

加快磁共振成像速度——浅谈 MR 快速成像序列的演变

彭振军 孔祥泉 冯敢生 曾祥阶

【摘要】 在保证一定 MR 图像质量的前提下, 加快 MR 成像速度一直是推动 MR 技术发展的动力。本文以加快 MR 成像速度为线索, 通过对影响 MR 成像速度几种因素的分析, 试图揭示快速 MR 成像序列的演变过程, 希望能对 MR 成像技术基础知识的普及有所裨益。

几年以前, 当人们谈到 MR 成像技术时, 很难避开的一个缺陷就是: MR 成像速度较慢而限制了它在临床应用的范围。因而引发了世界范围内各生产医用 MR 设备的厂家, 不遗余力地投入大量人力和物力对 MR 成像设备的性能进行开发。其中很重要的一个部分就是对成像速度的改良, 以便其在医用 MR 成像领域占居主导地位。

MRI 与 CT 成像速度的比较

若单纯从完成检查同一病例的成像时间作比较, MRI 的成像时间肯定要长。首先, CT 扫描往往只在一个方位(横断面)成像, 而 MRI 除有多方位(横断、矢状、冠状及斜位)成像外, 在其中某一个方位上还有多参数的成像(如 T_1 加权、 T_2 加权及质子加权成像等), 如此势必花费较长的时间。

如从单一层面的成像方面考虑, 常规 SE 序列平均每完成一层图像的扫描时间为 15~30s, 而常规 CT 每扫描一层图像所需时间为 3s 左右。而 MR 快速成像技术的代表——平面回波成像(EPI), 其平均每一层面成像所花费的时间仅为 0.1s 左右, 与代表当今快速 CT 扫描技术——螺旋扫描比较, 其扫描一层所花的时间也要 0.5s。也许将 MRI 与 CT 扫描速度作比较不太适宜, 且没有多大实际意义, 但由此便可看出 MRI 技术在速度方面的突飞猛进。

完成同一病例的检查速度

MRI $\ll$ CT

完成单一层面图像的成像速度

常规 MRI $\ll$ 常规 CT

快速 MRI $\gg$ 螺旋 CT

影响 MR 成像速度的因素

一般来看, MR 成像速度包括 2 个方面: ①原始数据处理速度, ②扫描速度。对原始数据的处理速度主要是看 MR 系统所采用的计算机系统处理数据的能力。这在计算机技术高速发展的今天已不成问题。所有 MR 设备的计算机系统均具备在 MR 信号采集的过程中行处理数据的能力, 当完成一组数据的采集后, 计算机已基本将原始数据处理完毕。因此, 数据处理速度对 MR 成像速度的影响并不太大。

扫描速度才是决定 MR 成像速度的主要方面。扫描时间由下式确定:

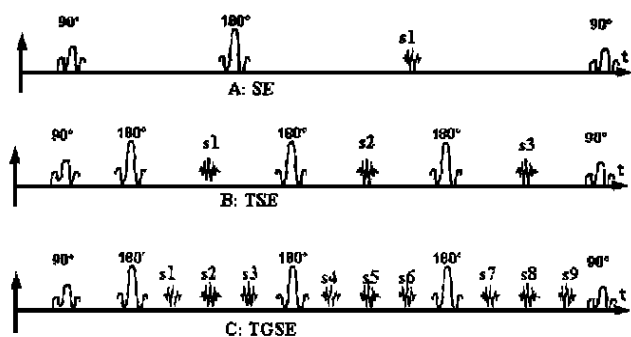
扫描时间 = 重复时间(TR) $\times$ 相位编码数 $\times$ 平均次数

