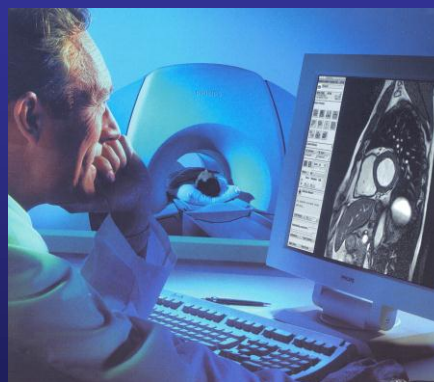
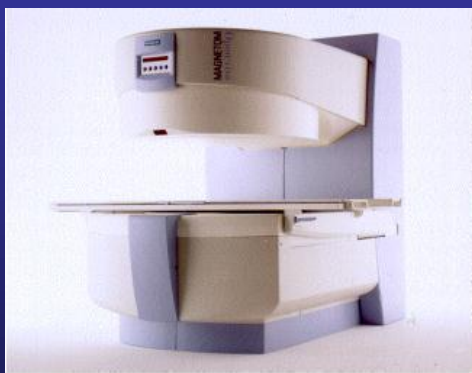
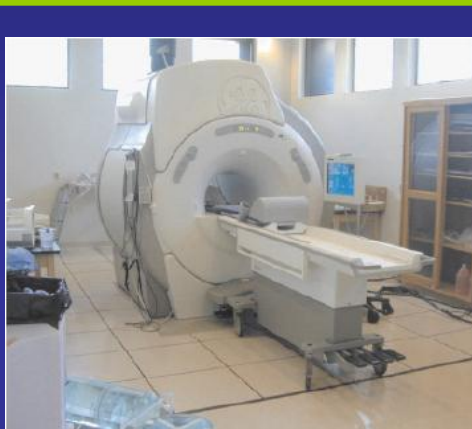


第十二章 磁共振成像设备



MRI Images...



knee tear

www.carletonsportsmed.com



brain tumour

sprojects.mmi.mcgill.ca



aorta

trhome.med.u-tokai.ac.jp

"normal" brain (?)

Royal Children's Hospital

磁共振物理基础及成像原理

川北医学院

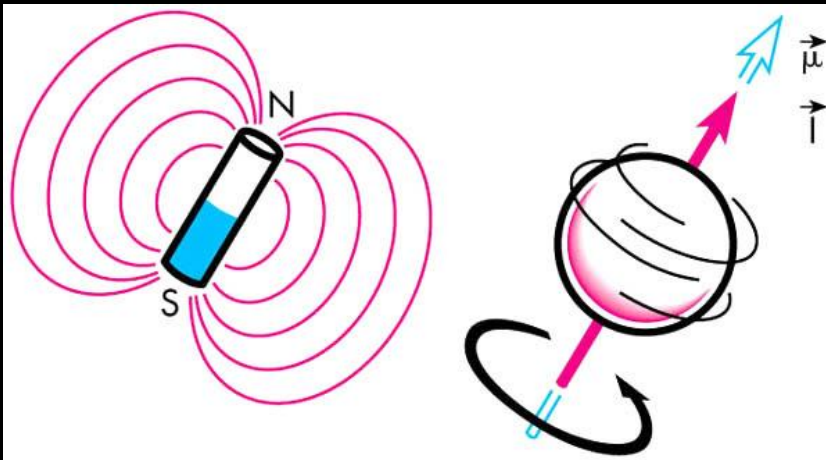
医学影像学院·影像设备教研室

邹凯

磁共振物理基础

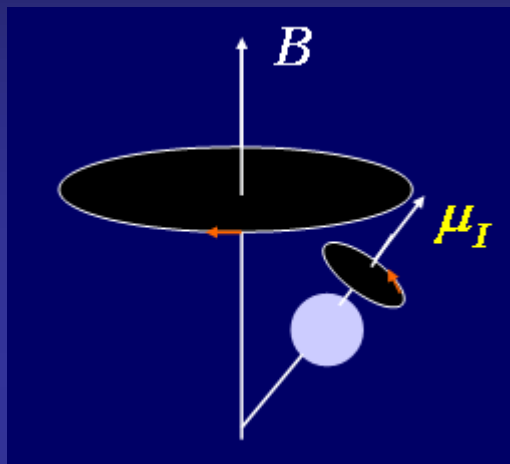
核的磁性

- 原子核——带有电荷的粒子的自旋，感应产生与自旋旋转轴一致的磁场，由磁矩(μ)表示其大小及方向



具有磁矩的快速自旋核可以看成极小磁棒

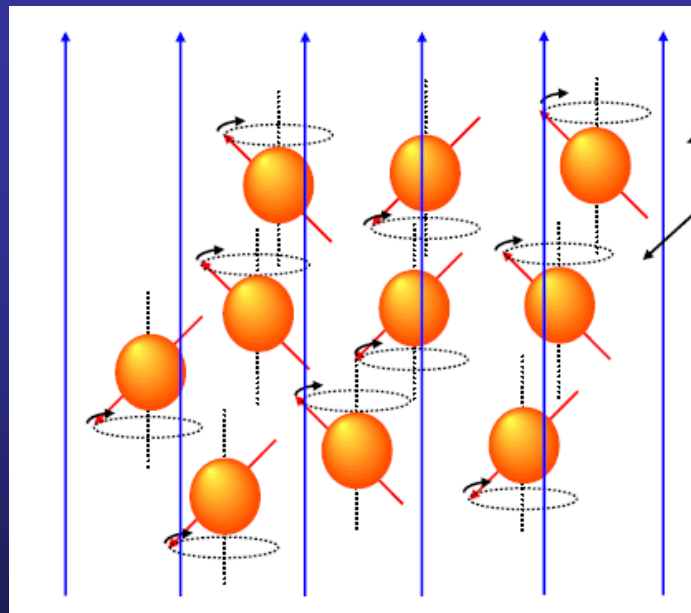
第0节 磁共振的物理基础



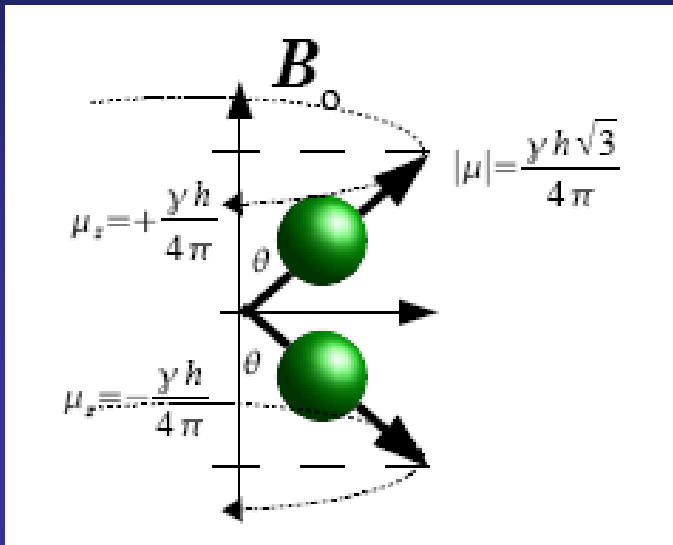
原子核的旋进：

非零自旋原子核置于外磁场中，原子核在绕自身轴线旋转的同时，核磁矩又以外磁场方向为轴线作旋转运动的现象。

外加静磁场 B_0 为原子核提供了一根进动的轴和旋进频率。

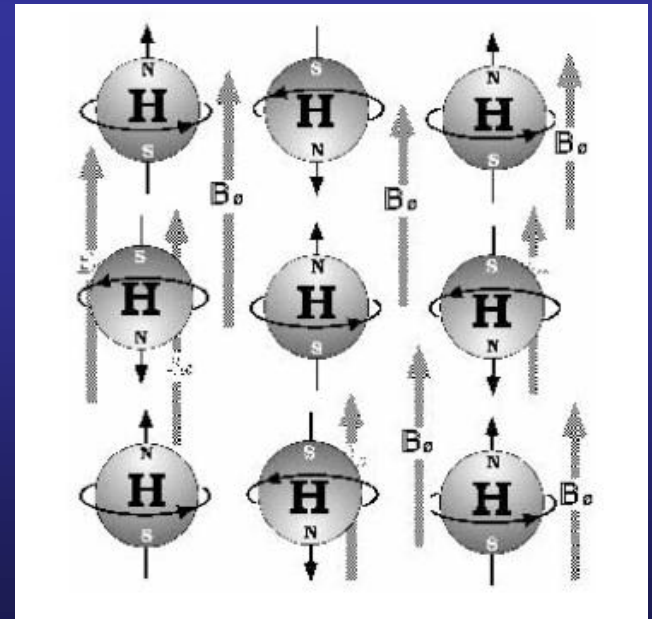


能级劈裂



据量子力学，在外加静磁场 B_0 中的原子核的磁矩在空间的取向是量子化的，原子核的能量也只能是量子化的。能量 E 和磁矩 μ_N 关系式： $E = -\mu_N B_0 \cos\theta$

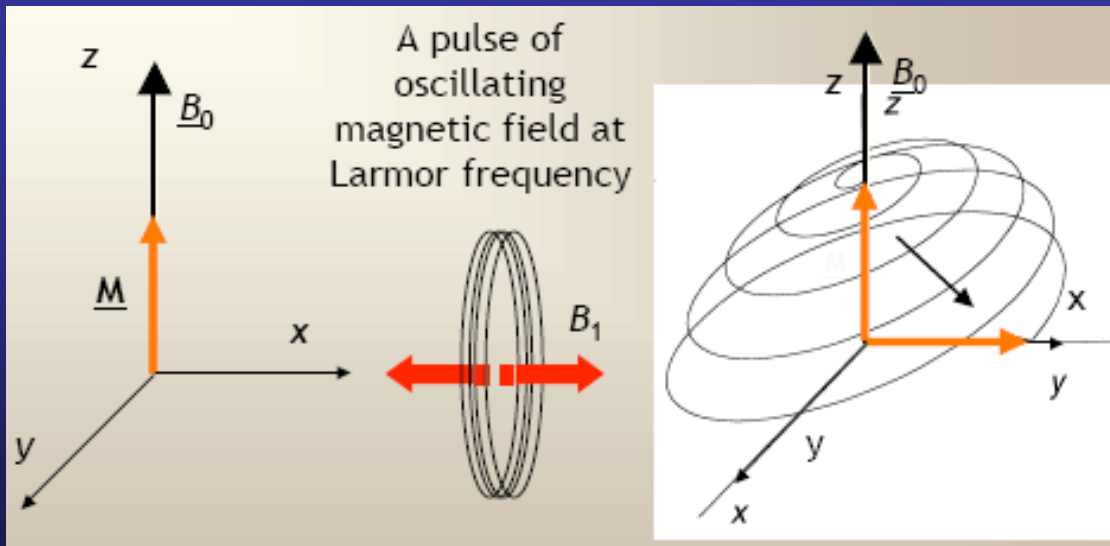
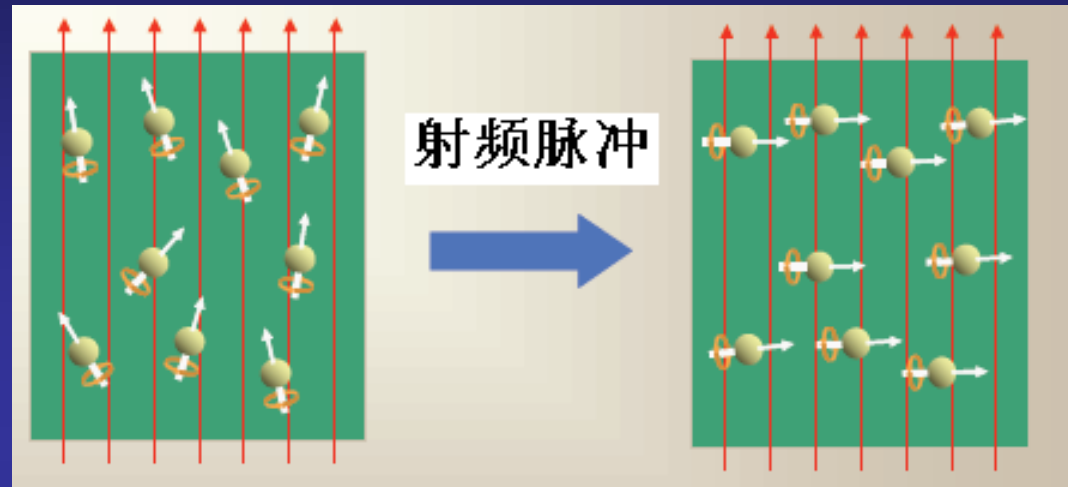
对 ^1H ，自旋量子数 $I=1/2$ ，这说明自旋状态只能有两个，一个与 B_0 平行，一个与 B_0 反平行。相临能级差为 $\Delta E = 2 \mu_N B_0$



射频脉冲

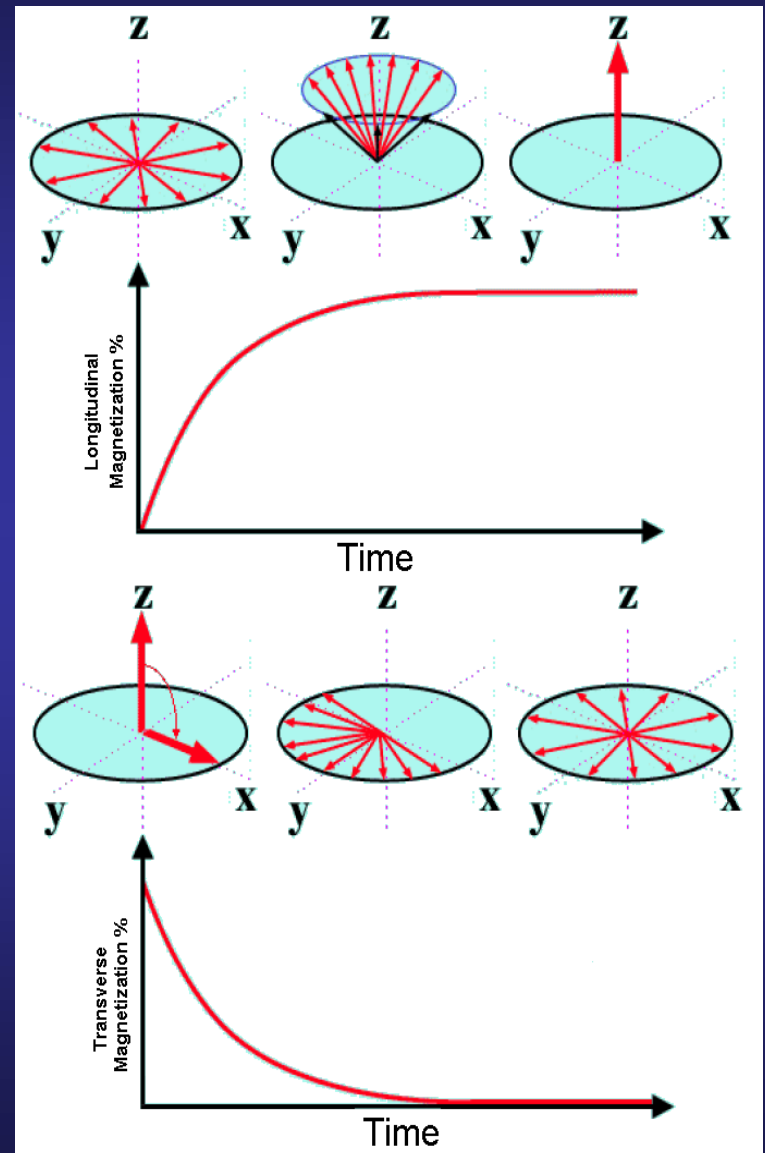
B_1 为动磁场（射频电磁场）

作用：使旋进中的原子核发生共振跃迁



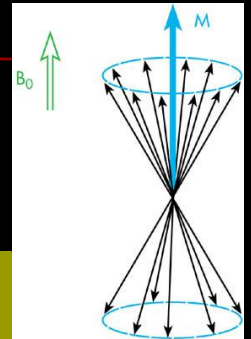
B_1 场的强度和作用的持续时间决定磁化强度矢量 M 偏离 z 轴（或 B_0 方向）的角度 $\theta = \gamma B_1 \tau$

➤ 射频脉冲激励原子核后，磁化矢量 M 在 XY 平面中将产生分量 M_{xy} 。当射频脉冲关闭后，由于核自旋之间以及核自旋和晶格之间进行能量交换产生纵向弛豫和横向弛豫，使得核自旋从外加射频脉冲中吸收能量又释放出来。



磁共振物理基础

核的磁性

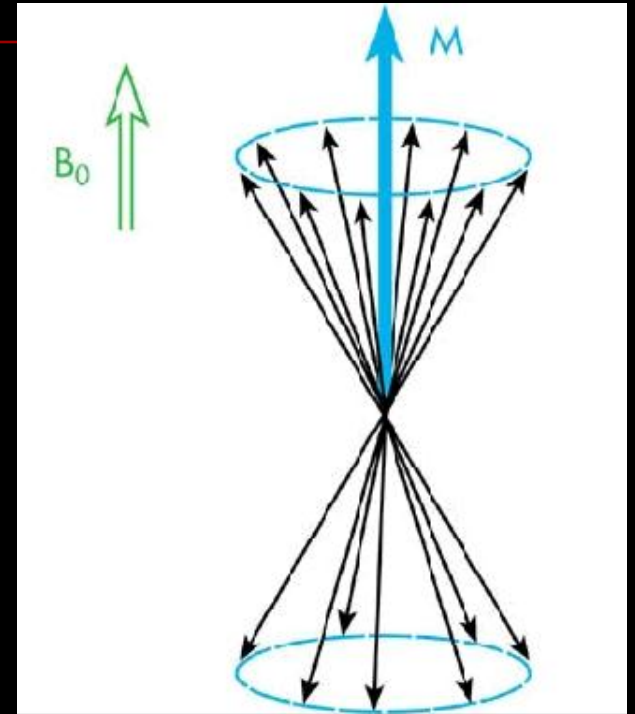


- 核的磁矩按照布郎运动原理随机取向
 - 静止磁场内，这些磁偶极子倾向于与使用的磁场顺向平行或逆向平行取向排列
 - 取向与量子力学能量状态相一致，能级的实际数目由自旋量子数 I 决定的
 - 自旋量子数取值 $\pm n/2$ ($n=0, 1, 2, \dots$)
 - $n=0$ ，表明核没有磁矩

磁共振物理基础

核的磁性

- 磁矩与外磁场(B_0)方向不完全一致
- 在外加磁场中，核自旋矢量经历转矩作用，又称作耦合，引起自旋以一定频率围绕外磁场轴旋转。类似地球引力场内的一个旋转陀螺运动，称为拉莫尔进动



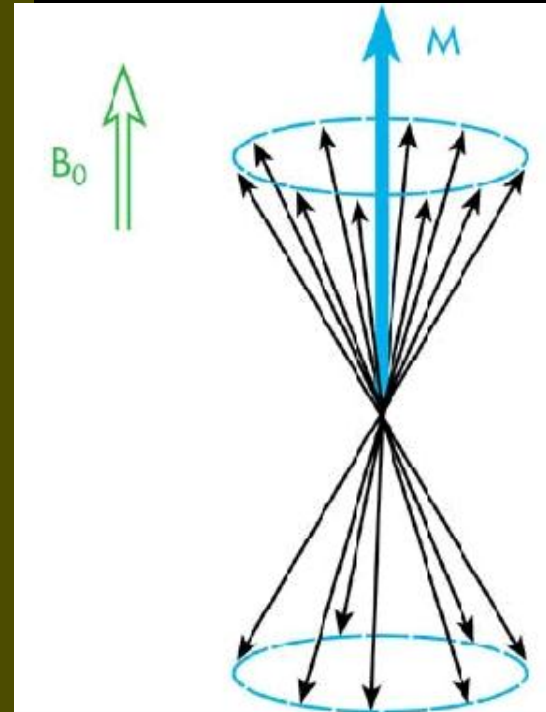
$$\omega = \gamma B_0$$

磁共振物理基础

磁共振和净磁化的矢量描述

■ 单个磁矩矢量和构成净宏观磁矩

- 没有外磁场时，热能产生随机运动，单个进动磁矩随机取向宏观磁矩为零
- 外加磁场时，质子倾向与磁场方向排列一致、但自旋量子数确定散离方向
- 室温下，这些取向之间能量差相对小于热能，取其两个方向中任一排列可能性几乎相同
- 低能级方向排列较高能级方向略占优势，产生沿外磁场方向排列的净磁化
 - 每个进动核相对进动运动的相位随机取向的，无可测量到的横向磁化成分



磁共振物理基础

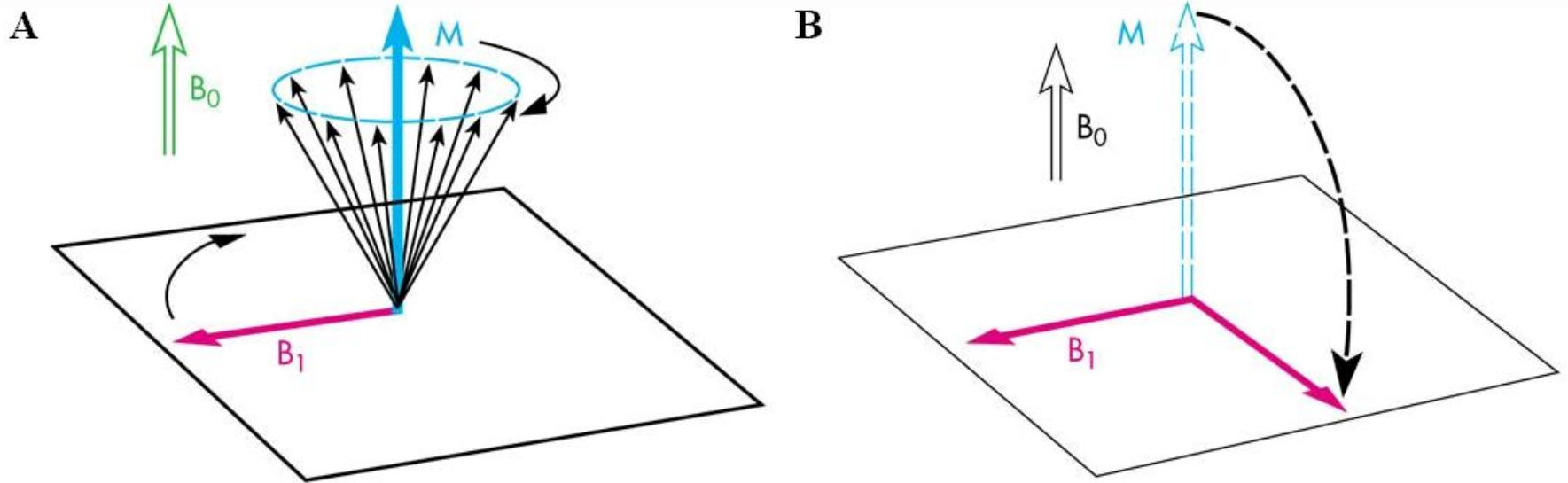
拉莫尔进动和共振现象

- 平衡状态中，净磁化矢量并不在接受线圈中产生感应电流
- 要获得自旋信息，净磁化矢量必须被搅乱或激励
 - 可用射频脉冲
 - 一种短促的无线电波，与感兴趣核的拉莫尔频率一致
 - 净磁化从平衡方向产生不同程度的偏转角度
 - 射频脉冲激励时，净磁化以拉莫尔频率或共振频率沿主磁场方向进动

磁共振物理基础

拉莫尔进动和共振现象

- 射频脉冲激励时，净磁化以拉莫尔频率或共振频率沿主磁场方向进动



磁共振物理基础

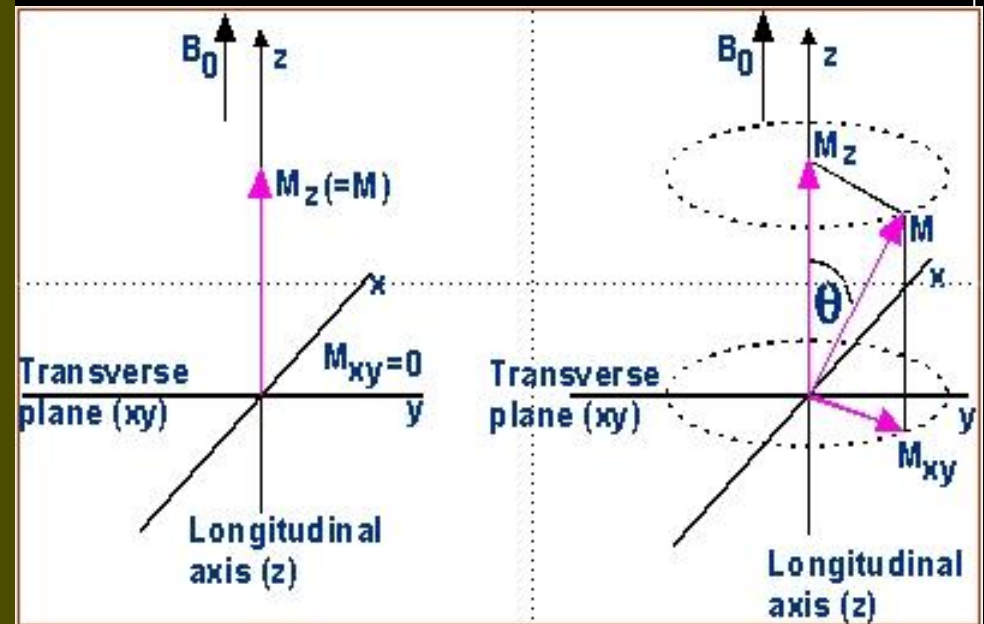
拉莫尔进动和共振现象

- 射频激励脉冲实际上是另一个磁场 (B_1)
 - B_1 方向垂直于 B_0 及作用非常短的时间
 - B_1 磁场的作用是使磁化沿其进动, 从垂直方向转向 M_{xy} 平面
 - B_1 翻转角度与所使用射频脉冲的强度及作用时间相关
 - $\theta = \gamma B_1 t$

磁共振物理基础

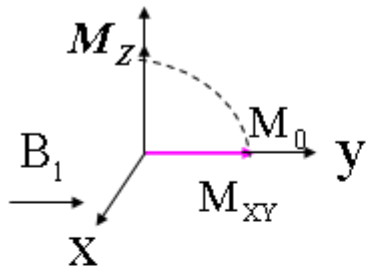
拉莫尔进动和共振现象

- 净磁化(M) 有两个矢量成分：横向面的 M_{xy} 和纵向面的 M_z
- 只有在XY平面的成分能被探测到
- 调整射频脉冲强度和时间，使磁化从平衡状态翻转90度时，可获得最大磁共振信号



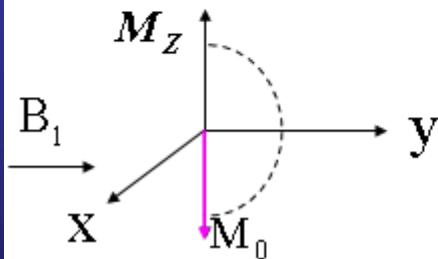
θ 角脉冲及磁共振信号

射频信号作用后，偏离外磁场方向的角度



若 B_1 为 90° 射频脉冲，则

$$M_z = 0 \quad M_{xy} = M_0$$



若 B_1 为 180° 射频脉冲，则

$$M_z = -M_0, \quad M_{xy} = 0$$

弛豫过程及其特征量 T_1 、 T_2

- **弛豫过程**：当激发脉冲停止作用后，在主磁场 B 作用下，偏离 B 方向的 M_0 向平衡状态恢复的过程。
(M_0 恢复的速度与 M_0 偏离平衡状态的程度有关)
- **弛豫时间**：从非平衡态向平衡态过渡的时间（时间常数）。横向弛豫时间 T_1 和纵向弛豫时间 T_2
 - **T_1 纵向弛豫时间**：表征原子核在 Z 方向恢复时间，数百ms级
 - **T_2 横向弛豫时间**：表征原子核在 X - Y 平面恢复时间，数十ms
 - 总的讲 T_2 比 T_1 小，或者说 T_2 比 T_1 快。

弛豫过程

- 射频脉冲激励结束时即开始释放电磁辐射并将能量转移到晶格或其自身之间而回到平衡状态，这一过程被称为弛豫
- 弛豫过程期间，净磁化的纵向（ M_z ）和横向（ M_{xy} ）成分均恢复到它们的平衡值——自旋质子的相干性进动恢复到随机进动

弛豫过程

- 平衡状态下， M_0 和 M_z 相等，与自旋密度成正比
- 影响横向和纵向磁化成分的弛豫过程是独立的
- 横向磁化在纵向磁化恢复以前很久就消失了
- 两种弛豫过程呈指数形式进行，弛豫相对速率受特定分子结构、物理学状态（即液体或固体）和温度影响

磁共振物理基础

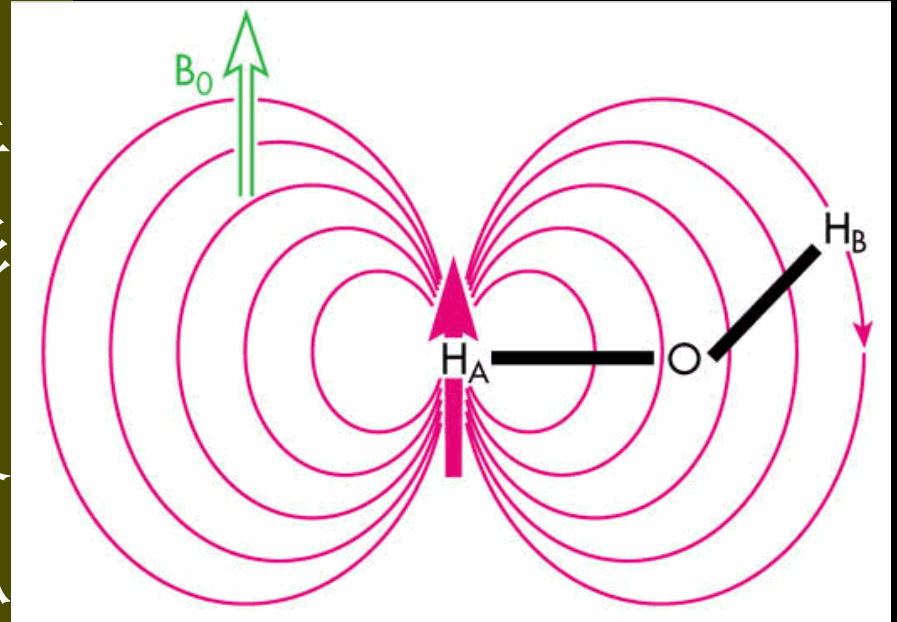
纵向（自旋—晶格）弛豫

- 分子晶格为激励核与晶格间能量交换提供了机会
- 核相撞时，能量以离散量子数方式从激励核转移出去，结果净磁化矢量以指数函数恢复到初始值
- 自旋——晶格弛豫，用 T_1 值——自旋晶格迟豫时间表示
- T_1 是时间常数，表示磁化恢复到它的初始值的63%所需要的时间
- 生物组织的 T_1 值从大约50毫秒到几秒不等

磁共振物理基础

纵向（自旋—晶格）弛豫

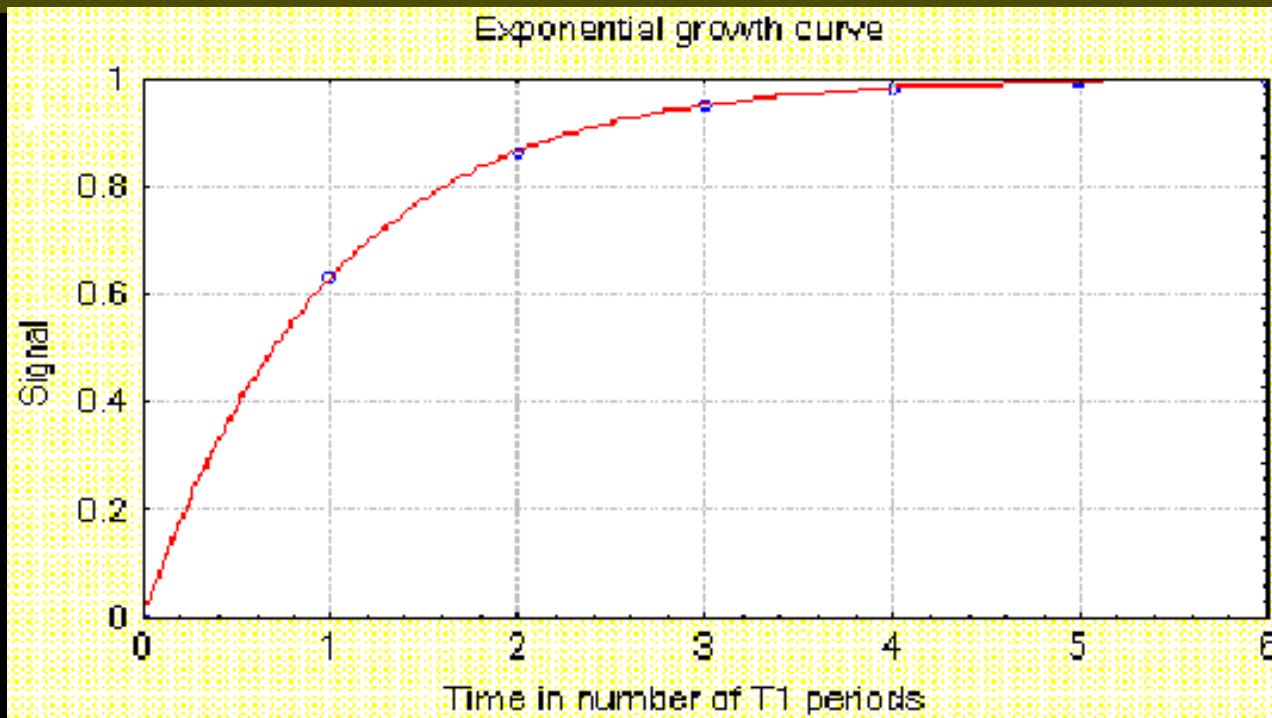
- 在单纯的水分子内，一个质子的磁偶极子场产生晶格场，它影响邻近核的弛豫
- 激励的核与邻近晶格的相互影响提供了纵向弛豫的机制



磁共振物理基础

纵向（自旋—晶格）弛豫

- T_1 是时间常数，表示磁化恢复到它的初始值的63%所需要的时间



磁共振物理基础

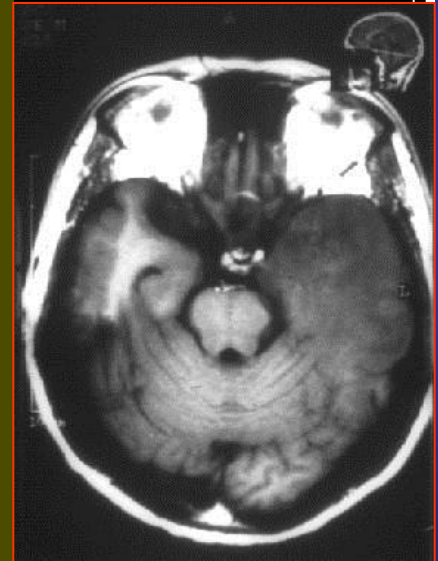
纵向（自旋—晶格）弛豫

- 相邻晶格场必须以被激励核的拉莫尔频率波动
- 具有有效的能量传递的分子将呈现短 T_1 弛豫时间，而不能有效的能量传递的分子 T_1 时间长
- 取决于分子大小，晶格物理状态和大分子存在
- 非常大分子通常运动频率很低，不足以进行有效的能量传递；有效的纵向弛豫最常见于中等大小分子，或通过大分子的终端上，较可经平移运动更高频率的旋转运动

磁共振物理基础

纵向（自旋—晶格）弛豫

- 大分子有与亲水基团结合部位影响 T_1 弛豫
- 组织样本内水质子弛豫远远快于纯水中质子
 - 两者相比为数毫秒与2~3秒之比
- 溶液中蛋白质和大分子周围形成水化层
 - 氢已被结合在大分子亲水部位的水和结构水
 - 水化层使水分子运动变缓慢，使得它能更有效地传递能量，从而缩短弛豫时间
- 组织样本中，水分子以等速率不断交换，测量到 T_1 值是所有结合在分子上不同部位结合水平均值；平衡可以被病变所扰乱，引起 T_1 值的变化



磁共振物理基础

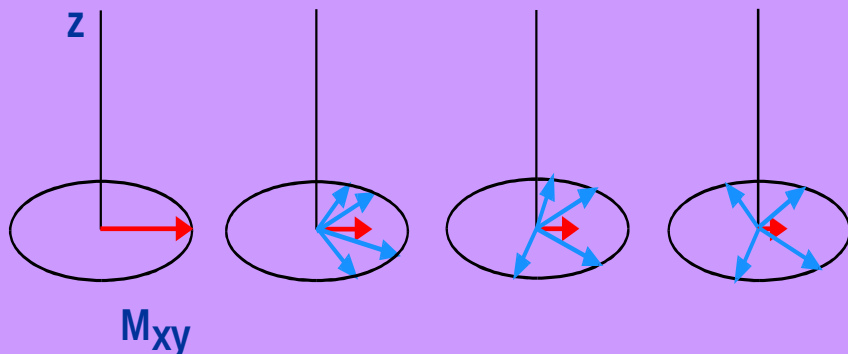
横向（自旋—自旋）弛豫

- 横向弛豫指不同核间以不同能量状态传递能量
 - 某一原子核吸收相邻的一个核释放能量
- 自旋——自旋相互作用称为 T_2 弛豫时间
- 激励后，自旋相干性地进动，产生磁化的横向成分。然而，单个自旋之间的相互作用引起局部随机性磁场的变化

