

## 核磁共振成像研究

### 摘要:

本文主要目的是研究自旋回波序列成像的相关问题,首先探讨了核磁共振纵向与横向弛豫时间的权重变化对成像亮度的影响,然后研究如何选择较为合理的参数从而使得图像不失真。研究发现,改变不同弛豫时间对样品组织最终信号的影响权重,就会使得图像上的灰度差别由不同的弛豫时间主要体现,而对视野大小的调节决定了成像的质量。

**关键词:** 核磁共振, 弛豫时间, 自旋回波权重像, FOV (视野大小)

### 引言:

核磁共振成像是一种生物磁自旋成像技术,它是利用原子核自旋运动的特点,在外加磁场内,经射频脉冲激励后产生信号,用探测器检测并输入计算机,经过处理转换在屏幕上显示图像。核磁共振是一种物理现象,作为一种分析手段广泛应用于物理、化学生物等领域,到 1973 年才将它用于医学临床检测,至上世纪 80 年代以来,核磁共振技术飞速发展。

弛豫时间是核磁共振成像中的重要参数,临床上医生通过改变不同两种弛豫时间的权重,使得人体中具有不同弛豫时间的组织在图像上体现出不同的亮度来,这里我们将研究弛豫时间权重的改变对最终成像的影响,以及探讨如何通过改变该变参数优化最终图像。

### 原理:

#### 核磁共振现象及信号:

原子核的自旋运动产生磁矩,将所有单个自旋核的磁矩进行矢量求和得到宏观磁化矢量  $M$ ,对置于外磁场  $B_0$  中的自旋核系统,  $M$  绕磁场以频率  $\omega = \gamma B_0$  作进动。若在垂直于外场方向施加一与外场频率相等的射频场,即可使宏观磁化矢量发生偏转,产生核磁共振现象。

射频停止后,核子群系统从非平衡态恢复过来,分别包括纵向磁化矢量恢复和横向磁化矢量恢复,分别称为  $T_1$  弛豫和  $T_2$  弛豫。弛豫过程中,通过法拉第电磁感应获取核磁共振信号。

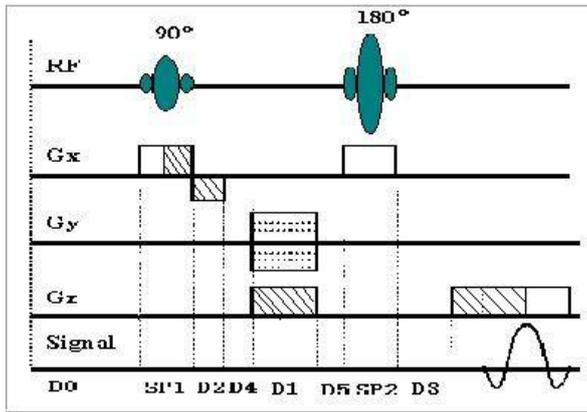
#### 信号的空间定位:

选层梯度  $G_s$ : 在主场方向加以梯度磁场,因此具有特定频率的射频脉冲只使体内某一层面内氢质子产生磁共振。

频率编码梯度  $G_f$ : 使选定层面  $X$  方向质子所处磁场线性变化,从而共振频率线性变化,采集信号傅里叶变换后,信号频率与  $X$  方向位置一一对应。

#### 相位编码梯度 $G_Y$ :

沿选定层面内的  $Y$  方向叠加一线性梯度,则沿  $Y$  方向的质子在进动相位上呈线性关系,将采集信号作傅里叶变换后,可得  $Y$  向位置与相位的一一对应。



图一 自旋回波序列示意图

自旋权重成像:

自旋回波成像中, 所采集到的回波信号强度为:

$$S_{se}(T_E, T_R) = AN(H)e^{-T_E/T_2} (1 - e^{-T_R/T_1})$$

$N(H)$  为体积内自旋氢核的数目,  $A$  为增益,  $T_1$  和  $T_2$  都是样品的弛豫时间。

实验时, 可以通过改变重复时间  $T_R$  和回波时间  $T_E$ , 来实现不同弛豫时间对样品组织最终信号的影响权重。

实验结果及分析:

