

基于磁共振弛豫时间实现加权像和压脂技术

尹朝阳, 孙骏力, 姚红英
(复旦大学物理学系, 上海 200433)

摘要: 磁共振成像是根据生物磁性核在磁场中表现的共振特性进行成像的新技术, 其中弛豫时间是实现和控制成像的重要物理量. 本文使用磁共振成像实验仪, 对相关样品的纵向弛豫时间 T_1 、横向弛豫时间 T_2 进行测量, 并且基于不同弛豫时间采用自旋回波序列实现 T_1 、 T_2 加权像, 用反转恢复成像序列实现磁共振成像对脂肪的抑制.

关键词: 磁共振 (MRI); 弛豫时间; 加权像; 磁共振脂肪抑制技术

中图分类号: O 482.53+1

文献标识码: A

文章编号: 1000-0712(2024)01-0074-08

【DOI】10.16854/j.cnki.1000-0712.230025

磁共振成像是根据生物磁性核(如氢核)在磁场中表现的共振特性进行成像的新技术. 1973年, 美国科学家 Paul Lauterbur 首次得到核磁共振图像, 随后英国科学家 Peter Mansfield 又进一步验证和改进了这种方法, 并将其定量化, 从此磁共振成像 (MRI) 成为核磁共振技术的一个重要分支, 得到了空前的发展^[1]. 随着磁体技术、超导技术、低温技术、电子技术和计算机技术等相关技术的不断进步, MRI 技术得到了飞速发展, 如今不仅在现代医学影像领域中大放异彩, 在食品、石油测井等工业领域以及材料科学等领域都有广泛的应用. 弛豫时间是 MRI 中的重要物理量^[2-4], 利用样品的不同弛豫特性, 可以通过调节序列参数实现加权成像, 也可以得到不同组织成分的相关信息.

MRI 基于物理现象核磁共振和它的理论基础, 是物理理论和技术在医学等领域的重要应用, 为此在近代物理实验加入了磁共振成像的内容, 可让本科生对新技术、新仪器、新设备有所了解, 开阔眼界. 此教学内容也在医学物理实验中开展, 根据不同的课时设计不同的内容, 本工作是学生在医学物理实验设计性、研究性实验教学模块所做的, 可以让学生深入理解弛豫时间及其应用和反转恢复序列成像及加权像.

本文通过使用磁共振成像仪, 进行样品的纵、横向弛豫时间的测量, 并实现样品不同组织在磁共振成像过程中的区分, 以及实现磁共振抑制脂肪技术.

1 原理

1.1 核磁共振

原子核系统在外磁场中发生能级分裂, 在一定射频场作用下吸收能量发生能级跃迁的现象, 叫做核磁共振. 其物理基础是原子核的自旋.

当核自旋系统处在 z 方向的外磁场 B_z 中时, 角动量 J 和磁矩 μ 以角频率 $\omega_0 = \gamma B_z$ 绕 B_z 方向进动, 这种进动称为拉莫尔进动, 同时引起核能级的劈裂. 此时若在垂直于外磁场 B_z 的方向上施加一个角频率为 ω 的射频电磁场 B_1 ($B_1 \ll B_z$), 当它所对应的能量 $\hbar\omega$ 等于原子核能级的能量差 ΔE 时可发生能级跃迁, 即核磁共振. 核磁共振的条件为射频场的角频率等于原子核的拉莫尔进动角频率, 即

$$\omega = \omega_0 = \gamma B_z \quad (1)$$

对于由大量 $I = 1/2$ 的微观磁矩组成的宏观物质, 布洛赫提出用体磁化强度 M 来描述原子核系统被磁化的程度. M 定义为单位体积内 N 个核磁矩的矢量和, 即

$$M = \sum_{i=1}^N \mu_i$$

分析 M 的运动, 可以比较容易理解核磁共振、弛豫时间及其成像的物理内容. 如图 1 所示, 氢原子核在外磁场 B_0 作用下, 核磁矩在上下两个圆锥面上做拉莫尔进动, 对应于氢核能级的塞曼分裂高、低两个能级, 形成平衡态的纵向磁矩 M_0 . 如果在横向 (比如 x 轴) 施加射频脉冲 B_1 , 磁矩也绕 x 轴做拉莫

收稿日期: 2023-02-01; 修回日期: 2023-04-28

基金项目: 复旦大学 2022 年度第二批本科教学改革混合式课程项目 (FD2022C019) 资助

作者简介: 尹朝阳 (2002—), 男, 江苏南通人, 复旦大学物理学系 2020 级本科生.

通信作者: 姚红英, E-mail: yaohy@fudan.edu.cn

大学物理

<http://dxwl.bnu.edu.cn>

尔进动,结果会产生能级跃迁,使 M_0 向 xy 平面翻转. 这种沿两个轴的进动,叫做章动,也叫拉比振荡. 章动引起的 M 的运动轨迹变化如图 2 所示.

