

三维快速自旋回波 (SPACE)——序列原理及其应用

张 磊 张 娜 刘 新 钟耀祖

(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

摘 要 二维快速自旋回波 (Two Dimensional Turbo Spin Echo, 2D TSE) 是目前临床应用十分广泛的一项成像技术。通过与隔层扫描技术相结合, 2D TSE 已在短时间内迅速应用于整个大脑的成像。由于射频能量吸收率 (Specific Absorption Rate, SAR) 以及 T2 衰减的影响, TSE 数据采集效率难以满足三维成像的要求。SPACE (Sampling Perfection with Application-optimized Contrasts by using different flip angle Evolutions) 在 TSE 的基础上, 采用非选择回聚脉冲和可变翻转角, 克服了 SAR 和 T2 衰减的影响, 满足了临床对三维 TSE 的需求。文章将详细介绍 SPACE 的基本原理, 分析成像参数对图像质量的影响, 并简单介绍 SPACE 在人体各个部位的临床应用及其前景展望。

关键词 磁共振成像; 快速自旋回波; SPACE; 可变翻转角

3D Turbo-Spin-Echo Sequence with High Sampling Efficiency (SPACE) — Basic Principles and Its Applications

ZHANG Lei ZHANG Na LIU Xin CHUNG Yiu-cho

(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

Abstract Two dimensional turbo spin echo (2DTSE) has been the work-horse in routine MR examinations. With the combination of the slice interleaving, 2DTSE is applied to the whole brain imaging rapidly in a short time. Yet, the sampling efficiency of TSE is limited by high specific absorption rate (SAR) and strong T2 decay when it is used for 3D imaging where interleaving cannot be used. SPACE (Sampling Perfection with Application-optimized Contrasts by using different flip angle Evolutions) is a TSE variant that dramatically reduces the SAR and T2 blurring by using ultra-long echo train acquisition and non-spatially-selective refocusing RF-pulses with variable flip angles. In this paper, the basic principles of SPACE are introduced and its clinical applications are discussed.

Keywords magnetic resonance imaging; turbo spin echo; SPACE; variable flip angle

1 引 言

自从 1950 年 Hahn 提出自旋回波 (Spin Echo)^[1] 的概念后, 利用 180° 脉冲来回聚散相的磁化矢量就成为了磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging, MRI) 的基本成像技术。在自旋回波序列中, 通过调节其重

复时间 (Repetition Time, TR) 和回波时间 (Echo Time, TE) 可获得 T1、T2 加权以及质子密度加权等不同对比度的图像, 这有利于区分正常组织和病变组织, 自旋回波也因此成为临床中一个重要的成像序列。自旋回波序列的扫描时间通常由 TR 决定, 例如, 采集 128 行线的一层图像, 若采用 $TR=700\text{ ms}$, 则需约 90 s 的扫描时间。隔层扫描 (Interleaving) 可以在一定的扫

基金项目: 国家重点基础研究发展计划 (973) 项目 (2013CB733800/2013CB733803), 深圳市重点实验室 (ZYA200903260065A), 国家自然科学基金 (81071147), 深圳市基础研究计划重点项目 (JC201005270317A)。

作者简介: 张磊, 研究助理, 研究方向为颅内血管壁成像、序列开发与应用, E-mail: l.zhang@siat.ac.cn; 张娜, 助理研究员, 研究方向为磁共振血管成像; 刘新, 研究员, 研究方向为磁共振成像应用技术; 钟耀祖, 研究员, 研究方向为磁共振成像技术及其临床应用。

描时间内采集多层图像, 增加扫描效率, 但扫描时间仍由 TR 决定。然而, 长时间扫描会给临床带来一系列问题, 如病人在扫描过程中移动导致图像产生伪影, 干扰医生诊断。

为加快自旋回波的成像速度, 德国弗莱堡大学的 Jurgen Hennig 等人在 1986 年提出了弛豫增强快速采集序列 (Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement, RARE)^[2], 该方法在一个激发脉冲后, 通过采集多个回波脉冲信号来提高采图效率——一个 TR 内回波信号的个数被称为回波链长, 回波链越长, 所需扫描时间就越短。该技术也被称为快速自旋回波序列 (Fast Spin Echo, FSE 或 Turbo Spin Echo, TSE)。与自旋回波不同的是, TSE 配以隔层扫描, 可在缩短扫描时间的情况下进一步提高序列采图的覆盖率。相关统计发现, 在常规扫描中, 超过 30% 的成像协议 (Protocol) 都是基于此序列^[3]。因此, TSE 序列已成为当前 MRI 临床应用中必不可少的工具。但是, TSE 的速度仍受以下因素所限制:

(1) 回波链受 T2 衰减限制: 横向磁化矢量会经历 T2 衰减, 因此回波链不能太长, 否则 T2 衰减会对图像带来明显的模糊效应。

(2) 射频能量吸收率 (Specific Absorption Rate, SAR) 的限制: 较长的回波链结合交叉隔层扫描, 可以大大地增加 TSE 的扫描效率。但若在一个 TR 时间内使用大量的回波脉冲, 则会使 SAR 值显著增大, 尤其在高场系统中, 例如 3T 或以上的系统, 此问题尤为严重。此时系统通常会通过降低回波翻转角或者减少隔层扫描的层数来避免 SAR 值增大。然而前者会降低图像信噪比, 而后者则会降低 TSE 的扫描效率。