1. 自旋回波权重成像

实验中用直径 8mm 试管装一定量黄豆后放入直径 10mm 装有少量水的试管, 将重复时间分别设置为 300ms, 600ms, 1200ms, 2500ms, 采集信号并重建图像得到下面 4 个图像:

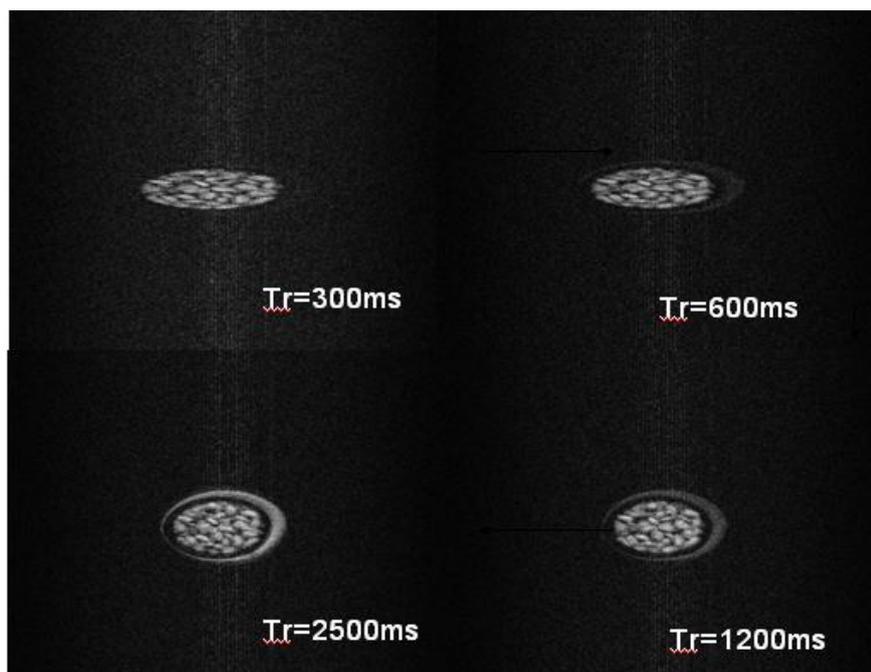


图 2 不同重复时间下得到的图像

从上图中可以看出随着重复时间  $T_R$  的增加，围绕着黄豆的水圈渐渐清晰，在重复时间  $T_R=300\text{ms}$  时几乎看不见的水圈在  $T_R=2500\text{ms}$  时异常清晰。

自旋回波信号成像中，所采集到的回波信号强度为：

$$S_{se}(T_E, T_R) = AN(H)e^{-T_E/T_2} (1 - e^{-T_R/T_1})$$

从上式可知，当重复时间  $T_R$  很大时， $1 - e^{-T_R/T_1} \rightarrow 1$ ，此时， $T_1$  对信号强度影响较小，若回波时间不很短时， $T_2$  对信号影响较大，即出现  $T_2$  权重；然而，实验时，回波时间为  $Te = D_4 + D_5 = 200\mu\text{s}$ ，自来水的横向弛豫时间一般为数百毫秒，因此  $Te$  远远小于  $T_2$ ， $e^{-Te/T_2}$  项趋于 1。因此，当  $T_R$  很大， $Te$  很小时  $S_{se}(T_E, T_R) \approx AN(H)$ ，即组织所含的氢核密度决定成像亮度，显然，水所含的氢核密度较大，因此此时水的亮度大。

当重复时间  $T_R$  从很大逐渐减小时，由回波强度公式可知， $1 - e^{-T_R/T_1}$  不再趋于 1，也即使说  $1 - e^{-T_R/T_1}$  这一项在回波信号强度中所占的权重越来越大，当  $T_R$  很小时，由于  $Te$  远远小于  $T_2$ ， $S_{se}(T_E, T_R) \approx AN(H)(1 - e^{-T_R/T_1})$ ，此时成  $T_1$  加权像。