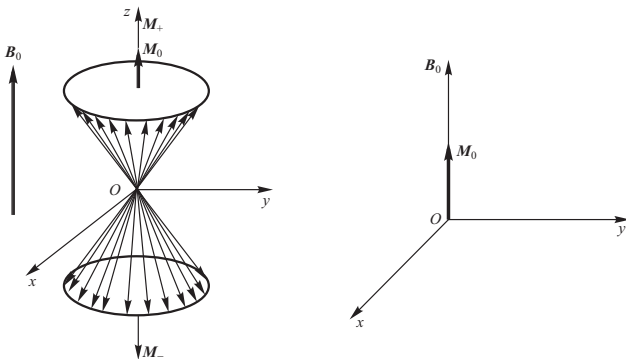


图 1 氢核 ($I=1/2$) 系统在外磁场 B_0 中核磁矩在两个塞曼能级的分布及矢量和 M , 平衡态时只有纵向分量 M_0

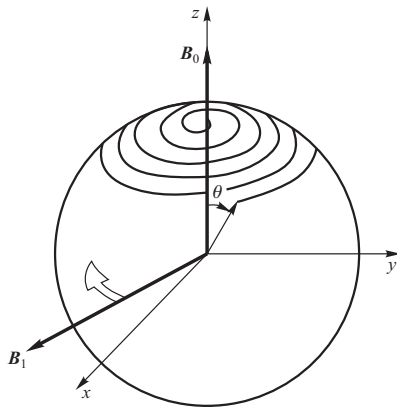


图 2 体磁化强度 M 在共振跃迁过程中的运动轨迹,从 z 轴向 xy 平面翻转

射频脉冲的能量不同可以使 M 翻转到不同的位置,刚好使 M 翻转到 xy 平面的脉冲叫 90° 脉冲,使 M 翻转到负 z 轴方向的脉冲叫 180° 脉冲. 当射频脉冲停止施加,由于 B_z 的作用, M 又会恢复到平衡态 M_0 处,这个过程为弛豫过程,是复杂的能量交换过程. 其中自旋-自旋的相互作用可以对应到磁化强度横向分量 M_{xy} 的变化,称为横向弛豫,对应的时间为横向弛豫时间 T_2 . 自旋-晶格的相互作用可以对应到磁化强度纵向分量 M_z 的变化,称为纵向弛豫,对应的时间为纵向弛豫时间 T_1 . T_2 和 T_1 这两个量及核自旋密度都对成像信号的大小有直接的影响,临床上为了更好的诊断、治疗,需要清晰的不同条件下的磁共振图像,因而需要突出某一参数的影响而弱化其他参数的影响,即加权像,比如质子密度

加权像、 T_2 加权像和 T_1 加权像.

本文采用的核磁共振成像技术实验仪所施加的软脉冲对应的频带较窄^[5],只能激发较小进动频率范围的质子,选择性较好,通常用于成像.

1.2 弛豫时间

弛豫是粒子受到激发后,以非辐射的方式回到基态而达到玻尔兹曼平衡的过程. 弛豫过程中,同时而又独立地发生两方面磁矢量变化,它的定义为 90° 脉冲后, z 轴方向的纵向磁化矢量 M_z 由小恢复到 M_0 的 63% 时所需的时间,称为纵向弛豫时间,反映自旋系统粒子数差从非平衡态恢复到平衡态的特征时间常数. xy 平面的横向磁化矢量 M_{xy} 由大衰减到 M_0 的 37% 时所需的时间,称为横向弛豫时间,即相位一致的氢质子磁矩发生相位离散,进而导致失相位,表征由于非平衡态进动位相相关产生的不为零的磁化强度横向分量恢复到平衡态时相位无关(相位随机分布)所需要的特征时间.

对于多成分样品,不同成分的弛豫特性不同,往往会有不同的纵向、横向弛豫时间,基于此可以实现磁共振成像并分析样品的组成和分布信息,以及对于特定成分进行信号抑制或加强.

1.3 SE (Spin Echo) 自旋回波成像序列

自旋回波成像序列是磁共振成像的基本序列,其他序列都是在其之上发展变化而来的. 其原理如图 3^[5] 所示.

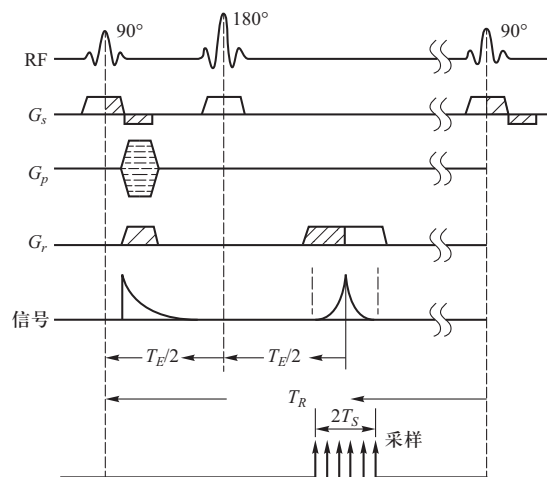


图 3 自旋回波序列时序原理图 (图中横轴为时间轴, RF 表示射频脉冲, G_s 为选层梯度场, G_p 为相位梯度场, G_r 为读出梯度,也就是频率梯度场,出现回波信号时采样.)

在每个周期内,自旋回波的产生和采样过程为“ 90° 脉冲— τ 时间— 180° 脉冲— τ 时间—采样”. 在

物理物理

样品线圈里感应出“自旋回波”信号,回波的幅度通常小于原始的 FID 信号. 原因是由于热弛豫及扰动核磁矩进动的局域场随机波动的影响,使磁化强度的幅度稍有损失,回波信号正是我们所关注和需要采集的. 信号的强度表达式为^[5]

$$S_{SE}(T_E, T_R) = AN(H) (1 - e^{-T_R/T_1}) e^{-T_E/T_2} \quad (2)$$

其中 T_R 是脉冲序列重复时间, T_E 是回波时间, A 为增益, $N(H)$ 是自旋氢核密度, T_1 和 T_2 分别是样品的纵向和横向弛豫时间.

