

## 大学物理实验报告

实验名称：

核磁共振成像

学院：理学院      专业：应用物理学    班级：应物 1601

学号：20161413    姓名：谢尘竹      电话：18640451671

实验日期： 2019 年 7 月 24 日

第 二十一 周 星期 三 第 三 节

实验室房间号：118

实验组号：2

成绩

指导教师

批阅日期

何砚发

2019 年 7 月 24 日

## 1. 实验目的:

①.学习磁共振成像的基本原理，了解磁共振成像系统的主要设备和关键技术；

②.测量自由感应衰减(FID)信号，掌握磁共振成像系统中射频调制和解调原理，理解核磁共振现象中核磁矩或宏观磁化矢量进动的微观机制；

③.观察、测量自旋回波和受激回波，理解磁共振成像中的自旋回波和受激回波形成机理，掌握利用受激回波幅值进行射频 90 度脉冲功率校准原理；

④.采集不同样品的自旋回波 T1、T2 和质子密度图像，测量图像信噪比，理解磁共振成像中的序列技术及其在临床诊断中的应用；

⑤.了解医用磁共振成像系统软件包的主要功能。

## 2. 实验器材:

名称	编号	型号	精度
磁共振成像谱仪			
梯度功率放大器			
梯度线圈			
射频功率放大器			

射频前端箱			
射频发射接收线圈			
四通道数字示波器			
主计算机和磁共振 成像软件			

3. 实验原理（请用自己的语音简明扼要地叙述，注意原理图需要画出，测试公式需要写明）

## 1 核磁共振

### 1.1 原子核的角动量和磁矩

按照量子理论，原子核具有角动量，它的总角动量

$$|\mathbf{J}| = \sqrt{I(I+1)} \hbar$$

$I$  为整数或半整数，称为原子核的自旋量子数。原子核的总角动量按照习惯称为原子核的自旋。自旋角动量在某一方向（如  $z$  方向）的投影  $J_z$  满足

$$J_z = m_I \hbar, \quad m_I = -I, -I+1, \dots, I-1, I$$

对于氢核  $^1\text{H}$  (质子),  $I = \frac{1}{2}$ ,  $m_I = \pm \frac{1}{2}$ ,  $|\mathbf{J}| = \sqrt{\frac{1}{2}(\frac{1}{2}+1)} \hbar = \frac{\sqrt{3}}{2} \hbar$ ,  $J_z = \pm \frac{1}{2} \hbar$ 。

原子核带有正电荷，这些电荷均匀分布在核表面或体内，按照经典理论当核做自旋运动时，产生环形电流，这样带电原子核就像通电小线圈或小磁铁那样具有自旋磁矩。按照量子理论，核自旋和自旋磁矩都是基本粒子的一种内禀属性，自旋和自旋磁矩具有简单的正比关系：

$$\boldsymbol{\mu} = g \frac{e}{2m_N} \mathbf{J} = \gamma \mathbf{J}$$

其中  $\gamma = g \frac{e}{2m_N}$ ，称为旋磁比，对于氢核  $^1\text{H}$ ， $g$  因子的值为 5.585694772，电子电荷

$e = 1.60217653 \times 10^{-19} \text{ C}$ ， $^1\text{H}$  核的质量  $m_N = m_p = 1.67262171 \times 10^{-27} \text{ kg}$ ，可求得氢核  $^1\text{H}$  的旋磁比为  $\gamma = 2.67522208 \times 10^8 \text{ rad/s/T} = 42.5774819 \text{ MHz/T}$ 。

核磁矩在  $z$  轴方向的投影与  $z$  方向的角动量也有类似的关系：

$$\mu_z = g \frac{e}{2m_N} J_z = \gamma J_z$$

## 1.2 核磁矩在静磁场中的进动

设核磁矩  $\vec{\mu}$  处在均匀外磁场中，磁感应强度为  $\vec{B}_0$ ，方向沿  $z$  方向，核磁矩  $\vec{\mu}$  所受的力矩为  $\vec{M} = \vec{\mu} \times \vec{B}_0$ ，由角动量定理  $\vec{M} = \frac{d\vec{J}}{dt}$  可得  $\frac{d\vec{J}}{dt} = \vec{\mu} \times \vec{B}_0$ ，将  $\vec{J} = \frac{\vec{\mu}}{\gamma}$  代入，得到核磁矩  $\vec{\mu}$  所满足的运动方程

$$\frac{d\vec{\mu}}{dt} = \gamma \vec{\mu} \times \vec{B}_0 = \begin{vmatrix} \hat{i} & \hat{j} & \hat{k} \\ \gamma\mu_x & \gamma\mu_y & \gamma\mu_z \\ 0 & 0 & B_0 \end{vmatrix} \Rightarrow \begin{cases} \frac{d\mu_x}{dt} = \gamma B_0 \mu_y & (1) \\ \frac{d\mu_y}{dt} = -\gamma B_0 \mu_x & (2) \\ \frac{d\mu_z}{dt} = 0 \end{cases}$$

由（1）、（2）两式得  $\frac{d^2\mu_x}{dt^2} + (\gamma B_0)^2 \mu_x = 0$ ，令  $\omega_0 = \gamma B_0$ ，化为  $\frac{d^2\mu_x}{dt^2} + \omega_0^2 \mu_x = 0$ ，这是简谐振动的微分方程，可得最后的解为：

$$\begin{cases} \mu_x = A \cos(\omega_0 t + \varphi) \\ \mu_y = -A \sin(\omega_0 t + \varphi) \\ \mu_z = \mu_z \end{cases}$$

这是一种绕着磁场方向旋转的进动（如图 1 所示），频率为  $\omega_0 = \gamma B_0$ ，叫 Larmor 频率，对于氢核  $^1\text{H}$ ， $\gamma=42.5774819 \text{ MHz/T}$ ，在 1T 的外场下， $\omega_0=42.5774819 \text{ MHz}$ ，这是氢核进动的固有频率。图 1 中是与外磁场平行排列的低能级氢核的进动，沿着磁场方向俯视，氢核的旋转方向为顺时针方向旋转。

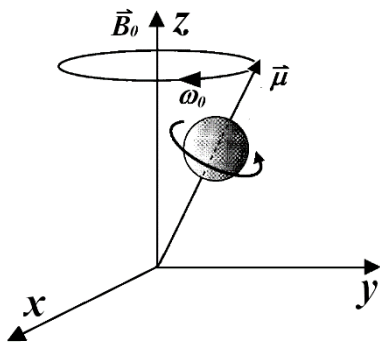


图 1 核磁矩  $\vec{\mu}$  绕静磁场  $\vec{B}_0$  的进动

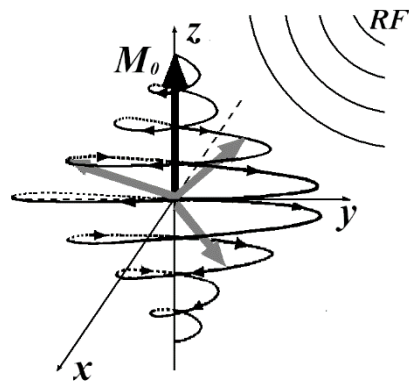


图 2 磁化矢量旋转倒向  $xoy$  平面

### 1.3 核磁矩在磁场中的能级分裂与核磁共振

核磁矩  $\vec{\mu}$  在均匀外磁场中具有势能：  $E = -\vec{\mu} \cdot \vec{B}_0 = -\mu_z B_0 = -\gamma m_I \hbar B_0$

