

MR 词汇表

磁共振字典

siemens-healthineers.com



SIEMENS
Healthineers

MR 词汇表

MR 词汇表

磁共振字典





A

B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z 123 缩写

AC 图

→ 衰减校正 (AC)

ACRIN

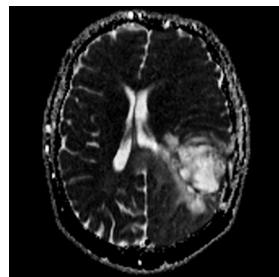
美国放射学会成像网络 (ACRIN) 是一个执行诊断成像和成像引导治疗技术方面的多机构、多学科临床实验的美国合作组织。

adaptive combine

测量参数：组合来自多个接收线圈单元的 MR 信号通道的算法。Adaptive combine 可改善大多测量协议的 SNR。

ADC 图

弥散加权成像：显示被采集组织的表观弥散系数空间分布的参数图。该对比度不包含任何 T1 或 T2* 影响。ADC 图可用含有至少两个 b 值的弥散加权图像进行重建。进行重建。



alpha 图像

后处理 : alpha 图像是通过采用“alpha 混合”（即手动设置不透明度）叠加两幅图像而创建的一副融合图像。在 BOLD 成像中，alpha 图像是通过叠加解剖图像与参数图进行创建的。

AutoAlign (AA)

断层定位 : 此功能有助于完成准备 MR 扫描的工作流程。AutoAlign 的理念是协助用户执行 MR 检查（大部分为自动化且重复扫描中的精度可再现）的图形断层定位以及跟进检查的扫描。所有 MR 应用程序，例如脊柱、神经、肌肉、骨骼和心脏成像，均可从自动断层定位中受益，但是具体要求因解剖部位而异。

每个部位可能需要采用特定的对准算法。这些部位特定的 AutoAlign 功能的名称有 AutoAlign Knee、AutoAlign Spine 等。



A

B

C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z 123 缩写

b 值

弥散成像：弥散加权系数
(单位： s/mm^2)。b值越大，
弥散加权越强。

 B_0 场

MR 物理学 磁共振系统的静态
主磁场。

 B_1 场

MR 物理学 发射线圈产生的
射频辐射交变磁场。

百万分之一 (ppm)

与百分比相似的无量纲单位。
百分比表示百分之，而 ppm
表示百万分之。用于在 MR
波谱检查中测量化学位移。
主磁场 B_0 与标准值的偏差也
以 ppm 表示。

百叶窗伪影

→ 断层边界伪影

半傅里叶矩阵

MRI 测量技术：原始数据矩阵
具有对称的属性，在理论上采
集一半的矩阵就可以了。另一
半可以对称地重建；从数学
上来讲，矩阵是共轭复数的。

然而，小磁场的不均匀性会导
致不可避免的相位错误，因此
需要进行相位校正。这样就需
要采集略超过一半的原始数
据。测量时间的减少略低于
50%。

饱和

MR 物理学 自旋无净的纵向或横向磁化时所处的状态。无法从饱和组织获得 MR 信号。

饱和断层

断层定位：在断层内或其平行 / 垂直区域内，可利用局部预饱和抑制这些区域内不需要的信号。

→ 平行饱和

→ 预饱和

→ 跟踪饱和

饱和恢复 (SR)

MRI 测量技术：通过一系列 90° 激发脉冲产生主要依赖于 T1 的对比度的技术。紧随第一次脉冲后，由于组织饱和，因此纵向磁化为零。直到纵向磁化已经部分恢复后，才开始下一个 90° 脉冲。

恢复时间取决于组织的 T1 常数。

比吸收率 (SAR)

安全：单位时间内每千克吸收的 RF 能量。吸收 RF 能量可使身体变热。能量吸收对于建立安全阈值具有重要价值。

未经许可的局部高度集中的 RF 能量可引起灼伤（局部 SAR）。RF 能量均匀分布时，必须遵循安全阈值要求，以避免出现心脏负荷之类的问题（全身 SAR）。

补救措施：使用低 SAR RF 脉冲、降低翻转角、延长 TR、减少断层。

边缘磁场

→ 杂散磁场



边缘振荡

→ 截断伪影

表观弥散系数 (ADC)

弥散成像：表观弥散系数测量组织中水分子的弥散幅度并在 ADC 图中显示空间分布情况。

标记

→ 心肌标记

表面线圈

→ 局部线圈

表面遮盖显示 (SSD)

后处理：通过不同的阈值设定（例如，造影剂增强血管），获得表面的三维显示。

标准摄取值 (SUV)

MR-PET 检查：标准摄取值 (SUV) 通常用于对放射性浓度进行简单的半定量分析的 PET 成像。SUV 代表以下比例：

- t 所选身体部位在特定时间点的实际放射性浓度，与
- t 假定注射的放射性物质在全身中均匀分布的条件下的放射性浓度。

屏气技术

MRI 测量技术：为了避免产生呼吸伪影，病人在测量过程中需要屏气。适用于腹部和心脏检查。不适用于不能配合的病人、小孩或被麻醉的病人。

病人登记

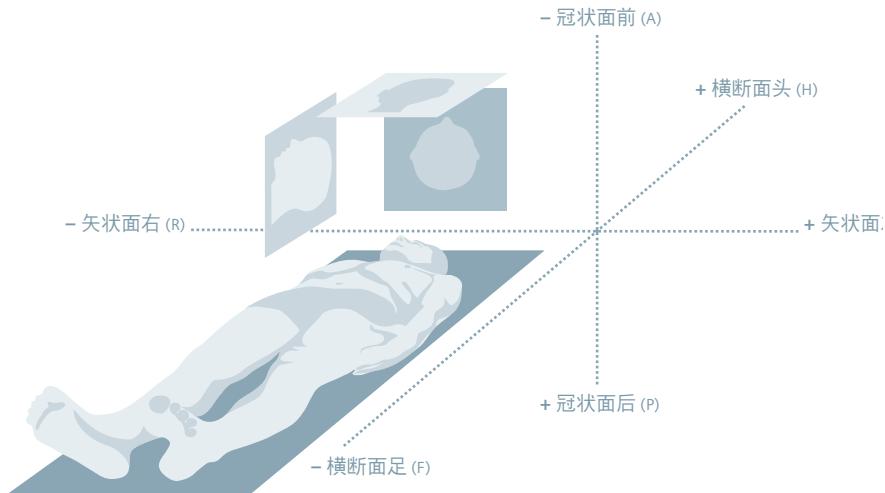
测量准备：在执行 MR 检查之前，必须登记病人。输入病人数据，以在病人与 MR 图像之间实现清晰分配。

病人坐标系

在 syngo MR 临床图像中，方位由病人相关坐标系来表示。

此系统指明用户查看病人的方向以及断层定位方向。

坐标轴为足到头、右到左、前到后。





并行采集技术

→ PAT

并行成像

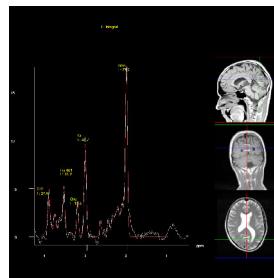
→ PAT

波谱

MR 波谱学 MR 信号的频率图。信号强度表示为化学位移的函数。具有不同共振频率的原子核在频谱中显示为分离的峰。

波谱图

MR 波谱学 映射 CSI 波谱矩阵到解剖图像。它以层状等值线表示代谢物变化。



波谱学

→ MR 波谱学 (MRS)

BOLD 成像

→ fMRI

BOLD 效应

BOLD 成像 : 当神经元兴奋性提高时, 由于局部血流量增加而使静脉血中的氧浓度升高。

由于氧的增加, 红细胞的磁特性类似于周围的血浆。血管的
横向磁化强度衰减更慢。这种 BOLD 效应可延长 T2 和 T2*, 使它们由于检测的血液中信号增加而可被测量。

部分傅里叶

MRI 测量技术 : 用于减少测量期间的相位编码步骤, 从而使原始数据矩阵填充更少的行。这样可缩短回波时间。特例:
半傅里叶矩阵



A

B

C

D

E

F

G

H

I

J

K

L

M

N

O

P

Q

R

S

T

U

V

W

X

Y

Z

123

缩写

采集

→ 数据采集

采集窗

MR 测量：脉冲序列的时间阶段，在此期间采集 MR 信号。

采集次数 (NA)

→ 平均

采集矩阵

→ 原始数据矩阵

采集时间 (TA)

MR 测量：采集完整数据集所需的测量时间。TA 不包含图像重建所需的时间。

CAIPIRINHA

MRI 测量技术：并行成像技术，在数据采集过程中修改混叠伪影的外观，以改善后续并行图像重建程序（另请参阅 [PAT](#)）。CAIPIRINHA 可显著缩短屏气测量的测量时间，而不会影响图像分辨率、覆盖范围或对比度。

参考图像

后处理：选择基本图像以确定重建方法的范围和方位，例如 [MIP](#) 或 [MPR](#)。

参考帧 (FOR)

DICOM 标准：参考帧控制图像在系列内以及与其他系列之间的兼容性。FOR 相同的系列属于相同的坐标系且相互兼容。

参数图

后处理：参数图是功能信息的图形表示方式，由图像后处理协议从测得的数据生成。

参数图显示所采集组织的 T1、T2 或 T2* 特性，能够在早期诊断骨关节炎等病。

弥散成像：弥散成像的参数图可通过测量弥散张量创建。它们可用于显示脑部的各向异性弥散之类的特征（示例：[FA 图](#)）。另请参阅 [ADC 图](#)。

灌注成像：显示灌注中的干扰（示例：[达峰时间图 \(TTP\)](#)）。

CARE Bolus

造影剂增强 MRA：利用 CARE Bolus，可在造影剂到达待检查区域时尽可能快地测量 k 空间的中心。这可以确保动脉血管的对比度最佳。

测量场

图像质量：磁场中心的球形体积，此处的磁场达到定义的均匀性。对于 MRI 检查，要测量的物体必须一直位于测量场内（以避免信号失真）。





A

B

C

D

E

F

G

H

I

J

K

L

M

N

O

P

Q

R

S

T

U

V

W

X

Y

Z

123

缩写

测量协议

MRI 测量技术 : 测量协议是包含为执行特定类型的检查而选择的整组优化参数的 [脉冲序列](#)。

测量矩阵

[原始数据矩阵](#), 不要与 [图像矩阵](#)混淆。

CE MRA

→ 造影剂增强 MR 血管造影术
(CE MRA)

测量时间

MR 测量 : 2D 测量的测量时间如下:

$$\text{测量时间} = \text{扫描次数} \times (\text{相位编码步骤}) \times \text{重复时间 (TR)} \\ \times \text{采集次数 (NA)}$$

测量序列

→ [脉冲序列](#)

插值

MR 测量 : 计算两个已知值之间的数值的方法; 例如, 将图像矩阵从 256×256 放大至 512×512 。测量时间不增加, 但是插值图像需要较多的存储空间。

常导磁体

MR 组件 : 常导磁体。使用普通传导线圈系统生成磁场的磁体。当使用铜或铝导体时, 此系统产生一个最大场强为 0.6 特斯拉的磁场。
缺点: 消耗大量电能。

场强

→ 磁场强度

场图

神经成像 : 场图显示由于采集图像时所用的测量技术引起的图像局部失真和局部信号丢失。场图会遮盖功能信息不确定的区域。

超导

物理学 各种合金的材料特性, 在极低温度下 (接近绝对零度), 电阻完全消失, 电流可零损耗流动, 这意味着磁体不需要电源仍“始终存在”。

超导磁体

MR 组件 : 使用超导线圈生成强磁场 (通常至少为 0.5 T) 的电磁体。线圈的导线由低温冷却的铌钛合金之类的材料制成。液氦用作制冷剂。



A

B

C

D

E

F

G

H

I

J

K

L

M

N

O

P

Q

R

S

T

U

V

W

X

Y

Z

123

缩写

成像方案

→ 测量协议

成像序列

→ 脉冲序列

弛豫

MR 物理学 系统从不平衡状态到平衡状态的动态物理过程。

→ 纵向弛豫

→ 横向弛豫

弛豫率 R1、R2、R2*

MR 物理学 弛豫时间 T1、T2 和 T2* 的倒数。

tR1：纵向弛豫率 (1/T1)

tR2：横向弛豫率 (1/T2)

tR2*：表观横向弛豫率 (1/T2*)

弛豫率提供关于组织微结构的信息。应用：定量 MRI，例如肝脏铁浓度无创测量和成像。

重叠伪影

→ 混叠伪影

重复时间 (TR)

测量参数：通常为两次激发脉冲之间的时间。在 TR 时间间隔内，可使用一个或多个回波时间或一个或多个相位编码（取决于测量技术）采集信号。TR 是决定对比度的测量参数之一。采集时间 (TA) 与 TR 成正比。

重影

图像质量：在呼吸之类的运动期间，有些相位编码步骤在吸气过程中采集（例如：吸气相），而有些相位编码步骤在呼气过程中采集（例如：呼气相）。这种准周期性误编码会产生该身体部位的移位错误图像。

信号丰富的结构，例如皮下脂肪，由于运动而容易产生重影。重影之间的距离取决于运动周期和弛豫时间 TR。

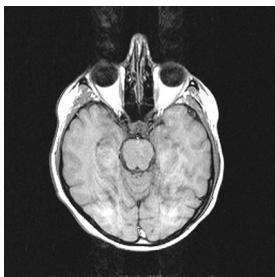
在回波平面成像中，重影可能在半个 FOV 的距离上出现。

触发

生理控制成像：开始扫描的生理信号参考点，例如 ECG 信号中的 R 波。

触发

生理控制成像：触发是指 MR 数据采集仅在检测所需的生理事件（R 波、外周脉冲、指定吸气水平或外部触发）后才会开始的测量形式。





A

B

C

D

E

F

G

H

I

J

K

L

M

N

O

P

Q

R

S

T

U

V

W

X

Y

Z

123

缩写

触发信号

生理控制成像：开始或重新开始数据采集的生理信号（ECG 信号、指状脉冲或呼吸曲线）。

触发延迟时间 (TD)

ECG 触发：测量的触发与执行之间的时间间隔。

串扰

图像质量：如果层间距过小，相邻断层的信号会互相影响，尤其是当层间距为 0 时。

串扰的形成原因是不理想的断层轮廓，这种分布由测量技术的局限性导致。串扰也会影响 T1 对比度。

串扰可通过使用隔行扫描断层序列来避免。

磁场

MR 物理学 磁体（或有电流通过的导体）周围的空间具有特殊的性质。每个磁场都会对沿着主轴（磁性北极或南极）排列的可磁化部分产生作用力。这种力的效果和方向通过磁力线符号表示出来。

磁场均匀性

→ 均匀性

磁场强度

MR 物理学 对于可磁化部分的磁场力的强度。在物理学中，这种效应称为磁感应。在 MR 中，它称为磁场强度。单位：特斯拉 (T)，1 特斯拉大约是地球磁场强度的 20 000 倍。

磁场随时间的变化率

→ $\frac{dB}{dt}$

磁场梯度

→ 梯度系统
→ 杂散磁场

磁共振 (MR)

MR 物理学 在静态磁场中，原子核被 **共振频率** 的电磁 RF 辐射激发后吸收或发射电磁能量。



A

B

C

D

E

F

G

H

I

J

K

L

M

N

O

P

Q

R

S

T

U

V

W

X

Y

Z

123

缩写

磁共振成像 (MRI)

利用磁梯度场通过磁共振显示对象（例如，人体）的图像。在实际应用中，显示身体中的质子分布。

MR 成像与临床相关的目标是区分病理组织与健康组织（[图像对比度](#)）。

磁化

MR 物理学 磁化是指用于定量测量材料可对其环境产生的磁力的物理量。在 MRI 中，测量的是[自旋群体](#)的宏观磁化净效应。感兴趣组织[体素](#)的这种净磁化决定了 [MR 信号](#)的潜在强度。

磁化传递对比度 (MTC)

MRI 测量技术：通过[预饱和](#)间接观测快速弛豫中的磁化。通过磁化传递对比度，来自特定“质密”组织（例如：脑实质）的信号将减少，而来自流质组织（例如：血液）的信号保持不变。

MTC 将结合质子的饱和转移给相邻的自由质子。这样将会减少这些区域中的可见 MR 信号。

磁化率（磁化性）

物理学 材料或组织在外部磁场中被磁化的指标。

磁化率对比

→ T2* 对比度

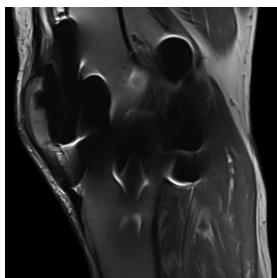
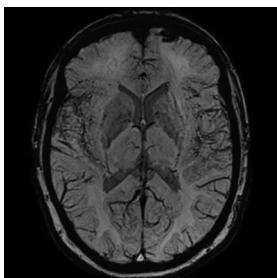
磁化率加权成像 (SWI)

