MRI成像原理

1. 核磁共振现象——NMR

奇数个核子（质子或中子）的原子核在外加的均匀磁场中，原子核会根据外加磁场的方向进行重新的排列，若是偶数个质子+偶数个中子则没有这种现象。接下来，对磁场中的原子核加以一定频率的射频脉冲，对原子核进行激发。此时，原子核会吸收与本身进动频率一样的射频脉冲能量，这种现象称为共振吸收。当射频脉冲停止施加后，原子核会将吸收的能量以电磁波形式发射出来，这个现象称为共振发射。我们将共振吸收和共振发射现象统称为核磁共振现象。、

1. 原子核的自旋

原子核具有总是绕着自身的轴进行旋转的特点，由于原子核中的质子带正电而中子不带电，所以原子核总体显正电性。由法拉第的电磁感应定律可知，原子核的自旋将产生一定大小和方向的磁化矢量。大多数原子核的自旋都可以产生这种磁场，但是如果原子核中的质子和中子都为偶数个，则不能产生核磁矩，这种原子核被称为非磁性原子核。在MRI成像中，只有磁性原子核可以用来成像。人体中有很多可以用来成像的磁性原子核，现在一般来说采用的都是。第一个原因是的磁化率很高，对外部磁场的变换最敏感，第二个原因是氢原子核在人体内分布最广泛。当然了，虽然几乎每个原子核都会产生自身的磁场，但是由于这些原子核在人体内产生的小磁矩在各个方向上随机均匀分布，所以会互相抵消，故人体在自然状态下是没有磁性的。

1. 自旋在外磁场作用下变化

当将人体置于强外磁场中时，原子核产生的小磁矩不再是随机排列的了，而是会与主磁场的方向平行。此时，有一些小磁矩方向与外加磁场方向一致，称为低能级状态，有些小磁矩的方向与外加磁场方向相反，称为高能级状态。到达动态平稳状态时候，低能级状态的原子核比高能级状态的原子核稍多一点。不仅如此，所以原子核的磁化矢量并不是完全和外加磁场的方向平行，而是进行进动运动。进动的频率也叫Larmor频率，是与外加磁场强度成正比的。其计算公式为：



其中是原子核的核磁比，同一种原子核的核磁比是一固定值，是外加磁场的强度。在宏观角度看，此时原子核所产生的磁化矢量只有与和磁场方向平行的，而横向的磁化矢量由于相位不同互相抵消了。但是设备是无法检测纵向的磁化矢量，需要进行下一步处理。

1. 外加射频脉冲

当外加一个与原子核进动频率相同频率的射频脉冲时，低能级状态的氢质子会吸收射频脉冲的能量，进入高能状态。此时，宏观的磁化矢量发生了偏转，产生了横向磁化矢量，可以被接收设备获得。氢质子含量高的组织获取的MR信号强度高。但是，为了做出准确的诊断，我们需要比氢质子含量更多的信息，所以一般要在射频脉冲关闭后一段时间再进行MR信号的采集。

1. 核磁的弛豫现象

当射频脉冲关闭之后，一些高能状态的氢质子将释放能量变回低能状态，氢质子产生的磁化矢量将在原外加磁场的作用下，逐渐回到初始的动态平衡状态，这个过程称为核磁的弛豫现象。核磁弛豫现象可分解为两个部分：横向弛豫和纵向弛豫。

* 1. 纵向弛豫

也称为T1弛豫，是指纵向磁化矢量开始恢复到回到平衡状态的过程。纵向弛豫过程中纵向磁化矢量大小变化可以表示为：



T1值用来描述组织T1弛豫的快慢。T1值越小，纵向磁化矢量恢复的越快，MR信号强，图像白；T1值越大，纵向磁化矢量恢复的越慢，MR信号弱，图像黑。

* 1. 横向弛豫

也称为T2弛豫，是指横向磁化矢量减少的过程。横向弛豫过程中横向磁化矢量大小变化可以表示为：



T2值用来描述组织T2弛豫的快慢。T2值越小，横向磁化矢量减少快，MR信号弱，图像黑；T2值越大，横向磁化矢量减少慢，MR信号强，图像白。

人体的各种组织的T2弛豫要比T1弛豫快得多。人体大多数病变的T1值和T2值都比正常组织大，也就是说，病变在T1图上比正常的组织要“黑”，而在T2图上比正常的组织要“白”，这是根据MRI图像判断病变的一个重要的依据。

1. MR信号的空间定位

虽然上述过程已经明确了MRI成像的原理，但是获取的MR信号包含了各个位置的信息，为了重建出二维图像，还需要对获取到的MR信号进行空间编码，将各个位置的信息区分开。由于原子核的共振频率只与核磁比和外加磁场强度有关，对于同一种原子核，核磁比为常数，所以共振频率之和外加场强有关。为了做到区分不同位置的MR信号，可以在外加主磁场的基础上，叠加一个梯度磁场。具体做法就是在X轴、Y轴、Z轴三个方向上使用三组互相垂直的梯度线圈，施加三组梯度磁场。在进行定位的时候，主要分为以下三步：

* 1. 层面选择

由于梯度磁场的存在，不同层面的原子核的共振频率不同，所以当施加一定频率的射频脉冲时，只有共振频率与射频脉冲频率相同的原子核会发生核磁共振现象，从而使接收器获取到这一层面的MR信号。假设使用Z轴梯度磁场进行层面选择，那么Z轴方向各层面质子的共振频率应为：



需要特别说明的是，如果所需要扫描的层面与X轴、Y轴或Z轴垂直的话，只需要一个方向的梯度磁场即可对层面进行选择。但是，如果需要扫描的层面是斜面的话，那么这个层面的确定就需要两个甚至三个方向的梯度磁场来确定了。

* 1. 相位编码

在选定层面之后，接收器获得的仍然是一个平面内的所有信号，需要进一步区分。假设层面选择时用Z轴方向的梯度磁场进行了层面的选择，那么可以在Y轴方向施加相位梯度磁场。在相位梯度磁场的作用下Y方向上不同位置的体素将具有不同的相位，从而可以被进行区分。共振相位可以表示为：



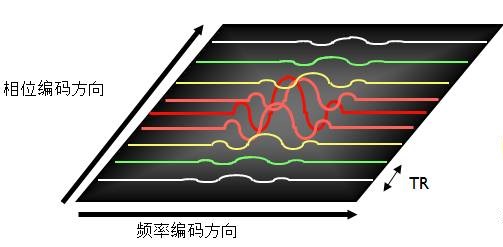
对于一幅的图像则需要条相位编码线才可以对整个图片完成处理。因此，所需要的相位编码数越多，需要的采集时间越长。

* 1. 频率编码

进行完相位编码后，X轴方向的各体素仍然不能区分，所以需要再在X轴方向施加频率编码梯度磁场，它可以使得一定相位编码的一排体素的质子在弛豫过程中出现频率差，以便进行区分。

1. K空间及图像的重建

K空间数据是按照某种规律将获取的MR数据进行填充所得到的。常见的K空间采样轨迹有：矩形直线型、圆形、EPI型、辐射型、螺旋型等。对整个K空间进行填充完成后，可以通过一些手段对K空间数据进行处理，得到所需要的MRI图像。



在临床应用中最常见的方法就是直接对K空间数据进行二维傅里叶逆变换。随着科技的发展，MRI图像的重建也有很多更好的方法，比如：压缩感知法、卷积神经网络法等

1. MRI成像典型结构