磁共振物理基础

横向（自旋—自旋）弛豫

- 激励后自旋相同相位进动产生磁化横向成分，然而单个自旋间相互作用引起单个核的进动频率波动，相互分散，出现自旋逐渐的和随机的去相位，引起净磁化横向成分衰减



磁共振物理基础

横向（自旋—自旋）弛豫

- 物理状态和分子大小影响横向弛豫速度
 - 固定分子结构有效维持磁场，相对迅速 T_2 弛豫
 - 小分子快速平移运动倾向于使进动的核相互作用引起磁场局部变化的均化，减弱 T_2 弛豫的效率，所以有相对长 T_2 弛豫时间
 - 溶液里大分子也缩短 T_2 弛豫时间
 - 大分子的存在减低总体分子运动，增加了自旋—自旋相互作用的效率

磁共振物理基础

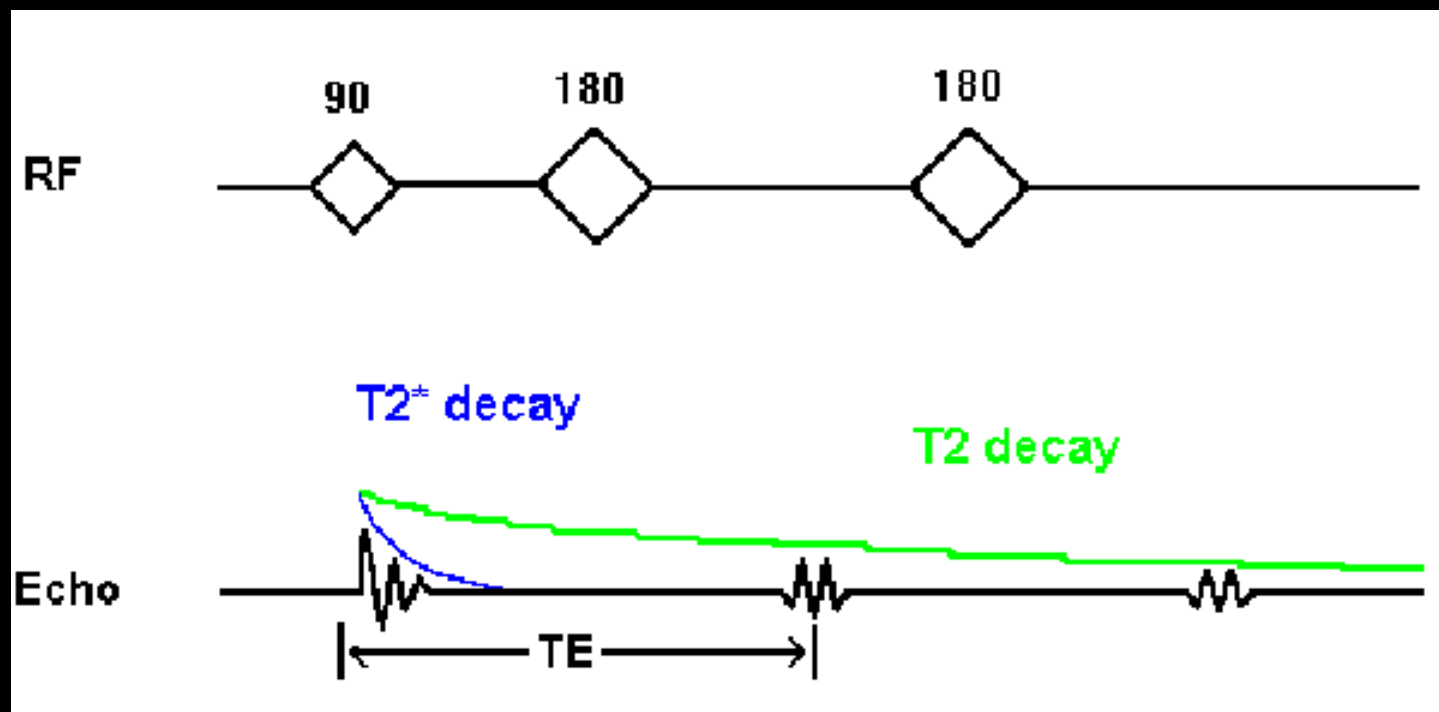
横向（自旋—自旋）弛豫

- 影响 T_1 弛豫速度的因素也影响 T_2 弛豫
- T_2 值不依赖磁场强度
- 失相过程仅自旋——自旋相互作用， T_2 弛豫时间可很容易确定。然而，自旋相干性亦受到使用的磁场的均匀性的干扰
- 信号以指数衰减是由于 T_2 弛豫与磁场不均匀同时作用的结果，称之为 T_2^* （准 T_2 或 T_2 星）——有效横向弛豫时间

磁共振物理基础

横向（自旋—自旋）弛豫

- 磁场不均匀，与相对信号强度成正比例的 M_{xy} 的减少明显加速，即 T_2^* 小于 T_2



化学位移和磁共振谱分析

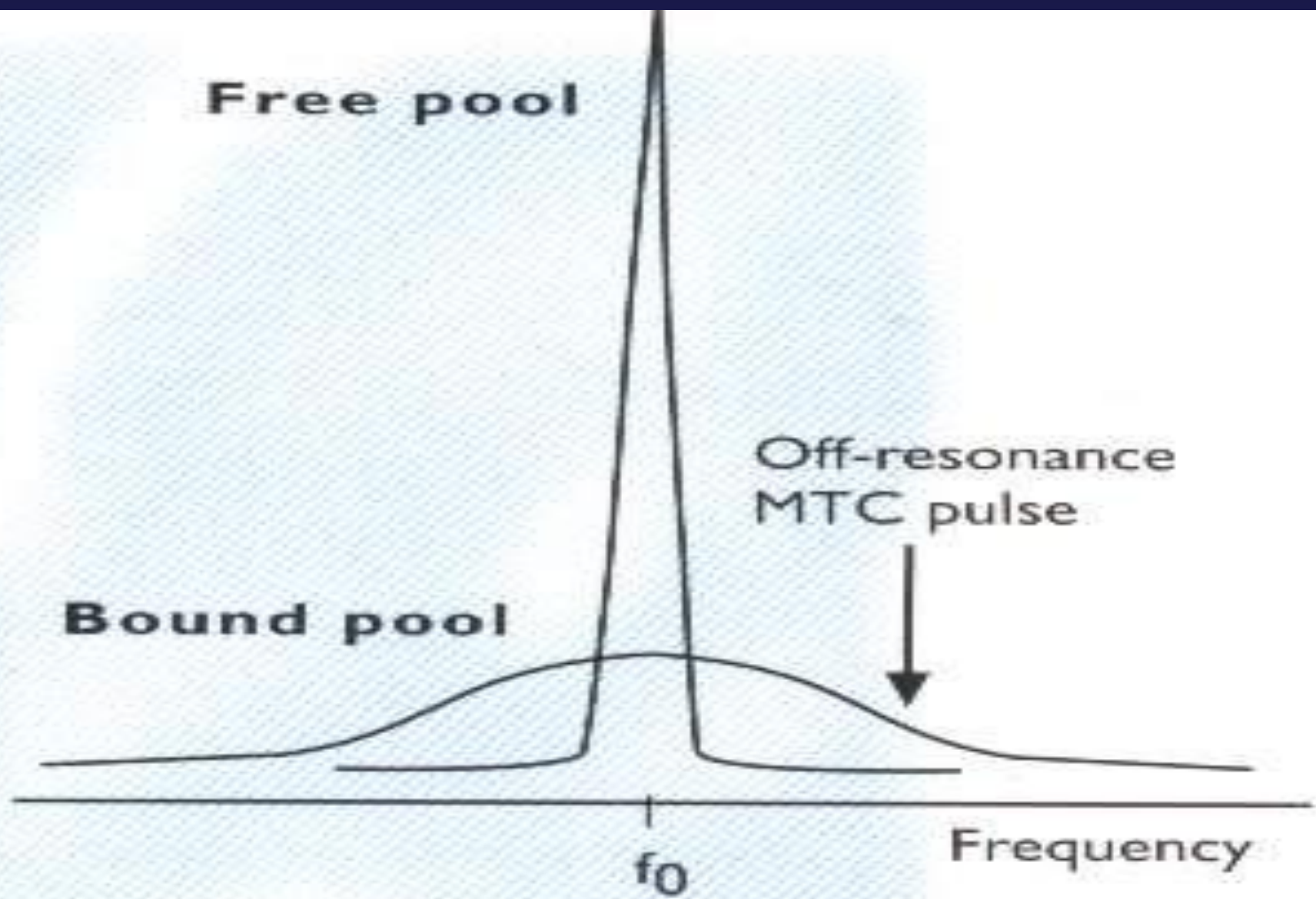
指在不同化学环境中的相同原子核，外磁场作用下表现出稍有不同的共振频率的现象。

或者同种元素的同种原子由于化学环境的不同所造成的磁共振的频率的差异称之。
主要用于**磁共振谱分析（MRS）**

磁共振物理基础

磁化传递

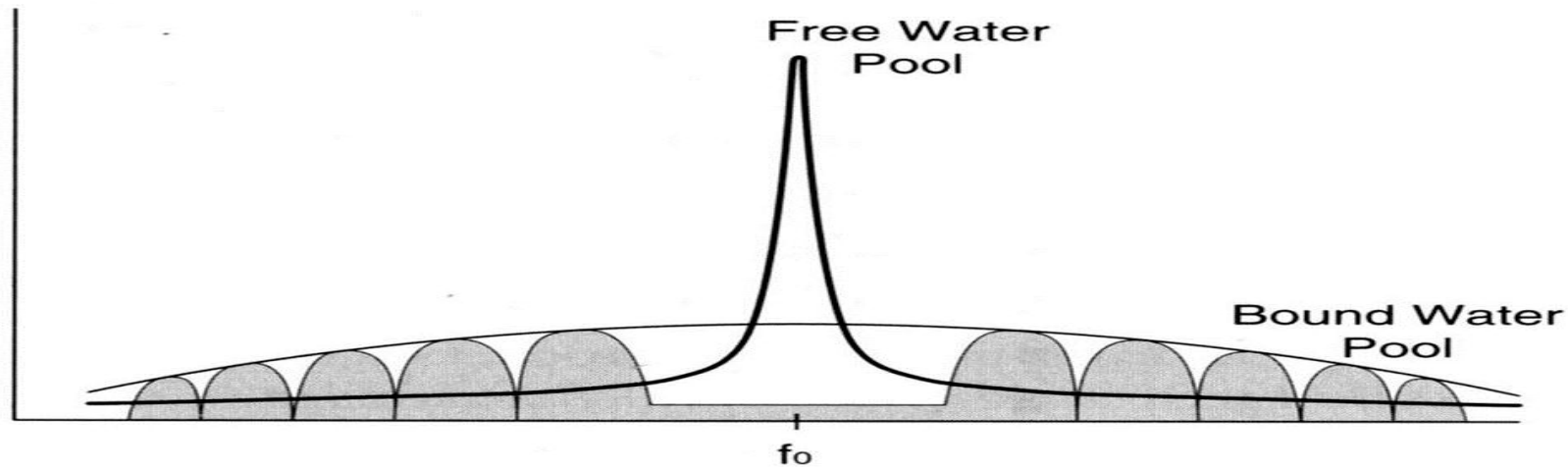
- 生物组织中的水可分为：自由水和与大分子结合在一起的被束缚的水。不同组织具有不同数量产生可以探测到信号的游离水和探测不到信号的结合水
- 自由水的频谱和束缚水和频谱以相同的拉莫尔频率 F_0 为中心，但是，自由水的频谱很窄（ T_2 相当长）而束缚水的频谱很宽（ T_2 相当短）。



磁化传递

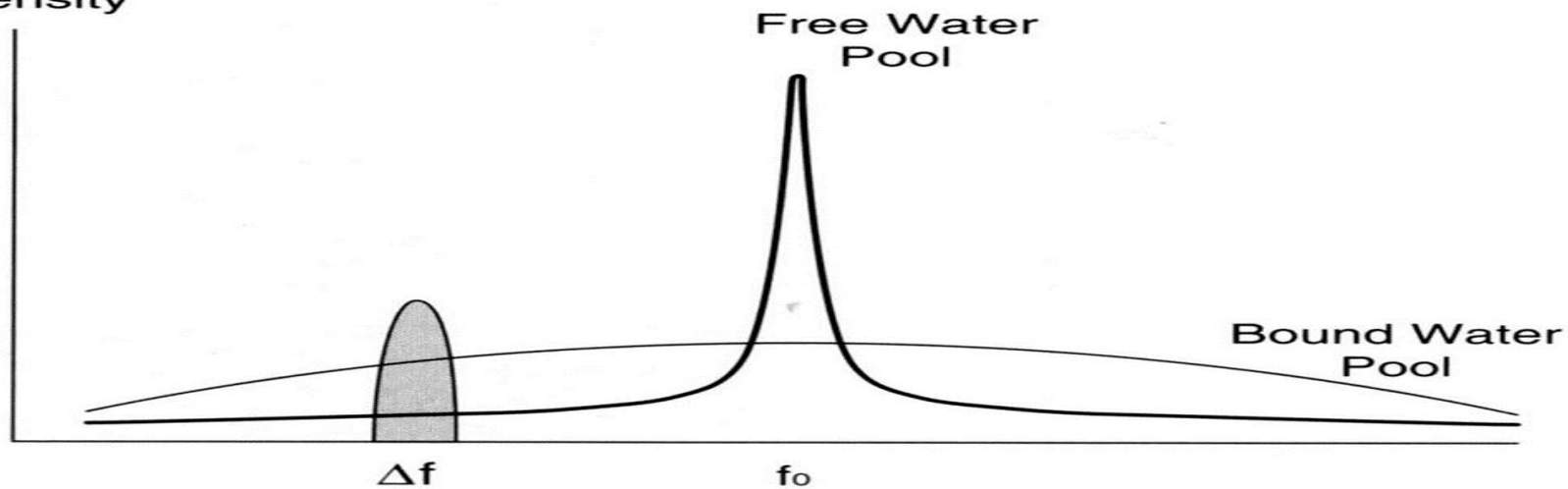
■ 磁传递对比技术正是利用这两种水的频谱宽度的差别，有选择地使束缚水受抑制，而使自由水不受影响，从而使影像对比度受到调制。具体地说，这种技术采用一个偏离自由水共振频率 F_0 的窄带高强度非共振射频预脉冲(Off-Resonance Prepulse)作前置脉冲，对与大分子有联系的束缚水进行激励，饱和结合水而保持自由水池完整，由于自由水池与结合水池之间交叉弛豫产生新的平衡，将大分子中束缚水的纵向磁化强度传递为自由水的纵向磁化强度。

Signal
Intensity



On resonance
MTC Pulse

Signal
Intensity



Off resonance
MTC Pulse

磁化传递

■ 这样，感兴趣组织只有很少可利用的纵向磁化，在前置激励脉冲之后执行常规成像序列，便采集不到由束缚水产生的信号。磁化传递对比度机制可以改善某些组织（如大脑、肝脏和肌肉）内的对比度，或者，改善某些组织成分（如流动血液和脑组织）之间的对比度。脂肪、脑脊液等组织的信号几乎不受磁化传递的影响（不因前置脉冲的作用而发生磁化传递）

磁化传递

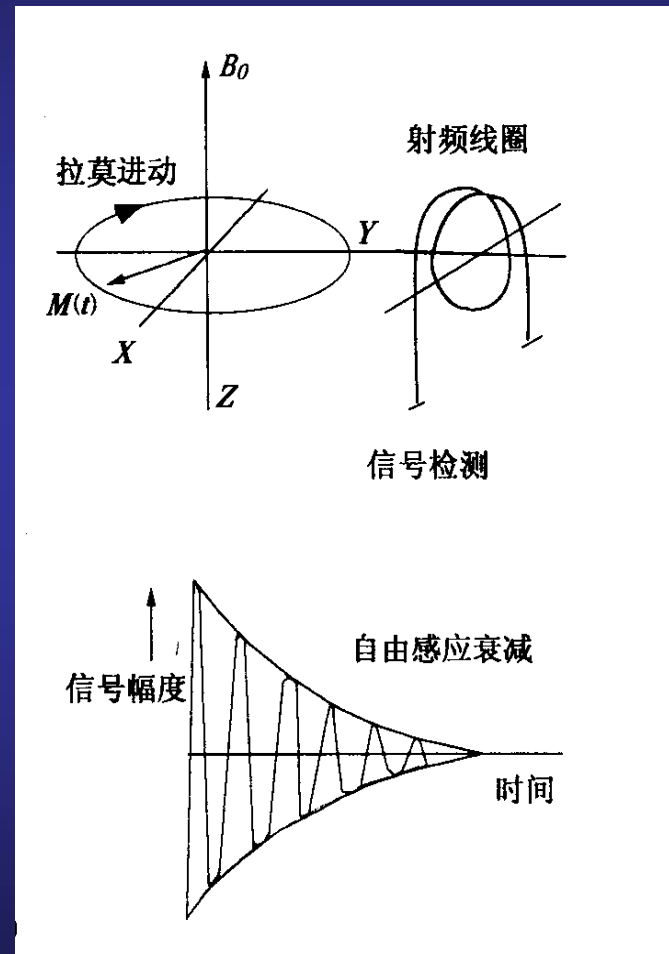
- 磁化传递技术(MTC)在TOF MRA中可以增加对静止组织的抑制。将MT技术与2D 3D TOF MRA相结合，脑灰、白质由于MT效应将产生较少的信号。由于脑组织背景信号受抑制而变暗，而血液的信号强度很少受到影响，流动质子与静止组织间的对比会更大，结果改善了MRA图像中小血管的对比。

磁化传递

- 灰、白质都有MT效应，如果结合水池中的质子易受饱和脉冲的影响，这种MT效应将导致自由水池中的质子磁化的部分饱和，也会使自由水质子磁化减少，产生信号净丢失

自由感应衰减信号 (Free Induction Decay)

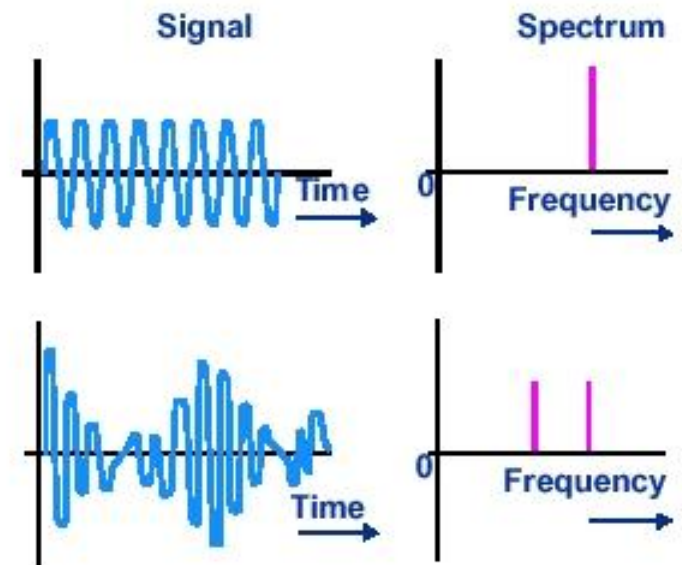
➤ FID信号： 的强度随时间按指数规律衰减；衰减的快慢由 T_1 、 T_2 ；同时它与研究区域内的核自旋密度 ρ 有关；FID信号是磁共振成像系统中的信号源，是医生主要采集的信号。



磁共振物理基础

自由感应衰减，信号探测和傅里叶变换

- 外加磁场使自旋取向和射频磁场进行自旋系统激励，在横向平面产生可以测量信号
- 测到的信号--即感应电流
- 信号包括时间、强度、相位、频率等成分
- 信号（A）是单一频率正弦波。它谱线在频谱某点上一条单一的线，线的高度决定信号强度。信号（B）是二个频率正弦波，每个成分具有相等的强度



磁共振物理基础

自由感应衰减，信号探测和傅里叶变换

- 每一个时间有关的信号可以用数学上的富里叶转换生成相应的频率，及反之亦然
- 自由感应衰减信号有下列特征
 - 以被激励核的拉莫尔频率波动
 - 测量样品中被观测核密度成正比例的初始量
 - 受自旋—自旋迟豫和磁场不均匀影响，其强度以时间常数 T_2^* 的指数形式衰减
 - 可以使用傅里叶变换技术生成MR图象频率谱

磁共振物理基础

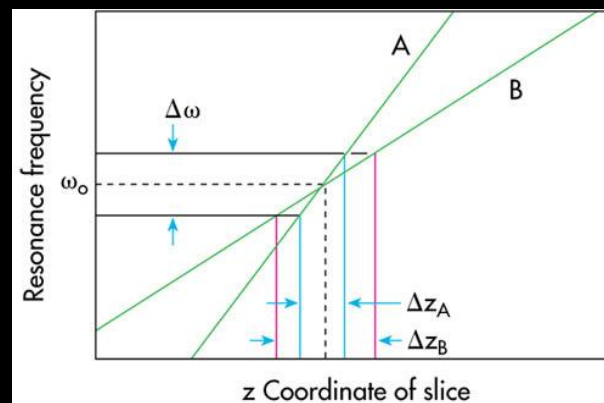
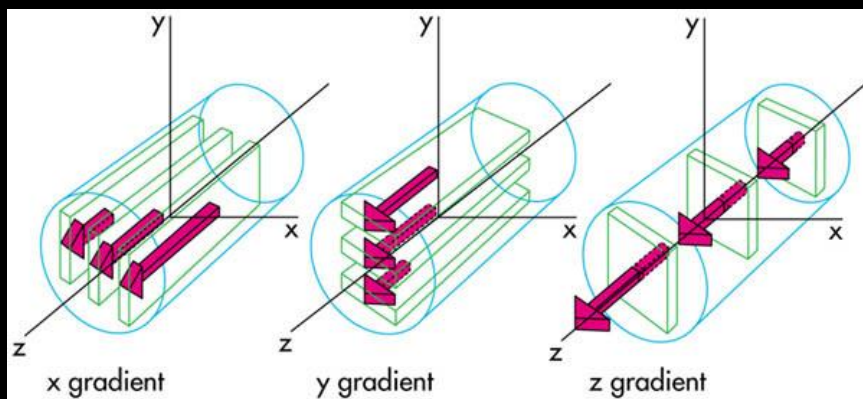
自由感应衰减，信号探测和傅里叶变换

- 假设射频脉冲和自由感应衰减检测连续进行的，但实际上不直接进行自由感应衰减取样，而是检测自由感应衰减消失后一定时间重新出现回波信号
- 磁共振测量使用两种方法产生回波信号
 - 自旋回波
 - 梯度回波

成像原理

层面选择

- 附加一个沿不同位置线性变化的弱磁场在主磁场上产生磁场梯度，具有不同拉莫尔频率
- 施加一个窄范围频率段的射频脉冲，则只有那些拉莫尔频率与射频脉冲频率相同、扫描层面内的核才会吸收射频脉冲能量——层面选择激励



成像原理

层面选择

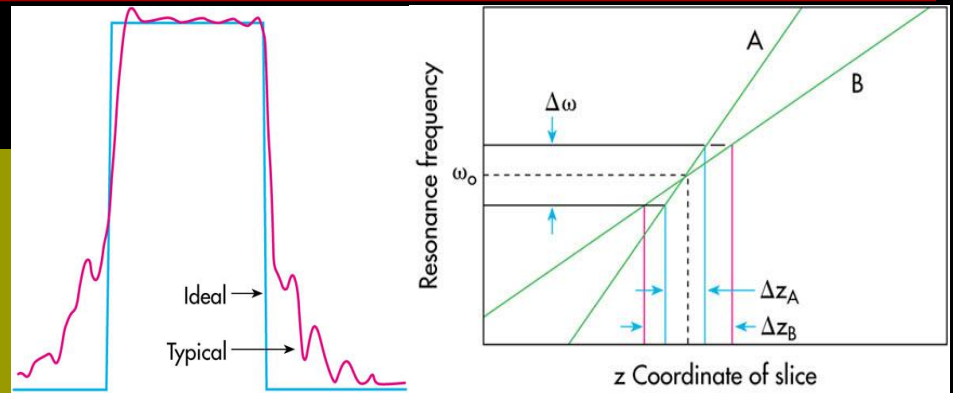
■ 决定层厚的两个参数

- 磁场梯度强度
- 射频脉冲带宽

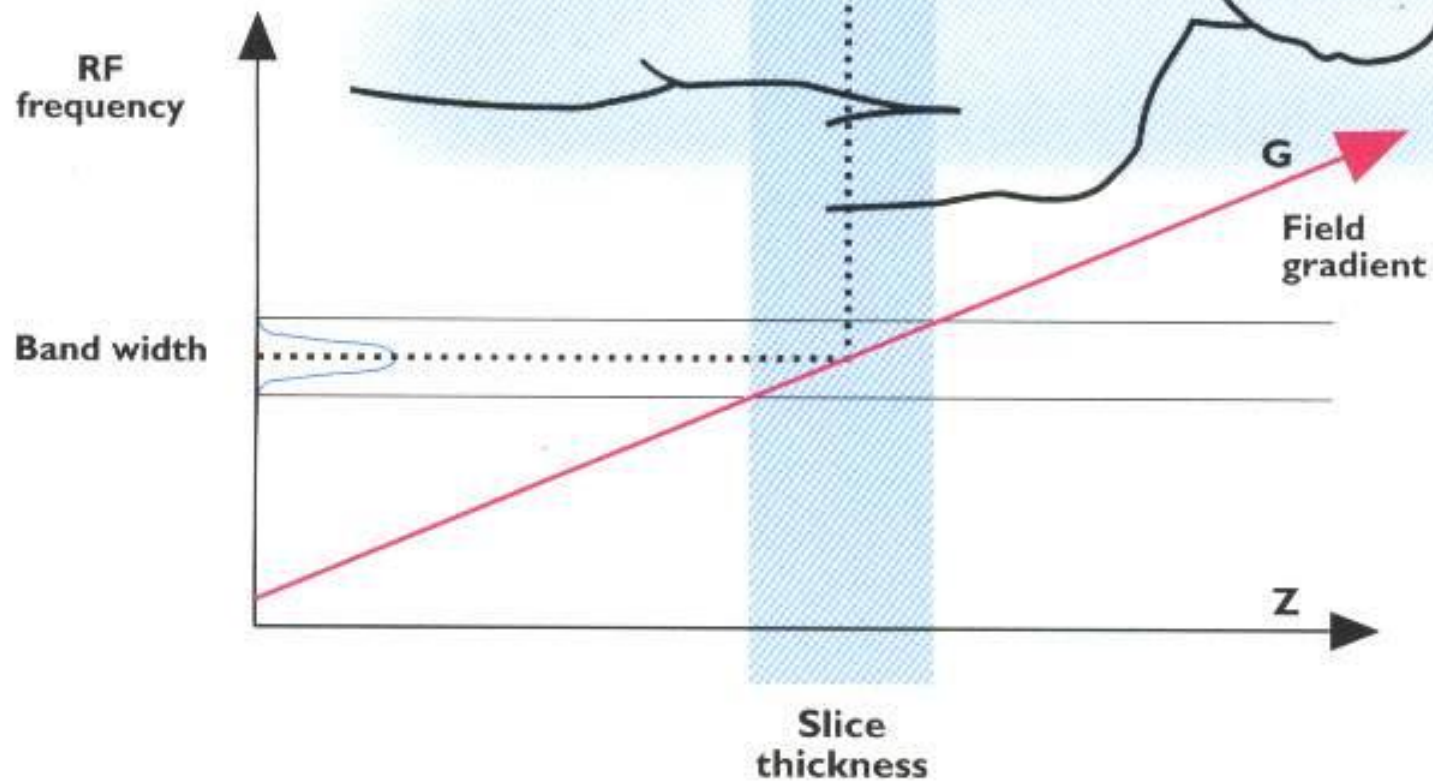
■ 射频脉冲形态也与层厚及形态相关

■ 层面投影与脉冲形态可以相互傅里叶变换

- 矩形层面投影要求层面选择脉冲象衰变正弦波形态
- 足够窄的带宽的正弦波形可以生成边界非常清楚的薄层；精确地确定层面层厚，可以减少层面间干扰



MR的层面选择

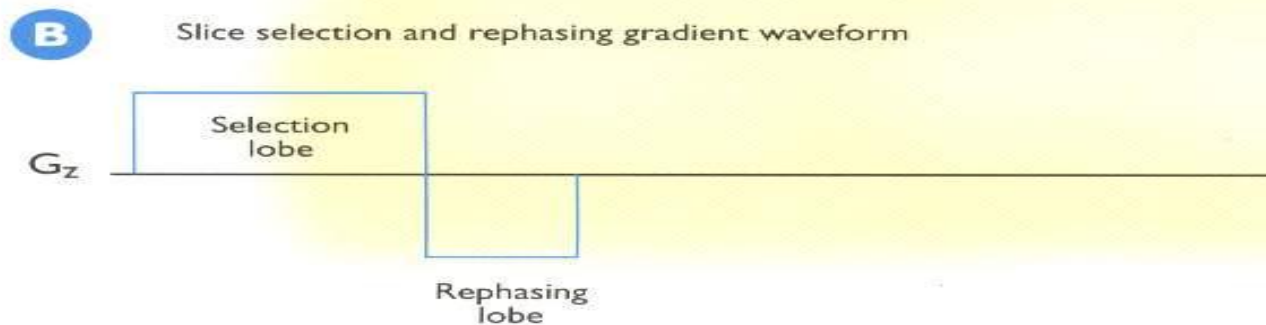
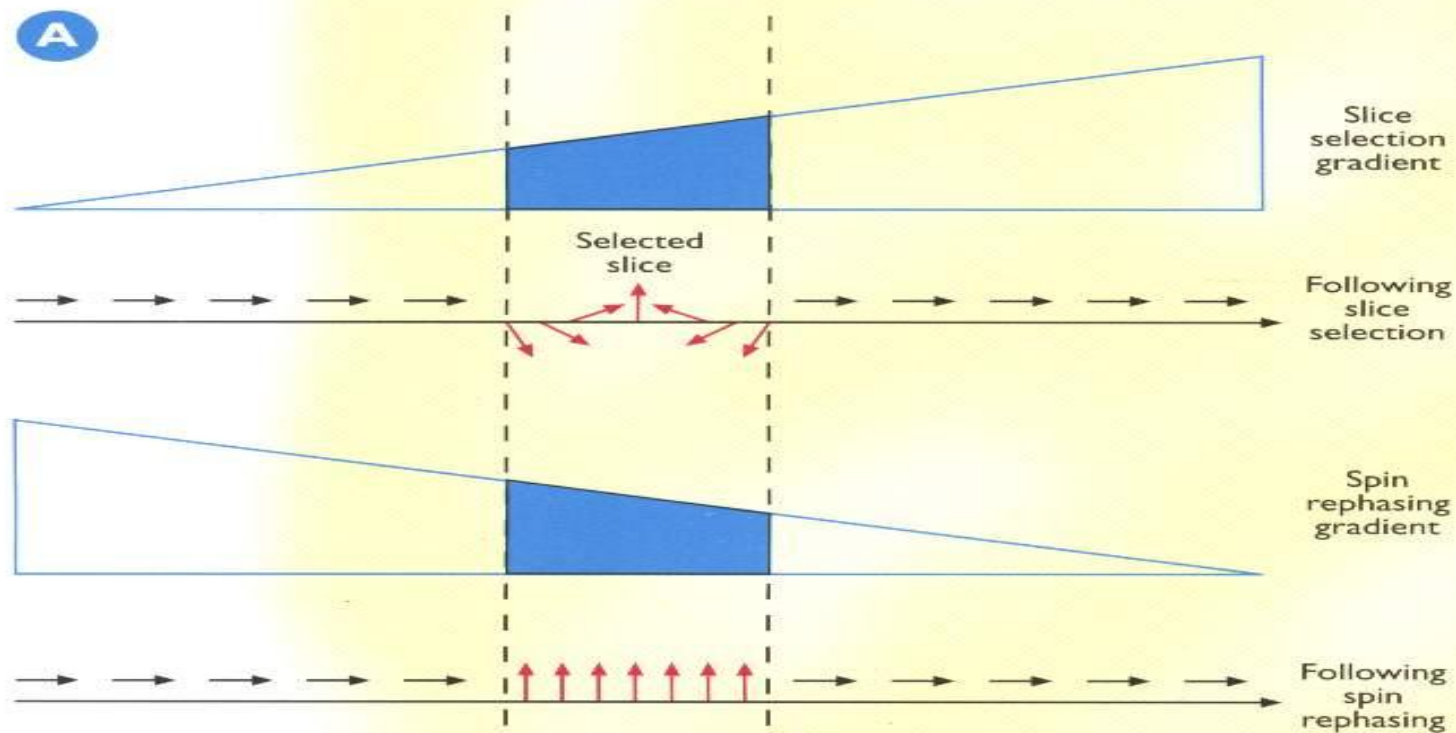


成像原理

层面选择

- 磁场梯度场影响下，所选择层面厚度内自旋质子将以略有不同频率进动，出现失相位——像螺旋梯阶梯样散开
- 取得最大信号强度，必须使用一个与层面选择梯度相反的梯度场作为自旋复相位梯度，使所选择层面内自旋处于同一相位形成相位相干性

被选层内的频差

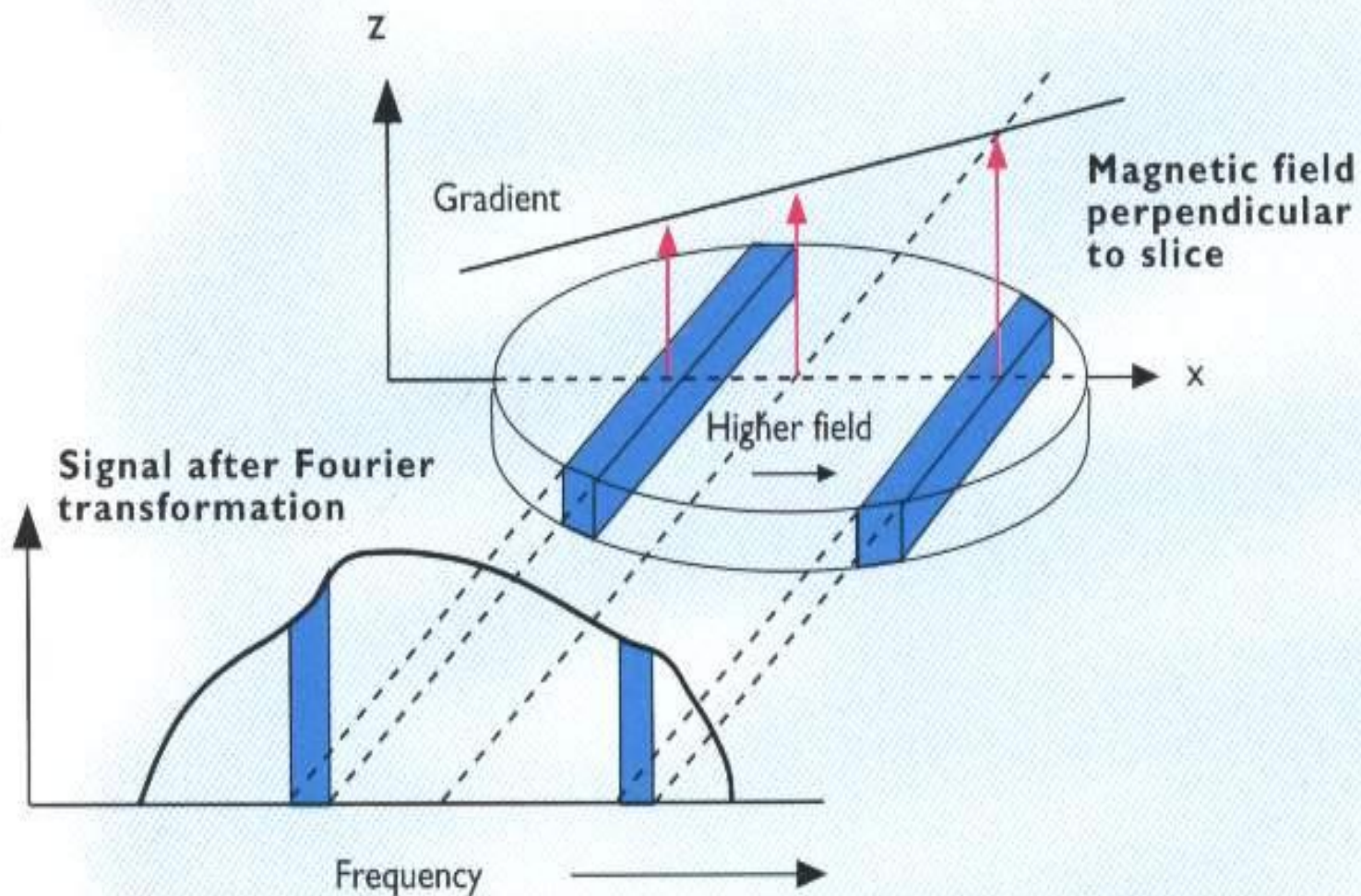


成像原理

空间编码及图像重建

- 必须确定层面怎样在空间上分辨成像
 - 使用读识梯度(频率编码)
- 接受信号时，使用与层面选择梯度垂直的第二个磁场梯度，散发出来的信号频率与沿 G_x 梯度轴位置不同而不同。信号经富里叶转换为 X 轴上的投射。每个频率成分的振幅，即沿 X 轴每个位置上的强度，与 X 轴位置上 Y 方向信号总和成正比