MRI 测量技术：磁化率加权成像显示静脉血管以及人脑部出血。SWI 技术对由脱氧血或局部铁沉积导致的磁场局部变化敏感。

磁化率伪影

图像质量：不同磁化率的组织之间的过渡区形成了局部磁场梯度。在组织和充气空间（例如：颤骨）之间传导时，可能会出现信号减少或没有信号的区域。

因梯度回波序列而使效果增强，特别是 EPI。





A

B

C

D

E

F

G

H

I

J

K

L

M

N

O

P

Q

R

S

T

U

V

W

X

Y

Z

123

缩写

磁化性

→ 磁化率（磁化性）

磁化准备

MRI 测量技术：提高或改良图像对比度的技术。附加 RF 脉冲（磁化准备脉冲）用于在执行空间定位之前将净磁化预设为指定状态。磁化准备 (MP) 序列示例：MPRAGE。

磁屏蔽

空间中：[主动屏蔽 \(AS\)](#)

磁体

磁体是能产生磁场的材料或物体。有关特定类型磁体的详情，请参阅：

→ 永磁体

→ 常导磁体

→ 超导磁体

磁体腔

MR 组件：磁体腔是主磁体内的开口，可将病人放入其内进行检查。

磁体倾斜时间

磁体技术：磁场强度变化所需的时间，测量单位为 T/min。
取决于磁体的结构和磁体电源的设计。

组织中：应用于核子的磁场被周围组织的电子壳层内感应的反向磁场减弱。

→ 化学位移

cine

→ 电影模式

CISS 序列

MRI 测量技术：强 T2/T1 加权的高分辨率 3D 梯度回波技术，其中使用不同激发水平在内部进行两次采集，随后进行组合。这样可防止出现条纹（例如在内耳中）。采用 MPR 或 MIP 的图像后处理。

CP 线圈

MR 组件：圆形极化发射或接收线圈，具有两个正交发射或接收通道或者两者皆有。CP 线圈的信噪比要优于线性极化线圈的信噪比。

CPR

→ 曲面重建

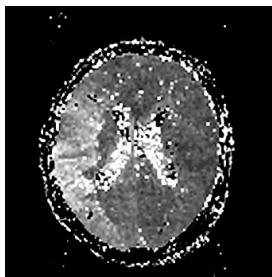


A B C

D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z 123 缩写

达峰时间图 (TTP)

灌注成像 : TTP 图显示最小灌注信号所需时间的区域分布, 以灰度或彩色编码表示。每个测量的断层都会生成该图。



带宽

测量参数 : 用于断层选择 (发射带宽) 或图像采样 (读出带宽) 的频率范围 (最小到最大处理频率)。

带宽会描述将分析的回波信号中的哪个频率范围传输到一个像素 (单位: Hz/ 像素)。

增加带宽能够缩短回波时间, 减少化学位移伪影。带宽升高的缺点是由于频率范围更大, 采样中的噪声数量更多。这相当于降低了信噪比 (SNR)。

单床 / 单步检查

MR-PET 检查 : 对检查区域太小而无需移动检查床的身体部位进行的 MR-PET 检查。术语 “床” 通常用在 PET (正电子发射断层成像) 环境中, 而术语 “步” 通常用在 MR 环境中。

单次发射技术

MRI 测量技术：使用单次激发为图像生成所有回波。前面的回波通过小的相位编码梯度进行编码。每个后续回波都通过增大梯度强度来给定不同的相位编码。

单次发射技术包括：EPI、HASTE。

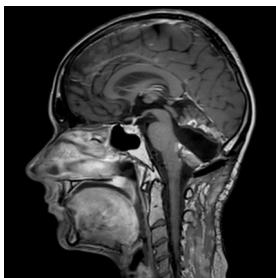
单符合

MR-PET 检查：单符合是意外事件，发生在仅检测到两个光子之一时。发生单符合的原因包括：两个光子之一离开探测器环的视野、两个光子之一发生散射或被检查的体积（病人）吸收。

单体素波谱学

MR 波谱学 SVS 方法可从波谱中的感兴趣体积 (VOI) 映射代谢物信息。单体素技术有利于无法在空间上限制于少数 VOI 的病例变化情况：在很大程度上，局部磁场不均匀性可以通过“局部体积敏感的匀场”来补偿。

现在用于临床的 ^1H 波谱通常使用基于自旋回波 (SE) 或受激回波 (STEAM) 的单体素技术。





A B C

D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z 123 缩写

导航序列

MRI 测量技术：用于检测测量体积中的对象位置变化或其他变化的附加自旋回波或梯度回波。适合用于介入手术或呼吸门控。

dB/dt

安全：磁场幅度的变化量 (dB) 与发生该变化所用的时间 (dt) 之比；取决于梯度系统。由于变化的磁场可产生感应电场，因此这是一个可能存在 MRI 安全限制问题的区域（另请参阅外周神经刺激）。

dB/dt 值的测量单位为特斯拉 / 秒 (T/s)。

等中心

图像质量：在磁场等中心附近的近似球形区内，主磁场是唯一的均匀磁场。在此区域内定位检查区，以保证图像质量达到最佳。

DESS 序列

MRI 测量技术 : DESS 是一种 3D 梯度回波技术, 可在重复时间 TR 内获得两个不同的梯度回波 ([FISP 序列](#) 和 [PSIF 序列](#))。在图像重建期间, 强 T2 加权的 PSIF 图像会添加到 FISP 图像上。应用: 关节, 软骨的对比度佳。采用 [MPR](#) 的图像后处理。

DICOM

医学图像电子数据交换标准。使用 DICOM 标准能传递数字医疗图像和相应的资料, 与仪器和制造商无关。而且, DICOM 还能连接基于其它标准的医院系统。

电磁感应

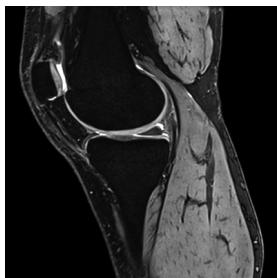
物理学 由于磁场随时间变化而在接收线圈中产生的电压。

电影模式

图像显示: 显示动态过程, 例如心脏运动。MR 成像通过活动屏幕像格以向前或向后循环的模式自动运行。

定位像

测量: 作为 [断层定位](#) 的基础采集的图像。近义词: 侦察。





A B C

D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z 123 缩写

Dixon 技术

MRI 测量技术 : Dixon 是一种水脂分离技术。该技术利用脂肪和水质子 **共振频率** 的不同 (**化学位移**) 实现的。

本质上, 需要测量 **同相** 和 **反相图像**。同相图像和反相图像相加产生纯**水图像**, 相减产生纯**脂肪图像**。

与频率选择性的脂肪饱和相比, 高磁场均匀性对 Dixon 的重要性较低。

动脉输入函数 (AIF)

灌注成像 : 需要计算灌注图。动脉输入函数来自于动脉中造影剂浓度的信号时间曲线。

动脉自旋标记 (ASL)

灌注成像 : 动脉自旋标记技术以动脉血中的水质子为内在示踪剂, 利用 RF 脉冲来标记具体的血管段。将有标记和没有标记的成像进行对照减影后, 即可得出有关器官的血流情况。通过这种技术可以观察脑部灌注情况和生理功能。

Dot

MR 测量 : “Day optimizing throughput (日优化通量) ” 的英文缩写, 这是一种优化 MR 工作流程的概念。

Dot 插件

MR 测量 : Dot 插件是 Dot Engine 的辅助软件组件。作为程序步骤的插件, 它们采用特定的功能进行了增强。另请参阅 [Dot engine](#)。

Dot 策略

MR 测量：对于 Dot Engine，可以为专用检查配置若干平行的程序路径。这些路径称为策略。策略是一组预定义的步骤，共同创建了针对特定病人情况的程序。在检查之前及检查过程中，可以根据测量需要和病人行为更改测量策略。

例如，如果病人不配合，您可以选择合适的策略，例如运动不敏感 BLADE。

Dot Cockpit

MR 测量：所有协议管理任务的任务导向式中央用户界面。它包括所有 Dot Engine 和非 Dot 协议的灵活配置。

Dot engine

MR 测量：Dot Engine 可提供优化的 MRI 工作流程，其中包含用于病人个性化服务的可定制框架、分步用户指导以及自动化检查。Dot Engine 可用于各种应用，例如 Brain Dot Engine、Cardiac Dot Engine、Angio Dot Engine。

Dot Engine 可包含 AutoAlign 以进行自动断层定位。



Dot 决定

MR 测量 : Dot engine 的元素。通过提供不同的路径来决定构建检查的结构。典型决定点是“造影剂”是 / 否或“弥散”是 / 否。

读出带宽

测量参数 : 读出方向上脉冲序列的接收带宽 (单位: Hz/像素)。

读出方向

MR 测量 : 用于读出 MR 信号的方向。它对应于频率编码的方向。

断层

测量参数 : 由断层位置、FOV 和层厚唯一定义的薄三维立方体。断层的中心平面是图像平面。

断层边界伪影

图像质量 : 在断层之间的边界上有信号丢失, 从而造成断层边界伪影 (不理想的断层轮廓)。它们一般出现在常规的 3D 多厚片测量中, 导致信号强度振荡和沿血管出现阶梯现象。又称为断层厚片边界伪影、百叶窗伪影。

断层定位

定位像图像中待采集的断层和饱和区域的图形定位。

断层方位

测量参数 : 正交平面可作为基本断层方向使用:

t 矢状面

t 冠状面

t 横断面

通过将断层旋转到脱离基本方位, 可得到倾斜或双斜断层。

断层厚度

测量参数：为将要测量的断层设置的厚度。断层越厚，信号越强，[信噪比](#)越好。然而，空间分辨率会下降。此参数与断层数量共同决定了断层选择方向上的测量区域的范围。

断层厚片边界伪影

→ [断层边界伪影](#)

断层厚片厚度

3D 成像：[3D 断层厚片](#)的断层厚度。

断层间距

测量参数：两个连续断层或 3D 厚片的中心平面间的距离。

断层间隙

测量参数：两个相邻断层最近边的间隙。断层厚度 + 断层间隙 = 断层间距。

断层数量

测量参数：通常在一次 MR 测量中采集多个断层。一个脉冲序列或测量协议中的断层最大数量取决于重复时间 TR。

→ [多断层成像](#)

断层顺序

→ [断层序列](#)

断层位移

测量参数：断层组中心和磁场中心在断层选择方向上的距离。

断层位置

测量参数：检查区域内待检查断层的位置。



A B C

D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z 123 缩写

断层序列

测量参数：对于多断层测量，可根据需要选择激发顺序：

- t 升序
(1, 2, 3, ..., n)
- t 降序
(n, n-1, ..., 3, 2, 1)
- t 隔行扫描
(1, 3, 5, ..., 2, 4, 6, ...)
- t 自定义

断层选择

MR 测量：显示人体 MR 图像需要选择性地激发所需的断层。对于正交断层，磁场梯度垂直应用于目标断层平面（断层选择梯度）。斜断层或双斜断层则同时使用 2 个或 3 个梯度场激发。

对比噪声比 (CNR)

图像质量：MR 图像中对比噪声比是两种组织类型 (A 和 B) 信号噪声比的差异。

$$\text{CNR} = \text{SNR}_A - \text{SNR}_B$$

多步血管造影

→ 多站式 MRA

多床 / 多步检查

MR-PET 检查：
全身 MR-PET 检查将分段采集数据，这些段称为床位或步骤。覆盖较大检查部位的 MR-PET 检查将被分成多个床位或多个步骤。

多断层成像

MRI 测量技术：顺序成像的变体。所激发的第一个断层的恢复期用于测量其他断层（节省时间）。这些断层为隔行扫描断层。

多方向弥散加权

→ MDDW

多核成像

MR 应用：主要是一种研究技术，用于对氢质子以外的其他原子自旋核（例如钠和磷）进行成像。

也可使用备选的造影剂，例如超极化氦。

可能的应用是低对比度结构（例如，肺和骨）成像以及功能成像。西门子多核选件允许用户发射和接收使用原子核³He、⁷Li、¹³C、¹⁹F、²³Na、³¹P 和 ¹²⁹Xe 进行的实验。

多核波谱 (MNS)

MR 波谱学 使用氢质子以外的其他原子自旋核（例如碳和磷）的波谱研究。用于研究代谢物和细胞内 pH 水平，尤其是肝脏。



A B C

D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z 123 缩写

多回波序列

MRI 测量技术：采集 T2 加权度不同的多个回波的脉冲序列。信号高度被横向弛豫减弱。信号的这种减弱可用于计算纯粹 T2 图像。

多平面重建 (MPR)

后处理：让您能够计算在 3D 或无缝多断层测量的基础上重建的任何方向的图像。



多血流速度序列

相位对比血管造影术：对各种血流速度同等灵敏的序列。用于采集血流速度的广泛变化，例如在周围动脉中。

多站式 MRA

MR 血管造影：对于外周或全身血管造影，通过多站式 MRA 可测量较大的区域，从而扩大 MR 系统的 FOV。在自动进床期间，分段（站）测量待检查区域。最后，得到的数据被合并入整个图像。

ECG 触发

生理控制成像 : ECG 触发可使测量与病人的心脏信号同步。R 波用作触发器。此方法特别适用于心脏或胸部测量。否则，图像可能由于心脏收缩而变得模糊。

二次反转恢复 (DIR)

MRI 测量技术 : 二次反转恢复
MRI 采用两个非选择性反转脉冲，以同时抑制来自纵向弛豫时间 T1 不同的两种组织发出的信号。在脑部，DIR 用于通过消除白质和脑脊液 (CSF) 的信号，选择性地对灰质进行成像。另请参阅[反转恢复](#)。

EPI 技术

→ 回波平面成像 (EPI)

EPI 因子

回波平面成像 : 单次激发脉冲之后采集的 EPI 序列的梯度回波数量（通常为 64 到 128）。例如，EPI 因子 128 所得到的测量速度是正常梯度回波序列的 128 倍。

Ernst 角

测量参数 : 梯度回波序列的翻转角 ($< 90^\circ$)，在该角度特定 T1 的组织类型产生最大信号。取决于重复时间 TR。

$$\alpha_{\text{Ernst}} = \arccos(e^{-TR/T1})$$

**FA 图**

弥散成像 : FA (分数各向异性) 图显示相对于平均弥散的各向异性弥散程度。

各向同性弥散: 水分子在每个方向均以相同的方式移动。

各向异性弥散: 明显朝着一个易通过的方向移动。

各向同性弥散显示为暗区，各向异性弥散则显示为亮区。颜色指示弥散的方向。

FA 图是弥散张量成像的参数图之一。

发射带宽

MR 测量 : 序列中激发脉冲激发的频率范围。

发射线圈

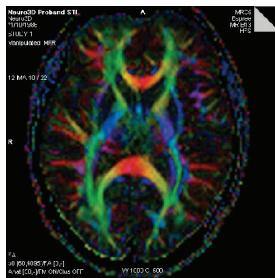
MR 组件 : 发送激发脉冲的局部线圈。

发射线圈调整

MR 测量 : 设置 RF 脉冲的发射功率 (翻转角)。

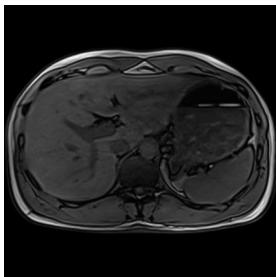
范例表

BOLD 成像 : 功能测量的计划序列, 例如: 10 个静止图像 (基线), 10 个激活图像。



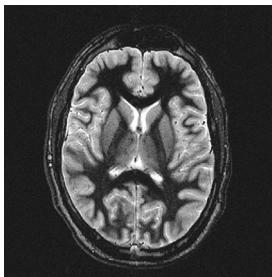
反相图像

MR 测量：当组织中的两种成分（通常是脂肪和水）在相反相位时，可获得反相图像，这就是说，这两种成分的横向磁化方位相反，部分相互抵消。脂肪和水质子的相位不同的原因是它们之间的化学位移。



反转恢复 (IR)

MRI 测量技术：反转恢复脉冲序列用于产生强 T1 加权。反转恢复序列的基本部分是为了消除特定组织的信号而在正常脉冲序列之前应用的 180° 脉冲。反转脉冲与正常脉冲起点之间的反转时间 TI 影响信号被消除的组织类型。



例如，与水相比，脂肪极快地返回信号，因此可选择适合脂肪和水原子的信号消除点以执行 STIR（脂肪抑制）和 FLAIR（体液抑制）成像。



翻转角

测量参数：翻转角用于定义脉冲序列的激发角度。它是由于应用了 Larmor 频率的 RF 激发脉冲而使净磁化相对于主磁场方向旋转的角度。

0° 到 90° 之间的翻转角通常用于梯度回波序列，90° 和一系列 180° 脉冲用于自旋回波序列，初始 180° 脉冲后跟 90° 和 180° 脉冲用于反转恢复序列。

反转时间 (TI)

测量参数：反转恢复序列中 180° 反转脉冲和 90° 激发脉冲之间的时间间隔。

放射性药物

→ [示踪剂](#)

非选择性脉冲

MRI 测量技术：利用非选择性脉冲采集数据时，多断层测量或同一断层的重复测量需要更长的 TR。需要更长的 TR 是为了保证连续测量之间的磁化得到充分恢复，单个测量之间互不干扰。

