

磁共振成像仪定期图像质量测试的应用(附 120 例报告)

曾琼新, 梁长虹, 谭绍恒, 郑君惠

【摘要】 目的:评价和监测 MR 系统的基本可靠性能,预防 MR 系统的衰变。**方法:**使用 200 mm 的头部水模及选择 PIQT 程序,前两次扫描使用头线圈作接收线圈,第三次扫描使用体线圈作接收线圈。自动分析所获得的图像质量参数,裸眼观察图像上的重影、线条影、链状影或其它伪影。**结果:**QA1-E1 的 C-10/C+10 为 94.8;QA1-E2 和 QA2-S1 的 C-10/C+10 为 95。QA1 接收线圈的品质因数为 67,QA3 接收线圈的品质因数为 300,QA1-E1 的背景信噪比为 122,QA3-E1 的背景信噪比为 80。**结论:**定期图像质量测试可以客观评估磁共振系统的状况。

【关键词】 图像处理,计算机辅助;信噪比;均匀度;伪影

【中图分类号】R455.2 **【文献标识码】**A **【文章编号】**1000-0313(2004)07-0529-03

Application of periodic image quality test(PIQT) of the MR scanner system (report of 120 cases) ZENG Qiong-xin, LIANG Chang-hong, TAN Shao-heng, et al. Department of Radiology, Guangdong Provincial People's Hospital, Guangzhou 510080, P. R. China

【Abstract】 Objective: To assess and monitor the basic performance of the MR system (Image Quality/system parameters). **Methods:** The head phantom of 200mm dimension and "PIQT" sequence were used. Two scans were made with the head coil, the third with the body coil as receive coil. The images were analyzed automatically to obtain IQ parameters. **Results:** c-10/c+10 of QA1-E2 and QA2-S1 were 94.8 and 95. Q-receive of QA1 was 67. Q-receive of QA3 was 300. S/N(B) of QA1-E1 was 122. S/N(B) of QA3-E1 was 80. **Conclusion:** PIQT could well demonstrate the condition of the MR system.

【Key words】 Image processing, computer-assisted; Signal-to-noise-ratio; Uniformity; Artifacts

MRI 仪安装以后,可靠性能会随着使用频度和时间而降低。为使 MRI 设备能够正常运作,保持良好的工作状态,提供高质量的图像,应对设备进行定期的质量保证检测^[1-3]。本文采用定量的方法对图像进行数据检测分析,从客观上评价 MR 影像质量。

材料与方 法

随机抽样 1995 年 5 月~2003 年 8 月定期进行的图像质量测试结果 120 例,对测量结果进行分析和评估。检测设备为:荷兰 Philips Gyroscan Powertrak 1000 1.5T 超导 MRI 仪。使用直径 200 mm 标准测试模,头部正交线圈及体部正交线圈进行扫描。主要 QA 的检测参数:信噪比(signal noise ratio, SNR);场强的均匀度(floodfield uniformity);空间线性度(spatial linearity);空间分辨率(spatial resolution);层面投影(slice profile)与层厚(slice thickness)。

SNR 的检测:在图像中央区域测量信号强度和标准偏差;在图像外背景区域内测量信号强度:

$$SNR = \frac{S - S'}{SD}$$

S 为中央区域测量信号强度;S' 为背景区域测量信号强度;SD 为标准差。

均匀度的检测:均匀度可根据在图像的 X、Y 轴上的 5 组兴趣区测量所得的信号强度平均值来确定,也可以用 5 组中信号强度的最大值和最小值表示。因此除图像均匀区域的中央测量信号强度外,还要测量均匀区域内多个区域的信号强度,找出其中测量区域的最大与最小信号强度值:

$$U\Sigma = 1 - \frac{S_{\max} - S_{\min}}{S_{\max} + S_{\min}} \times 100\%$$

$S_{\max}$ 为信号强度的最大值, $S_{\min}$ 为最小值。

线性度的检测:利用标准测试模内已知的间距点测量出线性度,即测量图像两段点间的距离并与其真实距离相比较,求出线性度。通常用准确度来表示:

$$\text{准确度} = \frac{\text{实际距离} - \text{测量距离}}{\text{实际距离}} \times 100\%$$

层厚的检测:利用水模内的两交叉斜面测量层厚;由两斜面在图像上所成的两条平行带的宽度可得到层厚;也可利用层面投影线(slice profile)的半高全宽度(full width at half maximum, FWHM)得到层厚。

