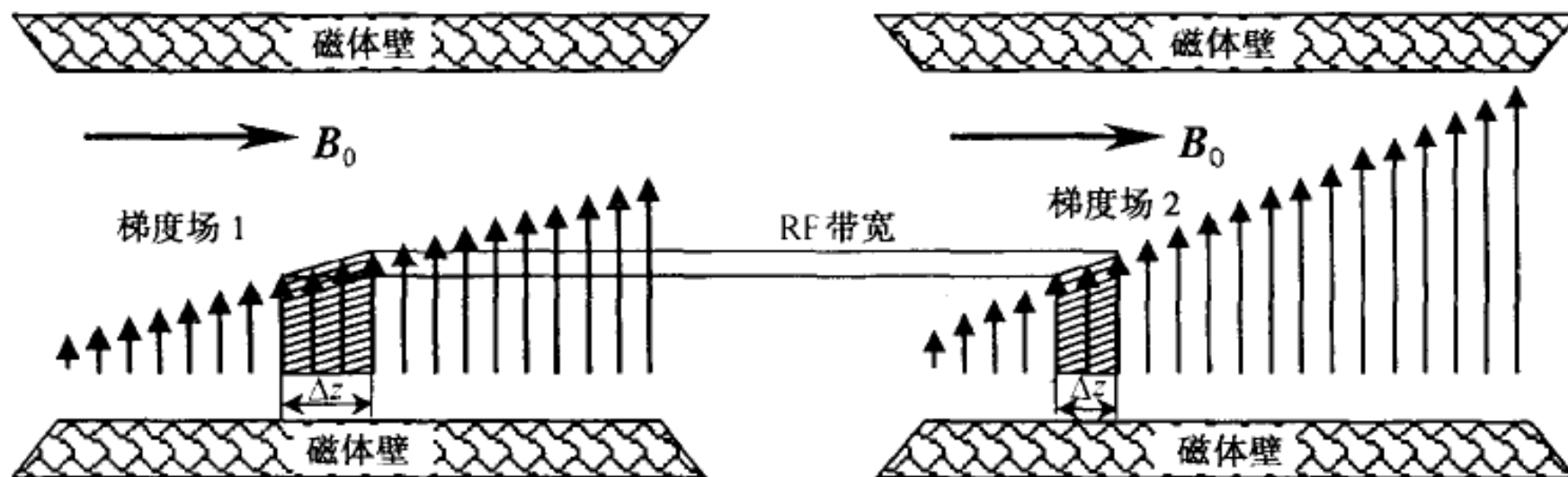
$\Delta\omega = \Delta z G_z$ ， Δz 受梯度场强度和 RF 脉冲的带宽两个因素影响，改变上述因素中的任何一个，层厚都会改变。

调整 RF 脉冲的带宽 $\Delta\omega$ ，意味着变动 sinc 函数的产生时间，这将引起脉冲序列时间参数(如 TE 等)的变化，因而这种办法通常不主张使用。



3.4 MRI的空间定位及图像重建

层厚的改变一般通过梯度场强度的变化来实现。
增大梯度便可使层面变薄。

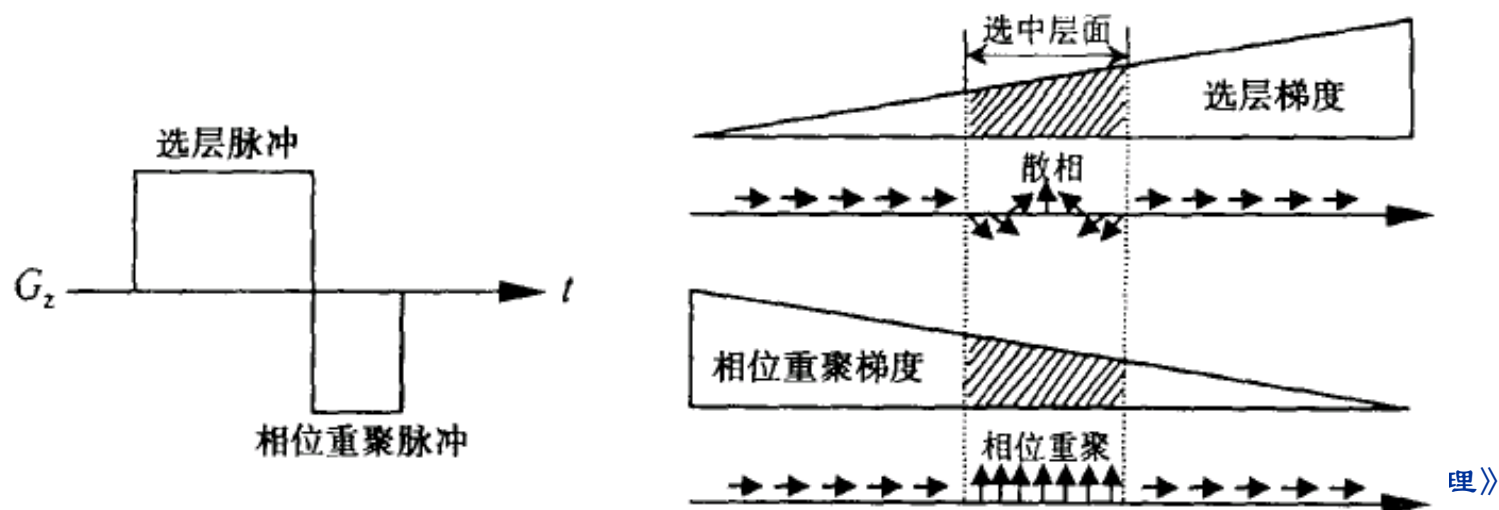




3.4 MRI的空间定位及图像重建

❖ 相位补偿脉冲

由于层面有一定厚度，层面内质子群的进动有相位发散，它将引起信号幅度的降低。为此，常在选层梯度脉冲后紧接着再施加一相反的梯度脉冲，称为180°相位重聚焦梯度 (refocusing gradient)。相位重聚焦梯度脉冲又叫相位补偿脉冲。它的持续时间很短(约 1 ms)，其目的是导致层面内质子的相位相干 (phase coherence)，以补偿信号幅度的降低。





3.4 MRI的空间定位及图像重建

三、层面内信号的定位

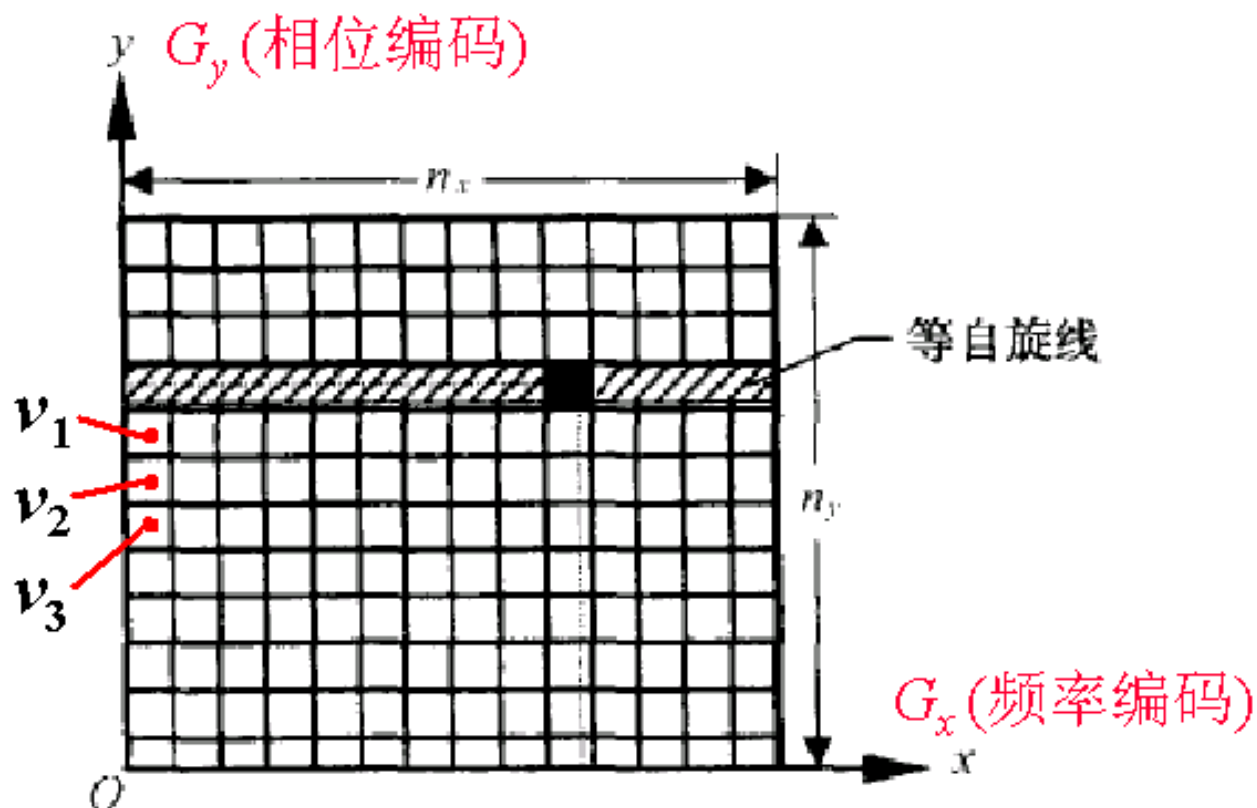
经过上面的选层过程, NMR 信号已被限定在指定平面内. 这时 MRI 线圈中可得到成像层面内所有质子同时发出的复合共振信号, 必须对此信号加以分辨, 才能重建出二维的图像.

在二维傅里叶变换成像技术中, 选层梯度以外的两个梯度被确定为平面定位梯度, 并根据二者在定位中所起的作用分别称之为相位编码梯度和频率编码梯度. 沿这两个梯度方向的位置信息相应地就叫做相位编码和频率编码.



3.4 MRI的空间定位及图像重建

设 G_x 和 G_y 分别为频率编码和相位编码梯度, 同时设 G_x 和 G_y 分别位于图像矩阵的行和列方向. n_x 和 n_y 分别为矩阵的列数和行数.



二维傅里叶变换与像素矩阵



3.4 MRI的空间定位及图像重建

1. 相位编码

所谓相位编码 (phase encoding), 就是先利用相位编码梯度磁场造成质子有规律的进动相位差, 然后用此相位差来标定体素空间位置的方法.

当射频脉冲终止后, 每个体素内的质子均发生横向磁化, 其磁化强度矢量 M 倒向 xoy 面进动(以 90° RF 激发脉冲为例), 进动的相位与 M 所处的磁场强度有关. 相位编码梯度的加入, 将使各体素磁化强度矢量的相位发生规律性的变化, 利用这种相位特点便可实现体素位置的识别, 这就是相位编码的含义.



v_1, v_2 和 v_3 分别表示
相位编码方向上三个
相邻的体素。

开始时有相同的相位，
并以相同的频率进动。

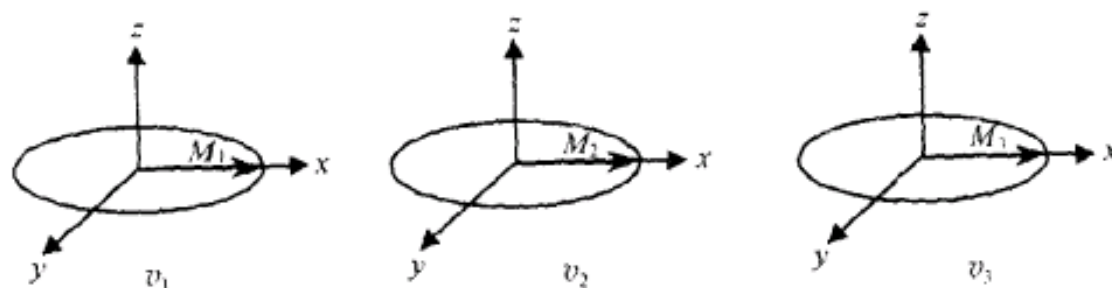
相位编码梯度 G_y 开启，
相位编码方向上各体素
将处于不同的磁场中，
该方向上各磁化强度矢
量将以不同频率进动，
其进动频率由下式决定：

$$\omega_y = \gamma(B_0 + yG_y).$$

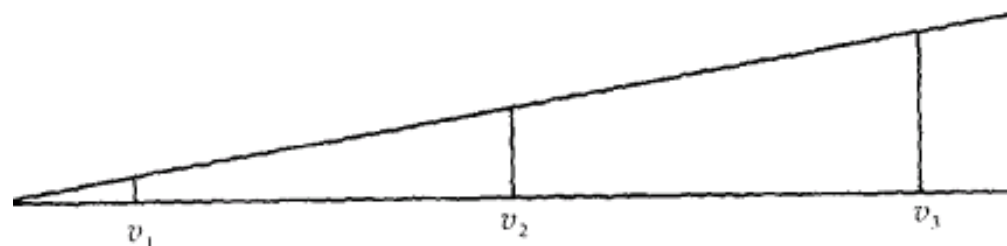
y 越大，质子的进动越快。

09:56:26

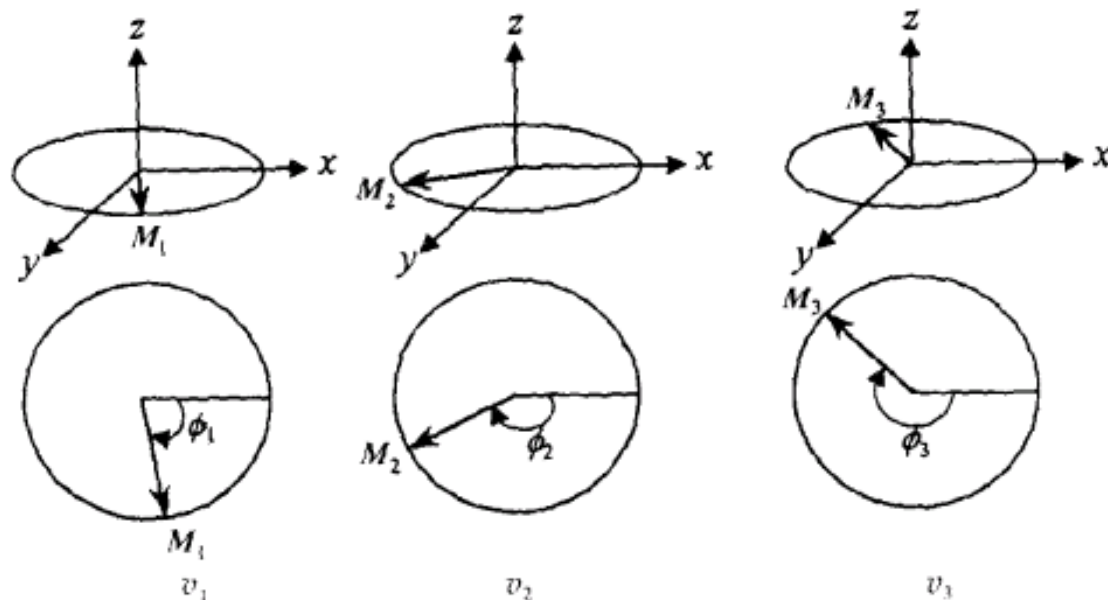
电子



(a) G_y 加入前磁化矢量的相位



(b) G_y 梯度



(c) G_y 对相位的作用



3.4 MRI的空间定位及图像重建

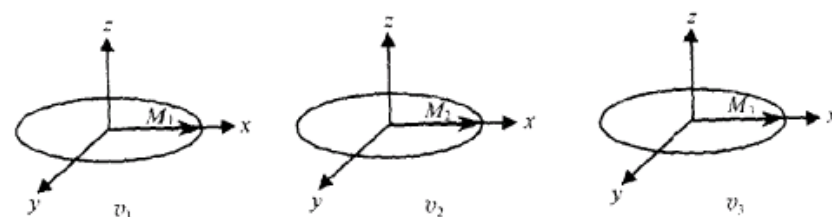
进动频率不同必然导致进动相位不同。
 设相位编码梯度的持续时间为 t_y ，则
 t_y 时间后相位编码方向上各体素的进
 动相位 ϕ_y 为

$$\phi_y = \omega_y t_y = \gamma (B_0 + y G_y) t_y.$$

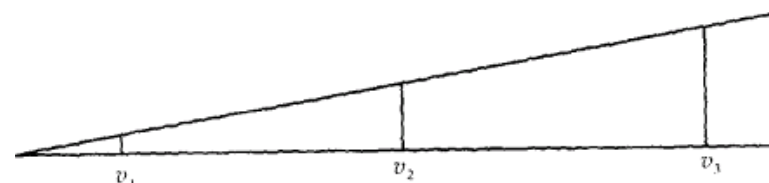
在图中,用 ϕ_1, ϕ_2 和 ϕ_3 分别表示相位
 编码梯度结束时 M_1, M_2 和 M_3 的进动
 相位.由此所产生的相位差 $\Delta\phi_y$ 可用下
 式计算:

$$\Delta\phi_y = \gamma \Delta y G_y t_y.$$

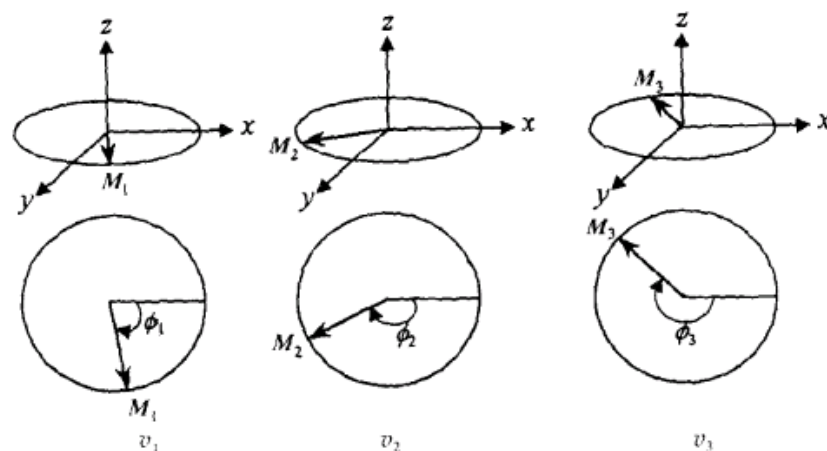
式中的 $\Delta\phi_y$ 是相位编码坐标 y 即 G_y 的
 函数. 由此可见,在 G_y 的作用下,信号
 中已包含了沿 y 方向的位置信息.



(a) G_y 加入前磁化矢量的相位



(b) G_y 梯度



(c) G_y 对相位的作用



3.4 MRI的空间定位及图像重建

在 $t = t_1$ 时刻,相位编码梯度关断.这时各体素再次置于相同的外磁场中,其进动频率均恢复至 G_y 作用前的数值(同频率),但是 G_y 所诱发的进动相位差却被保留了下来,这就是相位编码的所谓“相位记忆(phase memory)”功能.

从这个意义上讲,相位编码就是通过梯度磁场对选中层面内各行间的体素进行相位标定,从而实现行与行之间体素位置识别的技术.也就是说,相位编码的作用是确定层面在一维上的体素.



3.4 MRI的空间定位及图像重建

在每个数据采集周期中,相位编码梯度只是瞬间接通.因此,它总是工作于脉冲状态.有多少个数据采集周期,该梯度就接通多少次.习惯上将相位编码梯度的一次变化称为一个相位编码步 (phase encoding step). 对于 128×128 的图像来说,需要 128 个相位编码步才能完成.

在 G_y 作用期间,体素所发出的 RF 信号并不利用.因此,相位编码梯度又叫准备梯度.

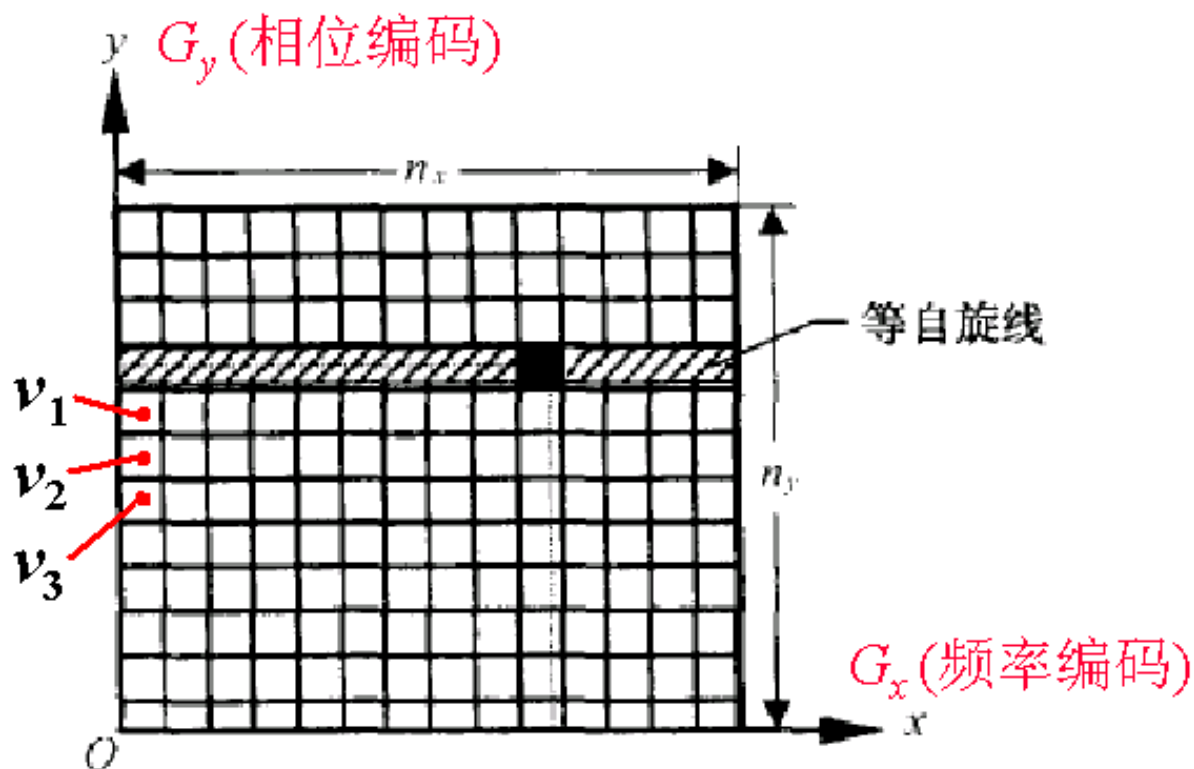


3.4 MRI的空间定位及图像重建

2. 频率编码

相位编码梯度作用后, 在 x 的平行方向形成了一行行的等自旋线, 即它只在一维方向 (y 方向) 提供了体素的识别信息.

为了产生 x 方向 体素的位置信息, 还需加入 G_x .





3.4 MRI的空间定位及图像重建

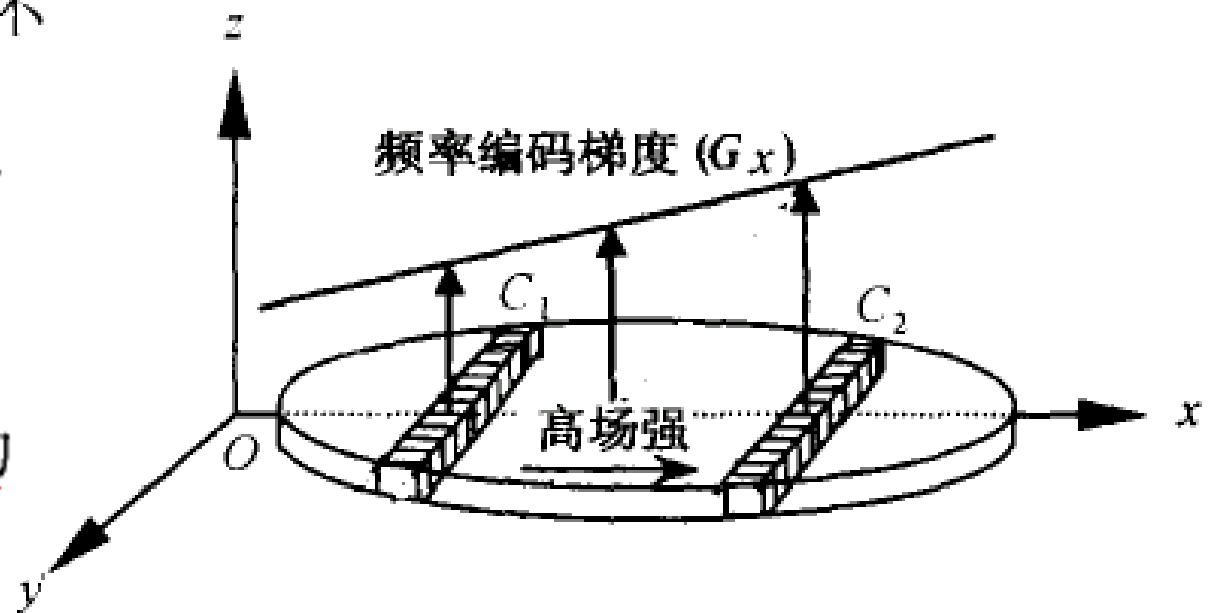
在 MRI 中, G_x 对体素的识别采用频率编码 (frequency encoding) 的方案: 利用梯度磁场造成相关方向上各磁化矢量进动频率的不同, 并以此为根据来标记体素的空间位置.

由于 G_x 的存在, 使成像层面中频率编码方向上 (x方向) 的体素列位于不同的场强中.

与 y 轴平行之各列体素的进动频率 ω_x

$$\omega_x = \gamma(B_0 + xG_x).$$

不同的 x 决定了不同的进动频率.





3.4 MRI的空间定位及图像重建

❖ 小结

我们知道, MRI 线圈中接收到的信号是受激层面内各体素所产生的 NMR 信号的总和.

在二维成像技术中由于相位编码梯度和频率编码梯度的共同作用, 各相邻体素产生的信号在频率和相位上均存在细微的差别.

这种差别表现在相位编码方向上就是进动相位的不同,
表现在频率编码方向上就是进动频率的不同.

通过二维傅里叶变换, 就可使以频率和相位表示的差别转换为体素空间位置的差别.



3.4 MRI的空间定位及图像重建

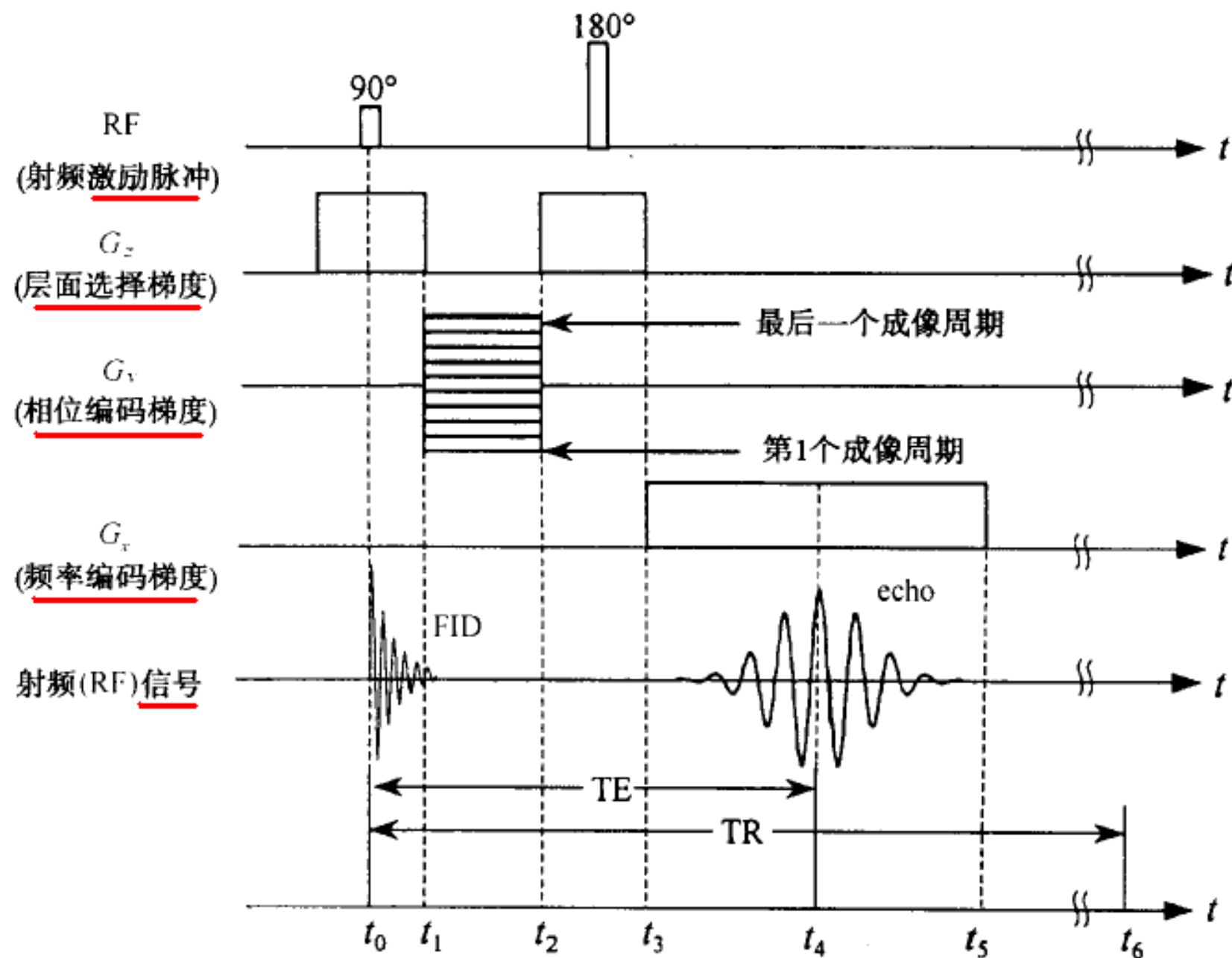
四、梯度周期与成像时序

(以一个典型的成像周期为例, 用常见的时序图说明梯度场与激励脉冲、**NMR**信号三者之间的关系)

成像(扫描)周期是指 MRI 系统采集一次数据所需要的时间。
仍设 G_z 为选层梯度, G_x, G_y 分别为频率编码和相位编码梯度。
对于 $n_x \times n_y$ 大小的二维成像, 至少需要重复 n_y 次成像周期,
才能获得重建一幅图像所需要的数据。

为了提高 SNR, 有时还须增加信号叠加平均的次数, 这时周期重复的次数是成倍增加的。

一个成像(扫描)周期内 3 个梯度在特定时刻接通和关断的情况:





3.4 MRI的空间定位及图像重建

- (1) 每个成像周期首先开启的是层面选择梯度 G_z ($t = 0$ 时刻). 与此同时, 90° 射频脉冲产生, 使激励限制在 G_z 所决定的平面内. 这时受激层面的宏观磁化矢量 M 立刻倾倒至 xoy 面.
- (2) t_1 时刻 G_z 关断、相位编码梯度 G_y 加入, 对层面内共振质子群 (体素) 进行相位编码.
 $t_1 \sim t_2$ 为 G_y 的持续时间, 称为相位编码梯度的脉宽 (t_y).
此时 FID信号已出现, 但暂不检测. G_y 在这里只起预备作用, 因而 t_y 可称为准备期. G_y 又叫准备梯度, 常被简写为 G_{pe} .
- (3) t_2 时刻 G_y 关断, G_z 再一次开启, 目的是限制 180° 重聚焦 RF 脉冲, 使之仅作用于既定层面.
- (4) t_3 时刻 频率编码梯度 G_x 出现, 一直持续到 t_5 时刻, 这段时间正好包含了回波信号.



