

MRI 的梯度技术

杜先懋

【中图分类号】R445.2, R814.3 【文献标识码】B 【文章编号】1000-0313(2002)02-0160-02

GRE 技术的历史

早在 50 年代,人们就认识到 MR 信号不仅可通过更多的 RF 脉冲获得,而且还可通过在主磁场中叠加变化的梯度磁场来得到。这种成像方法利用梯度的极性反转来产生回波,是现代回波平面成像(EPI)技术的前身。在第一台 Technicare MR 上,这些回波称为“Gradient Recalled Echo”。在早期的 Picker 机器上,称为“场反转回波”。由于这些早期机器磁场不均匀性和梯度功率的限制,因而与 SE 相比, GRE 并没有什么优势。后来出现的“快速小角度激发”(FLASH)与以前的 GRE 有两个主要区别:①梯度能产生破坏横向矢量的相互结合,可获得质子密度或 T_1 加权像。②采用小于 90° 的翻转角,降低饱和效应,并用来控制图像的对比度。GRE 脉冲序列的名称很多,但可归为几类。

基本的 GRE 序列

所有 GRE 技术的基本部分与传统的 SE 序列相似,不采用 180° 重聚脉冲,而用读出梯度的翻转提供自旋失相,接着梯度的再次反转使得自旋的消失得以重聚,形成 GRE。在每个 RF 周期施加不同强度的相位编码梯度进行相位的空间编码。这个基本的 GRE 序列在结构上与 FLASH 一致。MR 信号的梯度重聚只对由梯度自身造成的相位位移起作用。因而 GRE 信号的衰减由有效的自旋-自旋弛豫时间(T_2^*)决定, T_2^* 反应了真实的 T_2 和磁场不均匀性的影响。由 T_2^* 弛豫所引起的相位消失可通过减小体素和短 TE 而减小。RF 翻转角的调节使用户能改变磁场的平衡度以获得独特的图像对比。

由于基本三角函数的特性,小翻转角能产生一定的横向磁化而只对纵向磁化只有少许的干扰。对短的 TR 序列,用小翻转角 RF 脉冲能获得相对较强的 MR 信号,这似乎有点矛盾,采用较小的翻转角所获得的 MR 信号比用 90° 脉冲所得到的信号强。应当注意,由磁化翻转所产生的 MR 信号是在每个 RF 脉冲之前所存在的稳态纵向磁化而引起的。快速 GRE 序列所得到的信号因而代表了维持稳态纵向磁化和被翻转到横向的部分磁化这些因素间的“动态平衡”。总之,基本 GRE 序列的 MRI 信号在 $=90^\circ$ 时不是最大,而在一个叫做 Ernst 的角度,这个角度取决于 TR 与 T_1 的比值,比 90° 小许多。

以上分析是假定稳态的磁化矢量没有净的横向分量。基本的 GRE 序列及扰动 GRE 序列都满足这种假设,可归为非结合的稳态技术。非结合是指建立了纵向稳态(即横向分量在相