空间分辨率的检测:利用水模内的几组条形或孔测量空间分辨率。可用象素大小或调制传递函数(modulation transfer function, MTF)表

示。

操作方法:在 Login 下输入用户名 Gyroscan,进入系统后选择 Scan Control 功能键,打开系统可靠性测试(SPT scanning)功能键,选择 PIQT(periodic image quality test)项;然后放置一个 200 mm 标准测试模至头线圈的测试模支架上;模上的字母“T”朝上,面向磁体外侧,以线圈的中央作为中心定位线,使用“移到中心平面”按钮,将水模移至磁体中央。选择 PIQT 后,按确认键,PIQT 程序会自动执行,它包括如下内容:①定位扫描:自动定位扫描(AS)、头颅正交线圈取横断位和矢状位扫描(QHTS),AS 和头颅正交线圈取横断位和矢状位扫描(QHTT);②PIQT 扫描:a. Scan QA1:H、MS、SE,b. Scan QA2:H、MS、FFE,c. Scan QA3:B、2D、SE。此过程需 2 min 采集数据,系统将用 20 min 对数据进行评估,并储存结果^[2,4]。

结 果

线性度:准确度平均值为 0.4%。层厚:QA1-E1 的 FWHM 平均值为 4.9 mm;QA2 的 FWHM 平均值为 4.9 mm。空间分辨率:像素值平均值为 1.020;MTF-50 为 50%以上。均匀度、信噪比及稳定因素的测量结果见表 1~3。

表 1 120 例均匀度的检测结果

均匀度(%)	C-10/C+10 测量值
QA1-E1	94.8(94.0~95.2)
QA1-E2	95.2(88.2~95.2)
QA2-S1	95.2(95.3~96.0)
要求值	>92.0

注:QA1 第 1 次质控;QA2 第 2 次质控;E1 第 1 个回波;E2 第 2 个回波;S1 第 1 个层面;C-10/C+10 偏离水模中心 10mm 处测量所得的均匀度

表 2 120 例信噪比及接收线圈的品质因素

项目	测值		要求值	
	Q—receive	S/N(B)	Q—receive	S/N(B)
QA1	67(59~69)	—	60/80	—
QA3	300(200~330)	—	≥220	—
QA1-E1	—	122(82~126)	—	>115
QA3-E1	—	80(51~89)	—	>69

注:QA1 第 1 次质控;QA3 第 3 次质控;E1 第 1 回波;Q—receive 接收线圈品质因素;S/N(B)背景信噪比。

表 3 6 例设备稳定因素

取样	平均值	标准差	最小值	最大值	稳定因素(%)
1	244	28	5	296	98.5
2	363	33	6	425	98.3
3	622	48	7	714	98.6
4	840	62	8	923	98.6
5	1538	119	10	1733	98.4
6	1693	218	12	1946	98.5