1.4 IRSE (Inversion Recover Spin Echo) 反转恢复自旋回波成像序列

反转恢复成像序列通常由 $180^\circ_X - 90^\circ_X - 180^\circ_Y$ RF 脉冲序列和三个正交梯度脉冲(选层、相位编码、频率编码)组成,序列时序原理如图 4^[5]所示.

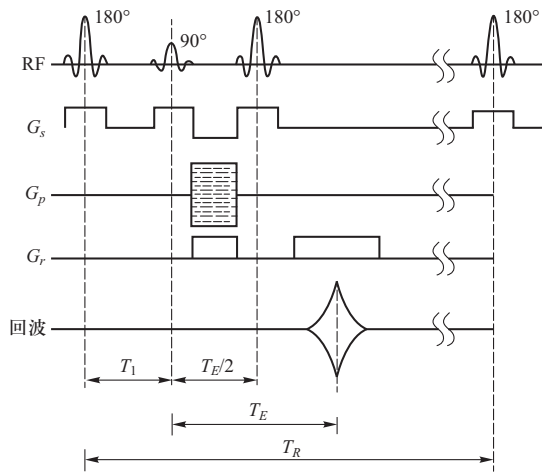


图4 反转恢复序列时序原理图

IRSE 序列先施加 180° 脉冲,使纵向磁化矢量 $M_z = +M_0$ 反转到 Z 轴的负方向变为 $M_z = -M_0$,然后 M_z 以 T_1 时间常数进行自由弛豫向 $+M_0$ 恢复,经过一段时间 $t = T_1$ 后,在水平方向上施加 90° 脉冲,施加 90° 脉冲及之后的脉冲施加与自旋回波序列相同,都是用 180° 脉冲得到回波,采集回波得到成像数据. 其中第一个 180° 脉冲与 90° 脉冲之间的时间间隔记为反转时间 T_1 .

1.5 自旋回波序列加权像

由公式 2 可知,通过改变脉冲序列重复时间 T_R 和回波时间 T_E 可以改变信号幅值,进而改变样品组织在图像上的灰度. 因此,参数加权图像即为通过选择合适的 T_R 和 T_E ,来实现该参数对样品组织最终信号的影响权重,以突出或者强调该参数对图像的影响.

当回波时间很短,即 $T_E \ll T_2$ 时, $e^{-T_E/T_2} \approx 1$; 当重复时间很长,即 $T_R \gg T_1$ 时, $1 - e^{-T_R/T_1} \approx 1$. 此时, T_1 和 T_2

对信号的影响都近似为 1,最终信号强度 S_{SE} 就正比于组织所含的质子密度 $N(H)$. 这种条件下获取的图像亮度差别主要体现了质子密度的差别,故称为质子密度加权像.

当回波时间很短,即 $T_E \ll T_2$ 时, $e^{-T_E/T_2} \approx 1$; 当重复时间不太长时, T_2 对信号的影响近似为 1,最终信号强度:

$$S_{SE} = AN(H) (1 - e^{-T_R/T_1}) \quad (3)$$

这种条件下获取的图像亮度差别除了质子密度的影响,还受到组织 T_1 的影响,随着 T_R 时间的缩短, T_1 的影响程度增大,故称为 T_1 加权像 $T_1 W_1$.

当脉冲序列重复时间 T_R 很长,即 $T_R \gg T_1$ 时, $1 - e^{-T_R/T_1} \approx 1$; 当回波时间不短时, T_1 对信号的影响近似为 1,最终信号强度:

$$S_{SE} = AN(H) e^{-T_E/T_2} \quad (4)$$

这种条件下获取的图像亮度差除了质子密度的影响,还受到组织 T_2 的影响,随着 T_E 时间的延长, T_2 的影响程度增大,故称为 T_2 加权像 $T_2 W_1$.

1.6 磁共振脂肪抑制技术

脂肪抑制技术是 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(如防止水脂肪信号重叠引起的伪影),发现高脂肪信号掩盖下的病变,从而提高病变的检出率,还可以为鉴别诊断提供重要信息^[6].

根据磁共振成像原理,在一般情况下,脂肪组织在磁共振 T1WI 上呈很高信号,在 T2WI 上也呈现较高信号,即无论选择突出哪个参数进行加权成像,脂肪信号都会呈现高亮度,从而影响对其它组织的分析,此时需要对脂肪信号进行抑制.

本文通过反转恢复成像序列实现对脂肪的抑制. 在反转恢复成像序列中,设置 $T_R \gg T_1$,使得每采集完一个回波, M_z 尽量恢复到 $+M_0$,从而不产生残余的横向磁化强度. 在施加 90° 脉冲之前,磁共振信号的纵向磁化分量以 T_1 为时间常数从 $-M_0$ 向 $+M_0$ 进行弛豫,弛豫过程模拟如图 5 所示.