所以, 影响 MR 成像速度的主要因素为重复时间, 相位编码数及 MR 信号的平均次数^[1]。

1. 重复时间(TR): 指介于两个连续脉冲序列起点之间的时间。无论采用何种脉冲序列, TR 均有一个特定值。对 TR 的取值一般根据组织的 T_1 特性确定。为使组织达到充分的弛豫, TR 一般为 5 倍左右的 T_1 值。如纯水的 T_1 值为 3s, 那么仅对纯水其 TR 值可选择 15 000ms 左右。但对活体组织的成像并不是使之达到充分的弛豫才表现最佳的显示效果。实际上为了形成较好的组织对比而选择了远小于使所有组织充分弛豫的 TR 值。常规 TR 的取值范围为 30~15 000ms。由此可见, 是临床实际的需要而限定了 TR 的取值。余下的问题是: 为什么不选用小的 TR 值来完成扫描呢? 这可是一个加快成像速度的极好机会。这个问题将在快速成像序列的演变过程中讨论。

2. 相位编码数: 要弄清这个问题必须复习传统的 MR 成像数据采集过程。首先面对的是一个具有一定行数和列数的体素矩阵。体素矩阵的列代表频率编码数, 在此方向施加梯度可使每一体素产生的 MR 信号的频率不同, 在每个成像周期内的特定时间施加相同的频率编码梯度有利于体素的空间定位, 它不影响扫描时间。体素矩阵的行代表相位编码数, 在此方向施加梯度可使每一体素内磁化向量的相位不一致, 它与频率编码梯度合用则形成每一体素空间的确切位置。相位编码数与扫描时间成正比。传统的 MR 成像数据采集是沿相位编码方向进行的, 且每采集一行均需一个完整的成像周期(TR)。若需获得一幅体素矩阵为 256×256 的图像, 则采集至少需 $256 \times TR$ 的时间, 而通常采用 $128 \times TR$ 的时间也可以获得较为满意的效果, 且成像时间缩短了 1 倍, 只是图像的像素由原来的正方形变成长方形了。但减少相位编码数也是有限的, 否则图像的效果就得不到观察者认可。同样留下问题: 既然减少相位编码数有限, 那么还能采取其它方法, 如一次激励在相位编码方向上有 2 次信号采集, 或者一次激励后将所有的信息全部采集呢? 这些做法也会使扫描时间成倍地减少。这也将是后面要讨论的问题。

3. 平均次数: 为了获得高信噪比的 MR 图像, 通常采用增加信号平均次数的方法。但这种方法有其局限性, 即扫描时间与平均次数成线性关系。平均次数加倍, 扫描时间也成倍增长, 而信噪比的增加仅与平均次数的平方根成正比。这种增加平均次数的方法对缩短扫描时间是无益的, 但对图像质量的改善是有益的, 故应酌情采纳。



①

磁共振快速成像序列的演变

以上所述的内容是建立在传统自旋回波(SE)序列的基础上进行讨论的。为了加快扫描速度,可以采用缩短TR值和减少相位编码数等方法,但前提是必须保证一定的图像质量。

1. 梯度回波(GRE)序列

既然传统的SE序列也不必使所有成像区域的组织结构达到充分的弛豫而成为像,就使得采用梯度回波的方法对组织成像成为可能。GRE序列是目前MR快速扫描中最为成熟的一种方法,它可使扫描时间较传统的SE序列缩短近100倍或更多。

GRE序列的典型代表——FLASH(快速小角度激发成像)序列,是采用频率编码梯度的反转形成回波,用以取代传统SE序列中采用的180°复相脉冲。通过这种改良,其每次序列的起始脉冲就不必采用SE序列的90°脉冲激励,而是用小于90°的脉冲激励,而留下一部分纵向磁化矢量不予扰乱。然后,经频率编码梯度的翻转形成回波,这就减少了整个序列的重复时间,TR值减少,整个扫描时间也就缩短了。但在SE序列中必须等到纵向磁化向量完全恢复之后才能重复下一个脉冲,故其TR较长^[1]。