注:总稳定因素为 98.5%

讨 论

SNR 是描述 MRI 设备质量的重要参数^[1,2,5,6]。MRI 图像 SNR 与多种因素有关,而且错综复杂^[2,5-8]。磁场强度、RF 线圈的质量、屏蔽效果、线圈的调节、成像参数的选择等均会影响 SNR。体素越大 SNR 越高,相位编码步数对 SNR 的影响较复杂^[2]。相位编码步数对 SNR 的影响与像素的改变有关,如果保持像素值不变,增加相位编码步数,图像 SNR 增加,但扫描时间会延长;若保持 FOV 不变,增加相位编码步数,SNR 下降而空间分辨率升高。带宽越大噪声越多,而信号几乎不变,使得 SNR 下降,因此减少带宽可使信噪比增加。图像 SNR 与平均激发次数的平方根成正比^[2],如果图像的 SNR 较低,可增加信号的平均激发次数。使用长 TR 可增加 SNR,因为长 TR 使体系的磁化强度矢量恢复较充分,在下一次激发时信号较强,改变序列的 TR 对图像的对比特性有影响。TE 较短时横向磁化强度大量衰减较少,回波信号峰较高,因而 SNR 高。背景 SNR 的测量结果为 82~126。当测量结果 SNR>115 时图像质量优良,SNR<115 时图像质量有所下降,当 SNR<80 时肉眼观察便发现图像质量明显下降。图像 SNR 的高低直接影响图像质量,当图像质量很差时,应查找相关的原因,如系统未校准好、线圈调节没有设置好、磁体均匀度和射频场屏蔽情况不佳、电子放大系统增益问题、梯度脉冲工作点漂移以及涡流效应等因素。此时应重新调整系统以便得到较高的 SNR。

在水模成像图像中心上下左右偏离 10 mm 处测量所得的均匀度为 88.2%~95.3%,均匀度>92%图像的均匀性一致,<80%时图像的均匀性差,有时会出现晕影或鬼影。据文献报道图像的均匀度标准要求应>80%^[1,3,7,9,10],本机要求>92%,若图像的均匀性差时,应检查的原因有:静磁场、射频场的非均匀性,涡流效应及梯度脉冲校准不佳等。MRI 图像的均匀度受涡流效应的影响最大,涡流是由体线圈和磁体内部超低温容器的隔热层产生电流而导致感应的,这些涡流会产生相反的磁场和畸变的梯度脉冲。因此通常采用涡流补偿来校正涡流感应产生的畸变。当磁场的均匀度下降时,除了图像质量下降外,做脂肪抑制序列时,可观察到成像组织压脂不均匀,因此要判断磁场的匀场效果及均匀度的好坏,可用最简单的方法:采用最大视野进行脂肪抑制序列扫描,若图像抑脂后全部脂肪信号压抑掉了,证明匀场效果及均匀度好,否则欠佳。一但发现磁场均匀性和稳定性欠佳时,应进行匀

场和梯度校正。均匀度 $>92\%$ 时机器正常、性能稳定。当 $SNR<115$ 均匀度 $<92\%$ 时,本机出现的故障是线圈调频电路、增益电路的问题以及磁体腔孔内有金属物品,产生了磁体的非均匀性。

几何畸变是 MRI 系统描述设备再现物体真实距离或形态的参数,也是描述设备空间定位是否准确的标志^[2-4]。线性的畸变反映了主磁场的非均匀和梯度场的非线性变化。当畸变率 $>5\%$ 时,则需调整主磁场和梯度场。磁场或进动频率不稳定时,对线性度会产生不利影响,当磁场整体的不均匀性 >100 ppm 时,图像会产生模糊和失真。但由于图像的畸变率测量比较困难,不同部位可有不同的畸变,用准确度来定义较容易实现,因此,若准确度超过标准则需调整主磁场和梯度场。正常情况下准确度要 $<5\%$ ^[3,7]。国外有的厂家要求几何畸变(空间线性) $<2\%$ ^[1,10]。测量结果准确度为 0.4% ,满足线性要求。

磁共振层厚的大小可影响图像质量^[2-4]。层厚的大小是通过选层 RF 脉冲和选层梯度场实现的,因此层厚的误差主要是由于选层 RF 脉冲和选层梯度场及其相关的硬件设备等因素造成的,但在设备选层准确的情况下, MRI 其它因素也会对层厚的测量带来误差。层厚的测量是利用一定结构的体模成像,通过设备提供的灵敏度剖面投影线来测量 FWHM 值,也可利用微分求导寻找边界点测量^[2,4-8]。单一斜面测量层厚简单易行,但单斜面对体模位置摆放的精确度要求很高,要求体模的横切面与层面完全平行,斜面与断层面的夹角对层厚测量有影响。MR 日常操作中会经常使用薄层扫描,因为薄层扫描有利于细小病变的观察,减少部分容积效应的伪影,因此测试扫描尽量采用 5 mm 层厚进行扫描,以提高图像质量。若测试中层厚的误差较大应检查以下因素:如梯度场、射频场、静磁场非均匀性和选层脉冲的非共面性等因素。扫描使用的层厚 >5 mm 时,误差应 <1 mm,层厚 <5 mm 时,其误差值应 $<$ 层厚本身的 20% ^[3]。本组层厚采用 5 mm 进行扫描,实际测量值为 4.9 mm,误差 0.1 mm,符合误差 <0.5 mm 的要求。

