

## 第一节 磁共振成像仪的基本硬件

医用 MRI 仪通常由主磁体、梯度线圈、脉冲线圈、计算机系统及其他辅助设备五部分构成。

### 一、主磁体

主磁体是 MRI 仪最基本的构件，是产生磁场的装置。根据磁场产生的方式可将主磁体分为**永磁型**和**电磁型**。永磁型主磁体实际上就是大块磁铁，磁场持续存在，目前绝大多数低场强开放式 MRI 仪采用永磁型主磁体。电磁型主磁体是利用导线绕成的线圈，通电后即产生磁场，根据导线材料不同又可将**电磁型主磁体分为常导磁体和超导磁体**。常导磁体的线圈导线采用普通导电性材料，需要持续通电，目前已经逐渐淘汰；超导磁体的线圈导线采用超导材料制成，置于液氮的超低温环境中，导线内的电阻几乎消失，一旦通电后在无需继续供电情况下导线内的电流一直存在，并产生稳定的磁场，目前中高场强的 MRI 仪均采用超导磁体。主磁体最重要的技术指标包括**场强、磁场均匀度及主磁体的长度**。

主磁场的场强可采用高斯（Gauss, G）或特斯拉（Tesla, T）来表示，特斯拉是目前磁场强度的法定单位。距离 5 安培电流通过的直导线 1cm 处检测到的磁场强度被定义为 1 高斯。特斯拉与高斯的换算关系为： $1\text{ T} = 10000\text{ G}$ 。在过去的 20 年中，临床应用型 MRI 仪主磁体的场强已由 0.2 T 以下提高到 1.5 T 以上，1999 年以来，3.0 T 的超高场强 MRI 仪通过 FDA 认证进入临床应用阶段。目前一般把 0.5 T 以下的 MRI 仪称为**低场机**，0.5 T 到 1.0 T 之间的称为**中场机**，1.0 T 到 2.0 T 之间的称为**高场机**（1.5 T 为代表），大于 2.0 T 的称为**超高场机**（3.0 T 为代表）。

高场强 MRI 仪的主要优势表现为：（1）主磁场场强高提高质子的磁化率，增加图像的信噪比；（2）在保证信噪比的前提下，可缩短 MRI 信号采集时间；（3）增加化学位移使磁共振频谱（magnetic resonance spectroscopy, MRS）对代谢产物的分辨力得到提高；（4）增加化学位移使脂肪饱和技术更加容易实现；（5）磁敏感效应增强，从而增加血氧饱和度依赖（BOLD）效应，使脑功能成像的信号变化更为明显。

当然 MRI 仪场强增高也带来以下问题：（1）设备生产成本增加，价格提高。（2）噪音增加，虽然采用静音技术降低噪音，但是进一步增加了成本。（3）因为射频特殊吸收率（specific absorption ratio, SAR）与主磁场场强的平方成正比，高场强下射频脉冲的能量在人体内累积明显增大，SAR 值问题在 3.0 T 的超高场强机上表现得尤为突出。（4）各种伪影增加，运动伪影、化学位移伪影及磁化率伪影等在 3.0 T 超高场机上更为明显。由于上述问题的存在，3.0 T 的 MRI 仪在临床应用还有一定限制，尽管其在中枢神经系统具有优势，但是在体部应用还不太成熟，因此，目前以 1.5 T 的高场机最为成熟和实用。

MRI 对主磁场均匀度的要求很高，原因在于：（1）高均匀度的场强有助于提高图像信噪比，（2）场强均匀是保证 MR 信号空间定位准确性的前提，（3）场强均匀可减少伪影（特别是磁化率伪影），（4）高度均匀度磁场有利于进行大视野扫描，尤其肩关节等偏中心部位的 MRI 检查，（5）只有高度均匀度磁场才能充分利用脂肪饱和技术进行脂肪抑制扫描，（6）高度均匀度磁场才能有效区分 MRS 的不同代谢产物。现代 MRI 仪的主动及被动匀场技术进

步很快，使磁场均匀度有了很大提高。

为保证主磁场均匀度，以往 MRI 仪多采用 2m 以上的长磁体，近几年伴随磁体技术的进步，各厂家都推出磁体长度为 1.4m~1.7m 的高场强（1.5T）短磁体，使病人更为舒适，尤其适用于幽闭恐惧症的患者。

随介入 MR 的发展，开放式 MRI 仪也取得很大进步，其场强已从原来的 0.2T 左右上升到 0.5T 以上，目前开放式 MRI 仪的最高场强已达 1.0T。图像质量明显提高，扫描速度更快，已经几乎可以做到实时成像，使 MR“透视”成为现实。开放式 MR 扫描仪与 DSA 的一体化设备使介入放射学迈进一个崭新时代。

## 二、梯度线圈

梯度线圈是 MRI 仪最重要的硬件之一，主要作用有：（1）进行 MRI 信号的空间定位编码；（2）产生 MR 回波（梯度回波）；（3）施加扩散加权梯度场；（4）进行流动补偿；（5）进行流动液体的流速相位编码。梯度线圈由 X、Y、Z 轴三个线圈构成（在 MR 成像技术中，把主磁场方向定义为 Z 轴方向，与 Z 轴方向垂直的平面为 XY 平面）。梯度线圈是特殊绕制的线圈，以 Z 轴线圈为例，通电后线圈头侧部分产生的磁场与主磁场方向一致，因此磁场相互叠加，而线圈足侧部分产生的磁场与主磁场方向相反，因此磁场相减，从而形成沿着主磁场长轴（或称人体长轴），头侧高足侧低的梯度场，梯度线圈的中心磁场强度保持不变。X、Y 轴梯度场的产生机理与 Z 轴方向相同，只是方向不同而已。梯度线圈的主要性能指标包括梯度场强和切换率（slew rate）。

梯度场强是指单位长度内磁场强度的差别，通常用每米长度内磁场强度差别的毫特斯拉量（mT/M）来表示。图 1 为梯度场强示意图，条状虚线表示均匀的主磁场，斜线表示线性梯度场；两条线相交处为梯度场中点，该点梯度场强为零，不引起主磁场强度发生变化；虚线下方的斜线部分表示反向梯度场，造成主磁场强度呈线性降低；虚线上方的斜线部分为正向梯度场，造成主磁场强度呈线性增高。有效梯度场两端的磁场强度差值除以梯度场施加方向上有效梯度场的范围（长度）即表示梯度场强，即：

$$\text{梯度场强 (mT/M)} = \text{梯度场两端的磁场强度差值} / \text{梯度场的长度}$$

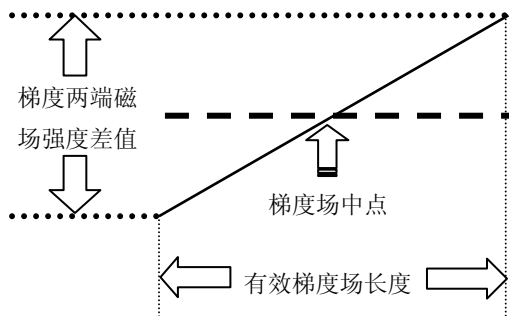


图 1 梯度场强示意图

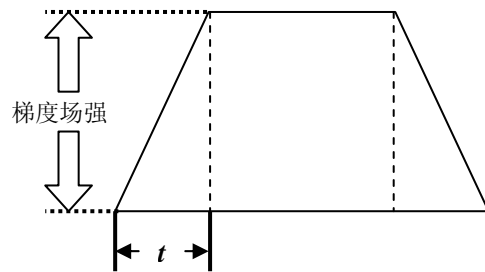


图 2 梯度场切换率示意图

切换率（slew rate）是指单位时间及单位长度内的梯度磁场强度变化量，常用每秒每米长度内磁场强度变化的毫特斯拉量（mT/M.S）来表示，切换率越高表明梯度磁场变化越快，也即梯度线圈通电后梯度磁场达到预设值所需要时间（爬升时间）越短。图 2 为梯度场切换

率示意图。梯度场的变化可用梯形来表示，梯形中只有中间的矩形部分才是有效的，矩形部分表示梯度场已经达到预定值并持续存在，梯形的左腰表示梯度线圈通电后梯度场强逐渐增高、直至预定值，用  $t$  表示梯度场增高到预定值所需的时间，则梯度场的

$$\text{切换率} = \text{梯度场预定强度} / t$$

实际上就是梯形左腰的斜率。斜率越大，即切换率越高，梯度场爬升越快，所需的爬升时间越短。

梯度线圈性能的提高对于 MR 超快速成像至关重要，可以说没有梯度线圈的进步就不可能有超快速序列。SS-RARE、Turbo-GRE 及 EPI 等超快速序列以及水分子扩散加权成像对梯度场的场强及切换率都有很高的要求，高梯度场及高切换率不仅可以缩短回波间隙加快信号采集速度，还有利于提高图像的 SNR，因而近几年快速或超快速成像技术的发展可以说是直接得益于梯度线圈性能的改进。现代新型 1.5T MRI 仪的常规梯度线圈场强已达 25mT/m 以上，切换率达 120mT/m.s 以上。1.5T MRI 仪最高配置的梯度线圈场强已达 60mT/m，切换率超过 200 mT/m.s。

需要指出的是由于梯度磁场的剧烈变化会对人体造成一定的影响，特别是引起周围神经刺激，因此梯度磁场场强和切换率不是越高越好，是有一定限制的。

### 三、脉冲线圈

脉冲线圈也是 MRI 仪的关键部件，脉冲线圈有发射线圈和接收线圈之分。发射线圈发射射频脉冲（无线电波）激发人体内的质子发生共振，就如同电台的发射天线；接收线圈接收人体内发出的 MR 信号（也是一种无线电波），就如同收音机的天线。有的线圈可同时作为发射线圈和接受线圈，如装在扫描架内的体线圈和头颅正交线圈。大部分表面线圈只能作为接受线圈，而由体线圈来承担发射线圈的功能。

MR 成像对脉冲线圈也有很高的要求，发射线圈应尽可能均匀地发射射频脉冲，激发感兴趣容积内的质子。发射线圈所发射的射频脉冲的能量与其强度和持续时间有关，现代新型的发射线圈由高功率射频放大器供能，所发射的射频脉冲强度增大，因而所需要的持续时间缩短，加快了 MRI 的采集速度。

与 MR 图像信噪比密切相关的是接收线圈，接收线圈离检查部位越近，所接收到的信号越强，线圈内体积越小，所接收到的噪声越低，因而各产家开发了多种适用于各检查部位的专用表面线圈，如心脏线圈、肩关节线圈、直肠内线圈、脊柱线圈等。

近年来出现的表面相控阵线圈（phased array coils）是脉冲线圈技术的一大飞跃。一个相控阵线圈由多个子线圈单元（element）构成，同时需要有多数据通道（channel）与之匹配。目前临床上推出最新型的相控阵线圈的子单元和与之匹配的数据通道为 8 个以上。利用相控阵线圈可明显提高 MR 图像的信噪比，有助于改善薄层扫描、高分辨扫描及低场机的图像质量。利用相控阵线圈与平行采集技术相配合，可以进一步提高 MRI 的信号采集速度。

### 四、计算机系统

计算机系统属于 MRI 仪的大脑，控制着 MRI 仪的脉冲激发、信号采集、数据运算和图像显示等功能。

## 五、其他辅助设备

除了上述重要硬件设备外，MRI 仪还需要一些辅助设施方能完成病人的 MRI 检查，例如：检查床、液氦及水冷却系统、空调、胶片处理系统等。

## 第二节 磁共振成像的物质基础

要想理解 MRI 基本原理，首先必须知道 MRI 的物质基础是什么，也就是说我们看到的 MR 图像是由什么物质产生的。

### 一、原子的结构

原子是由原子核及位于其周围轨道中的电子构成的，电子带有负电荷。原子核由中子和质子构成，中子不带电荷，质子带有正电荷。

### 二、自旋和核磁的概念

任何原子核都有一个特性，就是总以一定的频率绕着自己的轴进行高速旋转，我们把原子核的这一特性称为自旋（spin）。由于原子核带有正电荷，原子核的自旋就形成电流环路，从而产生具有一定大小和方向的磁化矢量。我们把这种由带有正电荷的原子核自旋产生的磁场称为核磁。因此以前大家也把磁共振成像（magnetic resonance imaging, MRI）称为核磁共振成像（nuclear magnetic resonance imaging, NMRI）。

### 三、磁性和非磁性原子核

并非所有原子核的自旋运动均能产生核磁，根据原子核内中子和质子的数目不同，不同的原子核产生不同的核磁效应。如果原子核内的质子数和中子数均为偶数，则这种原子核的自旋并不产生核磁，我们称这种原子核为非磁性原子核。反之，我们把自旋运动能够产生核磁的原子核称为磁性原子核。磁性原子核需要符合以下条件：（1）中子和质子均为奇数；（2）中子为奇数，质子为偶数；（3）中子为偶数，质子为奇数。

### 四、用于人体磁共振成像的原子

实际上人体内有许多种磁性原子核，表 1 所列的为人体内常见的磁性原子核。

表 1 人体内常见的磁性原子核

磁性原子核	平均摩尔浓度	相对磁化率（与质子磁化率的比率）
$^1\text{H}$	99.0	1.0
$^{14}\text{N}$	1.6	0.083
$^{31}\text{P}$	0.35	0.066
$^{13}\text{C}$	0.1	0.016
$^{23}\text{Na}$	0.078	0.093
$^{39}\text{K}$	0.045	0.0005
$^{17}\text{O}$	0.031	0.029
$^2\text{H}$	0.015	0.096
$^{19}\text{F}$	0.0066	0.83

用于人体磁共振成像的原子核为质子（ $^1\text{H}$ ），选择 $^1\text{H}$ 的理由有：（1） $^1\text{H}$ 是人体中最多的原子核，约占人体中总原子核数的 2/3 以上；（2） $^1\text{H}$ 的磁化率在人体磁性原子核中是最高的。从附表 1 中可以看出，氢原子核（ $^1\text{H}$ ）在人体中的摩尔浓度最高，达到 99，而处于第二位的是 $^{14}\text{N}$ ，摩尔浓度为 1.6，约为 $^1\text{H}$ 的 1/62，且 $^{14}\text{N}$ 的相对磁化率仅为 0.083。表 1 还显示 $^1\text{H}$ 的磁化率是最高的，以 $^1\text{H}$ 的相对磁化率为 1，相对磁化率处于第二位的是 $^{19}\text{F}$ ，为 0.83，但 $^{19}\text{F}$

的摩尔浓度仅为 0.0066，仅为 $^1\text{H}$ 的 1/15 000。

$^1\text{H}$ 是氢原子核，仅有一个质子而没有中子，由于人体MR图像一般采用 $^1\text{H}$ 作为成像对象，因此除非特殊说明，一般所指的MR图像即为 $^1\text{H}$ 的共振图像。

### 第三节 进入主磁场前后人体内质子核磁状态的变化

#### 一、进入主磁场前人体内质子的核磁状态

人体的质子不计其数，每毫升水中的质子数就达  $3 \times 10^{22}$  个。每个质子自旋均能产生 1 个小磁场，人体内如此多的质子自旋将产生无数个小磁场，那么人体不就象块大磁体了吗？事实并非如此，尽管每个质子均能产生 1 个小磁场，这种小磁场的排列是随机无序（即杂乱无章）的，使每个质子产生的磁化矢量相互抵消（图 3a），因此，人体自然状态下并无磁性，即没有宏观磁化矢量的产生。MRI 仪仅能探测到宏观磁化矢量的变化，而不可能区分每个质子微观磁化矢量变化。那么如何产生宏观磁化矢量呢？简单的做法就是把人体放进一个大磁场（即主磁场）中。

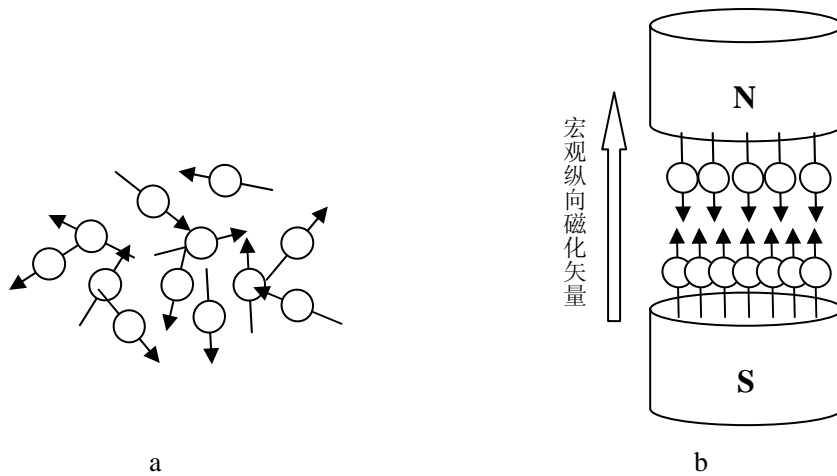


图 3 进入主磁场前后人体内质子的核磁状态变化

图 a 为进入主磁场前，尽管每个质子自旋都产生一个小磁场，但排列杂乱无章，磁化矢量相互抵消，因此没有宏观磁化矢量产生。图 b 示进入主磁场后，质子自旋产生的小磁场与主磁场平行排列，平行同向者略多于平行反向者，最后产生一个与主磁场方向一致的宏观纵向磁化矢量。

#### 二、进入主磁场后人体内质子的核磁状态

图 3 所示为进入主磁场前后人体内质子核磁状态的变化。进入主磁场后，人体内的质子产生的小磁场不再是杂乱无章，呈有规律排列（图 3b）。从图中可以看出，进入主磁场后，质子产生的小磁场有两种排列方式，一种是与主磁场方向平行且方向相同，另一种是与主磁场平行但方向相反，处于平行同向的质子略多于处于平行反向的质子。从量子物理学的角度来说，这两种核磁状态代表质子的能量差别。平行同向的质子处于低能级，因此受主磁场的束缚，其磁化矢量的方向与主磁场的方向一致；平行反向的质子处于高能级，因此能够对抗主磁场的作用，其磁化矢量尽管与主磁场平行但方向相反。由于处于低能级的质子略多于处于高能级的质子，因此进入主磁场后，人体内产生了一个与主磁场方向一致的宏观纵向磁化矢量（图 3b）。

#### 三、进动和进动频率

需要指出的是，进入主磁场后，无论是处于高能级还是处于低能级的质子，其磁化矢量并非完全与主磁场方向平行，而总是与主磁场有一定的角度。如图 4a 所示，陀螺在自旋力

(以虚线为轴)与地球引力的相互作用下, 不仅存在旋转运动, 而且还出现绕着地球引力(以带箭头的黑实线为轴, 箭头表示地球引力方向)的旋转摆动, 这种旋转摆动的频率远低于旋转运动。如图 4b 所示, 处于主磁场的质子也是一样, 除了自旋运动外, 还绕着主磁场轴(虚线, 箭头表示主磁场方向)进行旋转摆动, 我们把质子的这种旋转摆动称为进动(Precession)。

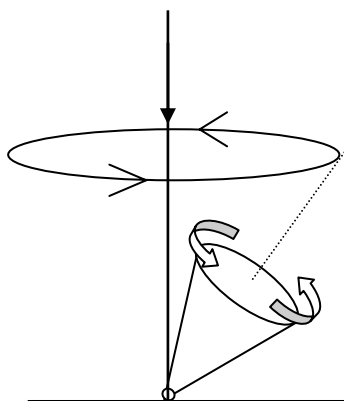


图 4a 陀螺螺旋进运动示意图

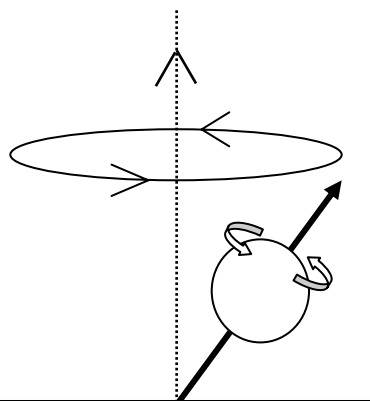


图 4b 质子自旋及进动示意图

进动是磁性原子核自旋产生的小磁场与主磁场相互作用的结果, 进动频率明显低于自旋频率, 但对于磁共振成像的来说, 进动频率比自旋频率重要得多。进动频率也称 Larmor 频率, 其计算公式为:  $\omega = \gamma \cdot B$ , 式中  $\omega$  为 Larmor 频率,  $\gamma$  为磁旋比 ( $\gamma$  对于某一种磁性原子核来说是个常数, 质子的  $\gamma$  约为 42.5 mHz/T),  $B$  为主磁场的场强, 单位为特斯拉 (T)。从式中可以看出, 质子的进动频率与主磁场场强成正比。

如图 5 所示, 由于进动的存在, 质子自旋产生小磁场又可以分解成两个部分, 一部分为方向恒定的纵向磁化分矢量 (条状虚线箭头), 处于高能级者与主磁场方向相反, 处于低能级者与主磁场的方向相同; 另一部分为以主磁场方向 ( $B_0$ ) 即 Z 轴为轴心, 在 X、Y 平面旋转的横向磁化分矢量 (圆点虚线箭头)。就纵向磁化分矢量来说, 由于处于低能级的质子略多于处于高能级者, 最后会产生一个与主磁场同向的宏观纵向磁化矢量。就横向磁化分矢量来说, 如图 6 所示, 我们沿 Z 轴方向看 XY 平面上的横向磁化分矢量的分布, 圆圈及其箭头表示质子进动产生的横向磁化分矢量是绕 Z 轴旋转的, 圆点虚线箭头代表各质子的横向磁化分矢量, 由于每个旋转的横向磁化分矢量所处的相位不同, 磁化矢量相互抵消, 因而没有宏观横向磁化矢量产生。

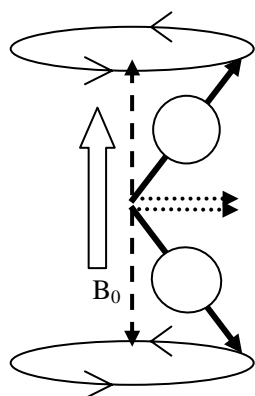


图 5 处于低能级和高能级状态下的质子由于进动产生纵向和旋转的横向磁化分矢量

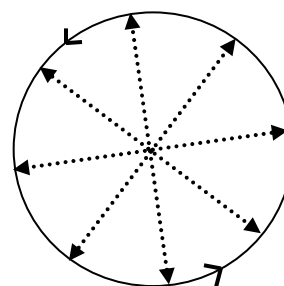


图 6 各质子旋转的横向磁化分矢量由于相位不同而相互抵消, 没有宏观横向磁化矢量产生



因此，人体进入主磁场后被磁化了，但没有宏观横向磁化矢量产生，仅产生了宏观的纵向磁化矢量，某一组织（或体素）产生的宏观矢量的大小与其含有的质子数有关，质子含量越高则产生宏观纵向磁化矢量越大。我们可能认为 MRI 已经可以区分质子含量不同的组织了。然而遗憾的是 MRI 仪的接收线圈并不能检测到宏观纵向磁化矢量，也就不能检测到这种宏观纵向磁化矢量的差别。那么接收线圈能够检测到怎样的宏观磁化矢量呢？

接受线圈能够检测到的是旋转的宏观横向磁化矢量，因为旋转的宏观横向磁化矢量可以切割接收线圈产生电信号。那么如何才能产生接收线圈能够探测到的旋转宏观横向磁化矢量呢？

## 第四节 磁共振现象

### 一、共振的概念和磁共振现象

共振是广泛存在于日常生活中的物理学现象,举个例子,一个人手上拿着一个中号音叉,在邻近的实验台上竖放着大号、中号、小号三个音叉,如果用一个锤子轻轻敲击手中的音叉,就会发现实验台上的中号音叉振动并发声,而大号和小号的音叉没有反应,这就是典型的共振现象。物理学上,共振被定义为能量从一个振动着的物体传递到另一个物体,而后者以前者相同的频率振动。从这个概念可以看出,共振的条件是相同的频率,实质是能量的传递。

如果我们给处于主磁场中的人体组织一个射频脉冲,这个射频脉冲的频率与质子的进动频率相同,射频脉冲的能量将传递给处于低能级的质子,处于低能级的质子获得能量后将跃迁到高能级,我们把这种现象称为磁共振现象。从微观角度来说,磁共振现象是低能级的质子获得能量跃迁到高能级。从宏观的角度来说,磁共振现象的结果是使宏观纵向磁化矢量发生偏转,偏转的角度与射频脉冲的能量有关,能量越大偏转角度越大。射频脉冲能量的大小与脉冲强度及持续时间有关,当宏观磁化矢量的偏转角度确定时,射频脉冲的强度越大,需要持续的时间越短。当射频脉冲的能量正好使宏观纵向磁化矢量偏转  $90^\circ$ ,即完全偏转到 X、Y 平面,我们称这种脉冲为  $90^\circ$  脉冲。如果射频脉冲使宏观磁化矢量偏转的角度小于  $90^\circ$ ,我们称这种脉冲为小角度脉冲。如果射频脉冲脉冲的能量足够大,使宏观磁化矢量偏转  $180^\circ$ ,即产生一个与主磁场方向相反的宏观纵向磁化矢量,我们把这种射频脉冲称为  $180^\circ$  脉冲。

### 二、 $90^\circ$ 射频脉冲的微观和宏观效应

如前一节所述,接收线圈仅能接收旋转的宏观横向磁化矢量,因此在 MR 成像中必须有宏观横向磁化矢量的产生。在各种角度的射频脉冲中, $90^\circ$  射频脉冲产生的横向宏观磁化矢量最大。 $90^\circ$  脉冲是 MRI 序列中最常用的射频脉冲之一,让我们来看看  $90^\circ$  脉冲激发后的微观效应。

图 7 所示为  $90^\circ$  脉冲的微观效应。从微观上讲, $90^\circ$  脉冲的效应可以分解成两个部分来理解:(1)  $90^\circ$  脉冲使处于低能级多出处于高能级的那部分质子,有一半获得能量进入高能级状态,这就使处于低能级和高能级的质子数目完全相同,两个方向的纵向磁化分矢量相互抵消,因此宏观纵向磁化矢量等于零。(2)  $90^\circ$  脉冲前,质子的横向磁化分矢量相位不同, $90^\circ$  脉冲可使质子的横向磁化分矢量处于同一相位,因而产生了一个最大旋转宏观横向磁化矢量。

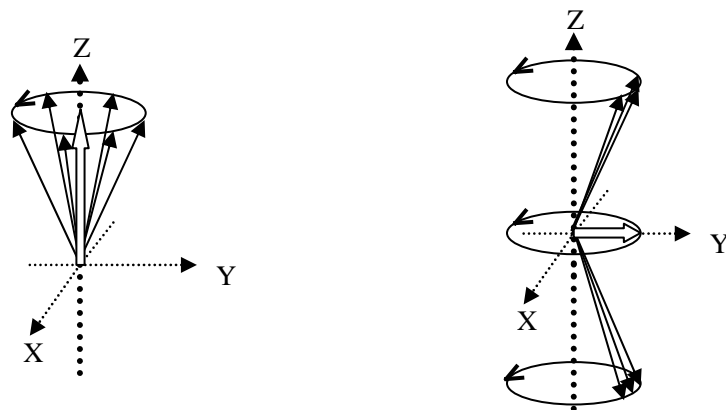


图 7  $90^\circ$  脉冲激发前后微观和宏观磁化矢量的变化

X、Y、Z 虚线坐标分别代表 X、Y、Z 轴。左图为  $90^\circ$  脉冲激发前,表示平衡状态下,处于低能级的质

子略多于处于高能级者（图中标出多出 6 个），从而产生与主磁场同向的宏观纵向磁化矢量（纵向空箭），但由于质子相位不同，没有宏观磁化矢量产生。右图为  $90^\circ$  脉冲激发后，低能级超出高能级的质子有一半（3 个）获得能量越迁到高能级，此时处于高能级和低能级的质子数完全相同，宏观纵向磁化矢量消失；同时由于  $90^\circ$  脉冲的聚相位效应，产生了旋转的宏观横向磁化矢量（横向空箭）。

$90^\circ$  脉冲激发后所产生的横向宏观磁化矢量的大小与脉冲激发前（即平衡状态下）的宏观纵向磁化矢量的大小有关。宏观纵向磁化矢量越大， $90^\circ$  脉冲激发后产生的宏观横向磁化矢量越大，MR 信号就越强；宏观纵向磁化矢量越小， $90^\circ$  脉冲激发后产生的旋转宏观横向磁化矢量越小，MR 信号就越弱。在本章第三节我们已经提到，平衡状态下宏观纵向磁化矢量的大小与组织中的质子含量（即质子密度）有关，由于  $90^\circ$  脉冲能够使宏观纵向磁化矢量偏转到 X、Y 平面，产生旋转的宏观横向磁化矢量，这样 MRI 就能区分质子密度不同的人体组织了。但是仅区分不同组织的质子含量差别，对于临床诊断来说是远远不够的，所以我们一般不是在  $90^\circ$  脉冲后马上采集 MR 信号，而是在  $90^\circ$  脉冲关闭后等待一段时间再进行信号采集。

## 第五节 核磁弛豫

在这一节中让我们来看看  $90^\circ$  脉冲关闭后人体组织中的质子的核磁状态又发生了什么变化。 $90^\circ$  脉冲关闭后，组织的宏观磁化矢量逐渐又回到平衡状态，我们把这个过程称为核磁弛豫。核磁弛豫又可分解成两个相对独立的部分：（1）横向磁化矢量逐渐减小直至消失，称为横向弛豫；（2）纵向磁化矢量逐渐恢复直至最大值（平衡状态），称为纵向弛豫。

### 一、自由感应衰减和横向弛豫

$90^\circ$  脉冲关闭后，横向磁化矢量将逐渐减小，最后将衰减到零。前面第四节我们已经讲到， $90^\circ$  脉冲产生宏观磁化矢量的原因是使质子小磁场的横向磁化分矢量聚相位。 $90^\circ$  脉冲关闭后，宏观横向磁化矢量衰减的原因与之相反，即处于同相位的质子发生了相位的离散（失相位），其横向磁化分矢量逐渐相互抵消，因此宏观横向磁化矢量衰减直至到零（图 8）。致使质子失相位的原因有两个：（1）质子周围磁环境随机波动。每个质子都暴露在周围无数个其他原子核和电子的磁环境中，而周围这些带电粒子一直处于热运动状态，这样质子感受到的磁场就会有轻微波动，且这种波动是随机的，由于质子周围磁环境的这种随机的轻微波动，各个质子所感受到的磁场就会有差别，也就造成了质子之间的进动频率出现差别，其结果引起质子逐渐的失相位，宏观横向磁化矢量逐渐衰减；（2）主磁场的均匀。尽管我们追求主磁场的绝对均匀，但实际上这是不可能，主磁场总是一定程度的不均匀，这种不均匀性一般认为是较为恒定的，也就是说某处一直轻微偏高，而另一处则一直轻微偏低，主磁场的这种不均匀同样会造成质子失相位，引起宏观磁化矢量的衰减。

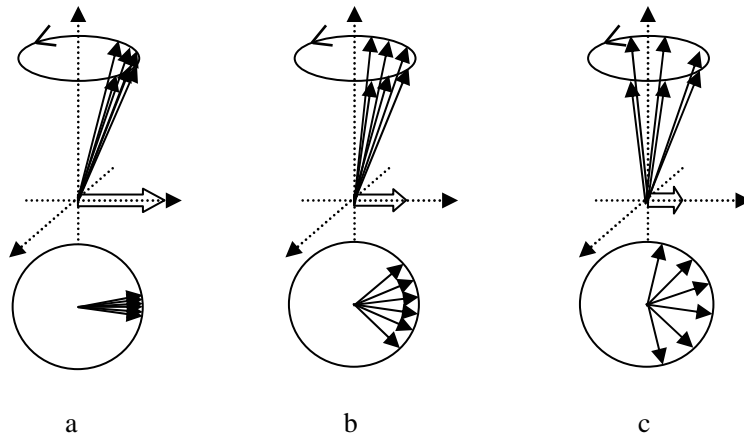


图 8 横向弛豫示意图

图 a 示  $90^\circ$  脉冲使质子聚相位，产生宏观横向磁化矢量（水平空箭）；图 b 图 c 示  $90^\circ$  脉冲关闭后，质子逐渐失相位，宏观横向磁化矢量逐渐衰减（水平空箭）

由于受上述两个方面磁场不均匀的影响，实际上  $90^\circ$  脉冲关闭后，宏观横向磁化矢量将呈指数式衰减，我们把宏观横向磁化矢量的这种衰减称为自由感应衰减（free induction decay, FID），也称  $T_2^*$  弛豫（图 9）。

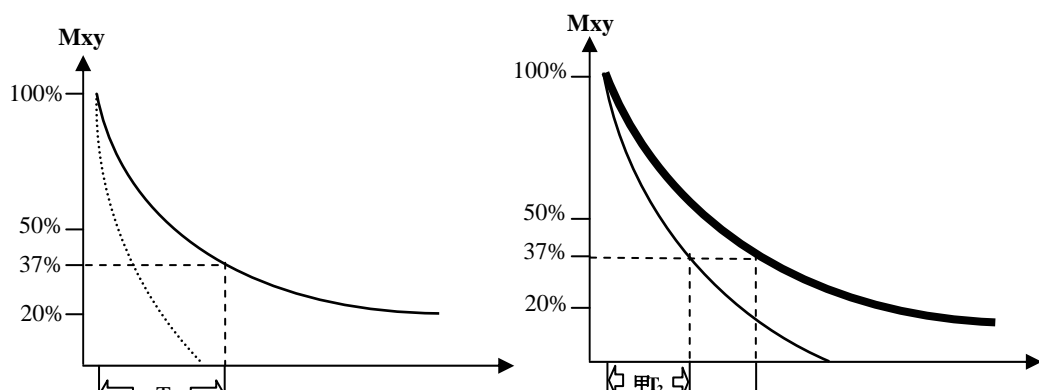


图 9

**图 9 组织自由感应衰减(FID)和T<sub>2</sub>弛豫的差别** 纵坐标为横向磁化矢量(M<sub>xy</sub>)的大小(以%表示),横坐标为时间(以ms表示)。受横向弛豫和主磁场不均匀的双重影响,横向磁化矢量很快衰减,称为FID(圆点虚曲线);剔除主磁场不均匀造成的质子失相位,得到的横向磁化矢量衰减为真正的T<sub>2</sub>弛豫(实曲线)。从图中可以看出,同一组织的T<sub>2</sub>弛豫要远远慢于FID。以该组织的T<sub>2</sub>弛豫曲线为准,以90°脉冲后横向磁化矢量达到最大值(100%)的时间点为t<sub>0</sub>,以横向磁化矢量衰减到最大值的37%的时间点为t',t<sub>0</sub>与t'的时间间隔为该组织的T<sub>2</sub>值。

图 10

**图 10 不同组织的T<sub>2</sub>弛豫差别** 纵坐标为横向磁化矢量(M<sub>xy</sub>)的大小(以%表示),横坐标为时间(以ms表示)。不同的组织由于结构不同,T<sub>2</sub>弛豫快慢不同。图中细曲线为甲组织的T<sub>2</sub>弛豫曲线,粗曲线为乙组织的T<sub>2</sub>弛豫曲线。以90°脉冲后横向磁化矢量达到最大值(100%)的时间点为t<sub>0</sub>,以甲组织的横向磁化矢量衰减到最大值的37%的时间点为t',t<sub>0</sub>与t'的时间间隔为甲组织的T<sub>2</sub>值;以乙组织的横向磁化矢量衰减到最大值的37%的时间点为t'',t<sub>0</sub>与t''的时间间隔为乙组织的T<sub>2</sub>值。由于甲组织T<sub>2</sub>弛豫快,其T<sub>2</sub>值短于乙组织。

剔除了主磁场不均匀的影响(利用180°复相脉冲,详见SE序列),质子周围其他磁性原子核的随机运动引起的宏观横向磁化矢量的衰减才是真正的横向弛豫,即T<sub>2</sub>弛豫,也称自旋-自旋弛豫(spin-spin弛豫),我们用T<sub>2</sub>值来描述组织横向弛豫的快慢(图9)。90°脉冲后,某组织宏观横向磁化矢量达到最大值,以90°脉冲关闭后的零时刻为起点,以T<sub>2</sub>弛豫造成的横向磁化矢量衰减到最大值的37%为终点,起点与终点之间的时间间隔即为该组织的T<sub>2</sub>值(图9)。不同的组织由于质子周围微观磁环境不同,T<sub>2</sub>弛豫速度存在差别,即T<sub>2</sub>值存在差别(图10,表2)。同时需要指出的是,即便是同一组织,在不同的主磁场场强下,T<sub>2</sub>值也会发生改变,一般场强越高,组织的T<sub>2</sub>值越短。但组织的T<sub>2</sub>值受主磁场场强的影响不如T<sub>1</sub>值受后者的影响大。

表 2 1.5T 场强下正常人体组织的 T1、T2 参考值

组织名称	T1 值	T2 值
脑白质	350 ~ 500 ms	90 ~ 100 ms
脑灰质	400 ~ 600 ms	100 ~ 120 ms
脑脊液	3000 ~ 4000 ms	1200 ~ 2000 ms
肝脏	350 ~ 400 ms	45 ~ 55 ms
脾脏	400 ~ 450 ms	100 ~ 160 ms
肾皮质	350 ~ 420 ms	80 ~ 100ms
肾髓质	450 ~ 650 ms	120 ~ 150 ms
骨骼肌	500 ~ 600 ms	70 ~ 90 ms
皮下脂肪	220 ~ 250 ms	90 ~ 130 ms

## 二、纵向弛豫

如前所述,射频脉冲给予低能级质子能量,后者获能跃迁到高能级,结果根据射频脉冲

的能量大小，宏观纵向磁化矢量发生不同的变化。如  $30^\circ$  的小角度激发，宏观纵向磁化矢量缩小； $90^\circ$  脉冲激发，宏观纵向磁化矢量消失； $180^\circ$  脉冲激发，则宏观纵向磁化矢量方向反转，变成与主磁场方向相反，但大小不变。无论是多少角度的激发，射频脉冲关闭后，在主磁场的作用下，宏观纵向磁化矢量将逐渐恢复到平衡状态，我们把这一过程称为纵向弛豫，即  $T_1$  弛豫。

**图 11 不同组织的纵向弛豫** 纵坐标为纵向磁化矢量 ( $M_z$ ) 的大小 (以 % 表示)，横坐标为时间 (以 ms 表示)。图中细曲线为甲组织的纵向弛豫曲线，粗曲线为乙组织的纵向弛豫曲线。以  $90^\circ$  脉冲后纵向磁化矢量达到最大值 (100%) 的时间点为  $t_0$ ，以甲组织的纵向磁化矢量恢复到最大值的 63% 的时间点为  $t'$ ， $t_0$  与  $t'$  的时间间隔为甲组织的  $T_1$  值；以乙组织的纵向磁化矢量恢复到最大值的 63% 的时间点为  $t''$ ， $t_0$  与  $t''$  的时间间隔为乙组织的  $T_1$  值。由于甲组织纵向弛豫快，其  $T_1$  值短于乙组织的  $T_1$  值。

以  $90^\circ$  脉冲为例， $90^\circ$  脉冲使宏观纵向磁化矢量消失，射频脉冲关闭后，纵向磁化矢量将从零开始逐渐恢复直到与主磁场同向的最大值 (即平衡状态) (图 11)。我们用  $T_1$  值来描述组织的纵向弛豫速度。以  $90^\circ$  脉冲关闭后某组织的宏观纵向磁化矢量为零，以此为起点，以宏观纵向磁化矢量恢复到最大值的 63% 为终点，起点和终点的时间间隔即该组织的  $T_1$  值 (图 11)。

射频脉冲的作用是使低能级的质子获能跃迁到高能级，即发生核磁共振现象。纵向弛豫为其反过程，即获能后处于高能级的质子释放出能量回到低能级。高能级的质子释放能量的速度与其周围分子的自由运动频率有关，周围分子的自由运动频率与质子的进动频率越接近，能量的释放越快，组织的纵向弛豫就越快。周围分子的自由运动频率明显高于或低于质子的进动频率，则这种能量释放很慢，组织的纵向弛豫所需时间就很长。磁共振物理学中，常把质子周围的分子称为晶格，因此纵向弛豫也称自旋-晶格弛豫。不同的组织由于质子周围的分子自由运动频率不同，其纵向弛豫速度存在差别，即  $T_1$  值不同 (表 2；图 11)。人体组织的  $T_1$  值受主磁场场强的影响较大，一般随场强的增高，组织的  $T_1$  值延长。

## 第六节 磁共振加权成像

前面几节我们已经知道，不同的组织存在质子含量（质子密度）的差别、T1 值差别及 T2 值的差别，这正是常规 MRI 能够显示正常解剖结构及病变的基础。下面我们看看如果利用不同组织间的这些差别来显示解剖和病变。

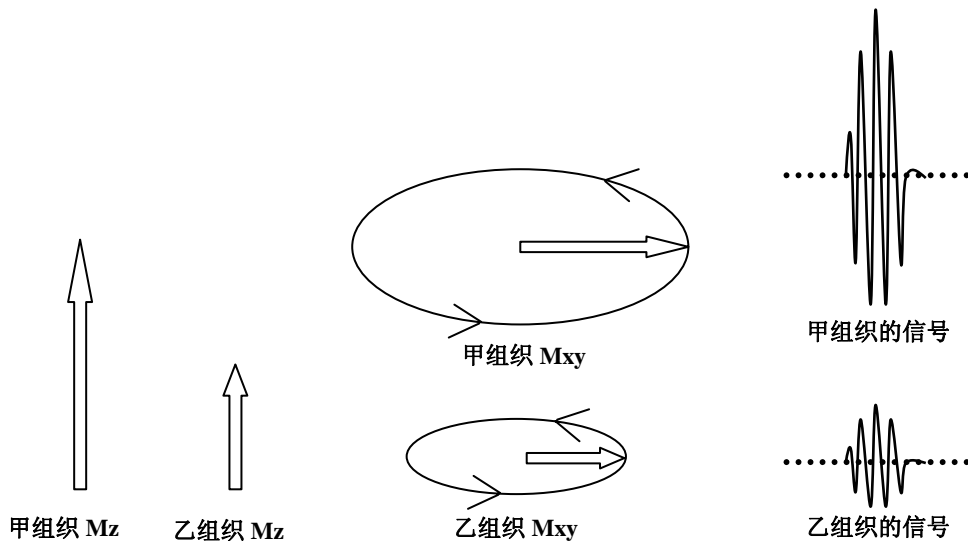
### 一、“加权”的含义

所谓加权即“突出重点”的意思，也即重点突出某方面特性。之所以要加权是因为在一般的成像过程中，组织的各方面特性（例如：质子密度、T1 值、T2 值）均对 MR 信号有贡献，几乎不可能得到仅纯粹反映组织一个特性的 MR 图像，我们可以利用成像参数的调整，使图像主要反映组织某方面特性，而尽量抑制组织其他特性对 MR 信号的影响，这就是“加权”。T1 加权成像（T1-weighted imaging, T1WI）是指这种成像方法重点突出组织纵向弛豫差别，而尽量减少组织其他特性如横向弛豫等对图像的影响；T2 加权成像（T2-weighted imaging, T2WI）重点突出组织的横向弛豫差别；质子密度（proton density, PD）图像则主要反映组织的质子含量差别。

下面来看看加权成像是如何实现的，由于我们还没有涉及到具体的序列，这里仅介绍 MR 加权成像的基本原理，具体的参数设置将在脉冲序列一章中介绍。已如前述，MRI 仪的接收线圈不易检测到宏观纵向磁化矢量，而只能检测到旋转的宏观横向磁化矢量。这里还要补充一点，在 MR 成像中，无论是什么序列，什么加权成像，在 MR 信号采集时刻，组织的宏观横向磁化矢量越大，MR 信号就越强。

### 二、质子密度加权成像

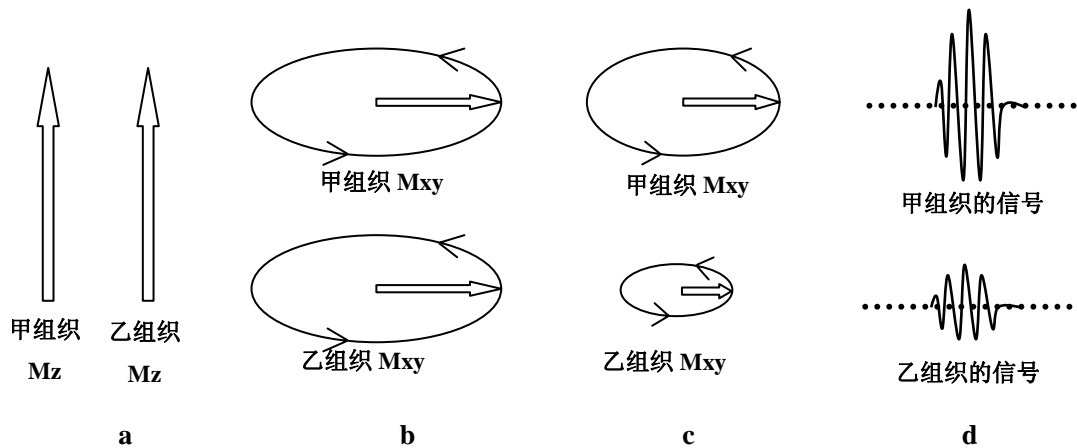
质子密度图主要反映不同组织间质子含量的差别。质子密度图很容易实现，以甲、乙两种组织为例，甲组织质子含量高于乙组织，进入主磁场后，质子含量高的甲组织产生的宏观纵向磁化矢量大于乙组织（图 12a）；90°脉冲后甲组织产生的旋转宏观横向磁化矢量就大于乙组织（图 12b），这时马上检测 MR 信号，甲组织产生的 MR 信号将高于乙组织（图 12c）。即质子密度越高，MR 信号强度越大，这就是质子密度加权成像。



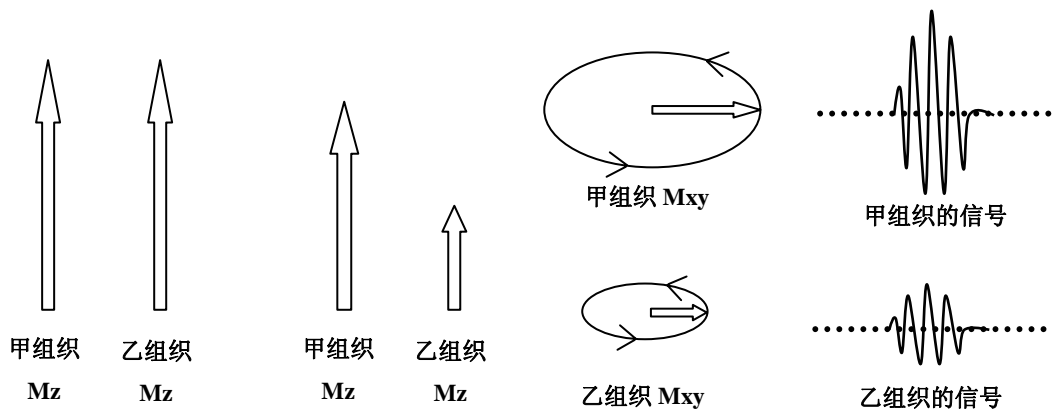
**图 12 质子密度加权成像示意图** 图 a 示由于甲组织的质子含量高于乙组织，进入主磁场所产生的宏观纵向磁化矢量 ( $M_z$ ) 将大于乙组织；图 b 示  $90^\circ$  脉冲后，甲组织产生的宏观横向磁化矢量也大于乙组织；图 c 示接收线圈探测甲组织的 MR 信号大于乙组织。

### 三、T2 加权成像

T2WI 主要反映组织横向弛豫的差别。以甲、乙两种组织为例，假设这两种组织质子密度相同，但甲组织的横向弛豫比乙组织慢（即甲组织的 T2 值长于乙组织），进入主磁场后由于质子密度一样，甲乙两种组织产生的宏观纵向磁化矢量大小相同（图 13a）， $90^\circ$  脉冲后产生的宏观横向磁化矢量的大小也相同（图 13b），我们不马上检测 MR 信号；甲乙两种组织的质子将发生横向弛豫，由于甲组织横向弛豫比乙组织慢，到一定时刻，甲组织衰减掉的宏观横向磁化矢量少于乙组织，其残留的宏观横向磁化矢量将大于乙组织（图 13c），这时检测 MR 信号，甲组织的 MR 信号强度将高于乙组织（图 13d），这样就实现了 T2WI。在 T2WI 上，组织的 T2 值越大，其 MR 信号强度越大。



