

垂体三维快速梯度回波成像

郑君惠 梁长虹 谭绍恒 曾琼新 黄颺 黄美萍

【摘要】 目的: 探讨垂体增强检查中, 三维快速梯度回波 T_1 加权序列(3D-FFE T_1 WI) 的参数优化, 并与二维自旋回波 T_1 加权序列(2D-SE T_1 WI) 的图像质量进行比较。方法: 使用 1.5T 高场 MR 成像仪及头颅正交线圈。30 例脑垂体均行冠状位 2D-SE T_1 WI 和 3D-FFE T_1 WI 检查。结果: 3D-FFE T_1 WI 时, 重复时间/回波时间/翻转角为 30ms/9ms/20° 最佳。3D-FFE T_1 WI 序列增强扫描的单层图像信噪比较 2D-SE T_1 WI 图像差($P < 0.05$), 但叠加 3D-FFE 相邻层面至相当于 2D-SE 层厚时, 信噪比与 2D-SE 比较基本上相等。病变与正常组织对比噪声比, 3D-FFE T_1 WI 明显优于 2D-SE T_1 WI ($P < 0.01$)。结论: 3D-FFE T_1 WI 的空间分辨力高, 病变/正常垂体组织对比噪声比, 3D-FFE 明显优于 2D-SE ($P < 0.01$)。

【关键词】 垂体 二维自旋回波技术 三维快速梯度回波技术

Three dimension acquisition of fast gradient echo sequence for pituitary gland Zheng Junhui, Liang Changhong, Tan Shaoheng, et al. Department of Radiology, Guangdong Provincial Hospital, Guangzhou 510080

【Abstract】 Objective: To evaluate the optimization of 3D acquisition on fast field echo (FFE) sequence and to compare its image quality to that of 2D-SE T_1 -weighted images. **Methods:** 1.5T MR system and head quadrature coil were used. Coronal sections on 2D-SE T_1 WI and 3D-FFE T_1 WI were acquired in 30 patients. **Results:** The optimization parameters in 3D-FFE were TR/TE/flip angle = 30ms/9ms/20°. SNR of single slice on 3D-FFE T_1 WI was worse than that on 2D-SE T_1 WI ($P < 0.05$), but that of the equal thickness on 3D-FFE T_1 WI was equal to that on 2D-SE T_1 WI. CNR of lesion/pituitary tissue on 3D-FFE T_1 WI was superior to that on 2D-SE T_1 WI ($P < 0.01$). **Conclusions:** The spatial resolution and CNR of lesion/pituitary tissue on 3D-FFE T_1 WI were superior to those on 2D-SE T_1 WI.

【Key words】 Pituitary 2D-SE 3D-FFE

常规 SE 成像对磁场不均匀、不敏感及可以取得高对比度的 T_2 加权图像, 但扫描层厚相对较厚及扫描时间较长, 而且通常使用二维技术扫描。二维扫描技术为避免交叉(cross talk)伪影, 又必须有一定的层间距(层厚的 10% 以上)。厚层扫描时, 部分容积效应可掩盖小病灶, 层间距又可能遗漏小病灶, 这是二维 SE 成像技术的局限性^[1]。三维快速梯度回波成像(3D-FFE)无层间距, 重建层厚可薄至 0.5mm, 更有利于小病灶的显示。本文研究了 30 例脑垂体增强后 3D-FFE T_1 WI 和 2D-SE T_1 WI, 以评价 3D-FFE T_1 WI 在垂体检查中的临床应用价值及最佳成像参数。

材料与方法

垂体 MR 检查 30 例, 其中男 8 例, 女 22 例, 年龄 9 ~ 75 岁。研究对象包括: 垂体微腺瘤 20 例, 垂体大腺瘤 5 例, 正常 5 例。

均用 Philips ACS NT15 1.5T 超导 MR 成像仪及头颅正交线圈。所用造影剂为 Gd-DTPA, 造影剂使用剂量为 0.05mmol/kg, 经肘前静脉注射。30 例均用相同的检查序列, 序列包括增强前矢状位及冠状位 2D-SE T_1 WI 扫描、增强后 Keyhole 动态扫描、矢状位及冠状位 2D-SE T_1 WI 及 3D-FFE T_1 WI。扫描参数: 矩阵/视