频率编码



成像原理

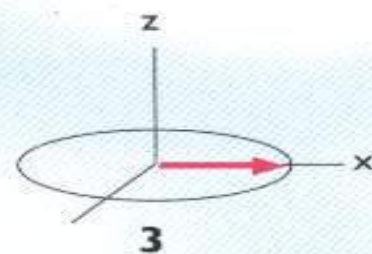
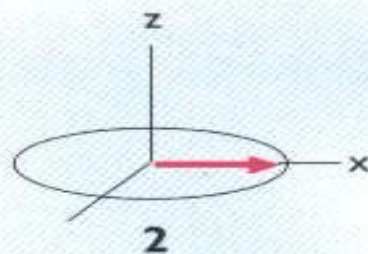
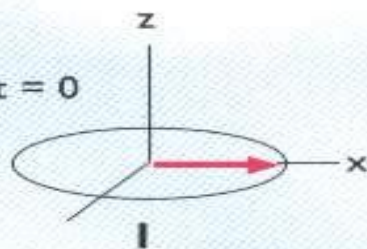
2DFT图像重建（频率及相位编码）

- 固定读识梯度，引入相位编码梯度
 - 在读识梯度前
 - 与读识梯度方向垂直
- 层面选择梯度与射90度频激励脉冲后，所选择层面内所有自旋同频同相进动；相位编码梯度打开后，自旋将受该梯度影响以不同频率进动，相位编码梯度关闭时，所有自旋又同频进动，而位置各异，每个核有各自的相位，依Y梯度位置而定，这种改变称为“相位记忆”

相位编码(相位记忆)

A

Time $t = 0$



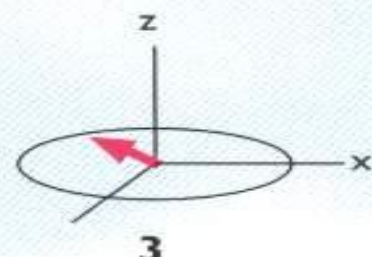
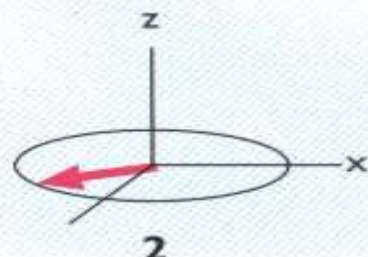
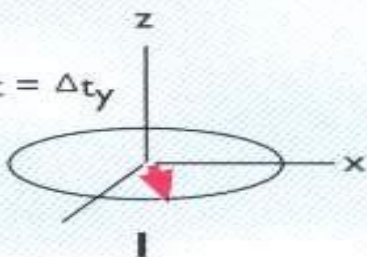
B

Field gradient
switched on

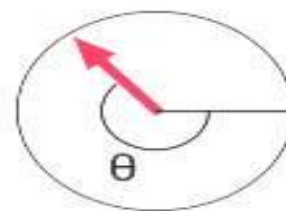
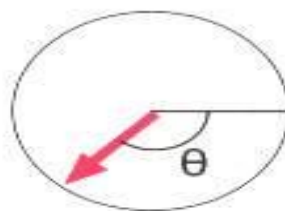
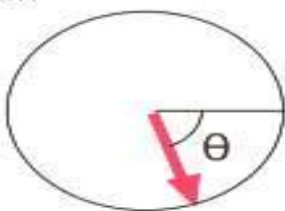


C

Time $t = \Delta t_y$



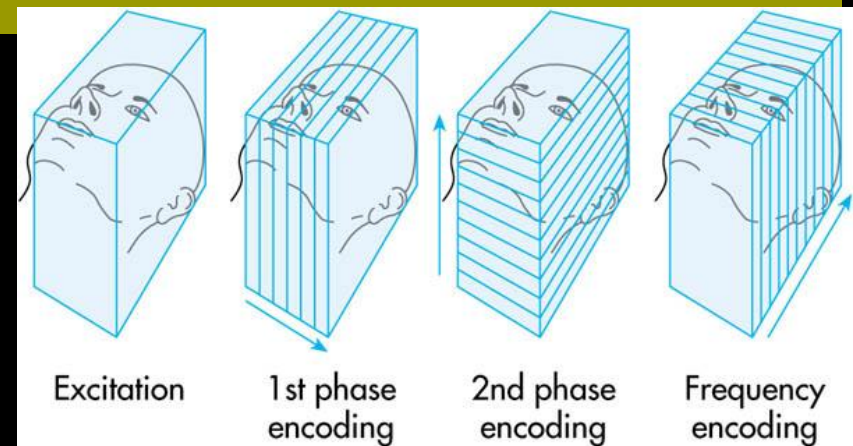
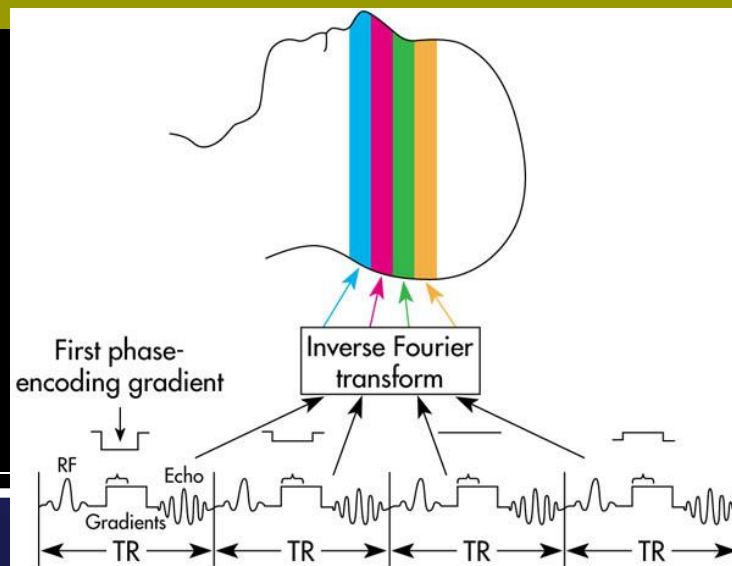
Top view



成像原理

容积成像或三维成像

- 射频脉冲激励成像容积，所有核以同频率共振
- 不使用层面选择梯度，而是在垂直于所要层面方向上使用第二个相位编码梯度进行第三维方向空间定位。层面选择方向相位编码步数决定容积层数



成像原理

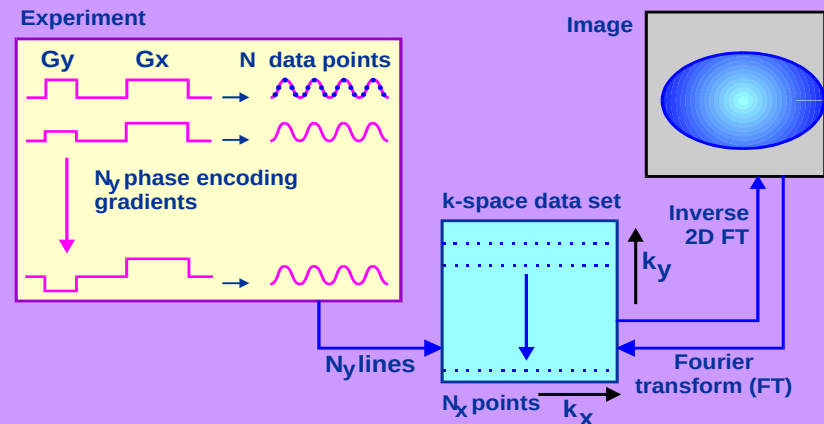
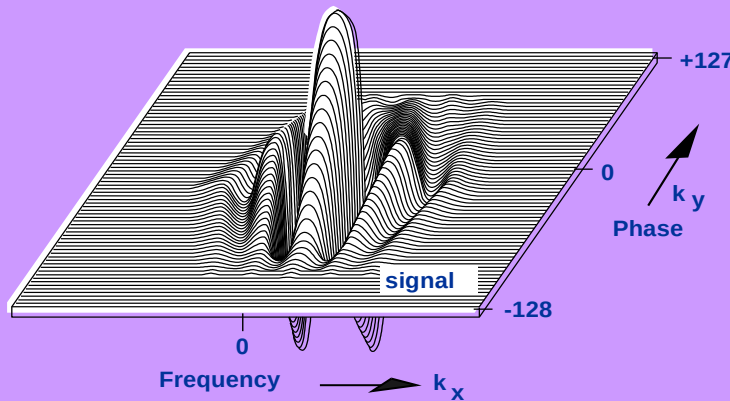
容积成像或三维成像

- 三维成像的优点在于
 - 信号来自整个成像容积，所以信噪比更高
 - 图像层面、层间距可能很薄
 - 体素可近乎呈等边长立方体状，使得三维数据可以进行任意平面的重建，图像质量一样
 - 进行连续层面部分重叠三维采集扫描时间减半，信噪比增加，病变的对比度得到改善

成像原理

空间编码及K空间

- K空间由图像采集时收集到的数据组成
 - 水平轴K值与测量梯度时间对应 K_x
 - 沿垂直轴对应于相位编码步数 K_y
- K空间实际上由所采集到的投影或回波构成
- $K_y = 0$ 的投影是零相位编码梯度后测量回波



成像原理

空间编码及K空间

- MR扫描期间，采集的数据并不分别对每个相位编码步的数据进行傅里叶变换，来产生图像灰度，而是按照相位编码顺序，暂存在一个地方----即K空间，K空间是一个抽象空间或平面，每幅影像都有它自己的K空间数据阵列。K空间水平方向的Kx值对应于测量梯度的时间(积分)，垂直方向的Ky值正比于相位编码梯度的强度，每一相位编码步由一个Ky值表示。

成像原理

空间编码及K空间

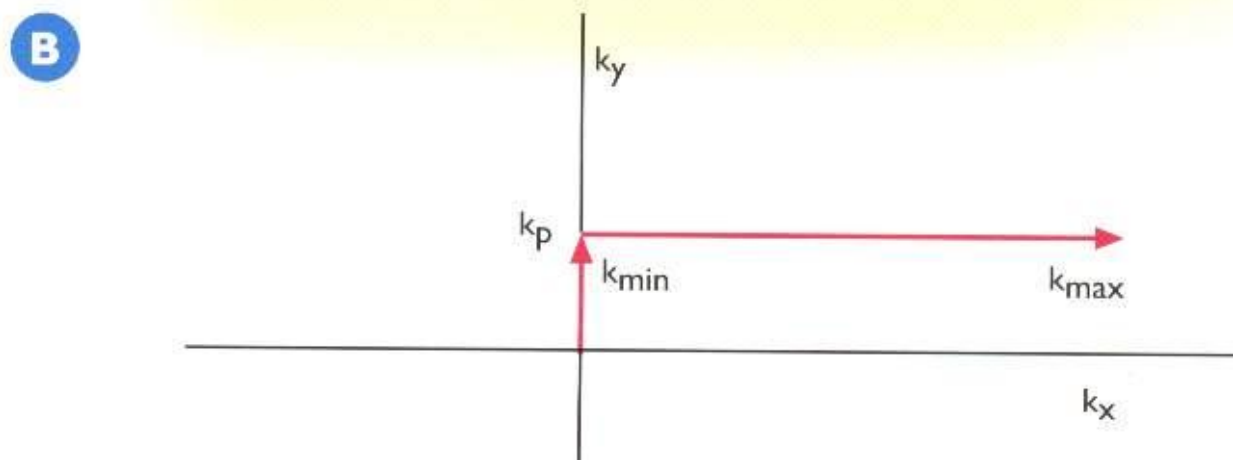
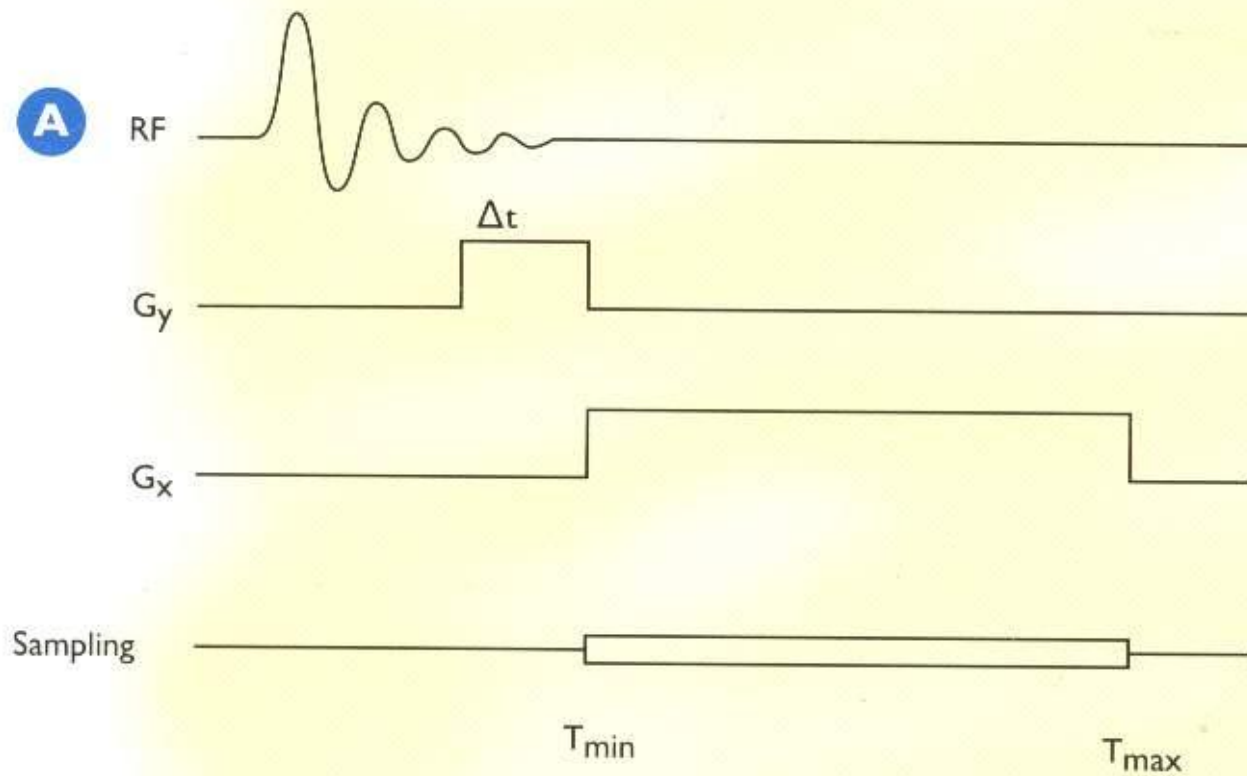
- K空间实际由数据采集获取的全部回波数据或投影一行一行叠排起来组成。 $K_y=0$ 的投影是相位编码梯度为零的条件下测量的回波的数据。K空间数据阵列在水平和垂直两个方向都有对称性。

成像原理

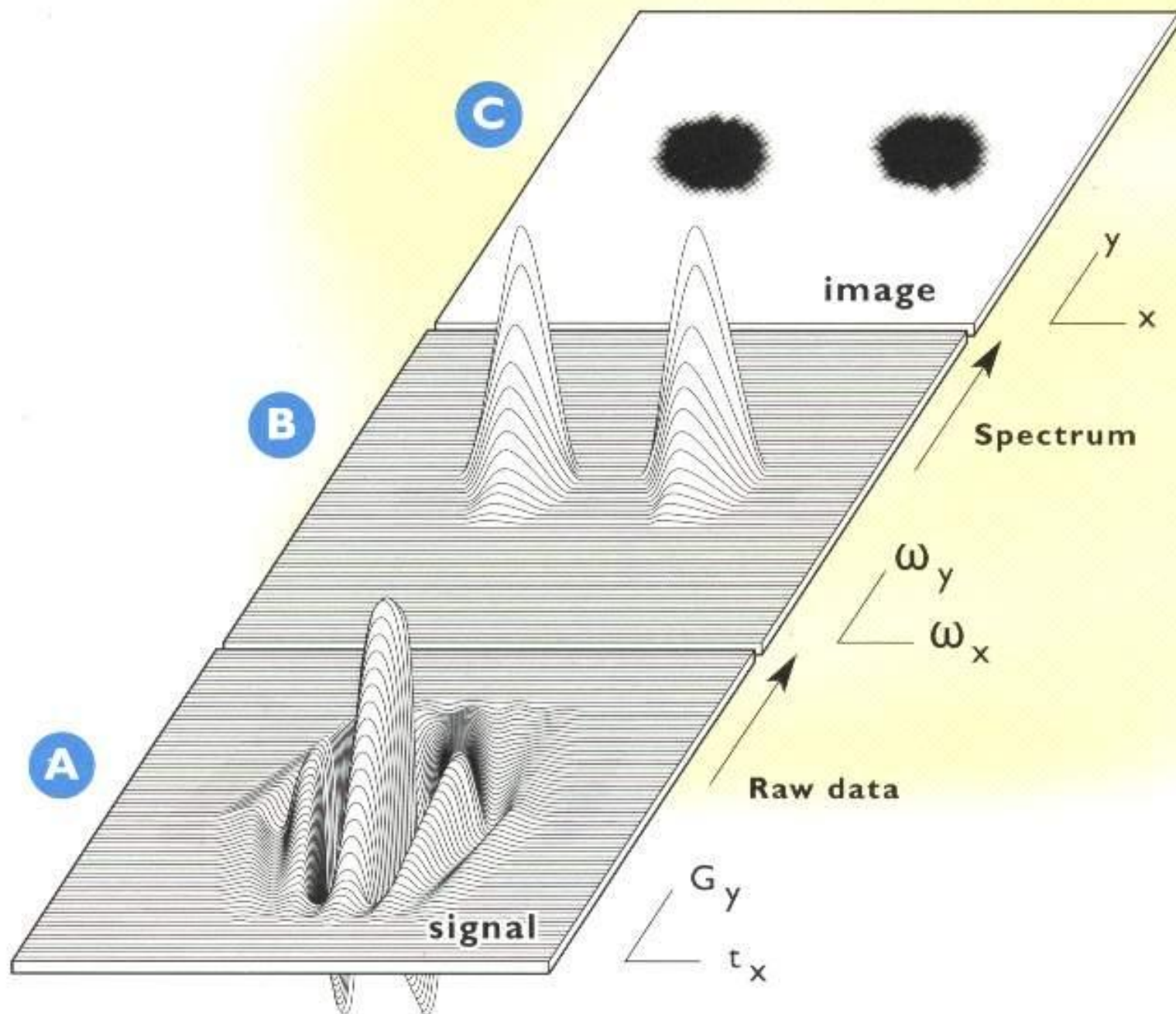
空间编码及K空间

- 当一个扫描序列完成后，系统会对该序列中所有预设层面的K空间的数据进行傅里叶变换，最终得到对应层面具有相应灰度等级的亮度图像。在MR图像中，图像上每一点与K空间内每一点不是一一对应关系，图像上每一点的信号都来源于K空间所有点，K空间内每一点都参与图像上所有点信号的形成。

空间采样示例

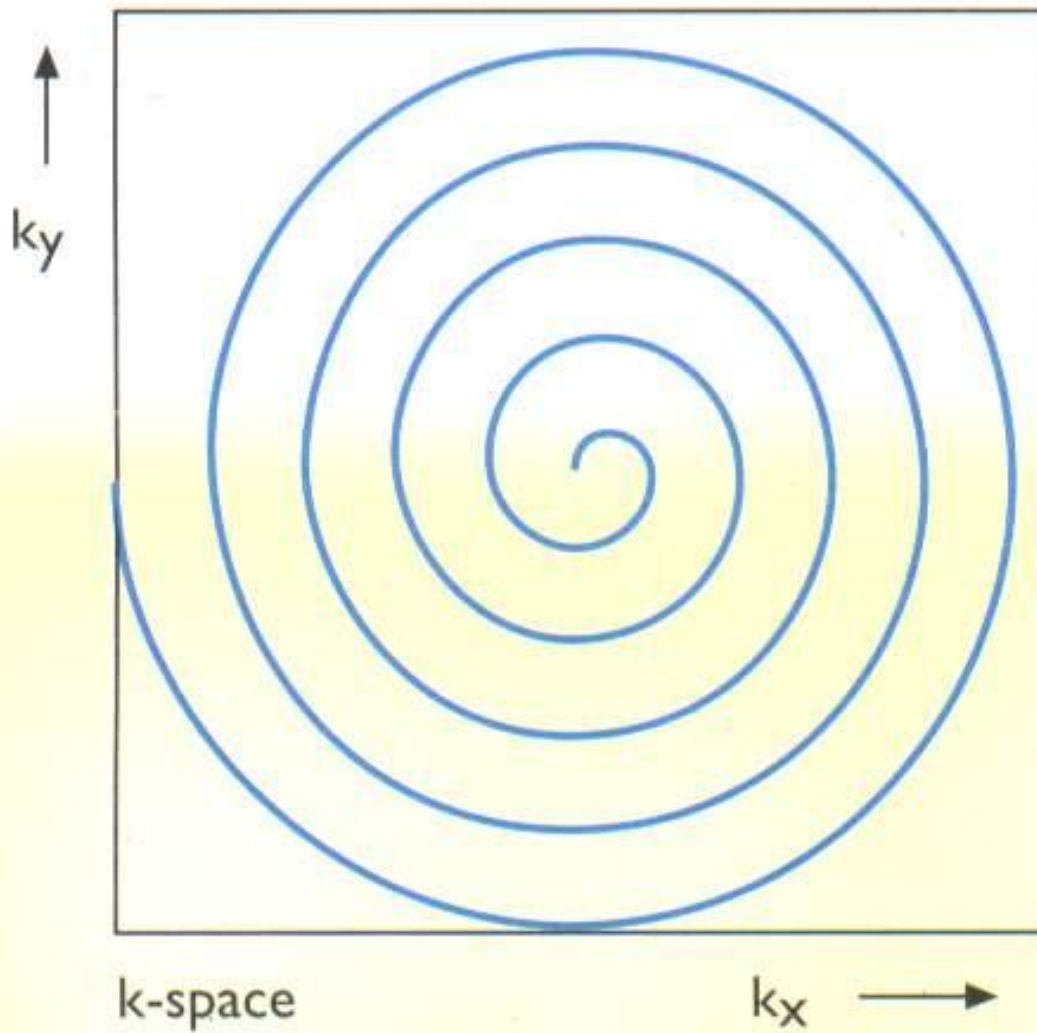


MIR 成像过程



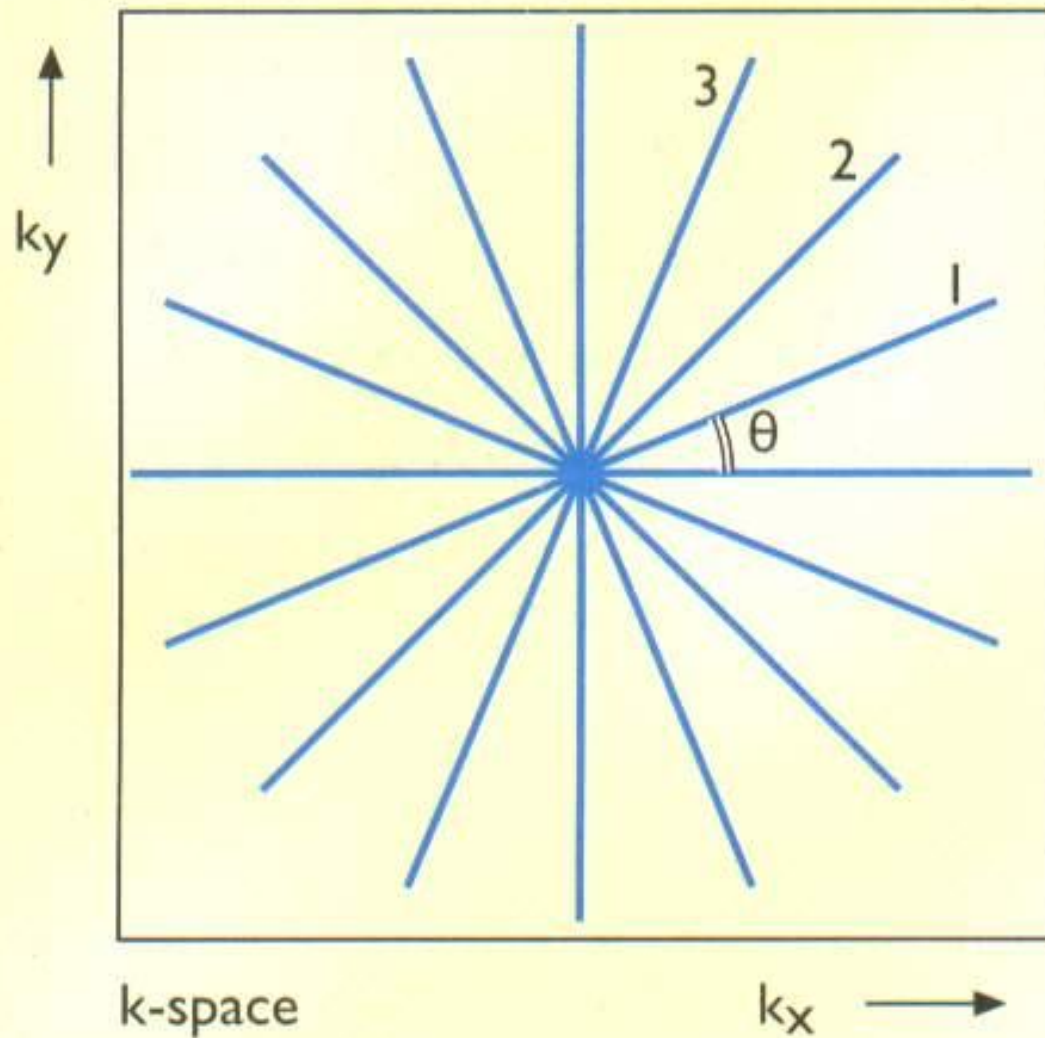
螺旋MRI的k空间描述

A



辐射型空间描述

B



第一节 MRI 成像系统概述

- **核磁共振成像系统**是1982年用于临床检查，采用静磁场和射频场作用于人体获得人体器官组织的(氢原子核)质子密度，弛豫时间 T_1 、 T_2 信息，依靠计算机图象重建，有能力将同样密度的不同组织或同一组织的不同化学结构通过影像方式区别开。**从人体分子内部反映出人体器官的失常，可用于早期诊断。**

- 生物组织的生物化学变化可以用不同的弛豫时间 T_1 、 T_2 具体值描述，这是CT不能做到的。如脑灰质和脑白质、组织坏死、恶性疾病、退化性疾病的早期诊断、软组织的对比度较大，在许多方面优于X-CT。而X-CT，当病变组织与周围正常组织对X线吸收相同时，无法诊断，只有当病变发展到改变了器官形态、位置、或自身增大到给人异样感觉时，才被X光发现，这时属于中晚期诊断。

核磁共振系统两大领域

- **磁共振成像** (Magnetic resonance imaging, MRI)

回波平面成像：分辨率小于1.5mm 时间 100—200ms

核磁共振血管造影成像：不需造影剂，形态，功能

磁共振介入成像：精细分辨病灶界面，亚毫米级

伪影消除：有效消除呼吸、血流、心脏跳动、脑脊液的脉动、胃肠蠕动伪影

- **磁共振波谱分析** (Magnetic resonance spectroscopy, MRS)

核磁共振谱线分析，通过对谱线宽度、谱线面积、谱线形状、谱线在磁场刻度上精确位置、谱线精细结构，弛豫时间等分析，了解物质结构、化学成分。

一 发展简史

- 原理发现，谱仪；
- 空间编码技术，断层仪
- 新技术出现：
 - 高性能梯度磁场
 - 开放型磁体
 - 软线圈
 - 相控阵线圈
 - 计算机网络的应用

MRI技术的技术进展

- EPI减少成像时间，用于快速成像；
- 磁共振血管成像；
- FMRI技术
- 介入磁共振图像
- 消除伪影技术

二、特点及临床应用

一）、特点

- ✓ 无电离辐射危害
- ✓ 多参数成像
- ✓ 高对比度成像
- ✓ 具有任意方向断层能力
- ✓ 无需使用对比剂，可直接显示心脏和血管结构
- ✓ 无骨伪影干扰
- ✓ 可进行功能，组织化学和生物化学方面的研究

二）、临床应用和局限性

脑，头颈部，脊柱，心血管系统，肝疾病，肾及肾上腺，女性骨盆，男性骨盆，肌肉骨

1. 它可利用被检组织的物理和生物化学特性(如水、铁、脂肪、血管外血液及其分解后的产物等)来作组织特性的评价，并区别不同组织。 2. 通过流动效应来评价血流和脑脊液的流动。

3. 自旋回波序列扫描时，骨皮质及钙不发射信号。因此，为骨骼所包围的组织，如后颅窝和椎管内的组织显示清楚，不受因骨产生的伪影所影响。

4. MRI扫描时，无需移动病人即可作多方向的扫描，因此在制定放射治疗和手术方案时很有帮助。

5. MRI增强扫描时所用的顺磁性造影剂无毒性反应，使我们能研究血脑屏障的完整性。

6. MRI图像信号的采集不是利用电离辐射，也无需含碘的造影剂；在检查前不用对病人进行特殊的准备；加之它是一种无创伤性的检查，所以易为病人所接受。

三）、临床应用的局限性

- 成像速度慢
- 对钙化灶和骨皮质病灶不够敏感
- 禁忌症相对较多
- 图像易受多种伪影影响

三 主要技术参数及意义

- 1、组织参数：质子密度，纵向弛豫，横向弛豫时间，化学位移，液体流速和波动。
- 2、设备参数：主磁场强度，梯度磁场强度，切换率，线圈特性等。
- 3、扫描参数：回波时间，重复时间和反转时间

四、 分类

- 1、按成像范围分
- 2、按主磁场产生方法分
- 3、按主磁场的强度
- 4、按临床应用分

五、 构成

- 1、永磁型MRI设备
- 2、超导型MRI设备

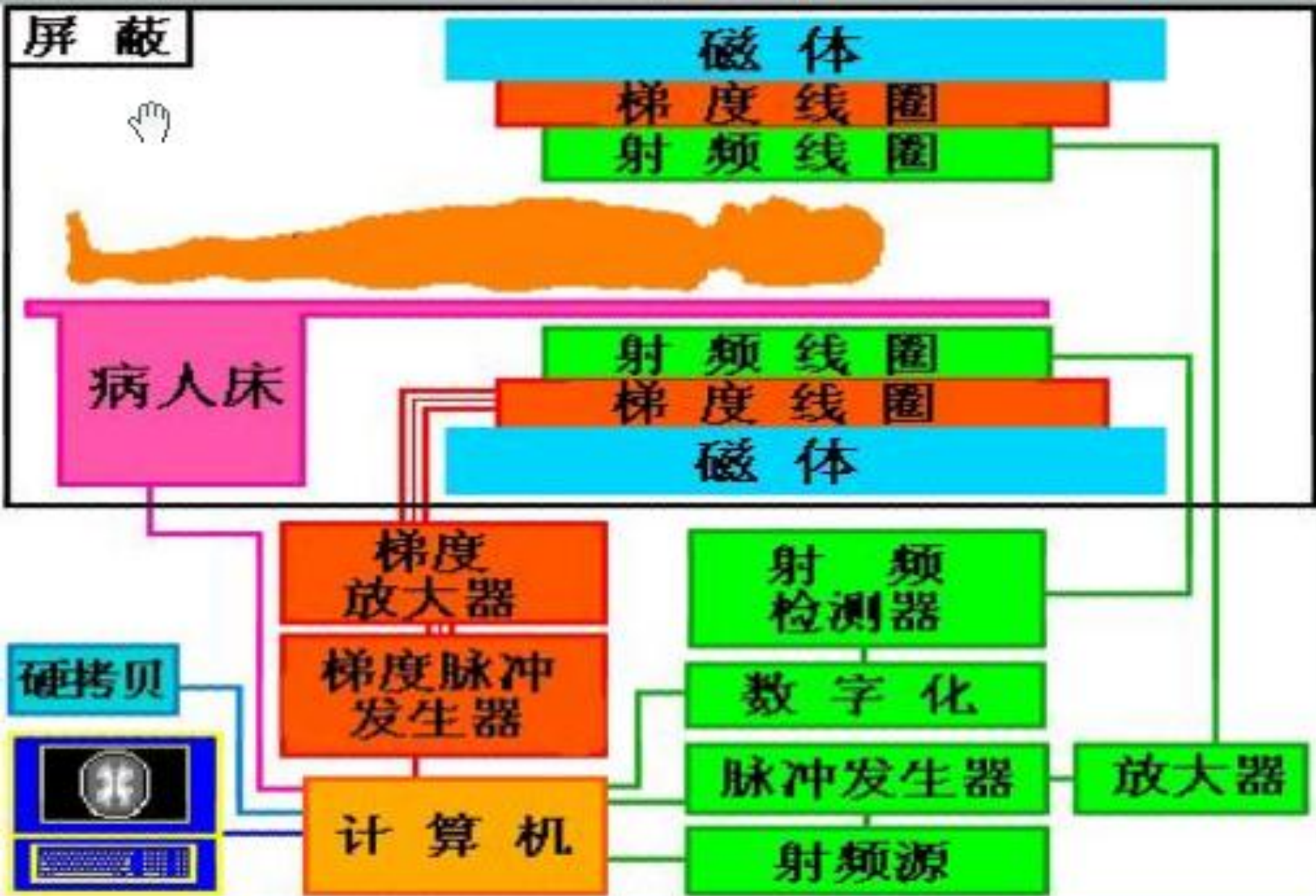
组成及工作原理

- 人体组织：人体组织含有大量的水，人体组织可视为裸露的氢原子核系统，把人放在磁场中，我们观察氢原子核在磁场作用下的行为；一般在人体上建立三个磁场：
- 主磁场 B_0 、射频场 B_1 、线性梯度磁场 $G(x)$ 、 $G(y)$ 、 $G(z)$ 。线性梯度磁场叠加在主磁场上，射频场 B_1 垂直主磁场 B_0 ，主磁场强度最大，特斯拉级别，线性梯度磁场高斯级别。产生磁场的磁体有永久磁铁，通电线圈，超导。射频场为高频无线电波

磁共振系统结构组成

- 磁体—产生静磁场
- 磁场梯度系统—梯度放大器和梯度线圈
- 射频放大器和射频发射线圈
- 射频接收线圈和放大器
- 采集和控制系统
- 重建系统
- 升降床
- 操作/显示控制台
- 生理学硬件及病人监视设备
- 存档系统
- 磁屏蔽和射频屏蔽