**图 13 T2 加权成像示意图** 图 a 示由于甲乙两种组织的质子密度相同，进入主磁场后产生的宏观纵向磁化矢量 ( $M_z$ ) 也相同；图 b 示  $90^\circ$  脉冲激发后两种组织产生的宏观横向磁化矢量 ( $M_{xy}$ ) 也相同，但此时不探测 MR 信号；图 c 示经过一定时间后，甲组织由于横向弛豫速度比乙组织慢，残留的横向磁化矢量 ( $M_{xy}$ ) 大于乙组织；图 d 示此时接收线圈探测到甲组织的 MR 信号强度大于乙组织。







## 第七节 磁共振信号的空间定位

在前面的章节我们已经知道，对于二维 MR 成像来说，接收线圈采集的 MR 信号含有全层的信息，我们必须对 MR 信号进行空间定位编码，让采集到 MR 信号中带有空间定位信息，通过数学转换解码，就可以将 MR 信号分配到各个像素中。MR 信号的空间定位包括层面和层厚的选择、频率编码、相位编码。MR 信号的空间定位编码是由梯度场来完成的，我们将以头颅横断面为例介绍 MR 信号的空间定位。

### 一、层面的选择和层厚的决定

我们通过控制层面选择梯度场和射频脉冲来完成MR图像层面和层厚的选择。以 1.5 T 磁共振仪为例，在 1.5 T 的场强下，质子的进动频率约为 64MHz。图 15 所示为人头正面像，我们将进行横断面扫描，要进行层面的选择，必须在上下方向（即Z轴方向）上施加一个梯度场，Z轴梯度线圈中点位置（ $G_0$ ）由于磁场强度仍为 1.5 T，因而该水平质子的进动频率保持在 64MHz。从 $G_0$ 向头侧磁场强度逐渐降低，因而质子进动频率逐渐变慢，头顶部组织内质子的进动频率最低；从 $G_0$ 向足侧磁场强度逐渐增高，则质子进动频率逐渐加快，下颌部最高。单位长度内质子进动频率差别的大小与施加的梯度场强度有关，施加梯度场强越大，单位长度内质子进动频率的差别越大。如果我们施加的梯度场造成质子进动频率的差别为 1MHz/cm，而我们所用的射频脉冲的频率为 63.5 ~ 64.5MHz，那么被激发的层面的位置（层中心）就在Z轴梯度线圈中点（ $G_0$ ），层厚为 1cm，即层厚范围包括了Z轴梯度线圈中点上下各 0.5cm的范围（图 15a）。

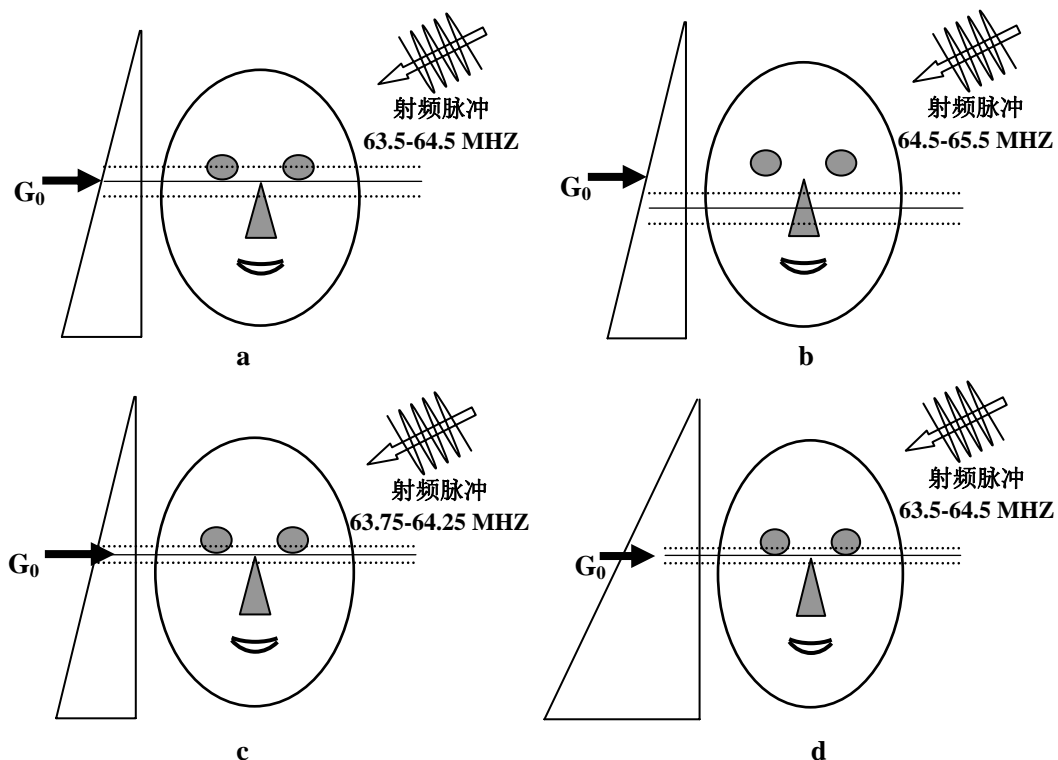


图 15 层面和层厚选择示意图 图中横实线表示层中心位置；两条虚横线之间距离表示层厚。图a示梯度场强造成的质子进动频率差别 1 MHz/cm，射频脉冲的频率范围为 63.4-64.5 MHz，则层中心在梯度场中点（ $G_0$ ），层厚 1 cm；图b示梯度场保持不变，射频脉冲的频率范围为 64.5-65.5 MHz，则层厚保持 1 cm，

层中心向足侧移 1 cm；图c示梯度场保持不变，射频脉冲的频率范围改为 63.75-64.25 MHz，则层中心位置不变，层厚变成 0.5 cm；图d示射频脉冲的频率范围保持不变，梯度场强增加一倍，即造成的质子进动频率差别为 2 MHz/cm，则层中心保持不变，层厚变成 0.5 cm。

我们对射频脉冲的频率及带宽和 Z 轴梯度场作不同的调整，层面和层厚将发生如下变化：(1) 梯度场不变，射频脉冲的频率改成 64.5 ~ 65.5MHz，则层厚保持不变，层面中心向足侧移动 1cm(图 15b)；(2) 梯度场不变，射频脉冲的频率范围(带宽)变成 63.75 ~ 64.25MHz，则层面中心不变，层厚变薄为 0.5cm(图 15c)；(3) 射频脉冲仍保持 63.5 ~ 64.5MHz，梯度场强增加使质子进动频率差达到 2MHz/cm，则层面中心保持不变，层厚变薄为 0.5cm(图 15d)。因此在检查部位与层面选择梯度线圈的相对位置保持不变的情况下，层面和层厚受梯度场和射频脉冲影响的规律如下：(1) 梯度场不变，射频脉冲的频率增加，则层面的位置向梯度场高的一侧移动；(2) 梯度场不变，射频脉冲的带宽加宽，层厚增厚；(3) 射频脉冲的带宽不变，梯度场的场强增加，层厚变薄。

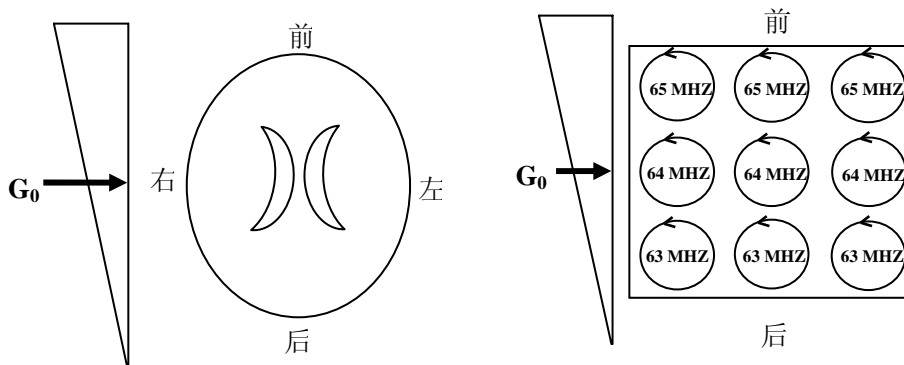
## 二、频率编码

前面的层面选择仅仅确定了被激发和采集的层面和层厚，可这时采集的 MR 信号包含有全层的信息，我们必须把采集的 MR 信号分配层面内不同的空间位置上(即各个像素中)，才能显示层面内的不同结构。因此在完成了层面选择后我们还必须进行层面内的空间定位编码。层面内的空间定位编码包括频率编码和相位编码。我们先介绍频率编码。

在介绍频率编码前，让我们先复习一下太阳光的特性。无色的太阳光经一块三棱镜的折射后可以分解出红、橙、黄、绿、青、兰、紫等七种颜色的光线，这七种颜色的光线代表 7 种不同的频率，红色频率最低，紫色频率最高。其实三棱镜之所以能从无色的太阳光中分辨出七种有色的光线，是因为无色的太阳光中本身就带有这七种频率的光线，只是各种频率的光线混杂在一起无法分辨而已，而通过三棱镜的折射则能分辨这七种不同频率的光线。

其实频率编码的原理与此类似，傅里叶变换可以区分出不同频率的 MR 信号，但首先必须让来自不同位置的 MR 信号包含有不同的频率，采集到混杂有不同频率的 MR 信号后，通过傅里叶变换才能解码出不同频率的 MR 信号，而不同的频率代表不同的位置。

以头颅的横断面为例，一般以前后方向为频率编码方向，我们在 MR 信号采集的时刻在前后方向上施加一个前高后低的梯度场(图 16a)，这样在前后方向上质子所感受到的磁场强度就不同，其进动频率即存在差别，前部的质子进动频率高，而后部的质子进动频率低(图 16b)。这样采集的 MR 信号中就包含有不同频率的空间信息，经傅里叶转换后不同频率的 MR 信号就被区分出来，分配到前后方向各自的位置上。



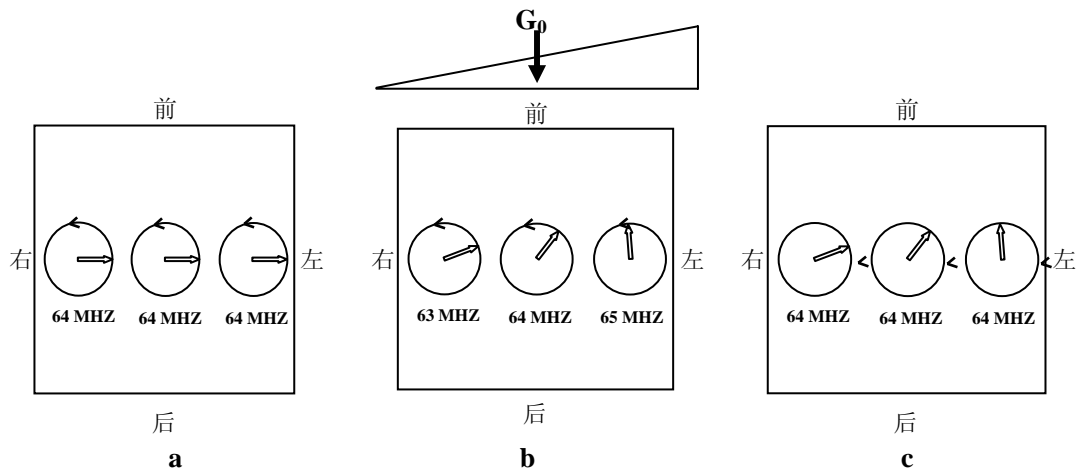
**a** **b**

**图 16 频率编码示意图** 图a示颅脑一横断面，施加了一前高后低的梯度场， $G_0$ 代表梯度场中点；图b仅以三行三列9个体素作为示意，中间一行由于位于梯度场中点（ $G_0$ ），质子进动频率保持 64 MHz，最前面一行由于磁场强度升高，质子进动频率加快到 65 MHz，最后面一行由于磁场强度降低，质子进动频率减慢为 63 MHz。MR信号采集后经傅里叶转换即可解码出不同频率的MR信号，而不同频率代表前后方向上的不同位置。需要指出的是图中为了说明的简便起见，用 63 MHz、64 MHz、65 MHz来代表频率编码方向上3个不同体素内质子的进动频率，实际上真正的频率编码时，体素间的质子进动频率差别不可能有这么大。

### 三、相位编码

在前后方向上施加了频率编码梯度场后，经傅里叶转换的 MR 信号仅完成了前后方向的空间信息编码，而左右方向上的空间定位编码并未能实现（图 17a）。我们必须对左右方向的空间信息进行相位编码，才能完成层面内的二维定位（图 17b）。

和频率编码一样，相位编码也使用梯度场，但与频率编码梯度场不同的是：（1）梯度场施加方向不同，应该施加在频率编码的垂直方向上，仍以颅脑横断面为例，如果频率编码梯度场施加在前后方向，则相位编码梯度场施加在左右方向上（图 17b）。（2）施加的时刻不同，频率编码必须在 MR 信号采集的同时施加，而相位编码梯度场必须在信号采集前施加，在施加相位梯度场期间，相位编码方向上（以左右方向为例）的质子将感受到不同强度的磁场（如左高右低），因而将出现左快右慢的进动频率，由于进动频率的不同，左右方向各个位置上的质子进动的相位将出现差别（图 17b）。这时关闭左右方向的相位编码梯度场，左右方向的磁场强度的差别消失，各个位置的质子进动频率也恢复一致，但前面曾施加过一段时间梯度场造成的质子进动的相位差别被保留下来（图 17c），这时采集到的 MR 信号中就带有相位编码信息，通过傅里叶转换可区分出不同相位的 MR 信号，而不同的相位则代表左右方向上的不同位置。



**图 17 相位编码示意图** 仍以图 16 的颅脑横断面为例，但仅以图 16 中的进动频率为 64 MHz 的一行体素作为相位编码的示意。图a示在施加相位编码梯度前，左右方向上各体素中质子的进动频率均为 64 MHz，相位也一致（空箭所示）；图b示在左右方向上施加一个左高右低的梯度场，位于相位编码梯度场中点（ $G_0$ ）的体素内的质子进动频率仍为 64 MHz，而最左边体素内的质子进动频率增加到 65 MHz，最右边体素内的质子进动频率减低至 63 MHz。这个梯度场施加一段时间后，左右方向上各体素内的质子由于进动频率不同出现相位差异（空箭所示）。图c示在MR信号采集前，把相位编码梯度场关闭，左右方向上体素内的质子进动频率又回到 64 MHz，即左右方向的进动频率差别消失，但由于相位编码梯度场造成的左右方向上各体素内质子的相位差别（空箭所示）被保留下来。MR信号被采集后经傅里叶转换，就可以解码出

左右方向上的相位差别。

由于傅里叶转换的特性，它区分不同频率的 MR 信号能力很强，但区分 MR 信号相位差别的能力较差，只能区分相位相差  $180^\circ$  的 MR 信号。所以 MR 信号的相位编码需要多次重复进行，如果是矩阵为  $256 \times 256$  的 MR 图像需进行 256 次相位编码方能完成，也就是说需要用不同的相位编码梯度场重复采集 256 个 MR 信号，不同的相位编码梯度场得到的 MR 信号也称相位编码线，填充在 K 空间相位编码方向上的不同位置上（图 18a），经过傅里叶转换，才能重建出空间分辨力合乎要求的图像。K 空间的基本概念和特点请参阅下一节。以刚才的左右方向为相位编码的颅脑横断面为例，这 256 种不同的相位编码梯度场一般情况下是先施加强度最大的梯度场，方向为一侧高另一侧低（如左高右低），保持梯度场方向不变，梯度场强度逐渐变小一直到零，然后改变梯度场方向（即改成左低右高），梯度场强度则从小开始，逐渐变大，其梯度场强度变化的步级与刚才左高右低时一样（图 18b）。

#### 四、三维采集的空间编码

三维 MRI 的空间定位与二维 MRI 有所不同。三维 MRI 的激发和采集不是针对层面，而是针对整个成像容积进行的。由于脉冲的激发和采集是针对整个容积范围进行的，为了获得薄层的图像，必须在层面方向上进行空间定位编码。

三维采集技术的层面方向空间编码也采用相位编码，一个容积需要分为几层，就必需进行几个步级的相位编码。如图像的矩阵为  $128 \times 128$ ，容积内分为 20 层，则层面内的相位编码步级为 128 级，每一级又需要进行 20 个步级的层面方向的相位编码，实际上总的相位编码步级为 2560（ $128 \times 20$ ）。

## 第八节 K 空间的基本概念

K 空间实际上是个数学概念，比较复杂。对于放射科医师来说，只需要了解一些 K 空间的基本概念和重要特征。K 空间的概念对于理解 MR 成像技术，特别是快速成像技术至关重要。

### 一、K 空间的基本概念

K 空间也称傅里叶空间，是带有空间定位编码信息的 MR 信号原始数据的填充空间。每一幅 MR 图像都有其相应的 K 空间数据。对 K 空间的数据进行傅里叶转换，就能对原始数据中的空间定位编码信息进行解码，得到 MR 的图像数据，即把不同信号强度的 MR 信息分配到相应的空间位置上（即分配到各自的像素中），即可重建出 MR 图像了。

### 二、K 空间的基本特性

下面就以矩阵为  $256 \times 256$  的二维 MR 图像为例来介绍一下 K 空间的基本特性，二维 K 空间又称为 K 平面。如图 18a 所示，二维 K 空间的两个坐标  $K_x$  和  $K_y$  分别代表 MR 信号的频率编码和相位编码方向。在二维图像的 MR 信号采集过程中，每个 MR 信号的频率编码梯度场的大小和方向保持不变，而相位编码梯度场的方向和场强则以一定的步级发生变化（图 18b），每个 MR 信号的相位编码变化一次，采集到的 MR 信号填充 K 空间  $K_y$  方向的一条线（图 18a），因此把带有空间信息的 MR 信号称为相位编码线，也称 K 空间线或傅里叶线。图 18a 中并未把所有 256 条 K 空间线全部画出，仅画出几条作为示意。

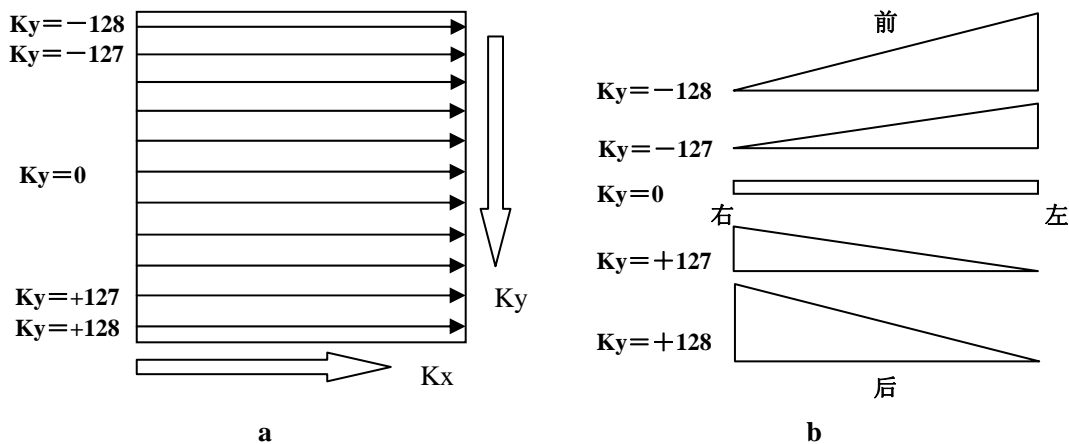


图 18 K 空间结构及相位编码梯度场变化示意图 图 a 为 K 空间填充示意图，图 b 为相应的相位编码梯度场变化示意图。一般的 K 空间是循序对称填充的。填充  $K_y = -128$  的 MR 信号的相位编码梯度场为左高右低，梯度场强最大。填充  $K_y = -127$  的 MR 信号的相位编码梯度场仍为左高右低，但梯度场强有所降低。保持梯度场方向不变，但梯度场强逐渐降低。到填充  $K_y = 0$  的 MR 信号时，相位编码梯度场等于零。此后相位编码梯度场方向变为右高左低，梯度场强逐渐升高，到采集填充  $K_y = +128$  的 MR 信号时，相位编码梯度场强达到最高。K 空间相位编码方向上  $K_y = 0$  的两侧的各 MR 信号是镜像对称的，即  $K_y = -128$  与  $K_y = +128$  的相位编码梯度场强一样，但方向相反， $K_y = -127$  与  $K_y = +127$  的关系也是如此，以此类推。

从  $K_y$  方向看，填充在 K 空间中心的 MR 信号的相位编码梯度场为零，这时 MR 信号强度最大，主要决定图像的对比，而不能提供相位编码方向上的空间信息，我们把这一条 K

空间线称为零傅里叶线 ( $K_y=0$ ) (图 18a)。而填充  $K$  空间最周边的  $MR$  信号的相位编码梯度场强度最大 ( $K_y=-128$  和  $K_y=+128$ )，得到的  $MR$  信号中各体素的相位差别最大，能提供相位编码方向的空间信息 (图 18a)，而由于施加的梯度场强度大， $MR$  信号的幅度很小，因而其  $MR$  信号主要反映图像的解剖细节，对图像的对比贡献较小。从  $K$  空间中心 ( $K_y=0$ ) 到  $K$  空间的最周边 ( $K_y=-128$  或  $K_y=+128$ )，其间各条  $K$  空间线的相位编码梯度场是逐渐递增的，越靠近  $K_y=0$  的  $MR$  信号幅度越大，越决定图像的对比，但能提供的空间信息越少；越靠近  $K$  空间周边的  $MR$  信号所含的空间信息越多，越决定图像的解剖细节，但  $MR$  信号的幅度越小，能提供的对比信息越少。简单的说，就是填充  $K$  空间中央区域的相位编码线主要决定图像的对比，而填充  $K$  空间周边区域的相位编码线主要决定图像的解剖细节。另外从  $K_y=0$  向  $K_y=-128$  和  $K_y=+128$  的这两个方向上，各个  $MR$  信号的相位编码梯度场递增的步级是一样的，仅梯度场的方向相反 (图 18b)，因此这两个方向上的  $MR$  信号或称相位编码线是镜像对称的，即  $K_y=-128$  与  $K_y=+128$  对称， $K_y=-127$  与  $K_y=+127$  对称，依此类推。

从  $K_x$  方向看，即在每一条相位编码线的频率编码方向上，其数据是由从回波信号的采样得到的。因为回波信号在时序上是对称的，因此  $K$  空间的  $K_x$  方向也是对称的。

另外，需要指出的是，许多人会把  $K$  空间的数据阵列与图像的阵列相混淆。其实这两者之间不是一一对应的， $K$  空间阵列中每一个点上的信息均含有全层  $MR$  信息，而图像阵列中的每个点（即像素）的信息仅对应层面内相应体素的信息。

总结一下， $K$  空间的特性主要表现为：(1)  $K$  空间中的点阵与图像的点阵不是一一对应的， $K$  空间中每一点包含有扫描层面的全层信息；(2)  $K$  空间在  $K_x$  和  $K_y$  方向上都呈现镜像对称的特性；(3) 填充  $K$  空间中央区域的  $MR$  信号 ( $K$  空间线) 主要决定图像的对比，填充  $K$  空间周边区域的  $MR$  信号 ( $K$  空间线) 主要决定图像的解剖细节。

### 三、 $K$ 空间的填充方式

常规  $MRI$  序列中， $K$  空间最常采用的填充方式为循序对称填充，即在图 18a 中是先填充  $K_y=-128$ ，然后是  $K_y=-127$ ，……， $K_y=0$ ，……， $K_y=+127$ ，最后为  $K_y=+128$ 。熟知这一填充方式非常重要，如利用梯度回波  $T1WI$  序列进行肝脏动态增强扫描 ( $NEX=1$ )，如果整个序列采集时间为 20s，则决定图像对比的  $MR$  信号的采集应该在扫描开始后第 10s，因而要想获得开始团注对比剂后第 25s 的肝脏动脉期，扫描的开始时刻需要提前 10s，即开始团注对比剂后的第 15s 就应该启动扫描序列。

实际上， $K$  空间中相位编码线的填充顺序是可以改变的，我们可以采用  $K$  空间中央优先采集技术，即扫描一开始先编码和采集填充  $K_y=0$  附近的一部分相位编码线，决定图像的对比，然后再采集决定图像解剖细节的  $K$  空间周边的相位编码线。这一技术在利用透视实时触发技术进行的动态增强扫描和对比增强磁共振血管成像 ( $CE-MRA$ ) 时有较多的应用。

除了循序对称填充的方式外， $K$  空间还可以采用迂回轨迹、放射状轨迹和螺旋状轨迹等其他多种填充方式。

## 第九节 自旋回波的产生

自旋回波 (spin echo, SE) 序列是 MR 成像的经典序列, 其他序列的结构和特点均需要与 SE 序列进行比较。因此在介绍其他序列和成像技术之前有必要重点介绍 SE 序列。SE 序列的特点就是在  $90^\circ$  脉冲激发后, 利用  $180^\circ$  复相脉冲, 以剔除主磁场不均匀造成的横向磁化矢量衰减。

### 一、 $180^\circ$ 脉冲剔除主磁场不均匀造成的横向磁化矢量衰减

在核磁弛豫一节我们提到, 经射频脉冲激发后, 质子群将产生宏观横向磁化矢量, 射频脉冲关闭后, 横向磁化矢量将开始逐渐衰减, 其原因是同相位进动的质子逐渐失去相位一致。造成质子失相位的原因有两个, 一个是真正的 T2 弛豫, 另一个为主磁场的均匀。为了使 MR 图像反映的是真正的 T2 弛豫对比, 必须把主磁场不均匀造成的质子失相位效应剔除, 所采用的办法就是利用  $180^\circ$  复相脉冲。

$180^\circ$  复相脉冲纠正这种质子失相位的前提是主磁场的均匀必须是恒定的, 也就是说甲处的磁场强度略高于乙处, 这种差别是保持不变的, 这样引起甲处的质子进动频率略高于乙处, 这种质子进动频率的差别也是保持不变的。 $180^\circ$  复相脉冲的聚相位作用可以图 19 来演示。

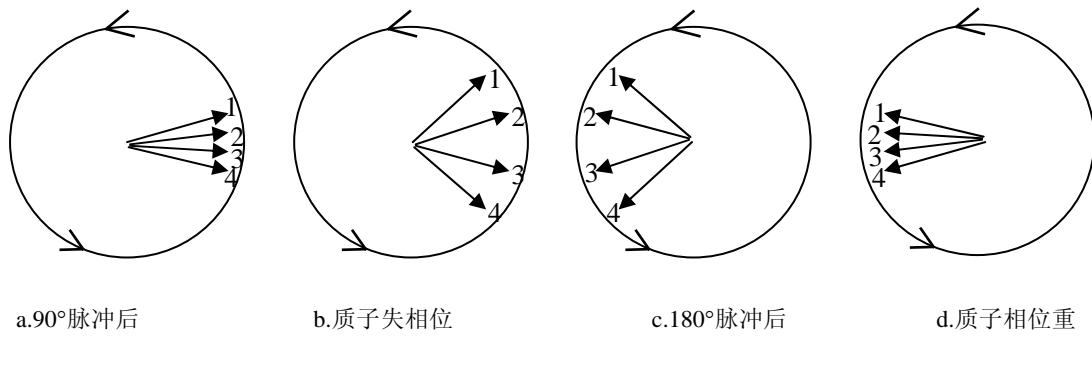


图 19  $180^\circ$  复相脉冲的聚相位作用示意图

图 19 中, 我们沿 Z 轴方向看 XY 平面的横向磁化矢量变化, 假定质子的进动方向为逆时针方向 (圆圈上箭头所示), 且进动方向保持不变。图 19a 示  $90^\circ$  脉冲激发后质子的横向磁化分矢量相位一致 (质子 1~4)。图 19b 示随着时间推移, 由于主磁场不均匀, 质子的横向磁化分矢量逐渐失相位, 到了  $180^\circ$  脉冲施加前的即刻, 质子 1 进动最慢相位落在最后面, 质子 4 进动最快, 其相位走在最前面; 图 19c 示施加  $180^\circ$  复相脉冲后即刻, 所有质子的相位反转了  $180^\circ$ , 即进动最慢的质子 1 的相位到了最前面, 进动最快的质子 4 的相位落到最后面, 我们把  $90^\circ$  脉冲与  $180^\circ$  脉冲的时间间隔称为  $T_i$ 。与施加  $180^\circ$  脉冲前的即刻 (图 19b) 相比, 各质子的相位先后顺序倒排, 但相位的差值保持不变。 $180^\circ$  复相脉冲后, 各质子将以原来的频率继续进动, 即质子 1 依然进动最慢, 而质子 4 依然进动最快。图 19d 示经过一个与  $T_i$  相同的时间后, 进动最快的质子 4 正好赶上进动最慢的质子 1, 各质子的相位重聚, 产生一个回波。我们把  $180^\circ$  复相脉冲产生的回波称为自旋回波。

### 二、自旋回波序列的基本构建



SE 序列是由 1 个  $90^\circ$  激发脉冲后随 1 个  $180^\circ$  复相脉冲组成的，1 次  $90^\circ$  激发脉冲后仅能产生一个 MR 信号（自旋回波）。由于相位编码的需要，一幅矩阵为  $256 \times 256$  的 MR 图像需要用不同的相位编码梯度场编码并采集 256 个回波方能完成 K 空间的填充，也就是说需要进行 256 次  $90^\circ \sim 180^\circ$  的脉冲重复。

在 SE 序列中，用  $90^\circ$  脉冲产生一个最大的宏观横向磁化矢量，然后利用  $180^\circ$  复相脉冲产生一个自旋回波（图 20）。把  $90^\circ$  脉冲中点到回波中点的时间间隔定义为回波时间（echo time, TE）；把两次相邻的  $90^\circ$  脉冲中点的时间间隔定义为重复时间（repetition time, TR）（图 20）。

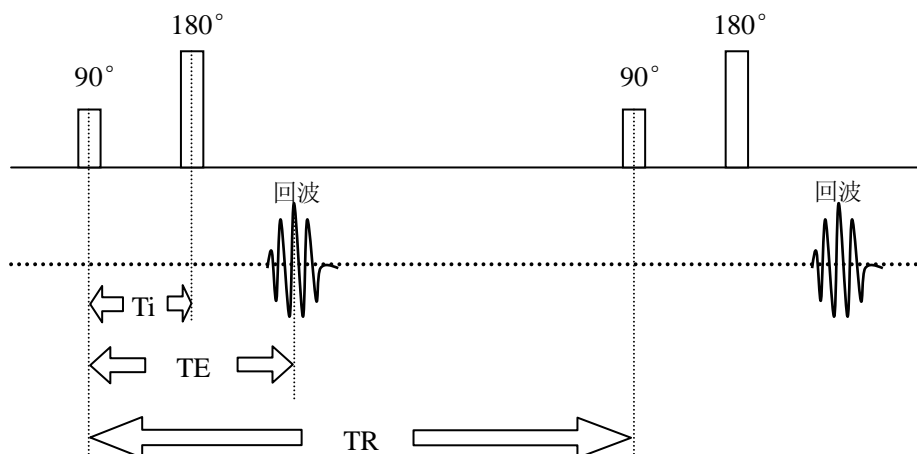


图 20 SE 序列结构示意图 SE 序列是由一连串  $90^\circ 180^\circ$  脉冲构成的， $90^\circ$  激发脉冲后一定时间（ $T_i$ ，为  $90^\circ$  度脉冲中点与  $180^\circ$  度脉冲中点的时间间隔）给予  $180^\circ$  复相脉冲，再经过一个  $T_i$  后，将产生一个自旋回波，把  $90^\circ$  脉冲中点与回波中点的时间间隔定义为 TE。由于  $90^\circ - 180^\circ$  脉冲需要反复进行，相邻两个  $90^\circ$  脉冲中点的时间间隔定义为 TR。

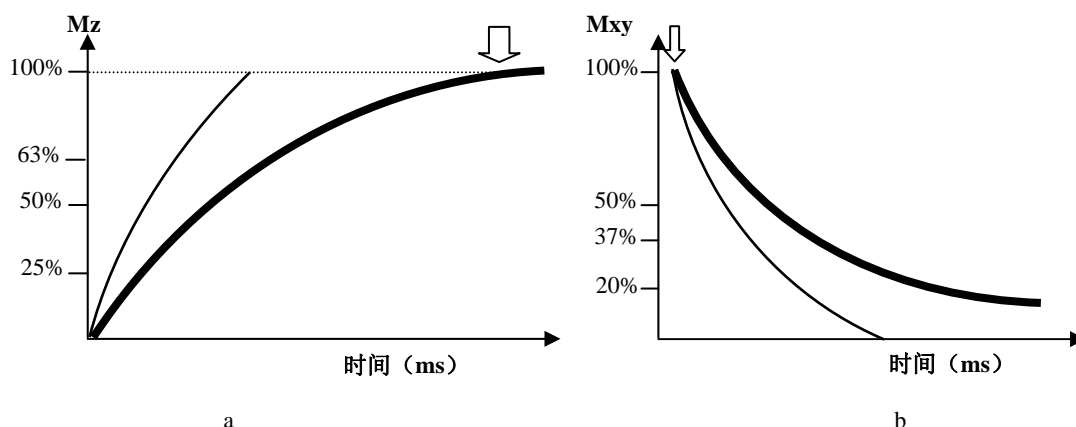


图 21 TR 和 TE 控制着组织 T1 和 T2 成分在图像对比中的作用 细曲线为甲组织的弛豫曲线，粗曲线为乙组织的弛豫曲线。图 a 为两种组织的纵向弛豫示意图，如果选用的 TR 很长，那么在每一次  $90^\circ$  脉冲激发时（向下空箭所示），甲、乙两种组织的纵向磁化矢量都回到平衡状态，因此采集到 MR 信号几乎不受组织纵向弛豫的影响。图 b 为两种组织的横向弛豫示意图，如果选用的 TE 很短，那么每一次  $90^\circ$  脉冲产生的横向磁化矢量还没有开始衰减前即采集了 MR 信号（向下空箭所示），则采集到的 MR 信号几乎不受组织横向弛豫的影响。

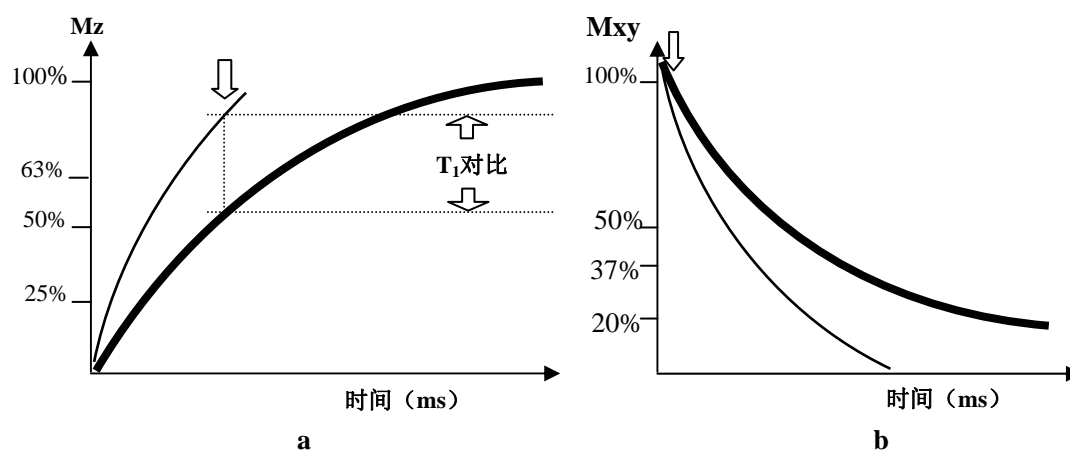
### 三、自旋回波序列的加权成像

SE 序列是 MR 成像的经典序列，也是常规序列。利用 SE 序列可以进行 T1 加权成像、T2 加权成像及质子密度加权成像。SE 序列中，组织的纵向弛豫特性（即 T1 值）在图像中所充当的角色，也就是说图像的 T1 成分主要由重复的时间（TR）决定；组织的横向弛豫特性（及 T2 值）在图像中所充当的角色，也就是说图像的 T2 成分主要由回波时间（TE）决定。如果选用的 TR 很长，在下一个 90°脉冲激发前各种组织的纵向弛豫已经完成，则图像的对比几乎不受组织纵向弛豫的影响，即选用很长的 TR 可以基本剔除组织的 T1 值对图像对比的影响（图 21a）。如果选用的 TE 很短，每一次 90°脉冲产生的宏观横向磁化矢量还没来得及发生横向弛豫就已经采集信号，则图像的对比几乎不受组织横向弛豫的影响，即选用很短的 TE 可以基本剔除组织的 T2 值对图像对比的影响（图 21b）。

通过对 SE 序列的 TR 和 TE 调整，我们可以决定在 MR 图像中所含有的 T1 和 T2 成分，获得不同的加权图像。下面让我们看看怎样利用 TR 和 TE 的调整来完成 SE 序列的加权成像。

### （一）T1 加权成像

在 SE 序列中如果我们选用一个很短的 TE 基本剔除了组织 T2 值对图像对比的影响（图 22b），而选择一个合适短的 TR，这样在每一次 90°脉冲激发前不同的组织由于纵向弛豫的快慢不同，已经恢复的宏观纵向磁化矢量就不同（图 22a），90°脉冲后产生的宏观横向磁化矢量就不同，这时马上利用 180°脉冲产生回波（选用很短 TE），采集的 MR 信号主要反映组织纵向弛豫的差别（即 T1 值不同），所以是 T1WI。



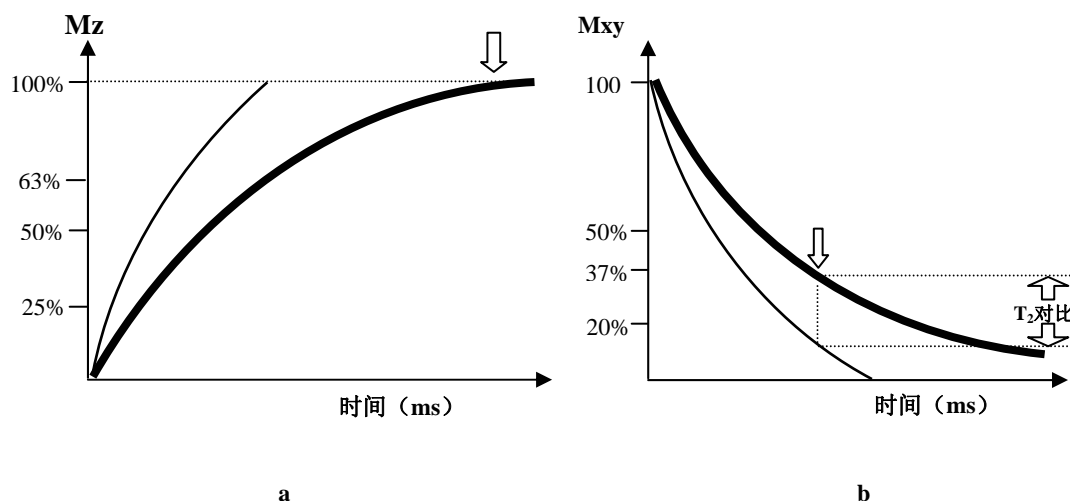
**图 22 SE 序列 T1WI 示意图** 细曲线为甲组织的弛豫曲线，粗曲线为乙组织的弛豫曲线，假设甲乙两种组织的质子密度相同。选用一个合适短的 TR，这样在每一个（除第一个）90°脉冲施加前（图 a 向下空箭），由于纵向弛豫快（T1 值短）甲组织已经恢复的宏观纵向磁化矢量大于乙组织，两者之间的宏观纵向磁化矢量差别即为 T1 对比（两条横虚线之间的距离）。90°脉冲将使这种宏观纵向磁化矢量的差别偏转，成为宏观横向磁化矢量的差别，这时立刻用 180°复相脉冲产生自旋回波来记录这种宏观横向磁化矢量的差别，而实际上这种宏观横向磁化矢量的差别是由于纵向弛豫不同造成的，因此所得到的图像为 T1WI。选用很短的 TE（图 b 向下空箭）是为了尽量减少组织横向弛豫对图像对比的污染。

SE 序列 T1WI 应该选用最短的 TE，一般为 8~20 ms。根据所需要的 T1 权重选用不同的 TR，TR 一般为 200~600 ms。在一定的范围内 TR 越短 T1 权重越重。

### （二）T2 加权成像

SE 序列中如果选用很长的 TR，这样保证每一次 90°脉冲激发前各种组织的纵向磁化矢量都已经回到平衡状态，就可以基本剔除组织的纵向弛豫对图像对比的影响。90°脉冲激发后，各组织的宏观横向磁化矢量将由于 T2 弛豫而发生衰减，由于各组织的 T2 弛豫快慢不一，在某同一时刻，各组织残留的宏观横向磁化矢量就会存在差别，我们利用 180°脉冲在一个合适的时刻（合适长的 TE）产生一个自旋回波，这样采集的 MR 信号主要反映各种组织残留宏观横向磁化矢量的差别，也即 T2 弛豫差别，得到的图像就是 T2WI（图 23）。

SE 序列 T2WI 应该选择很长的 TR，以尽量消除组织纵向弛豫对图像对比的污染。当然 TR 的延长将成比例的增加 MR 信号的采样时间，因此利用 SE 序列进行 T2WI 时 TR 也不宜过长，一般场强为 0.5 T 以下的低场机，TR 选择 1500 ~ 2000 ms，在 1.0 T 到 1.5 T 的高场机一般 TR 选择 2 000~2 500 ms。选择不同的 TE 则可得到不同的权重的 T2WI，TE 一般为 50~150 ms，TE 越长 T2 权重越重。



**图 23 SE 序列 T2WI 示意图** 细曲线为甲组织的弛豫曲线，粗曲线为乙组织的弛豫曲线，假设甲乙两种组织的质子密度相同。选用一个很长的 TR，这样在每一个 90°脉冲施加前（图 a 向下空箭），甲、乙两种组织的纵向磁化矢量都回到平衡状态。90°脉冲产生的宏观横向磁化矢量就不会带有 T1 弛豫信息。90°脉冲后，甲乙两组织将发生 T2 弛豫，由于甲组织 T2 弛豫快，到 TE 时刻（图 b 向下空箭）甲组织残留的宏观磁化矢量将小于乙组织，这种宏观横向磁化矢量的差别即为 T2 对比（图 b 两条横虚线之间的距离），这样甲组织产生的 MR 信号强度将小于乙组织。这时图像的对比主要是由于甲乙两组织的 T2 弛豫不同造成的，因此为 T2WI。

### （三）质子密度（proton density, PD）加权成像

SE 序列中，如果选择很长的 TR 基本剔除了组织纵向弛豫对图像对比的影响（图 20a），这样每次 90°脉冲前不同组织间的宏观纵向磁化矢量差别即为质子密度差别，90°脉冲后把这种宏观纵向磁化矢量的差别变成宏观横向磁化矢量的差别，这时利用 180°复相脉冲马上产生一个自旋回波（选择很短的 TE），基本剔除组织横向弛豫对图像对比的影响（图 21b）。这样得到的每一个 MR 信号的对比实际上来自各组织的质子密度差异，因此采用长 TR、短 TE 得到的是质子密度加权成像。利用 SE 序列进行质子密度加权成像，TR 应该与 T2WI 的 TR 相似，而 TE 应该与 T1WI 的 TE 相似。

正如我们在本章第六节提到的，所谓加权成像，实际上是重点突出某方面特性，也就是说图像的对比主要决定于组织的某项特性（如 T1 值、T2 值、质子密度等），但实际上组织其他方面的特性还是会影响到图像的对比的。如 T1WI 主要是突出不同组织间 T1 弛豫差别，但实际上组织的质子密度和 T2 弛豫同样会影响到图像的对比。首先我们在介绍 T1WI 先假设不同组织间质子密度相同，但实际上不同组织的质子密度是不同的，因此在 T1WI 中质子密度的差别也会影响图像的对比；另外尽管我们尽量采用最短的 TE，但采集回波毕竟是需要时间的，在 SE 序列中 TE 最短也需要 8~10 ms，尽管很短，但在这段时间组织的横向弛豫还是不可避免要发生的，因此 T1WI 的图像对比还是会受到组织 T2 弛豫差别的影响。我们可以把这种质子密度和 T2 弛豫对 T1WI 对比的影响称为“污染”。同样 T2WI 的对比将受到组织 T1 弛豫及质子密度差异的污染，而质子密度加权图像的对比也将受到组织 T1 弛豫和 T2 弛豫差别的污染。我们在利用 SE 序列进行加权成像时，一般只能做到尽量减少污染，而做不到完全剔除污染。

## 第十节 影响 MR 信号强度的因素

影响 MR 信号强度的因素较多，归纳起来主要有两个方向。一方面是组织本身的特性，包括质子密度、T1 值、T2 值等；另一方面是设备和成像技术参数，包括主磁场场强、所用的序列、成像参数（如 TR、TE、激发角度）等。另外如果是流动液体，流动也将影响其 MR 信号强度，流动液体的信号特点我们将在本章第十一节介绍。下面先假设主磁场场强确定的情况下，以自旋回波序列为例介绍静止组织 MR 信号强度的影响因素。组织的 MR 信号强度（signal intensity, SI）可用下式来表示：

$$SI = K \cdot N(H) \cdot e^{(-TE/T2)} \cdot [1 - e^{(-TR/T1)}]$$

上式中 SI 为信号强度；K 为常数；N(H)是质子密度；e 为自然常数，等于 2.71828182845904；TE 为回波时间；TR 为重复时间；T2 为组织的 T2 值；T1 为组织的 T1 值。从式中可以看出：

- (1) 质子密度越大，组织的信号越强；
  - (2) T1 值越短，组织的信号越强；
  - (3) T2 值越长，组织的信号越强；
  - (4) TE 越短，组织的信号越强；
  - (5) TR 越长，组织的信号越强；
  - (6) 当 TE 很短 ( $\ll T2$ )，则  $e^{(-TE/T2)} \approx 1$ ，这时组织信号强度不受 T2 值的影响，即基本剔除了 T2 效应，到的将是 T1WI 或 PD；
  - (7) 当 TR 很长 ( $\gg T1$ )，则  $e^{(-TR/T1)} \approx 0$ ， $[1 - e^{(-TR/T1)}] \approx 1$ ，这时组织信号强度几乎不受 T1 值的影响，即基本剔除了 T1 效应；到的将是 T2WI 或 PD；
  - (8) 如果 TR 很长 ( $\gg T1$ )，同时很短 ( $\ll T2$ )，则组织信号强度既不受 T1 值影响，也不受 T2 值影像，而仅与 N(H) 有关，得到将只能是 PD。
- 上述从公式中推出的结论和我们前面介绍的 MR 加权成像（第六节）及 SE 序列加权成像（第九节）的原理是一致的。

## 第十一节 血流的 MR 信号特点

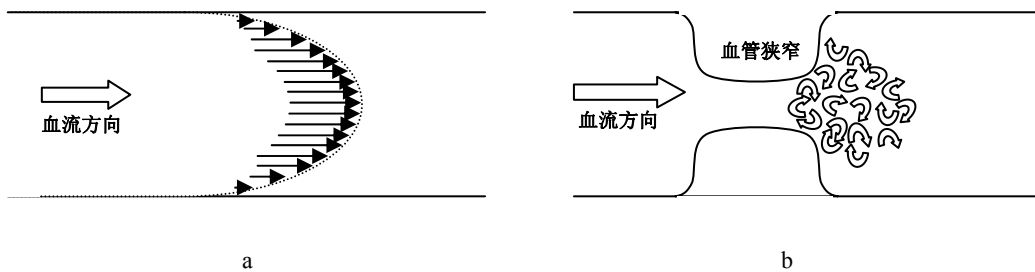
在脉冲激发、空间编码、信号采集的 MR 成像整个过程中，静止组织内质子群的位置是相对固定的。然而人体内很多器官存在流动液体，例如：血管中的血液、蛛网膜下腔的脑脊液、尿路中的尿液等，这些液体特别是流动的血液在 MR 成像过程中，其位置都不断发生变化，这势必会影响 MR 信号。本节将重点介绍血流的 MR 信号特点。血流的信号比较复杂，与周围静止组织相比，血流可表现为高信号、等信号或低信号，取决于血流形式、血流方向、血流速度、脉冲序列及其成像参数等。

### 一、常见的血流形式

为了更好地理解血流的 MR 信号特点，先了解一下血流动力学的相关内容是有必要的。血液为黏性液体，而且由于血管形态和流向不同，血流可以表现为多种运动形式。总的来说，血流有两种基本类型，即层流和湍流。