用于 3D 体积测量和预饱和技术（示例：[磁化传递对比](#)）。

分辨率

- 空间分辨率
- 时间分辨率

分次采集

测量参数：分配断层进行多次测量。可能的应用包括：

- t 对于短 TR，增加分次采集的次数，以便能够测量更多断层。
- t 为避免层间距短而产生串扰，将分次采集设置为 2 次，并使用隔行扫描方式扫描断层。

分段 HASTE

MRI 测量技术：标准 HASTE 技术的变体。使用分段 HASTE，在第一个激发脉冲之后获得一半图像信息，而第二个激发脉冲之后获得另一半图像信息。在第一个和第二个激发脉冲后采集的原始数据，接下来被插入原始数据矩阵中。选择较长的重复时间 TR，用于使自旋系统在激发脉冲之间恢复。任何的死时间都可用于激发其他断层。

优点：多回波脉冲链长度减半。HASTE 序列还可分割成 2 个以上的片段。

分区数量

- 分区

分区

3D 成像：在 3D 成像中，激发整个体积而非单个断层。
3D 厚片由多个无中断的分区组成。分区数量与 2D 成像中的断层数量对应。

**分区厚度**

3D 成像 : 3D 厚片 中单个分区的有效断层厚度等于厚片厚度除以分区数量。

分数各向异性图

→ FA 图

峰值

MR 波谱学 理论上, 纯正弦波频率在 [共振频率](#) 位置上显示单条谱线。但实际上, 谱线延伸成一个钝化峰。这是自旋—自旋相互作用和场不均匀性(磁体和病人)引起的。

峰的特征: 震荡频率 (ν_0)、
峰高度 (h)、半高峰宽 (b)
(半高全宽, FWHM)、面积。

峰值基线百分比

→ PBP 图

FID 信号

MR 物理学 RF 激发自旋核产生的信号; 如果没有外在影响, 可在特征时间常数 $T2^*$ 下呈指数衰减。

FISP 序列

MRI 测量技术：使用 FISP 梯度回波序列，残留的横向磁化在下次 RF 脉冲前不会被消除，而是与纵向磁化共同产生信号。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/T_2^* 的函数，通常不依赖于 TR。

FLAIR 技术

→ 黑水成像 (FLAIR)

FLASH 序列

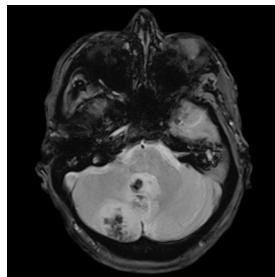
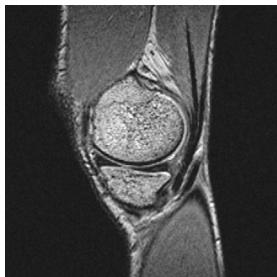
MRI 测量技术：FLASH 梯度回波序列利用纵向磁化平衡。残留的横向磁化被强梯度消除（[破坏梯度](#)）。使用 FLASH 序列可设置 T_1 加权和 T_2^* 加权的对比度。

FOV

→ 视野 (FOV)

fMRI

功能 MRI 利用血液的磁性来分析特定区域的脑活动。该技术基于血流中的微小变化，称为 BOLD 成像。





氟代脱氧葡萄糖 (FDG)

MR-PET 检查：氟代脱氧葡萄糖通常缩写为 ^{18}F -FDG 或 FDG，它是正电子发射断层扫描 (PET) 中使用的放射性药物。从化学上说，它是一种葡萄糖类似物，能够发射正电子的放射性同位素氟-18 取代了葡萄糖分子中正常的羟基。在 FDG 注射到病人体内后，MR-PET 扫描系统可生成 FDG 在身体内的分布图像。

→ 示踪剂

浮雕伪影

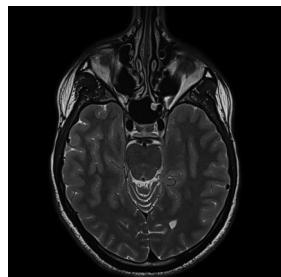
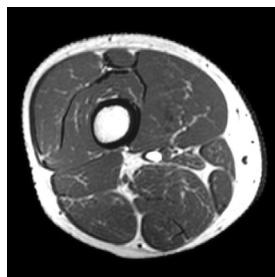
图像质量：在脂肪和水含量明显不同的组织（例如，脾、肾、眼窝、脊柱和椎间盘）间转换的浮雕样结构。

起因是化学位移：重建图像时，体素中的脂肪和水质子信号被分配到不同的图像像素。从脂肪转换到水时，这些不正确的编码导致在相应的频率编码方向上产生更高频的信号（暗表面区域）或无效信号（明亮区域）。

幅度图像

图像重建：正常图像显示。在幅度图像中，像素的灰度值与该位置的 MR 信号的幅度对应。

可选：相位图像



傅里叶变换 (FT)

成像：从原始数据重建图像的数学过程。

MR 波谱学 从时间解析 MRI 数据计算 MR 波谱的方法。

傅里叶行

测量参数：在原始数据集（k 空间）中，[原始数据矩阵](#)的列代表测量信号的[频率编码](#)部分。

傅里叶列

测量参数：在原始数据集（k 空间）中，[原始数据矩阵](#)的行代表测量信号的[相位编码](#)部分。

傅里叶空间

→ k 空间

**钆 DTPA**

造影剂 : 根据摄取含钆造影剂的浓度的不同, 组织的 T1 和 T2 值的减少量不同。 T1 效应与临床常规流程的关系更为密切。

感兴趣区 (ROI)

后处理 : ROI 是 MR 图像中挑选出进行评估的区域。

感兴趣区 (VOI)

VOI 是用于测量或评估的体积。

高斯

MR 物理学 磁场强度的旧单位。现在使用的单位是 **特斯拉 (T)** (1 特斯拉 = $10\,000$ 高斯)。

隔行扫描断层

→ [断层序列](#)

跟踪饱和

断层定位 : 预饱和脉冲可作用在断层的一侧, 以降低流进该侧面的自旋信号强度 (通常是血液)。由于动脉和静脉血流通常是反向的, 所以可选择性显示动脉或静脉 (例如, 颈动脉和颈静脉)。

断层按顺序测量 (逐个断层)。预饱和脉冲保留它相对于断层的位置。

GLM

BOLD 成像 : GLM 通过调整不同信号部分的线性结合计算 BOLD 图像。而且，还可成功地抑制缓慢的信号波动之类的干扰，得到可靠的激活图。GLM 也可详细评估测量数据。

功能成像

与身体部位和器官的解剖结构和形态成像相反，功能成像显示心肌功能之类的生理活动。

对于功能神经成像，请参阅 [fMRI](#)。

功能磁共振成像

→ [fMRI](#)

共振

物理学 特定频率的两个系统之间的能量交换。例如，乐器中的弦在相同音调下共振。



共振频率

MR 物理学发生共振的频率。对于 MR, 它是为了影响自旋平衡而使用的 RF 脉冲频率, 这意味着它与自旋的 **Larmor 频率**一致。

GRAPPA

MRI 测量技术 : 增加**自动校准**和图像重建改进算法的 **SMASH** 技术。

GSP

→ **图形断层定位 (GSP)**

然而, 小磁场的不均匀性会导致不可避免的相位错误, 因此有必要进行相位校正。这样就需要采集略超过一半的原始数据。测量时间的减少略低于 50%。

灌注成像

MR 应用 : 灌注是最重要的生理和病理生理参数之一, 可通过 MRI 进行无创评估。有多种技术可利用内源性对比法 (例如, **动脉自旋标记**) 或外源性造影剂动态法推导与灌注相关的参数。

灌注加权图像

灌注成像 : 灌注加权图像显示在诊断上相关的组织灌注参数。

冠状面

断层方位：将体部分成后面部分（背侧、后部）和前面部分（腹侧、前面）。

轨迹

→ k 空间轨迹

归一化滤波

图像质量：使用表面线圈时使信号强度相等。使用该滤波，靠近线圈的区域信号强度减弱；而远离线圈的区域信号强度增强。

主要与[阵列线圈](#)一起使用。

过采样

测量参数：防止[混叠伪影](#)的方法。

读出过采样：在[频率编码](#)方向使采样点加倍而不延长测量时间。额外部分在重建时被丢弃。

相位过采样：在[相位编码](#)方向[FOV](#)之外的测量数据采集。提高 SNR。测量时间相应增加。100% 相位过采样与采集次数加倍的效果相同。





A B C D E F G

H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z 123 缩写

Hamming 滤波

原始数据滤波类型

行

→ 傅里叶行

HASTE 技术

MRI 测量技术 : HASTE 是一种
快速自旋回波技术, 用于连续
采集高分辨率的 T2 加权图像。

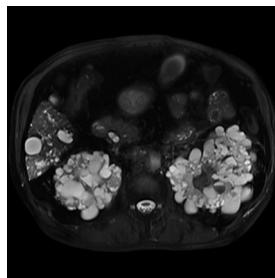
图像所有信息都在单次激发脉
冲后获得。回波通过后续的
180° 脉冲生成。图像在半傅里
叶重建之后获得。

毫特斯拉每米 (mT/m)

梯度技术 : 梯度强度的测量
单位。

赫兹

物理学 频率的国际单位
($1 \text{ Hz} = 1 \text{ s}^{-1}$)。



核自旋

MR 物理学 含有奇数个中子和质子的原子核具有核自旋现象。对于 MR 成像，主要使用氢质子。对于 MR 波谱学，也可使用其他原子核，例如磷、氟和碳。

横断面

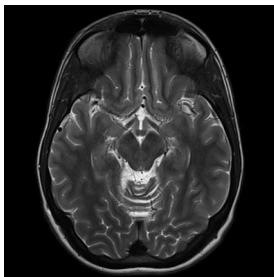
断层方位：将身体分为头部（头、上）和足部（足、下）的正交平面。
近义词：轴位平面。

横向弛豫

MR 物理学 横向磁化强度由于进动自旋核之间相干性的损失而衰减（由于自旋核之间能量交换）；又称为自旋 - 自旋弛豫。

横向弛豫时间

→ T2 常数（横向弛豫时间）





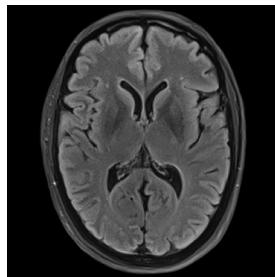
横向磁化 (M_{xy})

MR 物理学 横向磁化 M_{xy} 是 xy 平面上宏观磁化向量的分量，即垂直于固定磁场 B_0 。横向磁化进动在接收线圈中产生随时间变化的感应电压。该电压的时间过程即为 MR 信号。在 RF 激发后， M_{xy} 衰减为零的速度以时间常数 T_2 （理想）或 T_2^* （实际）衡量。

黑水成像 (FLAIR)

MRI 测量技术：例如，T2 FLAIR 就是有效回波时间和反转时间更长的快速反转恢复技术，用于抑制液体流动。采用传统的 T_2 对比度时，病变不可见，因为它们被明亮的液体信号覆盖。

但是采用黑水技术，病变可以显现出来。通过使用反转脉冲，使液体 T_1 弛豫在 T_1 时间点上为零，从而使该信号被消除。



黑血

心脏成像：饱和血液的特殊预备脉冲，用于显示心血管组织解剖结构。

HIPAA

美国国会实施的《健康保险携带和责任法案 (HIPAA)》中规定了保护敏感病人信息的标准。

后处理

图像评估：MR 图像可经过各种方法处理后进行评估，例如 [图像减影](#)、平均化、旋转、反转、[多平面重建 \(MPR\)](#)、[最大密度投影 \(MIP\)](#) 等。

呼吸触发

生理控制成像：减少呼吸伪影的技术。数据采集在呼吸周期中固定点触发。利用门控技术，可创建呼吸周期中任何相位的图像。通过合适的传感器或 MR 方法（[导航序列](#)）获得的呼吸信号用作[触发信号](#)。



呼吸门控

生理控制成像：减少呼吸伪影的技术。呼吸门控仅采集预定义时窗内的数据，在此期间呼吸伪影极小，例如呼气末期。使用[导航序列](#)可检测膈肌运动。

化学位移

MR 物理学 原子核共振频率的位移取决于该原子的化学键或分子的结构。这主要由电子壳层削弱外加磁场引起，并且与该磁场强度成正比。

单位：ppm（百万分之一）的共振频率。脂肪和水的共振频率相隔大约 3.5 ppm，这大约相当于 1.5T 磁场中的 225 Hz 与 3T 磁场中的 450 Hz 的绝对频率差异。

化学位移成像 (CSI)

MR 波谱学 与[单体素波谱学](#)相反，CSI 方法从波谱矩阵中的[感兴趣区 \(VOI\)](#) 映射代谢物信息。

化学位移伪影

图像质量：在梯度回波序列中，**化学位移**可导致成像中“相位抵消”。产生此效应的原因是：脂肪和水的**共振频率**稍有不同（大约是 3.5ppm），导致含有脂肪和水的体素出现相移。在反相位图像中，脂肪和水的图像相互发生位移。位移幅度取决于场强和带宽。

环绕伪影

→ **重叠伪影**

回波

MR 物理学 回波是指通过共振电磁辐射的脉冲对自旋磁化进行重聚焦。

在初始激发脉冲由于自旋弛豫以及任何可导致样品中不同的自旋以不同的速度进动的非均质效应而随时间衰减后观察到的 MR 信号。

→ 梯度回波 (GRE)

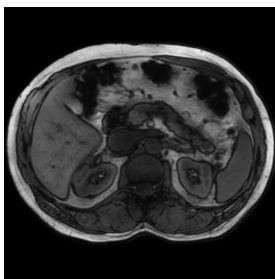
→ 自旋回波 (SE)

回波共享

MRI 测量技术：用于双对比或时间分辨率更高的序列。回波用于一个以上原始数据矩阵。

回波间距

测量参数：两个回波之间的距离。回波间距用于 TSE 或 EPI 之类的序列。短回波间距产生紧密的序列时序和较少的图像伪影。





回波链

多回波序列：一系列 180° RF 聚相脉冲及其用于快速自旋回波脉冲序列的相应回波。

回波平面成像 (EPI)

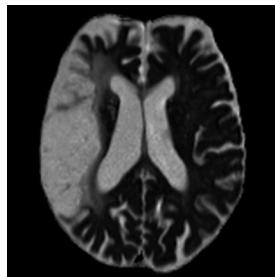
MRI 测量技术：在单次激发后采集多条 k 空间线的快速成像方法。最常见的情况是采集数据以获得完整 2D 图像（“单次激发”EPI）。

恢复脉冲

MRI 测量技术：TSE 序列的回波链结束时的 90° RF 向后翻转脉冲。这样可将瞬时横向磁化旋转到纵轴。该技术可缩短 TR，而对比度相当，且采集时间缩短。

回波时间 (TE)

测量参数：序列的激发脉冲和用作 MR 信号的回波之间的时间。决定图像对比度。



回顾性门控

生理控制成像：非触发数据和ECG信号的同步采集。分别包含持续时间有限的特定心脏相位的数据采集窗口，沿着整个R-R间期等距离地传播。ECG信号在随后的后处理中用于将图像分配给正确的心动周期相位。

也可用于搏动血流。

混叠伪影

图像质量：测量组织处于FOV之外但位于线圈感应区内时产生折叠伪影。来自于FOV之外的信号重叠在该图像上，但位于对侧。这是由取样及随后对频率高于Nyquist频率的信号成分进行傅里叶变换引起的。

主要通过过采样进行校正，但还可使用局部预饱和进行校正。

活性时间曲线

神经成像：活性时间线是给定激活任务的时间图，用于BOLD评估等。





A B C D E F G H

I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z 123 缩写

iPAT

MRI 测量技术 : iPAT 是指集成并行采集技术。 iPAT 是西门子在 MAGNETOM 系统中实施并行采集技术 PAT 的方式。

iPAT 包括 mSENSE 和 GRAPPA 测量技术, 以及 [自动校准](#) 和 [CAIPIRINHA](#)。

iPAT²

3D 成像 : 3D 序列包括两个相位编码方向: 传统 2D (PE) 方向和层方向的附加相位编码 (3D)。

3D 方向的加速度称为 “iPAT²”。

吉布斯伪影

→ 截断伪影

激发脉冲

MRI 测量技术：应用 RF 脉冲使磁化矢量离开沿着纵轴方向的位置进行旋转。激发 RF 脉冲能量越高，净磁化的偏转幅度越大。RF 脉冲结束时的磁化偏转幅度称为翻转角。

基线

MR 波谱学 [波峰](#)升高处的背景信号。

基线图像

BOLD 成像：与激活图像相对的未激活图像，另请参阅[范例表](#)。

基线校正

MR 波谱学 波谱的后处理，用以抑制基线偏离零线。

加速因子

测量参数：与常规的自旋回波序列相比，使用 TSE 序列可节省的测量时间。

示例：加速因子（回波链）为 7 时，与采用类似参数的 SE 序列相比，TSE 序列测量快 7 倍。

简化矩阵

测量参数：当您选择的测量矩阵行比例少时，将会得到简化矩阵。不再测量高空间频率。这会减少扫描时间。在图像重建前，未测行由零填充（[零填充](#)）。这相当于在相位编码方向上插值；因此，屏幕上仍显示正方形图像。