(3) 该技术不利于三维成像: 最近的临床应用开始使用 TSE 作三维成像, 如胰胆管 (Magnetic Resonance Cholangio Pancreatography, MRCP)^[4] 成像的诊断。但当用 TSE 作三维成像时, 由于其不能使用隔层扫描, 采图效率远比二维多层成像低, 所以三维 TSE 成像技术在临床应用上并不太普遍。

2000 年, 美国维吉尼亚大学的 John Mugler 等首先提出在三维 TSE 中采用非选层脉冲, 并将其用于全脑扫描^[5]。由于在回波链中使用非选层脉冲, 缩短了回波链中回波的间隔, 所以在相同的时间内允许采集更多的数据, 提高了采集效率。之后, 该小组又采用了可变翻转角 (Variable Flip Angle) 进行回波^[6], 通过使用可变翻转角减慢 T2 衰减速度, 进一步延长了

回波链的长度。但由于非选层扫描技术的临床应用受限 (仅限于头部应用), Mugler 等随后又提出使用选层激发脉冲 (Slab-selected Excitation RF Pulse), 使得这一新的快速自旋回波序列能精确的选层^[7], 从而应用于身体的不同部分。不同公司对该技术的命名不同。其中, 西门子在其商用 MRI 系统中将其命名为 SPACE, 飞利浦则称其为 VISTA (Volumetric Isotropic TSE Acquisition), GE 公司将其命名为 FSE-cube。本文将集中讨论普遍简称为 SPACE 的 TSE 变异。

2 SPACE 的原理

传统 TSE 的翻转角通常为一常数 (例如: 180°), 组织信号以指数衰减, 且衰减速度较快。而当回波链到达 20 左右时, 其回波信号强度基本不能用于成像。但采用可变翻转角之后, 选择合适的翻转角可使组织信号在回波链的大部分时间内都保持稳态, 回波链长可以达到 100~200, 极大地提高了 T2 加权图像的采集效率。

SPACE 的时序图如图 1 所示: 第一个脉冲为 90° 选层激发脉冲, 第二个为 180° 回聚脉冲, 随后是可变翻转角回聚脉冲。其中, 180° 和可变翻转角均采用非选择性回聚脉冲, 故缩短了回波信号的间距, 进而提高了图像采集效率。为适应 90° 选层激发脉冲较长的持续时间, 180° 脉冲的回波间隔 (Echo Spacing, ESP) 被延长 (称为 ESP_1), 其后可变翻转角的回波间隔则是越短越好 (由梯度系统、分辨率和带宽所决定, 称为 ESP_2)。在 180° 脉冲之后经过 $ESP_1/2$ 时间在横向平面上产生了完全回波, 可变翻转角延续了此信号在横向平面上的时间, 使回波链延长, 提高了采图效率。需要注意的是, 由于可变翻转角之间的脉冲回波间隔是 ESP_2 , 所以第一个可变翻转角与 180° 脉冲相隔的时间是 $ESP_1/2 + ESP_2/2$ 。当然, SPACE 中的可变翻转角还是需要满足 CPMG (Carr-Purcell-Meiboom-Gill)^[9] 的条件。下面我们将详细介绍可变翻转角的计算方法:

(1) SPACE 可变翻转角的设计始于对人体某一特定组织衰减特性的假设。Mugler 的设计则选择采用 1.5 T 下大脑的灰质作为参考组织, 其 T1/T2 分别为 940/100 ms。

(2) 可变翻转角的目的是使参考组织的信号按照设计者的要求进行衰减, Mugler 等称之为“既定回波信号演化” (Prescribed Signal Evolution)。既定回波信

号演化可以分为3部分(如图2(a)所示):衰减→平坦→衰减,回波链刚开始时信号以指数衰减,到达稳态后保持相当一段时间,最后又以指数衰减。

(3)根据上面目标信号的演化,利用拓展相位图算法(Extended Phase Graph Algorithm, EPG Algorithm)^[10]可以逆解得到上述目标信号所需的翻转角链。如图2(b)所示,在回波链的初始阶段,翻转角迅速衰减(例如,90°衰减到20°),此时大部分磁化矢量被存储为纵向分量;随着翻转角缓慢增加(例如,20°增加到90°),存储的纵向分量缓慢地转变为横向分量,以抵消横向分量由于T2效应的衰减;最后翻转角缓慢上升到100°左右。

(4)根据算出的翻转角链,再利用布洛赫方程(Bloch Equation),便可得到不同组织的实际信号演化

化,结果见图2(c)。

从图2(c)可见,灰质信号是按设计而演化的。大脑中白质的T2值比灰质低,由其引起的T2衰减比较快,所设计的翻转角链不足以使白质信号保持稳定,所以整个回波链中白质信号都低于灰质。脑脊液则正好相反,其T2值比灰质大很多,由其引起的T2衰减很慢,脑脊液信号在回波链的中间和后面部分均逐步增加。