MR 系统构造示意图

□有时为特殊成像，如心脏门控，还要对生理信号如（心电，脉搏，血氧饱和度，氧分压，二氧化碳分压）等进行采集、处理、分析的单元；

□脑功能成像

□常用附件：

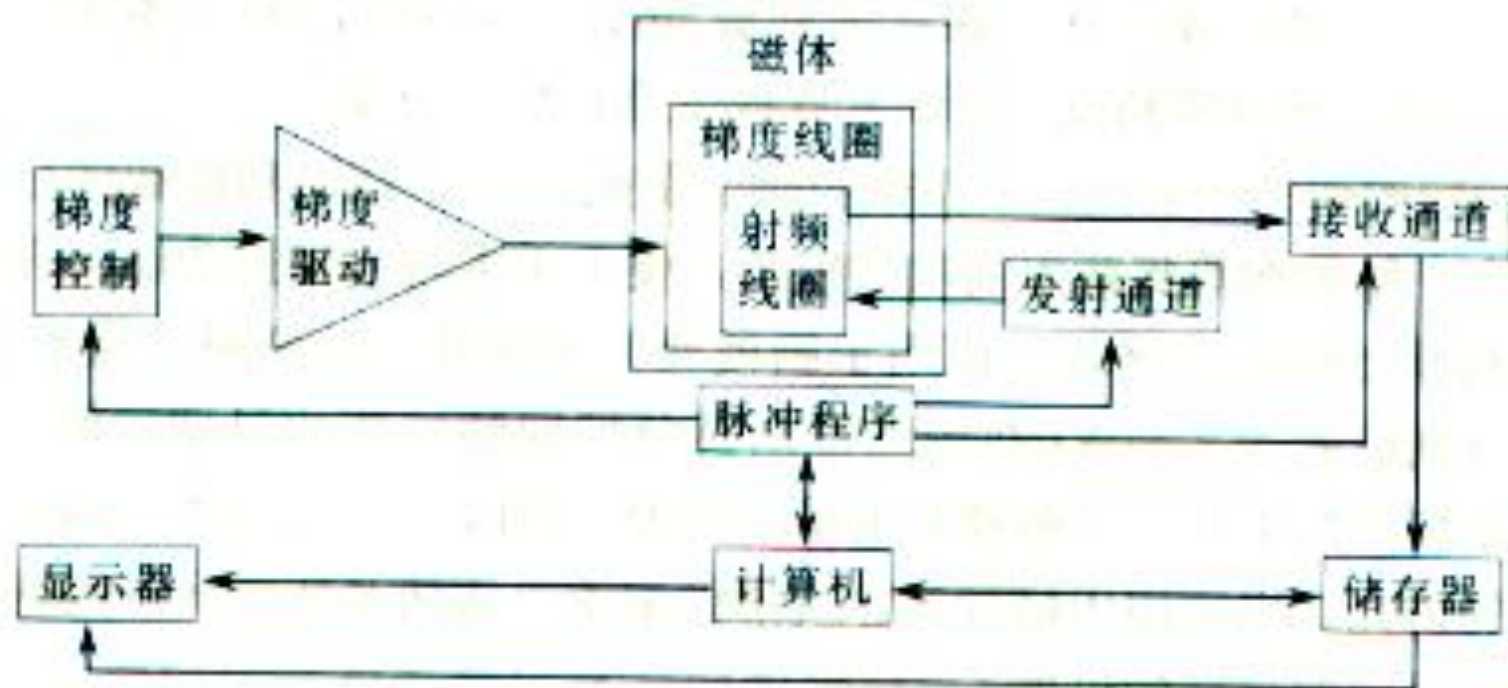
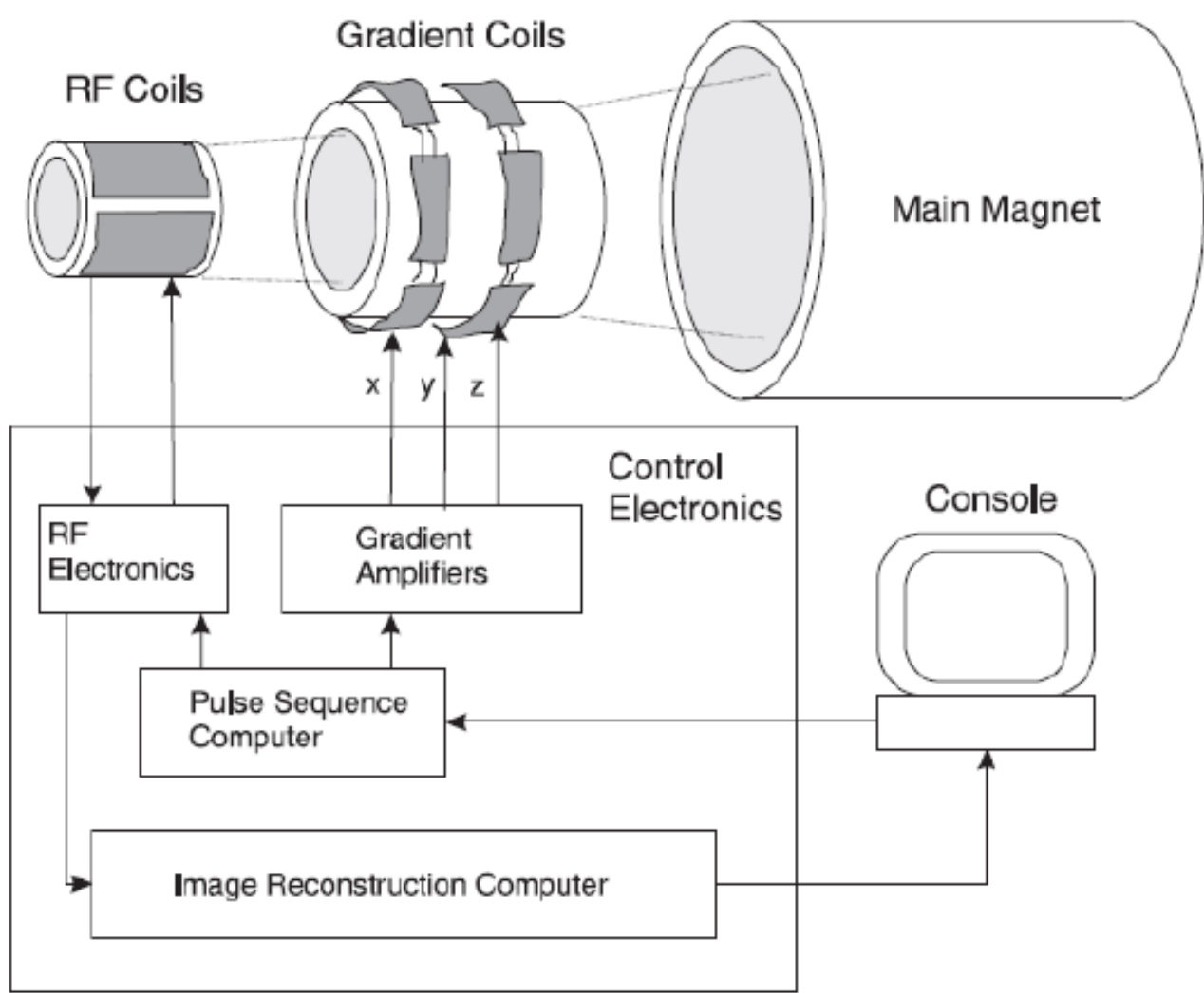
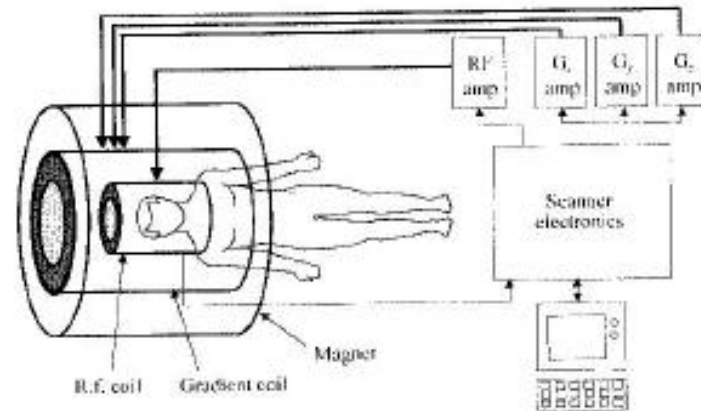


图 6-1 MRI 设备的组成方框图



MRI - Equipment



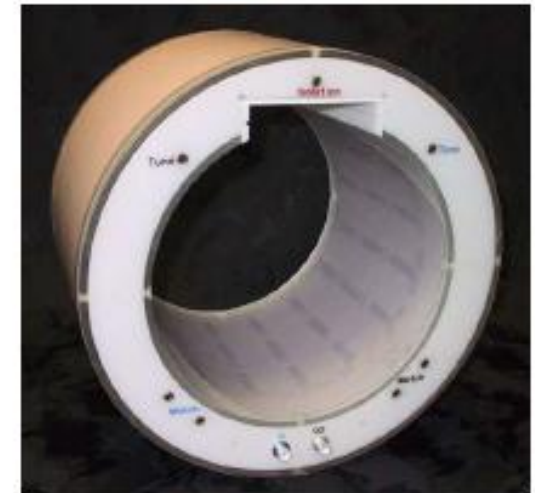
Magnet



Gradient Coil



RF Coil



Source: Joe Gati, photos

六、 发展趋势

- 1、主磁体方面：低磁场强度的开放和高磁场强度的性能改善
- 磁场强度高对成像设备的影响
- 信号强度高；扫描时间短；T1弛豫时间变长
- 2、梯度磁场方面：高线性和快速响应的梯度磁场；双梯度系统；涡流和噪声的减少

六、发展趋势

- 3、发射和接受方面：改进接受线圈；增加阵列线圈
- 4、先进的应用软件：成像序列的改进；K-空间辐射状填充法；全身扫描拼接技术；并行采集设计处理；操作简单化

第二节 主磁体

- 磁体系统作用：使核磁共振成像系统最重要的器件、产生一个均匀的磁场、使人体内氢原子核被磁化而形成磁化强度矢量 M 不为零。当磁化强度矢量受到满足共振条件的射频交变场作用，即产生共振信号。



19 Tesla



4.7 Tesla



1.5 Tesla

磁体系统

- 磁共振成像采用三种不同的磁场
 - 使原子核定向排列的主磁场
 - 叠加在主磁场上的梯度磁场
 - 使原子核发生偏转的射频磁场
- 主磁场磁体系统有三种类型
 - 永磁体
 - 电磁体（常导磁体）
 - 超导磁体

一、种类和性能指标

- **磁体种类**：三类
- **永久磁铁**：优点：造价低，不耗电，对周围环境影响小，可使用螺线管线圈作射频线圈。缺点：场强低（0.3到0.5T），重量大，稳定差 对温度要求严格。
- **常导线圈**：发热、功率高
- **超导磁体**：线圈工作在绝对零度（4.2K）附近，线圈采用铌钛合金制成。优点：场强度高，稳定度，均匀度好，不受外界温度变化影响。缺点：造价高，工艺复杂，定期补充维护费用高，特殊情况下产生“失超”

三种类型 磁体的比较

磁体系统

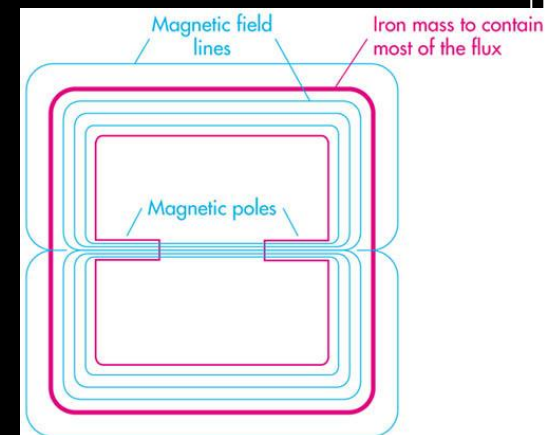
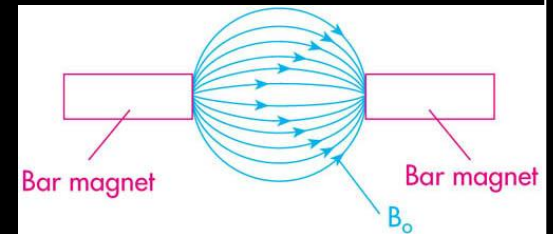
■ 永磁体——铁磁性物质组成

■ 优点

- 造价低；维护费低，不耗电，不消耗冷冻剂；边缘磁场小，磁体射程小，对环境影响小；磁力线垂直于孔洞，可用螺线管射频线圈，有助于提高信噪比

■ 缺点

- 额外重（达100吨）；磁场强度只能达到0.3T~0.35T；磁场稳定性较差；室温波动小于1°C；磁场不能关闭



磁体系统

- 常导磁体——常温下电流通过铝或铜线制成导线线圈产生磁场
- 优点
 - 重量相对较轻；造价低；工艺简单；磁场可以关闭；场强可达0.2T~0.4T
- 缺点
 - 耗电大，产热量大，需水冷却系统；场强低；磁体均匀性受室温的干扰大

磁体系统

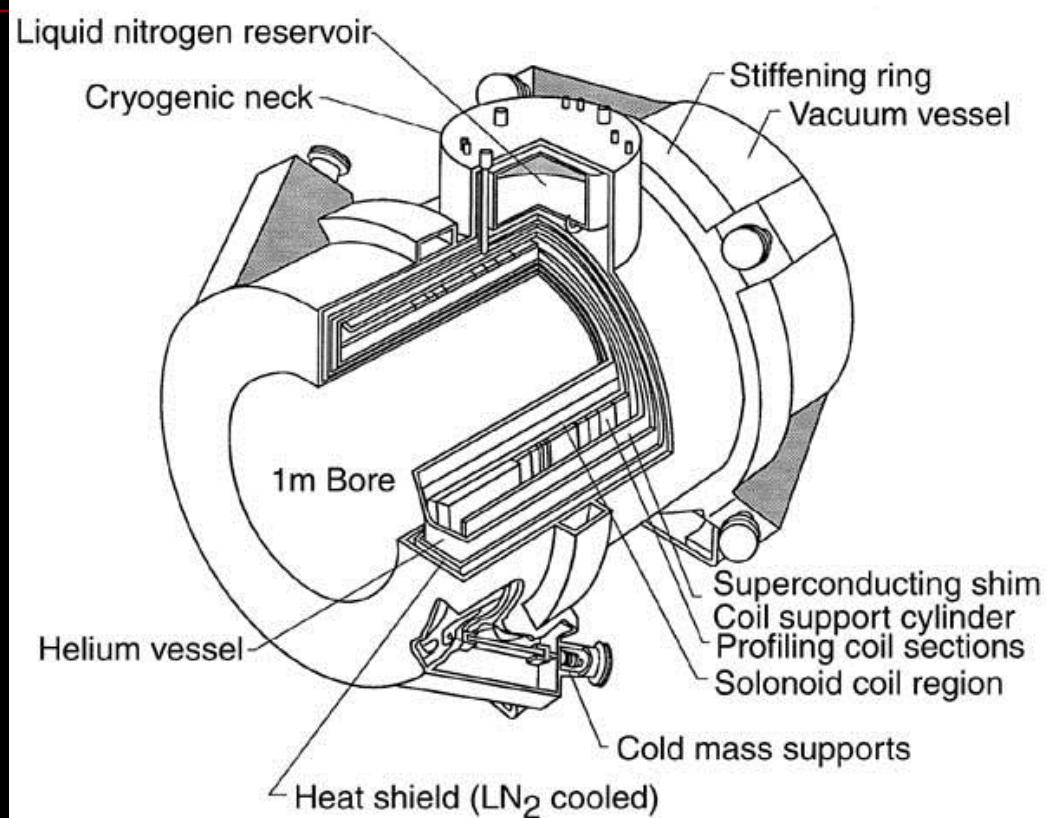
■ 超导磁体——特制线圈在低温下达到超导

■ 优点

- 场强高（0.35T~2.0T）；稳定而均匀；不受外界温度的影响；磁场可以关闭

■ 缺点

- 工艺复杂，造价高；需补充制冷剂；维护费用相对大



二、主磁场性能参数

- 磁场强度大小：
- 磁场强度的均匀性：
- 磁场强度的稳定度：
- 主磁体的孔径，孔腔

磁体系统

■ 主磁场磁体系统的要求

- 高度均匀，图像失真小
- 稳定（漂移率小）
- 场强越高，信噪比越高
- 膛孔大可容纳较胖的受检者

1. 主磁场强度

MRI系统的主磁场 B_0 又叫静磁场
增强 B_0 ，可提高图像信噪比(SNR)。

MRI分类：

低场— $B_0 \leq 0.3\text{T}$

中场— $0.3\text{T} < B_0 \leq 1.0\text{T}$

高场— $1.0\text{T} < B_0 \leq 1.5\text{T}$

磁体系统

■ 磁场强度

- 特斯拉或高斯来表示, $1\text{T}=10,000\text{G}$

■ 磁场强度分低、中、高场

- 低场——主磁场强度小于 0.5T
- 中场——主磁场强度在 $0.5\text{T}\sim 1.0\text{T}$ 之间
- 高场——主磁场强度在 1.0T 以上
- 中高场系统采用超导磁体；低场常见有永磁和电磁体

磁体系统

- 磁场强度0.04~4特斯拉
- 影像对比度会随着磁场的增加而降低，但净磁化愈高，因此信号强度可能就愈高
- 高磁场强度磁体的应用受许多因素所限制
 - 共振频率增加，射频吸收相应增加
 - 信噪比增加会被因射频在体内衰减增加而抵消
 - 需要的射频能量更高

MRI – Big Magnet

Very strong

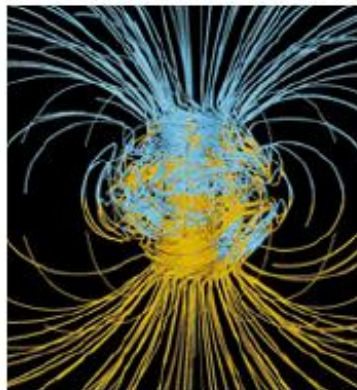
1 Tesla (T) = 10,000 Gauss

Earth's magnetic field = 0.5 Gauss

4 Tesla = $4 \times 10,000 \div 0.5 = 80,000\times$ Earth's magnetic field

Continuously on

Main field = B_0



Source: www.spacedaily.com

$\times 80,000 =$

Robarts Research Institute 4T



2. 磁场均匀性

MRI的磁体在其工作孔径内产生匀强磁场
非均匀会产生信号丢失和失真；

- 偏差级别是以ppm计算
- 出厂前调整
- 安装时也会受影响

磁体系统

- 磁场均匀度——主磁场一定距离上的偏差率，以PPM表示
- 高均匀度意味着在特定的区域或体积空间磁场的变化非常小，质子在此区域以相同的频率产生共振，从而产生最大的共振信号

磁体系统

- 匀场系统——调整磁体制造过程中磁场的
不均匀及人体进入磁体后造成的磁体
不均匀
- 设计可以是被动，也可采用主动匀场
 - 被动方式——在磁铁一定区域加铁块
 - 主动方式——使用线圈（正向或反向）

3. 磁场稳定性

原因：磁体附近铁磁性物质、环境温度或匀
场电源漂移等因素；

磁场的稳定性：时间稳定性和热稳定性。

4、主磁体的有效范围

5、主磁体的逸散度

磁体系统

- 磁体磁场特性
- 沿磁场中心向四周沿伸，磁共振成像仪安装以后要考虑内部和外部磁场对其的影响
- 磁体Z方向上近磁体边缘的磁场最大，远离磁体磁场逐渐减小
- 磁屏蔽可减小边缘磁场
 - 磁屏蔽——可将钢板或铜板安装进墙内（扫描房屏蔽），也可以围绕磁体（被动屏蔽），或安装与超导磁体绕组相反方向的屏蔽线圈（主动屏蔽）

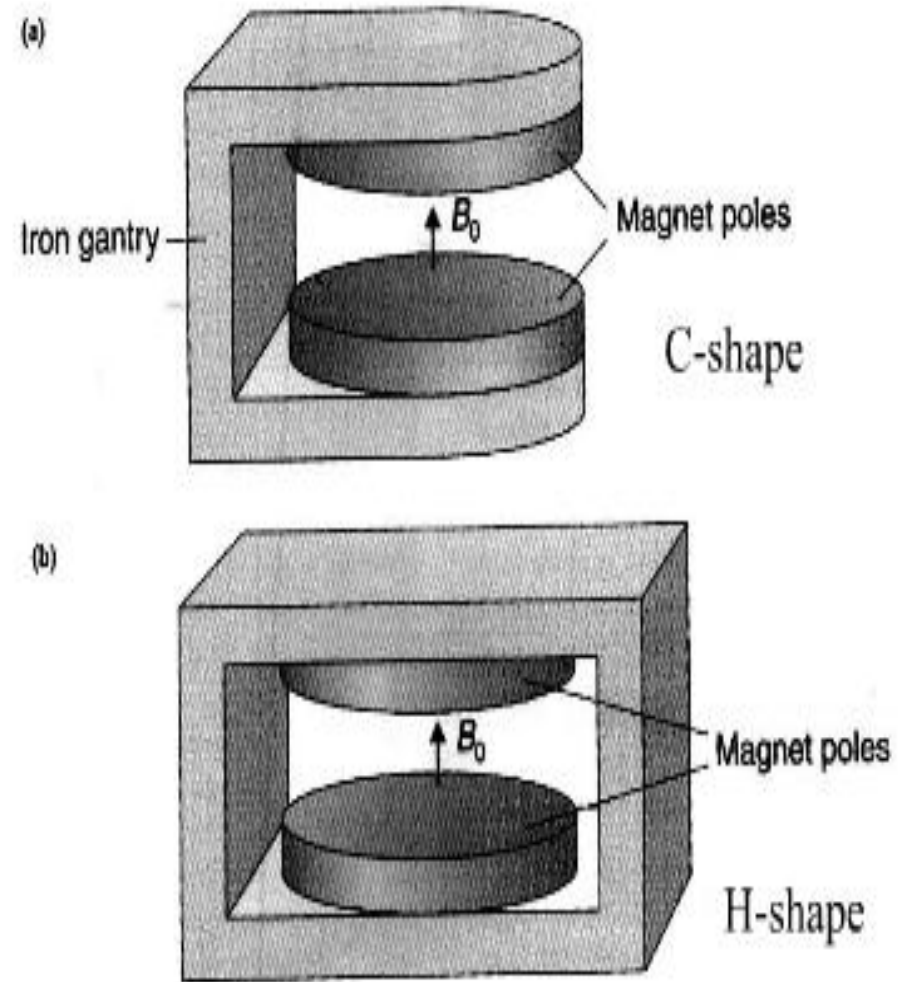
磁体系统

- 为了患者的安全及设备的正常运作，磁场强度在0.5mT（5高斯）线以外为安全操作区域
- 为防止对监视器上图像的干扰失真，使用视频监视器周围最大磁场不能超过0.1mT（1高斯）



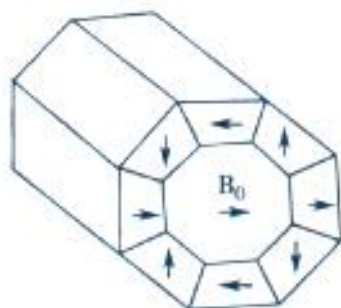
二 永磁体

- 永磁型磁体的永磁材料为稀土合金；
- 永磁型磁体 B_0 对温度敏感；
- 磁场固定、寿命长、没有明显磁场损失、维护费用少，容易制成开放式磁体；
- 磁场均匀性差。

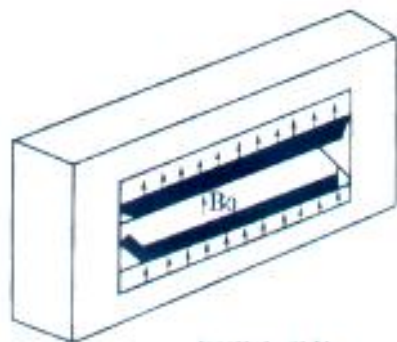


Permanent magnet using (a) a C-shaped or (b) an H-shaped design.

- **磁场本质**：运动电荷周围存在一种特殊物质。围
观角度，与带电粒子自旋有关。
- 自然界的物质按磁性分类**抗磁性物质、顺磁性物
质、强磁性物质**
- 永久磁铁（铁氧体或钕铁）的磁砖拼砌而成。常
见环形和轭形。
- 杂散磁力线小。
- **机房温度**保持在士摄氏0.1度，磁场变化40pmm.
- 缺点，**笨重3—5吨**，均匀度欠佳、不能满足波谱
研究。优点造价低，维护费用小，

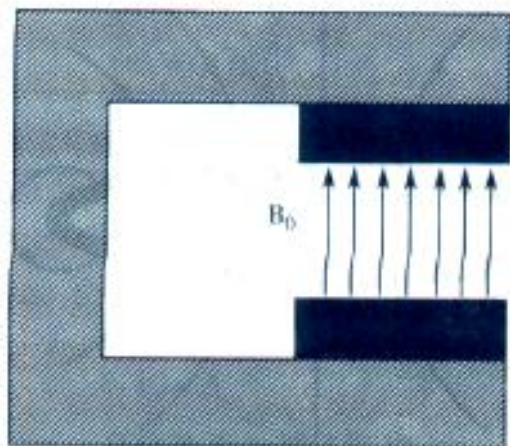


环形永磁体



C形永磁体

(1) 闭合式



(2) 开放式

图 6-2 永磁体的构造

主要技术参数:

磁场强度

磁场均匀性

瞬时稳定性

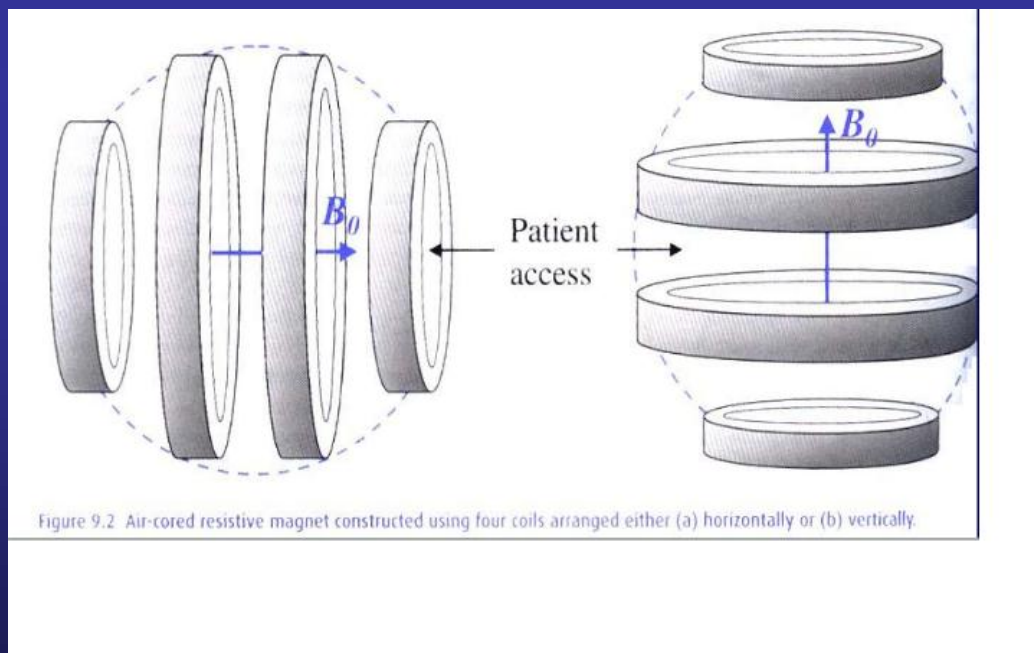
磁体孔径

高斯线性范围

磁体重量

三 常导体

磁场 B_0 依赖电流，能耗大，产生热量、用水冷。



空气芯常导磁体由四个线圈组成，产生水平或竖直方向的磁场。

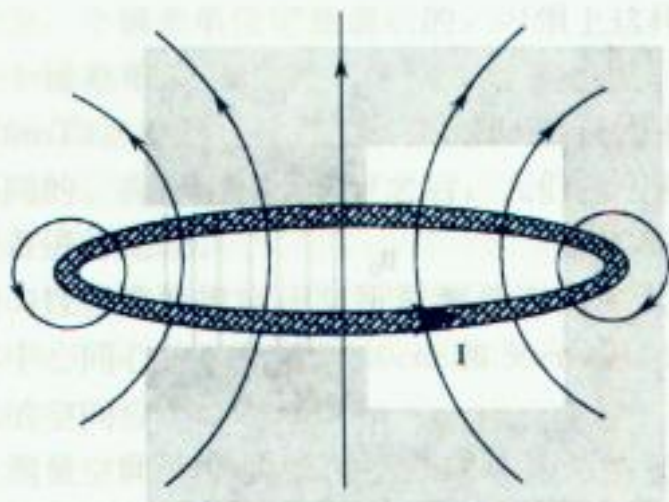


图 6-3 圆形线圈的磁场

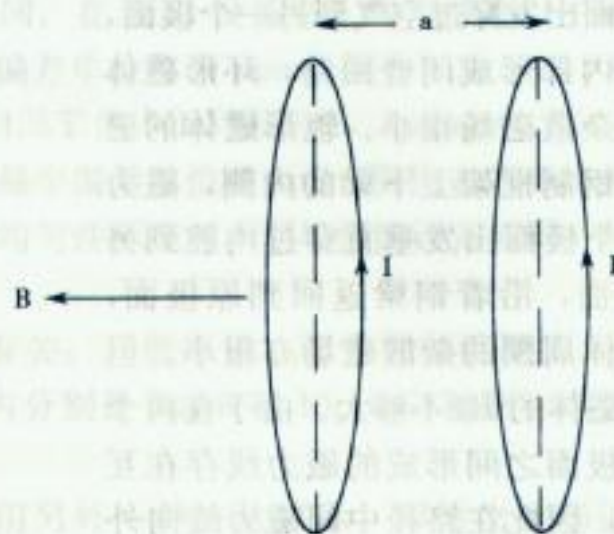


图 6-4 亥姆赫兹线圈的结构

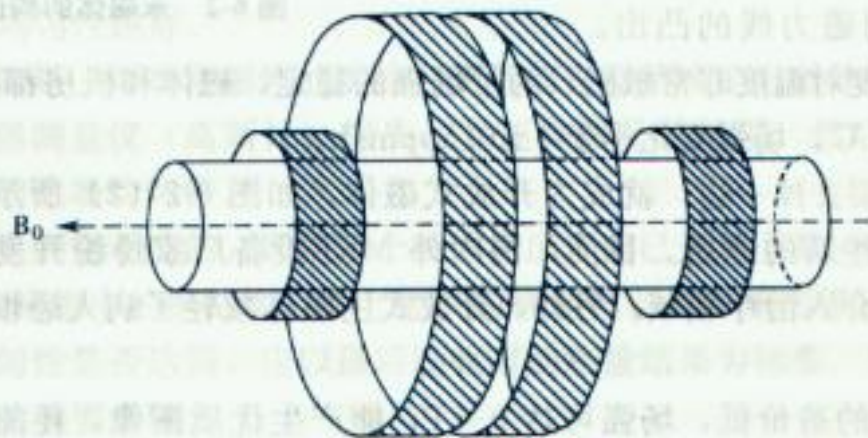
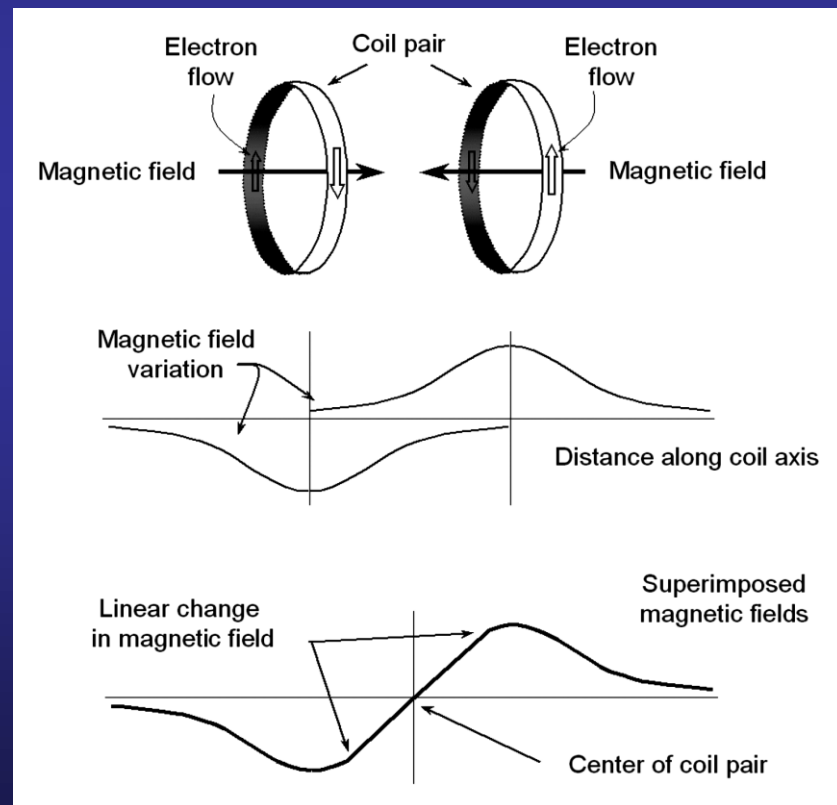


图 6-5 四线圈超导磁体

- 电流通过圆形线圈时在导线周围会产生磁场。
- 毕沙定律与安培定律（物理学理论）

□ 圆形线圈周围的磁场
□ 通电直导线周围磁场
□ 通电螺线管的磁场
□ 亥母赫兹线圈 — 2线
圈 4线圈 6线
圈



- 均匀度、散热、稳定度、线性、大小
- 电源的质量要求较高。
- 铁外壳屏蔽。
- 线圈材料与几何尺寸和磁场强度关系。

缺点：功耗大，运行费用高，磁场均匀度和稳定性差，逐步被淘汰---

四) 超导磁体

- 当温度达到临界温度，电阻突然变为0（电流太小，测量不到），这样电流可永无止境的流动循环下去。
- 普通铅：7.4K
- 铌钛合金 (Niobium-Titanium): 20k
- 稀土陶瓷 (Ceramic): 100K

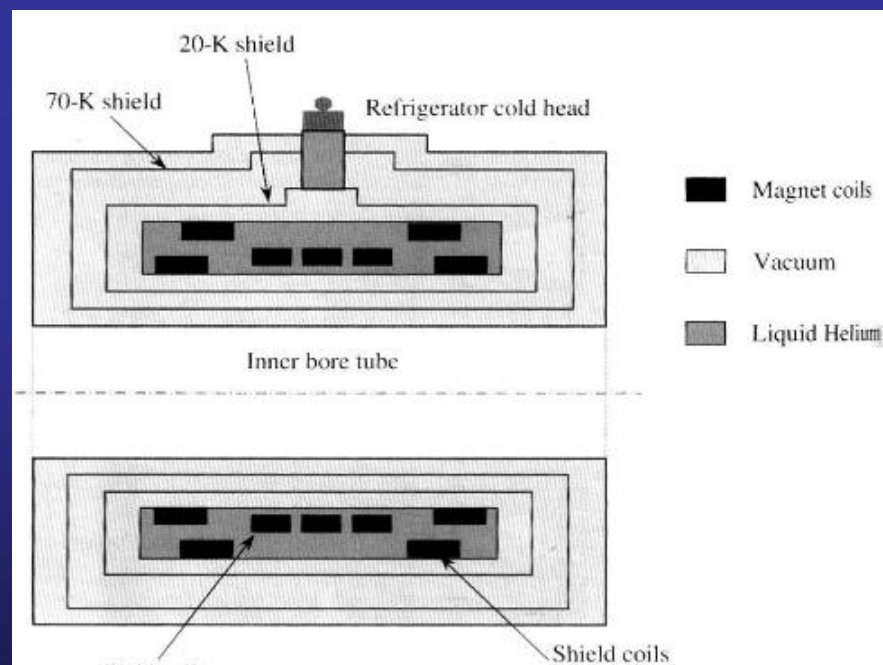
超导磁体

➤ 图是30条直径约0.1mm的铌钛合金纤维埋在2mm的铜导线内的超导线。负载7000A的电流。超导体携带电流有限，超过这一电流成常导电流。产生磁场强度3T以下。

