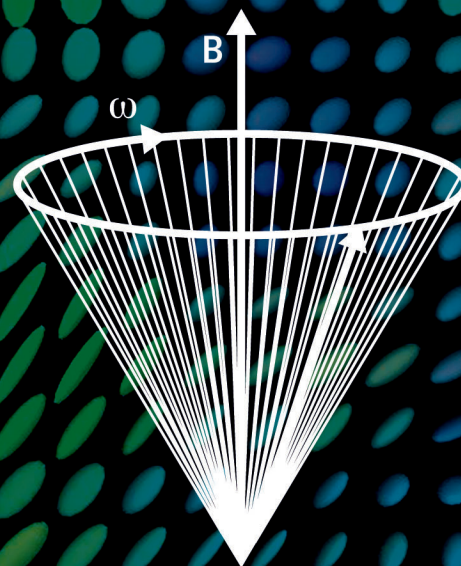


SIEMENS

磁体、自旋和共振

磁共振基础知识简介



磁体、自旋和共振

磁体、自旋和共振

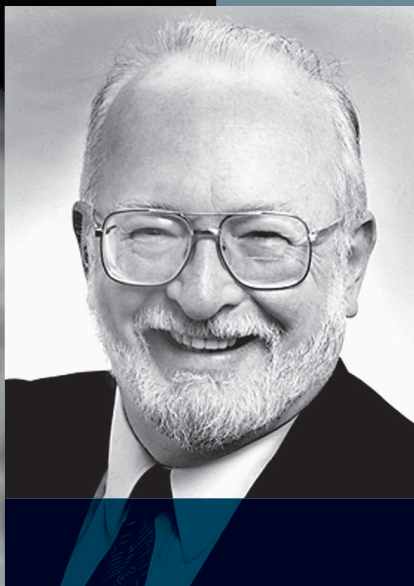
磁共振基础知识简介



人脑 MRI 弥散张量纤维束
成像¹（2015）与甜椒图像
（1980）

¹ 德国莱比锡 MPI





“每一项重大突破在取得成功之前，只是一个疯狂的想法。”

保罗·C·劳特伯，
2003 年诺贝尔奖得主



“它是一种不同类型的图像，包含更多关于疾病过程的信息。”

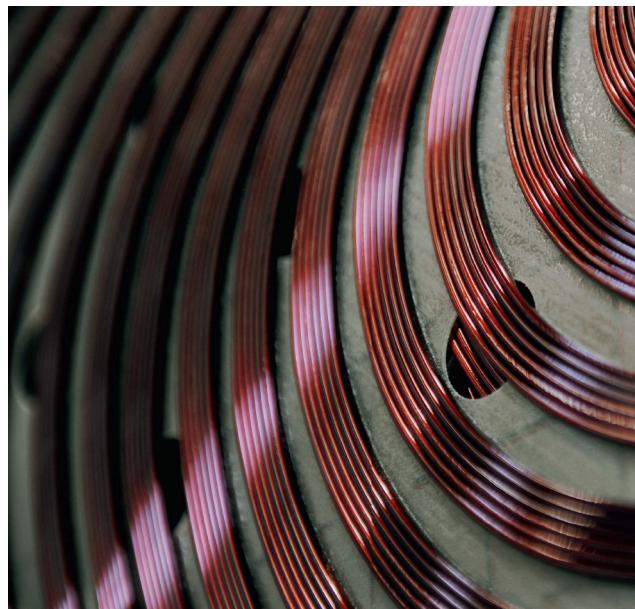
彼得·曼斯菲尔爵士，
2003 年诺贝尔奖得主

MR

基础知识： 探索之路

诺贝尔奖得主，
要走过漫漫长路才能到达
斯德哥尔摩。
从探测水滴和石蜡，
到进行甜椒和人体成像，
磁共振研究走过了漫漫
长路，期间孕育了七位
诺贝尔奖得主。
本手册可作为您了解 MRI
基本原理的捷径。

目录



221	参考文献
225	索引

1 跟踪 MR 信号

2	MRI 概述
8	磁化人体
24	美妙的自旋
38	产生共振
54	技术方面

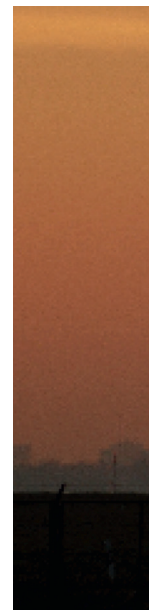


2 回波、衰减和弛豫

- 66 初步认识弛豫
- 74 纵向恢复
- 80 横向衰减
- 86 自旋回波

3 从信号到图像

- 96 通过梯度选择断层
- 108 矩阵：分辨率
- 120 脉冲序列简介
- 126 梯度回波



4 对比度研究

- 132 自旋回波和对比度加权
- 142 对比度与反转恢复
- 148 对比度与梯度回波

5 图像质量策略

- 158 对比度、信号和噪声
- 170 关于图像大小和分辨率
- 176 加速测量

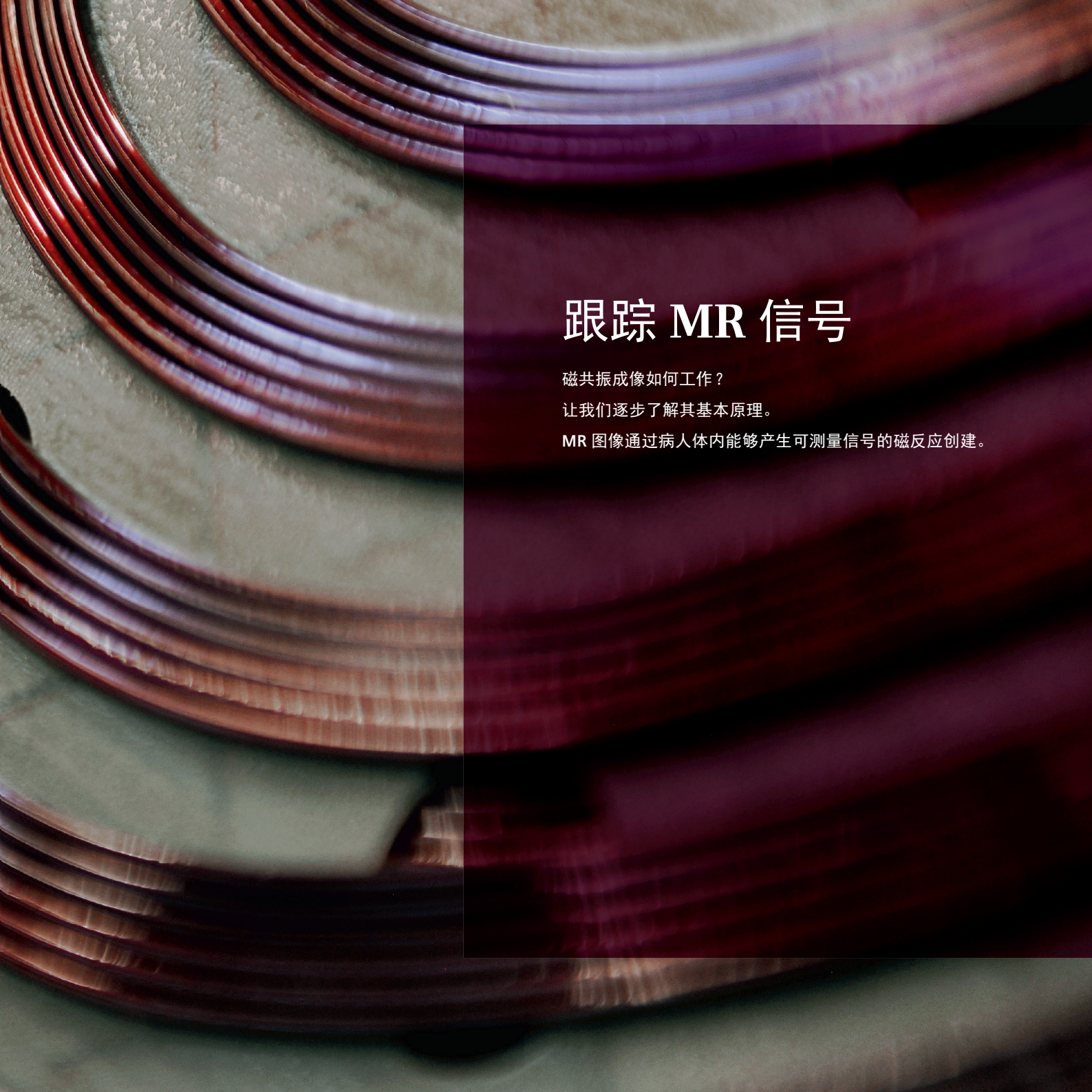


MAGNETOM
World

6 增加诊断价值

- 186 打包回波和断层
- 194 形成回波链：快速自旋回波
- 200 回波平面成像 (EPI)
- 206 并行采集
- 210 更强磁场
- 216 混合成像



A close-up photograph of MRI coils, showing multiple layers of copper tubing arranged in a circular pattern. The coils are set against a light-colored, textured background. A dark, semi-transparent rectangular overlay covers the right side of the image, providing a space for text.

跟踪 MR 信号

磁共振成像如何工作？

让我们逐步了解其基本原理。

MR 图像通过病人体内能够产生可测量信号的磁反应创建。

MRI 概述

我们首先讨论一个临床问题

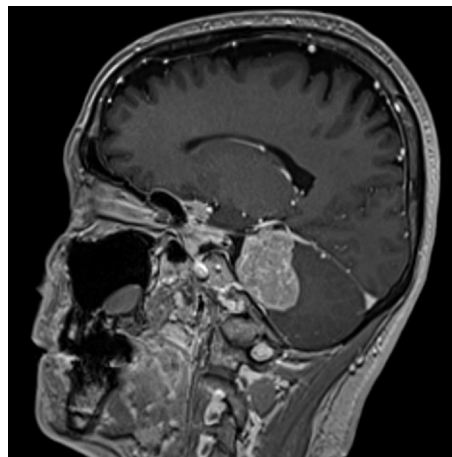
我们如何才能找到图像中的病变？

医学成像以呈现解剖结构为基础，帮助人类探索人体的体质特性。在诊断应用中，分辨正常组织和病理组织非常重要。

MR 是一种无创医学成像技术，可生成一系列任意角度的断层图像，显示头部、体部或四肢的结构和/或功能。

MRI 系统还可以用于在介入手术期间进行成像。

MRI 的工作方式和原理是什么？

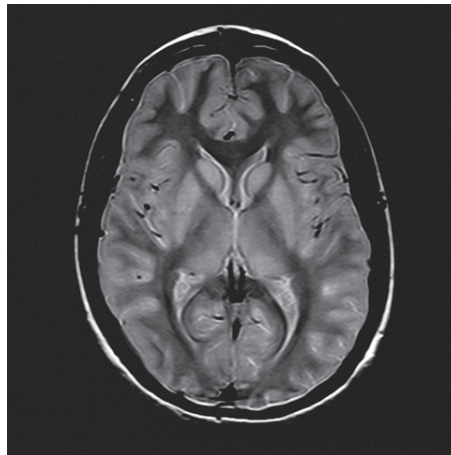


对比度至关重要

自然地，MR 图像良好的对比分辨率对精确诊断至关重要。

MR 成像通过多种参数的组合获得出色的软组织对比度。在人体中产生这种对比度的来源是什么？

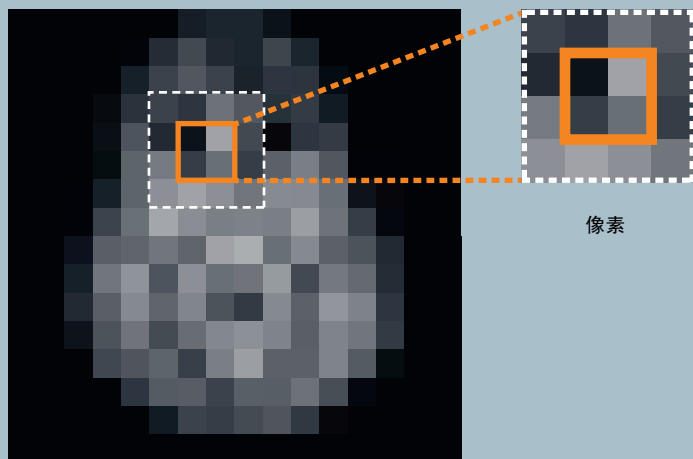
让我们从一幅人的头部轴位断层图像开始来追溯图像对比度的起源。



“磁共振测量可用作分辨恶性肿瘤与正常组织的方法。”
(Raymond Damadian, 1971 年)

追溯图像对比度的来源

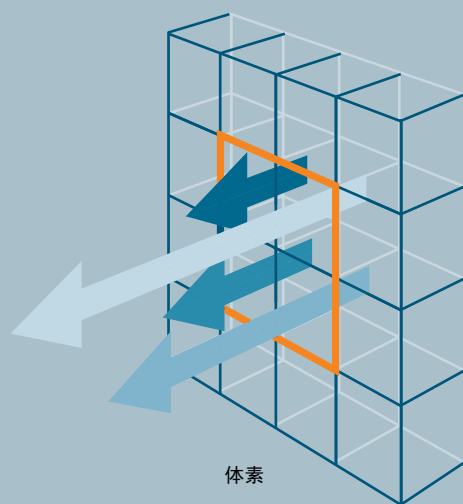
MRI “价值链” 简图



断层图像由大量图片元素（像素）组成。每个像素都有特定的灰度值。图像中的像素越多，意味着分辨率越高。

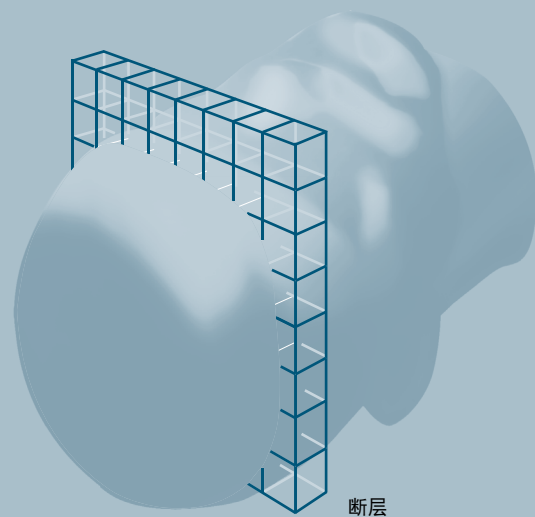
为了简化起见，我们先使用极低的分辨率，并将焦点放在脑部图像中的四个对比鲜明的像素上（左图）。

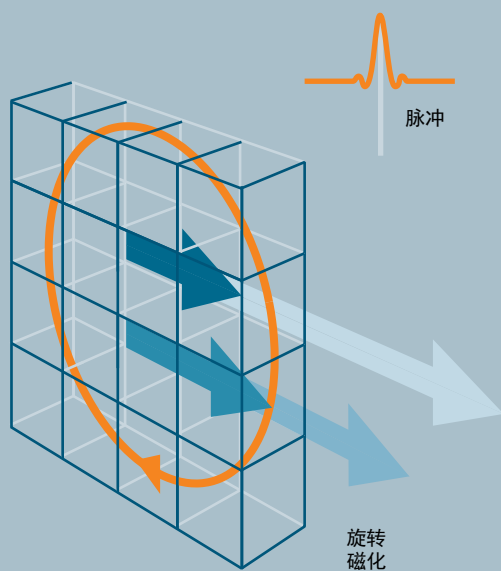
关键点：图像中的像素对应于被测量的断层中的容积元素（体素）（右图）。



病人位于强磁场中。“磁力”的分布将会在体内累积（左箭头），在此仅显示四个感兴趣像素。

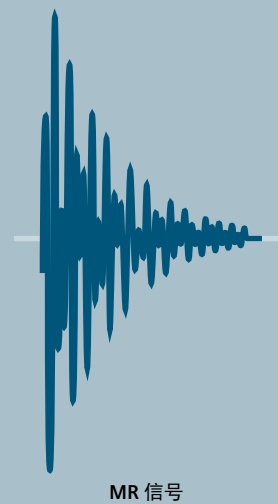
这种磁性分布称为磁化，它并不均匀，而是取决于组织性质。磁化强的体素在图中由长的箭头表示（左图）。





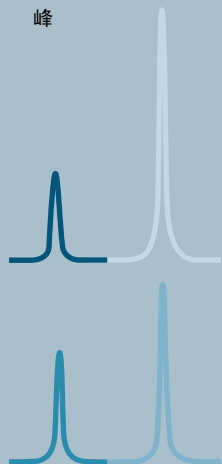
为了显示体内的磁力分布，我们借助电磁脉冲使磁化发生倾斜（左图）。这是磁共振的标志。

磁化开始旋转，在接收线圈中产生交变电流。这一电流就是 MR 信号（右图），它混合了所有体素磁化特征。



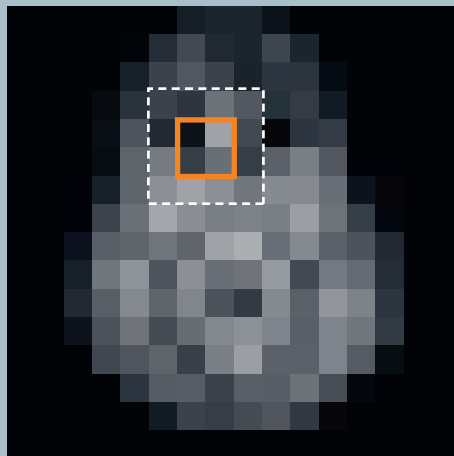
在磁场中，人体会积累沿空间分布的磁化。倾斜后，磁化发生旋转，产生 MR 信号。从一系列信号中，可计算出 MR 图像。

峰



实际上，局部磁化旋转的速度（频率）和时机（相位）各不相同。因此，我们可从 MR 信号中筛选它们各自的作用，从而获得分离的峰（左图）。

MR 成像方法保留了原始体素位置的信息。因此，我们可以将每个峰与图像对应的像素匹配。然后，为峰强度指定一个灰度值（右图）。



图像

磁化人体

使病人做好成像准备

对磁场敏感

MR 成像的前提条件是将病人置于扫描系统的强磁场中。
原因何在？

人体对磁场很敏感：强磁场可增强组织中已经存在的磁性。

让我们来探寻人体中的磁性来源。人体组织中不仅包含原子和分子，还包含单元磁铁。我们在此处所指的是哪种粒子类型？



氢质子大量存在于人体中

原子由原子核和电子壳层构成。氢原子拥有最简单的原子核：单个质子。

MR 断层摄影术使用氢质子的磁特征生成图像。

1. 氢是水和脂肪的基本组成部分，因此是人体中最普遍的元素。
2. 在所有元素中，氢原子核可产生最强的磁共振信号。

人体包含单元磁铁，因此对磁场很敏感。

更加详细地讨论:

早在 19 世纪，物理学家们就已经建立了“单元磁铁”可能产生磁性的理论。今天我们知道：在铁磁体中，它是电子；在磁共振中，是原子核。

不仅质子（氢核）适合用于磁共振，使用更重的原子核也可进行 MR 成像和波谱学分析。

物质被磁化的能力称为磁化率。

论磁体

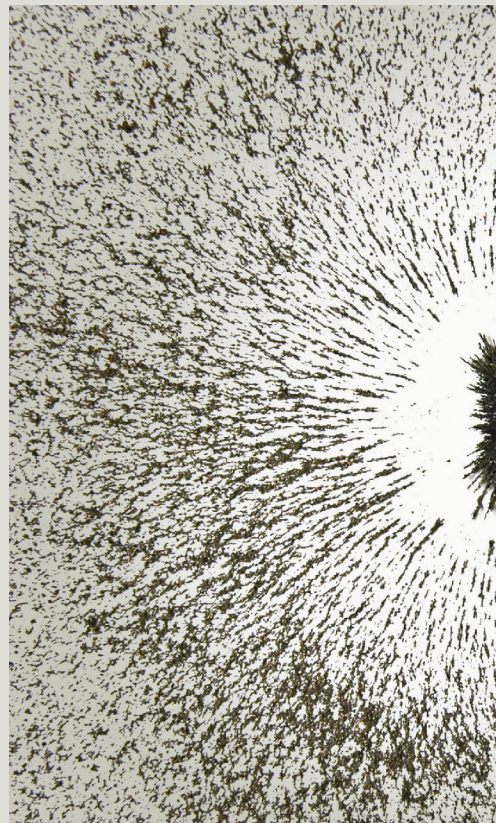
磁性是一种基本的自然属性，存在于各种结构中，不论大小。

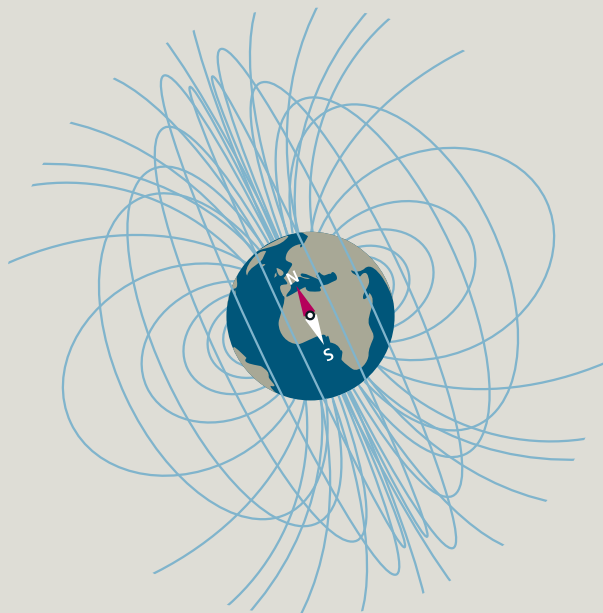
磁体可在自身周围产生磁场。
电流和电磁铁也可以产生磁场。

每个磁场都会对磁性和可磁化粒子施加力。
磁场的强度和方向可通过磁力线显示出来。

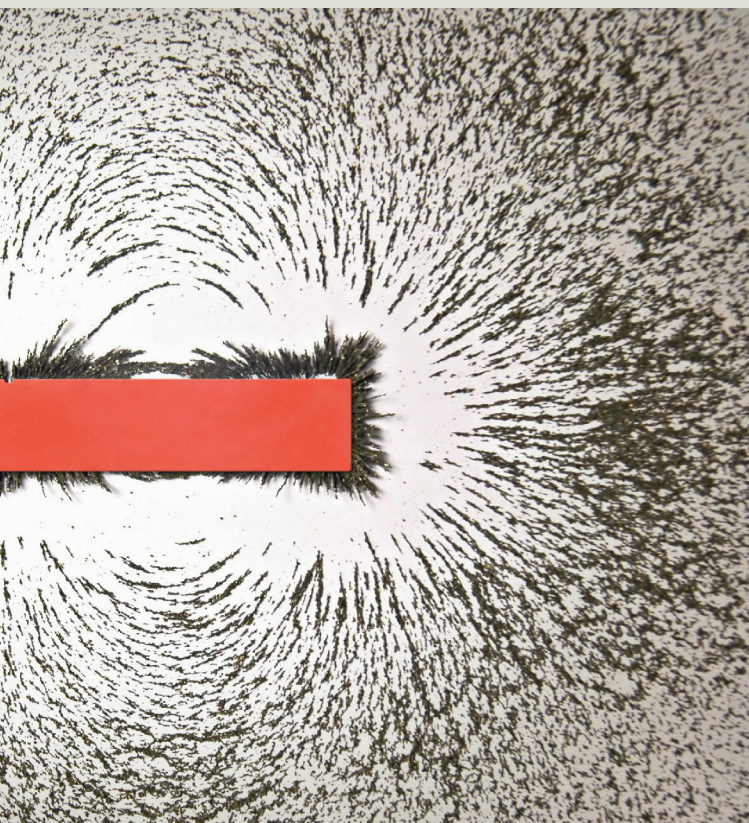
磁场在空间中每个位置的强度称为“磁感应”（符号： B ）。在 MR 技术中，通常使用 1 特斯拉 = 10,000 高斯的磁场强度概念。1 特斯拉大约是地球磁场强度的 20,000 倍。

均匀场强的磁场称为均质磁场。均质磁场的磁力线表示为等间距的平行直线。不随时间变化的磁场称为静态场。





在古代，西方和东方都已认识到磁体：希腊哲学家和数学家泰勒斯（634–546 BC）以及中国政治家管仲（685–643 BC）都提到过“天然磁石”（磁铁矿）及其神秘的行为。在他的著作《论磁石》中，英国天文学家威廉·吉尔伯特（1544–1603）阐述了对磁性的科学理解。吉尔伯特是第一位认识到“地球具有磁性 ... 地球本身就是一个巨大的磁体”的科学家。



英国物理学家迈克尔·法拉第（1791–1867）观察了铁屑在桌面上磁体之间的行为之后提出了磁力线的构想。

单位特斯拉是以塞尔维亚裔美国物理学家和发明家尼古拉·特斯拉（1856–1943）的名字命名。

质子是一种微小的磁体

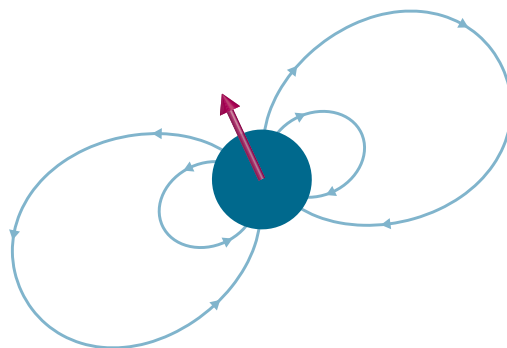
磁共振的天然“成分”

磁矩

我们可将质子视为微小的磁体。作为单元磁铁，质子的磁场与地球磁场相似，有“北极”和“南极”。

我们赋予质子一个名为 磁矩 的量，按照定义它指向“北”（红色箭头）。磁矩决定此单元磁铁可产生的力的大小和方向。

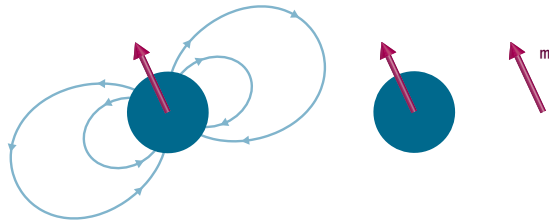
人体内的大量质子使得人体组织对 MR 扫描系统的强磁场做出磁反应。



磁矩的概念由法国物理学家
保罗·朗之万（1872–1946）
提出。他在理论中指出，在室温下，
分子磁体显示出弱磁性，这种磁性与
强铁磁性相反，又称为“顺磁性”。

德国物理学家奥托·施特恩
（1888–1969）于 1933 年使用“分子
束法”确定了质子的磁矩（1943 年
诺贝尔奖），并由伊西多·拉比进一
步发展后用于磁共振。

由于我们仅对质子的磁矩（ m ）感兴趣，接下来我们将不
显示磁力线和球体



氢质子的磁矩是使用 MRI 在人体中产生弱磁性的
原因。

回顾矢量：箭头算术

由于磁性是一种有方向的物理现象，因此复习矢量的含义非常有用。

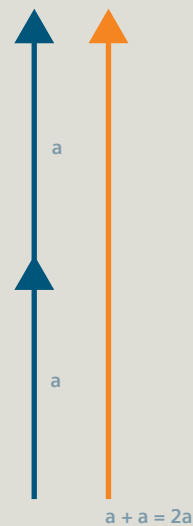
我们知道许多物理量，例如温度或质量，都是无方向的。它们通过大小和单位就足以识别（例如，70 华氏度、5 千克），即所谓的标量。

另一方面，许多物理量取决于空间方位（例如，力或速度）。矢量具有大小和方向，从而可以精准地定义这些物理量。

箭头适合用于描述矢量。箭头的方向对应于矢量的方向，箭头的长度对应于矢量的大小。

矢量可以进行空间叠加。矢量加法必须考虑方向，并通过连接箭头将其显示出来。

如果箭头指向相同的方向，矢量和就是大小之和（在此例中为 $a+a$ ）。

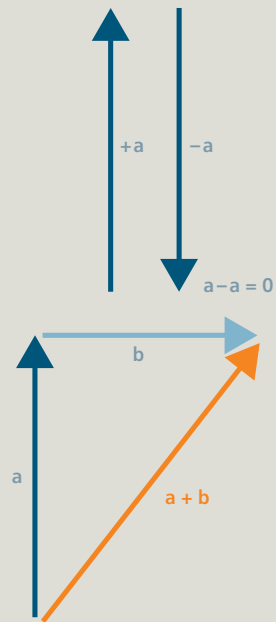


请不要混淆物理量与矢量或混淆矢量与箭头。矢量是物理量的数学模型。箭头只是用于直观显示矢量的工具。

大小相同但方向相反的矢量可相互抵消:
 $\mathbf{a} - \mathbf{a} = \mathbf{0}$

就像您可以叠加矢量那样，也可以将其分解。例如，可将每个矢量分成几个独立的分量，即沿着预定义空间轴（通常为坐标系）的投影。

在我们的示例中，矢量 $\mathbf{c}$ 是矢量 $\mathbf{a} + \mathbf{b}$ 之和。它由垂直分量 $\mathbf{a}$ 和水平分量 $\mathbf{b}$ 构成。



质子上的不同自旋

MRI 的本质

关于罗盘针和自旋磁体

我们使用罗盘时，指针沿着地球磁场的方向，大体上指向北方。罗盘针指北的原因：

1. 地球磁场对罗盘针两极产生作用力，使其偏转；
2. 罗盘针可绕着摩擦力很低而非完全无摩擦的枢轴自由旋转。

如果完全无摩擦，罗盘针无法对准磁极方向，而会像钟摆那样在正北方向两侧永恒地摆动。

曝露于磁场后，氢质子的行为不是像罗盘针那样，而是更像旋转的陀螺。



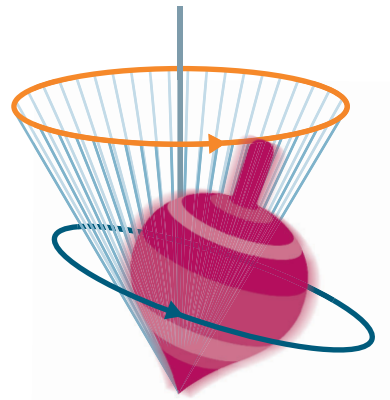
玩具模型

小时候，我们都喜欢玩陀螺。我们知道，当轻击快速旋转的陀螺时，它不会倒下。相反，它开始摇摆，因为其自身的旋转可防止它向侧面倒下。

这就是陀螺的行为方式：其自旋轴在绕着重力方向形成的锥形中移动。

这种移动称为进动。物理学家使用“进动”一词描述旋转陀螺的摇摆运动。

进动是磁共振的基本性质。



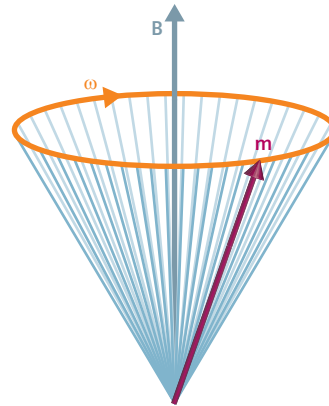
人体内的磁性陀螺

我们已经知道，质子的行为并不像罗盘针。让我们了解其磁矩（ m ）在磁场（ B ）中产生的运动。

磁矩不会对准外部场。就像孩子们的旋转陀螺那样，它在受力后发生进动：循着绕磁场形成的圆锥形。由于质子磁矩的进动是无摩擦的，因此只要磁场存在，这种运动就不会停止。

请注意，质子本身不会进动，这与陀螺不同。引起进动的是质子的磁矩，可显示为旋转矢量。

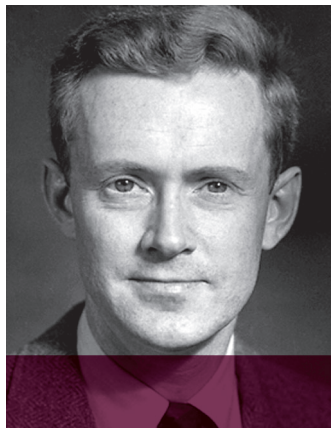
当暴露于磁场时，质子的磁矩像旋转陀螺那样进动。



永久的自旋进动 ...