3 SPACE 序列参数的优化

SPACE 以其高分辨和高采集效率在临床中获得了广泛的应用,但因其可变翻转角的计算比较复杂,所以我们将利用数值拟合的方法来了解一些关

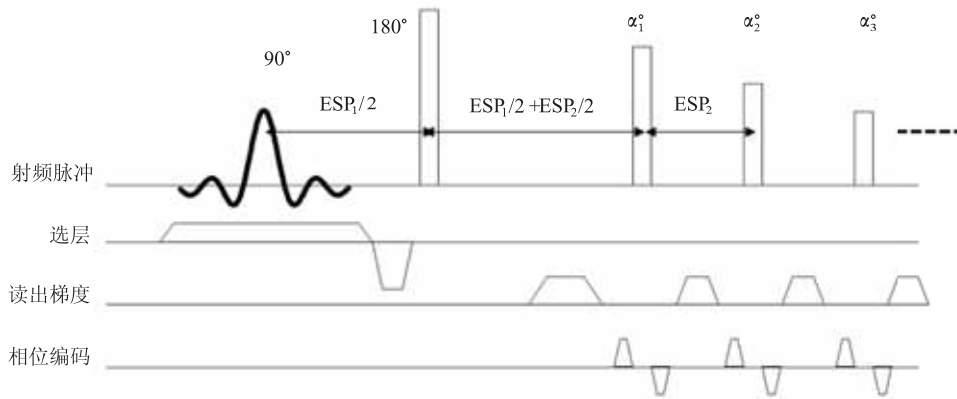


图1 SPACE 时序图

(在一个精确选层的90°激发脉冲(optimized slab-selected RF pulse)之后,紧接着一个180°回聚脉冲,然后再是一系列可变翻转角回聚脉冲,回聚脉冲采用非选择性回波脉冲,缩短了回波间距)

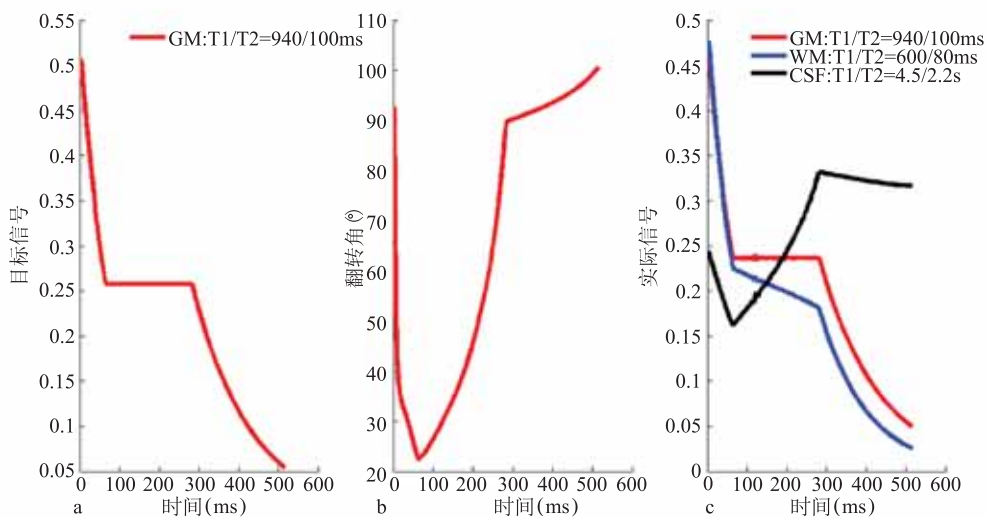


图2 SPACE 翻转角链的计算过程图

(a:首先针对某一特定组织预设一个目标信号演化;b:根据目标信号演化,利用拓展相位图算法逆解出的最佳翻转角链;c:根据算出的可变翻转角链,算出不同组织的实际信号演化,红色代表灰质(T1/T2=940/100ms),蓝色代表白质(T1/T2=600/80ms),黑色代表脑脊液(T1/T2=4500/2200ms))

键参数对图像质量的影响, 以帮助磁共振技师在图像分辨率、扫描时间以及信噪比之间进行取舍, 来获得最优的扫描方案。我们所有的数值拟合都是在 MATLAB (MathWorks, Natick, MA, USA) 上进行。在 T2 加权 SPACE 序列中, 有几个参数会影响序列采样的速度和相应的翻转角链。而这里的讨论都是基于西门子平台:

(1) 回波时间 (TE)

在 T2 加权 SPACE 中, TE 通常设定为回波链持续时间 (Echo Train Duration, ETD) 的一半, 所以回波链的延长会增加 TE。通过某些算法, SPACE 中的 TE 也可以转换为传统 TSE 序列的有效 $TE_{\text{eff}}^{[24]}$ (Effective TE), TE_{eff} 表示对于某一特定组织 (大脑灰质: T1/T2 = 940/100 ms), 仅靠 T2 衰减便可达到与 SPACE 相同信号时所对应的传统 TE。由于 SPACE 采用可变翻转角来延迟 T2 衰减, 因此它的 TE 远远大于传统 TSE 选用的 TE。而当 SPACE 选用的 TE 小于总回波链时间的一半时, 序列可以采用部分傅里叶技术达到这需要。因此, 在 SPACE 技术中, 在相位编码方向采用部分傅里叶可以减短回波链的长度, 增强信号, 或保持回波链长度, 增加相位编码而不再增加额外的时间。