A B C D E F G H I

J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z 123 缩写

交叉校准

MR-PET 检查：为了确保 PET 数据的可靠性，需要关联一些外部放射性测量。在研究背景下，外部测量设备可为井式计数器；在临床 PET 中，使用剂量校准器。

交互式实时尖端追踪 (IRTTT)

MR 测量技术：内嵌有微型线圈的基于软件追踪的设备（例如，导管）。用户可以将断层连接到设备中配备微型线圈的部件上并追踪其移动情况。此外，可以根据所检测到的设备位置和方位自动确定断层方位（垂直、平行、三点平面）。

交互匀场

磁场：通过手动调节匀场线圈提高磁场均匀性。可单独地对选定脉冲序列设置和优化匀场电流。

交换

→ 梯度交换 *syngo WARP*

MRI 测量技术 : WARP 提供了基于 TSE 序列的专用成像技术, 以减少 MR 条件安全性金属植入物造成的磁化率相关伪影:

- t 高带宽优化 (读出带宽、RF 脉冲带宽)
- tSEMAC
- tVAT

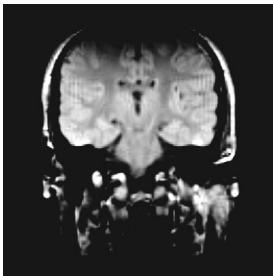
截断伪影

图像质量 : MR 图像常显示与组织过渡位置平行的周期性振荡。伪影是信号强度强弱变换的条带。组织中所有的陡峭跃迁都受这种效应影响。

伪影由模拟信号逐点取样引起。理论上, 必须对无限数量的点取样。但是, 实际应用中取样点数量有限: 数据会被截断。

介入 MRI (iMRI)

MRI 引导微创手术。通常, “介入”MRI 指的是活检、热消融术和血管内支架放置等微创手术。iMRI 缩写常常包括“术中”应用, 即开颅肿瘤切除术等手术介入。





A B C D E F G H I

J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z 123 缩写

接收线圈

MR 组件 : 接收信号的局部线圈。通过体部线圈进行激发, 测得的信号是病人特定的信号响应。

接收带宽

→ 读出带宽

进动

MR 物理学 自旋体旋转轴围绕另一条与其相交的直线转动, 形成一个圆锥体。

进动频率

→ Larmor 频率

晶格

MR 物理学 纵向弛豫过程中, 原子核交换能量的磁场和热力学环境。

卷折伪影

→ 重叠伪影

局部并行采集 (PPA)

→ PAT

局部 MIP

MR 血管造影 : 局部 MIP 可提高图像质量。只需使用包含感兴趣血管的体素的部分数据体积。这就使得投影包含更少的背景噪声像素, 并显示亮度较低的脂肪信号。另外, 还可单独选择血管进行重建, 用于保持全面的图像信息。

局部 SAR

安全 : 在指定时间内针对曝露于体积 RF 发射线圈的病人体部质量取得的平均比吸收率 (SAR)。

局部线圈

MR 组件：局部线圈是用于各个身体部位的 RF 接收线圈。局部线圈的信噪比较高。

局部匀场

磁场：这种 **匀场** 限于先前选定的局部体积。

→ **3D 匀场**

聚相

MR 物理学 **散相** 的恢复过程；自旋恢复相位。通过一个产生 **自旋回波** 的 180° 脉冲或反方向的梯度脉冲实现。

矩形 FOV (RecFOV)

测量参数：如果感兴趣对象是椭圆形，可选择矩形 **视野**。这适合腹部或脊髓区域之类的检查。

矩形 FOV 可与 **简化测量矩阵结合**。例如，通过调整过的矩阵进行矩形 FOV 采样。获得的矩形图像中行比列少。

全分辨率原始数据空间采样密度低，因此分辨率未降低。测量时间缩短，信噪比也降低。

矩阵

→ **图像矩阵**

→ **原始数据矩阵**

矩阵大小

测量参数：**原始数据矩阵的大小**；不仅影响**空间分辨率**，还影响测量时间和**信噪比**。

在正方形的原始数据矩阵中，行数等于列数。

均匀性

图像质量：如果磁场强度处处相同，则认为该磁场是均匀的。对于 MR，静态磁场的均匀性是衡量磁场质量的一个重要标准。高均匀性对于频率**脂肪饱和**、**大视野 (FOV)**、**偏中心成像**、**平面回波成像**以及**MR 波谱**非常重要。



k 空间

k 空间是包含所测图像的数字化原始数据的二维或三维数据模型。通常，k 空间与[原始数据矩阵](#)相同，该矩阵通过传统的测量技术逐行填充。

k 空间的轴称为 k_x （水平轴）和 k_y （垂直轴）。这些轴所构成平面的数据点代表[空间频率](#)。[傅里叶变换](#)将这些空间频率数据转换为最终图像进行显像。

k 空间轨迹

MR 测量：k 空间采样期间在空间频率域中示踪的路径，由应用的梯度决定。MRI 中使用的普通 k 空间轨迹包含以下方法：笛卡尔坐标、径向、螺旋、之字形和 BLADE。

抗磁性

MR 物理学 引入一种物质到磁场中从而轻微削弱该磁场的效应。抗磁性物质磁化与主磁场相反。这种物质被视为具有负磁化率（可磁化性）。

空间编码

MR 测量：使用[频率](#)和[相位](#)编码梯度，确定断层位置与方向。因此，信号来源的位置被编码在 MR 信号中并在后续图像计算中重建。

空间分辨率

图像质量：区分相邻组织结构的能力。空间分辨率越高，诊断微小病变的效果越好。

随着矩阵增大、FOV缩小以及断层厚度变薄，空间分辨率升高。

空间滤波

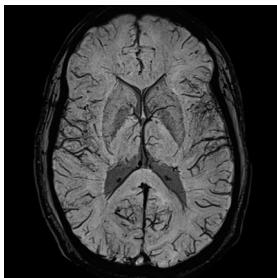
重建参数：空间滤波是平滑图像的参数。空间滤波可增加信噪比，但同时会降低空间分辨率。

空间频率

物理学周期性过程在单位空间内的重复次数（与时间频率相反）。

空间位移

图像质量：空间位移描述叠加图像未正确配准时发生的效果。例如，t图可能会在空间上产生形变。因此，叠加的图像可能未正确对齐，需要通过叠加解剖EPI图像或场图进行检查。





快速 Dixon

MRI 测量技术 : 一种双回波

Dixon 技术, 在一个回波链内
连续采集同相和反相回波,
以降低对运动的灵敏度。可能
存在非对称回波模式, 可增加
同相与反相回波之间的距离。

另请参阅 [Dixon 技术](#)。

快速反转恢复

(TurboIR、TIR)

MRI 测量技术 : 采用反转脉冲
的 TSE 序列; 长 TI 用于流体
抑制 ([FLAIR](#)) ; 短 TI 用于脂肪
抑制 ([STIR](#))。

快速反转恢复幅度 (TIRM)

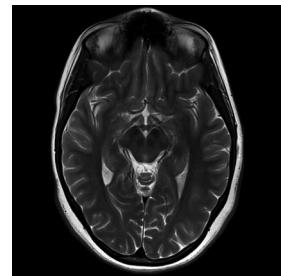
MRI 测量技术 : 与 TurboIR 相
同, 但包含信号的幅度图像以
及相应显示。

快速梯度自旋回波

(TurboGSE、TGSE)

MRI 测量技术 : TurboGSE 是由
TSE 和 EPI 衍生出的混合序列。
在 TGSE 中, 每个自旋回波之
前和之后生成额外的梯度回
波。自旋回波被分配到原始数
据矩阵的中心, 从而提供纯粹
的 T2 对比度。梯度回波被分
配到外部片断。梯度回波在很
大程度上决定了图像分辨率。

对比 TSE 的优势: 更快、脂肪
部分更暗、对磁化效果更灵敏
(例如: 血铁质流出)。



**快速自旋回波
(TurboSE、TSE)**

MRI 测量技术 : TSE 是一种快速多回波序列。脉冲链的每个回波接收不同的相位编码。在一个重复时间 TR 内, 采集到与脉冲链回波数量相等的原始数据行 (分段的原始数据)。加速因子可加快速度, 常用于提高分辨率。

快速傅里叶变换 (FFT)

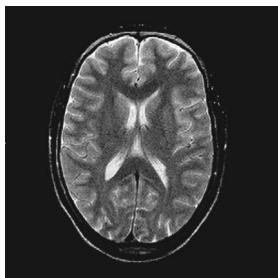
图像重建 : 从原始数据快速重建 MR 图像的算法。

宽度

→ 调窗值

扩散谱成像 (DSI)

MR 应用 : DSI 是一种弥散加权成像变异, 可以解析细微的脑部解剖细节, 例如通过在单次扫描中使用多个弥散方向和 b 值查看白质纤维交叉图像。





Larmor 频率

MR 物理学 原子自旋核沿外部磁场方向产生进动的频率（也称作进动频率）。Larmor 频率取决于核的类型和使用的磁场强度。

1.0 特斯拉时，质子的 Larmor 频率约为 42 MHz；而在 1.5 特斯拉时，约为 63MHz。

→ 进动

亮血效应

图像质量：由于缓慢流动而高亮显示血液。在重复时间 TR 里，血管内的自旋完全被未饱和自旋代替。在梯度回波序列中，这个信号为最大值，血液在 MR 图像中高亮显示。

这种效应可用于心脏的亮血成像，以动态显示血液流动。

列

→ 傅里叶列

列表模式数据

MR-PET 检查：列表模式数据是 PET 检查的原始数据。除了正弦图外，列表模式数据还包含每个事件的精确时间信息，包括触发信息。列表模式数据会在重建之前转化成正弦图。

零充填

MRI 测量技术：使用零扩展原始数据矩阵的插值技术。常用于增加相位编码方向（例如，从 256 至 512）或 3D 测量的断层编码方向（例如，从 32 至 64）的矩阵大小

灵敏度

→ MR 灵敏度

流动编码

MRI 测量技术：使用相位编码或其他技术获得关于物质的运动方向和速度的信息。

流动补偿

MRI 测量技术：为克服自旋运动引起的信号丢失，运动和静止的自旋都可以进行聚相。为此，要切换具有适当大小和持续时间的梯度脉冲。

→ 梯度运动聚相 (GMR)

流动聚相

→ 聚相

流动散相

MRI 测量技术：通过应用特别提供的梯度场对运动自旋进行散相同时保持静止自旋的信号，从而排除来自血液之类流动物质的信号。

→ 散相



A B C D E F G H I J K

L

M N O P Q R S T U V W X Y Z 123 缩写

流动伪影

图像质量：运动伪影由测量时的局部信号变化造成。比如，由于血液的脉冲性流动引起的垂直于图像平面的血管流入信号强度周期性改变。例如，在横断位的体部图像中，主动脉处会出现重影。由于这种非周期性流入增强伴有心脏内的血流湍流，因此可导致图像中出现拖尾伪影。

流动效应

图像质量：流动效应在 MR 成像中有两个互相矛盾的作用：

□ t 它们是图像伪影的来源

→ 流动伪影

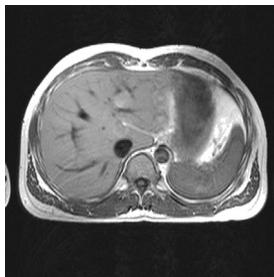
□ t 在 MR 血管造影术中，它们用于显示血管并提供血流速度的定量信息。

→ 亮血效应

→ 喷流效应

→ 信号消失

→ 洗出效应



流量灵敏度

相位对比血管造影术：相位对比序列的流量灵敏度是指流动速度，在该流动速度时流动补偿和流动编码扫描之间的相差是 180 度。另请参阅 [速度编码](#)。

流入技术

→ [时飞血管造影 \(TOF\)](#)

流体衰减反转恢复

→ [黑水成像 \(FLAIR\)](#)

LOTA 技术

MRI 测量技术：对数据取平均值以减少运动伪影。在测量过程中，对每次数据采集的完整原始数据集进行测量。在测量结束时，获得多个完整原始数据集并取其平均值。

轮廓伪影

→ [化学位移伪影](#)

逻辑梯度

MR 测量：对于正交断层，3 个 [物理梯度](#) 都各有一项“逻辑”任务：[断层选择](#)、[频率编码](#) 和 [相位编码](#)。对于斜位断层，逻辑梯度是这些物理梯度的混合结果。



脉冲 ASL

灌注成像：脉冲 ASL 是一种 **动脉自旋标记** 技术，其优点是不需要造影剂，例如含钆造影剂。

脉搏触发

生理控制成像：脉搏触发抑制由于搏动的血液和体液引起的运动和流动伪影。使用指状传感器等获得的脉冲波可用作触发器。

尽管脉搏传感器比 ECG 电极更易于使用，但并不精确，不适合用于心脏成像。

脉冲序列

MR 测量：用于激发待测体积、产生信号并提供**空间编码**的 RF 脉冲和梯度脉冲的时间序列。

典型的脉冲序列：自旋回波、梯度回波、TSE、反转恢复、EPI 等。

门控

生理控制成像：利用时窗进行成像同步，以便选择特定事件或信号，而消除或放弃其他事件或信号。可用于检测这些时窗的方法有多种，例如 ECG、外周脉搏和胸部运动（另请参阅 [PMU](#)）。同步方式可为前瞻性或回顾性。

MDDW

弥散成像：为了计算[弥散张量](#)，该技术在至少 6 个空间方向上提供多方向弥散加权 (MDDW) 测量。每个[断层位置](#)、[b 值](#) 以及弥散方向（当 $b > 0$ ）上均产生一个弥散加权图像。

MEDIC

MRI 测量技术：一次测量中获得的多个回波组合到一幅图像中。优点：接收带宽更高，伪影更少。应用：颈椎、关节。

弥散

物理学 分子或其他粒子从高浓度区域向低浓度区域移动的过程。虽然分子一直处于热运动中（布朗分子运动），但在浓度相等时达到统计平衡。

弥散对比度

弥散成像：沿梯度场方向上的水分子弥散会减弱 MR 信号。其效应为指数函数：

$$\text{信号} = S_0 \exp(-b D)$$

在弥散程度低的区域（病变组织），信号丢失越弱。在弥散加权图像中，这些区域将显得更亮。



弥散方向

弥散成像：在不同方向进行弥散加权测量。弥散方向数量取决于弥散模式，并且可由用户选择。

弥散加权成像 (DWI)

MR 应用：MR 成像对运动和流动以及相对低的弥散效应敏感（通过强梯度显示）。组织内的弥散运动（例如：水的自然弥散）可减弱信号。

与周围相比弥散程度减弱的区域更重要（例如沿着白质纤维束的细胞膜或受中风影响的大脑区域）。弥散程度减弱意味着信号减弱程度越弱：受影响区域在弥散加权图像中显示更亮。

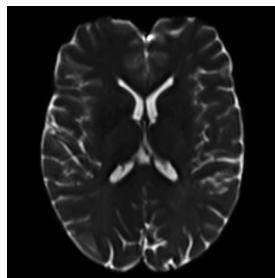
弥散加权系数

→ b 值

弥散纤维束成像

弥散张量成像：利用弥散张量测量来显示神经通路（弥散纤维束）的方法。

纤维束成像支持手术计划和有关白质连通性和病理学的神经生理学研究。



弥散图

→ ADC 图

弥散张量

弥散成像：将弥散方向关系考虑在内的物理量。弥散张量以三个坐标显示水分子的运动。张量数据用作计算其他图（例如：[FA 图](#)）或[弥散纤维束成像](#)的基础。

弥散张力成像 (DTI)

MR 应用：显示弥散方向关系的方法。应用：对神经纤维束的结构、外形和完好性进行检查（神经学研究）。

MIP

→ 最大密度投影 (MIP)

MPR

→ 多平面重建 (MPR)

MPRAGE

MRI 测量技术：MPRAGE 是使用反转准备脉冲的 TurboFLASH 技术的 3D 扩展。从每个准备脉冲中只获得 3D 数据记录的一个片段或一个分区。

MR 波谱成像 (MRSI)

→ MR 波谱学 (MRS)



MR 波谱学 (MRS)

MR 应用 : MR 波谱学可对细胞新陈代谢关系进行无创性测量。MR 波谱显示的是信号强度对测量体积 (体素) 化学位移的依赖程度。然后可据此推测出对波谱有影响的代谢物浓度。

在 MR 波谱中, MR 信号作为时间的函数来测量: 快速降低的高频振荡。使用傅里叶变换, 振荡变换为其频率组成的显示图, 即 **频谱**。

在中间代谢区, MR 波谱是组织和器官体外和体内检查的重要方法。

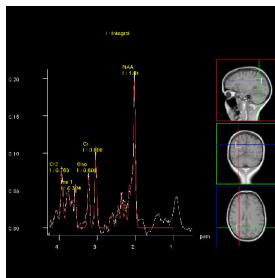
MR 成像

→ 磁共振成像 (MRI)