由于我们被磁场包围，因此单元磁矩始终在进动，例如在地球磁场中。虽然地球磁场的强度只约等于 1.5 特斯拉 MR 磁体的 30,000 分之一，但是实际上它仍可用于磁共振。

在临床成像中，MR 磁场强度达到地球磁场强度的数万倍，由此获得更强的 MR 信号，从而在更短的扫描时间内获得更好的对比分辨率。



美国物理学家爱德华·珀塞尔是固态物质磁共振研究的先行者。
“我记得在我们最初开展实验的那个冬天，看雪的视角都是全新的。我的门阶四周铺满了白雪——在我看来那是大量的质子在地球磁场中安静地进动。”（诺贝尔奖演讲，1952 年）

“（磁偶极子）的反应与任何快速旋转的陀螺相似：旋转轴绕着磁场方向进动，而非与磁场对准。”

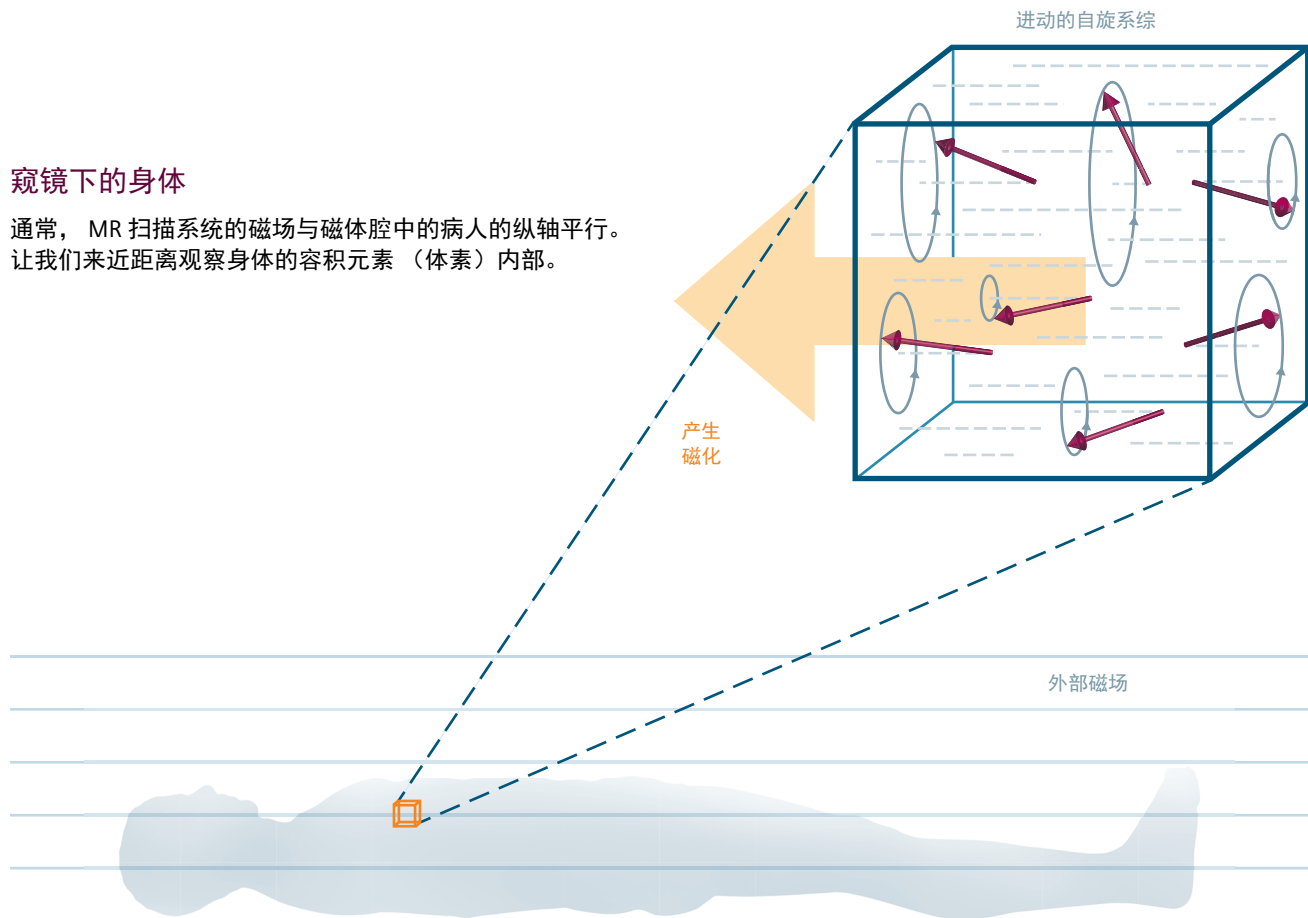
爱德华·米尔斯·珀塞尔
(1912–1997)

磁化的累积

MRI 所利用的奇妙性质

窥镜下的身体

通常，MR 扫描系统的磁场与磁体腔中的病人的纵轴平行。
让我们来近距离观察身体的容积元素（体素）内部。



体素内的所有质子自旋共同构成一个大统计数字，称为系综。只要病人位于 MR 扫描系统中，系综的所有磁矩都将绕着外部磁力线进动。它们进动的方向接近均匀分布，但是表面上看小部分系综将倾向于与外部场同向。

那么，这会有什么差别？

有时，我们认为核磁矩与磁场的方位只能是同向或反向。但是，磁矩通常向任意方位散布。静态的均质磁场无法使质子的磁矩与其同向，而只能使其进动。质子与其分子环境（“晶格”）之间的磁和热交互作用使进动磁矩与外部场之间逐渐形成了微弱的同向关系。

纵向磁化随着时间积累。例如，在 3 特斯拉磁体中，体液的磁化积累需要 15 秒钟，软组织大约需要 4 秒钟。这个过程称为“弛豫”，将在第 2 章回波、衰减和弛豫中阐述。



自旋磁体部分对准

人体内三个要素的动态相互作用使进动的磁矩部分重排。

1. 磁矩系综；
2. 外部磁场；
3. 质子的分子环境。

质子与分子环境的交互作用形成与外部场平行的宏观磁化（第 20 页图片中的大箭头）。我们可以将这种弱磁化视为整个系综的矢量和。

与外部场垂直的磁矩相互抵销，因为进动磁矩的分布仍然极其均匀。只有与外部场平行的少量磁矩才会保留。这就是磁化纯粹为纵向的原因。

体素内的质子数量（质子密度）越大，纵向磁化越强。这种局部纵向磁化的大小特定于组织类型。

曝露于磁场时，人体积累大小与质子密度成比例的弱纵向磁化。

要点

当人体位于 MR 扫描系统的磁体腔内时，它将会获得与外部场平行的磁化空间分布。这种纵向磁化要比铁磁化弱，但是可用于磁共振成像。

造成这种磁化的是氢质子与其分子环境相互作用的综合效应（弛豫）。氢是人体内最常见的元素。

磁化的大小与单位体积内的质子数量（体素内的质子密度）成比例。局部磁化大小特定于组织类型。

当质子暴露于磁场时，它们的磁矩将像旋转陀螺那样进动。磁矩是矢量，它决定粒子的磁力。

美妙的自旋

更深入地了解 MR 微观世界

磁共振的来源

现在我们已经知道，与 MRI 有关的质子物理性质是名为磁矩的矢量。质子的行为之所以与罗盘针或磁棒不同，是因为它的自旋性质。自旋使核磁像旋转的陀螺一样进动。

我们应如何描绘自旋性质？实际上，质子的自旋不能归因于固有旋转。作为类比，我们可将自旋看成类似纺车的东西。一个磁性纺车。

让纺车倾斜并摇摆，就是进动。

进动的速度或频率对磁共振有重要意义：我们激发许多质子自旋以获得“同相位”倾斜和进动，从而产生 MR 信号。



1921 年，美国物理学家阿瑟·H·康普顿（1926 年诺贝尔奖得主）提出“电子像陀螺那样自旋（并使磁矩进动）”的假设。直到 1926 年，荷兰物理学家乌伦贝克和古德斯密特才重新建立了粒子的“自旋转”概念，以解释谱线的超精细分裂。在物理学上，亚原子粒子自旋的概念不能被支持。但“自旋”一词被发明并一直被使用至今。



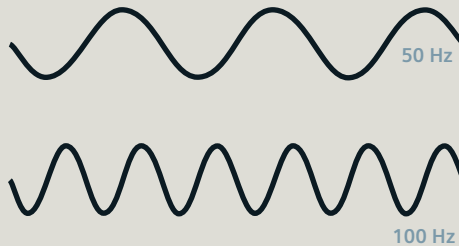
关于频率和相位

我们所说的频率是指什么？它是指单位时间内的周期性运动的圈数或振荡次数。

您可以通过汽车和转速表理解这个概念。例如，转速表显示 3,000 转 / 分。这就是频率。

3,000 转 / 分相当于 50 转 / 秒。表示每秒钟的转数的单位是赫兹（Hz）。在我们的示例中，它表示频率为 50 Hz。

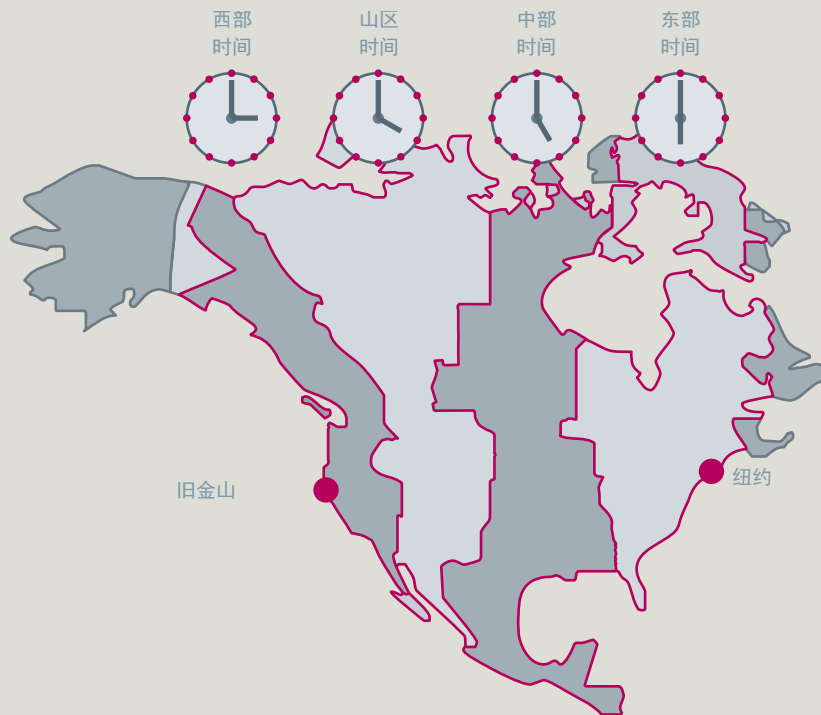
当我们把时间轴上每个时间点的振荡沿垂直轴画出时，我们将会获得正弦波的峰值和波峰。如果振荡频率加倍（100 Hz），将会显示为正弦波被压缩。



您可以将相位与手表或钟表的指针移动进行类比。指针可显示不同旋转状态之间的时间偏差。

如果您的手表快 1 小时，您可以认为是相对于当地时间有 1 个小时的“相位偏差”。您可以相应地设置手表以纠正这种偏差，即将时针回调 30 度。当我们谈论旧金山与纽约的相位偏差时，则不能这样。这两个城市之间三个小时的时差是一种持续存在的现象。如果您乘飞机远距离旅行，就会经历这种称为飞行时差的时间偏移。大部分振荡（例如，无线电波）就包含这种类型的“飞行时差”。

随后，我们将描述如何使用频率和相位的偏移从获得的 MR 信号计算图像。



回顾进动

与场强成比例

拉莫尔关系

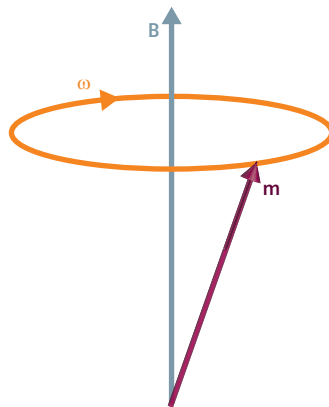
自旋的进动频率又称为拉莫尔频率。它取决于核的类型和应用的磁场强度。

拉莫尔频率 ω 按比例随着磁场 B 升高。适用下面的表达式:

$$\omega = \gamma B$$

(常数因子 γ 又称为核的旋磁比。)

在地球磁场中, 自旋进动相对较慢, 频率大约为 2,000 Hz (2 kHz)。

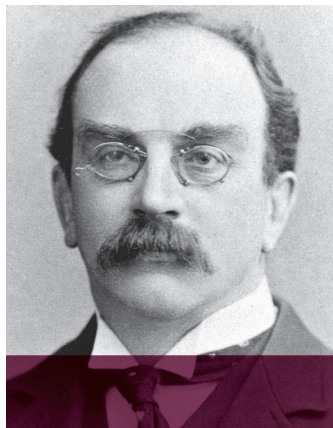


MRI 中的典型移动

在 MRI 扫描系统的磁场中，自旋的进动频率与射频相当。这意味着自旋每秒进动数百万圈。拉莫尔频率在 1.5 特斯拉磁场中为 64 MHz，在 3 特斯拉磁场中加倍，即 128 MHz。

拉莫尔进动是磁共振的核心。它是物理学上对磁场中的自旋动态最充分的描述。

自旋的拉莫尔进动与磁场强度成比例。



“磁场对运动的影响 ... 与角速度为 ω ... 绕着磁场轴进行的旋转的影响完全相同。”

约瑟夫·拉莫尔
(1857–1942)

自旋是描述粒子的总角动量的物理量。它是存在于概率云中的复杂对象，可通过量子物理学说明，在本书里我们不这样看待它。在 MRI 中，将关于自旋的讨论缩小至沿量化轴方向（“上旋”、“下旋”）的可观察自旋分量。与 MRI 相关的自旋因素是自旋磁矩的平均值（预期值），它显示为自旋极化矢量，又称为“布洛赫矢量”。这个矢量就是显示的进动量。它就是在 MRI 中简称为“自旋”的量。

质子以外的核自旋

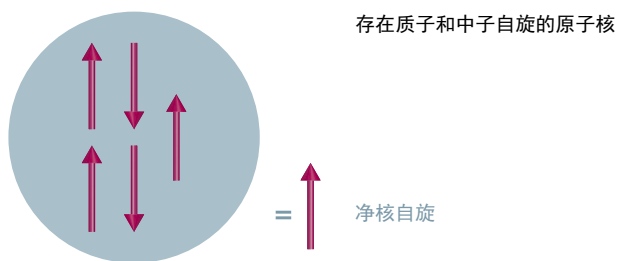
磁共振成像的来源

具有净自旋的核

MRI 主要使用氢核（质子）。原子核通常由质子和中子构成。它们都有自旋性质。

包含非偶数个质子或中子的原子核会产生名为核自旋的净自旋。常见示例包括：碳 ^{13}C 、氟 ^{19}F 、钠 ^{23}Na 或磷 ^{31}P 。自然界中发现的同位素三分之二都有净核自旋，使其适合用于磁共振。

前面已经解释过，拉莫尔频率不仅与外部场强成比例，还取决于核的类型（通过旋磁比体现）。曝露于 1.5 特斯拉磁场时，氢质子进动的拉莫尔频率与其他原子核（例如，磷）不同。

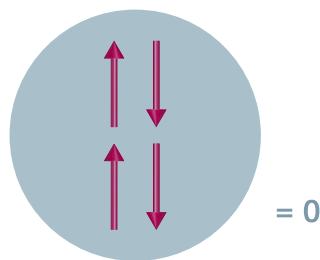


在原子核中，两个相同的粒子不能处于相同的状态。它们的自旋必须为反向，这种“粒子对”的净自旋相互抵消。这种自然规则称为泡利不相容（或“不相容原理”）。核自旋由剩余粒子产生。存在核自旋并不意味着核一直自旋，而是存在净磁矩。

无自旋的核

包含偶数个质子和中子的原子核没有净核自旋。它们为磁中性状态。这些核的示例包括：氧 ^{16}O （包含 8 个质子和 8 个中子）或碳 ^{12}C （包含 6 个质子和 6 个中子）。这些同位素不适合用于磁共振。

包含非偶数个质子或中子的原子核具有净自旋，适合用于磁共振成像。



使 MRI 成为可能的细微差别

聚集于引起磁化的“嫌疑对象”

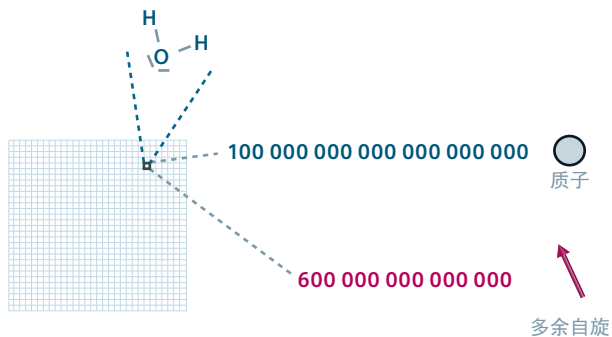
进动自旋概念简介

由于进动方向与外部磁场方向相同或相反的自旋的比值并非 50:50，而是略有偏差，因此在自旋系综中形成了磁化。进动方向与外部磁场方向相同的自旋比逆向自旋的数量稍多。我们忽略相互抵消的大部分自旋，而仅关注这些多余自旋：这些数量相对较少的自旋被认为共同造成了纵向磁化。

多余自旋的数量受各种因素影响。它们的数量增加方式如下：

- 与质子密度成比例
- 随着外部磁场强度增强而增加
- 随着温度降低而增加

在体温和 1 特斯拉场强的条件下，每个水体素中每 1 百万个质子有 6 个多余自旋，即 0.0006 %。



磁化容积中的进动自旋多余量或
粒子数差表示为统计物理学中著名的
玻尔兹曼分布。

计算多余量

由于表示为百分比值时小数点后的零太多，因此使用另一种方法表示这种微小的数值关系。极小数量的测量单位为 ppm，或百万分率（part per million）。回到我们的示例，在 1 特斯拉时，多余自旋的数量大约为 6 ppm。

您可以看到，多余自旋的数量相对较小。但是由于人体中的质子数量巨大，因此我们仍能获得可测量的效应。

例如：由 1.5 微升水构成的微小体素中可填充大约 10^{20} 个氢质子（1 后 20 个零）。在 1 特斯拉场强和 6 ppm 多余自旋的条件下，这相当于 600 万亿个极小的自旋磁体共同形成宏观磁化。

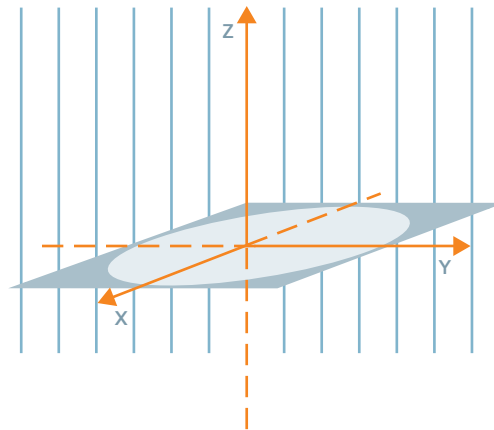
多余自旋是体素内共同产生净磁化的少量自旋。

xy 平面

我们采用以下约定：

在通常 xyz 坐标系中，我们将 z 轴定义为外部磁场的方向。

我们将横穿磁力线的平面称为 xy 平面。

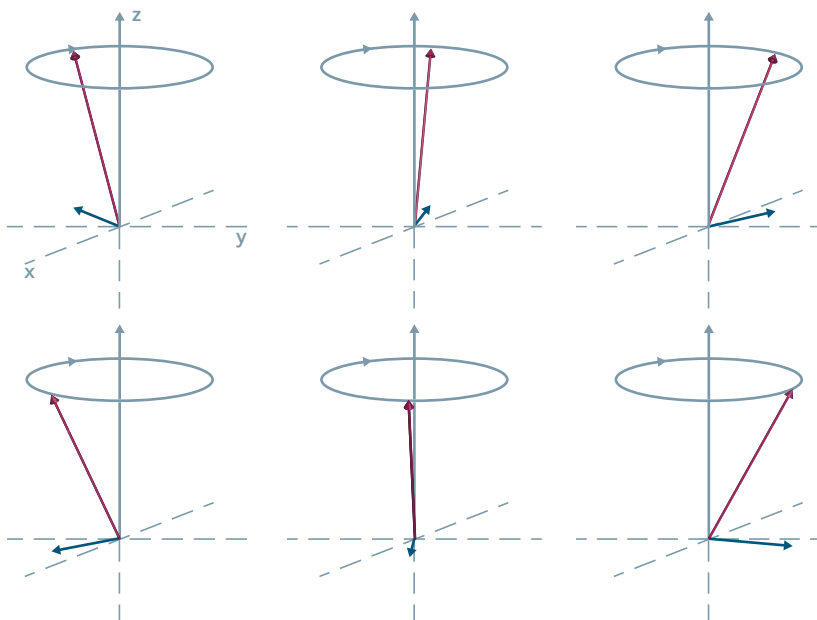


自旋包

我们将专注于系综中的多余自旋。
为了清楚起见，我们将其简化为进动锥角
相同但相位不同的六类自旋。

自旋包的所有自旋进动频率相同，但指向
不同的方向。横穿磁场（蓝色箭头）的
分量（即位于 xy 平面内）相互抵消为零。

因此，磁化将仅在 z 轴方向形成，它是
自旋矢量 z 分量的统计总和。这就是纵向
磁化。





要点

原子核磁矩产生进动的原因是其自旋性质。我们可将自旋想像成磁性纺车。

包括氢在内，自然界中发现的同位素三分之二都有净自旋，使其适合用于磁共振。

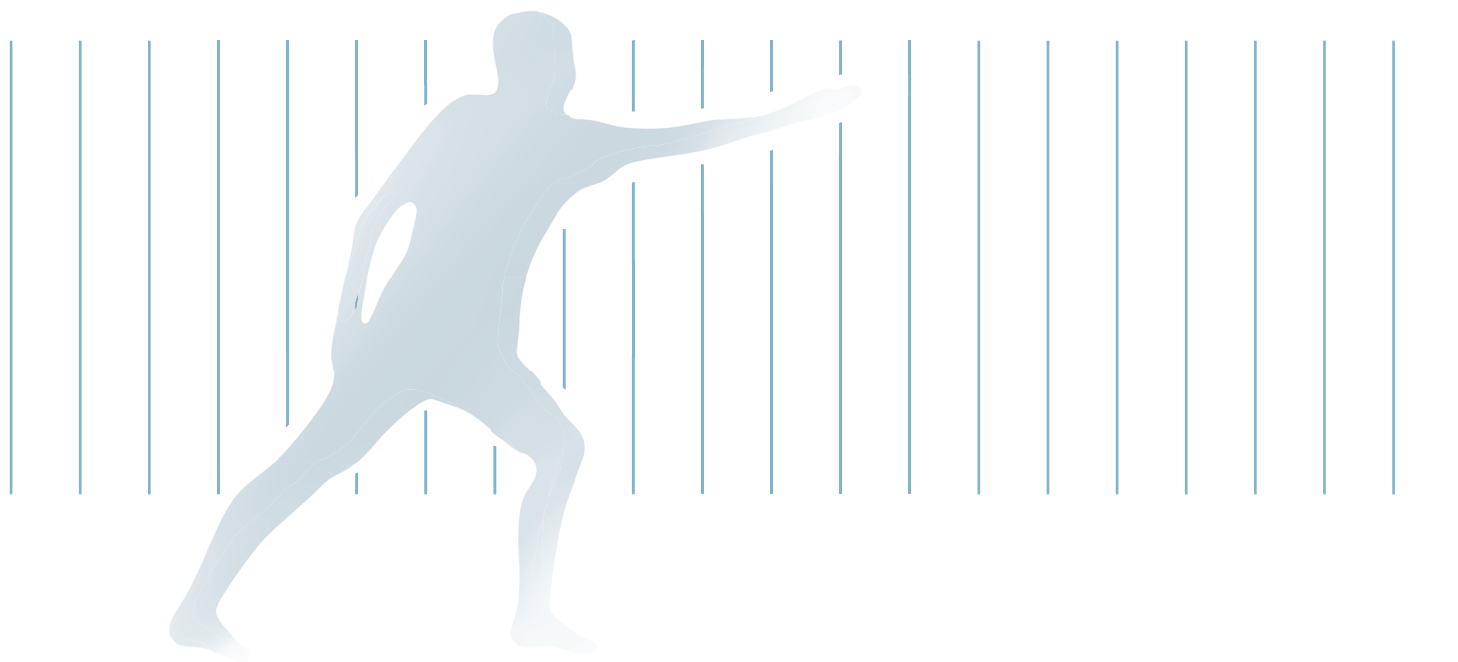
进动速度又称为拉莫尔频率，是磁场强度的函数。在 MRI 中，我们关注对应于无线电波高频范围（兆赫级）的场强。

自旋包是体素内以相同频率进动的自旋多余量的模型，这些多余自旋被认为共同形成了宏观磁化。

产生共振

让自旋产生 MR 信号

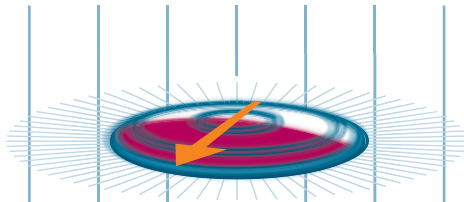
体素内的多余自旋产生静态纵向磁化。为了产生 MR 信号，通过应用短电磁脉冲（射频脉冲），可使磁化倾斜。我们倾斜磁化以使 xy 平面内的分量产生进动。

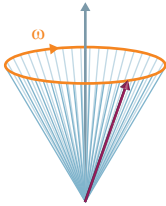
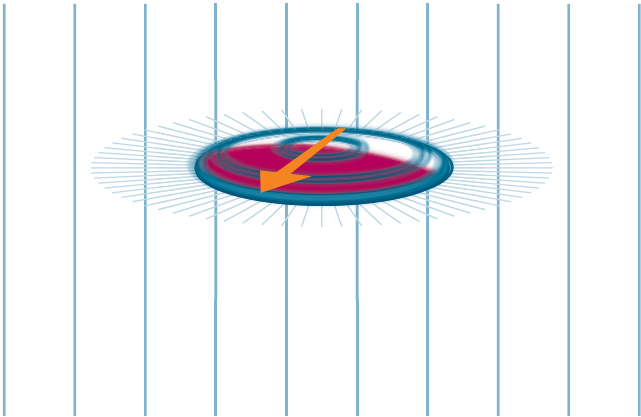


在病人检查过程中，发射的射频脉冲使用包含旋转磁场的圆极化波。

磁性飞盘

什么是射频脉冲？想像突然从磁场中飞过的磁性飞盘。
旋转磁体如同飞盘。旋转磁场如何使磁化倾斜？





满足共振条件

为了产生最大效应，射频脉冲垂直作用于外部场，并与感兴趣体素的进动自旋包产生共振。

在物理学上，共振条件是指：

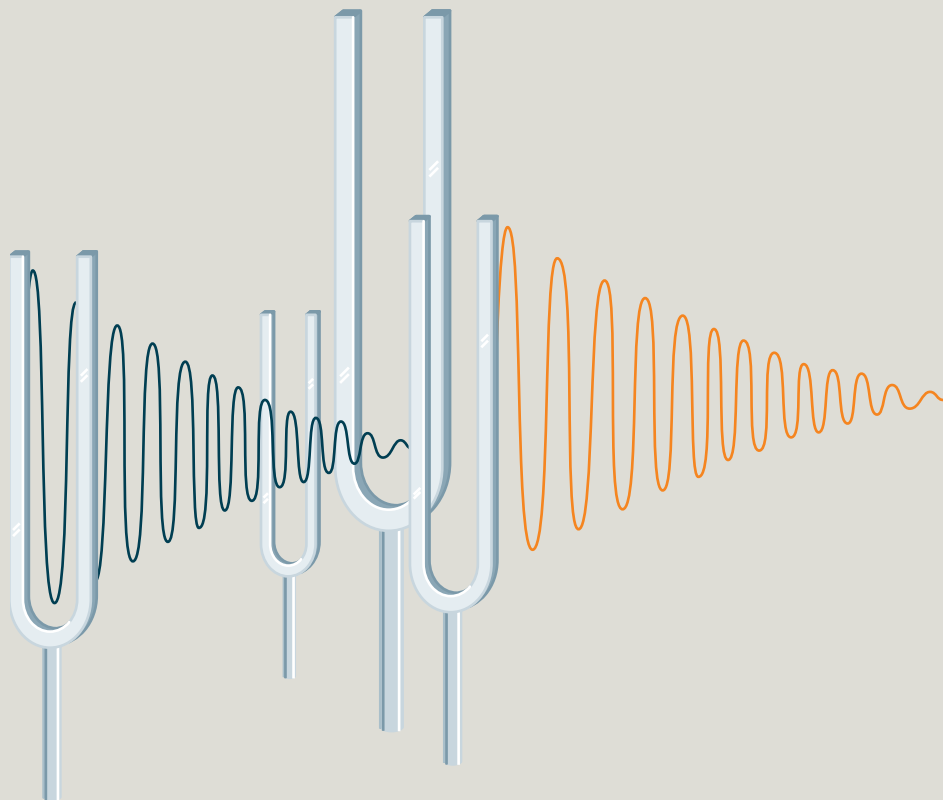
应用的射频脉冲的频率必须与自旋的拉莫尔频率相同。

回到我们的类比：旋转磁体的旋转速度必须与自旋进动的速度相同。

关于共振

MR 中的共振刺激可比作音叉产生的振荡。
当音叉受到击打时，它开始振荡并产生
特定的声音。音高对应于声波的振荡频率。

当加入调谐为相同频率的另一个音叉时，
它将响应第一个音叉发出的声波而产生
振荡。这两个音叉现在发生共振。



倾斜磁化

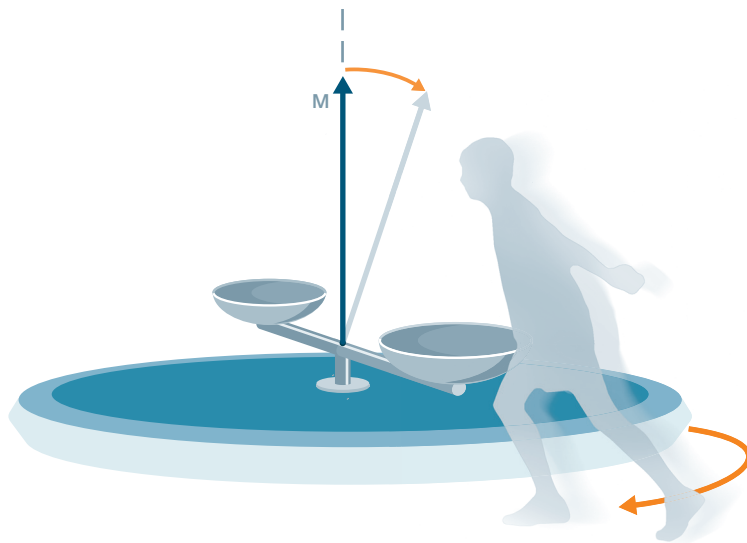
旋转坐标系

旋转木马的故事

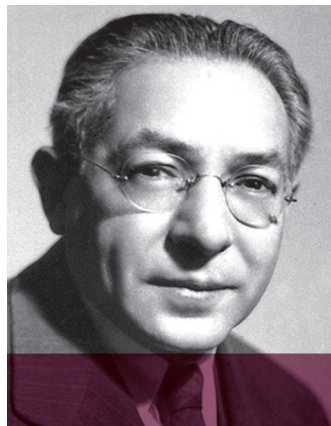
在磁共振过程中具体发生了什么？让我们来做另一个类比：

想像您自己就是与进动自旋发生共振的旋转磁体（即射频脉冲）。

为此，绕着旋转木马奔跑，同时向旋转的“自旋盘”中扔石头。你的时间受到限制。如果您绕着旋转木马奔跑的速度太快或太慢，您将不再合拍并且您在每整圈中只能赶上自旋盘一次，且只能扔一块石头。但是，如果您与自旋盘同步，就能向盘中扔任意多的石头。



这些活动使自旋盘失去平衡，其轴明显倾斜。
这正是射频脉冲要发挥的作用：让磁化（M）倾斜。
在磁共振中，这种“旋转木马”称为基准旋转坐标系。
此概念由伊西多·拉比和费利克斯·布洛赫提出。



美国物理学家伊西多·拉比（1944年诺贝尔奖）于1938年使用分子束技术发现了磁共振。自旋沿着射频脉冲的场轴倾斜，方向垂直于拉莫尔进动，称为“拉比进动”。“在第一次实验之后，一切都变得很容易。由于进行的是同类实验，因此应该会有与之相关的美妙事物。”

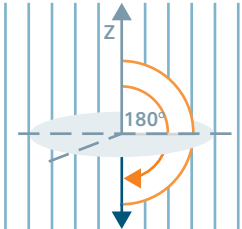
“对于系统 ...
我们另外应用远
比 H_0 要小的磁场
且方向与其垂直”

伊西多·I·拉比
(1898–1988)

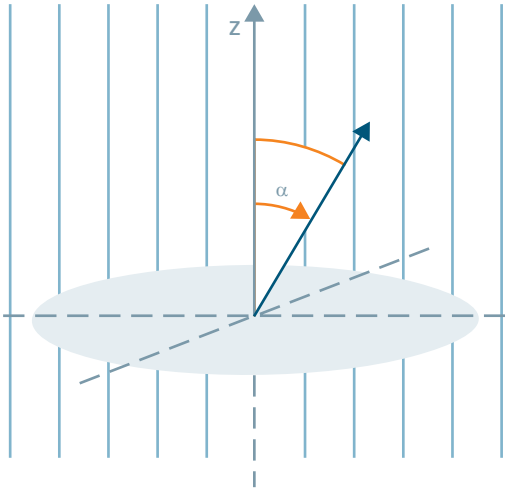
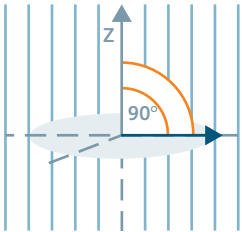
脉冲和翻转角

射频脉冲的能量越强，磁化翻转或倾斜程度越大。最终的倾斜角称为翻转角 (α)。

180 度脉冲可使磁化翻转到 z 轴的反方向。



90 度脉冲可使磁化准确地翻转到 xy 平面。



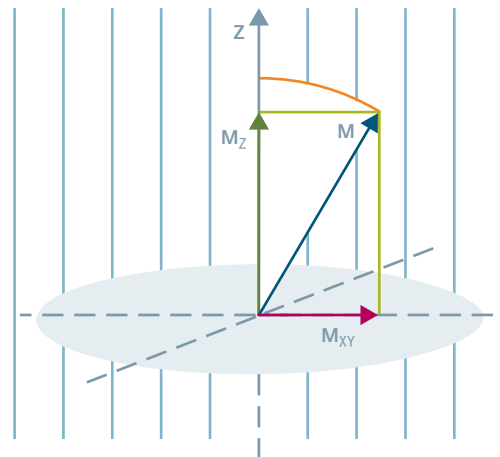
分解磁化

与矢量相同，倾斜的磁化也可分解成两个相互垂直的分量：

纵向磁化 M_z 是矢量在 z 轴（即沿着外部磁场）方向上的分量。

横向磁化 M_{xy} 是矢量在 xy 平面上绕着外部场旋转的分量。它的旋转速度有多快？旋转横向磁化是 xy 平面中同相旋转且符合拉莫尔频率的自旋之和。因此，横向磁化也会以拉莫尔频率旋转。

在磁共振之后，获得的横向磁化将以拉莫尔频率旋转。



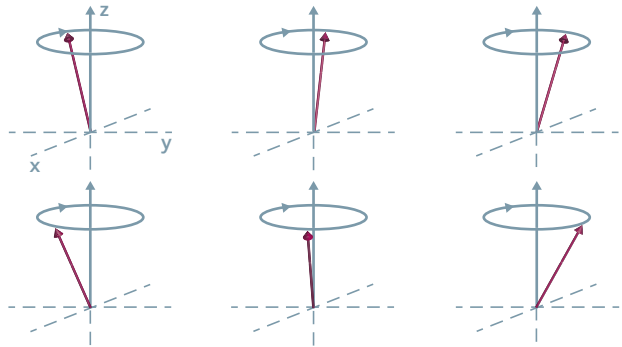
近距离观察共振状态

自旋包的视点

通过应用 **90 度** 脉冲，磁化翻转到横断面中，即 xy 平面。
只要射频脉冲存在，两个磁场就保持活动：静态磁场，以及短时存在的旋转射频磁场。

利用特殊的技巧，我们可使静态磁场消失：我们需要做的只是爬上旋转木马（旋转坐标系）与自旋同步。这样之后，自旋就有效地仅仅“感知”旋转射频磁场（飞盘磁体）。由于这个磁场的旋转与自旋包共振，因此其轴对自旋表现为静态。

自旋对这种磁力激发有什么反应？

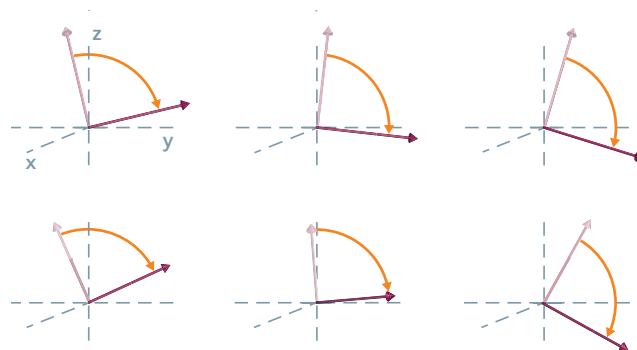


应用 90 度脉冲之前

自旋包开始“向下”进动到 xy 平面。应用 90 度脉冲之后，它们集中于水平方向（在我们的示例中为向右）。

从图中可以看到，自旋包的 xy 分量不再随意地指向任何方向，而是大体上接近同一方向。现在，它们相干地进动，因此产生横向磁化。

您可以想像，应用 180 度脉冲后，自旋包将会旋转，直到向下翻转 180 度。相应地，纵向磁化的方向将变为与外部场反向。



90 度脉冲结束时

了解 MR 信号

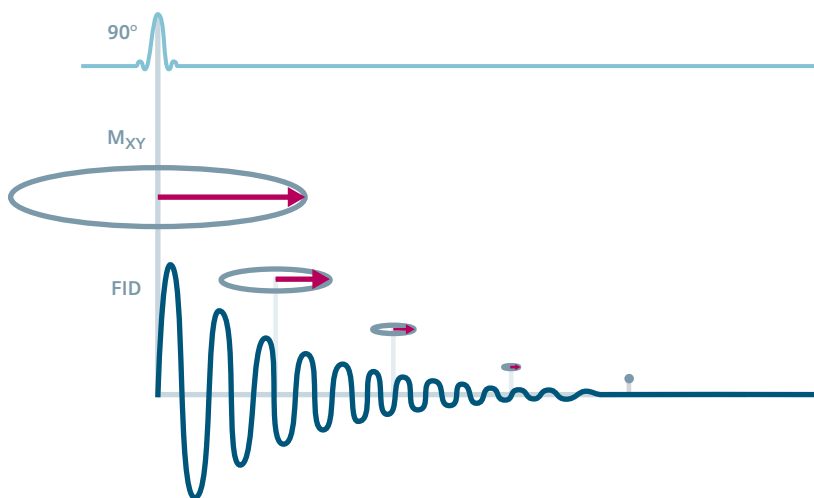
以拉莫尔频率振荡

旋转横向磁化

横向磁化 M_{xy} 受静态磁场影响，行为与旋转磁体相似。您可以将线圈移进旋转磁体，线圈中将会产生感应电压。

电压随时间变化的过程就是 **MR 信号**。
体素内的横向磁化越强，MR 信号越强。

通过从不同体素获得不同的信号，可产生图像对比度。



自由感应衰减

请注意，MR 信号的衰减速度相对较快。由于横向磁化在射频脉冲结束时

- 自由地进动
- 产生感应信号，并
- 立即衰减

因此这种 MR 信号称为自由感应衰减（**free induction decay**），简称 **FID**。

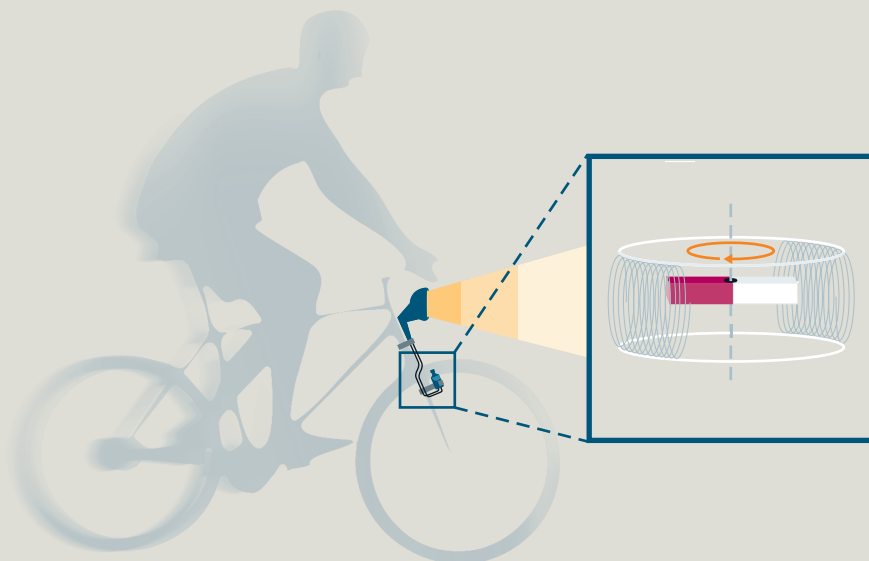
由于横向磁化不会永久旋转，而是开始衰减，因此感应信号也将开始衰减。

MR 信号衰减的原因将在第 2 章回波、衰减和弛豫中阐述。

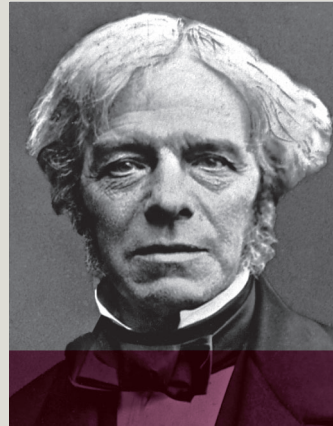
关于感应

从电工学中，我们知道强度或方向变化的磁场会在线圈中产生电压。这就是我们所谓的电磁感应。

我们每一天都在利用这种感应现象。例如，脚踏车发电机包含由脚踏车的轮子驱动的旋转磁体，因而持续地改变其磁场方向。



这些磁场变化可在线圈中产生感应电流，用于点亮脚踏车灯。发电机的磁体旋转得越快，感应电压越高，脚踏车发出的光越明亮



“如果单条导线
像轮辐那样在
磁极附近移动，
可断定导线中会
产生电流 ...”