3.4 MRI的空间定位及图像重建

- (5) $t_3 \sim t_5$ 这段时间是梯度 G_x 的持续时间.
- (6) 采样从回波信号的峰值(约为 t_4 时刻)开始.
 G_x 的脉宽 t_x 又叫检测期. G_x 又叫读出梯度简写为 G_{ro} , 下标“ro”表示(read-out).
- (7) $t_5 \sim t_6$ 是一段延迟时间,以等待宏观磁化矢量 M_z 恢复至它的稳态值 M_0 ,为下一次扫描做准备.
- (8) 从 t_6 开始进入下一个成像周期.
 $t_0 \sim t_6$ 这段时间就是我们常说的重复时间(TR),它反映了每个扫描周期的长短,而 $t_0 \sim t_4$ 称为回波时间(TE).

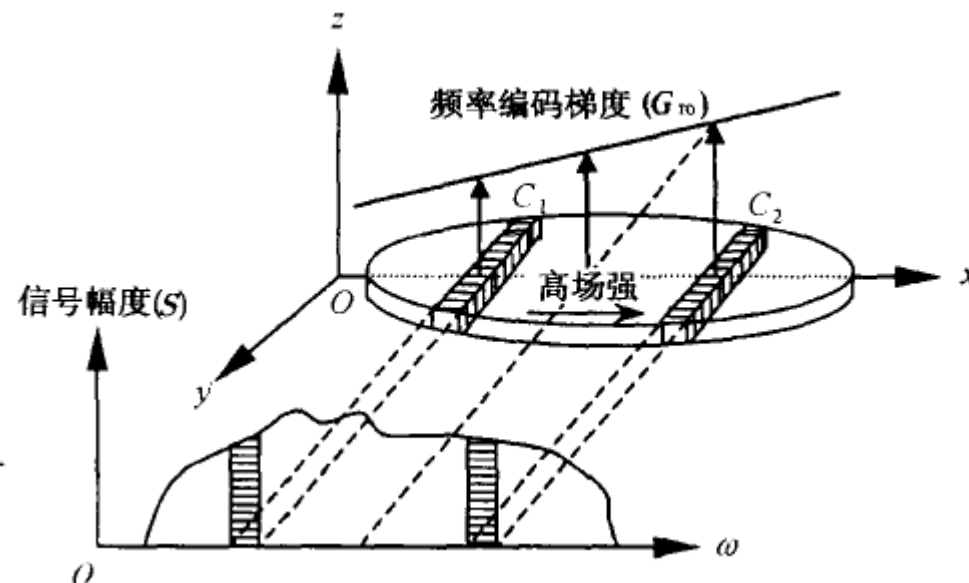


3.4 MRI的空间定位及图像重建

对于 n_y 行的图像,至少需要 n_y 个相位编码步,即重复 n_y 次扫描周期才能完成.每个周期中 G_x 的大小不变,但 G_y 的值递增.

在回波信号出现后,每个周期将在 G_x 的配合下采取 n_x 个数据.上述过程重复 n_y 次,最后得到的是一个 $n_y \times n_x$ 的原始数据矩阵,二维图像据此重建.

需要注意的是,在上述成像周期中,并不是一次扫描仅得到一行体素矩阵的数据,下一次又获得另一行数据.实际上每次扫描得到的 n_x 个数据中已包含了所有体素的信息.





3.4 MRI的空间定位及图像重建

❖ 总扫描时间的估算

上述典型序列的总扫描时间 t_{total} 可按下式估算:

$$t_{\text{total}} = n_y \times \text{TR} \times \text{NSA},$$

式中的 NSA 为信号采集(叠加平均)次数.

可见 t_{total} 与图像频率编码方向上的像素数 n_x 无关.

要获得一幅 128×256 的图像时,可取矩阵的行为相位编码方向,列为频率编码方向,于是其扫描时间为(取 $\text{NSA} = 2$, 并设 $\text{TR} \approx 4 \text{ s}$)

$$t_{\text{total}} = 128 \times 4 \times 2 = 1\,024 \text{ s} \approx 17 \text{ min}.$$

由于一般成像序列的 TR 较长,序列的执行时间也就不可缩短. 之所以需要长 TR,主要是受激的自旋系统需要充分弛豫的原因. 实际上成像周期中只有约 5% 的时间用于信号采样,另外 95% 的时间处于等待之中.



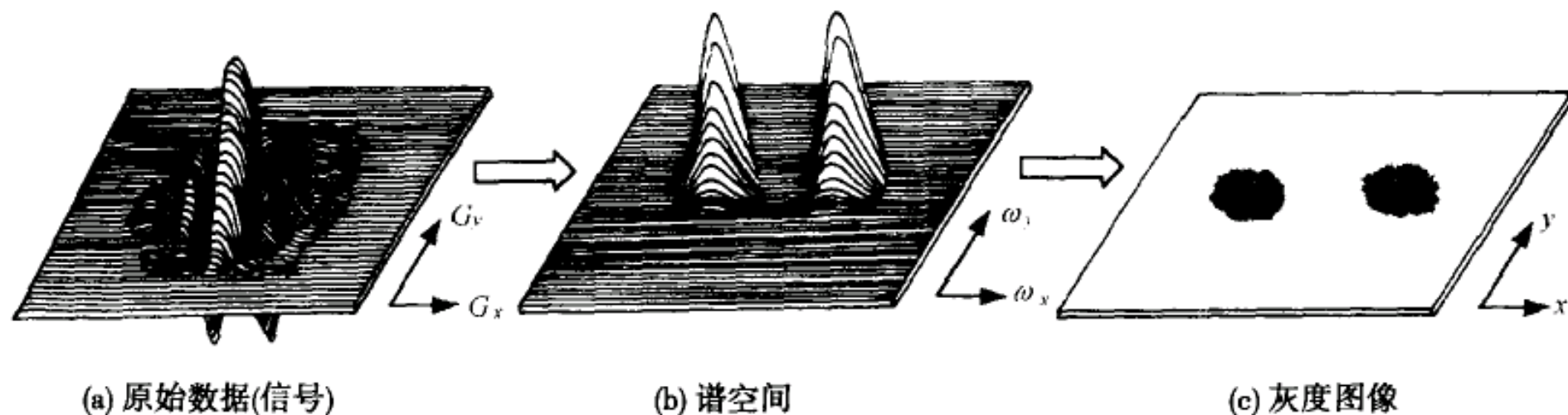
3.4 MRI的空间定位及图像重建

五、图像重建的基本思路

图像重建 (image reconstruction 或 image rebuilding) 就是根据 NMR 复合信号的采样值计算出图像的纯粹数学过程, 图像重建是磁共振成像的最后一步, 它通常在阵列处理计算机或高速的图像处理专用机中完成。

图像重建有多种方法。

以二维傅里叶变换法为例, 说明 进行图像重建的思路。



- (a) 通过重复扫描,我们得到了一组足够重建一幅图像的数据,这就是原始数据(raw data)矩阵.它是含有各体素空间信息的NMR 信号采样值,它们为 G_x 和 G_y 的函数.
- (b) 通过二维傅里叶变换,得到二维谱,可将原始数据中所包含的磁化强度矢量之相位差和频率差分解出来,它们是 ω_x 和 ω_y 的函数.又叫解码过程.
- (c) 将二维谱矩阵中各元素的大小(即谱的幅度)转换为灰度值,并且与其空间位置相对应,就得到所需的二维灰度图像.



第三章 磁共振成像原理

- ❖ 1. 傅立叶变换简介
- ❖ 2. 梯度场及其作用
- ❖ 3. 磁共振成像法概述
- ❖ 4. **MRI**的空间定位及图像重建
- ❖ 5. 脉冲序列概述
- ❖ 6. 常规脉冲序列**MRI**
- ❖ 7. 快速脉冲序列**MRI**
- ❖ 8. **MRI**的发展趋势



3.5 脉冲序列概述

磁共振成像的脉冲序列,实际上是各种参数测量技术的总称.

质子密度、 T_1 弛豫时间、 T_2 弛豫时间以及流动效应等都是组织的本征参数,通过它们就可以推知组织的结构甚至功能状态,因而参数测量是获取磁共振图像的第一步.

在 MRI 中,参数测量是通过对射频脉冲以及梯度脉冲的适当编排来实现的. 这些脉冲的幅度、宽度、间隔时间以及施加顺序等因素直接影响信号的产生和空间编码过程.



3.5 脉冲序列概述

一、脉冲序列的构成、表达和分类

1. 脉冲序列及其构成

所谓脉冲序列(pulse sequence 或 pulse program),就是具有一定带宽、一定幅度的射频脉冲与梯度脉冲的有机组合。

其中射频脉冲的带宽是指其频谱宽度,或者说是射频脉冲所含频率分量的多少。

在序列中, RF 脉冲是 NMR 信号的激励源,它的能量由自旋核系统吸收后又以 RF 波的形式释放。



3.5 脉冲序列概述

窄带脉冲主要用于选择性激励,而宽带脉冲则实现非选择性激励(如三维傅里叶成像中对整个成像容积的激励).

序列中梯度场的作用主要是空间定位和信号的读出,但有些序列也用梯度脉冲实施激发(如梯度回波序列).

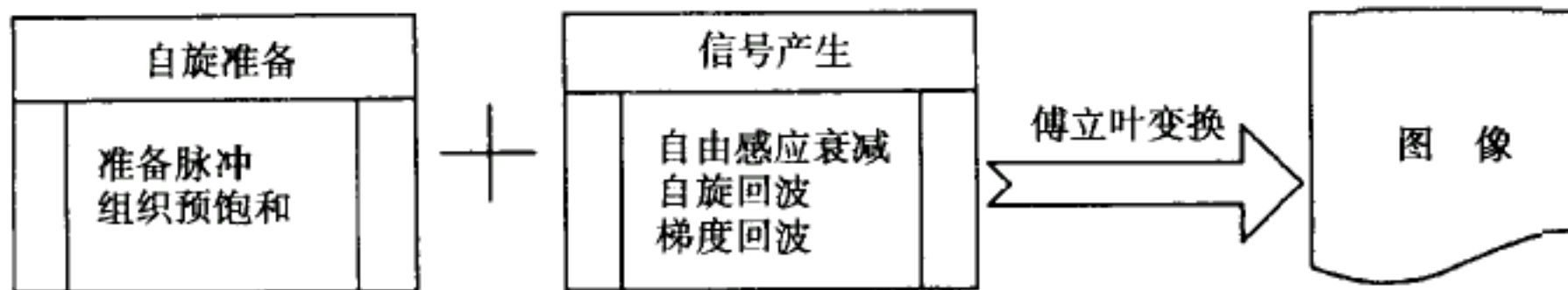


3.5 脉冲序列概述

一个典型的 MRI 序列由 自旋准备 和 信号产生 两个功能单元组成。

自旋准备单元 主要是对 RF 脉冲和梯度场进行调控，以实现改变 NMR 信号特性的功能；

信号产生单元 的功能是生成 NMR 信号并对其进行空间编码。



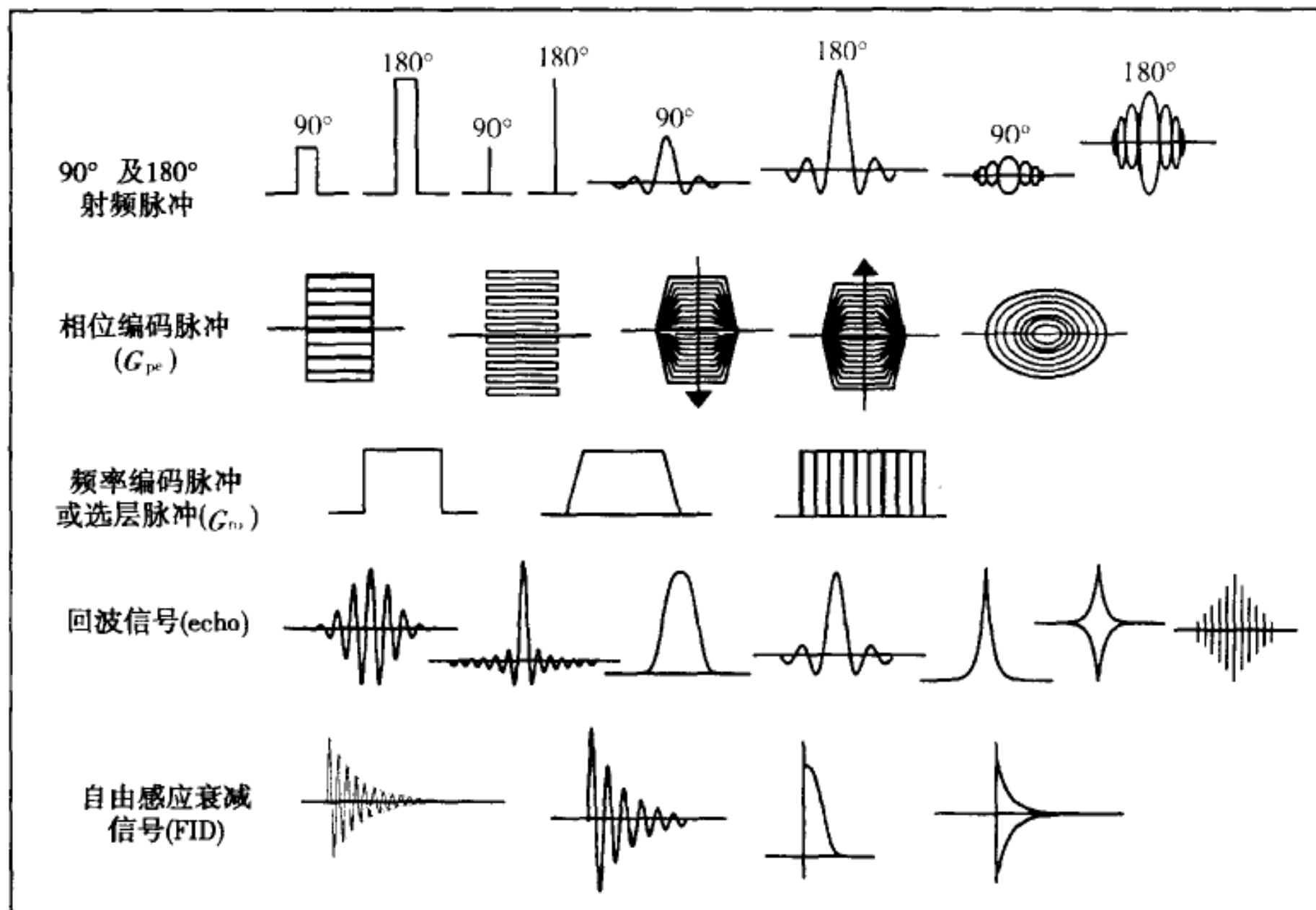


3.5 脉冲序列概述

2. 脉冲序列的表达

(1) 时序图表达

时序图是最直观、最常用的脉冲序列表达方式。
从图上很容易看出各种脉冲及信号的时间对应关系。



脉冲序列时序图中常用的符号



3.5 脉冲序列概述

(2) 流程表达

流程表达就是用公式的形式来标示激励脉冲、梯度脉冲、信号和各种时延(延迟时间)的先后顺序。流程表达法又叫公式表达法。

这种表达法在磁共振波谱学中的使用非常普遍。

其特点是简单明了,既便于理解、又便于书写。



3.5 脉冲序列概述

例如,对于各种测定弛豫时间 T_1 的二脉冲序列(包括两次射频激励),可用通式表示为

$$\text{delay} - \theta - \tau - 90^\circ - \text{FID}$$

delay 表示 RF 激励前的延迟,它是自旋系统完全恢复平衡,或者说充分弛豫所必须等待的最短时间; θ 为预备脉冲; τ 是两个 RF 脉冲的间隔时间; FID 表示对信号的采样.

delay, θ 和 τ 实际上都是变量,其中 θ 的选择决定序列的类型:当 θ 为 180° 脉冲时,就表示反转恢复序列;当 θ 为 90° 脉冲时,它又是饱和恢复序列. delay 和 τ 又称为序列参数,它们是扫描中可由操作员选定的变量.



3.5 脉冲序列概述

3. 脉冲序列的分类

MRI 技术的发展,始终围绕着改进机器性能和缩短扫描时间这两个基本目标.

在追逐这两个目标的过程中,诞生了众多的扫描序列.这是因为机器硬件的任何改进都要通过一定的成像序列加以体现.

扫描序列的名目繁多是众所周知的.

在序列的发展过程中,新的序列在不断推出,而传统的序列仍在广泛使用.



3.5 脉冲序列概述

(1) 按照检测信号的类型分类

反映自旋核系统共振吸收的是 FID 信号。

FID 信号将很快(一般在 20 ms 内)衰减至零。也就是说, 供检测的时间非常短暂。

这样便产生了测量回波的技术。回波信号可以由 射频脉冲 产生, 也可由 梯度脉冲 产生。产生的回波信号分别称之为 自旋回波 (spin echo) 和 梯度回波 (gradient echo)。

综上所述, 可供 MRI 系统使用的信号共有 3 种形式, 即 FID、自旋回波和梯度回波。相应地, 可将脉冲序列分为 3 大类:

直接测定 FID 信号的序列 (反转恢复序列和饱和恢复序列),
测定自旋回波的序列 (自旋回波序列),
测定梯度回波的序列 (梯度回波序列)。



3.5 脉冲序列概述

(2) 按照序列的用途分类

按用途可将 MRI 脉冲序列分为通用序列和专用序列两大类。

通用序列用于人体各组织的正常显像。

随着成像技术的发展,各种专门用途的扫描序列越来越多,心脏电影成像序列、各种脂肪抑制序列以及伪影抑制序列等都是专用序列。



3.5 脉冲序列概述

(3) 按照成像的速度分类

根据扫描速度的快慢, MRI 脉冲序列又可分为快速成像序列和普通序列两大类.

快速成像序列是近些年来得到迅速发展的技术, 有着非常广阔的应用前景. 现在, 在一些技术领先的 MRI 系统中, 还装备有所谓的超快速成像序列, 可使每幅图像的成像时间缩至数十毫秒. 相比之下, 用于常规扫描的序列可称为普通扫描序列.



3.5 脉冲序列概述

(4) 按照RF激发次数分类

根据射频激发次数可以分为“单射”和“多射”两种类型脉冲序列。

单射脉冲序列：一次RF激发，在一个T₂左右的时间内完成整幅图像数据的采集，从而得到整幅图像。优点：成像速度极高。

如回波平面成像（EPI）是典型的单射，迄今最快的成像方法。

多射脉冲序列：多次RF激发，完成整幅图像数据的采集。主要包括四大家系：自旋回波序列（SE）、反向恢复序列（IR）、梯度回波序列（GE）和受激回波序列



3.5 脉冲序列概述

二、脉冲序列参数的定义

MRI 的脉冲序列一般是由专门的研究机构设计、试验, 并进行临床验证后发布的. 用于商品 MRI 系统的序列都是比较成熟的序列. 此类序列通常只规定射频脉冲的施加顺序、翻转角、梯度的应用形式以及采样时间, 还有许多变量尚待用户选择. 这些变量统称为序列参数.

序列的重复执行次数、各种等待时间、空间分辨率、扫描范围、成像层面的方向以及图像的对比度类型等都需要通过序列参数加以指定.



3.5 脉冲序列概述

1. 时间参数

(1) 重复时间

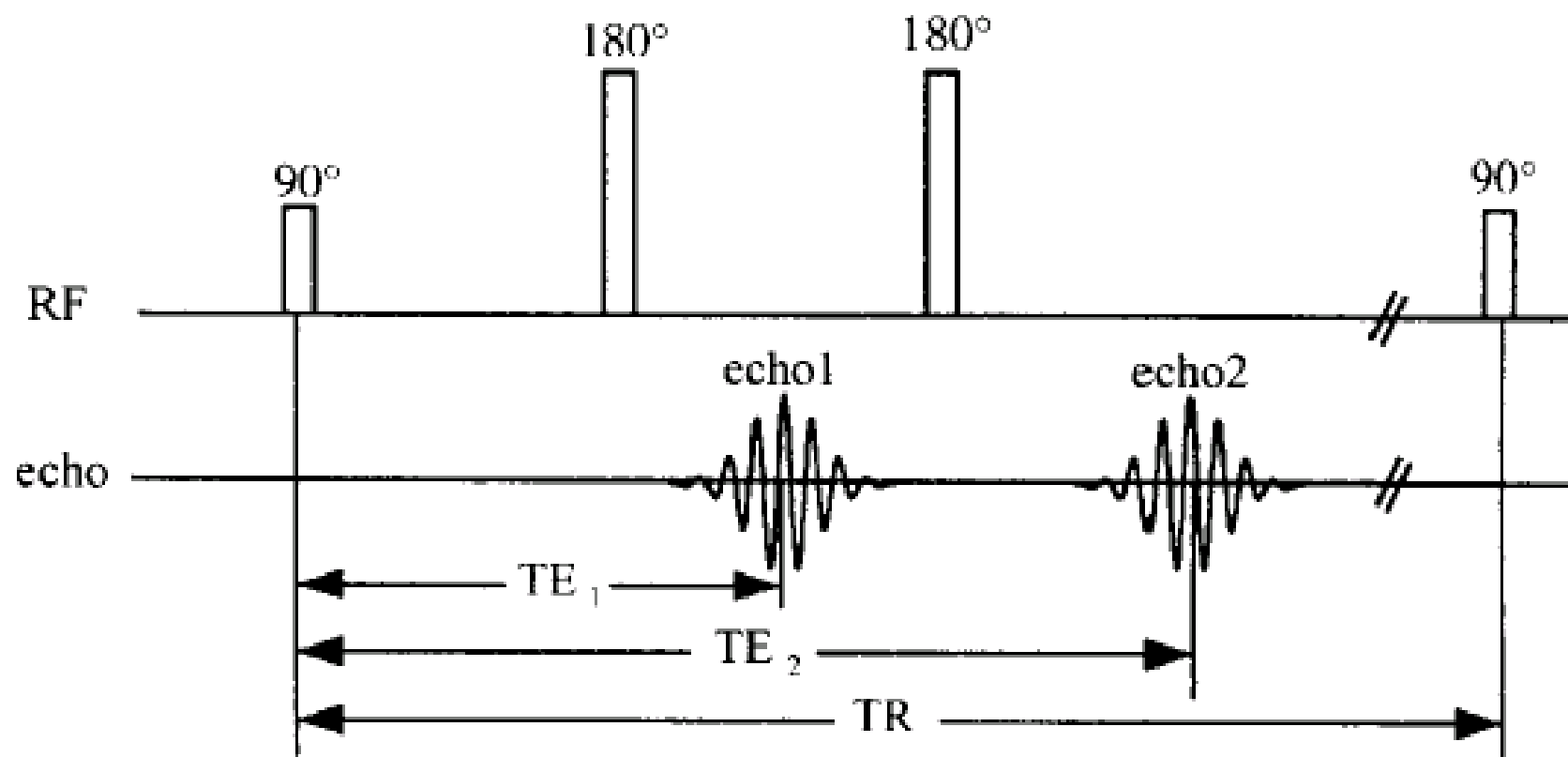
重复时间 (TR, repetition time) 是指脉冲序列执行一遍所需要的时间, 也就是从第一个 RF 激励脉冲出现到下一周期同一脉冲出现时所经历的时间。

在 MRI 扫描中, 每个相位编码步需要一个扫描周期。相位编码方向上的像素越多或 TR 越长, 所需的扫描时间就越长。因此, 在扫描分辨率确定的前提下, TR 是扫描速度的决定因素。

此外, TR 还是图像对比度 (T_1 对比度、 T_2 对比度和质子密度对比度) 的主要控制因子。



3.5 脉冲序列概述





3.5 脉冲序列概述

(2) 回波时间

回波时间(TE, echo time)是指从第一个 RF 脉冲到回波信号产生所需要的时间。

在多回波序列中, RF 脉冲至第 1 个回波信号出现的时间称为 TE_1 , 至第 2 个回波信号的时间叫做 TE_2 , 依次类推。

在自旋回波和梯度回波序列中, TE 和 TR 共同决定图像的对比度。因此, TE 是上述两类序列的重要参数之一。



3.5 脉冲序列概述

(3) 反转时间

在反转恢复脉冲序列中, 180° 反转脉冲与 90° 激励脉冲之间的时间间隔称为反转时间 (TI, inversion time).

反转恢复脉冲序列的检测对象主要是组织的 T_1 特性. 因此, TI 的长短对最终的信号和图像对比度都有很大影响. 通常情况下, 序列的 TI 时间根据临床需要进行选择.

例如, 对脂肪信号实施压制时, 可选短 TI 进行扫描; 当成像目的主要为辨别 T_1 时间较长的脑灰质和白质时, 则应取长 TI 值.



3.5 脉冲序列概述

2. 分辨率参数

(1) 扫描矩阵

序列参数中的扫描矩阵(matrix)具有双重含义.

- 一是规定了显示图像的行和列,即确定了图像的大小;
- 二是限定扫描层面中体素的个数,同时指出层面的相位编码步数. 图像重建后,原始图像的像素与成像体素一一对应.

在其他参数确定的情况下,扫描矩阵越大,图像的分辨率越高.



3.5 脉冲序列概述

(2) FOV

FOV(field of view)是指实施扫描的解剖区域,简称为扫描野或感兴趣区.

FOV 是一个面积的概念,有其长和宽. 大多数情况下所选 FOV 为正方形,故可用其边长代表 FOV.

FOV 的大小以所用线圈的有效容积为限.

当扫描矩阵已经选定时,FOV 越大,体素的体积就越大,但这时空间分辨率随之降低.



3.5 脉冲序列概述

(3) 层面厚度

层面厚度 (slice thickness) 是成像层面在成像空间第三维方向上的尺寸。

由于它与扫描矩阵和 FOV 一道决定着体素的大小, 因而是 SNR 和空间分辨率 两个图像质量指标的主要影响因素。层面越厚, 体素体积就越大, 结果导致更高的 SNR 和更低的空间分辨率。

在实际扫描中, 层厚的选择既要考虑到空间分辨率的要求, 又要联系临床需要。

可以选取的最小层厚是系统梯度性能及射频脉冲选择性好坏的重要指标。



3.5 脉冲序列概述

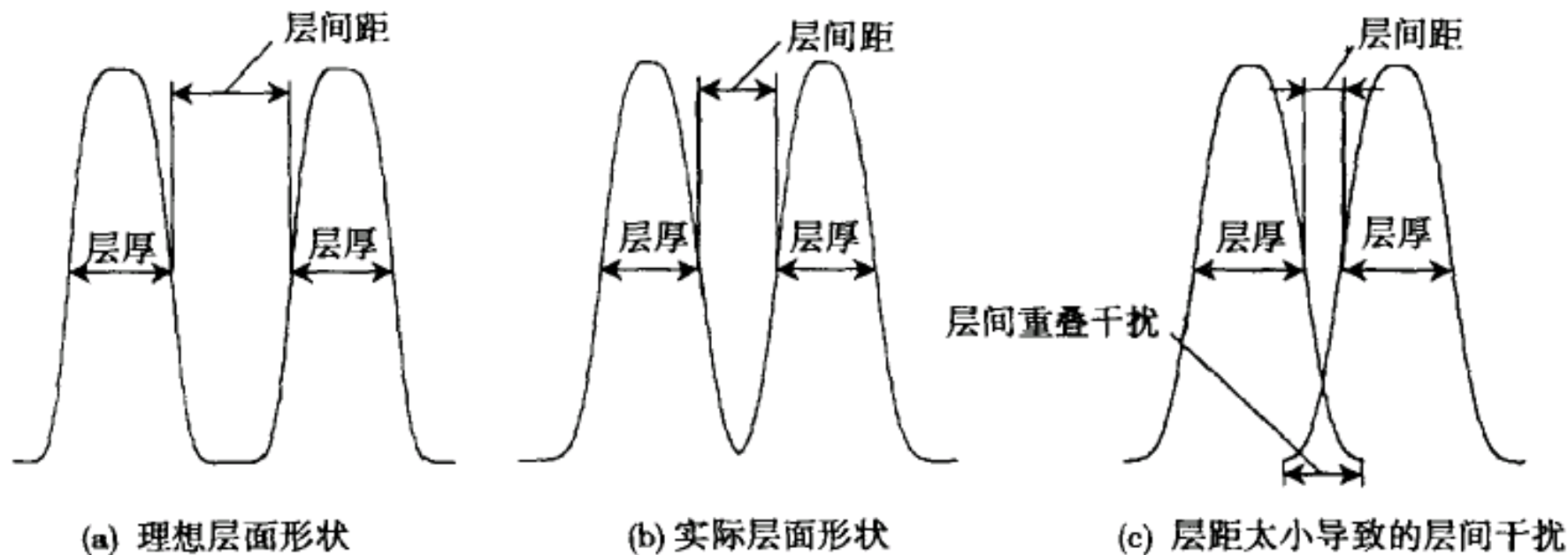
(4) 层间距

层间距(slice gap)又叫层距,是指两个相邻层面之间的距离.