能量  $E$  是量子化的，称为核磁矩在外磁场中的塞曼能级。对于氢核  $^1\text{H}$ ，  $m_I = \pm \frac{1}{2}$ ，只有两个能级，  $E_{1/2} = -\frac{\gamma \hbar B_0}{2}$  和  $E_{-1/2} = \frac{\gamma \hbar B_0}{2}$ ，能级差  $\Delta E = \gamma \hbar B_0$ 。当  $m_I = \frac{1}{2}$ ， $^1\text{H}$  核磁矩与磁场方向平行，能量低；  $m_I = -\frac{1}{2}$  时， $^1\text{H}$  核磁矩与磁场方向反平行，能量高，能级差与磁场强度成正比。

按照  $\Delta m_I = \pm 1$  的选择定则，原子核可以从低能级吸收能量跃迁到高能级（受激吸收），也可以从高能级辐射能量跃迁到低能级（受激辐射）。对处于磁场中的氢核  $^1\text{H}$  系统，只有两个能级，如果外加一个射频（RF，Radio Frequency）电磁场，当射频能量子的能量  $\hbar \omega_1$  等于能级差  $\Delta E$  时，  $\hbar \omega_1 = \gamma \hbar B_0$ ，即

$$\omega_1 = \gamma B_0 = \omega_0$$

低能级的氢核吸收电磁波的能量跃迁到高能级，产生共振吸收，高能级的氢核回到低能级时辐射频率为  $\omega_0$  电磁波，这就是核磁共振现象。上式是产生核磁共振的条件，即外加射频电磁场的频率  $\omega_1$  等于核磁矩在磁场中进动的固有频率  $\omega_0$ 。在磁共振成像中，就是利用氢核  $^1\text{H}$  的共振现象进行成像的，因为人体中存在大量的水，氢核  $^1\text{H}$  的丰度高，信号强，下面的讨论都是针对氢核  $^1\text{H}$  系统。

## 2 磁共振成像

前面讨论的是单个核磁矩在磁场作用下的运动规律，实际上磁共振成像实验的样品含有大量的原子核，得到的信号是大量原子核的磁共振信号，需引入宏观物理量并建立磁共振的宏观理论。

### 2.1 磁化强度矢量和弛豫过程

**磁化强度矢量：** 原子核系中单位体积内核磁矩的矢量和称为磁化强度矢量。

$$\vec{M} = \frac{1}{V} \sum_{i=1}^N \vec{\mu}_i$$

核系处于热平衡态时，原子核数目在各个能级上的分布服从玻尔兹曼分布：

$$N_i = N e^{-E_i/kT}$$

$N$  为粒子总数。能级越低，其上的原子核越多；能级越高，其上的原子核越少。在外磁场下，对于  $I = \frac{1}{2}$  的氢核系统，只有两个能级，两个能级上的粒子数之比为

$$N_2 / N_1 = e^{-\Delta E/kT} = e^{-\eta\omega_0/kT} \approx 1 - \frac{\eta\omega_0}{kT}$$

粒子数之差  $N_1 - N_2 = N_1 \frac{\eta\omega_0}{kT} \approx N \frac{\eta\omega_0}{2kT}$ ，总粒子数  $N \approx 2N_1$ ，两能级粒子数目不等，因此

在热平衡态下外磁场将样品磁化， $\vec{M} = \vec{M}_0 \neq 0$ 。设  $\vec{M}$  的三个分量为  $M_x$ 、 $M_y$ 、 $M_z$ ，则  $M_x=0$ ， $M_y=0$ ， $M_z=M_0$ 。 $M_z$  叫纵向分量， $M_x$  和  $M_y$  叫横向分量，可用  $M_{xy}$  表示  $M_x$  和  $M_y$ ，一般称为水平分量。

为了产生共振，需要施加射频磁场，一般是垂直于  $\vec{B}_0$  的线偏振磁场，因为这种线偏振可以分解为绕  $\vec{B}_0$  轴的顺时针和逆时针两个旋转磁场，其中顺时针的旋转磁场与氢核进动方向相同，能量被吸收产生共振，另一部分旋转磁场能量不被吸收。也可以直接产生绕  $\vec{B}_0$  轴顺时针的旋转磁场，这种射频磁场的效率更高。

磁化强度  $\vec{M}$  在主磁场和与主磁场垂直的射频磁场的作用下，将偏离热平衡状态时的方向，如图 2 所示，磁化矢量边旋转边倒向  $xoy$  平面。当射频磁场作用停止后，磁化强度会从偏离平衡态的方向逐渐恢复到平衡状态的方向，这个过程称为磁化强度的弛豫过程。

F.Bloch 假设弛豫过程中  $M_x$ 、 $M_y$ 、 $M_z$  的变化速率与它们对平衡值的偏离量成正比，即

$$\frac{dM_z}{dt} = -\frac{M_z - M_0}{T_1}, \quad \frac{dM_x}{dt} = -\frac{M_x}{T_2}, \quad \frac{dM_y}{dt} = -\frac{M_y}{T_2}$$

后两个式子的  $M_x$ 、 $M_y$  也可以用水平分量  $M_{xy}$  表示，上式可改写为：

$$\frac{dM_z}{dt} = -\frac{M_z - M_0}{T_1}, \quad \frac{dM_{xy}}{dt} = -\frac{M_{xy}}{T_2},$$

上面的式子积分可得

$$M_z(t) = M_z(0)e^{-t/T_1} - M_0(1 - e^{-t/T_1})$$

$$M_x(t) = M_x(0)e^{-t/T_2}$$

$$M_y(t) = M_y(0)e^{-t/T_2} \quad (\text{或 } M_{xy}(t) = M_{xy}(0)e^{-t/T_2})$$

式中  $T_1$  和  $T_2$  分别决定磁化强度的垂直分量和水平分量的弛豫速度， $T_1$  称为纵向弛豫时

间常数， $T_2$  称为**横向弛豫时间常数**。图 3、图 4 示意了磁化强度的恢复过程。纵向弛豫过程实际上是原子核与周围环境（晶格）相互作用，使得高、低能级上的原子核数逐渐恢复到热平衡状态的过程，因此称为**自旋-晶格弛豫过程**， $T_1$  亦称为**自旋-晶格时间常数**。影响横向弛豫过程的因素之一是原子核间的相互作用，即**自旋-自旋相互作用**，另外静磁场的非均匀性也影响横向弛豫过程。一般用  $T_2^*$ ,  $T_2$ ,  $T_2'$  分别表示总横向弛豫过程、自旋-自旋弛豫过程和静磁场非均匀性弛豫过程的时间常数，它们的关系是：

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'}$$

弛豫时间常数  $T_1$  和  $T_2$  是磁共振成像中的重要参数，对信号强度、组织对比度有直接的影响，通常说的  **$T_1$  加权像**和  **$T_2$  加权像**就是利用不同组织的  $T_1$  和  $T_2$  常数的差异形成的灰度图像，早期磁共振成像就是基于这两种图像区分肿瘤和正常组织的。