迈克尔·法拉第
(1791–1867)

电磁感应是一种近场效应，可通过经典电气力学说明。有时，MR 信号被视为射频波，可像无线电信号那样通过射频线圈接收。但是在 MRI 中，自旋的无线电波可忽略不计。线圈的法拉第场要强大得多，它才是检测到信号的原因。

迈克尔·法拉第不但阐述了磁力线，还于 1831 年揭示了电磁感应现象，即后来以其名字命名的“法拉第感应”。



总结

在强磁场中，人体组织内的磁化分布会产生局部变化。

外部场使质子自旋以拉莫尔频率进动，并与磁场强度成比例。

分子环境使自旋重新对准，打破沿外部场方向的均匀分布。沿着与外部场平行的方向形成弱磁化。

受到 90 度射频脉冲激发后，纵向磁化倾斜至 xy 平面，并以拉莫尔频率旋转。

旋转的横向磁化在接收线圈中产生 MR 信号，并快速衰减（自由感应衰减，FID）。

技术方面

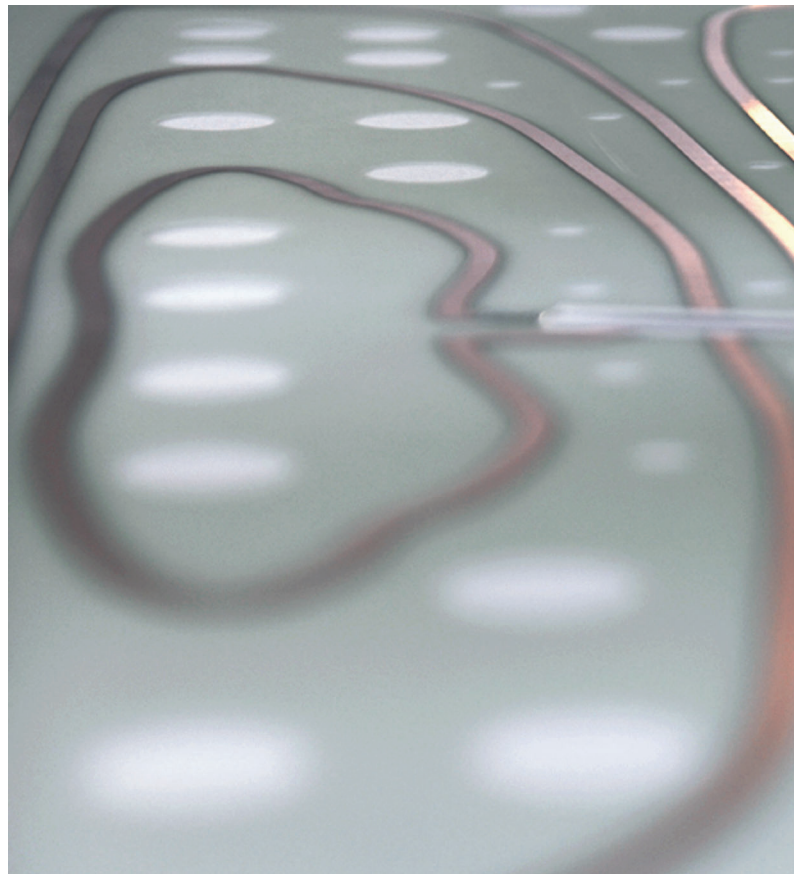
使 MRI 成为可能的要素

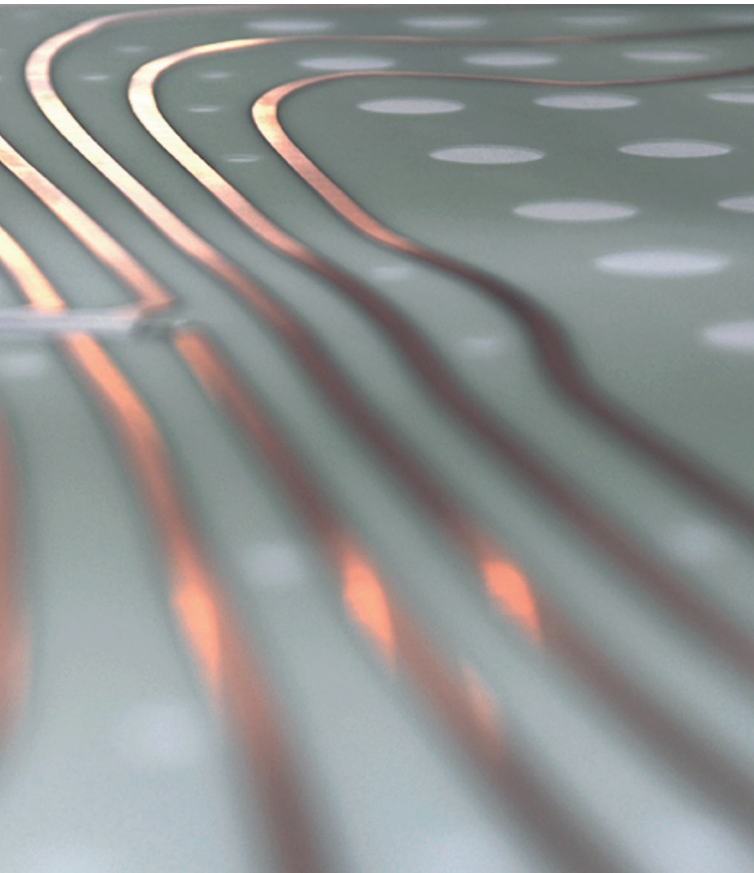
主要系统组件

典型 MR 系统由三个组件或子系统构成：

- 产生主磁场的磁体，
- 梯度系统，
- 射频（RF）系统。

梯度系统的主要用途是定位断层和体素，这些内容将在第 3 章从信号到图像中阐述。





计算机系统

为了生成和评估高质量的 MR 图像，必须控制这三个子系统并显示测量结果。因此，高性能计算机系统应包含以下组件：

- 图像处理器，用于从获得的原始数据计算 MR 图像
- 配有技术人员控制台的主机
- 控制和评估软件，用于测量并且创建有诊断价值的图像 结果



主磁体

强磁体

MR 成像所需的均质磁场由强磁体产生。该磁体是构成 MR 系统最重要同时也是最昂贵的组件。

通常使用超导电磁铁。强磁场由流经大型线圈的电流产生。

均质磁场位于与病人的身体纵轴平行的磁体腔中央。

超导磁体

超导磁体的工作原理如下：在正常温度水平，导体具有电阻。没有恒定电源，进入电路的电流将因其能量损耗而开始衰减。

超导体是在接近绝对零度（0 开尔文 = -273°C ）的极低温度下没有电阻的材料。即使没有电势或电压，恒定的高电流（超过 400 安培）仍可流动多年。因此，超导体必须保持在极低温度条件下。液氮被用作为冷却液。

射频系统

射频 (RF) 系统

身体组织内的质子自旋受到短暂的射频范围交变磁场激发。发射这些射频脉冲后，必须接收旋转横向磁化所产生的 MR 信号。

MR 装置的射频系统由下述组件组成：

- 射频线圈
- 射频发射放大器，用于发送射频脉冲
- 射频接收放大器，用于放大收到的 MR 信号

射频线圈

体部发射线圈集成在磁体腔中。局部射频接收线圈具有各种形状和大小。线圈的形状由其应用的部位决定。根据检查的身体部位，它们放置在病人身体上的局部位置。

局部线圈的几何外形越贴合人体，周围组织产生的影响成像的无用信号越少。

阵列线圈用于检查更大的测量区域。它们包括多个独立的较小线圈元件，可根据检查的区域进行组合。



磁场：安全方面

生物效应

MR 扫描系统的强磁场会影响组织以及磁体邻近区域中的所有其他可磁化材料。

自从 MR 断层摄影术问世以来，科学家们开展了多项研究来确定静态磁场的生物效应。已知的效应示例包括：眩晕、胃部不适以及口中有金属味。这些效应大部分仅出现在场强超过 3 特斯拉的情况下。这些都是短期效应，即它们仅出现在病人身处磁场中或刚离开磁场时。迄今为止，尚未观察到长期生物效应。

心电图检查期间的表面电流分布在磁场中会发生改变（磁流体动力学效应）。心脏功能不受影响，影响的只是观察到的心电图信号。

对设备和材料的磁效应

可磁化材料（例如铁）会被 MR 磁铁吸引。这对病人或操作人员构成了潜在的危险。巨大的吸引力可以吸引很大的铁质物品，并且使其在向磁体移动时加速。产生的力与受影响物体的质量成比例。

病人身上的金属物品也是危险源。金属碎片、别针、螺丝或注射针头在磁力的作用下可能会进入身体。

电子植入物尤为危险，例如起搏器或助听器。按照国家性和国际性建议和指导原则中的规定，起搏器的安全区域/禁区为磁体外场强低于 0.5 mT 的位置。

助听器的功能在强磁场中可能会减弱。

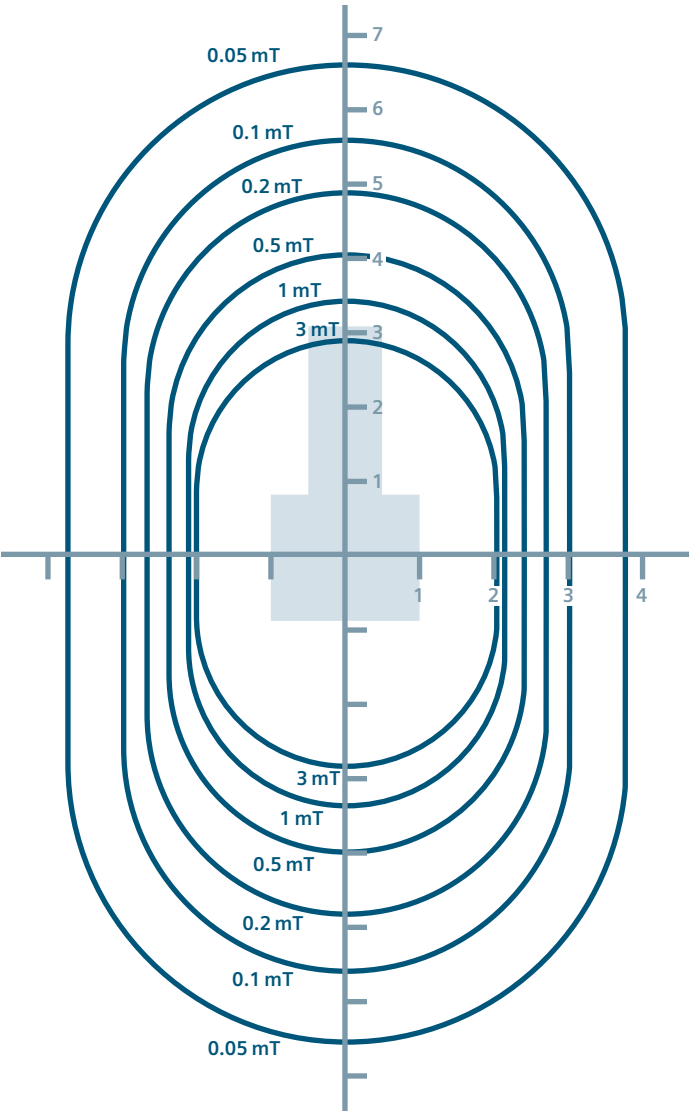
在每种情况下，实际 MR 检查之前病人都必须接受面谈。如果存在合理的质疑，其他检查方法应被采用。

在磁体附近区域，无法确保机械设备和电气组件的功能。时钟、呼吸机以及显示器、输液泵和其他设备的功能可能会受边缘磁场影响。这也同样适用于计算机和磁性数据载体。另外，在磁体邻近区域，信用卡的编码信息也可能被消除。

边缘磁场效应

如今的全身 MR 断层成像所用磁体的典型场强可达 3 特斯拉，在特殊情况下可能会超过 7 特斯拉。MR 磁体不仅在检查区域产生所需的标称磁场，还会在磁体外产生边缘磁场。

边缘磁场的强度及其空间分布取决于磁体的配置、大小以及基本场强。



屏蔽边缘磁场

对于超导磁体，可采取限制外部安全区域的措施来屏蔽边缘磁场。

当前，主动屏蔽通过绕线方向与磁场生成线圈反向的附加超导线圈，可显著地抵消边缘磁场。

射频场：安全方面

组织发热

射频电磁波可在导电组织中产生电流，激发组织中的分子。由此产生的振荡可导致组织发热。通常，温度升高不到 1 摄氏度。

特定吸收率（specific absorption rate, SAR）是指单位时间内每千克体重吸收的射频输出。

出于安全原因，系统发射进入人体的射频功率会被检测，SAR 值会被相应地限制。IEC 限制值为 4 W/kg（全身）、4–10 W/kg（部分身体）、20 W/kg（头部和躯干局部 SAR）和 40 W/kg（四肢局部 SAR）。

如果射频接收线圈与发射线圈产生共振，可能会增加线圈附近的射频场。在眼睛附近，需要特别注意这种磁场强度升高。为了消除这种效应，系统在发射期间对接收线圈进行去耦。

射频场可能会在金属植入物或靠近病人的导线（例如，心电图导联线）中诱发交流电流，导致局部发热。

在任何时候，系统特定的警告、标签或通告中的要求都必须被严格遵循。

其他系统造成的干扰

发射线圈发出的射频场可能会与外部设备中的电压叠加，并产生干扰。

反过来，外部干扰（例如，来自无线电、手机、电子控制器、电动机）也可向 MR 系统发出干扰信号，降低图像质量。

为了在这两个方面都达到最佳保护，MR 系统应安装在使用导电材料制成的射频密封室（法拉第笼）中。





回波、衰减和弛豫

在射频激发之后，旋转横向磁化减弱得相当快，MR 信号衰减。我们可以在一段时间内重建丢失的 MR 信号的回波。纵向磁化需要一段时间才能完全恢复。这种过程称为弛豫。

初步认识弛豫

两个表面上独立的过程

衰减和恢复

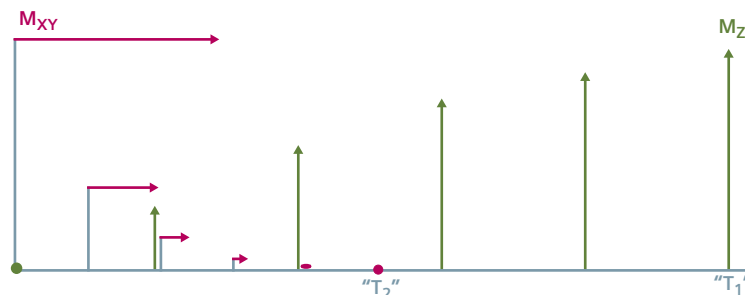
纵向磁化在交变场（射频脉冲）的作用下倾斜到 xy 平面中之后，立即以拉莫尔频率旋转，并诱发 MR 信号（FID）。

此时发生两件事：

1. 横向磁化 M_{xy} （红色）衰减。
2. 纵向磁化 M_z （绿色）恢复。

您可能认为会发生下述情况：磁化矢量简单地倾斜回到与外部场平行的原始方向。

但是，事实并非如此。



两种附加的对比机制

横向磁化 M_{xy} 衰减的时间比纵向磁化 M_z 恢复所需的时间短得多。这两个过程均为指数函数，但时间不同。

纵向磁化恢复需要一定的时间（表示为“ T_1 ”）。而横向磁化在很短的时间内就会消失（表示为“ T_2 ”）。

这就是磁化矢量不会直接倾斜回原位的原因。

但是，更重要的是：除了质子密度，MRI 有了两种其他的对比机制可以增强诊断价值。

这些机制称为弛豫。



瑞士裔美籍物理学家费利克斯·布洛赫（1952 年诺贝尔奖）是第一位确立“布洛赫方程”的研究者，该方程描述产生共振后的宏观磁化运动。这些方程的解独立地描述两个弛豫过程，获得纵向磁化的指数恢复和横向磁化的指数衰减，两者时间常数不同。

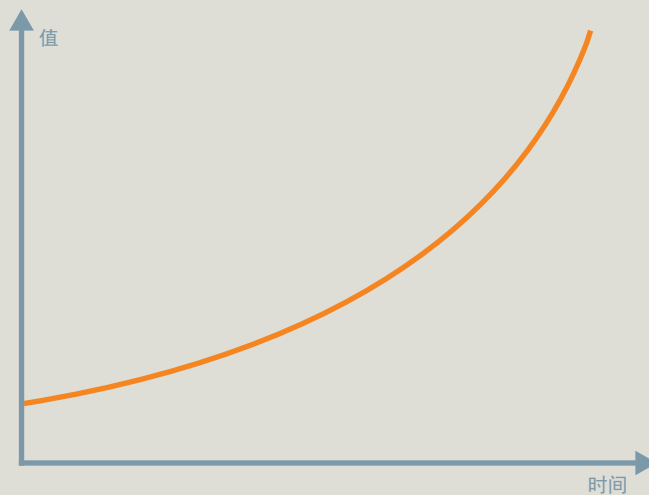
“弛豫可视为类似摩擦的作用，抵消交变场产生的倾斜。”

费利克斯·布洛赫
(1905–1983)

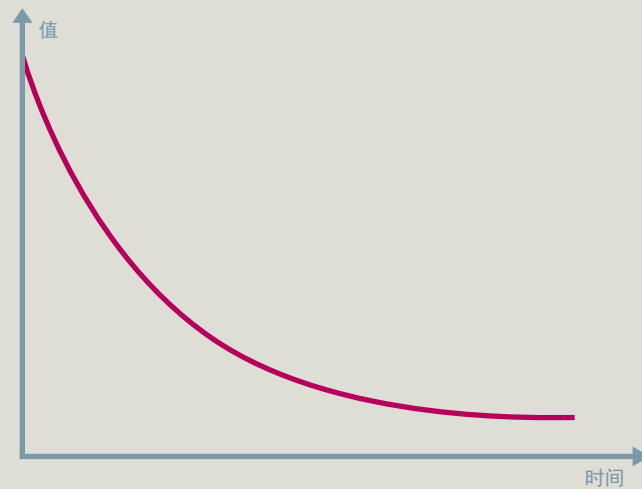
关于指数过程

许多自然和社会过程可通过更简易的算术方式进行表达：这就是指数型。细菌总数增加、放射性减弱、复利 — 这些都是指数过程。这也同样适用于自旋恢复。

复利是一个很好的盲目增长示例。让我们假定您将 10,000 美元投资于利率为 10 % 的股票或固定利率基金。10 年后，您的存款增加到大约 26,000 美元，20 年后可达到 67,000 美元，50 年后您将成为百万富翁。那时，您的储蓄金额增加到 120 万美元。



通胀是一个很好的指数衰减示例。让我们假定您最初的现金余额为 100,000 美元，通胀率高达 10%，您的现金价值在 10 年后大约降至 34,000 美元，20 年后降至 12,000 美元，50 年后实际上已毫无价值。



轻松理解弛豫

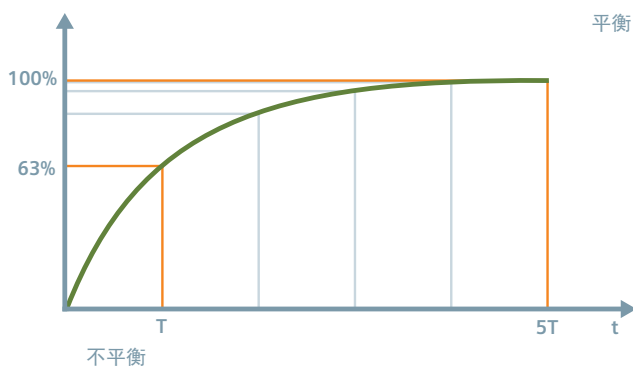
时机就是一切

时间常数的物理含义

时间常数 T 是指数过程的表征。在经过 T 之后，物理量恢复达到其最终值的 63%，经过 $2T$ 后达到 86%，经过 $3T$ 后达到 95%，经过 $5T$ 后该过程几乎已经完成。

弛豫强度是物理量与其平衡点的距离的函数。系统越接近平衡，弛豫越弱。因此，返回平衡点的过程变慢，直至达到饱和值。

您可以将其与橡皮筋进行类比：张力越大，回弹得越快。

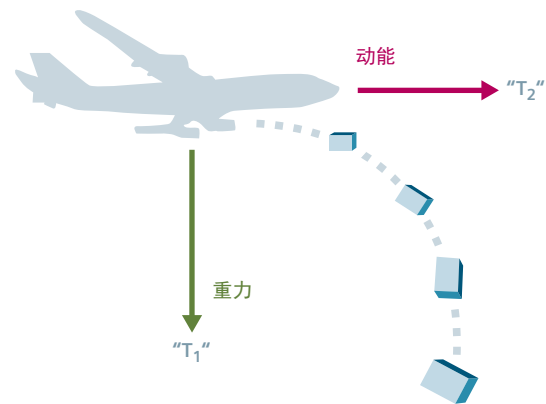


坠落的盒子

我们可以将 MRI 中的两种不同弛豫过程与坠落的盒子进行对比。想像从高塔上扔出一个盒子。盒子将以不断加快的速度向地面运动。产生这种现象的原因是地球重力作用。

如果盒子是从飞机上扔下的，则有两个“力”同时起作用：1. 重力， 2. 飞行方向的动能。

盒子的实际移动是相互独立的两个运动的叠加效果。盒子向地面坠落，距离地面越来越近，同时继续沿飞行方向运动，但速度降低，整体轨迹是一个抛物线。



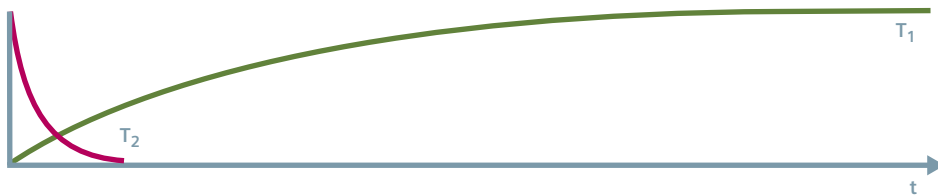


下山比上山更快

让我们总结一下：纵向磁化恢复时，横向磁化衰减。
前面提到，横向磁化的衰减通常比纵向磁化的恢复快得多。

时间常数称为 T_1 和 T_2 。

通常， T_2 常数显著小于 T_1 常数。



纵向恢复

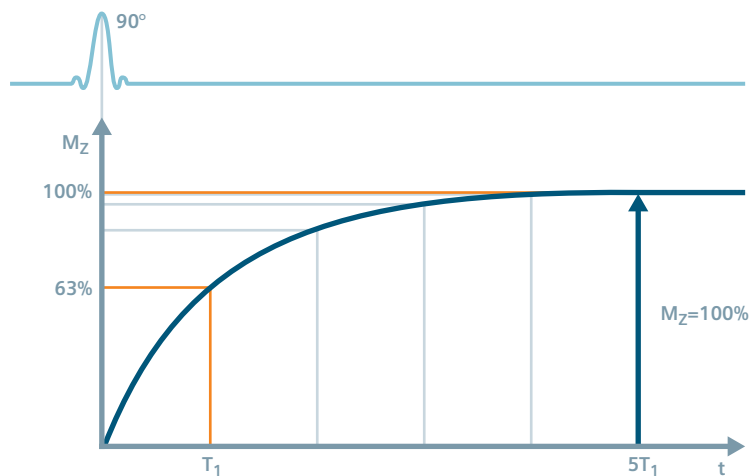
按 T_1 恢复初始最大值

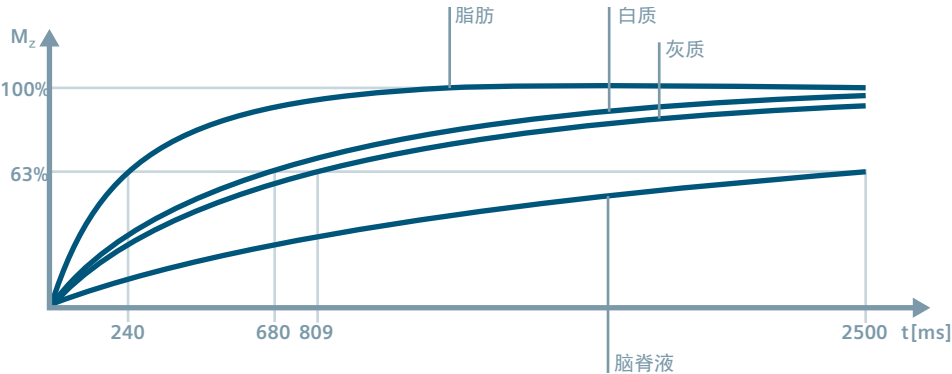
恢复平衡

纵向磁化的积累和恢复是一个指数过程，称为纵向弛豫。时间常数称为 T_1 。

请注意： T_1 不是总磁化恢复的时间范围，只是表示其指数增长的时间常数：经过时间间隔 T_1 后，纵向磁化 M_z 恢复到其最终值的大约 63%。经过 5 倍 T_1 的时间后，恢复实际上已完成。

重要的是 T_1 常数取决于组织类型。





常见 T₁ 常数

由于不同的组织类型显示不同的弛豫时间。这是使用 MR 获得锐利图像对比度的关键。如表格中所示，T₁ 常数也取决于场强。

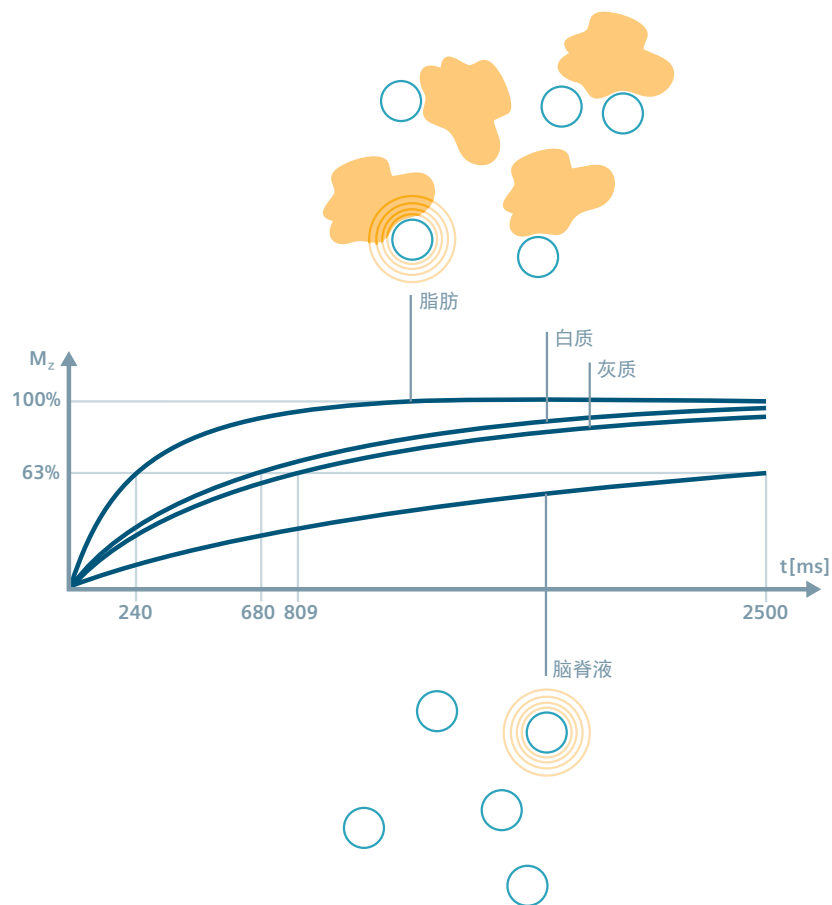
T₁ 常数 (ms)

	0.2 特斯拉	1.0 特斯拉	1.5 特斯拉
脂肪		240	
肌肉	370	730	863
白质	388	680	783
灰质	492	809	917
脑脊液	1,400	2,500	3,000

脂肪的 T₁ 较短，水的 T₁ 较长。

纵向恢复的原因

身体内的氢质子持续“感知”局部磁场以及分子运动造成的磁场波动。这些细微的磁场波动可增强外部场。最强的效应由横穿主磁场且符合质子的拉莫尔频率的磁场振荡产生。这些“微共振”导致自旋的方向相对于主磁场随机变化。



T_1 过程常称为“自旋晶格弛豫”，因为在固态磁共振中，环绕核的分子称为“晶格”。

这个过程发生在射频脉冲干扰之后，最早可出现在病人移进磁场后纵向磁化积累的过程中。

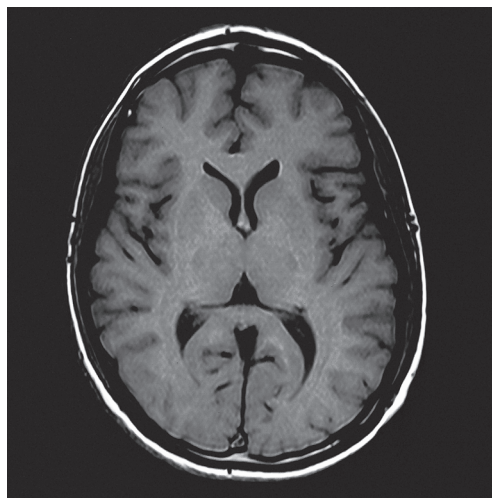
质子的环境中经常包含较大分子（脂质）和高分子（蛋白质）。移动相对较慢的脂肪分子中的氢质子以及与蛋白质结合的质子感受到强局部磁场波动：他们的自旋方向快速变化。这可以解释脂肪之类的组织 T_1 相对较短的原因。

在体液中，水的分子运动比在大部分磁场波动中快得多。它与振荡磁场产生共振的几率较低，共振强度也较弱：质子自旋方向的变化速度没有那么快。这是纯水和脑脊液具有相对较长的 T_1 弛豫的原因。