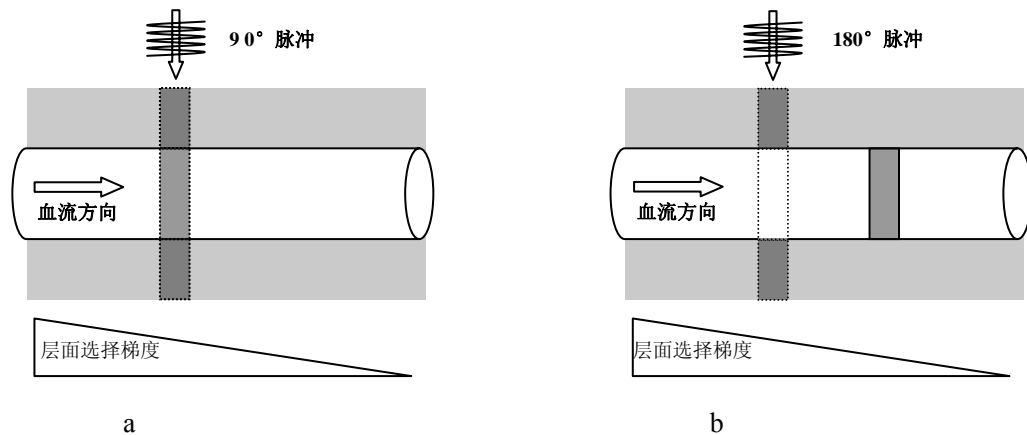
层流是指血流质点的运动方向都与血管长轴平行，但运动速度存在差别。与血管壁相接触的无限薄的血流层流速为零，越靠近血管壁的血流流速越慢，越靠近血管腔中心的血流速度逐渐递增，血管腔中心的血流速度最快，约为平均流速的 2 倍。这样实际上血流的速度呈抛物线分布（图 24a）。

湍流是指除沿着血管长轴方向流动外，血流质点还在其他方向进行迅速不规则的运动，形成大小不一的漩涡（图 24b）。



**图 24 层流和湍流示意图** 图 a 为层流示意图，越靠近血管壁的血流速度越慢，越接近血管中心的血流速度越快，这样实际上血管腔中的血流速度表现为一个沿血流方向的抛物线。图 b 示血管狭窄引起的湍流，表现为狭窄后方的血流变得不规则，不仅有向前的运动，同时产生大小不一的漩涡。

血管里的血流通常是层流和湍流同时存在或交替出现。血管里的血流是以层流为主还是以湍流为主受很多因素影响：（1）雷诺数，雷诺数代表惯性力和黏滞度的比率，即  $N_R = \rho D V / \eta$ ，式中  $N_R$  为雷诺数， $\rho$  为血液密度， $D$  为血管直径， $V$  为血流平均速度， $\eta$  为血液黏滞度。 $N_R < 2000$ ，血流趋于层流； $N_R > 3000$ ，血流趋于湍流； $N_R$  介于 2000 到 3000，则血流的变化比较复杂。从公式可以看出，管径大、血流快、低黏度容易导致湍流的产生。（2）血管其他因素，如血管狭窄、血管壁粗糙、血管分叉处、血管转弯或迂曲等必将导致湍流的产生。



**图 25 流空效应示意图** 用浅灰色表示静止组织；虚线范围表示扫描层面；白色表示血管内血流，血流方向垂直于扫描层面。图 a 示  $90^\circ$  脉冲激发了层面内的血液和血管周围的静止组织（深灰色）；图 b 示  $180^\circ$  脉冲施加时，层面内静止组织能够接受  $180^\circ$  脉冲激发产生信号；原来接受过  $90^\circ$  脉冲激发的血液已经流出扫描层面（血管内的深灰色区）不能接受  $180^\circ$  脉冲因而不能产生信号；而这时层面内血管中新流入的血液（血管内层面范围的虚线区）没有经过  $90^\circ$  脉冲激发，仅接受  $180^\circ$  脉冲也不能产生信号，因而层面内的血流区表现为无信号。

## 二、表现为低信号的血流

在常规 MR 成像时，特别是利用自旋回波序列或快速自旋回波序列成像时，血流量常表现为低信号，其原因有：

(1) 流空效应（图 25）。如果血流方向垂直或接近垂直于扫描层面，当施加  $90^\circ$  脉冲时，层面内血管中的血液和周围静止组织同时被激发。当施加  $180^\circ$  复相脉冲时（ $TE/2$ ），层面内静止组织受到激发发生相位重聚产生回波；被  $90^\circ$  脉冲激发过的血液在  $TE/2$  时间内已经离开受激发层面，不能接受  $180^\circ$  脉冲，不产生回波；而此时层面内血管中为  $TE/2$  时间内新流入的血液，没有经过  $90^\circ$  脉冲的激发，仅接受  $180^\circ$  脉冲的激发也不产生回波，因而血管腔内没有 MR 信号产生而表现为“黑色”，这就是流空效应。在一定范围内， $TE/2$  越长，流空效应越明显。

(2) 扫描层面内质子群位置移动造成的信号衰减。 $180^\circ$  脉冲可以剔除主磁场恒定不均匀造成的质子失相位。尽管沿扫描层内的血流在  $TE/2$  时间段内仍在扫描层面内，但与  $90^\circ$  脉冲时相比，质子群在层面的位置发生改变，其所处主磁场环境发生了变化， $180^\circ$  脉冲不能纠正主磁场不均匀造成的质子群失相位，因此与静止组织相比，流动质子群的信号发生衰减。

(3) 层流流速差别造成的失相位。层面内沿着频率编码梯度场的血流将经历磁场强度的变化，如果血管中一个体素内所有质子群的流动速度一样，那么这些质子的进动频率将发生相同的变化，体素内的质子群并不失去相位，但由于层流的存在，一个体素内的质子因处于层流的不同位置其流速将不同，经历梯度场强的变化就不同，进动频率将发生不同的变化，从而造成相位的不同，体素内的质子群将失相位，MR 信号衰减。

(4) 层流引起的分子旋转造成的失相位。由于层流的存在，一个体素内的不同位置的质子将具有不同的流速，不同的流速将使水分子发生旋转，相应的质子的相位将发生变化，质子群失相位，MR 信号强度发生衰减。

(5) 湍流的存在使血流出现方向和速度无规律的运动，因而体素内的质子群将失相位，

MR 信号强度明显衰减。湍流容易发生在血管狭窄处的远侧、血管分叉处、血管转弯处、动脉瘤等部位。

### 三、表现为高信号的血流

血流在某些情况下也可表现为高信号，具体原因如下。

(1) 流入增强效应。如果血流垂直于或基本垂直于扫描层面，同时所选用的 TR 比较短，这样层面内静止组织的质子群因没有足够的时间发生充分的纵向弛豫，出现饱和现象，即不能接受新的脉冲激发产生足够大的宏观横向磁化矢量，因而信号发生衰减。而对于血流来说，总有未经激发的质子群流入扫描层面，经脉冲激发后产生宏观磁化矢量，产生较强的信号，与静止组织相比表现为高信号。流入增加效应既可以出现在梯度回波序列，也可出现在自旋回波序列。在多层扫描时，血流上游方向第一层内血流的流入效应最强，信号很高，而血流方向的其他层面内由于血流中饱和的质子群逐渐增多，信号逐渐减弱。如在腹部梯度回波 T1WI 横断面图像上，上方第一层腹主动脉血流信号最强，层面越往下，血流信号逐渐减弱；而腔静脉血流信号最强者出现在下方第一层，层面越往上，血流信号逐渐减弱。

(2) 舒张期假门控现象。动脉血流的速度受心动周期的影响很大，收缩期速度最快，舒张期血流速度逐渐减慢，到舒张中末期血流速度变得很慢。如果利用心电门控技术在舒张中后期激发和采集 MR 信号，这时血液信号受流动影响很少，而主要受血液 T1 值和 T2 值的影响，可表现为信号增高甚至呈现高信号。另外如果当 TR 与心动周期刚好相吻合（如心率为 60 次/分钟，TR=1000 ms 或 2000 ms）且激发和采集刚好落在舒张中后期，则血管内的血液可表现为较高信号。这种现象称为舒张期假门控。

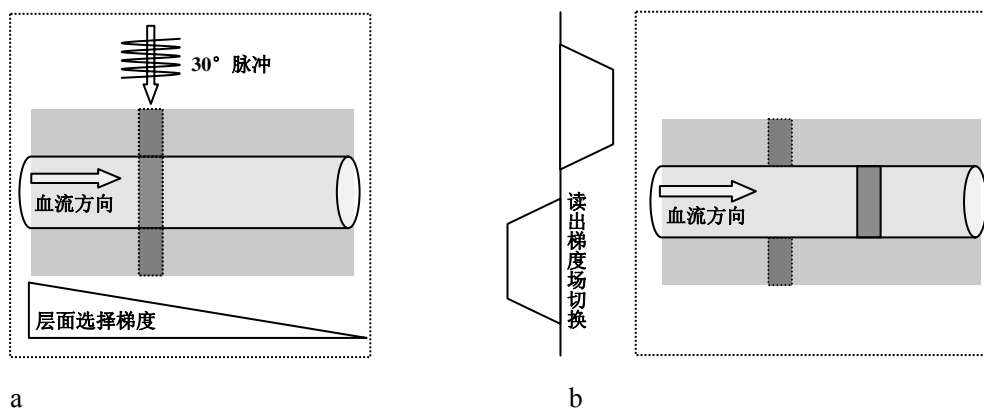
(3) 非常缓慢的血流。在椎旁静脉丛或盆腔静脉丛等血管内的血流非常缓慢，流动造成的失相位或流空效应表现的不明显，那么这些血管内血流的信号与流动本身关系不大，而主要取决于血液的 T1 值和 T2 值，如果利用 T2WI 则可表现为高信号。

(4) 偶回波效应。利用 SE 序列进行多回波成像时（如 TE 分别选择在 20 ms；40 ms；60 ms；80 ms），则在奇数回波的图像上（TE 为 20 ms；60 ms）血流的信号表现为低信号，而在偶数回波的图像上（TE 为 40 ms；80 ms）血流的信号表现为高信号。这种现象称为“偶回波效应”或称“偶回波相位重聚”。众所周知，质子的进动频率及相位与磁场强度有关，在梯度场中质子的位置改变将引起进动频率和相位的变化。如果质子群沿着相位编码方向移动，则偶数次线性变化的梯度磁场可使相位已经离散的质子群又发生相位重聚，因而出现强度较高的血流信号。偶回波效应在肝脏 SE 多回波序列上常常可以看到，如肝静脉和肝内的门静脉分支在第一回波（PD）表现为低信号，在第二回波（T2WI）上表现为高信号。但实际上由于扫描时间太长，目前已经很少采用 SE 进行 PD 和 T2WI 双回波成像，而多利用快速自旋回波序列（FSE 或称 TSE，详见第二章第二节），FSE 由于采用连续的 180°脉冲产生长短不一的回波链，实际上回波链中有一半回波属于奇数回波，另一半为偶数回波，因此利用 FSE 进行 T2WI，也会出现偶回波效应，如在肝脏 FSE T2WI 上，肝静脉或肝内门静脉分支常可表现为高信号。

(5) 血流在梯度回波序列上表现为高信号（图 26）。在 SE 序列中，回波的产生利用层面选择的 180°脉冲激发，这样只要在 90°脉冲和 180°脉冲之间（TE/2）受 90°脉冲激发过的



血流离开了扫描层面，则不能接受  $180^\circ$  脉冲而产生回波。与 SE 序列不同，梯度回波序列的回波是利用梯度场的切换产生的，而梯度场的切换是不需要进行层面选择的，因此受小角度激发产生宏观横向磁化矢量的血流尽管离开了扫描层面，但只要不超出有效梯度场和采集线圈的有效范围，还是可以感受梯度场的切换而产生回波，因而不表现为流空而呈现相对高的信号强度。有关梯度回波序列的结构和特点请参阅第二章第六节。



**图 26 梯度回波序列上血流信号示意图** 虚线范围表示梯度场和接受线圈的有效区域；浅灰色表示静止组织；深灰色区域表示扫描层面；白色表示血管内血流，血流方向垂直于扫描层面。图 a 示在层面选择梯度场的作用下，小角度（如  $30^\circ$ ）脉冲施加在被选择的扫描层面，层面内的静止组织和血液均被激发。图 b 示尽管在回波采集的时刻被激发的血流已经离开扫描层面，但由于梯度回波的产生无需进行层面选择，被激发的血流只要不离开读出梯度场和采集线圈的有效范围，仍可以产生回波，因而不表现为流空反而呈现高信号。

(6) 利用超短 TR 和 TE 的稳态进动梯度回波序列（详见第二章第八节），血流呈现高信号。近年来推出的稳态进动快速成像序列，由于采用了超短 TR ( $< 5 \text{ ms}$ ) 和超短 TE ( $< 2 \text{ ms}$ )，即便是较快的动脉血流，流动（包括层流和湍流）对图像的影响也很小。该序列图像上，组织的信号强度取决于  $T2^*/T1$ ，因此血液  $T2^*$  较长的特点得以表现出来，因此无论是动脉血流还是静脉血流都呈现高信号。

(7) 利用对比剂和超短 TR 和 TE 的梯度回波 T1WI 序列可使血液呈现高信号。如果利用一个超短 TR 和超短 TE 的梯度回波 T1WI 序列，血液的信号受流动影响很小，而主要取决于血液的 T1 值。由于该序列的 TR 很短，一般的组织因饱和而呈现较低信号。这时利用静脉团注对比剂的方法使血液的 T1 值明显缩短（明显短于脂肪的 T1 值），血液即呈现很高信号（详见第三章第五节）。

## 第一节 脉冲序列的基本概念和分类

### 一、脉冲序列的基本概念

在第一章第十节已经介绍过，影响磁共振信号强度的因素是多种多样的，如组织的质子密度、T1 值、T2 值、化学位移、液体流动、水分子扩散运动等都将影响其信号强度，如果所有的影响因素掺杂在一起，我们通过图像的信号强度分析很难确定到底是何种因素造成的信号强度改变，这显然对于诊断非常不利。我们可以调整成像参数，来确定何种因素对于组织的信号强度及图像的对比起决定性作用。

实际上我们可以调整的成像参数主要是射频脉冲、梯度场及信号采集时刻。射频脉冲的调整包括带宽（频率范围）、幅度（强度）、何时施加及持续时间等；梯度场的调整包括梯度场施加方向、梯度场场强、何时施加及持续时间等。我们把射频脉冲、梯度场和信号采集时刻等相关各参数的设置及其在时序上的排列称为 MRI 的脉冲序列（pulse sequence）。

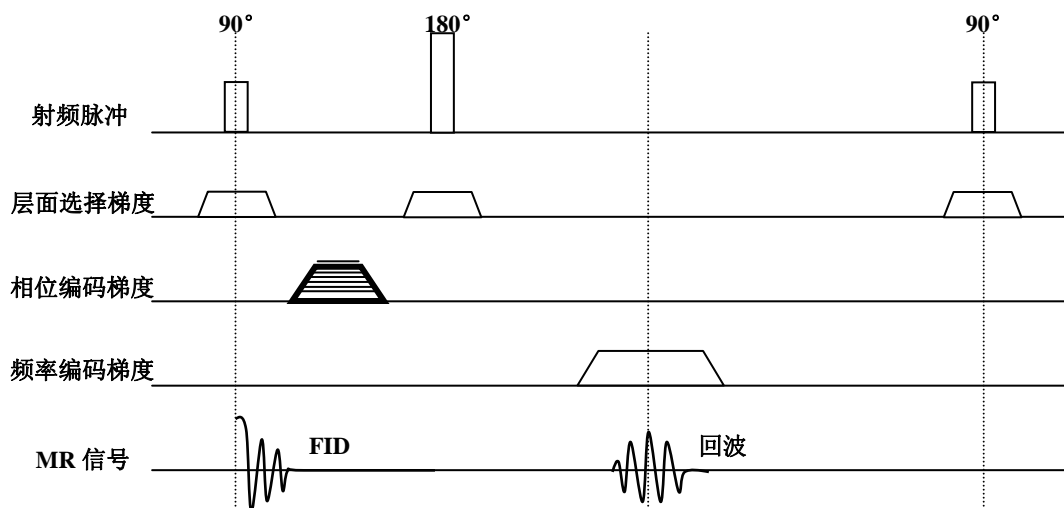
由于 MR 成像可调整的参数很多，对某一参数进行不同的调整将得到不同成像效果，这就使得 MR 成像脉冲序列变得非常复杂，同时也设计出种类繁多的各种成像脉冲序列，可供用户根据不同的需要进行选择。而对于用户来说，也需要深刻理解各种成像序列，特别是常用脉冲序列，才能在临床应用中合理选择脉冲序列，并正确调整成像参数。

### 二、脉冲序列的基本构建

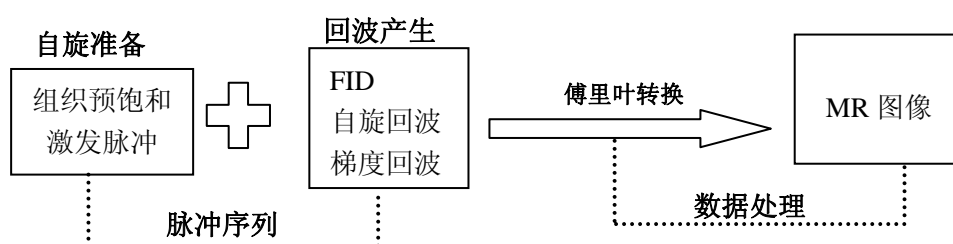
一般的脉冲序列由五个部分构成，即射频脉冲、层面选择梯度场、相位编码梯度场、频率编码梯度场及 MR 信号。在 MRI 射频脉冲结构示意图中，这五部分一般以从上往下的顺序排列，每一部分在时序上的先后和作用时间一般是从左到右排列的。我们以 SE 序列为例来介绍脉冲序列的基本构建（图 27）。

图 27 所示为 SE 序列的基本构建。其他脉冲序列的基本构建也有上述五个部分组成，只是所给的参数及其在时序上的排列有所变化而已。在本章后面各节讲述 MRI 脉冲序列时，为了简便起见，在序列结构示意图中并不一定把上述五个基本构建全部标出。

上述脉冲序列的基本构建还可以简化成两个部分，即自旋准备和信号产生（图 28）。所谓的自旋准备就是利用梯度场匹配进行的射频脉冲激发，在需要成像的区域产生宏观横向磁化矢量的过程，也可在这个阶段对某些组织信号进行选择抑制。而信号产生是指生成 MR 信号（可以是 FID、自旋回波或梯度回波）并对信号进行空间编码的过程。信号产生后由接受线圈采集，经过傅里叶转换即可重建出 MR 图像。



**图 27 SE 脉冲序列的基本构建示意图** 第一行是射频脉冲，SE 序列的射频脉冲由多次重复的 90°脉冲和后随的 180°脉冲构成。第二行是层面选择梯度场，在 90°脉冲和 180°脉冲时施加。第三行是相位编码梯度场，在 90°脉冲后 180°脉冲前施加。第四行是频率编码梯度场，必须在回波产生的过程中施加。第五行是 MR 信号，SE 序列中 90°脉冲后将产生一个最大的宏观横向磁化矢量，由于主磁场的均匀性和组织的 T2 弛豫的双重作用，宏观横向磁化矢量呈指数式衰减，表现为 MR 信号很快减弱，这种信号变化方式即自由感应衰减（FID）。由于 180°脉冲的聚相位作用，在 TE 时刻将产生一个自旋回波，回波是从无到有，从小到大，到最大强度后又逐渐变小直到零的 MR 信号。



**图 28 MRI 脉冲序列结构示意图** 一般的 MRI 脉冲序列都由自旋准备和回波产生两个部分组成

### 三、MRI 脉冲序列的分类

MRI 脉冲序列的分类方法有多种，可按脉冲序列的用途分为通用序列和专用序列。按成像的速度可把脉冲序列分为普通序列和快速成像序列。目前最常用的是按采集信号类型进行的分类方法：（1）FID 类序列，指采集的 MR 信号是 FID 信号，如部分饱和序列等；（2）自旋回波类序列，指采集到的 MR 信号是利用 180°复相脉冲产生的自旋回波，包括常规的自旋回波序列，快速自旋回波序列等；（3）梯度回波类序列，指采集到的 MRI 信号是利用读出梯度场切换产生的梯度回波。包括常规梯度回波序列、扰相梯度回波序列、稳态进动成像序列等；（4）杂合序列，指采集到的 MRI 信号有两种以上的回波，通常是自旋回波和梯度回波，如快速自旋梯度回波序列和平面回波成像序列等。

## 第二节 MRI 脉冲序列相关的概念

在介绍 MRI 脉冲序列之前，有必要先了解一些与 MRI 脉冲序列相关的基本概念。这里介绍的仅为 MRI 常用脉冲序列中共有的一些相关概念，某些特殊序列的相关概念我们将在各自序列中介绍。

### 一、时间相关的概念

前面已经介绍过，MRI 脉冲序列实际上是射频脉冲和梯度场的变化在时序的排列，因此每个脉冲序列都将会有一些时间相关的概念，主要包括重复时间、回波时间、有效回波时间、回波链长度、回波间隙、反转时间、激励次数、采集时间等。

1. 重复时间 重复时间 (repetition time, TR) 是指脉冲序列执行一次所需要的时间。在 SE 序列中 TR 即指相邻两个  $90^\circ$  脉冲中点间的时间间隔；在梯度回波 TR 是指相邻两个小角度脉冲中点之间的时间间隔；在反转恢复序列和快速反转恢复序列中，TR 是指相邻两个  $180^\circ$  反转预脉冲中点间的时间间隔；在单次激发序列 (包括单次激发快速自旋回波和单次激发 EPI) 中，由于只有一个  $90^\circ$  脉冲激发，TR 等于无穷大。

2. 回波时间 回波时间 (echo time, TE) 是指产生宏观横向磁化矢量的脉冲中点到回波中点的时间间隔。在 SE 序列中 TE 指  $90^\circ$  脉冲中点到自旋回波中点的时间间隔。在梯度回波中指小角度脉冲中点到梯度回波中点的时间间隔。

3. 有效回波时间 有效回波时间 (effective TE) 在快速自旋回波 (fast spin echo, FSE) 序列或平面回波 (echo planar imaging, EPI) 序列中，一次  $90^\circ$  脉冲激发后会有多个回波产生，分别填充在 K 空间的不同位置，而每个回波的 TE 是不同的。在这些序列中，我们把  $90^\circ$  脉冲中点到填充 K 空间中央的那个回波中点的时间间隔称为有效 TE。

4. 回波链长度 回波链长度 (echo train length, ETL) 的概念出现在 FSE 序列或 EPI 序列中。ETL 是指一次  $90^\circ$  脉冲激发后所产生和采集的回波数目。回波链的存在将成比例减少 TR 的重复次数。在其他成像参数保持不变的情况下，与相应的单个回波序列相比，具有回波链的快速成像序列的采集时间缩短为原来的  $1/ETL$ ，因此 ETL 也被称快速成像序列的时间因子。

5. 回波间隙 回波间隙 (echo spacing, ES) 是指回波链中相邻两个回波中点间的时间间隔。ES 越小，整个回波链采集所需时间越少，可间接加快采集速度，提高图像的信噪比。

6. 反转时间 反转时间 (inversion time, TI) 仅出现在具有  $180^\circ$  反转预脉冲的脉冲序列中，这类序列有反转恢复序列、快速反转恢复序列、反转恢复 EPI 序列等。一般把  $180^\circ$  反转预脉冲中点到  $90^\circ$  脉冲中点的时间间隔称为 TI。

7. 激励次数 激励次数 (number of excitation, NEX) 也称信号平均次数 (number of signal averaged, NSA) 或信号采集次数 (number of acquisitions, NA)，是指脉冲序列中每一个相位编码步级的重复次数。NEX 增加有利于减少伪影并增加图像信噪比，但同时也增加了信号采集时间。一般的序列需要两次以上的 NEX，而快速 MRI 脉冲序列特别是屏气序列的 NEX 往往是 1，甚至小于 1。

8. 采集时间 采集时间 (acquisition time, TA) 也称扫描时间，是指整个脉冲序列完成

信号采集所需要时间。在不同序列中 TA 的差别很大，一幅图像的 TA 可以在数十毫秒（如单次激发 EPI 序列），也可以是数十分钟（如 SE T2WI 序列）。

二维 MRI 的采集时间可以按下式计算：

$$TA = TR \times n \times NEX$$

式中 TA 表示采集时间；TR 为重复时间；n 为 NEX=1 时 TR 需要重复的次数；NEX 为激励次数，NEX 越大，TR 需要重复的总次数越多。对于没有回波链的序列如 SE 序列或 GRE 序列，n 就是相位编码的步级数，对于具有回波链的序列如 FSE 或 EPI 等序列，n 等于相位编码步级数除以 ETL。

三维 MRI 由于是容积采集，需要增加层面方向的相位编码，容积内需要分为几层则需要进行同样步级的相位编码，因此其采集时间可以按下式计算：

$$TA = TR \times n \times NEX \times S$$

式中 S 为容积范围的分层数，其他同二维采集。S 越大，TR 需要重复的总次数越多。

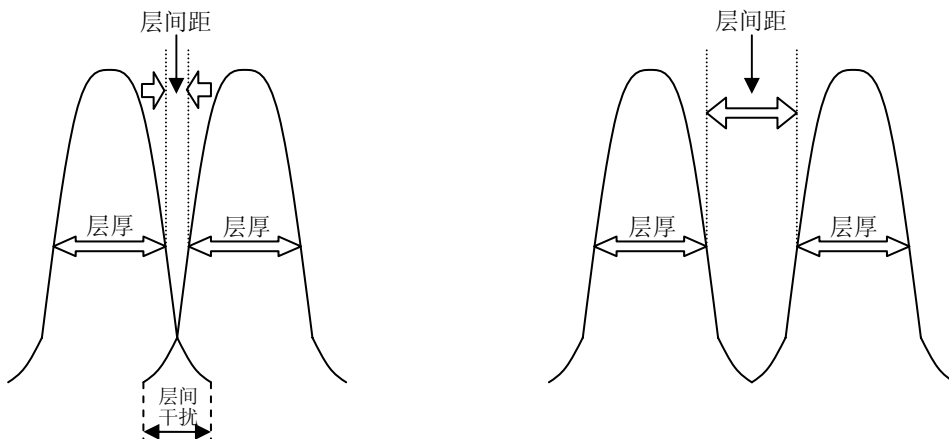
从上述两个 TA 的计算公式可以得知，实际上影响 TA 的因素主要是 TR 的长短和 TR 需要重复的总次数。

## 二、空间分辨力相关的概念

任何脉冲序列在实际应用中都会涉及到空间分辨力的问题，实际上空间分辨力就是指图像像素所代表体素的实际大小，体素越小空间分辨力越高。空间分辨力受层厚、层间距、扫描矩阵、视野等因素影响。

1. 层厚 MRI 的层厚（slice thickness）是由层面选择梯度场强和射频脉冲的带宽来决定的，在二维图像中，层厚即被激发层面的厚度。层厚越薄，图像在层面选择方向的空间分辨力越高，但由于体素体积变小，图像的信噪比降低。因此在选择层厚的时候既要考虑到空间分辨力，也要考虑到图像信噪比。

2. 层间距 层间距（slice gap）是指相邻两个层面之间的距离。MRI 的层间距与 CT 的层间距（slice interval）概念不同。CT 的层间距是指相邻的两个层面厚度中心的间距，如层厚和层间距均为 1cm，实际上是一层接着一层，两层之间没有间隔。而 MR 成像时，如果层厚为 1cm，层间距为 0.5cm，则两层之间有厚度为 0.5cm 的组织没有成像。MR 的层面成像是通过选择性的射频脉冲来实现的，由于受梯度场线性、射频脉冲的频率特性等影响，实际上扫描层面附近的质子也会受到激励，这样就会造成层面之间的信号相互影响（图 29），我们把这种效应称为层间干扰（cross talk）或层间污染（cross contamination）。为了减少层间污染，二维 MR 成像时往往需要一定的层间距。



a

b

**图 29 层间干扰示意图** 由于梯度线性和射频脉冲选择性的限制，层面临近的质子将同时受到激发。当层间距较小时（图 a），临近层面内的质子受到激发因而出现层间干扰。增加了层间距后（图 b），层间干扰减少或基本消失。

3. 矩阵 矩阵（matrix）是指 MR 图像层面内行和列的数目，也就是频率编码和相位编码方向上的像素数目。频率编码方向上的像素多少不直接影响图像采集时间；而相位编码方向的像素数目决定于相位编码的步级数，因而数目越大，图像采集时间越长。MR 图像的像素与成像体素是一一对应的。在其他成像参数不变的前提下，矩阵越大，成像体素越小，图像层面内的空间分辨力越高。

4. 视野 视野（field of view, FOV）是指 MR 成像的实际范围，即图像区域在频率编码方向和相位编码方向的实际尺寸，如 30 cm×30 cm，因而是个面积概念。在矩阵不变的情况下，FOV 越大，成像体素越大，图像层面内的空间分辨力降低。

5. 矩形 FOV 一般的 FOV 是正方形的，但有些解剖部位各方向径线是不同的，如腹部横断面的前后径明显短于左右径，如果采用正方形 FOV，前后方向有较大的区域空间编码是浪费的，如果采用前后径短左右径长的矩形 FOV，如 30 cm×40 cm，则可充分利用 FOV。矩形 FOV 的短径只能选择在相位编码方向上，采用矩形 FOV 后，在空间分辨力保持不变的情况下，需要进行的相位编码步级数减少，因而采集时间成比例缩短。

### 三、偏转角度

在射频脉冲的作用下，组织的宏观磁化矢量将偏离平衡状态（即 $B_0$ 方向），其偏离的角度称为偏转角度（flip angle）或称激发角度。宏观磁化矢量偏转的角度取决于射频脉冲的能量，能量越大偏转角度越大。而射频脉冲的能量取决于脉冲的强度和持续时间，增加能量可通过增加脉冲的强度或/和持续时间来实现。MRI常用的偏转角为 $90^\circ$ 、 $180^\circ$ 和梯度回波序列常用的小角度（ $<90^\circ$ ）。偏转角度越小，所需要的能量越小，激发后组织纵向弛豫（释放能量）所需要的时间越短。

### 第三节 自由感应衰减类序列

我们把采集到的 MRI 信号为自由感应衰减 (FID) 信号的脉冲序列统称为 FID 类序列。MRI 发展的早期, FID 序列曾经在低场强的 MRI 仪上有较多的应用, 目前这类序列已经很少使用。本节中仅简单介绍饱和恢复序列和采集 FID 信号的反转恢复序列。

#### 一、饱和恢复序列

饱和恢复 (saturation recovery, SR) 序列也称部分饱和 (partial saturation) 序列。我们在前面一节已经介绍过,  $90^\circ$  射频脉冲将产生一个最大的宏观横向磁化矢量,  $90^\circ$  脉冲结束后宏观横向磁化矢量将以指数式衰减, 即产生 FID 信号。SR 序列是结构最为简单的序列, 利用连续的  $90^\circ$  脉冲进行激发, 在每个  $90^\circ$  脉冲后采集 FID 信号 (图 30a)。由于 FID 信号衰减很快, 一般难以利用该序列来反映组织的 T2 对比。如果 TR 很短, 则几乎所有组织将被饱和, 难以接受下一个  $90^\circ$  脉冲, 因而组织信号很弱。如果 TR 很长, 则每一次  $90^\circ$  激发前所有组织的纵向弛豫已经完成, 图像失去了 T1 对比, 可以得到质子密度对比。如果选择一个合适的 TR, 每一个  $90^\circ$  脉冲前, 组织的纵向弛豫部分完成, 因而存在的 T1 对比, 得到的将是 T1WI, 这时组织只有部分被饱和, 这也是该序列称为部分饱和序列的原因。目前在临床上几乎不再采用 SR 序列。

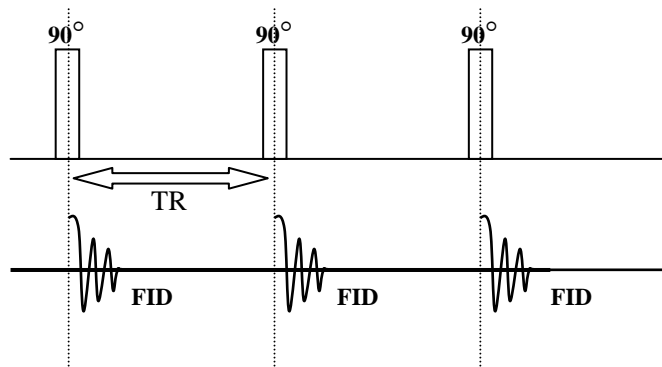


图 30 饱和恢复 (SR) 序列结构示意图 SR 序列由连续的  $90^\circ$  脉冲构成, 每个  $90^\circ$  脉冲后采集 FID 信号。选择合适的 TR, 利用 SR 序列可得到 T1WI, 选用长 TR 则可得到质子密度加权图。

#### 二、采集 FID 信号的反转恢复序列

反转恢复 (inversion recovery, IR) 序列的特点是利用  $180^\circ$  射频脉冲把组织的宏观纵向磁化矢量偏转  $180^\circ$ , 即反转到与主磁场相反的方向上, 在组织发生纵向弛豫的过程中施加  $90^\circ$  脉冲, 来记录不同组织间纵向弛豫的差别。 $90^\circ$  脉冲后可以采集 FID 信号, 也可以利用  $180^\circ$  复相脉冲采集自旋回波信号。早期的 IR 序列多采集 FID 信号, 目前临床上常规应用的 IR 序列则一般采集的是自旋回波信号 (详见 IR 序列一节)。

## 第四节 自旋回波和快速自旋回波序列

凡是成像时采集的是自旋回波信号的序列都属于自旋回波类序列，包括常规自旋回波、快速自旋回波、单次激发快速自旋回波等。反转恢复序列及快速反转恢复序列采集的信号也可以是自旋回波，但其序列结构有一定的特殊性，我们将在本章第五节中介绍。

### 一、自旋回波序列

SE 序列的结构在第一章第十节已经有详细介绍，不再重复，这里仅介绍其特点及临床应用情况。

SE 序列是 MRI 的经典序列，在临床上得到广泛应用，具有以下优点：（1）序列结构比较简单，信号变化容易解释；（2）图像具有良好的信噪比；（3）图像的组织对比良好；（4）对磁场的均匀敏感性低，因而磁化率伪影很轻微；（5）利用 SE 序列进行 T1WI，采集时间一般仅需要 2~5min。

SE 序列也存在着一些缺点：（1）90°脉冲能量较大，纵向弛豫需要的时间较长，需采用较长的 TR（特别是 T2WI），且一次激发仅采集一个回波，因而序列采集时间较长，T2WI 常需要十几分钟以上；（2）由于采集时间长，体部 MR 成像时容易产生伪影；（3）采集时间长，因而难以进行动态增强扫描；（4）为减少伪影，NEX 常需要 2 以上，进一步增加了采集时间。

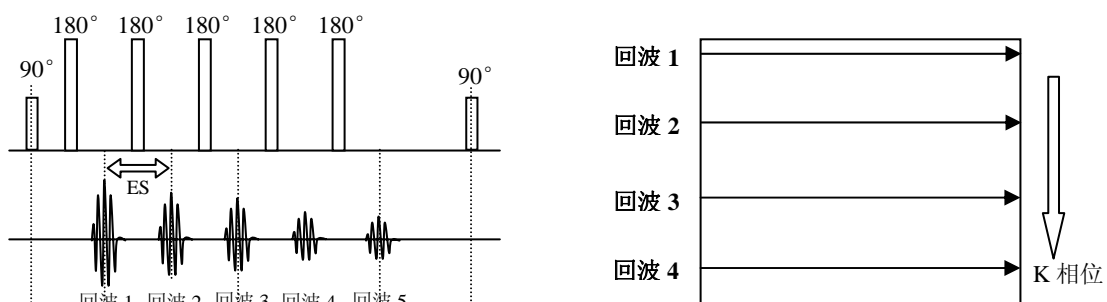
鉴于上述特点，目前即便是低场机，也很少利用 SE 序列进行 T2WI 和 PD。SE 序列目前多用于获取 T1WI，是颅脑、骨关节、软组织、脊柱脊髓等部位的常规 T1WI 序列。对于体部特别是腹部来说，许多医院还把 SE 序列作为常规 T1WI 序列，配合呼吸补偿技术，可获得质量较高的 T1WI。但对于呼吸不均匀的病人，图像容易产生运动伪影，同时由于采集时间长，不能利用 SE 序列进行动态增强扫描，因而不少专家提出用梯度回波序列替代 SE 序列作为腹部常规 T1WI 序列。

### 二、快速自旋回波序列

快速自旋回波序列在不同产家生产的 MRI 仪上有不同的名称，安科公司和 GE 公司称之为 FSE（fast spin echo, FSE），西门子公司和飞利浦公司称之为 TSE（turbo spin echo），本讲义中将采用 FSE 的名称。FSE 以前也称为弛豫增强快速采集（rapid acquisition with relaxation enhancement, RARE）。

#### （一）FSE 序列的原理

我们都知道 SE 序列在一次 90°射频脉冲后利用一次 180°复相脉冲，仅产生一个自旋回波信号，那么一幅矩阵为 256×256 的图像需要 256 次 90°脉冲激发（NEX=1 时），即需要 256 次 TR，每次激发采用不同的相位编码，才能完成 K 空间的填充。与之不同的是，FSE 序列在一次 90°射频脉冲激发后利用多个（2 个以上）180°复相脉冲产生多自旋回波，每个回波的相位编码不同，填充 K 空间的不同位置上（图 31）。





a

b

**图 31 FSE 序列基本结构和 K 空间填充示意图** 图 a 示在一次 90°射频脉冲后用 5 个 180°复相脉冲产生 5 个自旋回波（即 ETL=5），相邻两个回波中点的时间间隔为回波间隙（ES），两个相邻的 90°脉冲中点的时间间隔为 TR。上述的 5 个回波的相位编码不同，填充在 K 空间相位编码方向的不同位置上，实际上 5 个回波的回波时间是不同的，由于填充的 K 空间中央的回波决定图像的对比，因此如果把第三个回波填充在 K 空间中央（图 b），则有效 TE 为 90°脉冲中点到第三个回波中点的时间间隔（图 a）。

由于一次 90°脉冲后利用多个 180°脉冲，因而产生的不是单个回波，而是一个回波链，一次 90°脉冲后利用了多少个 180°脉冲就会有多个自旋回波产生，把一次 90°脉冲后所产生的自旋回波数目定义为 FSE 序列的回波链长度。在其他成像参数不变的情况下，ETL 越长，90°脉冲所需要的重复次数越少（即 TR 次数越少），采集时间将成比例缩短，如果 ETL=n，则该 FSE 序列的采集时间为相应 SE 序列的 1/n，所以 ETL 也称为时间因子。举例说明：设 TR=3000 ms，扫描矩阵 256×256，NEX=2，（即需要 512 次 TR），则利用 SE 序列成像的采集时间 TA=3s×256×2=1536s（25min36s）；如果保持上述成像参数不变，利用 ETL=8 的 FSE 序列来成像，则 TR 的次数为 512/8，即 64 次，则采集时间 TA=3s×（256/8）×2=192s（3min12s），仅为相应 SE 序列 TA 的 1/8。

## （二）FSE 序列的特点

FSE 序列目前在临床上得到广泛应用，FSE 一些参数的选择将会影响图像的质量，因此有必要介绍一下 FSE 序列的特点。

1. 快速成像 前面在 FSE 原理中已经提到，由于回波链的存在，在其他成像参数不变的前提下，与相应 SE 序列相比，FSE 序列的采集时间随 ETL 的延长而成比例缩短，即 FSE 序列的 TA 为相应 SE 序列 TA 的 1/ETL。但实际上，采用了 FSE 序列后，为了提高图像质量并增加扫描层数，FSE T2WI 序列的 TR 往往比 SE 序列要长，因此 TA 的缩短并不象理论上那么明显。

2. 回波链中每个回波信号的 TE 不同 FSE 序列中在一次 90°脉冲后利用多个 180°复相脉冲来产生多个自旋回波信号，实际上每个回波信号的 TE 是不同的，第一个回波信号的 TE 最短，最后一个回波信号的 TE 最长，因此 FSE 的图像实际上是由 TE 不同的回波构成的。大家都知道填充 K 空间中心的回波将主要决定图像的对比，通过相位编码的调整，我们可以把回波链中的任何一个回波填充在 K 空间中心（图 32），我们把 90°脉冲中点到填充 K 空间中心的回波中点的时间间隔定义为有效 TE（effective TE）。如果把第一个回波填充在 K 空间中心（即选择很短有效 TE），将基本剔除组织的 T2 弛豫对图像对比的影响，得到的将是 T1WI 或 PDWI；如果把一个长回波链中的最后一个回波填充在 K 空间中心（选择很长

的有效 TE)，得到的将是权重很重的 T2WI；如果在回波链中选择一个合适的回波信号填充在 K 空间中心（选择合适长的有效 TE），将得到权重合适的 T2WI。实际上填充 K 空间各个位置的回波信号对图像对比都有不同程度贡献，而回波链中各回波的 TE 不同，因此与相应 SE 序列相比，FSE 序列的 T2 对比将有不同程度降低，ETL 越长，对图像对比的影响越大。

3. FSE 序列图像的模糊效应 大家都知道在 90°脉冲后，由于 T2 弛豫，宏观横向磁化矢量将随时间推移逐渐衰减，即随着 TE 的延长，任何组织的信号强度都在衰减。如果不考虑相位编码梯度场对组织信号的影响，则 FSE 序列的回波链中第一个回波信号最强，往后信号强度逐渐减弱，最后一个回波信号最弱（图 32b）。这种强度具有差别的回波信号填充在 K 空间中，在傅里叶转换中将发生定位上的错误，从而导致图像模糊。ETL 越长，填充 K 空间的回波信号强度差别越大，图像越模糊。因此，ETL 延长尽管可以缩短采集时间，但将增加图像模糊，并影响图像对比。减少图像模糊的办法除了在采集时间能够接受的前提下缩短 ETL 外，回波间隙缩小也可以减少图像模糊。ES 为回波链中两个相邻回波中点的时间间隔（图 32a），ES 的缩小将减少回波之间的信号强度差别，从而减少图像模糊。

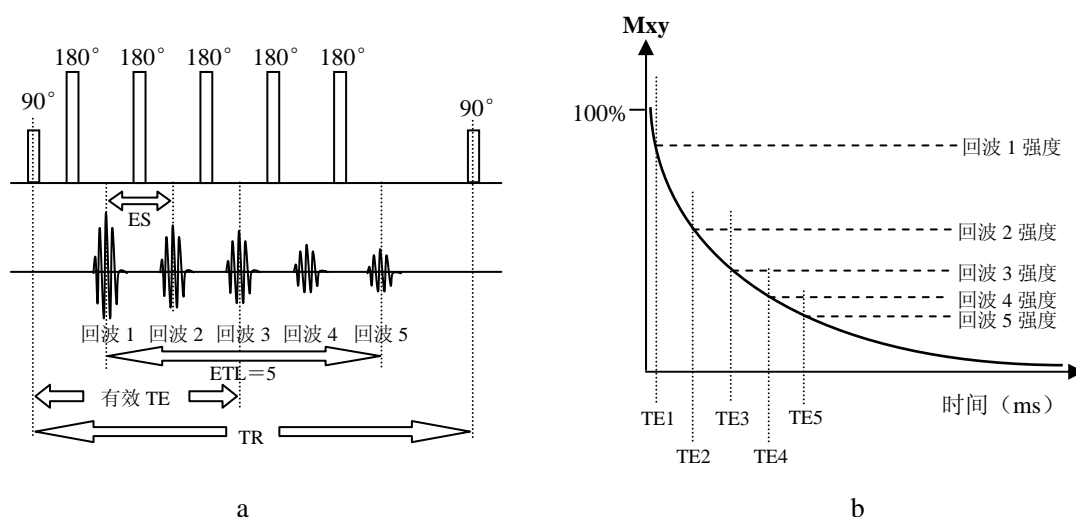


图 32 FSE 序列回波链中各回波的 TE 和信号强度示意图 FSE 序列利用 5 个 180°脉冲，产生 5 个自旋回波（图 a），各回波的 TE 是不同的，回波 1 的 TE 最短，回波 5 的 TE 最长（图 b），我们可以通过对相位编码的调整，把回波链中任何一个回波填充在 K 空间中心，决定图像的权重和对比。同时由于 T2 弛豫，各回波的信号强度也不相同，回波 1 的信号强度最大，回波 5 的信号强度最弱（图 b）。

4. 脂肪组织信号强度增高 脂肪组织的信号强度增加是 FSE 序列的又一特点。在 SE T2WI 上脂肪组织呈现中等偏高信号（灰白），而在 FSE T2WI 上，脂肪组织呈现高信号（白）。这主要由于两个方面的原因：（1）脂肪组织内的质子之间存在着 J-耦合，这种耦连结构可增加磁场的波动，加快了质子失相位，因此脂肪组织的 T2 值并不长。FSE 序列连续的 180°脉冲可打断 J-耦合，因而脂肪组织的质子失相位减慢，延长脂肪组织的 T2 值，因而增加脂肪组织的信号强度；（2）180°脉冲引起的磁化转移效应也是增加脂肪组织信号强度的一个原因。FSE 序列中，ETL 越长，ES 越小，脂肪组织信号强度的增加将越明显。

5. 对磁场不均匀性不敏感 与SE序列相同,FSE序列也是利用180°复相脉冲产生回波,180°脉冲可以剔除主磁场恒定不均匀,因而对磁场不均匀性不敏感。这一特点的优点在于磁化率敏感伪影不明显;缺点在于不利于一些能够增加磁场不均匀的病变如出血等的检出。

6. 能量沉积增加 FSE 的序列结构为 90°脉冲激发后利用连续的 180°复相脉冲激发产生回波。180°脉冲能量很大,如此大的能量连续激发,传递到人体组织的能量将在短时间内很快积聚,特殊吸收率(specific absorption ratio, SAR)将明显升高,可引起体温升高等不良反映,这在高场强的 MRI 仪中将表现的更为突出。ETL 越长,ES 越小,SAR 值增加的越明显。

### (三) FSE 序列的临床应用

FSE 序列在临床上已经得以广泛应用,在本讲义中我们根据文献及在临床上的应用体会,人为地把 FSE 序列分为 FSE T1WI 序列、短 ETL FSE T2WI 序列、中等 ETL FSE T2WI 序列、长 ETL FSE T2WI 序列等四种,下面我们逐一介绍其临床应用。

1. FSE T1WI 序列 FSE T1WI 序列通常选择较短的 ETL,因为 ETL 越长,填充 K 空间的回波中 TE 长的回波信号越多,因而将增加 T2 弛豫对图像的污染,降低 T1 对比。对于 FSE T1WI 序列来说,应该把回波链中第一回波信号填充在 K 空间中心(选择最短的有效 TE),以尽量减少 T2 弛豫对图像对比的影响。FSE T1WI 序列的 TR 通常为 300~500 ms,有效 TE 常为 8~15ms,ETL 常为 2~4。根据需要可调节上述参数。

FSE T1WI 序列的优点主要是相对 SE T1WI 序列来说,采集时间缩短,甚至可以进行屏气扫描。如 ETL=4,TR=300 ms,相位编码步级=160,NEX=2,则  $TA=0.3s \times (160/4) \times 2=24s$ ,屏气扫描完全是可行的。

FSE T1WI 的缺点有:(1)由于受 T2 弛豫的污染,图像的 T1 对比不如 SE T1WI 序列;(2)FSE 的模糊效应;(3)扫描速度还是比梯度回波序列慢,需要屏气扫描时,一次屏气能够扫描的层数有限。

FSE T1WI 序列的主要用途有:(1)对 T1 对比要求相对较低的部位,如脊柱、大关节、骨与软组织等;(2)病人耐受能力较差,要求加快扫描速度时;(3)体部屏气扫描。当对 T1 对比要求较高时,如进行脑组织及腹部脏器 T1WI,一般不采用 FSE T1WI 序列。

2. 短 ETL 的 FSE T2WI 序列 ETL 为 2~10,实际应用中 ETL 通常为 5~10。

短 ETL 的 FSE T2WI 序列具有以下优点:(1)与 SE 序列相比,成像速度明显加快,根据选择的扫描参数不同,TA 一般为 2~7min;(2)由于回波链较短,其 T2 对比较好,接近于 SE T2WI;(3)对磁场不均匀性不敏感,没有明显的磁敏感性伪影。

短 ETL 的 FSE T2WI 序列的主要缺点是扫描速度还不够快,用于体部成像时容易产生运动伪影。

短 ETL 的 FSE T2WI 序列在临床上最常用的 T2WI 序列之一,主要用于对 T2 对比要求较高的部位:(1)颅脑 T2WI 常规序列;(2)配用呼吸触发和脂肪抑制技术后作为腹部脏器 T2WI 常规序列。