层间距(slice gap)又叫层距,是指两个相邻层面之间的距离. 在 MRI 中,成像层面是由选择性的射频激励脉冲所选定的. 在理想的情况下,只有层面内的质子被激励,但由于梯度的线性、RF 脉冲的选择性以及层厚等因素的影响,层面附近的质子往往也会受到激励. 这一效应有可能导致层与层间信号的相互重叠,进而降低有效的空间分辨率. 出现所谓的层间交替失真(cross contamination).



3.5 脉冲序列概述



层间交替失真只有增大层距才能加以克服。
一般将层距与层厚之比称为层面系数。



3.5 脉冲序列概述

三、图像对比度与加权

磁共振图像的对比度是临床上区分组织固有结构、进而辨别正常与病变组织的主要依据。

下面讨论图像对比度形成和对比度加权的原理。

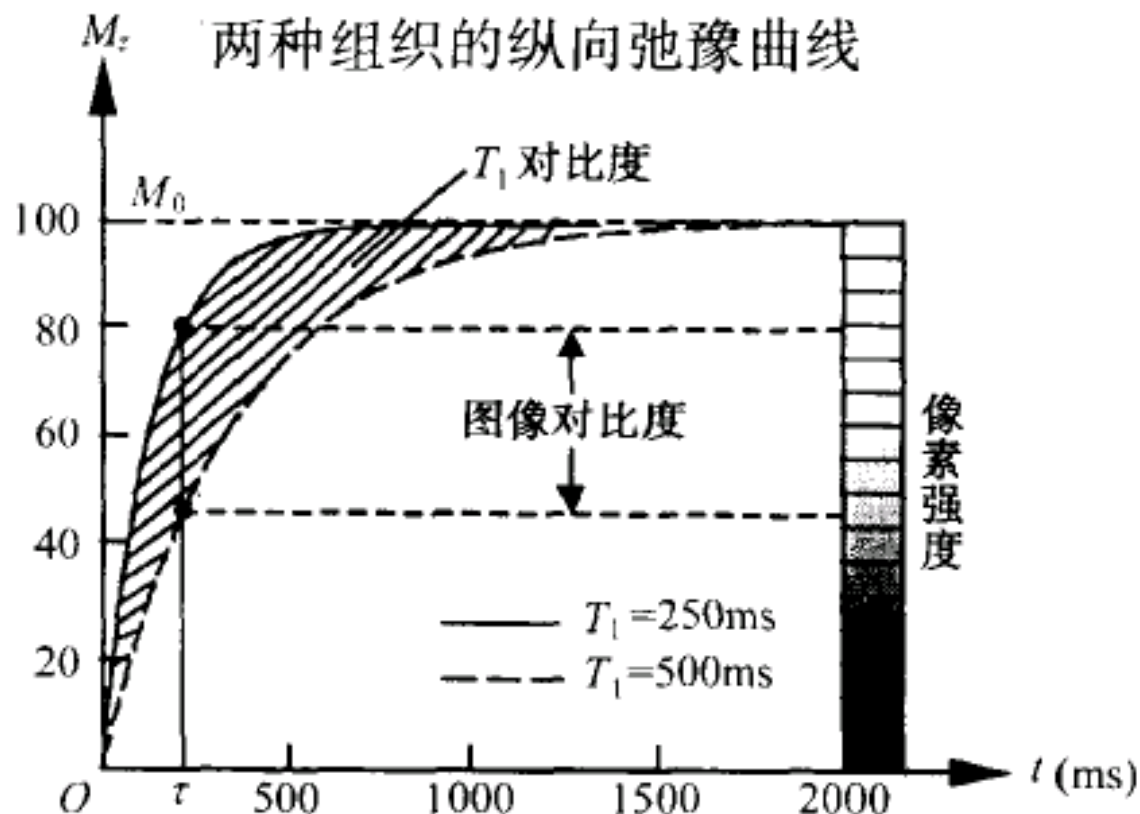


3.5 脉冲序列概述

1. T_1 图像对比度

T_1 值越短, 纵向磁化弛豫就越快, 就会表现出高信号, 即图像中相应像素较亮.

任何时刻两条曲线的差值就代表图像上两组织间的对比度.



为了突出组织间的 T_1 对比度, 选择适当的信号获取时间是非常重要的. 在 $t = \tau$ 处实施采样, 这时两种组织的对比度最大.

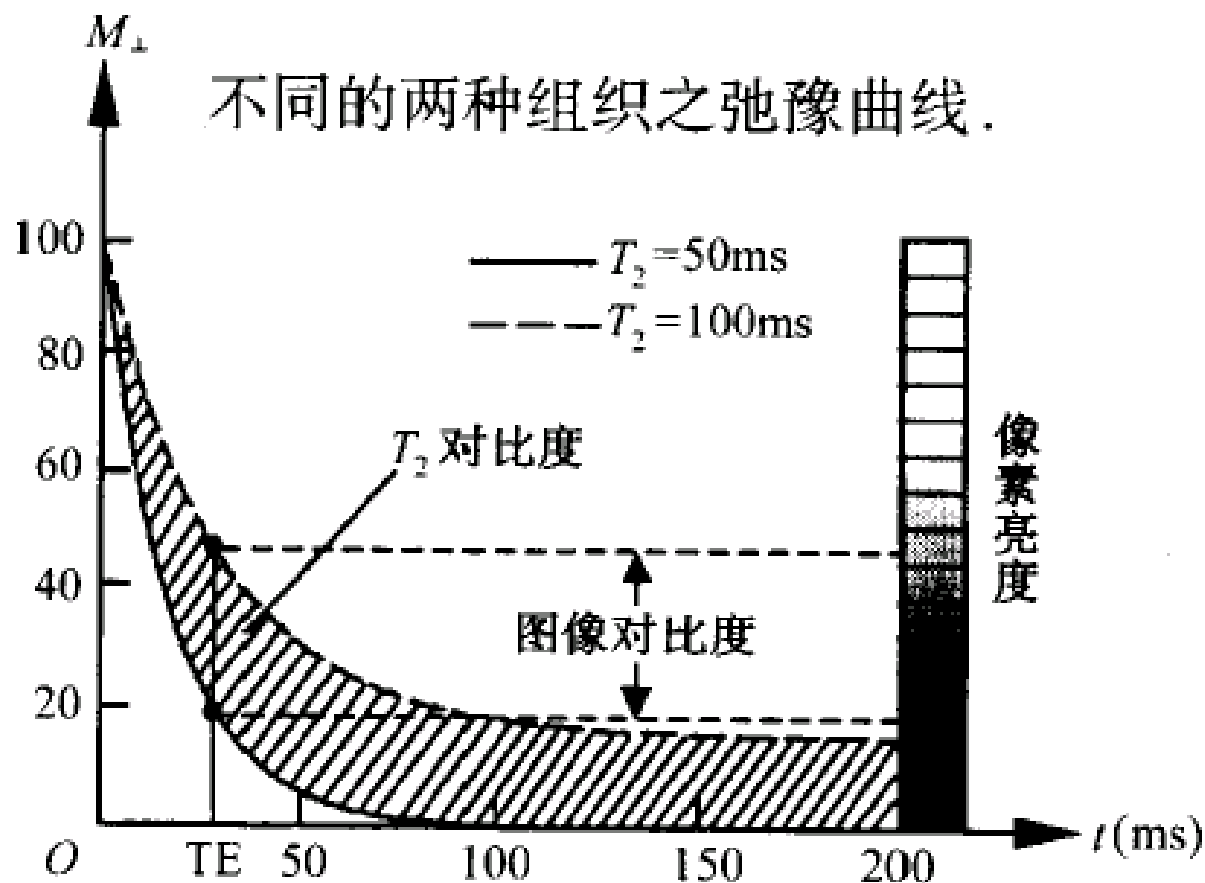


3.5 脉冲序列概述

2. T_2 图像对比度

任何时刻弛豫慢 (T_2 长) 的组织比弛豫快 (T_2 短) 的组织都保持高的剩余横向磁化, 二者之差即为 T_2 对比度.

在 $t = TE$ 处将获得最大的图像对比度.





3.5 脉冲序列概述

3. 质子密度图像对比度

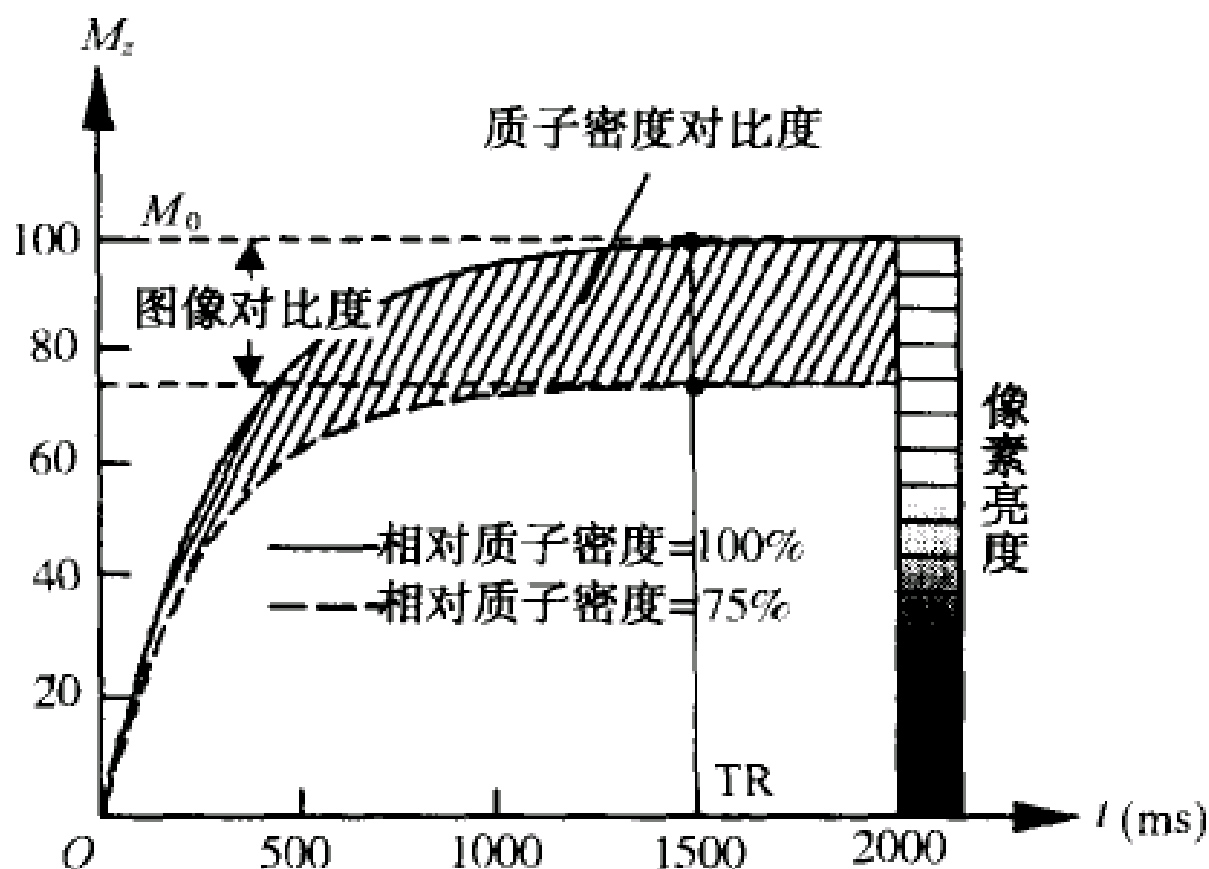
人体不同组织间质子密度的差别在百分之几到百分之十几之间。

体素内的质子密度决定弛豫过程中纵向磁化的最大值 M_0 。组织的质子密度差也可用来产生图像对比度。



3.5 脉冲序列概述

图中的两条曲线分别代表两种具有相同 T_1 值,但其质子密度不同(分别为 80% 和 100%)的组织弛豫过程. 因质子密度不同而形成的不同磁化强度正是产生质子密度对比度的信号源.





3.5 脉冲序列概述

由于组织间的质子密度差一般较小,或者说质子在体内的分布比较均匀,质子密度像的图像对比度往往不如 T_1 图像及 T_2 图像好.

T_1 对比度和质子密度对比度的差别,主要在于 T_1 对比度是由宏观磁化强度矢量的变化率(增长率)产生的,而质子密度对比度则是由磁化强度矢量的最大值所决定的.

一般说来,弛豫阶段的早期以 T_1 对比度为主,而弛豫阶段的后期质子密度对比度将占优势.



3.5 脉冲序列概述

4. 图像的加权

调节 TR, TE, TI 或翻转角 α 等脉冲序列参数, 就可达到在图像中突出某一对比度的目的. 常将这样获取的图像称为加权像 (WI, weighted image).

常见的加权图像有 T_1 加权像、
 T_2 加权像、
质子密度加权像等 3 种.

MRI 中将图像对比度突出的程度叫做权重.
根据所用权重的大小, 加权图像又有轻度加权、中度加权及重度加权之分.



3.5 脉冲序列概述

(1) T_1 加权像

在序列中采用短 TR ($< 500\text{ ms}$) 和短 TE ($< 25\text{ ms}$) 就可得到所谓的 T_1 加权像 (T_1 weighted image) .

取短 TR 进行扫描时,脂肪等短 T_1 组织尚可充分弛豫,而脑脊液等长 T_1 组织在给定 TR 时间内的弛豫量相对较少. 因此,它们在下个 RF 脉冲出现时对能量的吸收程度也就不同:

短 T_1 组织因吸收能量多而显示强信号,长 T_1 组织则因饱和而不能吸收太多的能量,进而表现出低信号. 必然使图像的 T_1 对比度得到增强.

由于信号检测总是在横向进行,采用短 TE 可最大限度地削减由于 T_2 弛豫造成的横向信号损失,从而排除了 T_2 的作用.



3.5 脉冲序列概述

(2) T_2 加权像

T_2 加权像 (T_2 weighted image) 通过长 TR (1 500 ~ 2 500 ms) 和长 TE (90 ~ 120 ms) 的扫描序列来取得。

在长 TR 的情况下, 扫描周期内 纵向磁化矢量 已按 T_1 时间常数充分弛豫。

采用长的 TE 后, 信号中的 T_1 效应也被进一步排除。

长 TE 的另一作用是突出 液体 等横向弛豫较慢的组织之信号。

一般病变部位都会出现大量水的聚集, 用 T_2 加权像可以非常满意地显示这些水的分布。

因此, T_2 加权像在确定病变范围上有重要作用。



3.5 脉冲序列概述

(3) 质子密度加权像

选用长 TR (1 500 ~ 2 500 ms) 和短 TE (15 ~ 25 ms) 的脉冲序列进行扫描, 就可获得反映体内质子密度分布的图像, 称为质子密度加权像 (spin density weighted image 或 proton density weighted image) 或质子密度像 (spin density image 或 proton density image)。

长 TR 可使组织的纵向磁化矢量在下一个激励脉冲到来之前充分弛豫, 以削减 T_1 对信号的影响;

短 TE 的作用则主要是削减 T_2 对图像的影响。



3.5 脉冲序列概述

❖ 小结

磁共振图像的加权(以自旋回波序列为例)

| 目标图像 | TR 取值(ms) | TE 取值(ms) |
|----------|------------|-----------|
| T_1 加权 | 短(< 500) | 短(< 25) |
| T_2 加权 | 长(> 2 000) | 长(> 75) |
| 质子密度加权 | 长(> 2 000) | 短(< 25) |
| 无加权 | 短(< 500) | 长(> 75) |

无论何种加权像,均会包含一定的质子密度、 T_1 和 T_2 对比度.

然而,通过序列参数的选择,总能使图像中的某种对比度得以突出,同时使其他对比度的影响大大降低.



第三章 磁共振成像原理

- ❖ 1. 傅立叶变换简介
- ❖ 2. 梯度场及其作用
- ❖ 3. 磁共振成像法概述
- ❖ 4. **MRI**的空间定位及图像重建
- ❖ 5. 脉冲序列概述
- ❖ 6. 常规脉冲序列**MRI**
- ❖ 7. 快速脉冲序列**MRI**
- ❖ 8. **MRI**的发展趋势



3.6 常规脉冲序列MRI

- 一、部分饱和脉冲序列
- 二、反转恢复脉冲序列
- 三、自旋回波脉冲序列
- 四、梯度回波脉冲序列



3.6 常规脉冲序列MRI

常规脉冲序列是指在日常磁共振成像中普遍使用的序列,因而又叫普通脉冲序列。

与各种快速成像序列相比,这类序列具有对机器硬件要求低、图像质量高和可进行各种加权成像等优点,在临床成像中发挥着不可替代的作用。

近年来,随着多层面、多回波及小角度激励等技术的逐渐成熟,常规成像序列的扫描速度已大大提高。

■ 主要介绍四种常规的脉冲序列:

- 一、部分饱和脉冲序列
- 二、反转恢复脉冲序列
- 三、自旋回波脉冲序列
- 四、梯度回波脉冲序列



3.6 常规脉冲序列MRI

一、部分饱和脉冲序列

- 部分饱和(PS, partial saturation)脉冲序列又叫做饱和恢复(SR, saturation recovery)脉冲序列,简称为 SR 序列.
- 它的测定对象是 FID 信号,因而属于 FID 检测类序列之一.



3.6 常规脉冲序列—SR序列

1. 部分饱和序列的检测原理

回顾：弛豫及FID信号的形成

射频脉冲停止后，受激的核系统逐渐向平衡态恢复，弛豫过程开始。

(1) 纵向分量 M_z 的恢复：

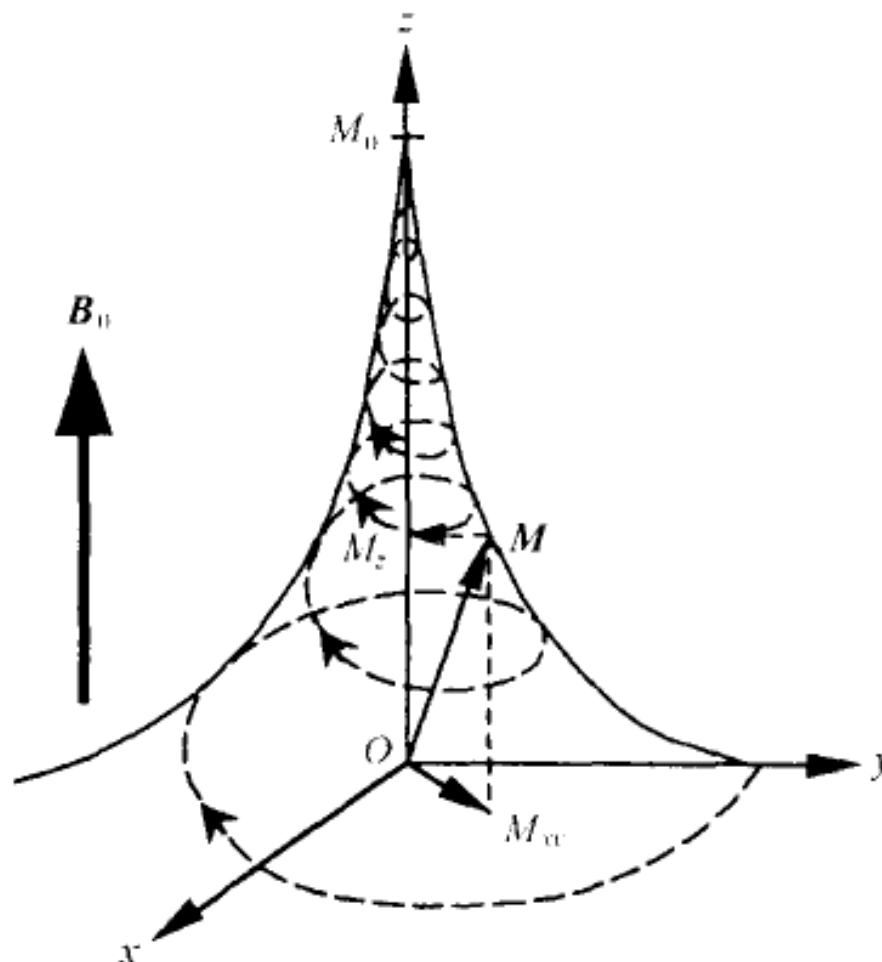
纵向弛豫 (T_1 弛豫)

(2) 横向分量 M_{xy} 的消失：

横向弛豫 (T_2 弛豫)

一般情况下 $T_1 > T_2$

(T_1 约为 T_2 的 4~10 倍)。





3.6 常规脉冲序列—SR序列

由布洛赫方程（是描述磁化强度矢量运动的数学式，不做要求）得

$$M_x = M_0 \sin\theta \sin(\omega_0 t) e^{-\frac{t}{T_2}},$$

$$M_y = M_0 \sin\theta \cos(\omega_0 t) e^{-\frac{t}{T_2}},$$

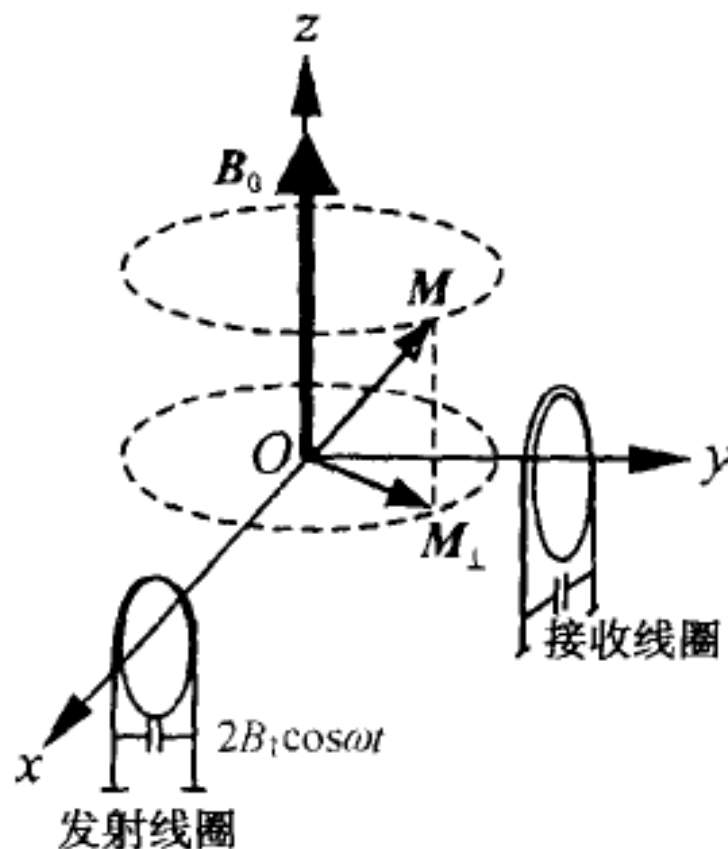
$$M_z = M_0 [1 + (\cos\theta - 1) e^{-\frac{t}{T_1}}].$$

$$M_{\perp} = \sqrt{M_x^2 + M_y^2} = M_0 \sin\theta e^{-\frac{t}{T_2}}.$$

检测线圈中的FID信号(v 或 i)幅度 S

$$S \propto M_{\perp}$$

由此可见，以 90° RF 脉冲作为激励源，
可在线圈中得到信号的最大值。



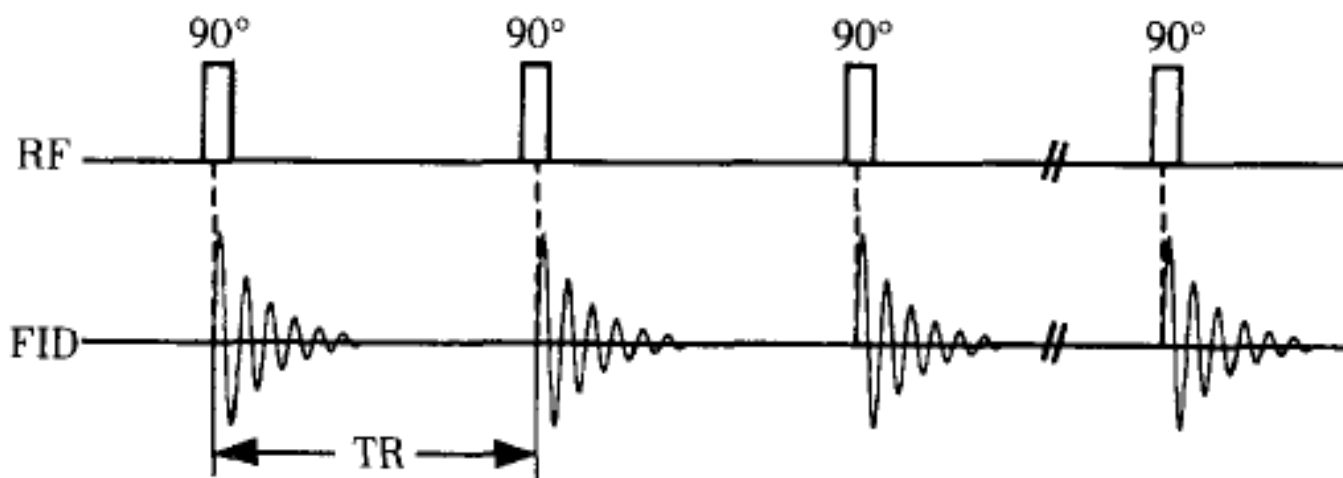


3.6 常规脉冲序列—SR序列

给自旋系统施以 90° 激励脉冲,就可诱发出最大的 FID 信号.

SR 序列就是根据这一原理,由一系列 90° 脉冲所组成的成像序列.

下图 为该序列的时序图.



如果用公式法,SR 序列还可表示为 $(90^\circ - \text{TR})_n$

式中 n 为形成一幅具有一定对比度的图像时序列需重复的次数,TR 是两个 90° 激励脉冲 间的时间间隔.



3.6 常规脉冲序列—SR序列

❖ 两点说明:

(1) 90° RF 脉冲作用后,宏观磁化强度矢量立刻倒向 xoy 面,纵向和横向弛豫同时开始. 但是,横向弛豫要比纵向弛豫快得多 ($T_1 \gg T_2$),以至于用这一序列无法准确测量 T_2 时间. 因此,用 SR 序列只能测量 M_x 的变化以及 T_1 时间.

(2) 在 SR 序列中, 90° RF 脉冲一般都是等间隔施加的,即有

$$TR_1 = TR_2 = \cdots TR_n = TR.$$



3.6 常规脉冲序列—SR序列

❖ “部分饱和” 的含义

- SR 序列的信号强度与序列重复时间 TR 密切相关.
- 当 $TR \gg T_1$, 即在系统充分弛豫的条件下, 信号的幅度达到最大, 但这时所需的扫描时间却太长.
- 当 $TR \ll T_1$ 时, 由于大部分质子尚未弛豫, 接踵而来的 90° 激励脉冲将使系统陷入饱和而无信号输出.
- 如果在 T_1 同一量级内选取 TR, 比如取 $TR = (3 \sim 5) T_1$ 时, 扫描时间就不会延长太多, 原子系统的饱和也不至于太深. 此时用该方案测量 FID 信号就是可行的. 此即为部分饱和名称的由来.



3.6 常规脉冲序列—SR序列

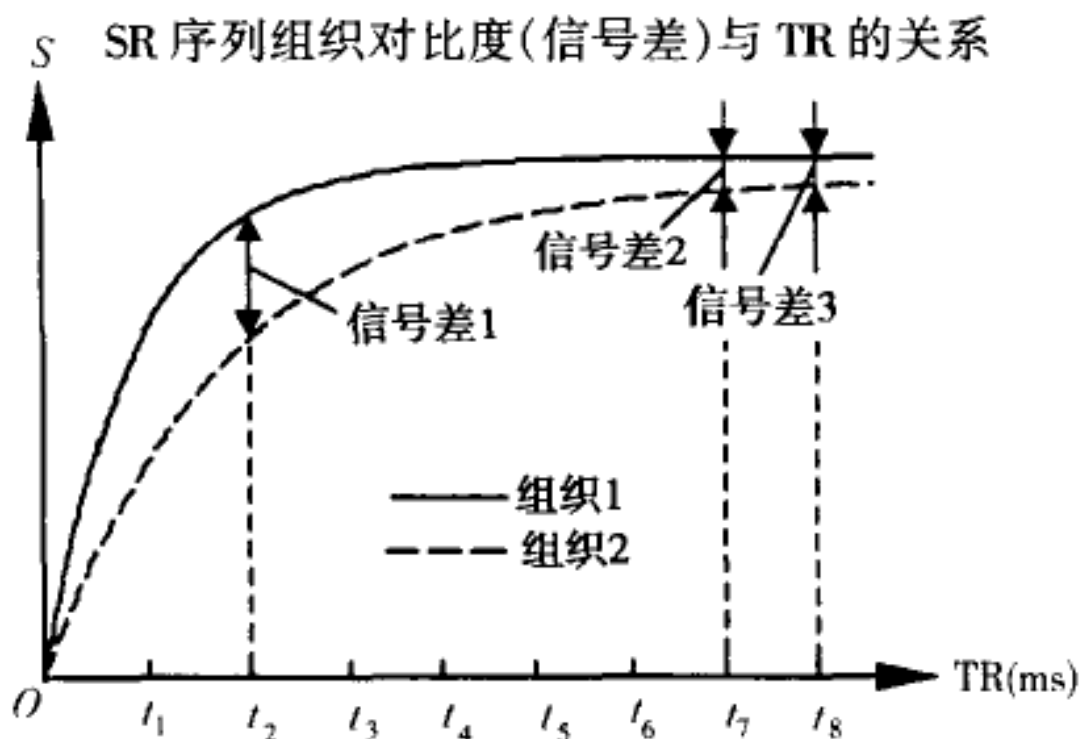
2. 部分饱和序列的特点

- (1) SR 序列主要反映组织 T_1 的变化,因此它又属于 T_1 测量序列.
- (2) 用 SR 序列取得理想 FID 信号的关键是用 TR 的长短来控制质子系统的饱和深度.
 - TR 长, 质子的饱和就少, 受激后信号幅度相应增强, 但扫描时间随之延长;
 - TR 短, 则饱和加深、信号变差, 却能加快扫描速度.
 - TR 多在 3 ~ 5 倍 T_1 内选取.