感受 T_1 对比

由于不同的组织类型显示不同的 T_1 弛豫，因此这种差异可显示为 MR 图像对比度。下一章中将详细地解释发生这种情况的原因。

诊断应用概述：病理组织显示的水浓度与周围组织不同——这意味着不同的弛豫常数。弛豫差异可显示为 MR 图像中的对比度。



利用 T_1 对比，脑脊液在 MR 图像中显示为暗信号

要点

在共振之后，纵向磁化经过一段时间完全恢复，时间长度取决于组织类型和场强。这个过程称为纵向弛豫。

纵向弛豫符合时间常数为 T_1 的指数增长过程。

由于 T_1 常数取决于组织类型，因此可利用这种特征获得 MR 图像对比度。

T_1 弛豫的来源是分子运动产生的局部磁场波动。拉莫尔频率范围内的横向磁场波动显示出最强的影响，导致质子自旋方向随机变化。

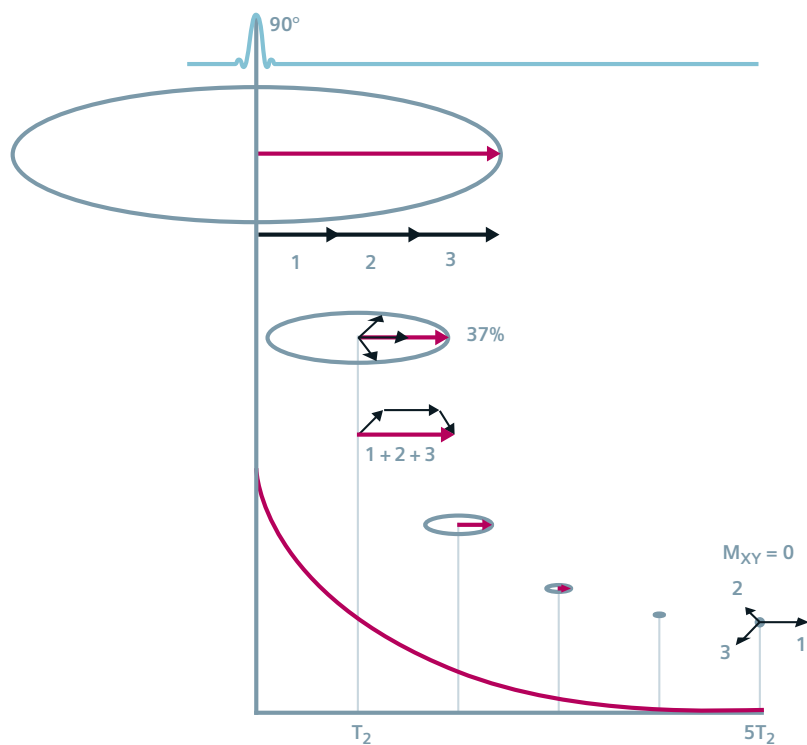
横向衰减

磁共振现象的存在时间 (T_2)

信号必然衰减

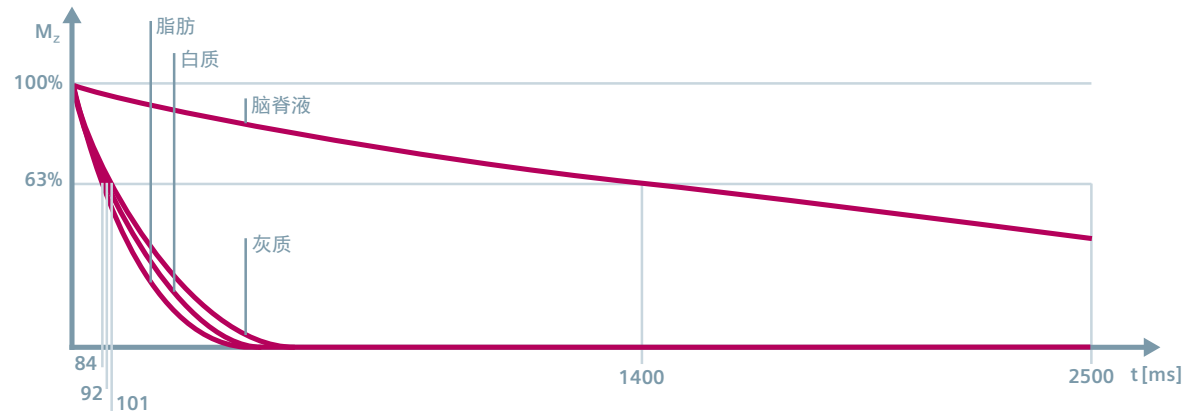
射频脉冲刚结束时，自旋处于所谓的相位相干状态。它们的行为与在 xy 平面中旋转的大磁体相似。这是我们在接收线圈中诱发信号的原因。

但是，旋转的自旋由于不可避免的分子相互作用再次变为异相，横向磁化开始衰减。



随着横向磁化衰减，MR 信号变弱。这就是我们所谓的横向弛豫。其时间常数称为 T_2 。我们随后将会了解到，这只是磁共振存在的最大时间。实际上，MR 信号（FID）以更快的速度衰减。

经过时间间隔 T_2 后，自旋的相位相干性降低到大约 37 %。在 2 倍 T_2 的时间后，降低到大约 14 %；5 倍 T_2 的时间后，相位相干性几乎已经消失。



常见 T_2 常数

T_2 也因组织而异，但是很大程度上与磁场无关。

T_2 常数 (ms)

脂肪	84
肌肉	47
白质	92
灰质	101
脑脊液	1,400

脂肪的 T_2 较短，水的 T_2 较长。

失去相干性的原因

横向弛豫的主要原因有两个。

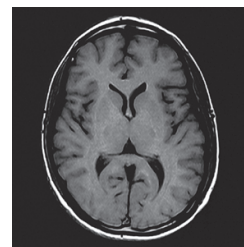
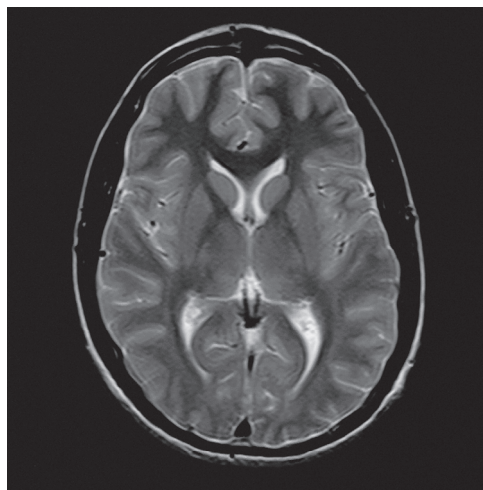
1. 我们已经介绍过，波动的局部磁场是纵向弛豫的原因。它也会影响横向弛豫：当质子自旋的方向随机变化时，其相位相干性也会消失。这就是 T_1 对 T_2 的作用。
2. 此外，外部场方向的波动磁场使局部磁场产生大约 ± 1 毫特斯拉的极小变化。因此，相邻质子的进动频率与正常拉莫尔频率产生大约 40 kHz 的微小偏差。

这些稍有偏差的进动频率是失去相位相干性的另一个原因：结果，纵向磁化恢复之前发生横向磁化衰减。

虽然自旋之间的相互作用不是横向弛豫的唯一来源，但“自旋 - 自旋弛豫”一词已经深入人心并沿用到现在。

感受 T_2 对比

由于不同的组织类型显示不同的 T_2 弛豫，因此这种差异可显示为 MR 图像对比度。下一章中将详细地进行解释。



T_2 对比在 MR 图像中将脑脊液显示为亮信号 — 与 T_1 对比相反

要点

在射频脉冲结束后，旋转横向磁化立即开始衰减。

1. 自旋进动开始散相，直到所有自旋在横向平面内均匀地分布。
2. 同时，纵向磁化开始恢复。

横向弛豫符合时间常数为 T_2 的指数衰减，该常数是自旋散相速度的指标。

T_2 常数也因组织而异，并对图像对比度有影响。

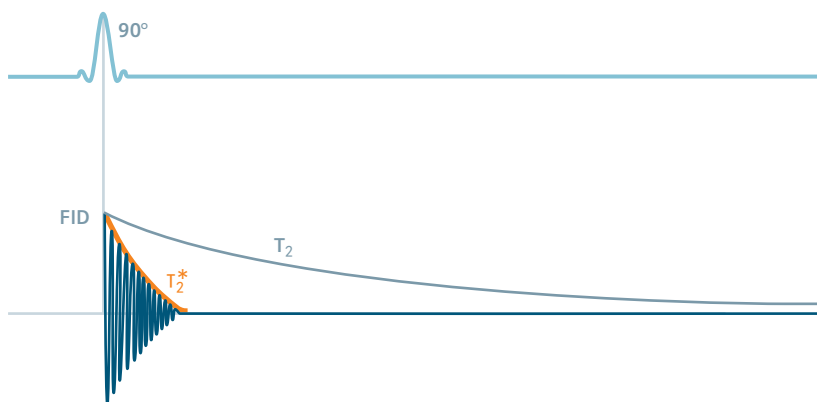
自旋回波

魔法般的一刻：找回丢失的信号

FID 的真实衰减

我们可能预计 MR 信号（FID）按时间常数 T_2 衰减。但是，FID 实际衰减速度要快得多，它的有效时间常数 T_2^* 更短（见图）。

自旋感知到的静态磁场并非在每个位置都相同，实际上它并不均匀。与导致 T_2 衰减的弛豫过程不同，我们在此处理的是在特定位置不随时间变化的磁场中的纯静态偏差。这些主要是病人身体导致的空间磁场波动以及技术局限性导致的主磁体不均匀性。

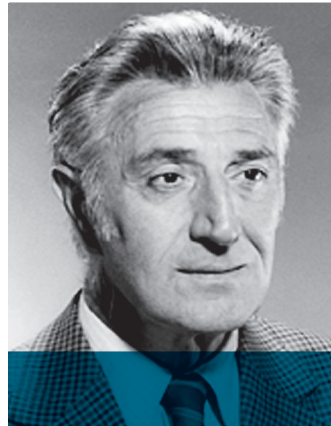


T_2^* 衰减

静态磁场不均匀性增加了自旋的散相：它们的散相速度比 T_2 弛豫快得多。这就是 T_2^* 衰减。

自旋的相位相干性似乎被不可逆地破坏，破坏速度超过 T_2 弛豫“允许”的上限。

但是，实际上自旋回波效应展示出的并不是这种情况。



1926 年出生的美国物理学家埃尔温·翰于 1950 年发现自旋回波：由于 T_2^* 衰减可逆而可恢复 MR 信号。使用非 180 度的反转脉冲也可产生回波，称为“翰回波”。翰最初使用一对 90 度脉冲。

“样本连续遇到两个 $r-f$ 脉冲而引起回波效应。在第二个脉冲 ... 后的时间 (TE)，回波信号消失。”

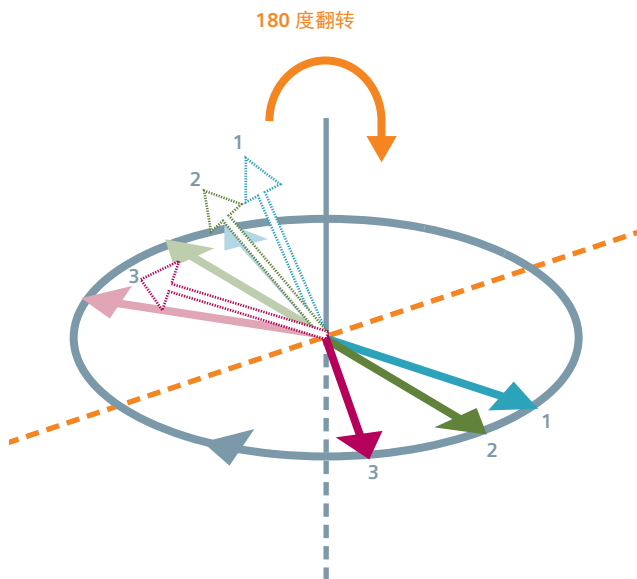
埃尔温·L·翰

自旋像煎蛋饼一样翻转

由于静态磁场差异相对于空间和时间保持固定，我们可以用“魔法”抵消它们的影响。

我们通过 180 度脉冲发出“向后转”命令。180 度脉冲可使自旋就像煎蛋饼那样明显翻转：自旋的顺序反转，进动方向当然保持不变。

速度较快的自旋（1），现在位置靠后，将赶上较慢（3）的进动自旋。



埃尔温·翰最初将回波效应类比为
一群速度不同的跑步者。在比赛过程
中，跑步者的队形越来越分散，看上
去很随机。他们忽然收到转向 180 度
的指令，然后沿反方向继续奔跑。
这样，他们将会完全一起返回起
跑线。我们在起点遇到“回波”。

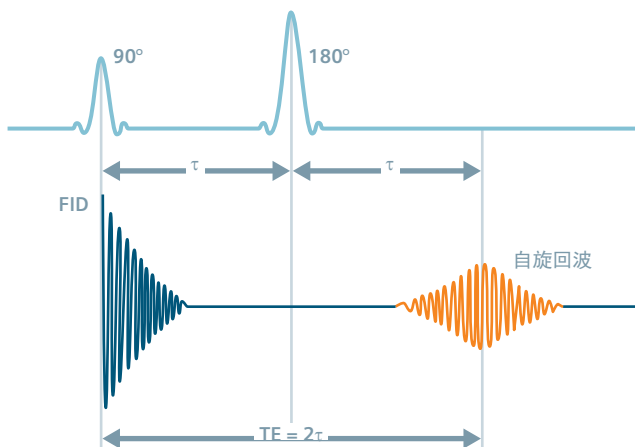
但是这里有一个缺陷：自旋不会因
180 度脉冲反转方向。这只有通过
反转主磁场才会发生。实际上，
自旋始终按相同的方向进动，例如
顺时针。因此，我们更喜欢使用
“翻转的煎蛋饼”类比。

了解回波

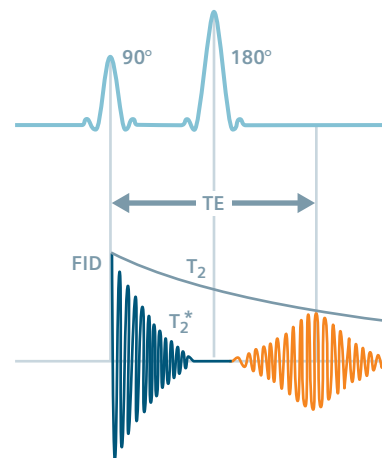
180 度脉冲的效应: 失相自旋恢复原相位, 产生新 MR 信号 — 自旋回波。

90 度脉冲经过时间 τ 之后, 被切换为 180 度脉冲。自旋回波信号初始时增加, 在两倍运行时间 (2τ) 后达到最大值。这段时间称为回波时间 (TE)。在此时间之后自旋回波将会减弱。

由于 FID 在 90 度脉冲之后立即开始衰减, 因此很难测量其强度。因此, 回波成为首选的成像信号。



请注意：自旋回波信号按 T_2^* 衰减，但是其强度（幅度，最大值）取决于 T_2 弛豫曲线。





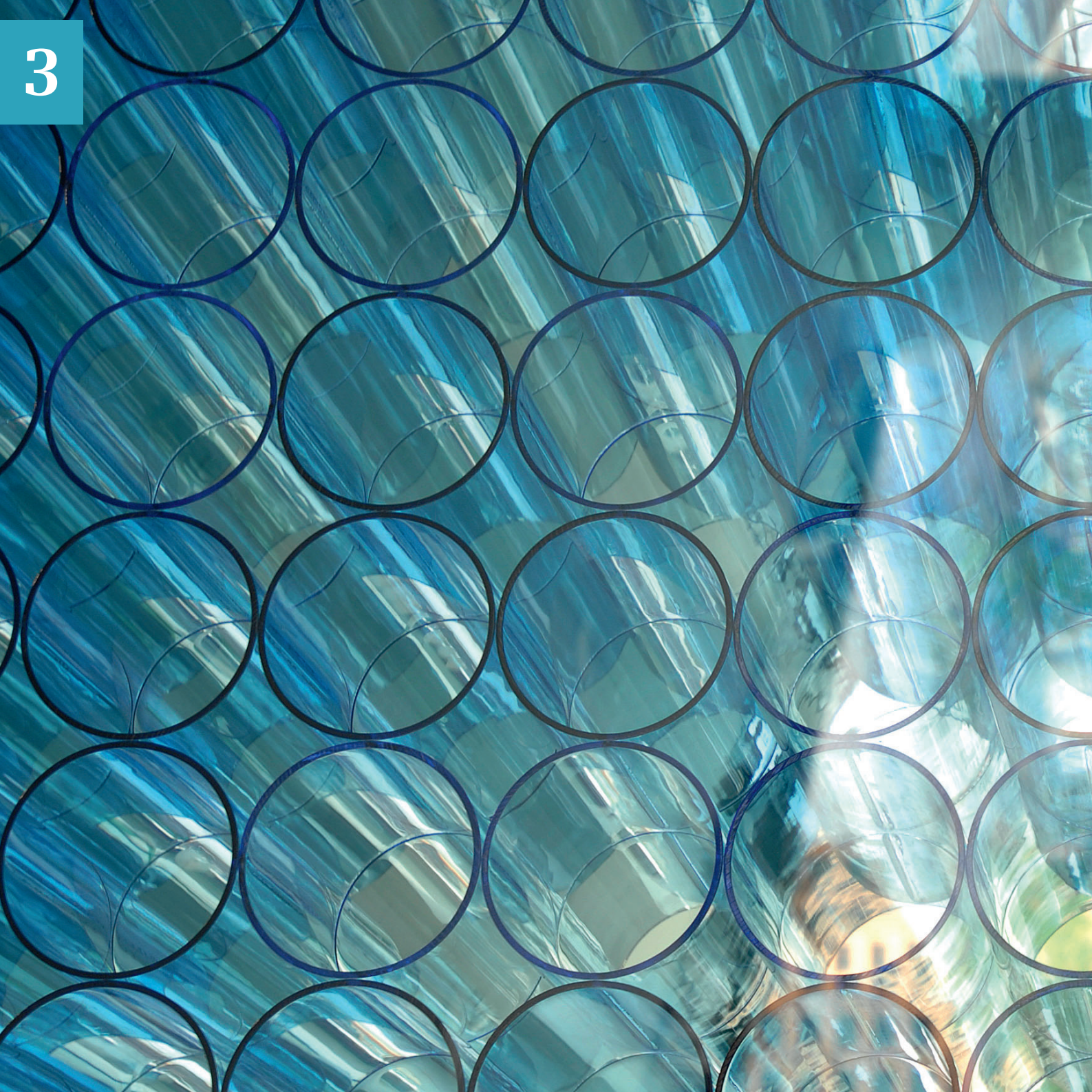
要点

MR 信号（FID）按小于 T_2 的极短时间常数 T_2^* 衰减。这种快速衰减的原因是静态磁场不均匀性。它们促使自旋更快地失相。

我们可以利用第二个脉冲（通常为 180 度脉冲）恢复 MR 信号。此 MR 信号称为自旋回波。

经验法则：

$$T_2^* < T_2 < T_1$$





从信号到图像

如何通过 MR 信号创建将空间结构显示为不同灰度值的图像？



通过梯度选择断层

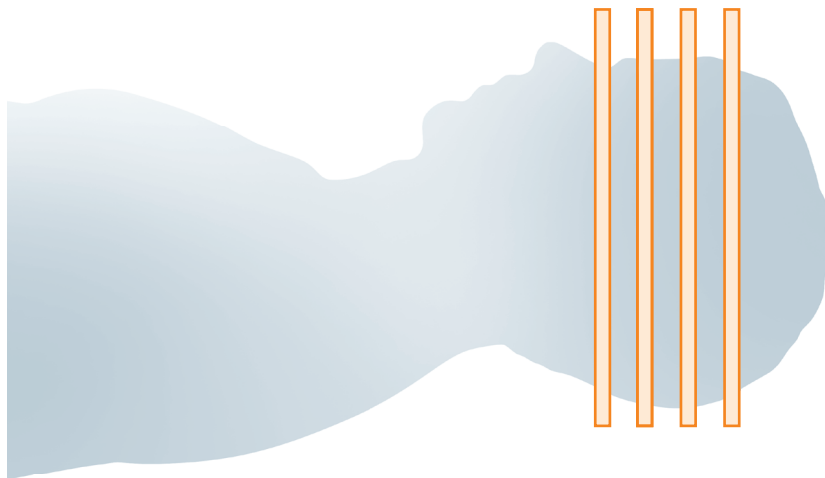
为体内位置创建“邮政编码”

成像问题

在断层成像中，我们在人体的特定位置创建断层图像。

请记住，在 MR 扫描系统的磁场中，纵向磁化的空间分布在体内积累。例如，如果我们使用一个射频脉冲激发头部内的所有自旋，头部的平均横向磁化将会产生 MR 信号。我们将不会获得任何空间分辨率。

问题仍然存在：如何区分从体内不同位置获得的 MR 信号？

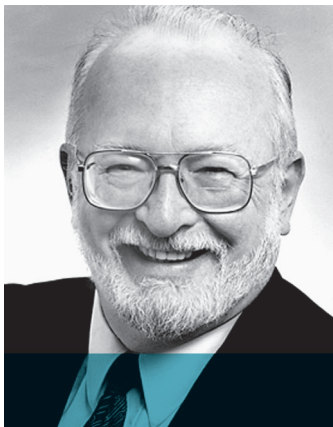


梯度的诀窍

由于 MR 扫描系统的磁场不是完美的均匀场，因此自旋将以不同的频率进动。但是，只有以正确的拉莫尔频率进动的自旋才会与射频脉冲产生共振。为了使磁场更加均匀，可以应用名为“匀场”的技术。

而开创了 MRI 的革命性观点是以受控的方式，通过切换梯度对磁场进行“去匀场”。

结果，体内不同位置的自旋将以预定的不同频率进动。



“质子之类磁性核的分布 ... 可通过拼接磁场梯度获得 ... 并测量强度与应用的磁场的函数关系。”

保罗·C·劳特伯
(1929—2007)

劳特伯教授的见解：为什么不有意地使不同位置的质子自旋以不同的频率进动？我们可以让不同位置的磁场发生变化，而不是将身体放在均匀的磁场中。我们可使用不同的频率组成混合 MR 信号，作为相应解剖位置的“邮政编码”。

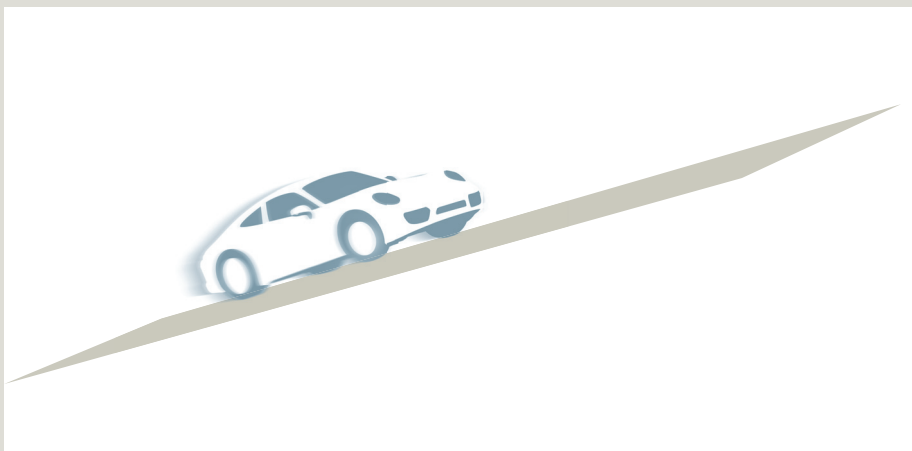
保罗·劳特伯使用此方法对断层内的体素进行空间编码。通过梯度场选择断层的观点由彼得·曼斯菲尔爵士提出。



关于梯度

梯度是是一种斜坡，与道路的斜坡相似。从数学观点来看，梯度定义了大小在空间中变化的强度和方向。

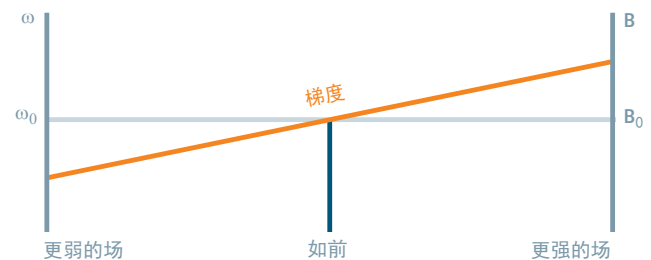
套用到 MR 技术中，这意味着：磁场梯度是指磁场强度在特定方向上的受控变化，表现为线性升高或降低。



改变局部场强

顾名思义，均匀磁场中每个位置的场强全都相同（ B_0 ）。因此，所有质子自旋都显示与场强成比例的相同进动频率 ω_0 。每个位置的磁共振全都相同。

应用磁场梯度后，磁场呈现线性增强。质子自旋在该方向的进动相应地变化。它们在弱磁场中的进动速度更慢，在强磁场中更快。总而言之，它们具有不同的共振频率。





定义断层位置

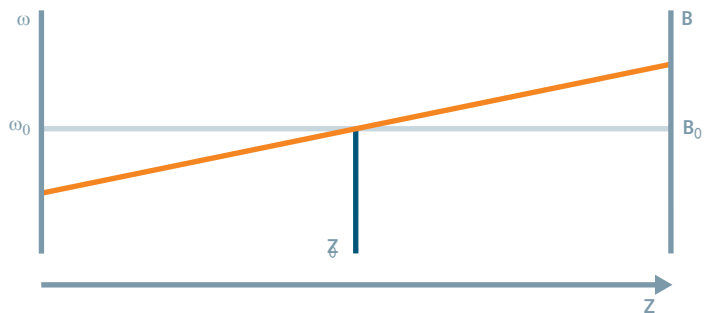
断层定位和断层厚度

断层选择梯度

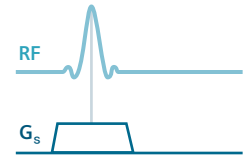
为了实现断层选择，在应用射频脉冲的同时切换 z 方向的梯度。这种梯度称为断层选择梯度 (G_S)。

现在，磁场仅在 z_0 一个位置为其原始强度 B_0 。如果射频脉冲只有一个频率 ω_0 ，它将仅激发位于共振位置 z_0 的自旋。这就是所选的断层位置。

但是，事实上这还不够。我们将可获得“断层”，但是没有厚度。该断层像纸那样薄，信号太弱，因为在这个薄区域中只有几个质子被激发。我们需要的是 z 方向的特定分辨率。这就是我们所谓的断层厚度。



均质静态磁场的强度为 B_0 。
质子自旋的相应拉莫尔频率为 ω_0 。



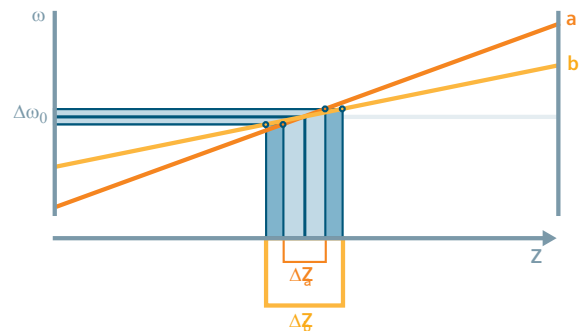
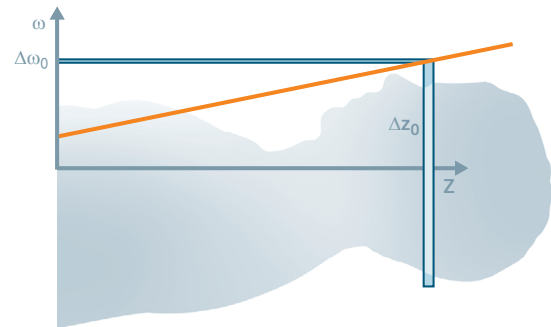
我们如何选择断层厚度？

射频脉冲涵盖其中央频率 ω_0 两侧特定带宽的相邻频率。因此，它可以激发具有一定断层厚度 (Δz_0) 的所需空间区域。

备选方案：保持脉冲带宽固定，同时改变梯度强度，可以修改断层厚度。较陡的梯度斜坡 (a) 激发较薄的断层 (Δz_a)，较缓的梯度 (b) 激发较厚的断层 (Δz_b)。

无论使用何种技术：断层是被划定的质子自旋的共振区域。在断层之外，自旋不会被射频脉冲激发。仅在所选断层内产生横向磁化（并由此产生的 MR 信号）。

通过切换磁场梯度定义断层。

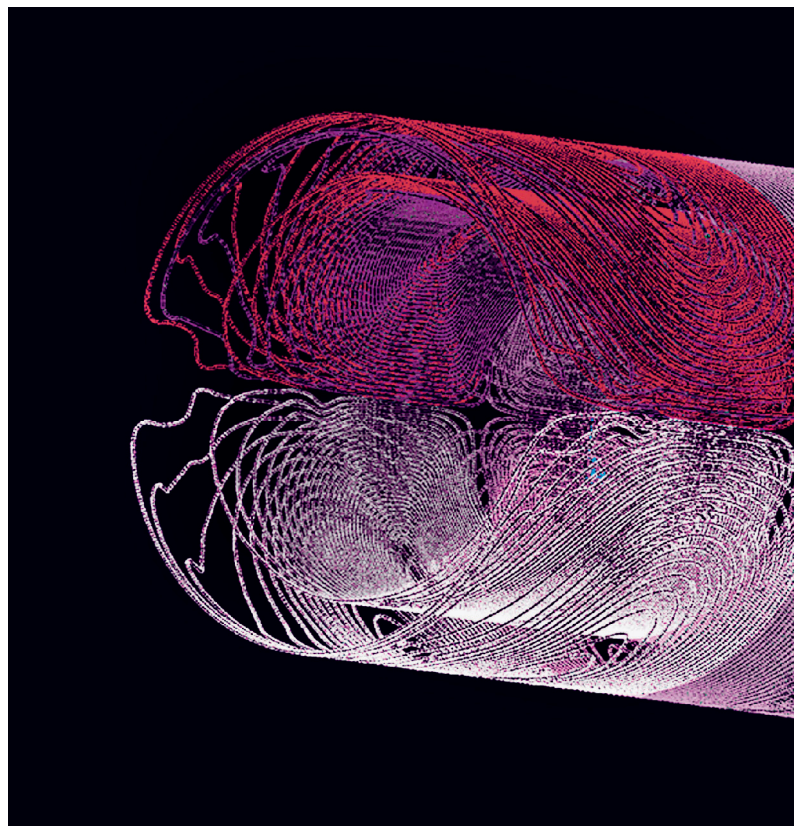


生成梯度的方法

梯度线圈

MR 系统在磁体腔周围有三种梯度线圈布局，用于所有三个空间方向（ x 、 y 和 z ）。梯度线圈不会产生永久磁场，但在检查过程中多次短暂地打开。

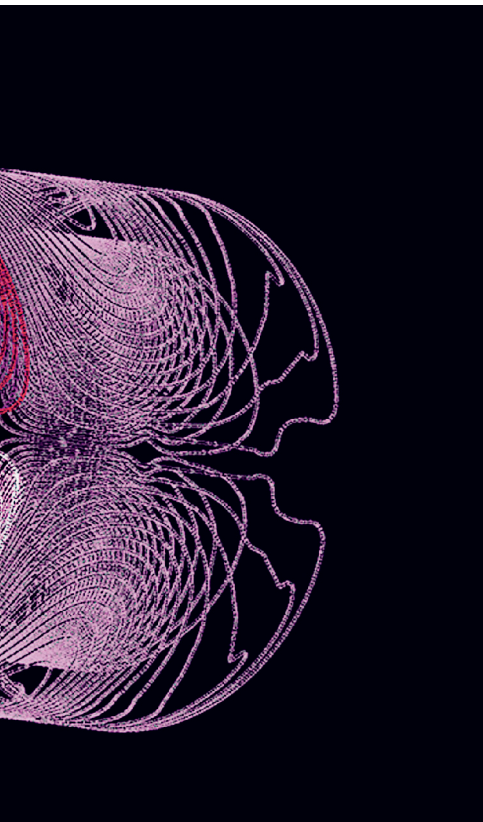
梯度线圈通过名为梯度放大器的特殊电源运行。



梯度性能

梯度系统的性能特征取决于获得最大幅度（= 梯度强度）所需的上升时间。从这两个参数计算上升率，又称为爬升率（SR），可用于快速地比较梯度系统的性能。

MRI 扫描系统的梯度
线圈设计



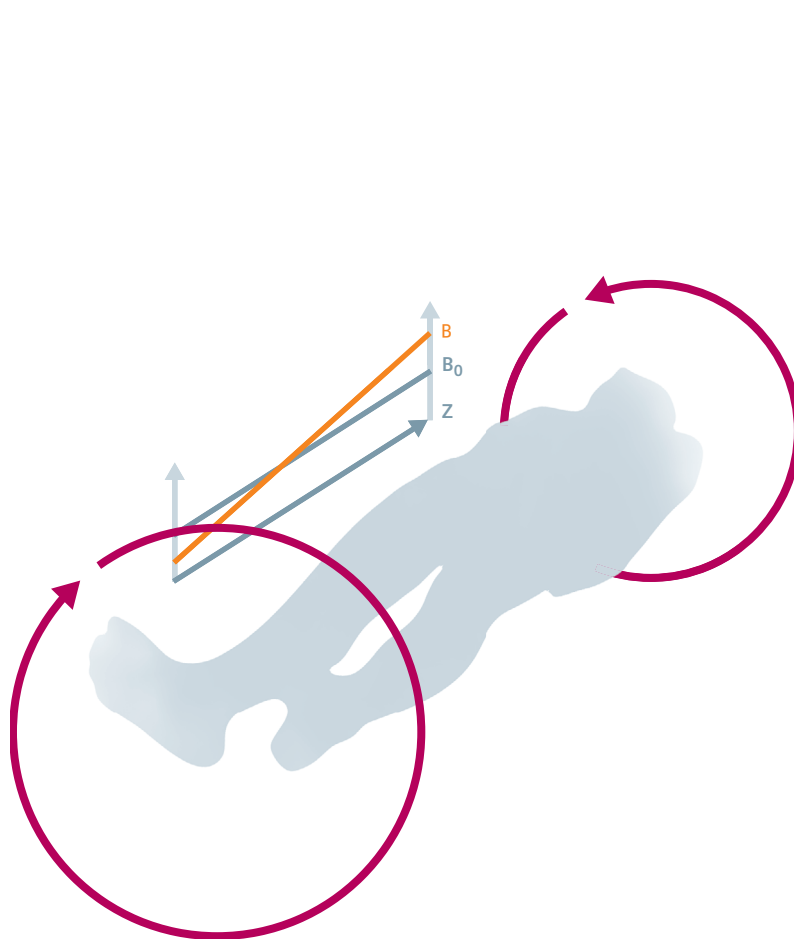


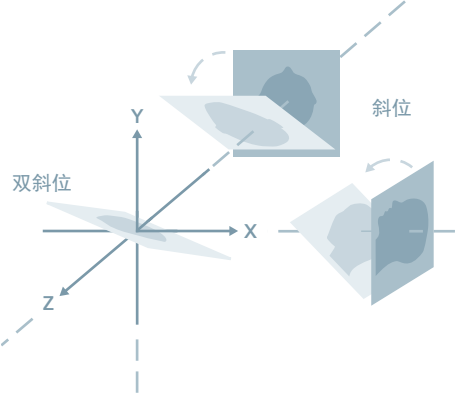
梯度线圈如何工作？

根据物理学原理，电流从导体或线圈中流过时，立即产生磁场。当电流方向反转时，磁场的方向也将改变。

在 MR 中，梯度线圈在特定方向成对工作，例如在 z 方向，电流强度相同，但极性相反。

一个线圈增强静态磁场，另一个反向线圈使其减弱。这意味着原始强度为 B_0 的磁场像道路的斜坡一样变化。





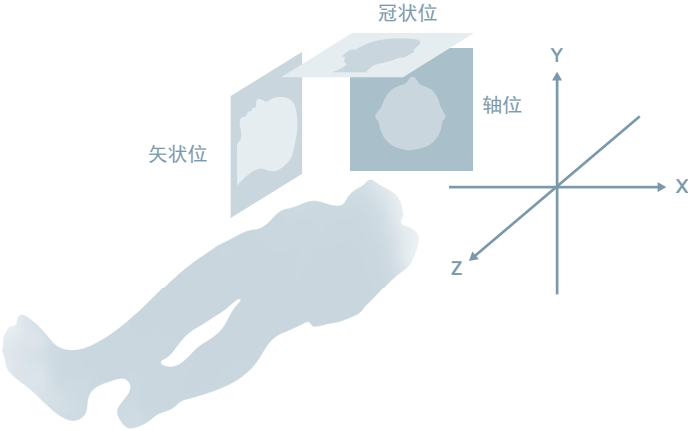
自由断层定位

梯度在 MRI 中的巨大优势：它们允许我们定位任意断层平面。

对于矢状面断层定位，我们需要切换 x 梯度，冠状面断层定位需要切换 y 梯度。

为了获得斜位断层，我们必须同时切换两个或三个梯度。它们的效应将会叠加。

使用两个梯度生成单斜位断层，例如，利用 z 和 y 方向的梯度。对于双斜位断层，系统同时切换所有三个梯度。





梯度系统：安全方面

噪声

就像扬声器那样，梯度线圈可产生强机械力，导致检查过程中出现敲击噪声。这些噪声可通过适当的措施（例如，耳塞）或特殊序列（例如，耳语序列或“安静序列”）减弱。

起搏器

起搏器在梯度场中会有危险。高速切换的梯度脉冲会对起搏器的控制和编程产生负面影响。

要点

通过切换梯度，我们可接受控方式使自旋以不同频率进动。

断层选择梯度允许我们生成断层，这是质子自旋将产生共振的空间区域。在断层之外，自旋不会受射频脉冲影响。

通过同时切换两个或三个梯度，我们可定位任意断层平面。

生理刺激

当梯度场上升时间和幅度超过特定阈值，感应电压可能大到足以产生外周神经刺激。肌肉纤维无意识地收缩。这对病人的健康没有危险，但是可能会使病人感到不适。

在 MR 系统的安全标准中，最大磁场变化被定义为切换时间的函数。通常，当前使用的成像方法不会超过这些阈值。然而，对于某些使用极快的梯度切换速度的序列，例如 EPI 序列，可能会超过这些阈值。但是出于安全原因，在常规应用中会限制梯度脉冲。

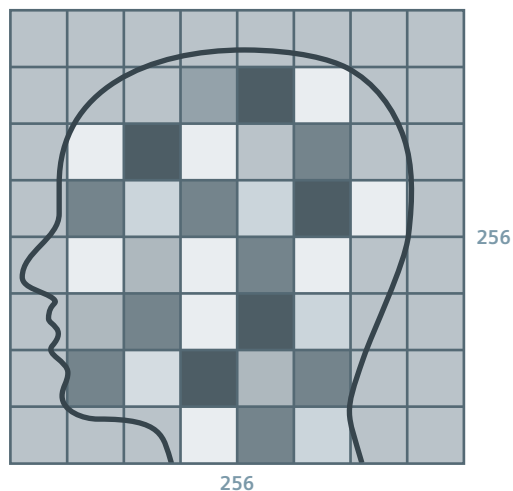
矩阵：分辨率

通过对“邮政编码”编码和解码而产生图像

定义图像矩阵

我们已经定义了图像的断层位置。现在，我们想要定义图像矩阵及其分辨率。让我们感兴趣的是：如何从断层获得图像？

我们假定我们想要生成矩阵大小为 256×256 的断层图像。在这种情况下，每个行和列都必须分成 256 个位置。我们使用 MR 信号创建包含 256 个不同值的图像，共包含 65,536 个体素。这就是空间分辨率。



追寻傅里叶先生的足迹

此处重要的是：图像不是直接测量得到。相反，通过切换附加梯度并使用一些信号处理技术，首先生成的是原始数据，在我们的示例中是 65,536 个数据点。最终图像是由原始数据计算得出的。

这一过程包括一些信号编码和数学变换。

让我们逐步地了解这些过程。



法国数学家和物理学家让·巴普蒂斯特·约瑟夫·傅里叶在研究热量传输的过程中开发了一系列正弦和余弦曲线。这种数学工具有助于分析和构建多种现象，包括 MR 信号。

“将任意函数分解成无穷多个正弦和余弦函数的和是一个一般性问题。...”