➤ 液态氮作制冷剂, 装在高真空瓶内, 超导体浸泡在液态氮中, 外围液氮罐, 两者之间加绝热材料

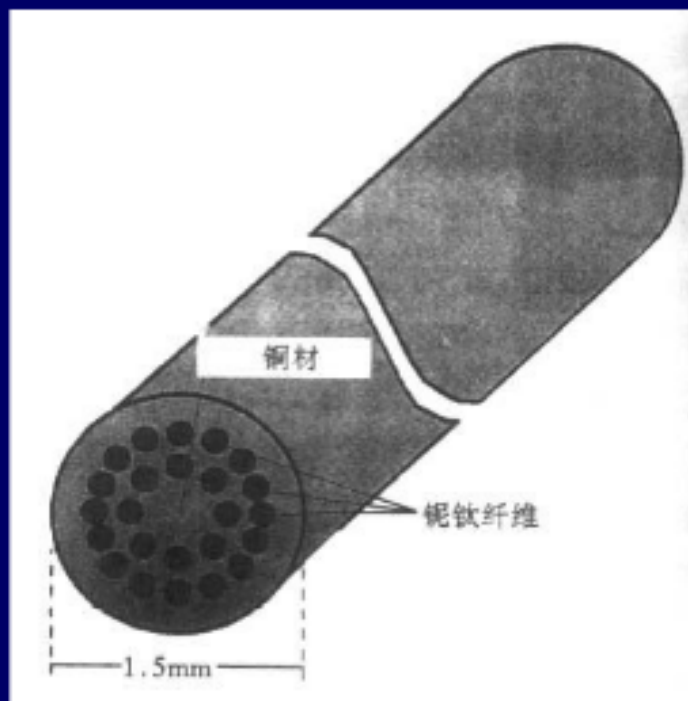
➤ 技术保证: 低温, 电流常年恒定流动, 维修保养。

➤ 磁场强度高、稳定度、均匀度好、缺点成本高。

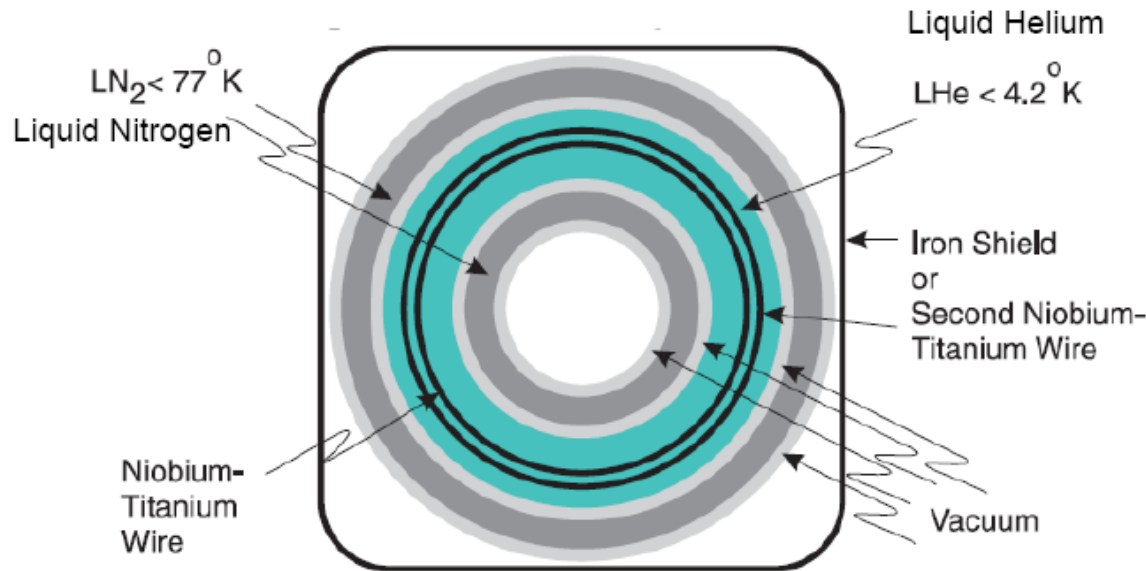


- 超导磁体由一组线圈组成，为了得到需要的均匀性，一般需要4-8组独立的线圈

- NbTi 合金纤维包埋在铜材里，在遇到失超时，铜材可保护超导线圈。



Superconducting Magnet



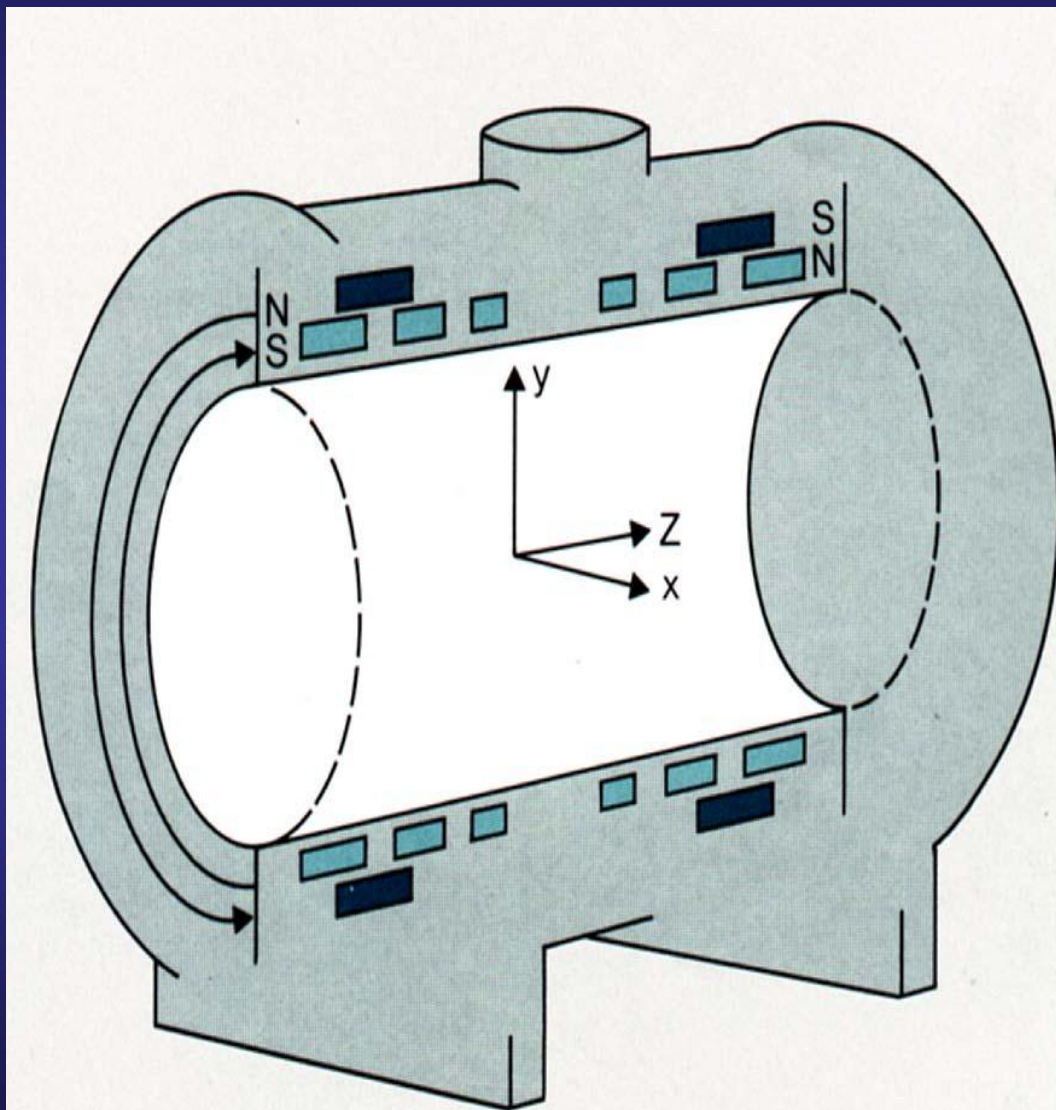
The length of superconducting wire in the magnet is typically several miles. The coil of wire is kept at 4.2K by immersing it in liquid helium. The coil and liquid helium is kept in a large dewar. The typical volume of liquid Helium in an MRI magnet is 1700 liters. This dewar is surrounded by a liquid nitrogen (77.4K) dewar, which provides a thermal buffer between the room temperature (293K) and the liquid helium.

超导材料选择注意事项:

- 可负载产生强磁场所需的大电流
- 可保持超导状态（高于液氮沸点温度4.2K）
- 有维持超导所需的低温制冷装置
- 有合适的物理特性（可塑性、柔软性）

超导磁体的构成

- 超导磁体的内部结构非常复杂，整个磁体由超导线圈、低温恒温器、绝热层、磁体的冷却系统、底座、输液管口、气体出口、紧急制动开关及电流引线等部分组成。



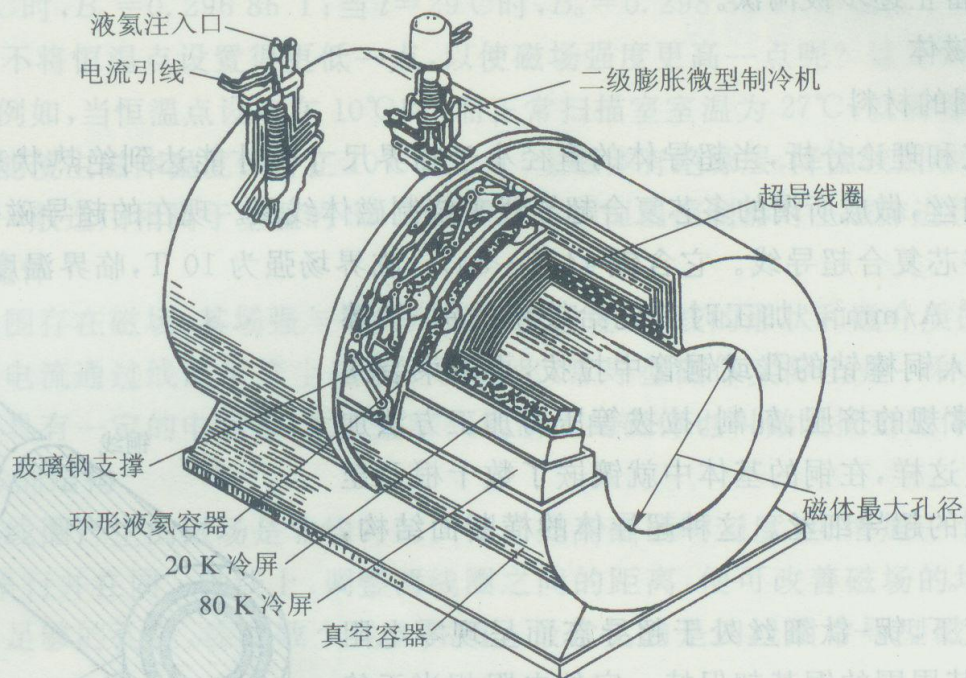


图 13-8 超导磁体的结构

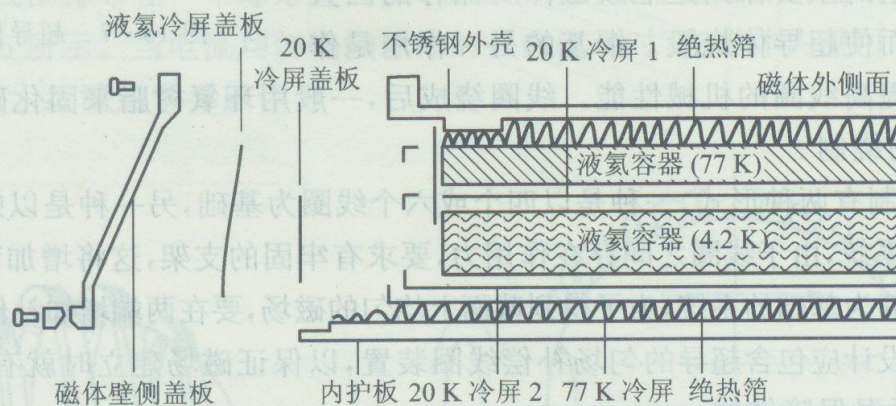


图 13-9 超导磁体的低温真空容器结构

优缺点

优点:

- 场强高
- 稳定性好
- 均匀度高

缺点:

- 技术复杂
- 运行成本/维修费用高

超导环境的建立

抽真空：超导型磁体真空绝热层是超导磁体的重要保冷屏障，其性能主要决定于它的真空度。

磁体预冷：磁体预冷是指用致冷剂将液氦容器内的温度分别降至其工作温度的过程。

超导环境的建立：磁体经过预冷，液氦容器内的温度降至4.2K。

励磁

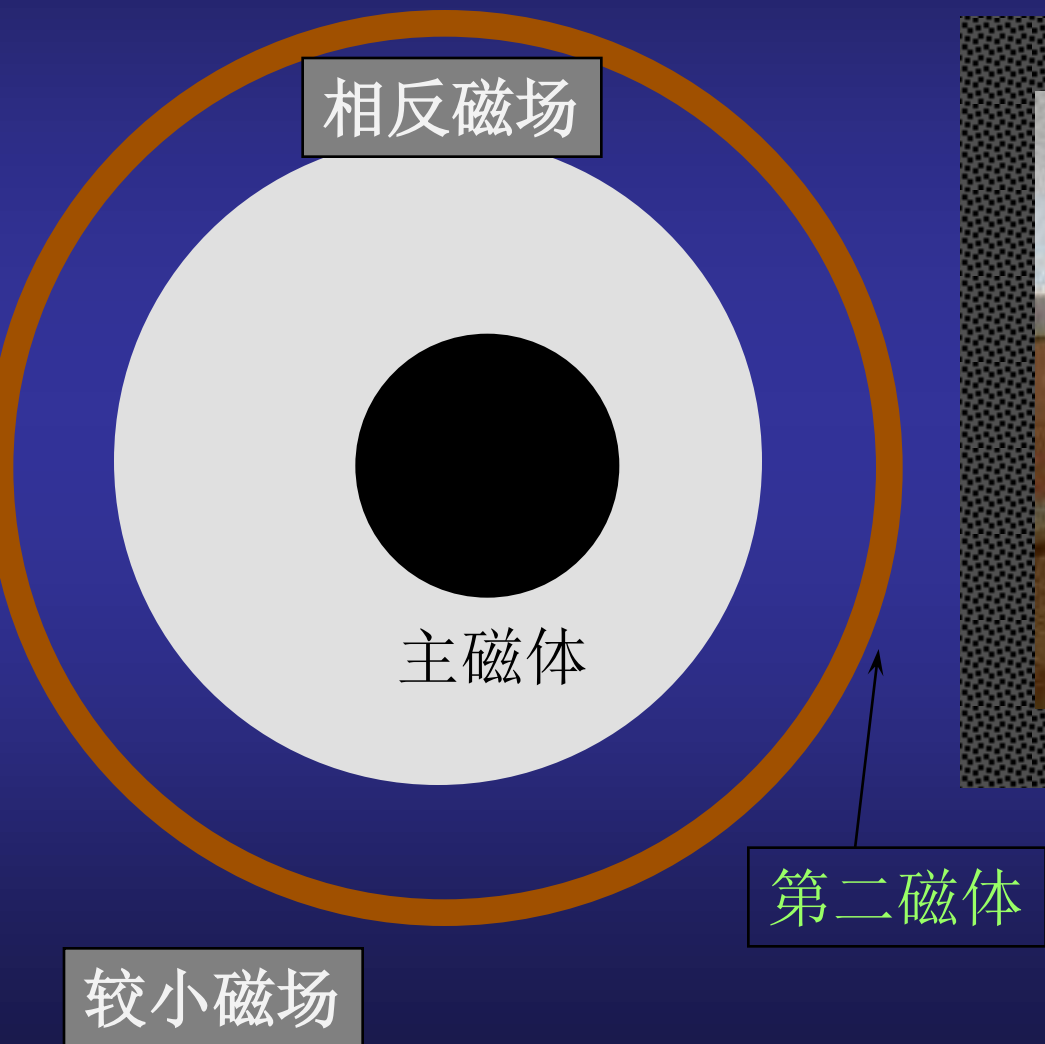
是指超导磁体系统在磁体电源的作用下给超导线圈逐渐加以电流，从而建立预定磁场的过程。励磁一但成功，超导线圈将在不消耗能量的情况下提供强大的、高稳定性的匀强磁场。

去磁与失超

去磁是通过磁体的特殊电路慢慢泄去其贮存的巨大能量，使线圈内电流逐渐减小为零，但线圈仍处于超导态。

失超是磁场消失，而且线圈失去超导性。

有源屏蔽



无源屏蔽



五 场强的选择

- 低、中、高和超高场；
- 应用型低，研究型高；
- 趋肤效应
- 各种主磁体的特点

MRI 系统不同磁体类型比较

技术特征	超导型	常导型空气磁芯	常导型铁轭	永磁型轭型	永磁型环形
磁场强度	高	有限≤0. 3T	有限≤0. 4T	有限≤0. 2T	有限≤0. 2T
磁场方向	轴向	多数轴向	垂直	垂直	垂直或轴向
匀场	好	中	中	中	中
稳定性	好	取决于电源	取决于电源	取决于温度	取决于温度
外部干扰屏蔽	明显	无	低	低	低
梯度涡流场	大(需补偿或有源屏蔽)	小(取决于线圈框架设计)	中(各向不匀，需要补偿)	中(各向不匀，需要补偿)	低
干扰场范围	大，需要屏蔽	中	低到中	低到中	低到中
紧急停机时间	紧急失超	立即切断电源	立即切断电源	不可能	不可能
尺寸	很大	大	中到大	中到大	中到大
重量	重(4-6吨)	适中(1.5)	极重(10-20)	极重(10-20)	极重(10-20)
购买价格	高	低	低	中	中到高
能量使用	除低温容器外，无	高	中	无	无
冷却	需要液氦	需要大量冷却水	需要冷却水	无	无

二、匀场

受磁体设计和制造工艺限制，任何磁体出厂后都不可能使整个孔洞内的磁场完全同一。此外，磁体的周围环境也对磁场有一定影响，如磁场的屏蔽物、磁体附近固定或可移动的铁磁性物体等。因此，磁体安装完毕后还要在现场对磁场进行物理调整，习惯上把这一步骤称为**匀场**。

匀场

无源匀场是指在磁体孔洞内壁上贴补专用的小铁片(也有叫匀场片的), 以提高磁场均匀性的方法。由于匀场过程中不使用有源元件, 故称之为**无源匀场**。

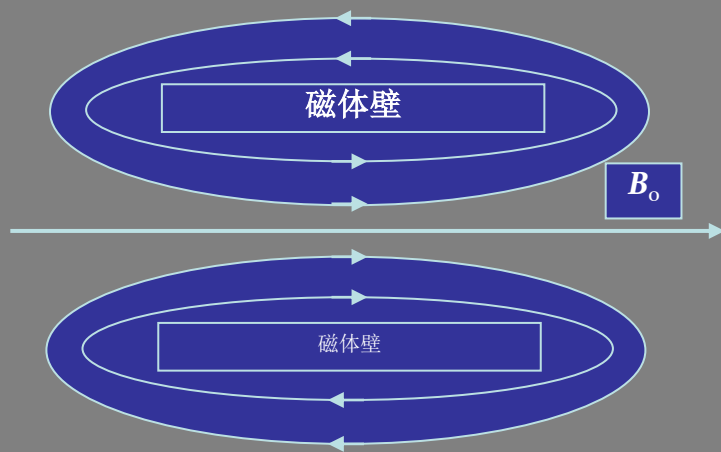


图9-8 超导磁体的磁场

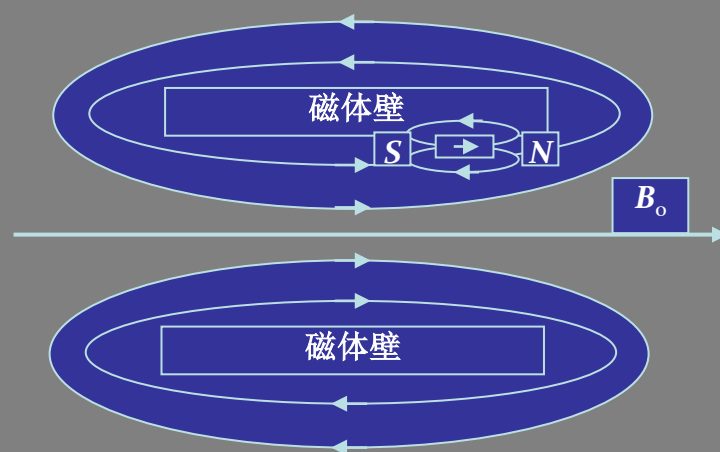
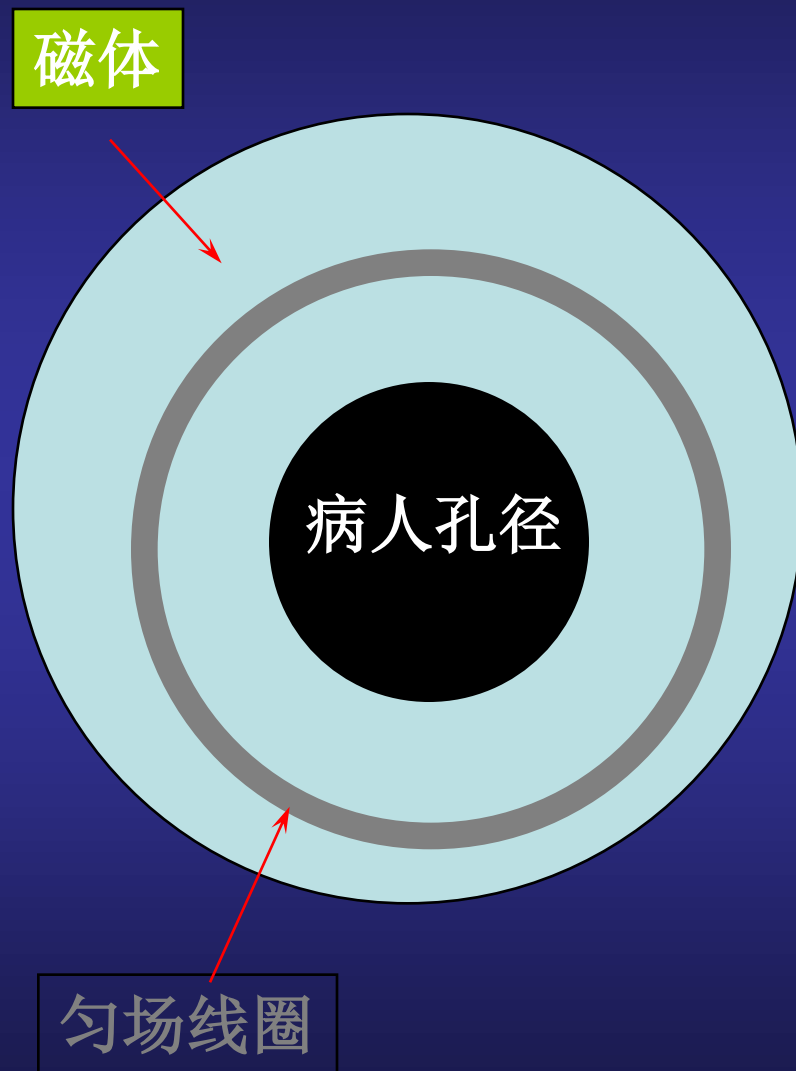


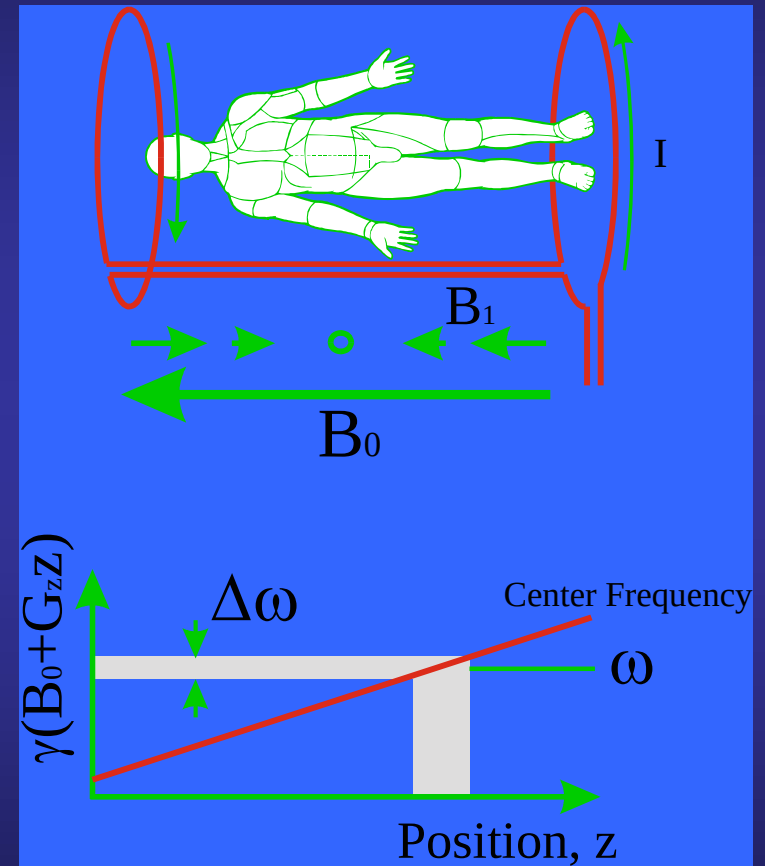
图9-9 无源匀场的原理

有源匀场匀场线圈
由小线圈阵列，通过适当调整匀场线圈阵列中各线圈的电流强度，来调节主磁场均匀性。



第三节 梯度磁场系统

- 作用：提供磁共振信号（人体氢原子核）的**空间位置信息**。梯度线圈产生线性梯度磁场叠加在主磁场 B_0 上。对图象空间分辨率、信噪比、对比度成像时间、层面选择响较大。



梯度线圈系统

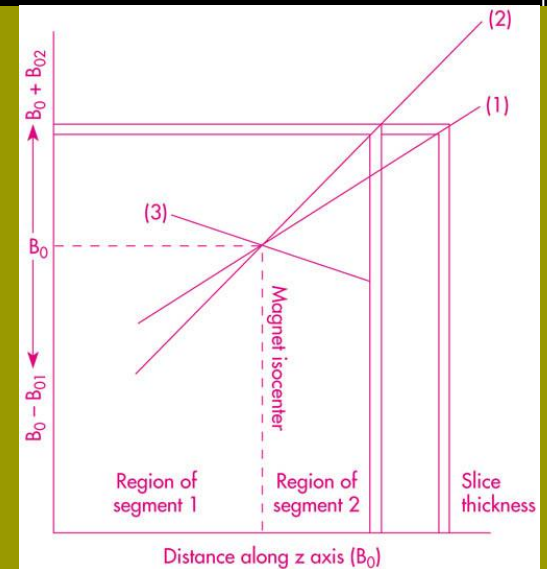
■ 梯度线圈有两种

- 产生的梯度与静磁场 (B_0) 平行
- 产生的梯度与静磁场 (B_0) 垂直

■ 磁场梯度有三种

- 层面选择梯度
- 相位编码梯度
- 频率编码梯度

- 使用梯度线圈可以产生三个方向的梯度场，分别是X、Y、Z方向，可以在空间任意方向定位



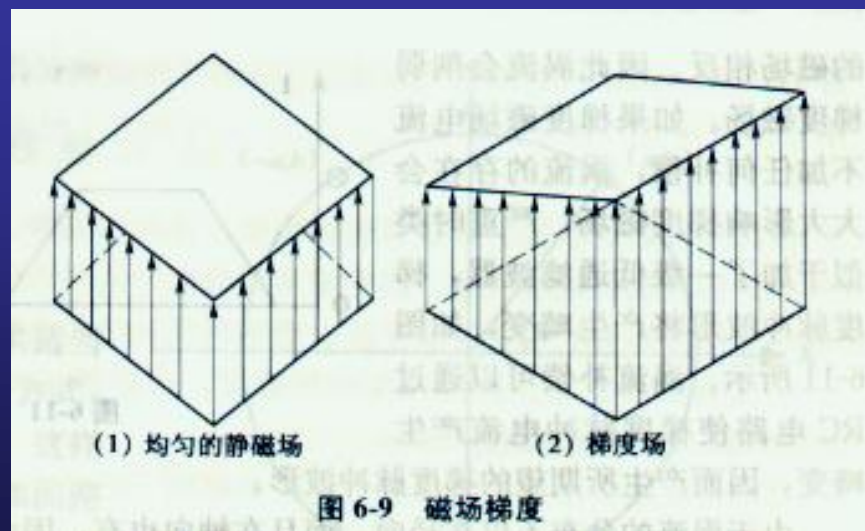
一 梯度磁场的产生

➤ **梯度磁场**：磁场强度随空间坐标线性变化。
三个方向X、Y、Z的梯度磁场即频率编码梯度磁场 G_x 、相位编码 G_y 、层厚 G_z

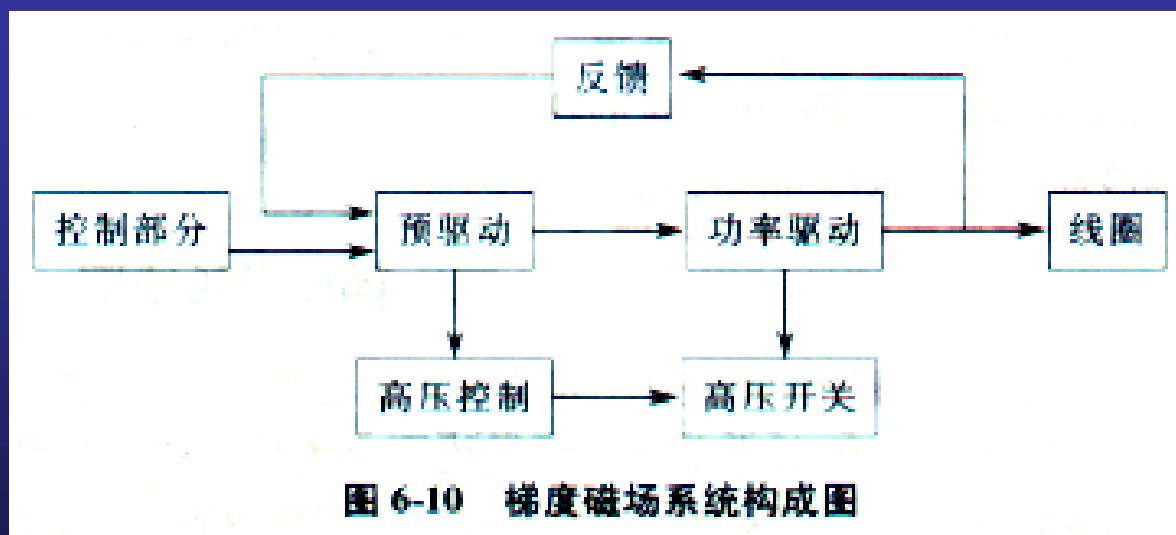
$$B(X) = B_0 + G_x X$$

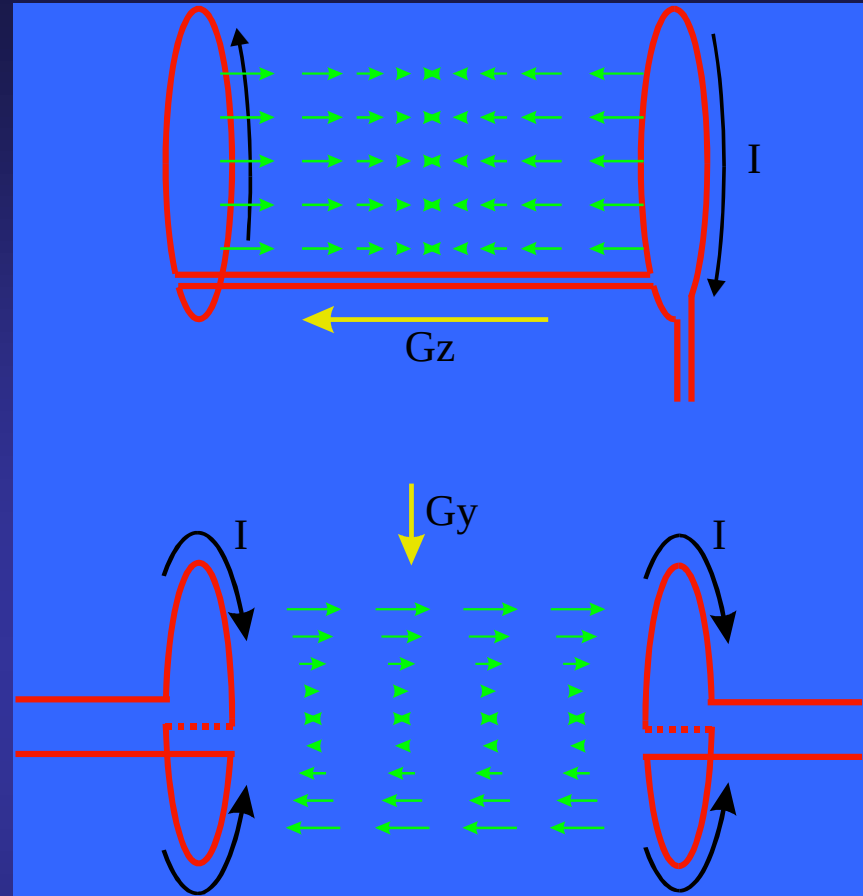
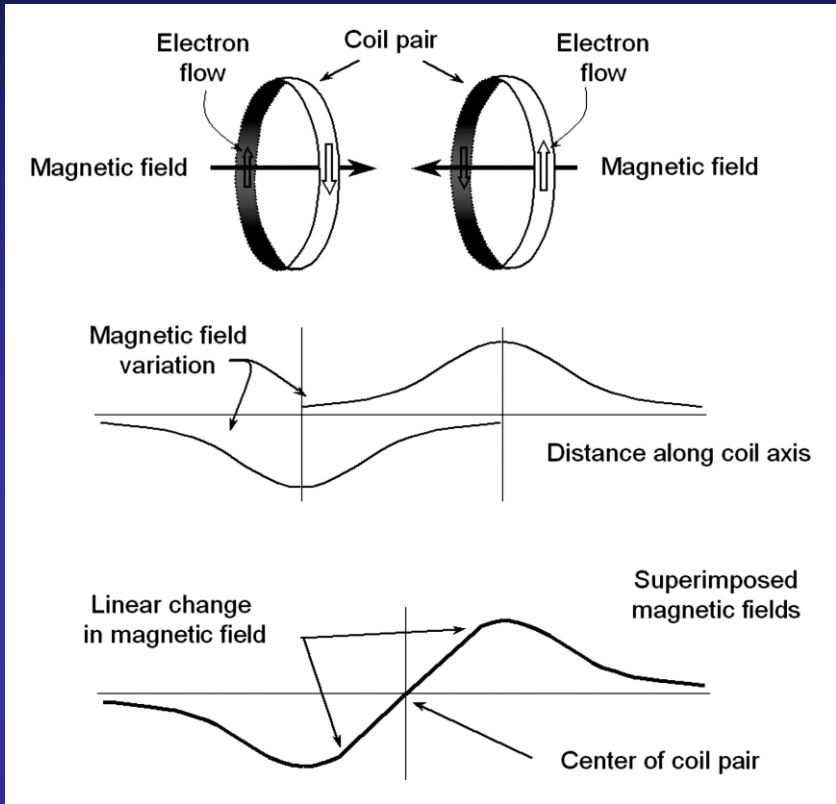
$$\omega(X) = \gamma B_0 + \gamma G_x X$$

X方向各点信号频率与位置X关系

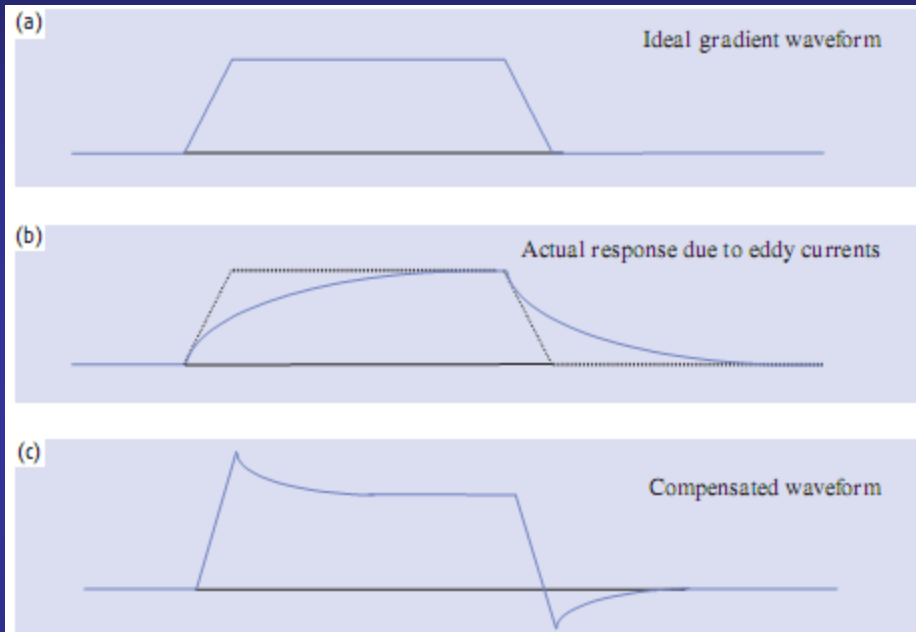


- 容易实现层面选择与横断面、矢断面、冠状面成像。
- 梯度磁场系统的基本组成





涡流对梯度磁场的影响



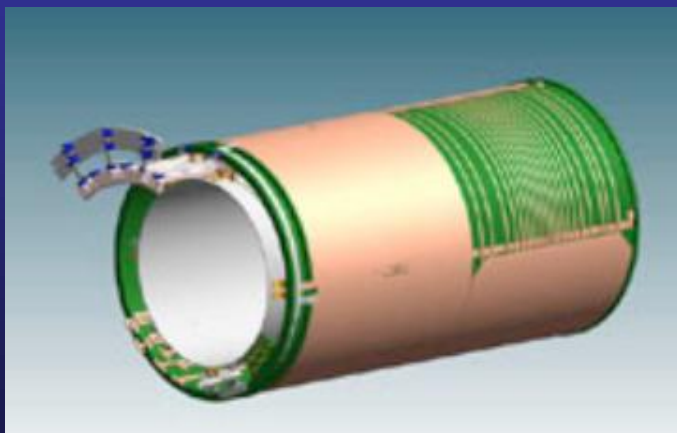
- 变化的磁场在周围导体中感生出的感生电流；在金属体内环形流动；
- 会对梯度磁场产生波形畸变；
- 要给予适当的补偿；

二 梯度磁场线圈

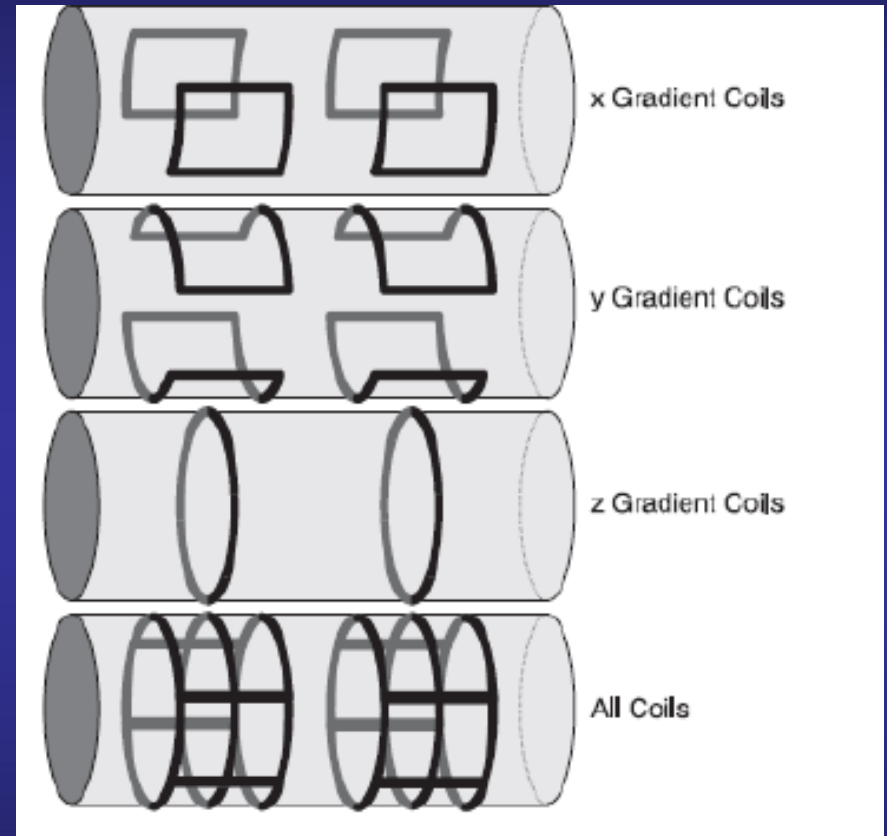
梯度磁场的作用是在一定电流的作用的驱动下，产生线性度好的梯度磁场。不同梯度磁场采用不同的线圈。

梯度磁场线圈

- 直线系统：
- 鞍型线圈



- 在MRI扫描中有XYZ三个方向的梯度线圈、每个梯度线圈单独的电源供电系统。在扫描过程中要不断改变梯度磁场的强度和方向，因此梯度磁场的幅度和变化率必须能精确调节。由计算机直接控制。
- 关于扫描：XY方向的梯度线圈围绕人体旋转。



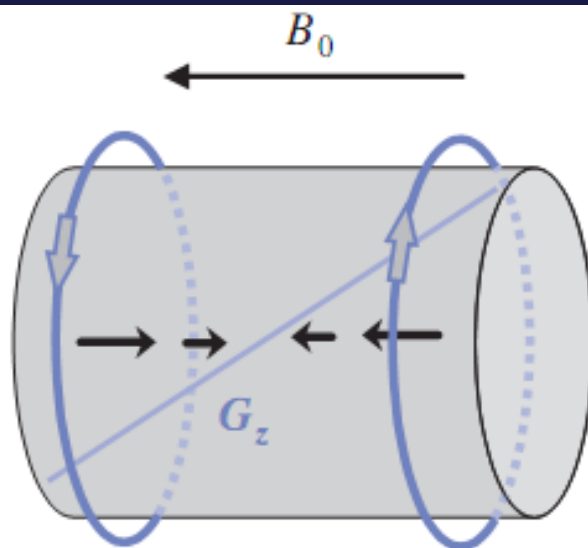


Figure 9.6 Maxwell pair configuration for a longitudinal (z) gradient field.