3.6 常规脉冲序列—SR序列

(3) TR 选取得当, 能增加 SR 序列的图像对比度.



当 TR 取在 t_2 附近时, 两种组织间的对比度增大;
如果在 t_7 或 t_8 附近选取, 两种组织几乎无法分辨(这时二者的差别仅决定于组织的氢质子密度).



3.6 常规脉冲序列MRI

二、反转恢复脉冲序列

1. 反转回复序列的时序

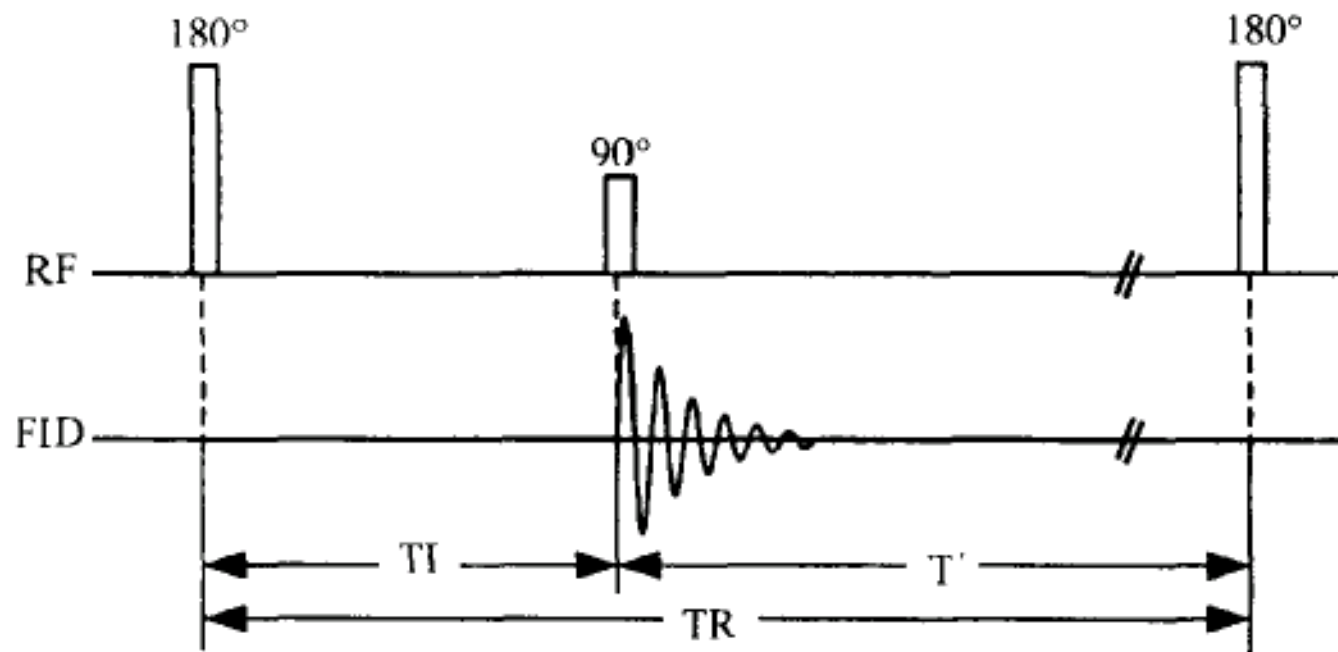
- 反转恢复 (IR, inversion recovery) 脉冲序列是在 180° RF 脉冲的激励下，先使成像层面的宏观磁化强度矢量 M 翻转至主磁场的反方向，并在其弛豫过程中施以 90° 重聚脉冲，从而检测 FID 信号的脉冲序列。

因此，IR 是又一种直接测量 FID 的序列。

- 它与 SR 序列的区别仅在于第一个激励脉冲的翻转角不同：IR 序列为 180° ，而 SR 序列是 90° 。



3.6 常规脉冲序列—IR序列



IR 序列用公式法表示为 $(180^\circ - \text{TI} - 90^\circ - T')$ n ,

TI 是反转时间, 即 180° 和 90° 两个射频脉冲之间的时间. 它是 IR 序列的重要参数.

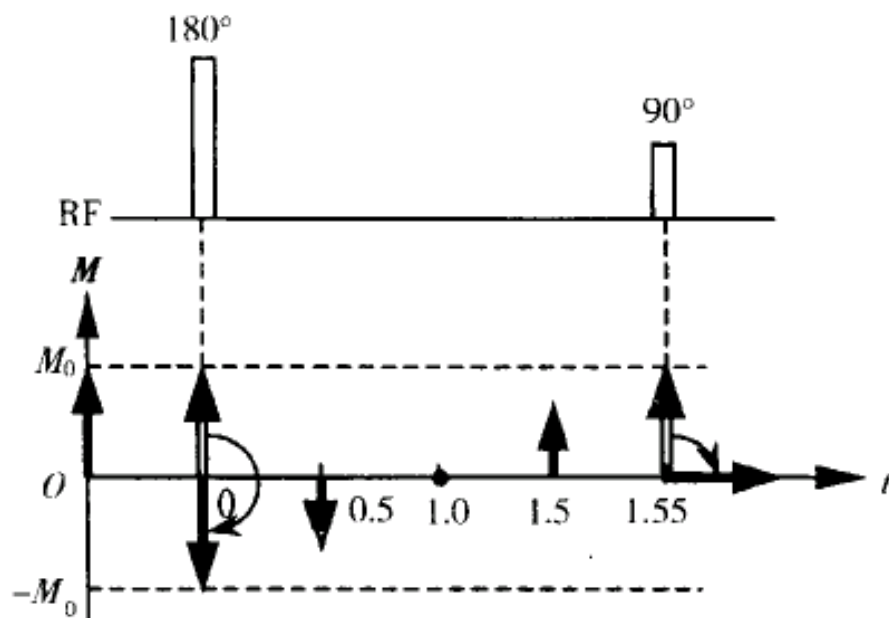
T' 则指 90° RF 脉冲至下一个周期即下一个 180° 脉冲的时间.
 n 为获得一幅图像所需的数据采集次数即序列的重复次数.



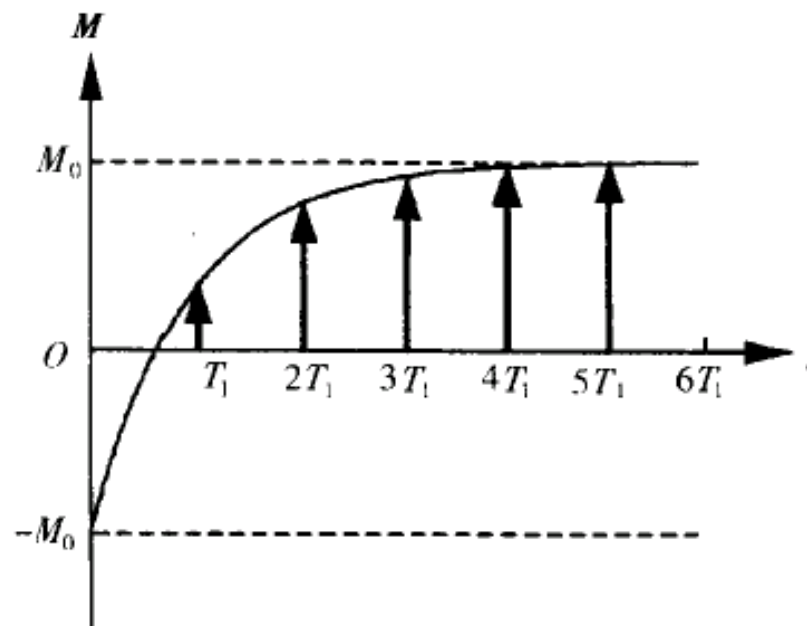
3.6 常规脉冲序列—IR序列

2. 激发过程和信号检测原理

180°脉冲使平衡状态下与 B_0 同向的 M_0 倒向 $-z$ 轴方向. 该脉冲一停止, 纵向弛豫过程立刻开始. 当 T_1 足够长时, M_z 将经历一个从 $-M_0$ 到 0, 再从 0 到 M_0 方向增长的变化过程. 施加 90° RF 脉冲将其拉向 xoy 平面, 随后出现 FID.



(a) M 的激发及恢复



(b) M 的恢复与 T_1 的关系



3.6 常规脉冲序列—IR序列

❖ 为什么要用 180° 脉冲激发？

下面定量分析纵向磁化 M_z 的变化规律.

设射频脉冲在 $t = 0$ 时加入, 则存在初始条件 $M_z(0) = -M_0$ (忽略激励时间). 求解布洛赫方程, 可知激发后 M_z 将按下式变化

$$M_z(t) = M_0(1 - 2e^{-\frac{t}{T_1}}),$$

为了将 M_z 拉到 xoy 面上进行测量, 序列在 $t = TI$ 时加入 90° 检测脉冲. 该射频脉冲加入瞬间的 M_z 为

$$M_z(TI) = M_0(1 - 2e^{-\frac{TI}{T_1}}).$$

90° 脉冲作用后 M_z 倒向 xoy 面, 此后它又按下式进行弛豫:

$$M_z(t > TI) = M_z(TI)(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}).$$



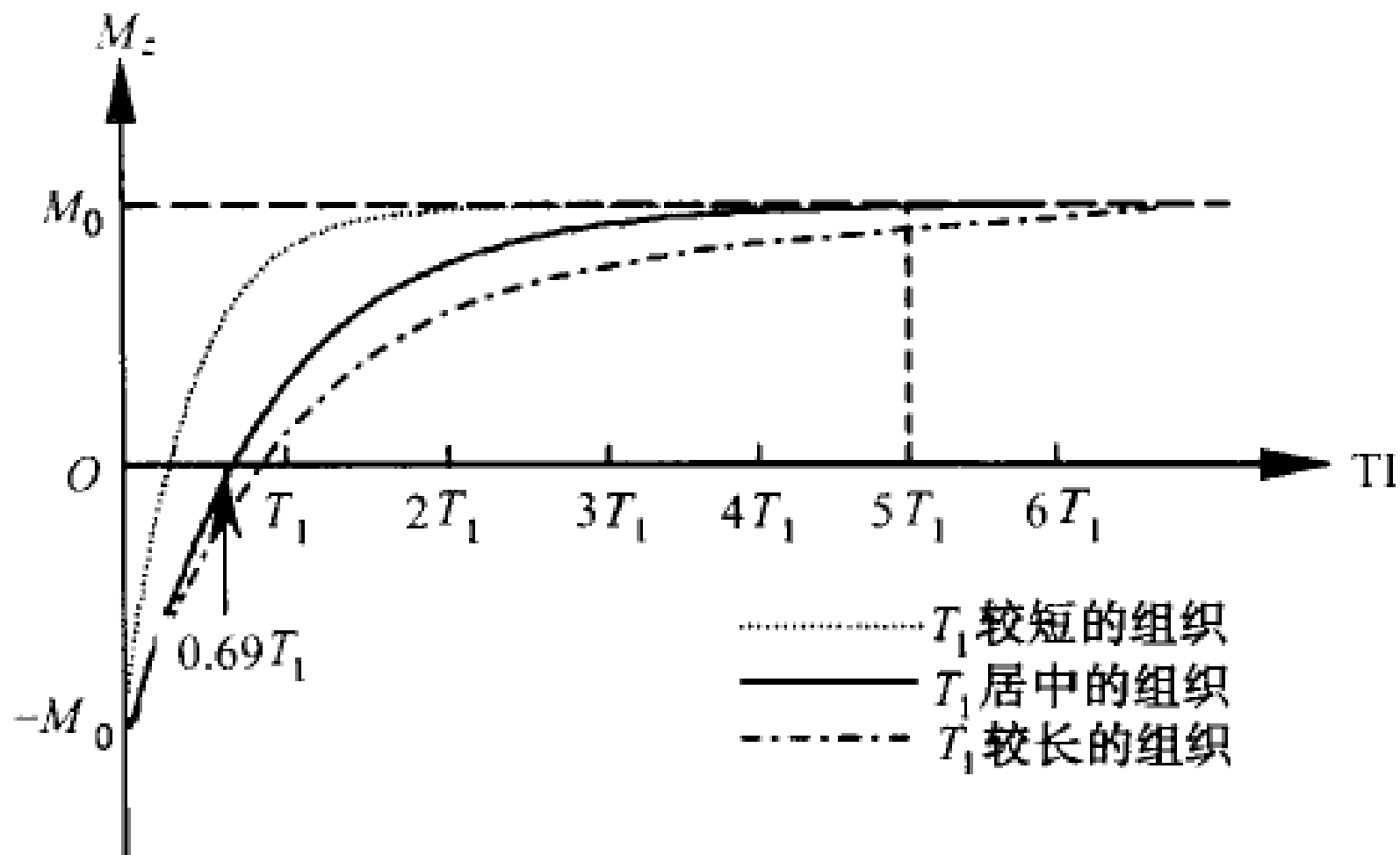
3.6 常规脉冲序列—IR序列

❖ 用 180° 脉冲激发的原因:

- (1) M_z 的弛豫与组织的 T_1 时间有关.
- (2) 在不同的 $t = TI$ 时刻加入 90° 检测脉冲作用后倒向 xoy 面的 M_z 量也不同.
- (3) 采用 IR 序列时,纵向磁化是从 $-M_0$ 开始弛豫的.因此, M_z 恢复所需的时间要比 SR 序列长,也就是说 IR 序列有更大的动态检测范围(对组织 T_1 的分辨力相应增强).



3.6 常规脉冲序列—IR序列





3.6 常规脉冲序列—IR序列

3. 反转恢复序列的特点

- 反转恢复序列的信号不仅与 T_1 弛豫时间和质子密度这两个本征参数有关,还与序列参数 TI 和 TR 有关.
- 在 TI 一定、TR 足够长时,信号强度因组织的 T_1 不同而不同,也就是说,这时序列表现出高度的 T_1 敏感性.因此,IR 序列可用来产生较大的 T_1 对比度.

TI 较小时,组织的信号差增大.

只有 $TR \gg T_1$ 时, M_z 才可能在下一个 180° 脉冲到来之前恢复至平衡状态. 如果 TR 不够长,磁化强度矢量将随每个 TR 周期而衰减,从而使信号强度逐渐减弱、图像对比度慢慢变差.

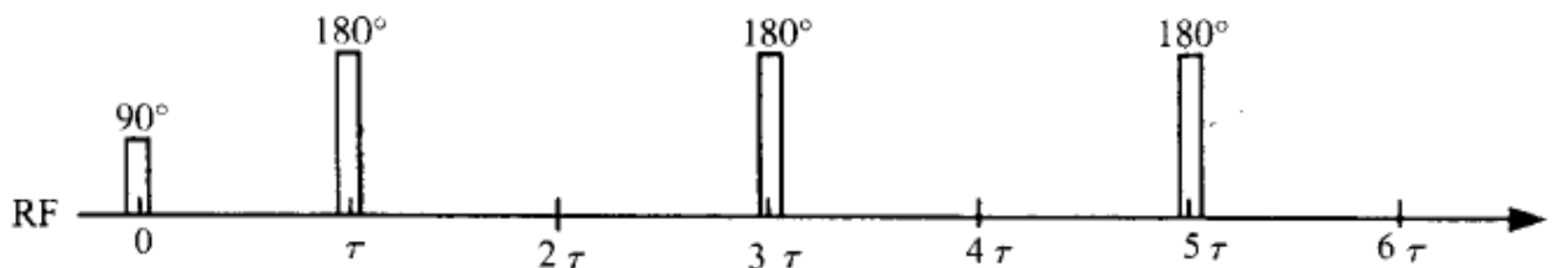
为了节省扫描时间,实际中常在 $0.5 \sim 1$ s 范围内选择 TR.



3.6 常规脉冲序列MRI

三、自旋回波脉冲序列

- 自旋回波(SE, spin echo)脉冲序列是指以 90° 脉冲开始, 后续以 180° 相位重聚焦脉冲, 以获得有用信号的脉冲序列.



- SE 序列为目前临床MRI中最基本、最常用的脉冲序列. 现在, 自旋回波信号被广泛地用来测定 T_2 .
- 自旋回波是 NMR 中最重要的概念之一.



3.6 常规脉冲序列—SE序列

1. 为什么不直接利用FID检测 T_2 ?

受激核系统的横向弛豫 (T_2) 也符合指数规律.

如果激发使用的是 90° 脉冲, 横向弛豫中 M_{xy} 的变化

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

这一表达式是在外场 B_0 绝对均匀的条件下推得的.

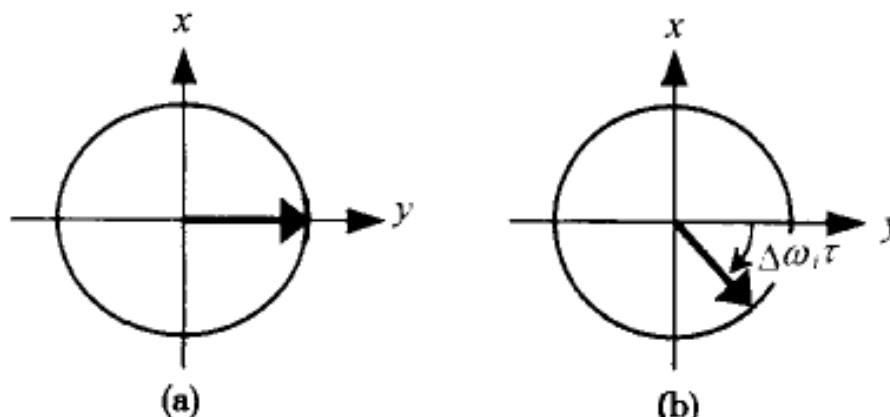
在此理想的情形下, 假如 RF 波从 x 方向加入, 则上述 90° 脉冲将使磁化强度矢量 M 倒向 y 轴. M 应以本征 T_2 为时间常数沿 y 轴衰减至零.

实际上有局部场的变化. 这样, 质子群将经受或强或弱的小磁场, 使得部分核以较快的频率进动, 另一部分以较慢的频率进动.

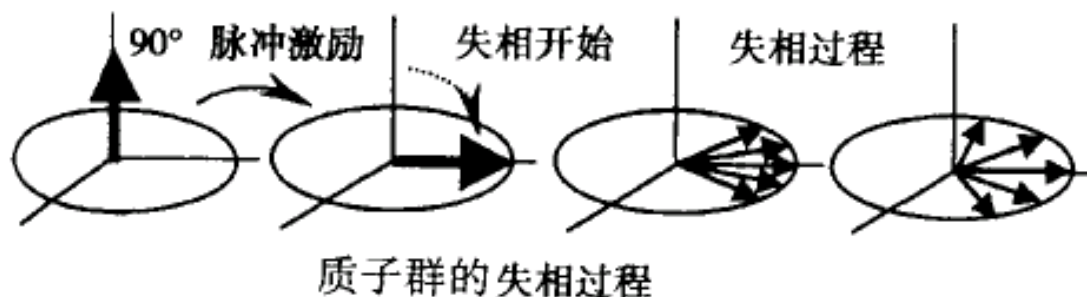


3.6 常规脉冲序列—SE序列

经过 τ 时延, 相对于 y 轴它就有了 $\Delta\omega_i\tau$ 的相移. 由于各核磁矩的相移值大小不一, 就出现了散相. 也就是说, 质子群的进动失去同步而分散在 xoy 面上. 这就是所谓的“频散导致相散”现象.



- (a) 某一核磁矩受 90° 脉冲激励后同其他核磁矩一起倒向 y 轴;
(b) 在不均匀场 ΔB_i 中该核磁矩获得了 $\Delta\omega_i\tau$ 的相位;





3.6 常规脉冲序列—SE序列

从宏观上讲,上述相散过程就是横向(T_2)弛豫过程.
如果磁场的均匀性下降,核磁矩的相散就会加剧,表现为实际横向弛豫时间 T_2^* 大大短于本征弛豫时间 T_2 . 这种情况下, 如直接测量 FID 信号,留给采样的时间是很短的.

所以,一般不直接利用**FID**信号检测**T2**。



3.6 常规脉冲序列—SE序列

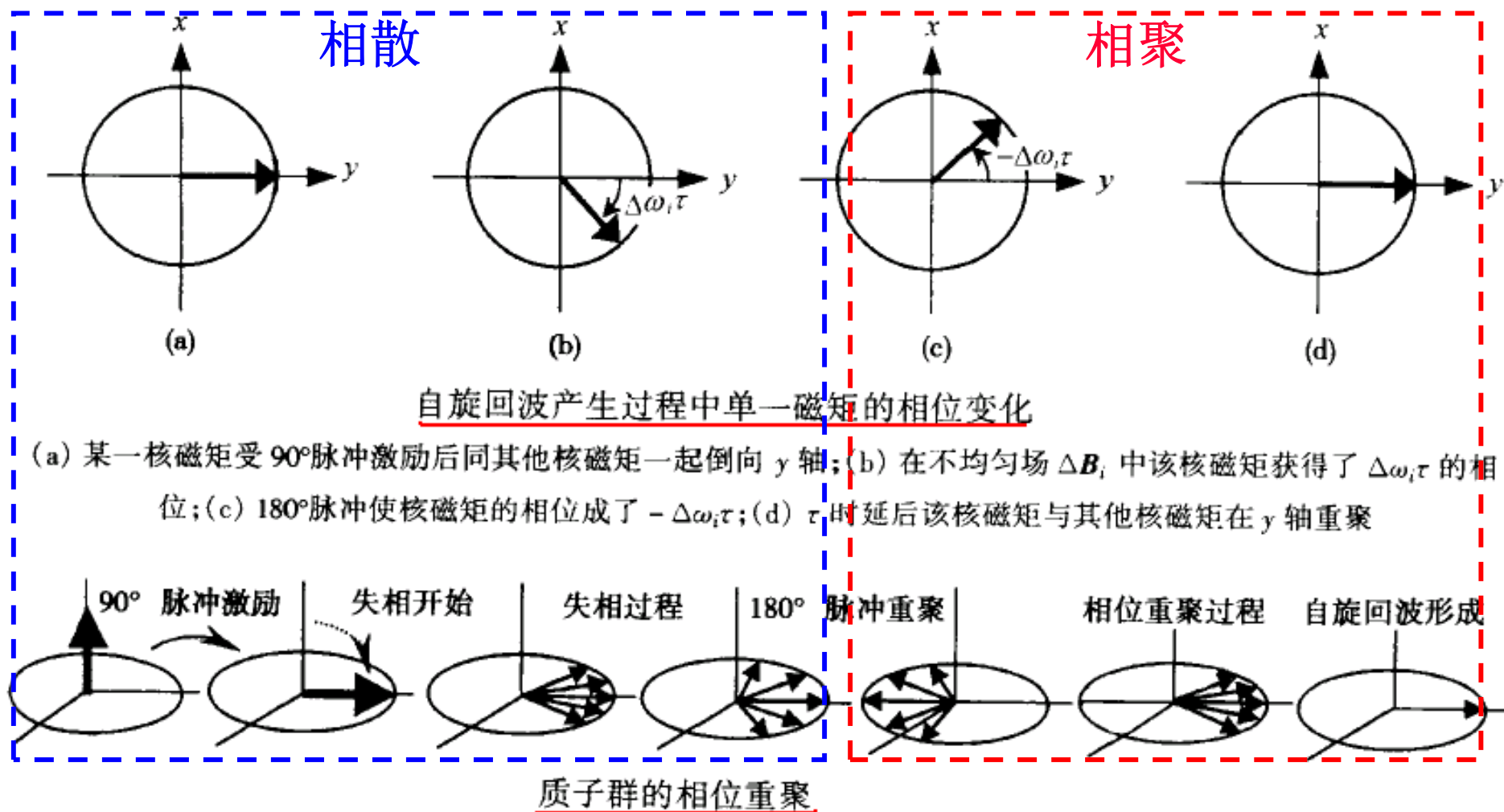
2. 自旋回波及其产生

相散却是热力学的可逆过程.

当在 y 轴方向再次施加 180° 脉冲时, 便会使上述相移异号, 即 $\Delta\omega_i\tau$ 成为 $-\Delta\omega_i\tau$ (质子群转到各自的镜像位置). 其结果就是转动快的质子在后、转动慢的质子反而在前. 因此, 经下一个 τ 的时延, 正好可使上述相移为零, 从而获得相位重聚 (相位相干).



3.6 常规脉冲序列—SE序列



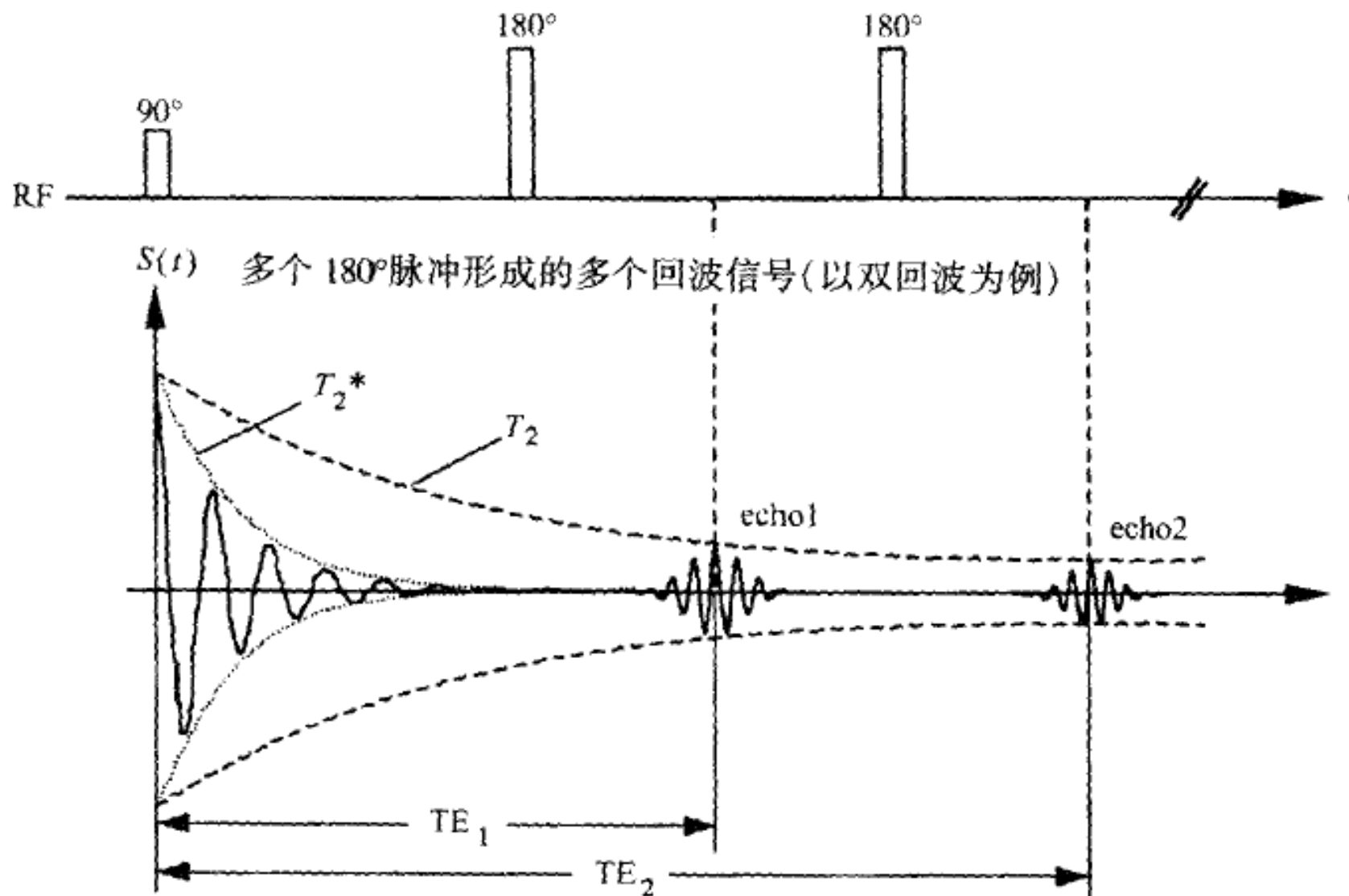


3.6 常规脉冲序列—SE序列

- 质子群相位会聚后， M 的横向分量 M_{\perp} 再次出现极大值。这时接收线圈中又可检测到一次 FID 信号，这个 FID 信号就称为 自旋回波。
- 由于 180° 脉冲可反复施加，就可得到一系列回波信号。



3.6 常规脉冲序列—SE序列





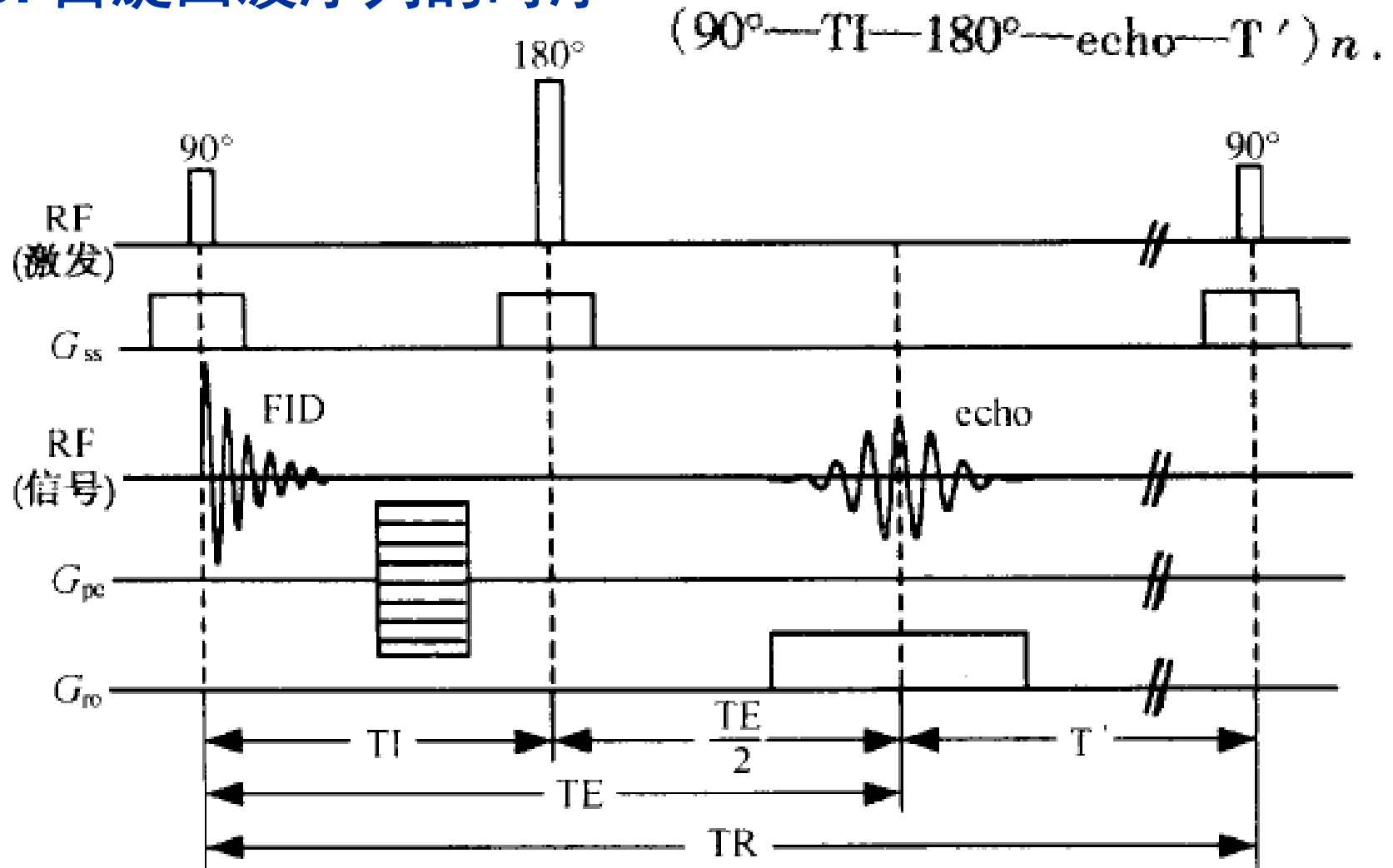
3.6 常规脉冲序列—SE序列

- 从图中可以看出,多个 180° 脉冲激发了多个自旋回波,但回波的幅度却依次降低,这是本征 T_2 作用的结果.
- 如果某个回波信号后不再施加 180° 射频脉冲,则自旋质子的进动又会失去同步,整个系统将再次向平衡态过渡,即 M_\perp 趋于零.
- 利用自旋回波可有效地补偿磁场非均匀性对弛豫的影响. 实际上,自旋回波技术正是为克服 B_0 的不均匀性,在测定横向弛豫率 $1/T_2$ 的基础上发展起来的.