约瑟夫·傅里叶
(1768–1830)



关于棱镜和波谱

几乎所有自然和通过技术产生的信号都是由不同频率的振荡构成的混合体。

白光是不同波长或频率光线的混合。棱镜可帮助我们区分白光中包含的各种频率——在此例中就是彩虹的颜色。

这也同样适用于听觉：大部分声音，例如一首歌曲，都包含了大量声波和音高，我们的听觉可以将它们区分。

这个频率范围称为波谱。研究此类波谱的数学方法称为傅里叶分析。



我们可使用正弦波“构件”搭建指定的结构。我们使用的正弦曲线越多，结果越精细。显示轮廓的曲线是 32 条正弦曲线叠加的结果：傅里叶合成。





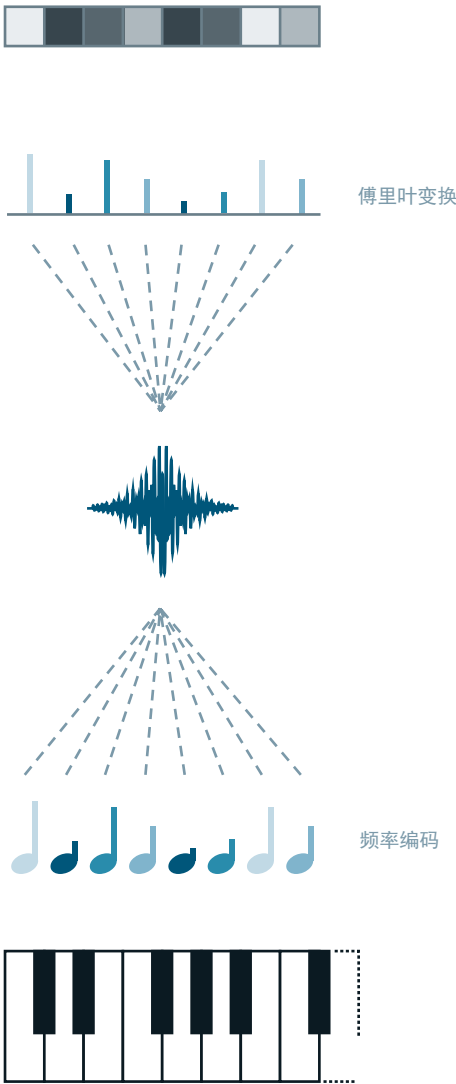
条纹图像

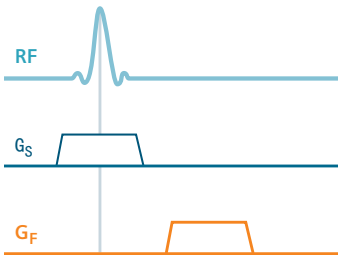
频率“邮政编码”

类比于钢琴

想像一下钢琴琴键，白键代表八度音的八个不同音符，即频率。使用不同的力同时击打每个键，产生混合音符。我们仅通过听觉是否能知道哪些音符构成了这种声音及其相应的量级？

MR 扫描系统能够做到。MR 信号实际上是所有激发自旋沿某一方向（例如，x 轴）的信号构成的混合体。对于 256 个体素的分辨率，回波包含的不是八个而是 256 个不同频率的“音符”。





这就是频率编码

在回波测量过程中，我们切换 x 方向的梯度。会发生什么情况？

您已经从梯度了解到，单个体素的自旋系统以升高的频率沿 x 轴进动。这称为频率编码。相关梯度称为频率编码梯度 (G_F)。

回波是信号的混合体。它包含许多正弦波和余弦波。通过梯度强度，我们可以知道左右两侧以及沿梯度的所有位置的频率。

傅里叶变换 让我们能够确定每个组成频率对信号的贡献（在图中显示为峰的高度）。单个频率沿 x 轴重新分配到你原始位置。获得的单个信号强度决定所分配体素的灰度值。

为了定义一行体素，切换频率编码梯度。

堆积条纹以获得完整图片

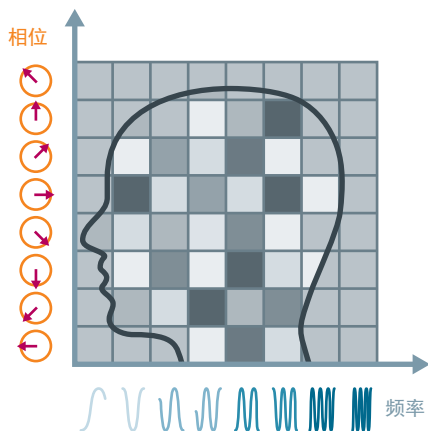
相位“邮政编码”

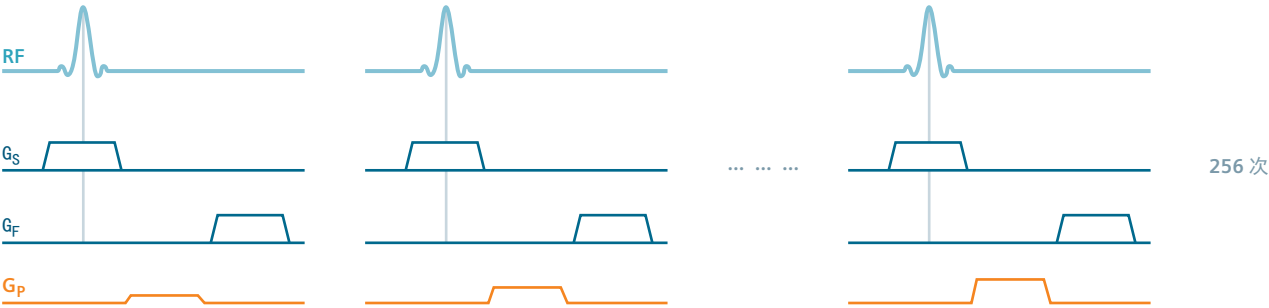
这就是相位编码

我们不能在 y 方向使用相同的频率编码技术来编码二维图像。为什么？因为，在这种情况下，两个不同体素的频率可能相同，因而无法区分。显然，我们必须选择不同的方法。

在射频脉冲和回波之间的时间内，沿 y 方向施加短暂的梯度。结果，在短时间内自旋以不同的速度进动。关闭梯度后， y 轴方向的自旋显示与其位置成正比的不同相移。

这个过程称为相位编码。相关梯度就是相位编码梯度 (G_p)。

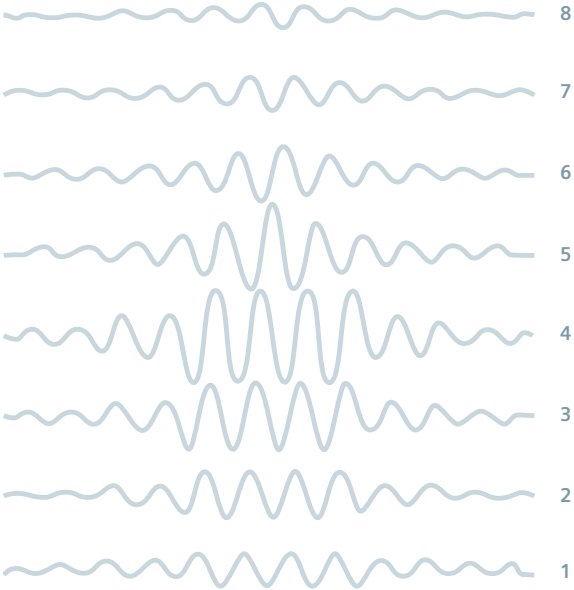




我们也可使用傅里叶变换过滤掉这些相移。但是，有一个细微的不足之处，它需要的时间更长。我们必须为 256 个不同位置生成 256 个不同相位编码的 MR 信号。换句话说，这意味着 256 个相位编码步骤。因此，对于 256×256 矩阵，脉冲序列必须重复 256 次。

这样，可使用回波逐行填充信号矩阵（图中减少为八个）。行代表频率，列代表相位。

为了定义多行体素，切换相位编码梯度。



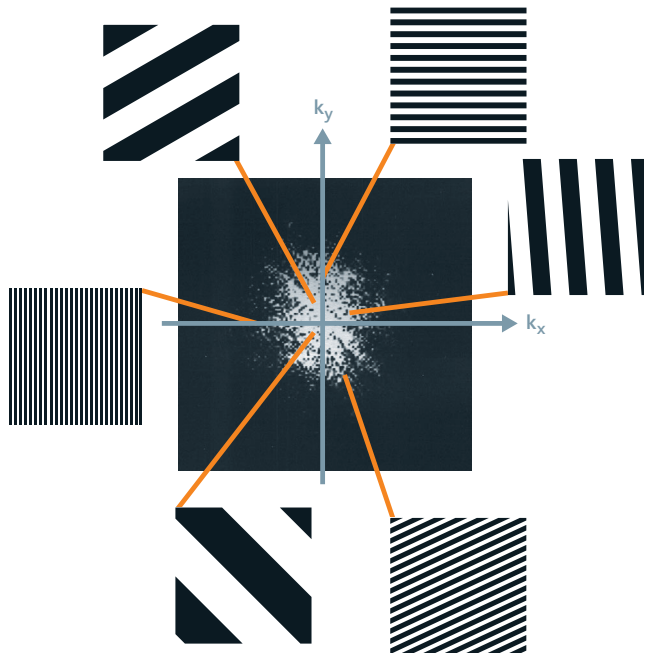
与 k 空间之间的转换

条纹图形矩阵

预处理信号矩阵可获得原始数据矩阵，又称为 k 空间（来自波动物理学的概念）。原始数据矩阵的轴（ k_x 和 k_y ）指定所谓的“空间频率”。您认为它们是什么？

正像时间振荡结合不同频率（正弦和余弦）的波那样，也可从不同的空间波或条纹图形生成图像。

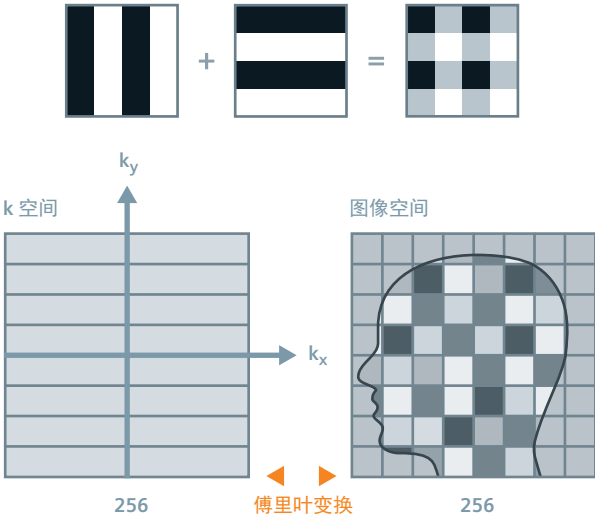
原始数据仅决定特定条纹图形是否有助于生成图像以及有多大作用。疏条纹图形（靠近中央）显示低空间频率。密条纹图形（远离中央）显示高空间频率。



举例演示：通过简单叠加右上图所示的水平和垂直条纹图形，我们可生成复杂的灰度值图形。您会发现，条纹图形的加权叠加将会产生更复杂的图像。

这正是图像生成的最后一步中二维傅里叶变换所做的工作。它使用 k 空间中的原始数据值计算图像中的灰度值分布，即许多条纹的加权。随后，为每个像素指定相关灰度值。这样，就获得了图像。

通过 2D 傅里叶变换从原始数据矩阵创建 MR 图像。





原始数据与图像数据

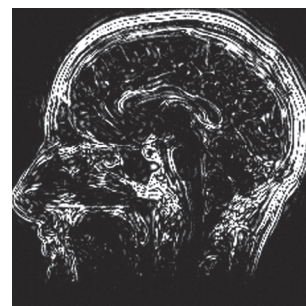
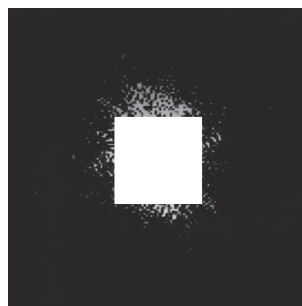
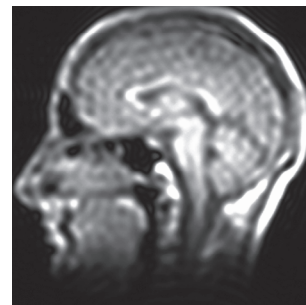
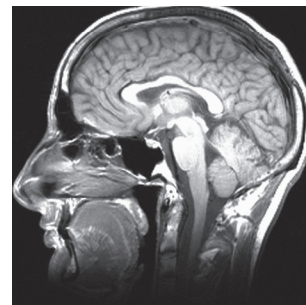
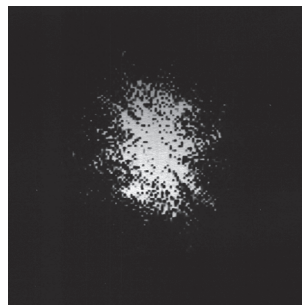
这很有趣：原始数据矩阵（ k 空间）中的数据点并不直接对应于图像中的像素。原始数据矩阵的每个部分都包含关于整幅图像（相当于全息图）的信息。

原始数据矩阵的中央部分决定大致结构以及图像对比度。

原始数据矩阵的外部提供关于边界、边缘过渡、图像轮廓的信息——简言之，它们显示更细微的结构，在最终分析中决定分辨率。

中央原始数据：结构和对比度

外部原始数据：分辨率



要点

MR 成像技术不直接产生图像。为了定位单个体素，使用相位编码和频率编码。为此，需要切换梯度。

使用获得的回波填充信号矩阵，并将其转换成原始数据矩阵，即 k 空间。

最终通过二维傅里叶变换从原始数据计算 MR 图像。

脉冲序列简介

全幅图片

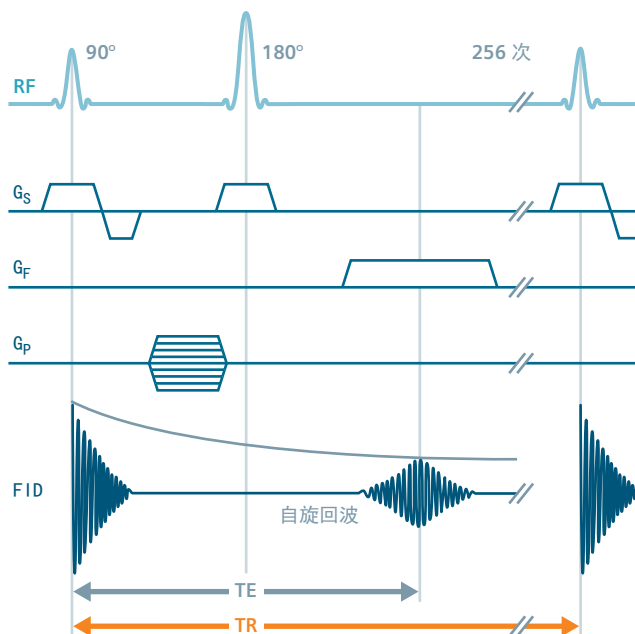
了解脉冲图

您应该记得，自旋回波通过 90 度脉冲产生，该脉冲生成 FID，随后应用 180 度脉冲，由此在回波时间 TE 中生成自旋回波。这就是一个简单的脉冲序列。

按照重复时间 TR 重复脉冲序列，直到回波填充原始数据矩阵。相位编码步骤的数量（即原始数据行数）对应于序列的重复次数。扫描时间很大程度上由相位编码方向的图像分辨率决定。

$$\text{扫描时间} = NP \times TR$$

（ NP ：相位编码步骤的数量）

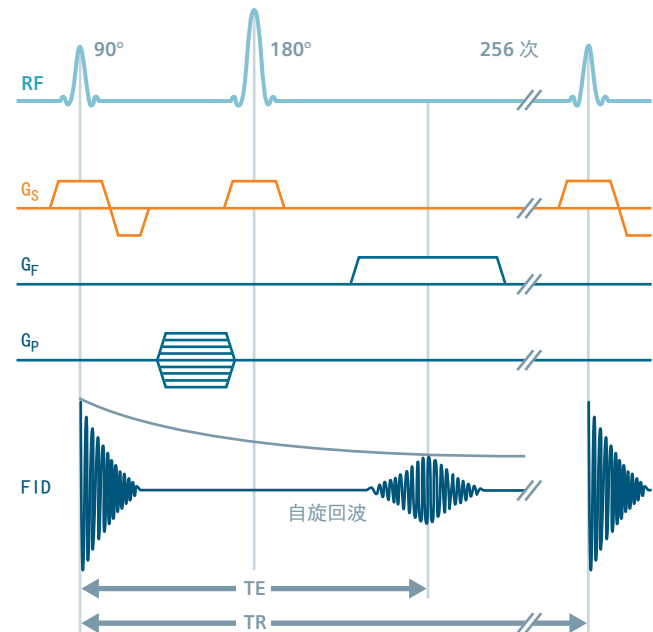


断层编码

断层选择梯度 G_S 与 90 度脉冲同步切换。

指向下方的附加条 G_S 表示什么？梯度使断层厚度方向的自旋相位发生散相。我们需要使用相反极性、一半持续时间的梯度（聚相梯度）对其进行补偿。

在 180 度脉冲期间，断层选择梯度再次切换，因此 180 度脉冲仅影响先前激发的断层的自旋。



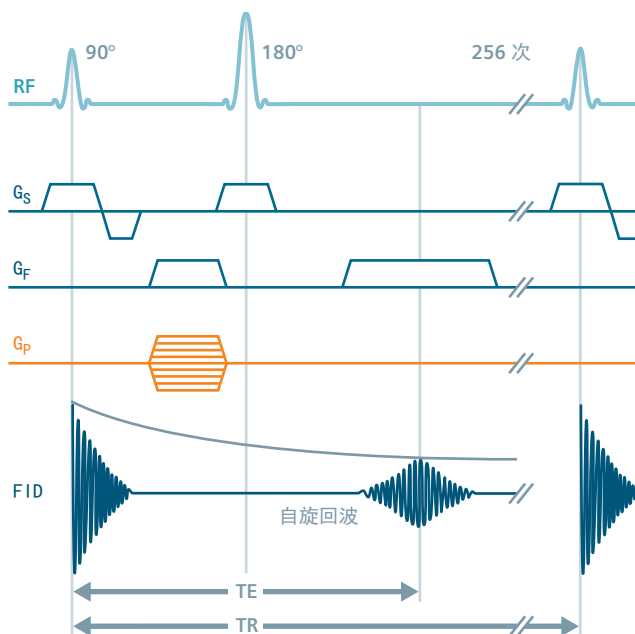


相位编码

您应该记得，相位编码梯度将不同相位施加到来自不同位置的自旋，例如沿 y 方向的自旋。相位编码梯度 G_P 在断层选择和自旋回波之间被短暂打开。

对于包含 256 列和 256 行的矩阵，自旋回波序列的梯度切换按重复时间 TR 重复 256 次 — 相位编码梯度逐步升高。

脉冲图中的相位编码步骤经常表示为条形中的多条水平线。这些代表不同的梯度步骤幅度 — 正或负。

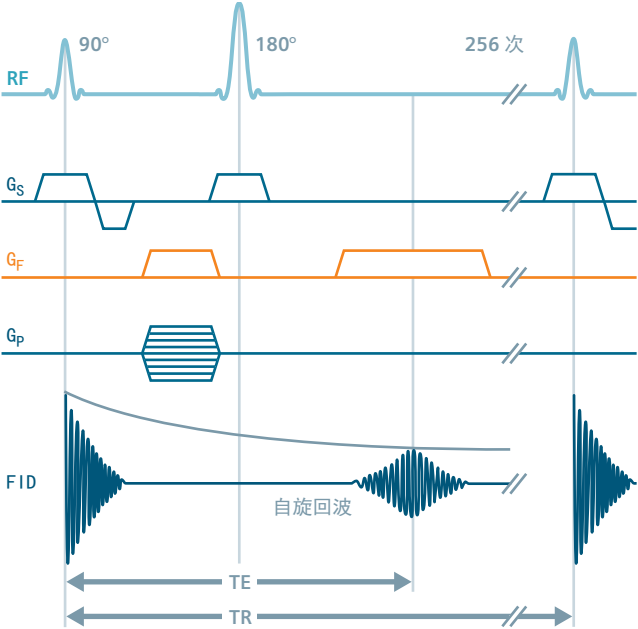


频率编码

在自旋回波期间，频率编码梯度 G_F 开启。由于自旋回波在此时被读出，因此该梯度又称为读出梯度。

如果我们仅应用读出梯度，频率编码方向的自旋进动将开始散相。在回波时间 TE 期间，自旋将完全散相，不留下任何自旋回波。但是，我们可在 180° 度脉冲之前应用散相梯度以规避这个问题。这样，读出梯度可使自旋发生聚相，从而使读出间隔中央的自旋在出现最大自旋回波时恢复同相。

当我们在 180° 度脉冲之前打开散相梯度时，该梯度的极性与读出梯度相同。 180° 度脉冲可反转自旋的相位。





MR 成像的原理

通过切换梯度，我们可分两步获得用于断层图像的混合信号：

- 我们仅激发特定断层内的自旋（断层选择）。
- 随后，我们通过断层中的频率和相位编码获得 2D 扫描矩阵。

借助二维傅里叶变换，MR 系统从测得的原始数据重建 MR 图像。



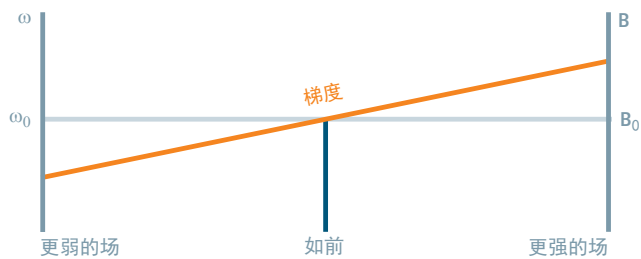
梯度回波

自旋回波的对立面

仍然是梯度脉冲

让我们来概括磁场梯度的效应。当切换特定方向的梯度脉冲时，自旋将在此方向以线性降低或升高的频率进动。

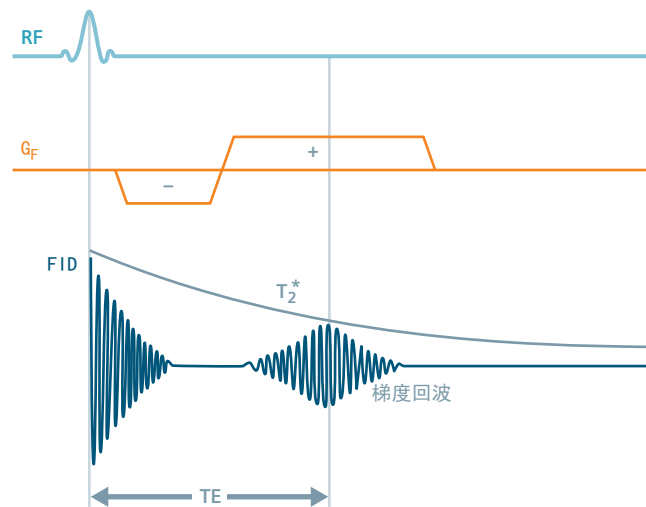
结果，如果使用梯度脉冲可以使自由感应衰减的速度比它未受干扰时更快。



完全不同的回波

紧随射频脉冲的梯度脉冲（-）可人为地造成自旋频率散相。由于它们现在以不同的速度进动（一侧较快，另一侧较慢），因此它们将更快地丢失相位，即它们发生散相。与正常条件下相比，FID 消除的速度明显加快。

当梯度的极性反转时（+），进动自旋将恢复同相，即它们发生聚相。我们测量 FID 聚相期间的回波。由于此回波由梯度生成，因此称为梯度回波。





只有极短的回波时间

与自旋回波序列相比，梯度回波序列的回波时间 TE 通常较短。这是为什么？

在梯度回波技术中省去了 180 度脉冲。这意味着我们不能像在自旋回波技术中那样抵消静态 T_2^* 散相机制。相反，我们使用梯度脉冲快速地破坏 FID 并使其再恢复，这些都在 T_2^* 衰减期间完成。

梯度回波的回波时间必须适于 T_2^* 时间。因此，梯度回波技术比自旋回波技术速度更快。

要点

通过切换反转极性的梯度脉冲生成梯度回波。

回波时间必须很短，因为梯度回波只能在 T_2^* 衰减期内产生。

梯度回波技术通常比自旋回波技术速度更快。





对比度研究

MR 成像采用独特的方式控制图像对比度，从而扩大了诊断范围。MR 应用的艺术在于脉冲序列的选择以及采集参数的组合。

自旋回波和对比度加权

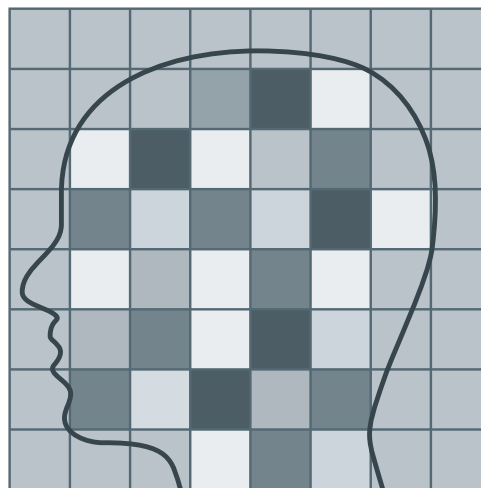
演示 MR 成像中的三种最重要的对比度类型: T_1 对比度、 T_2 对比度和质子密度对比度

决定图像对比度的是什么?

我们如何获得不同组织类型之间达到最大可能对比度的图像? 不同组织类型具有不同的横向磁化。在信号较强的位置, 图像显示较亮的像素; 较弱的信号产生较暗的像素。

决定信号强度的因素是什么? 很明显, 这很大程度上和相应体素中的质子密度有关: 被磁化的质子数量越多, 信号越强。

但是, 对医学诊断更加重要的是两个弛豫常数 T_1 和 T_2 对图像对比度的影响。

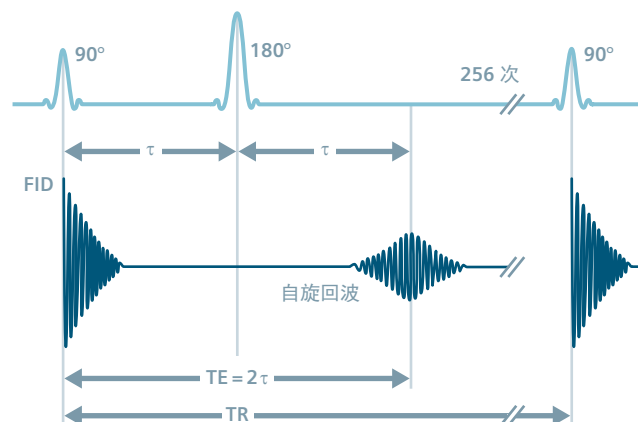


重要参数：TE 和 TR

还记得自旋回波序列吗？在 90 度射频脉冲后经过时间 τ 再应用 180 度脉冲，可在回波时间 $TE = 2\tau$ 后生成自旋回波。

这种 90 度—180 度脉冲序列需要重复，直到获得扫描矩阵的所有相位编码步骤为止（例如，256 次）。两次重复之间的时间间隔称为重复时间 TR。

TE 和 TR 是用于控制自旋回波序列对比度的重要参数。让我们来探究这两个时间参数，并了解它们如何影响图像对比度。



质子密度对比度

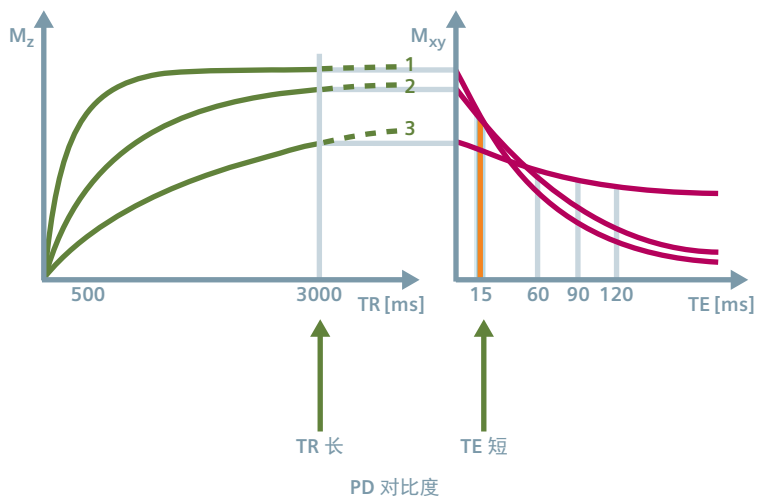
基于个体素的质子数量差异

磁化的最大值

图中显示三种不同组织类型（1、2、3）及其不同弛豫时间。

应用 90 度脉冲之后纵向弛豫立即开始。三种组织类型的纵向磁化 M_z 以不同的速度恢复。它们的最大值对应于质子密度，即单位体积的氢质子数量。

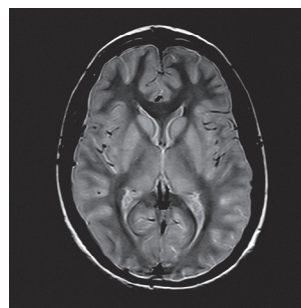
利用在重复时间 TR 之后的重复 90 脉冲，实际纵向磁化可转换成横向磁化 M_{xy} ，并产生不同强度的信号。



如果我们选择足够长的重复时间 TR，由于接近完全纵向弛豫，重复 90 度脉冲之后的组织信号差异主要取决于组织的质子密度。

如果我们决定在重复的 90 度脉冲之后很快就生成回波，即回波时间 TE 较短，我们将可获得质子密度加权图像（简称 PD）。

在实际应用中，自旋回波序列的 TR 极少有超过两三秒的情况。但是，这也意味着 T_1 常数较长的组织类型（例如，脑脊液）在经过此时间后未完全恢复。



质子密度对比度：
TR 长 (2,500 ms)，
TE 短 (15 ms)。

某一类型组织的质子密度
越大，它在 PD 图像中的
亮度越高。

T₂ 对比度

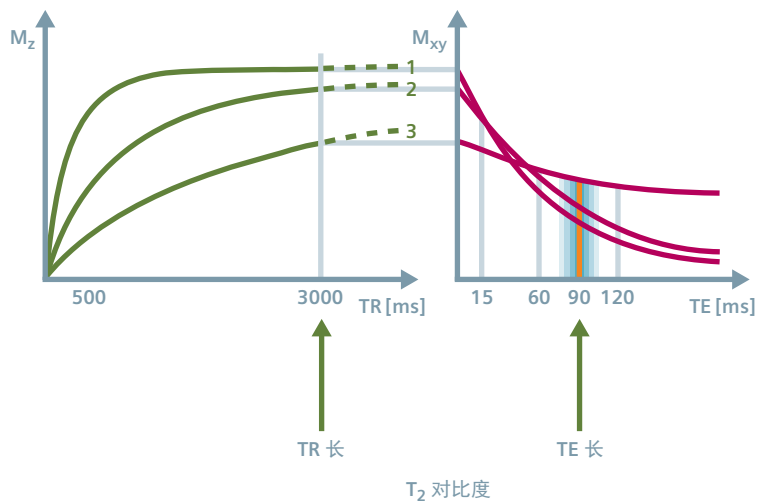
基于横向弛豫的速度

信号强度取决于 T₂ 衰减

让我们保持较长的重复时间 TR。
如果我们同时选择了较长的回波时间 TE，
会发生什么？

信号曲线由于 T₂ 弛豫而降低，甚至可能
开始相交。质子密度对比度丢失。
如果回波时间更长，曲线开始发散，对比
度通过 T₂ 弛豫控制。我们将获得 T₂ 加权
图像。

