

磁共振扫描中受检者电磁辐射现状与防护对策

刘虎¹, 尤克增²

摘要: [目的] 研究不同部位累积射频能量吸收剂量(CSAD), 分析受检者在磁共振扫描中的电磁辐射现状, 探讨相应的防护措施。[方法] 采用美国GE公司的signa EXITE HD 1.5T TwinSpeed扫描仪, 头颅8通道高分辨线圈, 腹部8通道相控阵线圈, 根据机器自动计算出的峰值射频能量吸收率和每个序列的扫描时间分别计算得到各序列的射频能量吸收剂量(SAD), 从而得到头颅和腹部常规序列(包括平扫和增强)扫描时的CSAD。[结果] 头颅前10min内平扫扫描CSAD修正后为2.5489W/kg。第二个10min内, 轴位三维扰相位快速梯度回波增强扫描时为1.2915W/kg; 普通矢状位、冠状位、轴位增强扫描时为2.7146W/kg, 为前者的2.1倍。腹部扫描前5min内CSAD修正后为1.5071W/kg, 第二个5min内为0.8940W/kg。[结论] 受检者在1.5T磁共振行头颅和腹部扫描的CSAD均未超过美国食品药品监督管理局制定的安全阈值, 但是采用不同的脉冲序列扫描时电磁辐射剂量相差很大。合理选择并优化扫描脉冲序列, 缩短检查时间, 可有效降低受检者的电磁辐射剂量, 防范受检者可能受到的潜在电磁辐射危险。

关键词: 射频能量吸收率; 累积射频能量吸收剂量; 电磁辐射; 磁共振安全性

Electromagnetic Radiation and Protection in Magnetic Resonance Scanning LIU Hu¹, YOU Ke-zeng²
(1.Department of Radiology, The Second Hospital of Jiaxing, Jiaxing, Zhejiang 314000, China; 2.Department of Medical Imaging, The Second Affiliated Hospital of Shantou University Medical College, Shantou, Guangdong 515041, China) • The authors declare they have no actual or potential competing financial interests.

Abstract: [Objective] To identify appropriate protective approaches to magnetic resonance scanning by evaluating the cumulative specific absorption dose (CSAD) of different body parts. [Methods] A signa EXITE HD 1.5 Tesla TwinSpeed magnetic resonance system (GE, US) with 8-channel high resolution brain coil and 8-channel abdominal phased array coil was applied in this study. CSADs of conventional head and abdomen sequences (including plain and enhanced) were estimated by peak specific absorption rate provided by the system and scanning time of each sequence. [Results] The first-10-min adjusted CSAD in head was 2.5489 W/kg in plain scanning and the second-10-min was 1.2915 W/kg in axial 3D FSPGR enhanced scanning (2.7146 W/kg for conventional position enhanced scanning, 2.1 times that of the former). The first-5-min CSAD in abdomen was 1.5071 W/kg and the second-5-min was 0.8940 W/kg. [Conclusion] Both head and abdominal CSADs by 1.5T magnetic resonance scanning are within the FDA safety limit, but electromagnetic radiation dose varies significantly using different pulse sequences. It is advisable to make a reasonable optimization on pulse sequence selection to shorten examination time and effectively reduce electromagnetic radiation doses and potential hazards subsequently.

Key Words: specific absorption rate; cumulative specific absorption dose; electromagnetic radiation; magnetic resonance safety

磁共振成像是根据生物体磁性核(主要是氢核)在磁场中表现的特性成像的高新技术, 近年来得到飞速发展并已经广泛应用于临床^[1], 其物理基础为核磁共振, 其本质是一种能级间跃迁的量子效应。在进行磁共振检查时, 受检者要受到静磁场B₀、梯度场和射频场B₁的辐射, 射频电磁场对人体健康可能带来的影响及其产生的高射频能量吸收率(specific absorption rate, SAR)所伴随的相关问题, 已越来越成为人们关注的焦点^[2-3]。因此, 电磁辐射已被确定为第四种环境污染

因素, 其对人体健康的影响也成为了当前预防医学领域研究的一个热点^[4]。人们越来越多的关注3.0T、7.0T甚至9.4T磁共振系统的SAR值安全问题^[5-7], 而忽略了1.5T磁共振的SAR值安全。本研究拟分析受检者在1.5T磁共振扫描中的电磁辐射现状, 并探讨相应的防护措施。

1 材料与方法

1.1 设备与剂量计算方法

采用美国GE公司的signa EXITE HD 1.5T TwinSpeed扫描仪, 头颅8通道高分辨线圈, 腹部8通道相控阵线圈, 根据机器自动计算出的峰值SAR和每个序列的扫描时间, 分别计算得到各序列的射频能量吸收剂量(specific absorption dose, SAD),