(2) 相位编码数 (Phase Encoding lines, PE)

相位编码的数目主要受几个重建参数影响。首先, PE 受相位分辨率、相位方向的视场等传统参数决定。另外它也受部分傅里叶分子和并行成像加速因子影响。但由于在 SPACE 序列中回波链可以很长, 因此这些影响 PE 的因素可以灵活地减短扫描时间或减短回波链的长度。

(3) 回波链长 (Echo Train Length, ETL)

回波链长是指一个 TR 内的回波个数。在传统 T2 加权 TSE 中, PE 通常是回波链长度的十几甚至几十倍, 但在 T2 加权 SPACE 中, 由于所容许的回波链长度可以达到 100-200, 加上 PE 可以通过部分傅里叶和并行成像技术减少, 所以它与相位编码数不再是简单的倍数关系, 在某些情况下, ETL 甚至有可能大于 PE。

当 SPACE 的 ETL 大于 PE 时, 部分回波信号可以用来编码其他层厚, 例如, 当 PE=120, ETL 可以达到 240 时, ETL 的回波编码可以设计为: ETL 中 120 个回波是用在某一选层中, 而另外 120 个回波则用在另一选层中, 两层编码的回波是交叉实现的 (层 1, 层 2, 层 1, 层 2, ……), 这一次序保证了选用的

TE 产生合适的 T2 对比。

基于上述原因, SPACE 的回波链长与以下几个参数密切相关:

(a) 相位编码数 (PE);

(b) 加速因子 (Turbo Factor, TF), 是回波链中某一层相位编码的数目, 它可以少于或等于相位编码数 (PE);

(c) 层厚加速因子 (Slice Turbo Factor, STF), 用来增长回波链的一个参数, 当 STF>1, 表示回波链中有部分用作编码其他层厚。STF、TF 和 ETL 三者之间满足关系式: $ETL = TF \times STF$;

(d) 每层回波链数 (Echo Train per Slice, ETS), 它表示每一层用多少回波链来填充, ETS、TF 和 PE 三者之间满足关系式: $PE = TF \times ETS$ 。

综上所述, ETL、TF、STF 和 ETS 四者的关系为: $ETL = TF \times STF = \frac{PE \times STF}{ETS}$ 。这样的设计容许 ETL

发挥最大的自由度, 实现 SPACE 的速度优势。

根据上述序列参数的定义, 前述例子中层厚加速因子 (STF) 便是 2, 这是 SPACE 的一个独特之处。当然, SPACE 的扫描方案中所需要的 PE 又是受并行采集和部分傅里叶因子等所影响。

通过计算机仿真, 我们可以验证上述的讨论。

基于某一方案, ETL 可以通过改变 STF (分别取 2 和 1) 来达到, 将其他参数保持不变, 可以产生两组参数:

(a) STF=1: ETL=241, TR/TE=3200/261 ms, TF/Echo Train Duration=161/771 ms;

(b) STF=2: ETL=161, TR/TE=3200/262 ms, TF/Echo Train Duration=161/512 ms。

这两组参数的数值拟合结果如图 3 所示, 由图可知, 回波链越长, 翻转角越小, 信号值越低。图 4 中的健康志愿者实验结果也证实了这一点。

(4) 序列中的带宽 (Band Width, BW)

在传统的 TSE 中, 带宽与图像信噪比有密切的关系: 采用低带宽可以增加信噪比, 但这一效果在 SPACE 中则不一样。

当我们改变带宽, 也就是改变回波间距 (Echo Spacing, ESP), 即改变两个回波之间的时间间隔时, 带宽越大, 回波间距越小。如果回波链长度保持不变, 那么回波链的时间便减短, 间接影响所采用的翻转角和信号强度。