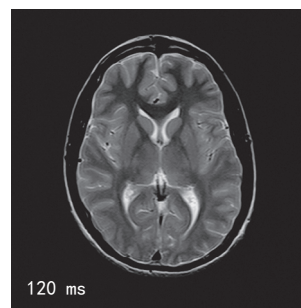
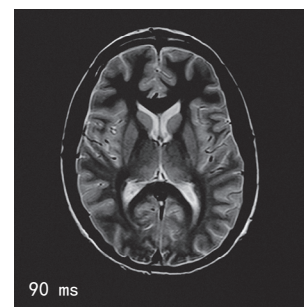
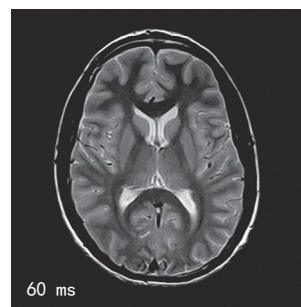
自旋回波的信号强度通常取决于 T₂ 衰减。



比较右侧图像：TE 增长时，图像呈现 T_2 对比度。

随着回波时间升高，有些点的质子密度不再影响对比度。
 T_2 对比度十分依赖所选的 TE。 T_2 加权图像的最佳 TE 是所要显示的组织的 T_2 常数平均值（在我们的示例中为 80ms 至 100ms）。

如果回波时间太长（最后一幅图像），横断面磁化水平衰减将使一些组织类型的信号消失在无法避免的信号噪声中。



关于 T_2 对比度的图像比较：
TR 变长 (2,500 ms)，TE 升高。
 T_2 较长的脑脊液在 T_2 加权图像中显示为亮信号。

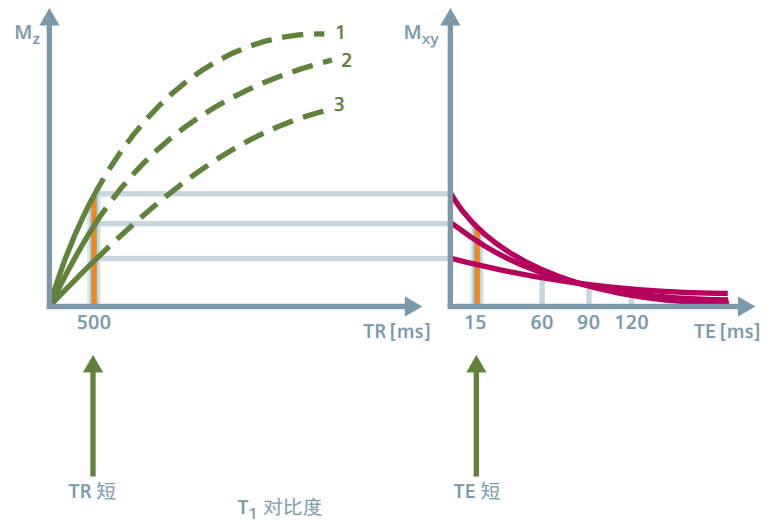
T₁ 对比度

基于纵向弛豫的速度

信号强度取决于 T₁ 积累

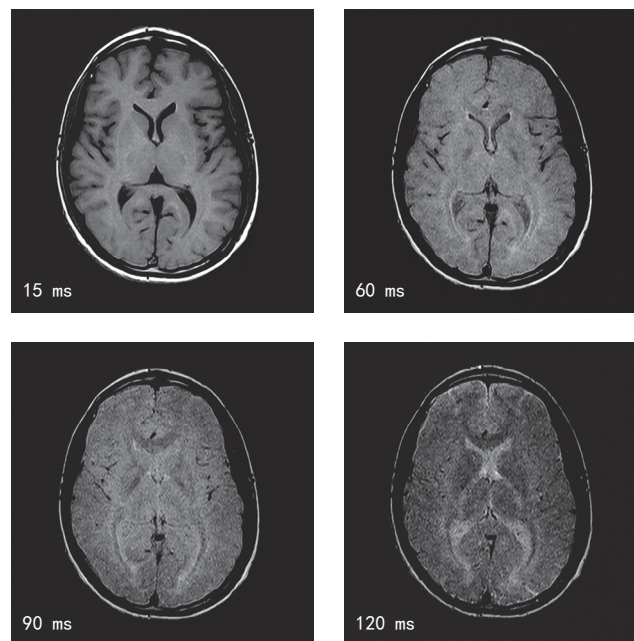
如果我们选择较短的重复时间 TR 而造成 T₁ 弛豫未完成，会发生什么？信号将变得更弱，对比度将随着回波时间增加而快速降低。因此，我们必须选择可达到的最短的回波时间 TE。

短 TR 可降低质子密度的影响，而短 TE 可抵消 T₂ 弛豫的影响。信号强度的差异很大程度上取决于先前的纵向磁化，即来自组织的 T₁ 弛豫。我们将获得 T₁ 加权图像。



关于 T_1 对比度的图像比较: 短 TR (500 ms);
TE 升高。 T_1 较长的脑脊液在 T_1 加权图像中显示为暗信号。最佳 TR
大致对应于要显示的组织类型的平均 T_1 常数。这意味着在 1.0 至 1.5
特斯拉磁场中, 该时间为 400 ms 至 600 ms。

当 TR 和 TE 都比较短时, 图像比较将显示良好的 T_1 对比度。
如果回波时间较长, T_1 对比度和可测量的信号都将降低。
很明显, 短重复时间和长回波时间的组合完全不适合。
普通软组织类型只是质子密度稍有不同。但是, 它们显示不同的 T_1 弛豫。因此, T_1 加权图像非常适合用于解剖显示。

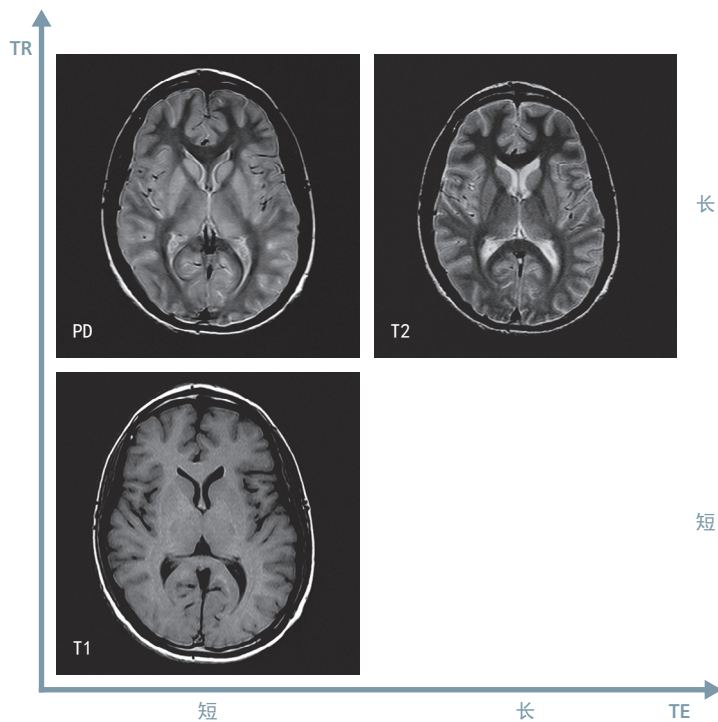


要点

图像比较显示了 TR 和 TE 的三种重要组合以及得到的对比度加权:

- T_1 对比度 (TR 短, TE 短)
- T_2 对比度 (TR 长, TE 长)
- 质子密度对比度 (TR 长, TE 短)

在自旋回波成像中, T_1 和 T_2 的效应相反:
 T_1 较长的组织在 T_1 加权图像中显示得更暗, T_2 较长的组织在 T_2 加权图像中显示得更亮。





对比度与反转恢复

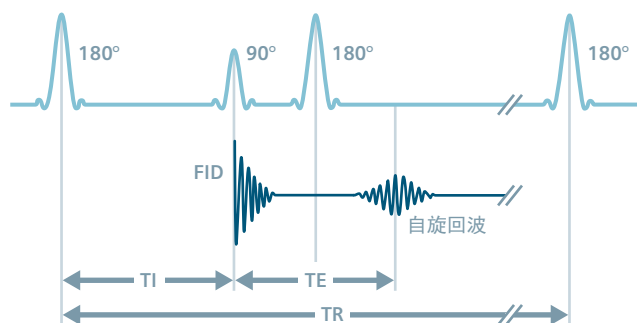
应用 180 度准备脉冲的自旋回波序列

反转时间决定对比度

反转恢复序列（IR）是主要根据 T_1 创建信号的方法。IR 序列应用 180 度—90 度—180 度的脉冲。纵向磁化首先被 180 度准备脉冲翻转到相反方向——即发生反转。横向磁化因此为零，我们不会接收到 MR 信号。

180 度脉冲与 90 度刺激脉冲的间隔称为反转时间 T_I 。在这段时间内，纵向磁化恢复。

90 度激发脉冲可将瞬时纵向磁化转换成横向磁化。

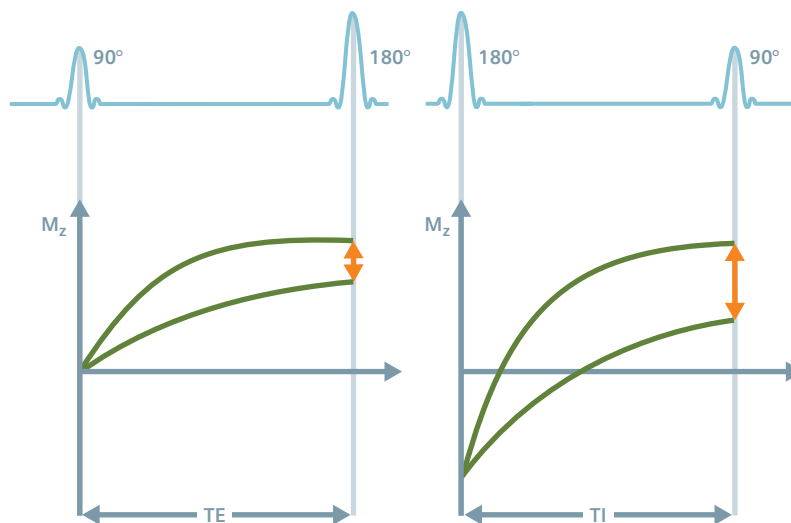


强 T_1 对比度

标准自旋回波序列可提供 T_1 对比度以及优异的 T_2 对比度，而反转恢复序列以其更强的 T_1 对比度而知名。

反转为负值后，随着纵向磁化弛豫，不同组织类型的磁化在不同时间达到零。磁化的反转可提高这些 TI 曲线的分散度，获得更好的 T_1 对比度。通过选择合适的反转时间 TI，可优化对比度。

我们可使用 IR 序列显示非常细微的 T_1 对比度，例如在新生儿脑部。缺点是检查时间较长。根据 TI，测量的断层数量少于使用 T_1 加权自旋回波技术。



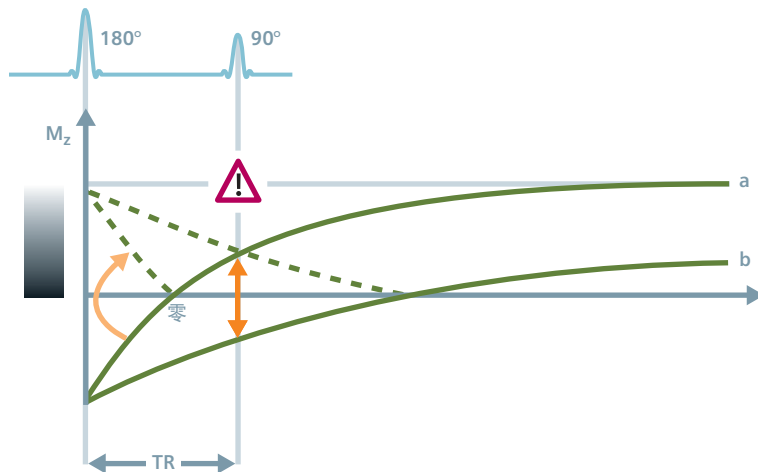
零点

使组织消失

灰色叠加灰色，零信号

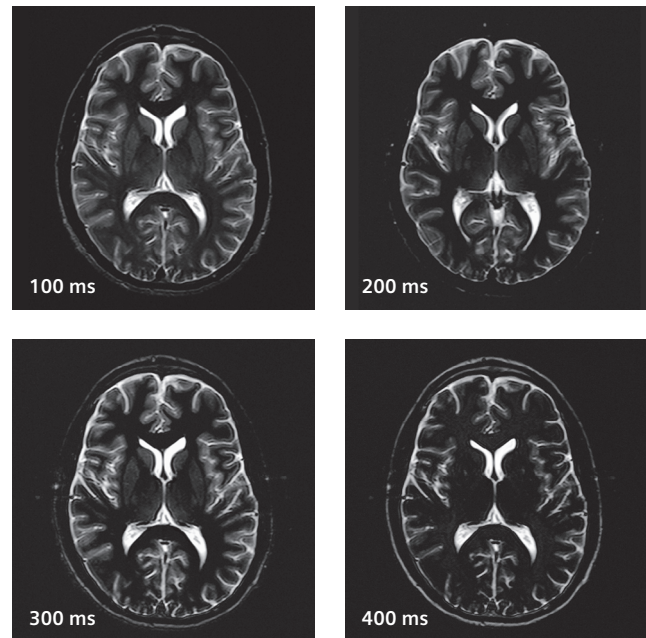
让我们来看特殊情况下的纵向弛豫曲线。基于所选的 TI，弛豫速度较快的组织（a）已经过零点，而弛豫速度较慢的组织（b）尚未到达零点。

仅仅利用信号的幅度获得图像对比度时，这很容易混淆。正值和负值纵向磁化未做区分。 T_1 常数差异很大的组织类型可能显示为相同的灰度值。



右图在比较中显示了反转时间 TI 对脑部图像的对比度的影响。
来自白质和灰质的信号可能消失。

关于对比度与反转恢复的图像比较: TI 不断升高。白质的信号随着反转时间 TI 的升高而降低, 并在 $TI = 300 \text{ ms}$ 时通过零点。
在 $TI = 400 \text{ ms}$ 时, 灰质的信号 (T_1 较长) 到达零点, 而白质的信号再次升高。



真实反转恢复

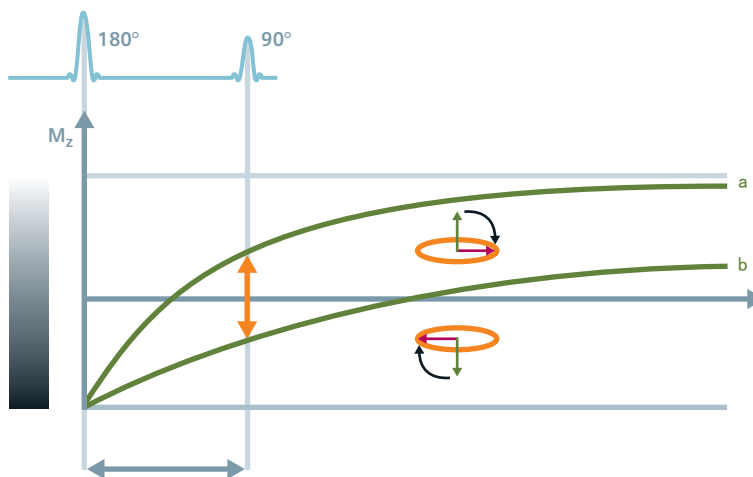
全程 T_1 对比度

考虑磁化的迹象

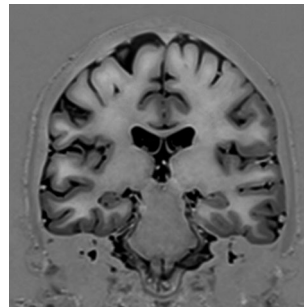
我们如何确保不同组织类型之间的对比度？
通过考虑纵向磁化的方向。

正值和负值纵向磁化被 90 度激发脉冲转换为存在 180 度相移的横向磁化。

如果我们同时考虑信号的幅度和相差，
则可赋予信号原始纵向磁化的正值或负值。
这样将可确保最大的 T_1 对比度。



这种相位敏感重建技术可产生真实纵向磁化，又称为真实反转恢复。其首选应用领域是儿科。



使用相位敏感重建时，通常为黑色的图像背景会显示为中灰色。

对比度与梯度回波

通过缩小翻转角度增强信号并缩短测量时间

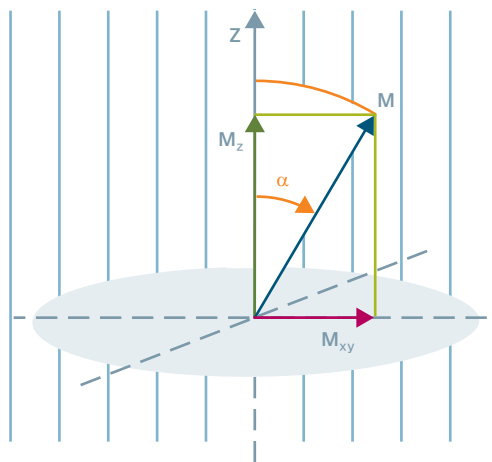
缩短重复时间而不丢失信号

在临床实践中，会应用不同类型的梯度回波序列。

梯度回波序列的一大优势是能够缩短重复时间 TR。“魔力”在于“低角度”技术：降低的翻转角度 α 小于 90 度。

在这种情况下，我们未完全获得可用磁化 M 在 xy 平面中的效应，而是仅将其部分转换成横向磁化 M_{xy} 。

另一方面，纵向磁化在此类 α 脉冲之后不为零，而是继续保持为降低的幅度 M_z 。



信号增强

例如，翻转角度为 20 度的射频脉冲已经产生足够高的横向磁化，达到其最大值的 34 %。在这种情况下，残留纵向磁化达到其最大值的 94 %。

在下一个脉冲中，又可获得高纵向磁化。如果重复时间极短（小于 T_1 ），在经过几个 20 度脉冲之后，磁化将达到“稳定状态”。对于同样的 TR，生成的 MR 信号与 90 度脉冲相比更大。这种信号增强允许使用极短的重复时间，并大幅缩短扫描时间。

通过梯度回波序列而非自旋回波技术产生的对比度非常复杂。

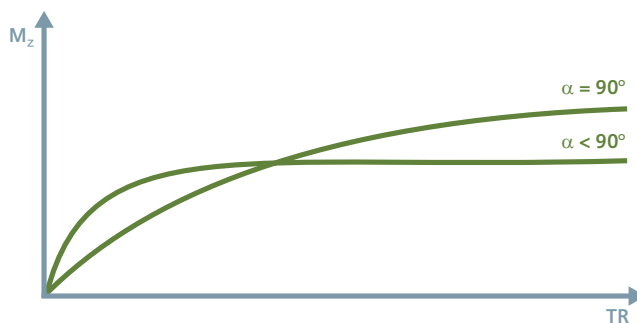
最佳翻转角度

在 T_1 与 TR 之间平衡翻转角度

恩斯特角和稳定状态

对于特定 T_1 的组织类型，最大信号产生于特定的翻转角下，该角度称为恩斯特角。这个最佳翻转角度是所选重复时间 TR 的函数。

我们知道，纵向磁化的恢复与其大小（指数增长）成比例。通过将其翻转 α 角度，残留纵向磁化低于此前水平（翻转 20 度时，为 94 % 的 94 %，等等）。但是，它也可以相应地提高恢复速度。在重复的 α 脉冲之后，相反的趋势之间达到平衡；纵向磁化在每个脉冲之后仍保持相同。这种平衡又称为稳定状态。



计算恩斯特角

让我们来计算最佳翻转角度，例如在脑部：

当 $T_1 = 800 \text{ ms}$ 且 TR 为 2500 时，87 度的角度产生的结果与 90 度差别不大。但是当 TR 为 100 时，最佳翻转角度仅为 28 度。

对于质子密度加权图像，理想的角​​度小于恩斯特角。



瑞士 MR 研究者理查德·R·恩斯特（1992 年诺贝尔奖）：“我不确定除磁共振之外的任何其他科学领域是否能为创新理念提供如此多的自由和机会，以便发明和探索能够广泛应用于各种学科的新实验方案。”

“在 xy 平面中很容易找到产生最大磁化的最佳角度。平均最佳翻转角度通过 $\cos \alpha = \exp(-TR/T_1)$ 公式指定”

理查德·R·恩斯特

FLASH

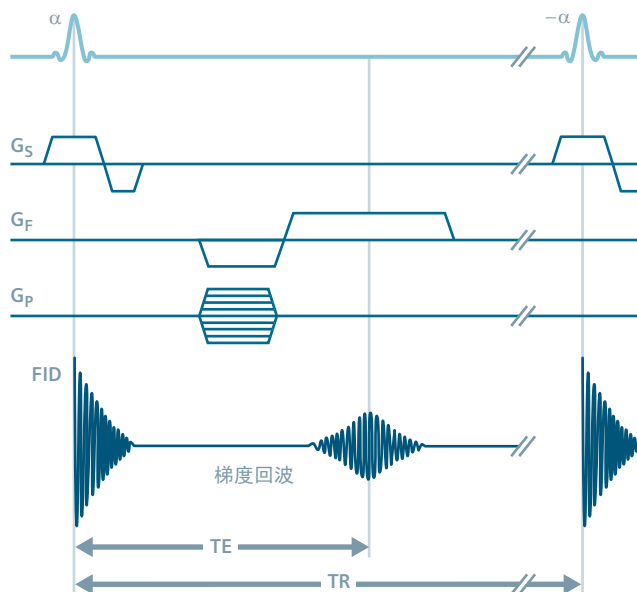
有意地扰乱横向磁化

利用纵向磁化的稳定状态

FLASH 梯度回波序列（Fast Low Angle Shot，快速小角度激发）利用纵向磁化平衡。

当重复时间 TR 极短时，在每个激发 α 脉冲之前将会有残余横向磁化。这种残留磁化将会作用于下一个采集的信号，在 FLASH 序列中通常利用强“损毁”梯度脉冲将其消除。

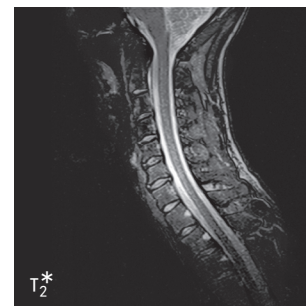
RF 扰相也可通过应用后续 α 脉冲的随机相位来实现。



对比度与 FLASH

FLASH 允许使用极短的 TR 获得极强的 T_1 对比度。

- T_1 对比度:
TR 短 (40–150 ms)
TE 短 (5–10 ms)
 α 中到大 (40 度–80 度)
- T_2^* 对比度:
TR 长 (500 ms)
TE 相对较长 (18–40 ms)
 α 小 (5 度–20 度)
- 质子密度对比度:
TR 长 (500 ms)
TE 短
 α 小 (5 度–20 度)



显示 FLASH 对比度的图像比较

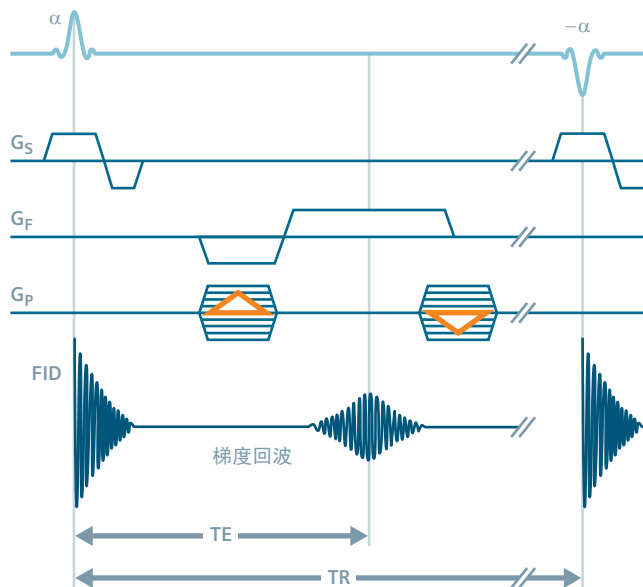
FISP

利用均匀性横向磁化

重新聚焦梯度回波

使用 FISP 序列（稳态进动快速成像），残留的横向磁化在下一个 α 脉冲前不会被消除，而是与纵向磁化共同产生信号。

为了获得均匀的横向磁化，在回波后通过应用极性相反的梯度来补偿相位编码方向（ G_P ）的散相梯度。磁化在每个重复时间 TR 后利用负 α 脉冲翻转到相反方向。后续 α 脉冲的极性交替变化。



对比度与 FISP

纵向磁化强度取决于 T_1 ，横向磁化幅度取决于 T_2^* 。
对比度是 T_1 与 T_2^* 之比的函数，通常不依赖于 TR。

- T_1/T_2^* 对比度:
TR 短
TE 短
 α 中

重复时间 TR 应尽可能短。长 TR 可使 FISP 的行为类似 FLASH。



3D FISP 的对比度





图像质量策略

图像质量在 MR 成像中最为重要。秘密在于根据所需的扫描时间优化图像质量。



对比度、信号和噪声

图像质量最重要的标准：强信号、低噪声、良好的对比度以及足够的分辨率。

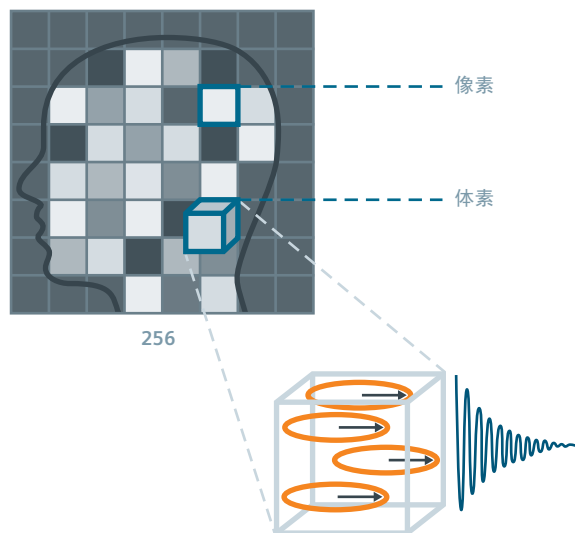
我们首先讨论强信号

MR 图像由许多图像像素构成。每个像素都有特定的灰度值。图像中的像素代表测量的断层中的单个容积元素（体素）。

在测量期间，断层中的每个体素都会对总体 MR 信号做出贡献。

最重要的是，每个体素的信号强度取决于信号生成质子的数量，即局部质子密度。

有助于磁化的质子数量越多，信号越强。



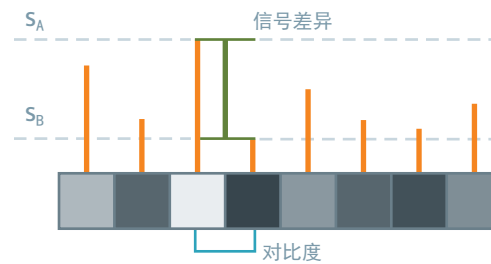
对比度的产生方式

图像中的高信号像素代表更强的信号，而较弱的信号产生低信号像素。简单起见，我们的示例显示单行八个像素。

图像对比度是指两种类型 A 和 B 的相邻组织间信号强度的相对差异。换言之，对比度等于信号的差异：

$$\text{对比度} = \text{信号差异} = S_A - S_B$$

对比分辨率是区分相邻结构的灰度颜色差异的能力。每种类型的组织都会发出独特的信号强度。这样可在图像中区分解剖结构，并在最终分析中区分病理组织与健康组织。



图像比较：低 T_1 对比度（左），高 T_1 对比度（右）

信号与噪声

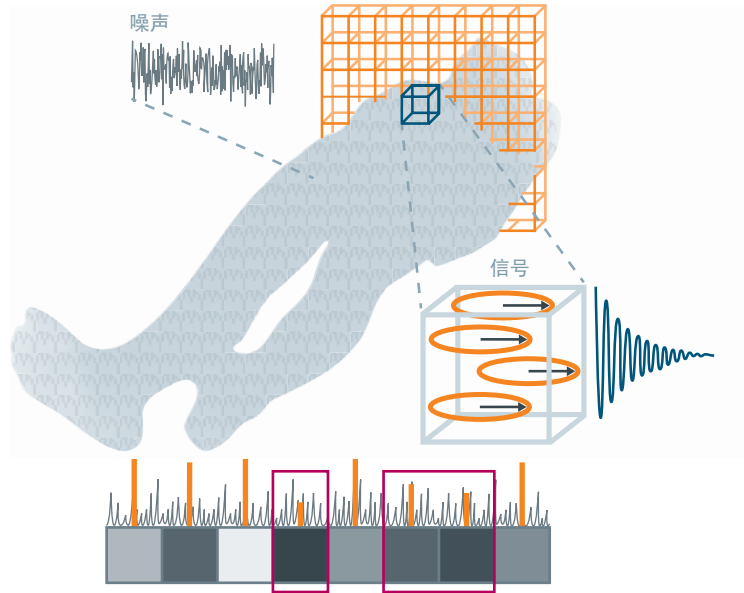
噪声无法避免，但对图像质量有严重的负面影响

如果出现噪声

图像中的噪声显示为粒状的随机分布图案，与电视屏幕上的雪花相似。它代表的是不提供任何图像信息的信号强度的统计波动。这种效应的来源基本上有两种。

噪声通过分子的布朗运动在人体所有部位产生。除此之外，接收器技术会产生电子噪声。

当从断层获得的信号太弱时我们可能会面对信号被噪声永久“冲掉”的问题。

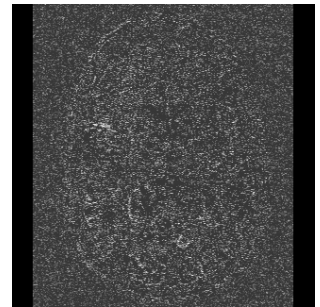
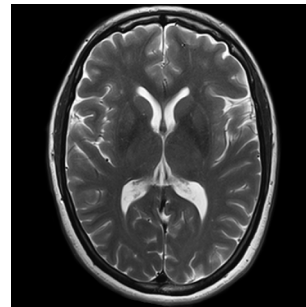


信噪比

MR 图像质量的一个重要标准是所需信号强度与统计噪声之间的关系，即信噪比（SNR）：

$$SNR = \frac{Signal}{Noise}$$

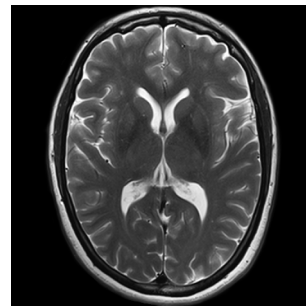
较高的 SNR 意味着图像颗粒度较低。



图像比较:

左侧的两幅图像使用相同的方法采集，然后相互减影（= 逐个像素的灰度值差异）。

留下的只有背景噪声（右侧）。





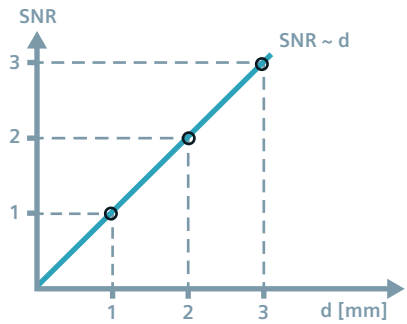
放大信号

较强的信号是获得良好图像质量的第一步

增强断层厚度

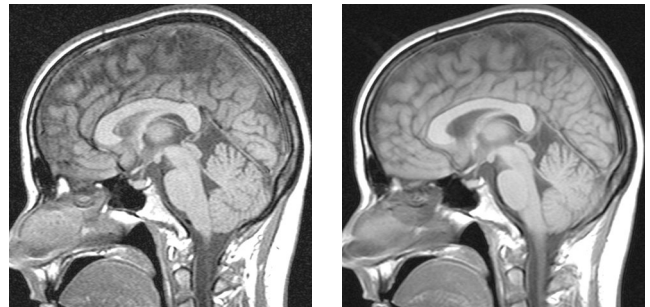
让我们假定通过扫描更厚的断层来放大体素。
结果，信号强度升高，因为有更多的质子产生信号强度。
最大优势在于：噪声部分仍保持同样的水平，因为它并非来自断层，而是来自病人整个身体（更准确地说，是来自接收线圈的敏感容积）。另外：断层越厚，信号越强。SNR 越高。

SNR 与体素大小成正比。



缺点：增加断层厚度会降低断层方向的空间分辨率。这样会导致部分容积效应，产生图像失真的结果（例如，骨骼伸进软组织）。

请注意：如果通过倍增矩阵大小来提高平面内分辨率，体素大小将以四倍的系数缩小。因此，SNR 的降低系数也为四。



图像比较：右图显示的断层厚度为左图中断层的三倍。因此，SNR 也为其三倍。



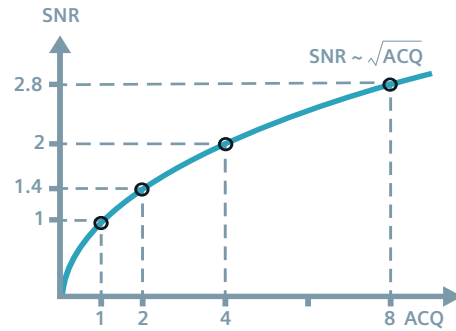
增加采集次数

我们并非必须选择过大的断层厚度。SNR 也可通过其他方法提高：多次测量单个层面（多次采集）并把测量结果相加得到单幅图像。

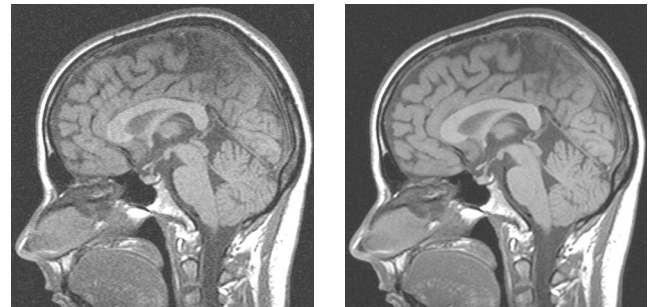
但是，SNR 的增加不是线性的，而是比线性增加小。

SNR 与采集次数的开方根成比例。

例如：如果对单个断层进行四次采集并取平均值，则总 SNR 是之前的两倍。



缺点：测量时间随着采集次数的增加而增加。



图像比较：左图为 1 次测量，右图为 4 次测量。结果：右图中的 SNR 是左图的两倍。



有效对比度

与我们在图像中看到的内容有关的质量标准

结合对比度和噪声

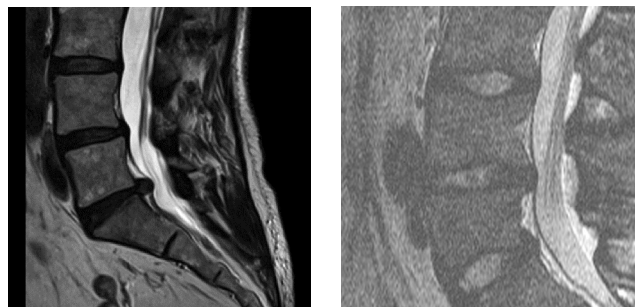
我们在图像中实际看到并评估的对比度不仅仅是信号强度的差异：有效对比度还与噪声水平有关。