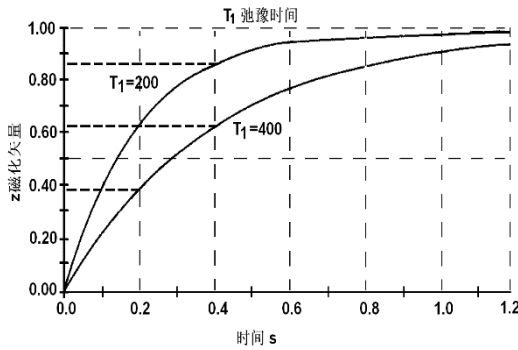


图 3  $T_1$  弛豫曲线

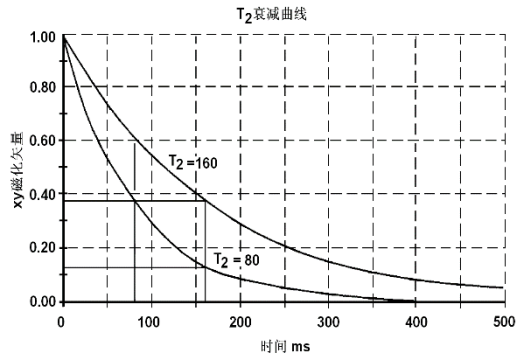


图 4  $T_2$  弛豫曲线

## 2.2 核磁共振信号

可探测的核磁共振信号有很多，这里简要介绍自由感应衰减（FID, Free Induction Decay）信号和自旋回波（SE, Spin Echo）信号。

### 自由感应衰减信号 FID

核系在静磁场下被磁化，在  $x$  方向加  $90^\circ$  射频场， $\vec{M}$  受射频场作用转过  $90^\circ$  落在  $xoy$  平面内，此时  $M_z=0$ ,  $M_{xy}=M_0$ （如图 5 所示）。射频脉冲结束后，磁化强度  $M_{xy}$  在静磁场作用下以角速度  $\omega_0$  绕  $z$  轴转动，并在接收线圈中产生感应信号，信号频率为  $\omega_0$ 。同时由于磁化强度  $\vec{M}$  的弛豫运动， $M_{xy}$  将从  $M_0$  按指数函数规律衰减到零，因此该信号的振幅亦按照指数函数衰减到零（如图 6 所示），该信号被称为自由感应衰减信号。FID 信号可以表示为

$$M_{xy} = M_0 \cos(\omega_0 t) e^{-t/T_2^*}$$

接收时采用另一个频率为  $\omega_0$  的信号  $\cos(\omega_0 t)$  去乘  $M_{xy}$ ，得到

$$M_{xy} \cos(\omega_0 t) = M_0 \cos(\omega_0 t) \cos(\omega_0 t) e^{-t/T_2^*} = M_0 \frac{1}{2} [(\cos 2\omega_0 t + \cos 0t)] \cdot e^{-t/T_2^*}$$



采用低通滤波器滤掉高频成分，得到  $\frac{1}{2}M_0e^{-t/T_2^*}$ ，这个过程称为**解调**。

按照上面的理论，接收到的信号  $M_0e^{-t/T_2^*}$  是一个“实数”信号，但严格讲磁共振检测的是一个矢量，是一个“复数”信号。FID 信号应该表示为矢量信号：

$$\vec{M}_{xy} = M_0[\cos(-\omega_0 t + \varphi)\vec{i} + \sin(-\omega_0 t + \varphi)\vec{j}]e^{-t/T_2^*}$$

负频率  $-\omega_0$  表示顺时针旋转， $\varphi$  为初始相位。解调时分别乘以  $\cos(\omega_0 t)$  和  $\sin(\omega_0 t)$ ，然后通过低通滤波器滤掉高频成分，得到信号的实部和虚部。这个过程叫**正交解调**。磁共振成像系统中采集的每个点都包含实部和虚部两个数据，是一个复数信号。

### 自旋回波信号 SE

90°射频脉冲作用后，产生的 FID 信号迅速衰减，如果在 90°RF 脉冲后经过时间  $\tau$ ，又施加一个 180°RF 脉冲（使磁化矢量绕某一轴旋转 180°的 RF 脉冲），脉冲过后再经过时间  $\tau$ ，样品产生一个信号峰，这个信号就像是自由感应衰减信号产生的回波，所以称为自旋回波。图 7 示意了自旋回波的形成过程。图中（a）为 90°RF 脉冲后磁化矢量倒在 Y' 轴上，（b）为在  $\tau$  时刻加 180°RF 脉冲，已经散相的磁矩绕 X' 轴翻转 180°到 -Y' 轴，图中（c）中表示散相的磁矩重新开始汇聚（同相），图中（d）为在  $2\tau$  时刻磁矩重新同相，磁化矢量达到最大，形成 SE 信号的峰值。图 8 为自旋回波形成的时序。

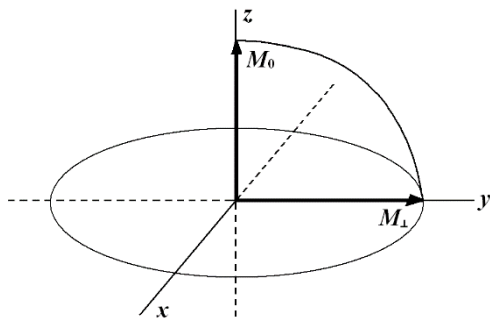


图 5 90°RF 脉冲使  $\vec{M}$  转到  $xoy$  平面

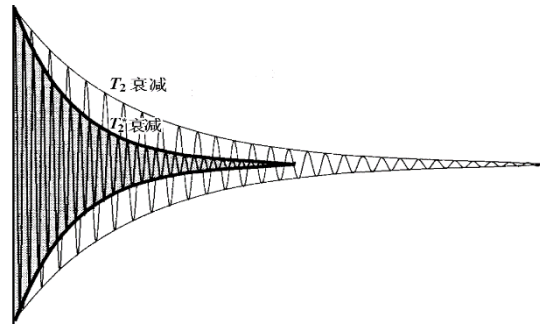


图 6 自由感应衰减信号（ $T_2$  和  $T_2^*$  衰减）

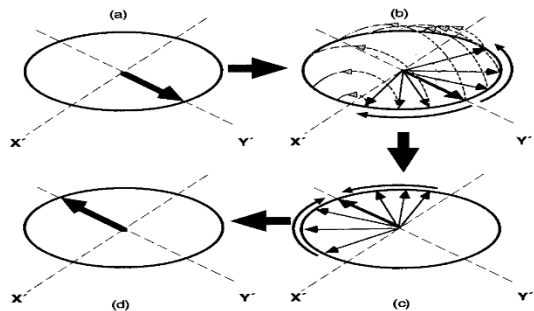


图 7 自旋回波（SE）的形成

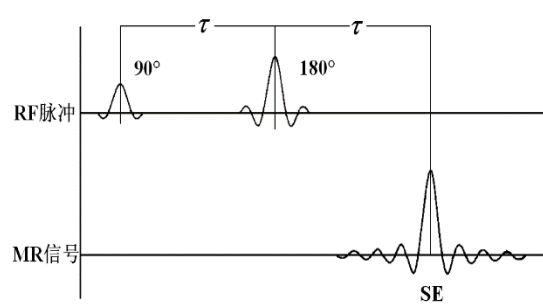


图 8 自旋回波（SE）形成的时序

## 2.3 线性梯度场与空间编码

前面所述的信号只是在均匀的静磁场  $\vec{B}_0$  和与静磁场  $\vec{B}_0$  垂直的射频磁场作用下产生的，由于实验样品（医用系统中是人体）所有部位的磁场强度都相同，共振吸收后，用接收线圈接收人体发射的电磁波是同一频率的电磁波，无法区分信号发出的不同位置，不能得到图像，只有加入线性梯度磁场  $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$  进行空间编码之后才能获得人体不同断面的磁共振图像。

线性梯度磁场是指磁场强度的大小随空间位置（坐标）线性变化的磁场，磁场的方向仍然沿主磁场  $\vec{B}_0$  方向。线性梯度磁场由  $x$ 、 $y$ 、 $z$  三组梯度线圈产生。

### 选层梯度 $G_z$ :

为了只对人体的某一层面进行扫描，需要加入片层选择梯度。如图 9 所示，主磁场  $\vec{B}_0$  沿  $z$  轴方向，梯度场  $G_z$  的磁场方向与  $\vec{B}_0$  相同，而  $G_z$  的大小沿  $z$  轴线性变化，这样人体从头到脚就处在一个线性变化的磁场当中，在  $+z$  位置的磁场增加，共振频率变为  $\omega_0 + \Delta F$ ，如果施加的射频电磁场是中心频率为  $\omega_0 + \Delta F$  的窄带脉冲，那么只有处于该位置附近的垂直于  $z$  轴一定厚度的平面片层发生共振，接收到的信号将全部来自这一片层。梯度  $G_z$  叫片层选择梯度。当需要采集其它位置片层的图像时，则改变射频电磁场的中心频率即可。