MR 灵敏度

MR 物理学 用于 MR 检查的原子核必须 “对 MR 敏感”; 也就是说, 它们必须具有核自旋。这一条件排除了所有含偶数个质子和中子的原子核。

由于氢的同位素 ^1H 最灵敏, 因此它被用作其它原子核的参照。其相对灵敏度是 1 或 100%。



MR-PET 检查

使用双设备成像系统 MR 加 PET 扫描仪采集数据的流程。

MR 图像

MR 图像由许多图像元素构成，它们又称为像素。像素以棋盘式排列的方式分布在矩阵中。图像矩阵中的每个像素显示一个特定的灰阶。整体来看，此灰阶矩阵提供图像。

像素的灰阶值反应相关体积单元（体素）的测量信号强度。反过来，体素的信号强度取决于相应的横向磁化。





MR 信号

MR 物理学 RF 范围的电磁信号。由接收线圈中的可变电压产生的横向磁化进动引起（发电机原理）。该电压的时间过程即为 MR 信号。不同组织体素中的不同 MR 信号会产生图像对比度。

MR 心脏病学

MR 应用：心脏 MR 的优点包括：

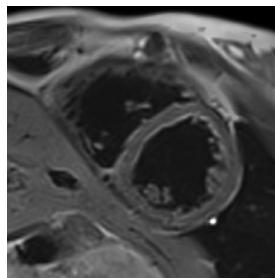
- t 自由选择图像平面和 FOV
- t 较高的组织对比度
- t 时间和空间分辨率

沿相应的断层平面，可以采集多个心脏断层。这样便在所有三个维度显示心脏的完整解剖结构。

根据心脏相位采集的数据记录可通过[电影显示心跳](#)。

随后的心脏检查定量评估可完成的工作包括：

- t 计算心室容积、心肌质量和功能参数
- t 手动或半自动分割左心室的内外心壁和右心室的内壁：ED 和 ES 图像或完整的心动周期。
- t 评估心肌壁的厚度；评估每一部分心壁厚度的变化（ED 和 ES 相之间或心动周期中）



MR 序列

→ 脉冲序列

MR 血管造影术 (MRA)

MR 应用：利用 MR 描绘血管。MRA 虽然不能真正显示血量，但是可显示血液的具体物理特性；例如，磁化状态或局部血流速度。这被视为血量。MRA 并不显示单独的血管，而是显示测量体积内的所有血管。随后可从 3D 数据体积重建不同的视图 (MIP)。

MR 造影剂

→ 造影剂

mSENSE

MRI 测量技术：增加自动校准和图像重建改进算法的 SENSE 技术。

mu 图

MR-PET 检查：为了获得定量 PET 信息，MR-PET 成像依赖处理为 MR 推导衰减图 (mu 图) 的 MR 信息，它反过来又可用于 PET 数据的衰减校正。

模数转换器 (ADC)

MR 组件：接收线圈系统的一部分，可将 MR 模拟信号转换为数字信号。

目标 MIP

→ 局部 MIP



NEMA

美国电气设备和医学成像制造商协会。

医学成像和技术联盟 (MITA) 作为 NEMA 的一个部门，代表包括 MRI、CT、X 射线和超声波产品在内的医学诊断成像设备的制造商。

爬升率

→ 梯度爬升率

PACE

图像质量：测量时，PACE通过减少断层之间的偏移，实时修正呼吸和运动伪影。这样，在一次测量中允许多次屏气和自由呼吸之类的检查。

→ 1D PACE

→ 2D PACE

PAT

MRI 测量技术：PAT 是并行成像技术的通用术语。其他 PAT 术语包括“并行成像”和“局部并行采集”。

有两组不同的 PAT：使用基于图像的方法（例如：[SENSE](#)、[mSENSE](#)），PAT 重建在[傅里叶变换](#)之后进行。

使用基于 k 空间的技术（例如：[SMASH](#)、[GRAPPA](#)），PAT 重建在[傅里叶变换](#)之前进行。

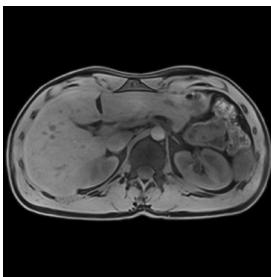
PAT 可缩短测量时间而不降低图像分辨率。减少测量行数会降低信噪比。

PAT 的先决条件是使用[阵列线圈](#)以及计算所有阵列线圈元件的[线圈概况](#)（例如：通过自动校准）。

PAT 最重要的优势是：减少屏气时间，提高动态测量的时间分辨率以及锐化[回波平面成像](#)的图像（通过缩短回波链）。

→ iPAT

→ iPAT²





PAT 因子

测量参数 :
PAT 因子是 PAT 中相位编码步骤减少的量度。示例：如果 PAT 因子为 2，则将跳过每一个第二步。这样测量时间将减半。

对于 $iPAT^2$ ，PAT 因子是相位编码和分区方向的两个 PAT 因子的乘积。示例：相位编码方向的 PAT 因子 4 乘以分区方向的 PAT 因子 3 得到总 PAT 因子 12。

PBP 图

灌注成像 :峰值图上的基线百分比可以针对断层进行重建。灰度显示了相对于注入造影剂前的基线图像的信号变化。

PC 血管造影

→ 相位对比血管造影术 (PCA)

PETRA 序列

MRI 测量技术 :用于 3D T1 成像的序列，需要极有限的梯度活动。*Quiet Suite* 中用于在 MR 检查过程中降低噪声水平的部分。

喷流效应

图像质量 :由于像湍流一样的复杂流动模式而导致自旋散相的效果。信号丢失程度和低信号区域的大小取决于流动模式和使用的脉冲序列。在评估血管狭窄时必须考虑到这种效应。

偏离中心

断层定位：在断层平面内，断层组中心相对于磁场中心的偏移。

频率

物理学 周期性过程在单位时间内的重复次数（单位：赫兹）。

频率编码

MR 测量：数据采集时，在某一空间方向上使用磁场梯度，使原子自旋核进动频率线性增加。读出的 MR 信号是所有这些频率的混合。这些不同频率可以分别过滤。在行方向上，从这些频率中可重建原子自旋核位置。

这条轴称为频率编码轴。

与其垂直的轴处于相位编码方向。



频率调整

MR 测量：将 RF 系统频率设置为主磁场的**共振频率**（Larmor 频率）。

平均

测量参数：取测量到的断层信号的平均值，用于提高信噪比(SNR)。例如，对测量中进行的 2 次**数据采集**取平均值，也就是采集次数 (NA) = 2。SNR 随着平均数的均方根而增加。

平面内分辨率

图像质量：平面内分辨率由**像素**的大小确定。像素越小，平面内分辨率越高。

平行饱和

断层定位：通过饱和与断层平面平行但位于断层层叠之外的区域，流进测量区域的血液在测量开始时几乎不产生信号。这样可消除血管腔内信号，并防止在相位编码方向上产生**重影**。

这种**预饱和**可在断层两侧都进行。平行饱和断层随感兴趣断层移动，从而简化计划。

PMU

MR 组件 : 生理控制成像设备, 用于采集病人的生理信号 (ECG、呼吸和脉搏)。PMU 由以下组件组成:

- tPERU
(生理 ECG 和呼吸单元),
- tPPU (外周脉搏单元),
- t 外部触发输入。

利用接收器 (例如, ECG 电极、呼吸垫和脉搏传感器) 采集生理信号。

PRESS 技术

MR 波谱学 用于获取波谱数据的多回波单次发射技术。PRESS 序列使用 $90^\circ - 180^\circ - 180^\circ$ 断层选择性脉冲。

PRESS 中所用的回波时间较长, 便于更好地显示弛豫时间较长的代谢物。

PRESS 对运动、弥散和量子效应的敏感性较低, SNR 优于受激回波采集法 (STEAM)。

PSIF 序列

MRI 测量技术 : PSIF 序列是时间反转 FISP 序列。它可在较短的测量时间内产生强 T2 加权对比度。

破坏梯度

MRI 测量技术 : 幅度足够大, 或持续时间足够长, 或同时具有这两种特征的梯度脉冲可使横向磁化完全 **散相**。回波之后使用破坏梯度, 使横向磁化可在下次激发脉冲之前被破坏。

用于 **预饱和** 及 **FLASH** 序列。



前面

→ 冠状面

前瞻性触发

生理控制成像：前瞻性触发用于将数据采集窗定位于特定心脏相位。

倾斜时间

→ 磁体倾斜时间

QISS

MR 血管造影：静态间隔单次激发 (QISS) 成像是一种用于外周 MRA 的非增强 MRA 技术。

tECG 触发的单次激发 2D 采集（每次心跳一个断层）。

t 在静态流入期之前，抑制背景组织的平面内饱和以及抑制静脉信号的跟踪饱和脉冲。

tECG 触发确保静态流入期与快速收缩流重合，以最大化流入成像断层的未饱和自旋。

t 利用磁体等中心周围的一系列成像站采集图像。这些成像站使用一系列屏气分次采集，以尽可能减少呼吸运动。

曲面重建 (CPR)

后处理：CPR 与 MPR 相似，但是可通过与用户根据解剖结构定义的曲线正交或相切的体积数据生成交叉面。

全景成像矩阵

→ Tim (全景成像矩阵)

全局时间强度曲线

灌注成像：评估团注成功输运的图表。

全身 MRI 检查

MRI 测量技术：在一次检查中对病人全身进行成像。使用的策略包括[多站式](#) MRI 或连续检查床移动期间采集（请参阅 [syngo TimCT](#)）。

全身 SAR

安全：在指定时间内针对病人身体总质量取得的平均比吸收率 (SAR)。

Quiet Suite

MR 应用：MRI 噪声的主要来源是梯度线圈快速切换时产生显著的机械振动。

Quiet Suite 包括 [QuietX](#) 和 [PETRA](#)，用于降低 MR 检查期间的噪声水平，为神经学和整形外科检查提供优化的协议。

QuietX

MRI 测量技术：用于在 MR 检查过程中降低噪声水平的 [Quiet Suite](#) 算法。通过梯度叠加和降低爬升率优化减噪的梯度轨迹，同时保持图像质量和测量时间。



A B C D E F G H I J K L M N O P Q

R

S T U V W X Y Z 123 缩写

RADIANT

MR 乳房成像：与超声波乳房成像类似的 3D 重建，可产生以乳头为中心的 360° 视野。

RARE 技术

→ HASTE 技术

relMTT 图

→ 相对平均通过时间

RESOLVE

MRI 测量技术：通过 RESOLVE 方法，可使用多次激发弥散加权成像序列，与标准单次激发回波平面成像 (ss-EPI) 相比，图像质量得到提高。RESOLVE 支持弥散成像 (DWI) 和弥散张量成像 (DTI) 的所有标准采集和数据处理功能。

RF 脉冲

→ 激发脉冲

RF 能量

→ 射频 (RF)

RF 扰相

MRI 测量技术：在读取回波后和下一次激发之前破坏任何残余横向磁化的技术。

→ 破坏梯度

RF 调整

MRI 测量技术：测量前的组件调整，通常为自动。

→ 频率调整

→ 发射线圈调整

RF 线圈

→ 线圈

融合

后处理：融合模式是通过采用 alpha 混合将多个 2D/3D 数据集进行图像融合的功能，即重叠两幅图像并手动设置不透明度。

RX 线圈

→ 接收线圈

R1、 R2、 R2*

→ 弛豫率 R1、 R2、 R2*

**散焦**

→ 散相

SAR

→ 比吸收率 (SAR)

散射

MR-PET 检查：检测到的光子对，其中至少有一个因与视野中的物质交互而偏离原来的路径，导致光子对分配错误响应线 (LOR)。

散射分数 (SF)

MR-PET 检查：散射真符合与散射加非散射真符合之和的比值。

散射校正

MR-PET 检查：散射校正可抑制散射重合的影响。

散相

MR 物理学 RF 激发后，进动自旋之间出现相差，导致横向磁化衰减。这主要由自旋与自旋间相互作用及磁场不均匀引起，还可由特定梯度场的变换引起（流动散相）。

→ 聚相

扫描

MR 测量：

1. 采集单个激发脉冲后的一个或多个 MR 信号

2. 采集完整的原始数据记录

SEMAC

MRI 测量技术：通过在断层方向应用附加相位编码步骤来校正 MR 条件安全性金属植入物造成的层间失真的技术。图像质量提高，例如临近髋部或膝部全关节置换物等大型金属结构时。

SENSE

MRI 测量技术：基于图像的并行采集技术 ([PAT](#))。使用 SENSE 技术，PAT 重建在 [傅里叶变换](#) 之后进行。

上升时间

→ [梯度上升时间](#)

设备执行程序步骤 (MPPS)

DICOM 服务：设备执行程序步骤服务通常称为 MPPS，可为图像设备提供将其执行的成像任务的相关信息传回 RIS 和 / 或 PACS 的机制。

例如，所采集图像的信息、检查持续时间、检查的开始时间和结束时间等。

射频 (RF)

MR 物理学 电磁波谱中可通过向天线馈送交流电产生电磁波的部分。MRI 中使用的 RF 脉冲通常在 1-100 兆赫兹的范围内。它们对人体的主要作用是热量形式的能量消耗，通常作用在身体表面。能量吸收对于建立安全阈值具有重要价值。

→ [比吸收率 \(SAR\)](#)

射频屏蔽

图像质量：MR 中使用的射频脉冲处在射频范围内。基于以下两个原因，必须将其屏蔽：

- t 外部电磁波（例如无线电、电器）会使测量变形，产生图像伪影。
- t 为了避免干扰其他接收器，系统的 RF 信号不能超出系统范围

通过将磁体和接收线圈安装在法拉第笼里（不能透过高频电磁波的空间），提供 RF 屏蔽。为此，磁体室之类场合应使用铜进行屏蔽，并且窗户覆盖有导电网屏。



神经成像

MR 应用：和 **BOLD 成像**一样，是脑神经系统应用的通用术语。

生理测量设备

→ PMU

生理控制成像

MRI 测量技术：心跳、呼吸、血流或液体流动之类的生理运动通常会产生伪影，这就使得准确解释 MR 图像虽非不可能，也会有很大难度。生理控制图像可抑制这些伪影。

→ 心脏触发（ECG 触发、脉搏触发）、呼吸触发、呼吸门控

失超

超导磁体：快速喷出液态制冷剂，用于使 MR 磁体保持超导状态。

时飞血管造影 (TOF)

MR 血管造影：时飞血管造影（流入血管造影）通过使非饱和、完全弛豫的血液流入断层而产生高信号，从而显现出血管。通过比较，固定（背景）自旋已部分饱和而产生相对较低的信号强度。

事件

MR-PET 检查：事件是指正电子湮没事件。放射示踪剂释放的正电子穿过组织，速度逐渐下降，直到可与电子相互作用。这种碰撞会使电子和正电子湮灭，产生一对大致沿相反方向运动的湮没（伽玛）光子。

该技术依赖对大致沿相反方向运动的光子对的同步或重合检测。事件类型包括**真符合**、**随机**和**散射**事件。

时间分辨率

测量参数：相同部位两次采集之间的间隔时间。

时间系列

灌注成像：在系列中，获得的 T2* 图像标有编号和时间位置。它们可用于[电影模式](#)和数据统计评估。

实时互动成像

MR 测量：在 MR 引导的介入检查（如活检、热消融和血管内程序）中，需要实时监控程序并根据路径计划对断层进行交互定位。

交互式实时 MRI 支持此类介入检查，因为用户可以在数据采集时实时地交互更改扫描平面位置和方位。

另请参阅[交互式实时尖端追踪](#)。

实时显示

图像显示：即时显示重建图像。常用于显示动态变化（例如，CARE Bolus 和 BOLD 成像）。



视野 (FOV)

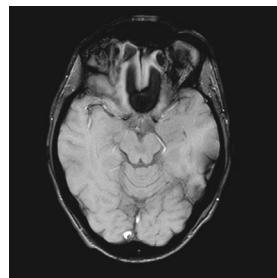
测量参数：待测量的方形图像区域（单位为 mm × mm）。对于固定矩阵大小，视野较小时空间分辨率增大，这是因为体素较小（像素大小 = FOV/矩阵）。但是，较小的体素产生的信号较弱。

失真伪影

图像质量：图像失真是由磁场的不均匀性、梯度的非线性或检查时附近有铁磁性物质引起的。

矢状面

断层方位：将身体分为左侧部分和右侧部分的正交平面。



示踪剂

MR-PET 检查：示踪剂是一种用于监测特定代谢物路径的物质，不会产生宏观作用（这意味着，示踪剂用量极少，通常会借助各种手段进行标记，例如荧光染色剂、正电子发射体等）。尤其是，PET 示踪剂是一种利用半衰期适合 PET 成像的正电子发射体标记的示踪剂。

收发两用线圈

MR 组件：既发送信号也接收信号的局部线圈。

数据采集

MR 测量：从 MR 信号收集原始图像数据的过程。为提高图像的信噪比，可采用多次采集对断层成像。数据采集技术示例：[CISS](#)、[CAPIRINHA](#)、[DESS](#)、[FISP](#) 等

衰减校正 (AC)