3. 中等 ETL FSE T2WI 序列 ETL 为 10~20。与短 ETL FSE T2WI 序列相比,中等 ETL 的 FSE T2WI 序列的特点表现为:(1)扫描速度更快,根据成像参数的不同,TA 一般为 1~

4min; (2) 由于 ETL 比较长, 图像的 T2 对比不及短 ETL FSE T2WI 序列。

中等 ETL 的 FSE T2WI 序列主要临床用途: (1) 对 T2 对比要求相对较低, 主要显示解剖结构的部位, 如脊柱、骨关节等; (2) 脏器内在的 T2 对比好, 并要求 T2 权重较重的部位, 如前列腺等。

4. 长 ETL 的 FSE T2WI 序列 ETL 大于 20, 实际应用中通常为 20~32。长 ETL 的 FSE T2WI 序列的特点有: (1) 成像速度快, 根据所选用的参数不同, TA 可为 20s 到 3min, 因此可以进行屏气扫描; (2) 由于 ETL 较长, 图像模糊更明显, 且 T2 对比降低; (3) 屏气扫描时, 屏气不好仍有明显运动伪影。

长 ETL 的 FSE T2WI 序列主要用于: (1) 体部屏气 T2WI, 主要用于呼吸节律不能很好控制导致呼吸触发短 ETL FSE T2WI 失败的病例; (2) 水成像, 配用呼吸触发技术可进行腹部水成像如 MR 胰胆管成像 (MRCP)、MR 尿路成像 (MRU) 等。

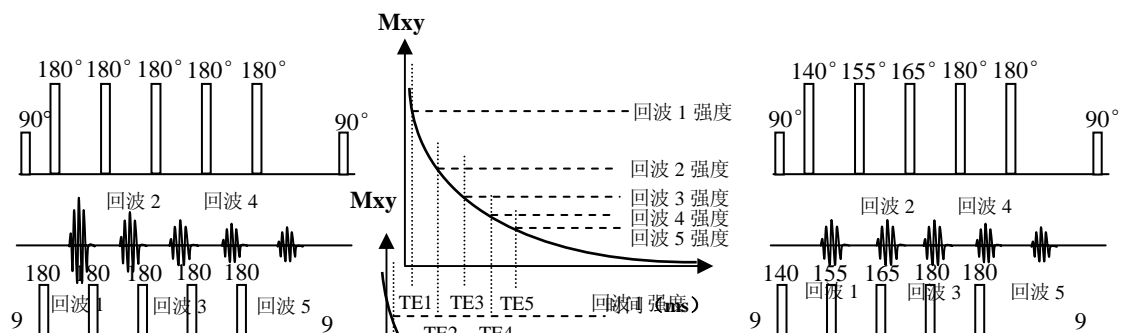
5. 关于 FSE 序列上述分类方法的几点说明 上述关于 FSE 序列临床应用的分类并非一个标准的分类方法。不同产家生产的 MR 仪或即便是同一产家生产的不同场强、不同型号和配置的 MR 仪, 由于采用的其他成像参数不同, ETL 的选择也可作相应的调整, 具体应用时还要根据病人的情况作灵活调整。如以前生产的 1.5 T 扫描机, 由于射频放大器功率和梯度线圈性能的限制, 回波间隙 (ES) 常在 15~20 ms, 假设 ES = 20 ms, ETL = 10, 则回波链中最后一个回波的 TE 为 200 ms; 而近年产生的 1.5 T 扫描机, 由于射频放大器功率和梯度线圈性能提高, ES 可在 10 ms 以下, 如果 ES = 10 ms, ETL = 10, 则回波链中最后一个回波的 TE 为 100 ms, 如果选择 ETL = 20, 则最后一个回波的 TE 为 200 ms, 相当于原来 ES = 10ms, ETL = 10 的最后一个回波的 TE。因此当扫描机性能提高后, 适当延长 ETL 仍可以保证较高的图像质量。

### 三、FSE 序列的改进

随着硬件技术的进步, FSE 序列有了很大的改进, 了解这些技术上的改进, 有助于在临床应用中合理调整成像参数, 更好地发挥 FSE 序列的优势。

#### (一) 提高射频功率, 缩短回波间隙

由于射频放大器功率的提高、射频线圈的改进以及梯度线圈性能的进步, FSE 序列的回波链的 ES 已经有了明显缩短。如 1.5 T 扫描机中 FSE 序列的 ES 已经从原来的 15~20 ms 缩短到目前的 7~15 ms。ES 缩短带来的好处有: (1) 回波链中各回波的信号强度差别缩小, 减少了图像模糊; (2) 回波链中各回波的 TE 差别变小, 在 ETL 相同的情况下提高了图像的 T2 对比; (3) 回波采集速度加快, 各回波信噪比提高, 从而提高了整体图像的信噪比; (4) 回波采集的速度加快, 同样的 TR 间期可采集更多的层面, 或可以适当缩短 TR, 从而缩短 TA; (5) 可适当延长 ETL, 仍可保持原有的图像质量, 同时缩短了 TA。当然 ES 的缩短也有一些缺点: (1) 180°脉冲更为密集, 单位时间内在人体内的能量沉积增大 (即 SAR 提高); (2) 脂肪组织的信号强度进一步增强, 可能会增加伪影或/和降低图像的对比。



a b c

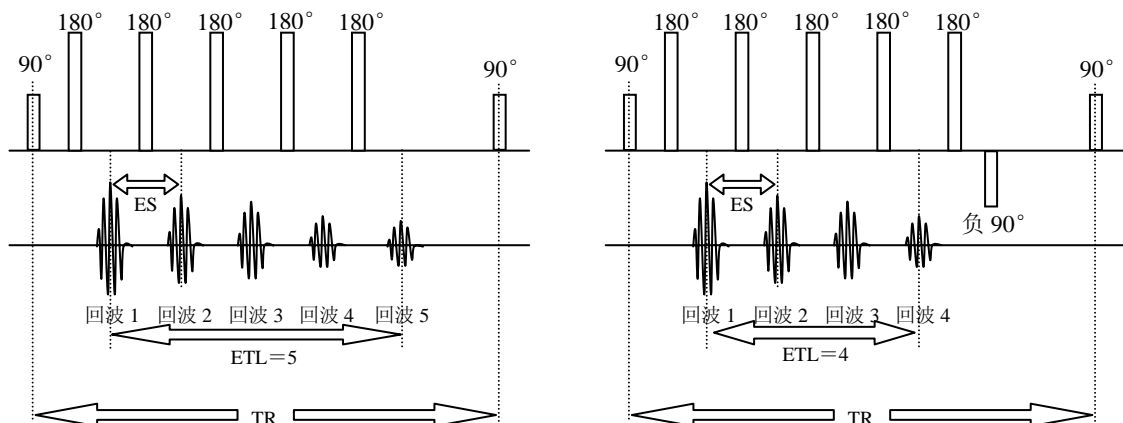
**图 33 FSE 序列复相脉冲角度调整示意图** 图 a 为未调整前，回波链中 5 个回波均采用 180° 脉冲进行采集，这样回波 1 的信号幅度最高，随后各回波的幅度逐渐降低，回波 5 的信号幅度最低。图 b 示由于 T2 弛豫初期最快，往后逐渐减慢，回波 1 和回波 2 之间的信号幅度差别最大，往后各相邻回波间的信号幅度差别逐渐变小。图 c 示调整后的复相脉冲，回波 1 的复相脉冲仅施加了 140°，回波 2 施加了 155°，回波 3 施加了 165°，回波 4 和回波 5 施加了 180°，这样各回波之间的幅度差别明显变小。

(二) 对复相脉冲角度进行调整，减少回波链中个回波间的幅度差别

90° 脉冲激发后，由于 T2 弛豫，组织的宏观横向磁化矢量出现衰减，在衰减的过程中，我们在不同的时间点（不同的 TE）采集回波信号，因此回波信号的幅度（信号强度）将逐渐降低，即各回波之间的幅度存在差别（图 33a、b），这种差别将在傅里叶转换中发生错误，从而引起图像模糊，差别越大图像越模糊。我们都知道组织的横向弛豫在初期最快，随后逐渐减慢，因此回波链中前面的回波之间的幅度差别最大（图 33b），如果回波链中的前面的回波填充在 K 空间相位编码方向的中央区域（如 T1WI 或 PDWI 时），图像的模糊将更为明显。我们可以对复相脉冲进行调整，在回波链中的第一回波施加的复相脉冲角度最小，这样第一回波的幅度将明显降低，随后各回波施加的复相脉冲逐渐增大，直至增加到 180°，这样回波链中的各回波的幅度将较为接近（图 33c），可大大减少图像模糊。这对于 FSE 的 T1WI 及 PDWI 序列尤为重要。

(三) 快速恢复 FSE 序列

快速恢复 FSE（fast recovery FSE, FRFSE）序列与 SE 序列一样，均采用 90° 射频脉冲进行激发，并能够产生最大的宏观横向磁化矢量，因而得到的图像有较好的信噪比。90° 脉冲传递给质子的能量较大，因而受激发组织的纵向弛豫将需要较长的时间，当利用 FSE 序列进行 PDWI 或 T2WI 时，需要选择很长 TR，以尽量剔除纵向弛豫对图像对比的污染。然而在其他成像参数不变的情况下，TR 的延长意味着 TA 的延长。如果能够加快组织的纵向弛豫，则可选用较短的 TR，成像速度将加快。FRFSE 序列就是促使组织加快纵向弛豫的方法（图 34）。



a

b

**图 34 常规FSE与FRFSE序列的比较** 图a为常规FSE序列，图b为FRFSE序列。这两个序列的其他成像参数（包括TR、ES等）均相同，FSE序列采用 5 个 180°复相脉冲采集 5 个回波（ETL=5），FRFSE序列也采用 5 个 180°脉冲，但最后一个 180°脉冲产生的回波不采集（ETL=4），而在该回波的TE时刻采用一个负 90°脉冲，把最后一个 180°脉冲产生的横向磁化矢量偏转回到B<sub>0</sub>方向，从而加快了组织的纵向弛豫速度。

FSE T2WI 之所以要选择较长的 TR，主要是因为 T1 值很长的组织纵向弛豫太慢。以 1.5 T 扫描机行头颅 FSE T2WI 为例，如果选择 TR=2000 ms，TE=100ms，ETL=8，ES=10ms，矩阵=256×256，NEX=2，TA=2s×(256/8)×2=128s=2min8s。脑白质的 T1 值约为 450ms，脑灰质的 T1 值约为 500ms，实际上当 TR=2000ms，对于脑白质和灰质来说，纵向弛豫已经绝大部分完成，基本剔除了纵向弛豫对图像对比的影响，也就是说，TR 已经足够长；但脑脊液的 T1 值约为 3500 ms，TR=2000ms 时，其宏观纵向磁化矢量还没有恢复到平衡状态时的一半，因此脑脊液信号将不表现为高信号（白）而仅为中等偏高信号（灰白），如果把 TR 延长到 4000ms，脑脊液的信号强度将明显升高，但 TA 则延长到 4min16s。

FRFSE的原理并不复杂，就是在回波链的最后一个回波采集后，再施加一个 180°复相脉冲，将产生一个回波，这个回波并不采集，而在相当于这个回波的TE时刻施加一个负 90°脉冲，把 180°脉冲重聚的横向磁化矢量偏转回B<sub>0</sub>方向，从而加快了组织的纵向弛豫，还是以刚才的头颅T2WI为例，成像参数也不变，那么回波链中最后一个回波（第十个回波）采集完成是在 90°脉冲后的 80ms，这时脑组织的宏观横向磁化矢量衰减到约为最大值的 45%左右（脑组织的T2 值约为 100ms），而脑脊液的宏观横向磁化矢量还残留最大值的 90%以上（脑脊液的T2 值约为 2500~3000ms），负 90°脉冲将把这些横向磁化矢量偏转回B<sub>0</sub>方向，显然负 90°脉冲后脑脊液的宏观纵向磁化矢量已经恢复到平衡状态的 90%以上，这样TR=2000ms的FRFSE T2WI上脑脊液的信号强度将明显增高。实际上FRFSE就是利用一般T1 值长的组织，其T2 值也长的特点，把回波链采集后残留的较大横向磁化矢量快速偏转返回到B<sub>0</sub>方向，加快了T1 值很长的组织（主要是接近于纯水的成分如脑脊液等）的纵向磁化矢量恢复，从而可以选用较短的TR进行T2WI。

#### （四）单次激发 FSE 序列

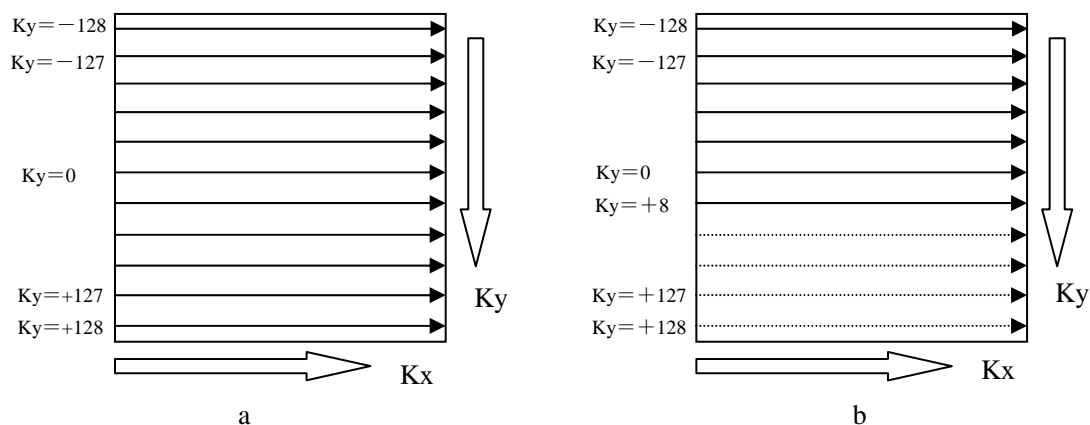
单次激发 FSE（single shot FSE, SS-FSE）序列是采集速度更快的 FSE 序列。常规的 FSE 序列是在一次 90°射频脉冲激发后，利用多个 180°脉冲采集多个自旋回波，需要多次 90°脉冲激发后才能完成 K 空间的填充。与常规 FSE 序列相比，SS-FSE 有以下特点：（1）一次 90°脉冲激发后，利用连续的 180°脉冲采集了填充 K 空间所需要的所有回波信号，即一次 90°脉冲后完成了 K 空间的填充，如果图像的矩阵=256×128，即相位编码步级为 128，则 ETL=128；（2）由于回波链很长，为了保证回波链中后面的回波有一定的信号，SS-FSE 回波链的 ES 很短，目前在 1.5 T 扫描机上一般为 4~5ms；（3）由于是单次激发，所以该序列

中不存在 TR 的概念，因为该序列  $90^\circ$  激发前所有组织的宏观纵向磁化矢量都处于平衡状态（即最大），实际上 TR 为无穷大，所以没有纵向弛豫对图像对比的污染，同时也因此原因 SS-FSE 序列一般不能进行 T1WI，而仅用于 T2WI；（4）由于回波链太长，图像的模糊效应将比较明显，T2 对比也将受到影响；（5）由于 ETL 很长，ES 很短，脂肪组织的信号强度很高；（6）由于  $180^\circ$  脉冲连续又集中，人体内的能量沉积比较集中，SAR 明显升高，为了降低 SAR 值，SS-FSE 常采用小于  $180^\circ$  的复相脉冲产生回波；（7）成像速度很快，如果矩阵为  $256 \times 160$ （即 ETL=160），ES=4ms，NEX=1（SS-FSE 常选用 NEX 为 1），则单层图像的 TA 为 640ms，因此是亚秒级的成像速度，由于 TA 很短，在体部成像时即便病人不能屏气也没有明显的呼吸运动伪影；（8）由于 ETL 很长，回波链中大部分回波的 TE 较长，因此得到的 T2WI 的权重很重。

鉴于上述特点，SS-FSE 的作用主要有：（1）颅脑超快速 T2WI（仅用于不能配合检查的病人）；（2）腹部脏器屏气超快速 T2WI；（3）屏气或呼吸触发水成像（如 MRCP、MRU 等）。

#### （五）半傅里叶采集单次激发 FSE 序列

这个序列是 SS-FSE 的修改序列，在西门子公司生产的扫描机中，该序列称为 HASTE（half-Fourier acquisition single-shot turbo spin-echo）序列，GE 公司产生的扫描机中，该序列是在 SS-FSE 的基础上选择 NEX=0.5 即可。实际上 HASTE 序列也是在一次  $90^\circ$  脉冲后利用连续的复相脉冲采集填充 K 空间所需要的所有回波，所不同的是 HASTE 序列采集的回波只需要填充 K 空间的一半多一点即可，剩余的 K 空间则根据 K 空间对称性原理进行填充。



**图 35 半傅里叶采集技术示意图** 图 a 为 K 空间的结构示意图，在 K 空间的相位编码方向上，回波信号呈镜像对称，即  $K_y = -128$  的回波与  $K_y = +128$  是对称的， $K_y = -127$  的回波与  $K_y = +127$  是对称的。图 b 示只填充略多于一半的 K 空间，即填充  $K_y = -128$  到  $K_y = +8$  即可，剩余 K 空间的相位编码线（虚线部分）利用对称性原理进行模拟填充即可，即用  $K_y = -128$  的数据来填充  $K_y = +128$ ，用  $K_y = -127$  的数据来填充  $K_y = +127$ 。

在前面第一章第八节，我们已经介绍了 K 空间的基本概念和特点，K 空间在相位编码方向是镜像对称的，如图 35a 所示， $K_y = -128$  的回波与  $K_y = +128$  是对称的， $K_y = -127$  的回波与  $K_y = +127$  是对称的，根据这一特点实际上我们只需要填充 K 空间的一半就够了，如图 35 中我们只需填充  $K_y = -128$  到  $K_y = 0$  即可，K 空间的剩余部分利用对称性原理进

行模拟填充即可，即用  $KY=-128$  的数据来填充  $Ky=+128$ ，用  $KY=-127$  的数据来填充  $Ky=+127$ 。这样实际上图像数据采集时间节约了一半，但由于  $K$  空间中央的数据决定图像对比，非常重要，因此一般采集的数据需要填充  $K$  空间的一半多一点，即  $K$  空间中央区域的数据是需要采集的。如相位编码的步级为 256，需要采集的数据一般为  $128+8=136$  或  $128+16=144$  即可。这种技术称为半傅里叶采集技术，也称半  $K$  空间技术或部分  $K$  空间技术。这种技术不单可以用于 HASTE 序列，实际上几乎可以用于所有的 MR 脉冲序列，是 MR 常用的快速成像方法。

与相应的 SS-FSE 序列相比，HASTE 序列具有以下特点：（1）由于只需要采集填充略多于一半  $K$  空间的回波信号，TA 只需要原来的一半多一点，成像速度进一步加快；（2）理论上空间分辨保持不变；（3）由于实际采集的回波信号只有原来的一半，理论上图像信噪比有所降低，相当于原来的 70% 左右。实际由于回波链中前面回波信号较好，后面回波信号较弱，而 HASTE 序列采集的是信号较强的回波，因此信噪比降低并不明显；（4）人体内能量的沉积减少；（5）脂肪组织信号高和 T2 对比较差的问题依然存在。

HASTE 序列的临床应用与 SS-FSE 序列的相仿，主要用于神经系统或腹部超快速 T2WI，也可用于腹部水成像如 MRCP、MRU 等。



## 第五节 反转恢复及快速反转恢复序列

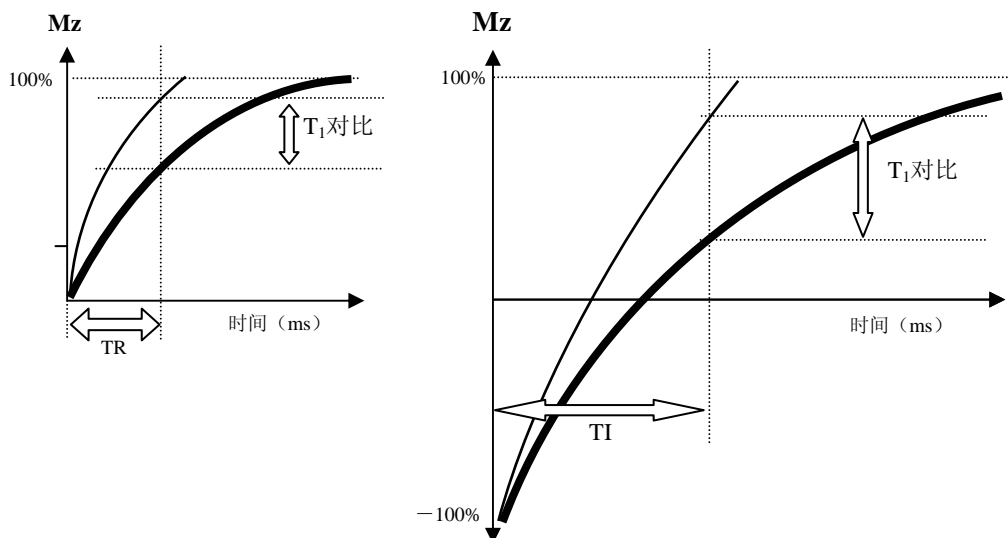
在前面第3节自由感应衰减类序列中，我们曾简要介绍了反转恢复序列，但实际上，目前无论是反转恢复（inversion recovery, IR）还是快速反转恢复序列（fast inversion recovery, FIR）一般采集的是自旋回波。在本节中我们将重点介绍反转恢复的原理、IR 和 FIR 序列的结构和临床应用。

### 一、反转恢复的原理

我们都知道，给主磁场中进动的质子施加一个射频脉冲，只要射频脉冲的频率与质子的进动频率相同，质子将发生共振，即低能级的质子获得能量越迁到高能级状态，在宏观上则表现为磁化矢量的偏转。宏观磁化矢量偏转的角度与射频脉冲的能量有关，能量越大偏转角度越大，我们把能够使宏观磁化矢量偏转某个角度的射频脉冲称为某角度脉冲，如  $90^\circ$  脉冲、小角度脉冲（偏转角度小于  $90^\circ$ ）、 $180^\circ$  脉冲等。反之，宏观磁化矢量偏转角度越大则表示质子获得的能量越大，射频脉冲关闭后质子所需要释放的能量也越大，被激发的组织的纵向弛豫所需要的时间就越长。

如果用  $180^\circ$  射频脉冲对组织进行激发，将使组织的宏观纵向弛豫矢量偏转  $180^\circ$ ，即偏转到与主磁场相反的方向上，因此该  $180^\circ$  脉冲也称为反转脉冲。 $180^\circ$  脉冲的能量相当于  $90^\circ$  脉冲的 2 倍，因此纵向磁化矢量完全恢复所需时间也明显延长（图 36）。我们把具有  $180^\circ$  反转预脉冲的序列统称为反转恢复类序列。

具有  $180^\circ$  反转预脉冲的序列具有以下共同特点：（1）由于  $180^\circ$  脉冲后组织纵向弛豫过程延长，组织间的纵向弛豫差别加大，即  $T_1$  对比增加，相当于  $90^\circ$  脉冲的 2 倍左右（图 36）；（2） $180^\circ$  脉冲后，组织的纵向弛豫过程中，其纵向磁化矢量从反向（主磁场相反方向）最大逐渐变小到零，而后从零开始到正向（主磁场相同方向）逐渐增大到最大，如果当某组织的纵向磁化矢量到零的时刻给予  $90^\circ$  脉冲激发，则该组织由于没有宏观纵向磁化矢量因此没有横向磁化矢量产生，该组织就不产生信号，利用这一特点可以选择性抑制一定  $T_1$  值的组织信号（图 36b）；（3）反转恢复类序列中，我们把  $180^\circ$  反转脉冲中点与  $90^\circ$  脉冲中点的时间间隔定义为反转时间（inversion time, TI），选择不同的 TI 可以制造出不同的对比，也可选择性抑制不同  $T_1$  值的组织信号。



a

b

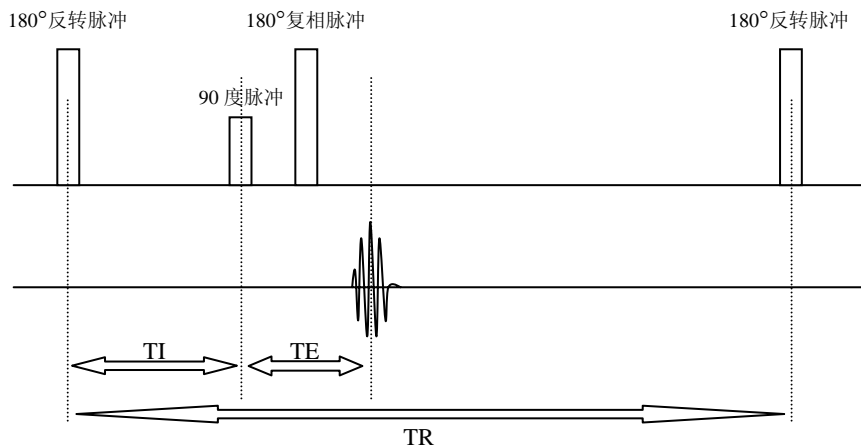
**图 36 180°反转预脉冲后与 90°脉冲后组织纵向弛豫的比较** 图中纵坐标为纵向磁化矢量 ( $M_z$ ) 的大小 (以 % 表示), 横坐标为时间 (以 ms 表示); 细曲线为甲组织的纵向弛豫曲线, 粗曲线为乙组织的纵向弛豫曲线, 甲组织的纵向弛豫速度快于乙组织。图 a 示 90°脉冲后两种组织开始纵向弛豫, 经过 TR 后两种组织的纵向磁化矢量的差别即 T1 对比。图 b 示 180°脉冲使纵向磁化矢量偏转到反方向, 180°脉冲结束后, 两种组织开始纵向弛豫, 纵向磁化矢量从反向最大逐渐缩小到零, 又从零逐渐增大到正向最大, 同时由于纵向弛豫过程延长, 甲组织和乙组织的 T1 对比加大, 约为 90°脉冲激发后的 2 倍。

## 二、反转恢复 (inversion recovery, IR) 序列

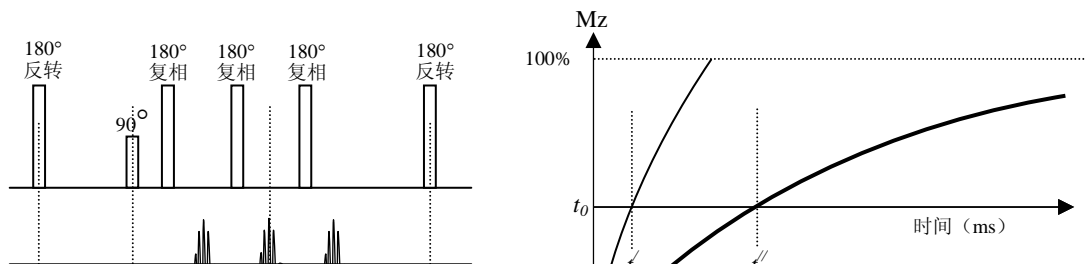
IR 序列是个 T1WI 序列, 该序列先施加一个 180°反转预脉冲, 在适当的时刻施加一个 90°脉冲, 90°脉冲后马上施加一个 180°复相脉冲, 采集一个自旋回波, 实际上就是在 SE 序列前施加一个 180°反转预脉冲 (图 37)。IR 序列中, 把 180°反转脉冲中点到 90°脉冲中点的时间间隔定义为反转时间 (TI), 把 90°脉冲中点到回波中点的时间间隔定义为 TE, 把相邻的两个 180°反转预脉冲中点的时间间隔定义为 TR。为了保证每次 180°反转脉冲前各组织的纵向磁化矢量都能基本回到平衡状态, 要求 TR 足够长, 至少相当于 SE T2WI 或 FSE T2WI 序列的 TR 长度。因此 IR 序列中 T1 对比和权重不是由 TR 决定的, 而是由 TI 来决定的。

IR 序列具有以下特点: (1) T1 对比最佳, 其 T1 对比相当于 SE T1WI 的 2 倍; (2) 一次反转仅采集一个回波, 且 TR 很长, 因此扫描时间很长, TA 相当于 SE T2WI 序列。

鉴于上述特点, IR 序列一般作为 T1WI 序列, 在临床上应用并不广泛, 主要用于增加脑灰白质之间的 T1 对比, 对儿童髓鞘发育研究有较高价值。IR 序列也可用作脂肪抑制 (STIR) 或水抑制 (FLAIR), 但由于扫描时间太长, 现在 STIR 或 FLAIR 一般采用快速反转恢复序列来完成。



**图 37 IR 序列结构示意图** IR 序列由一个 180°反转预脉冲后随 SE 序列构成。把 180°反转预脉冲中点到 90°脉冲中点的时间间隔定义为反转时间 (TI), TI 是决定图像的 T1 对比和权重。把 90°脉冲中点到回波中点的时间间隔定义为回波时间 (TE), IR T1WI 序列应该选择很短的 TE, 以尽量剔除 T2 弛豫对图像的污染。把两个相邻的 180°反转预脉冲中点的时间间隔定义为 TR, IR 序列中应该选择很长的 TR (至少相当于 SE T2WI 或 FSE T2WI 的 TR)。



a b

**图 38 FIR序列结构及STIR、FLAIR序列原理示意图** 图a为FIR序列结构图。FIR序列先施加一个  $180^\circ$  反转脉冲，在适当时刻 (TI) 再施加一个  $90^\circ$  脉冲， $90^\circ$  脉冲后利用多个  $180^\circ$  复相脉冲 (图中为 3 个) 采集多个自旋回波，因此存在回波链 (图中 ETL=3)。可以把回波链中的任何一个回波填充在 K 空间中央，我们把  $90^\circ$  脉冲中点与填充 K 空间那个回波中点的时间间隔定义为有效 TE。两个相邻的  $180^\circ$  反转脉冲中点的时间间隔定义为 TR。图b为STIR和FLAIR序列原理示意图。图中纵坐标为纵向磁化矢量 ( $M_z$ ) 的大小 (以%表示)，横坐标为时间 (以ms表示)；细曲线为脂肪组织的纵向弛豫曲线，粗曲线为脑脊液的纵向弛豫曲线。 $180^\circ$  反转脉冲后，两种组织将发生纵向弛豫，即纵向磁化矢量发生从  $-100\%$  到零到  $100\%$  的变化。由于两种组织纵向弛豫速度不同，纵向磁化矢量从  $-100\%$  到零所需时间不同，脂肪组织需要很短的时间 (即图中  $t_0$  到  $t'$ )，如果选择 TI 等于  $t'$ ，则  $90^\circ$  脉冲施加时，脂肪组织的纵向磁化矢量等于零，因而也没有横向磁化矢量的产生，脂肪组织的信号被抑制 (即 STIR)；脑脊液的纵向磁化矢量从  $-100\%$  到零所需的时间很长 (即图中  $t_0$  到  $t''$ )，如果选择 TI 等于  $t''$ ，同样的道理，脑脊液的信号被抑制 (即 FLAIR)。

### 三、快速反转恢复序列

快速反转恢复 (fast inversion recovery, FIR) 序列也称 TIR (turbo inversion recovery) 序列或反转恢复快速自旋回波 (IR-FSE) 序列，在本教材中我们统一称为 FIR 序列。

了解反转脉冲的原理和 IR 序列后，FIR 序列的理解就非常简单了，IR 序列是由一个  $180^\circ$  反转预脉冲后随一个 SE 序列构成的，而 FIR 序列则是一个  $180^\circ$  反转预脉冲后随一个 FSE 序列构成的 (图 37a)。由于 FIR 序列中有回波链的存在，与 IR 相比，成像速度大大加快了，相当于 FSE 与 SE 序列的成像速度差别。

FIR 序列具有以下特点：(1) 与 IR 序列相比，FIR 序列成像速度明显加快，在其他成像参数不变的情况下，TA 缩短的倍数等于 ETL；(2) 由于回波链的存在，FIR T1WI 序列的 T1 对比因受 T2 的污染而降低，不如 IR 序列；(3) 由于回波链的存在，可出现与 FSE 序列相同模糊效应；(4) 与 FSE T1WI 序列相比，由于施加了  $180^\circ$  反转预脉冲，FIR T1WI 序列的 T1 对比有了提高；(5) 选择不同的 TI 可选择性抑制不同 T1 值组织的信号 (图 37b)，抑制某种组织信号的 TI 等于该组织 T1 值的 69% (一般用 70% 计算)。

鉴于上述特点，FIR 序列在临床上主要用于：

1. FIR T1WI FIR T1WI 在临床的应用近年来逐渐增多，根据所选的成像参数不同 FIR T1WI 序列的 TA 一般与 SE 序列相近或略短于 SE T1WI 序列。该序列在临床上主要用于脑实质的 T1WI，灰白质的 T1 对比优于 SE T1WI 序列或 FSE T1WI 序列，但不及 IR T1WI 序列。以 1.5 T 的扫描机为例，一般 TR=2000 ~ 2500 ms，TI=750 ms，ETL=4 ~ 8，把回波链中的第一个回波填充在 K 空间中央 (即选择最短的有效 TE)。由于组织的 T1 值随主磁场场强不同而变化，因此不同场强的扫描机应该对成像参数作相应调整。

2. STIR 序列 短反转时间的反转恢复 (short TI inversion recovery, STIR) 序列最初采用的是 IR 序列, 目前一般采用 FIR 序列来完成。主要用于 T2WI 的脂肪抑制, 因为脂肪组织的纵向弛豫速度很快, 即 T1 值很短, 在 1.5 T 的扫描机中, 脂肪组织的 T1 值约为 200 ~ 250 ms, 180°脉冲后, 脂肪组织的宏观纵向磁化矢量从反向最大到零所需要的时间为其 T1 值的 70%, 即 140 ~ 175 ms, 这时如果施加 90°脉冲 (即 TI=140 ~ 175 ms), 由于没有宏观纵向磁化矢量, 就没有宏观横向磁化矢量的产生, 脂肪组织的信号被抑制 (图 37b)。采用很短的 TI 是该序列名称的由来。

在 1.5 T 的扫描机中, STIR 序列一般 TI 选择在 150 ms 左右, TR 大于 2000 ms, ETL 和有效 TE 根据不同的需要进行调整。利用 STIR 技术进行脂肪抑制比较适用于低场强 MRI 仪。

3. FLAIR 序列 在进行脑部或脊髓 T2WI 时, 当病变相对较小且靠近脑脊液时 (如大脑皮层病变、脑室旁病变), 呈现略高信号或高信号的病灶常常被高信号的脑脊液掩盖而不能清楚显示, 如果在 T2WI 上能把脑脊液的信号抑制下来, 病灶就能得到充分暴露。

液体抑制反转恢复 (fluid attenuated inversion recovery, FLAIR) 即黑水序列可以有效地抑制脑脊液的信号。FLAIR 序列实际上就是长 TI 的 FIR 序列, 因为脑脊液的 T1 值很长, 在 1.5 T 扫描机中约为 3000 ~ 4000 ms, 选择  $TI = (3000 \sim 4000 \text{ ms}) \times 70\% = 2100 \sim 2800 \text{ ms}$ , 这时脑脊液的宏观纵向磁化矢量刚好接近于零, 即可有效抑制脑脊液的信号 (图 37b)。

在临床实际应用中, 1.5 T 扫描机一般 TI 选为 2100~ 2500 ms, TR 常需要大于 TI 的 3-4 倍以上, ETL 及有效 TE 与 FSE T2WI 相仿。

4. 反转恢复单次激发 FSE 利用 180°脉冲反转预脉冲与单次激发 FSE 相结合可得到反转恢复单次激发 FSE (IR-SS-FSE) 序列。IR-SS-FSE 序列也可采用 STIR 技术进行脂肪抑制或采用 FLAIR 技术抑制脑脊液信号。

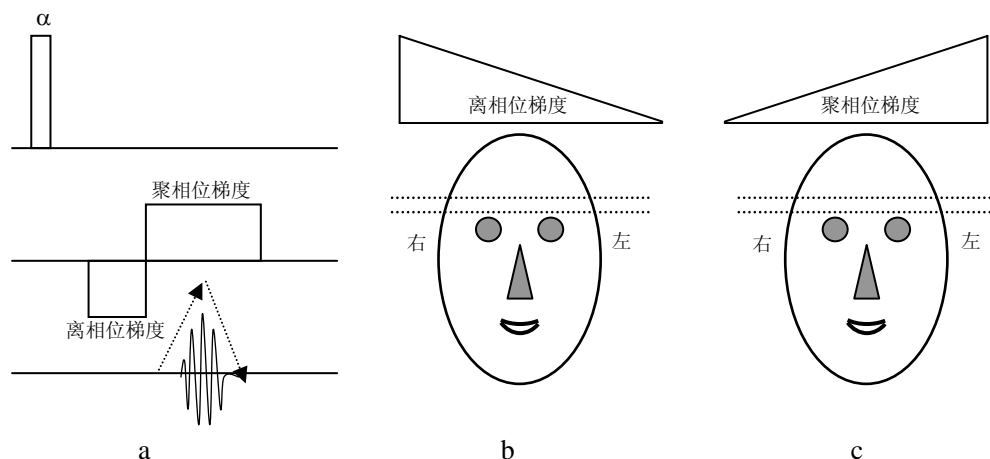
## 第六节 梯度回波的原理、特点

前面我们重点介绍的是自旋回波类序列，从本节开始将介绍 MR 成像脉冲序列的另一重要分支，即梯度回波类序列。本节重点介绍梯度回波的原理和特点。

### 一、梯度回波的原理

和自旋回波一样，梯度回波也是一种 MR 成像的回波信号，即其强度是从小变大，到峰值后又逐渐变小的。自旋回波的产生是利用了  $180^\circ$  复相脉冲，而梯度回波的产生则与之不同（图 39）。

梯度回波是在射频脉冲激发后，在读出方向即频率编码方向上先施加一个梯度场，这个梯度场与主磁场叠加后将造成频率编码方向上的磁场强度差异，该方向上质子的进动频率也随之出现差异，从而加快了质子的失相位，组织的宏观横向磁化矢量很快衰减到零，我们把这一梯度场称为离相位梯度场（图 39a、b）。这时立刻在频率编码方向施加一个强度相同方向相反的梯度场，原来在离相位梯度场作用下进动频率慢的质子进动频率加快，原进动频率快的质子进动频率减慢，这样由于离相位梯度场造成的质子失相位将逐渐得到纠正，组织的宏观横向磁化矢量逐渐恢复，经过与离相位梯度场作用相同的时间后，因离相位梯度场引起的质子失相位得到纠正，组织的宏观横向磁化矢量逐渐恢复直到信号幅度的峰值，我们把这一梯度场称为聚相位梯度场（图 38a、c）；从此时间点后，在聚相位梯度场的继续作用下，质子又发生反方向的离相位，组织的宏观横向磁化矢量又开始衰减直至到零。这样产生一个信号幅度从零到大又从大到零的完整回波（图 38a）。由于这种回波的产生是利用了梯度场的方向切换产生的，因此称为梯度回波（gradient recalled echo, GRE）。梯度回波也称场回波（field echo, FE）。



**图 39 梯度回波原理示意图** 以头颅横断面且频率编码方向为左右为例。在射频脉冲激发后 ( $\alpha$ 角)，在频率编码方向上先施加一个右高左低的离相位梯度场（图 a、b），这样就造成右边的质子进动频率明显高于左边的质子，加快了质子的失相位，因而组织的横向磁化矢量很快消失。这时依然在频率编码方向上施加强度相同，方向相反即右低左高的聚相位梯度场（图 a、c），原来进动频率高的右边质子进动变慢，而原来进动频率低的左边质子进动变快，由于离相位梯度场造成的失相位逐渐得以纠正，组织宏观横向磁化矢量逐渐恢复（图 a 上升箭头），当聚相位梯度场作用时间达到与离相位梯度场一样时，离相位梯度场造成的失相位得以完全纠正，信号强度得到峰值，从此时刻后，在聚相位梯度场的继续作用下，质子又发生了

失相位，组织宏观横向磁化矢量又开始出现衰减直至到零（图 a 下降箭头），从而形成一个完整的梯度回波。

## 二、梯度回波序列的特点

SE 序列得到的图像质量稳定，并有很好的信噪比和对比，但成像速度慢是其明显缺点。梯度回波序列的出现使 MR 成像速度大大加快，所谓梯度回波序列即采集到 MR 信号是梯度回波信号的脉冲序列。梯度回波序列具有以下特点：

1. 采用小角度激发，加快成像速度 我们都知道 SE 序列采用  $90^\circ$  射频脉冲对组织进行激发， $90^\circ$  脉冲能够产生最大的横向磁化矢量，因而获得的 MR 信号最强。但  $90^\circ$  脉冲能量较大，因此受激发的组织需要化很长时间来完成纵向弛豫，因此一个  $90^\circ$  脉冲后需要等待很长时间才能施加下一个  $90^\circ$  脉冲，即必须选用很长的 TR，特别是 PDWI 和 T2WI 时，因此 SE 序列的 TA 很长。

在梯度回波中我们一般采用小于  $90^\circ$  射频脉冲对成像组织进行激发即采用小角度激发。我们都知道射频脉冲施加后组织的宏观磁化矢量偏转的角度取决于射频脉冲的能量（由射频的强度和持续时间决定），小角度激发就是给组织施加的射频脉冲能量较小，造成组织的宏观磁化矢量偏转角度小于  $90^\circ$ 。在实际应用中，我们通常称小角度脉冲为  $\alpha$  脉冲， $\alpha$  角常介于  $10^\circ$  和  $90^\circ$  之间。

小角度激发有以下优点：（1）脉冲的能量较小，SAR 值降低；（2）产生宏观横向磁化矢量的效率较高，与  $90^\circ$  脉冲相比， $30^\circ$  脉冲的能量仅为  $90^\circ$  脉冲的 1/3 左右，但产生的宏观横向磁化矢量达到  $90^\circ$  脉冲的 1/2 左右（图 40）；（3）小角度激发后，组织可以残留较大的纵向磁化矢量（图 40），纵向弛豫所需要的时间明显缩短，因而可选用较短的 TR，从而明显缩短 TA，这就是梯度回波序列相对 SE 序列能够加快成像速度的原因。

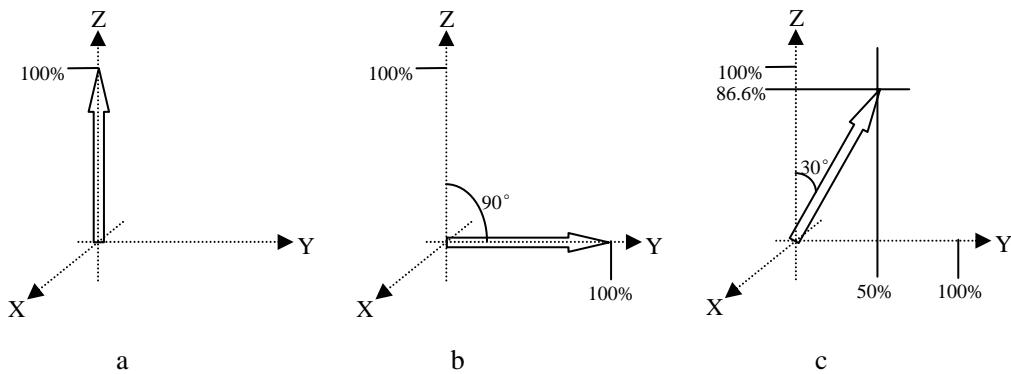
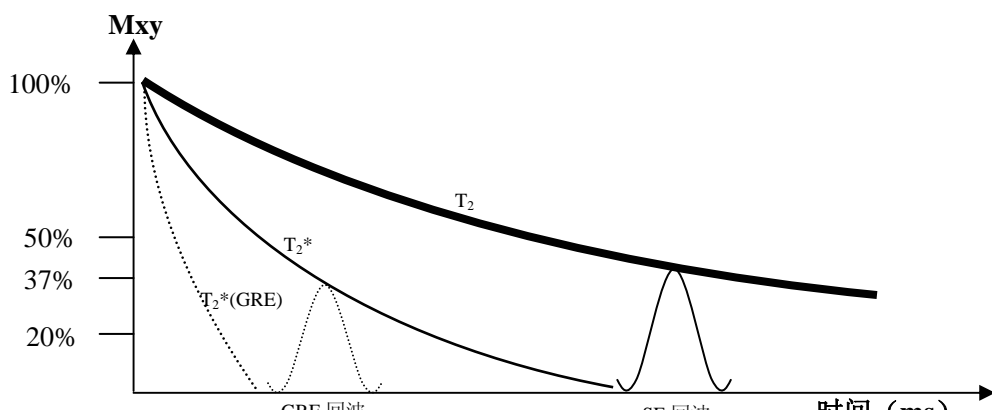


图 40 平衡状态、 $90^\circ$  激发后、小角度激发后的宏观磁化矢量变化 图 a 示平衡状态下，组织的宏观纵向磁化矢量为 100%，没有宏观横向磁化矢量；图 b 示  $90^\circ$  脉冲激发后，宏观磁化矢量偏转  $90^\circ$ ，即产生了一个最大的宏观横向磁化矢量（100%），纵向磁化矢量变为零；图 c 示  $30^\circ$  脉冲激发后，宏观磁化矢量偏转  $30^\circ$ ，产生的横向磁化矢量为  $90^\circ$  脉冲的 50%，而纵向磁化矢量保留了平衡状态下的 86.6%。



**图 41 T2 弛豫、T2\*弛豫及施加离相位梯度场引起横向磁化矢量衰减示意图** 图示同一种组织的三种横向磁化矢量的衰减，粗曲线为T2 弛豫曲线；细曲线为T2\*弛豫曲线；虚曲线为施加离相位梯度场后的组织横向磁化矢量的衰减曲线。T2\*弛豫受T2 弛豫和主磁场不均匀两种因素影响，SE序列的 180°复相脉冲可以剔除主磁场不均匀造成的质子失相位，因而将得到的组织真正的T2 弛豫信息（SE回波）。GRE序列施加的离相位梯度场将加快质子的失相位，图示虚曲线（ $T_2^*(GRE)$ ）下降明显快于细曲线（ $T_2^*$ ），而聚相位梯度场只能剔除离相位梯度场造成的质子失相位，因而得到的只能是T2\*弛豫信息（GRE回波）。由于T2\*弛豫明显快于T2 弛豫，如图所示即便GRE序列选用的TE比SE序列的TE短，其回波幅度也常常不如SE序列，因此总的来说，GRE序列图像的固有信噪比低于SE序列。

2. 反映的是 T2\*弛豫信息而非 T2 弛豫信息 在横向弛豫和 SE 序列中，我们曾介绍过射频脉冲激发将使组织产生宏观横向磁化矢量，射频脉冲结束后，组织的宏观横向磁化矢量逐渐衰减，衰减的原因是同相位进动的质子失相位，造成质子失相位的原因有两部分：（1）组织真正的 T2 弛豫；（2）主磁场不均匀。SE 序列的 180°脉冲可剔除主磁场不均匀造成的质子失相位从而获得真正的 T2 弛豫信息。GRE 序列中施加的离相位梯度场将暂时性的增加磁场的均匀性，从而加速了质子失相位，因此 GRE 序列中离相位梯度场施加后，质子的失相位是由三个原因引起的：（1）组织真正的 T2 弛豫；（2）主磁场不均匀；（3）离相位梯度场造成的磁场不均匀。GRE 序列中的聚相位梯度场只能剔除离相位梯度场造成的质子失相位，但不能剔除主磁场不均匀造成的质子失相位，因而获得的只能是组织的 T2\*弛豫信息而不是 T2 弛豫信息（图 41）。

3. GRE 序列的固有信噪比较低 我们都知道射频脉冲关闭后宏观横向磁化矢量的衰减（即 T2\*弛豫）很快，明显快于 T2 弛豫。GRE 序列利用梯度场切换产生回波，因而不能剔除主磁场不均匀造成的质子失相位，因此在相同的 TE 下，GRE 序列得到的回波的幅度将明显低于 SE 序列，即便有时 SE 序列的 TE 长于 GRE 序列，其回波的幅度也常常大于后者。另一方面，GRE 序列常用小角度激发，射频脉冲激发所产生的横向磁化矢量本来就比 SE 序列小。不难理解，GRE 序列图像的固有信噪比将低于 SE 序列（图 41）。

4. GRE 序列对磁场的均匀性敏感 自旋回波类序列的特点之一是对磁场不均匀性不敏感，因为 180°复相脉冲可剔除主磁场不均匀造成的质子失相位。在 GRE 序列中，回波的产生依靠梯度场的切换，不能剔除主磁场的均匀性造成的质子失相位。因此，GRE 序列对磁场的均匀性比较敏感。这一特性的缺点在于容易产生磁化率伪影，特别是在气体与组织的界面上。优点在于容易检出能够造成局部磁场不均匀的病变，如出血、血色病等。