基于某一方案, 我们分别取 BW=1372 和 BW=

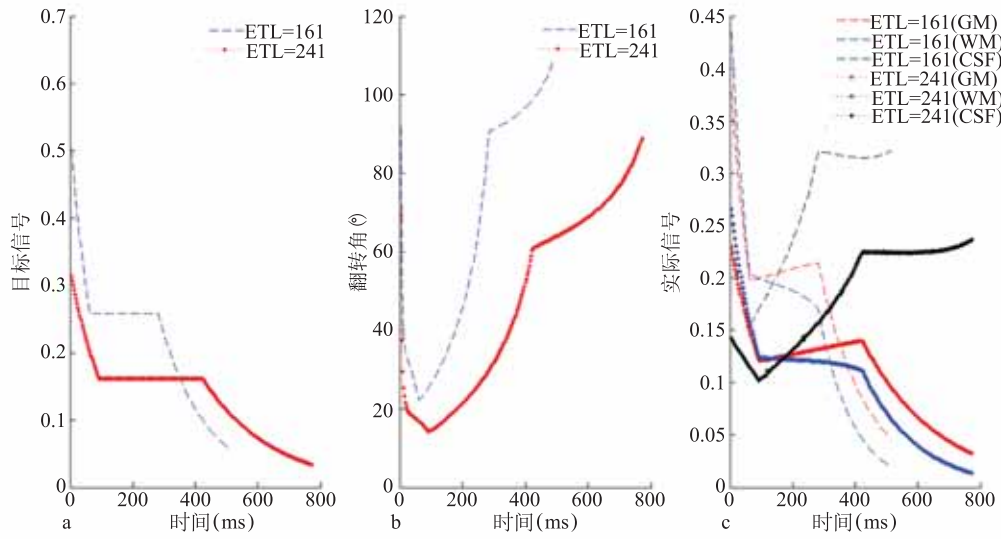


图3 ETL对最佳翻转角链和信号的影响图

(a: ETL 越长, 计算出的目标信号越小; b: ETL 越长, 计算出的最佳翻转角链越小; c: ETL 越长, 计算出的组织实际信号越小, 其中细虚线代表 ETL=161, 粗点线代表 ETL=241, 不同的颜色代表不同的组织(红色代表灰质, 蓝色代表白质, 黑色代表脑脊液))

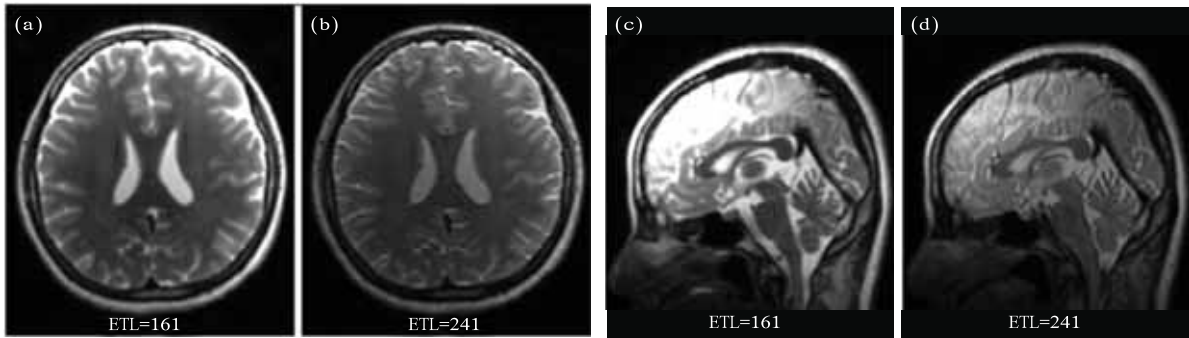


图4 回波链长对图像质量的影响图

(所用的参数与图3一致, 其中(a)和(c)是 ETL=161 生成的图像, (b)和(d)是 ETL=241 生成的图像。由图可知, 回波链长越短, 图像中组织的信号越高, 验证了图3的数值拟合结果)

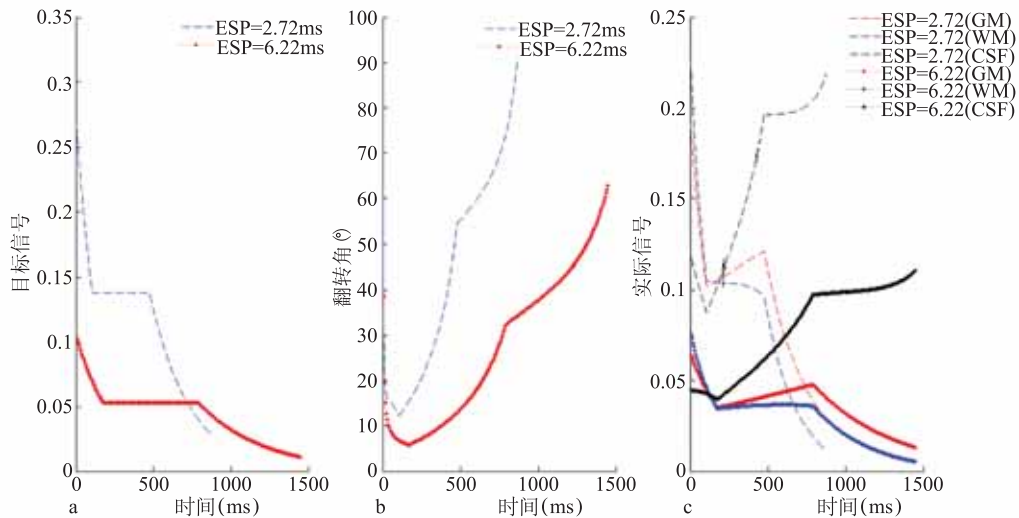


图5 回波间距对最佳翻转角链和信号的影响图

(a: 回波间距越大, 计算出的目标信号越小; b: 回波间距越大, 计算出的最佳翻转角链越小; c: 回波间距越大, 计算出的组织实际信号越小, 其中细虚线代表 ESP=2.72 ms, 粗点线代表 ESP=6.22 ms, 不同的颜色代表不同的组织(红色代表灰质, 蓝色代表白质, 黑色代表脑脊液))

228 Hz, 其他参数保持不变, 可以产生两组参数:

(a) BW = 1372 Hz: ESP = 2.72 ms: TR/TE = 3200/456 ms; Turbo Factor/STF/ETS/Echo Train Duration = 161/2/1/873 ms;