MR-PET 检查：发射的光子信号因其需要通过物质或组织而减弱。例如，线圈、检查床或病人都会削弱 PET 信号。因此，必须校正所采集的 PET 数据，以获得无伪影定量 PET 成像。这利用专门进行过后处理的 MR 图像完成，该图像称为 AC 图。这些 AC 图用于创建校正的 PET 图像。



双对比序列

MRI 测量技术 : 示例 : 带回波共享的双对比。

与双回波序列对应的 TSE,
通常快 5 倍。

为了保持脉冲序列尽可能短,
只有 PD 和 T2 加权图像中相位
编码梯度幅度较小的回波才分
开采集。

两个原始数据矩阵共用决定
分辨率的回波 ([回波共享](#))。
这样可减少所需的回波数量,
在指定 TR 中采集更多断层,
并且降低 RF 吸收量 (SAR)。

双回波序列

MRI 测量技术 : 具有两个回波
的序列。此外, 还可采集
[质子密度加权图像](#)而无需增加
测量时间。它们是从 T2 加权
双回波序列的第一个回波中生
成的。

双斜断层

断层定位：通过在图像平面上围绕一条轴旋转 [倾斜断层](#) 获得。

水饱和

图像质量：水频率选择性激发及随后散相，用于抑制水信号。这种技术用在 MR 成像和波谱中。

水图像

图像质量：纯水图像仅显示图像中水质子的信号而抑制脂肪质子的信号。水图像是由 [Dixon](#) 等技术生成的。另请参阅 [脂肪图像](#)。

水抑制

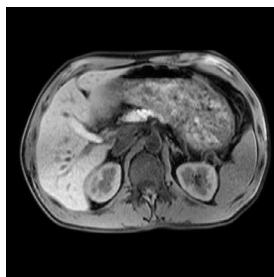
图像质量：MR 信号由来自水质子和脂肪质子的信号组合而成。可使用各种技术抑制水信号。

→ [水饱和](#)

顺序多断层成像

MRI 测量技术：检查区域的断层按顺序测量。

→ [断层序列](#)



**SMASH**

MRI 测量技术 : 基于 K 空间的并行采集技术 (PAT)。使用 SMASH 技术, PAT 重建在傅里叶变换之前进行。

SPAIR

MRI 测量技术 : 用于体部成像的脂肪饱和技术, 由于使用频率选择性反转脉冲而非常可靠。 SPAIR 使用对 B1 不均匀性不太敏感的绝热脉冲。

SSD

→ 表面遮盖显示 (SSD)

StarVIBE

MRI 测量技术 : 通过径向轨迹采集法获得的对运动不敏感的 VIBE 序列。支持自由呼吸扫描。

STEAM 技术

MR 波谱学 使用 STEAM 脉冲序列, 3 个断层选择性 90° 脉冲产生一个受激回波。

STIR 序列

MRI 测量技术 : 短反转时间 TI 的反转恢复序列, 用于脂肪抑制。TI 选择取决于场强, 例如在 1.5 特斯拉时, 典型范围大约为 150 ms。

速度编码

测量参数：

速度编码 (venc) 参数用于在相位对比图像中产生相移，又称为**流动灵敏度**。

随机

MR-PET 检查：两个参与光子从不同的正电子湮没中产生的重合检测结果。

SWI

→ 磁化率加权成像 (SWI)

syngo

所有西门子医疗器械通用的成像软件。

syngo BEAT

心脏成像：只需点击鼠标即可用于优化心脏检查的 syngo 工具。

syngo BLADE

MRI 测量技术：BLADE 技术有助于降低 MRI 检查对运动的敏感度：BLADE 可用于 TSE 序列。序列中的每一个**回波链**各自利用相邻激发之间发生旋转的相位编码方向生成一幅低分辨率图像。然后，每幅低分辨率图像结合在一起形成高分辨率图像。

syngo BRACE

MR 乳房成像：对 MR 乳房成像进行运动校正的方法。消除了动态成像中不同测量之间的运动伪影。

***syngo GRACE***

MR 波谱学 GRACE 是乳腺波谱成像中的 **SVS** 程序，用于量化胆碱信号。

syngo MR

MR 特定 *syngo* 应用。

syngo NATIVE

MR 血管造影：无造影剂的动脉和静脉图像（原像）。

tNATIVE SPACE：适用于外周血管 MRA；基于快速 3D TSE 序列；图像数据通过对两个 ECG 触发数据集（心脏收缩和舒张）进行在线减影来计算。

tNATIVE TrueFISP：用于胸部腹部 MRA（例如：肾动脉）。非饱和自旋的血液流入预饱和腔，由此产生内在对比度。



syngo REVEAL

弥散成像：在评估全身病变时，
弥散加权**单次激发技术**可用于
鉴别诊断；REVEAL 可与
2D PACE 技术结合使用。

syngo SPACE

MRI 测量技术：SPACE 是 3D 快速自旋回波的变体。
与常规 **TSE** 序列相比，SPACE 使用非选择性、短再聚焦脉冲链；该脉冲链由各种**翻转角**的 RF 脉冲组成。这样可采用非常大的**加速因子** (>100) 并提高采样效率。结果可获得高分辨率、各向同性 3D 图像数据集，它们可重建到任何所需平面的断层组中。

syngo TimCT

MRI 测量技术：TimCT（连续检查床移动）指在连续检查床移动的条件下测量大范围检查区，这意味着，在一个检查步骤里没有暂停测量或重新定位检查床，“MR 就和 CT 一样简单”。在磁体的**等中心**连续扫描可获得最高的图像质量，并且避免了多站式 MRI 的**断层边界伪影**。

***syngo TWIST***

MRI 测量技术 : TWIST 方法可提高血管造影检查的时间分辨率。这可通过对中央 k 空间区域进行重复测量实现。TWIST 不需要使用团注定时。造影剂消耗量也相应降低。

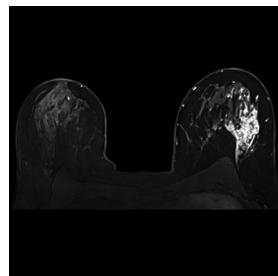
syngo WARP

MRI 测量技术 : WARP 提供了基于 TSE 序列的专用成像技术，以减少 MR 条件安全性金属植入物造成的磁化率相关伪影：

- t 高带宽优化（读出带宽、RF 脉冲带宽）
- tSEMAC
- tVAT

syngo VIEWS

MR 乳房成像：使用脂肪饱和或者水激发的乳房双侧 3D 测量技术。



t 检验

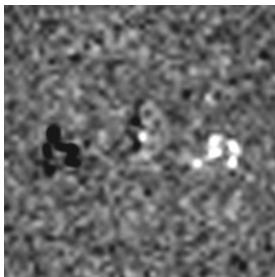
BOLD 成像 : BOLD 测量的数据统计评估方法（先前的 Z 评分）。用于计算由激活和非激活图像的平均值而得来的差分图像。现在，t 检验已集成到 GLM 中。

t 图

BOLD 成像 : 使用 t 检验评估时，t 图显示信号强度随范例表变化的统计相关性。BOLD 图像中刺激与信号增加之间的正相关显示为亮区，负相关显示为暗区。

特定能量剂量 (SED)

安全 : 特定能量剂量是指整个检查中的累积全身 SAR 值。它的单位为 J/kg (= Ws/kg)。





特斯拉 (T)

MR 物理学 磁场强度的 SI 单位。大约是地球磁场强度的 20 000 倍 (1 特斯拉 = 10000 高斯)。

体部线圈

MR 组件 : 体部线圈安装在磁体内, 可作为发射和接收线圈。该线圈测量范围大, 但没有专用线圈的高信噪比。

梯度

MR 物理学 梯度定义空间中磁场变化的强度和方向。磁场梯度是指磁场在某一方向上的变化, 表现为线性增加或减少。磁梯度场由梯度线圈产生。它们决定图像空间分辨率等。

梯度场

→ 梯度

梯度单元

MR 组件 : 所有梯度线圈和梯度放大器, 共同沿 MR 设备的坐标系轴之一产生磁场梯度。

梯度回波 (GRE)

MR 物理学 切换一对散相和聚相梯度时产生的回波, 它没有和自旋回波技术一样的聚相 180° 脉冲。

梯度交换

测量参数：图像的相位编码与读出方向的交换。这样会导致流动和运动伪影旋转 90°。
防止伪影覆盖感兴趣的结构。

梯度爬升率

梯度技术：单位时间内的梯度场升高（单位：T/m/s）。
 $\text{爬升率} = \text{梯度强度} / \text{上升时间}$

梯度强度

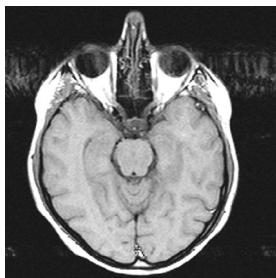
梯度技术：梯度场的幅度，
测量单位为 mT/m（毫特斯拉 / 米）。

梯度上升时间

梯度技术：梯度场从零升高到最大值时所需时间。

梯度偏移

梯度技术：梯度偏移用于通过应用到不同梯度轴的电流偏移来补偿线性磁场不均匀性（一阶匀场）。





梯度系统

MR 组件：为了在 MR 成像中精确定位所要求的断层位置，由三组 [梯度单元](#)（每个方向一个）构成的梯度系统可形成确定的主磁场脉冲变化，这称为 [梯度](#)。例如，全身梯度系统适合用于全身 MR 设备。

梯度线圈

MR 组件：用于产生磁场梯度场的线圈。在磁场中梯度线圈成对使用，电流大小相同但方向相反。

一个线圈将静态磁场强度增加一定的量，另一个线圈则将该磁场强度降低相同的量。这样可整体改变磁场。这种变化就是线性 [梯度](#)。根据坐标轴，有 x、y 和 z 轴的梯度线圈。

梯度运动聚相 (GMR)

MRI 测量技术：用于获得 [流动补偿](#)的方法。切换具有适当大小和持续时间的额外梯度脉冲。它们通过校正自旋经过移动后造成的相移，从而减少流动伪影。

梯度占空比

梯度技术：允许梯度系统以最大功率运行的时间。它基于总时间（按照百分比计算），包括冷却阶段。

体积绘制技术

→ 3D VRT

体积线圈

MR 组件：附在身体部位的
RF 线圈（例如：头部 / 颈部
线圈、膝部线圈）。

Tim（全景成像矩阵）

MR 组件：Tim 是一种使用高密
度矩阵线圈的集成线圈架构，
可提供高信噪比。Tim 不用
重新定位病人即可进行全身
检查。

示例：Tim [204×128]：包含
多达 204 个线圈元件和 128 个
RF 通道的 Tim 系统。

体模

质量保证：具有已知尺寸和测
量特性的人造制品。通常是
含有不同大小和形状的内置可
塑性结构的充满液体的容器。
体模用于测试系统及成像系统
的质量特性。

体素

成像：待检样品的体积单元，
指定给图像矩阵中的像素。

**体素大小 = 断层厚度 × 像素
大小**

→ 空间分辨率

体素渗出

MR 波谱学：体素渗出是指一个
体素与相邻体素的信号强度的
串扰。最多 10% 信号可出现
在相邻体素中。这些定位伪影
主要出现在强度测试的图像
中。它可通过变迹滤波（例
如：Hamming 滤波）来减少。

**调窗值**

图像显示：设置图像中的亮度（窗位）和对比度（窗宽）。

条形标记

心脏成像：**心肌标记**技术，在 MR 图像中应用平行条纹。用于在主轴显示或四腔心显示中查看心肌运动。

铁磁性

物理学 物质（例如铁）被吸向磁场的效应。与 MR 成像安全有关。

TIR 序列

→ 快速反转恢复（TurboIR、TIR）

TIRM 序列

→ 快速反转恢复幅度 (TIRM)

TOF 血管造影

→ 时飞血管造影 (TOF)

TONE 技术

MRI 测量技术 : TONE 用在 TOF 血管造影术中, 使血液流经 3D 体积时饱和效应减少到最小。具有倾斜厚片轮廓的 RF 脉冲补偿血流速度与方向。这样会使分区之间的翻转角发生变化。

通过时间

造影剂增强检查 : 通过时间是指在注射造影剂后造影剂团注到达感兴趣区的时间。

同时激发

MRI 测量技术 : 同时激发两个或更多断层的特定取平均过程。这可实现在相同的测量时间内采集更多的断层。

同时激发有下列优点 :

- t 使用相同的断层数量、测量时间以及分次采集数目, TR 更短。
- t 使用相同 TR 和采集时间以及相同信噪比, 可倍增断层数量。





同位素

MR-PET 检查：原子的重要性质之一是其原子序数（原子核中的质子数量）。原子的原子序数决定其化学性质。同样，原子的原子质量数定义为原子中的核子（质子和中子）总数。

同位素是原子序数相同但原子质量不同的原子。虽然同位素的化学性质与该元素的其他原子相同，但是它们具有不同的核性质。例如，虽然许多同位素都很稳定，但也有一些同位素的原子核不稳定，且有放射性。PET 扫描中使用的同位素全都有放射性，并迅速衰变。

常用的同位素包括：

- t 碳 -11 或 ^{11}C
- t 氮 -13 或 ^{13}N
- t 氧 -15 或 ^{15}O
- t 氟 -18 或 ^{18}F （另请参阅 [氟代脱氧葡萄糖](#)）

同相图像

MR 测量：当组织中的两种成分（通常是脂肪和水）在相同相位时测量，将产生同相图像，意思是指横向磁化矢量方向相同，因此互相叠加。脂肪和水质子之间不同的化学位移造成了彼此不同的相位速度。

头部线圈

MR 组件：适合对病人头部进行 MRI 检查的容积线圈。

头部 SAR

安全：在指定时间内针对病人头部质量取得的平均比吸收率 (SAR)。

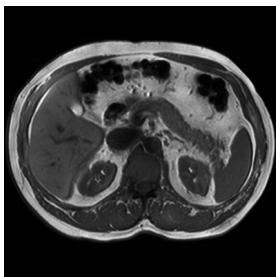
头先进

定位：病人按照头先进的方式定位在磁体腔内。

trueFISP

MRI 测量技术：TrueFISP 梯度回波序列提供所有稳态序列中产生的最强信号。对比度是 T_1/T_2 的函数。但是，TR 和 TE 较短， T_1 部分会保持不变。图像主要是 T_2 加权。

FISP 和 PSIF 信号同时产生。由于两种信号的重迭，TrueFISP 对磁场中的不均匀性很敏感。图像可能包含干涉条带。因此，TR 应尽可能短，并且需要执行匀场。





TTP 图

→ 达峰时间图 (TTP)

凸集投影 (POCS)

测量参数：从原始数据重建图像的数学过程。该参数可提高部分傅里叶采样的边缘锐度。缺失的 k 空间数据点未设置为零，而是通过推算得出。

图像重建

通过测量的一组原始数据创建图像的过程。在 MRI 中，使用傅里叶变换进行重建。

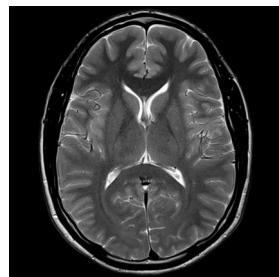
图像重建系统

MR 组件：通过采集的原始数据重建图像的计算机系统组成部分。

图像对比

图像质量：图像对比度是指两种类型的相邻组织间信号强度的相对差异。这主要取决于现有的组织参数（T1、T2、质子密度）以及流动、弥散等。

对比度受使用序列（自旋回波、反转恢复、梯度回波、TSE 等）、测量参数（TR、TE、TI、翻转角）以及造影剂影响。



图像方位

→ 断层方位

图像分辨率

→ 空间分辨率

图像减影

后处理：在造影剂增强的检查中，图像减影是一种简单的图像后处理技术，能够对增强前和增强后的图像执行数字减影，而无需额外的扫描。图像经过减影后，可以更好地显示造影剂增强效果。

图像矩阵

图像显示：MR 图像由许多独立图像元素（像素）组成。像素以棋盘式排列的方式分布在每一个矩阵中。图像矩阵中的每个像素显示特定灰度。从整体上看，灰度矩阵构成了图像。

注意不要与 [测量矩阵](#)混淆。



图像滤波

测量参数：在测量过程中，此图像滤波用于设置强度、边缘增强以及平滑。

重建参数：不同强度（强、中、弱）的滤波随后应用于MR图像以减少噪声。高通与低通滤波以不同的形状用于特征曲线。其他滤波类型包括平滑滤波等。

图像配准

后处理：配准两幅图像意味着将其对准，以使其共同特征重叠，如果两幅图像之间存在任何不同，则应突出并清晰可见。

图像融合

→ 融合

图像噪声

图像质量：图像噪声是信号强度的统计波动，并不提供任何图像信息。在图像中它以粒状且不规则的模式显示。本质上，这种效应不可避免，且具有物理学根据。图像噪声是磁场强度、线圈大小（体线圈、局部线圈、阵列线圈）、使用的脉冲序列以及空间分辨率的函数。



图像质量

MR 图像的诊断质量。

特征包括：

- 伪影
- 图像对比（对比噪声比）
- 图像噪声（信噪比）
- 空间分辨率

图形断层定位 (GSP)