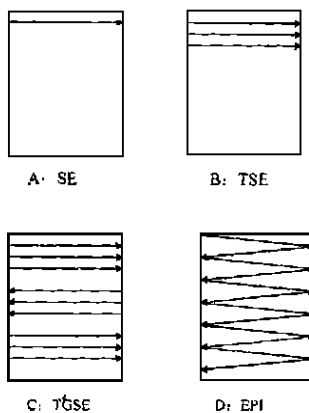
2. 快速自旋回波(TSE)序列

利用MR诊断病变最经典的图像是SE序列所成的图像。因此而发明了既有常规SE的对比度,又能明显缩短时间的TSE序列。为了理解的方便,必须引入K-空间的概念。所谓K-空间,是指MR数据采集中所使用的一种频率空间,K-空间的每一条线代表一次TR中所得到的一个信号,且这个信号又是包含有该扫描层面的数据。它有别于MR图像中的像素矩阵,因为K-空间内的每一条线并不与实际扫描层面及MR图像的特定部位相对应^[2]。但在传统的SE序列中,K-空间内的某一条线却正好可以形象地理解成为相位编码的某一行。

在TSE序列中,单个TR周期所产生的回波数称回波链长(ETL),每一次TR均可获取2~16或更多个回波信号,并将其全部放入一个K-空间内。由此可见,与传统SE序列相比,在完成同样一组图像数据的采集过程中,TSE所花费的时间只是SE序列的1/ETL倍^[3]。那么:

$$\text{扫描时间(TSE)} = \text{TR} \times (\text{相位编码数} / \text{ETL}) \times \text{平均次数}$$

若ETL为16,则在每一TR周期内可进行16个相位编码的数据采集,那么一幅256×256矩阵的图像只需256/16倍的时间即可完成。



②

时间即可完成。而传统SE序列在每一TR周期内只进行一次相位编码的数据采集,那么一幅256×256矩阵的图像则需要256倍的时间才能完成。

3. 快速梯度自旋回波(TGSE)序列

TSE序列中每一次180°复相脉冲后均有一次信号采集,即每一回波链中只有一次信号采集。而在快速梯度自旋回波(TGSE)序列,每一回波链中有多次信号采集。这需要在每一回波链间期施加快速再聚焦梯度以产生多个信号。这样就使得扫描速度进一步加快,回波链间期产生的信号越多,完成整套图像数据采集的时间越少。若每一回波链间期产生的信号数为N,则TGSE扫描所花的时间为TSE的1/N倍。那么

$$\text{扫描时间(TGSE)} = \text{TR} \times [\text{相位编码数} / (\text{ETL} \times N)] \times \text{平均次数}$$

若采用2s的TR,256的相位编码数,1次平均,传统SE序列所需时间为2×256×1(s),约8.5min,TSE序列所用ETL为4,则约需8.5/4=2.1min左右的采集时间;TGSE序列中的ETL仍为4,其每一回波链间期再聚焦梯度次数为3,则约需2.1/3=0.7min的采集时间。

图1(A,B,C)分别表示SE,TSE及TGSE序列在同一TR周期内产生的信号个数。

4. 平面回波成像(EPI)技术

代表当今MR成像最快速度的扫描技术莫过于平面回波成像(EPI)技术。它是在TGSE序列的基础上演变出来的一种扫描技术。在TGSE序列中,多次180°复相脉冲的间期,通过再聚焦梯度转换过程可以产生多个信号,那么就使得单次激发后经多次再聚焦梯度转换产生一系列的回波信号成为可能,这便是单次激发EPI的由来。

无论TSE序列采用多大的ETL,还是TGSE序列采用的ETL与再聚焦梯度转换次数的积有多大,其相位编码数/ETL或相位编码数/(ETL×N)的结果都不可能小于1。而单次激发EPI是在一次采集中获得一系列的回波信号,并将这一系列的回波信号一次充满整个K-空间^[4]。那么

$$\text{扫描时间(EPI)} = \text{TR} \times 1 \times \text{平均次数}$$

图2(A,B,C,D)分别表示SE,TSE,TGSE及EPI在一个TR周期内回波信号分别填充K-空间的过程^[5]。

值得说明的是,为了缩短MR成像时间,人们还采取了一

些其它的方法,如非对称视野、半付里叶转换等技术。还有许多为满足诊断需要设计出的扫描序列,本文均未涉及。作者仅对快速成像序列的演变提出了一点肤浅的认识。

参考文献

- 1 隋邦森,吴恩惠,陈雁冰.磁共振诊断学[M].北京:人民卫生出版社,1994.21-25.
- 2 高培毅,林燕,戴建平,等.颅内肿瘤的快速自旋回波磁共振成像

[J]. 中华放射学杂志,1994,28:858-860.