3.6 常规脉冲序列—SE序列

3. 自旋回波序列的时序





3.6 常规脉冲序列—SE序列

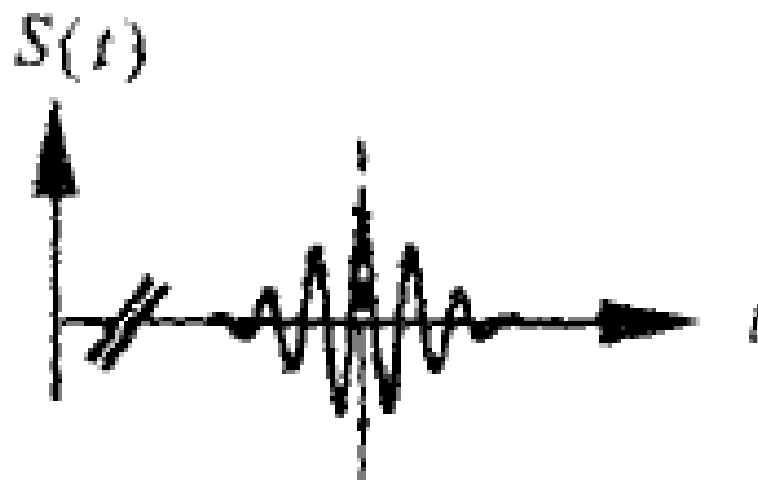
- 从 90° 脉冲到回波信号出现的时间为 SE 序列的 回波时间 TE。
 180° 脉冲是在 90° 脉冲后 $TE/2$ 时刻加入的。
T' 为回波信号至下一周期的 时延，它是自旋系统 充分弛豫 的必要时间，自旋回波序列的 TR 为 TE 与 T' 之和。
- 90° 脉冲是 SE 序列的 准备脉冲 (其宽度仅 1 ms 左右)。
在它的作用下，宏观磁化矢量迅速倒向 xoy 面。
- 180° 脉冲就是上面所说的 相位重聚脉冲，又叫 复相脉冲，
它的作用是使失相的质子达到相位重聚。
- 质子吸收 180° 脉冲的射频能量后，将以自旋回波的形式放出能量。因此， 180° 脉冲是自旋回波信号的来源。
在 SE 序列中， 90° 脉冲实际上也产生 FID 信号，但序列对此 FID 信号不加利用。



3.6 常规脉冲序列—SE序列

4. 自旋回波的波形

自旋回波信号实际上是 FID 的再现, 因此, 它的波形同 FID 的波形类似: 回波信号的上升一侧是质子群以散开时相同的速度重聚而形成的, 因而它是 FID 信号的镜像波形; 回波信号的下降侧是质子群以近乎 90° 脉冲过后的速度散相的结果, 因此, 它仍应与 FID 信号相似.





3.6 常规脉冲序列—SE序列

5. 自旋回波的应用之一——测定 T_2

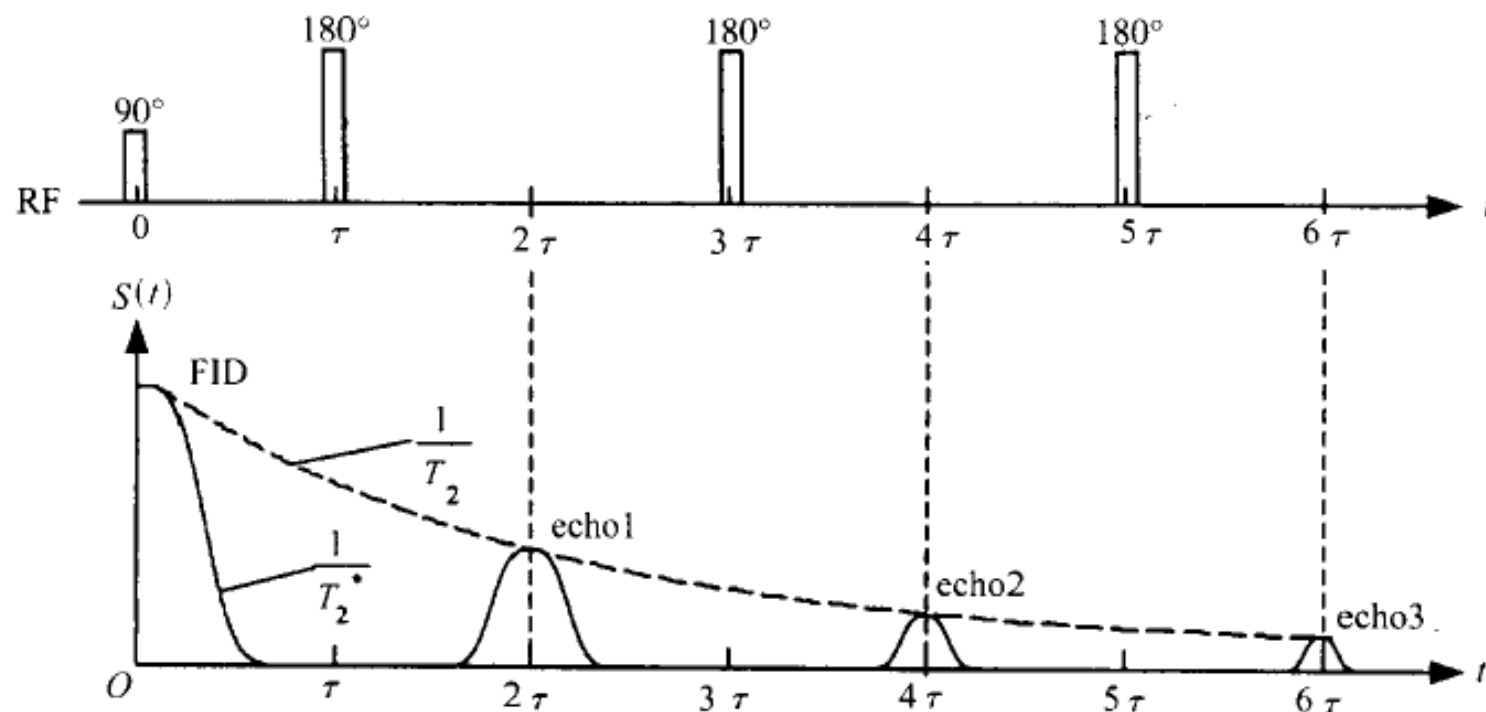
- 用 FID 信号可以测定组织的 T_1 值. 部分饱和脉冲序列和反转恢复脉冲序列正是根据这一原理而设计的.
- 如果用 FID 信号测量组织的本征横向弛豫时间 T_2 ,得到的只是受磁场非均匀性影响的实际横向弛豫时间 T_2^* ,它比 T_2 短得多. 从FID测得的 T_2^* 中很难进一步分辨出 T_2 .
- 因此,在自旋回波技术出现之前, T_2 的测量还没有一个有效的方法.
- 现在,自旋回波信号被广泛地用来测定 T_2 .



3.6 常规脉冲序列—SE序列

❖ 用SE测定 T_2 的原理

- 由于受磁场非均匀性的影响, FID 信号以 T_2^* 为时间常数迅速衰减. 但是, 当在几倍于 T_2^* 的时间后施加一个 180° RF 脉冲时, FID 信号还会以回波形式重新出现, 然后再消失.





3.6 常规脉冲序列—SE序列

- 这说明外场不均匀所致进动相位的发散是一个可逆的过程（可以通过施加射频脉冲使其相位重聚），而组织本身横向弛豫引起的、由 T_2 表征的信号衰减是不可逆的。也就是说， T_2 的作用不能在回波信号中抵消。
- 因此，如果在 $t = 0$ 时先用 90° 脉冲建立一个横向的磁化强度 M_\perp ，然后在 $t = \tau, 3\tau, 5\tau, \dots$ (τ 数倍于 T_2^*) 处反复施加 180° 脉冲，就有可能在 $t = 2\tau, 4\tau, 6\tau, \dots$ 处得到一系列回波信号。
- 这些信号的幅度 $S(n)$ 将正比于组织的本征弛豫时间 T_2

$$S(n) \propto e^{-\frac{n\tau}{T_2}} \quad (n = 2, 4, 6, \dots).$$

τ 即为 SE 序列的 TI 时间，由此可测得比较准确的 T_2 。



3.6 常规脉冲序列—SE序列

6. 自旋回波序列的图像特征

SE 序列的信号强度至少取决于氢质子密度、 T_1 和 T_2 弛豫时间、TR 及 TE 等 5 个因素。

用 SE 序列获取 T_1 加权像、 T_2 加权像和质子密度加权像时，其扫描参数可参照下表选取。

磁共振图像的加权(以自旋回波序列为例)

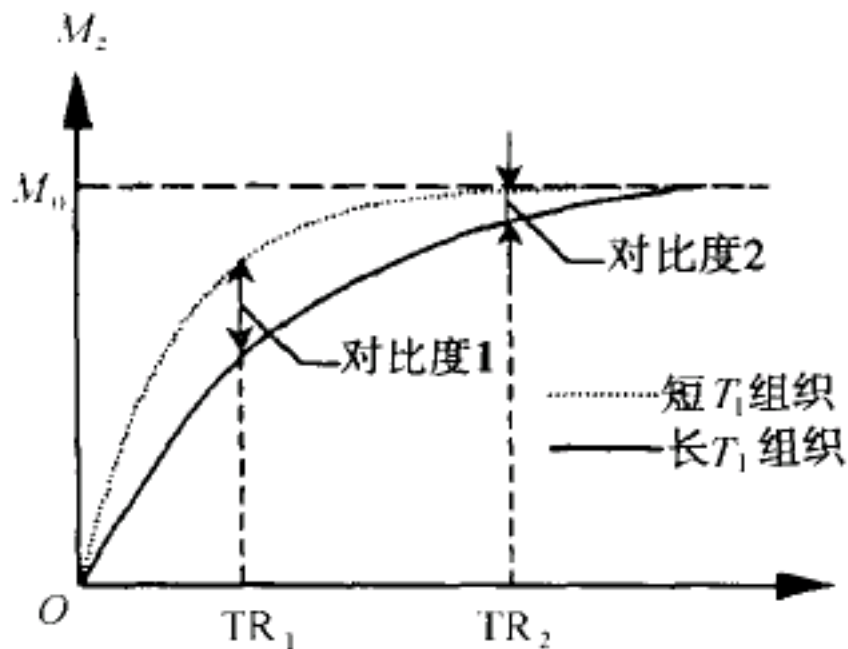
| 目标图像 | TR 取值(ms) | TE 取值(ms) |
|----------|------------|-----------|
| T_1 加权 | 短(< 500) | 短(< 25) |
| T_2 加权 | 长(> 2 000) | 长(> 75) |
| 质子密度加权 | 长(> 2 000) | 短(< 25) |
| 无加权 | 短(< 500) | 长(> 75) |



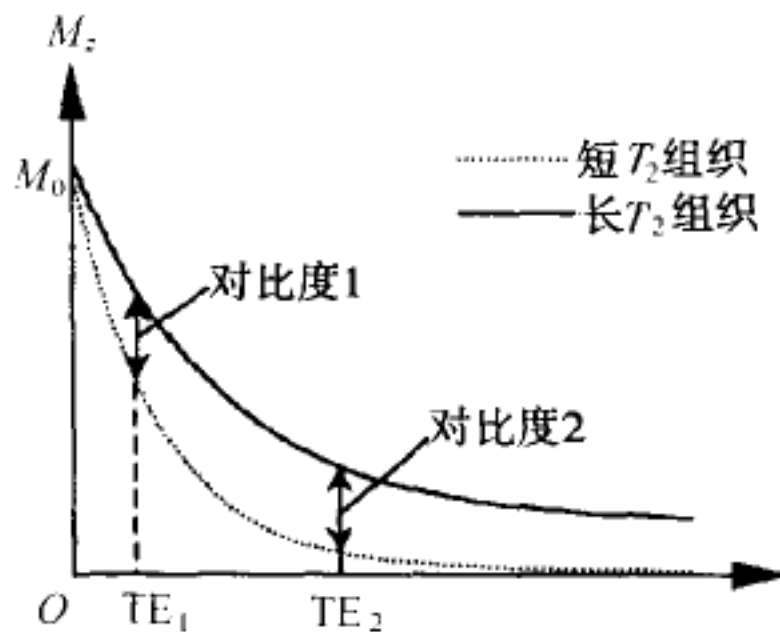
3.6 常规脉冲序列—SE序列

图(a)表明,当TR较短时(如图中的 TR_1), T_1 值不同的组织很容易分辨.这是因为下一个周期的激励脉冲到来时,长 T_1 组织尚未充分弛豫之故.

图(b)表明,取较长的TE(图中的 TE_2)时,不同 T_2 值的组织较取短TE(图中 TE_1)时较易分辨.



(a) TR与 T_1 对比度的关系



(b) TE与 T_2 对比度的关系



3.6 常规脉冲序列—SE序列

7. 自旋回波序列族和多层面自旋回波序列

在实际应用中,根据成像质量和速度的不同要求,又发展了许多以 SE 为基础的扫描脉冲序列,形成了所谓的自旋回波序列族 (spin echo sequence family)。

如果对其进行分类,可有多种分法。

按序列产生回波数的多少,可有单回波 SE 序列、双回波 SE 序列和多回波 SE 序列之分;

按成像周期中激励层面的多少,又有单层面 SE 序列和多层面 SE 序列之分;

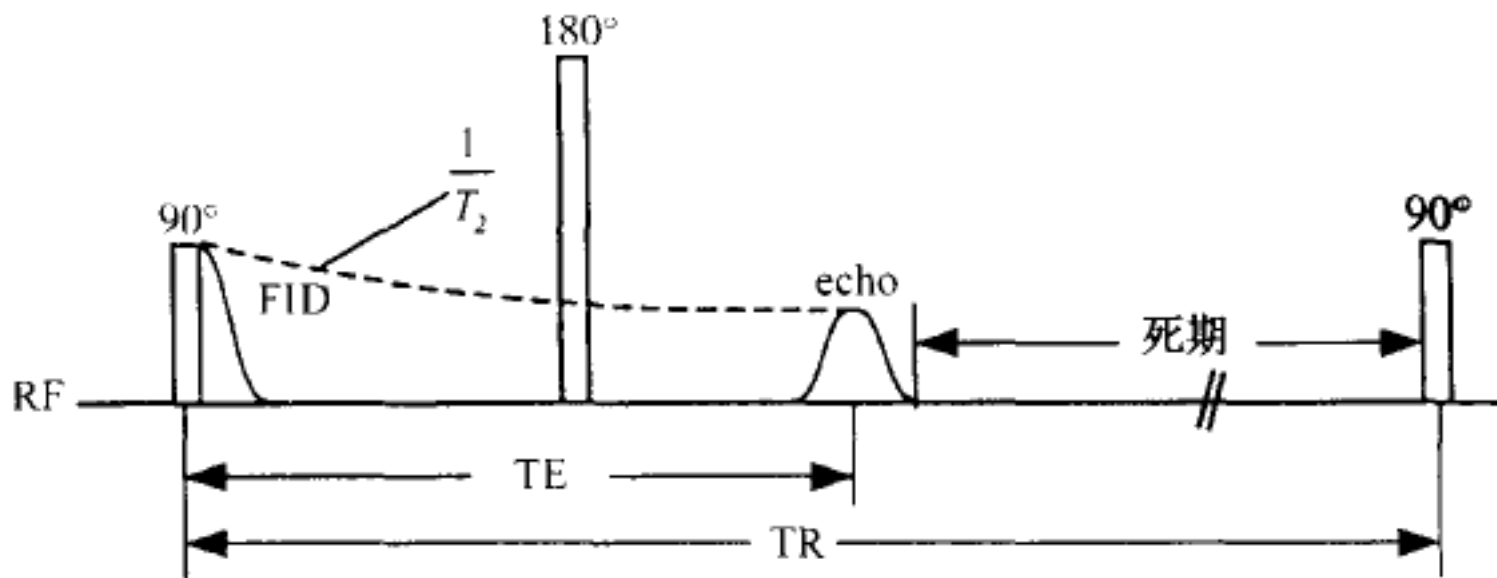
按成像速度的快慢,它还有基本 SE 序列、快速 SE 序列之分等。



3.6 常规脉冲序列—SE序列

❖ 多层面自旋回波序列

为了质子的充分弛豫或避免饱和的发生,脉冲序列设计时就不得不在回波信号结束到下一个 90° 脉冲之间留出足够的等待时间,即采用长 TR(典型的 TR 为 500 ~ 2 000 ms). 这一等待时间通常称为死期(dead time).





3.6 常规脉冲序列—SE序列

死期的存在不仅大大降低了扫描速度，还有可能使图像的运动伪影增加(扫描期延长使被检者难以长久配合)。

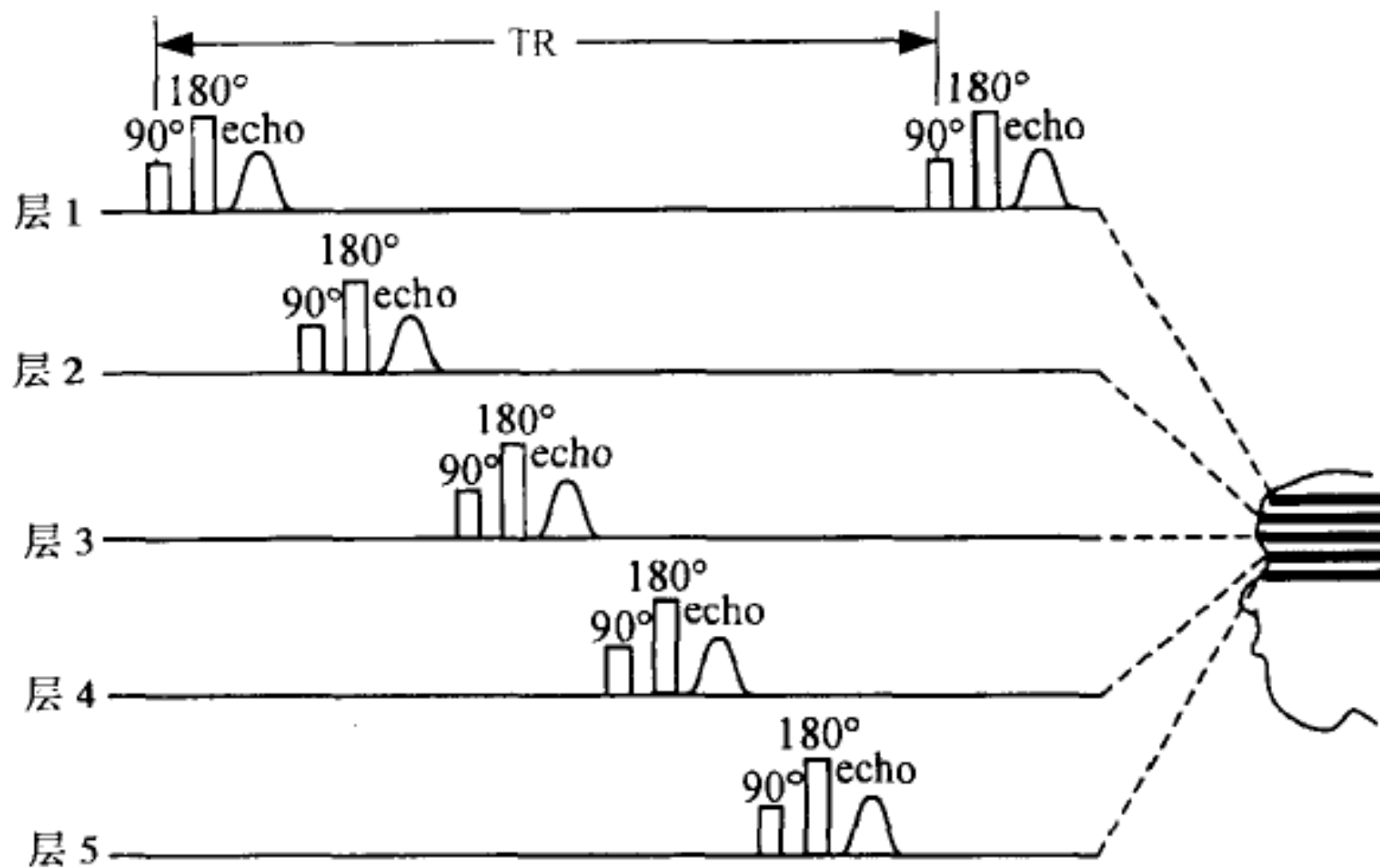
多层面采集技术和多回波技术实际上都是在充分利用这一时间段的思想指导下推出的。

多层面成像(multi-slice imaging 或 multi-slice acquisition technique)是一种可显著提高扫描效率的自旋回波技术(其他序列也可采用多层面技术)。

在这一技术中,上面所述的“死期”被用来激发别的层面,并且在稍后读取回波数据。



3.6 常规脉冲序列—SE序列



多层面自旋回波



3.6 常规脉冲序列MRI

四、梯度回波脉冲序列

- 10 多年来, 自旋回波序列作为最基本的应用技术, 在临床磁共振成像中一直占有统治地位.
- SE 序列的优点是它能产生可靠的、令人满意的高对比度图像. 但是, 它长达数分钟的成像速度实在太慢.
- 1986 年, 一种新的、可 大大缩短扫描时间的成像技术诞生了, 这就是 梯度回波脉冲序列.

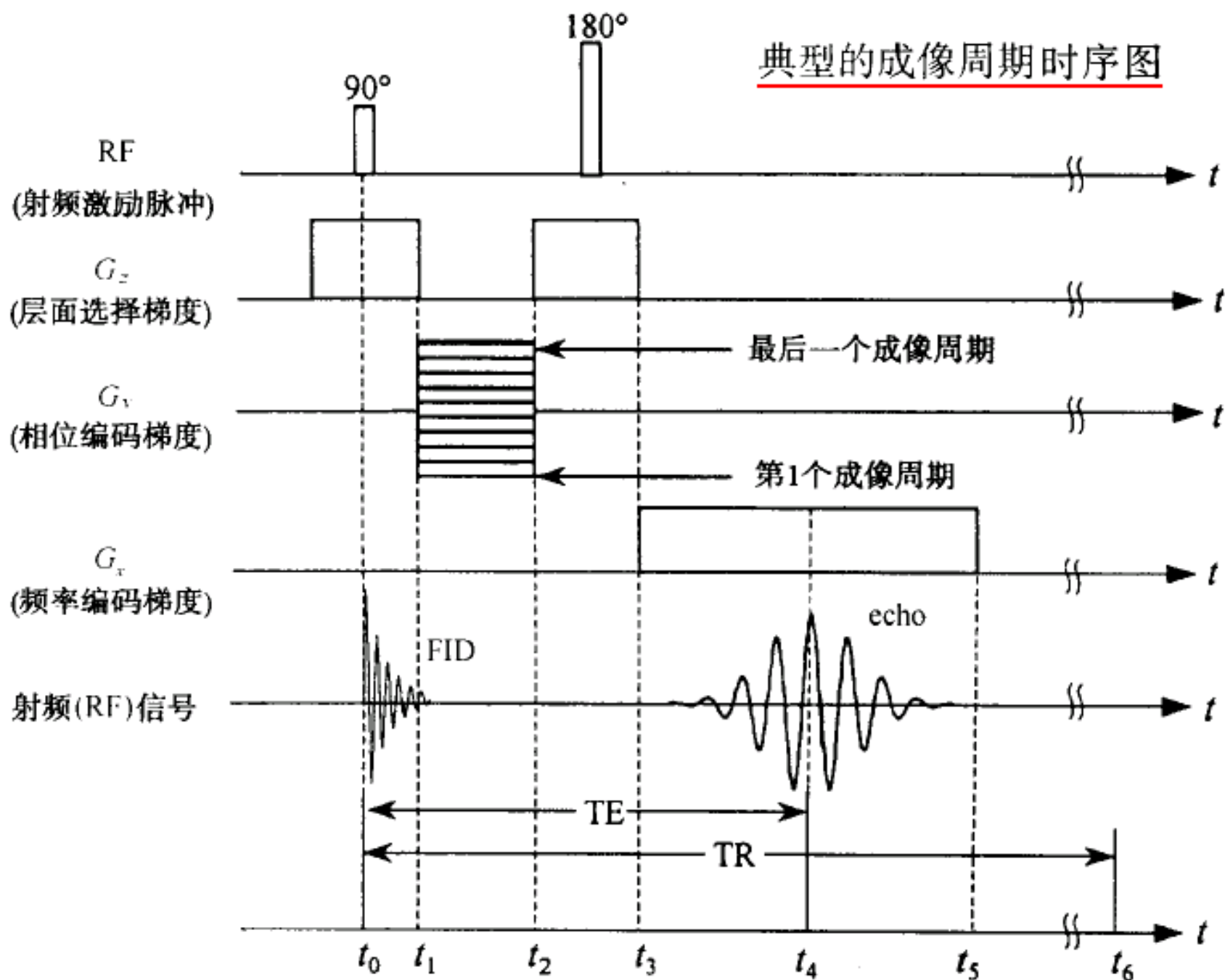


3.6 常规脉冲序列MRI

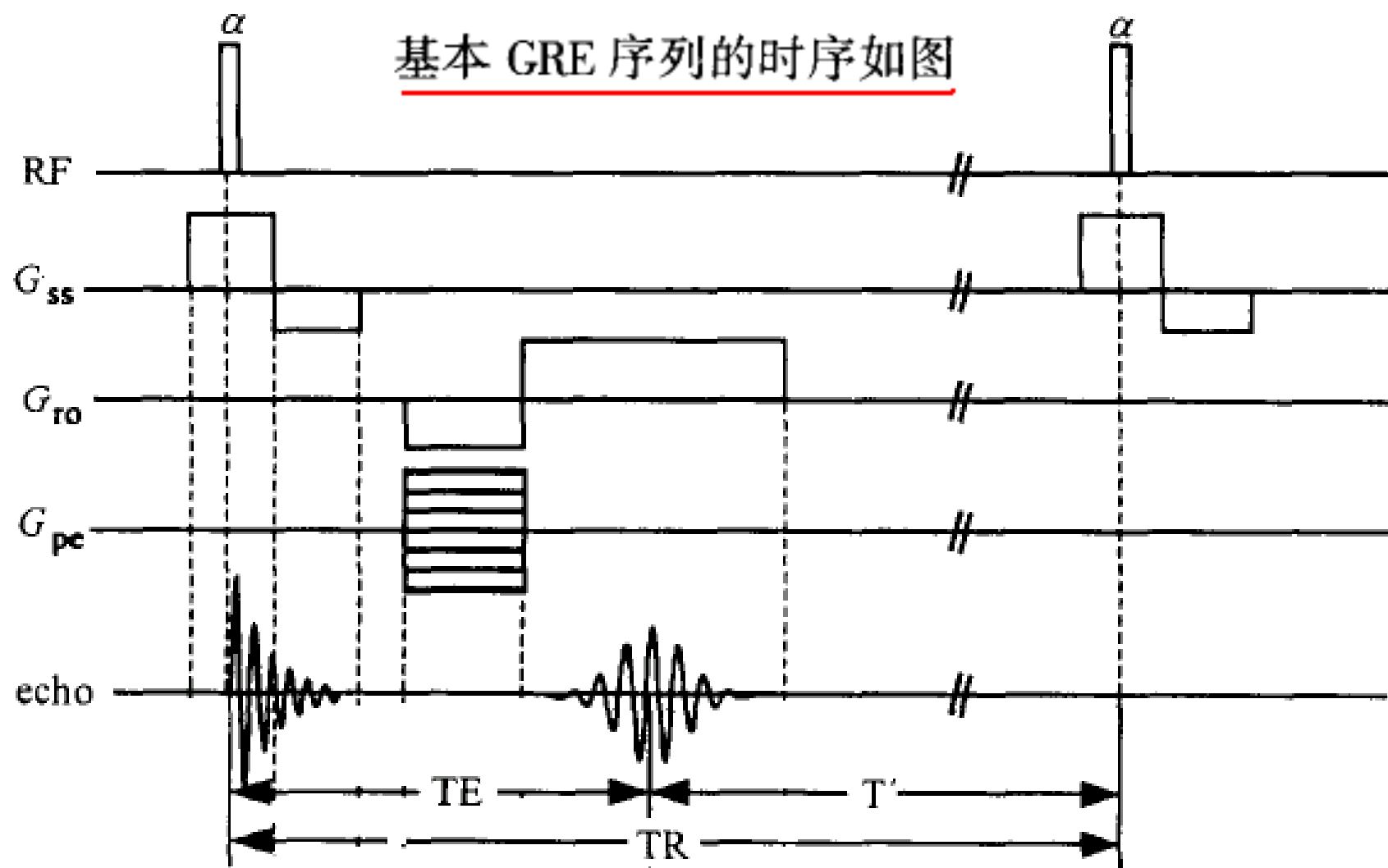
1. 梯度回波的产生

- 所谓梯度回波 (GRE, gradient echo),就是通过有关梯度场方向的翻转而产生的回波信号. 梯度回波又叫场回波 (field echo).
- 梯度回波与自旋回波都是利用回波信号来成像的技术,其区别主要在于二者产生回波的激励方式不同. 除此之外,所有 SE 序列都以一个90°脉冲开始. 即它是将宏观磁化矢量激至 xoy 面上进行检测的,而 GRE 序列总以一个小于 90°的 RF 脉冲开始,也就是说,后者采用的是小角度激励.