断层定位：定位像图像中待采集的断层 / 饱和区域的图形定位。使用鼠标可在屏幕上方便地调整相关参数。

团注追踪

MR 血管造影：血管显像技术。小体积自旋通过注射造影剂改变自旋磁化进行标记。此体积的造影剂（团注）在血管中移动的同时，可通过快速成像进行追踪。

**拖尾伪影**

图像质量：一旦出现非周期运动，如眼球移动，回波时间内受激自旋可能出现在梯度场的不同位置。这会导致不正确的相位编码，从而使物体在相位编码方向向上出现拖尾现象。对于周期运动（呼吸、血流），这些伪影更加离散。

turboFLASH

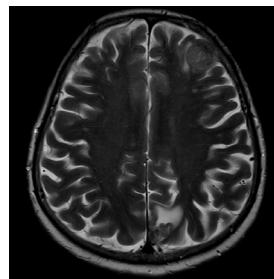
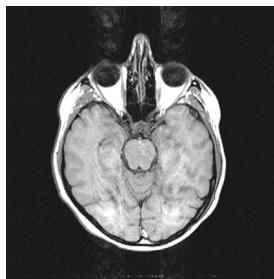
MRI 测量技术：使用 TurboFLASH 序列，整个原始数据矩阵可在使用极快梯度回波序列的一次数据采集中测量得到。图像对比度可通过准备脉冲调节。

TWIST-VIBE

MRI 测量技术：[VIBE 序列](#)通过 [TWIST 技术](#)扩展成带有 [CAIPIRINHA](#) 与可实现脂肪 / 水分离的 [Dixon](#)。这允许在一次屏气中实现高时间和空间分辨率的动脉多相位成像。不需要造影剂注射，因为从测量开始时就已包含动脉相位。

Tx 线圈

→ [发射线圈](#)



TxRx 线圈

→ 收发两用线圈

T1 常数（纵向弛豫时间）

MR 物理学 描述纵向磁化返回到平衡状态的组织特定性时间常数。在 T1 时间后，纵向弛豫返回到其最终值 63% 附近。这是一个决定对比度的组织参数。

T1 对比度

图像质量：由于不同的组织类型显示不同的 T1 弛豫，因此这种差异可显示为图像对比度 (**T1 加权**)。

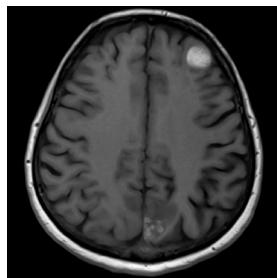
经验法则：T1 对比度 = TR 短 (以最大化 T1 对比度)， TE 短 (以最小化 T2 对比度)。

T1 加权

→ T1 对比度

T2 常数（横向弛豫时间）

MR 物理学 描述理想均匀的磁场中横向磁化衰减的组织特定性时间常数。在 T2 后，横向磁化衰减掉其最初值的 63%。这是一个决定对比度的组织参数。





T2 对比度

图像质量：由于不同的组织类型显示不同的 T2 弛豫，因此这种差异可显示为图像对比度 (T2 加权)。

经验法则：T2 对比度 = TR 长 (以最小化 T1 对比度)，TE 长 (以最大化 T2 对比度)。

T2* 常数

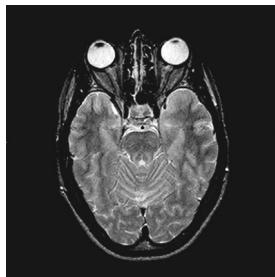
MR 物理学 描述横向磁化衰减的特征时间常数，考虑到了静态磁场和人体的不均匀性。T2* 总是小于 T2。

T2* 对比度

图像质量：T2* 加权图像的对比度主要取决于不同组织类型的不同 T2* 时间常数。

T2 加权

→ T2 对比度



UTE

MRI 测量技术：采用超短回波时间 (UTE) 的脉冲序列，其回波时间只有传统脉冲的 10 到 20 分之一。

这样可以显示短 T2 的组织结构（如膜、致密骨质），只是由于信号部分很小，它可能显示为暗色。

**VAT**

MRI 测量技术 : 用于校正平面内失真的技术。在信号读出过程中, 沿着断层选择方向应用附加的读出梯度 (VAT 梯度)。这种梯度会导致“剪断”成像的像素, 就像从特定角度查看断层一样。因此, 可补偿读出方向的像素位移。

但是, 由于几何断层剪断以及附加 VAT 梯度的低通滤波效应, VAT 可导致图像模糊。这些效应可通过减薄断层、提高分辨率和缩短读出持续时间尽可能地减少。

应用: 在有 MR 条件安全性金属植入物时减少伪影。

venc

→ 速度编码

VERSE

MRI 测量技术 : 优化时间的 VERSE 脉冲序列改善了 3D 测量的断层轮廓。这可以使得受限容积的加速 3D 成像能够在整个 3D 厚片中有连续的图像对比。

VIBE

MRI 测量技术 : 通过数据插值、部分傅里叶技术或两者的组合缩短采集时间的 FLASH 3D 成像技术, 主要用于腹部动态造影剂增强检查。

VRT

→ 3D VRT

外周神经刺激 (PNS)

MR 安全性 : 时间变化的磁场在人体上产生的效应。如果形成的电场超出特定阈值，在病人体内会产生感应电流并刺激神经或肌肉。这种刺激可能让病人感到不适，因此对于建立安全限制具有重要价值。

网格标记

心脏成像 : [心肌标记](#) 技术，在心脏 MR 图像中应用饱和线网格。用于观察心肌运动。

伪影

图像质量 : 伪影是指 MR 图像上含有与该图像平面所成像组织分布不一致的信号强度。这主要由生理因素和系统相关因素引起的。

- 重叠伪影
- 失真伪影
- 流动伪影
- 运动伪影

稳态序列

序列技术 : 属于快速成像技术，可保持纵向磁化和横向磁化稳定不变（稳态）。通过使用重复时间 TR 比待成像组织的 T2 弛豫常数短的重复激发，可获得这种稳态磁化。

稳态序列类型包括：FISP、CISS、DESS、TrueFISP。

Whisper 序列

MRI 测量技术 : 含低噪声梯度脉冲的序列。

涡流

图像质量 : 磁场变化或导体在磁场中运动在导体上产生的电流。可使用屏蔽的梯度磁场降低涡电流。涡电流是伪影的来源。

物理梯度

- 梯度线圈



洗出效应

图像质量：洗出效应可在快速流动中垂直出现在图像平面中。它出现在自旋回波成像和类似程序中。使用 90° 脉冲，在待测断层中激发团注。如果血液在随后的 180° 脉冲前流出断层，则会丢失一部分或所有信号。这导致信号降低或根本没有信号。

线圈

MR 组件：天线，在 MR 领域也叫线圈，用于发射 RF 脉冲或接收 MR 信号，或用于同时发射和接收信号。

作为发射线圈，它们尽可能均匀地激发感兴趣区中的原子核，以使所有原子核都获得相同的激发水平。

作为接收线圈，它们接收噪声尽可能少的 MR 信号。信号强度还取决于线圈中测量的受激体积及其与测量对象的距离。但噪声主要取决于线圈大小。

线圈概况

MR 物理学 RF 线圈接收信号的特性，也叫作线圈灵敏度概况。来自体素的 MR 信号强度取决于线圈与体素的相对位置。通常，信号在线圈附近最强。体素离线圈越远，信号越弱。

线圈概况可通过单独校准测量或集成到测量中的自动校准获得。

纤维束成像

→ 弥散加权成像 (DWI)

相对平均通过时间

灌注成像：相对平均通过时间
(relMTT) 是团注通过体素的
平均持续时间。逐个像素显示
即形成了 relMTT 图。

相对脑血流量

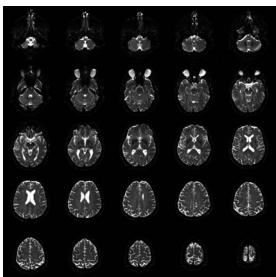
灌注成像：相对脑血流量
(relCBF) 是对应于相对脑血
容量 (relCBV) 的血流量。

相对脑血容量

灌注成像：相对脑血容量
(relCBV) 是根据供应的组织质
量由体素内的毛细血管床提取
的相对容量。

镶嵌图像

BOLD 成像：整个体积中的 16
到 64 幅 EPI 图像汇编成一幅
嵌合图像。这样可增加 BOLD
显示的清晰度。



**像素**

图像质量：数字图像的最小图形元素。要显示 MR 图像，图像矩阵中的每个像素都包含特定的灰度值。

像素大小 = FOV / 矩阵大小

像素强度

图像质量：图像数据中分配给像素的灰度值，取决于组织和测量参数。

相位编码

MR 测量：确定位于 [测量矩阵](#) 中的行的方法。在 RF 激发脉冲和 MR 读取信号之间，磁场梯度简单切换，对自旋从行到行施加相移。[相位编码步骤](#) 需要根据矩阵（例如，256 或 512）完整扫描断层。随后的傅里叶变换可将不同相位分配到相应的行。

相位编码步骤

MR 测量：MR 图像的相位编码通常要求激发和信号采集数量与图像矩阵行一样多（例如，256 或 512）。

相位编码梯度幅度随着激发而逐渐增加。因此，每一行原始数据都有不同的相位信息。

相位编码梯度

MR 测量：磁场梯度在 [相位编码](#) 方向上变换。

相位对比血管造影术 (PCA)

MR 应用：显示血管流动的方法。在 PCA 中，流动血液中由速度引起的自旋相位变化用于区分血液与静态组织。只有流动中自旋才会产生该信号。图像中的血液对比度与局部流速成正比。

相位过采样

→ 过采样

2D 和 3D PCA 协议确定了所有三个空间方向的流动灵敏度。这样便可显示不同的流速。

应用：缓慢流动、具有不同流动方向的弯曲脉管、全貌投影图像。

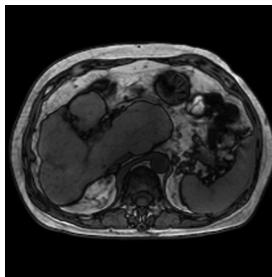
这种技术也是流动测量的基础。



相位消除（化学位移）

图像质量：脂肪和水的质子具有稍微不同的**共振频率**。这会引起相位振荡。在激发脉冲之后，1.5 特斯拉磁体中的脂肪和水自旋每 4.5 毫秒就会有同相和反相交替。因此，含有脂肪和水的像素的信号强度随着回波时间增加而振荡。

振荡的强度取决于组织中脂肪和水的质子的相对比例。
这种效应仅发生在梯度回波序列中。

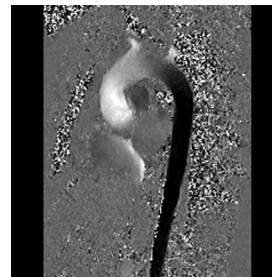


相位图像

图像重建：除了常规的**幅度图像**，相位图像也可从测得的原始数据重建。

在幅度图像中，像素灰度与该位置的 MR 信号幅度对应。
在相位图像中，每个像素的灰度代表各自的范围为 -180° 至 +180° 的相位。

在相位图像中，**自旋群体**可与静态组织区分开。静止自旋具有相同的相位，运动自旋则根据速度而具有不同的相位。



相移

MR 物理学：进动自旋中失去相位相干性（信号减弱）。
在大多数生理状态下，血管自旋以不同的速度移动。流动快的自旋比流动慢的自旋经历更强的相移。

响应线 (LOR)

MR-PET 检查：投影射束的轴。
请注意：在 PET 中，它是同时运行的两个对向探测器元件中点的连线。

斜位断层

测量参数：通过围绕图像平面上的坐标轴旋转**正交断层**（矢状面、冠状面或横断面）获得。

协议

→ 测量协议

信噪比 (SNR)

图像质量：信号强度与噪声之间的关系。提高 SNR 的方法包括：

- t 增加**平均**次数
- t 增大测量体积（尽管空间分辨率下降）
- t 使用**专用线圈**和**局部线圈**
- t 缩小**带宽**
- t 缩短**回波时间**
- t 增厚**断层**

信号

→ MR 信号



信号消失

图像质量：图像中没有可视信号的区域显示为黑色。信号消失有各种不同的原因：金属伪影、[磁化率伪影](#)、[流动效应](#)和饱和效应。

使用自旋回波序列时，快速流动可能会造成流动效应。
在回波时间过半后，[团注](#)已完全流出断层范围。由于不再通过断层选择性的 180° 脉冲采集图像，因此也不再产生自旋回波：血液在图像中表现为黑色。

心肌标测

心脏成像：用于生成心肌弛豫时间的基于像素的参数图（T1 图、T2 图和 T2* 图）。

心肌标记

心脏成像：一种用于对心肌图像加格线或条纹的无创技术，有助于评估心肌内运动和变形。通过能产生信号强度减弱区域的局部磁化调制，在组织内创建无创标记。

用于生成格线的标准标记方法称为补偿性空间磁化调制(CSPAMM)。

→ 网格标记

→ 条形标记

心脏触发

生理控制成像：心脏触发可预防或减少 MR 图像中由心跳或血液搏动引起的运动伪影。心脏触发允许采集与心脏运动同步的 MR 图像。

心电图和脉搏触发使心血管系统和头部及脊柱的 CSF 功能检查更准确。这样可以准确地显示大血管、心肌和血流。

序列

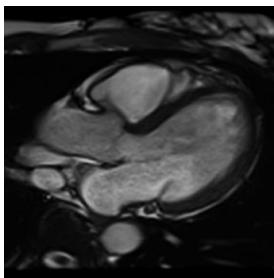
→ 脉冲序列

选择性激发

MR 测量：将激发限制在所选区域。磁场梯度与窄带 RF 脉冲组合。选择性激发还可用于压脂和压水。

血流定量

MR 应用：血流定量测量使用相位对比检查大血管中的病变或作为全面 MRI 心血管检查的一部分。血流测量允许无创评估血流情况。





一般线性模型

→ GLM

异相图像

MR 测量：当组织中的两种成分（通常是脂肪和水）不在相同相位时，测量将产生一个异相图像。

永磁体

MR 组件：永磁体由大块磁性物质构成，通常为马蹄形。这类磁体具有永久磁场，因此，它们无需提供能量或进行冷却。

有效重复时间 (TR_{eff})

生理控制成像：在前瞻性心脏触发中，重复时间 TR 由触发事件之间的间隔来预先确定。因此，TR 不能自由设置。有效重复时间 TR_{eff} 由触发时间间隔确定，随着生理节律而变化。

有效刺激持续时间 (tseff)

安全：单调的上升梯度或下降梯度任何时段的持续时间，用于说明心脏或外周神经刺激的梯度限制。它定义为峰间磁场变化率和该时段内梯度时间导数的最大值。

有效回波时间 (TE_{eff})

测量参数：MR 图像的对比度和信号比由回波的时间位置及其他因素决定，在该位置相位编码梯度的幅度最小（对应于中央 k 空间线）。这时回波信号散相最小，并且强度最大。有效回波时间是指激发脉冲与该回波之间的时间。

预饱和

图像质量：局部预饱和、反转脉冲预饱和（例如，黑血技术）。

局部预饱和可用于减弱非期望组织的信号。例如，将胸腔运动引起的伪影降至最低。

附加预饱和脉冲被应用在脉冲序列的开头，以使饱和断层内的自旋达到饱和。因此，饱和区域几乎不提供信号，在图像中显示为黑色。



原始数据

MR 测量 : MR 测量不能直接得到图像, 而是产生随后可重建为图像的原始数据。

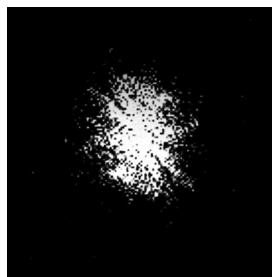
原始数据矩阵

MR 测量 : 与全息图一样, 原始数据矩阵中的每个点均包含有关整个图像的一部分信息。因此, 原始数据矩阵中的点与图像矩阵中的点不一致。

原始数据矩阵中心区域决定图像中的基本结构和对比度。

原始数据矩阵的外部区域提供关于图像的边框和轮廓的信息、详细结构, 并确定分辨率。

使用二维傅里叶变换, 将原始数据矩阵转换为 **图像矩阵**。因此, 原始数据行又称为傅里叶行。



原始数据滤波

测量参数：原始数据可在图像重建前过滤。[Hamming 滤波](#)具有各种加权，可用于减少[边缘振荡](#)等目的。

原始图像

造影剂增强检查：未使用造影剂的 MR 图像，例如用作增强前检查。

圆形极化线圈

→ [CP 线圈](#)

匀场

磁场：对由磁场自身、铁磁性物体或病人身体引起的磁场不均匀性的校正。基本匀场通常涉及在磁场中放入小铁片。

病人相关的精确匀场由软件控制，使用匀场线圈实现。

→ [主动匀场](#)

→ [整体匀场](#)

→ [交互匀场](#)

→ [局部匀场](#)

→ [3D 匀场](#)



