

探讨扫描区域位置对 MRI 图像质量的影响

李建伟

【摘要】 目的:探讨 MRI 检查中把扫描区域放置于磁体中心对提高图像质量的意义。**方法:**使用 [B1 UNIFORMITY] 程序和体线圈,把标准测试水模置于磁体中心,做 SAG、COR 及 AXI 扫描,在图像的中心区域及外周上测量信号均匀度;使用 [SNR] 程序和体线圈,在 L-R、A-P、H-F 3 个轴向上,把标准测试水模置于磁体中心或一定距离处,分别扫描 3 组图像,测量图像的信噪比。**结果:**水模图像上外圈所测信号强度的样本标准差与圆心区的相比有明显增大 (F 检验 $P < 0.05$)。处于磁体中心层的图像信噪比样本均值大于其它层面的图像信噪比样本均值 (t 检验 $P < 0.05$)。**结论:**扫描区域在磁体中心区,所得 MRI 图像的信号均匀度和信噪比较好。

【关键词】 信号处理, 计算机辅助; 信噪比; 磁共振成像

【中图分类号】 R445.2; R814.3 **【文献标识码】** B **【文章编号】** 1000-0313(2006)04-0403-02

Influence of Positioning the Scanning Area on MRI Image Quality LI Jian-wei, Department of Radiology, Longsai Hospital of Ningbo, Zhejiang 315200, P. R. China

【Abstract】 Objective: To investigate the significance of positioning the scanning area at the isocenter of the magnet for image quality assurance. **Methods:** Using [B1 UNIFORMITY] program and body coil, position the phantom at the isocenter of the magnet, perform scans: SAG, COR and AXI, and measure the signal uniformity on image center and periphery; Using [SNR] program and body coil, position the phantom at or near the isocenter on L-R, A-P, H-F three axis, scan the three group images, and measure signal to noise ratio (SNR). **Results:** The swatch standard deviation value of signal on images periphery was greater than on images center (FTEST $P < 0.05$). The swatch mean value of images SNR on magnet isocenter was greater than others (TTEST $P < 0.05$). **Conclusion:** Positioning the scanning area at the magnet isocenter can bring about a better signal uniformity and SNR of acquired MRI image.

【Key words】 Signal processing, computer assisted; Signal noise ratio; Magnetic resonance imaging

材料与方法

MRI 机器是 GE VECTRA II 型(主磁场 0.5T, 超导型),使用直径 200 mm 的标准测试水模,及体部正交线圈进行扫描。主要检测参数信号均匀度和信噪比。

扫描测量信号均匀度:选择 MRI 系统的 FK1-PROTOCOL/B1 UNIFORMITY 程序,使用体线圈及标准测试水模。适当放置水模与磁体中心重合,分别做 SAG(矢状面)、COR(冠状面)和 AXI(横断面)扫描。在 3 个轴向上分别使 A-P(前后)、H-F(头尾)、L-R(左右)为 0 mm,扫描一层,获得 SAG、COR、AXI 3 幅圆形水模图像。画出以图像中心为圆心的 10 cm 直径圆,在圆内区和圆外区分别随机选取 $D_{内}$ 、 $D_{外}$ 个兴趣区,用 2 cm 直径圆测量(ROI)各兴趣区信号强度,计算圆内圆外两组信号强度的样本标准差 $S_{内}$ 、 $S_{外}$,统计分析近中心和远中心区域的信号均匀度。

扫描测量信噪比:选择 MRI 系统的 FK1-PROTOCOL/SNR 程序,使用体线圈及标准测试水模。基本的扫描参数:选用 SE 序列,TR 500 ms,TE 25 ms,矩阵 256×256 ,回波数 1,重复次数 1,视野 25 cm,层厚 5 mm,层数 3,层间隔 25 mm。①SAG 扫描:H-F、A-P 为 0 mm,扫描方向向左,START L-R 分别取 -60 mm、-30 mm、0 mm;②COR 扫描:L-R、H-F 为 0 mm,扫描方向向前,START A-P 分别取 -60 mm、-30 mm、0 mm;③AXI 扫描:L-R、A-P 为 0 mm,扫描方向向头,START H-F 分别取 -60 mm、-30 mm、0 mm。扫描前应适当调整水模位置,使扫描区域落在水模中央区。SNR 程序是一个动态序列,在每次扫描中,系统会自动扫描 2 次,每一层面得到 2 幅图像。图像信噪比的测量方法:用 16 cm 直径圆测量(ROI)第一次扫描图像中心区域,取它的 M 值作为信号强度;然后用系统[Image Mod]中的“Subtraction”选项,使第一次的图像减去第二次的图像,得到一幅“减影”图像(近似噪声图像),用同样的圆在同一位置测量(ROI)“减影”图像,取它的 SD 值作为噪声水平。依据

作者单位:315200 浙江,宁波市镇海区龙赛医院放射科

作者简介:李建伟(1971-),男,浙江仙居县人,主管技师,主要从事放射影像技术工作。

公式 $SNR = 1.414 \times M/SD$ (参考机器操作说明书) 可算出这一组图像的信噪比。

结 果

在 COR、SAG 和 AXI 图像中, 10 cm 圆外区随机测量的 24 处信号强度的样本标准差比圆内区随机测量的 12 (或 11) 处信号强度的样本标准差大一倍多 (表 1)。用 F 检验法检验, $S_{内}^2$ 和 $S_{外}^2$ 无明显差异的单尾概率 $P_{COR} = 0.00036$ 、 $P_{SAG} = 0.020$ 、 $P_{AXI} = 0.0091$, 均小于 0.05, 差异有极显著性意义。也就是说, 近磁体中心区域的信号均匀度较好, 离磁体中心越远的区域, 信号均匀度变差。