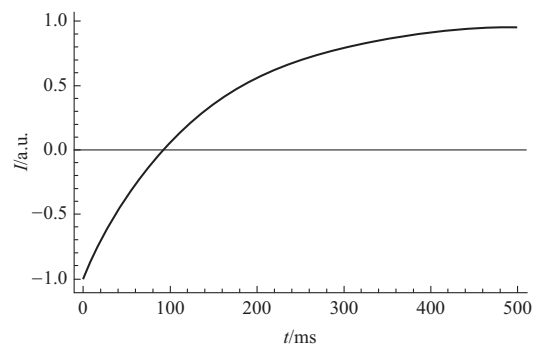


图5 反转恢复序列施加第一个 180° 脉冲后的弛豫曲线

其表达式可写为

$$S_{IR} = AN(H) (1 - 2e^{-T_1/T_1}) \quad (5)$$

如果信号的读取在脂肪组织的弛豫曲线过零点时进行,则脂肪对纵向磁化矢量没有贡献,无法在数据采集时产生信号,即脂肪信号在成像过程中得到抑制。 T_1 是实现影响脂肪抑制效果的关键参数,根据公式(5),只要 $T_1 = T_1 \ln 2$,则脂肪信号在采集时为 0,得到抑制和去除。

2 方法及结果

本文所用仪器为纽迈科技磁共振成像谱仪,如图 6 所示。图中左侧为磁体系统(样品试管放在磁体中央);中间为电脑显示器;右侧从上往下依次为谱仪系统、主机、射频单元和梯度单元。磁场由永磁铁提供,大小约为 0.5 T,磁场均匀性在 15 PPM 以下,匀场范围在 1 cm 直径的球内。为保证磁场的稳定性,永磁铁恒温在 32 ℃,温度由程序控温表头在射频单元中显示。实验样品为水、大豆油、肥肉、瘦肉等,放在直径 15 mm 的试管中,样品在试管中的高度不超过 1.5 cm,免得超出匀场空间范围,引起伪影。另外实验仪器配有相应的核磁共振分析应用软件、核磁共振成像软件。



图 6 磁共振成像实验仪器

2.1 弛豫时间的测量

本文用 CPMG 序列测量横向弛豫时间 T_2 ;用反转恢复 IR 序列测量纵向弛豫时间 T_1 。

CPMG 序列是在施加一个 90° 射频脉冲后又施加了很多个 180° 射频脉冲,这样可以产生多个自旋回波,它的峰值包络线体现了纯 T_2 的衰减规律,读出回波信号强度采用一定算法按照指数衰减规律进行反演,即可得到横向弛豫时间 T_2 。图 7 为 CPMG 序列示意图。图中 NECH 为 180° 脉冲个数, P1 为 90° 脉冲宽度, P2 为 180° 脉冲宽度, DL1 为 180° 脉冲和 90° 脉冲时间间隔, ACQ 为采样时间。图 8 为反演曲线示意图,由峰顶位置得到横向弛豫时间 T_2 。

反转恢复 IR 序列由 180° 脉冲和 90° 脉冲组成,

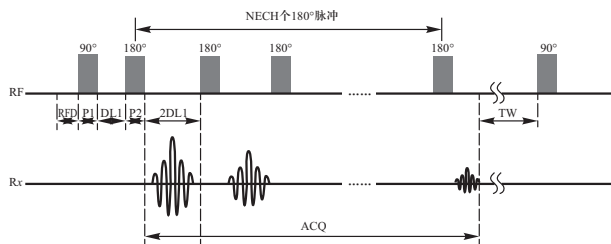


图 7 CPMG 序列示意图

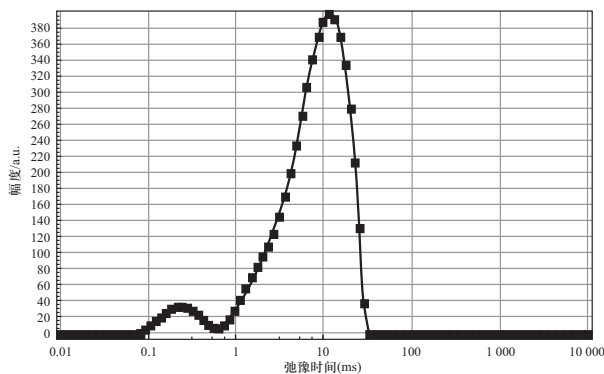


图 8 反演曲线示意图

IR 序列脉冲时序如图 9 所示。首先施加 180° 脉冲,使 M 翻转到负 z 轴,脉冲关闭之后 M 进行弛豫。在弛豫过程中产生了纵向分量 M_z ,当要测量纵向分量 M_z 时,用 90° 脉冲把它翻转到 xy 平面,马上进行测量,该横向分量大小与 M_z 相等,这样就测得了 M_z 的值。改变 IR 序列中 DL1 的值,就得到一系列不同时刻 M_z 的值。根据样品不同的纵向弛豫时间,设定不同的时间间隔 DL1 和采集数据个数,比如采集 20 个或者 30 个数据点,按照指数增加的规律对数据进行反演,就可以得到 T_1 的值。反演曲线与图 8 类似。采用以上方法测量得到相关成分的纵向、横向弛豫时间,如表 1 所示。

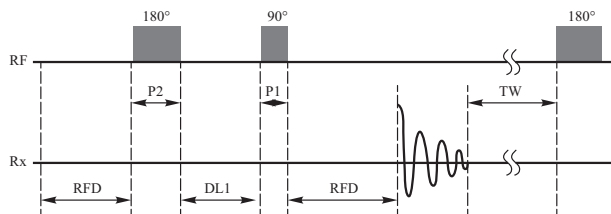


图 9 反转恢复序列示意图

其中,由于脂肪和瘦肉均为一整块猪肉样品中切下,为防止在脂肪/瘦肉组织中混有其他成分,采用多次取样,测量弛豫时间取平均值得到脂肪和瘦肉的纵向和横向弛豫时间,以减小实验误差。

大学物理

<http://dxwl.bnu.edu.cn>

表1 相关成分的纵向 T_1 、横向 T_2 弛豫时间

成分	T_1/ms	T_2/ms
水	2 477	1 874
大豆油	152	115
脂肪	132	76
瘦肉	351	38

可以发现,成分的纵向弛豫时间 T_1 均大于横向弛豫时间 T_2 . 因为 T_2 是总磁化矢量 \mathbf{M} 在XY平面的分量的衰减过程,当总磁化矢量弛豫到接近热力学平衡态的时候,XY平面的磁化量已经弛豫到0,质子群内部能量交换达到平衡, T_2 衰减已结束,而此时纵向磁化分量仍在与外界晶格进行热交换,未弛豫到最大值,即仍然在进行 T_1 弛豫^[1].