匀场电流

磁场：在匀场期间，流过系统匀场线圈的匀场电流发生交互式变化，以便优化匀场质量。

匀场线圈

MR 组件：可在不同空间方向产生微弱附加磁场的线圈。用于校正主磁场的不均匀性。

t 一阶匀场：

使用梯度线圈

t 二阶匀场：

使用特殊匀场线圈

运动伪影

图像质量：由随机或非随意运动产生：呼吸、心跳、血流、眼睛运动、吞咽以及病人移动。结果在图像上产生重影或拖尾伪影。仅在相位编码方向上出现。

运动校正

图像质量：运动校正是在测量过程中（前瞻性）或测量之后（回顾性）消除运动伪影的一类程序。

→ syngo BLADE

→ syngo BRACE

→ PACE

Z 评分

→ [t 检验](#)

杂散磁场

安全：对成像无贡献的磁体外磁场；也称为边缘磁场。磁场、各种仪器和带心脏起搏器的病人之间必须保持特定的距离（例如：0.5 mT 线）。

由于系统大范围的自屏蔽，[永磁体](#)的杂散场是低磁场。

再聚焦

→ [聚相](#)

造影剂

图像质量：用于提高对比度的化合物。MRI 检查通常使用顺磁性造影剂，例如[钆 DTPA](#)或其他钆化合物。

与造影剂直接可见的 X 射线技术相比，MRI 的造影剂仅具有间接效果，因为它们可减少组织中水的弛豫时间。

造影剂团注

MR 血管造影：小体积自旋，由造影剂标记，并在血管中传播。用于[团注追踪](#)。

造影剂增强 MR 血管造影术 (CE MRA)

MR 应用：造影剂增强 MR 血管造影术通过含钆造影剂来缩短血液的 T1 值。CE MRA 不会限于饱和效应，因此可以使用较大的测量范围和所有方位。

增强后图像

造影剂增强检查：在造影剂增强检查中，增强后图像是指在注射造影剂后测得的图像。

增强前图像

造影剂增强检查：在造影剂增强检查中，增强前图像是指在注射造影剂前测得的图像，即原始图像。

**占空比**

→ 梯度占空比

真符合

MR-PET 检查：示踪剂衰减时，将会发射正电子。随着正电子的湮没，两个光子会从互成 180° 角的位置发出。如果在符合时间窗口中检测到这两个光子，则会重建响应线 (LOR)。这叫真符合或真符合事件。

阵列处理器

MR 组件：阵列处理器由多台计算机和存储单元组成，它们可采取串联和并连方式，同步执行一项计算任务。[图像重建系统](#)的核心。

阵列线圈

MR 组件：阵列线圈将小线圈高信噪比的优势与大线圈测量视野大的优势结合起来。它是由多个独立的可根据检查需要进行组合的线圈单元组成。

→ Tim (全景成像矩阵)

正电子发射断层成像 (PET)

MR-PET 检查：断层成像设备，通过重合检测法来检测发射正电子的放射性核的湮没辐射。

正交断层

断层定位：相互垂直的断层。三个基本方位是：矢状面、冠状面和横断面（轴向）

→ 断层方位

整体团注图 (GBP)

→ 全局时间强度曲线

整体匀场

磁场 : 一些技术, 如脂肪饱和、EPI 或波谱, 需要特别高的磁场均匀性。在这种情况下, 可采用匀场线圈优化均匀性。

正弦图

MR-PET 检查 : 对象断层的所有一维投影的二维显示, 取决于投影角度。投影角度显示在纵坐标上, 线性投影坐标显示在横坐标上。

脂肪饱和 (FatSat)

图像质量 : 使用频率选择性 (“波谱”) RF 脉冲使脂肪质子达到饱和, 以抑制 MR 信号中的脂肪成分。脂肪饱和取决于脂肪与水之间大约 3.5 ppm 的化学位移。波谱脂肪饱和对磁场不均匀性很敏感。

→ 预饱和



脂肪图像

图像质量：纯脂肪图像仅显示图像中脂肪质子的信号，而抑制水质子的信号。脂肪图像是使用 Dixon 等技术生成的。

另请参阅 [水图像](#)。

脂肪抑制

图像质量：MR 信号由来自水质子和脂肪质子的信号复合而成。可使用各种技术抑制脂肪信号。

→ Dixon 技术

→ STIR 序列

制冷剂

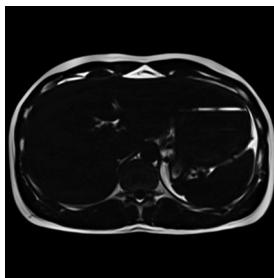
磁体技术：液氦或液氮之类的冷却剂。在 MR 中，冷却剂用于保持磁体的超导性。

质量保证

为确定空间分辨率、对比度分辨率、信噪比及其他质量相关参数而调整 MR 系统组件和参数的方法。

质子密度

MR 物理学 单位体积的氢质子数量（通常是：自旋密度）。



质子密度加权

图像质量 : 在质子密度加权 MR 图像中, 对比度主要受所显示组织的质子密度影响。T1 和 T2 效应受到抑制。

中心

→ 调窗值

轴位

→ 横断面

周围血管造影

MR 应用 : 外周血管系统的 MR 血管造影术; 具有特定要求:

- t 动脉血流常为搏动性的
- t 必须测量大体积
- t 图像必须清晰区分动脉和静脉

最常使用包含或不包含 (NATIVE, QISS) 造影剂的 3D 梯度回波协议。测量在检查床面运动处于多个位置时进行。它们需要一个优化过时间的序列。

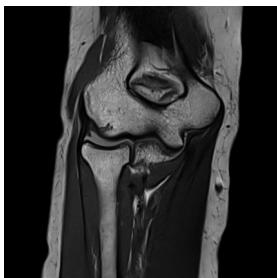
主动屏蔽 (AS)

磁场 : 对于强磁体, 必须主动屏蔽 **杂散磁场** 以扩大安全区。为此, 在磁体上缠绕与形成主磁场的线圈相反的次级补偿线圈。

梯度 具有反向缠绕线圈的梯度系统可降低 **涡流**。

主动匀场

磁场 : 通过调整匀场线圈电流来进行 **匀场**。在一定程度上因病人干扰而造成的磁场不均匀得到改善。





专用线圈

→ 局部线圈

自动团注检测

造影剂增强 MRA: 可作为检查计划的一部分激活的自动化功能。

自动检测造影剂团注是否到达感兴趣区，并开始动脉期测量。



自动校准

MR 测量：当使用并行采集技术（PAT）时，可通过校准测量获得重建必需的线圈概况信息。

自校准集成到测量中，比单独校准更快（约 1 秒），而且很多情况下更加精确。它具有与采集数据一致的序列特征，并在当前病人位置运行（包括可能存在的运动）。

自旋

→ 核自旋

自旋回波 (SE)

MRI 测量技术 : FID 信号衰减后重现 MR 信号。自旋散相 (横向磁化衰减) 通过使用 180° 再聚焦脉冲偏移。自旋聚相, 在 TE (回波时间) 时刻产生自旋回波。

T2* 效应 (场不均匀性, 磁化率) 被逆转, 而非 T2 效应。

自旋回波化学位移成像 (SE-CSI)

MR 波谱学 基于自旋回波技术的混合程序。

自旋回波序列

MRI 测量技术 : 激发脉冲 (90°) 和再聚焦脉冲 (180°) 的序列产生 **自旋回波**。可用于生成 T1 加权、质子密度加权或强 T2 加权图像。

自旋晶格弛豫

→ 纵向弛豫

自旋密度

→ 质子密度

自旋群体

MR 物理学 体积单元 (体素) 中所有自旋的总称, 可产生平均的宏观 **磁化**, 从而生成该体素的 MR 信号。

自旋准备

MRI 测量技术 : 通过应用专用的准备脉冲, 例如反转恢复准备脉冲, 提高或改良图像对比度的技术。

自旋 - 自旋弛豫

→ 横向弛豫

自旋 - 自旋弛豫时间

→ T2 常数 (横向弛豫时间)

自旋 - 自旋耦合

MR 波谱学 分子内 MR 敏感原子核间相互作用, 导致频谱中峰的额外分裂。

自由感应衰减信号

→ FID 信号

**踪迹加权图像**

弥散成像：在踪迹加权图像中，对比度沿弥散张量长度方向产生并反映平均弥散率。

这与弥散张量矩阵的对角线元素（踪迹）的总和一致：

$$\text{踪迹} = D_{xx} + D_{yy} + D_{zz}$$

纵向磁化 (M_z)

MR 物理学 纵向磁化 M_z 是 z 轴（即沿着外部磁场）方向上的宏观磁化向量的分量。
由 RF 脉冲激发之后， M_z 返回平衡值 M_0 ，其特征时间常数为 $T1$ 。

$$M_z(t) = M_0 (1 - \exp(-t/T1))$$

纵向弛豫

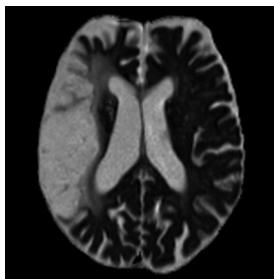
MR 物理学 由于自旋体与周围晶格之间的能量交换，激发后纵向磁化返回到平衡值（也称为自旋-晶格弛豫）。

纵向弛豫时间

→ $T1$ 常数（纵向弛豫时间）

足先进

定位：病人按照足先进的方式定位在磁体腔内。



组合波谱

MR 应用：[单体素波谱学](#)和[化学位移成像](#)的组合。CSI 测量在选择性激发的兴趣体积上进行。通过体积选择，不会激发具有强失真信号的区域（示例：脂肪），因此不向波谱提供信号。

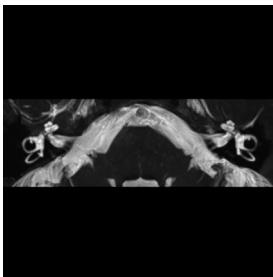
最大密度投影 (MIP)

后处理：最大密度投影是一种 3D 图像体积绘制技术，它使用最大密度将位于观察点至投影平面之间的平行射线通路中的体素投影在显像平面中。在每个像素，确定沿着相应观测光线遇到的最高数据值。

MIP 发现，实际上在 MRI 数据集中，血管结构的强度值高于周围组织的强度值。通过描绘在每个像素观察到的最大密度值，可以获得图像中包含的血管结构。

组织对比

→ 图像对比



**1D PACE**

MRI 测量技术 : 实时的快速运动校正, 例如在心脏成像期间。
这种 [PACE](#) 技术允许病人在测量过程中自由呼吸。

2D PACE

MRI 测量技术 : 用于腹部成像的 [PACE](#) 技术基于运动检测的局部 2D 测试
图像。

3D 成像

MRI 测量技术 : 在 3D 成像中, 激发完整的测量体积 (3D 厚片),
而不仅是单个断层。断层选择方向上的额外相位编码提供该方向的信息。
另请参阅 [分区](#)。

3D 厚片

测量参数 : 3D 成像的受激测量体积。该 3D 厚片被分成几个 [分区](#)。

3D PACE

MRI 测量技术 : 用于 BOLD 测量期间的运动检测和校正的全自动技术, 可消除运动伪影。

3D PACE 实时校正 6 个自由度 (3 个平移和 3 个旋转)。

3D TSE

MRI 测量技术 : 作为一种 3D 序列, TSE 允许用薄断层和基本上均匀的体素来采集 T2 图像。

3D VRT

后处理 : 用于复杂解剖体及解剖体关系的 3D 描绘, 例如在血管造影术中。除了彩色图像, 还可能对 3D 对象进行基于阈值的分割。

3D 匀场

磁场 : 3D 匀场允许限制匀场体积 ([局部匀场](#))。定义一个 3D 体积 (VOI)。局部磁场的分布限定在该体积内, 因而可计算匀场电流。

与用于旧 MR 系统的 MAP 匀场相比, 3D 匀场提供更精确的结果, 因此产生更好的脂肪饱和。对于波谱, 它为交互匀场提供更好的起始值。



AC	衰减校正	CAIPIRINHA	并行成像中的受控混叠导致加速度更高
ACRIN	美国放射学会成像网络	CARE	减少辐射暴露组合软件
ADC	模数转换器	CB	CARE Bolus
ADC	表观弥散系数	CE MRA	造影剂增强 MR 血管造影术
AIF	动脉输入函数	CISS	相长相干稳态
AS	主动屏蔽	CM	造影剂
ASL	动脉自旋标记	CNR	对比噪声比
ATC	活性时间曲线	CP	圆极化
b	b 值	CPR	曲面重建
B	磁感应, MR: 磁场	CSF	脑脊液
BOLD	血氧水平依赖成像	CSI	化学位移成像
BRACE	乳腺采集校正	CSPAMM	补偿性空间磁化调制 4
B_0	主磁场		
B_1	交变磁场		

dB/dt	磁场的时间变化	FISP	稳态进动快速成像
DESS	双回波稳态	FLAIR	流体减弱反转恢复
DIR	二次反转恢复	FLASH	快速小角度激发
Dot	日优化通量	fMRI	功能磁共振成像
DTI	弥散张量成像	FOR	参考帧
DICOM	医用数字成像和传输	FOV	视野
DSI	扩散谱成像	FT	傅里叶变换
DWI	弥散加权成像	FWHM	半高全宽（峰）
EPI	回波平面成像	GBP	整体团注图
		GLM	一般线性模型
FA	翻转角	GMR	梯度运动聚相，流动补偿
FA	分数各向异性	GRACE	通用乳腺波谱检查
FatSat	脂肪饱和	GRAPPA	通用自校准局部并行采集
FDG	氟代脱氧葡萄糖	GRE	梯度回波
FFT	快速傅里叶变换	GSP	图形断层定位
FID	自由感应衰减		



HASTE	半傅里叶采集单次激发 TurboSE	MAP	多角度投影
HIPAA	健康保险携带和责任法案	MDDW	多方向弥散加权
Hz	赫兹	MEDIC	多回波数据合成成像
		MIP	最大密度投影
iMRI	介入性磁共振成像	MNS	多核波谱
IPA	集成全景阵列	MPPS	设备执行程序步骤
iPAT	集成并行采集技术	MPR	多平面重建
IR	反转恢复	MPRAGE	磁化准备的快速梯度回波成像
IRM	反转恢复幅度	MR	磁共振
IRT	交互式实时	MRA	磁共振血管造影术
IRTTT	交互式实时尖端追踪	MRI	磁共振成像
		MRS	磁共振波谱
LOR	响应线	MRSI	磁共振波谱成像
LOTA	长期平均	mSENSE	修正灵敏度编码
		MTC	磁化传递对比度
		mT/m	毫特斯拉每米
		MTT	平均通过时间
		M_{xy}	横向磁化
		M_z	纵向磁化

NA	采集次数	ppm	百万分之一
NEMA	美国电气设备制造商协会	PPU	外周脉搏单元
NMR	核磁共振	PRESS	点解析波谱学
		PSIF	FISP 反向读取
PACE	前瞻性采集校正	PWI	灌注加权成像
PASL	脉冲动脉自旋标记		
PAT	并行采集技术	QA	质量保证
PPB	峰值基线百分比	QISS	静态间隔单次激发
PCA	相位对比血管造影术		
PERU	生理 ECG 和呼吸设备	RARE	弛豫增强快速采集
PET	正电子发射断层成像	relCBF	相对脑血流量
PETRA	通过径向采集缩短逐点编码时间	relCBV	相对脑血容量
PMU	生理测量设备	relMTT	相对平均通过时间
PNS	外周神经刺激	RF	射频
POCS	凸集投影	ROI	感兴趣区



SAR	比吸收率	T	特斯拉
SE	自旋回波	TA	采集时间
SE-CSI	自旋回波化学位移成像	TD	延迟时间
SED	特定能量剂量	TE	回波时间
SEMAC	用于金属伪影校正的断层编码	TE _{eff}	有效回波时间
SENSE	灵敏度编码	TGSE	快速梯度自旋回波
SF	散射分数	TI	反转时间
SI	国际单位制	Tim	全景成像矩阵
SMASH	空间谐波同步采集	TimCT	Tim 连续检查床移动
SNR	信噪比	TIR	快速反转恢复
SPAIR	波谱绝热反转恢复	TIRM	快速反转恢复幅度
SR	饱和恢复	TOF	时飞
SSD	表面遮盖显示	TONE	最佳倾斜非饱和激发
STEAM	受激回波采集方法	TR	重复时间
STIR	短 TI 反转恢复	TR _{eff}	有效重复时间
SUV	标准化摄取值	TSE	快速自旋回波 (TurboSE)
SVS	单体素波谱学	tseff	有效刺激持续时间
SWI	磁化率加权成像	TTP	达峰时间

UTE 超短 TE

VAT 查看角度倾斜

venc 速度编码

VERSE 多样率选择性激发

VIBE 容积内插屏气检查

VIEWS 增强水信号容积成像

VOI 感兴趣体积

VRT 体积绘制技术

Siemens Healthineers 总部
Siemens Healthcare GmbH
Henkestr. 127
91052 Erlangen
Germany
电话 : +49 9131 84-0
siemens-healthineers.com

合法制造商
Siemens Healthcare GmbH
西门子医疗有限公司
Henkestr. 127
91052 Erlangen
德国