(b) BW = 228 Hz: ESP = 6.22 ms: TR/TE = 3200/456 ms; Turbo Factor/STF/ETS/Echo Train Duration = 161/2/1/1449 ms。

这两组参数的数值拟合结果如图 5 所示, 由图可知, 回波间距越小, 翻转角越大, 信号值也就越大。图 4 中的健康志愿者实验结果也验证了这一点。

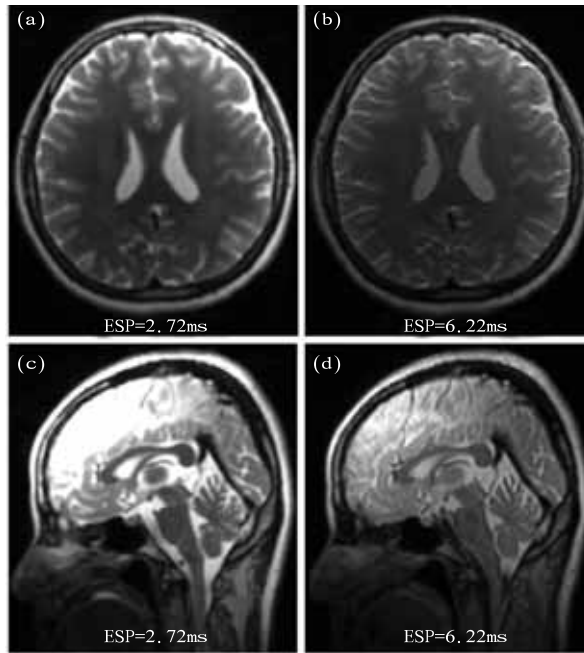


图 6 回波间距对图像质量的影响图

(所用参数与图 5 一致, 其中 (a) 和 (c) 是 ESP = 2.72 ms 生成的图像, (b) 和 (d) 是 ESP = 6.22 ms 生成的图像, 由图可知, 回波间距越短, 图像中组织的信号越高, 验证了图 5 的数值拟合结果)

综上所述, 只要回波链持续时间 (Echo Train Duration = ETL × ESP) 增加, 所测组织的信号就会降低。因为当系统被激发后, 所含能量是一定的, 可变翻转角链的作用就是要把这些能量根据设计者的要求分配给每个回波, 当回波链长增加时, 每个回波分配到的能量自然就减少了。当回波间距增加时, 回波与回波之间磁化矢量的耗散也随之增加, 被分配到的能量也随之减少。

此外, SPACE 还具有运动敏感的特性^[8]。一般来说, 对于运动的自旋子, 横向磁化矢量在回波间隔期间会积累额外的相位, 并在 180° 脉冲的作用下形成自旋回波, 而纵向磁化矢量则只存储以前的相位信息, 不积累额外的相位, 并在 90° 脉冲的作用下形成受激回波 (Stimulated Echo)。可变翻转角链的设计使横向磁

化矢量和纵向磁化矢量之间相互转换, 这导致由运动累积的相位在自旋回波和受激回波之间互相转换, 当自旋回波和受激回波叠加形成信号时, 由运动累积的相位会导致信号减弱。因此, 利用 SPACE 的运动敏感性, 可以实现黑血效果, 进而实现血管壁成像^[11-14]。

4 SPACE 的临床应用

随着 SPACE 逐渐被放射医师和临床医生所认识和了解, 其临床应用也越来越广泛^[15]。

目前, SPACE 已被用于身体各个部位的成像, 例如 MRCP^[16]、臂丛神经成像^[17]、膝关节成像^[18]、踝关节成像^[19]、肝脏成像^[20]和血管壁成像^[11-14]。下面我们将介绍一些 SPACE 的典型应用。

4.1 头部成像

头部 T2 加权成像是 SPACE 最早被应用的领域^[21], 其较高的图像采集效率可以在较短的时间内得到高分辨的全脑图像。

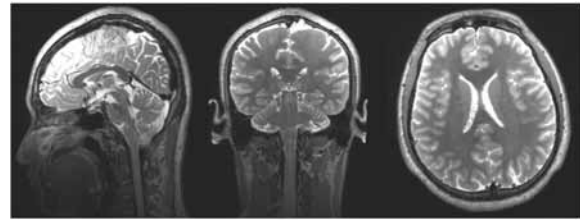


图 7 头部 T2 加权图像

(3.0T MAGNETOM TRIO 系统, 矢状位, 冠状位, 横断位为 MPR 重建后图像, 分辨率为 1.0 mm × 1.0 mm × 1.0 mm, 扫描时间 4 min 43 s)

4.2 三维血管壁成像

因为 SPACE 本身具有黑血的效果, 目前被应用于三维血管壁成像^[11-14]。图 8 显示的是一例颈动脉血

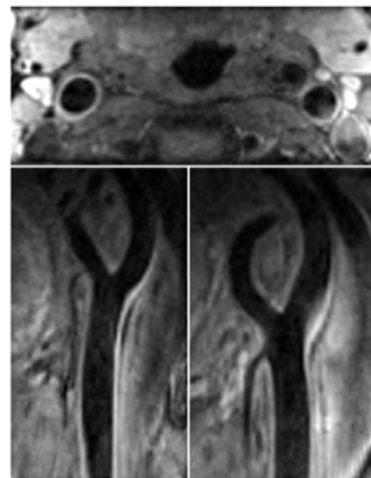


图 8 颈动脉血管壁成像图

(3.0T MAGNETOM TRIO 系统, 横断位, 左右颈动脉矢状位 MPR 重建后图像, 分辨率为 0.7 mm × 0.7 mm × 0.7 mm, 扫描时间 3 min 55 s)