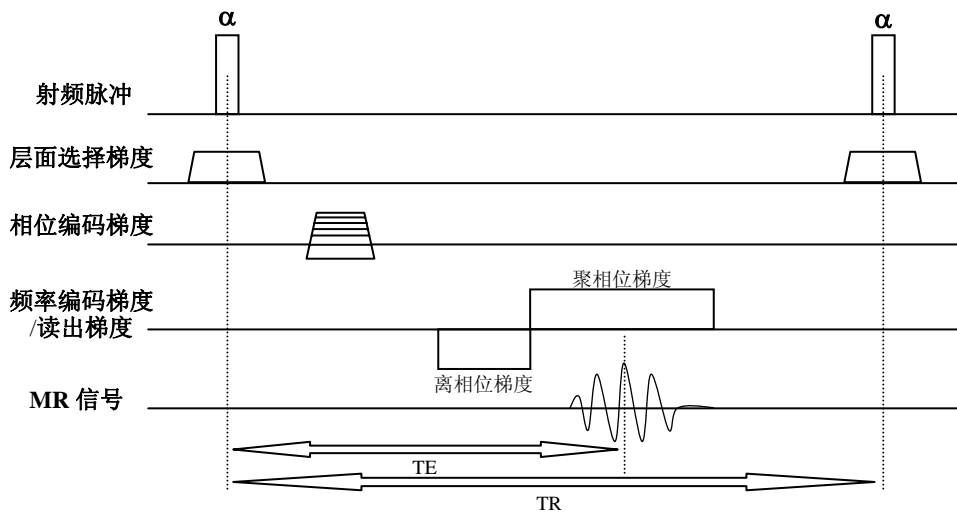
5. GRE 序列中血流常呈现高信号 血流在梯度回波序列上常表现为高信号，详见第一章第十一节。

## 第七节 常规梯度回波序列和扰相梯度回波序列

常规 GRE 序列和扰相 GRE 序列是临床上最常用的 GRE 序列，也是最简单的梯度回波序列，本节我们将重点介绍其序列结构和应用。

### 一、常规 GRE 序列的结构

图 42 所示为常规 GRE 序列的结构示意图。实际上常规 GRE 序列的结构和其他所有序列一样均有五个部分构成，即射频脉冲、层面选择梯度、相位编码梯度、频率编码和 MR 信号。与 SE 序列相比，常规 GRE 序列有两个特点：（1）射频脉冲激发角度小于  $90^\circ$ ；（2）回波的产生依靠读出梯度场（即频率编码梯度场）切换。常规 GRE 序列可以说是最简单的 GRE 序列，具有前一节所介绍 GRE 序列的所有特性。



**图 42 常规 GRE 序列结构图** 和其他所有序列一样，常规 GRE 序列也由射频脉冲、层面选择梯度、相位编码梯度、层面选择梯度（或称读出梯度）及 MR 信号等五部分构成。与 SE 序列相比，常规 GRE 序列有两个特点：（1）射频脉冲激发角度小于  $90^\circ$ ；（2）回波的产生依靠读出梯度场（即频率编码梯度场）切换。把小角度脉冲中点与回波中点的时间间隔定义为 TE；把两次相邻的小角度脉冲中点的时间间隔定义为 TR。

### 二、扰相 GRE 序列

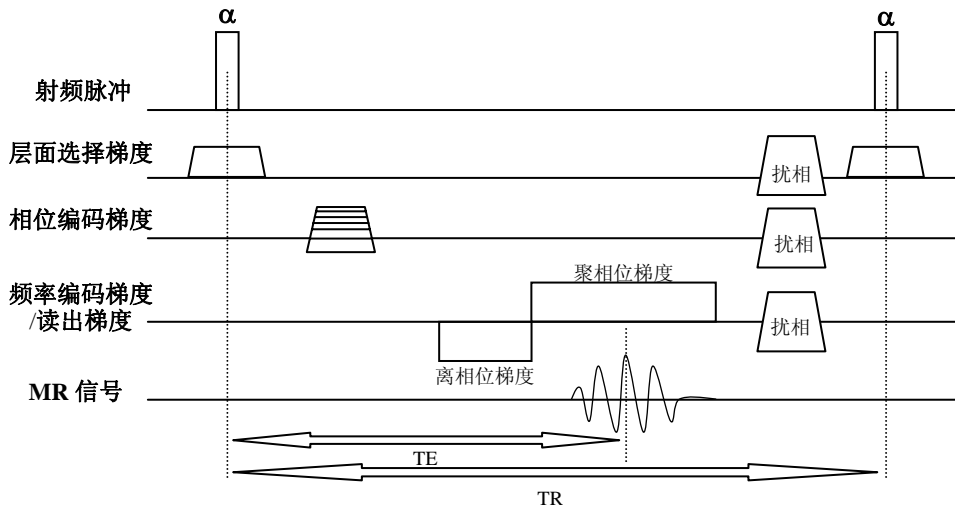
当 GRE 序列的 TR 明显大于组织的 T2 值时，下一次  $\alpha$  脉冲激发前，组织的横向弛豫已经完成，即横向磁化矢量几乎衰减到零，这样前一次  $\alpha$  脉冲激发产生的横向磁化矢量将不会影响到下一次  $\alpha$  脉冲激发所产生的信号。但当 TR 小于组织的 T2 值时，下一次  $\alpha$  脉冲激发前，前一次  $\alpha$  脉冲激发产生的横向磁化矢量尚未完全衰减，这种残留的横向磁化矢量将对下一次  $\alpha$  脉冲产生的横向磁化矢量产生影响，这种影响主要以带状伪影的方式出现，且组织的 T2 值越大、TR 越短、激发角度越大，带状伪影越明显。

为了消除这种伪影我们必需在下一次  $\alpha$  脉冲施加前去除这种残留的横向磁化矢量，采用的方向就是在前一次  $\alpha$  脉冲的 MR 信号采集后，下一次  $\alpha$  脉冲来临前对质子的相位进行干扰，使其失相位加快，从而消除这种残留的横向磁化矢量。干扰的方法有两种：（1）施加扰相位



梯度场，可只施加于层面选择方向或三个方向都施加；（2）施加扰相位射频脉冲。以施加扰相位梯度场应用较多，施加了扰相位梯度场后，将造成人为的磁场不均匀，加快了质子失相位，从而消除这种残留的横向磁化矢量（图 43）。

我们把施加了扰相位梯度场或扰相位射频脉冲的梯度回波序列称为扰相 GRE 序列。这个序列在不同的公司有着不同的名称，如 GE 公司称之为 SPGR（spoiled gradient recalled echo），西门子公司称之为 FLASH（fast low angle shot），飞利浦公司称之为 FFE（fast field echo）。



**图 43 扰相 GRE 序列结构示意图** 与常规 GRE 序列（图 42）相比，扰相 GRE 序列唯一的不同就是在前一次  $\alpha$  脉冲的回波采集后，下一次  $\alpha$  脉冲来临前，在层面选择方向、相位编码方向及频率编码方向都施加了一个很强的梯度场，人为造成磁场不均匀，加快了质子失相位，以彻底消除前一次  $\alpha$  脉冲的回波采集后残留的横向磁化矢量。

### 三、常规 GRE 序列和扰相 GRE 序列的加权成像

与自旋回波类序列一样，利用常规 GRE 或扰相 GRE 序列可以进行加权成像，但由于施加的射频脉冲以及产生回波的方式不同，GRE 序列与自旋回波类序列也存在一些差别：（1）一般自旋回波类序列均采用  $90^\circ$  脉冲激发，因此图像的纵向弛豫成分（即 T1 成分）由 TR 决定。而在 GRE 序列，激发角度小于  $90^\circ$ ，且激发角度可随时调整，因此 GRE 序列图像的 T1 成分受 TR 和激发角度双重调节。（2）由于采用小角度激发，组织纵向弛豫所需的时间缩短，因此相对 SE 类序列来说，GRE 序列可选用较短的 TR。（3）GRE 序列图像的横向弛豫成分（即 T2 成分）也由 TE 来决定，但由于 GRE 序列采集的回波未剔除主磁场不均匀造成的质子失相位，仅能反映组织 T2\* 弛豫信息，因此利用 GRE 序列仅能进行 T2\*WI，而得不到 T2WI。

#### （一）T1WI

与 SE 序列一样，利用 GRE 序列进行 T1WI 也需要选择短的 TE 以尽量剔除 T2\* 弛豫对图像对比的污染，而且因为读出梯度场切换所需的时间明显短于  $180^\circ$  脉冲所需的时间，因此 GRE 序列的最短 TE 明显短于 SE 序列。T1WI 权重则取决于 TR 和激发角度，保持 TR 不变，激发角度越大，图像的 T1 权重越重；保持激发角度不变，TR 越短，图像的 T1 权重

越重。GRE 序列一般选用较大的激发角度，如 50°到 80°，这时常需要采用相对较长的 TR（如 TR = 100 ~ 200 ms），而当 TR 缩短到数十毫秒甚至数毫秒时，激发角度则可调整到 10°~ 45°。常规 GRE 和扰相 GRE T1WI 在临床上应用非常广泛，但需要指出的是并非 T1 权重越重组织的对比越好，在实际应用中，应该根据需要通过 TR 和激发角度的调整选择适当的 T1 权重。

## （二）T2\*WI

在 FSE 序列出现前，GRE 序列是常被用于 T2\*WI，因为 SE T2WI 序列成像时间太长。与 SE 或 FSE 序列 T2WI 序列相比，GRE T2\*WI 的成像参数具有以下特点：（1）小角度激发和相对短的 TR。在 SE 或 FSE 序列中，由于 90°脉冲激发后组织纵向弛豫需要很长时间，为了保证下一次 90°脉冲前所有组织的纵向磁化矢量都基本回到平衡状态，需要选用很长的 TR，一般常在 2000 ms 以上。GRE 序列中，由于采用小角度激发，组织纵向弛豫所需时间明显缩短。GRE T2\*WI 序列一般激发角度为 10°~ 30°，TR 常为 200 ~ 500 ms。（2）相对短的 TE。由于 GRE 序列反映的是组织的 T2\*弛豫信息，我们都知道组织的 T2\*弛豫明显快于 T2 弛豫，因此为了得到适当的 T2\*权重，TE 相对较短，一般为 15~40ms。

## （三）PDWI

GRE PDWI 在临床上应用较少，选用与 T2\*WI 相似的激发角度和 TR，选用尽量短的 TE，即可得到 PDWI。

## 四、常规 GRE 序列和扰相 GRE 序列的临床应用

常规 GRE 序列与扰相 GRE 序列在临床上的应用比较广泛，两种序列的作用相近，但当不能满足  $TR \gg T2^*$  的条件时，则应该选用扰相 GRE 序列，以尽量消除带状伪影。因此临床上更多采用扰相 GRE 序列，下面就以扰相 GRE 序列为例介绍其临床应用（以下介绍的成像参数以 1.5 T 扫描机为例，其他场强的扫描机应作适当修改）。

### （一）扰相 GRE T1WI 序列

扰相梯度回波 T1WI 在临床上的应用非常广泛，在很多部位已经成为常规检查序列。根据成像的目的不同，其成像参数变化也比较大，下面将介绍扰相 GRE T1WI 序列目前较为常用的技术。

1. 扰相 GRE 腹部屏气二维 T1WI 为上中腹部脏器检查的常规 T1WI 序列之一，在很多医院已经取代 SE T1WI。对于 1.5 T 扫描机，一般 TR 为 80~200 ms，激发角度 60 ~ 90°，选用短的 TE（通常为 4 ~ 4.5 ms），根据所选成像参数的不同，TA 一般为 15 ~ 30s，一次屏气常可扫描 15 ~ 30 层，可以覆盖肝胆胰脾和双肾。利用该序列除了可以进行常规 T1WI 外，还可以进行动态增强扫描。该序列配用脂肪抑制技术可以清晰显示胰腺病变。利用该序列通过对 TE 的调整还可以进行化学位移成像（详见化学位移成像一节）。与 SE T1WI 相比，该序列用于腹部成像时的优点表现在：（1）T1 对比良好；（2）如果屏气良好，则没有明显的呼吸运动伪影；（3）成像速度快，可以进行动态增强扫描。该序列的缺点主要是屏气不好者有明显的呼吸运动伪影。

2. 扰相 GRE 腹部屏气三维 T1WI 当腹部脏器屏气扫描要求层厚较薄，或需要同时兼顾脏器成像和血管成像时可考虑选用该序列，可作平扫 T1WI，也可进行动态增强扫描。在

1.5 T 扫描机上, TR 一般为 4 ~ 8ms, 选用尽量短 TE (小于 3ms), 激发角度一般为 10 ~ 20°, 根据成像参数和扫描层数的不同, 扫描时间常为 20 ~ 30s。与扰相 GRE 二维 T1WI 序列相比, 该序列的优点为: (1) 在层面较薄时可以保持较高的信噪比; (2) 没有层间距, 有利于小病灶的显示; (3) 可同时兼顾脏器实质成像和三维血管成像的需要。缺点主要是其软组织 T1 对比往往不及扰相 GRE 二维 T1WI。

3. 利用扰相 GRE 序列进行流动相关的 MRA 有关流动相关 MRA 的原理将在 MRA 一节中介绍, 这里仅介绍扰相 GRE T1WI 在 MRA 中的应用。无论时间飞跃 (TOF) MRA 还是相位对比 (PC) MRA, 无论是二维 MRA 还是三维 MRA 均可采用扰相 GRE T1WI 序列, 下面就以最常用的三维 TOF MRA 为例介绍其临床应用。在 1.5 T 的扫描机上, 三维 TOF MRA 序列的 TR 一般为 25 ~ 45ms, 选用短的 TE (一般为 6.9 ms), 激发角度一般为 20°~30°, 根据成像参数的不同, TA 一般为 5 ~ 10min。从上述扫描参数可以看出, 三维 TOF MRA 实际上是一个 T1 权重比较重的 T1WI, 这样可以抑制背景静止组织的信号, 而有效地反映血液的流入增强效应。三维 TOF MRA 在临床上多用于头颈部的血管成像。利用扰相 GRE 序列进行的二维或三维 TOF 或 PC 血管成像技术的优点在于无需注射对比剂即可清楚显示血管结构。

4. 对比剂增强 MRA 对比剂增强 (CE-MRA) 一般也采用三维扰相 GRE T1WI 序列, 其原理请参阅 MRA 一节。在 1.5 T 的扫描机上, TR 常为 3 ~ 6ms, TE 为 1 ~ 2ms, 激发角度为 25°~40°, 根据成像参数的不同, 扫描时间常为 15 ~ 60s, 可以进行屏气扫描。从成像参数可以看出, 三维 CE-MRA 所用的扰相 GRE 序列的 T1 权重很重, 比三维 TOF MRA 的 T1 权重更重, 可有效的抑制背景组织的信号, 而注射对比剂后 T1 值明显缩短的血液则呈现明显高信号。与前面介绍的扰相 GRE 腹部屏气三维 T1WI 相比, 用于 CE-MRA 的扰相 GRE T1WI 序列的 T1 权重也更重, 因此尽管血液的信号得以重点突出, 而血管外软组织的信号则因明显受抑制而不能较好显示。CE-MRA 目前在临床上已经得到广泛应用, 血管结构显示清晰, 比流动相关的 MRA 得到的信息更为可靠, 对于直径较大的血管特别是体部和四肢的血管病变来说, CE-MRA 完全可以作为首选检查手段, 从而避免不必要的 DSA 检查。

5. 扰相 GRE T1WI 序列用于心脏成像 扰相 GRE T1WI 序列配用心电门控和呼吸门控 (或屏气), 可以进行心脏的亮血成像, 可以较好的显示心脏的结构, 也可进行心脏功能的初步分析。

6. 扰相 GRE T1WI 用于关节软骨成像 利用三维扰相 GRE T1WI 序列可很好地显示关节软骨, 在该序列图像上, 透明软骨呈较高信号, 而纤维软骨和韧带呈低信号。在 1.5 T 扫描机上, TR 常为 10 ~ 15ms, 选用尽量短的 TE, 激发角度常为 10°~15°。该序列在膝关节、髋关节、腕关节、颞颌关节等部位有较多的应用。

7. 其他应用 由于扰相 GRE T1WI 序列成像速度比 SE T1WI 快, 临床上也可利用扰相 GRE T1WI 序列进行脑、垂体、骨与软组织的快速 T1WI 或动态增强扫描。

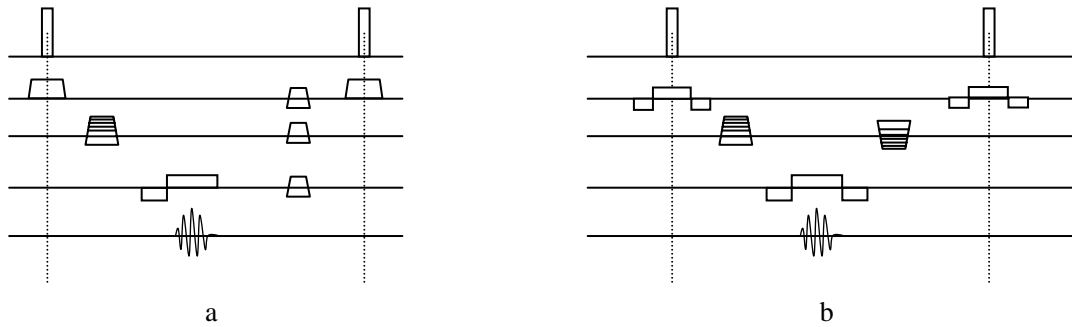
## (二) 扰相 GRE T2\*WI 序列的应用

在 FSE 序列发明之前, 扰相 GRE T2\*WI 在临床上的应用非常广泛, 特别是用于脊柱和骨关节病变的检查。随着 FSE T2WI 的广泛应用, 扰相 GRE T2\*WI 序列的应用大大减少。在 1.5 T 扫描机上, 扰相 GRE T2\*WI 的 TR 常为 200 ~ 600ms, TE 常为 15 ~ 40ms, 激发角度常为

10°~30°，根据扫描参数的不同，TA 通常为 2 ~ 5min。目前扰相 GRE T2\*WI 序列主要用于：  
（1）大关节病变的检查，特别是膝关节半月板损伤的检查，常作为首选序列；（2）脊柱病变特别是退行性病变的检查；（3）出血病变的检查，如脑出血、关节出血等，对出血病变的检查比 FSE T2WI 序列更为敏感。

## 第八节 稳态进动成像序列

在前面常规 GRE 和扰相 GRE 序列一节中，我们介绍了当不能满足  $TR \ll T_2^*$  时，前一次  $\alpha$  角射频脉冲激发并采集回波后，残留的横向磁化矢量将对后一次  $\alpha$  角射频脉冲激发产生的横向磁化矢量产生影响，从而出现带状伪影。解决的方法可以采用扰相 GRE 序列。在本节中，我们将介绍另一种解决方法，即稳态进动快速成像方法。



**图 44 扰相 GRE 序列与 True FISP 序列的比较** 图 a 为扰相 GRE 序列，该序列在前一次脉冲激发的回波采集后，后一个射频脉冲来临前在层面选择方向、相位编码方向及频率编码方向都施加一个强大的扰相梯度场，以去除残留的横向磁化矢量。图 b 为 True FISP 序列，与扰相 GRE 序列完全相反，True FISP 序列不但不施加扰相梯度，而且在层面选择方向、相位编码方向和频率编码方向都施加了与相应编码梯度大小相同方向相反的梯度场，使由于这三个编码梯度场造成的质子失相位得到纠正，从而在下一次射频脉冲激发前，前一次脉冲激发残留的横向磁化矢量得以最大程度的保留。

### 一、利用残留的横向磁化矢量

在扰相 GRE 序列中，我们利用扰相位梯度场或扰相位射频脉冲去除前一个回波采集后残留的横向磁化矢量（图 44a）。但我们也可以不去除这种残留的横向磁化矢量，反而可以利用这种残留的横向磁化矢量。

在稳态进动快速成像序列中，不施加扰相梯度场，这样前一个回波采集后残留的横向磁化矢量就得以保留。我们也知道，梯度回波类序列中，在层面选择方向、相位编码方向及频率编码方向都施加了编码梯度场，这些梯度场同样会造成质子失相位，如果在这些空间编码梯度施加后，在这三个方向上各施加一个与相应的空间编码梯度场大小相同方向相反的梯度场，那么空间编码梯度场造成的失相位将被剔除，也即发生相位重聚（图 44b）。这样残留的横向磁化矢量将得到最大程度的保留，并对下一个回波信号作出贡献。

### 二、GRE 序列的中稳态概念

在了解稳态进动快速成像序列前，我们有必要了解 GRE 序列中的稳态。实际上 GRE 类序列中可以认为存在两种稳态，即纵向稳态和横向稳态。

#### （一）纵向稳态

大家都知道，射频脉冲激发后，组织的宏观磁化矢量将偏离平衡状态，射频脉冲的能量越大，宏观磁化矢量偏转角度也越大。射频脉冲关闭后，宏观纵向磁化矢量将逐渐回复到平衡状态，即发生纵向弛豫。但纵向弛豫的速度不是恒定不变的，宏观磁化矢量偏离平衡状态越远，纵向弛豫越快，偏离越少则纵向弛豫越慢。

梯度回波中由于施加的是小角度脉冲，因此射频脉冲激发后，仍残留有较多的宏观纵向

磁化矢量，如果 TR 间期不足以使所有组织都完成纵向弛豫，则下一次脉冲激发前组织的宏观纵向磁化矢量由两部分构成：（1）前一次激发后残留的宏观纵向磁化矢量；（2）TR 间期中纵向弛豫所恢复的纵向磁化矢量。

设射频脉冲激发角度为  $60^\circ$ ， $TR=150ms$ 。第一个脉冲激发后，某组织残留的宏观纵向磁化矢量为平衡状态的 50%，假设第一个 TR 间期内纵向弛豫可使宏观磁化矢量增加 20%，则在第二个射频脉冲激发前组织的宏观纵向磁化矢量为平衡状态的 70%（50%+20%）。第二个射频脉冲激发后，该组织残留的纵向磁化矢量为平衡状态的 35%（70%×50%），与第一个脉冲激发后相比，其宏观纵向磁化矢量偏离平衡状态更远，因此纵向弛豫速度加快，在第二个 TR 间期内，纵向弛豫可使宏观纵向磁化矢量增加的更多（假设为 30%），则在第三个射频脉冲激发前，组织的宏观纵向磁化矢量约为平衡状态的 65%（35%+30%）。第三个射频脉冲激发后，该组织的宏观纵向磁化矢量为平衡状态的 32.5%（65%×50%），这时宏观纵向磁化矢量偏离平衡状态更远，射频脉冲结束后，组织的纵向弛豫更快，假设在第三个 TR 间期内可恢复的纵向磁化矢量为平衡状态的 31%，则第四个射频脉冲施加前，组织的宏观纵向磁化矢量为平衡状态的 63.5%。依此类推，经过数个脉冲后，在以后每一个射频脉冲激发前，该组织的宏观纵向磁化矢量将基本保持一致，约为平衡状态时的 63% 左右。我们把梯度回波序列中这种经过数个射频脉冲激发后，在以后各个射频脉冲激发前，组织的宏观纵向磁化矢量保持稳定状态的现象称为纵向稳态。纵向稳态存在于任何梯度回波序列中。

## （二）横向稳态

扰相 GRE 序列中，在下一个  $\alpha$  脉冲激发前，残留的横向磁化矢量已经完全消除。如果不施加扰相梯度场，并用聚相位梯度场剔除空间编码梯度场造成的失相位，那么前一次残留的横向磁化矢量将对以后的回波信号作出贡献。

我们都知道，射频脉冲关闭后，组织的横向磁化矢量将发生衰减，即发生  $T2^*$  弛豫。而且  $T2^*$  弛豫的速度与横向磁化矢量的大小有关，后者越大衰减就越快，越小则衰减越慢。如同纵向稳态一样，实际上经过几次  $\alpha$  脉冲激发，在以后每一个  $\alpha$  脉冲激发前，组织的残留横向磁化矢量将保持稳定，这就是所谓的横向稳态。

## 三、稳态进动成像序列

扰相 GRE 序列由于施加了扰相位梯度场，实际上仅存在纵向稳态。如果序列中不施加扰相梯度场，且利用与空间编码梯度场反向的聚相位梯度场，那么该序列将在纵向和横向都达到稳态，我们把这一类序列称为稳态进动成像序列。

如果聚相位梯度场仅施加在相位编码方向，我们把这种序列称为稳态进动快速成像（fast imaging with stead-state precession, FISP）序列。如果在层面选择、相位编码及频率编码方向上均施加了聚相位梯度场，那么这种序列称为真稳态进动快速成像（True FISP）序列。

### （一）FISP 序列

FISP 序列是西门子公司名称，GE 公司称之为 GRASS（gradient recalled acquisition in the steady state），飞利浦公司称之为 T2-FFE（T2 fast field echo）。这个序列目前在临床上应用较少。在此我们就不详细介绍。

### （二）真稳态进动快速成像序列

真正稳态进动快速成像序列由于在层面选择、相位编码和频率编码方向上都施加了聚相位梯度场，因此几乎完全剔除了三个空间编码梯度场造成的质子失相位，因此该序列在纵向和横向上均达到了真正的稳态，故而得名。西门子公司称该序列为 True FISP 序列，GE 称之为 FIESTA (fast imaging employing steady state acquisition)，飞利浦称之为 B-FFE (balance fast field echo)。

True FISP 序列是近年来推出的新序列，目前在临床上逐渐得以广泛应用。该序列采用很短的 TR、很短的 TE 和较大的激发角，在新型 1.5T 的扫描机中，TR 常小于 5ms，TE 常小于 2ms，采用 40~70°的射频脉冲激发。在这种参数下，组织的信号强度取决于其 T2\*/T1 的比值，因此 T2\*值较长的成份如脑脊液、胆汁、胃肠液、血液等均呈很高信号。

True FISP 序列具有以下特点：(1) 成像速度快，单层图像采集时间常在 1s 以内，因此也没有明显运动伪影；(2) 由于采用极短的 TR 和 TE，血液流动造成的失相位程度较轻，同时由于三个方向聚相位梯度的流动补偿效应，流动的血液包括心腔和血管内的血液均呈现高信号；(3) 长 T2\*的液体包括血液、脑脊液、胆汁等呈现明显高信号，液体与软组织间形成很好的对比；(4) 软组织之间对比很差，常不能检出实质性脏器内部的实性病变，如肝细胞癌等；(5) 对磁场不均匀比较敏感，容易出现磁化率伪影。鉴于上述特点，该序列常用于制造液体和软组织之间的对比，而不适用于实质性脏器内部实性病变的检查。

True FISP 目前在临床上的应用主要包括：(1) 配用心电门控或心电触发技术进行心脏成像，可清晰显示心腔结构，并可进行心脏功能分析；(2) 配用心电触发技术进行冠状动脉成像，无需使用对比剂；(3) 大血管病变如动脉瘤、主动脉夹层等病变的检查；(4) 利用 3D True FISP 序列进行水成像，主要用于内耳水成像及 MR 脊髓造影 (MRM)；(5) 在肝胆胰脾病变的检查中，有助于胆道梗阻、门静脉血栓等病变的检出，但不适用于肝脏实性病变的检出；(6) 可用于胃肠道占位病变的检查。

## 第九节 其他梯度回波序列

前面几节介绍的常规 GRE 序列、扰相 GRE 序列、True FISP 序列是目前较为常用的梯度回波类序列。实际上梯度回波的种类很多，其他如 FISP 序列、PSIF 序列、MP-RAGE（磁化准备梯度回波，西门子称之为 Turbo FLASH，飞利浦称之为 Turbo FE）序列、DESS、CISS 等很多梯度回波类序列在临床上应用较少，序列结构也比较复杂，本讲义中将不再详细介绍。



## 第一节 MRI 常规成像技术

所谓常规 MRI 成像技术，是指各受检部位进行 MRI 检查时需要常规进行的 MRI 检查技术，包括成像序列（通常包括 T1WI 和 T2WI 序列）、序列的成像参数、扫描方位等。下面以 1.5 T 扫描机为例简单介绍临床上常见检查部位的 MRI 常规成像技术。

### 一、颅脑

颅脑是 MRI 最为常用的检查部位，颅脑常规的 MRI 检查包括：（1）横断面 SE T1WI：TR=300~500ms，TE=8~15ms，层厚 5~8mm，层间距 1~2.5mm，层数 15~25 层，矩阵 256×192~512×256，FOV = 220~240 mm，NEX = 2；（2）横断面 FSE T2WI：TR = 2500~5000 ms，TE 为 100ms 左右，ETL = 8~16，其他参数同 SE T1WI；（3）矢状面 SE T1WI 或 FSE T2WI：有助于中线结构的显示，成像参数同横断面 SE T1WI 或 FSE T2WI；（4）冠状面 SE T1WI 或 FSE T2WI：有助于病变定位及近颅底或颅顶部病变的显示，成像参数同前。

除上述常规检查外，颅脑检查常需要增加的检查技术包括：（1）横断面 IR-FSE FLAIR 序列：TR = 6000~10000 ms，TE = 100~120 ms，TI=2100~2500 ms，ETL = 10~20，其他成像参数同前，该序列有助于被脑脊液掩盖病变的显示，如皮层病变，脑室或脑池内病变等；（2）横断面 DWI 序列：常用单次激发 SE-EPI 序列，TR 无穷大，TE = 60~100 ms，b 值为 1000 s/mm<sup>2</sup> 左右，矩阵 128×128~256×256，其他成像参数同前；（3）增强扫描：静脉注射对比剂（常为 Gd-DTPA）后，利用 SE-T1WI 序列进行扫描，常规扫描横断面，必要时加扫矢状面或冠状面，成像参数同前。

### 二、垂体

MRI 是目前显示垂体最佳的无创性检查方法，垂体的 MRI 常规技术包括：（1）矢状面 SE T1WI 序列：TR=300~500ms，TE=8~15ms，层厚 3 mm，层间距 0~0.5mm，层数 8~12 层，矩阵 256×192~256×256，FOV = 150~200 mm，NEX = 2；（2）冠状面 SE T1WI 序列：扫描参数同矢状面；（3）增强扫描：注射对比剂后，进行冠状面和矢状面 SE T1WI，成像参数同前。

垂体 MRI 检查根据需要可增加以下技术：（1）冠状面或矢状面 FSE T2WI：TR=2500~3000 ms，TE = 100 ms，ETL = 8~16，其他参数同 SE T1WI；（2）动态增强扫描：可选用 FSE T1WI（TR=200~300 ms，TE=10~15ms，ETL=2~4）或扰相 GRE T1WI（TR=100~150 ms，TE 约为 4.4ms，激发角度 60~70°），其他参数同 SE T1WI，于注射对比剂后 30s、1min、2min、3min、5min、7min、10min 进行扫描。

### 三、眼眶和眼球

眼球和眼眶检查时，需要嘱病人不能运动眼球，检查可使用普通头颅线圈或专用表面线圈。扫描常规序列包括：（1）横断面 SE T1WI：层厚 3~4 mm，层间距 0~1mm，其他参数同头颅横断面 SE T1WI；（2）横断面 FSE T2WI，层厚和层间距同 SE T1WI，其他参数同头颅横断面 FSE T2WI，由于眼眶内富含脂肪组织，常需要采用脂肪抑制技术；（3）根据需要加扫冠状面和矢状面 SE T1WI 或/和 FSE T2WI，扫描参数同前；（4）增强扫描：注射对比剂后进行横断面 SE T1WI，参数同前，必要时加扫冠状面和矢状面，一般需要施加脂肪抑制

技术。

#### 四、脊柱脊髓

MRI 是目前检查脊柱脊髓最佳的无创性检查方法。椎管内病变应该首选 MRI 检查。脊柱脊髓 MRI 扫描应该选用脊柱专用线圈，最好选用相控阵列线圈。常规扫描序列包括：(1) 矢状面 SE(或 FSE)T1WI: TR = 300 ~400ms; TE=8 ~15ms; 层厚 3 ~ 4mm, 层间距 0.5 ~1.5mm, 层数 10 ~15 层, 矩阵 256×192 ~ 512×256, FOV = 250 ~ 320 mm, NEX = 2, 相位编码选择上下方向以减少心脏大血管搏动伪影；(2) 矢状面 FSE T2WI: TR 大于 2500 ms; TE=100ms; ETL= 12 ~ 16, 其他参数同 SE T1WI; (3) 横断面 FSE T2WI: 层厚 3 ~ 5 mm, 层间距 1~2mm, 其他参数同矢状面 FSE T2WI; (4) 根据需要可增加冠状面扫描、脂肪抑制技术或增强扫描等。

#### 五、肺、纵膈、心脏

尽管随着 MRI 技术的进步，肺、纵膈、心脏的 MRI 检查在临床上日益增多，但在 MRI 临床工作中，这些部位的 MRI 检查仍属于少数，特别是心脏 MRI 检查，目前所用的技术很多，序列也比较复杂，本讲义不作重点介绍，请参阅本讲义的相应章节。

#### 六、肝、胆、胰、脾

##### (一) 肝脏

肝脏的 MRI 检查一般以横断面为主，必要增加冠状面或矢状面扫描。常规序列包括：

(1) 横断面 FSE T2WI, 首选 ETL 较短的 FSE 序列配用呼吸触发技术，TR 一般为 1~2 个呼吸周期，TE 为 70~90ms, 层厚 5~10mm, 层间距 1~2mm, 最好采用脂肪抑制技术。(2) 横断面 SE T1WI, TR = 300~500ms, TE=10~20ms, 配用呼吸补偿技术，其他参数同 T2WI; 或扰相 GRE T1WI, TR=100~200ms, TE 约为 4.4 ms, 激发角 70°~85°, 其他同 T2WI。(3) 冠状面扫描，有助于病变定位，序列可选择 FSE T2WI 或扰相 GRE T1WI 等。

肝脏MRI检查中非常重要的一项是动态增强扫描，可以发现平扫不能发现的病灶，并有助于病变的定性诊断。技术要点如下：(1) 对比剂及其注射方式。常用Gd-DTPA，常规剂量 0.1mmol/kg 体重。给药途径一般经肘前静脉注射，需用MRI兼容的塑料套管针及连接管进行注射，最好能采用MR专用高压注射器推注，速率为 2~4ml/s。对比剂注射完毕应立刻用生理盐水冲管，以保证足量的对比剂按时进入血管，利用高压注射器可自动完成上述注射和冲管。如无专用高压注射器，在扫描时用手推也能达到目的，只是注射速率及冲管时机的控制不如高压注射器准确。(2) 扫描序列及其参数。一般选用二维扰相GRE T<sub>1</sub>WI序列，TR为 100~200ms, TE约为 4.4ms左右, 层厚 5~8ms, 层间距 1~2mm。该序列一次屏气 (15~25s) 可完成全肝扫描。(3) 扫描时机的掌握。理想的动脉期图像的标准是动脉的信号强度升至最高，门静脉主干可有轻微显影，肝静脉无对比剂进入；门静脉的标准是肝实质的信号强度达到峰值，肝静脉和门静脉均显示良好。肝脏MRI动态增强扫描由于对比剂剂量小，注射时间较短，一般仅为 5~10s, 因而增强的各期要比CT动态增强扫描更容易分开，准确捕捉扫描时机将能提高增强扫描的效果。在临床工作中，如果每个病人都进行循环时间的测量显然不太方便，由于大多数人的循环时间都在一定的范围之内，因而对于多数的病人仅需按常规进行扫描即可。从注射对比剂开始到对比剂进入肝脏一般需要 25s左右，因此CT动态增强扫描动

脉期一般在 25s 左右开始扫描, 但 MRI 动态增强时还应该考虑到序列扫描本身所占用的时间, 由于图像的对比主要由 K 空间中央的一部分相位编码线决定, 一般的序列中, 这部分相位编码线的采集是在扫描时间的一半时进行的, 如所用的序列扫描时间为 20s, 则这部分相位编码线是在扫描进行到 10s 左右时被采集的, 实际上就是说扫描序列应该提早 10s 开始, 即应该在对比剂开始注射后 15s 启动动脉期扫描。笔者进行肝脏 MRI 动态增强 (二维扰相 GRE 序列, K 空间对称循序填充, 序列采集时间为 20s) 的时相如下: 动脉期 15s; 门静脉 50~60s; 平衡期 3min; 根据需要 5~15min 后进行延时扫描。

## (二) 胰腺

胰腺 MRI 常规检查与肝脏相仿, 但有其特点: (1) 层厚应该更薄, 一般为 3~5mm; (2) T1WI 比 T2WI 更为重要。胰腺检查最重要的序列为脂肪抑制 T1WI, 一般选用二维或三维扰相 GRE T1WI 序列。在脂肪抑制的 T1WI 上, 正常胰腺组织呈现较高信号 (高于正常肝实质), 病变一般呈现相对低信号, 且与正常胰腺组织的对比优于 T2WI。(3) 动态增强扫描。与肝脏动态增强扫描类似, 但层厚应该更薄, 动脉期时相比肝脏动态增强动脉期延后 5~8s。

## (三) 胆管

胆管病变的检查一般需要进行肝胆的常规 MRI 检查 (同前)。需要注意的是: (1) 对于胆道梗阻的病例, 在梗阻水平应该加扫薄层; (2) MRCP 有利于胆道病变的显示 (详见本章第四节)。

## (四) 脾脏

脾脏的常规 MRI 检查与肝脏相仿。

## 七、肾上腺、肾脏、输尿管、膀胱

### (一) 肾上腺

肾上腺检查常规应该包括横断面和冠状面, 常用的序列有脂肪抑制 FSE T2WI、SE T1WI 和扰相 GRE T1WI。一般成像参数同肝脏, 不同之处为: (1) 需要进行 3~5mm 的薄层扫描; (2) 利用扰相 GRE T1WI 进行的同相位/反相位成像有助于腺瘤和非腺瘤病变的鉴别诊断。

### (二) 肾脏

肾脏的 MRI 常规检查及动态增强扫描所用的序列与肝脏相同, 不同之处在于: (1) 常采用横断面扫描与冠状面扫描相结合, 必要时加扫矢状面; (2) FSE T2WI 的 T2 权重较重, TE 一般宜选择在 120~150ms; (3) 冠状面一般宜采用 3~5mm 的薄层扫描。

### (三) 输尿管

没有梗阻和扩张的输尿管一般在 MRI 显示不佳, 因此输尿管 MRI 检查主要用于尿路积水的诊断。一般先利用 MRU 进行检查 (详见本章第四节), 发现梗阻部位后在局部进行薄层扫描, 序列同肾脏 MRI。

### (四) 膀胱

膀胱的常规 MRI 检查以横断面为主, 辅以矢状面和冠状面扫描。扫描序列主要有: (1) FSE T2WI, TR>2500 ms, TE 100ms 左右, 层厚 5mm, 层间距 1~1.5mm, 一般需要施加脂肪抑制技术, 有利于减少化学位移伪影和腹壁运动伪影。(2) SE T1WI, TR 为 400~500ms,

TE 为 10~20ms，其余参数同 T2WI。(3) 可增加水成像序列的扫描。

## 八、前列腺

前列腺位于盆腔底部，体积较小，一般需要进行小视野高分辨扫描，而且一般需要进行横断面、冠状面和矢状面扫描。具体序列如下：(1) 横断面 FSE T2WI，TR>3000ms，TE 为 120ms 左右，层厚 3~4mm，层间距 1mm，FOV 15~20cm，采用脂肪抑制技术。(2) 横断面 SE T1WI，TR 300~500ms，TE 10~20ms，其他参数同 T2WI。(3) 冠状面 FSE T2WI，参数同横断面。(4) 矢状面 FSE T2WI，参数同横断面。(5) 前列腺癌的病例需要加扫大视野 SE T1WI，扫描范围包括全骨盆，观察有无骨转移或盆腔淋巴结肿大。

## 九、女性盆腔

子宫的 MRI 检查以矢状面为主，辅以冠状面和横断面；附件的检查以横断面和冠状面为主。具体序列包括：(1) 矢状面 FSE T2WI，TR>2500ms，TE 为 80~100ms，层厚 3~4mm，层间距 1mm，常需要脂肪抑制。(2) 矢状面 SE T1WI，TR 300~500ms，TE 10~20ms，其他参数同 T2WI。(3) 横断面 FSE T2WI，参数同矢状面。(4) 横断面 SE T1WI，参数同矢状面。(5) 冠状面 FSE T2WI，参数同矢状面。

## 十、四肢大关节

四肢大关节的 MRI 检查一般也采用 FSE PDWI 或 T2WI、SE T1WI、扰相 GRE T1WI 及扰相 GRE T2\*WI 等序列。大关节检查有其一定的特殊性：(1) 由于软骨、韧带、肌腱及骨组织的 T2 值较短，因此多采用 FSE PDWI 或权重较轻的 T2WI，一般 TE 应该在 80ms 以下（多为 15~60ms），否则图像的信噪比太低。(2) 扰相 GRE T2\*WI 有助于纤维软骨病变的显示（如半月板损伤）；(3) 扰相 GRE T1WI 有助于透明软骨的显示。各关节由于解剖特点不同，采用的扫描方位也有特殊要求：(1) 膝关节半月板检查以矢状面和冠状面为主；(2) 膝关节侧副韧带检查以冠状面为主；(3) 膝关节交叉韧带检查以斜冠状面和斜矢状面为主；(4) 髌股关节面关节软骨的检查以横断面为主，辅以矢状面；(5) 肩袖损伤的检查以斜冠状面为主，辅以斜矢状面和横断面；(6) 髋关节的检查以冠状面为主，辅以横断面。

## 第二节 MRI 脂肪抑制技术

脂肪抑制是 MRI 检查中非常重要的技术，合理利用脂肪抑制技术不仅可以明显改善图像的质量，提高病变的检出率，还可为鉴别诊断提供重要信息。

### 一、MRI 检查使用脂肪抑制技术的意义

脂肪组织不仅质子密度较高，且 T1 值很短（1.5T 场强下约为 200~250ms），T2 值较长，因此在 T1WI 上呈现很高信号，在 T2WI 呈现较高信号，在目前普遍采用的 FSE T2WI 图像上，其信号强度将进一步增高（详见 FSE 序列）。

脂肪组织的这些特性在一方面可能为病变的检出提供了很好的天然对比，如在皮下组织内或骨髓腔中生长一个肿瘤，那么在 T1WI 上骨髓组织或皮下组织因为富含脂肪呈现很高信号，肿瘤由于 T1 值明显长于脂肪组织而呈现相对低信号，两者间形成很好的对比，因此病变的检出非常容易。

从另外一个角度看，脂肪组织的这些特性也可能会降低 MR 图像的质量，从而影响病变的检出。具体表现在：（1）脂肪组织引起的运动伪影。MRI 扫描过程中，如果被检组织出现宏观运动，则图像上将出现不同程度的运动伪影，而且组织的信号强度越高，运动伪影将越明显。如腹部检查时，无论在 T1WI 还是在 T2WI 上，皮下脂肪均呈现高信号，表面线圈的应用更增高了脂肪组织的信号强度，由于呼吸运动腹壁的皮下脂肪将出现严重的运动伪影，明显降低图像的质量。（2）水脂肪界面上的化学位移伪影（详见 MRI 伪影一节）。（3）脂肪组织的存在降低了图像的对比。如骨髓腔中的病变在 T2WI 上呈现高信号，而骨髓由于富含脂肪组织也呈现高信号，两者之间因此缺乏对比，从而掩盖了病变。又如肝细胞癌通常发生在慢性肝病的基础上，慢性肝病一般都存在不同程度的脂肪变性，这些脂肪变性在 FSE T2WI 上将使肝脏背景信号偏高，而肝细胞癌特别是小肝癌在 T2WI 上也往往表现为略高信号，肝脏脂肪变性的存在势必降低病灶与背景肝脏之间的对比，影响小病灶的检出。（4）脂肪组织的存在降低增强扫描的效果。在 T1WI 上脂肪组织呈现高信号，而注射对比剂后被增强的组织或病变也呈现高信号，两者之间对比降低，脂肪组织将可能掩盖病变。如眼眶内球后血管瘤增强后呈现明显高信号，但球后脂肪组织也呈现高信号，两者之间因此缺乏对比，影响增强效果。

因此 MRI 中脂肪抑制的主要意义在于：（1）减少运动伪影、化学位移伪影或其他相关伪影；（2）抑制脂肪组织信号，增加图像的组织对比；（3）增加增强扫描的效果；（4）鉴别病灶内是否含有脂肪，因为在 T1WI 上除脂肪外，含蛋白的液体、出血均可表现为高信号，脂肪抑制技术可以判断是否含脂，为鉴别诊断提供信息。如肾脏含成熟脂肪组织的肿瘤常常为血管平滑肌脂肪瘤，肝脏内具有脂肪变性的病变常为高分化肝细胞癌或肝细胞腺瘤等。

### 二、与脂肪抑制技术相关的脂肪组织特性

MRI 脂肪抑制技术多种多样，但总的来说主要基于两种机制：（1）脂肪和水的化学位移；（2）脂肪与其他组织的纵向弛豫差别。

#### （一）化学位移现象

同一种磁性原子核，处于同一磁场环境中，如果不受其他因素干扰，其进动频率应该相

同。但是我们知道，一般的物质通常是以分子形式存在的，分子中的其他原子核或电子将对某一磁性原子核产生影响。那么同一磁性原子核如果在不同分子中，即便处于同一均匀的主磁场中，其进动频率将出现差别。在磁共振学中，我们把这种现象称为化学位移现象。化学位移的程度与主磁场的强度成正比，场强越高，化学位移越明显。

常规 MRI 时，成像的对象是质子，处于不同分子中的质子的进动频率也将出现差异，也即存在化学位移。在人体组织中，最典型的质子化学位移现象存在于是水分子与脂肪之间。这两种分子中的质子进动频率相差约 3.5PPM，在 1.5 T 的场强下相差约 220HZ，在 1.0 T 场强下约为 150HZ，在 0.5 T 场强下约为 75HZ。脂肪和水中质子的进动频率差别为脂肪抑制技术提供了一个切入点。

## （二）脂肪与其他组织的纵向弛豫差别

在人体正常组织中，脂肪的纵向弛豫速度最快，T1 值最短。不同场强下，组织的 T1 值也将发生变化，在 1.5 T 的场强下，脂肪组织的 T1 值约为 250ms，明显短于其他组织。脂肪组织与其他组织的 T1 值差别也是脂肪抑制技术的一个切入点。

## 三、MRI 常用的脂肪抑制技术

针对上述脂肪组织的特性，MRI 可采用多种技术进行脂肪抑制。不同场强的 MRI 仪宜采用不同的技术，同一场强的扫描机也可因检查的部位、目的或扫描序列的不同而采用不同的脂肪抑制技术。

### （一）频率选择饱和法

频率选择饱和法是最常用的脂肪抑制技术之一，该技术利用的就是脂肪与水的化学位移效应。由于化学位移，脂肪和水分子中质子的进动频率将存在差别。如果在成像序列的激发脉冲施加前，先连续施加数个预脉冲，这些预脉冲的频率与脂肪中质子进动频率一致，这样脂肪组织的将被连续激发而发生饱和现象，而水分子中的质子由于进动频率不同不被激发。这时再施加真正的激发射频脉冲，脂肪组织因为饱和不能再接受能量，因而不产生信号，而水分子中的质子可被激发产生信号，从而达到脂肪抑制的目的。

频率选择脂肪抑制技术的优点在于：（1）高选择性。该技术利用的是脂肪和水的化学位移效应，因此信号抑制的特异性较高，主要抑制脂肪组织信号，对其他组织的信号影响较小。

（2）可用于多种序列。该方法可用于 SE T1WI 或 T2WI 序列、FSE T1WI 或 T2WI 序列、TR 较长的常规 GRE 或扰相 GRE 序列。（3）简便可行，在执行扫描序列前，加上脂肪抑制选项即可。（4）在中高场强下使用可取得很好的脂肪抑制效果。

该方法也存在一些缺点：（1）场强依赖性较大。前面已经介绍过，化学位移现象的程度与主磁场强度成正比。在高场强下，脂肪和水中的质子进动频率差别较大，因此选择性施加一定频率的预脉冲进行脂肪抑制比较容易。但在低场强下，脂肪和水中的质子进动频率差别很小，执行频率选择脂肪抑制比较困难。因此该方法在 1.0 T 以上的中高场强扫描机上效果较好，但在 0.5 T 以下的低场强扫描机上效果很差，因而不宜采用。（2）对磁场的均匀度要求很高。由于该技术利用的是脂肪中质子的进动频率与水分子中质子的进动频率的微小差别，如果磁场不均匀，则将直接影响质子的进动频率，预脉冲的频率将与脂肪中质子的进动频率不一致，从而严重影响脂肪抑制效果。因此在使用该技术进行脂肪抑制前，需要对主磁