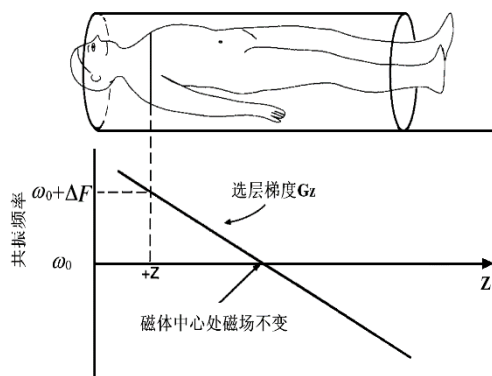


图 9 片层选择梯度原理

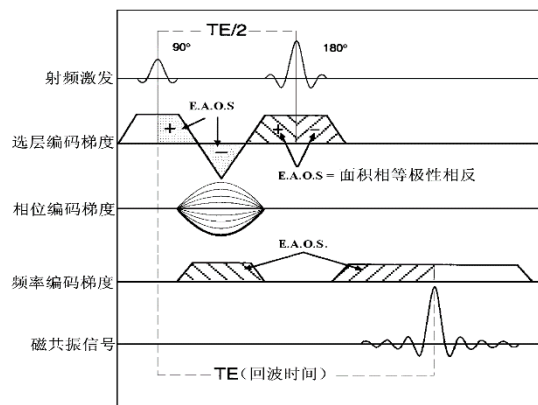


图 10 自旋回波成像序列时序

### 频率编码梯度和相位编码梯度:

选择了一个片层后，在这一片层当中不同  $x$ 、 $y$  位置的共振频率仍然相同，接收到的信号中不包含  $x$ 、 $y$  位置信息，因此还要在  $x$ 、 $y$  方向进行空间编码，即加入**频率编码梯度  $G_x$** 和**相位编码梯度  $G_y$** ，才能得到这个片层的图像。

如图 11 所示，设由 9 个像素点构成的一个平面，1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 9 分别代表每个像素点的质子数多少，是一种相对的强度。磁共振成像就是要得到这幅质子密度相对强度的图像。如果在  $x$ 、 $y$  方向不加梯度场，这 9 个像素点产生同频率的信号，相加之后为  $s(t) = 45 \cos \omega_0 t$ ，采集这个信号，经傅里叶变换到频域，只有一个信号峰，不能区分不同

位置发出的信号强度。

如果在采集  $s(t)$  信号的时候，沿着  $x$  方向加上一个线性变化的梯度磁场，则沿  $x$  方向质子的共振频率线性变化，这样每一列像素的共振频率不同，信号变为

$$s(t) = 12 \cos \omega_1 t + 15 \cos \omega_0 t + 18 \cos \omega_2 t$$

采集这个信号并做傅里叶变换，在频域有三个信号峰，每个峰的强度代表每列像素质子数的相对多少。这里的  $G_x$  梯度通过改变信号的频率实现了空间位置区分，因此叫**频率编码梯度**，因为这个梯度是在采集信号的时候施加的，又叫做**读出编码梯度**。

加入频率编码梯度后，虽然把每一列的信号区分开了，但同一列的信号是由三个像素产生的，它们的频率相同，叠加在一起，仍无法区分和测量，为此需要在  $y$  方向加入另一个线性梯度磁场——**相位编码梯度**来在每行之间产生差别。相位编码原理比频率编码复杂，很难在较短的篇幅中说清楚，可参照磁共振成像原理的教材去学习理解。与频率编码不同的是，要区分三行像素，需要进行三次相位编码，采集三个信号，因此需要较长的时间，这是磁共振成像慢的根本原因。对于采集一幅  $256 \times 256$  像素点的图像，需要进行 256 次相位编码，每次采集一个回波信号，一个回波信号需采集 256 个数据点，每个数据点包括实部和虚部两个数据（磁共振成像中采集的信号是复数信号）。

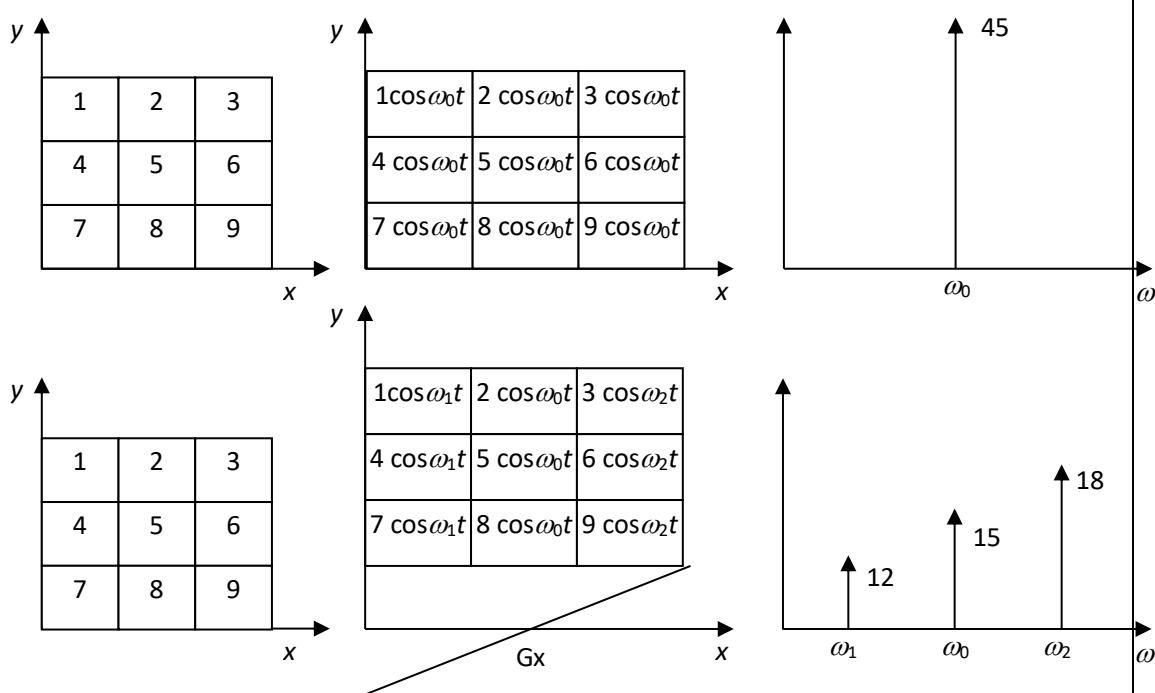


图 11 频率编码梯度原理

### 3 磁共振成像主要设备

磁共振成像系统包括的主要设备有磁体、核磁共振谱仪、射频功率放大器、射频发射和接收线圈、梯度功率放大器、梯度线圈、前置放大器、操作计算机和软件等。人体磁共振成像的设备都比较大，成本高。本实验中使用的是小型实验设备，尺寸和功率都较小，软件和谱仪与商用机器相同。

**磁体：**成本最高的设备，分永磁体和超导磁体，1T 以下一般采用永磁体，1T 以上需采用超导磁体。主要的性能参数有磁场强度、磁场空间范围、磁场均匀性和磁场的时间稳定性。教学实验中采用的是小型的永磁磁体，由钕铁硼稀土永磁和磁钢设计而成，成像空间为 35mm 直径的球形范围，而人医成像需要的成像空间要达到 500mm 直径。