野/层厚/层间距/层数/平均采样次数/重复时间(TR)/回波时间(TE)/翻转角/扫描时间: 2D-SE 为: 192 × 256/180mm/3mm/0.3mm/9/2/550ms/20ms/90°/2'54"; 3D-FFE 为 192 × 256/180mm/0.75mm/重叠层厚的 10%/40/2/30ms/9ms/20°/2'34"。30 例 3D-FFE T_1 WI, 使用 10°、20°、30°、40° 及 50° 不同的翻转角, 比较它们的相对信号水平(RSL)。

图像质量评价

1. 图像伪影(流动伪影、磁化敏感性伪影)情况分成 4 个标准。4= 没有伪影, 3= 伪影可见, 但不影响正常的解剖结构。2= 伪影明显, 掩盖了一部分结构。1= 伪影明显, 图像结构无法辨认。

2. 兴趣区信噪比及病变/正常组织对比噪声比测量

在 2D-SE T_1 WI 和 3D-FFE T_1 WI 所显示的图像相同位置测量信号强度(即像素的平均信号强度 M_n), 测量兴趣区的面积不变。降低窗宽与窗位, 确认兴趣区内没有伪影, 选择大的矩形兴趣区, 测量背景的平均信号强度作为图像统计噪声的标准差(σ)。

病变/正常组织对比噪声比(L/B CNR) 测量病变兴趣区的平均信号强度(M_{nL}), 对比组织(正常垂体)的平均信号强度(M_{nB}), 背景信号平均值(作为 σ), $L/B \text{ CNR} = (M_{nL} - M_{nB}) / \sigma$ 。

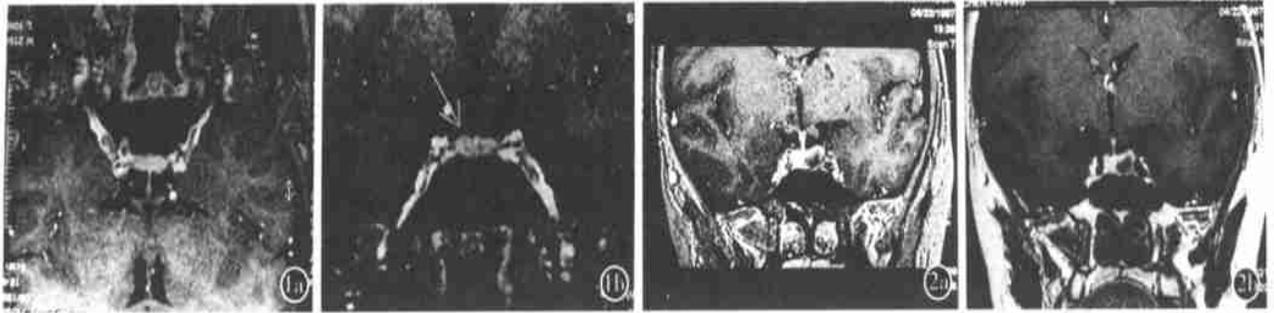


图1 同一病人垂体微腺瘤,2D-SE未显示(a),而3D-FFE清楚可见微腺瘤低信号区(b)。

图2 垂体瘤在2D-SE(a)和3D-FFE(b)序列上均显示清楚,其效果相似。

3. 甲、乙两位医师根据自己MRI经验按上述指标对图像进行质量评分。

4. 统计学处理(配对T检验),根据2D-SE T₁WI和3D-FFE T₁WI序列扫描所得图像感兴趣区信噪比及病变/正常组织对比噪声比的测量结果,2D-SE T₁WI与3D-FFE T₁WI序列图像伪影评分结果,进行差异显著性检验(配对T检验)。

结果

3D-FFE T₁WI序列,使用不同的射频翻转角,其相对信号水平见表1。

表1 3D-FFE T₁WI不同翻转角,其相对信号水平比较

翻转角	相对信号水平(RSL)
10°	120%
20°	123%
30°	100%
40°	80%
50°	65%

2D-SE T₁WI与3D-FFE T₁WI图像伪影评分均数及配对T检验结果见表2。

表2 2D-SE T₁WI与3D-FFE T₁WI序列图像伪影评分均数及T检验结果

	2D-SE T ₁ WI	3D-FFE T ₁ WI	配对T检验
流动伪影	3.53	3.9	P < 0.05
磁化敏感性伪影	3.87	3.43	P < 0.05