2.2 实现加权像并区分水-油样品

将水和油依次装入试管,由于水的密度比油大,选择水在下、油在上的放置方式,使两者不会混合到一起.

选择SE成像序列,按照成像的三个标准步骤1-PRESCAN、2-SOUT、3-SCAN进行成像. 选取 xz 层面进行成像,调节选层位置位于样品中央,层厚不要太大,防止部分容积效应而导致的MRI的层间污染,空间分辨率的下降^[8]. 这是因为虽然层厚增加时,相对于较小的层厚,体素内质子数量增加,信号强度增加,图像的信噪比将会增加,图像的表观改善,但是在4 mm以下时,空间分辨率还是主要取决于部分容积效应的影响,即空间分辨率与层厚成负相关.

先做 T_1 加权像,此时要求回波时间 $T_E \ll T_2$ 消除横向弛豫的影响,而脉冲序列重复时间 T_R 不短,体现纵向弛豫的影响.

将成像软件中的共振频率调节为水样品的共振频率,固定 T_E 为20 ms,改变 T_R 分别为100、150、300、600、1 200、2 500 ms. 成像如图10所示,其中左半部分为水,右半部分为大豆油.

可以发现, T_1 加权像中,水的亮度小于油的亮度,且随着 T_R 的增大,水的亮度逐渐增大,而油的亮度基本不变.

对水和油的纵向弛豫过程进行模拟,得到弛豫曲线示意图如图11所示.

可以看到,在 T_1 弛豫曲线中,大豆油的信号强度始终大于水的信号强度. 此外,由于 T_R 的初始值100 ms已经接近大豆油的 T_1 (152 ms),大豆油已经

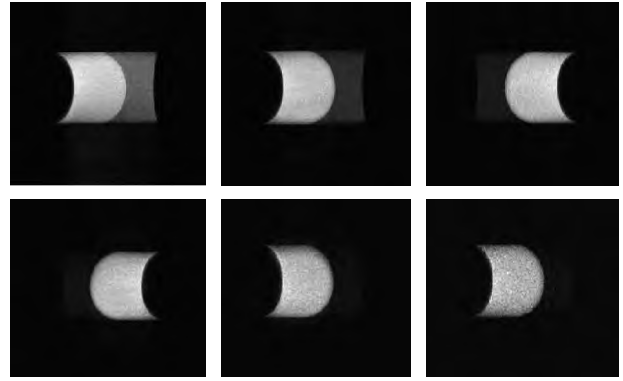


图10 $T_E = 20$ ms时改变 T_R 得到的 T_1 加权像(从左往右、从上至下依次为 T_R 为100、150、300、600、1 200、2 500 ms)

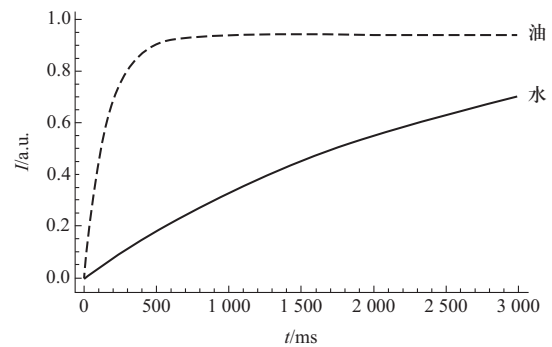


图11 水和油的 T_1 弛豫曲线示意图

基本完成弛豫,故大豆油的亮度基本不发生变化;而水在该参数下还没有完成弛豫,且随着 T_R 的增大,水的信号强度增大,则在成像上反映为亮度增强,与实验结果一致.

再做 T_2 加权像,此时要求脉冲序列重复时间很长,即 $T_R \gg T_1$,弱化纵向弛豫的影响,而回波时间 T_E 不短,体现横向弛豫的影响.

由于水的 T_1 较长,这里设置 T_R 远大于大豆油 $T_1 = 152$ ms,主要来分析大豆油的 T_2 加权像. 先用核磁共振分析软件得到大豆油样品的共振频率,并在成像软件中设置为激发脉冲的中心频率. 固定 T_R 为2 500 ms,改变 T_E 分别为20、100、200、300 ms. 成像如图12所示,其中左半部分为水,右半部分为大豆油. 可以看到,随着 T_E 的增加,大豆油部分的亮度逐渐降低直至基本为0.

对水和油的横向弛豫过程进行模拟,得到弛豫曲线示意图如图13所示.

在 T_2 弛豫曲线中,横向磁化矢量逐渐弛豫为0,则 T_2 加权像中,随着 T_E 的增大,大豆油的信号强度逐渐减小直至减为0,这与实验结果一致.