**谱仪：**磁共振成像中的射频发射信号、门控信号、选层梯度、频率编码梯度、相位编码梯度、射频信号接收解调和采集均由谱仪控制完成，各种信号在时间上有严格顺序，由谱仪中的软件和硬件实现，基于某种回波机制所实现的信号发射和采集叫序列，图 10 给出了自旋回波成像序列时序图。在商用磁共振系统中一般包含几十种的磁共振成像序列，序列开发人员在磁共振成像领域起着十分重要的作用，开发者不但要有磁共振物理知识，还要掌握信号处理和软件设计以及系统硬件方面的知识。早期的谱仪由国外生产，目前国内已有商用的谱仪出现。

**射频功率放大器：**谱仪发射端输出的 RF 信号要由射频功率放大器放到足够的功率，然后送到射频线圈激发组织产生共振。人医设备的功率放大器功率几个 kW。频率范围应该从几个 MHz 到几百 MHz。放大器的线性要好，一般是 A 类放大器。

**射频线圈：**放大后的射频信号接到射频线圈，产生射频电磁场。射频线圈可等效为电感、电容等构成的谐振电路，加上一些前放电路和射频开关等。射频线圈种类很多，使用部位分有大体线圈、小体线圈、头线圈、四肢线圈、椎体线圈等。按极化方式分可分为线极化线圈和圆极化线圈，线极化线圈产生的是线偏振场，等效为顺时针和逆时针两个旋转磁场，其中只有一个方向的旋转磁场能量被吸收，因此能量效率较低。圆极化线圈一般称为正交线圈，直接产生圆偏振场，可以使用更低的功率。按功能分类有发射线圈和接收线圈，还有收发两用线圈，既做发射，也做接收，在两种方式之间快速切换。按主磁场方向分类有超导磁体（水平方向磁场）系统的鼠笼线圈（RF 场方向在 x 或 y 方向）和永磁体系统（磁场方向为竖直方向）的螺线管线圈。线圈的主要参数有空间均匀性、品质因数、效率和信噪比等。

**梯度功放：**用于放大三个梯度编码信号。梯度信号的频率从直流到几十 kHz，梯度功放输出的电压为几百伏特，电流一般也大于 100A，属于音频范围的功率放大器。早期产品一般是线性器件构成的放大器，线性好，噪音低，但效率低，电压和电流都不够大。现在基本都是基于脉宽调制技术（PWM）的梯度功放，电压、电流和效率都高。

**梯度线圈：**梯度功放输出的电流加在梯度线圈上产生线性梯度磁场。超导磁体系统的梯度线圈铜导线要求分布在圆柱面上，永磁系统的三组梯度线圈铜导线分布在上下两个圆形平面上，梯度线圈可采用目标场方法等多种方法进行设计，主要参数是梯度效率、电感值和线性度。

## 4. 实验内容与步骤

1. 熟悉磁共振成像系统中的主要设备和功能，用信号线将电子设备正确连接组成磁共振成像小系统。连接关系如图 12 所示。

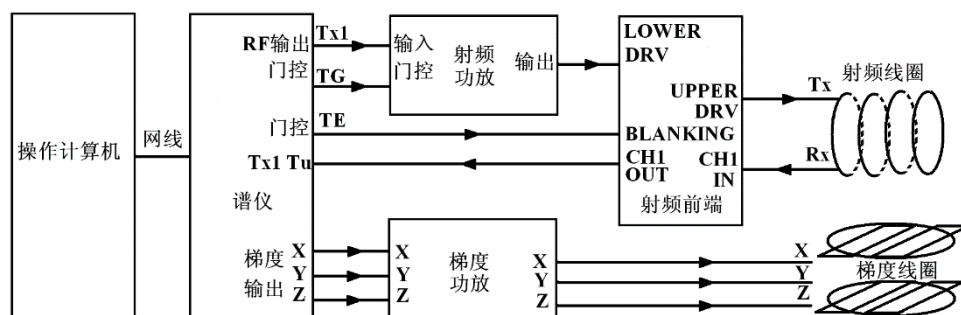


图 12 磁共振小系统设备连接图

- (1) X、Y、Z 梯度线圈产生磁场的方向是怎样的？

答：以 X 梯度线圈为例，其产生的磁场，垂直于 X 梯度线圈所在的平面，与线圈内电流流向成右手螺旋定则，作为梯度磁场  $G$  在 x 方向的分量  $G_x$ 。

X 梯度线圈由两个互相平行的从内到外非均匀绕制的平面线圈构成，在两个 X 梯度线圈之间创造的磁场  $G_x(x)$  随着 x 是线性关系，即  $G_x(x)=(a_x x + b_x) \cdot i = a_x x \cdot i$ ，单独一对 X 梯度线圈所创造的同一 x 所对应的平面上，各处的磁场是相同的。

同样， $G_y$  上一对平面绕制的 Y 梯度线圈、 $G_z$  上 Z 梯度线圈；且有  $G_y(y)=(a_y y + b_y) \cdot j = a_y y \cdot j$ 、 $G_z(z)=(a_z z + b_z) \cdot k = a_z z \cdot k$ 。

于是合磁感应强度  $B=G+B_0$ 、 $B_z=G_z(z)+B_0=a_z z \cdot k+B_0$ 。

- (2) 射频线圈产生的射频磁场的方向是怎样的？

答：其方向与所通的电流方向成右手螺旋定则，从螺线管内指向螺线管外，随着加载的电流信号的正弦变化，时而对着、时而背对着，放在三对梯度线圈之间的物体。

- (3) 射频功率放大器和梯度放大器有哪些异同？

答：一个最主要的相异之处：射频功放的输出端最终连接的是射频线圈，而射频线圈上需要加载的是高频的交流正弦信号，因此射频功放与射频前端之间连接的导线就得是能够传递高频信号的导线，不能是普通的导线。

而梯度功放是与梯度线圈相连接的，梯度线圈需要的是恒定的电流，产生恒定的梯度磁场  $G$ 。所以梯度功放与梯度线圈之间的导线只需要普通的导线即可，用于传输直流低频信号。

相同点：从功能上讲，输出功率比输入功率大，则都是功率放大器。

2. 测量系统的中心频率

取出样品架，放上球形的样品，注意放到中心刻度线处，然后将样品架放入线圈内。

启动桌面上的“核磁共振成像实验仪”软件，点击左上角的“新检查”，在弹出的窗体中选择“test”行，点击“继续”进入扫描界面。点击主菜单中的“维护(M)”，选择“频率设置”，进入系统频率设置界面，选择“调频”按钮，系统自动采集 FID 信号，并计算中心频率，待完成后记录“中心频率”和“频率偏差”的数值，二者之和为系统当前的中心频率。观察时域和频域的 FID 信号，包括实部、虚部和幅值等。

(1) 系统的中心频率为 14.011660 MHz

(2) 影响系统中心频率的因素是什么？

答：根据 $\omega_0 = \gamma B_0$ ，影响中心频率的大小因素，首先有主磁场 $B_0$ 的强度 $|B_0|$ ；而由于为了只对人体的某一层面进行扫描，又加入了片层选择梯度 $G_z$ ，所以 $\omega_0$ 还受到 $G_z$ 的控制，准确地说 $\omega_0 = \gamma(B_0 + G_z)$ ；其次还有氢核的旋磁比 $\gamma$  (但它是固定值)。

(3) 主磁场的强度为\_\_\_\_\_T。

(4) 与图 6 所示的 FID 信号有什么区别？

(5) FID 信号为什么是复数信号？

### 3. 射频 90 度脉冲功率校准

磁共振系统所加的射频脉冲最常见的是  $90^\circ$  RF 脉冲和  $180^\circ$  RF 脉冲，如何保证所加的 RF 脉冲刚好使磁化矢量翻转  $90^\circ$  或  $180^\circ$  呢？这需要通过功率校准序列来调整参数实现。 $90^\circ$  脉冲校准序列时序如下：