位上消失,是非结合的)。在特殊的情况下能产生结合的稳态,即纵向和横向分量均达到稳态。这种稳态的磁化矢量并不严格地指向 Z 轴,而是在横向上有分量。产生这种结合的稳态信号的脉冲序列叫 SS-GRE(稳态 GRE)。为了维持这种结合的稳态,必须要有特殊的梯度波形。信号的表现、图像的对比度及最佳的翻转角不仅取决于 TR/T_1 ,还要取决于 T_2 和一个新的变量 β 角度,这个角度即是在两次连续的 RF 脉冲间自旋进动所走过的角度,称为共振移位角。 β 值随位置而变化并取决于多个因素,包括成像梯度的净效应、净磁场的均匀性及 RF 脉冲的发射相位。只要这种 GRE 序列处于多层面方式,就会有相对较长的 TR 值(存在内在的破坏或横向分量结合的损失),共振移位角的作用可忽略。如果是单一层面,TR 值短(例如 $<150\text{ms}$),将会存在无法控制的部分稳态自由进动,形成取决于位置的一系列共振移位角。如果这个角度的分布在一个周期末跨越一个层面,下一个 RF 脉冲将对这个信号产生影响,因此图像上出现信号强度变化的条带,显著降低最终的图像质量。用于减少这种共振移位伪影所采用的实际方法是延长回波收集后的读出梯度,以确保全范围的共振移位角存在于每一个体素。这种在下一个 RF 脉冲之前信号的统一集成,意味着对稳态磁化的平均。相应地,依赖于位置的相位变化和信号强度的变化将是最小。延长读出梯度以完成共振移位的平均已被所有提供基本 GRE 序列的厂家作为选项使用。作为一个变通,有些厂家也对沿层面选择轴施加另一个失相的常量梯度来达到共振移位的平均。实际上,基本的 GRE 序列都采用多层面方式,TR 已足够长,从而横向矢量的结合被有效地平均或破坏,这种情况下,基本的 GRE 序列所显示的图像对比度与下面所讨论的扰动 GRE 序列相似,因而并非所有的厂家都提供上述的基本 GRE 序列,而是提供梯度扰动或 RF 扰动的 GRE 技术,也可用于长 TR、多层面扫描。不管采用哪一种方法,所获得的均衡信号正比于自旋密度、 T_2^* 的影响和 T_1 饱和的影响。 T_2^* 对比敏感性的增强主要是通过增长 TE 而获得的。 T_1 的饱和影响通过翻转角和 TR 进行调节。

稳态 GRE 序列

SS-GRE 序列是设计用以采用极短的 TR 值(如 $TR < 50\text{ms}$)进行单层面或多层面扫描的,并产生结合的稳态自由进动。这种稳态采用两种方法进行控制和维持:①对读出和层面选择梯度进行共振移位平均。②在相位编码轴上应用回绕梯度。稳态信号可被认为是两个分量的合成:发生于一个周期前面的 FID(每个 RF 脉冲的后面)和周期内后部的受激回波/SE。从理论上讲,假定梯度得到完美地平衡,这两个信号可同时相结合地收集。但实际上,由于不可预测的相位分离,而不能达

作者单位:225001 江苏省,扬州市第一人民医院影像科
作者简介:杜先懋(1966~),男,江苏江浦人,工程师,主要从事大型医疗设备应用及开发、维修,计算机软件的设计。

到这种梯度的完美平衡。因此现在所有商用的稳态序列要么是采集 FID, 要么是采集受激回波/SE, 而不能同时采集这两个分量。

采集 FID 的 SS-GRE 序列

采集 FID 的结合的稳态序列是所有 GRE 技术中用得最广泛的。这个序列的结构类似于基本的 GRE 技术。但层面选择和读出梯度被有意地做成不平衡以进行共振移位的平均(减少伪影)。并且在每个周期施加了两次相位编码梯度而采用不同的极性, 这第二个梯度叫回绕编码, 目的是保证在每个重复间隔内 MR 信号的相位稳定, 以帮助结合的横向磁化矢量的产生。如果不采用回绕脉冲, 共振移位在每个周期都不同(因为相位编码步数在改变), 每一周期的相位编码信息能溢至下一周期而产生所不需要的受激回波或图像上的干扰带。采用小翻转角的 SS-GRE-FID 序列的图像对比度显示出与基本 GRE 序列一样的与自旋密度和 T_2^* 相同的比例。然而, 因为纵向和横向磁化存在于每个周期末, 重复的 RF 脉冲导致分量间的混合或磁化交换。这些影响表示出图像的对比度还依赖于 RF 的相位关系和成像梯度的净效应以及 T_1 、 T_2 和 T_2/T_1 。当增加翻转角, 信号的表现和图像的对比度主要取决于 T_2/T_1 。

采集 SE 的 SS-GRE 序列

采集结合稳态的 SE 分量之 GRE 序列是 SS-GRE-FID 序列的镜像。因为回波的出现发生于 RF 脉冲之前, 因而不能立即明了这种不同寻常的序列中回波是如何产生的。事实上, 如果序列只运行一个周期, 不会有回波产生。而当研究两个周期的相位关系时, 将会有受前一个 RF 脉冲的作用而倒向横向的磁化所产生的回波。有效的回波时间因而是 $TR+TE$, 因为在回波收集时已经过了一个完整的周期(TR)。这个回波收集相对较长的周期将会发生自然的横向磁化衰减。SS-GRE-SE 序列的图像因此显得尤如 T_2 加权, 因为这种技术增强了 T_2 对比。