场进行自动或手动匀场，同时应该去除病人体内或体表有可能影响磁场均匀度的任何物品。

(3) 进行大 FOV 扫描时，视野周边区域脂肪抑制效果较差，这也与磁场的均匀度及梯度线性有关。(4) 增加了人体吸收射频的能量。(5) 预脉冲将占据 TR 间期的一个时段，因此施加该技术将减少同一 TR 内可采集的层数，如需要保持一定的扫描层数则需要延长 TR，这势必会延长扫描时间，并有可能影响图像的对比度。如在 1.5 T 扫描机中，SE T1WI，如果选择 TR=500ms，TE=8ms，在不施加脂肪抑制技术时，最多可采集 26 层，如果施加脂肪抑制技术，则最多只能采集 12 层。

## (二) STIR 技术

STIR 技术原理我们在反转恢复序列一节中已经作了介绍。STIR 技术是基于脂肪组织短 T1 特性的脂肪抑制技术，也是目前临床上常用的脂肪抑制技术之一。STIR 技术可用 IR 或 FIR 序列来完成，目前多采用 FIR 序列。

由于人体组织中脂肪的 T1 值最短，因此 180°脉冲后其纵向磁化矢量从反向最大到过零点所需的时间很短，因此如果选择短 TI 则可有效抑制脂肪组织的信号。抑制脂肪组织信号的 TI 等于脂肪组织 T1 值的 69%。由于在不同的场强下，脂肪组织的 T1 值将发生改变，因此抑制脂肪组织的 TI 值也应作相应调整。在 1.5 T 的扫描机中，脂肪组织的 T1 值约为 200 ~ 250 ms，则 TI =140 ~ 175 ms 时可有效抑制脂肪组织的信号。在 1.0 T 扫描机上 TI 应为 125 ~ 140ms；在 0.5 T 扫描机上 TI 应为 85 ~ 120ms，在 0.35 T 扫描机上 TI 应为 75 ~ 100ms，在 0.2 T 扫描机上 TI 应为 60 ~ 80ms。

STIR 技术的优点在于：(1) 场强依赖性低。由于该技术基于脂肪组织的 T1 值，所以对场强的要求不高，低场 MRI 仪也能取得较好的脂肪抑制效果；(2) 与频率选择饱和法相比，STIR 技术对磁场的均匀度要求较低。(3) 大 FOV 扫描也能取得较好的脂肪抑制效果。

STIR 技术的缺点表现为：(1) 信号抑制的选择性较低。如果某种组织（如血肿等）的 T1 值接近于脂肪，其信号也被抑制。(2) 由于 TR 延长，扫描时间较长。(3) 一般不能应用增强扫描，因为被增强组织的 T1 值有可能缩短到与脂肪组织相近，信号被抑制，从而可能影响对增强程度的判断。

## (三) 频率选择反转脉冲脂肪抑制技术

频率选择脂肪抑制技术需要利用连续的脉冲对脂肪组织进行预饱和，脉冲在 TR 间期占据的时间约需要 12 ~ 20ms。STIR 技术需要在 TR 间期占据的时间更长（1.5 T 时需要 150ms 左右）。因此大大减少能够采集的层数，或需要延长 TR 从而增加 TA。而且在超快速梯度回波序列时，由于 TR 很短（往往小于 10ms），利用上述两种技术进行脂肪抑制显然是不现实的。

近年来在三维超快速梯度回波成像序列（如体部三维屏气扰相 GRE T1WI 或 CE-MRA）中，推出一种新的脂肪抑制技术，即频率选择反转脉冲脂肪抑制技术。该技术既考虑了脂肪的进动频率，又考虑了脂肪组织的短 T1 值特性。其方法是在真正射频脉冲激发前，先对三维成像容积进行预脉冲激发，这种预脉冲的带宽很窄，中心频率为脂肪中质子的进动频率，因此仅有脂肪组织被激发。同时这一脉冲略大于 90°，这样脂肪组织将出现一个较小的反方向纵向磁化矢量，预脉冲结束后，脂肪组织发生纵向弛豫，其纵向磁化矢量将发生从反向到

零，然后到正向并逐渐增大，直至最大值（平衡状态）。由于预脉冲仅略大于  $90^\circ$ ，因此从反向到零需要的时间很短，如果选择很短的 TI（10 ~ 20ms），则仅需要一次预脉冲激发就能对三维扫描容积内的脂肪组织进行很好的抑制，因此采集时间仅略有延长。

该种技术在 GE 公司生产的扫描机上称之为 SPECIAL（spectral inversion at lipids），飞利浦公司称之为 SPIR。该技术的优点在于：（1）仅少量增加扫描时间；（2）一次预脉冲激发即完成三维容积内的脂肪抑制；（3）几乎不增加人体射频的能量吸收。缺点在于：（1）对场强的要求较高，在低场扫描机上不能进行；（2）对磁场均匀度要求较高。

频率选择反转脉冲脂肪抑制技术一般用于三维快速 GRE 序列。但如果在 SITR 技术中采用的  $180^\circ$  反转脉冲是针对脂肪中质子的进动频率，则该技术也可用于 T2WI，这种技术可以增加 STIR 技术的脂肪组织抑制的特异性。

#### （四）Dixon 技术

Dixon 技术是一种水脂分离成像技术，通过对自旋回波序列 TE 的调整，获得水脂相位一致（同相位）图像和水脂相位相反（反相位）的图像。通过两组图像信息相加或相减可得到水质子图像和脂肪质子图像。把同相位图像加上反相位图像后再除以 2，即得到水质子图像；把同相位图像减去反相位图像后再除以 2，将得到脂肪质子图像。Dixon 技术目前在临床上应用相对较少。

#### （五）预饱和带技术

严格地说，添加预饱和带并不能算是脂肪抑制技术，因为在添加饱和带的区域接受预脉冲激发，使质子达到饱和，该区域的任何质子（包括脂肪和水）的信号都受到了抑制。腹部 MRI 的有些序列图像上皮下脂肪造成的运动伪影较重，在腹壁上添加饱和带能有效地抑制这种运动伪影。



### 第三节 MRI 化学位移成像技术

化学位移成像 (chemical shift imaging) 也称同相位 (in phase) /反相位 (out of phase) 成像。目前在临床上, 化学位移成像技术得到越来越广泛的应用。

#### 一、化学位移成像技术的原理

化学位移成像技术基于脂肪和水分子中质子的化学位移效应。由于分子结构的不同, 脂肪中的质子周围受电子云的屏蔽作用比水分子中的质子明显, 因此在同一场强下脂肪中质子所感受的磁场强度略低于水分子中的质子, 其进动频率也略低于后者, 其差别约为 3.5PPM, 即 147HZ / T。也就是说在某种场强下, 这两种质子的进动频率差别是恒定的。

由于我们检测到的 MR 信号实际上是组织的宏观横向磁化矢量, 而宏观横向磁化矢量是质子的横向磁化分矢量的合成。由于质子的进动, 其横向磁化分矢量实际上是在以 Z 轴为圆心, 在 XY 平面作圆周运动, 犹如时钟的指针。在某一场强下, 水分子中和脂肪中的质子的进动频率差别是恒定的, 也犹如时钟的分针和时针的运动频率差别。我们就是时钟为例介绍化学位移成像技术的原理。

在射频脉冲激发后, 由于脉冲的聚相位效应, 水分子中和脂肪中质子处于同一相位, 相当于时针和分针在 12 点钟时完全重叠。射频脉冲关闭后, 这两种质子将以自己的频率进动, 由于水分子的质子进动频率略高于脂肪中的质子, 两者的相位将逐渐开始离散, 到某个时刻, 水分子中的质子的相位将超过脂肪中的质子半圈, 即两种质子的相位相差  $180^\circ$ , 相当于时钟到了 6 点钟时针和分针相差  $180^\circ$ , 这两种质子的横向磁化分矢量将相互抵消。如果组织中同时含有这两种质子, 那么此时采集到 MR 信号相当于这两种组织信号相减的差值, 我们把这种图像称为反相位 (out of phase 或 opposed phase) 图像。过了这一时刻后, 水分子的质子又将逐渐赶上脂肪中的质子, 两种之间的相位差又开始逐渐缩小, 又经过相同的时间段, 水分子中质子的进动将超过脂肪中质子一整圈, 这两种质子的相位又完全重叠, 相当于时钟到了 24 点钟时针和分针又一次重叠, 这时两种质子横向磁化分矢量相互叠加, 此时采集到的 MR 信号为这两种组织叠加的信息, 我们把这种图像称为同相位 (in phase) 图像。过了同相位时刻, 两种质子的相位又开始逐渐离散, 直至出现相位相差  $180^\circ$  (反相位); 反相位后又开始逐渐聚相位, 直至又出现相位完全重聚 (同相位)。因此实际上射频脉冲激发后, 反相位、同相位是周期性出现的。

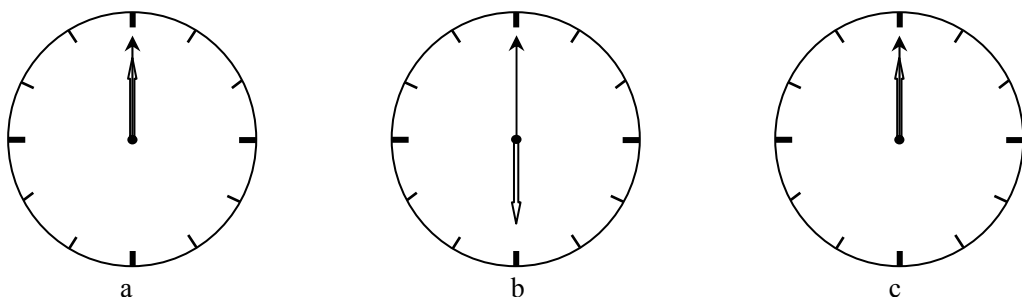


图 48 化学位移成像技术示意图 我们以时钟的方式来演示, 以分针 (长细箭) 表示进动较快的水分子中质子, 以时针 (短空箭) 表示进动较慢的脂肪中质子。射频脉冲激发时刻 ( $t_0$ ), 由于射频脉冲的聚相

位作用，两种质子的相位一致（图a），相当于 12 点整；射频脉冲关闭后，由于水分子中质子进动较快，其相位将超前于脂肪中质子，到一定时刻（ $t'$ ），其相位将超过后者半圈，即相差  $180^\circ$ （图b），相当于 6 点整，这时由于相位相差  $180^\circ$ ，这两种质子的横向磁化矢量相互抵消，如果此时采集回波得到的将是反相位图像；过了此时刻后，水分子中质子的相位将超前脂肪中质子更多，经过与  $(t' - t_0)$  相同的时间段后，其相位将比脂肪中质子超前一整圈（ $360^\circ$ ），实际上又重叠在一起（图c），相当于 24 点整，两种质子的横向磁化矢量相互叠加，此时如果采集回波得到的将是同相位图像。

## 二、化学位移成像技术的实现

目前临床上化学位移成像技术多采用扰相 GRE T1WI 序列，利用该序列可很容易获得反相位和同相位图像。

扰相 GRE T1WI 序列需要选择不同的 TE 可得到反相位或同相位图像，关键在于如何选择合适的 TE。不同场强的扫描机获得反相位的 TE 不同，获得同相位的 TE 也不同。同相位  $TE = 1000 \text{ ms} \div (147 \text{ Hz/T} \times \text{场强 (T)})$ ，反相位  $TE = \text{同相位 TE} \div 2$ 。1.5 T 扫描机同相位  $TE = 1000 \text{ ms} \div (147 \text{ Hz/T} \times 1.5 \text{ T}) \approx 4.5 \text{ ms}$ ，反相位  $TE \approx 2.2 \text{ ms}$ 。表 3 所列为不同场强 MRI 仪同相位、反相位应该选择的 TE 值。

表 3 不同场强 MRI 仪化学位移成像的 TE 值

场强	回波时间 (ms)					
	反相位	同相位	反相位	同相位	反相位	同相位
3.0 T	1.1	2.3	3.4	4.5	5.7	6.8
2.0 T	1.7	3.4	5.1	6.8	8.5	10.2
1.5 T	2.3	4.5	6.8	9.1	11.3	13.6
1.0 T	3.4	6.8	10.2	13.6	17.0	20.4
0.5 T	6.8	13.6	20.4	27.2	34.0	40.8
0.35 T	9.7	19.4	29.2	38.9	48.6	58.3
0.2 T	17	34	51	68	85	102

上表所列的反相位、同相位的 TE 值是根据公式计算的理论值，临床应用中实际上只要所选 TE 值与表中所列 TE 值接近，即可获得较好的成像效果。如在 1.5 T 扫描机中 TE 选择在  $1.8 \sim 2.7 \text{ ms}$ ，都可获得较理想的反相位图像。

在实际应用中，化学位移成像最好能同时采集反相位和同相位图像，以便比较。同相位图像实际上就是普通的扰相 GRE T1WI，反相位图像与同相位图像相比，可初步判断组织或病灶内是否含脂及其大概比例。目前在 1.5T 以上的新型 MRI 仪上利用扰相 GRE T1WI 序列，选用双回波（dual echo）技术可在同一次扫描中同时获得反相位和同相位图像，所获图像更具可比性。

## 三、化学位移成像技术的临床应用

目前化学位移成像技术在临床上得以为较广泛的应用，同相位图像即普通的 T1WI，在介绍化学位移成像的临床应用之前首先来了解一下反相位图像的特点。

### （一）反相位图像的特点

与扰相 GRE 普通 T1WI（同相位图像）相比，反相位图像具有以下主要特点。

1. 水脂混合组织信号明显衰减，其衰减程度一般超过频率选择饱和法脂肪抑制技术。假设某组织的信号的 30%来自脂质，70%来自水分子。如果利用频率选择饱和法进行脂肪抑制，即便所有来自脂质的信号完全被抑制，那么还保留 70%来自水分子的信号，即信号衰减幅度为 30%。而在反相位图像上，则不仅 30%的脂质信号消失，同时 70%来自水分子的信号中，也有 30%被脂肪质子抵消，组织仅保留原来 40%信号，信号衰减幅度达 60%。

2. 纯脂肪组织的信号没有明显衰减。在几乎接近于纯脂肪的组织如皮下脂肪、肠系膜、网膜等，其信号来源主要是脂肪，所含的水分子极少，在反相位图像上，两种质子能够相互抵消的横向磁化矢量很少，因此组织的信号没有明显衰减。

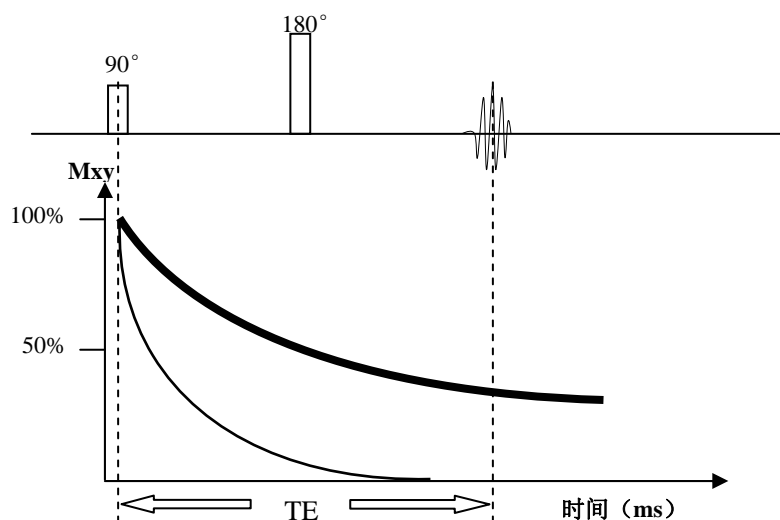
3. 勾边效应。反相位图像上，周围富有脂肪组织的脏器边缘会出现一条黑线，把脏器的轮廓勾画出来。因为一般脏器的信号主要来自水分子，而其周围的脂肪组织的信号主要来自脂肪，所以在反相位图像上，脏器和周围脂肪组织的信号都下降不明显，但在两者交界线上的各体素中同时夹杂有脏器（水分子）和脂肪，因此在反相位图像上信号明显降低，从而出现勾边效应。

#### （二）化学位移成像技术的临床应用

目前临床上化学位移成像技术多用在腹部脏器中，主要用途有：（1）肾上腺病变的鉴别诊断。因为肾上腺腺瘤中常含有脂质，在反相位图像上信号强度常有明显降低，利用化学位移成像技术判断肾上腺结节是否为腺瘤的敏感性约为 70%~80%，特异性高达 90%~95%。（2）脂肪肝的诊断与鉴别诊断。对于脂肪肝的诊断敏感性超过常规 MRI 和 CT。（3）判断肝脏局灶病灶内是否存在脂肪变性。因为肝脏局灶病变中发生脂肪变性者多为肝细胞腺瘤或高分化肝细胞癌。（4）其他。利用化学位移成像技术还有助于肾脏或肝脏血管平滑肌脂肪瘤的诊断和鉴别诊断。

## 第四节 MR 水成像技术

随 MR 技术的进步，MR 水成像（water imaging）技术近年来在临床上也得到广泛应用，为含水脏器的疾病提供了极有价值的诊断信息。



**图 49 MR 水成像原理示意图** 图中粗曲线表示水的横向弛豫，细曲线表示其他软组织的横向弛豫。90°脉冲使两种组织的横向磁化矢量都达到最大（100%），90°脉冲关闭后，软组织和水都开始横向弛豫，由于其他软组织的 T<sub>2</sub> 值短，横向磁化矢量衰减较快，而水由于 T<sub>2</sub> 值很长，其横向磁化矢量衰减很慢。如果我们选择很长的 TE（如 500ms 以上），则其他组织的横向磁化矢量已经完全衰减，因此信号很弱甚至没有信号，而水仍保留较大的宏观横向磁化矢量。

### 一、水成像技术的原理

水成像技术的原理非常简单，主要是利用水的长 T<sub>2</sub> 特性，从第一章第五节的表 2 中可以看出，人体的所有组织中，水样成份（如脑脊液、淋巴液、胆汁、胃肠液、尿液等）的 T<sub>2</sub> 值远远大于其他组织。如果采用 T<sub>2</sub> 权重很重 T<sub>2</sub>WI 序列，即选择很长的 TE（如 500ms 以上），其他组织的横向磁化矢量几乎完全衰减，因而信号强度很低甚至几乎没有信号，而水样结构由于 T<sub>2</sub> 值很长仍保持较大的横向磁化矢量，所采集的图像上信号主要来自于水样结构。所以该技术称为水成像技术。

### 二、水成像技术常用的序列

早期的水成像技术多采用梯度回波类序列，而目前临床上常采用 FSE 或单次激发 FSE T<sub>2</sub>WI 序列。下面介绍一些目前临床上较为常用的水成像序列。

#### （一）FSE T<sub>2</sub>WI

用于水成像的 FSE T<sub>2</sub>WI 序列 ETL 一般较长。常见参数如下：TR 大于 3000ms 或 2~4 个呼吸周期（呼吸触发技术），TE=500~1000ms，ETL=20~64。该序列可进行三维采集，主要用于内耳水成像或 MR 脊髓造影（MRM）。也可用于配用呼吸触发技术进行二维或三维采集，主要用于腹部水成像，如 MR 胆胰管成像（MRCP）或 MR 尿路成像（MRU）。

#### （2）单次激发 FSE T<sub>2</sub>WI

是目前 MRCP 或 MRU 最常用的序列，TR 无穷大，TE500~1000ms，ETL = 128 ~ 256，NEX=1，可进行二维或三维采集，可屏气扫描或采用呼吸触发技术。

### （3）三维 True FISP 序列

三维 True FISP 序列用于水成像是近年来推出的技术，一般参数 TR=3~6ms，TE=1~2ms，矩阵 256×160~256×256。主要用于内耳水成像或 MRM。

### 三、水成像的后处理技术及分析水成像图像时的注意事项

利用二维或三维技术采集的水成像原始图像需要进行后处理重建，常用的后处理技术包括：最大强度投影（MIP）、容积再现（VR）和仿真内窥镜（VE）等。

在分析水成像图像上有几点需要注意：（1）水成像一般不作为单独检查，应该与常规 MR 图像相结合；（2）重视原始图像的观察，如果仅观察重建后的图像，将可能遗漏管腔内的小病变，如胆管内小结石或小肿瘤等；（3）注意一些假病灶的出现，水成像容易出现伪影而造成假病灶。如采用三维 True FISP 序列进行内耳水成像可能由于磁化率伪影而出现半规管中断的假象。又如 MRCP 时有时由于胆汁流动失相位或血管压迫可能出现假的充盈缺损。

### 四、水成像技术的临床应用

MR 水成像技术近年来得到较为广泛的应用，下面将介绍目前临床较为常用的水成像技术。

#### （一）MR 胆胰管成像

MR 胆胰管成像（MR cholangiopancreatography, MRCP）是目前临床上最常用的水成像技术。主要适应症包括胆道结石、胆道肿瘤、胆道炎症、胰腺肿瘤、慢性胰腺炎、胆胰管变异或畸形等。

MRCP 可采用 GRE 序列或 FSE 类序列，在目前新型的 MRI 仪上多采用单次激发 FSE（SS-FSE）T2WI 或半傅里叶采集单次激发快速自旋回波（HASTE）T2WI 序列。目前常用的 MRCP 方式有两种。

1. 三维或二维连续薄层扫描 利用 SS-FSE 或 HASTE 序列进行二维或三维采集，获得多层连续的薄层图像，利用 MIP 进行重建。该方法的优点在于：（1）可获得薄层原始图像，原始图像的观察有助于管腔内小病变的显示；（2）图像可以进行各种后处理。缺点在于：（1）扫描时间相对较长；（2）如果由于呼吸运动或图像变形，层与层之间的图像配准将出现错误，重建得到的图像可出现明显的阶梯样伪影或表现为胰管断断续续。

2. 二维厚层块投射扫描 对所选择的厚度为 2~10cm 的容积进行厚层块采集，一次扫描得到一幅厚层块投射图像。该方法的优点在于：（1）扫描速度快，一幅图像仅需要 1 到数秒钟；（2）图像连续性较好，一般不出现阶梯样伪影。缺点在于：（1）图像不能进行后处理；（2）厚层投射扫描不能获得薄层原始图像，容易遗漏小病变。

因此在临床检查中，最好两种方法结合应用，注意原始薄层图像的观察，并与肝胆胰脾常规 MRI 相结合。

#### （二）MR 尿路成像

MR 尿路成像（MR urography, MRU）也是临床常用的水成像技术之一，主要适应症包括：尿路结石、肾盂肾盏肿瘤、输尿管肿瘤、膀胱肿瘤、其他原因的尿路梗阻、泌尿系变异或畸形等。

MRU 所采用的序列、扫描技术与 MRCP 相仿，分析图像的注意事项也与 MRCP 一致。

### （三）MR 脊髓成像

MR 脊髓成像（MR myelography, MRM）近年来在临床上应用逐渐增多，成像效果与脊髓碘造影相仿，与 MRI 结合现已经基本取代了脊髓碘造影。主要适应症包括：椎管内肿瘤、椎管畸形、脊神经鞘袖病变、脊柱退行性病变、脊柱外伤等。

目前用于 MRM 的序列有：三维 True FISP 序列、二维或三维 FSE、二维或三维单次激发 FSE。

### （四）MR 涎腺管造影

MR 涎腺管造影多用于腮腺导管病变的检查，常采用高分辨三维 True FISP 或三维 FSE 序列进行。

### （五）MR 内耳水成像

MR 内耳水成像借助于耳蜗及半规管内的淋巴液作为天然对比剂成像，主要用于膜迷路病变的检查。常采用高分辨三维 True FISP 序列或三维 FSE 序列进行。

## 第五节 MR 血管成像技术

MR 血管成像 (MR angiography, MRA) 已经成为 MRI 检查的常规技术之一, 与 DSA 相比具有无创、简便、费用低、一般无需对比剂等优点。目前临床常用的血管成像方法包括时间飞跃 (time of fly, TOF) 法、相位对比 (phase contrast, PC) 法和对比增强 MRA (contrast enhancement MRA, CE-MRA) 等三种, 其中前二种方法不用对比剂而借助于血液流动特性来制造对比。

### 一、TOF 法 MRA

TOF 法是目前临床最常用的 MRA 技术, 该技术基于血流的流入增强效应 (详见第一章第十一节)。临床上可采用二维或三维技术进行采集, 下面以 1.5 T 扫描机为例介绍这两种技术的常用参数和应用。

#### (一) 二维 TOF MRA

二维 TOF MRA 是指利用 TOF 技术进行连续的薄层采集 (层厚一般为 2~3 mm), 然后对原始图像进行后处理重建。二维 TOF MRA 一般采用扰相 GRE T1WI 序列, 在 1.5 T 的扫描机中, TR 一般为 20~30ms, 选择最短的 TE 以减少流动失相位, 选择角度较大的射频脉冲 (一般为 60°左右) 以增加背景组织的饱和, 矩阵一般为 256×160 ~ 256×192。二维 TOF MRA 具有以下优点: (1) 由于采用较短的 TR 和较大的反转角, 因此背景组织信号抑制较好; (2) 由于是单层采集, 层面内血流的饱和现象较轻, 有利于静脉慢血流的显示; (3) 扫描速度较快, 单层图像 TA 一般为 3~5s。该方法也存在一定的缺点: (1) 由于空间分辨率相对较低, 体素较大, 流动失相位较明显, 特别是受湍流的影响较大, 容易出现相应的假象; (2) 后处理重建的效果不如三维成像。

#### (二) 三维 TOF MRA

与二维 TOF MRA 不同, 三维 TOF MRA 不是针对单个层面进行射频激发和信号采集, 而是针对整个容积进行激发和采集。三维 TOF MRA 一般也采用扰相 GRE 序列, 在 1.5 T 的扫描机中, TR 一般为 25~35ms, TE 一般选择为 6.9ms (相当于反相位图像, 以尽量减少脂肪的信号), 激发角度一般为 25~35°。与二维 TOF MRA 相比, 三维 TOF MRA 具有以下优点: (1) 空间分辨率更高, 特别是层面方向, 由于采用三维采集技术, 原始图像的层厚可以小于 1mm; (2) 由于体素较小, 流动失相位相对较轻, 受湍流的影响相对较小; (3) 后处理重建的图像质量较好。缺点包括: (1) 容积内血流的饱和较为明显, 不利于慢血流的显示; (2) 为了减少血流的饱和而减小的激发角度, 背景组织的抑制效果相对较差; (3) 扫描时间相对较长。

三维 TOF MRA 的血流饱和现象不容忽视, 饱和现象主要有两个方面的影响: (1) 慢血流信号明显减弱; (2) 容积内血流远侧的信号明显减弱。

为减少血流饱和, 可采用以下策略: (1) 缩小激发角度, 但这势必造成背景组织抑制不佳。(2) 容积采集时线性变化激发角度, 在采集容积的血流进入侧信号时采用较小的角度, 以减少饱和, 随着采集往容积的血流流出侧移动, 激发角度逐渐增大, 以增强血流远侧的信号。这种方法可以均衡血流近侧和远侧的信号, 但将造成背景组织抑制的不一致。(3) 多层

块采集。如果把成像容积分成数个层块，每个层块厚度减薄，层块内饱和效应减轻。(4) 逆流采集，容积采集时先采集血流远侧的信号，然后向血流的近端逐渐采集，可有效减少血流的饱和。

在三维 TOF MRA 采集时，为了更好抑制背景组织的信号，还可采用磁化转移 (magnetic transfer, MT) 技术 (详见本章第九节)，但施加 MT 技术后，TR 必需延长，因此采集时间增加。

### (三) TOF MRA 的临床应用

TOF MRA 目前在临床上的应用最为广泛，主要用于脑部血管、颈部血管、下肢血管等病变的检查。对于脑部动脉的检查多采用三维 TOF MRA 技术，颈部动脉的检查可采用二维或三维技术，下肢病变多采用二维技术，上述部位静脉病变的检查多采用二维技术。由于二维技术扫描速度较快，腹部血管特别是静脉病变的检查可采用多次屏气分段采集的方法来采集。

采用 TOF 技术采集的 MRA 可同时显示动脉和静脉，但有时会造成重建图像上动静脉血管相互重叠，不利于观察。我们可采用预饱和带技术选择性显示动脉或静脉。在一般的解剖部位，动脉和静脉的血流方向往往是相反的，我们在成像区域或层面某血管血流方向的上游施加一个预饱和带，则当 MRA 射频脉冲激发时流入成像区域或层面的血液已经饱和而不再产生信号。以颈部血管为例，颈动脉的血流从下往上流动，而静脉的血流从上往下流动，如果我们在成像区域的下方施加预饱和带，则动脉血流被饱和，显示的是静脉；如果在成像区域的上方施加预饱和带，则静脉血流被饱和，显示的是动脉。

分析 TOF MRA 图像时，还有几点需要注意：(1) 如果 MRA 显示某段血管腔光滑整齐，没有狭窄，那么基本上可以认为该段血管没有狭窄。(2) 可能出现血管狭窄的假象，由于湍流等原因造成的失相位可能引起血管某处血流信号丢失，从而出现血管狭窄的假象，常见的部位为血管转弯处和血管分叉处，前者如颈内动脉虹吸，后者如颈内外动脉分叉处。(3) 血管狭窄的程度常被夸大。血管狭窄处容易造成湍流，造成血流信号丢失，从而夸大狭窄程度。(4) 动脉瘤可能被遗漏。动脉瘤腔内一般都有湍流，造成信号丢失，信号丢失严重者在重建的 MRA 图像上整个瘤腔可都不显示，从而造成漏诊。

## 二、PC 法 MRA

PC 法 MRA 基于沿梯度场流动的血液中质子发生的相位变化。PC 法 MRA 一般需要 3 个基本步骤，即：成像信息的采集、减影和图像的显示。其中成像信息的采集包括参照物、前后方向施加流速编码后、左右方向施加流速编码后及上下方向施加流速编码后等四组。

### (一) PC 法 MRA 的原理

PC 法 MRA 需要施加称为流速编码 (velocity encoding, VENC) 梯度的双极梯度场。先给予成像层面或容积一个射频脉冲，这时静止组织和流动的血液都将产生横向磁化矢量。这时先施加一个正向梯度场，这样无论是静止质子还是流动质子，场强高的一侧者进动频率增高，而在场强低的一侧者则进动频率减低，因此出现相位的差别。关闭正向梯度场后又施加一个反向梯度场，其强度和持续时间与正向梯度场相同，这样静止质子的进动频率又发生了相反的变化，原来正向梯度场造成的相位差别得以消除，因此静止质子就不存在相位差别。



而流动质子由于在两次施加梯度场时位置发生了改变,因此不可能经历两次强度和持续时间相同但方向相反的梯度场,因此相位的差别得以保留。在施加梯度场期间,流动质子发生的相位编码与其流速有关,流动越快则相位变化越明显。反之通过对流速编码梯度场的调整来观察流动质子的相位变化则可能检测出流动质子的流速。

PC法能够反映最大的相位变化是 $180^\circ$ ,如果超过 $180^\circ$ 将被误认为是相位的反向变化,从而造成反向血流的假象。因此PC法成像的关键在于如果选择编码流速。如某血管内血液流速为 $50\text{cm/s}$ ,如果选择的流速编码也为 $50\text{cm/s}$ ,则其流动质子的相位变化正好 $180^\circ$ ,得到的信号最强,如果选择的流速编码为 $40\text{cm/s}$ ,则流动质子的相位变化超过 $180^\circ$ ,血流将被误认为是反向而呈现低信号。

在获得参照物成像信息和三个方向的流速编码成像信息后,通过减影去除背景静止组织,仅留下血流造成的相位变化信息,通过重建即可获得PC MRA图像。

### (二) PC法 MRA 的特点

PC法 MRA 是以流速为编码,以相位变化作为图像对比的特殊成像技术,具有以下特点:(1)图像可分为速度图像和流动图像。(2)速度图像的信号强度仅与流速有关,不具有血流方向信息,血流越快,信号越高。(3)流动图像也称相位图像,血流的信号强度不仅与流速有关,同时还具有血流方向信息,正向血流表现为高信号,流速越大信号越强;反向血流表现为低信号,流速越大信号越低;静止组织的表现为中等信号。(4)采用减影技术后,背景静止组织由于没有相位变化,其信号几乎完全剔除。(5)由于血流的相位变化只能反映在流速编码梯度场方向上,为了反映血管内血流的真实情况,需要在前后、左右、上下方向施加流速编码梯度场。

常规的PC MRA为速度图像,可以显示血流信号,从而显示血管结构。流动图像主要用作血流方向、流速和流量的定量分析。

与TOF法 MRA相比,PC法 MRA的优点在于:(1)背景组织抑制好,有助于小血管的显示;(2)有利于慢血流的显示,适用于静脉的检查;(3)有利于血管狭窄和动脉瘤的显示;(4)可进行血流的定量分析。

PC法 MRA也存在一些缺点:(1)成像时间比相应TOF MRA长。(2)图像处理相对比较复杂。(3)需要事先确定编码流速,编码流速过小容易出现反向血流的假象;编码流速过大,则血流的相位变化太小,信号明显减弱。

### (三) PC法 MRA 的临床应用

与TOF法 MRA相比,PC法 MRA在临床上的应用相对较少。临床上PC法 MRA主要用于:(1)脑动脉瘤的显示;(2)心脏血流分析;(3)静脉病变的检查;(4)门静脉血流分析;(5)肾动脉病变的检查。

在临床应用中,应该注意TOF MRA与PC MRA各自的优缺点,两种联合应用可取长补短,获得更多的有用信息。

## 三、CE-MRA

CE-MRA自上世纪九十年代中期推出后,得到大家的公认,在临床上的应用也日益广泛,现在已经成为临床不可缺少的MRA技术。

### （一）CE-MRA 的原理和序列

CE-MRA 的原理其实比较简单，就是利用对比剂使血液的 T1 值明显缩短，短于人体内其他组织，然后利用超快速且权重很重的 T1WI 序列来记录这种 T1 弛豫差别。

在人体组织中脂肪的 T1 值最短。在 1.5 T 扫描机上，脂肪组织的 T1 值约为 250ms，血管中血液的 T1 值约为 1200ms。利用团注对比剂（常用 Gd-DTPA）的方法可使血液的 T1 值缩短到 100ms 左右，明显短于脂肪组织。

团注 Gd-DTPA 后，血液的 T1 值变化有以下特点：（1）持续时间比较短暂，因此需要利用超快速序列进行采集；（2）对比剂流经不同的血管可造成相应血管内血液的 T1 值发生变化，因此多期扫描可显示不同的血管；（3）因为血液的 T1 值缩短明显，因此需要权重很重的 T1WI 序列进行采集方能获得最佳对比。

目前用于 CE-MRA 的序列多为三维扰相 GRE T1WI 序列，在 1.5 T 的扫描机上，TR 常为 3~6ms，TE 为 1~2ms，激发角度常为 25~60°，根据所选用的 TR、矩阵、层数等参数的不同，TA 常为 15~60s。

该序列采用很短 TR 和相对较大的激发角，因此 T1 权重很重，血液由于注射对比剂后 T1 值很短，可产生较高的信号，其他组织的信号因饱和效应将明显衰减，因此制造出血液与其他组织的良好对比。

该序列还采用很短的 TE，这有两个方面的好处：（1）注射对比剂后，血液中浓度较高的对比剂不仅有短 T1 效应，同时也有缩短 T2\* 的作用，而 TE 的缩短有助于减少 T2\* 效应对图像的影响。（2）TE 缩短，流动相关的失相位可明显减轻。

因此实际上利用三维超快速扰相 GRE T1WI 序列进行 CE-MRA，流动对成像的贡献很小，血液与其他组织的对比是由对比剂制造出来的。

### （二）CE-MRA 的技术要点

CE-MRA 的原理虽然简单，但实际操作时需要掌握几个技术关键。

1. 对比剂的应用 对比剂的应用是 CE-MRA 的技术关键之一。CE-MRA 通常采用的对比剂为细胞外液非特异性离子型对比剂 Gd-DTPA。根据不同的检查的部位、范围和目的的不同，对比剂的入路、用量和注射流率应作相应调整。

对比剂入路：一般的 CE-MRA 多采用肘前区浅静脉或手背部浅静脉作为入路。在进行下肢静脉、髂静脉或下腔静脉检查时也可采用足背部浅静脉为入路，而且对比剂常需要进行稀释。

对比剂用量和注射流率：（1）单部位的动脉成像如肾动脉 CE-MRA 等，采用单倍剂量（0.1 mmol/kg）或 1.5 倍剂量即可，注射流率一般为每秒 1.5~3ml。（2）多部位的动脉成像如一次完成腹主动脉、髂动脉和下肢动脉的检查，由于完成整个检查所需时间相对较长，则通常需要 2~3 倍剂量，注射流率为 1.5~2ml/s。（3）进行如肾静脉、颈静脉、门静脉等血管检查时，则需要 2~3 倍剂量，注射流率提高到 3~5ml/s 效果较好。

对比剂的注射可采用 MR 专用高压注射器。由于 Gd-DTPA 的黏度较低，利用人工推注的方法也能达到很好的效果。

2. 成像参数的调整 成像参数的调整对于保证 CE-MRA 的质量至关重要。有关

CE-MRA 的成像参数主要有 TR、TE、激发角度、容积厚度和层数、矩阵、FOV 等。TE 应该选择最小值。TR 和激发角度将决定 T1 权重，如在 1.5 T 扫描机上，如 TR 为 5ms 左右，则激发角度一般为 30°~50°较为合适，如果 TR 延长则激发角度应该适当加大以保证一定的 T1 权重。扫描容积厚度和 FOV 决定采集的范围，在保证含盖目标血管的前提下，容积厚度越小越好，减少容积厚度可缩短 TA 或可在保持 TA 不变的前提下缩小层厚而提高空间分辨力。TR、矩阵和层数将决定 TA 的长短，在体部 CE-MRA 时需要通过调整这些参数来缩短 TA 以便屏气扫描，而在颈部或下肢等没有呼吸运动的部位则允许适当延长 TA，从而提高空间分辨力。

3. 扫描时机的掌握 扫描时机的掌握是 CE-MRA 成败的关键。扫描序列启动的过早或过晚都会严重影响 CE-MRA 的质量，甚至导致检查的失败。在第一章第八节 K 空间的概念中我们提到决定图像对比的是填充 K 空间中心区域的 MR 信号。扫描序列何时启动的原则是“在目标血管中对对比剂浓度最高的时刻采集填充 K 空间中心区域的 MR 信号”。

决定扫描时刻前需要了解的关键参数有：(1) 循环时间，即对比剂开始注射到目标血管内对比剂浓度达到峰值所需的时间。(2) 扫描序列的采集时间 (TA)；(3) 扫描序列的 K 空间填充方式，这里主要是指 K 空间是循序对称填充还是 K 空间中心优先采集。如果 K 空间是循序填充，则 K 空间中心区域的 MR 信号采集是在序列开始后 TA 的一半时间，即如果序列的 TA 为 20s，则 K 空间最中心的 MR 信号的采集是在序列启动后 10s。K 空间中心优先采集是指序列启动后先采集填充 K 空间中心区域的 MR 信号。综合考虑上述三个参数，扫描时刻的决定目前主要有三种方法。

(1) 循环时间计算法。循环时间常通过经验估计或试射对比剂的方法获得。经验估计主要是依据以往的经验，并结合受检病人的年龄、心率等参数进行调整。如一般成人从肘静脉注射，对比剂到达腹主动脉约需 12~25 秒，平均约 18 秒左右。试射对比剂则从静脉推注小剂量（一般为 2ml），同时启动二维快速梯度回波序列对目标血管进行单层连续扫描，观察目标血管的信号变化，从而获得循环时间。获得循环时间后，从开始注射对比剂到启动扫描序列的延时时间 (TD) 可以按下列公式进行计算：A. 如果是 K 空间循序对称填充， $TD = \text{循环时间} - 1/4 TA$ 。B. 如果是 K 空间中心优先采集，则  $TD = \text{循环时间}$ 。

(2) 透视触发技术。该技术无需考虑循环时间，但必需采用 K 空间中心优先采集技术。该方法是开始注射对比剂后，同时启动超快速二维梯度回波序列，对目前血管进行监控，当发现对比剂已经进入目标血管时，立刻切换到 CE-MRA 序列并启动扫描。从二维监控序列切换到三维 CE-MRA 序列并启动一般仅需要 1 秒钟。

(3) 自动触发技术。在目标血管处设置一个感兴趣区，并事先设置信号强度阈值，启动超快速二维梯度回波序列动态探测感兴趣区的信号强度变化，当信号强度达到阈值时，MR 扫描机将自动切换到 CE-MRA 序列并开始扫描。

4. 后处理技术 利用三维 CE-MRA 序列采集到原始图像，需要进行后处理重建，常用的主要是最大强度投影 (MIP) 和多平面重建 (MPR)，也可采用 VR、SSD、仿真内窥镜的技术进行图像重建，其中 MIP 和 MPR 更为常用。

5. 抑制脂肪组织的信号 尽管注射对比剂后血液的 T1 值明显缩短，而且利用权重很重

的 T1WI 序列进行采集，其他一般组织的信号得以有效抑制，但脂肪组织由于其 T1 值也很短，因此利用该序列并不能很好抑制脂肪组织的信号，脂肪信号的存在将降低重建图像的质量。因此抑制或消除脂肪组织的信号对于提高 CE-MRA 的质量非常重要。CE-MRA 抑制脂肪组织信号的方法主要有：（1）采用频率选择反转脉冲脂肪抑制技术，该技术能较好抑制成像容积内的脂肪组织的信号，而且不明显增加采集时间；（2）采用减影技术。在注射对比剂前先利用 CE-MRA 序列先扫描一次，获得减影的蒙片，注射对比剂后再扫描一次。由于两次扫描参数完全相同，把注射对比剂后的图像减去注射对比剂前的图像，背景组织包括脂肪组织的信号可基本去除，留下的主要是增强后目标血管中血液的信号。

### （三）CE-MRA 的优缺点

CE-MRA 主要利用对比剂实现血管的显示，与利用血液流动成像的其他 MRA 技术相比，CE-MRA 具有以下优点：（1）对于血管腔的显示，CE-MRA 比其他 MRA 技术更为可靠。（2）出现血管狭窄的假象明显减少，血管狭窄的程度反映比较真实；（3）一次注射对比可完成多部位动脉和静脉的显示；（4）动脉瘤不易遗漏；（5）成像速度快。缺点在于：（1）需要注射对比剂；（2）不能提供血液流动的信息。

### （四）CE-MRA 的临床应用

随着技术的改进，CE-MRA 技术在临床上的应用日益广泛，现在新型的低场强 MRI 仪也能完成 CE-MRA 检查。与 DSA 相比，CE-MRA 具有无创、对比剂更为安全、对比剂用量少、价格便宜等优点。因此在临床上对于大中血管病变的检查，CE-MRA 几乎可以取代 DSA。目前 CE-MRA 的临床应用主要有以下几个方面。

1. 脑部或颈部血管 可作常规 MRA 的补充，以增加可信度。主要用于颈部和脑部动脉狭窄或闭塞、动脉瘤、血管畸形等病变的检查

2. 肺动脉 主要包括肺动脉栓塞和肺动静脉瘘等。对于肺动脉栓塞，CE-MRA 可很好显示亚段以上血管的栓塞。对于动静脉瘘，CE-MRA 可显示供血动脉和引流静脉。

3. 主动脉 主要用于主动脉瘤、主动脉夹层、主动脉畸形等病变检查。

4. 肾动脉 主要用于肾动脉狭窄的检查。

5. 肠系膜血管和门静脉 主要用于肠系膜血管的狭窄或血栓、门静脉高压及其侧支循环的检查。

6. 四肢血管 主要用于肢体血管的狭窄、动脉瘤、血栓性脉管炎及血管畸形等病变的检查。

## 第六节 MR 扩散加权成像技术

MR 扩散加权成像 (diffusion-weighted imaging, DWI) 是 20 世纪 90 年代初中期发展起来的 MRI 新技术, 国内于 90 年代中期引进该技术并在临床上推广应用。DWI 是目前唯一能够检测活体组织内水分子扩散运动的无创性方法。

### 一、扩散的基本概念

扩散 (diffusion) 是指分子热能激发而使分子发生一种微观、随机的平移运动并相互碰撞, 也称分子的热运动或布朗运动。任何分子都存在扩散运动。扩散在很多非平衡态系统中可以观察到, 如在一杯纯水中加入一滴红墨水, 红墨水在水中逐渐散开即是一种扩散现象。但当平衡状态建立后, 如上述例子中红墨水最后完全在水中散开, 杯中各处红墨水浓度完全一样时, 宏观的扩散不再观察得到, 但实际上微观的扩散运动依然存在。通过一些特殊的技术可以检测这种分子的微观扩散运动。DWI 技术就是检测这种微观扩散运动的方法之一。由于一般人体 MR 成像的对象是质子, 主要是水分子中的质子, 因此 DWI 技术实际上检测的是人体组织内水分子的扩散运动。

如果水分子扩散运动不受任何约束, 我们把这种扩散运动称为自由扩散运动。但在生物体中, 水分子由于受周围介质的约束, 其扩散运动将受到一定程度的限制, 我们把这种扩散运动称为限制性扩散。在人体中, 我们可以把脑脊液、尿液等的水分子扩散运动视作自由扩散, 而人体一般组织中水分子的扩散运动属于限制性扩散。实际上 DWI 就是通过检测人体组织中水分子扩散运动受限制的方向和程度等信息, 间接反映组织微观结构的变化。

在人体组织中, 由于组织结构的不同, 限制水分子扩散运动的阻碍物的排列和分布也不同, 水分子的扩散运动在各方向上受到的限制可能是对称, 也可能是不对称的。如果水分子在各方向上的限制性扩散是对称的, 我们称之为各向同性扩散 (isotropic diffusion)。如果水分子在各方向上的限制性扩散是不对称的, 我们称之为各向异性扩散 (anisotropic diffusion)。各向异性扩散在人体组织中普遍存在, 其中最典型的是脑白质神经纤维束。由于神经细胞膜和髓鞘沿着神经轴突的长轴分布并包绕轴突, 水分子在神经纤维长轴方向上扩散运动相对自由, 而在垂直于神经纤维长轴的各方向上, 水分子的扩散运动将明显受到细胞膜和髓鞘的限制。

### 二、DWI 的原理

DWI 的物理学原理比较复杂, 这里我们仅作简单介绍。

MRI 检测到的信号最后都分配到每个像素中, 每个像素实际上代表受检组织的一个体素, 我们就以一个体素为例, 并结合目前最常用于 DWI 的 SE-EPI 序列来介绍 DWI 的基本原理。

射频脉冲使体素内的质子相位一致, 射频脉冲关闭后, 由于组织的 T2 弛豫和主磁场不均匀将造成质子逐渐失相位, 从而造成宏观横向磁化矢量的衰减。除了上述两种因素以外, 如果我们在某个方向上施加一个梯度场, 实际上是人为在该方向上制造磁场不均匀, 那么体素内该方向上质子的进动频率将出现差别, 从而也造成体素内质子群失相位, 最后也引起宏观磁化矢量的衰减, MR 信号减弱。

如果我们在 SE-EPI 序列 180°复相脉冲的两侧各施加一个梯度场,这两个梯度场的方向、强度和持续时间完全相同(我们称之为扩散敏感梯度场),那么前面所述的梯度场造成的失相位可以分为两种情况。(1)在体素内梯度场施加方向上位置没有移动的质子,对于这些质子,由于 180°两侧施加的梯度场完全相同,可以认为梯度场造成是一种恒定的磁场不均匀,180°复相脉冲可以剔除这种恒定的磁场不均匀引起的质子失相位,那么实际上梯度场的施加并不会引起这些质子的信号衰减。(2)在体素内梯度场施加方向上有位置移动的质子。这些质子在移动过程中将经历磁场强度的变化,进动频率也随之发生变化,从而造成相位离散。由于位置发生变化,对于这些质子,180°脉冲两侧的梯度场引起的就不是恒定的磁场不均匀,180°脉冲将不可能剔除这种质子失相位,因此这种在梯度场施加方向上的位置移动将引起质子信号的衰减。体素中水分子都存在一定程度的扩散运动,其方向是随机的,而在扩散梯度场方向上的扩散运动将造成体素信号的衰减。

如果水分子在敏感梯度场方向上扩散越自由,则在扩散梯度场施加期间扩散距离越大,经历的磁场变化也越大,则组织的信号衰减越明显。反之,在 DWI 上组织的信号衰减越明显则提示其中的水分子在梯度场方向上扩散越自由。DWI 通过测量施加扩散敏感梯度场前后组织发生的信号强度变化,来检测组织中水分子扩散状态(自由度及方向),后者可间接反映组织微观结构特点及其变化。