大学物理

<http://dxwl.bnu.edu.cn>

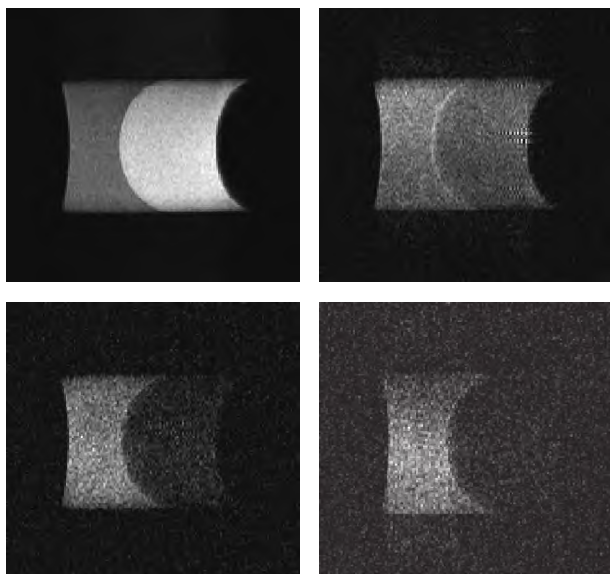


图 12 $T_R = 2\ 500\ ms$ 时改变 T_E 得到的 T_2 加权像(从左至右,从上至下 T_E 依次为 20、100、200、300 ms)

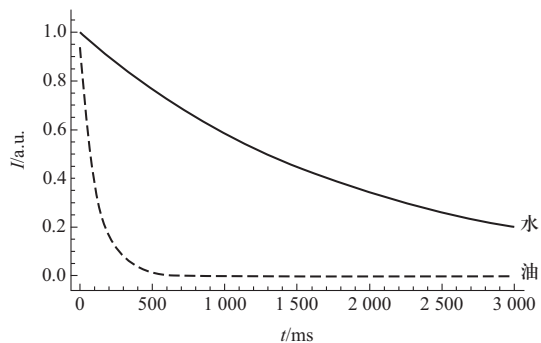


图 13 水和油的 T_2 弛豫曲线示意图

然而,从横向弛豫曲线中可以看到,在 T_2 加权像中,水的信号强度应始终大于大豆油的信号强度,且在选择的扫描参数下(T_E 最大为 300 ms),认为水的信号强度基本不变,所以期望成像时,左半部分(水的部分)应当亮度始终为最大,且基本不变,但是从图 12 中可以看到,水的亮度有一定变化,甚至会大于大豆油部分的亮度。

这是因为之前设置 T_R 时,主要关注大豆油的 T_1 加权像,设置了 T_R 为 2 500 ms,远大于大豆油的 T_1 ,却不满足远大于水的 T_1 ,此时与 T_2 加权像的理论公式(4)不符合。重新回到原始公式(2),将水的 $T_1 = 2\ 477\ ms$ 代入调节 T_1 参数权重的项,计算得 $1 - e^{-T_R/T_1} \approx 0.636$ ($T_R = 2\ 500\ ms$);将水的 $T_2 = 1\ 874\ ms$ 代入调节 T_2 参数权重的项,计算得 e^{-T_E/T_2} 的变化范围为0.852~0.989,此时对于水, T_1 参数权重较大,磁共振成像不满足 T_2 加权像的条件, T_1 导致的图像亮度改变需要考虑,纵向分量在弛豫中恢复的程度和横向分量

在弛豫中衰减的程度二者相结合对信号强度的产生的影响,水的亮度从左起 1、2、3 依次变量到 4 又变暗。

2.3 基于 IR 成像序列实现脂肪抑制

对于脂肪-瘦肉样品不仅实现不同成分组织图像的区分,而进一步要求抑制脂肪信号,保留其他组织的信号。由表 1 中脂肪和瘦肉的纵向、横向弛豫时间绘制 T_1 、 T_2 弛豫曲线如图 14 所示。脂肪的 $T_1 = 132\ ms$ 小于瘦肉的 $T_1 = 351\ ms$,而脂肪 $T_2 = 76\ ms$ 大于瘦肉的 $T_2 = 38\ ms$,在 SE 序列下,无论是 T_1 加权像还是 T_2 加权像,脂肪的信号都显著强于瘦肉。所以我们采用反转恢复自旋回波序列来实现磁共振脂肪信号的抑制。

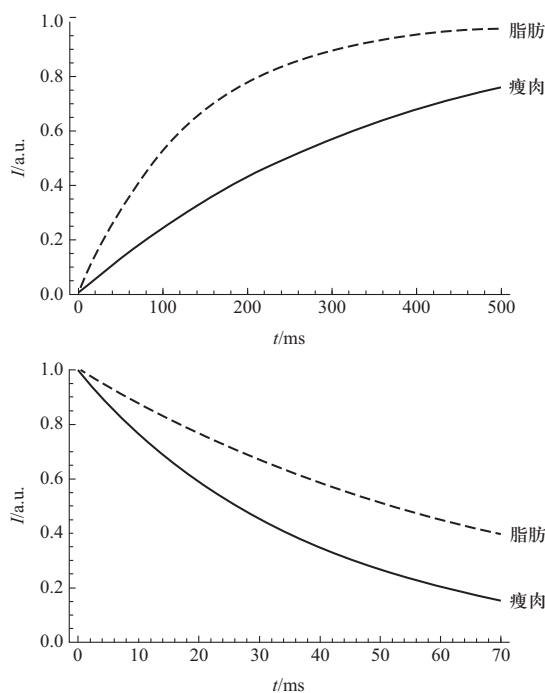


图 14 脂肪-瘦肉样品纵向、横向弛豫曲线(上为纵向,下为横向)