典型的成像周期时序图



基本 GRE 序列的时序如图



选层梯度经常记为 G_{ss} , 下标“ss”表示选层(slice select).

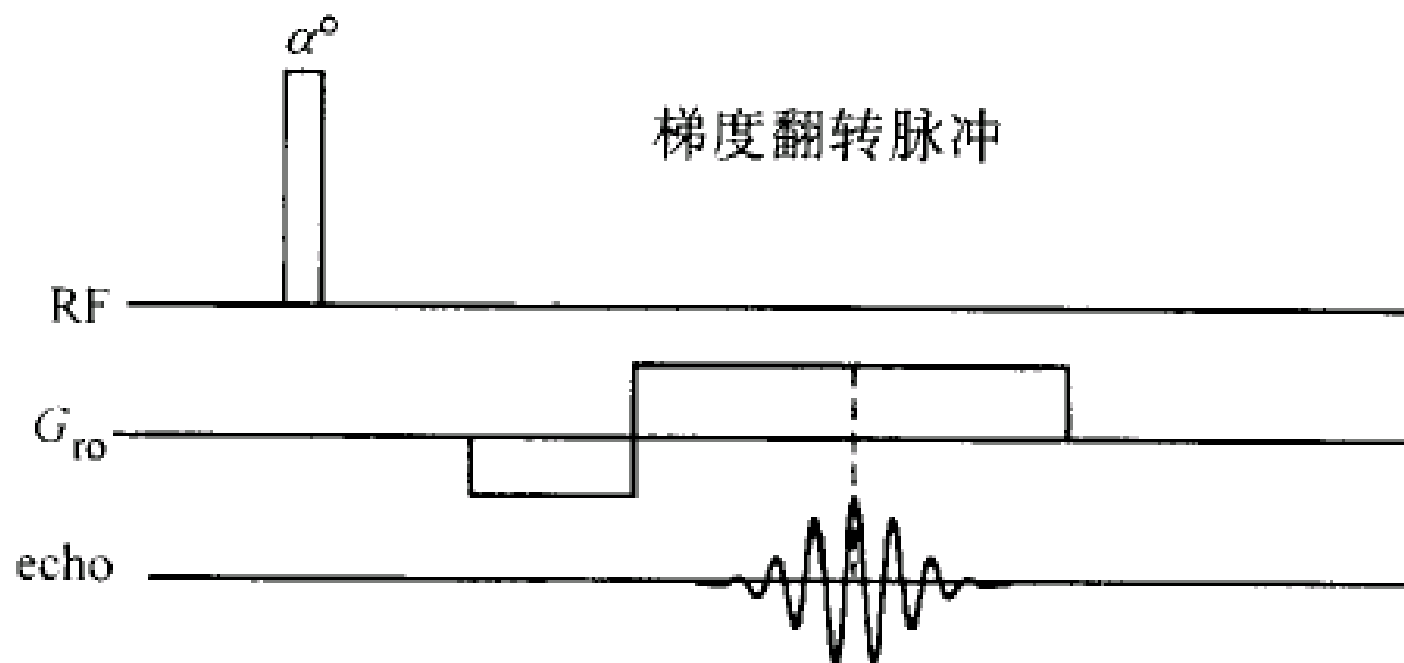
相位编码梯度简写为 G_{pe} , 下标“pe”表示相位编码(phase coding).

频率编码梯度简写为 G_{ro} , 下标“ro”表示信号读出(read-out).



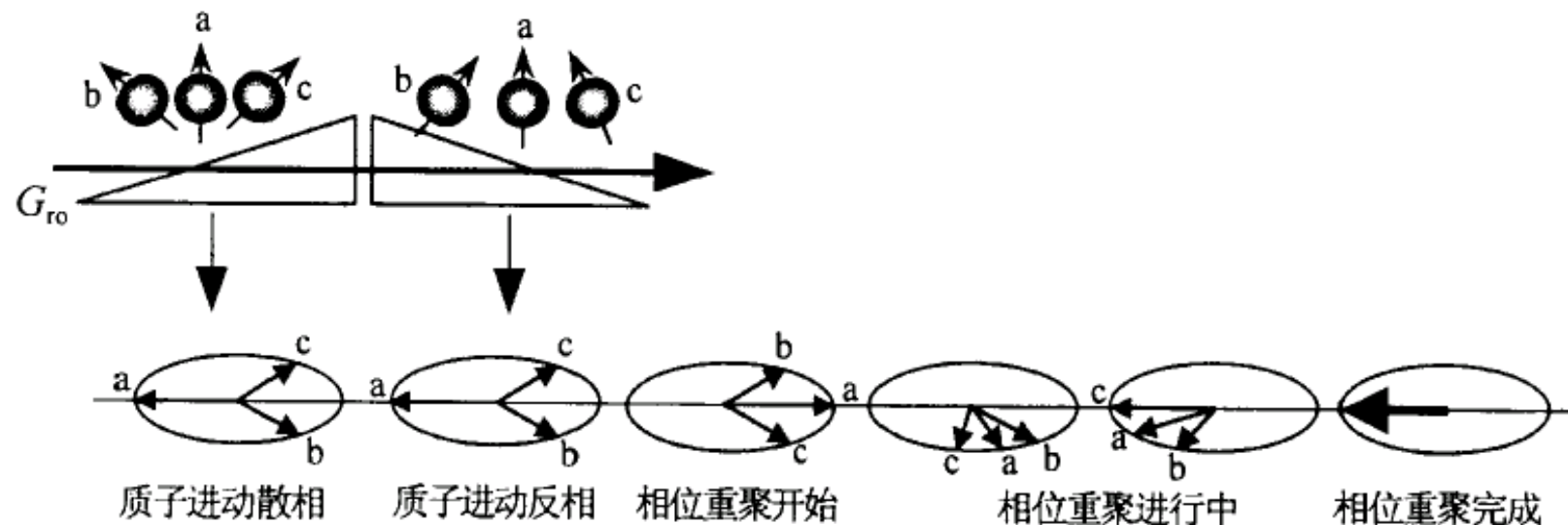
3.6 常规脉冲序列—GRE序列

- 在 GRE 序列中, RF 激发脉冲一结束, 便在读出梯度 (频率编码)方向上施加一如下图所示的梯度脉冲. 该脉冲的特点是先负后正. 习惯上把梯度脉冲的方向变化称为梯度翻转 (gradient reversal).



- 梯度翻转脉冲与主磁场 B_0 叠加后,读出方向的梯度场将经历一次从大到小、又从小到大的变化过程,该方向上质子群的进动频率也随之发生变化:

负向梯度作用后,处在低场强一端的质子进动变慢,而处在较高场强一端的质子进动加快,使质子进动出现失相;
梯度翻转即正向梯度作用后,质子群又处于与上述情况相反的磁场环境中,使刚才进动慢的质子加速、进动快的质子减速.很快地,所有质子又会重聚在一起进动,从而产生回波信号.





3.6 常规脉冲序列—GRE序列

- 负向和正向梯度脉冲分别具有离散和会聚进动质子的作用,因而可称之为散相脉冲(dephasing pulse)和相位重聚脉冲(rephasing pulse)。
- 这种回波是由梯度脉冲产生的,故称为梯度回波。
- GRE 序列的梯度翻转脉冲能使质子的进动频率发生变化。相位重聚是通过“慢质子”的“快进”和“快质子”的“缓进”来实现的,“慢质子”、“快质子”、“快进”和“缓进”都是两个方向梯度场作用的结果。



3.6 常规脉冲序列—GRE序列

- GRE 序列是一种人为改变磁场均匀性而获取梯度回波信号的方法。成像过程中任何使磁场波动的因素,均可造成质子的失相,从而影响到回波信号。由此可知,用 GRE 测定 T_2 是不可能的。



3.6 常规脉冲序列—GRE序列

2. 梯度回波的信号强度

梯度回波信号的解析式(推导从略)为

$$S = kN(H)e^{-\frac{TE}{T_2^*}} \frac{(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}})\sin\alpha}{[1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}e^{-\frac{TR}{T_2}} - (e^{-\frac{TR}{T_1}} - e^{-\frac{TR}{T_2}})]\cos\alpha}.$$

在 $TR \gg T_2$ 的情况下,上式可简化为

$$S = kN(H)e^{-\frac{TE}{T_2^*}} \frac{(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}})\sin\alpha}{(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}})\cos\alpha}.$$



3.6 常规脉冲序列—GRE序列

- 梯度回波信号几乎与 T_2 无关, 因而用 GRE 序列只能获得 T_2^* 加权的图像.
- 梯度回波的信号强度是 TE, TR, T_1 和射频翻转角 α 的函数. 调整这些参数, 即可改变图像的对比度, 达到图像加权目的.



3.6 常规脉冲序列—GRE序列

3. 小角度激励及其应用

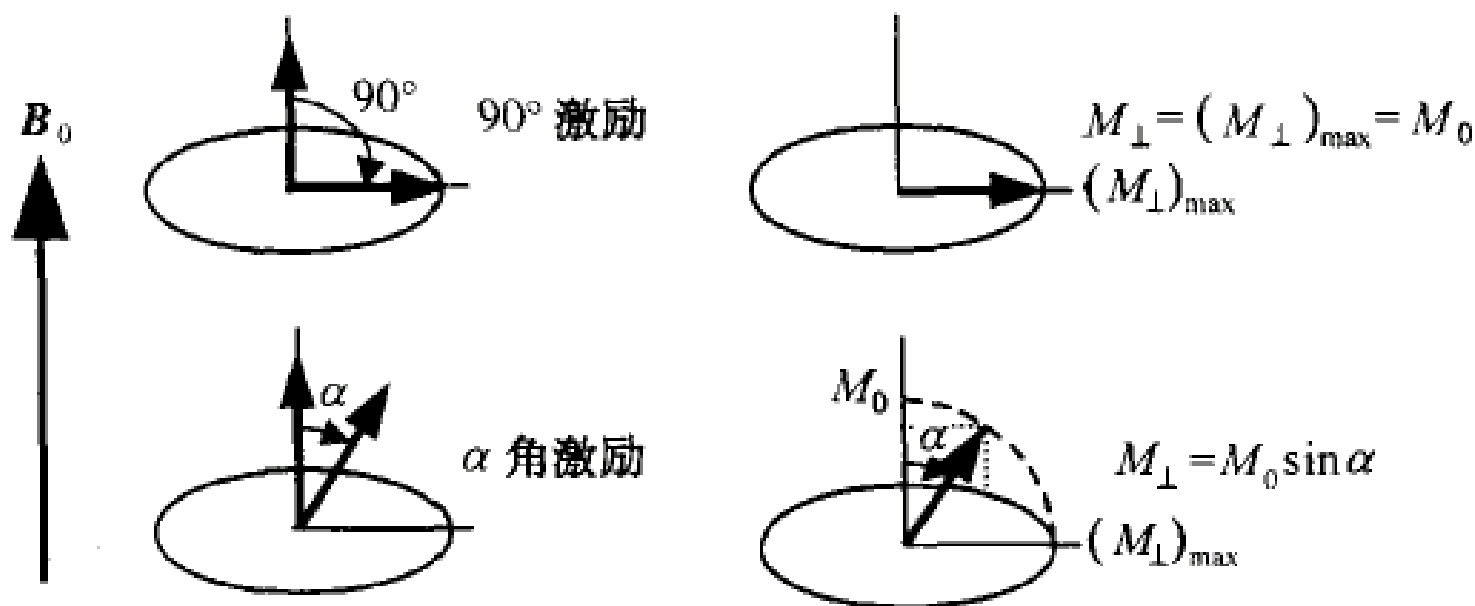
- 长 TR 是限制成像速度的重要因素.
- 一般序列采用 90°脉冲进行激励, 主要是为了得到磁化强度矢量的最大横向分量 $(M_{\perp})_{\max}$.
- 采用小于 90°的射频脉冲进行激发, 也能得到磁化分量. 由于这时翻转角变小、磁化强度矢量的弛豫时间变短, 可有效缩短扫描序列的 TR. 小角度翻转或小角度激励 (small flip angle 或 low angle)的思想就是由此产生的.
- 小角度激励首先在 GRE 序列中采用.



3.6 常规脉冲序列—GRE序列

- 翻转角为 90° 时可获得最大横向分量 $(M_\perp)_{\max}$ ，但恢复所需时间最长；
- 翻转角小于 90° 时，横向分量是 α 的正弦函数，且纵向分量的起始值不为零。恢复较快。

例如，当 $\alpha = 30^\circ$ 时， $M_\perp = M_0 \sin 30^\circ = 0.5 M_0$ 。





3.6 常规脉冲序列—GRE序列

- M_{\perp} 的减小将使信号幅度变小. 这就是 GRE 序列的 SNR 明显低于 SE 序列的根本原因. 因此, GRE 序列的快速是以 SNR 的降低为代价的.
- GRE 序列的翻转角可在 $15^{\circ} \sim 45^{\circ}$ 之间选取. 翻转角越小, TR 就可以越短, 但序列的 SNR 就会更低.



3.6 常规脉冲序列—GRE序列

4. GRE的图像特点

(1) 同 SE 序列一样, TE 在 GRE 序列中仍然控制着图像的对比度, 这一点从下式中便可看出.

$$S = kN(H)e^{-\frac{TE}{T_2^*}} \frac{(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}})\sin\alpha}{(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}})\cos\alpha}.$$

(S为信号强度)

增大 TE, 将增大信号的 T_2^* 依赖性, 等同于增加图像的 T_2^* 权重.

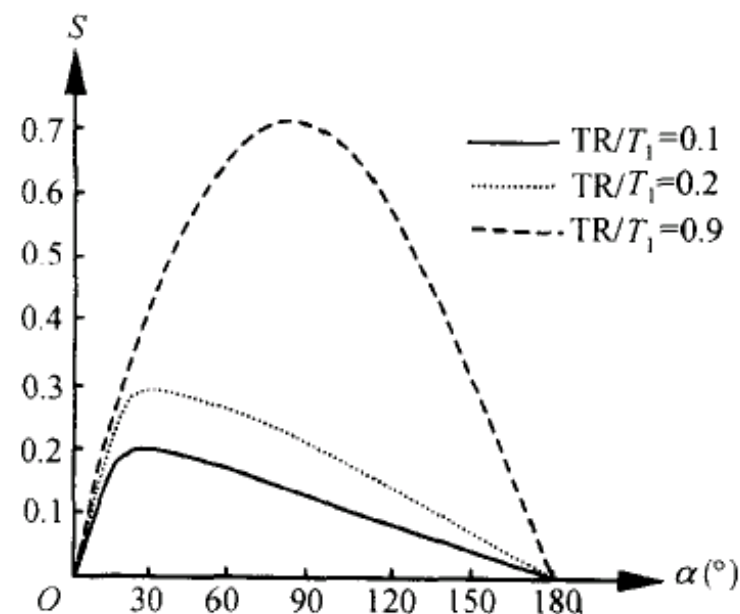


3.6 常规脉冲序列—GRE序列

(2) 短 TR 是 GRE 序列的一大特点. 短 TR 必须与小角度相配合, 才能取得满意的信号幅度.

当 TR 较长, 即取 $TR = 0.9 T_1$ (接近于 T_1) 时, α 在 90° 附近才取得信号的最大值;

当缩短 TR 到组织 T_1 的 $1/10$ 长度 ($TR = 0.1 T_1$) 时, 只需 30° 左右的 α 就可取得信号的最大值.





3.6 常规脉冲序列—GRE序列

(3) GRE 序列中 α 也是图像特点的重要决定因素.

α 越接近 90° , 图像越类似 SE 序列的 T_1 加权像.

这是因为 α 越大, 磁化强度矢量的横向分量就越大、所需要的恢复时间也就越长, 在短 TR 的条件下仅有 T_1 短的组织可能发出信号.

因此, 增加 α 使图像的 T_1 权重增加.



3.6 常规脉冲序列—GRE序列

5. 梯度回波序列的评价

(1) 优点

- ①不用 90° 脉冲激发,使得纵向弛豫时间缩短,可以用短 TR 成像,从而为快速扫描创造了条件.
- ②用梯度的翻转代替 180° 相位重聚脉冲.这不仅有利于使用短 TR 实施扫描,更重要的是它将有效地减少受检者的射频能量沉积.
- ③由于上述短 TR 的应用,实现了快速的 T_2^* 扫描.



3.6 常规脉冲序列—GRE序列

(2) 缺点

- ①可得到 T_2^* 图像,但不能获取纯 T_2 图像.
- ②对梯度系统的要求较高,与此同时,扫描时整个梯度系统的负担加重,梯度切换时产生的噪声也进一步加大(梯度系统处于高速开关状态).
- ③SNR 较低.
- ④其图像质量在很大程度上受磁场均匀性的影响.



3.6 常规脉冲序列—GRE序列

6. 梯度回波序列族简介

- 西门子公司的快速小角度激发序列 FLASH (Fast Low Angle SHot)

该序列在 Picker 公司叫 T_1 -FAST (spoiled Fast Acquired STEady state),

在飞利浦公司为 FFE (Fast Field Echo) 和 CE-FFE (Contrast Enhancement in FFE),

在日立公司就是 GFE (Gradient Field Echo)。

- 西门子的稳定进动快速成像 (FISP, Fast Imaging with Steady Precession)。



3.7 快速脉冲序列MRI

■ 主要介绍三种快速成像序列：

- 一、快速自旋回波序列
- 二、快速梯度回波序列
- 三、回波平面成像序列

回波平面成像 (EPI, Echo Planar Imaging) 序列、快速 SE 序列和快速 GRE 序列构成了磁共振快速成像的 3 大序列家族。



3.7 快速脉冲序列MRI

一、K空间

- K空间就是傅里叶变换的频率空间。因此，它实际上是一个数学概念，目的是为了帮助理解复杂序列、尤其是快速成像序列。

在MR中，所获取的信号是“空间频率”的函数。

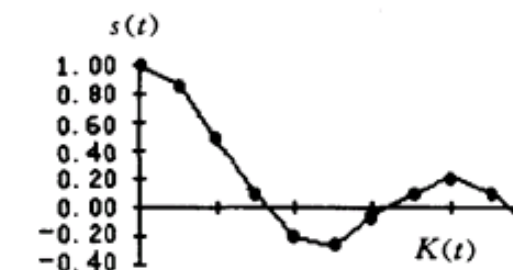
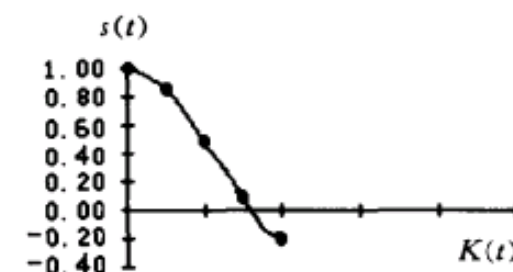
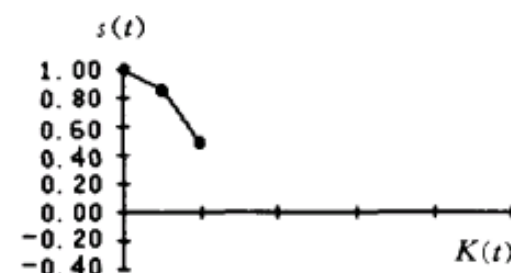
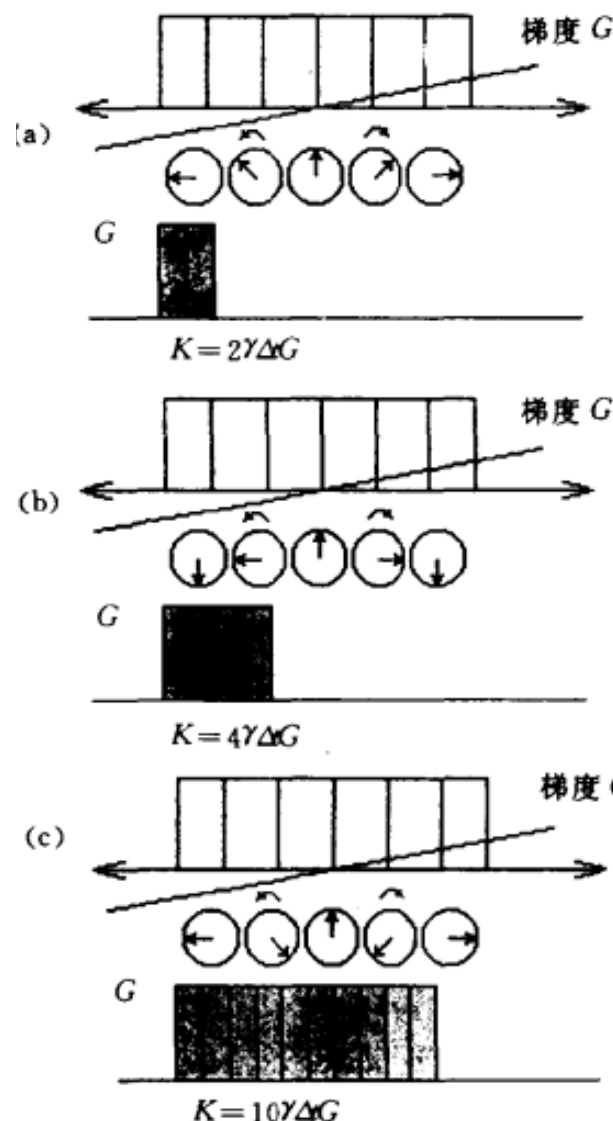
各个体元自旋所看到的场强不同,因而在 t 时刻具有不同的进动相位角 Φ :

$$\Phi = \gamma x G t$$

γ 是旋磁比, G 是梯度场幅度, x 是体元位置, t 是梯度持续时间。

定义 $K = \gamma G t$

为空间频率或 K 坐标, 探测到的总MR 信号等于各体元贡献的信号的矢量和。





3.7 快速脉冲序列MRI

- 在 2DFT 成像方法中, x 和 y 方向各用一个傅里叶变换进行空间编码, 分别称为频率编码和相位编码. 采样所得数据(原始数据)常用 K 空间的概念进行处理和分析. 因此, 这里 K 空间就是原始数据空间.
- 对 K 空间的数据进行一次傅里叶反变换, 就得到所需的图像数据, 因而 K 空间又叫傅里叶空间 (Fourier space) 或 空间频率空间 (spatial frequency space). 二维 K 空间又称 K 平面.

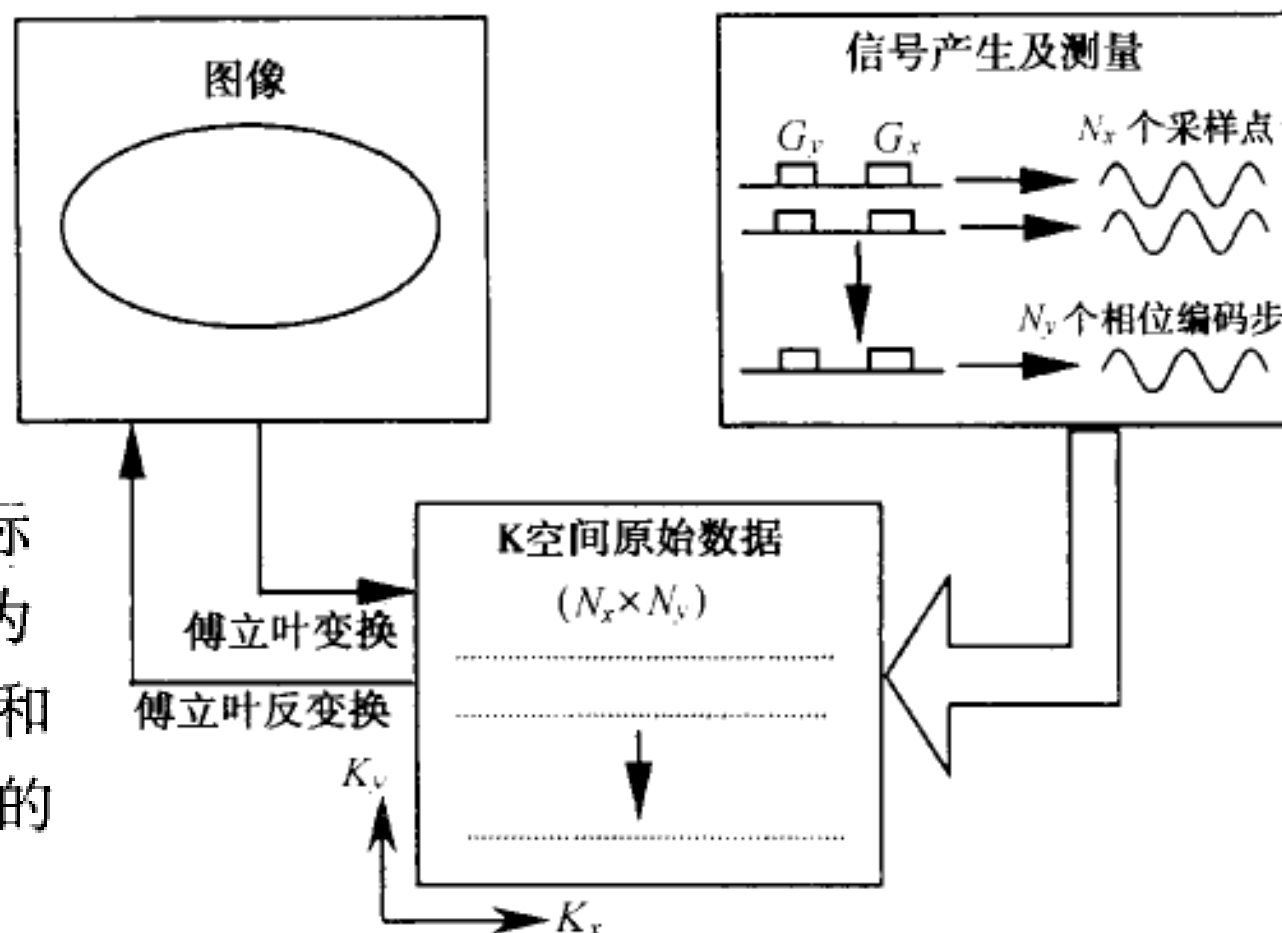


3.7 快速脉冲序列MRI

- 每幅MRI图像都明确地与自己的K空间数据组相联系。图像及其K空间数据可以通过傅里叶变换互相转换。

K空间可以通过K空间坐标来描述。

K平面的两个坐标轴 K_x 和 K_y 分别为信号在频率编码和相位编码方向上的空间频率。



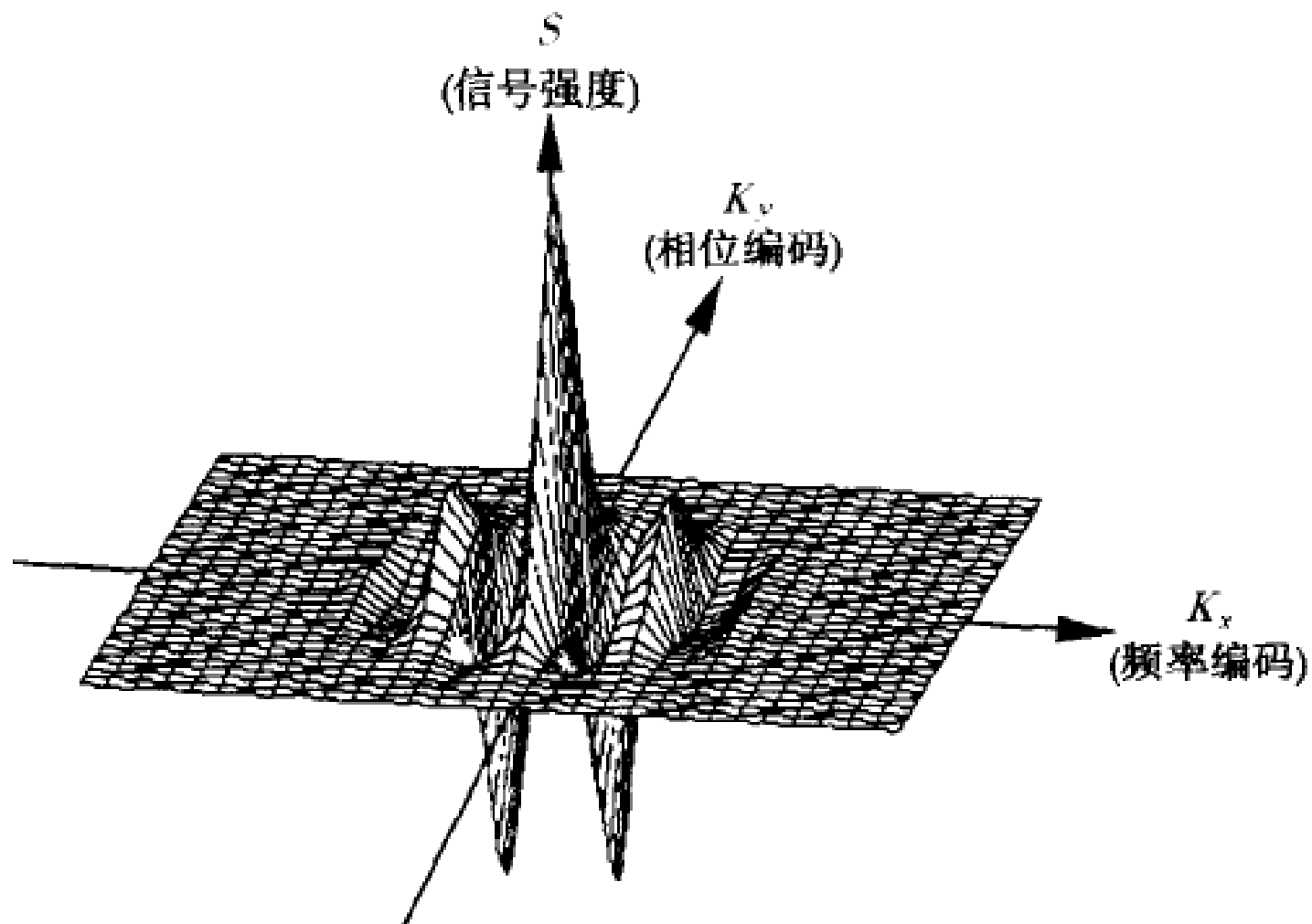


3.7 快速脉冲序列MRI

- K_x 或 K_y 等于零处,是梯度场的数值为零处,由梯度场和共振频率的关系可知,其信号幅度最强;
- 随着坐标绝对值的增大(梯度场加大),空间频率与共振频率之差加大,信号幅度越来越小.
- 这表明 K 平面原点附近的原始数据主要反映图像的信号强度,从而是对比度的决定因素; 而 K 空间周边的数据主要与图像的细节有关.