接收线圈的品质因素要求 >220 ,测量结果 <220 时本机出现共振频率(f_0)的漂移及调频盒的损坏。补偿频率 $F>\pm 10$ KHz(正常补偿频率 $F\leq\pm 10$ KHz),机器出现网纹状伪影和打火现象。

MRI 图像的空间分辨率为图像显示细节的能力,也是图像质量控制的重要参数^[3,8]。常规分辨率像素大小 >1 mm,高分辨率像素大小介于 $0.5\sim 1.0$ mm,超高分辨力像素大小 <0.5 mm。信号强度与体素大小成正比。MTF 是医学影像中空间分辨力测量手段之一^[3-5],当 MTF 值偏移时,进行匀场校正可提高图像的均匀性,减小 MTF 曲线的误差。分辨力越高图像质量越好,但分辨力增加的同时带来外周数据的振荡、数据的非对称性,因此会产生相对的背景噪声,这就是观看高分辨力图像有“浮雕”影像的缘由。空间分辨率调制深度要求 $>50\%$ ^[1-3],测量结果空间分辨率的像素值为 1.020 ,调制度为 50% 以上,设备的稳定因素为 98.5% 。为了结果可重复性,PIQT 扫描参数选择要相对固定,它不像临床图像质量扫描(CLIQ'S)受患者的个体差异及参数的变化而产生测量值的偏差。以上测量结果说明除机器故障外此设备各项指标均符合临床要求,而且性能较稳定。

参考文献:

- [1] Price RR, Axel L, Morgan T, et al. Quality assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging; report of AAPM nuclear magnetic resonance task group No. 1^a [J]. Med Phys, 1990, 17(2): 287-295.
- [2] 康立丽, 卢广文, 余晓镔, 等. MRI 扫描参数与信噪比关系的实验研究[J]. 中华放射学杂志, 2003, 37(3): 225-227.
- [3] 张健, 周生岩, 赵峰, 等. 医用磁共振成像系统影像参数的评估[J]. 中国医学影像技术, 2001, 18(9): 945-946.
- [4] 康立丽, 杨绍洲, 余晓镔. 磁共振层厚测量技术及其改进[J]. 中国医学物理杂志, 2001, 18(2): 83-85.
- [5] 康立丽, 余晓镔. MRI 图像信噪比影响因素分析[J]. 放射学实践, 2001, 16(6): 404.
- [6] 郭阳, 张继武, 张祥德. MRI 图像信噪比提高技术[J]. 生物医学工程杂志, 2002, 19(3): 493-495.
- [7] 康立丽, 昌仁民, 林意群. 磁共振成像设备质量保证检测[J]. 中华放射学杂志, 1997, 31(增刊): 85.
- [8] 曾琼新, 谭绍恒, 郑君惠. 磁共振成像仪定期图像质量测试[J]. 影像诊断与介入放射学杂志, 1998, 7(1): 88-89.
- [9] Och JG, Clarke GD, Sobol WT, et al. Acceptance testing of magnetic resonance imaging systems; report of AAPM nuclear magnetic resonance task group No. 6 [J]. Med phys, 1992, 19(1): 217-229.
- [10] Michael CS, Dick JD, Frank P. Computing the modulation transfer function of a magnetic resonance imager[J]. Med Phys, 1994, 21(3): 483-489.

(收稿日期: 2003-10-13 修回日期: 2003-12-18)