[作者简介] 刘虎(1982—), 男, 学士, 技师; 研究方向: 医学影像技术;
E-mail: 15157400891@163.com

[作者单位] 1. 嘉兴市第二医院放射科, 浙江 嘉兴 314000; 2. 汕头大学医学院第二附属医院医学影像科, 广东 汕头 515041

从而得到头颅和腹部常规序列(包括平扫和增强)扫描时的累积射频能量吸收剂量(cumulative specific absorption dose, CSAD)。因为SAR是射频脉冲序列、静磁场B₀、体重和重复时间的函数^[8],受检者体重不同,SAR不同,本研究计算均为受检者体重65 kg的情况。峰值SAR为SAR估计值的两倍,本研究计算采用峰值SAR,SAD为每秒峰值SAR(以机器显示的峰值SAR/6min除以360s转换得到)与序列扫描时间的乘积。

1.2 头颅和腹部扫描中有关序列说明

头颅扫描序列(表1)10~13均为增强扫描序列,其中序列10采用轴位三维扰相位快速梯度回波增强扫描,可以重建矢状位和冠状位图像,序列11~13采用普通矢状位、冠状位、轴位增强扫描,扫描时序列10和11~13二者取其一,因此累积扫描时间和CSAD的计算按扫描序列10或者11~13两种不同方法单独计算并比较二者剂量。腹部扫描序列(表2)8~10均

为增强扫描序列,其中序列8为轴位扫描两期(动脉早期、动脉期),序列9为冠状位扫描一期,序列10为轴位扫描一期(静脉期)。表中所列脉冲序列为嘉兴市第二医院磁共振常规扫描序列,其他数据均为该院磁共振参数设置下所得。

2 结果

2.1 头颅常规序列扫描时的CSAD

头颅扫描部分参数及CSAD数据(受检者体重65 kg条件下)见表1。序列9扫描完成后扫描时间为786 s,超过10 min,所以前10 min内CSAD修正为2.548 9 W/kg[修正方法为前10 min内CSAD=3.339 0 W/kg×(600 s/786 s)]。第二个10 min内,轴位三维扰相位快速梯度回波增强扫描时为1.291 5 W/kg;普通矢状位、冠状位、轴位增强扫描时为2.714 6 W/kg,为轴位三维扰相位快速梯度回波增强扫描的2.1倍。

表1 头颅扫描部分参数及CSAD数据(体重65kg条件下)

序列号	脉冲序列	扫描时间(s)	累积扫描时间(s)	峰值SAR(按6min计)(W/kg)	SAD(W/kg)	CSAD(W/kg)
1	三平面定位	9	9	0.453 3	0.011 3	0.011 3
2	校正扫描	12	21	3.526 1	0.117 5	0.128 8
3	矢状位T1加权像	99	120	2.528 7	0.695 4	0.824 2
4	轴位T1加权像	102	222	2.461 2	0.697 3	1.521 5
5	轴位T2加权像	80	302	1.967 0	0.437 1	1.958 6
6	轴位T2黑水像	168	470	0.640 7	0.299 0	2.257 6
7	轴位弥散加权像	48	518	0.281 0	0.037 5	2.295 1
8	冠状位T1加权像	73	591	2.622 4	0.531 8	2.826 9
9	三维动脉成像	195	786	0.945 4	0.512 1	3.339 0
10	三维扰相位快速梯度回波增强扫描	291	1 077	0.620 3	0.501 4	3.840 4
11	矢状位T1像增强扫描	99	885	2.528 7	0.695 4	4.034 4
12	冠状位T1像增强扫描	73	958	2.622 4	0.531 8	4.566 2
13	轴位T1像增强扫描	102	1 060	2.461 2	0.697 3	5.263 5

2.2 腹部常规序列扫描时的CSAD

腹部扫描部分参数及CSAD数据(受检者体重65 kg条件下)见表2。序列5扫描完成后扫描时间为339 s,超过5 min,

所以前5 min内CSAD修正为1.507 1 W/kg[修正方法为前5 min内CSAD=1.703 0 W/kg×(300 s/339 s)]。第二个5 min内CSAD为0.894 0 W/kg。

表2 腹部扫描部分参数及CSAD数据(体重65kg条件下)