- 3 Feinberg DR. GRASE imaging provides image quality and speed[J]. Diagnostic Imaging, 1993, 58-68.
- 4 Edelman RR. Echo-planar MR imaging[J]. Radiology, 1994, 192: 600-612.
- 5 Edelman RR. Fast magnetic resonance imaging: a primer, siemens medical system[C]. Copyright by the SMRI, 1992.

(1999-10-15 收稿)

• 短篇报道 •

遗传性多发性骨软骨瘤 1 例

孙仁荣 陈绍红 郑树卿 杨敏

男性患儿,10岁。主诉双前臂肿块近4年。查体:左前臂可触及不规则肿块,无红肿压痛,推压无移动,与皮肤无粘连,左前臂明显短缩畸形。腕关节和肘关节活动障碍。右前臂及双膝关节邻近骨质可触及不规则无痛性硬质肿块。

患儿父亲41岁,在其左股骨远端、胫腓骨近端、双腕关节及右肩胛骨均可触及硬质包块。追问其家族史,患儿的同胞兄弟、祖父及曾祖父均有类似病史,其母体检未见异常。

X线检查 患儿双侧尺骨远端、股骨

远端及胫腓骨近端均可见菜花状骨性肿块,呈宽基底与干骺相连,邻近骨质受压变形移位,在皮下脂肪的衬托下可见肿瘤的软骨帽呈厚薄不均的低密度改变,瘤内软骨钙化呈圆形或弧形改变。双侧桡骨畸形,无骨膜反应。腕关节及肘关节骨骺发育延迟,关节脱位(图1、2)。其父亲的骨关节改变也属于遗传性多发性骨软骨瘤(图3)。

讨论 目前对遗传性多发性骨软骨瘤的认识在放射学界尚不统一,有些学者以为:单发者是一种真正的良性肿瘤,而

多发者为骨骺发育不良症,另有一些学者认为无论单发或多发均为骨骺发育障碍^[1]。组织和病理学对该肿瘤的认识是一致的,而且是相当明确的。他们认为不同部位的骨软骨瘤无论是单发或多发,其基本的病理改变和组织学结构都是相同的。

其X线表现为:①肿瘤顶端的软骨帽未钙化时,在X线片上难以看到,但有时在皮肤脂肪或骨质的衬托下可呈低密度改变(图1)。

②软骨钙化是诊断该病的重要征象,颇似正常儿童长骨干骺端的先期钙化带,呈圆形、半圆形或弧形改变。

③瘤体骨质外周为骨皮质,内为骨松质与骨干相连。

据文献记载,Stocks和Barrington^[2]曾分析过1124例多发性骨软骨瘤,其中727例来自163个家庭,其中64%可以肯定其遗传关系,Shanks^[2]报道455例多发性骨软骨瘤属于该病的家庭成员中50%有畸形,男性患者遗传给后代者占52%,女性患者遗传给后代者占42%,国内刘维恒^[3]报道五代8口人患有此病。我们这一例有明显家族遗传,典型的X线改变,完全符合遗传性多发性骨软骨瘤的诊断。

参考文献

- 1 李景学,孙鼎元.骨关节X线诊断学[M].北京:人民卫生出版社,1993.288.
- 2 王玉凯.骨关节X线诊断学[M].北京:人民卫生出版社,1995.81.
- 3 刘维恒.遗传性骨软骨瘤[J].临床放射学杂志,1985,4:163-164.

(1999-09-24 收稿)



图1 双尺骨远端见菜花状骨性肿块,桡骨受压变形,关节脱位。图2 双侧股骨远端、胫腓骨近端见骨性突起,背向关节面生长,呈宽基底与干骺相连。图3 其父股骨近端、胫腓骨上端见骨性突起,背向关节面生长。

作者单位:430015 湖北省财贸医院放射科(孙仁荣,郑树卿,杨敏);430030 同济医科大学附属同济医院放射科(陈绍红)