管壁的图片,由图可见,血液信号被很好地抑制了。

4.3 胰胆管成像

重 T2 加权 SPACE 在水成像方面也逐渐显示其优势,图 9 显示的是一个胰胆管成像的例子。



图 9 SPACE 胰胆管成像

(3.0T MAGNETOM VERIO 系统,此为 MIP 之后的图像,分辨率为 $1.0\text{ mm}\times 1.0\text{ mm}\times 1.0\text{ mm}$,扫描时间为 4min18s)

4.4 膝关节成像

临床上常用 2D TSE 进行膝盖成像,但其二维图像的层厚较大(3~5 mm),一般是平面分辨率的 5~10 倍,容易产生部分容积效应^[22],并且二维序列层与层之间有间隔,这样就无法准确地定量分析一些精细结构,比如:软骨。所以临床上越来越多地采用三维序列进行膝关节成像^[18],图 10 是一个膝关节扫描的例子。

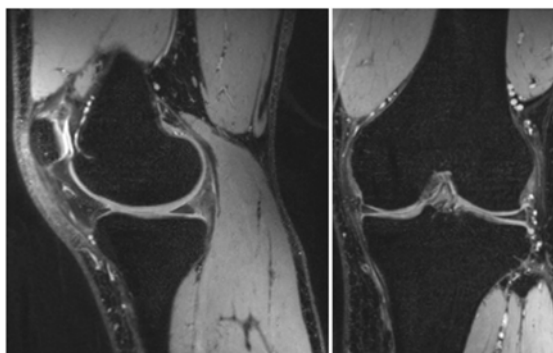


图 10 膝关节 PD 加权压脂成像图

(3.0T MAGNETOM TRIO 系统,矢状位,冠状位为 MPR 重建后图像,分辨率为 $0.7\text{ mm}\times 0.7\text{ mm}\times 0.7\text{ mm}$,扫描时间 8min32s)

5 SPACE 的展望

由以上的拟合可知,SPACE 的可变翻转角由两个参数间接控制:ETL 和 ESP,翻转角通过计算决

定,而无法按需要直接进行调节,例如:影响图像 SNR 的 k 空间中心翻转角的大小^[23],决定运动敏感性的最小翻转角^[24]。基于这一考虑,GE 公司 Busse 等人提出了 FSE-cube^[8],此方法以一种灵活且简单的方式来生成翻转角,它可以直接控制翻转角的最大值、最小值和填充 k 空间中心翻转角的大小,避免了复杂的翻转角运算。

SPACE 还有其他许多变种,例如:(1)在可变翻转角链最后加上恢复脉冲(Restore Pulse)可得到重 T1 加权图像^[25];(2)为实现较好的黑血效果, Park 等人^[26]采用了:(a)较低的可变翻转角;(b)每个回聚脉冲都施加大幅度的损毁梯度;(c)在第一个回聚脉冲的两边施加三维的运动敏感损毁梯度;(3)为克服高场 B1 场不均匀的影响, Park 等人^[27]采用了组合的绝热脉冲作为激发脉冲。

与二维 TSE 相比,SPACE 具有各向同性的高分辨率和高采集效率。配合软件支持任意平面重建,SPACE 的图像可以帮助临床医生掌握病灶的三维立体结构。随着硬件的不断发展,以及一些新采集技术的加入,例如压缩感知(Compressed Sensing, CS)技术^[28],SPACE 的成像速度将会越来越快,成为临床不可缺少的工具。

参考文献

- [1] Hahn E L. Spin echoes [J]. The Physical Review, 1950, 80: 580-594.
- [2] Hennig J, Nauerth A, Friedburg H. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR [J]. Magnetic Resonance in Medicine, 1986, 3(6): 823-833.
- [3] Li G B, Zhang W J. 3D turbo spin echo imaging technique: SPACE [J]. Chinese Journal of Magnetic Resonance Imaging, 2010, 1(4): 295-298. (in chinese)
- [4] Morita S, Ueno E, Suzuki K, et al. Navigator-triggered prospective acquisition correction (PACE) technique vs. conventional respiratory-triggered technique for free-breathing 3D MRCP: an initial prospective comparative study using healthy volunteers [J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 2008, 28: 673-677.
- [5] Mugler J P 3rd, Bao S, Mulkern R V, et al. Optimized single-slab three-dimensional spin-echo MR imaging of the brain [J]. Radiology, 2000, 216: 891-899.
- [6] Mugler J P 3rd, Meyer H, Kiefer B. Practical implementation of optimized tissue-specific prescribed signal evolutions for improved turbo-spin-echo imaging [C] // In: Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine,