序列号	脉冲序列	扫描时间(s)	累积扫描时间(s)	峰值SAR(按6min计)(W/kg)	SAD(W/kg)	CSAD(W/kg)
1	三平面定位	27	27	3.641 5	0.273 1	0.273 1
2	屏气校正扫描	12	39	3.572 4	0.119 1	0.392 2
3	屏气双相位扰相梯度回波T1像	15	54	2.367 6	0.098 7	0.490 9
4	平静呼吸轴位T2像	143	197	1.351 4	0.536 8	1.027 7
5	平静呼吸三维胰胆管成像	142	339	1.712 1	0.675 3	1.703 0
6	屏气冠状位压脂稳态采集快速成像	21	360	3.670 4	0.214 1	1.917 1
7	屏气二维胰胆管成像	68	428	1.698 9	0.320 9	2.238 0
8	屏气三维肝脏容积快速采集动态增强(轴位,两期动脉)	33	461	0.942 8	0.086 4	2.324 4
9	屏气三维肝脏容积快速采集动态增强(冠状位)	15	476	0.836 0	0.034 8	2.359 2
10	屏气三维肝脏容积快速采集动态增强(轴位,一期静脉)	16	492	0.942 8	0.041 9	2.401 1

3 讨论

随着磁共振主磁场场强的增加,射频激发脉冲的功率也随着增加,高场强磁共振射频激发脉冲平均功率在600 W左右,一部分在扫描过程中被反射,一部分被受检者体内的氢质子接

收后释放出来由接收线圈所接收,从而形成磁共振信号,而其余部分大约70%的射频能量被人体局部吸收转化为热能。人体自身的体温调节系统能够通过加快血流速度和出汗来散热,当人体短时间内过多的吸收射频能量,超过了自身体温调节系

统的最大吸收量时,多余的能量将导致体温升高,严重时可导致人体局部灼伤、心率过速、血压下降、昏迷甚至死亡^[9]。SAR 是为防止高场磁共振扫描时人体局部热损伤而引入的一种全新的防护概念,它的定义是:人体单位体重在单位时间内所吸收的射频能量(即高射频能量吸收率),其计量单位为 W/kg,主要有 5 种测量方法:能差法、电场法、测温法、量热法和热像法^[10]。

本研究采用 GE 1.5 T 磁共振计算机自动计算得出的峰值 SAR,和每个序列的扫描时间分别相乘得到各序列的 SAD。考虑到检查中受检者每个部位要进行多次不同序列的扫描,提出 CSAD 的概念,是将每次不同序列的扫描 SAR 值与其扫描时间的乘积即 SAD 值累加,得出受检者此次部位扫描的累积射频能量剂量即总剂量,从而分析整个扫描过程中受检者所处的电磁辐射现状。为防止人体局部热损伤,美国食品药品监督管理局对人体各部位的高场磁共振扫描都规定一个安全阈值:全身成像,15 min 内不得超过 4 W/kg;头部成像,10 min 内不得超过 3 W/kg;体部成像,5 min 内不得超过 8 W/kg;四肢成像,5 min 内不得超过 12 W/kg,上述标准是评估 SAR 的参考值^[11-16]。

本研究结果表明,在 1.5 T 磁共振(美国 GE 公司的 signa EXITE HD 1.5 T TwinSpeed 扫描仪)行头颅和腹部扫描的 CSAD 均未超过其安全阈值,但是采用不同的脉冲序列扫描时电磁辐射剂量相差很大。合理选择并优化扫描脉冲序列,缩短检查时间,可有效降低受检者的电磁辐射剂量,防范受检者可能受到的潜在电磁辐射危险。除此之外,磁共振技术人员在扫描过程中应采取以下针对性的防护措施^[17]:(1)检查前要为受检者称体重以获得准确数据。(2)耐心为其解释受检过程中可能出现的不适。(3)对高热、意识不清、体温调节系统受损、心血管系统受损的病人及儿童应禁止使用二级或研究模式扫描。(4)每完成一次扫描,应通过内部通话系统了解受检者的情况。(5)检查前须根据机房内温度考虑是否应该给受检者盖上毛毯、被褥等保暖衣物,有条件的医院应准备磁共振检查专用衣裤。(6)严禁通过增加受检者体重值来降低实际 SAR 值。(7)配有呼救系统的机器,在选用二级或研究模式扫描时必须充分利用呼救系统,无论何种模式下扫描,建议在扫描期间对所有受检者均进行心电监测和脉搏监测等医疗监护。(8)放置衬垫和床单,让受检者感到舒适,同时在其下肢或膝盖与机器内孔之间放置不小于 0.635 cm 绝缘衬垫,避免受检者在接触点受热灼伤。(9)严禁受检者双手交握,在手不可避免接触身体时,中间要放置衬垫,避免形成回路导致灼伤。(10)机房温度应保持在 18~24℃,湿度在 50%至 70%较为适宜。

