

技术学之窗

K 空间与 MR 图像质量控制

刘定西 于群 彭振军 肖学宏 孔祥泉

MRI 与其它影像学根本区别在于使用者能够控制采集数据及图像重建的方式与方法, 即通过改变一些软件控制、脉冲时间、数据采集顺序、辅助磁场的强度与变化率, 就可以改变对比度、分辨力、采集速度、视野(FOV)、伪影效应等等^[1], 这些控制的核心是 K-空间(K-space)。

K 空间与付理叶变换

K-空间是一个抽象空间(三维空间)或平面(二维空间), MR 成像数据根据不同的空间频率编排在特定的 K-空间位置, 最后被变换成图像。由于 K-空间以空间频率为单位(Hz/cm), 空间频率 K 又是由空间互垂的 3 个分量 K_x 、 K_y 、 K_z 来描述, K_x 、 K_y 、 K_z 正好对应一个三维频率空间, 所以将该抽象空间称为 K-空间。所谓空间频率是指在一定方向上的单位空间(距离)波动的周期数, 它不仅具有大小而且具有方向, 是一个矢量。如一系列波在 K_x 方向频率为 3Hz/cm , 在 K_y 方向上频率为 4Hz/cm , 则该波在 K_x - K_y 二维空间的空间频率为 $(4^2 + 3^2)^{1/2} = 5\text{Hz/cm}$, 其相位(即波动传播方向)由 K_x 与 K_y 值决定, 为 $\arctg 4/3$ 。空间频率用来描述某些以波的形式在空间传播的能量, 与时间频率(Hz/s)不同。

K-空间与付理叶变换有密切关系, 所以认识 K-空间首先应认识付理叶变换。付理叶变换是将强度-时间的对应关系, 转变为强度-频率的对应关系。某种含有多种频率的信号, 如复色光、射频、MR 信号等, 强度随时间的变化关系可转变为强度-频率的相关关系(图 1), 转换后的每条线位置对应于其频率, 高度对应相应频率信号的幅度, 这种将混合频率信号的强度与频率的对应关系在一维数组上的表达方法称一维付理叶变换^[2]。

有些信号的频率, 具有矢量性, 如空间频率, 一维付理叶变换不能完全表达其物理意义, 必须将信号与

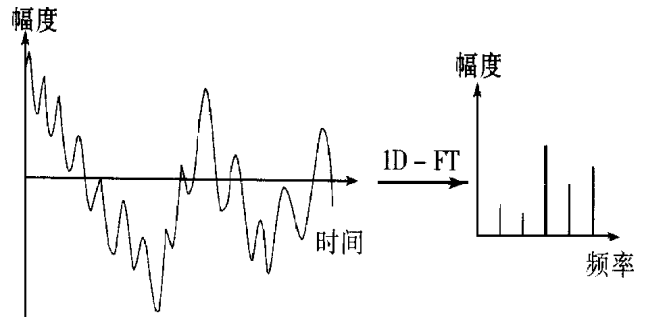


图 1 一维付理叶变换。时间-强度关系与频率-强度关系变换示意图。

频率的对应关系在二维空间上才能完全表达出来, 这种方法称二维付理叶变换。如将一组连续空间频率的波进行二维付理叶变换, 结果是产生一个二维空间频率矩阵, 即二维 K-空间, 二维 K-空间中每一点对应一个具有一定空间频率的信号, 信号强度 $SI(K_x, K_y)$ 决定于该点的亮度(图 2)。

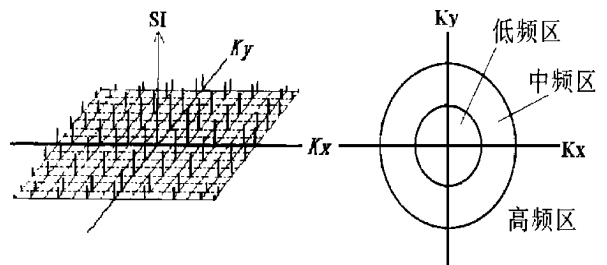


图 2 二维付理叶变换对应产生二维 K 空间示意图。K 空间内每一点对应 K_x 、 K_y 及信号强度, 越近 K 空间中心部, 频率越低, 反之则越高。

更加复杂的信号必须在三维空间才能表达其信号, 这种方法称三维付理叶变换。三维付理叶变换产生一个三维空间频率矩阵, 即三维 K-空间, 矩阵中每一点数据决定于 MR 信号强度。