仅提高信噪比（SNR）无法确保轻松地区分图像中的两种结构。

MR 图像中的对比噪声比（CNR）是两种组织类型 A 和 B 之间的信噪比差异。

$$CNR = SNR_A - SNR_B$$

由于 CNR 等于有效对比度，因此它是一个优于 SNR 的质量标准。



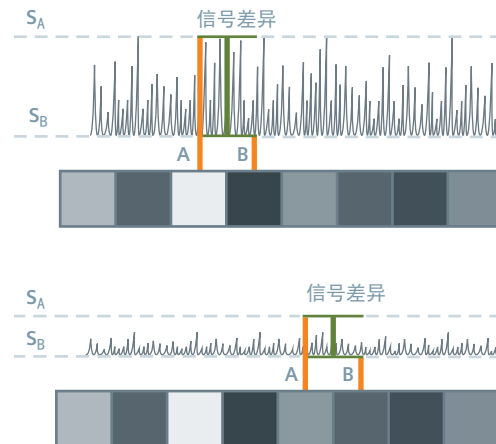
图像比较：CNR 良好，CNR 较差

当对比度的噪声太高时

让我们假定两种组织类型 A 和 B 的信号之间存在显著差异。在这种情况下，我们可获得良好的对比度。但是，如果我们获得的这种信号差异与高噪声有关，对比度将会被噪声削弱。

我们的示例：虽然第一种情况中的信号差异比第二种情况中高，CNR 以及由此获得的有效对比度却较低。

为了获得良好的图像质量，无论噪声水平如何，两种组织类型之间都必须有显著的信号差异。





要点

SNR 和 CNR 是 MR 图像质量的重要标准。它们与信号和对比噪声比有关。

信号强度部分地由相应体素中的质子密度决定。磁化的质子数量越多，信号越强。

对比度是指两种相关组织类型的信号强度差异。

信噪比（SNR）描述信号强度与噪声之间的关系。SNR 可通过增加断层厚度以及采集次数提高。

两种组织类型之间的信噪比差异就是对比噪声比（CNR）。它是一个优于 SNR 的质量标准。



关于图像大小和分辨率

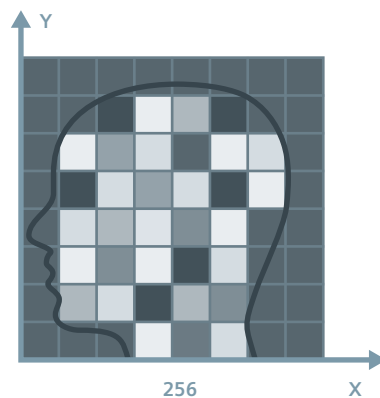
控制在图像中采集的结构的空间分辨率

矩阵决定分辨率

矩阵大小决定分辨率和测量时间。如果将行数（相位分辨率）减半，因为消耗时间的相位编码步骤数量减少 50%，测量时间也将减半。如果使用加倍的相位分辨率，测量时间相应地增加 50%。

测量时间 = 相位分辨率 × TR（重复时间）× 采集次数

示例：对于相位分辨率为 256 个采样点、TR 为 500 ms 的单次采集，测量将在 128 秒内完成。

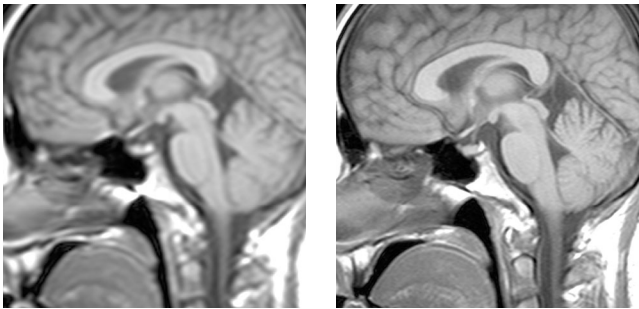


矩阵大小和信噪比

矩阵大小也可以影响信噪比。由于体素较大，可产生信号的质子数量越多。

如果测量矩阵放大而不更改其他参数，分辨率将相应地升高。体素变得更小，因此 SNR 也将降低。SNR 与体素大小成比例。这意味着当断层厚度不变时，SNR 与像素大小成比例。

矩阵	相对 SNR
128	4.0
256	1.0
512	0.25



图像比较: 矩阵 128 (左) 的分辨率较低, SNR 较好; 矩阵 256 (右) 的分辨率较高, SNR 降低



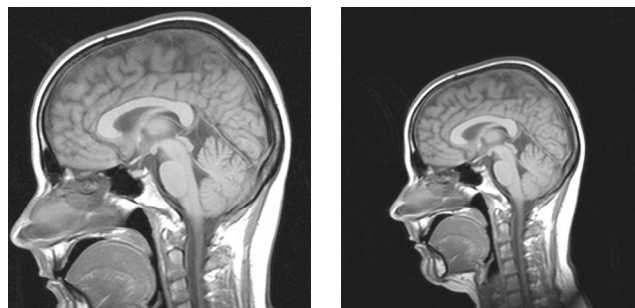
视野

优化平面内分辨率和测量时间

什么是视野？

视野（field of view）缩写为 FOV，是指待测量的方形或矩形图像区域（单位为 mm）。简言之，FOV 决定您在 MR 图像中可以看到什么。

为了节约时间并获得最大分辨率，需要根据检查的区域对 FOV 进行优化调整。



图像比较: FOV = 230 mm (左),
FOV = 330 mm (右) 不必要地放大

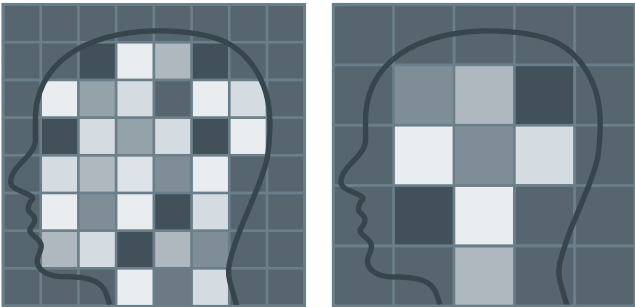
像素大小和平面内分辨率

矩阵大小固定时，视野越小，平面内分辨率越高。
每个平面单位内的像素数量升高，而像素本身的大小变小。
相反，对于指定矩阵大小和更大的 FOV，像素显著放大。
分辨率相应降低。

$$pixel\ size = \frac{FOV}{Matrix\ size}$$

较小的像素意味着平面分辨率提高。

FOV （mm）	矩阵大小
256	256×256
256	128×128
128	128×128



FOV 256 mm
矩阵 256x256

FOV 350 mm
矩阵 256x256

右侧图像放大以显示相同尺寸的头。像素更大，分辨率降低。



要点

矩阵大小、视野（FOV）和断层厚度可影响分辨率以及测量时间和信噪比。

更改这些参数会带来多种影响。最佳分辨率是一种折衷 — 主要是在图像质量与测量时间之间。

参数影响摘要:

	测量时间	分辨率	SNR
矩阵 ↑	↑	↑	↓
FOV ↑	—	↓	↑
断层厚度 ↑	—	↓	↑



加速测量

缩小测量矩阵和视野以更快地进行测量

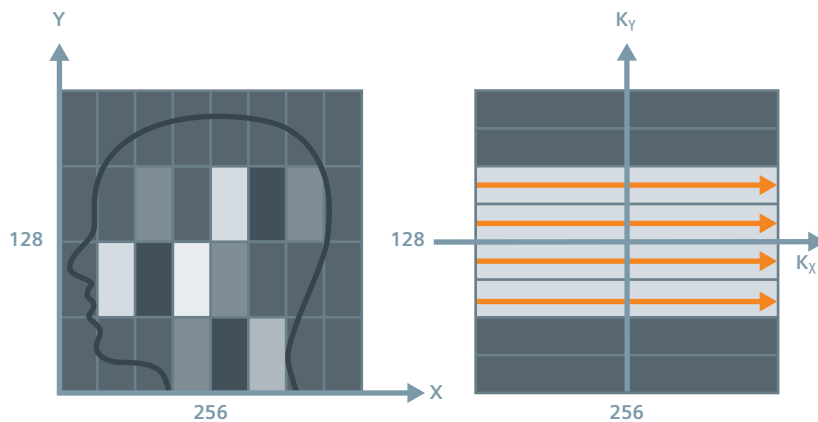
降低相位分辨率

要加快测量速度，您可以选择缩小的测量矩阵以及更低的相位分辨率，例如不选择 256×256 ，而选择 128×256 。像素现在为矩形。

为什么测量速度更快？

测量矩阵的相位分辨率对应于相位编码步骤的数量（NP）。这意味着它与测量时间成正比（ $NP \times TR$ ）。

减半的相位分辨率（例如，128）对应于相位编码步骤数量的一半。测时时间减半。

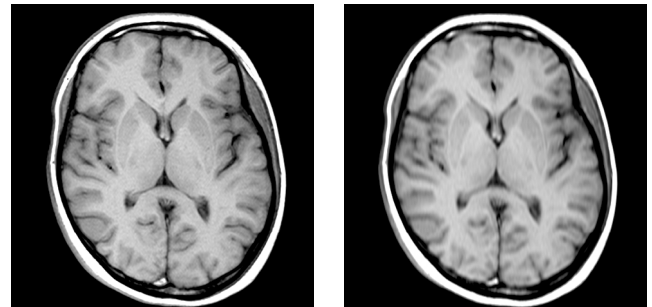


填充原始数据矩阵

由于缩小的测量矩阵为矩形，因此仅采集中央原始数据行的信号。方形 k 空间缺少的外部行使用零填充。

为什么会是这样？您可能记得，细微结构显示在 k 空间的外部区域。中央行提供重要的对比度。从原始数据重建图像时，图像像素沿相位编码方向进行插值。

图像分辨率随着相位分辨率而降低（例如，相位分辨率降低 50%，此方向的图像分辨率也降低 50%）。由于体素更大，因此 SNR 提高。



图像比较：
相位分辨率 100%（左）和 50%（右）

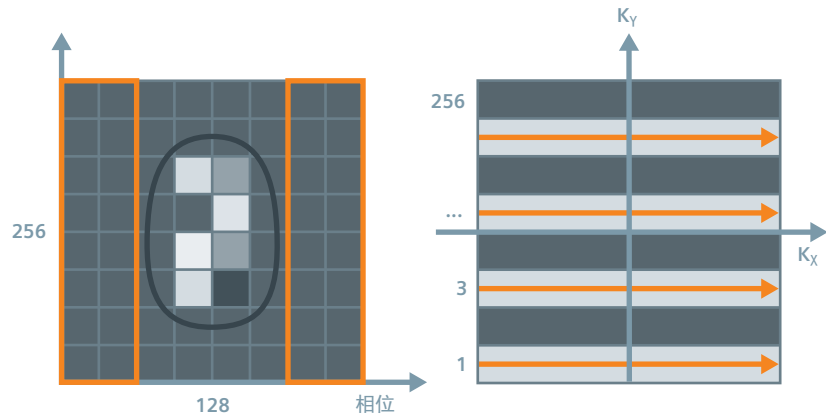
剪切视野

在相位编码方向剪切 FOV 可加快图像采集速度

矩形视野

如果要测量的对象并未填充方形图像，我们可以选择一个矩形视野。
如果我们将相位编码方向的 FOV 剪切一半，则只需要执行一半的相位编码步骤。仅隔行填充原始数据，其他行仅包含零。

测量时间与相位编码步骤的数量成正比。因此，当 FOV 减半时，测量时间缩短 50%。

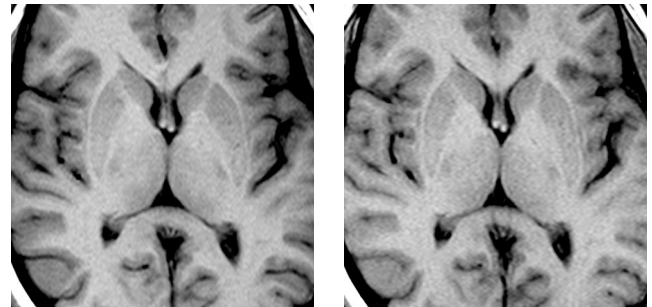


在相同的分辨率下测量速度更快

在 FOV 减半和相位编码步骤数量减半时，体素大小保持不变，因此分辨率也保持不变。

SNR 降低。

因此，可以选择矩形 FOV 来加速图像采集。



图像比较:

FOV 相位 100% (左) 和 50% (右)



仅测量部分原始数据

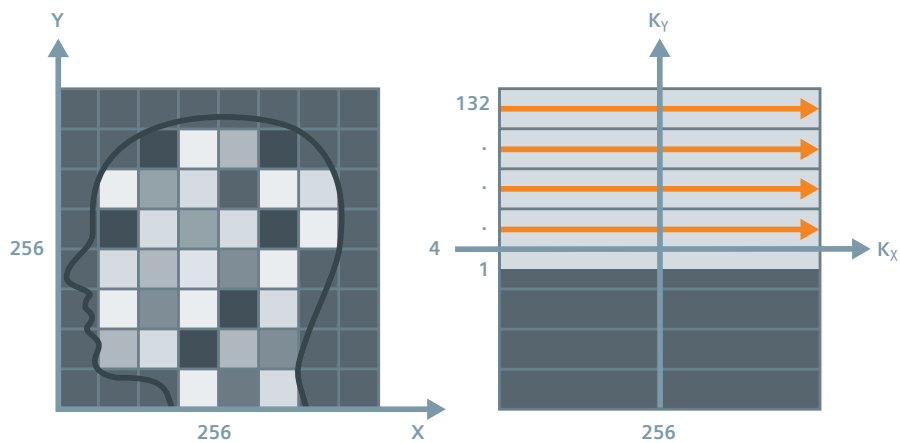
利用 k 空间的对称性

半傅里叶

使用半傅里叶技术，只有一半原始数据矩阵（ k 空间）填充相位编码方向的数据。缺少的数据被对称地重建。

无法避免的微小磁场不均匀性导致相位失真。因此，需要采集略多于一半的相位编码步骤以进行相位校正。

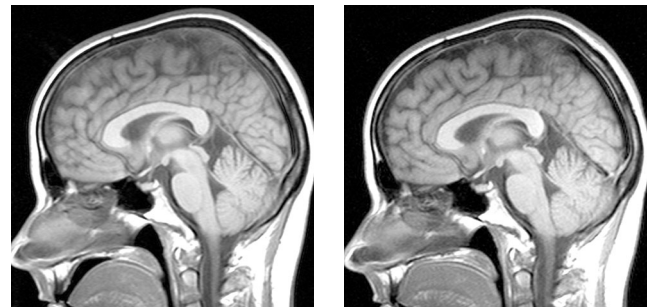
于是，测时时间几乎减半。



部分原始数据

部分傅里叶技术的工作方式与半傅里叶技术相同：
在相位编码方向仅填充部分 k 空间（ $5/8$ 、 $6/8$ 或 $7/8$ ）。

图像质量如何？由于体素大小不变，因此分辨率不会降低。
SNR 降低。大部分情况下，采用和不采用半傅里叶或部分
傅里叶技术的图像之间的差异仅可勉强分辨。



图像比较：普通（左）和半傅里叶（右）



总结摘要

通过降低相位分辨率或同时降低相位分辨率和视野，测量时间缩短。提供的示例演示了对 SNR 和分辨率的影响：

	SNR	分辨率
100% 视野 50% 相位分辨率	升高	降低
50% 视野 50% 相位分辨率	降低	不变
半傅里叶	降低	不变





增加诊断价值

自 MRI 问世以来，进步从未停止。我们来介绍一些有助于增加 MRI 诊断价值的或大或小、或“旧”或新的技术和创新。



打包回波和断层

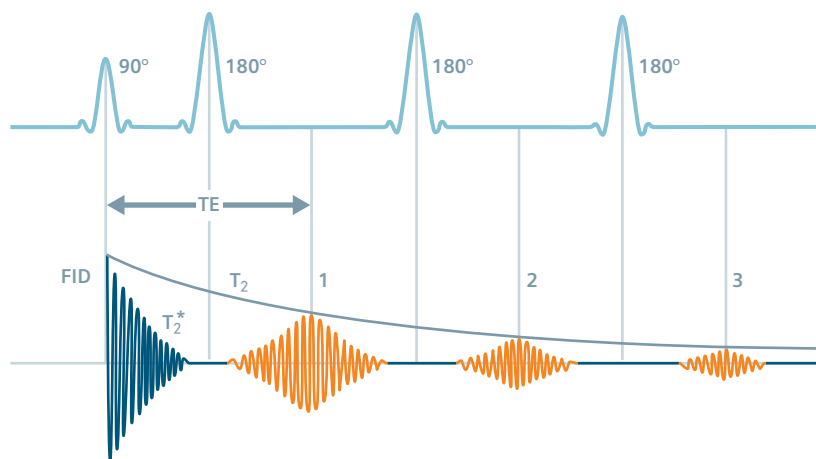
实现多回波

T_2 加权度不同的多个回波

连续的回波

我们前面讨论过用于 MRI 图像采集的基本脉冲序列。事实上，在重复时间 TR 内，不是必须只产生一个回波。在多回波序列中，若干个 180° 脉冲连续出现，因此生成若干个 T_2 加权度不同的自旋回波。

多回波序列的信号高度被横向弛豫减弱：回波时间越长，回波越小。与回波时间相关的信号衰减符合组织的 T_2 弛豫时间规律。我们可以重复此过程，直到横向磁化不可逆地衰减。



创建纯粹 T_2 图像

与回波时间相关的多回波序列信号减弱可用于计算纯粹 T_2 图像，即所谓的 T_2 图。



多断层成像

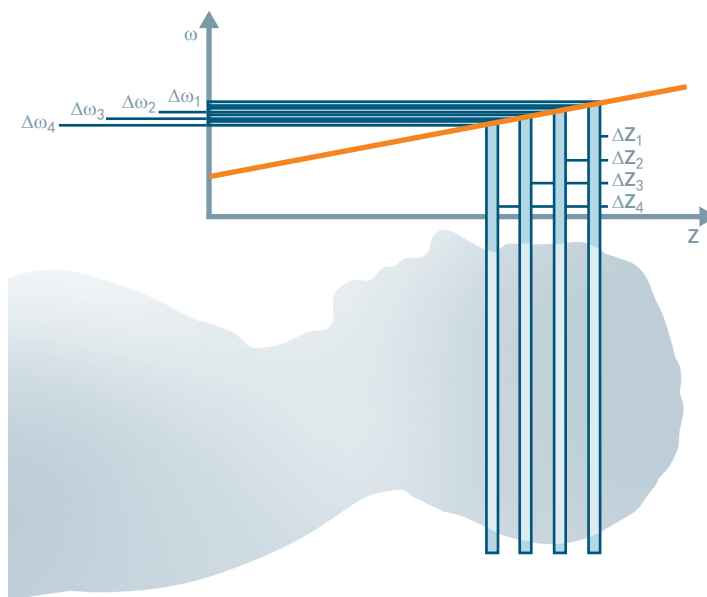
MRI 中的标准

一次测量多个断层

为了覆盖身体部位，我们可测量一系列 2D 断层图像或者 3D 立方体（请参阅下一部分）。

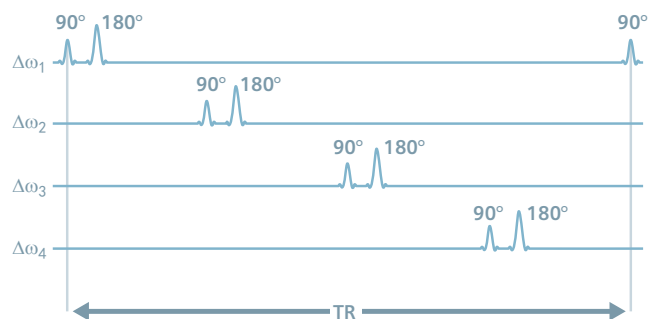
脉冲序列的线性断层选择梯度让我们能够区分被连续的快速射频脉冲激发的不同断层。

由于回波时间 TE 始终比重复时间 TR 短得多，因此我们可利用多断层序列激发额外的断层（例如， z_1 至 z_4 ）。



多回波序列使用一系列 90 度和 180 度脉冲，这些脉冲的共振频率不断变化以适应定义的断层位置。这种方法可在测量过程中为我们提供检查特定区域或部位需要的所有断层。

这些断层的方位不必是正轴位。通过正确地切换梯度场，我们可扫描任何方位的断层，甚至跨断层扫描。





成像容积: 3D

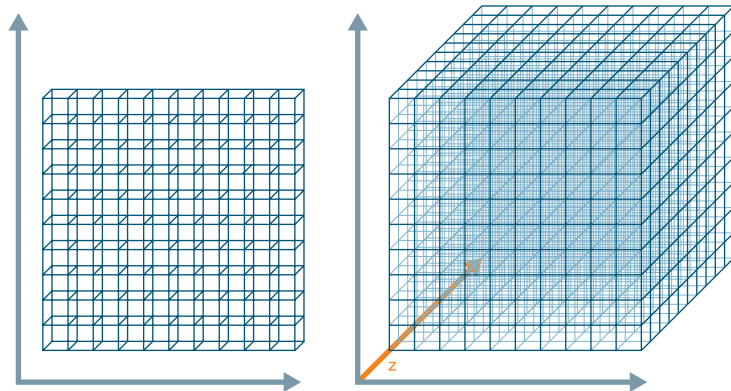
从感兴趣区创建空间视图

创建 3D 数据

通过重复时间 TR 较短的快速 3D 脉冲序列可以采集三维数据。激发完整的测量容积（3D 断层厚片），而不仅是单个断层。

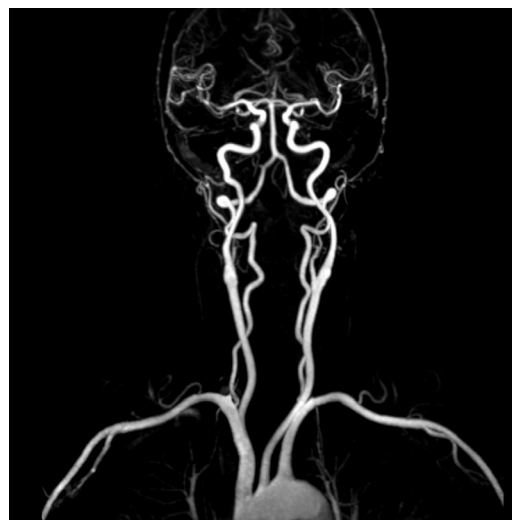
在空间中可以准确地定位不同的相位位置。这是相位编码的基本原理。为了生成 3D 数据，我们打开断层选择方向（在示例中为“z”方向）上的相位编码梯度。

通过垂直于图像平面和相邻图像的额外的相位编码，我们可获得关于定义断层厚片的信息。此容积的平面称为分区。



创建空间视图

借助标准后处理软件，可使用生成的 3D 数据集创建空间图（示例：血管图像）。



从 3D 数据重建的空间图像，最大密度投影 (MIP)



要点

多回波序列通过连续应用多个脉冲生成多个回波，只要 T_2 弛豫持续就可以实现。

多断层成像（2D）：多断层序列可生成感兴趣区的一系列断层。

容积成像（3D）：通过快速 3D 脉冲序列能够采集 3D 数据集，利用这些数据集可以创建空间视图。

形成回波链：
快速自旋回波

回波平面
成像 (EPI)

并行
采集

更强
磁场

混合
成像

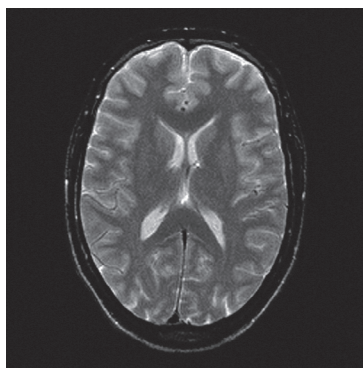


形成回波链：快速自旋回波

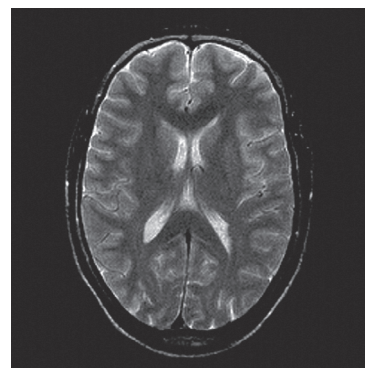
更短的测量时间，更高的组织对比度

快速自旋回波的出现

使用传统自旋回波技术时，每个断层可能需要几分钟。快速自旋回波序列（TurboSE、TSE）可显著缩短采集时间，并已在很大程度上取代自旋回波技术。使用 TurboSE 成像如今已成为 MRI 的惯例。



图像比较: T_2 自旋回波



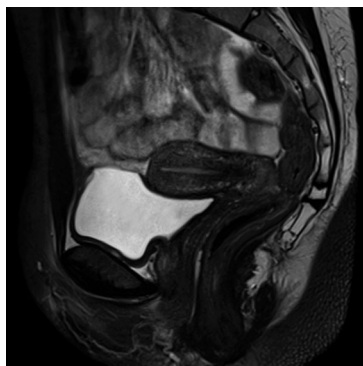
T_2 快速自旋回波

快速自旋回波基于德国临床 MRI 研究者尤根·汉宁于 1986 年发明的 RARE 成像：“世界上（特别是 MR 的世界）充满了‘不可能’，但最终这些都变成了现实。”

强 T_2 对比度

在大多数情况下，TurboSE 序列用于 T_2 加权成像。TurboSE 与自旋回波技术最显著的差异是强 T_2 加权图像中的亮脂肪信号。也可使用 T_1 加权 TurboSE 技术，该技术经常用于脊柱成像。

TurboSE 序列可产生极佳的白质与灰质对比度。难以想像没有 TurboSE 序列带来的高分辨率神经放射学成像会是什么样子。

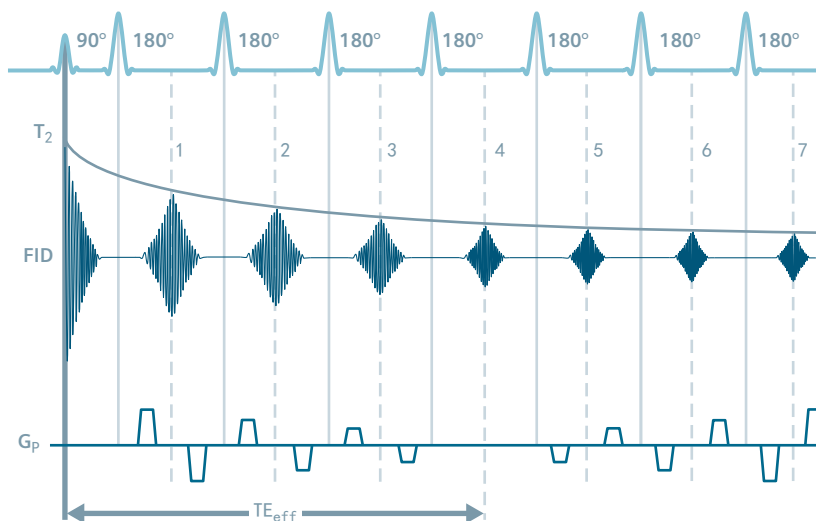




turbo 因子决定速度

TurboSE 是一种快速多回波序列：在自旋回波序列仅能采集单个回波的时间内，TurboSE 序列可采集整个回波序列，又称回波链。回波链中的每个回波获得不同的相位编码 (G_P)，并填充一行原始数据矩阵。回波链的长度决定所节省时间的最大值或 **turbo** 因子。示例：当 turbo 因子为 7 时，TurboSE 序列的测量速度是参数相当的自旋回波序列的 7 倍。

当相位编码梯度为零时，中央回波决定图像对比度。90 度脉冲与中央回波之间的时间间隔即为有效回波时间 TE_{eff} 。

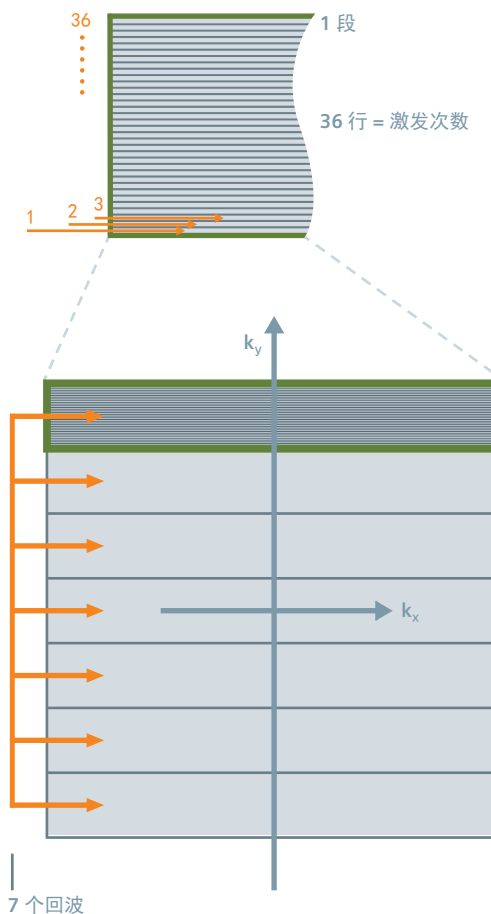


分段原始数据填充

TurboSE 的工作原理是“分段 k 空间”技术：在重复时间 TR 内采集整个系列的原始数据行，而使用传统技术时，仅采集一个原始数据行。

例如，原始数据矩阵（k 空间）分成 7 段（=turbo 因子），各包含 36 行。总行数是一个整数乘以回波链长度（ $7 \times 36 = 252$ ）。

这意味着在每个回波链内，每段填充一个数据行，形成填充行“梳齿”。在我们的示例中，这种“梳齿填充”必须重复 36 次。





TurboSE 技术的进一步发展涉及与反转脉冲（Turbo 反转恢复，TIR）、半傅里叶成像（半傅里叶采集单次激发快速自旋回波，HASTE）相结合或增加梯度回波（快速梯度自旋回波，TurboGRE）。最快的快速自旋回波技术使用由 256 个或更多回波组成的完整回波链（单次激发 TurboSE 或 RARE，弛豫增强快速采集）。

优化 TurboSE 的参数

固定 TR 的回波链越长，测量时间越短。结果，可采集到的断层越少。同时， T_2 衰减更强，这样可降低相位编码方向的分辨率，特别是当检查的组织 T_2 较短时。

为了确保检测到较小的出血（例如，在脑部），使用更长的 TR 和更高的分辨率以提高对比度。Turbo 因子可以降低，例如从 15 降到 5，但是总体上仍会显著升高速度。

要点

TurboSE 序列通过为每次激发生成一系列自旋回波（称为回波链）加快图像采集速度。

原始数据矩阵（k 空间）进行分段。例如，使用由 15 个回波构成的回波序列，则仅需要 17 个激发脉冲。从而显著地缩短采集时间。

TurboSE 序列的对比度主要是 T_2 加权。



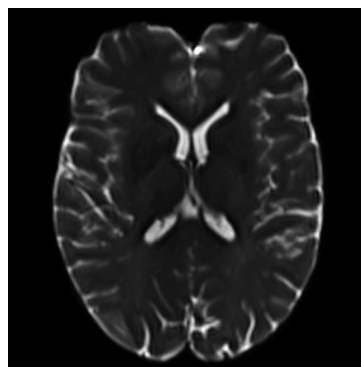
回波平面成像（EPI）

在单次“激发”中采集完整图像

从线扫描到面扫描

在目前讨论过的大部分传统采集技术中，例如自旋回波和梯度回波技术，使用产生的回波逐行填充原始数据矩阵（k 空间）。

回波平面成像（EPI）是一种“单次激发”方法。这意味着 EPI 序列使用单个激发脉冲来采集完整图像，即通过产生由足够数量的梯度回波构成的回波链采集整个 2D 平面以填充原始数据矩阵。



EPI 图像

速度提高一个数量级

EPI 是最快的 MR 图像采集技术之一。每个断层的采集时间就是重复时间，即一个 TR 期，只有零点几秒。EPI 序列不仅对相位编码步骤重复，还对选择的断层重复。

EPI 是弥散和颅骨灌注以及功能性神经成像（BOLD 成像）的所选择的方式。



回波平面成像于 1977 年由彼得·曼斯菲尔爵士（2003 年诺贝尔奖得主）提出。

使用 EPI，“图像的形成速度可以提高大约一个数量级，超过单行扫描成像法的速度。”

彼得·曼斯菲尔爵士



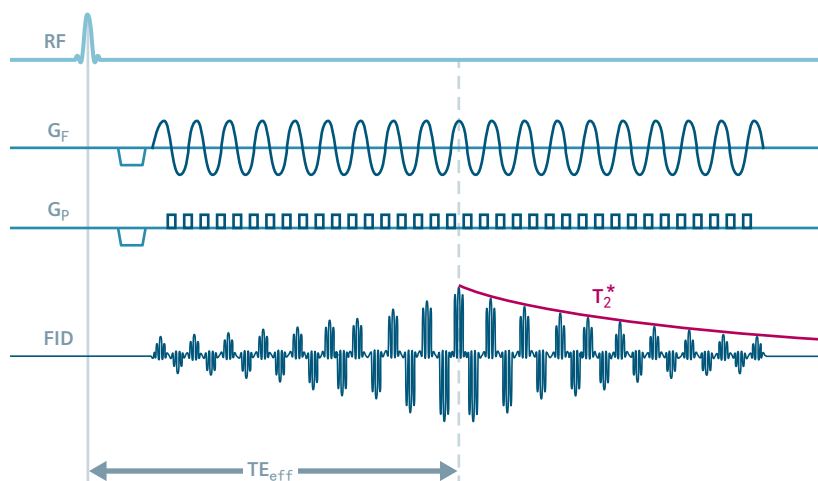
EPI 的工作原理

读出梯度进行双极切换。在 FID 内，它产生由代数符号交替变化的升序或降序梯度回波构成的完整回波链。梯度回波的数量就是 EPI 因子。

FID 的快速 T_2^* 衰减使得仅有大约 100 ms 可以产生回波。出于这个原因，读出限制在 64 至 256 个回波之间。

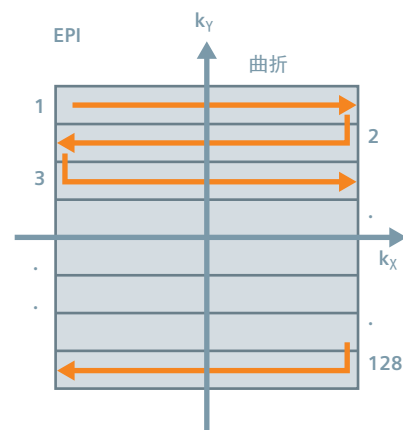
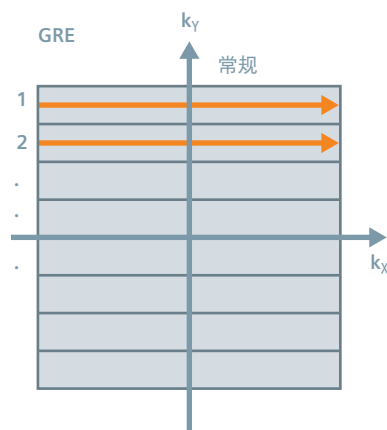
因此，EPI 矩阵大小在 64×64 和 256×256 之间，相应地 EPI 因子在 64 和 256 之间。