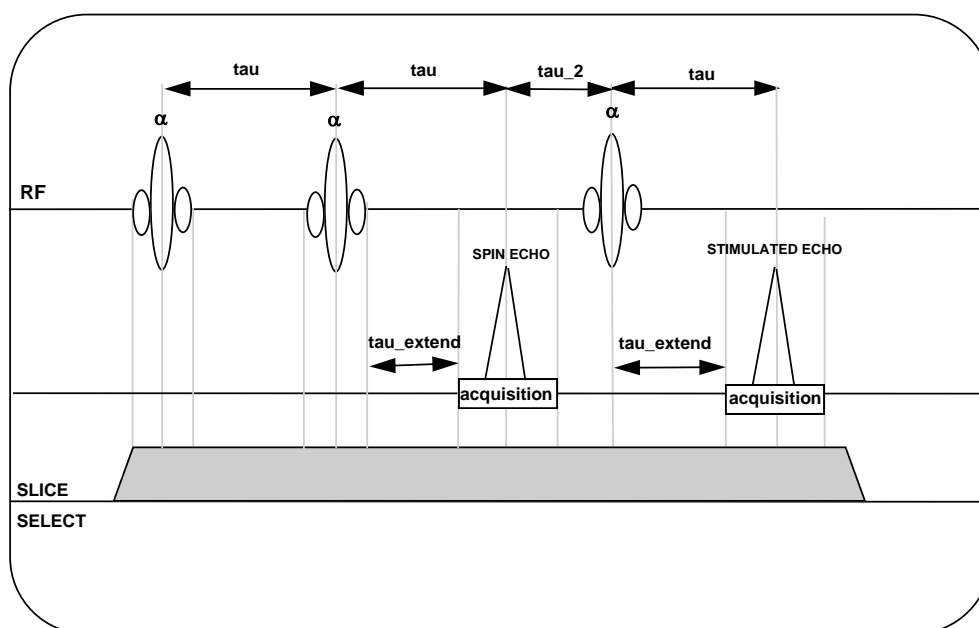


图 13 射频  $90^\circ$  脉冲功率校准序列

时序中加了三次 RF 脉冲，产生了两个回波：自旋回波（图中 SPIN ECHO）和受激回波（图中的 STIMULATED ECHO），调整 RF 脉冲的强度（功率因子），当采集到的两个回波信号幅值相等时，此时的 RF 脉冲就是  $90^\circ$  脉冲了。下面是校准过程的操作：

首先放入需要扫描的样品（可以是樱桃、葡萄粒等），然后点击主菜单中的“维护(M)”，选择“高级设置(A)”下面的“功率校准(R)”，点击“开始”进入系统功率校准，观察自旋回波信号和受激回波信号的幅值变化，校准完后观察两个回波的幅值，记录下功率因子。

(1)  $90^\circ$  度因子= 10.89 %

(2) 参考专业书籍，学习总结受激回波的产生机制。

### 4. 图像扫描与图像信噪比测量

选择序列中的三种 SE 序列进行图像扫描，要求扫 T1 像、T2 像和质子密度（PD）像，序列参数中的 FOV（视野）均设为 50。得到图像后进行图像信噪比的测量。测量方法如下：

点击主菜单中的“图像 ROI”，选择“矩形”，然后在某图像上没有信号的噪声区域拖动鼠标，画出一个矩形的 ROI（感兴趣区域），然后重复操作，再在有信号的区域画同样大小

的矩形 ROI，最后点击主菜单中的“图像 ROI”下的“测量”，系统给出两个 ROI 的测量数据。用第二个信号区域 ROI 的平均值（Average）除以第一个 ROI 的标准偏差 Sdev 值，记录下数据。

（1）T1 像的信噪比 SNR1= 70.817。

（2）T2 像的信噪比 SNR2= 52.156。

（3）PD 像信噪比 SNR3= 48.673。

（4）三种图像测量的信噪比与所看到的图像主观判断一致吗？信噪比的差异可能的原因有哪些？

答：大致与主观判断是一致的。

造成信噪比的差异的原因，可能来源于以下几点：三种测量图像信噪比算法的算法逻辑上的差异、三种算法的选取的矩形区域的选取大小差异、选取地点差异、单个像素点噪声信号强度的差异等。

（5）假设一个信号区域的 ROI 包含了  $n$  个数据点，每个数据点的值为  $x_i$ ，写出计算这  $n$  个数据点算数平均值的公式  $\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$ ；假设没有信号区域（噪声区）的 ROI 包含了  $n$  个数据点，每个数据点的值为  $s_i$ ，写出计算这  $n$  个数据点标准偏差的公式

$\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (s_i - \bar{s})^2}$ ；信号的平均值除以噪声的标准偏差就是信噪比 SNR。

5. 完成图像的重建（选做）。每次扫描结束时，采集到的原始数据文件位于 c:\Mriscanner\scan\scan.mrd，把这个原始数据文件拷贝出来。该文件的前 512 个字节是文件头部分，前 0-3 字节是一个整数，表示每一层图像的列数，4-7 字节也是一个整数，表示每层图像的行数，8-11 字节是整数，值为 1，12-15 字节是整数，表示扫描的层数。

如果读出的前四个整数为 256,128,1,5，则表示扫描了 5 层图像，每一层图像包括 128 行，一行数据有 256 个点（256 列数据）。原始数据从文件的 512 字节开始。一行一行地保存，第一层数据结束后，紧接着第二层数据，第三层数据。注意，数据是复数数据，包括实部和虚部两个数据，数据类型都是 float 型。

按照上面文件格式的说明，采用一种高级语言，读出每一层的原始数据，先对每一行进行 FFT（快速傅里叶变换），然后在此结果基础上，再对每一列进行 FFT，结束后，取复数的幅值，映射到 0-255 的值，生成灰度图像。这就是在系统中看到的图像结果。



## 5. 实验记录（注意：单位、有效数字、列表）

### 一.原始数据

T1-SE-T	129.94	88.65	No.
PD-SE-T	95.10	133.45	Date.
T2-SE-T	87.57	135.24	
	<del>Sdev</del> Average	Sdev.	