K-空间是一个无法观察到的空间, 但我们可以通过适当的方法认识它, 了解它在 MR 中的作用, 并充分利用对 K-空间的控制技术优化 MR 图像质量。

K-空间与图像的关系

为了进一步认识 K-空间, 首先认识一下简单的光学成像(图3), 在第一个透镜前一倍焦距处的物体发射的光线经第一透镜折射后, 在其后一倍焦距平面处放一纸即可观察到规律分布的所谓干涉图形, 再于第一透镜后二倍焦距处放置第二透镜, 则其后一倍焦距处产生图像。这个过程中, 第一透镜的作用既是所谓的二维付理叶变换, 它将物体发射的连续频率的光波折射后在一倍焦距处形成一个以空间频率顺序分布的图形(干涉图形), 其中心点光波频率最低, 并以此中心由近及远的顺序依次排列低频率至高频光波。由此可见, 该平面即为一个二维 K-空间, 也称付理叶平面。

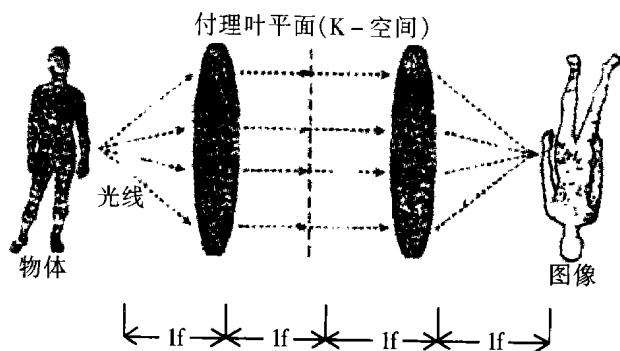


图3 透镜成像原理示意图。 $1f$ 为一倍焦距, 第一透镜后一倍焦距光线分布平面即为 K-空间。

第二透镜将 K-空间发射的光线处理后形成图像。它将 K-空间中每一点所代表的光波按其空间频率和相位的不同进行还原, 并相互叠加在一点产生图像。这个过程称为付理叶逆变换或反向付理叶变换。

在以上透镜成像中, 图像的特征如大小、空间分辨力、对比度等等在很大程度上取决于付理叶变换的过程, 如图像的分辨力与透镜的大小成正比, 即透镜越大, 图像的分辨力越高。

MR 成像与透镜成像类似, 也分 2 个过程: 首先, 射频激发样体在二维梯度场的作用下, 每次产生一组具有 K_y 空间频率相同, 而 K_x 空间不同的 MR 信号, 并按其 K_x 空间频率顺序依次写入一行 K-空间线, 改变相位编码梯度磁场强度, K_y 值随之改变, 每改变一个 K_y 值填写一行 K-空间线, 直至所有 K_y 对应的 K-空间线完全填写(图4), 便产生了一个由 MR 信号组成的二

维 K-空间或二维付理叶平面^[3]。二维付理叶平面与光学成像的付理叶平面相似, 其内的每一点都对应于一列具体的波, 因此将 K-空间的数据进行逆向付理叶变换, 即将所有的波相互叠加产生 MR 图像, 这个过程与透镜产生图像的过程完全相同。只是 MRI 中 K-空间数据的填写可人为控制。

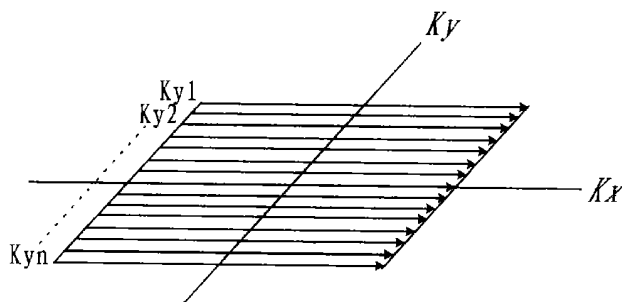


图4 SE 序列中 K-空间的填写顺序示意图。每一个 TR 填写一行 K-空间线(K_y)。

无论是 MR 图像还是光学影像, 图像上每一点与 K-空间内每一点不是一一对应关系, 图像上每一点的信号来源于 K-空间所有点; K-空间内每一点参与图像上所有点信号的形成。

当我们使用照相机照像时, 缩小照像机的光圈后, 原来可以成像的物体, 缩小光圈后仍可成像, 但其亮度下降, 如果在镜头正中央贴上一片不透光物, 则图像上无法显示对比, 只能显示边缘影像。由此可见, 镜头的边缘区域(高频区域)信号主要影响图像的分辨力, 而中心区域(低频区域)则决定图像的对比, 且镜头越大则图像越清晰。

同样, MR 成像中 K-空间的中央区域(低频区域)数据决定 MR 图像的对比, 而边缘区域(高频区域)则影响图像的空间分辨力, 且 K-空间越大(包括的空间频率范围越大)则图像越清晰。因此我们可以借用光学成像原理来理解抽象的 K-空间对 MR 图像质量的控制作用, 并通过对 K-空间的控制, 优化 MR 图像质量。