有效回波时间 TE_{eff} 是直至采集信号最强的时刻。



为了移到下一个原始数据行，相位编码梯度在单个梯度回波之间快速切换（箭头）。原始数据矩阵按“曲折”图形采样，即曲折地填充。

这就是 EPI 序列只需 50 至 100 ms 即可采集诊断图像的原因。这些图像完全没有运动伪影，使 EPI 特别适合检查动态流程或生成对分子水平的运动十分敏感的弥散加权图像。





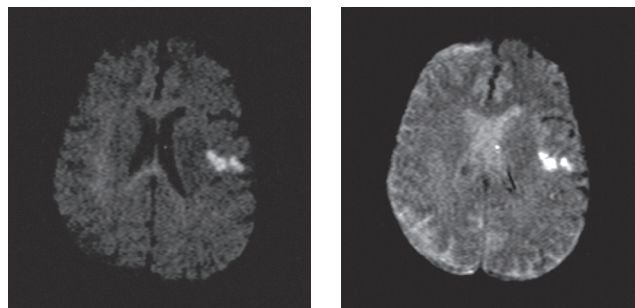
结合 EPI 以获得不同的对比度

EPI 实质上是一个读出模块，脉冲序列的一种“附加部分”。EPI 方法可与任选的准备脉冲（自旋回波、反转恢复等）相结合。这允许我们使用 EPI 序列获得不同的对比度。由于回波随着 T_2^* 衰减，因此图像包含随基本对比度变化的 T_2^* 加权分量。作为单次激发程序，EPI 不显示任何 T_1 对比度。

EPI-FID 序列可产生良好的 T_2^* 对比度，并随回波时间增长而增强。

EPI 自旋回波序列可与 TR 无穷大的传统自旋回波序列进行比较。长 T_2 可以生成锐利的图像。对于 T_2 较短的组织，图像可能不那么清晰。

EPI 弥散序列额外增加了弥散梯度。它对分子运动很敏感，可显示水在组织中的弥散。EPI 采集具有冻结运动的优势，不会像传统序列一样因受运动伪影影响而使弥散对比度变得模糊。



图像比较：强弥散对比度（左）、弱弥散对比度（右）

要点

回波平面成像是最快的采集技术之一。
它使用单激发脉冲可在零点几秒内采集完整图像：整个平面是一次“激发”。
完整回波链通过“转折的”梯度脉冲产生。EPI 因子（例如，128）决定速度的升高。
EPI 方法可与准备脉冲相结合，以获得不同的对比度（EPI SE、EPI 弥散等）。

平面回波成像的进一步发展是分段 EPI，这是一种多次激发技术。
原始数据矩阵逐段采样。

RESOLVE 是一种在读出方向上进行分段的特殊序列。



并行采集

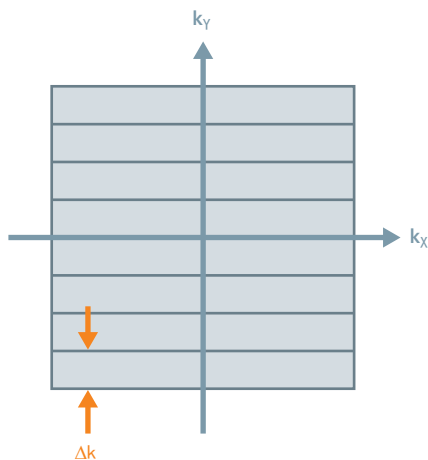
使用多个线圈实现并行数据采集

常规相位编码的限制

通常，测量时间与相位编码步骤数成正比。标准快速脉冲序列可按顺序采集数据：它们逐行填充（很像传真机）原始数据矩阵（ k 空间）。每个单行都需要单独应用梯度脉冲。梯度的最大切换率是一个限制条件。

示例：为了避免运动伪影，常规心脏检查的每次成像时，病人必须屏气大约 20 秒钟。事实上，这对于患有严重心脏病的病人可能相当困难。迄今采用的 MR 技术已经达到极限。即使是快速 EPI 技术，也并非适合所有应用。

MR 成像可利用并行采集技术（parallel acquisition technique, PAT）结合线圈阵列并采用专用的后处理算法进一步加速。

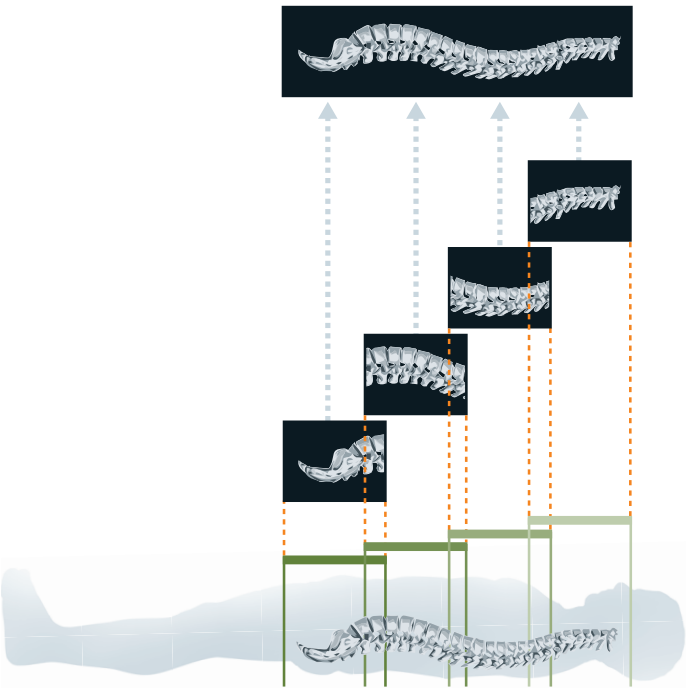


阵列产生 PAT 因子

射频线圈是 MR 信号的接收器。假定我们使用的不是单个线圈，而是数量基于相位编码分辨率并且空间排列按照相位编码方向的线圈（与现代数码相机中所用的方法有些相似）。在这种情况下，我们不必重复脉冲序列，还可以省略相位编码。这将可显著地减少采集时间。

目前的现代临床方法涉及同时使用多个接收线圈（4 至最多 64 个）的并行采集技术。这种多线圈单元的配置称为阵列线圈。阵列线圈以前用于顺序成像。

在并行采集技术中，阵列的线圈单元用于减少相位编码的步骤数，最终减少测量时间。加速因子称为 PAT 因子。



阵列成像的原理：利用标准阵列技术，可为每个线圈单元生成单独的图像（在我们的示例中：4 个）。随后，这些图像合并为整体图像。这样，我们可覆盖更大的待检查身体部位而无需改变测量时间。



线圈编码补充梯度编码

并行采集技术使用线圈阵列的概念。与标准阵列技术不同，它们使用阵列线圈的几何特征。

单个线圈单元的空间布局可提供关于 MR 信号来源的附加信息。

当线圈单元排列在相位编码方向时，我们可利用这些附加信息省略掉部分耗时的相位编码步骤。换言之，我们可通过从线圈获得的编码来补充从梯度获得的空间编码。

通过 PAT，可在相同的分辨率下获得更高的速度，或在相同的采集时间内获得更高的分辨率。

在时间是关键要素的应用（实时心脏成像、造影剂增强血管造影、灌注测量）中，更短的采集时间特别有价值。

并行成像加速 EPI 序列使用更短的回波链。结果是提高了图像质量，同时减少图像中的模糊和失真。

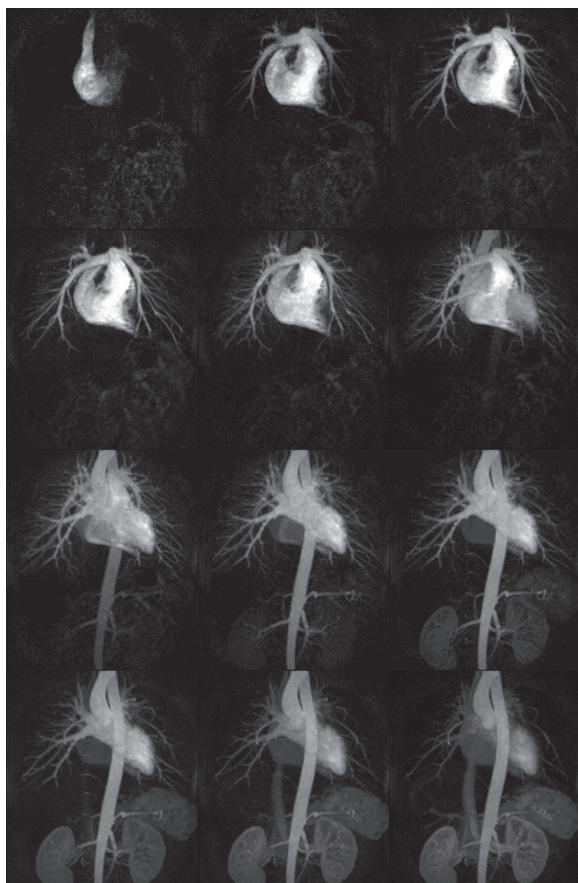
并行成像的重建方法是 SENSE、GRAPPA 或 CAIPIRINHA（请参阅第 2 册，磁体、流动和伪影）。

要点

使用并行采集技术，可跳过相位编码步骤，这样可按 PAT 因子缩短测量时间。

并行成像使用专用的阵列线圈和重建算法（SENSE、GRAPPA、CAIPIRINHA）。

原则上，这与常规成像中产生视野缩小的图像相同。



并行采集中的动态 MR 血管造影。测量每个单独的 3D 数据集大约需要两秒。

伊利诺伊州芝加哥市，西北大学

更强磁场

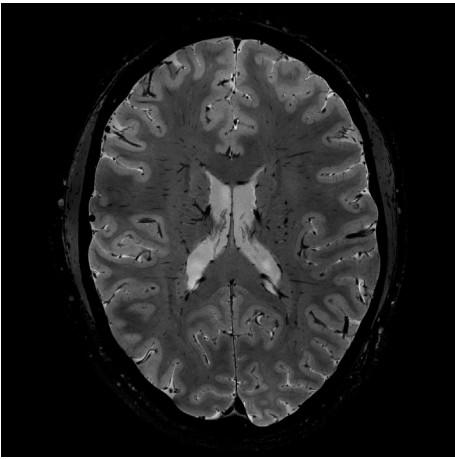
7 特斯拉及更高

磁场强度的影响

随着场强升高，我们可以获得更多信息，不论是更好的空间分辨率，波谱分辨率还是随场强而增强的对比机制。

升高场强的主要原因是改善 MR 信号。磁化率 M 的升高与磁场的强度成比例。

拉莫尔频率与场强成比例。在 7 特斯拉时，质子自旋将以 300 MHz 的频率进动。对应的波长与人体尺寸相当。我们随后将看到，这对脉冲序列和线圈装置的设计有重大影响。



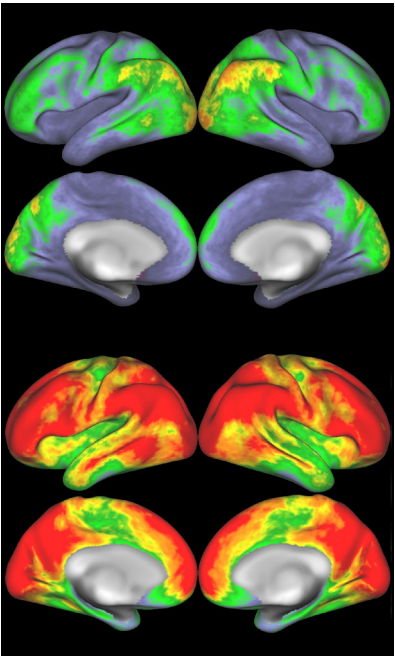
脑部的超细微解剖细节

德国马格德堡 OVGU，莱布尼兹神经生物学研究所 (LIN)

更强的信号，更高的对比度

在 MRI 中，图像的噪声并不取决于场强。如果场强更高，则可增强信号并提高信噪比（SNR）。与 3 特斯拉扫描系统相比，7 特斯拉扫描系统获得的 SNR 提高一倍以上，这意味着显著提高图像质量。

7T 条件下有些弛豫常数与 3T 条件下不同。对于某些应用，这会导致对比度升高。例如，BOLD 成像可同时受益于升高的 SNR 和升高的 BOLD 对比度。对于某些应用，不再需要取平均值，采集时间也大幅缩短。



静息状态 MRI 中的对比噪声比图：3 特斯拉对应低数值（冷色，上部），7 特斯拉对应高数值（暖色，下部）

联合研究
人类连接组计划。美国明尼苏达州 CMRR；美国圣路易斯华盛顿大学；英国牛津大学



分辨率升高

更强大的扫描系统所获得的更强的 MR 信号可用于采集亚毫米级别的图像。

假定我们缩小了体素大小。结果，信号强度降低，因为产生信号强度的质子更少。但是，这可通过更高的场强补偿。

在 7T 磁场中，可以采集大小低至 0.2 mm 的各向同性体素的高分辨率形态学 MR 图像。

多通道发射和接收

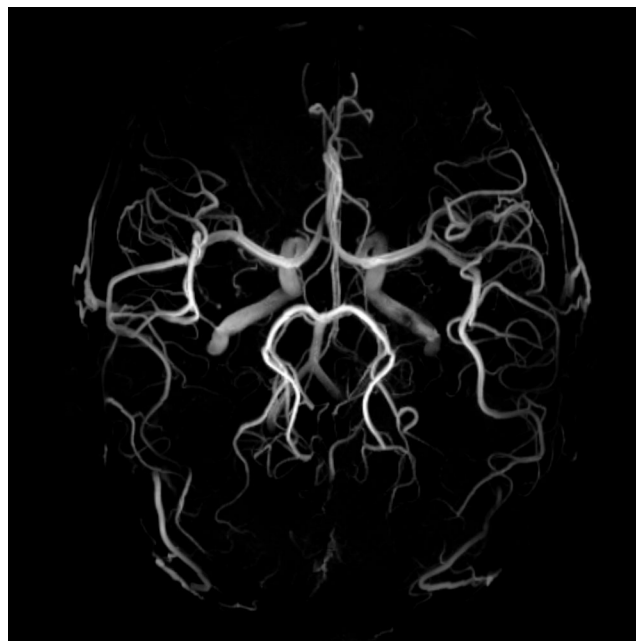
与高场强相关的挑战包括射频场不均匀性 (B_1 不均匀性) 和静态磁场不均匀性 (B_0 不均匀性) 增强。此外, 在 7T 磁场中, 可通过特定吸收率 (SAR) 量化的人体射频能量吸收值升高。而且, 其他不利影响 (例如, 磁化率伪影) 与场强成比例。

B_1 不均匀性增强的问题可利用多通道并行发射 (parallel transmit, PT) 解决。由于可以灵活地利用脉冲设计中的自由度, 因此可在预定义区域使射频场均匀化, 并使 SAR 值显著降低。

磁化率效应可利用并行成像方法解决。在更高的场强条件下, 可应用更高的加速因子。

分辨率为 0.5 mm 的脑部血管造影

美国明尼苏达州 CMRR





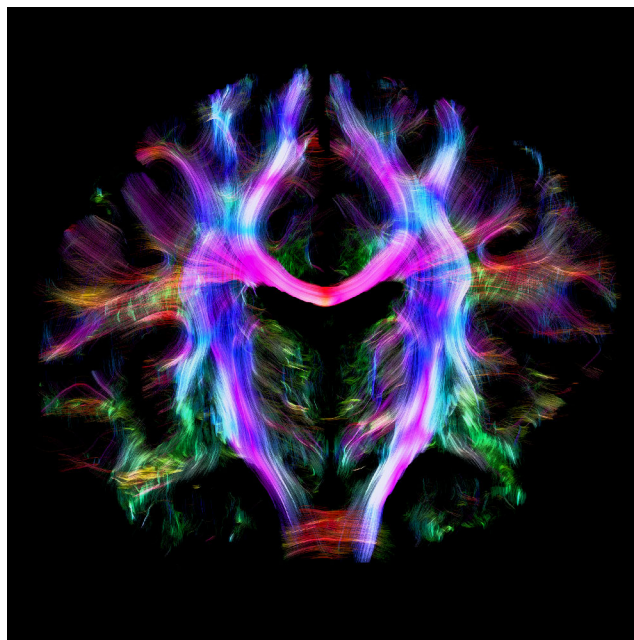
更强磁场的临床优势

高分辨率成像使我们能够查看解剖细节和功能信息，例如分析组织的代谢。这样可获得更醒目的病变图像。以下是众多应用的部分示例：

- 增强波谱、功能性神经成像（BOLD）或弥散加权成像
- 不使用外源性造影剂的成像方法。这可使人体中的许多受到 SNR 限制的应用受益，例如血管造影或灌注。
- 对氢核以外低敏感性的核成像

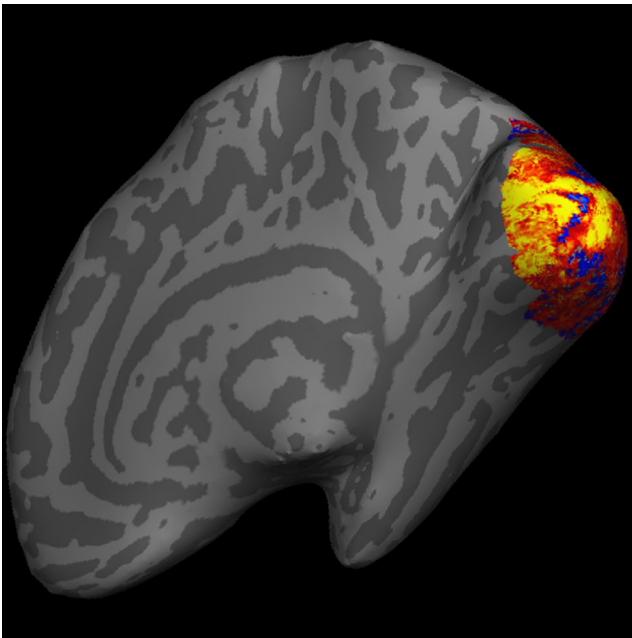
大脑中错综复杂的纤维：
分辨率为 1 mm 的弥散加权 EPI

德国莱比锡，马克斯 - 普朗克研究所



高分辨率 BOLD fMRI

美国波士顿 MGH





混合成像

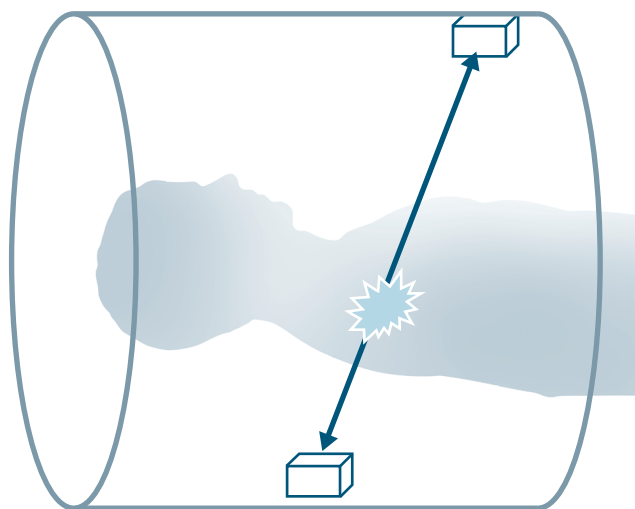
结合不同成像方式（MR-PET）

什么是 PET？

正电子发射断层扫描（positron emission tomography, PET）是一种可以通过定位高代谢组织来诊断肿瘤成像技术。通过放射性示踪剂的代谢物累积，可以间接定位高代谢组织。

当示踪剂衰减时，将会发射正电子（电子的反粒子）。正电子与周围的组织相互作用后损失能量。基于所用示踪剂或同位素的终点能量，正电子将运行特定距离，直到与电子产生湮灭。然后，按近似相反的方向发射出两条由高能光子构成的伽马射线。如果一对探测器在特定时间窗内记录了两个背靠背的光子，则在两个事件之间形成“响应线”（LOR），并记录为“符合”。

从大量的符合事件中，可以计算示踪剂在体内分布的三维图像。



光子发射检测

MR-PET 优势

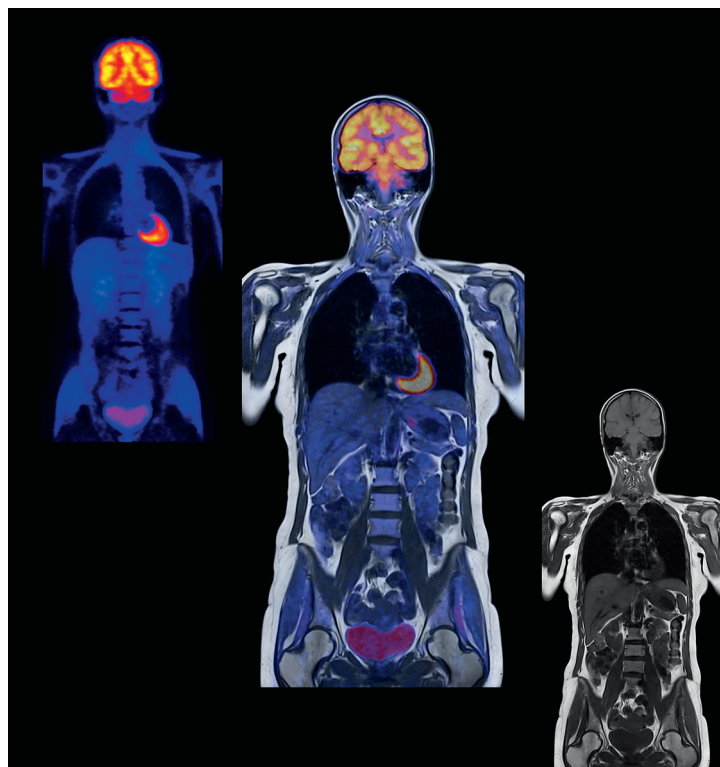
我们来比较下 PET 与 MRI。由于 PET 信号产生的基础是正电子湮灭事件，因此图像的噪声较高，空间分辨率较低。

但是，PET 可提供 MR 成像无法产生的代谢细节。由于定位效果更好，分辨率更高，MR 可为图像提供结构和附加功能信息。

在这方面，结合使用 PET 和 MR 可产生极好的互补作用。尽管暴露于电离辐射，但不会缺乏诊断信息。

PET（左图）、融合和 MR 图像（右图）

德国不来梅，ZEMODI





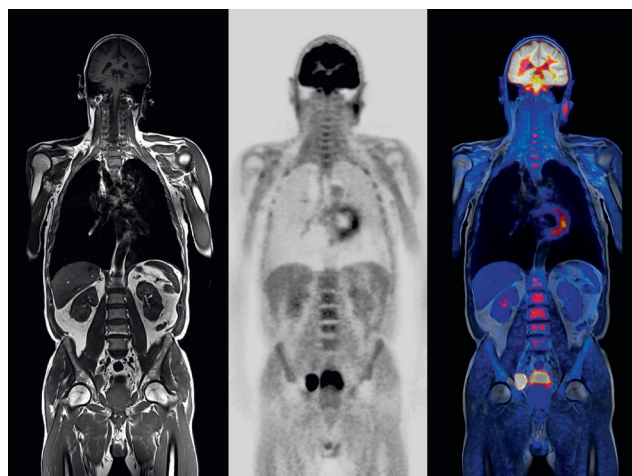
MR-PET 团队配合

这些设备如何协同工作？

由于存在强磁场和射频场，MR 可影响 PET 性能。但是，MR 图像质量可被 PET 电子元件产生的射频噪声或磁场不均匀性削弱。

一种方式是顺序采集：PET 和 MR 图像按顺序采集并随后配准。在这种情况下，没有相互干扰。但是，顺序成像的两个检查之间存在病人无意识运动的风险，因此可增加局部未配准的几率。此外，检查非常耗时。

这个缺点可通过在完全相同的（功能）状态下同时采集 PET 和 MR 图像来改进。



全身图像：MR（左图）、衰减校正 PET、融合 MR/PET（右图）

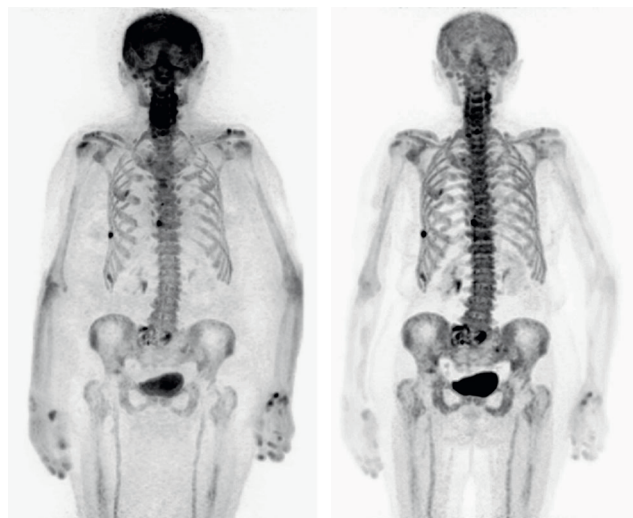
德国不来梅，ZEMODI

PET 信号衰减

发射光子的信号在物质或组织中减弱。例如，射频线圈、检查床和病人（软组织、空气或骨）都会减弱 PET 信号。

因此，必须校正所采集的 PET 数据，以实现无伪影 PET 成像。专门处理过的 MR 图像，即衰减校正（attenuation correction, AC）图可以用于创建校正的 PET 图像。

虽然衰减校正图像通常更可靠，但是校正流程本身也会产生伪影。因此，校正和未校正图像始终在一起重建。为了更好的诊断，也必须检查未校正图像。



全身 PET 图像：未校正（左图）、衰减校正（右图）

德国不来梅，ZEMODI

参考文献

- A. Abragam. *The Principles of Nuclear Magnetism*. Clarendon Press, Oxford, 1961
- F. Bloch. Nuclear Induction. *Phys. Rev.* 70:460, 1946
- S. Brandt, H. D. Dahmen. *The Picture Book of Quantum Mechanics*. 4th Edition. Springer, New York, 2012
- R. W. Brown, Y. N. Cheng and E. M. Haacke. *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design*. 2nd Edition. Wiley & Sons, Hoboken, NJ, 2014
- C. Cohen-Tannoudji, B. Diu and F. Laloe. *Quantum Mechanics*. 2 Volume Set. Wiley-VCH, Weinheim, 1992
- A. H. Compton. The magnetic electron. *J. Franklin Institute* 192(2):145, 1921
- R. Damadian. Tumor Detection by Nuclear Magnetic Resonance. *Science* 171:1151, 1971
- M. J. Dawson. *Paul Lauterbur and the Invention of MRI*. MIT Press, Cambridge, MA, 2013
- R. R. Ernst. Nuclear Magnetic Resonance Fourier Transform Spectroscopy. Nobel Lecture, 1992
- R. R. Ernst, W. A. Anderson. Application of Fourier Transform Spectroscopy to Magnetic Resonance. *Rev. Sci. Instrum.* 37:93, 1966
- M. Faraday. Experimental Researches in Electricity. *Phil. Trans. R. Soc. Lond.* 122:125, 1832
- J. B. J. Fourier. *Théorie de la chaleur*. Didot, Paris, 1822. engl.: *The Analytical Theorie of Heat*. Cambridge University Press, Cambridge UK, 1878
- W. Gilbert. *De magnete*. Short, London, 1600. engl.: *On The Loadstone and Magnetic Bodies*. Quaritch, London, 1893
- E. L. Hahn. Spin Echoes. *Phys. Rev.* 80(4):580, 1950
- E. L. Hahn. Free Nuclear Induction. *Physics Today* 6(11):4, 1953
- J. Hennig, A. Nauwerth and F. Friedburg. RARE Imaging: A Fast Imaging Method for Clinical MR. *Magn. Reson. Med.* 3:823, 1986
- J. Hennig. Ultra high-field MR: useful instruments or toys for the boys? *Magn. Reson. Mater. Phys.* 21:1, 2008
- D. I. Hoult, B. Bhakar. NMR Signal Reception: Virtual Photons and Coherent Spontaneous Emission. *Concepts Magn. Reson.* 9:277, 1997
- J. Larmor. A Dynamical Theory of the Electric and Luminiferous Medium. Part III. *Philos. Trans. R. Soc. Lond.* 190:205, 1897
- P. C. Lauterbur. Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance. *Nature* 242:190, 1973
- P. C. Lauterbur. All Science is Interdisciplinary—From Magnetic Moments to Molecules to Men. Nobel Lecture, 2003
- M. H. Levitt. *Spin Dynamics: Basics of Nuclear Magnetic Resonance*. 2nd Edition. Wiley & Sons, Chichester, 2008
- Z. P. Liang and P. C. Lauterbur. *Principles of Magnetic Resonance Imaging: A Signal Processing Perspective*. IEEE Press, New York, 1999
- P. Mansfield, P. K. Grannell. NMR Diffraction in Solids? *J. Phys. C: Solid State Phys.* 6:L422, 1973
- P. Mansfield. Snap-Shot MRI. Nobel Lecture, 2003
- P. Mansfield. *The Long Road to Stockholm: The Story of Magnetic Resonance Imaging*. Oxford University Press, 2013
- Interview with Sir Peter Mansfield. Nobel Media AB 2014. <http://www.nobelprize.org/mediaplayer/index.php?id=554>
- M. Munowitz. *Coherence and NMR*. Wiley & Sons, New York, 1988

E.M. Purcell, H. C. Torrey and R. V. Pound. Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid. *Phys. Rev.* 69:37, 1945

E.M. Purcell. Research in Nuclear Magnetism. Nobel Lecture, 1952

I. I. Rabi, S. Millman, P. Kusch and J. R. Zacharias. The Molecular Beam Resonance Method for Measuring Nuclear Magnetic Moments. *Phys. Rev.* 55:526, 1939

I. I. Rabi, N. F. Ramsey and J. Schwinger. Use of Rotating Coordinates in Magnetic Resonance Problems. *Rev. Modern Phys.*, 26(2):167, 1954

V. M. Runge, W. R. Nitz, M. Trelles and F. L. Goerner. *The Physics of Clinical MR Taught Through Images*. 3rd Edition. Thieme, Stuttgart, 2014

C. P. Slichter. *Principles of Magnetic Resonance*. 3rd Edition. Springer, Heidelberg, 1990

S. I. Tomonaga. *The Story of Spin*. University of Chicago Press, 1997

Picture credits:

Cover image: Visualization of DTI data, depicting a detail of an axial slice of the human brain. Dataset: Gordon Kindlmann at the Scientific Computing and Imaging Institute, University of Utah, and Andrew Alexander, W.M. Keck Laboratory for Functional Brain Imaging and Behaviour, University of Wisconsin, Madison.

Page 10–11: Bar magnet with iron filings, Awe Inspiring Images, fotolia.com

Page 25–25: Roulette wheel in motion, fergregory, fotolia.com

Page 184–185: Landeanflug, Stefan Lenz, fotolia.com

索引

数字

180 度脉冲, 44

90 度脉冲, 44

B

百万分率, 33

半傅里叶

k 空间, 180

SNR, 181

比吸收率 (SAR), 62

边缘磁场, 60

部分傅里叶, 181

部分容积效应, 163

C

CNR, 166

场强, 10

场梯度

磁, 98

弛豫, 66

重复时间 TR, 120, 133

磁场

非均质, 86

静态, 10

均质, 10

磁场强度, 10

磁场梯度, 98

磁化, 22

磁力线, 10

D

带宽, 101

单次激发方法, 200

单元磁铁, 8

叠加

矢量, 14

读出梯度, 123

另请参阅“频率编码梯度”, 113

断层, 101

斜位, 105

断层厚度, 100

断层厚片, 190

断层位置, 100

断层选择梯度 (G_S), 100, 121

对比度, 132, 159

对比噪声比, 166

多断层序列, 188

E

EPI 因子, 202

EPI (平面回波成像)

FID 序列, 204

弥散序列, 204

自旋回波序列, 204

恩斯特角, 150

F

FID, 49

FISP, 154

FLASH, 152

法拉第笼, 63

FOV (视野), 172

矩形 FOV, 178

矩阵大小, 173

反转恢复序列, 142

翻转角, 44

反转时间 TI, 142

非均质磁场, 86

分量

矢量, 15

分区, 190

G

G_S (断层选择梯度), 100, 121

共振, 41

H

赫兹, 26

核自旋, 30

横向弛豫, 81

横向磁化 M_{xy} , 45

回波链, 196
回波时间 TE, 90

J

箭头
 矢量表述, 14
进动, 17
静态磁场, 10
聚相, 127
矩阵, 170
 缩小矩阵, 176
矩阵大小, 108
均质磁场, 10

K

k 空间, 116, 177
 半傅里叶, 180
 部分傅里叶, 181
空间频率, 116

L

拉莫尔频率, 28

M

MR 信号, 48
 M_{xy} (横向磁化), 45
 M_z (纵向磁化), 45

弥散序列 (EPI), 204

P

PAT 因子, 207
爬升率, 103
频率, 26
 带宽, 101
频率编码, 113
频率编码梯度 G_F , 113
屏蔽
 主动, 61

S

SAR (比吸收率), 62
SNR, 161
SR (爬升率), 103
三维成像, 190
散相, 127
上升率, 103
射频脉冲
 180 度, 44
 90 度, 44
时间常数, 70
矢量
 表述, 14
 叠加, 14
 分量, 15

视野 (另请参考 FOV), 172

T

T_1 加权图像, 138
 T_1 (纵向弛豫), 74
 T_2 加权图像, 136
 T_2 (横向弛豫), 81
 TE_{eff} (有效回波时间), 196, 202
TE (回波时间), 90
TI (反转时间), 142
TR (重复时间), 120
Turbo 因子, 196
梯度放大器, 102
梯度回波, 127
梯度线圈, 104
体素, 21

W

稳定状态, 150

X

XY 平面
 坐标系, 34
系综, 21
像素
 像素大小, 173
相位, 27

相位编码, 114
相位编码步骤, 115
相位编码梯度 G_p , 114, 122
斜位断层, 105
信号, 158
 对比噪声比, 166
 信号差异, 167
 信号强度, 162
 信噪比, 161
 噪声, 160

Y

有效回波时间 TE_{eff} , 196, 202
原始数据, 109
 沿着边界, 118
 中央, 118
原始数据矩阵, 115
原子粒子, 30

Z

Z 轴
 坐标系, 34
噪声, 160
阵列线圈, 207
真实反转恢复, 147
正弦曲线, 26
指数过程, 68

质子密度, 32, 134
中央原始数据, 118
主动屏蔽, 61
准备脉冲, 142
自旋
 聚相, 127
 散相, 127
自旋回波, 90
自旋系综, 21
自由感应衰减, 49
纵向弛豫, 74
纵向磁化 M_z , 45
坐标系, 15
 XY 平面, 34
 Z 轴, 34



Siemens Healthcare 总部
Siemens Healthcare GmbH
Henkestraße 127
91052 Erlangen
Germany
电话: + 49 9131 84-0
siemens.com/healthcare

印刷编号: MR-07000G.643.02.01.21 | © Siemens Healthcare GmbH, 2015