$T_1$  是纵向弛豫时间，它的实质是自旋核把从射频脉冲吸收的能量通过与周围晶格的作用传递给周围物质，从高能级返回低能级的过程。当周围晶格的磁场波动接近于质子进动的拉莫尔频率表时，质子能把能量有效的释放出去，因此恢复平衡的时间较短， $T_1$  较小；当周围分子过小（如水分子），运动很快，其自身磁场波动频率远离拉莫尔进动频率，则高能级质子难以把能量迅速传递给周围晶格，因而液体具有较长的  $T_1$ 。所以，随着  $T_1$  权重的上升， $1 - e^{-T_R/T_1}$  项对信号强度影响增大；水由于  $T_1$  较长，导致回波信号中的  $1 - e^{-T_R/T_1}$  较小，因而水的亮度变暗。

上文对调整重复时间使得  $T_1$  对回波信号影响的权重变化的理论分析与实验观测很好的符合， $T_R$  很大时， $T_1$  权重较小，在回波时间很短的前提下氢核密度占主要权重，此时水由于氢核密度较大，信号较强，对应图二中下侧两图；随着  $T_R$  减小， $T_1$  权重提升，由于水具有较大的  $T_1$ ，由信号强度公式可知，信号较弱，对

应图二中上侧两图。

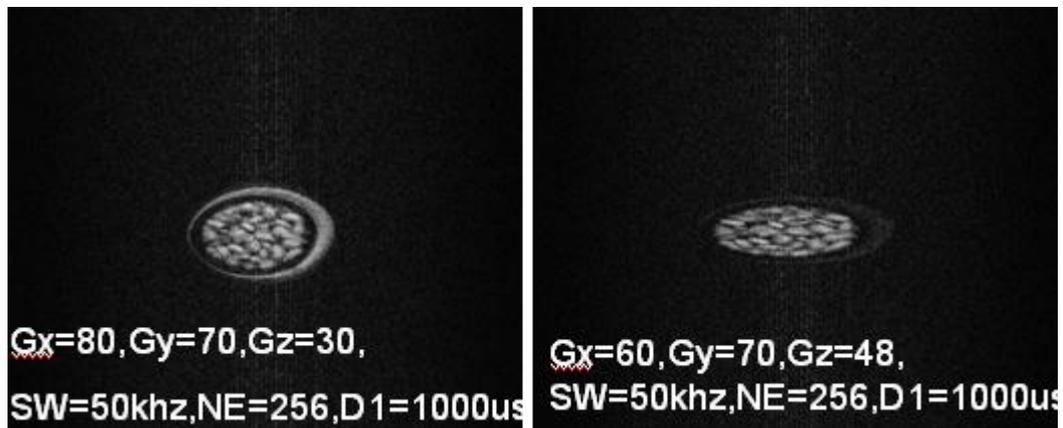
推断：

实验在回波时间  $T_e$  很小的情况下改变  $T_R$ ，分别观察质子密度加权像和加权像时水的亮度变化，若  $T_R$  很大而  $T_e$  不太小时，此时  $S_{se}(T_E, T_R) \approx AN(H)e^{-T_e/T_2}$ ，即成  $T_2$  权像。横向弛豫即是使质子进动相位的一致性逐渐散相的过程，周围分子结构越均匀，散相越慢， $T_2$  越长，因此水由于其结构均匀具有较长的  $T_2$ ，我们可以推断成  $T_2$  权像时，水的亮度较大。

启发：

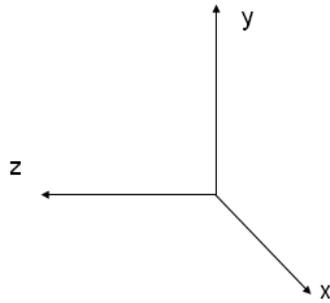
人体组织发生病变后，组织中游离水增多，由上面的分析可知水具有相对较长的  $T_1$  与  $T_2$ ，因此相较于正常组织，水的自旋回波信号  $1 - e^{-T_R/T_1}$  项较小而  $e^{-T_e/T_2}$  项较大，要用核磁共振成像找出病变组织，医务工作者应选择  $T_2$  加权像，才会使得病变组织亮度更大，从而区分出病变组织与正常组织。