K-空间不同填写方式对图像质量的影响

1. 自旋回波序列中 K-空间对图像的影响

在 SE 序列中, 一个 90° 激发脉冲后填写一行 K-空间线, K-空间线的长度与读出梯度和其持续时间的积成正比, K-空间线的位置由相位编码梯度决定, 所以填

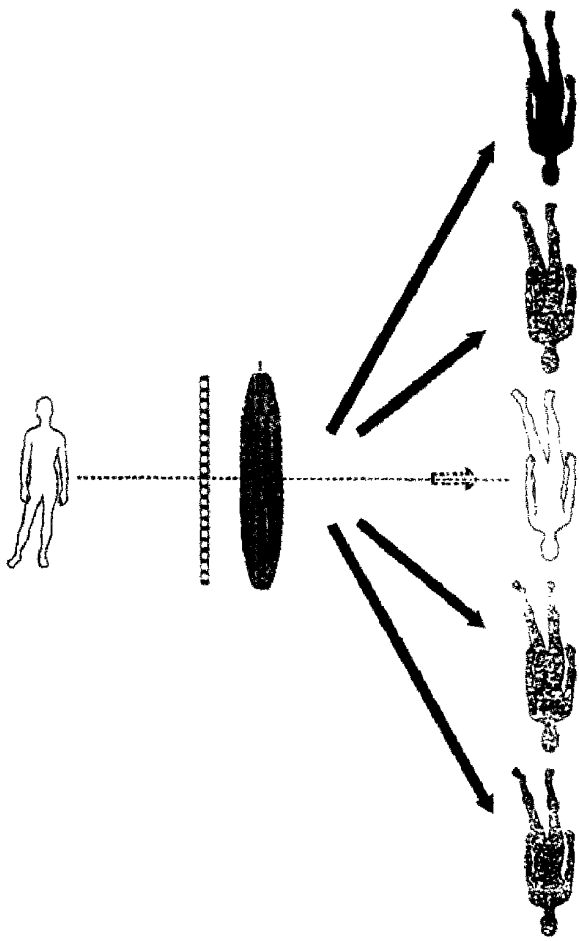


图5 光栅散射效应产生高序影像(伪影)。

写一个K-空间所需的时间为 $N \times TR$, 其中 N 为相位编码行数, TR 为脉冲重复时间。由于每填写一条K-空间线需要一个 TR 时间, 减少相位编码行数(K-空间线)即可相应减少成像时间。如相位编码行从 512 减至 256, 则成像时间节约 50%, 如减到 128, 则成像时间降到 25%。

K-空间线的减少对图像质量所产生的影响, 取决于K-空间线填写的两种不同方式。如果保持相位编码梯度磁场的增幅不变, 则相位编码线即K-空间线的距离保持不变, 当K-空间线从 512 减至 128 时, 相位编码方向的K-空间减小 75%, 所有K-空间线都集中K-空间中心部, 由于K-空间的大小控制图像的分辨力, 所以图像的空间分辨力下降。但是, K-空间只是在相位编码方向减少, 而频率编码方向未变, 所以空间分辨力也只是一维的下降, 因为图像大小并没有变化。

如果保持K-空间的大小不变, 增加K-空间线间距, 则由于K-空间大小决定图像分辨力, 所以图像分

辨力不变, 但图像的大小(FOV)发生了改变, 即相位编码方向FOV 减至 25%, 信噪比也下降了 50%。这是由于K-空间的不同填写方式所致的两种完全不同的结果, FOV 与K-空间的关系如下:

$FOV \propto 1/D$, 其中 D 为K-空间线间距。

2. 重叠影

在光学成像中, 付理叶平面的数据是连续的频率分布, 而MR 图像的K-空间数据却是不连续的节段有限频率, 这就相当于在成像透镜表面放置一个单频散射光栅(图5), 由于光栅的散射效应, 使物体影像两端产生多个“复制影像”, 技术上称之为高序影像(higher orders)。高序影像之间的距离与光栅间距呈反比, 即栅间距越大则高序影像距离越近, 反之亦然。

MR 图像的K-空间数据, 由于不是连续频率, 所以也存在“光栅效应”。在MR 成像中也经常见到“高序”影像, 即我们平时所见的“回卷”伪影。K-空间线的间距与高序影像间呈反比, 所以减小K-空间线间距可使高序影像与主图像间距增加, 从而使其消失在视野之外。其方法有: 增加K-空间线数或增加FOV。

K-空间与影像之间还存在如下关系:

$$K_{\max} \propto 1/d \quad N_k = N_i$$

$K_{\max}$ 表示最大空间频率, d 则表示像素行间距, 即最大空间频率越高则像素行间距越小, 即空间分辨力越高; N_k 表示K-空间线数, N_i 表示像素行数, K-空间线数越多, 则空间分辨力越高。