3.7 快速脉冲序列MRI

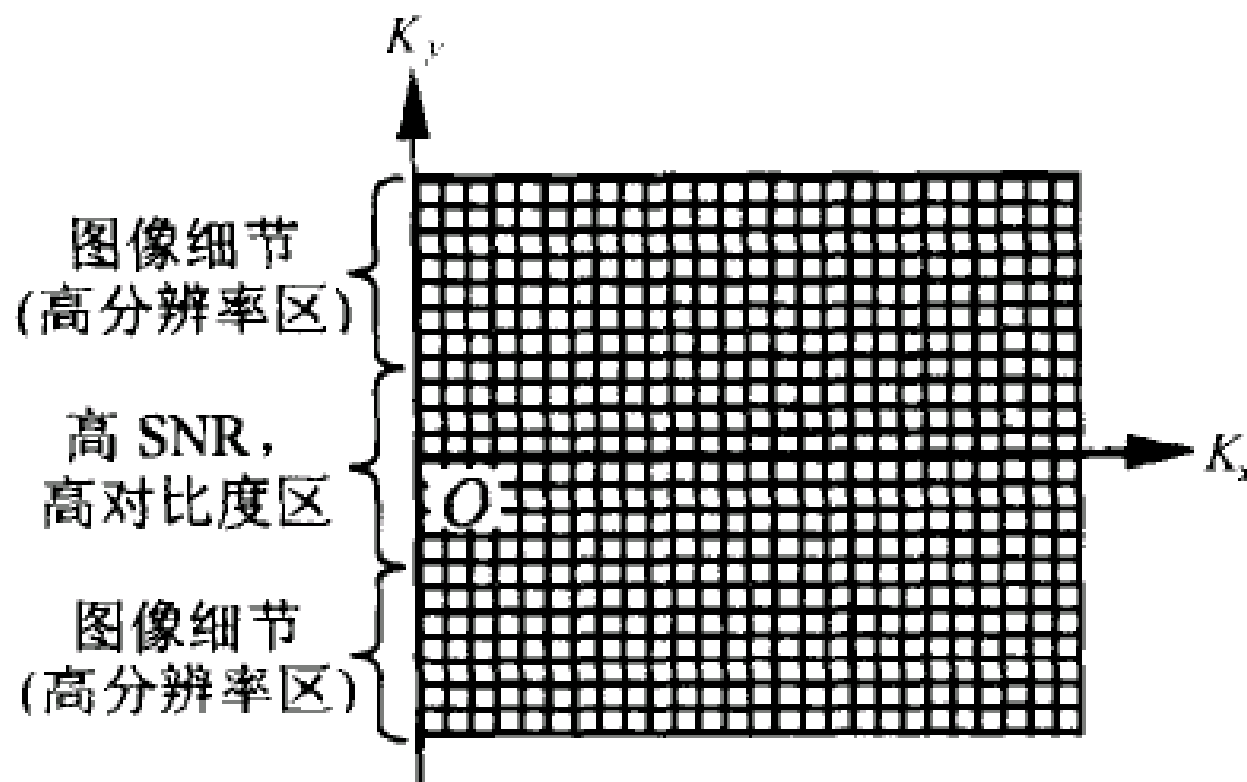


2DFT 成像法的 K 空间



3.7 快速脉冲序列MRI

把 $K_y = 0$ 的线称为零傅里叶线, 把邻近零傅里叶线和远离零傅里叶线的 K_y 线分别叫做低频傅里叶线和高频傅里叶线.



不同区域的 K 空间数据与图像质量的对应关系



3.7 快速脉冲序列MRI

- 在数据采集期间,原始数据被依次地写入 K 空间. 数据写入的路径称为 K 空间轨迹,它完全决定于扫描序列中梯度脉冲的时序.
- 通过改变读出和相位编码两个方向上的梯度场强度或梯度间期,就可遍历整个 K 空间. 习惯上将 K 空间的数据写入过程称为 K 空间的标记.
- 每个傅里叶行的标记由相位编码梯度决定,各条线上的数据写入由频率编码梯度 G_x 决定.
- 标满 n 条线的 K 空间需要 n 次相位编码步,即 n 次激发.



3.7 快速脉冲序列MRI

- 在常规扫描中,数据采集(频率编码)期间相位编码梯度 G_{pe} 保持不变,所得数据即沿 K_x 方向存放,这时我们说它在 K 空间的轨迹是水平的.
- 相位编码梯度场的改变将使采样移至下一条傅里叶线. 因此,序列中有多少个相位编码步, K 空间中就有多少条傅里叶线,二者是一一对应的.
- 每条傅里叶线上的数据数,即 K_x 方向的点数决定于机器在频率编码方向上的采样点数.



3.7 快速脉冲序列

二、回波平面成像序列

1. 概述

- 随着快速成像技术的发展, 成像时间由常规扫描序列的分级提高到了各种快速成像序列的秒级. 利用各种快速 SE 序列或快速 GRE 序列, 已经能够观察机体的各种动态过程.
- 但是, 如果要获取人体的功能信息, 或彻底消除运动 (包括各种生理运动、自主或非自主运动) 对图像的影响, 则需要 30 ~ 50 ms 范围内的毫秒级成像.
把具有这种成像速度的技术称为超高速成像 (ultrafast imaging) 或超高速扫描 (ultrafast scanning).



3.7 快速脉冲序列

- 回波平面成像 (EPI, Echo Planar Imaging) 是当今最快速的成像方法. 它通常可以在 30 ms 之内采集一幅完整的图像, 使每秒钟获取的图像达到 20 幅. 因此, EPI 是一种 真正意义上的超快速成像方法.
- EPI 技术最早由英国诺丁汉 (Nottingham) 大学物理系的 曼斯菲尔德 (Peter Mansfield) 博士和他的同伴 帕凯特 (I. L. Pykett) 1978 年提出. 1985 年, 曼斯菲尔德以 电影 的方式展示了他对一杯搅动的水进行 EPI 扫描所获得的一组图像.
- 从原理上讲, EPI 应归属于 GRE 类, 但现在已自成体系.



3.7 快速脉冲序列—EPI

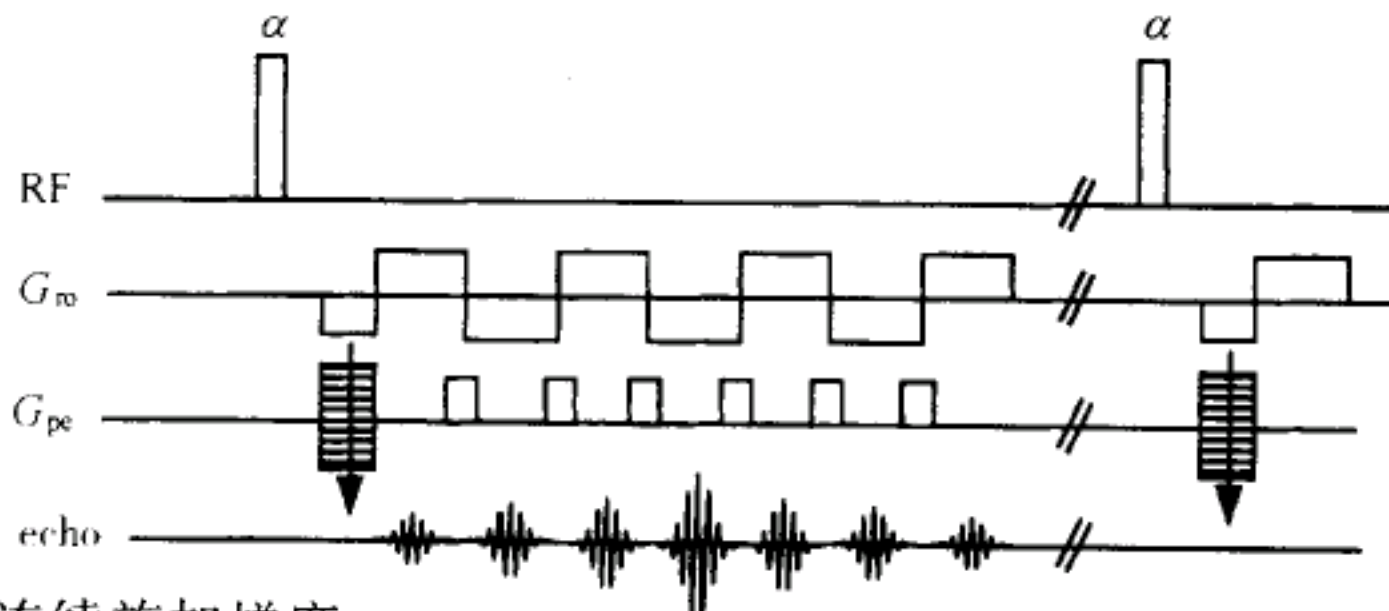
2. EPI序列及其分类

- EPI基本思想: 在一次激发中以多条线的方式同时填满整个 K 空间.
- EPI序列的分类:
 - 基本 EPI (称为梯度回波 EPI)
 - 自旋回波 EPI

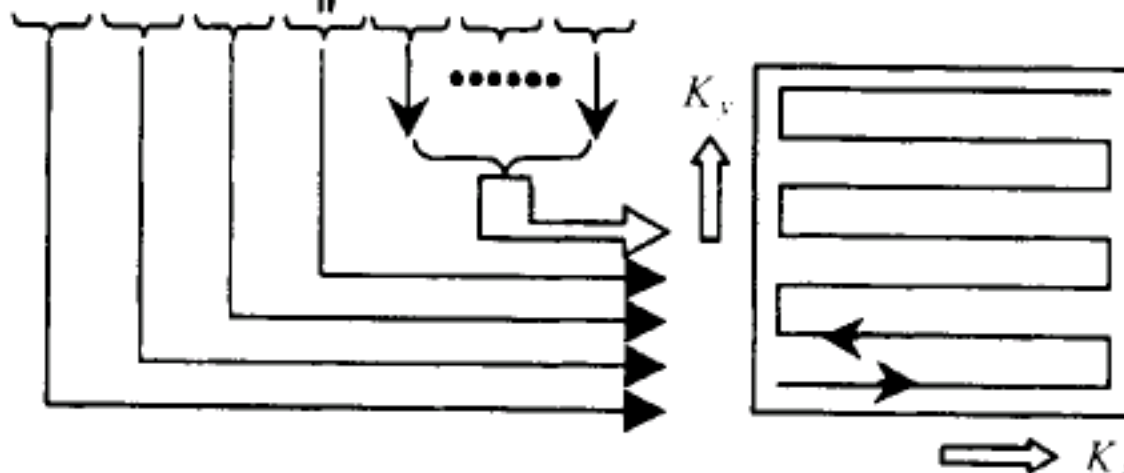


3.7 快速脉冲序列—EPI

(1) 梯度回波EPI



- 在读出方向连续施加梯度场来产生多个梯度回波。
- 一组相位编码梯度。
- 这些回波信号被直接采样后填入 K 空间。回波数与 K 空间的傅里叶线数相同。

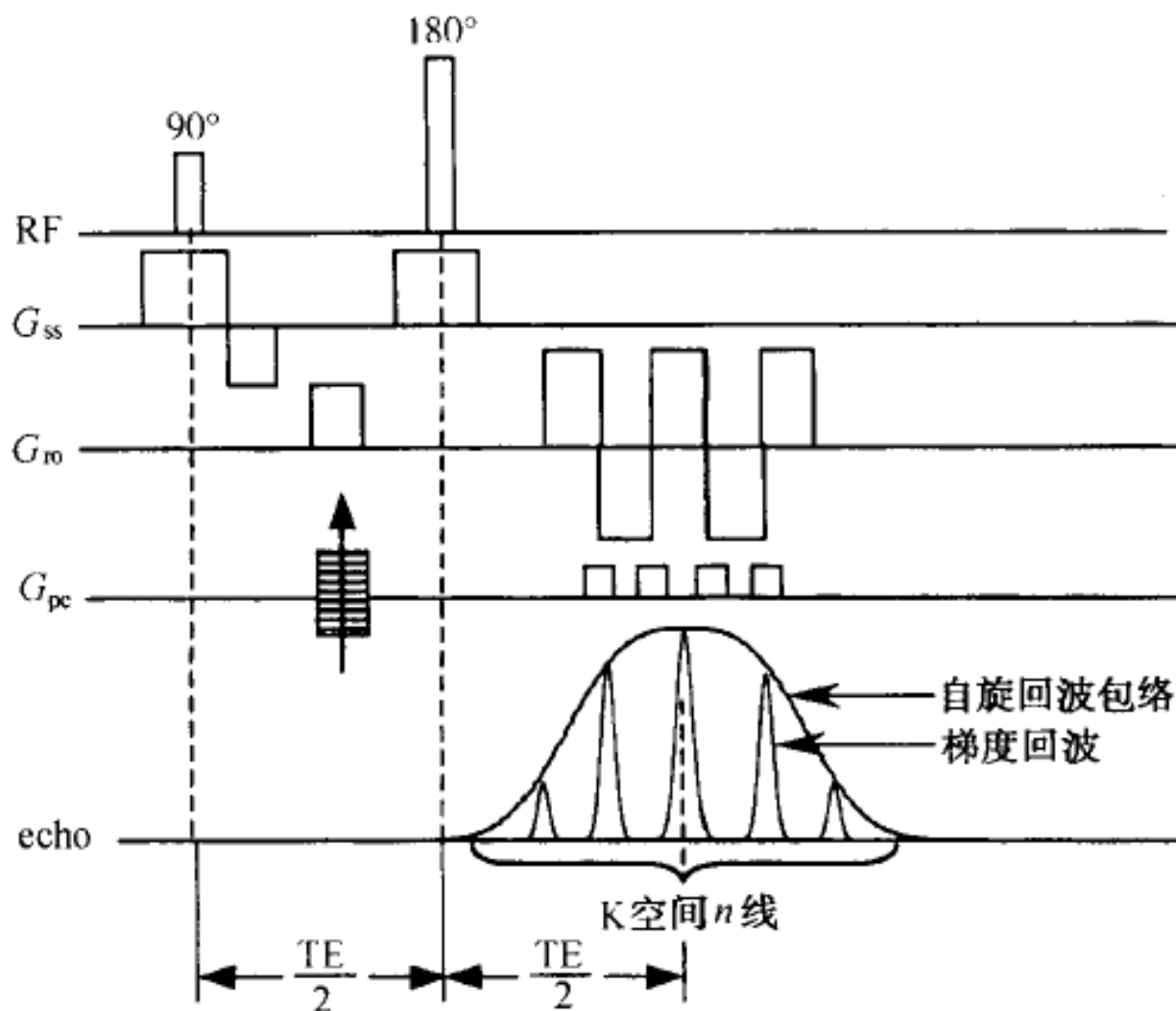




3.7 快速脉冲序列—EPI

(2) 自旋回波EPI

- 与梯度回波 EPI 不同，在 90° 选层脉冲后施加一个 180° 脉冲。
- 而梯度脉冲的作用方式同梯度回波EPI。
- 则会在后来的回波信号上出现一个自旋回波的包络。





3.7 快速脉冲序列—EPI

梯度回波 EPI 和自旋回波 EPI 主要是激励方法不同 (进而产生的信号不同)。

但二者在梯度脉冲的应用上却有共同之处，即

- ▣ 读出梯度 G_{ro} 在高速切换中工作，每测量一条数据线切换一次，或者说在 G_{ro} 的每个振荡周期中测量一条数据线，其目的是利用这种反转作用来改变 K 空间的测量方向；
- ▣ 相位编码梯度 G_{pe} 在一条线测量完后施加，其脉宽较窄，并与 G_{ro} 过零点处相同步。

快速通过的 K 空间迂回轨迹就是在 G_{ro} 和 G_{pe} 的互相配合下产生的。由于在此轨迹中可对信号实施连续采样，使得 EPI 执行周期中无死期出现，因而它的效率极高。



3.7 快速脉冲序列—EPI

3. 单激发的EPI和多激发的EPI

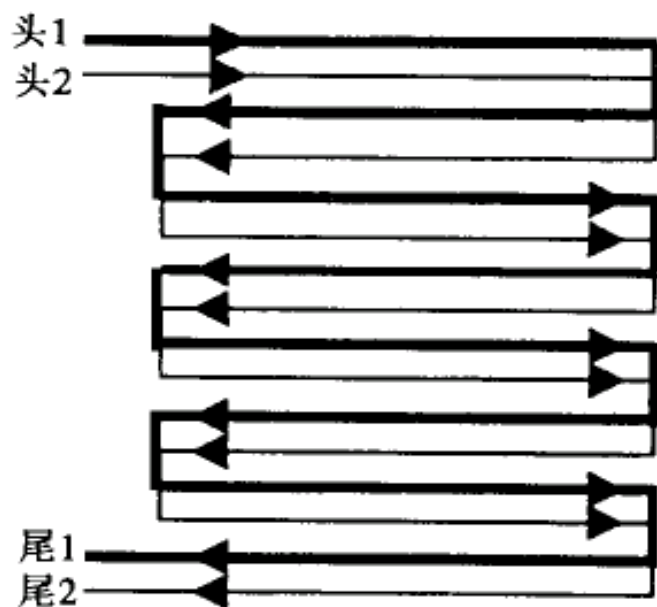
- 单激发 EPI 对机器硬件,尤其是梯度系统的要求特别高.一般来说,梯度的转换速度要达到今天常规梯度的 4 倍,梯度的幅值也需高出 1 倍.这样的 代价是高昂的.
- 为了解决 EPI 对梯度要求过于苛刻的问题,人们对 EPI 的数据采取方法进行了改进,以使 EPI 软件在普通梯度的机器上运行.这一技术在 GE 公司称为 多(次)激发的 EPI(MS-EPI, Multi-Shot EPI).



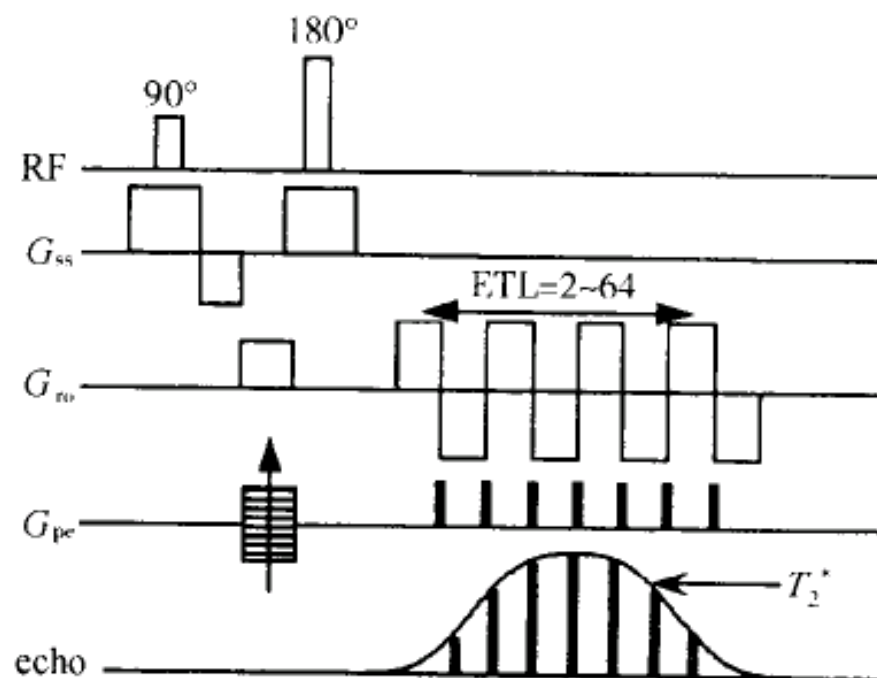
3.7 快速脉冲序列—EPI

- 特点是激发后只选择部分相位编码步 (如 $ETL = 16 \sim 64$) 进行采集。

多激发 EPI 的 K 空间要通过多次迂回(隔行)扫描才能填满, 执行时间延长, 但伪影减少。



(a) MS-EPI的K空间轨迹



(b) MS-EPI序列



3.7 快速脉冲序列—EPI

4. EPI序列的图象特征及其评价

- 用自旋回波 EPI 可以高速地获取 T_2 加权像。

与标准 SE 序列不同, EPI 的全部数据是在一次(对于 SS-EPI)和多次(对于 MS-EPI)激发后获取的, 可认为 TR 时间足够长, 因而图像中 基本不包含 T_1 对比度。



3.7 快速脉冲序列—EPI

- EPI 序列能有效地减少各种运动对图像质量的影响。

例如,可以用 EPI 进行心脏的高速形态学和功能成像研究。
在心脏 EPI 中,心搏造成的运动伪影被彻底消除,解剖图像与生理活动一起得以显示。

在腹部成像中,EPI 能彻底消除呼吸带来的运动伪影。

更有甚者,单激发的 EPI 可以毫无延迟地获取各种动态图像,
使 MRI 实时或近实时成像得以实现。

EPI 的一切应用都将在排除运动伪影方面显示出独特的优越性。



3.7 快速脉冲序列—EPI

- 目前 EPI 的应用可概括为灌注成像、扩散成像、心脏成像、介入 MRI 和功能神经系统成像等 4 个方面。
- 单激发的 EPI 对梯度场的要求很高，但多激发的 EPI 不然。现在，用 MS-EPI 序列可在常规 MRI 系统中实现 EPI 扫描。尽管这种 MS-EPI 的成像速度要比单激发 EPI 慢，但仍可进行功能和灌注性研究。



3.7 快速脉冲序列—EPI

- 目前 EPI 的应用还受到以下几方面的限制。

首先,经典的 EPI 是梯度回波技术,因而具备 GRE 序列的一切缺点,尤其是高度的磁敏感性伪影,这就要求 EPI 系统主磁场 B_0 的均匀性非常高。

其次,它对化学位移伪影也比较敏感,扫描时经常需要进行水或脂肪信号的压制。

第三,EPI 序列的 SNR 明显地低于传统序列。

最后,就是单激发的 EPI(即真正意义上的 EPI)需要特殊的硬件支持。



3.7 快速脉冲序列—EPI

❖ 关于化学位移和化学位移伪影

- 原子核并非孤立存在。分子中的核被电子所包围，即它处于一定的“分子环境”或“化学环境”之中。因此，即使处于相同静磁场中的同种核，它们的核磁共振频率也会有所不同。这是由于原子核被带磁性的电子云所包围，绕核旋转的电子不同程度地削弱了静磁场强度之故。

这种由化学环境不同而引起的共振频率偏移现象称为化学位移(chemical shift)。



- 现在可以利用化学位移现象来成像。
先后出现的成像方法有磁共振波谱成像术 (MRSI, magnetic resonance spectroscopy imaging) 和 化学位移成像术 (CSI, chemical shift imaging)。
但是, 这些成像技术目前都还不够成熟, 需要解决的问题较多。



- 在进行磁共振成像时,不仅不利用化学位移,还要设法抑制它的信号。这是因为有时化学位移会严重干扰成像信号。
- 由于化学位移信号的干扰而出现在磁共振图像上的伪影称为化学位移伪影。
- 它与人体质子成像中,类脂膜与水中氢质子的化学位移只相差 3.5 ppm 紧密相关。化学位移的存在使那些同一体素内既含水、又含脂肪的组织难以分辨。

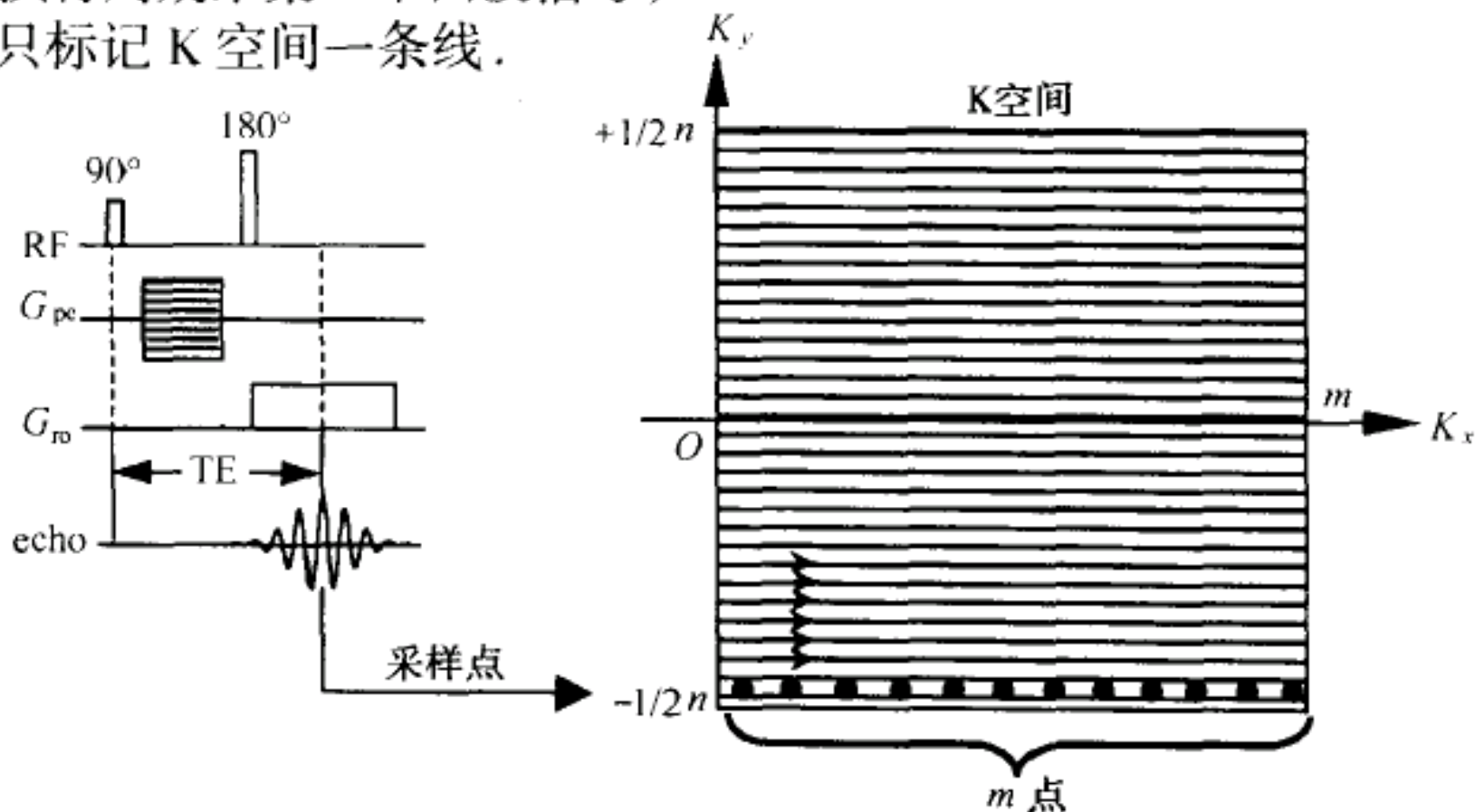


3.7 快速脉冲序列

三、快速自旋回波 (SE) 序列

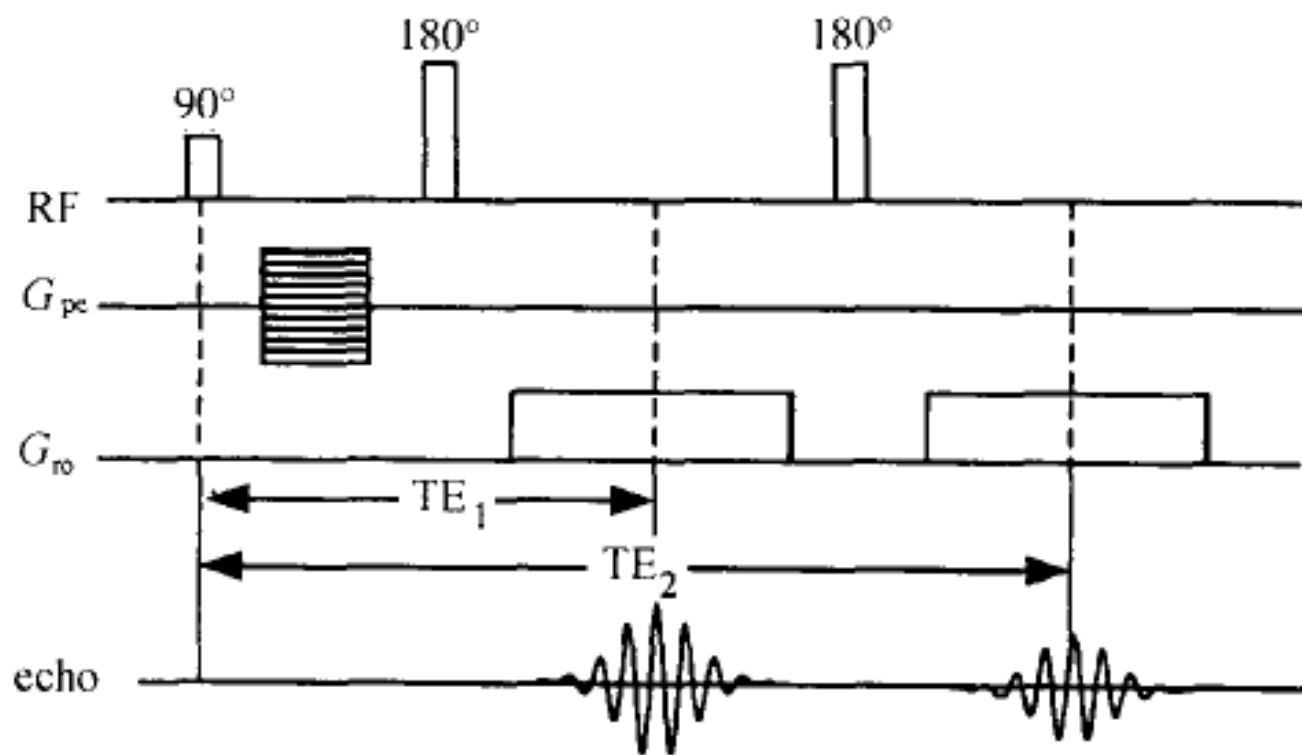
1. 传统SE序列的数据获取 (单回波)