- Berkeley, Calif: ISMRM, 2003: 203.
- [7] Mugler J P 3rd, Brookeman J R. Efficient spatially-selective single-slab 3d turbo-spin-echo imaging [C] // In: Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Berkeley, Calif: ISMRM, 2004: 695.
- [8] Busse R F, Brau A C, Vu A, et al. Effects of refocusing flip angle modulation and view ordering in 3D fast spin echo [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2008, 60: 640-649.
- [9] Bernstein M A, King K F, Zhou X H. *Handbook of MRI Pulse Sequences* [M]. Burlington, MA: Elsevier Academic Press, 2004: 778-779.
- [10] Hennig J, Weigel M, Scheffler K. Calculation of flip angle for echo trains with predefined amplitudes with the extended phase graph (EPG)-algorithm: principles and applications to hyperecho and TRAPS sequences [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2004, 51: 68-80.
- [11] Fan Z, Zhang Z, Chung Y C, et al. Carotid arterial wall MRI at 3T using 3D variable-flip-angle turbo spin-echo (TSE) with flow-sensitive dephasing [J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2010, 31(3): 645-654.
- [12] Mihai G, Chung Y C, Kariisa M, et al. Initial feasibility of a multi-station high resolution three-dimensional dark blood angiography protocol for the assessment of peripheral arterial disease [J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2009, 30(4): 785-793.
- [13] Zhang Z, Fan Z, Carroll T J, et al. Three-dimensional T2-weighted MRI of the human femoral arterial vessel wall at 3.0 Tesla [J]. *Investigative Radiology*, 2009, 44: 619-26.
- [14] Mihai G, Winner M W, Raman S V, et al. Assessment of carotid stenosis using three-dimensional T2-weighted dark blood imaging: initial experience [J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2012, 35: 449-455.
- [15] Lichy M P, Wietek B M, Mugler J P 3rd, et al. Magnetic resonance imaging of the body trunk using a single-slab, 3-dimensional, T2-weighted turbo-spin-echo sequence with high sampling efficiency (SPACE) for high spatial resolution imaging: initial clinical experiences [J]. *Investigative Radiology*, 2005, 40(12): 754-760.
- [16] Arizono S, Isoda H, Maetani Y S, et al. High-spatial-resolution three-dimensional MR cholangiography using a high-sampling-efficiency technique (SPACE) at 3T: comparison with the conventional constant flip angle sequence in healthy volunteers [J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2008, 28(3): 685-690.
- [17] Viallon M, Vargas M I, Jlassi H, et al. High-resolution and functional magnetic resonance imaging of the brachial plexus using an isotropic 3D T2 STIR (Short Term Inversion Recovery) SPACE sequence and diffusion tensor imaging [J]. *European Radiology*, 2008, 18(5): 1018-1023.
- [18] Gold G E, Busse R F, Beehler C, et al. Isotropic MRI of the knee with 3D fast spin-echo extended echo-train acquisition (XETA): initial experience [J]. *American Journal of Roentgenology*, 2007, 188(5): 1287-1293.
- [19] Stevens K J, Busse R F, Han E, et al. Ankle: isotropic MR imaging with 3D-FSE-cube--initial experience in healthy volunteers [J]. *Radiology*, 2008, 249(3): 1026-1033.
- [20] Rosenkrantz A B, Patel J M, Babb J S, et al. Liver MRI at 3 T using a respiratory-triggered time-efficient 3D T2-weighted technique: impact on artifacts and image quality [J]. *American Journal of Roentgenology*, 2010, 194(3): 634-641.
- [21] Mugler J P 3rd, Kiefer B, Brookeman J R. Three-dimensional T2-weighted imaging of the brain using very long spin-echo trains [C] // In: Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Berkeley, Calif: ISMRM, 2000: 1630.
- [22] Antiga L, Wasserman B A, Steinman D A. On the overestimation of early wall thickening at the carotid bulb by black blood MRI, with implications for coronary and vulnerable plaque imaging [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2008, 60: 1020-1028.
- [23] Hennig J, Weigel M, Scheffler K. Multiecho sequence with variable refocusing flip angles: optimization of signal behavior using smooth transitions between pseudo steady states (TRAPS) [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2003, 49: 527-535.
- [24] Busse R F. Flow sensitivity of CPMG sequences with variable flip refocusing and implications for CSF signal uniformity in 3D-FSE imaging [C] // In: Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Berkeley, Calif: ISMRM, 2006: 2430.
- [25] Park J, Mugler J P 3rd, Horger W, et al. Optimized T1-weighted contrast for single-slab 3D turbo spin-echo imaging with long echo trains: application to whole-brain imaging [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2007, 58: 982-992.
- [26] Park J, Kim E Y. Contrast-Enhanced, Three-dimensional, whole-brain, black-blood imaging: application to small brain metastases [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2010, 63: 533.
- [27] Park J, Mugler J P 3rd, Hughes T. Reduction of B1 sensitivity in selective single-slab 3D turbo spin echo imaging with very long echo trains [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2009, 62: 1060.
- [28] Li G B, Maxim Z, Esther M, et al. Reducing fluctuation of train trajectories in 3D TSE imaging with compressed sampling [C] // In: Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Berkeley, Calif: ISMRM, 2013: 3711.