首先将肥、瘦肉样品装入试管,如图 15 所示。其中上半部分为脂肪,下半部分为瘦肉。



图 15 脂肪-瘦肉样品

大学物理

为实现脂肪信号的抑制,使用 IRSE 反转恢复自旋回波成像序列成像. 由公式 5,为消除脂肪信号,设置反转时间 $T_I = T_1 \ln 2 = 92 \text{ ms}$ (这里的 T_1 为脂肪的纵向弛豫时间 132 ms),由于脂肪的 T_1 比瘦肉的小,其纵向分量先衰减到 0,此时瘦肉的纵向分量还未衰减到 0,仍参与后续成像. 设置 $T_R = 2400 \text{ ms}$ 保证其远大于 T_1 ,使得每采完一个回波, M_z 尽量恢复到 $+M_0$,从而不产生残余的横向磁化强度分量. 设置 $T_E = 20 \text{ ms}$,使 T_2 参数在成像中的权重接近于 0. 设置在 xz 层面上进行扫描,按照成像的三个标准步骤 1-PRSCAN、2-SOUT、3-SCAN 进行成像.

测量结果如图 16 所示. 其中左边为 IRSE 序列下的成像,右边为 SE 序列下的成像. 在每张像中,左半部分为瘦肉组织,右半部分为脂肪组织.

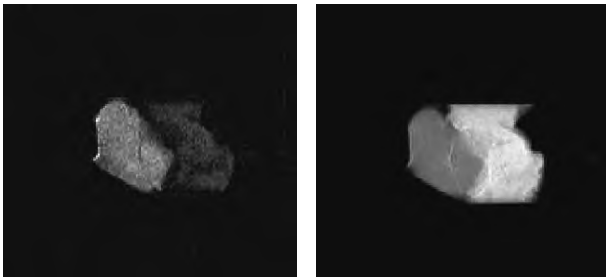


图 16 脂肪-瘦肉样品的磁共振成像(左为 IRSE 序列成像,右为 SE 序列成像)

可以看到,SE 序列的成像中,脂肪明显亮于瘦肉,而在 IRSE 序列的成像中,脂肪的亮度小于瘦肉的亮度,即脂肪信号得到抑制.

但是,由图 16 可以发现,在 IR 序列成像中,虽然脂肪信号亮度较低,但是仍有一定的信号强度,此时脂肪信号没有完全被消除. 由于 T_I 对脂肪信号的抑制起决定性作用,下面调整参数 T_I 进行成像质量的改善.

保持 T_R 、 T_E 不变,而只改变反转时间 T_I 为 84 ms 、 88 ms 、 92 ms 、 96 ms 、 100 ms ,分别用 IR 序列进行成像,结果如图 17 所示.

由图 17 可以看到,设置 $T_I \approx 84 \sim 88 \text{ ms}$ 时,脂肪信号得到最佳的抑制效果,而非理论计算出的 $T_I = 92 \text{ ms}$. 即理论值相较于实际的 T_I 偏大.

对于前面推导使得 $T_I = T_1 \ln 2$ 成立的公式(5),其适用条件为 T_R 远大于 T_1 而 T_E 趋近于 0. 而在真正的实验过程中, T_R 无法做到无穷大,且受实验仪器的限制 T_E 可设置的最小值为 20 ms ,此时考虑这两个参数的影响,则修正后的理论公式为^[5]

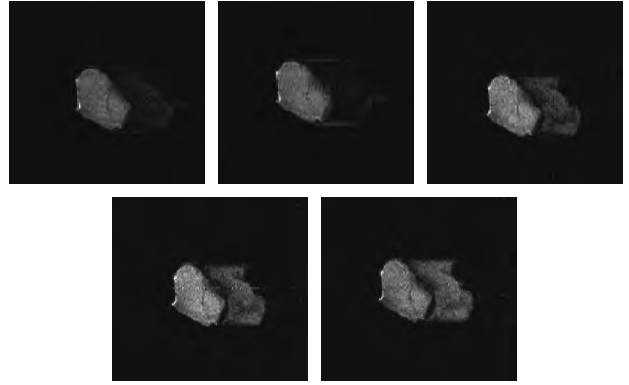


图 17 IRSE 序列只改变 T_I 得到的脂肪-瘦肉样品成像(从左至右、从上至下依次为 $T_I = 84, 88, 92, 96, 100 \text{ ms}$)

$$S_{IR}(T_I, T_R, T_E) = AN(H) \left(1 - 2e^{-\frac{T_I}{T_1}} + 2e^{-\frac{T_R - T_E^2}{T_1}} - e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right) e^{-\frac{T_E}{T_2}} \quad (6)$$

代入实际实验时 T_R 和 T_E 的值,计算得修正后的 $T_I = 91.629 \text{ ms}$,略小于之前的理论值 $T_I = 92 \text{ ms}$,但是仍然大于实际值 88 ms .

再考虑自旋-晶格弛豫时间 T_1 受温度的影响. 在磁共振弛豫中,一般温度上升, T_1 值延长. 实验室的温度约为 $25 \text{ }^\circ\text{C}$,肉类样品从冷藏中取出,低于 $10 \text{ }^\circ\text{C}$,实验仪器样品室的温度为 $32 \text{ }^\circ\text{C}$,实验时对猪肉切割,分几次测量,实验也进行了几个小时之久,所以对样品的温度控制得不是很好,因而也会对猪肉成像时的实际 T_1 值有影响,导致理论预测值与实验值有出入.