每个序列执行周期采集一个回波信号，
且该信号只标记 K 空间一条线。





3.7 快速脉冲序列—快速SE序列



传统双回波 SE 序列的数据获取：
不同回波存入不同的K空间。

形成两幅具有不同 TE 值、但
其他参数完全相同的图像。



TE₁ 图像K空间



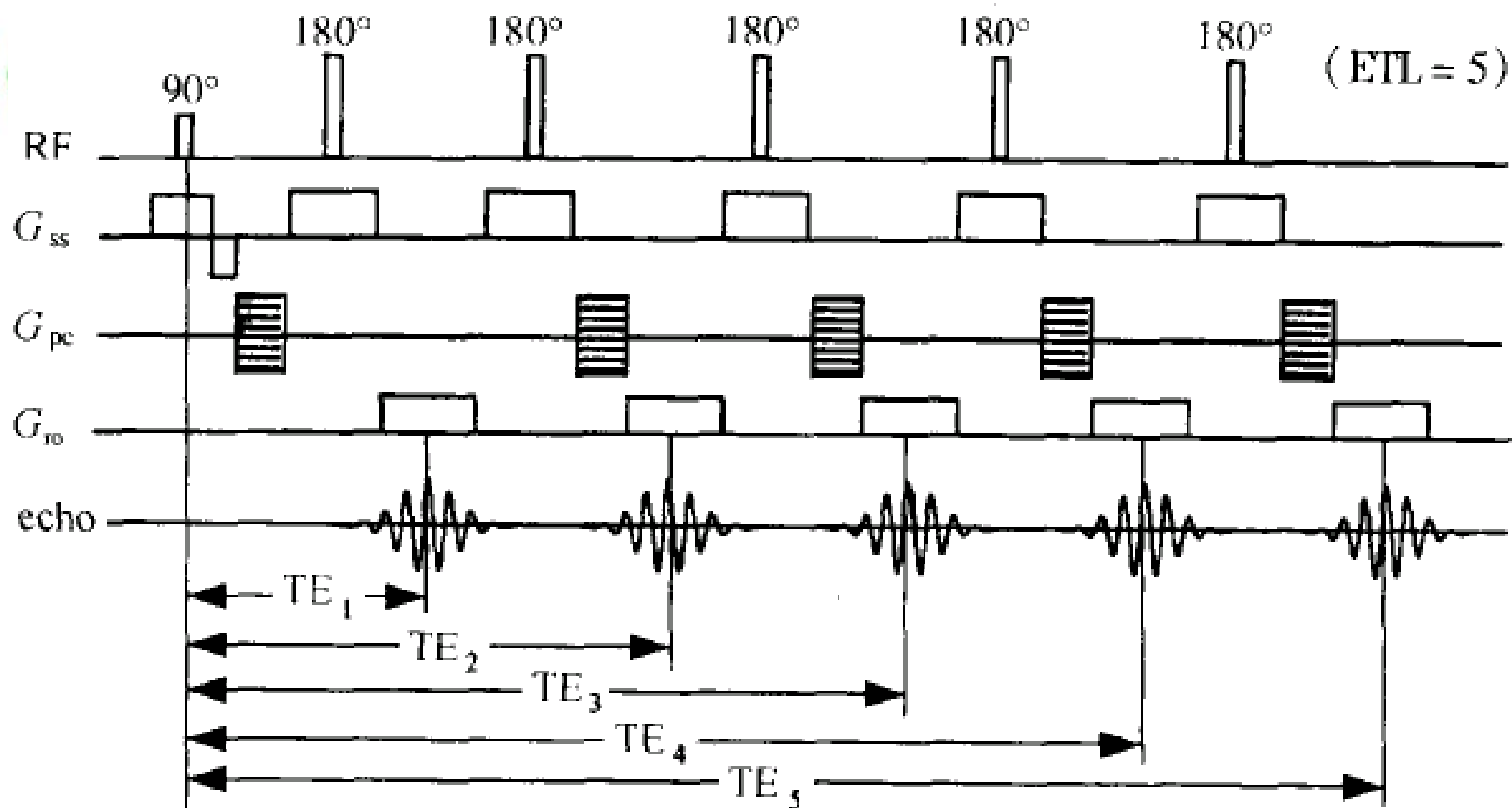
TE₂ 图像K空间



3.7 快速脉冲序列—快速SE序列

2. 快速SE序列

- 快速自旋回波技术最早是由德国 Freiberg 大学的海宁(J. Henning)及其同事于1984年提出的。当时称为弛豫增强的快速采集方法,简称RARE (Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement)。
- RARE 技术更广泛的名称为快速自旋回波。
- 快速 SE 序列的工作原理与标准的 SE 序列有些类似。

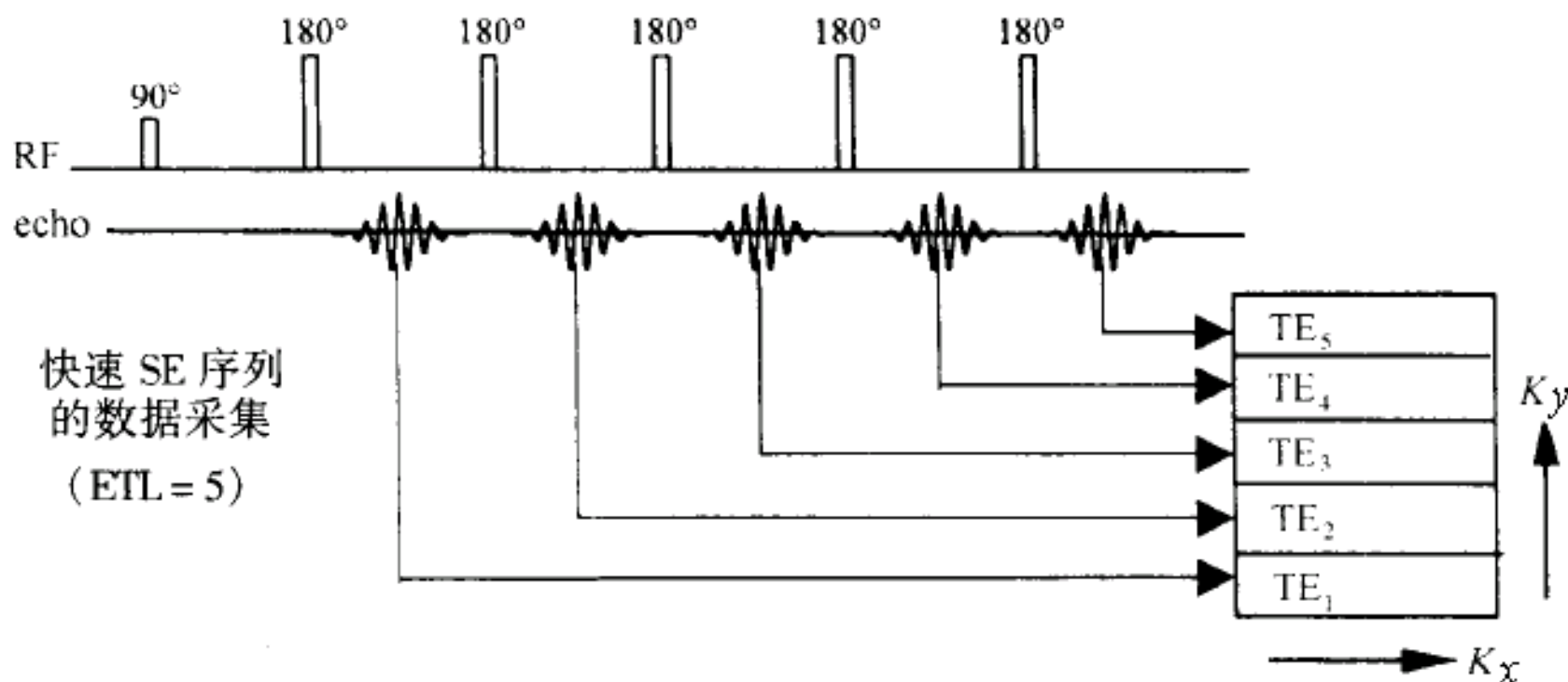


- 序列以 90° RF 脉冲 开始, 随后用 一系列 180° 脉冲 来产生 多个回波信号 (4 ~ 30 个). 这些回波被称为 回波链 (echo train). 每个回波链中包括的回波个数称为 回波链长度 (ETL, echo train length).



3.7 快速脉冲序列—快速SE序列

- 在快速 SE 序列中，每个回波具有不同的相位编码，且每次激发所得到的数条傅里叶线(由数个回波信号产生)被送往同一个 K 空间以重建出同一幅图像。
- 回波数越多，扫描速度提高得越明显。





3.7 快速脉冲序列—快速SE序列

3. 快速SE序列的图像特征

- 选择合适的 TR (3 000 ~ 5 000 ms), 使得质子系统有足够长的纵向弛豫时间, 这使得组织的 T_1 依赖性减少, 得到 T_2 加权像.
- ETL 越长, 序列对扫描速度的改善就越明显.
- 但是, 图像的 SNR 会随 ETL 的延长而降低. 这是因为受 T_2 弛豫的影响, 越是后面的回波 SNR 越低. 另外, 在长 ETL 的快速 SE 序列中, 模糊伪影 (blurring artifact) 将逐渐加重 (K 空间的每条傅里叶线上信号的 SNR 大小不同).



3.7 快速脉冲序列—快速SE序列

- 快速 SE 序列在神经系统(脑、脊髓)的成像中有很大的应用价值. 在腹部成像中,扫描可以在屏息之间完成,能有效排除呼吸引起的运动伪影.
- 快速 SE 序列图像的脂肪信号比传统 SE 序列的脂肪信号更亮. 这是因为脂肪内的质子间存在一种紧密的耦合,叫做 J -耦合. 在一连串相距很近的 180° 脉冲作用下,脂肪内的 J -耦合可能中断,从而使其失相过程受到影响,在图像上的表现就是高亮度信号.
- 对区域磁场的变化不敏感.



3.7 快速脉冲序列

四、快速梯度回波（GRE）序列

1. 基本GRE序列

- 在基本 GRE 序列中,由于通常存在 $TR \ll T_2$,下一周期的 α 脉冲出现时横向磁化矢量就不可能完全弛豫,将这时的磁化矢量叫做剩余横向磁化,它的存在是图像中出现带状伪影的直接原因.
- 现在使用的 GRE 序列基本上都要对剩余横向磁化进行处理.

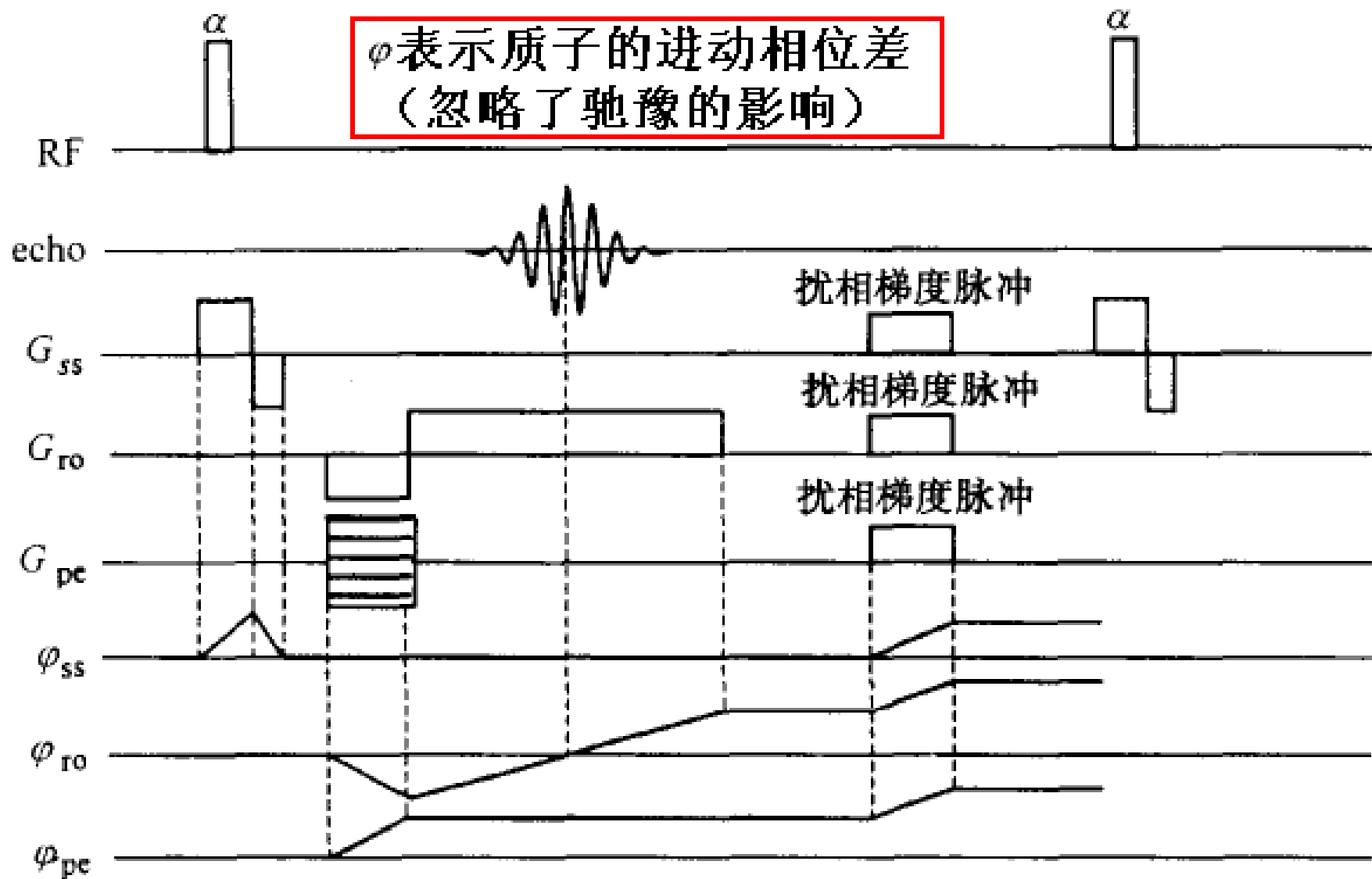


3.7 快速脉冲序列—快速GRE序列

2. 去除剩余磁化的GRE序列（FLASH类）

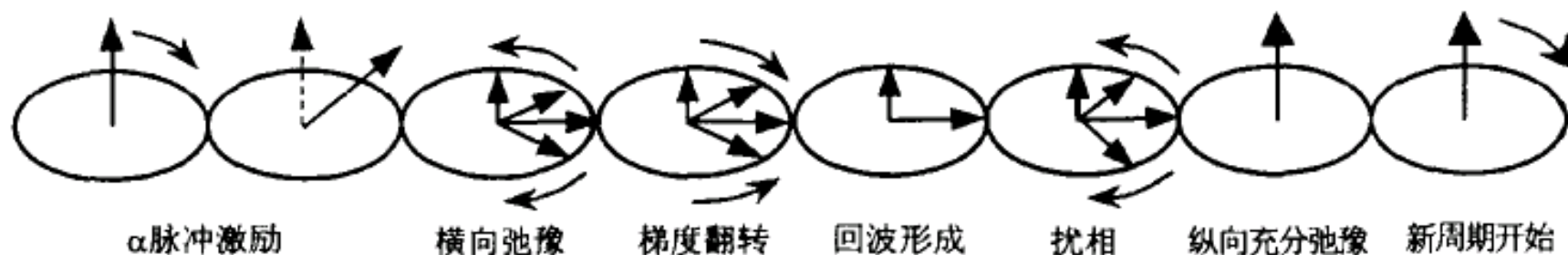
- 序列周期末尾形成的剩余横向磁化是由小磁矩的相位相干所形成的。因此，只要破坏其相干性，该横向磁化就会消失。
- 这类 GRE 序列的特点就是设法去除数据采集结束后组织或样品的剩余横向磁化，为下一周期的扫描做好准备。
- 破坏剩余磁化以扰相梯度法（施加梯度破坏脉冲法）使用最多。

- 扰相梯度一般于信号读出后至下一个 α 脉冲到来之前的一段时间从 3 个梯度方向同时加入。





3.7 快速脉冲序列—快速GRE序列



- 可将扰相看作加速横向“弛豫”的过程，而平常意义上的横向弛豫是指质子系统的“自然”散相。
- 采用梯度破坏脉冲的序列非常多，例如
FLASH(Fast Low Angle SHot)及Spoiled FLASH(西门子)，
T1-FAST(spoiled Fast Acquired STEady state, 皮克)，
FFE(Fast Field Echo, 飞利浦)，
GFE(Gradient Field Echo, 日立)等。



3.7 快速脉冲序列—快速GRE序列

3. Turbo FLASH类的GRE序列

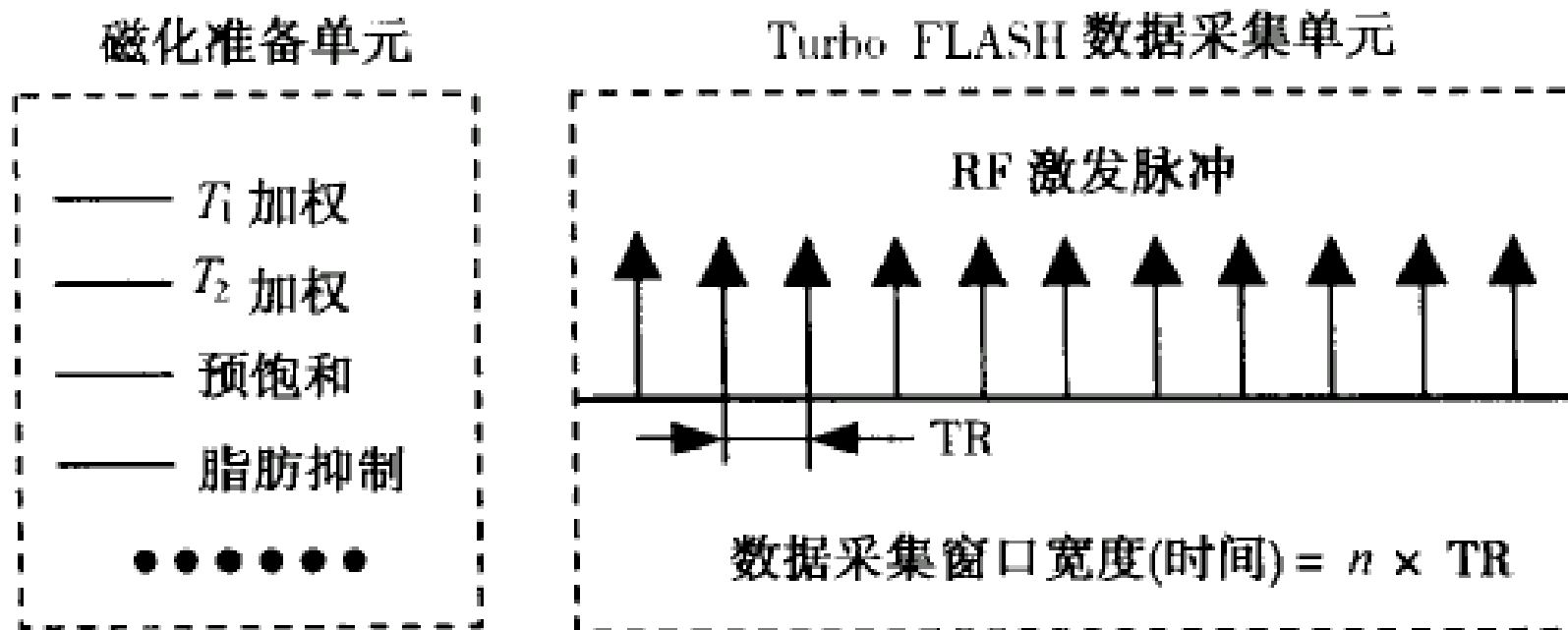
- 为了使只有一个回波信号的 GRE 序列有更快的扫描速度,惟一的办法就是进一步缩短 TR(包括缩短 TE). 但是,这种短 TR、短 TE 的序列有赖于高速数据采集系统和快速梯度系统的支持.
- 目前的全身 MRI 系统已经能以 $4 \sim 8$ ms 的短 TR 以及 $2 \sim 4$ ms 的短 TE 成像. 照这样的速度,一幅 128×256 的图像在不足 1 s 的时间内就可以获得.
- 这种快速获取技术的实现标志着超高速 FLASH (ultra-fast FLASH)序列的诞生.
在西门子称为 True FLASH 或 Turbo FLASH.



3.7 快速脉冲序列—快速GRE序列

❖ Turbo FLASH序列的组成

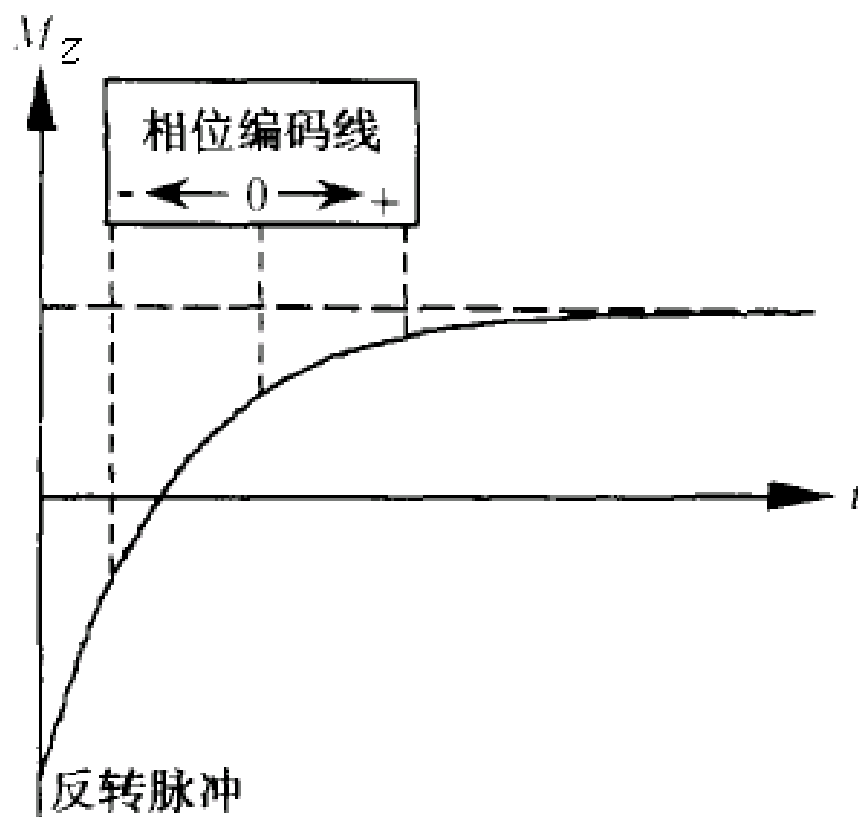
- Turbo FLASH 序列由磁化准备和数据采集两个模块组成。图中的 n 表示相位编码的步数, 重复时间 TR 在 4 ~ 8 ms 之间选取。





3.7 快速脉冲序列—快速GRE序列

- 改变准备模块中的脉冲特性,就可以方便地改变所得图像的加权性质.
例如,当序列用于血流信号的压制时,便以一个空间选择性预饱和脉冲开头.
- T_1 加权的 Turbo FLASH 是临床应用最广泛的序列之一,它的准备脉冲为一 180° 反转脉冲,其反转时间(TI)可供用户选择.
这样组成的序列就是 IR Turbo FLASH序列.





3.7 快速脉冲序列

四、快速成像序列的应用简介

1. 功能成像

- 磁共振功能成像即 fMRI 是近年来随着快速成像技术的发展而兴起的磁共振成像新领域。总的来看,它包括灌注成像、扩散成像和脑功能成像几个方面。但大多数情况下 fMRI 就专指磁共振脑功能成像。
- fMRI 突破了过去对人脑仅从生理学或病理学角度实施研究和评估的状态,打开了从语言、记忆和认知等领域进行研究的大门,是目前脑功能研究的热点。
- fMRI 的研究一般要采用高速的成像序列,其中使用最多的为单激发的 EPI 序列。同时,实验多在高场的 MRI 系统中进行。



3.7 快速脉冲序列

2. 扩散成像

- 扩散成像又叫弥散成像或扩散加权成像 (diffusion imaging 或 diffusion weighted imaging, DWI), 是研究(水)分子微观运动的成像方法.
- 许多快速成像序列都可被用来进行扩散成像.
- 在人体中大约有 70% 的水. 水分子处在不停地随机运动之中. 这种运动叫做扩散.
- 不同的组织其扩散系数不同. 扩散系数在病理情况下将发生变化, 这是扩散成像的病理生理基础.
- 扩散的敏感性可用一对匹配的梯度脉冲来取得.



3.7 快速脉冲序列

3. 灌注成像

- 灌注成像(perfusion imaging)是建立在流动效应基础之上的成像方法.它的观察对象是分子的微观运动.
- 灌注成像有两个方面的内容,一是通过注射造影剂来研究器官、组织和病灶的微血管灌注循环情况;另一种是使用一些对水分子微量运动特别敏感的成像序列来观察微循环的灌注情况.
- 也就是说,不用造影剂也可检测组织的血流灌注.其原理是,大脑微脉管系统中变化的血容量或血流将引起很微弱的 T_1 值变化,检测这一变化即可产生对比度.



3.7 快速脉冲序列

4. 血管造影

- 近年来,磁共振血管造影(MRA)技术也取得了突飞猛进的发展. 快速成像序列在这方面的推动作用不可低估.
- 根据血流信号在血管像上的表现,可将 MRA 分为亮血流和黑血流两类.
- 亮血流的MRA 可以利用GRE 序列来进行. 流入血管的未饱和新鲜质子(指未经上一次RF激发的质子)产生亮的血流信号. 重复和快速的 RF 脉冲将使静态组织全部饱和,因而它们在图中表现为暗信号.



3.8 MRI的发展趋势

一、快速和超快速扫描技术的发展

- 缩短**TR**的快速扫描 (**GRE...**)
- 减少激发次数的快速扫描 (**EPI...**)
- 减少采集次数的快速扫描 (减少平均次数)

二、主磁体及其发展趋势

- 封闭型磁体 → 开放型磁体 (幽闭恐怖症)
- 低场强磁体 → 高场强磁体



3.8 MRI的发展趋势

三、高性能的梯度子系统

- 快速扫描序列（**EPI**、**GRE...**）的要求。
- 朝**高线性**、**快速响应**的方向发展。
- 梯度线圈的噪声问题（需要耳塞）。
- **有源噪声控制**（**ANC**, **active noise control**）的主动降噪技术。

所谓 ANC,就是采集目标区的噪声进行分析,并在此基础上生成一方向相反、强度相等的声音信号回放至目标区,使回放音与原噪声互相抵消而抑制噪音的技术。



3.8 MRI的发展趋势

四、MRI系统的价格将大幅下降

- MRI设备价格昂贵的主要原因是采用了超导磁体。
- 液氦冷却 → 液氮冷却（前者费用高**50**倍）。
- 其它设备的费用下降。

五、MRI的临床应用

- 脑功能成像**fMRI**（生理学基础？ 实验设计？ 数据分析与功能定位？ ）
- 心脏**MRI**（心脏电影）（伪影问题）