表 1 图像中心区与外圈信号强度的标准差

位置	D _内	S _内	D _外	S _外
SAG	11	2.15	24	4.50
COR	12	1.37	24	4.29
AXI	12	3.24	24	7.15

在 SAG、COR 及 AXI 的 9 次扫描, 获得 9 组图像, 每组包括 3 层图像, 测算所获图像的信噪比 SNR (表 2)。取每组 0 mm 图像的信噪比值重组成一组数据, 取每组余下二层的图像信噪比的平均值重组成另一组数据。SNR_{0mm} 的样本均值为 20.25, SNR_{均值} 的样本均值为 20.07, 前者比后者大 0.18 (约 1%), 用 t 检验法检验其成对的单尾分布概率 $P = 0.045$, 小于 0.05, 两者差异有极显著性意义。可见, 扫描区域在磁体中心所得图像信噪比较高; 扫描区域在磁体旁中心图像信噪比变差。

表 2 不同 L-R、A-P、H-F 值下 SAG、COR、AXI 水模图像的信噪比

L-R(mm)	SAG	A-P(mm)	COR	H-F(mm)	AXI
-60	19.51	-60	19.75	-60	21.15
-30	19.88	-30	19.92	-30	20.44
0	19.93	0	20.23	0	20.74
-30	19.81	-30	19.65	-30	20.50
0	19.80	0	19.89	0	21.10
30	19.72	30	19.70	30	20.52
0	19.77	0	19.95	0	20.88
30	19.60	30	20.18	30	20.62
60	18.88	60	19.91	60	21.51

讨 论

在研究扫描区域位置与信号均匀度、信噪比的关系时, 主要跟主磁场均匀性、射频场均匀性和梯度场线性有关。在线圈的设计生产中, 都是以线圈中心的场强均匀性作为控制对象, 把场强偏差小于某个数值的球形空间直径 (diameter of spherical volume, DSV) 作为它的有效范围。这个数值对应于不同 DSV 有不同的标准。如主磁场中, 50 cm 的 DSV 时要求小

于 15 ppm (主磁场场强的百万分之一作为 1 ppm), 30 cm 的 DSV 时小于 2.5 ppm, 在 10 cm 的 DSV 时就要达到 0.1 ppm 以下^[1]。以亥姆霍兹线圈为例, 它的场强偏差分布规律: 在中心约 0.2 R (R 是线圈半径) 半径范围内, 场强偏差在 0.1 以下, 往外, 偏差绝对值增大; 在正负等偏差线聚集的区域, 场强大小变化加著, 均匀性更差^[2]。在 MRI 机中, 虽经各种匀场校正措施, 提高场强均匀性, 使有效成像区域内的场强偏差降到数个 ppm, 仍以线圈中心区域的场强偏差较小, 均匀性较好。

图像信号均匀度、信噪比都与信号强度有关。MRI 的信号强度正比于成像体素内受激发的质子数和磁化矢量的横向分量。主磁场均匀性对信号强度的影响表现在两个方面: ①不均匀的主磁场使质子的进动频率不一致, 在某频率的射频脉冲下受激发共振的质子数分布不一致, 信号强度就失均匀。更严重一点, 当单个体素上的磁场偏差大于梯度场的 ΔB 时, 还会扭曲定位信号; ②外磁场的不均匀使质子群的进动相位发散, 加快横向弛豫, 信号幅度就减弱。理论上自旋回波序列能消除这一影响, 但实际上却很难完全做到, 因为 180°相位重聚脉冲不可能绝对精确。射频场均匀性对信号的作用, 主要表现为对磁化矢量的横向分量影响上。射频场不均匀, 90° (180°或其它角度) 脉冲激发翻转质子进动方向的角度就不准确, 这样磁化矢量的横向分量减小并分布不均匀, 影响到信号强度减弱且不均匀。梯度场线性不好时, 它也有几方面影响, 如使成像体素的体积大小分布不一致及额外增加磁场不均匀性。

在日常 MRI 技术工作中, 为了获取更优质的 MRI 图像, 技术人员除了要选择合适线圈、脉冲序列, 设置适当的扫描参数, 在患者体位的摆放和扫描部位的定位上也要十分注意。用定位灯定位时, 移动床在 H-F 方向上正确定零点, 同时也要注意 L-R 和 A-P 方向的位置, 必要时移动或垫高患者, 使扫描区域尽可能置于磁体中心。特别注意用表面线圈作接收线圈时, 因其特殊的场强分布不均匀性, 扫描区域既要尽量贴近线圈, 又要与磁体中心重合, 就须合适调整表面线圈位置并可靠固定。一般可利用各种非磁性软垫, 垫高身体或表面线圈。

参考文献:

- [1] 赵喜平. 磁共振成像系统的原理及其应用[M]. 北京: 科学出版社, 2000. 539.
- [2] 义井胤景. 磁工学[M]. 北京: 国防工业出版社, 1977. 120.

(收稿日期: 2005-08-05 修回日期: 2005-10-17)