### 三、DWI 的技术要点

为了在临床上更好的应用 DWI 技术,首先必需了解 DWI 的技术要点。

#### (一) DWI 上组织信号衰减的影响因素

尽管 DWI 可以用多种序列进行,但影响其组织信号衰减的因素基本相同。与未施加扩散敏感梯度场的相应序列相比,在 DWI 上各种组织的信号都在衰减,只是衰减的程度有所差别而已。DWI 上组织信号强度的衰减主要与以下因素有关:(1)扩散敏感梯度场的强度,强度越大组织信号衰减越明显;(2)扩散敏感梯度场持续的时间,时间越长组织信号衰减越明显;(3)两个扩散敏感梯度场的间隔时间,间隔时间越长,组织信号衰减越明显;(4)组织中水分子的扩散自由度,在扩散敏感梯度场施加方向上水分子扩散越自由,组织信号衰减越明显。

#### (二) b 值及其对 DWI 的影响

上述影响 DWI 上组织信号衰减的因素中的前三项都与扩散敏感梯度场有关。在 DWI 技术中,我们把施加的扩散敏感梯度场参数称为 b 值,或称扩散敏感系数。在常用 SE-EPI DWI 序列中, $b = \gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3)$ ,式中  $\gamma$  代表磁旋比;  $G$  代表梯度场强度;  $\delta$  代表梯度场持续时间;  $\Delta$  代表两个梯度场间隔时间。

b 值对 DWI 的影响很大, b 值越高对水分子扩散运动越敏感, b 值增高也带来一些问题:

(1)组织信号衰减越明显,太高的 b 值得到的 DWI 信噪比(SNR)很低;(2)在机器硬件条件一定的情况下, b 值增高必然延长 TE,进一步降低了图像的信噪比;(3)即便机器硬件和图像的信噪比许可,梯度脉冲对周围神经的刺激也限制了太高的 b 值。较小的 b 值得到的图像信噪比较高,但对水分子扩散运动的检测不敏感,而且组织信号的衰减受其他运动的影响较大,如组织血流灌注造成水分子运动等,这些运动模式相对水分子的扩散运动来说要明

显得多。

因此b值的选择对于DWI非常重要，但实际上b值的合理选择较为困难，在临床上根据设备条件、所选用的序列以及临床目的的不同，应适当调整b值。在目前常用的MRI仪上，脑组织DWI的b值一般选择在 800~1500 s/mm<sup>2</sup>。

### （三）DWI 的方向性

由于只有在施加扩散敏感梯度场方向上的运动才有相位的变化，因此 DWI 所反映的水分子扩散运动具有方向性。DWI 只能反映扩散敏感梯度场方向上的扩散运动，其他方向上的扩散运动则不能检测出来。为了全面反映组织在各方向上的水分子扩散情况，需要在多个方向上施加扩散敏感梯度场。

在前面扩散的基本概念中曾提到各向异性扩散的概念，由于 DWI 具有方向性，所以可以很好的反映组织扩散的各向异性。如内囊后肢的白质纤维束是上下走向，上下方向水分子扩散相对自由，在颅脑横断面 DWI，如果在层面选择方向（上下方向）施加扩散敏感梯度场，则内囊后肢的信号衰减比较明显，表现为明显低信号。如果在左右方向上施加扩散敏感梯度场，由于内囊后肢的水分子在此方向扩散运动明显受限，信号衰减很少，因而表现为相对高信号。

如果我们在多个方向（6 个以上方向）分别施加扩散敏感梯度场，则可对每个体素水分子扩散的各向异性作出较为准确的检测，这种 MRI 技术称为扩散张量成像（diffusion tensor imaging, DTI）。利用 DTI 技术可以很好地反映白质纤维束走向，对于脑科学的研究将发挥很大的作用。

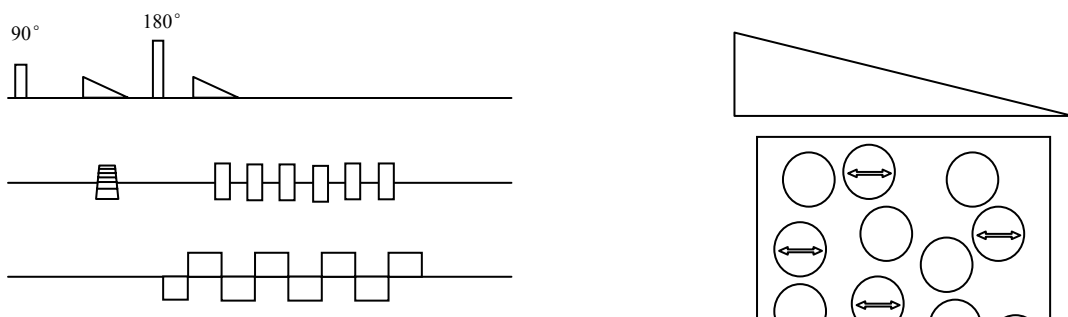
### （四）扩散系数和表观扩散系数

通过对施加扩散敏感梯度场前后的信号强度检测，在得知 b 值的情况下，我们可以计算组织的扩散系数。需要指出的是，在 DWI 上造成组织信号衰减不仅仅是水分子的扩散运动，水分子在扩散敏感梯度场方向上各种形式的运动（或位置移动）都将造成组织信号的衰减，如组织血流灌注中的水分子运动及其他生理运动等。SE-EPI 由于采集速度很快，基本可以冻结组织多数的生理运动，但无法消除血流灌注对组织信号的影响。

因此利用DWI上组织信号强度变化检测到的不是真正的扩散系数，而将会受到其他形式水分子运动的影响。正因为此，我们只能把检测到的扩散系数称为表观扩散系数（apparent diffusion coefficient, ADC）。其计算公式如下： $ADC = \ln(SI_{低}/SI_{高}) / (b_{高} - b_{低})$ 。式中SI<sub>低</sub>表示低b值DWI上组织的信号强度（b值可以是零）；SI<sub>高</sub>表示高b值DWI上组织的信号强度；b<sub>高</sub>表示高b值；b<sub>低</sub>表示低b值；ln表示自然对数。从式中可以看出，要计算组织的ADC值至少需要利用 2 个以上不同的b值。

## 四、常用的 DWI 序列

用于 DWI 的序列很多，可以是 GRE、SE、FSE、单次激发 FSE 序列等，可以是 T1WI、T2WI 或 T2\*WI 序列。这里仅介绍目前临床上最为常用的单次激发 SE-EPI DWI 序列和 SE 线扫描 DWI 序列。



a

b

**图 50 SE-EPI DWI 序列及其原理示意图** 图 a 为序列结构图，90°脉冲激发后，在 180°脉冲的前后各施加一个强度、持续时间和方向均相同的扩散敏感梯度场，180°复相脉冲将产生一个自旋回波信号，其他 MR 信号利用 EPI 技术进行采集。图 b 为 DWI 原理示意图。方框表示一个体素，圆圈表示其中的水分子，带有箭头者表示在扩散敏感梯度场方向上具有扩散运动的水分子。由于 180°两侧的梯度场完全相同，没有位置移动的水分子中质子将不会因为梯度场而发生相位离散，而在扩散梯度场方向上位置移动的质子相位将发生离散，从而引起组织信号信号衰减。

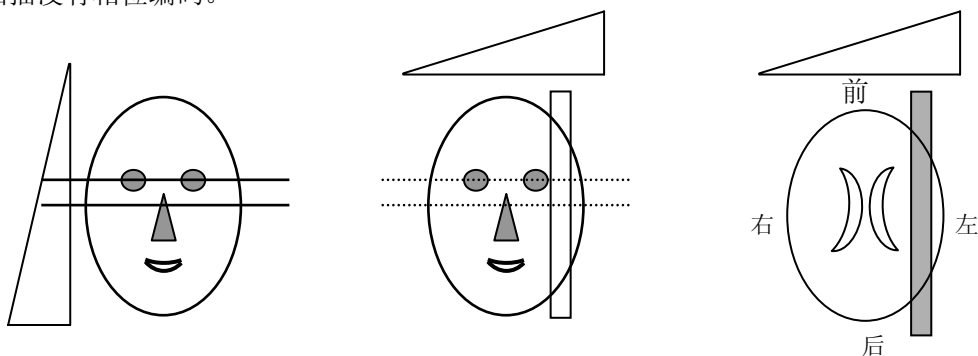
#### （一）单次激发 SE-EPI DWI 序列

场强在 1.0 T 以上的 MRI 仪目前多采用单次激发 SE-EPI 序列进行 DWI（图 50）。该序列如果不施加扩散敏感梯度场，得到将是 T2WI，在 T2WI 基础上施加扩散敏感梯度场将得到 DWI，b 值一般选择为  $1000 \text{ s/mm}^2$  左右，根据需要可在层面选择方向上施加扩散敏感梯度场，也可在层面选择、频率编码及相位编码方向上都施加。该序列 TR 为无穷大，因此剔除了 T1 弛豫对图像对比的污染，根据需要和扫描机的软硬件条件，TE 一般为 50 ~ 100 ms。该序列成像速度很快，单层图像的 TA 在数十到 100 毫秒。

#### （二）SE 线扫描 DWI 序列

SE 线扫描 DWI 的原理和 SE-EPI DWI 相同，仅采用的序列和 MR 信号采集方式有所不同。该技术主要用于低场强 MRI 仪，因为单次激发 SE-EPI 序列在低场强扫描机上效果较差。

SE 线扫描 DWI 采用的是 SE 序列，也是在 180°复相脉冲两侧施加扩散敏感梯度场。以颅脑横断面为例，先在上下方向施层面选择梯度场，在横断面施加 90°脉冲，然后在左右方向施加另一个层面选择梯度场，在矢状面施加 180°脉冲。由于施加 90°激发的横断面和 180°激发的矢状面相互垂直，两者相交的一条线上同时接受了 90°和 180°脉冲，因而回波来自于两平面相交的一条线上的组织。保持 90°激发的层面不变，而改变 180°激发的矢状面的位置，就采集到左右位置不同的许多条前后方向线状组织的信号，相互叠加即成为一个平面。由于每个回波采集到的是一条线，因此称为线扫描，线扫描采集的每个回波是一维的，只有频率编码（此处为前后方向），由于利用不断变换位置的矢状面激发来代替相位编码，因而线扫描没有相位编码。







## 第七节 MR 灌注加权成像技术

MR 灌注加权成像 (perfusion-weighted imaging, PWI) 属于 MR 脑功能成像的一种, 反映的主要是组织中微观血流动力学信息。PWI 的原理和技术比较复杂, 在临床上的应用还不成熟, 本节仅作简单介绍。

MR PWI 的方法很多, 较常采用的主要有两种方法, 即: (1) 对比剂首次通过 (first pass) 法; (2) 动脉自旋标记 (arterial spin labeling, ASL) 法。前者需要注射外源性对比剂, 在临床研究中应用较为广泛。后者利用动脉血液中的质子作为内源性对比剂, 通过特殊设计的脉冲序列对流入组织前的动脉血液质子进行标记, 通过检测受标记的质子流经受检组织时引起组织的信号强度变化来反映组织的血流动力学信息, 目前在临床研究中尚未得以广泛应用。

### 一、对比剂首次通过法 PWI 的基本原理

PWI 的对比剂多采用目前临床上最常用的离子型非特异性细胞外液对比剂 Gd-DTPA。对比剂用高压注射器快速注入周围静脉, 采用时间分辨力足够高的快速 MR 成像序列对目标器官进行连续多时相扫描, 通过检测带有对比剂的血液首次流经受检组织时引起组织的信号强度随时间的变化来反映组织的血流动力学信息。

Gd-DTPA 是顺磁性物质, 血液中的 Gd-DTPA 将使血液的  $T_1$  和  $T_2$  值降低, 在一定的浓度范围内, 血液  $T_1$  值和  $T_2^*$  值的变化率与血液中对对比剂的浓度呈线性关系, 即:

$$\Delta(1/T_1) = k[Gd]$$

$$\Delta(1/T_2^*) = k[Gd]$$

式中  $\Delta(1/T_1)$  表示  $T_1$  值的变化率;  $\Delta(1/T_2^*)$  表示  $T_2^*$  值的变化率;  $[Gd]$  表示对比剂浓度;  $k$  是常数, 与对比剂、组织结构、主磁场强度等因素有关。

在实际应用中, 可以根据  $T_1$  值的变化率公式, 采用  $T_1$ WI 序列进行 PWI。也可根据  $T_2^*$  值的变化率公式, 采用  $T_2^*$ WI 序列进行 PWI。由于 Gd-DTPA 不能通过正常脑组织的血脑屏障, 一般多采用  $T_2^*$ WI 序列进行 PWI, 最常用的序列是 GRE-EPI  $T_2^*$ WI 序列。在脑组织外的其他器官, 由于对比剂可进入组织间隙, 很好地发挥其短  $T_1$  效应, 因此可采用快速  $T_1$ WI 序列进行 PWI, 如多次激发 IR-EPI  $T_1$ WI 序列等。

团注对比剂后, 带有对比剂的血液首次流过组织时将引起组织  $T_1$  或  $T_2^*$  弛豫率发生变化, 从而引起组织信号强度的变化。通过检测对比剂首次流经组织时引起组织的信号强度变化, 计算出其  $T_1$  或  $T_2^*$  弛豫率变化, 组织  $T_1$  或  $T_2^*$  弛豫率的变化代表组织中对对比剂的浓度变化, 而对对比剂的浓度变化则代表血流动力学变化。这就是首次通过法 PWI 的基本原理, 通过合适数学模型的计算可得到组织血流灌注的半定量信息, 如组织血流量、血容量和平均通过时间等。具体计算过程比较复杂, 这里不作详细介绍。

### 二、顺磁性对比剂首次通过法 PWI 的临床应用

目前顺磁性对比剂首次通过法 PWI 在临床上的应用还比较少, 主要用于临床研究。采用目前的技术该方法一般只能得到组织血流灌注的半定量信息。临床上研究相对较多的包括: (1) 脑组织 PWI。最常采用的序列单次激发 GRE-EPI  $T_2^*$ WI 序列。主要用于脑缺血性病变、脑肿瘤的血供研究等。(2) 心肌灌注。常用的序列为超快速扰相 GRE  $T_1$ WI 序列或多

次激发 IR-EPI T1WI 序列。主要用于心肌缺血的研究，在静息状态和负荷状态下分别进行 PWI 可检测心肌灌注储备，有助于心肌缺血的早期发现。(3) 肾脏血流灌注。(4) 肝脏血流灌注等。

## 第八节 MR 波谱分析

MR 波谱 (MR spectroscopy, MRS) 是目前能够进行活体组织内化学物质无创性检测的唯一方法。MRI 提供的是正常和病理组织的形态信息, 而 MRS 则可提供组织的代谢信息。大家都知道, 在很多疾病的发生和发展过程中, 代谢改变往往早于形态学改变, 因此 MRS 所能提供的代谢信息无疑有助于疾病的早期诊断。但是目前在临床应用方面还处于研究和摸索阶段。

### 一、MRS 的原理

MRS 的原理比较复杂, 这里仅作简单介绍。

#### (一) 化学位移现象

在 MRI 原理中我们知道, 磁性原子核在外磁场中的进动频率取决于两个方面: (1) 磁性原子核的磁旋比; (2) 磁性原子核所感受的外磁场强度。对于一个确定的磁性原子核, 其磁旋比是不变的。而磁性原子核所感受的外磁场强度除了受外加静磁场影响外, 还受原子核周围的电子云和周围其他原子电子云的影响, 这些电子云将会对磁场起屏蔽作用, 使磁性原子核所感受的磁场强度略低于外加静磁场的强度, 因而其进动频率也略有降低。同一种磁性原子核如果处于不同的分子中, 由于分子化学结构的不同, 电子云对磁性原子核的磁屏蔽作用的大小也存在差别, 因而将表现出其进动频率的差别。这种由于所处的分子结构不同造成同一磁性原子核进动频率差异的现象被称为化学位移现象。

#### (二) MRS 的简要原理

下面以<sup>1</sup>H为例简述MRS的原理。通过对某组织的目标区域施加经过特殊设计的射频脉冲, 这种射频脉冲往往带宽较宽, 其频率范围必须含盖所要检测代谢产物中质子的进动频率。然后采集该区域发出的MR信号 (可以是FID信号或回波信号), 该MR信号来源于多种代谢产物中质子, 由于化学位移效应, 不同的代谢产物中质子进动频率有轻微差别, 通过傅里叶转换可得到不同物质谱的信息, 通常采用谱线来表示。谱线包括一系列相对比较窄的波峰。其横坐标表示不同物质中质子的进动频率, 通常用PPM表示 (以标准物的质子进动频率为基准, 其他代谢物中质子进动频率与标准物中质子进动频率的差别, 以百万分几 (PPM) 来表示)。某一窄波的波峰下面积与目标区域内某特定代谢产物的含量成正比关系。

#### (三) MRS 的特点

尽管MRS与MRI基于相同的基本原理, 但两者间存在很多不同之处。与MRI相比, MRS具有以下特点: (1) 得到的是代谢产物的信息, 而非解剖图像; (2) 通常用数值或谱线来表示; (3) 对磁场均匀度有着更高的要求; (4) 主磁场强度增高有助于提高MRS质量, 不仅信噪比提高, 各种代谢产物的进动频率差异增大, 可更好区分各种代谢产物; (5) 信号较弱, 常需要多次平均才能获得足够的信噪比, 因此检查时间相对更长; (6) 得到的代谢产物含量也是相对的, 因此通常通过两种或两种以上代谢产物含量比来反映组织的代谢变化; (7) 通过特定技术, 可以对不同磁性原子核相关的代谢产物进行MRS分析, 目前研究较多的是<sup>1</sup>H、<sup>31</sup>P、<sup>12</sup>C、<sup>23</sup>Na及<sup>19</sup>F的MRS等; (8) 需要选择一种比较稳定的化学物质作为某种磁性原子核相关代谢产物的进动频率参照的标准物, 如<sup>1</sup>H MRS常选用三甲基硅烷 (Trimethylsilane) 作

为标准物，<sup>31</sup>P MRS可采用磷酸肌酸作为标准物。

## 二、MRS 的常用技术

MRS可以采用的定位和信号产生方式很多，目前临床研究较多的<sup>1</sup>H MRS常采用激励回波采集模式（stimulated echo acquisition mode, STEAM）和点解析波谱（point-resolved spectroscopy, PRESS）技术。

STEAM 技术采用三个 90°脉冲，通过三个不同方向的层面选择梯度场，这三个 90°脉冲分别施加在三个相互垂直的层面上，三个平面相交得的是一个点状容积的信号。STEAM 的优点在于简单直接，可采用的 TE 相对较短；缺点在于信噪比较低。

PRESS 技术采用一个 90°脉冲和两个 180°复相脉冲，层面选择梯度场的施加与 STEAM 相同。得到的是自旋回波信号。其优点在于信噪比较高；缺点在于最短 TE 相对较长，但目前新型 1.5 T 扫描机上 PRESS 技术的最短 TE 可达 40ms 以下。

目前临床型 MRI 仪上不仅可以进行单体素的 MRS 采集，也可进行二维多体素 MRS 和三维 MRS 采集，并可将 MRS 的信号变化标记到 MRI 图像上，直观显示代谢情况，称为 MRS 成像（MRS imaging, MRSI）。

## 三、MRS 的临床应用简介

MRS 可以反映组织代谢状况，为临床诊断和鉴别诊断提供有价值的信息。其临床应用主要有以下几个方面：（1）脑肿瘤的诊断和鉴别诊断；（2）代谢性疾病的脑改变；（3）脑肿瘤治疗后复发与肉芽组织的鉴别；（4）脑缺血疾病的诊断和鉴别诊断；（5）前列腺癌的诊断和鉴别诊断等；（6）弥漫性肝病；（7）肾脏功能分析和肾移植排斥反应等。

在各种磁性原子核的MRS中，<sup>1</sup>H MRS由于无需增加特殊硬件目前在临床上应用相对较多。这里简单介绍其在脑的应用。

脑<sup>1</sup>H MRS分析的主要代谢产物有：（1）NAA（N-乙酰门冬氨酸），主要存在于神经元及其轴突，可作为神经元的内标物，其含量可反映神经元的功能状态，其化学位移在 2.02PPM。NAA含量降低表示神经元受损；（2）肌酸（creatine, Cr），为能量代谢产物，在脑组织中其浓度比较稳定，可作为脑组织<sup>1</sup>H MRS的内参物，常用其他代谢产物与Cr的比值反映其他代谢产物的变化。Cr的化学位移在 3.03PPM（3）胆碱（Choline, Cho），主要存在于细胞膜，其含量变化反映细胞膜代谢变化，在细胞膜降解或合成旺盛时其含量增加。在脑肿瘤时，常有Cho升高和NAA降低，因此Cho/NAA升高，尤以恶性肿瘤更为明显。多发硬化等脱髓鞘病变如果Cho升高，往往提示病变活动。Cho化学位移在 3.22PPM。（4）乳酸（Lac），为糖酵解的终产物，一般情况下<sup>1</sup>H MRS无明显的Lac峰，但在脑缺血或恶性肿瘤时，糖无氧酵解过程加强，Lac含量增高。Lac的化学位移在 1.32PPM，有时与脂质（Lipid）重叠，可采用改变TE的方法加以区别，在TE=144ms的<sup>1</sup>H MRS上，Lac波峰向下，在TE=288ms的<sup>1</sup>H MRS上，Lac波峰向上。（5）脂质（Lipids, Lip），由于脂质TE很短，因此一般<sup>1</sup>H MRS检测不到，如果出现明显的Lip的波峰，往往是感兴趣区接近于脂肪组织而受后者污染所致。在TE很短的<sup>1</sup>H MRS可以检测Lip。Lip可以在高级胶质瘤、淋巴瘤及转移瘤中升高，肿瘤坏死区也可出现Lip。

## 第九节 磁化转移技术

磁化转移（magnetization transfer, MT）是近年来推出的 MR 成像新技术之一，该技术通过物理方法增加图像对比度或制造一种新的对比。

### 一、磁化转移技术的基本原理

对于一般组织来说，MR 成像的对象实际上是水分子中的质子。水分子有自由水和结合水之分。所谓自由水是指不依附于蛋白质分子，且自由运动充分自由的水分子；结合水是指依附于蛋白质，其自然运动受到限制的水分子，即蛋白质水化层的水分子。蛋白质分子及结合水中的质子进动频率范围很宽，且 T2 值很短，所以对 MR 图像的信号几乎没有直接贡献。

MR 成像时，一般都以自由水中的质子进动频率作为中心频率，如果我们在 MR 成像序列（可以是 GRE 序列或 SE 序列）前，给组织施加一个偏离中心频率约 1000~1200Hz 的饱和脉冲，那么自由水中的质子不被激发，而蛋白质分子和结合水中的质子将受激发而获得能量。蛋白质分子和结合水中的质子从射频脉冲得到的能量将传递给其周围的自由水，我们把这种能量传递称为磁化转移。由于磁化转移，获得能量的自由水将被饱和，当 MR 成像真正的射频脉冲来临时，这部分水分子将不再能受到能量，未被饱和的自由水才能受到激发。

几乎各种组织都含有一定量的蛋白质和结合水，由于 MT 预脉冲的施加和 MT 现象的存在，这些组织中的自由水将不同程度产生饱和效应，因此组织的信号强度将不同程度降低。各种组织中蛋白质和结合水的含量是不同的，MT 效应造成的信号强度衰减程度也将存在差别，这种由于磁化转移现象造成的对比被称为磁化转移对比（magnetization transfer contrast, MTC）。施加 MT 预脉冲后，正常骨骼肌的信号强度约衰减 60%；脑白质约衰减 40%；脑灰质约衰减 30%；血液约衰减 15%。

在某些疾病的早期，一些病变中自由水含量变化不大，因此在常规 T1WI 和 T2WI 上常无明显信号异常，但如果病变组织与正常组织间的蛋白和结合水含量出现差别，利用 MT 技术则有可能发现病变。

### 二、MT 技术的临床应用

目前 MT 技术在临床上多用于神经系统，主要有以下几个方面。

#### （一）用于 TOF MRA

TOF MRA 技术利用血液流入增强效应制造出流动血液与静止组织之间的对比，因此背景组织信号的抑制非常重要，利用常规 TOF MRA 技术，背景组织信号往往抑制不充分，直径小的血管因与静止组织间对比较差而不能显示。利用 MT 技术后，静止组织的信号被更好地抑制，而血液信号衰减程度很小，因此增加了静止组织与血液的对比，使小血管得以清晰显示。但是 MT 预脉冲需要占据 TR 间期的一段时间，因此施加 MT 技术后，TR 需要延长 10~20ms，从而扫描时间相应延长。

#### （二）用于增强扫描

MT 技术可以抑制组织的信号，但 MRI 对比剂可以缩短组织的 T1 值，而且其短 T1 效应作用于自由水，与 MT 技术对组织信号的抑制无关。施加 MT 技术后，增强组织的信号衰减不明显，而未增强组织的信号得以抑制，因此增加了两者的对比，使一些轻微强化的组织

得以更好显示。

有研究发现,施加了 MT 技术的单倍剂量脑增强扫描图像的增强效果与三倍剂量不施加 MT 技术的增强扫描图像接近。

需要指出的是,有些病灶使用的 MT 技术后,在没有注射对比剂前其相对信号可能增加而呈现高信号,这一点在评价施加 MT 技术后的增强图像时需要注意。最好在施加 MT 技术的增强扫描前,先进行施加 MT 技术的平扫,以便对照。

### (三) 磁化转移率的应用

在保持其他成像参数完全一致的前提下,进行不施加和施加 MT 技术的 MR 扫描,利用感兴趣区对同一部位的信号强度值进行测量,可以计算磁化转移率 (magnetization transfer ratio, MTR)。MTR =  $(SI - SI_{MT}) / SI$ , 式中 SI 表示未施加 MT 技术图像上组织的信号强度,  $SI_{MT}$  表示施加 MT 技术后组织的信号强度。也可利用计算机对所有图像进行计算得到 MTR 图像。

MTR 目前多用于多发硬化 (MS) 和阿滋海姆氏病 (AD) 的研究。据研究发现,与正常脑白质相比,MS 病灶的 MTR 明显缩小,平均为 25% 左右 (正常脑白质约为 40%)。对 MS 病人 T2WI 上表现为正常信号的脑白质进行的研究也发现,这些脑白质的 MTR 也有明显缩小,可见对于 MS 的检查 MTR 比常规 MRI 更为敏感。对早期 AD 病人的研究发现,AD 患者海马和海马旁回的 MTR 均较对照者显著下降。

## 第十节 MRI 相关的其他重要技术

在临床 MRI 检查中，还有一些重要的技术对于 MRI 的质量至关重要，包括：呼吸补偿技术、呼吸门控技术、心电门控技术、心电触发技术等。

### 一、呼吸补偿和呼吸门控技术

在体部 MRI 检查时，呼吸运动造成的伪影是影响图像质量的重要因素。采用呼吸补偿、呼吸触发或导航回波技术可以有效减少呼吸运动伪影，提高图像的质量。导航回波技术属于呼吸门控技术的一种，目前在临床的应用相对较少，这里仅对临床上常用的呼吸补偿技术和呼吸触发技术作简单介绍。

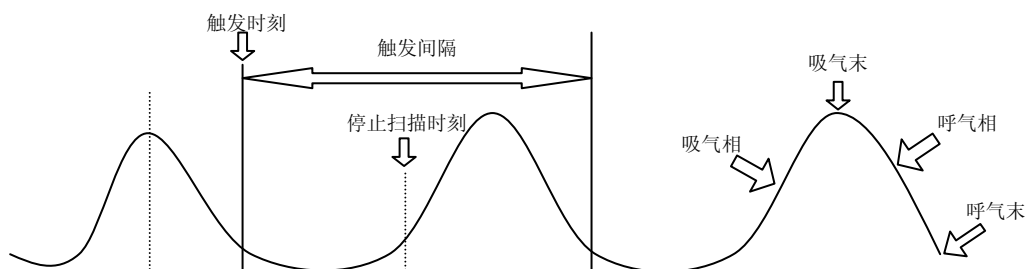
#### （一）呼吸补偿技术

呼吸补偿（respiratory compensation, RC）技术主要用于体部 SE T1WI 序列。RC 技术可采用多种方法，目前最常用的是呼吸秩序相位编码（respiratory ordered phase encoding, ROPE）技术，就是说按照探测到的呼吸波来决定相位编码。具体原理是通过一个压力传感器把患者的呼吸波型信号融合到 MR 扫描系统中，对呼吸周期中相似时间点的 MR 信号采用相似的相位编码。这样原来呼吸运动引起随机的相位偏移，因与呼吸信号进行整合进行相位重新排列后变成规律性变化，而具有高频随机性的伪影信号将被推挤到视野的边缘或视野外，从而减少或基本消除视野内的运动伪影。

采用 RC 技术要求病人的呼吸频率和幅度保持恒定，否则将严重影响抑制伪影的效果。因此检查前需要对病人进行呼吸训练。

#### （二）呼吸触发技术

呼吸触发（respiratory triggering）属于呼吸门控技术的一种。从图 51 可以看出，如果呼吸节律较好，一般人平静吸气后即开始呼气，从一次平静呼气末到下一次吸气前有一段时间呼吸运动相对停止，如果利用这一段时间进行 MR 成像，将明显减少呼吸运动伪影。所以一般以呼吸末为触发点，开始进行射频脉冲的激发和采集，到下一次吸气前停止扫描。一般利用压力传感器探测呼吸节律，以一次吸气末作为一个时间点，经过事先设置的触发延时到达触发时刻，这时立刻进行射频脉冲激发和信号采集。因此触发延时的设置应该适当，以便使触发开始时刻正好为呼吸末，触发延时有时也被称为触发点（trigger point），是指一次吸气末到开始触发扫描的时间段，一般用一个呼吸周期的百分比来表示，根据呼吸节律的不同，可选择为 10%~50%，如呼吸频率为每分钟 15 次，一般选择在 25% 左右。呼吸触发技术另一个需要合理设置的参数是图 51 中的停止扫描阶段，实际上这个阶段正好是受检者吸气和呼气的阶段，停止扫描阶段常被称为触发窗（trigger window），是指前一次触发的扫描结束到后一次触发的扫描开始之间的时间段，这一时段不能进行激发和采集。触发窗也用一个呼吸周期的百分比来表示，根据呼吸节律不同可选择为 30%~70%，如呼吸频率为每分钟 15 次，一般选择 35%~40%。从图中可以看出实际上一个触发窗内包含有一个触发延时（或称触发点）。





**图 52 呼吸触发技术示意图** 利用压力传感器探测呼吸节律并融入 MR 成像系统，以一次吸气末为一个时间点，经过一个触发延时时段（或称为触发点），到触发时刻（相当于呼气末），MR 成像系统开始射频激发和信号采集，到下一次吸气开始前（扫描停止时刻），扫描停止。扫描时段正相当于呼吸周期中呼气末后的呼吸相对停止的时段。两次扫描开始时刻之间的时间段被称为触发间隔，其时间长度等于一个呼吸周期。呼吸触发技术中，两个重要参数的设置非常重要，其一为触发延时（或称为触发点），是指一次吸气末到这次触发扫描开始时刻之间的时间段；另一个为停止扫描阶段（或称为激发窗），是指前一次扫描停止时刻到下一次扫描开始时刻之间的时间段。

采用呼吸触发技术后，TR 实际上是由呼吸频率来决定，TR 可选择为 1 个或多个触发间隔，触发间隔是指两个相邻的触发时刻之间的时间段，其时间长度正好为一个呼吸周期。由于成人呼吸频率为每分钟 10~20 次，则一个呼吸周期为 3000~6000ms，即便 TR 选为一个触发间隔，也是一个较长的 TR，因此呼吸触发技术只能用于 PDWI 或 T2WI，而不能用于 T1WI。临床上呼吸触发技术多用于腹部 FSE T2WI 序列。

和呼吸补偿技术一样，呼吸触发技术要求病人的呼吸频率和幅度保持稳定，因此检查前的呼吸训练非常重要。

## 二、心电门控和心电触发技术

前面所介绍的呼吸补偿或门控技术主要是为了减少呼吸运动伪影，由于呼吸运动可以在一定程度上人为控制，因此不采用门控技术而进行屏气扫描也可去除呼吸运动伪影。但心脏大血管的搏动不能人为控制，为了减少或消除心脏大血管的搏动对图像造成的影响，必需采用门控技术。临床上采用心电门控技术主要有两个目的：（1）去除心脏大血管的搏动伪影；（2）利用门控技术与快速成像技术相配合，可以获得心脏大血管生理功能等信息。临床上常用的心电门控技术主要有两种：（1）心电门控（cardiac electrical gating）技术，实际上为回顾性门控技术；（2）心电触发（cardiac electrical triggering）技术，应该属于前瞻性门控技术。

### （一）ECG 的获得和心动周期

用于 MRI 心电门控的 ECG 一般从 4 个电极获得，4 个电极分别标有 RA、RL、LA、LL，分别代表右上肢、右下肢、左上肢、左下肢。电极可采用多种放置方法，在临床应用中可选择其中效果较好的一种。通过 4 个电极可以获得多个导联的 ECG 信号。

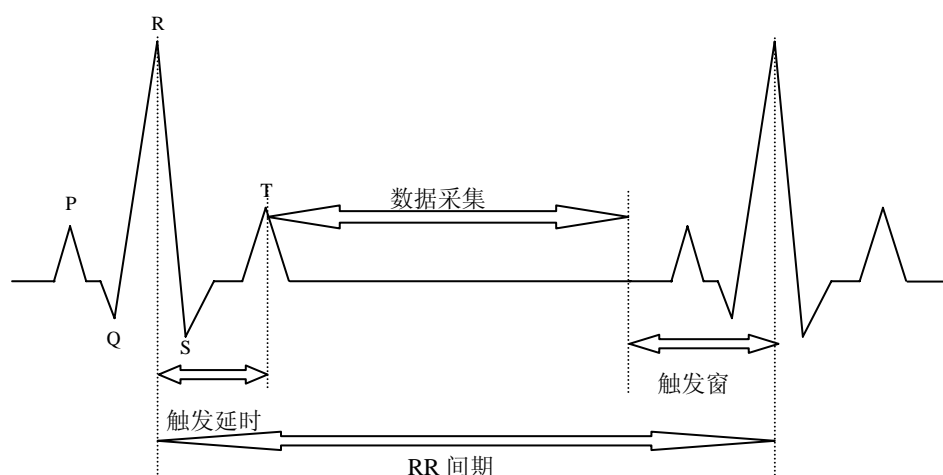
心动周期的变化与心电活动相对应，心动周期可简单分为收缩期和舒张期。收缩期一般从 R 波的波峰开始，到 T 波未结束；舒张期一般从 T 波开始到 R 波的波峰结束。MRI 信号的采集一般是在舒张中后期，这个时段一般心脏运动相对静止。

### （二）心电门控技术

心电门控技术往往是指回顾性心电门控，在整个心动周期中 MR 射频激发和信号采集都在进行，同时把心电信息融合到 MR 成像系统中，把每个心动周期中相似时相的 MR 信号用于重建一幅图像，明显减少了运动伪影。如果选择多时相重建，则整个心动周期的 MR 信号都可被利用，不同时相的 MR 信号用于重建不同时相的图像，如选择每个心动周期 20 时相，则可将每个层面在一个心动周期分为 20 幅图像来显示，利用电影形式可以观察整个心动周期中各房室收缩和舒张情况，并可用于计算射血分数等生理学指标。

### (三) 心电触发技术

心电触发技术是指前瞻性心电门控技术，在 R 波波峰被探测后，经过一个延时，相当于进入心室舒张中后期时刻，MR 序列被触发启动，进行射频激发和信号采集，到下一次心室收缩前夕 MR 序列被暂停，这样基本保证在心室舒张中后期进行 MR 信号的采集，因为这个时期心脏运动相对静止，可以明显减少运动伪影（图 53）。



**图 53 MRI 心电触发示意图** 由于 R 波比较容易探测，一般以 R 波波峰作为一个时间点，经过一个触发延时，心动周期进入舒张中后期，MR 序列被激发启动，数据采集开始。触发窗是指本次触发的信号采集结束，留下作为探测下一次 R 波的时段。真正的数据采集时段 = RR 间期 - 触发延时 - 触发窗。

## 第一节 MRI 常规质控指标

有关 MRI 的质量指标很多，临床上比较关注的有信噪比、图像对比、空间分辨力、图像均匀度及图像伪影等，图像伪影将在下一节介绍。

### 一、信噪比

信噪比 (signal to noise ratio, SNR) 是 MRI 最基本的质量参数，一幅 MR 图像如果没有足够的信噪比，那么其他质量标准就无从谈起。SNR 是指图像的信号强度与背景噪声强度之比。所谓信号强度是指某一感兴趣区内各像素信号强度的平均值；噪声是指同一感兴趣区等量像素信号强度的标准差。重叠在图像上的噪声使像素的信号强度值以平均值为中心而振荡，噪声越大，振荡越明显，SNR 越低，图像越模糊。

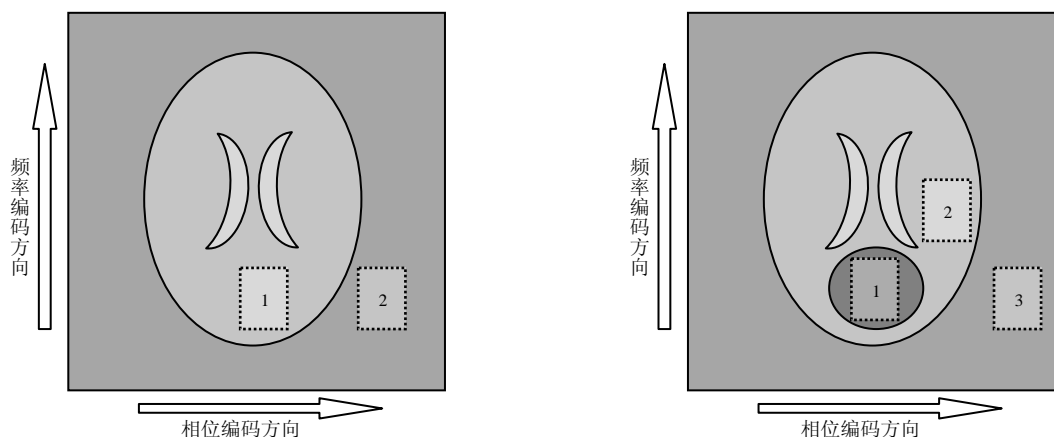
临床上 SNR 可用两种方式来计算：(1)  $SNR = SI/SD$ ，式中 SI 表示感兴趣区的信号强度平均值；SD 为同一感兴趣区信号强度的标准差。(2)  $SNR = SI_{组织}/SD_{背景}$ ，式中  $SI_{组织}$  为组织某感兴趣区信号强度的平均值； $SD_{背景}$  为背景噪声的标准差，其检测方法是在图像相位编码方向上视野内组织外选一感兴趣区，SD 为该感兴趣区信号强度的标准差。临床图像质量评价时目前多采用后一种方法 (图 54a)。

图像的信噪比与很多因素有关，例如：主磁场强度、脉冲序列、TR、TE、NEX、层厚、矩阵、FOV 等。单一因素改变时 SNR 变化的一般规律如下：(1) SNR 与主磁场的强度成正比，(2) 自旋回波类序列的 SNR 一般高于 GRE 类序列，(3) TR 延长，SNR 升高，(4) TE 延长，SNR 降低，(5) SNR 与 NEX 的平方根成正比，(6) FOV 增大，SNR 升高，(7) 矩阵增大，SNR 降低，(8) 层厚增加，SNR 增加。实际上应用时需要对上述参数进行适当调整，以保证图像的信噪比。提高图像 SNR 的基本原则是提高受检组织的信号强度和降低噪声。

### 二、对比噪声比

在保证一定 SNR 的前提下，MR 图像另一个重要的质量参数是对比度，对比度是指两种组织信号强度的相对差别，差别越大则图像对比越好。在临床上对比度常用对比噪声比 (contrast to noise ratio, CNR) 表示。

CNR 是指两种组织信号强度差值与背景噪声的标准差之比 (图 54b)。具有足够信噪比的 MR 图像，其 CNR 受三个方面的影响：(1) 组织间的固有差别，即两种组织的 T1 值、T2 值、质子密度、运动等的差别，差别大者则 CNR 较大，对比越好。如果组织间的固有差别很小，即便检查技术用得最好，CNR 也很小。(2) 成像技术，包括场强、所用序列、成像参数等。合理的成像参数可提高图像的 CNR；(3) 人工对比。有的组织间的固有差别很小，可以利用对比剂的方法增加两者间的 CNR，提高病变检出率。



a

b

**图 54 SNR、CNR测量示意图** 方框灰色区域代表视野（FOV），白色区域代表FOV中颅脑横断面图像的成像组织区域。图a为SNR测量示意图，小虚框 1 和 2 分别代表组织区和背景区所选的感兴趣区。SNR 为组织信号强度平均值与背景噪声的标准差之比，即 $SNR=SI_1/SD_2$ 。图b为CNR测量示意图，黑圆区域代表病变，小虚框 1、2、3 分别代表病变、正常组织和背景所选的感兴趣区。CNR为两种组织信号强度平均值的绝对值与背景噪声的标准差之比，即 $CNR = |SI_1-SI_2|/SD_3$ 。

### 三、空间分辨力

空间分辨力是指 MR 图像对解剖细节的显示能力，实际上是成像体素的实际大小。层厚代表层面选择方向的空间分辨力。层面内的空间分辨力受 FOV 和矩阵的影响。FOV 不变，矩阵越大则体素越小，空间分辨力越高；矩阵不变，FOV 越大则体素越大，空间分辨力越低。如 256×256 的矩阵，如果 FOV 为 50×50cm，则空间分辨力为 2mm 左右；如果保持矩阵不变，FOV 缩小到 25×25cm，则空间分辨力提高到 1mm；如果保持 FOV 不变，矩阵改为 512×512，则空间分辨力也提高到 1mm。

上面所述的为理论上的空间分辨力，实际上空间分辨力还受其他图像质量的影响，如 SNR 等。

在临床应用中还应该注意空间分辨力与 SNR 的关系，在其他参数不变的情况下，实际上空间分辨力的提高将损失 SNR，因此应该权衡两者的利弊。

### 四、均匀度

图像的均匀度非常重要，均匀度是指图像上均匀物质信号强度的偏差，偏差越大说明均匀度越低。均匀度包括信号强度的均匀度、SNR 均匀度、CNR 均匀度。在实际测量中可用水模来进行，可在视野内取 5 个以上不同位置的感兴趣区进行测量。

## 第二节 MRI 常见伪影及其对策

每一幅 MR 图像都存在不同程度的伪影。伪影是指 MR 图像中与实际解剖结构不相符的信号，可以表现为图像变形、重叠、缺失、模糊等。MRI 检查中伪影主要造成三个方面的问题：（1）使图像质量下降，甚至无法分析；（2）掩盖病灶，造成漏诊；（3）出现假病灶，造成误诊。因此正确的认识伪影及其对策对于提高 MRI 临床诊断水平非常重要。MRI 的伪影主要分为装备伪影、运动伪影及磁化率敏感伪影等三大类。本节将重点介绍 MRI 常见伪影的原因、表现及其对策。

### 一、设备伪影

所谓设备伪影是指与 MRI 成像设备及 MR 成像固有技术相关的伪影。设备伪影主要取决于生产厂家的设备质量、安装调试等因素，成像参数的选择也是影响设备伪影的重要因素。下面主要讨论与成像参数有关的设备伪影。

#### （一）化学位移伪影

化学位移伪影是指由于化学位移现象导致的图像伪影。化学位移现象我们已经在 MRS 一节作了介绍。大家都知道 MR 图像是通过施加梯度场造成不同位置的质子进动频率出现差异来完成空间定位编码的。由于化学位移现象，脂肪中的质子的进动频率要比水中的质子快 3.5PPM（约 147Hz/T），如果以水分子中的质子的进动频率为 MR 成像的中心频率，则脂肪信号在频率编码方向上将向梯度场强较低（进动频率较低）的一侧错位。以盆腔横断面 T2WI 为例，如果左右方向为频率编码方向且梯度场为左侧高右侧低，膀胱内的尿液呈现高信号，周围脂肪也呈高信号。膀胱左旁的脂肪向右侧移位并与膀胱内的尿液信号叠加，在膀胱左侧缘形成一条信号更高的白色条带；而膀胱右旁的脂肪也向右移位，从而在膀胱右缘处形成一条信号缺失的黑色条带。

化学位移伪影的特点包括：（1）出现在频率编码方向上；（2）脂肪组织的信号向频率编码梯度场强较低的一侧移位；（3）场强越高，化学位移伪影也越明显。

化学位移伪影的对策包括：（1）改变频率编码方向。这仅能改变化学位移伪影的方向，并不能减轻或消除化学位移伪影。（2）施加脂肪抑制技术。脂肪信号被抑制后，其化学位移伪影将同时被抑制。（3）增加频率编码的带宽。以 1.0 T 扫描机为例，脂肪和水的化学位移为 147Hz，如果矩阵为 256×256，频率编码带宽为 25 KHz（约 100Hz/像素），那么化学位移 147Hz 相当于移位 1.5 个像素，如果把频率编码带宽改为 50KHz（约 200Hz/像素），则化学位移相当于 0.75 个像素，伪影明显减轻。

#### （二）卷褶伪影

当受检物体的尺寸超出 FOV 的大小，FOV 外的组织信号将折叠到图像的另一侧，这种折叠被称为卷褶伪影。

MR 信号在图像上的位置取决于信号的相位和频率，信号的相位和频率分别由相位编码和频率编码梯度场获得。信号的相位和频率具有一定范围，这个范围仅能对 FOV 内的信号进行空间编码，当 FOV 外的组织信号融入图像后，将发生相位或频率的错误，把 FOV 外一侧的组织信号错当成另一侧的组织信号，因而把信号卷褶到对侧，从而形成卷褶伪影。实际

上卷褶伪影可以出现在频率编码方向，也可以出现在相位编码方向上。由于在频率方向上扩大信号空间定位编码范围，不增加采集时间，目前生产的 MRI 仪均采用频率方向超范围编码技术，频率编码方向不出现卷褶伪影，因此 MR 图像上卷褶伪影一般出现在相位编码方向上。在三维 MR 成像序列中，由于在层面方向上也采用了相位编码，卷褶伪影也可以出现在层面方向上，表现为第一层外的组织信号卷褶到最后一层的图像中。

卷褶伪影具有以下特点：（1）由 FOV 小于受检部位所致，（2）常出现在相位编码方向上，（3）表现为 FOV 外一侧的组织信号卷褶并重叠到图像的另一侧。

避免卷褶伪影的对策有：（1）增大 FOV，使之大于受检部位；（2）切换频率编码与相位编码的方向，把层面中径线较短的方向设置为相位编码方向。如进行腹部横断面成像时，把前后方向设置为相位编码方向不易出现卷褶伪影；（3）相位编码方向超范围编码，是指对相位编码方向上超出 FOV 范围的组织也进行相位编码，不同的 MRI 仪产家采用不同方法进行超范围相位编码。如西门子公司采用的过度采样（over sample）技术，根据被检组织在相位编码方向上超出 FOV 的多少来决定过度编码的范围，可以 1% 到 100% 范围内随意选择，采集时间随所选的范围成比例增加。GE 公司采用去相位卷褶（no phase wrap, NPW）技术，通常用于 2 个 NEX 或 4 个 NEX 的序列，如果是 2 个 NEX，施加 NPW 技术后实际上只执行 1 个 NEX，但相位编码范围增大 1 倍，采集的总相位编码线（MR 信号）数目没有改变，因此不增加采集时间；如果是 1 个 NEX 的序列则需要增加采集时间，与西门子公司过度采样技术相仿，但过度编码的范围不能随意选择。

### （三）截断伪影

截断伪影也称环状伪影，在空间分辨力较低的图像比较明显，表现为多条同中心的弧线状低信号影。MRI 图像是由多个像素构成的，数字图像要想真实展示实际解剖结构，其像素应该无限小，但实际上像素的大小是有限的，因此图像与实际解剖存在差别，这种差别实际上就是截断差别，当像素较大时其失真将更为明显，就可能出现肉眼可见的明暗相间的条带，这就是截断伪影。

截断伪影容易出现在两种情况下：（1）图像的空间分辨力较低（即像素较大）；（2）在两种信号强度差别很大的组织间，如 T2WI 上脑脊液与骨皮质之间。

截断伪影的特点有：（1）常出现在空间分辨力较低的图像上；（2）相位编码方向往往更为明显，因为为了缩短采集时间相位编码方向的空间分辨力往往更低；（3）表现为多条明暗相间的弧线或条带。