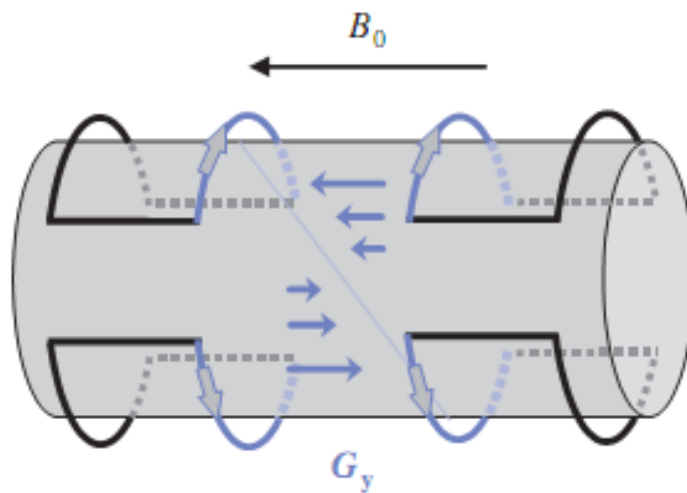
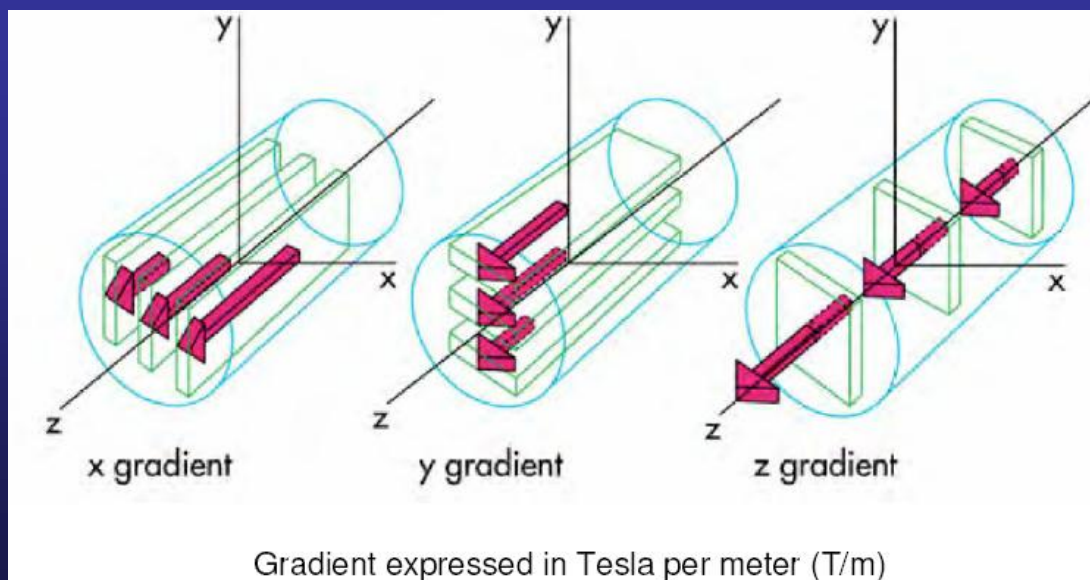


Figure 9.7 Golay coil configuration for transverse (x and y) gradient fields. Only the blue arcs contribute usefully to forming the gradient, which is linear only for a fraction of the length of the coil system.

在磁共振成像中，人体在磁场中仰卧时头脚方向为**Z**轴，左右方向为**X**轴，前后方向为**Y**轴。三对梯度线圈可分别在**Z**、**X**、**Y**三个方向产生**Z**梯度、**X**梯度、**Y**梯度。

- **Z**梯度作横断面选择
- **X**梯度作矢状面选择
- **Y**梯度作冠状面选择



双梯度线圈

- 双梯度是在一个梯度模块中整合了一长一短两套主动屏蔽的梯度线圈，短梯度用于精细扫描，长梯度用于全身。

永磁型磁场梯度线圈

- 1、Z轴梯度线圈：主磁场方向为垂直方向，Z分上下两个方向
- 2、X，Y梯度线圈： X，Y梯度线圈结构完全相同

3 技术参数

衡量梯度磁场的参数有

- 磁场梯度
- 梯度切换率
- 工作周期
- 有效容积
- 线性

梯度线圈系统

- 评估梯度系统的可靠性四个方面
 - 最大梯度强度
 - 上升时间或切换率
 - 工作周期
 - 涡流补偿技术
- 梯度强度的测量单位为mT/m或G/cm
- 较高的梯度强度可以在不改变其它测量参数的情况下，选择薄层或较小的视场
- 梯度磁场场强越高，可选择层面越薄，分辨率越高

梯度线圈系统

- 梯度磁场系统性能直接关系到成像质量
 - 均匀容积
 - 梯度线性
 - 梯度磁场强度变化幅度
 - 梯度场启动时间等
- 梯度线圈输入电流后并不是立即回应，需经过一定的时间达到最大所要求梯度（一般在0.1至1.0毫秒），此值定义梯度爬升时间；梯度强度与爬升的比值称切换率

梯度线圈系统

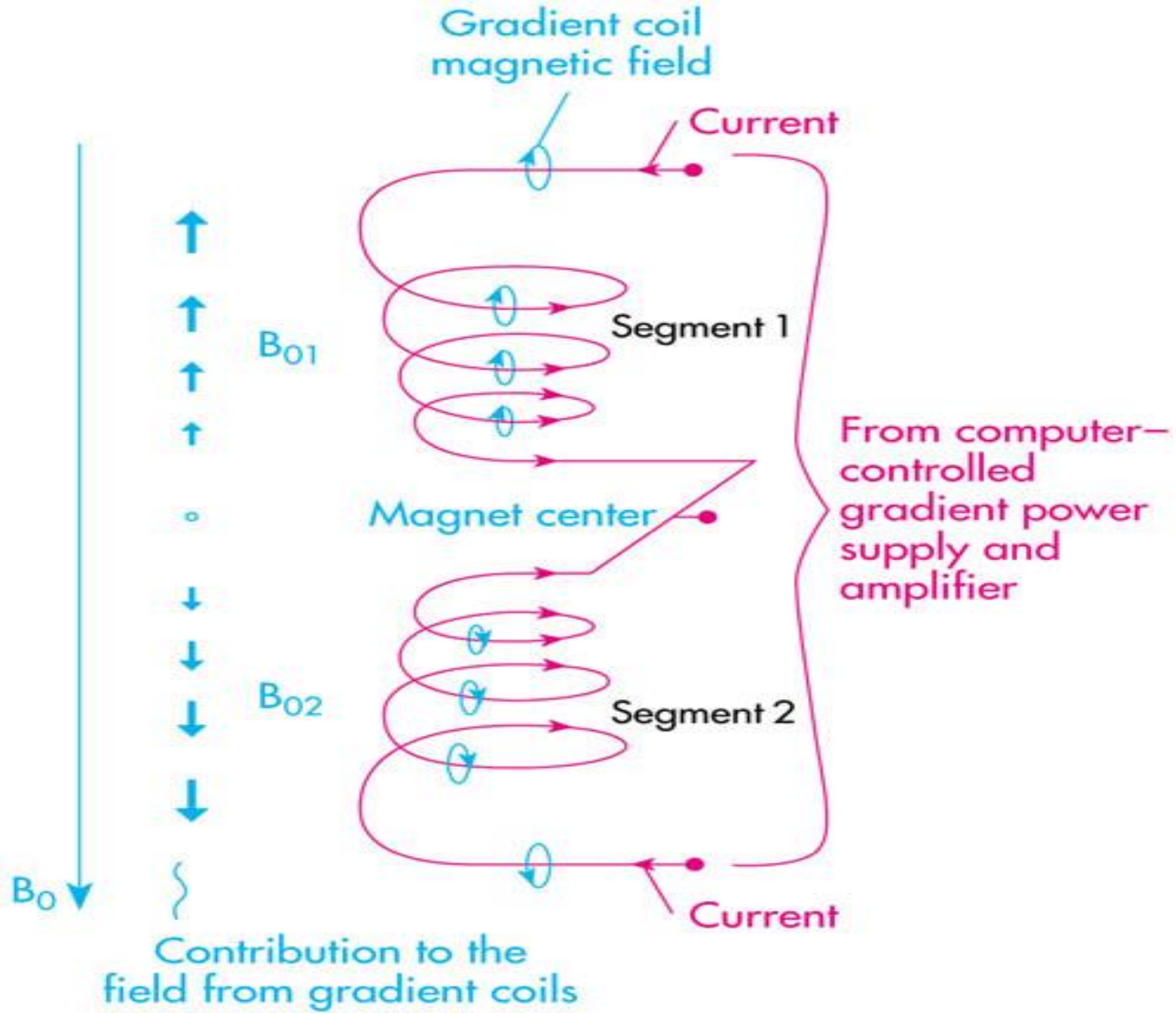
- 若在1毫秒上升时间内得到25mT/m的梯度脉冲，梯度的切换率应为25mT/m.sec；若在0.25毫秒上升时间内得到25mT/m的梯度脉冲，梯度的切换率应为100mT/m.sec。
- 较短上升时间和较快的切换率
 - 使脉冲序列可用较短的梯度脉冲周期和延时间断脉冲，从而取得较短的回波时间
- 梯度脉冲带来的一个复杂难题——涡流
 - 变化的磁场（梯度脉冲）会产生电场

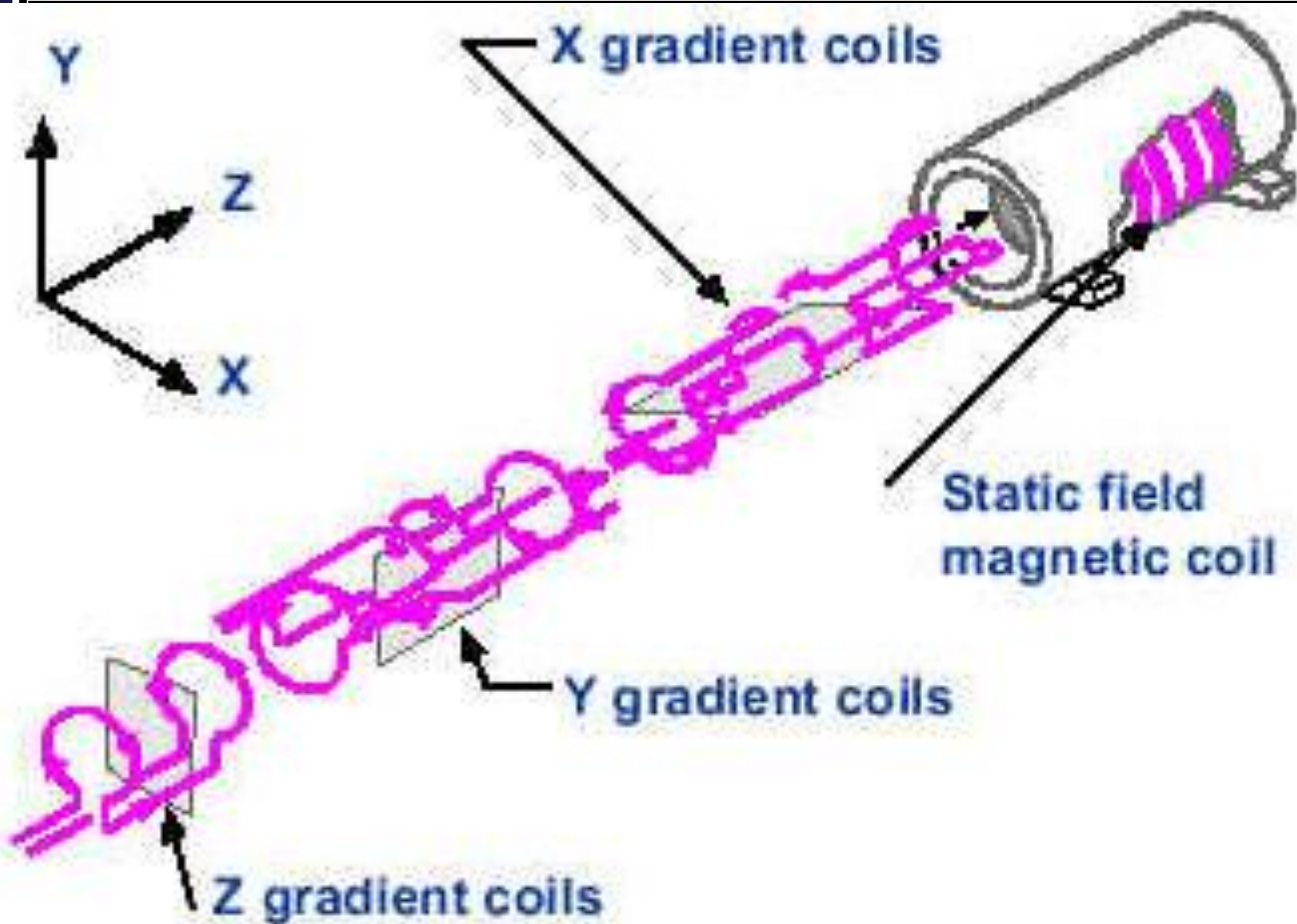
梯度线圈系统

- 涡流——体线圈和磁体内部超低温容器的隔热层感应产生
- 涡流电流产生相反的磁场和畸变的梯度脉冲
- 涡流补偿——用来校正涡流感应产生的畸变
 - 通过硬件或软件预矫梯度脉冲，使磁场内部的梯度脉冲达到所需脉冲要求
 - 使用两个极性相反的线圈环绕在主梯度线圈上，通常称主动屏蔽梯度线圈

梯度线圈系统

- 涡流—梯度变化在导电部分如金属屏蔽中产生
 - 涡流反过来在兴趣区产生一个多余的梯度场
 - 引起图像中伪影
 - 增加液氦的消耗
 - 涡流可用主动屏蔽梯度线圈减至最低
- 通过梯度线圈的电流达几百个安培
- 梯度切换时，巨大的力量作用于机械部分，使得这些部分发生振动，发出磁共振探测时噪音





梯度冷却系统

- 电流过大，梯度线圈会产生高温
- 超导型设备：水冷
- 永磁型设备：风冷和水冷

第四节 射频系统

- 一、基本概念
- 二、发射线圈与发射通道
- 三、接受线圈与接受通道
- 四、射频信号接收单元

射频系统

- 射频系统——发射射频脉冲，使磁化的氢质子吸收能量产生共振，在弛豫过程中氢质子释放能量并发出MR信号
- 射频系统——发射和接收两部分组成
 - 频率合成器、RF成形部分、发射器、预放、功率放大器、发射线圈、接收线圈及低噪声信号放大器

一、基本概念

(一) 射频脉冲

MRI中的射频激发可分为选择性激发和非选择性激发两种。其中选择性激发在2DFT方法中用于确定扫描层面，而在3DFT成像中用非选择性方法激励整个成像容积。RF激发的类型，实际上是根据时域脉冲的频谱来确定的。强而窄的脉冲，其谱带较宽，常用于非选择性激励，此类脉冲又称为硬脉冲。弱而宽的脉冲，其谱带较窄，常用于选择性激励。也有将此类脉冲称为软脉冲的。

(二) 射频线圈

1. 射频线圈

射频线圈(RF coils或RF resonator)既是氢质子发生磁共振的激励源, 又是NMR信号的探测器。射频线圈就有了发射线圈(transmit coils)和接收线圈(receive coils)之分。为了简单起见, 有时将发射线圈和接收线圈做在一起, 又形成了既能发射又能接收的两用线圈, 如常用的头线圈(head coil)。射频探头(RF probe)。天线(antennas)。灵敏度和射频场均匀性是射频线圈的两个主要指标。螺线管线圈的灵敏度和 B_1 场均匀性均优于鞍形线圈。据报道, 前者的灵敏度是后者的2~3倍。但是, 由于螺线管线圈对来自被检体的噪声也同样敏感, 其信噪比(SNR, signal to noise ratio)并不比鞍形线圈高。一般来说, 人体的噪声水平随着场强(或共振频率)的提高而上升。因此, 只有在低场的系统中, 螺线管线圈才表现出较好的性能。

2. 线圈的调谐

MRI系统的线圈只有谐振在氢质子的共振频率时才能达到激发氢核和收到最大信号的目的。被检体放入线圈后，线圈的固有共振频率会发生偏移，即出现失谐(detuning)。因此，每次成像之前都要进行一次调谐(tuning)。调谐分为自动调谐和手动调谐两种，其中手动调谐只在个别线圈中使用。线圈的调谐可通过改变可变电容的值或改变变容二极管的管电压(从而改变其电容值)两种方式来实现。MRI系统的调谐与收音机的选台非常相似。

3. 线圈的耦合

线圈工作在表面线圈模式时，体线圈与表面线圈工作频率相同。极易发生耦合而产生较大的感应电流和病人所承受的射频能量过大；去耦：改变线圈几何形状；动态去耦

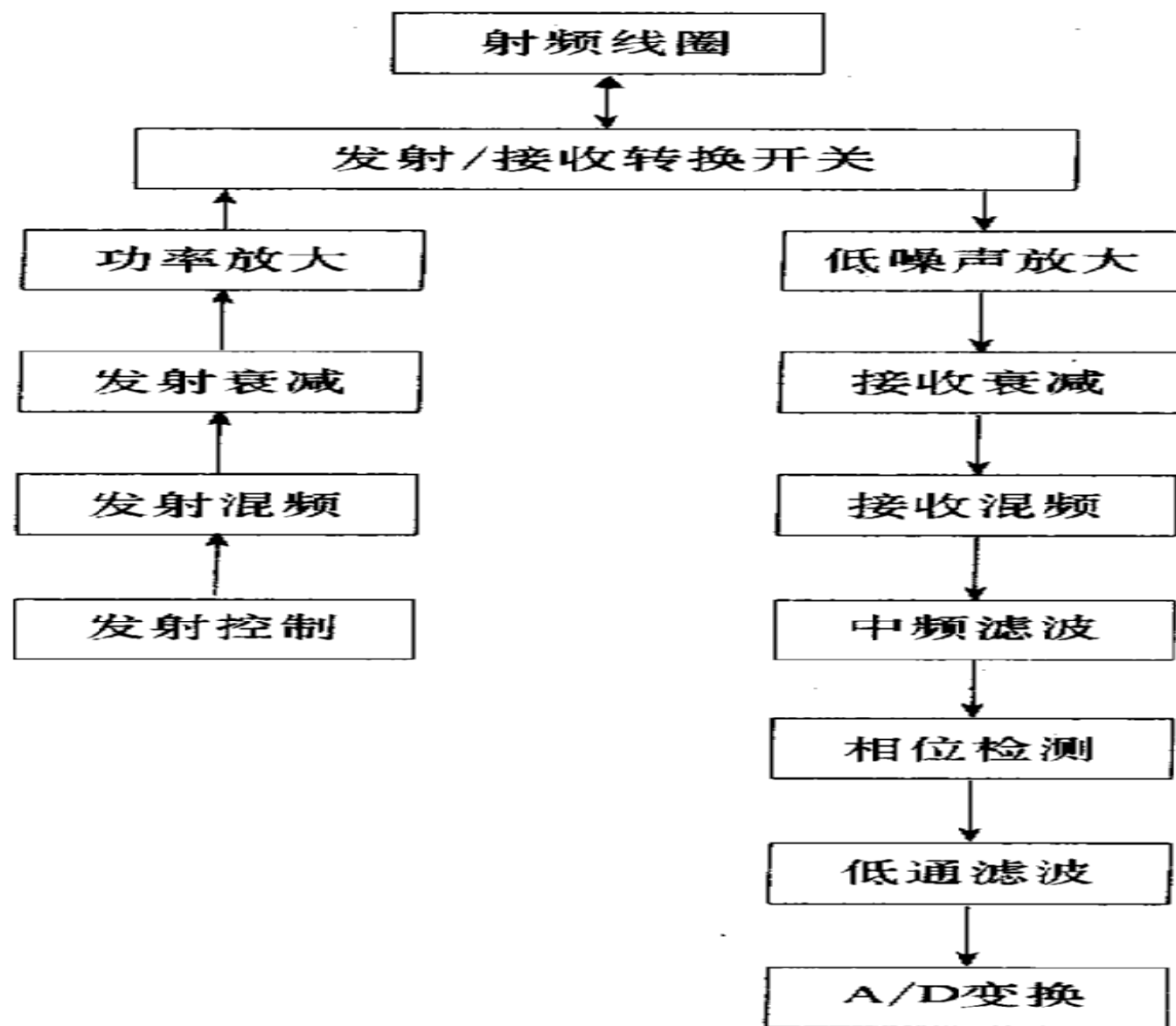
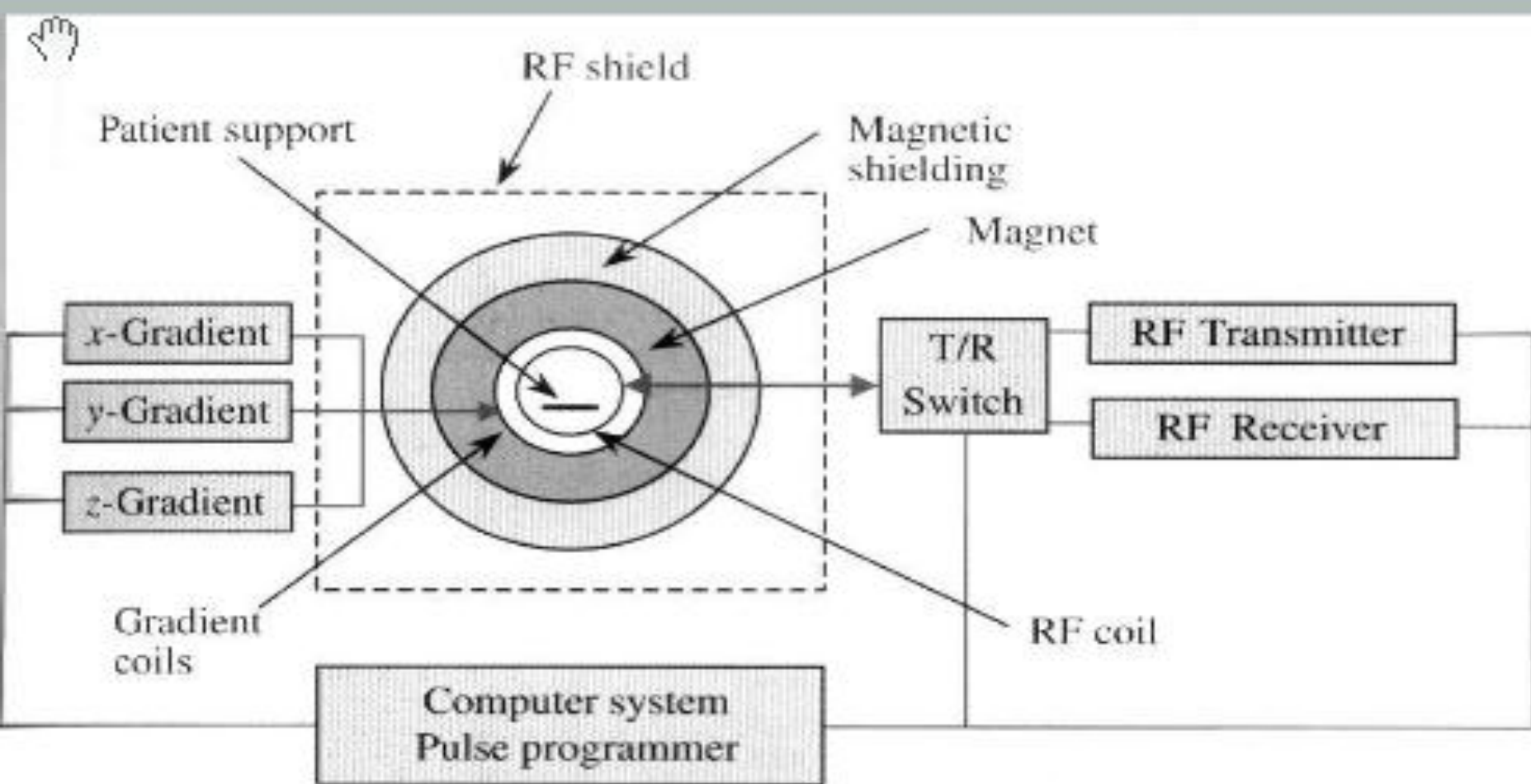


图 5-15 射频系统的框图

MR 系统构造示意图



Basic components and architecture of an MR system. T/R, transmit/receive.

MR 系统的 T/R 基本组成

主机根据选择的脉冲序列产生数字的脉冲波形，经过数模转换之后变成模拟信号，再经过调制放大，驱动发射线圈，激发成像区域内原子核发生NMR现象，产生MR信号，经过放大、解调、滤波、模数转换、预处理，再经过FT变换等处理，重建出图像并在显示器显示。

一 发射线圈与发射通道

- 射频线圈：

射频场是由射频线圈里流有高频电流产生，也叫高频电磁波。射频线圈在MRI系统担负发射高频无线电波或接收来自人体氢原子核产生核磁共振现象释放的MR信号或自由感应衰减信号。在临床中根据器官组织选择不同的射频线圈。

射频线圈分为两类：体线圈和表面线圈（局部线圈）

- 产生MR信号的条件：

- 1、相位条件：射频电磁场与主磁场垂直。
- 2、频率条件：当外加射频场的频率等于氢原子核进动的拉莫尔频率。
- 3、自旋量子数不为零的原子核。

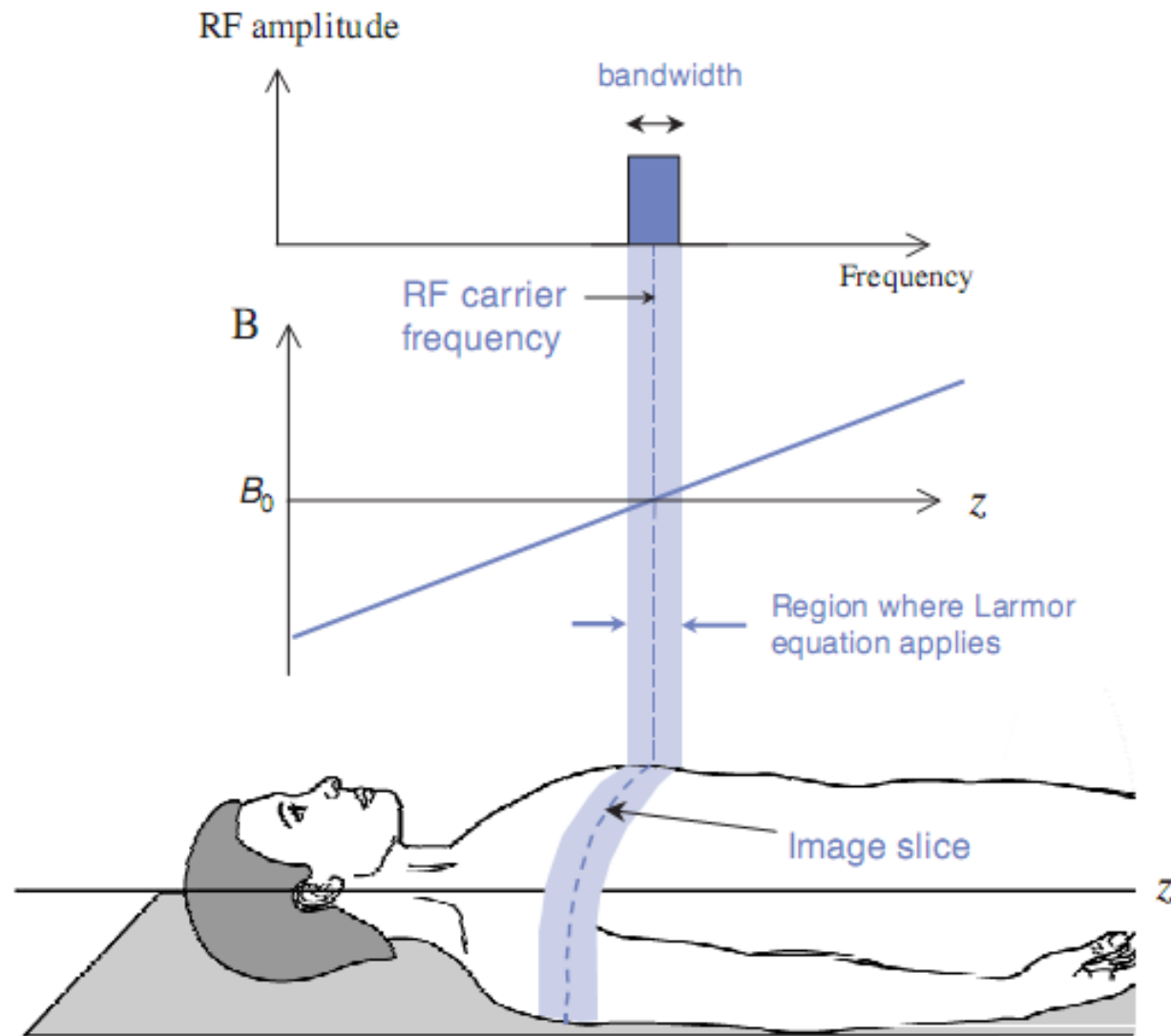


Figure 7.6 Selective excitation of an image slice by applying a shaped RF pulse and a field gradient at the same time.

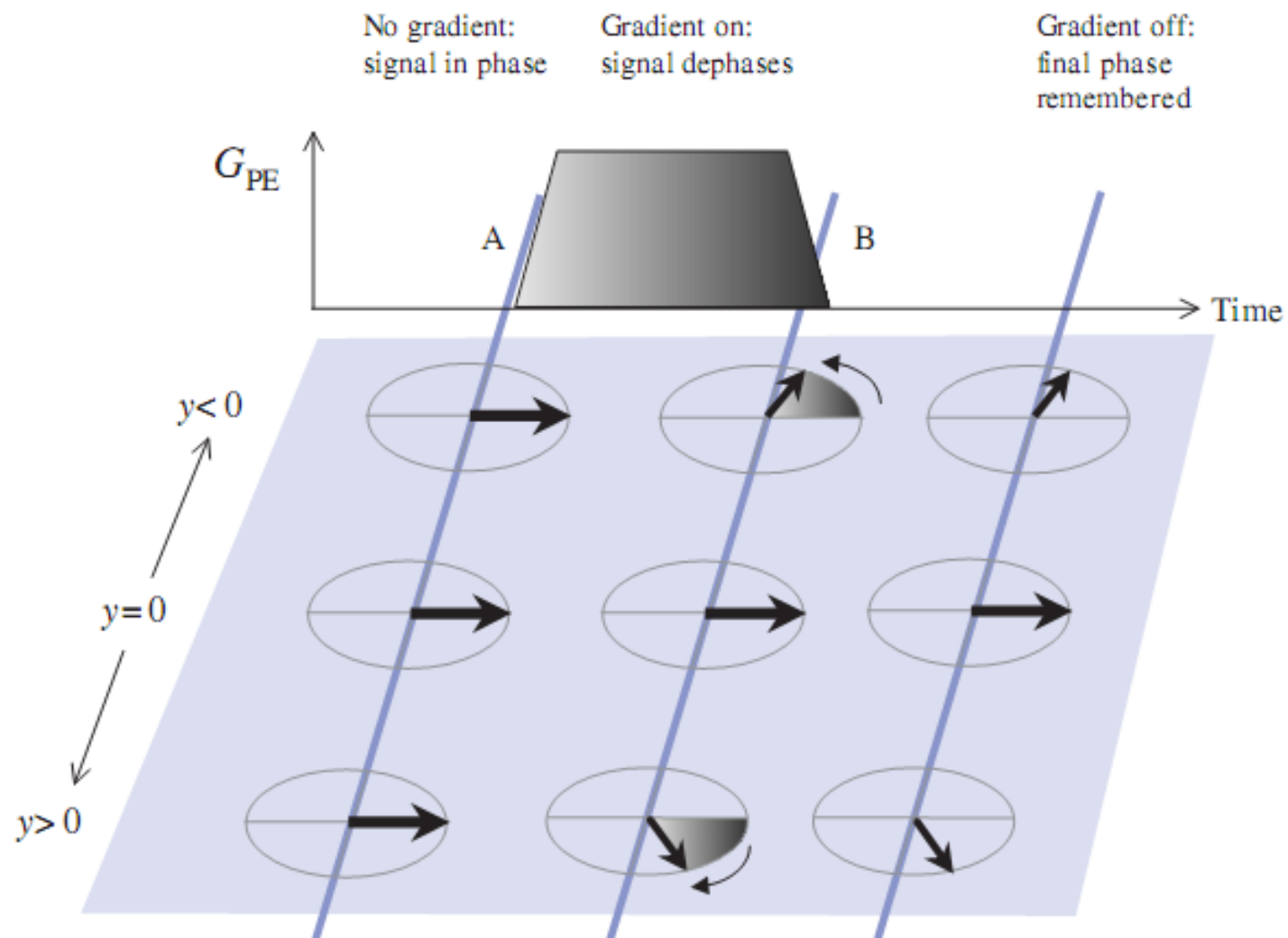


Figure 7.11 Phase encoding returns the signal to the Larmor frequency but with position-dependent phase changes.