2D-SE T₁WI与3D-FFE T₁WI序列感兴趣区信噪比(SNR)及病灶/正常组织对比噪声比(CNR)测量结果及配对T检查结果见表3。

表3 感兴趣区信噪比及病变/正常组织对比噪声比

	SNR	CNR
2D-SE T ₁ WI	13.47±2.74	4.45±0.59
3D-FFE T ₁ WI	8.51±0.88	7.88±0.69
T检验	P < 0.05	P < 0.01

讨论

3D-FFE T₁WI使用高分辨及短TE技术,可以降低磁场不均匀所引起的信号丢失。另外,采集后的图像可以按要求重建,重建的图像质量较高,符合诊断要求。有必要的,还可以进行层面的均衡,部分改善薄层扫描所引起的信噪比减低。

1. 2D-SE T₁WI与3D-FFE T₁WI序列图像感兴趣区及病变/正常组织对比噪声比

理论上,假若TR远大于TE,那么,2D-SE T₁加权序列的信噪比^[1]为:

$$SNR_{2D-SE} = K \times p \times \sqrt{\frac{NSA \times N_x \times N_y}{Bw}} \times \frac{\sin\alpha (1 - E_1)}{1 + E_1 \cos\alpha} \times E_2 \quad (1)$$

K为磁共振扫描仪品质常数,p为自旋质子密度,NSA为信号平均次数,N_x为频率编码数,N_y为相位编码数,E₁=exp(-TR/T₁)及E₂^{*}=exp(-TE/T₂^{*}),Bw为信号带宽。

3D-FFE T₁WI序列的信噪比为:

$$SNR_{3D-FFE} = K \times p \times \sqrt{\frac{NSA \times N_x \times N_y \times N_z}{Bw}} \times \frac{\sin\alpha (1 - E_1)}{1 - E \cos\alpha} \times E_2^* \quad (2)$$

K为磁共振系统品质常数,p为自旋质子密度,NSA为采集信号平均次数,N_x为频率编码数,N_y为相位编码数;N_z为3D扫描层数,E₁=exp(-TR/T₁)及E₂^{*}=exp(-TE/T₂^{*}),Bw为信号带宽。

由于2D-SE T₁WI与3D-FFE T₁WI在扫描层面内空间分辨率相同,病变/正常组织对比噪声比与病灶的大小相关,其关系如下:

$$\begin{aligned} L/B \text{ CNR} &= A \times [\Delta Z_L \text{ SNR}_L + (TH - \Delta Z_L) \text{ SNR}_B - TH \text{ SNR}_B] \\ &= A \times \Delta Z_L (\text{SNR}_L - \text{SNR}_B) \end{aligned} \quad (3)$$

公式3由公式1、2得出,A代表成像平面内每个象素的面积,ΔZ_L指病灶在层面选择方向在扫描层面内所占大小,SNR_L为病灶信噪比,而SNR_B为对比组织信噪比。公式3表明当病灶在层面选择方向ΔZ_L小

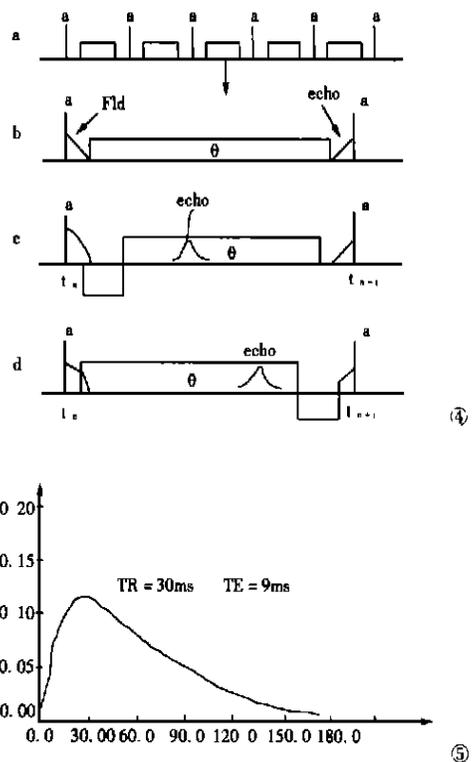
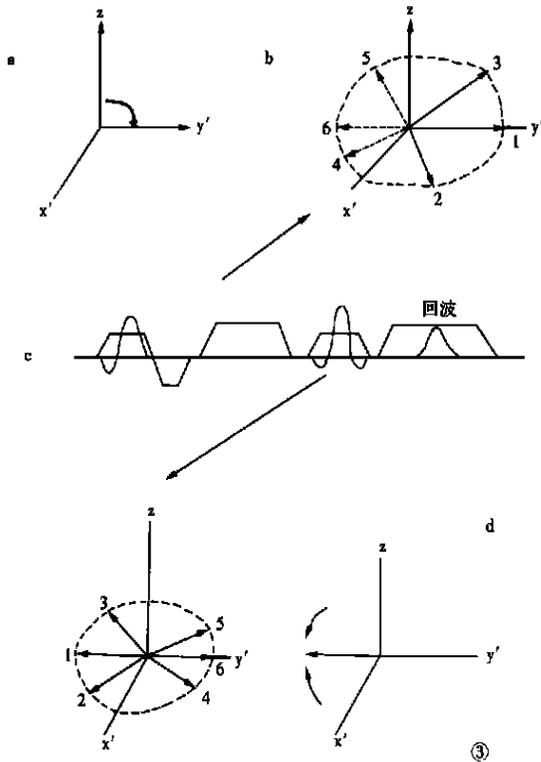