截断伪影的对策主要是增加图像空间分辨力，但同时往往需要增加采集时间。

### （四）部分容积效应

与其他任何断层图像一样，MR 图像同样存在部分容积效应，造成病灶的信号强度不能得以客观表达，同时将影响病灶与正常组织的对比。解决的办法主要是减薄层厚。

### （五）层间干扰

MR 成像需要采用射频脉冲激发，由于受梯度场线性、射频脉冲的频率特性等的影响，实际上 MR 二维采集时扫描层面附近的质子也会受到激励，这样就会造成层面之间的信号相互影响（图 28），我们把这种效应称为层间干扰（cross talk）或层间污染（cross

contamination)。层间干扰的结果往往是偶数层面的图像整体信号强度降低，因而出现同一序列的 MR 图像一层亮一层暗相间隔的现象。

**层间干扰伪影的对策包括：**(1) 设置一定的层间距；(2) 采用跳跃方式采集各层图像信号，如总共有 10 层图像，先激发采集第 1、3、5、7、9 层，再激发采集第 2、4、6、8、10 层；(3) 采用三维采集技术。

## 二、运动伪影

MR 图像的运动伪影往往是指由于受检者的宏观运动引起的伪影。这些运动可以是自主运动如肢体运动、吞咽等，也可以是非自主运动如心跳、血管搏动。运动可以是随机的如胃肠道蠕动、吞咽等，也可以是周期性运动如心跳和血管搏动等。

运动伪影出现的原因主要是由于在 MR 信号采集的过程中，运动器官在每一次激发、编码及信号采集时所处的位置或形态发生了变化，因此将出现相位的错误，在傅里叶转换时其信号的位置即发生错误，从而出现伪影。

**运动伪影具有以下共同特点：**(1) 主要出现在相位编码方向上；(2) 伪影的强度取决于运动结构的信号强度，后者信号强度越高，相应的伪影越亮。(3) 伪影复制的数目、位置受基本正弦运动的相对强度、TR、NEX、FOV 等的因素影像。

下面将介绍常见运动伪影的特点及其对策。

### (一) 随机自主运动伪影

随机自主运动伪影是指不具有周期性且受检者能够自主控制的运动造成的伪影，如吞咽、眼球转动、肢体运动等造成的伪影。

随机自主运动伪影的特点有：(1) 主要造成图像模糊；(2) 伪影出现在相位编码方向；(3) 受检者可以控制。

主要对策有：(1) 检查前争取病人的配合，保证扫描期间保持不动；(2) 尽量缩短图像采集时间；(3) 吞咽运动伪影可以在喉部施加预饱和带。

### (二) 呼吸运动伪影

呼吸运动伪影主要出现在胸腹部 MR 图像上，呼吸运动具有一定的节律性和可控制性。

特点为：(1) 主要造成图像模糊；(2) 伪影出现在相位编码方向上；(3) 受检者可以在一定程度控制。

对策包括：(1) 施加呼吸触发技术 (T2WI) 或呼吸补偿技术 (SE T1WI)；(2) 采用快速成像序列屏气扫描；(3) 施加脂肪抑制技术，因为 MR 图像上脂肪信号很高，造成伪影也很明显，脂肪信号抑制后伪影将明显减轻；(4) 在前腹壁施加预饱和带抑制腹壁皮下脂肪的信号；(5) 施加腹带等减小呼吸运动的幅度；(6) 增加 NEX。

### (三) 心脏搏动伪影

心脏搏动伪影不仅可以造成心脏 MRI 图像的模糊，而且伪影将重叠于周围结构上。心脏搏动伪影具有以下特点：(1) 具有很强的周期性；(2) 受检者不能自主控制；(3) 沿相位编码方向分布。

心脏搏动伪影的对策有：(1) 施加心电门控或心电触发技术，主要用于心脏大血管 MR 检查；(2) 在心脏区域施加预饱和带，主要用于心脏周围结构如脊柱的检查；(3) 切换相位

编码方向，如脊柱矢状面或横断面成像时，如果相位编码为前后方向，心脏搏动伪影将重叠在脊柱上，如果把相位编码方向改成左右（横断面）或上下（矢状面），伪影将不再重叠于脊柱上。

#### （四）大血管搏动伪影

大血管搏动伪影常见于以下几种情况：（1）腹部 MRI 成像，特别是梯度回波快速成像序列；（2）增强扫描时由于血液信号增加，容易出现搏动伪影，梯度回波序列容易出现，SE T1WI 也可出现来自静脉的搏动伪影；（3）其他临近大血管的部位，利用梯度回波成像或增强扫描均易出现搏动伪影。

大血管搏动伪影的特点为：（1）具有很强的周期性；（2）沿相位编码方向分布；（3）常表现为一串等间距的血管影；（4）血管信号越高，搏动伪影越明显；（5）在成像区域靠血流上游的层面搏动伪影较明显，如腹部横断面图像中主动脉搏动伪影上方层面较明显，而腔静脉搏动伪影则以下方层面较明显。

大血管搏动伪影的对策有：（1）在成像区域血流的上游施加预饱和带；（2）使用流动补偿技术，对较慢的血流造成的伪影有较好的效果，如颅脑 SE T1WI 增强扫描施加该技术后来自于静脉窦的搏动伪影可明显减少；（3）施加心电门控；（4）切换相位编码方向，这并不能消除搏动伪影，但可使搏动伪影的方向发生改变，如肝脏横断面扰相 GRE T1WI 序列，如果相位编码方向为前后方向，则主动脉搏动伪影将重叠于左肝外叶，如果把相位编码方向改为左右方向，则主动脉搏动伪影可避开左肝外叶。

### 三、磁化率伪影及金属伪影

磁化率是物质的基本特性之一，某种物质的磁化率是指这种物质进入外磁场后的磁化强度与外磁场强度的比率。抗磁性物质的磁化率为负值，顺磁性物质的磁化率为正值，一般顺磁性物质磁化率很低，铁磁性物质的磁化率很高。

MR 成像时，两种磁化率差别较大的组织界面上将出现伪影，这种伪影称为磁化率伪影。磁化率伪影表现为局部信号明显减弱或增强，常同时伴有组织变形。

磁化率伪影具有以下特点：（1）常出现在磁化率差别较大的组织界面附近，如脑脊液与颅骨间、空气与组织之间等；（2）体内或体外的金属物质特别是铁磁性物质可造成局部磁化率发生显著变化，出现严重的磁化率伪影；（3）梯度回波序列对磁化率变化较敏感，与自旋回波类序列相比更容易出现磁化率伪影，EPI 序列的磁化率伪影更为严重；（4）一般随 TE 的延长，磁化率伪影越明显，因此 T2WI 或 T2\*WI 的磁化率伪影较 T1WI 明显。

磁化率伪影的对策有：（1）做好匀场，场强越均匀，磁化率伪影越轻；（2）缩短 TE；（3）用 SE 类序列取代 GRE 类序列或 EPI 序列；（4）增加频率编码梯度场强度；（5）增加矩阵；（6）减少磁化率差别，如口服低剂量顺磁性对比剂可减少胃肠道气体与周围组织间的磁化率伪影；（7）除去受检者体内或体表的金属异物。



## 第一节 MRI 对比剂概述

### 一、使用 MRI 对比剂的目的

MRI 使用对比剂的目的在于：（1）提高图像的信噪比和对比噪声比，有利于病灶的检出。（2）通过病灶的不同增强方式和类型，帮助病灶定性。（3）提高 MR 血管成像的质量。（4）利用组织或细胞特异性对比剂获得特异性信息，可提高病灶检出率和定性诊断的准确率。

### 二、MRI 对比剂的作用原理

传统 X 线造影检查和 CT 增强扫描是利用对比剂本身对 X 线的衰减作用来达到造影增强目的。而 MRI 对比剂则不同，其本身不产生信号，信号仍来源于质子，对比剂通过影响质子的弛豫时间，间接地改变组织的信号强度。磁共振成像时，人体组织的信号强度取决于几种因素。其中与机器有关的因素有主磁场强度、梯度磁场强度及持续时间、采用的脉冲序列及成像参数等。患者体内的因素有体素内质子密度和 T1 值及 T2 值等。众所周知，某些物质进入人体组织靠近共振的质子时，能有效地改变质子所处的磁场环境，影响质子的弛豫时间。有些物质（顺磁性物质）缩短质子的弛豫时间，而有些物质（逆磁性物质）则延长质子的弛豫时间。利用这些物质对质子弛豫时间的不同影响，可选择性的增加或减低组织的信号强度，通过人工对比的方法达到提高组织对比度的目的。

### 三、MRI 对比剂的分类

磁共振对比剂种类很多，可从不同角度进行分类。例如按其对其对 T1 弛豫和 T2 弛豫的影响可分成 T1 加权对比剂和 T2 加权对比剂；按其对其对信号强度的影响（增强或减弱）可分为阳性对比剂和阴性对比剂；按对比剂在体内的生物分布特点，可分为非特异性和特异性对比剂，前者为细胞外间隙对比剂，主要经肾脏排泄，故又称肾性对比剂，后者选择性分布于某些器官和组织，不经过肾脏或仅部分经过肾脏清除，也称非肾性对比剂。根据不同的磁特性，MRI 对比剂可分为顺磁性、超顺磁性、铁磁性以及逆磁性四种对比剂，目前大部分使用和开发研制的 MRI 对比剂为顺磁性和超顺磁性物质。

## 第二节 离子型非特异性细胞外液对比剂

目前临床上最为常用的 MRI 对比剂为离子型非特异性细胞外液对比剂，即钆喷替酸葡甲胺（Gd-DTPA），是最早在临床上应用的磁共振对比剂。商品名有马根维显（先灵公司）或磁显葡胺（北陆公司）等。下面我们将介绍 Gd-DTPA 的作用机理和临床应用。

### 一、Gd-DTPA 的历史、理化性质及药代动力学

1984 年 Carr 首次采用 Gd-DTPA 进行了人体脑肿瘤的增强显像研究。1987 年 Gd-DTPA 作为 MRI 对比剂正式被美国 FDA 批准。经大量药理和临床应用研究证明，Gd-DTPA 是一种安全、方便、增强效果良好的对比剂，可应用于全身所有器官和组织的检查。

Gd-DTPA 是一种钆的螯合物，螯合（chelate）是钳、爪的意思，是指带 3 个正电荷的钆离子（ $Gd^{3+}$ ）被带负电的螯合物包围，后者是二乙烯三胺五乙酸的二葡胺盐（DTPA），有 5 个带负电荷的羧基团。Gd-DTPA 离子带 2 个负电荷（ $+3-5=-2$ ），伴 2 个正电荷葡胺离子，呈中性不带电。与游离的或非螯合的钆离子相比较，钆离子被 DTPA 包围的最大优点是 Gd-DTPA 使钆离子的毒性减少 10 倍，DTPA 与钆离子螯合还导致钆离子 7 个不成对电子的磁场轻度的屏蔽作用，使钆离子对体内质子的影响减弱。

Gd-DTPA 的药物动力学与水溶性碘对比剂相似，具有高度水溶性，与蛋白质的亲和力较小，细胞内的穿透性低。几乎全部分布于细胞外间隙，由肾小球排泄。肾小球滤过率正常时，Gd-DTPA 在血浆内的半衰期是 90 min，75% 在 3 小时以内经肾脏排出。

Gd-DTPA 与碘对比剂相似，在静脉注射后不能通过正常的血脑屏障。当血脑屏障受损（如脑肿瘤或脑梗塞）时，Gd-DTPA 漏出血管进入组织间隙。组织内的 Gd（钆）浓度越高，组织的 T1 时间就越短。

### 二、Gd-DTPA 的作用原理

Gd-DTPA 是一种顺磁性物质， $Gd^{3+}$  具有 7 个不成对电子，其不成对电子与质子一样为偶极子，具有磁距。电子质量很轻，但其磁距约为质子的 657 倍。在无顺磁性物质的情况下，组织的 T1、T2 弛豫是由质子之间的偶极子-偶极子相互作用，形成局部磁场波动所引起的。在有不成对电子的顺磁性物质存在时，由于电子的磁化率约为质子的 657 倍，从而产生局部巨大磁场波动。此时，大部分电子的运动频率与 Larmor 频率相近，而使邻近质子的 T1、T2 弛豫时间缩短，即形成所谓质子偶极子-电子偶极子之间的偶极子-偶极子相互作用，引起所谓质子磁豫增强，其结果造成 T1 和 T2 弛豫时间缩短。在 Gd-DTPA 浓度较低时，由于机体组织的 T1 弛豫时间较长，故对比剂对机体组织的 T1 弛豫时间影响较大。然而，随着 Gd-DTPA 浓度增加，T2 缩短效应渐趋明显，当 Gd-DTPA 浓度大大高于临床剂量，T2 缩短甚著，以致 T2 的增强作用掩盖了 T1 增强作用，此时如采用 T2 或 T2\* 加权成像，含对比剂部分组织则显示为低信号，这种情况称为阴性造影。所以高剂量的 Gd-DTPA 也可用作阴性对比剂。由此可见，MRI 对比剂对组织信号强度的影响与其在组织中的浓度有非常密切的关系。

### 三、Gd-DTPA 的临床应用

Gd-DTPA 为离子型细胞外液对比剂，不具有组织特异性，但可用于全身 MR 增强扫描。Gd-DTPA 的临床应用常规剂量为每千克体重 0.1mmol，FDA 最大允许剂量为每千克体

重 0.3mmol。

目前临床上 Gd-DTPA 主要用于以下几个方面：(1) 脑和脊髓病变，由于 Gd-DTPA 不能透过完整的血脑屏障，因此如果脑组织内出现强化提示血脑屏障的破坏，如肿瘤、炎症、梗塞等。增强扫描有助于发现病变和病变的鉴别诊断；(2) 垂体腺瘤或微腺瘤的检查；(3) 脑灌注加权成像，主要用于急性脑缺血的检查，也可用于肿瘤等病变的检查和研究；(4) 腹部脏器如肝胆胰脾及肾脏的动态增强扫描；(5) 心脏灌注加权成像，可显示心肌缺血，延时扫描还可评价心肌活性；(6) 对比增强 MRA (CE-MRA)；(7) 全身其他部位病变的检查，特别是肿瘤病变的检出、诊断及鉴别诊断。

#### **四、Gd-DTPA 的安全性及副作用**

Gd-DTPA 是非常安全的对比剂，半数致死量 (LD<sub>50</sub>) 为每千克体重 20mmol 左右，其常规应用剂量为每千克体重 0.1mmol，其安全系数 (半数致死量/有效剂量) 高达 200 (碘对比剂的安全系数为 8~10)。

Gd-DTPA 的副作用发生率很低，文献报道为 1.5%~2.5%，多表现为头晕、一过性头痛、恶心呕吐、皮疹等。严重不良反应的发生率极低，约为百万分之一到百万分之二，可表现为呼吸困难、血压降低、支气管哮喘、肺水肿，可导致死亡。出现严重反应者多原有呼吸系统疾病或过敏病史。

关于 Gd-DTPA 副作用的发生机理仍不清楚。目前，大多数作者认为主要与钆剂本身的化学毒性有关。Gd-DTPA 副作用的高危因素及其副作用的预防和处理均与水溶性含碘对比剂相仿。

### 第三节 其他 MRI 对比剂

由于 Gd-DTPA 安全有效且价格便宜，在临床得到最广泛的应用。目前很多新型 MRI 对比剂处于研究阶段，有的开始在临床上应用，主要有：(1) 非离子型细胞外液对比剂，(2) 器官组织特异性对比剂，包括血池性对比剂、肝细胞特异性对比剂、网状内皮系统特异性对比剂、单克隆抗体对比剂等。本节仅对上述部分对比剂作简要介绍。

#### 一、非离子型细胞外液对比剂

一些厂家已陆续开发出非离子型细胞外液 MR 对比剂，如先灵公司的 Gd-DO3A-butrol、奈科明公司的 Gd-DTPA-BMA（欧乃影）和博莱克公司的 Gd-HP-DO3A 等，这些非离子型对比剂渗透压低，安全性得以进一步提高。其中欧乃影已经在国内市场销售。

#### 二、肝细胞特异性对比剂

这类对比剂由于其特殊的分子结构，因而能被肝细胞特异性地摄取。目前，该类对比剂已经在临床上得到应用。临床上，肝细胞特异性对比剂主要用于提高肝脏肿瘤的检出率，对鉴别肿瘤是否肝细胞来源也有较大价值，另外还有作者报道利用肝细胞特异性对比剂进行肝脏 MR 功能成像。根据分子结构及作用机理的不同，肝细胞特异性对比剂又可分为 3 类。

1. 钆螯合物 钆与芳香环的螯合物有较高的亲脂性，能被肝细胞摄取并经胆汁排泄。对比剂分子进入肝细胞后，与细胞内的蛋白质相互作用，使组织的 T1 值缩短。属于此类对比剂的有：先灵公司的 Gd-EOB-DTPA 和博莱克公司的 Gd-BOPTA（Multihance，莫迪司）等。推荐使用剂量也为 0.1mmol/千克体重，有较好的安全性。莫迪司已经进入国内市场，这种对比剂既可作为细胞外液对比剂进行动态增强扫描，注射后 40~120 分钟扫描又可获得肝细胞特异性信息，还可进行排泌法 MR 胆管成像。

2. 锰螯合物 主要是奈科明公司生产的 Mn-DPDP，商品名为 Telscan（泰乐影），被肝细胞摄取后分解出来的锰，能产生很强的缩短 T1 的效应，最后也经胆汁排泄。使用剂量为 5 $\mu$ mol/千克体重，该对比剂副作用较明显，可引起恶心、呕吐、血压升高等，实验证明高剂量使用时可引起胎儿畸形，因而不能用于孕妇。

3. 肝细胞受体性对比剂 该类对比剂的核心成分为极小超顺磁氧化铁颗粒，表面用阿拉伯半乳聚糖或无唾液酸基胎球蛋白等进行包裹，可通过肝细胞表面的无唾液酸基糖蛋白受体转运到肝细胞内，进入肝细胞后，在肝细胞的微粒体内分解出氧化铁颗粒，产生很强的短 T2 效应。该类产品的代表是 Guerbet 公司的 AG-USPIO。

#### 三、网状内皮细胞性对比剂

该类对比剂主要为超顺磁氧化铁颗粒，颗粒直径 40~400 $\mu$ m，表面用葡聚糖包裹。由于血液中直径在 30~5000nm 的颗粒主要经网状内皮系统清除，因而静脉注射后该类对比剂进入肝脏及脾脏的网状内皮细胞，产生短 T2 效应，在肝脏枯否细胞可摄取对比剂颗粒。由于正常肝脏存在枯否细胞，而肿瘤内一般无或少含无枯否细胞，因此对比剂能增加肿瘤与肝实质间的对比，从而提高肝脏肿瘤的检出率。目前有多种网状内皮细胞性 MR 对比剂已经商品化，如 AMI-25 和 Feridex（菲立磁）等。

#### 四、血池性对比剂

血池性对比剂不易透过毛细血管基底膜，在血管内滞留的时间较长，适用于灌注加权成像和对比增加 MRA。血池性对比剂根据成分和结构不同可分为两类。

1. 钆与大分子的复合物 利用钆喷替酸葡甲胺（Gd-DTPA）与大分子物质如白蛋白、葡聚糖等连接，形成分子量超过 2000 道尔顿的大分子复合物。该对比剂有两个优点，一是在血管内停留时间延长，另一个是其短 T1 效应较 Gd-DTPA 更强。

2. 极小超顺磁氧化铁颗粒 其基本成分与网状内皮细胞性对比剂相仿，但直径要小得多（约为 20~30nm），可以躲过网状内皮系统的廓清作用，因而在血液中的滞留时间明显延长，表现为短 T1 短 T2 效应，最后仍被网状内皮细胞吞噬，此时主要表现为短 T2 效应。

## 第一节 自由水和结合水

人体 MRI 主要对象实际上是水分子，人体组织中 80% 的水存在于细胞内，15% 存在于组织细胞外间隙，5% 存在于血浆中。MRI 对组织中水的变化非常敏感，因此有必要研究水的 MRI 信号特点。

人体组织中的水有自由水和结合水之分。所谓自由水是指分子游离而不与其他组织分子相结合的水，自由水的自然运动频率很高，明显高于质子的进动频率。而在大分子蛋白质周围也依附着一些水分子，形成水化层，这些水分子被称为结合水，结合水由于依附于大分子，其自然运动频率将明显降低而更接近于质子的进动频率。因此自由水的 T1 值很长，而结合水可使组织的 T1 值缩短。

组织中如自由水的成份增加，在 T1WI 将表现为信号强度降低，如脑水肿等。如果是结合水的比例增加，在 T1WI 上则可表现为信号强度相对增加，甚至表现为高信号，如含粘液成份的囊肿、脓肿中粘稠的脓液等。脓肿或有些肿瘤如星形细胞瘤，因为囊液或脓液中除自由水外还有结合水存在，因此在 T1WI 上其信号强度将不同程度高于基本由自由水构成的脑脊液。

## 第二节 脑水肿

脑部疾病是临床 MRI 检查的重中之重，而脑水肿是脑部疾病最常见的基本病理变化之一，可见于多种脑组织疾病。因此认识脑水肿的 MRI 表现对于脑部疾病的 MRI 诊断非常重要。

病理学上把脑水肿分为三种类型，即血管源性水肿、细胞毒性水肿及间质性脑水肿。

### 一、血管源性脑水肿

血管源性水肿是最常见的脑水肿，发生机制主要是血脑屏障的破坏，血浆从血管内漏出到细胞外间隙。血管源性脑水肿常见于脑肿瘤周围、血肿周围、炎症、脑梗塞、外伤等多种脑部疾病。发生于肿瘤或血肿周围的血管源性水肿多见于脑白质，脑灰质由于结构较为致密相对不易发生间质性脑水肿。但炎症、脑梗塞及外伤等引起的间质性脑水肿在脑灰质和脑白质均可发生。

血管源性水肿主要以自由水增加为主，因此在 T1WI 上表现为低信号，在 T2WI 上表现为高信号。T2WI 反应间质性脑水肿比 T1WI 更为敏感。存在于细胞外间隙的水分子扩散运动相对自由，因此在 DWI 上间质性脑水肿不表现为高信号，测量得到的 ADC 值往往高于正常脑组织。

有时在 T1WI 和 T2WI 上，肿瘤不易与周围血管源性脑水肿完全区分，可进行 Gd-DTPA 增强扫描。肿瘤和血肿周围的血管源性水肿由于血脑屏障破坏较轻微，Gd-DTPA 一般不易透过轻微破坏血脑屏障，因此一般无强化。炎症和脑梗塞可引起较严重血脑屏障破坏，Gd-DTPA 可以透过，因此常有强化，且更多见于脑灰质区。

### 二、细胞毒性脑水肿

细胞毒性水肿多由脑缺血缺氧引起，神经细胞不能进行无氧酵解，因此对缺氧非常敏感。缺血后数分钟，神经细胞的 ATP 生成明显减少，依赖 ATP 工作的钠钾泵出现功能失常，钠将在细胞内滞留，细胞内渗透压升高，细胞外间隙的水分子将进入细胞内，从而造成细胞肿胀，细胞外间隙变狭窄，这就是细胞毒性水肿。

细胞毒性水肿常见于超急性脑梗塞或急性、亚急性脑梗塞病灶的周围。实际上在脑梗塞病变发生和发展的过程中，细胞毒性水肿和血管源性水肿往往同时存在，只是在病变不同阶段以某种水肿为主。在脑组织缺血的初期，往往以细胞毒性水肿为主，随后出现血管源性水肿，当细胞崩解和血脑屏障严重破坏后将以血管源性水肿为主，最后出现脑软化灶。

细胞毒性水肿早期由于脑组织中总的水分仅有轻微升高，T1WI 和 T2WI 可无明显信号强度变化。有时急性脑梗塞的信号强度仅有轻微变化，常规 MRI 方法有两点有助于病灶的发现：(1) T1WI 虽然反应信号变化不如 T2WI 敏感，但显示结构变化优于 T2WI，皮层急性梗塞在出现信号异常前在 T1WI 上可出现脑沟变窄、脑回肿胀模糊等形态改变；(2) T2WI 对水肿引起的信号变化比 T1WI 敏感，但早期梗塞脑灰质信号轻度增高容易被更高信号的脑脊液掩盖，这时如采用 FLAIR 序列抑制了脑脊液信号，有利于皮质异常信号的显示。

近年来在临床上推出的水分子扩散加权成像 (DWI) 技术是目前检出细胞毒性水肿最敏感的方法。细胞毒性水肿由于细胞外水进入细胞内，而细胞内的水分子受细胞膜等结构的束

缚，扩散运动明显受限；同时细胞外间隙由于细胞肿胀而变窄，与正常组织相比，其中的水分子扩散也不同程度受到更多的限制。细胞毒性水肿在 DWI 由于水分子扩散受限，其信号衰减明显少于正常脑组织，因而呈现高信号，ADC 值明显降低。目前 DWI 技术已经广泛用于急性脑缺血的早期诊断。需要指出的是其他一些病变如部分肿瘤、血肿、活动期多发硬化灶、部分脓肿等在 DWI 上也可表现为高信号，应结合病史和常规 MRI 及增强扫描等进行鉴别。

### 三、间质性脑水肿

间质性脑水肿主要继发于各种原因造成的脑积水。由于脑室内压力升高，脑脊液透过室管膜进入脑室周围的白质内。间质性脑水肿常分布于侧脑室周围的脑白质内，自由水和结合水同时升高，在 T1WI 上信号低于正常脑白质，但略高于脑脊液，在 T2WI 上信号明显高于正常脑白质，但略低于脑脊液。在 DWI 上间质性脑水肿不表现为高信号，病变区 ADC 值常轻度升高。



### 第三节 出血

人体中很多病变都可能发生出血，其中以中枢神经系统疾病出血更为常见。颅脑出血可发生于脑内、蛛网膜下腔、硬膜下及硬膜外，可由血管硬化、血管畸形、肿瘤、外伤、炎症等引起。MRI 在显示出血，判断出血时间和原因等方面有着独特的优势。由于脑内血肿在临床上最为常见，其信号演变较有规律，本节将重点介绍脑内血肿的 MRI 表现。

#### 一、脑内血肿的 MRI 信号一般演变规律

一般可以把脑内血肿分为超急性期、急性期、亚急性早期、亚急性中期、亚急性晚期、慢性期。

##### （一）超急性期

是指出血的即刻，漏出的血液尚未凝固。实际上该期仅持续数分钟到数十分钟，临床上极少遇到。超急性期尚未凝固的血液表现出血液的长 T1 长 T2 特性，因此在 T1WI 上表现为略低信号，在 T2WI 上呈现高信号。

##### （二）急性期

一般为出血后 2 天内。在这一期红细胞的细胞膜保持完整，细胞内的氧合血红蛋白释放出氧变成脱氧血红蛋白。脱氧血红蛋白的顺磁性效应，造成局部磁场的均匀，加快了质子失相位，因此血肿 T2 值明显缩短，在 T2WI 或 T2\*WI 上表现为低信号。细胞内脱氧血红蛋白对 T1 值的影响较小，因此该期血肿在 T1WI 上信号变化不明显，常表现为略低信号或等信号。

##### （三）亚急性早期

一般为出血后第 3 天到第 5 天。该期红细胞的细胞膜仍保持完整，细胞内开始出现正铁血红蛋白，因此该期也被称为正铁血红蛋白细胞内期，细胞内正铁血红蛋白的出现一般从血肿周边向中心逐渐发展。由于细胞内正铁血红蛋白具有较强的顺磁性，使血肿的 T1 值缩短，因此在 T1WI 上血肿从周边向中央逐渐出现高信号。该期血肿在 T2WI 上不表现为高信号，一般仍为低信号。

##### （四）亚急性中期

一般为出血后第 6 天到第 10 天。该期红细胞的细胞膜开始破裂，正铁血红蛋白溢出到细胞外，因此该期也称为正铁血红蛋白细胞外期。红细胞的破裂一般也是从血肿周边逐渐向中心发展。该期血肿在 T1WI 上仍表现为高信号，在 T2WI 上表现为从血肿周边向中心逐渐蔓延的高信号。

##### （五）亚急性后期

一般为出血后 10 天到 3 周。该期红细胞完全崩解，血肿内主要以正铁血红蛋白为主，但血肿的周边的巨噬细胞吞噬了血红蛋白并形成含铁血黄素。细胞内的含铁血黄素具有明显顺磁性，将造成局部磁场的均匀。因此该期血肿在 T1WI 和 T2WI 上均为高信号，但在 T2WI 上血肿周边出现低信号环。

##### （六）慢性期

一般为出血 3 周仍至数月以后。血肿逐渐吸收或液化，病灶周边的巨噬细胞内有明显的

含铁血黄素沉积。因此该期血肿逐渐演变为液化灶，在 T1WI 上为低信号，在 T2WI 上为高信号；周围的含铁血黄素在 T2WI 上表现为低信号环，在 T1WI 上为等信号或略高信号。

## 二、关于出血 MRI 信号的几点说明

前面介绍的是脑内血肿 MRI 信号演变的典型规律，在临床工作中有些病例脑内出血的信号变化可能与之不符，可能的原因是：（1）个体差异，（2）出血确切时间很难认定，（3）病灶有反复出血，（4）病灶的大小差别，（5）在不同的场强下血肿的 MRI 信号演变可有差异。

关于脑内出血应该选择 CT 还是 MRI 检查不同的医生可能有不同的看法。一般认为血肿的 MRI 表现比较复杂，且出血的早期表现不典型，因此对临床拟诊为急性脑内出血的病例可首选 CT 检查。对于亚急性或慢性血肿，MRI 检查比 CT 更为敏感，对出血原因的判断也优于 CT，MRI 可作为首选。

## 第四节 铁沉积

铁是重要的金属元素，在人体代谢中扮演着重要角色。人体代谢过程中可能会出现铁沉积过多的问题，铁沉积可以是生理性的，也可能是病理性的。**MRI** 对铁含量的变化非常敏感，本节将简要介绍人体组织铁沉积的 **MRI** 信号特点。主要介绍三个方面：（1）脑内铁沉积，（2）遗传性血色病，（3）继发性血色病。

### 一、脑内铁沉积

生理性铁沉积常发生于脑内，特别是在脑的神经核团沉积比较明显。研究表明新生儿脑组织内无明显铁沉积，随着年龄增加，脑组织各部在不同年龄段开始生理性铁沉积。如苍白球的铁沉积始于 6 个月的婴儿，黑质始于 9~12 个月的婴儿，红核始于 18~24 个月的婴儿，小脑齿状核始于 3~7 岁。各部位开始出现铁沉积的年龄不同，发展速度也存在差异，如苍白球的铁沉积开始就比较明显，而壳核开始时铁含量很低，以后随年龄增加逐渐增多，一般直到 70 岁左右其铁含量才与苍白球接近。大脑和小脑的灰白质的生理性铁沉积很轻微，相对较高的为颞叶皮层下弓状纤维，其次为额叶脑白质和枕叶脑白质。在内囊后肢及视放射则几乎没有铁沉积。脑组织中这种铁选择性沉积的机理目前还不明了。

脑内一些疾病也可出现病理性的铁沉积，如早老性痴呆病人大脑皮层铁沉积增多，帕金森氏病患者的壳核和苍白球铁沉积增多，慢性血肿周围铁沉积增多等。

脑组织中的铁沉积主要在细胞内，细胞内的铁主要造成局部磁场的均匀，从而加快质子失相位，因此在 **T2WI** 或 **T2\*WI** 上组织信号减低。在 **T1WI** 上往往信号变化不明显，或可呈轻微高信号，严重铁沉积者在 **T1WI** 上也可呈现低信号。

另外需要指出的是铁沉积造成的磁敏感效应在高场强 **MRI** 仪比较明显，因此比较容易显示，在低场强的 **MRI** 仪上较轻微铁沉积不能得以显示。

### 二、遗传性血色病

遗传性血色病也称原发性血色病，为常染色体隐性遗传疾病。主要问题是小肠粘膜吸收和转运到血中的铁过多。血中的铁积少成多，并逐渐以铁蛋白的形式沉积于肝细胞、胰腺腺上皮细胞、心肌细胞、关节软骨细胞内等处。将引起上述细胞进行性的损伤，最后可造成肝硬化、肝细胞癌、胰腺功能不全、心肌病、关节退变等疾病。

由于遗传性血色病发病比较隐匿，因此出现临床表现时常已经是中晚期。由于细胞内铁含量很高，因此在 **T1WI** 和 **T2WI** 上肝脏、胰腺、心肌均表现为信号强度明显减低。脾脏一般信号正常少数病例可有脾脏信号减低。同时可发现肝硬化、肝细胞癌、心脏增大等表现。

表 4 原发性血色病与继发性血色病的 **MRI** 鉴别要点

鉴别点	原发性血色病	继发性铁沉积
铁沉积部位	肝、胰、心肌	网状内皮系统
肝硬化	常有	无
肝细胞癌	可有	无

胰腺信号	降低	正常
脾脏信号	正常或略降低	明显降低
心肌信号	降低	可有降低
骨髓信号	正常	降低

### 三、继发性血色病

继发性血色病是指继发于慢性溶血性疾病或反复输血的异常铁沉积。无论是溶血性疾病还是反复输血，都存在红细胞长期大量破坏，血红蛋白进入血浆，最后以含铁血黄素的形式被网状内皮细胞吞噬和清除。因此继发血色病的铁沉积主要发生于网状内皮系统，如肝脏枯否细胞、脾脏、骨髓等部位，也可沉积于心肌细胞。因此主要表现为上述器官在 T1WI 和 T2WI 上信号降低。

继发性血色病和原发性血色病的发病机理和预后明显不同。原发性血色病常出现受累器官进行性损伤，最后发生功能不全甚至发生肿瘤。继发性血色病对铁沉积器官损伤较小，且溶血性疾病好转或停止输血后，过多沉积的铁将逐渐被清除。表 4 所列为原发性血色病与继发性血色病的 MRI 鉴别要点。

## 第一节 MRI 的优缺点

### 一、MRI 的优点

与 CT 相比，MRI 具有很多方面的优势，具体表现为：

#### （一）无辐射损伤

CT 所用的 X 线和 MRI 所用的射频脉冲均属于电磁波，但两者的波长有明显差别。CT 所用 X 线的波长一般为  $1\text{\AA}$  ( $1\text{\AA}=10^{-10}\text{m}$ ) 左右，对人体具有较强的辐射损伤。而 MRI 所用的射频波的波长达数米到数十米（1.5 T 扫描机为 4.69 米，0.5 T 扫描机为 14.08 米），其能量仅约为  $10^{-7}$  电子伏特，约为 X 线的  $1/10^{10}$ 。生物体中广泛存在的 C-H 键的结合能约为 1 电子伏特，与之相比 MRI 射频脉冲的能量要低得多，MRI 射频脉冲不会切断 C-H 键。因此 MRI 被认为是没有辐射损伤的安全检查手段。

#### （二）软组织分辨力高

与 CT 相比，MRI 具有更高的软组织分辨力，可更清楚地显示正常解剖结构如脑灰白质、神经核团、肾脏皮髓质等。对病变的显示 MRI 也明显优于 CT，如对肝脏病变的显示，MRI 平扫即可与 CT 动态增强扫描相媲美。

#### （三）多参数成像提供更多信息

CT 图像的对比仅来自于不同组织对 X 线吸收系数的差异，被认为单参数成像技术。而 MRI 可以采用不同的技术来反映组织多参数信息，如组织的 T1 值、T2 值、质子密度、流动、水分子扩散等信息，MRS 技术还可提供组织代谢产物的信息。因此 MRI 所能得到的组织信息远比 CT 多得多。获得多参数信息不仅有利于病变的显示，对病变的定性诊断也带来很大的好处。

#### （四）无骨伪影

CT 检查时在骨与软组织的界面上，特别是在骨突起的部位将产生严重的骨伪影，严重影响局部结构的显示，如后颅窝、脑干、脊髓等部位在 CT 上显示较差，病变容易遗漏。MRI 检查没有骨伪影，因此对于小脑、脑干、椎管内病变等检查明显优于 CT。

#### （五）无需对比剂可进行心脏和血管成像

由于天然对比较差，CT 用于心脏和血管病变的检查时必需使用对比剂。而 MRI 可利用血液流动的特性进行成像。如在常规 SE T1WI 或 FSE T2WI 上，心腔和血管腔由于流空效应表现为无信号，与周围组织形成很好的对比，腔内的病变如血栓、肿瘤等也能清楚显示。利用流入增强效应或流动相位效应，在不用对比剂的情况下 MRA 技术可清楚显示血管结构，PC 法 MRA 还可检测血流的流速和流量。

#### （六）多方位直接成像

CT 在大多数部位仅能进行横断面扫描，其他方位的图像必需经过后处理重建技术才能获得，而后处理重建图像的质量往往不能满足诊断需求。MRI 可以进行任意方位的断面成像，有助于解剖结构和病变的显示，对于椎管内病变、心脏病变等的检查尤为重要。

### 二、MRI 的缺点

MRI 固然有许多优点，但并非十全十美，也存在一些不足，具体主要有以下几个方面：

### （一）成像时间相对较长

CT 的成像速度较快，一般的单层螺旋 CT 一幅图像的平均采集时间在 0.5~1.5s，采用多层螺旋 CT 平均每层的采集时间更短，如 8 层螺旋 CT，如果旋转一圈为 0.5s，则平均每层仅需要 62.5ms。

与之相比，MRI 的采集时间要慢得多，一般颅脑 SE T1WI 需要 2~4min，FSE T2WI 一般也需要 1~5min。尽管目前已经开发了很多 MR 超快速成像技术，如单次激发 FSE、EPI 等，单层采集时间可在数十到数百毫秒，但这些技术由于图像质量相对较差，因此不能取代常规 SE 或 FSE 序列。

### （二）钙化显示不佳

钙化的显示有时对于病变的诊断和鉴别诊断起着举足轻重的作用，在目前所有的影像学检查中，一般认为 CT 是显示钙化的最敏感的方法。MRI 对钙化不敏感，常表现为低信号，且与周围组织的对比不佳，因此不易发现。

近年来的研究表明，钙化在 MR 图像上的表现比较复杂，与其钙质含量、矿物质成份及结晶形态有关。完全的钙化在 T1WI 和 T2WI 上均表现为低信号；而不成熟的钙化，特别当钙化结晶表面不规则时，其周围可有很多结合水存在，因此在 T1WI 上可表现为高信号。

### （三）骨性结构显示相对较差

尽管 MRI 的软组织对比良好。但由于骨质结构的质子含量很低，且 MRI 的空间分辨力相对较低，因此在 MR 图像上骨质结构一般显示欠佳。但 MRI 对骨髓内病变特别是骨髓水肿、骨髓内肿瘤浸润等的显示优于 CT。

### （四）伪影相对较多

由于 MRI 为多参数成像，影响图像质量的因素也较多，加上 MR 成像时间相对较长，因此与 CT 相比，MRI 更容易产生伪影，特别是运动伪影。

### （五）信号变化解释相对复杂，病变定性仍有困难

MRI 属多参数成像，可以为诊断提供更多的信息。但多参数成像带来的问题是影响 MRI 信号的因素较多，同一种信号变化可由不同的原因引起，有时可能带来解释的困难。如急性期血肿的诊断，MRI 表现相对复杂，不象 CT 简单明了。

尽管与 CT 相比，MRI 任意断面的成像更有利于病变的定位，多参数成像也能为诊断及鉴别诊断提供更多的信息。但实际上疾病 MRI 表现错综复杂，不同的疾病可有相同的 MRI 表现，同一种疾病可有不同的 MRI 表现，因此和 CT 一样，MRI 对很多疾病的定性诊断仍存在困难。

### （六）禁忌证相对较多

由于 MRI 采集时间相对较长，且由于强磁场将干扰监护仪器的正常工作，因此危重病人一般不宜进行 MRI 检查，安装有心脏起搏器或体内有金属异物的病人不适合 MRI 检查，另外幽闭恐惧症的病人一般也不能顺利完成 MRI 检查。而这些问题一般不影响 CT 检查。

## 第二节 MRI 的生物效应和安全性

任何一种新的检查或治疗技术应用于临床前均需要对其安全性作出准确评价。从 20 年左右的临床应用结果来看，MRI 应用于临床被认为对受检者和检查者都是安全的。但是由于 MRI 检查技术的特殊性，MRI 的主磁场强度不断升高，以及 MRI 新技术的不断涌现，MRI 的生物效应和安全性问题仍不容忽视。

### 一、MRI 的生物效应

MRI 的生物效应主要包括静磁场的生物效应、梯度磁场的生物效应、射频脉冲的生物效应以及 MRI 噪音问题。

#### （一）静磁场的生物效应

目前并无 MRI 检查用的静磁场对人体造成损伤的可靠依据。有些长期在静磁场环境中的工作人员可出现头晕、头痛、乏力、食欲不振等症状，但是否与静磁场直接相关目前还缺乏依据。因此目前认为在 3.0 T 以下的静磁场内短时间暴露是安全的，不会引起不可逆性的损伤。

#### （二）梯度场的生物效应

在 MRI 检查过程中，梯度场需要进行反复的切换，梯度场的切换可以在人体组织中产生诱导电流。诱导电流的生物效应有热效应和非热效应，梯度场引起的热效应非常轻微，对人体的影响可以忽略。非热效应可以引起神经或骨骼肌细胞的刺激，影响心电图等。其中最常见的是在梯度性能较高的扫描机上进行 EPI 扫描时出现的周围神经或肌肉的刺激，受检者可能出现发麻、肌肉不随意的收缩或跳动等现象。

目前各产家都推出了高性能的梯度系统，在 1.5 T 的扫描机上，高性能的梯度线圈的最大场强已达 40~60 mT/m，切换率已达 150~200mT/m/s 以上。因此梯度场的生物效应不容忽视。周围神经刺激的 dB/dt 域值一般在 60T/s，而一般产家设置的 dB/dt 工作值都在 45T/s 以下，因此一般不会出现周围神经刺激，也不会造成人体损伤。

#### （三）射频脉冲的生物效应

MR 成像需要利用射频脉冲对质子进行激发，射频对人体的生物效应主要在于其致热效应。人体组织吸收射频的能量可导致组织温度升高。射频辐射量一般用特殊吸收率（specific absorption rate, SAR）来表示，其单位为 W/kg，FDA 推荐 SAR 值应该在 0.4W/kg 以下。SAR 值与主磁场的强度、射频功率、射频持续时间、射频的时间间隔、发射线圈类型和受检者体重及受检部位等有关。

射频所产生的热量与其频率有关，频率越高，产生的热量越大，因此在 3.0T 等超高场强的 MRI 仪上，SAR 值问题将更为突出（SAR 值与场强的平方成正比）。而在 1.5T 以下的 MRI 仪上，SAR 值一般并不严重。

在不同的序列中，长 ETL 的 FSE 及单次激发 FSE 序列的 SAR 问题将更为突出，因为这类序列需要利用连续的 180°脉冲进行激发。

射频脉冲引起的热效应还与组织深度有关，体表组织如皮肤产热最为明显，而成像中心部位的深部组织几乎不产热。

降低 SAR 值的方法主要有：(1) 缩短 ETL，(2) 延长 TR，(3) 延长回波间隙 (ES)，(4) 减少扫描层数，(5) 利用 GRE 或 EPI 序列替代 FSE 或单次激发 FSE，(6) 修改射频脉冲，使之能量减低。

#### (四) MRI 噪音

MRI 的噪音主要来源于梯度线圈中电流开启/关闭切换造成的振荡。噪音的强度与梯度场的强度及其切换速度、所用的序列及其成像参数有关。目前临床用 MRI 检查引起的噪声一般在 65~95 分贝，个别序列如 EPI 等可能超过 100 分贝，应该在安全范围之内。尽管如此部分，不少病人也很难忍受这种噪音。减轻噪音对人耳影响的方法主要有两个方面：(1) 减低噪声。可以对成像序列及其参数作适当调整，也可以通过降噪技术来减低噪声，目前几大厂商都在 1.5T 以上的 MRI 仪上采取了不同的降噪措施。(2) 病人的防护，主要是佩戴耳塞或 MRI 专用耳罩。

## 二、MRI 的安全性及其注意事项

尽管 MRI 检查被认为是安全可靠的，但是 MRI 的安全问题仍然不容忽视，只有熟悉 MRI 相关的注意事项，并在检查中认真贯彻，才能更好更安全地使用 MR 成像仪，使之发挥最大的功能。

#### (一) 致冷剂安全性

超导 MR 成像仪一般用液氦和液氮作为冷却剂，当发生失超或容器受到猛烈撞击破裂时，将可能发生液氮或液氦的泄漏。一般情况下泄漏的液氮和液氦应该通过专用管道排出，但是如果发生意外，则可能进入磁体室。泄漏的致冷剂的危险性包括：(1) 超低温液氮和液氦引起冻伤，(2) 液氮和液氦的直接伤害，液氮本身对人体具有毒性，而液氦对人体虽然无直接毒性，但是两者均可能造成窒息。

因此一旦发生致冷剂泄漏，所有人员必需立刻撤离磁体室，而且在磁体室必需安装氧气检测报警器。

#### (二) 铁磁性物质的抛射

铁磁性物质被强度很高的主磁场吸引，可高速向磁体抛射，引起人员伤害或设备损坏。病人、家属及医务人员进入磁体室前应将所有铁磁性物质去除。造成磁体室内抛射问题的物件主要有持针器、镊子、听诊器、剪刀、担架、轮椅及氧气瓶等，这些物件造成磁体室内人员及设备损伤的情况均有报道，上述物品严禁带入磁体室。特别需要指出的是某些标注是不锈钢字样的物件不一定就是非磁性不锈钢制成。

#### (三) 心脏起搏器

主磁场和射频脉冲都有可能干扰心脏起搏器的工作，起搏器导线的诱发电流还可能造成心率失常或组织烧伤。因此安装有心脏起搏器的人员禁止进入 5 高斯线范围，更严禁进入 MR 磁体室或接受 MRI 检查。

#### (四) 监护仪器和呼吸机

一般的监护仪器及呼吸机将受主磁场、梯度场及射频的干扰，在磁体室内无法正常工作，因此需要监护的病人一般不宜接受 MRI 检查，这些仪器也不能进入 MR 磁体室。目前 MR 专用的监护仪器和呼吸机已有生产，但在国内临床上还没有得到广泛应用。



#### （五）体内人工植入物

随着生物工程和临床医学的发展,体内人工植入物的应用越来越广泛,主要包括内支架、血管夹、人工瓣膜、静脉滤器、内固定器、人工关节等。如果是铁磁性物质制造的植入物将严重干扰磁场,因此不能进行 MRI 检查。目前许多人工植入物利用非磁性不锈钢或钛合金材料制成,则可以进行 MRI 检查。在接受 MRI 检查前需要明确植入物的材料。除非产品说明书上表明可以进行 MRI 检查,在不清楚植入物材料的前提下不可贸然进行 MRI 检查。

目前临床上普遍采用的宫内节育器一般都用非铁磁性材料如塑料或铜合金制成,在磁场作用下不发生移位,无明显产热,伪影也不明显,因此可以进行 MRI 检查包括盆腔 MRI 检查。但老式的节育器可能有明显的伪影,不能进行盆腔或骶尾部的 MRI 检查。

#### （六）金属异物

体内有金属异物的病人,特别是是眼球内铁磁性异物的患者,不宜进行 MRI 检查。体内金属异物的患者一般有明确的外伤史,如果不明确有无体内金属异物,在 MRI 检查前可先进行 X 线摄影检查。

#### （七）幽闭恐惧症

在临床 MRI 检查中,约有 3%~10%的受检者会出现紧张、恐慌等精神反应,甚至不能完成 MRI 检查,幽闭恐惧症是其中较为严重的反应。幽闭恐惧症的患者不能忍受狭小的空间,因此在 MRI 磁体的检查孔中会出现严重压抑、气急、恐惧等严重反应。检查前给病人耐心介绍 MRI 检查的过程和可能出现的噪音等情况,有助于减轻病人的精神反应。对于严重幽闭恐惧症患者可适当使用镇静药物,或可选择 CT 等其他检查。

#### （八）妊娠

尽管 MRI 被认为是安全的检查手段,对胎儿发育也没有明显的影响,MRI 甚至可以用于胎儿的检查。但目前还是主张妊娠 3 个月以内的孕妇不宜接受 MRI 检查,妊娠 3 个月以内的 MRI 工作人员也尽量暂时脱离高磁场环境。另外 Gd-DTPA 等多种 MRI 对比剂可以通过胎盘屏障进入胎儿体内,目前也不主张对孕妇使用 MRI 对比剂。