扰动 GRE 技术

“扰动”这个术语是指有目的地破坏存在于每一周期期间的横向磁化的结合。所有的 MR 厂家都提供扰动 GRE 序列。虽然由不同的扰动 GRE 序列所得出的图像基本相同, 不同的厂

家采用了不同的方法。至少从理论上说, RF 破坏优于梯度破坏在于不产生空间的偏移及不产生涡流。

快速(预备)GRE 序列

如果 SS-GRE 序列运行于非常短的 TR 值($\leq T_2^*$), 纵向和横向稳态均没有时间得到完全建立。因为在稳态的情况下, 图像采集还没发生, 沿相位编码轴的数据没有一致的权重, 因而这个方向的图像分辨率就会丢失。因为 TR 太短, 必须采用小的翻转角以减小饱和而保持信噪比, 因此图像的对比度受到自旋密度影响并显得较差。因此快速 GRE 序列没有足够的软组织及相似成份的对比, 因而对病理异常的检出很不敏感。虽然有这些潜在的缺点, 成像速度较快使得它仍然具有生命力。这种序列适用于屏气的腹部检查及进行动态对比剂的灌注研究。虽然快速 GRE 序列总体而言图像的组织对比度差, 通过在数据采集前的间隔内施加预备脉冲, 能够恢复 T_1 或 T_2 对比的表现。最简单的预备脉冲是非选择性的 180° 脉冲将样本的组织磁化进行翻转。翻转延迟之后, 进行 SS-GRE-FID 的快速序列。图像对比度取决于有效的翻转延迟, 即 180° 脉冲与相位编码中心的间隔, 因而纵向磁化(T_1 对比)可能会改变, 能够控制相位编码的排列显然有潜在的重要性。最终图像的对比取决于所采集的相位编码线的准确排列。另外, 如果在数据采集时发生快速 T_1 弛豫, 有必要将整个序列分成几个阶段, 包括等待周期。通过改变 $90^\circ/180^\circ/-90^\circ$ 脉冲串的预备时间, 可获得 T_2 对比, 这就是所谓的均衡形式。也可有其它准备时间的变化, 包括产生受激回波的方案、磁化转移效应、化学移位效应及弥散的敏感性。

总 结

大量的 GRE 序列虽然名称不同, 但均可根据其结构归为几类, 这对我们掌握各种 GRE 序列有较大的帮助。

参考文献

- 1 AD Elster. Gradient-echo MR Imaging: techniques and acronyms [J]. Radiology, 1993, 186(1): 1-8.
- 2 黄继英, 梁星原. 磁共振成像原理[M]. 西安: 陕西科学技术出版社, 1998. 64-70. (2001-07-24 收稿)

胸腹部 CT 或 DSA 检查后对比剂向脑实质和脑脊液腔外渗

· 外刊摘译 ·

T. Bretschneider, N. Troidl, M. Strotzer, et al

目的:对经静脉或动脉给予非离子型对比剂后, 有血-脑屏障或血-脑脊液屏障破裂表现的患者, 分析其临床表现和 CT 征象。**方法:**①回顾性分析 8 例经静脉或动脉给予非离子型对比剂(200~450ml)后, 有血-脑屏障或血-脑脊液屏障破裂临床表现和 CT 征象的患者。②前瞻性分析 30 例患败血症并疑有脓肿的重症监护患者, 在给予 240ml 非离子型对比剂后对其行胸腹部 CT 扫描, 接着行颅部 CT 扫描以排除败血症性病变。**结果:**回顾性分析证明血-脑屏障的破坏可在有危险因素的老患

者注入大剂量对比剂后发生。前瞻性研究发现, 在 30 例败血症患者中, 3 例有相同的 CT 征象。**结论:**低氧血症和毒素可破坏血-脑屏障, CT 能证实高剂量的对比剂也会造成对比剂外渗至脑脊液腔。为了鉴别诊断, 应了解血-脑屏障或血-脑脊液屏障破裂的临床症状和 CT 征象。

华中科技大学同济医学院附属同济医院 关键译 王承缘校

摘自 Fortschr Röntgenstr, 2001, 173: 497