3. 半付理叶变换及半回波序列中K-空间对图像的影响

在前面的讨论中已知, 可以通过减少K-空间线以减少采集时间, 但减少K-空间大小会使空间分辨力下降; 而增加K-空间线的距离则导致FOV 减少。如果仔细认识一下K-空间的数据特点, 就会发现, K-空间的数据不是孤立的, 而是一个对称的频率空间, 例如, 如果知道了K-空间中 $K(3, 4)$, 则一定还有 $(-3, -4)$ 、 $(3, -4)$ 及 $(-3, 4)$ 三个点存在, 也就是说, 如果知道了一个相限K-空间($1/4$ K-空间)的数据, 理论上就可以完全推算出整个K-空间的数据, 这样就不必去耗费大量时间填写K-空间, 又可使K-空间大小保持不变, 既提高了成像速度又保持了图像的空间分辨力, 但由于数据采集量减少, 所以信噪比下降。所以一般采用填写一半K-空间, 而另一半则根据对称法则推算出来。由于利用对称法则, 所以K-空间的填写采用上下 $1/2$ 或左右 $1/2$, 这两种K-空间填写方式在MR 中方法不同, 前一

种为部分相位编码采集, 每一次采集一个完整回波信号, 一共填写一半 K-空间线, 称为半傅里叶变换采集, 或半激发次数(1/2NEX)采集; 而后一种为部分频率编码采集, 每次仅采集半个回波或 3/4 个回波, 所以又称部分回波或 3/4 激发次数(3/4NEX)采集^[4]。这两种 K-空间数据填写, 一般都应超过一半 K-空间, 由于 K-空间中心部数据对图像的贡献至关重要。

半傅里叶变换减少 K-空间线的填写而提高速度, 部分回波技术则是通过缩短回波时间, 从而缩短重复时间 TR, 以提高成像速度。

K-空间填写对图像性质的影响

在 SE 序列中由于 TE 相同, 所以无论 K-空间线填写顺序如何, 中心 K-空间线对应的回波时间都不变, 但在快速多回波 SE 序列(TSE)中, 每个回波的 TE 都不相同, 如果 K-空间填写的顺序不同, 则产生的图像性质也不同。如中心 K-空间线对应的回波时间 TE 为 20ms, 则图像为质子加权图像, 若 TE 为 100ms, 则图像为 T₂ 加权像。一般序列中, 将相位编码梯度为 0 时对应回波写在中心 K-空间线, 若 TSE 序列有 128 个回波, 第一回波时间为 20ms, 按照相位编码由低至高的顺序, 相位编码梯度为 0 对应的回波时间 TE = $64 \times 20 = 1280\text{ms}$ (有效回波时间, T_{eff}), 则图像为极度 T₂ 加权, 可能只有边缘增强效应信号。因此, 在 K-空间填

写时, 应根据需要设定填写顺序, 如需要质子加权像则将第一回波填入中心 K-空间线; 如需要 T₂ 加权像则将回波时间为 100 或 120ms 左右的回波时间填入中心 K-空间线。由于 K-空间线的位置是由相位编码梯度决定, 所以可通过控制相位编码梯度, 随意安排 K-空间线的写入顺序, 以满足我们对图像特定性质的要求^[5]。

综上所述, MR 成像与其它影像学的主要区别在于, MR 操作者对 K-空间数据的控制力。通过对 K-空间数据的控制, 达到控制图像对比度、分辨率、FOV、成像速度。通过改变 K-空间数据的写入方式, 可以控制伪影, 换取对比度、分辨率。作为 MRI 工作者应对抽象的 K-空间概念有一个较具体的认识, 并进一步理解 K-空间对 MR 图像的影响作用及其原因。

参考文献

- 1 Mezrich R. A Perspective on K-Space. Radiology, 1995, 195: 297-315.
- 2 Edelman RR, Kneefield J, Wentz KU, et al. Basic Principles of Magnetic Resonance Imaging. in: Edelman RR and Hesselink JR. Clinical Magnetic Resonance Imaging. Philadelphia W. B. Saunders Company, 1990. 23.
- 3 Martin JF, Edelman RR. Fast Imaging. in: Edelman RR and Hesselink JR. Clinical Magnetic Resonance Imaging. Philadelphia W. B. Saunders Company, 1990. 214-215.
- 4 Twieg DB. The K-trajectory Formulation of NMR Imaging process with applications in analysis and synthesis of Imaging methods. Med Phys, 1983, 10: 620-621.
- 5 Petersson JS, Christoffersson JO, Golman K. MRI Simulation using the K-space Formalism. Magn Reson Imaging, 1993, 11: 557-558.

(1998-10-26 收稿)