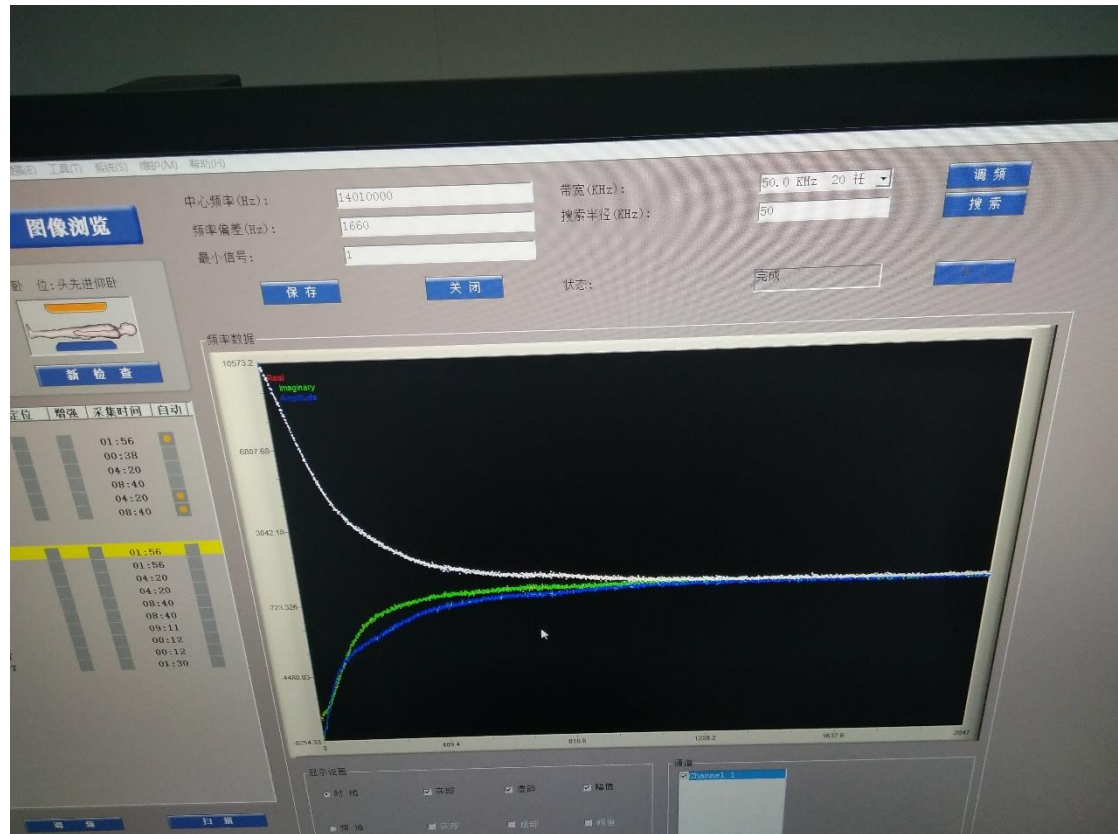
发何  
印模

2019.7.24

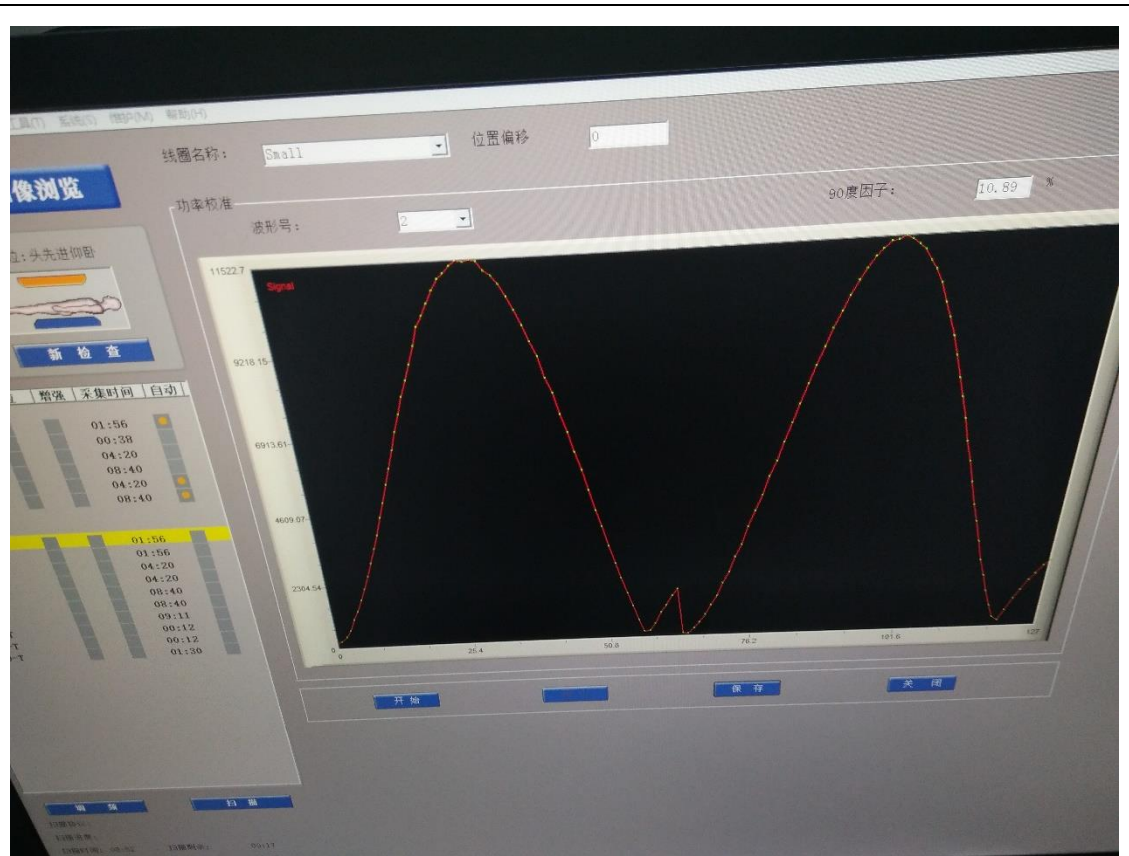


## 二.原始数据拍照

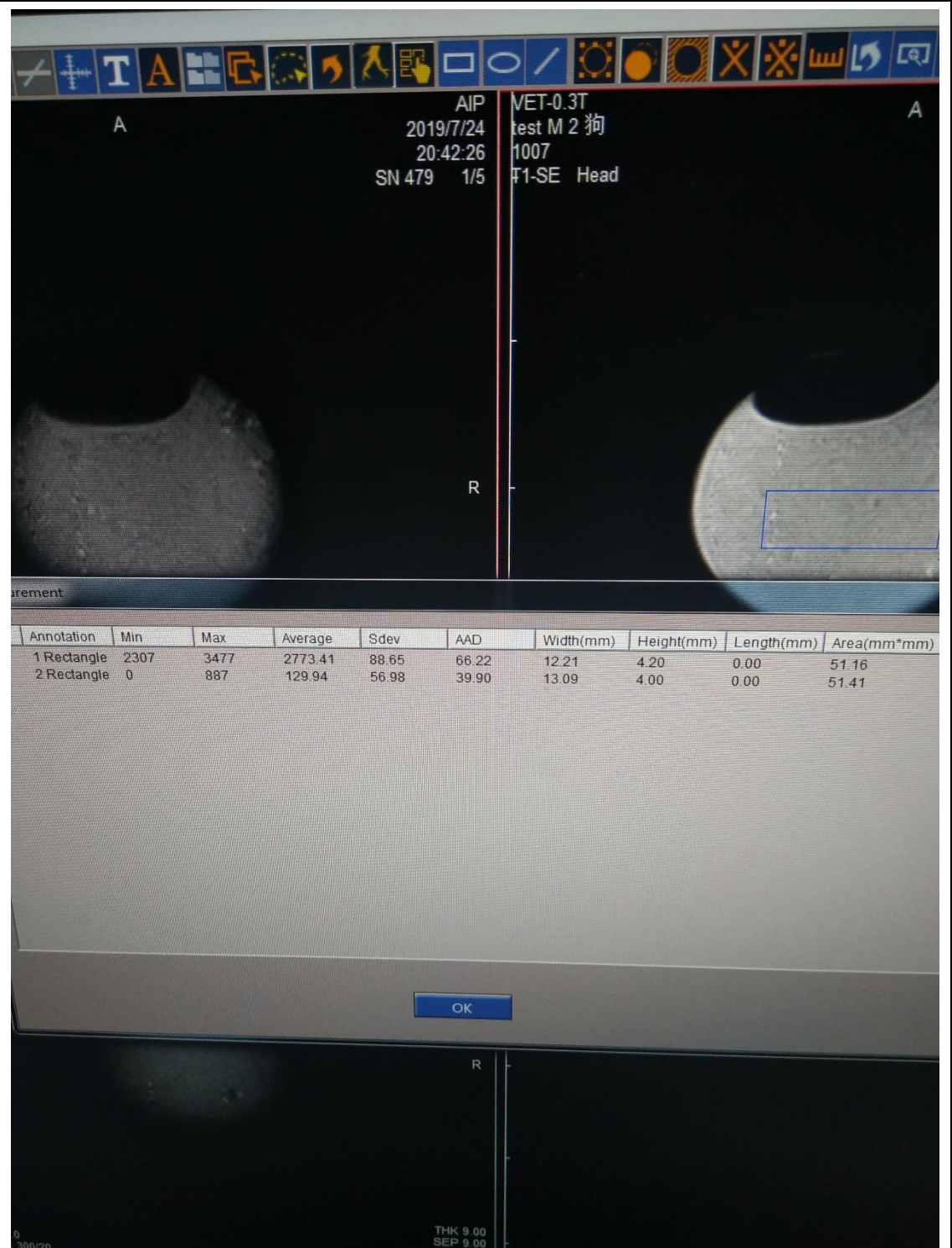
### 1.系统的中心频率



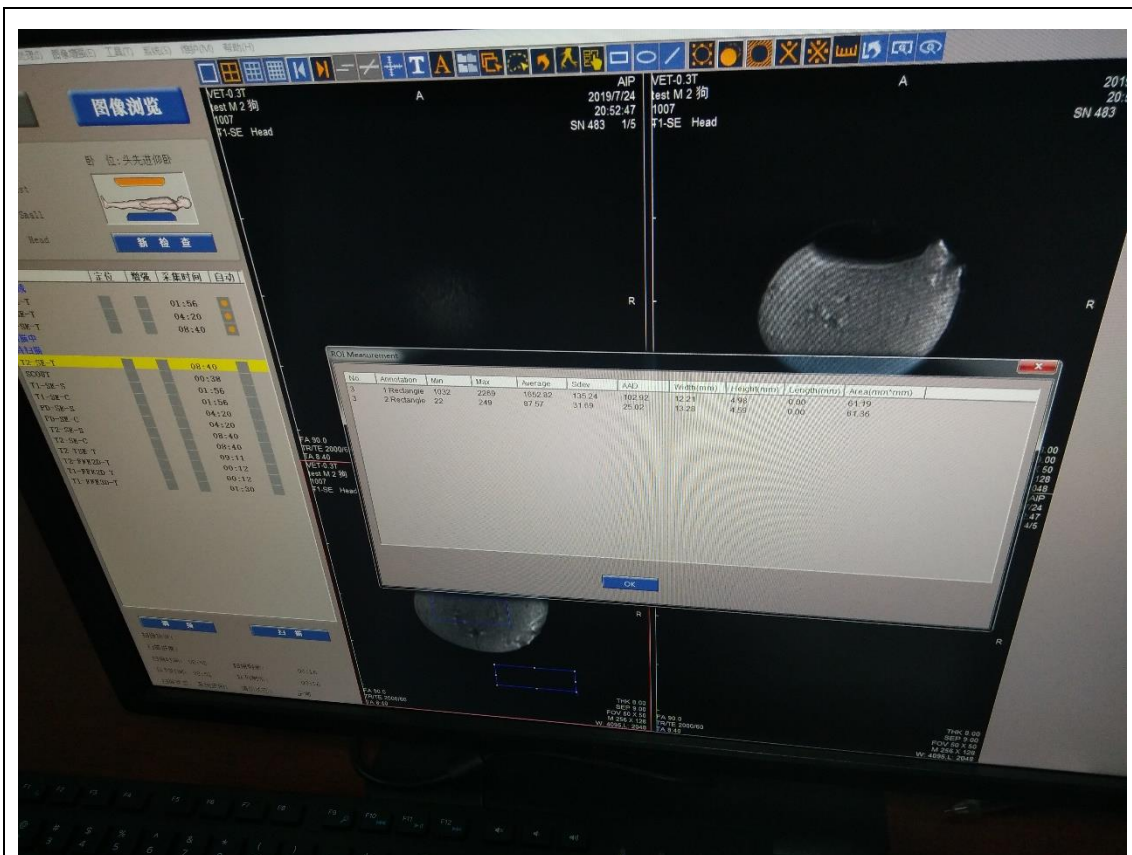