图 3 2D-SE 序列 FID 和回波。 图 4 FFE 序列 FID 和回波。 图 5 FFE 序列不同翻转角的信号强度曲线。

于或等于 3D 扫描层厚时, 病变/ 正常对比噪声比与层厚无关。

从表 3 可见, 对于垂体微腺瘤(1~9mm), 3D-FFE T_1WI 序列的病变/ 正常对比噪声比明显优于 2D-SE ($P < 0.01$) (图 1)。这是因为 2D-SE T_1WI 的 L/B CNR 仍然按公式 3 计算, 而 3D-FFE T_1WI 扫描技术的 L/B CNR 为公式 3 再乘以 $\sqrt{\Delta Z_1/3D}^{[1]}$ 。2D-SE 层厚, 信噪比好 ($P < 0.05$)。假如叠加 3D-FFE T_1WI 层面至相当于 2D-SE 层厚的层面信噪比, 与 2D-SE T_1WI 基本上相等^[2]。增加层厚可增加信噪比, 但没有增加病灶/ 正常组织相对噪声比(原理见公式 3)。在 5 例大垂体瘤, 其 2D-SE 与 3D-FFE 显示效果相似(图 2)。因此, 笔者主张在垂体微腺瘤检查中, 常规采用 3D-FFE T_1WI 技术进行增强扫描。

2. 3D-FFE 扫描参数选择

2D-SE T_1WI 序列由 $90^\circ \sim 180^\circ$ 脉冲组成, 其 FID 和回波见图 3。而 3D-FFE T_1WI 序列是由一系列小翻转角(α) 射频激励脉冲组成的, 每一个小翻转角脉冲产生一个 FID, 其 FID 和回波见图 4, 翻转角决定信号强度。本组结果显示翻转角等于 20° 给出最强的信号强度(见图 5)。

短 TR 明显缩短扫描时间, 即使扫描 40 层, 扫描时间才 2min 34s, 同时 3D 成像可通过多平面重建 (MPR) 技术获得不同方位图像, 比二维 SE 技术大大减少了扫描时间^[3]。3D 薄层减少了部分容积效应及流动伪影, 但梯度回波技术对磁场均匀度要求高, 比 2D-SE 多见组织-空气界面的磁化敏感性伪影。采用 TE 足够短($T_1E = 9$), 与流动补偿技术, 能有效限制磁化敏感性伪影。因此, 3D-FFE 优化参数: 重复时间(T_1R)/ 回波时间(T_1E)/ 翻转角为 30ms/9ms/ 20° 。

小结

3D-FFE T_1WI 的空间分辨率高, 病变/ 正常垂体组织对比噪声比, 3D-FFE 明显优于 2D-SE ($P < 0.01$)。

参考文献

- 1 Debiao Li, Rober TW, Weili Li. Magnetic resonance imaging of the brain with Gd-DTPA: comparison of T_1 weighted spin-echo and 3D gradient-echo sequences[J]. JMRI, 1996, 6(3): 415-423.
- 2 陈敏, 杜安涛, 王占立, 等. 腹部磁共振成像的临床应用[J]. 中华放射学杂志, 1994, 28(8): 517-521.
- 3 葛玉林, 戴建平, 高培毅. 梯度回波技术与应用[J]. 国外医学: 临床放射学分册, 1996, 19(2): 87.

(1999-07-01 收稿)