最后,仔细观察图像,可以看到,在脂肪信号的抑制过程中,瘦肉组织的成像亮度也受到些许的影响. 这是采用的核磁共振谱仪中激发的软脉冲序列频带宽度不够窄,导致除脂肪信号外,瘦肉组织中一些与脂肪信号频率相近的成分被激发参与抑制过程;以及由于 IR 序列的特性,某些被增强扫描的成分的 T_1 值缩短到与脂肪组织相近,从而导致信号被抑制. 此时为实现磁共振抑制脂肪,可以采用频率选择饱和法(连续施加单一频率的预脉冲使脂肪组织中的质子被连续激发达到饱和,从而在施加真正的激发射频脉冲时不再接收能量而不产生信号)^[7,8]等等其他压脂方法.

3 结论

不同成分具有不同的纵向、横向弛豫时间,一般情况下同一成分的纵向弛豫时间 T_1 大于其横向弛豫时间 T_2 . 基于不同弛豫时间实现水-油样品在磁共振成像中的区分,发现 T_1 加权像要求回波时间 $T_E \ll T_2$ 而脉冲序列重复时间 T_R 不很短, T_2 加权像要求重

大学物理

<http://dxwl.bnu.edu.cn>

复时间 $T_R \gg T_1$ 而回波时间 T_E 不很短. 在 T_1 加权像中, 随着 T_R 的增大, 样品的亮度增大直至完全弛豫; 在 T_2 加权像中, 随着 T_E 的增加, 样品的亮度逐渐降低直至基本为 0. 采用 IRSE 成像序列实现磁共振抑制脂肪技术, 分析温度等参数对抑制效果的影响. 在磁共振压脂技术中, 为确保成像质量, 要求脉冲序列重复时间 T_R 大于 5~6 个 T_1 .

参考文献:

- [1] 组栋林. 核磁共振成像学[M]. 北京: 高等教育出版社, 2004.
[2] 张鑫洁, 曹洋, 隋文波, 等. 基于 Bloch 方程的核磁共振

- 数值求解[J]. 大学物理, 2018, 37(4): 28-31+39.
[3] 廖红波, 张仲秋, 王海燕. 样品弛豫时间对核磁共振信号的影响研究[J]. 大学物理, 2010, 29(7): 686-688.
[4] Damadian R. Tumor Detection by Nuclear Magnetic Resonance [J]. Science, 1971, 131(3796): 1151-1153.
[5] 汪红志, 张学龙, 武杰. 核磁共振成像技术实验教程[M]. 北京: 科学出版社, 2008: 77-122.
[6] 郑玲, 刁强, 李林等. 磁共振脂肪抑制技术及其临床应用的价值[J]. 医疗卫生装备, 2010, 31(1): 80-83.
[7] 刘定西, 彭振军, 于群等. 垂体 MR 成像质量与相关因素探讨[J]. 现代医用影像学, 1994(06): 281.
[8] 顾海峰. 磁共振脂肪抑制技术及其临床应用探讨[J]. 医疗卫生装备, 2010, 31(11): 42-44.

Weighted imaging and fat suppression techniques based on magnetic resonance relaxation time

YIN Chao-yang, SUN Jun-li, YAO Hong-ying

(Department of Physics, Fudan University, Shanghai 200433, China)

Abstract: Magnetic resonance imaging is a new imaging technology based on the resonance characteristics of biological magnetic nuclei in magnetic field, in which relaxation time is an important physical quantity to realize and control imaging. In this paper, the longitudinal relaxation time T_1 and the transverse relaxation time T_2 of relevant samples were measured by magnetic resonance imaging instrument. T_1 and T_2 weighted images were achieved by soft pulse spin echo sequences based on different relaxation times. Fat suppression was realized by magnetic resonance imaging with reverse recovery imaging sequences.

Key words: magnetic resonance imaging; relaxation time; weighted imaging; MRI fat suppression technique

(上接 69 页)

Analytical solution of the intensity distribution of Gaussian beam diffracted by a circular aperture

MA Huan, FU Ke, SUI Lin-hong, WU Yan-ling, LI Rui-fang, LI Xi-bin

(College of Physics and Electronic Information, Inner Mongolia Normal University, Huhhot, Inner Mongolia 010022, China)

Abstract: Based on the far-field Fresnel Kirchhoff diffraction formula and combined with the properties of Bessel function and other special functions, the diffraction intensity distribution of a circular aperture with normal incidence Gaussian beam is calculated. The intensity distribution near the focus is expressed in the form of Lommel function. Then three special regions, namely geometric focal plane, optical axis and geometric shadow region boundary, are selected, and the analytical expression and numerical results of light intensity distribution are given theoretically and numerically. It is found that the smaller the waist radius of Gaussian beam, the larger the radius of the Airy spot, and the greater the focal depth. Finally, the integral intensity of light intensity on the focal plane is calculated. The result indicates that the smaller the waist radius is, the more concentrated the light intensity is to the center. Compared with the diffraction of plane wave, the Gaussian beam will not change the overall contour of the light intensity distribution, but will make the light intensity concentrate to the focus.

Key words: diffraction of Gaussian beam; Bessel function; Lommel function; light intensity distribution

大学物理

<http://dxwl.bnu.edu.cn>