### 2. $90^\circ$ 因子



### 3. T1-SE-T

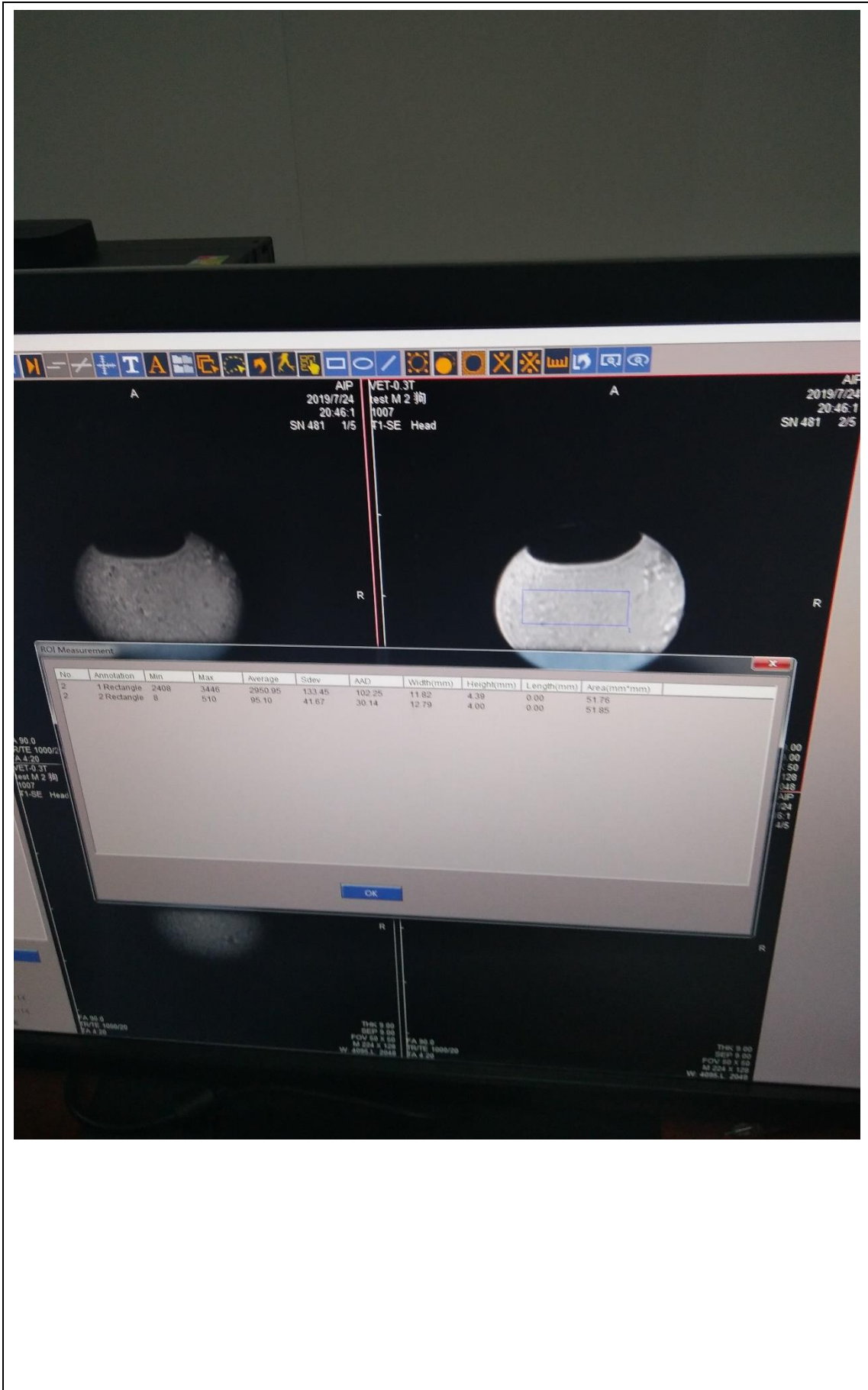


#### 4. PD-SE-T



## 5. T2-SE-T





## 6. 数据处理及误差分析

## 7. 思考题及实验小结

以下内容为报告保留内容，请勿填写或删除，否则影响实验成绩

上课时间： 上课地点： 任课教师：
报告得分：  教师留言：
操作得分：  教师留言：
预习得分： 预习情况：