因为在 1.5 T 磁共振系统中没有配置对 SAR 值进行全过程实时智能动态监控的实时数字化射频能量监视系统,本研究计算所采用的是机器本身计算的峰值 SAR,比实际扫描过程中的平均 SAR 值大。机器计算出的数值是根据人体正常体态计算得出,但是大多数受检者的体型是不标准的,并且肌肉和脂肪的含量也存在较大差异,所以,机器本身计算的 SAR 与人体实际的 SAR 也存在一定误差。还应该注意,研究的总检查时间未包括机器预扫描时间和受检者不配合导致的重复扫描时间,实际扫描时间还要长,而且美国食品药品监督管理局所规定的安全

阈值是连续 10 min(头部成像)或连续 5 min(体部成像)的 SAR 平均值,本研究分别以 10 min(头部成像)或 5 min(体部成像)为一个时间观察段,只要此时间段内未超过安全阈值即认为所产生的热量被人体全部安全代谢,而电磁辐射对人体的作用具有累积效应,另外电磁辐射效应因人体部位组织含量不同也存在一定的差异。此外,每个脉冲序列的 SAD 值不同,将高 SAD 值的序列和低 SAD 值的序列交替优化组合后扫描,或者在一个高 SAD 的扫描序列完成后让受检者适当休息几分钟后再次受检,也能适当降低受检者所受电磁辐射剂量,但本课题组未按该法进行研究。

随着厂家对脉冲序列、阵列空间敏感性编码技术(array spatial sensitivity encoding technique, ASSET)、体线圈、表面线圈的优化设计^[5, 18-20],已经大大减少了射频能量在人体内的蓄积,但是磁共振检查中扫描序列多、扫描时间长仍会导致受检者电磁辐射剂量增加,采用不同的脉冲序列扫描时电磁辐射剂量相差也很大。因此,合理选择并优化扫描脉冲序列,缩短检查时间,可有效降低受检者的电磁辐射剂量,防范受检者可能受到的潜在电磁辐射危险。

·作者声明本文无实际或潜在的利益冲突。

参考文献:

- [1] HARTWIG V, GIOVANNETTI G, VANELLO N, et al. Biological effects and safety in magnetic resonance imaging: a review[J]. Int J Environ Res Public Health, 2009, 6(6): 1778-1798.
- [2] 石频频,卢智远,孙文权,等.三维阻抗法计算人体头部 SAR 分布的研究[J].生物医学工程研究, 2007, 26(3): 232-235.
- [3] SHELLOCK FG, CRUES JV. MR procedures: biologic effects, safety, and patient care[J]. Radiology, 2004, 232(3): 635-652.
- [4] 周智东,曾群力,郑云,等.射频电磁场对人树突状细胞的表型和功能影响的体外研究[J].浙江大学学报:医学版, 2008, 37(1): 29-33.
- [5] WU X, AKGÜN C, VAUGHAN JT, et al. Adapted RF pulse design for SAR reduction in parallel excitation with experimental verification at 9.4 T[J]. J Magn Reson, 2010, 205(1): 161-170.
- [6] WATANABE A, SEGUCHI T, KOYAMA J, et al. Investigation of radiofrequency-induced temperature elevation of aneurysm clips in a 3.0-tesla magnetic resonance environment[J]. Neurosurgery, 2007, 61(5): 1062-1065.
- [7] OH S, WEBB AG, NEUBERGER T, et al. Experimental and numerical assessment of MRI-induced temperature change and SAR distributions in phantoms and *in vivo*[J]. Magn Reson Med, 2010, 63(1): 218-223.
- [8] 郑君惠,梁长虹,罗维.高场磁共振射频能量吸收率 SAR 的研究[J].中国医学影像技术, 2008, 24(9): 1469-1472.
- [9] BOTTOMLEY PA. Turning up the heat on MRI[J]. J Am Coll Radiol, 2008, 5(7): 853-855.
- [10] 周红梅,苏镇涛,杨国山.量度微波生物效应的实验剂量学研究进展[J].军事医学科学院院刊, 2005, 29(5): 484-488.
- [11] U.S. Food and Drug Administration. Guidance for industry: Guidance for the submission of premarket notifications for magnetic resonance