射频脉冲（RF射频）：使氢原子核产生MR信号。通常有两种类型选择性脉冲和非选择性脉冲。脉宽、脉冲前延、后延、

射频控制系统

- 发射单元：为射频线圈提供高频交变电流
- 接收单元：接收来自人体的MR信号，

线圈中谐振频率

$$\omega_o^2 LC = 1$$

➤ 作用：发射射频磁场，接收磁共振释放的MR信号。并对接收的信号放大、混频、A/D转换等一系列处理，得到数字化的信号送往计算机进行图象重建。

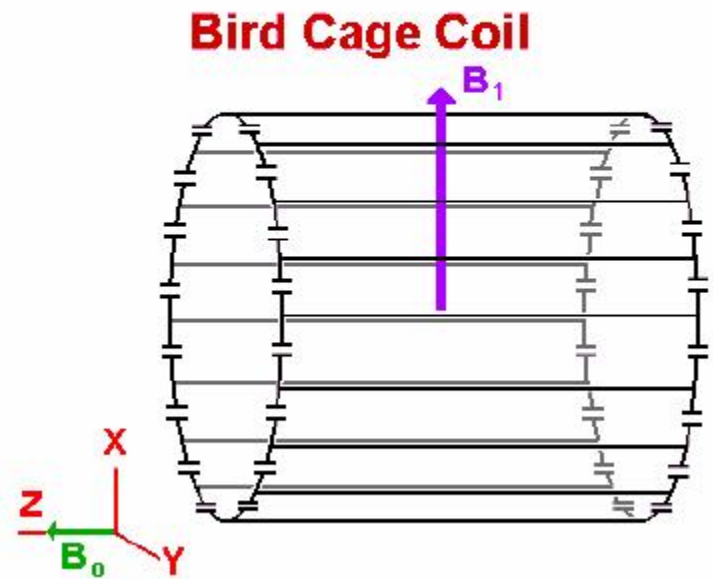
➤ 组成：发射通道和接收通道。

发射通道：发射线圈、混频器、衰减器、功率放大器收发转换开关。

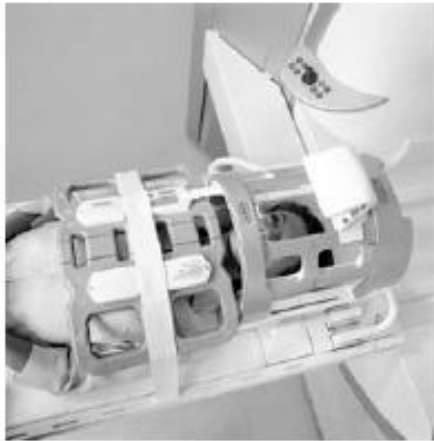
接收通道：低噪声放大器、衰减器、滤波器、相位检测器、低通滤波器等组成。

作用 产生射频电磁波（RF）和接收MR信号；由发射线圈或接收线圈构成；用于建立RF场的RF线圈叫发射线圈；用于检测MR信号的RF线圈叫接收线圈。同一线圈分时工作。

线圈的传统定义：是一系列同心圆环或采用螺旋形导线构成。



(a)



(b)

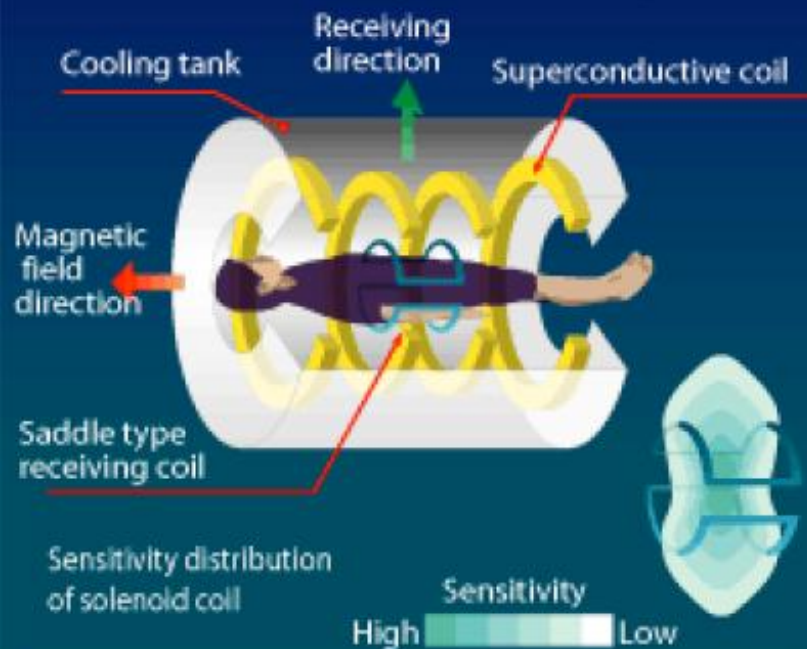


(c)

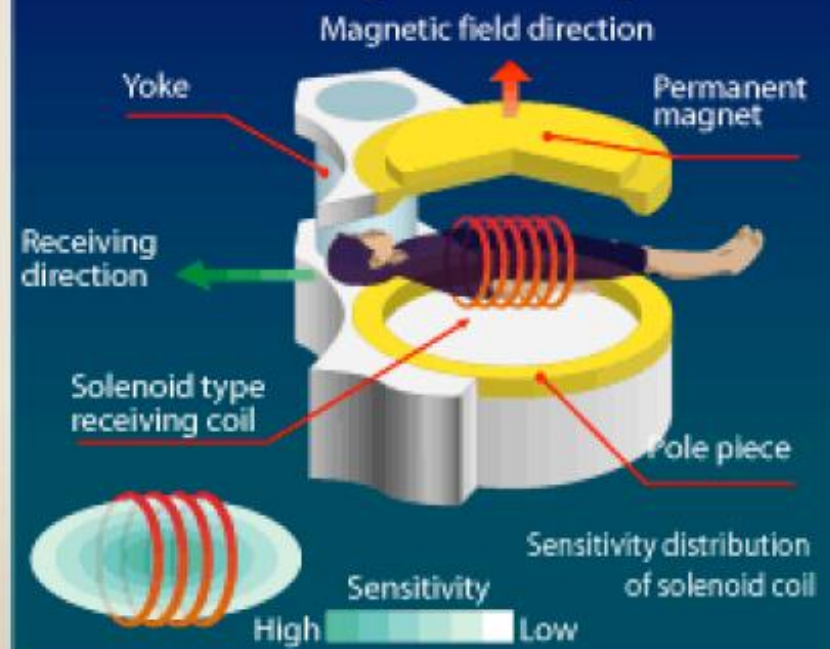


Figure 2.2 Typical MR coils. (a) Body array coil and head coil, (b) peripheral angiography coil and (c) flexible coil. Courtesy of Siemens Medical Solutions.

Horizontal magnetic field system



Vertical magnetic field system



射频线圈种类：全容积线圈是指能够整个地包容或包裹一定部位的柱状线圈（体线圈、或头部线圈）；表面线圈是一种可紧贴成像部位防置的RF线圈，常见结构为扁平型或微曲型；部分容积线圈是由全容积线圈和表面线圈两种技术结合而成的线圈；腔内线圈是近年出现的一种新型小线圈，这种线圈使用时须置入人体有关体腔内；相控阵线圈是有两个以上的小线圈或线圈单元组成线圈阵列；

如何产生射频电磁波？

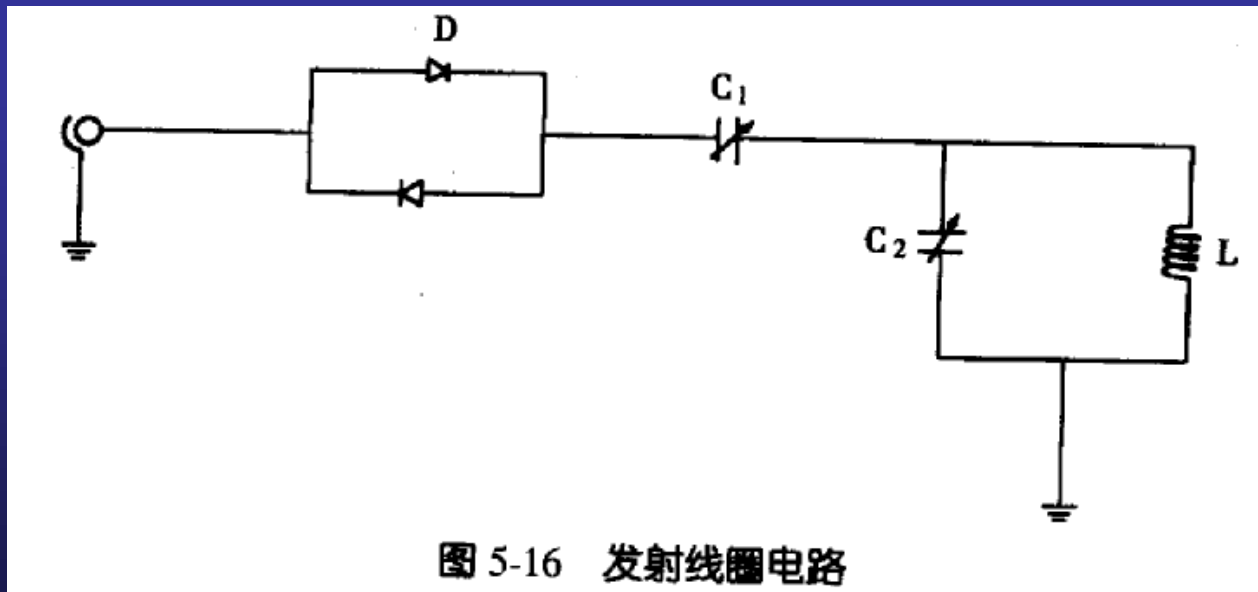
- 二、射频系统构成：发射系统+接收系统 ，前者由发射通道和发射线圈组成 ，

发射线圈与发射通道

(一) 发射线圈

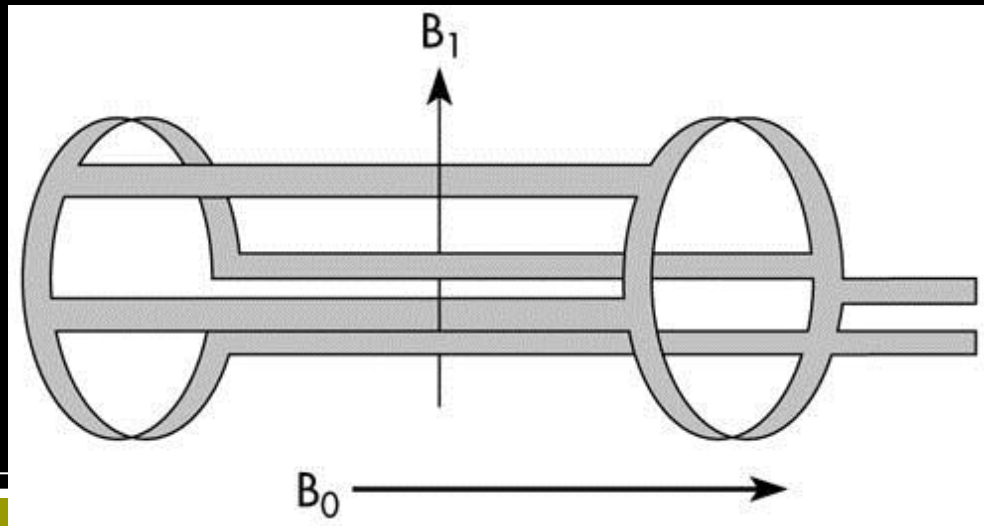
$$\omega_o^2 LC = 1$$

$$Q = (W_o L) / R$$

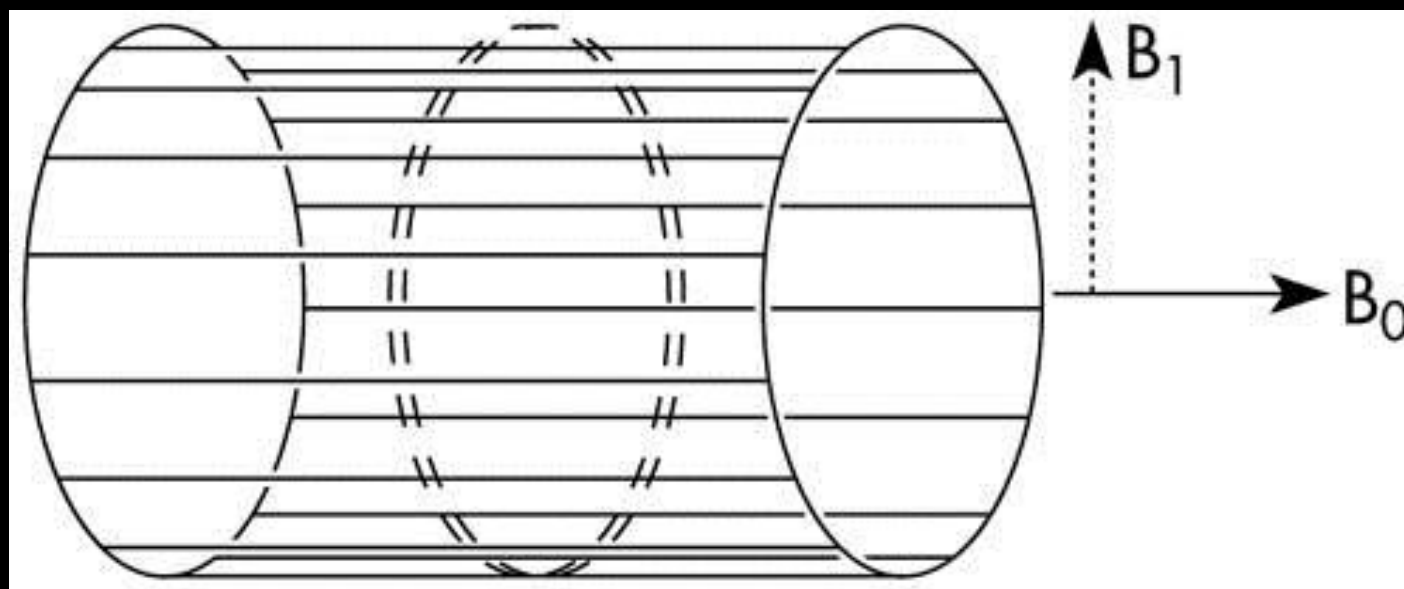
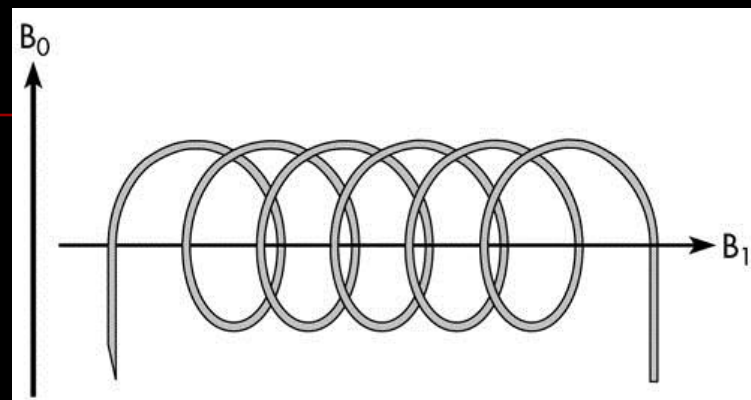
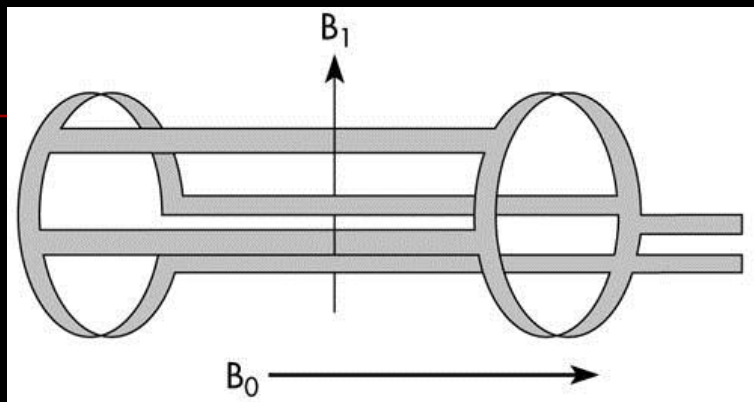


射频系统

- 发射线圈：多数MR系统都采用马鞍型线圈设计
 - 射频渗透均匀一致，
 - 只使用X和Y方向的线圈



射频系统



(二) 发射通道

(1) 频率合成器

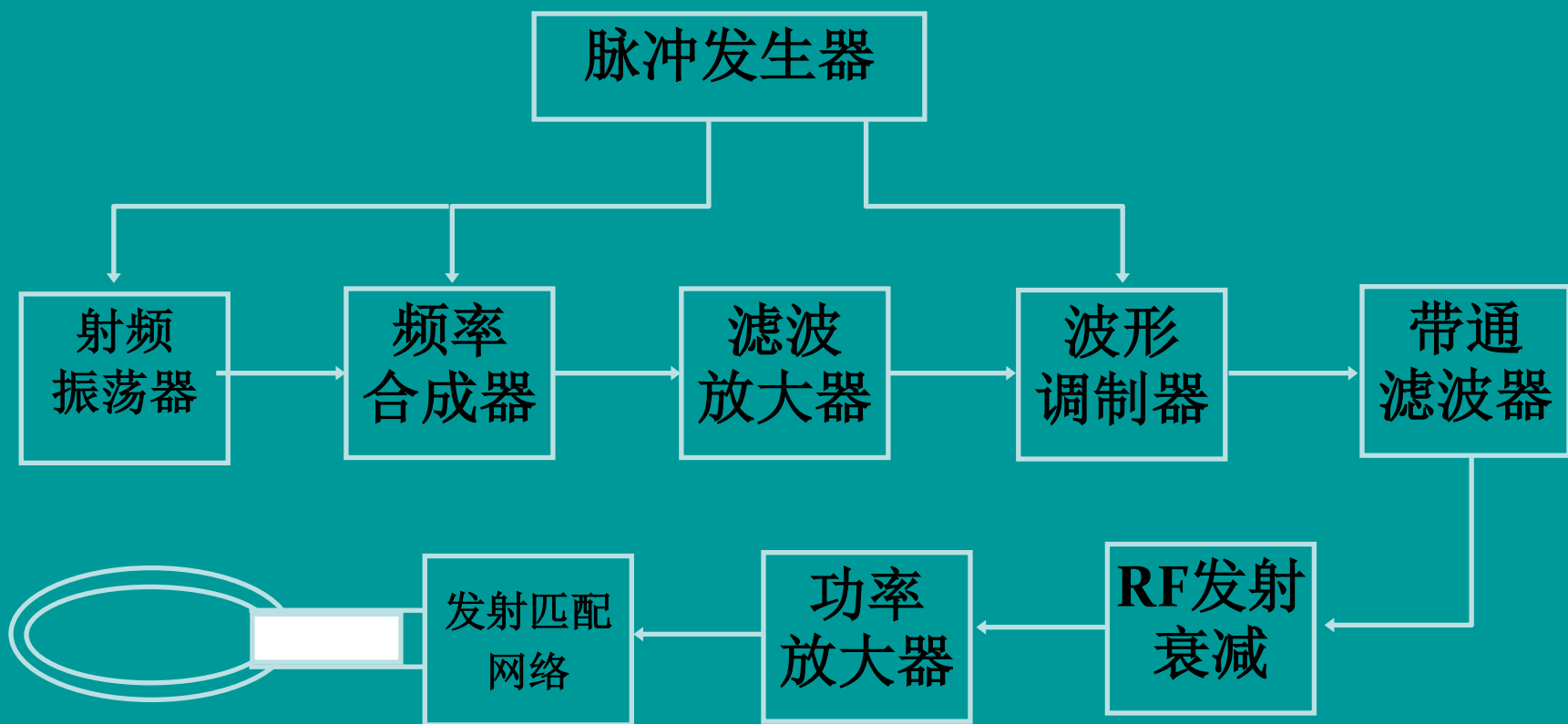
(2) 发射混频器

(3) 发射调制器

(4) 功率放大级

(5) 发射控制器

射频脉冲发射单元



频率合成器

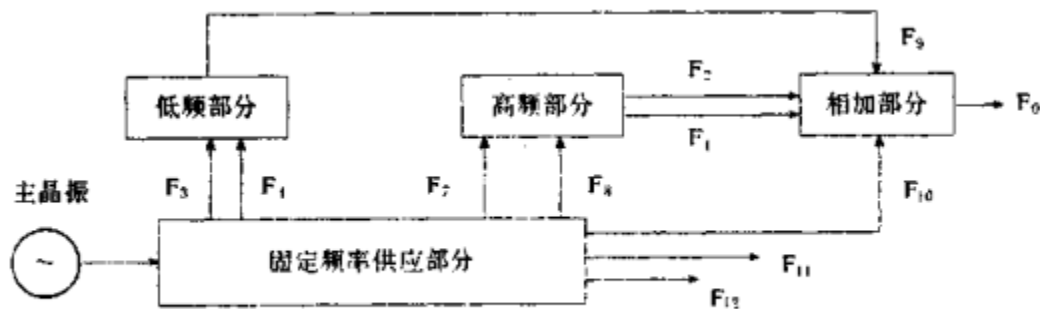
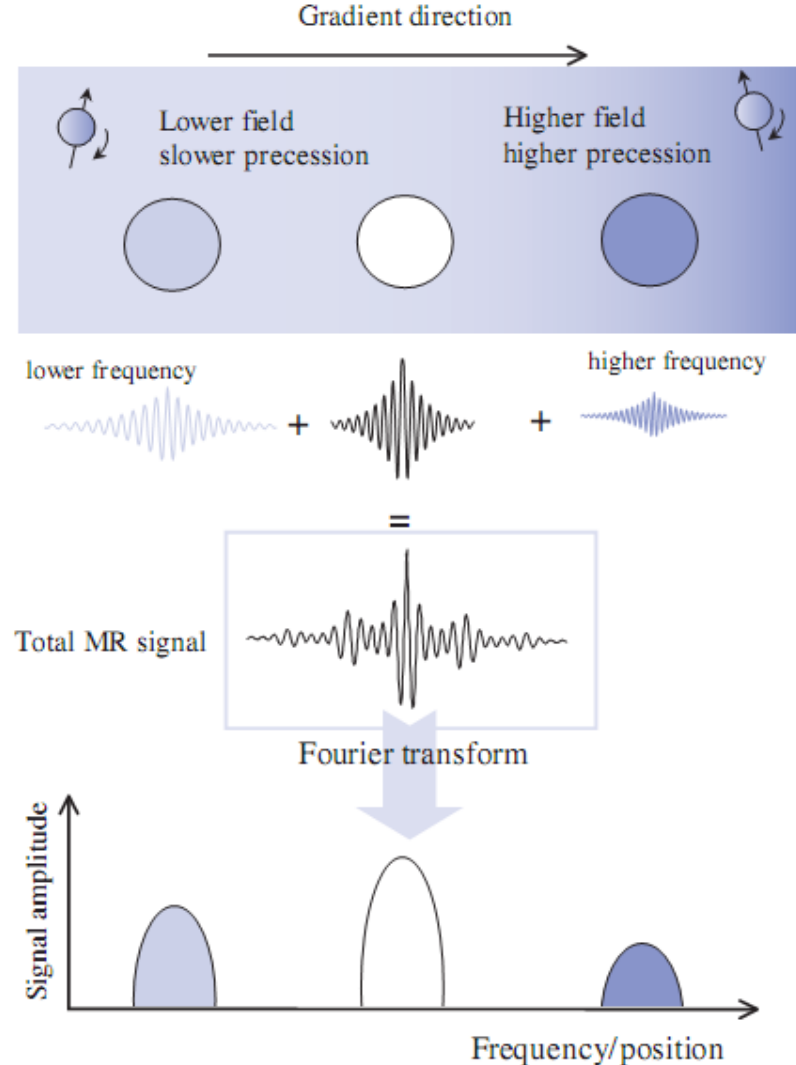


图 5-23 频率合成器框图

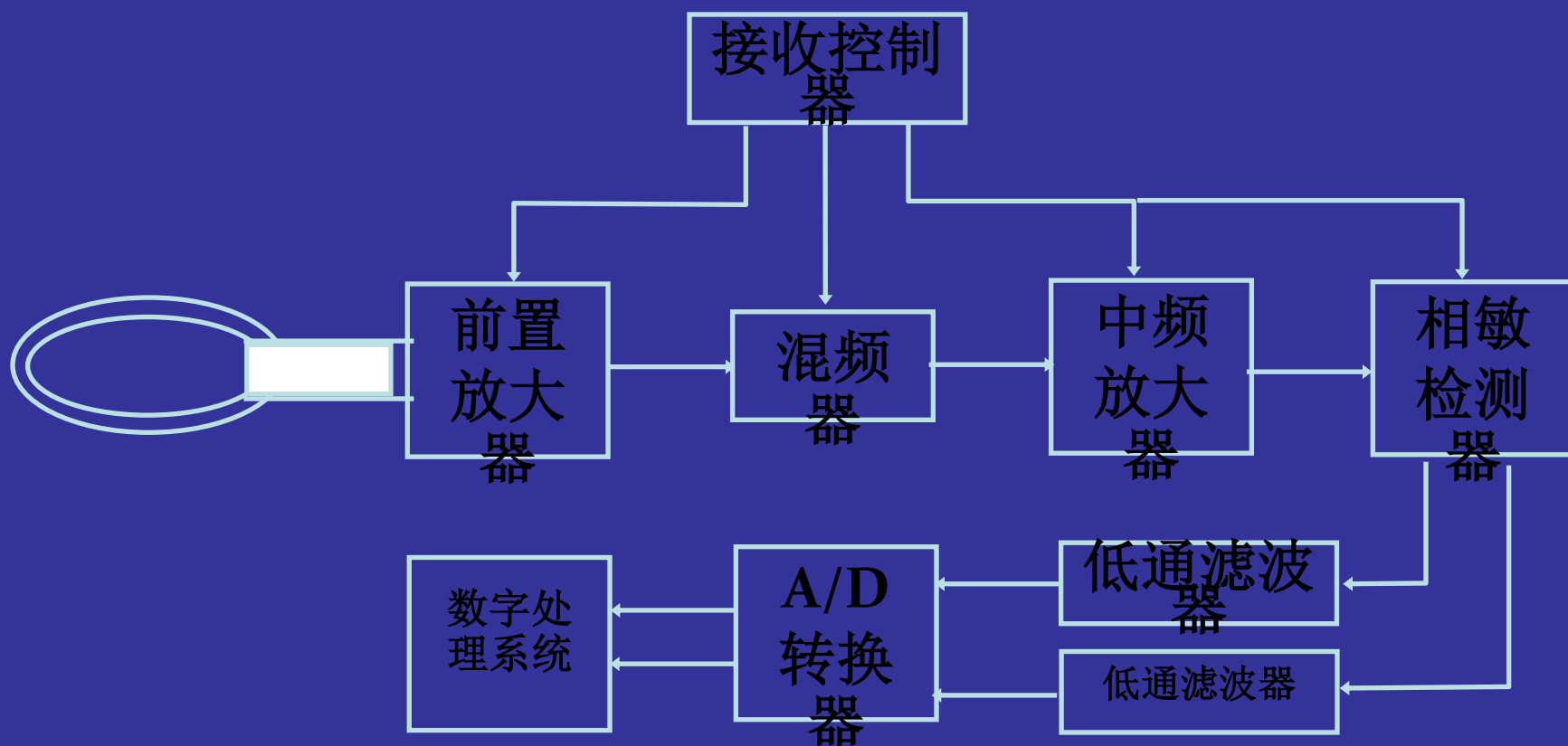
二、接受线圈与接受通道

(一) 接受线圈

(二) 接收通道

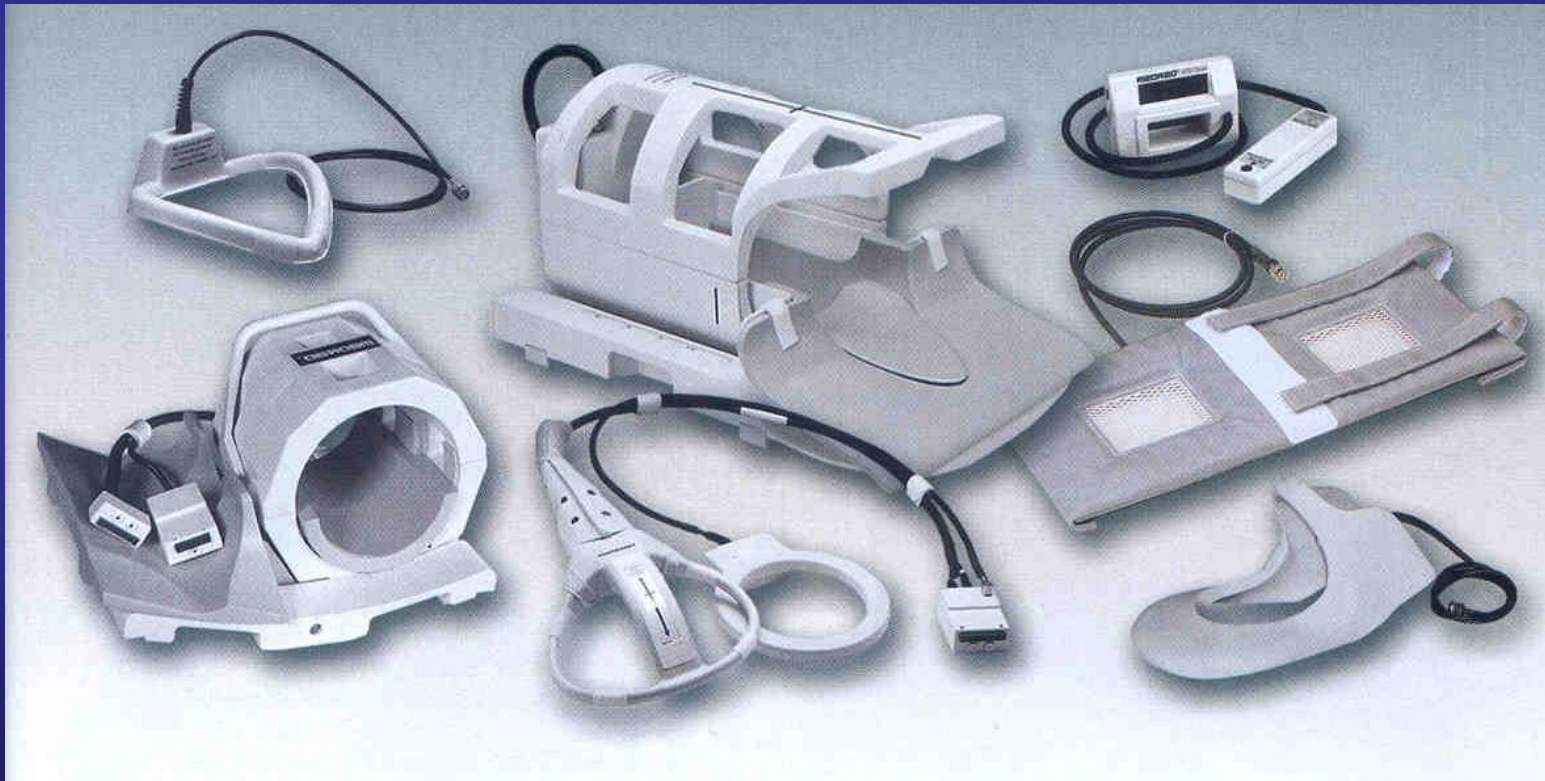
- 前置放大器
- 混频器与滤波器
- 相敏检波器
- 低频放大与低通滤波
- A/D转换

射频信号接收单元

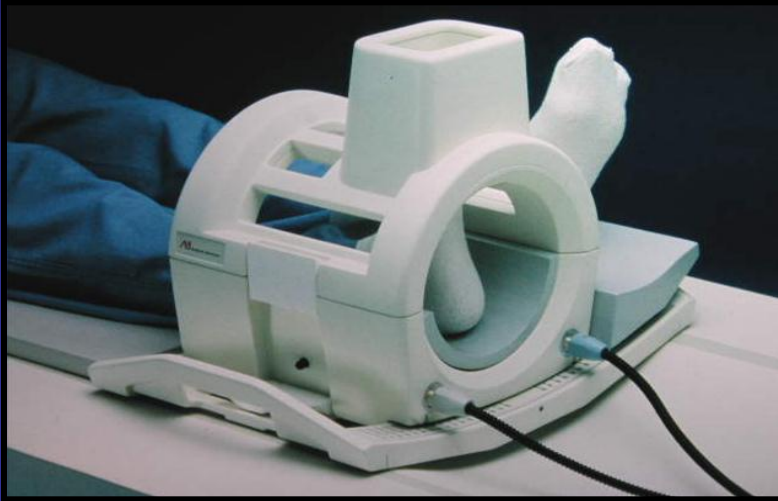


接收线圈与接收通道

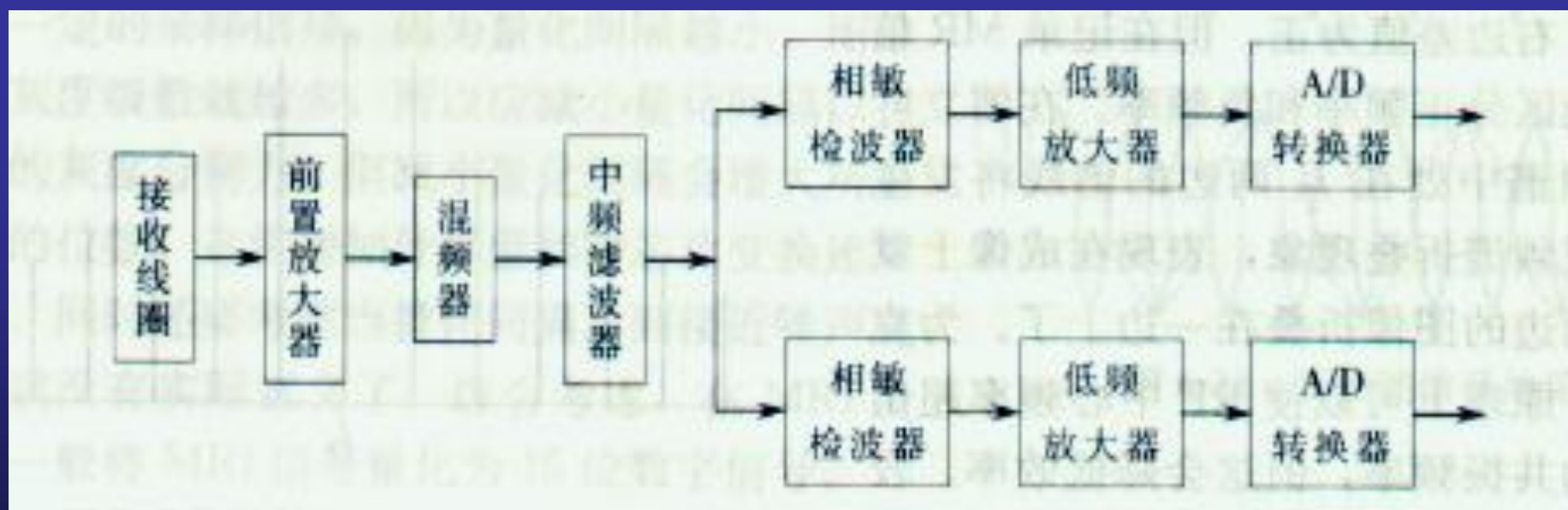
- 接收线圈物理要求: Q值越高, 接收信号的带宽越小, 决定接收信号频率或成像区域; SNR要高; 信号响应均匀性
接收线圈性能很大程度取决线圈的几何程度, 和导线材料。



RF接收线圈



- 接收的通道构成：1、前置放大器；2、混频器与滤波器；3、相敏检波器；4、低频放大与低通滤波器；5、A/D转换器



射频线圈小结

- 射频线圈用于激励和/或信号探测
- 必须能产生一个贯穿成像部位均匀磁场
- 线圈可同时用于激励或探测，或者一个线圈用于激励，另一个用于探测信号



射频线圈小结

- 为了获得较好的信号，所要成像物体应填满探测线圈的大部分。最好达到或超过70%的占空
- 使用表面线圈可以使信噪比增加3~5倍
- 正交射频线圈使信噪比改善
 - 减少所需射频功率及减少在病人体内能量耗散
 - 由二个线圈轴线相互垂直排列所组成
 - 可得到 $\sqrt{2}$ 倍信噪比增益

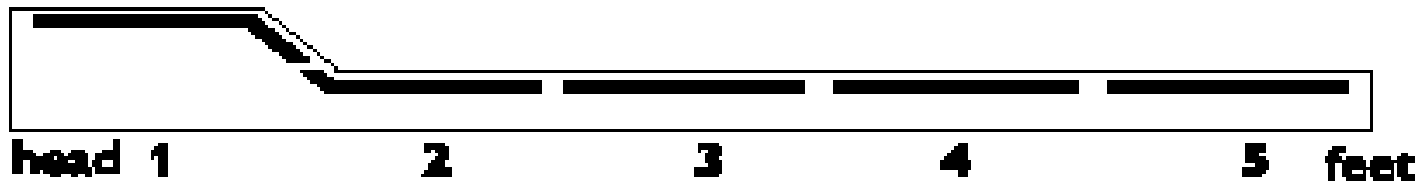
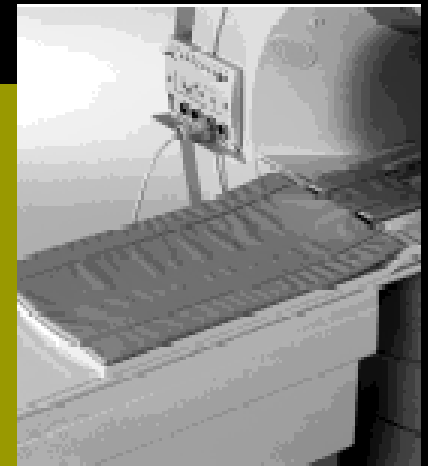
射频线圈小结