## 2. 核磁共振图像视野 FOV（视野大小）的优化。



图三 不同水平梯度场对图形影响

在做自旋权重成像的实验中，得到的右上图所示的像为椭圆形，图像失真；在随后的实验中通过数次对不同方向梯度幅度参数的调整，得到了如左上图所示较好的图像。参数的调整对图像形状的影响可以看出，当  $G_x$  减小， $G_z$  增大后，平面图形的长度增大而宽度减小。由于  $G_x$ ， $G_y$ ， $G_z$  分别为样品空间中三个方向的梯度场幅度，显然，水平方向梯度决定横截面图像形状，因此  $G_x, G_z$  为水平方向梯度，而  $G_y$  为选层梯度，根据上图中梯度幅度变化所引起的图形变化，可以画出空间坐标图如下：



图四 样品空间梯度坐标图

因此，呈横截面像时可用  $G_z$  调节图像长度，用  $G_x$  调节图像宽度；呈纵截面图时，则可通过调节  $G_x, G_y$  来调节图像的形状。

理论上，视野大小  $(FOV)_f = SW / (\gamma G_f)$ ;  $(FOV)_p = NE / (2D1 \times \gamma G_p)$ ,  $SW$  为脉宽， $NE$  为相位编码步数， $D1$  为相位编码时间。

对于固定大小成像的样品而言，水平视野大小越大，图像就相对越小，因此图像尺度与整体视野大小成反比而与编码梯度正相关，显然，理论上调节  $G_f$  与  $G_p$  使得  $SW / (\gamma G_f) = NE / (2D1 \times \gamma G_p)$  时，图像不失真。实际调节中我们发现，图三左图中， $SW / (\gamma G_z) = 167 \text{KHZ} \times \gamma \approx 151 \text{KHZ} \times \gamma = NE / (2D1 \times \gamma G_x)$ ，图像形状近似成圆形，失真度较小，实验结果与理论相符；而对与右图  $SW / (\gamma G_z) = 104 \text{KHZ} \times \gamma \ll 213 \text{KHZ} \times \gamma = NE / (2D1 \times \gamma G_x)$ ，即右图的横向视野远小于纵向视野，也就是说它的横向尺度大于纵向尺度，也与实验观测相符。因此，实验时应按照公式  $SW / (\gamma G_f) = NE / (2D1 \times \gamma G_p)$  调节图像尺度，使图像不失真。

### 结论:

1. 在核磁共振弛豫过程中，水分子的  $T_1$  和  $T_2$  及氢核密度都较大，当重复时间  $T_R$  很大时，由于实验中回波时间  $T_e$  也很短，则氢核密度对回波信号强度的影响占主要权重，水的信号强，图形亮；随着重复时间  $T_R$  减小， $1 - e^{-T_R/T_1}$  项所占权重增加，即  $T_1$  对信号影响增大，水的信号减弱，图像变暗。临床上，由于病变组织游离水增多，相对正常组织有更长的弛豫时间，医生可以通过选择不同的重复时间和回波时间，使得人体中具有不同弛豫时间的组织在图像上体现出不同的亮度，从而检测出病变组织。
2. 频率和相位编码时所用的梯度磁场幅度与图像尺度成正比，在成横截面和纵截面图时，需要根据情况优化不同的坐标梯度之比，使得  $SW / (\gamma G_f) = NE / (2D1 \times \gamma G_p)$ ，从而使得所成图像与真实图像长宽比例一致，图像不失真。

### 致谢:

感谢俞熹老师对实验过程耐心的指导，感谢组员赵斌的合作。

### 参考文献:

- 【1】《核磁共振成像技术实验教程》 汪红志 张学龙 武杰，科学出版社
- 【2】《脉冲核磁共振系列实验讲义》 复旦大学物理实验中心 2010年3月