- diagnostic devices [EB/OL]. (2010-08-25) [2010-08-30]. <http://www.fda.gov/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/GuidanceDocuments/ucm073817.htm>.
- [12] STRALKA JP, BOTTOMLEY PA. A prototype RF dosimeter for independent measurement of the average specific absorption rate (SAR) during MRI [J]. J Magn Reson Imaging, 2007, 26(5): 1296-1302.
- [13] WIART J, HADJEM A, WONG MF, et al. Analysis of RF exposure in the head tissues of children and adults [J]. Phys Med Biol, 2008, 53(13): 3681-3695.
- [14] MURANAKA H, HORIGUCHI T, USUI S, et al. Dependence of RF heating on SAR and implant position in a 1.5T MR system [J]. Magn Reson Med Sci, 2007, 6(4): 199-209.
- [15] NADOBNY J, SZIMTENINGS M, DIEHL D, et al. Evaluation of MR-induced hot spots for different temporal SAR modes using a time-dependent finite difference method with explicit temperature gradient treatment [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2007, 54(10): 1837-1850.
- [16] LIN JC, WANG Z. Acoustic pressure waves induced in human heads by RF pulses from high-field MRI scanners [J]. Health Phys, 2010, 98(4): 603-613.
- [17] 张奇, 刘曼芳, 黄煌镜. 磁共振射频能量吸收率的概念、计算方法与实际运用 [J]. 中国医学影像技术, 2000, 16(3): 240.
- [18] BRUNNER DO, PRUESSMANN KP. Optimal design of multiple-channel RF pulses under strict power and SAR constraints [J]. Magn Reson Med, 2010, 63(5): 1280-1291.
- [19] LIU Y, FENG K, MCDUGALL MP, et al. Reducing SAR in parallel excitation using variable-density spirals: a simulation-based study [J]. Magn Reson Imaging, 2008, 26(8): 1122-1132.
- [20] COLLINS CM. Numerical field calculations considering the human subject for engineering and safety assurance in MRI [J]. NMR Biomed, 2009, 22(9): 919-926.

(收稿日期: 2011-06-01)

(英文编审: 金克峙; 编辑: 王晓宇; 校对: 徐新春)

【精彩预告】

上海市大气污染对不同类型中风死亡的影响

钱轶峰, 宋桂香, 阚海东, 等

为研究大气污染物与不同类型中风死亡间的关联, 确定大气污染环境中风死亡易感人群, 研究人员收集上海市 2003 至 2008 年大气污染及中风死亡数据, 采用时间分层-病例交叉设计方法分析两者间相关关系。结果显示, 所研究大气污染物与不同类型中风死亡均存在相关关系, 当暴露于大气中的二氧化硫 (SO_2) 与二氧化氮 (NO_2) 时, 心脏病患者的缺血性中风死亡风险明显提高。 SO_2 与 NO_2 两种污染物每增加 $10 \mu\text{g}/\text{m}^3$ 时, 导致心脏病患者死于缺血性中风的比值比 (OR) 值分别为 1.057 (1.010, 1.107) 与 1.076 (1.023, 1.131), 明显高于在同等条件下非心脏病患者所面临的缺血性中风死亡风险。该研究并未发现高血压与糖尿病存在类似的修饰效应。结果提示大气污染物能够增加人群中风死亡风险, 心脏病患者暴露于受到污染的大气中时更应提高警惕。

此文将于近期刊出, 敬请关注!

上海市某社区儿童特应性皮炎与家居环境的研究

严淑贤, 彭卓欣, 朱俭锋, 等

为调查上海市长宁区儿童特应性皮炎发病情况, 探讨家居环境与儿童特应性皮炎 (AD) 的相关性, 研究人员采用横断面调查的设计, 对上海市长宁区某社区 2457 名 6~12 岁儿童进行家居环境和儿童 AD 患病情况的问卷调查, 并用多因素逻辑回归的方法进行数据分析。结果显示上海市长宁区儿童 AD 累积患病率为 11.8%, 患病率随着年龄的增长而呈现下降的趋势 ($P=0.014$)。除年龄和家庭过敏史 (优势比 OR, 95% 置信区间, 2.75, 2.11~3.75) 外, 母亲怀孕前一年 (1.94, 1.28~2.92) 及儿童出生后居住装修半年内的房屋 (1.77, 1.31~2.39)、复合木制/毛毯作为儿童房间地面材料 (1.79, 1.12~2.87)、居住地出现发霉状况 (1.81, 1.20~2.75)、儿童被动吸烟 (1.57, 1.10~2.24)、单纯使用天然气/煤气作为家庭燃料 (1.76, 1.09~2.86) 等家居环境因素与儿童 AD 呈现明显正相关。结果提示室内家居环境中, 新装修并使用含易挥发有机污染物的装修材料, 及室内吸烟和室内发霉等因素是儿童患 AD 的危险因素。

此文将于近期刊出, 敬请关注!