射频线圈小结

■ 协同线圈

- 利用小线圈信噪比的优势
- 正交探测性，使之可应用于大视野

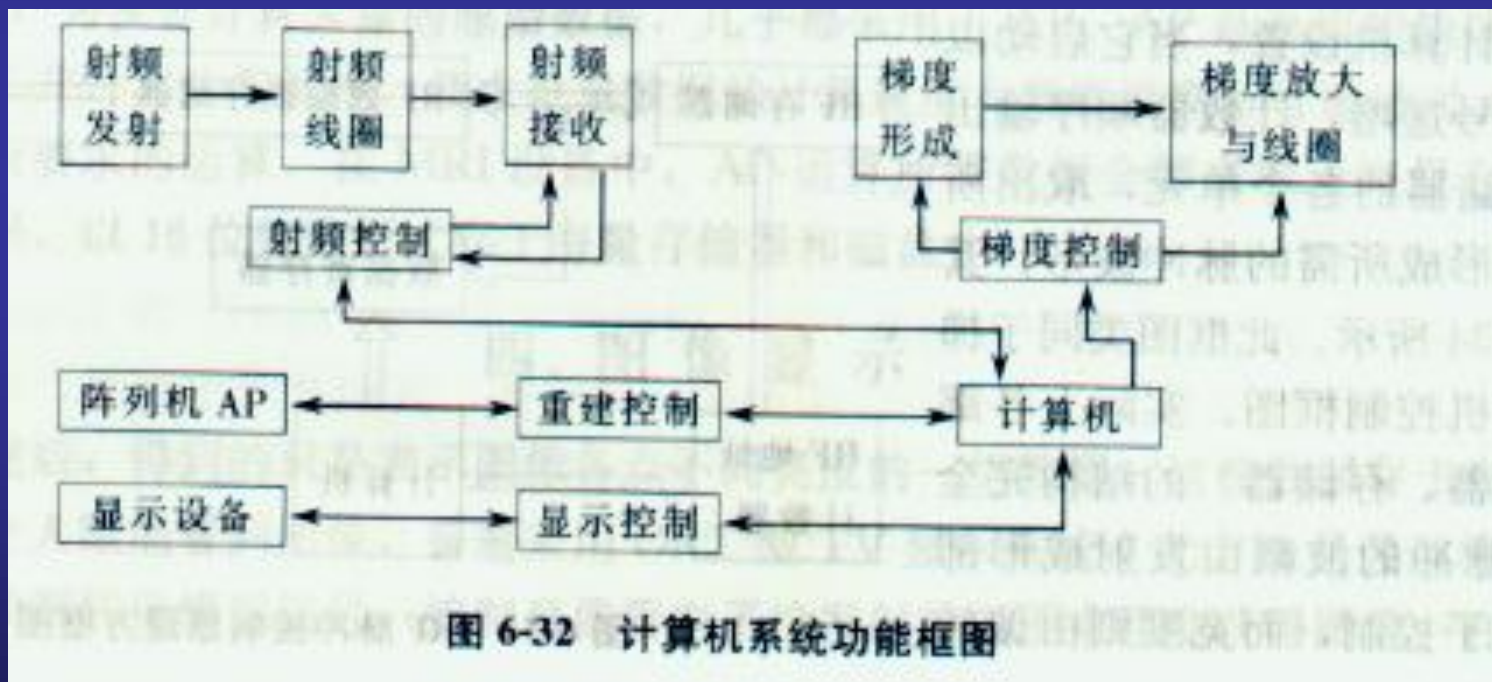


射频线圈小结

- 协同线圈是由一组同步接收信号正交线圈组成
- 未增加扫描时间
- 每一线圈覆盖着不同的部分(如在脊柱中)，并且在测量后，所有线圈部分的影像被组合成一个大视野图像(如45厘米~53厘米)
- 信噪比要比一个线圈单元大小的柔性表面线圈的图像要好大约50%。

第五节 计算机系统

- 这里仅仅描述MRI设备所特有的一些计算机系统：主要有梯度磁场，RF脉冲控制，图像的重建等。

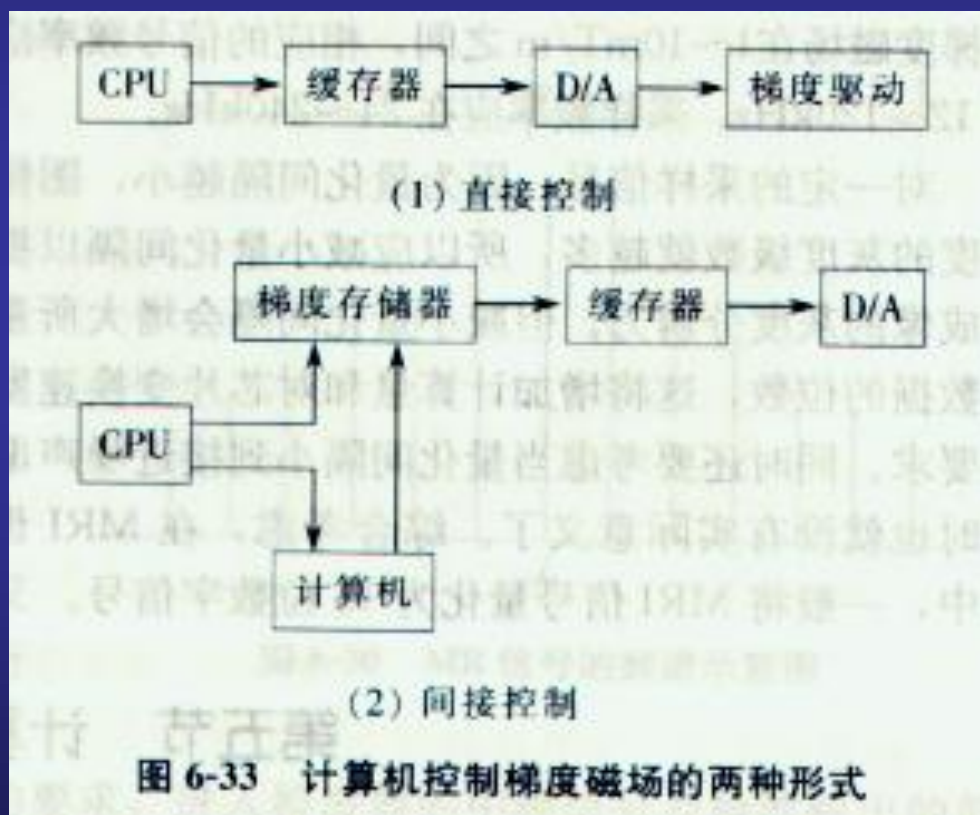


信号采集和图像重建系统

数据采集(data acquisition或signal sampling)是指对相敏检波后的两路信号分别进行A/D转换,使之成为离散数字信号的过程。这些数字信号经过累加及变换处理后就成为重建图像的原始数据。在MRI中,射频子系统和数据采集子系统的工作原理与脉冲傅立叶变换波谱仪基本相同,因而这两个子系统又被合称为谱仪系统。图像重建的任务则是根据谱仪系统所提供的原始数据来计算可显示的灰度图像。数据采集和图像重建是磁共振成像的最后一步。

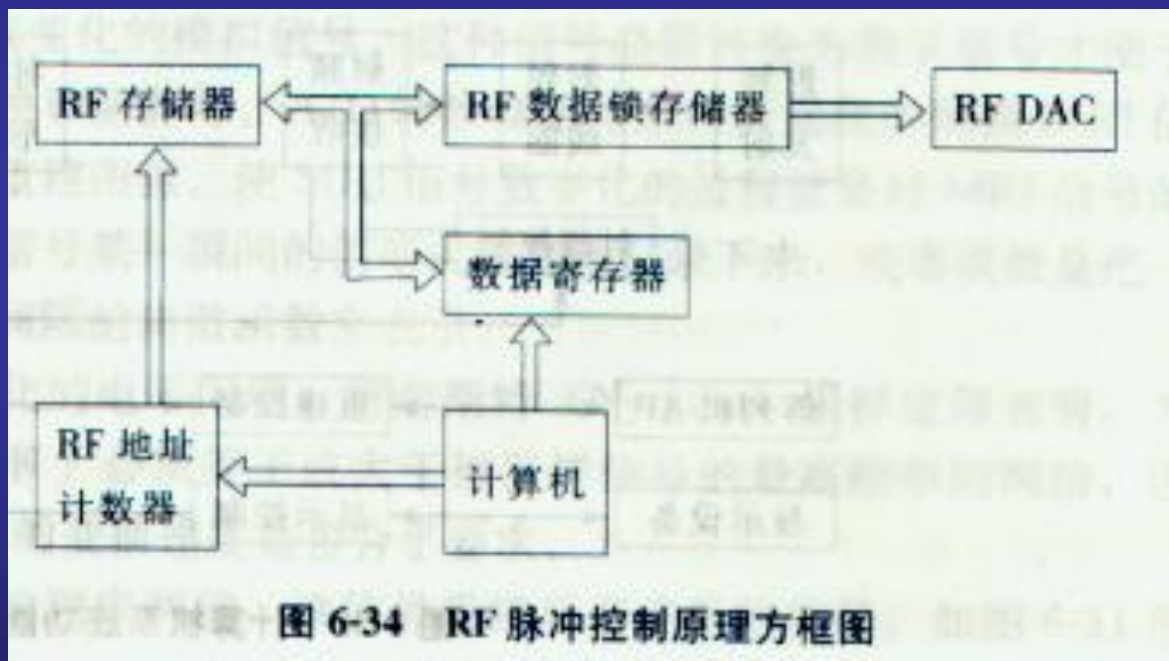
1 梯度磁场的控制

- X, Y, Z三个方向都有一定的形状，梯度有一定的时序关系，

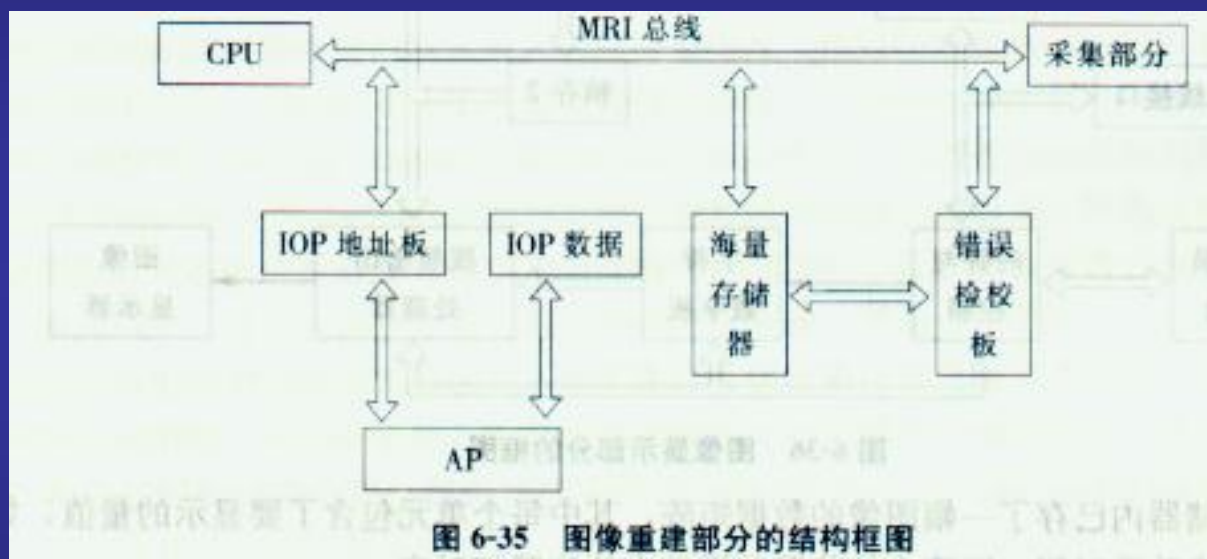


2 射频脉冲的控制

- RF脉冲波成形，相位控制，脉冲开关等



3 图像重建



4 图像显示

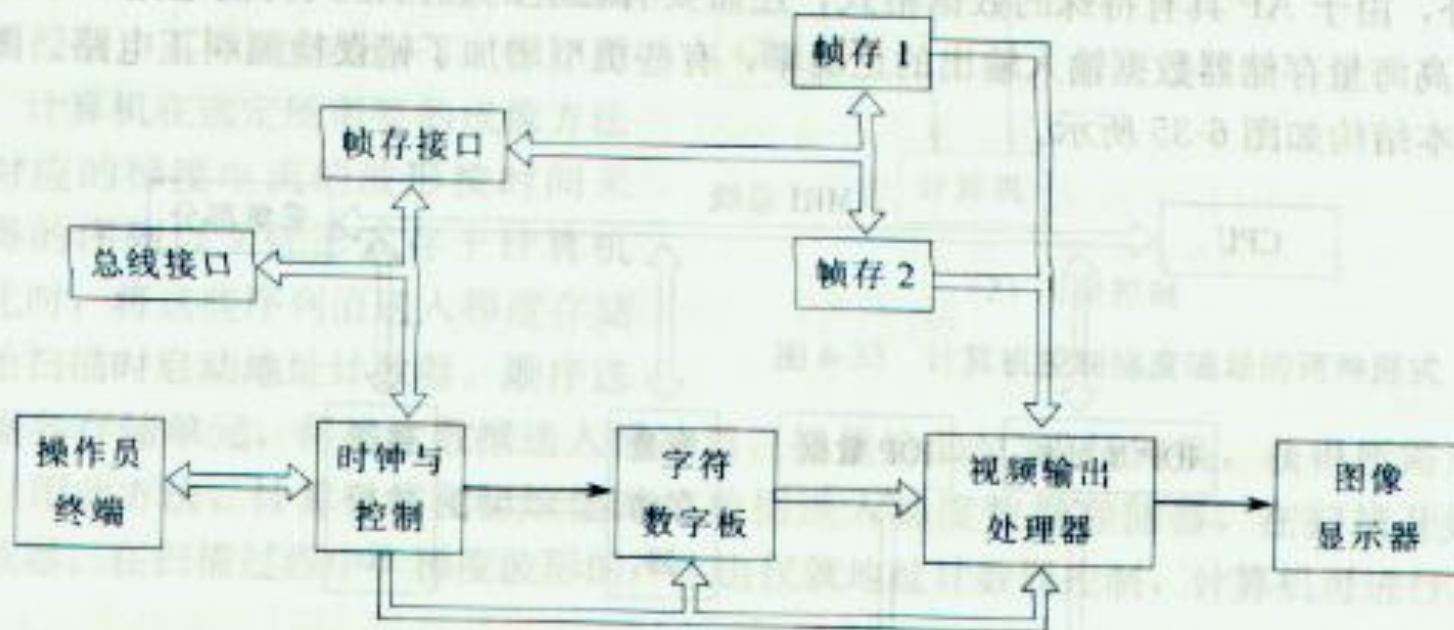


图 6-36 图像显示部分的框图

四、MR的数据采集和处理

- 关于计算机:
- CPU的作用
- 阵列处理机
- 磁盘与磁带
- MR处理器
- 操作台与软件系统

测量控制系统

- 静态测量控制
- 动态测量控制：脉冲序列控制
- 生理信号序列控制

图像处理系统

图像处理器

图像仪

（一）测量控制系统

- 测量控制部分的功能是为接收MR信号产生 所需的各种控制，并为图像处理器准备下一步处理的数据。任务有：
- 产生将质子激发所需的调制RF信号
- 提供精确的电流脉冲，以产生线性梯度场 – 将接收的MR信号放大和解调
- 把幅度和相位信息转换成数字值，送给图 像处理单元
- 控制和监视整个测量系统的功能

1. 静态测量控制

1. 包括与床、RF调谐系统、RF信号单元以及梯度功率控制器的通讯。
2. 静态测量控制部分所控制的功能在整个 测量期间不会改变，如滤波器和衰减 器。

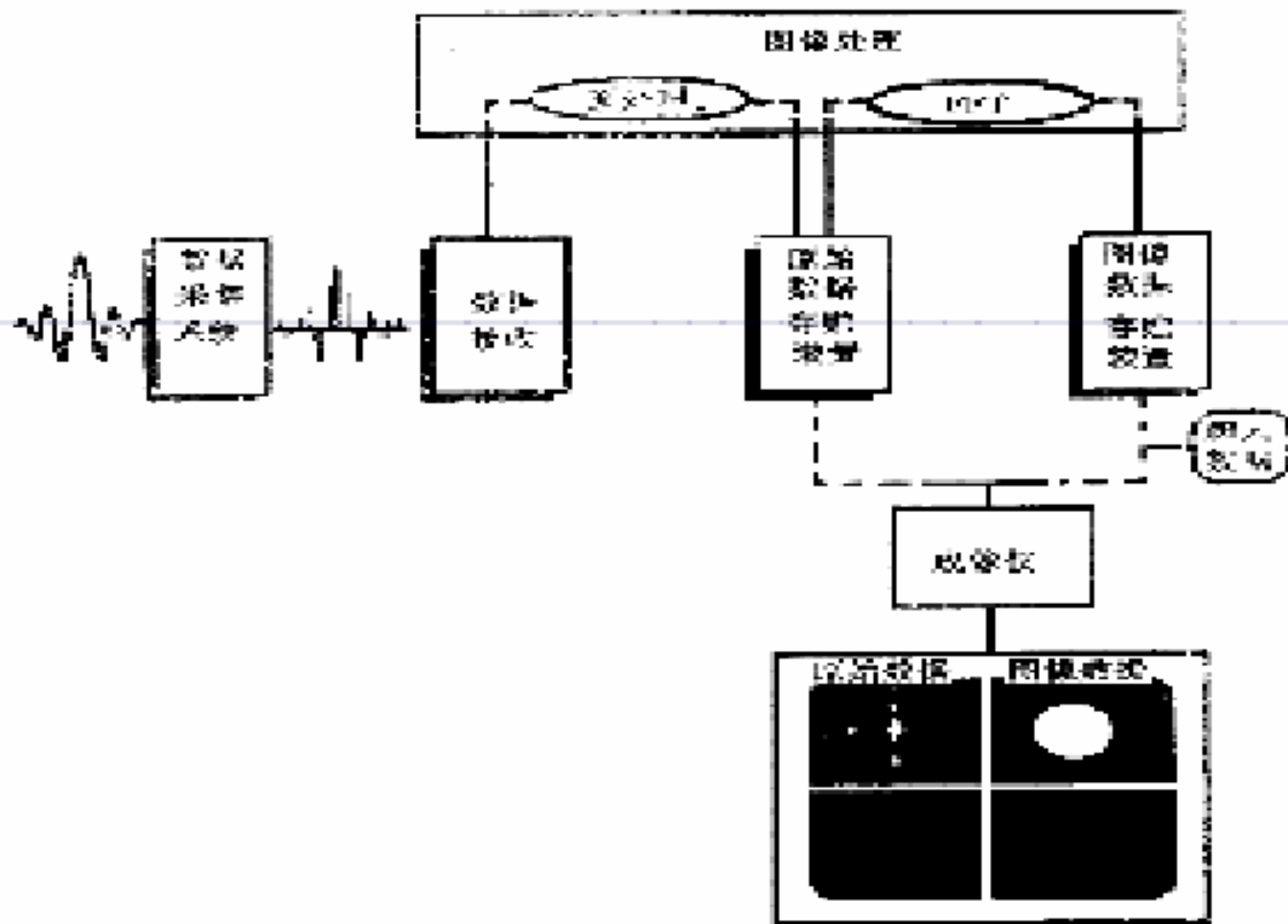
2. 动态测量控制

脉冲序列控制

心理信号序列控制

(二) 图像处理系统

- 主机、图像处理器、图像仪
- 主机：是系统的中央控制计算机，装有操作系统（VMS，UNIX，DOS等）和用户应用系统（如Siemens的NUMARIS，GE的GENESIS）。
- 图像处理器：从获得的原始数据中重建出图像；
- 图像仪：处理图像数据，并把它们转换成模拟视频信号，或为硬拷贝设备提供模拟或数字信息。



图像处理系统组成示意图

五、图象显示器件

- 显示器
- 激光扫描仪

二、MR成像参数

（一）、内部成像参数：

- 自旋—晶格弛豫时间 T_1
- 自旋—自旋弛豫时间 T_2
- 质子密度 $N(H)$
- 化学位移
- 生理位移
- 毗邻组织的位置、大小和特性

（二）、外部成像参数（上）

- 脉冲序列
- 脉冲 定时参数 (T_R 、 T_E 、 T_I)
- 顺磁造影剂
- 射频脉冲偏转角
- 层面厚度
- 矩阵尺寸
- 视野 (FOV)

MR外部成像参数（下）

- 层面激励次数
- 层面间距
- 射频线圈类型
- 层面方向
- 成像体积内的层面定位
- 磁场强度和均匀性
- 射频场的特性
- 生理门控
- 中心频率
- 相位编码梯度和频率编码梯度的方向
- 显示变量选择（窗宽和窗位）

第七节 磁共振扫描床

- 一、结构
- 二、床面水平纵向移动装置
- 三、床面水平横向移动装置
- 四、控制电路

第八节 超导及低温系统

- 一、超导性与超导体
- 二、低温技术
- 三、超导环境的建立与失超保护

一、超导性与超导体

- 当温度达到临界温度，电阻突然变为0（电流太小，测量不到），这样电流可永无止境的流动循环下去。
- 普通铅：7.4K
- 铌钛合金 (Niobium-Titanium): 20k
- 稀土陶瓷 (Ceramic): 100K

二、低温技术

三、超导环境的建立与失超保护

励磁

是指超导磁体系统在磁体电源的作用下给超导线圈逐渐加以电流，从而建立预定磁场的过程。励磁一但成功，超导线圈将在不消耗能量的情况下提供强大的、高稳定性的匀强磁场。

去磁与失超

去磁是通过磁体的特殊电路慢慢泄去其贮存的巨大能量，使线圈内电流逐渐减小为零，但线圈仍处于超导态。

失超是磁场消失，而且线圈失去超导性。

第九节 磁场的屏蔽

- 一、磁场与环境的相互影响
- 二、主磁体屏蔽
- 三、射频屏蔽

- 磁体磁场特性
- 沿磁场中心向四周沿伸，磁共振成像仪安装以后要考虑内部和外部磁场对其的影响
- 磁体Z方向上近磁体边缘的磁场最大，远离磁体磁场逐渐减小
- 磁屏蔽可减小边缘磁场
 - 磁屏蔽——可将钢板或铜板安装进墙内（扫描房屏蔽），也可以围绕磁体（被动屏蔽），或安装与超导磁体绕组相反方向的屏蔽线圈（主动屏蔽）

-
- 为了患者的安全及设备的正常运作，磁场强度在0.5mT（5高斯）线以外为安全操作区域
 - 为防止对监视器上图像的干扰失真，使用视频监视器周围最大磁场不能超过0.1mT（1高斯）

■ 磁屏蔽的意义

- 使静磁场不受外界磁场干扰，保持稳定均匀状态
- 保护扫描室外的电子设备不受MR磁体的影响

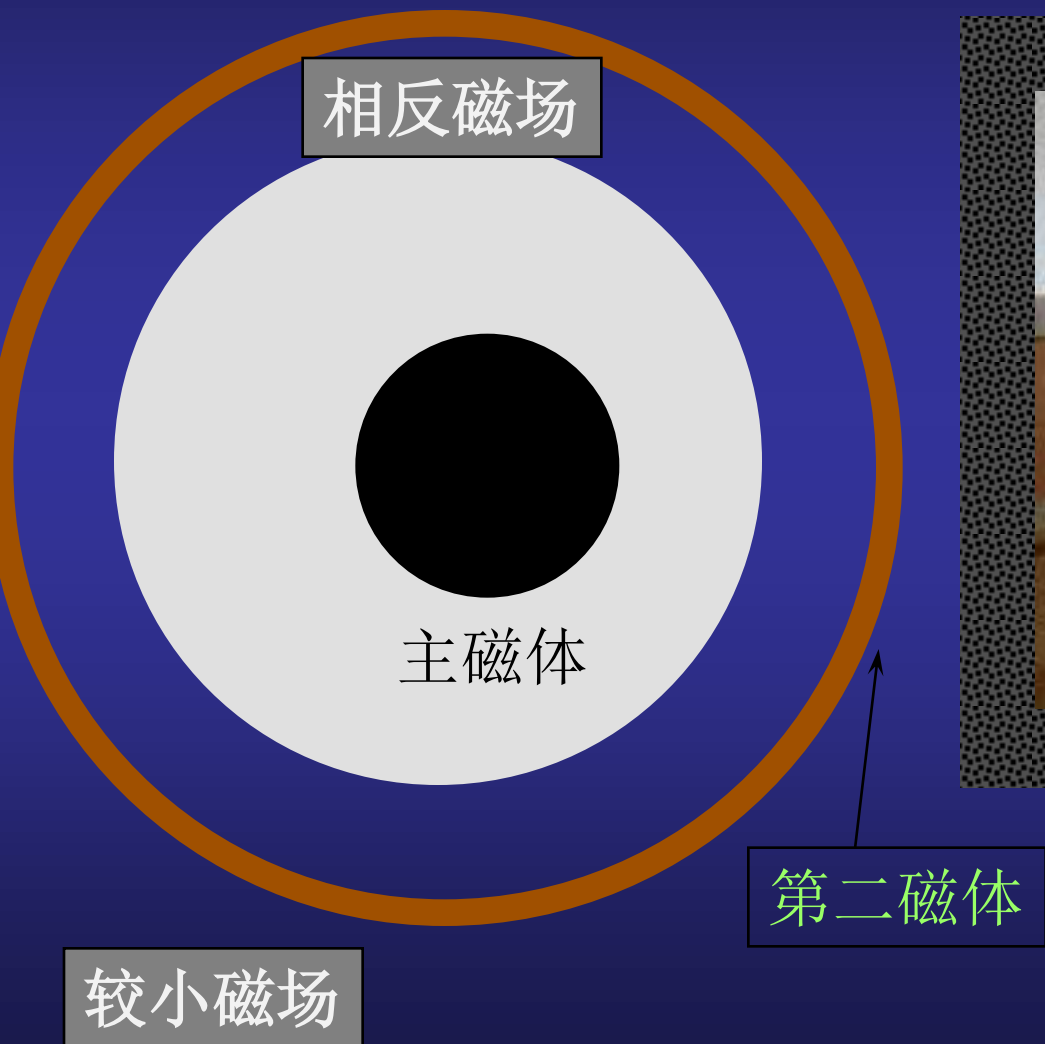
■ 屏蔽方式

- 钢板包绕扫描室
- 采用线圈包绕磁体

■ 屏蔽的标准

- 0.5mT,即5高斯的场强为基准

有源屏蔽



无源屏蔽



■ 射频屏蔽意义

- 防止射频干扰，需对工作频率附近的干扰信号进行屏蔽

■ 屏蔽方式

- 安装滤波器，连接在电流导线的屏蔽罩之间
- 用黄铜钉和紫铜钉将铝板钉在木框上来完成

■ 射频屏蔽注意事项

- 使用薄铜板焊接成为整体，门缝隙也需要加屏蔽，观察窗的屏蔽采用铜网，为了取得好的屏蔽效果可采用双层屏蔽铜网增加密度（即增加铜网的目）

■ 射频屏蔽的标准

- 屏蔽层2米远测量
 - 2MHZ的射频泄漏小于80db（分贝）
 - 5MHZ时小于100db
 - 30MHZ时小于110db的射频干扰

辅助设备部分

■ 照明要求

- 照明（一般为白炽灯）
 - 自本身的电源滤波器再与建筑物上的市电相连，调光器必须装配在射频屏蔽之外

■ 电源要求

- 380v，50HZ，Y或 Δ 连接
- 最大电源电阻380v时为0.1欧姆
- 相之间允许的电源波动为 $\pm 6\% \sim \pm 10\%$
- 允许的频率波动为 $\pm 1\%$

辅助设备部分

■ 功率要求

- 0.5T系统为50KVA, 100AMP
- 1.0T, 1.5T, 2.0T系统为90KVA, 125AMP

■ 环境要求

- 空气温度 $22^{\circ}\text{C} \pm 3^{\circ}\text{C}$
- 相对湿度40%~60%

■ 场地要求

- 0.5T 工作室占地面积约110平方米, 高度3.5米
- 1.5T 工作室占地面积约175平方米, 高度4米

磁共振成像设备的保养维护

■ 主磁体

- 主要对外部的保养，保持磁体干净
- 有恒定的温度和湿度
- 定期进行磁场均匀度的校正

■ 计算机

- 定期除尘，检查风扇运转情况，保证一定的温度、湿度和空气净化度
- 定期清理文件目录，删除计算机自动生成的错误文件，整理硬盘的碎片文件，必要时格式化硬盘

磁共振成像设备的保养维护

■ 梯度放大器/射频放大器

- 环境要求与计算机同
- 定期清洗或更换梯度放大器和射频放大器的通风过滤网，检查风扇运作情况

■ 光盘驱动器

- 定时储存图像
- 定期除尘
- 防潮除湿

磁共振成像设备的保养维护

■ 主操作台及工作站

- 保持恒定的温度和湿度
- 定期除尘
- 保持空气净化

■ 检查床

- 检查驱动其上下、前后的活动马达，定期给驱动转轴添加润滑油

磁共振成像设备的保养维护

■ 表面线圈的保养

- 软制线圈不可过分折叠和弯曲，不得用锐利器刺伤其表面
- 固定设制的线圈不可撞击硬物
- 对表面线圈表面的脏物应用清洁剂擦干，不得用有机溶剂擦洗

磁共振成像设备的保养维护

■ 水冷机

- 定期检查压力、水温及制冷情况

■ 压缩机

- 每日查看压缩机运作情况，检查压缩机压力情况

■ 液氮显示器

- 每日查看氮面情况，防止失超

■ PIQT

- 每周进行IQ水模测试，定期监测成像设备的各项技术指标及可靠性能

磁共振的购置选型

■ 磁共振的选型应注意以下参数

- 磁体类型，主磁场强度，主磁场的均匀度，匀场调整方式，腔体尺寸，磁屏蔽类型，磁体重量等
- 梯度强度，梯度非线性度，上升时间，切换率，工作周期等。
- 射频系统中心频率，射频功率、接收线圈等

磁共振的购置选型

- 主计算机/重建计算机容量，图像处理计算机容量及速度，数据采集接口类型，外存容量，网络能力等
- 病床长度及高度，成像区孔径，病床定位方法，病人监护情况，病床限位情况等

磁共振的购置选型

- 供电要求，扫描室温湿度要求，机房要求，操作室要求
- 成像序列，成像技术及参数，应用软件包，最新快速成像方法
- 操作界面，图形显示，图形分析、运算、编辑功能，照像机接口，照像方式等
- 液氦蒸发率，紧急消磁装置等

磁共振场强的选择

■ 场强的选择应考虑

- 临床应用范围
- 图像质量
- 使用率情况
- 资金和机房设计费用方面等

磁共振场强的选择

- 0.5T价格较低；空间环境要求低；磁体与周围环境影响作用小；图象质量优良，使用表面线圈可获得高清晰度图像
- 1.0T有较好的价格比；有高质量的图像；有较高的信噪比；扫描时间短，可以获得薄层高质量图像

磁共振场强的选择

- 1.5T可以进行氢质子以外的图像研究；可获得高信噪比；薄层高清晰度；利用化学位移技术，可获得分开脂肪和水的信号
- 2.0T比1.5T更有利于频谱分析随场强而增加，各谱线有明显的区别；可以有效的增加其它原子核的MR信号强度，但射频脉冲的能量可能会超过安全限度



磁共振成像设备质量保证

- 主体设备质量，操作技术，周围配套设备的质量状态等等；
- 体模模拟；

MRI设备质量保证主要参数

- 非成像参数;
- 信号强度参数;
- 几何参数;

1) 非成像参数

- 共振频率;
- 磁场均匀性;
- 射频翻转角的准确性;
- 涡流补偿;
- 梯度场强度校准;

2) 信号强度参数

- 信噪比
- 均匀度

3) 几何参数

- 空间分辨力
- 线性度
- 层面几何特性参数

磁共振检测体模

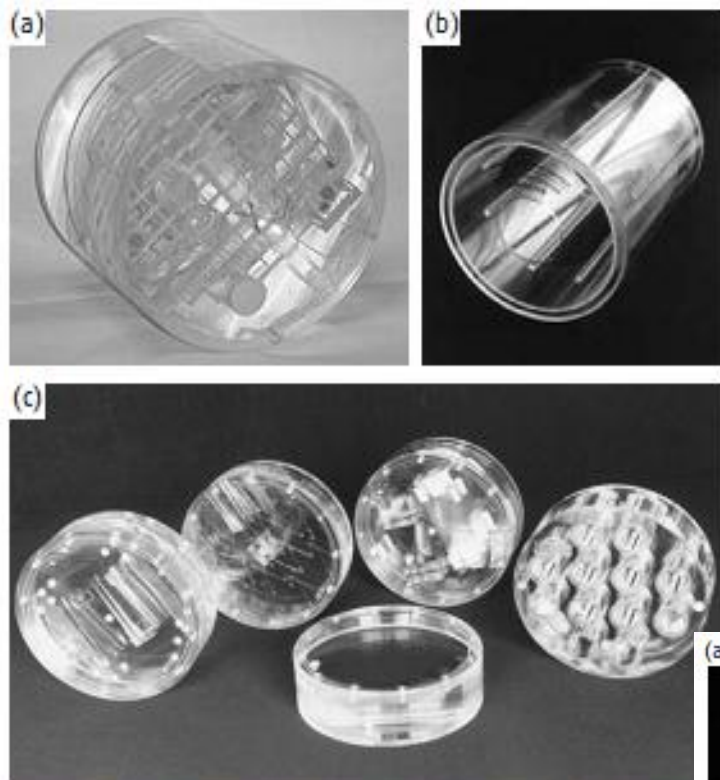


Figure 11.1 Phantoms for quality assurance (QA). (a) ACR multipurpose phantom, courtesy of the American College of Radiologists. (b) Loading ring, courtesy of MagNET, Imperial College, London. (c) Eurospin test object set, courtesy of Diagnostic Sonar Ltd., Livingston, UK.

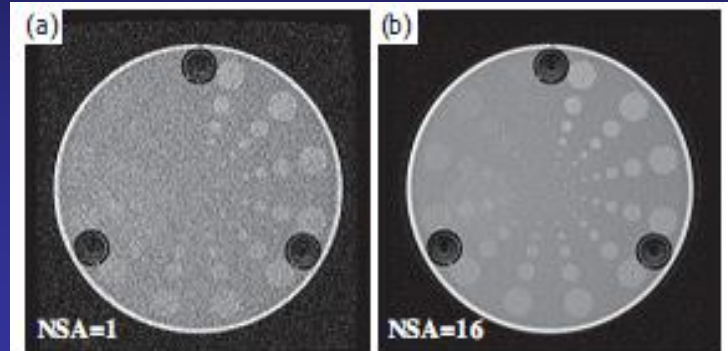


Figure 11.9 Examples of contrast-detail detectability phantom with a different number of signal acquisitions. (a) NSA = 1. (b) NSA = 16. Phantom by Philips Medical Systems.

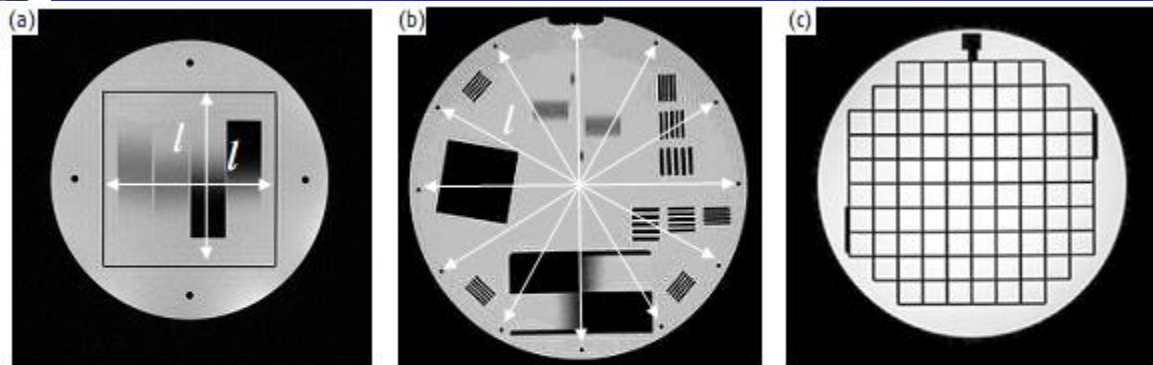


Figure 11.4 Distortion measurement phantom images: (a) Eurospin T02, courtesy of Diagnostic Sonar Ltd., Livingston, UK. (b) Charing Cross T02A, courtesy of Charing Cross Hospital, London. (c) ACR geometric accuracy insert, courtesy of the American College of Radiologists. l is the true length in the test object.

三) 磁共振成像伪影

- 磁共振梯度伪影
- 射频伪影
- 射频不均匀伪影
- 自由感应衰减伪影
- 人字形伪影