

Clinical application of the technique of removing artifact from the lumbar spine with metal internal fixation

ZHANG Chenshi, GUAN Yu¹, XIAO Yi^{1*}, JIANG Yan²

(1. Department of Radiology, Changzheng Hospital of the Second Military Medical University, Shanghai 200003, China; 2. Clinical Science, Philips Healthcare, Shanghai 200233, China)

[Abstract] **Objective** To explore the application value of orthopedic metal artifact reduction (O-MAR). **Methods** Sixty-four patients with lumbar metal internal fixation were collected. They were randomly divided into two groups, i. e. control group (tube voltage 120 kV, $n=32$) and high tube voltage group (tube voltage 140 kV, $n=32$). The volume CT dose index was recorded in each group. Images of both groups were reconstructed with iterative technique restructuring, and the images in control group were reconstructed with O-MAR. The images in control group, control group with O-MAR and high tube voltage group were evaluated respectively, and statistical analysis was carried out. **Results** Compared to control group, the difference of bone structure clarity and diagnostic confidence score in control group with O-MAR and high voltage group had statistical significance (all $P<0.05$). On the level with pedicle screw, the CT value mean standard deviation (MSD) of canalis centralis medullae spinalis and nearby muscle in control group with O-MAR was higher than that of control group and high tube voltage group (all $P<0.05$), and the mean CT value (MCT) of nearby muscle in control group with O-MAR was lower than that of control group and high tube voltage group (all $P<0.05$). On the level without pedicle screw, the MSD of canalis centralis medullae spinalis in high tube voltage group was lower than that of control group ($P<0.05$). Compared to control group and high tube voltage group, low density artifacts volume in the control group with O-MAR was lower (both $P<0.05$), and high density artifacts volume was obviously higher (both $P<0.05$). **Conclusion** O-MAR technique can be used to improve bone structure clarity, increase diagnostic confidence and reduce low density artifacts.

[Key words] Lumbar vertebrae; Tomography, X-ray computed; Artifact

DOI:10.13929/j.1003-3289.2016.07.031

腰椎金属内固定术后骨去伪影技术的临床应用

张沉石¹, 管宇¹, 萧毅^{1*}, 姜彦²

(1. 第二军医大学附属长征医院影像科, 上海 200003; 2. 飞利浦中国 CT 研究院, 上海 200233)

[摘要] **目的** 探讨骨去金属伪影技术的应用价值。 **方法** 收集接受腰椎 CT 平扫且资料完整的腰椎金属内固定术后患者 64 例, 随机分为常规组和高剂量组, 每组 32 例。对腰椎金属内固定区进行扫描, 常规组和高剂量组的管电压分别为 120 kVp 和 140 kVp。记录每组患者的容积 CT 剂量指数。对 2 组图像均行迭代技术重建, 常规组另行骨去金属伪影 (O-MAR) 技术重建。分别对常规组、常规组 O-MAR 重建及高剂量组图像质量进行评价, 并进行统计学分析。 **结果** 常规组 O-MAR 重建、高剂量组与常规组图像的骨结构清晰度、诊断信心评分差异均有统计学意义 (P 均 <0.05)。与常规组、高剂量组椎弓根钉层面图像比较, 常规组 O-MAR 重建的椎管和邻近肌肉的平均 CT 值标准差 (MSD) 较高 (P 均 <0.05), 邻近肌肉的平均 CT 值 (MCT) 较低 (P 均 <0.05)。与常规组无椎弓根钉层面图像比较, 高剂量组椎管 MSD 较低 ($P<0.05$)。与

[基金项目] 国家自然科学基金青年基金项目 (81501470)、国家自然科学基金面上项目 (81370035)、国家自然科学基金重点项目 (81230030)、上海市生物医药处重大专项 (13411950100)。

[第一作者] 张沉石 (1964—), 男, 上海人, 本科, 副主任技师。研究方向: 影像技术。E-mail: zhangchenshi2015@163.com

[通信作者] 萧毅, 第二军医大学附属长征医院影像科, 200003。E-mail: 1294517972@qq.com

[收稿日期] 2015-10-12 **[修回日期]** 2016-05-06

常规组和高剂量组比较,常规组 O-MAR 重建后低密度伪影容积较低(P 均 <0.05),高密度伪影容积较高(P 均 <0.05)。结论 O-MAR 可在不增加患者辐射剂量的条件下,提高骨结构清晰度,增加诊断信心,明显减少低密度伪影。

[关键词] 腰椎;体层摄影术,X 线计算机;伪影

[中图分类号] R814.42; R681.5 [文献标识码] A [文章编号] 1003-3289(2016)07-1106-05

腰椎内固定术是治疗腰椎滑脱、椎体骨折、腰椎间盘突出的常用治疗方法。术后临床医师需对患者进行局部观察及预后评估,X 线平片和常规 CT 扫描是随访评价的主要手段,但 X 线图像为重叠图像,不能确定内固定金属的准确位置;常规 CT 可提供轴位切面图像,有助于术后评价,但内固定金属的线束硬化伪影影响对邻近结构的观察^[1]。有研究^[2]认为提高管电压(如 140 kV),可有效减少伪影,提高图像质量,但将导致患者接受的辐射剂量增加。目前已有多种校正金属伪影的方法^[3-4],其中骨去金属伪影(orthopedic metal artifact reduction, O-MAR)技术可用于减少 CT 图像金属伪影。本研究对 64 例腰椎植入金属内固定器的患者行螺旋 CT 扫描,比较 O-MAR 技术和提高管电压的方法用于减少图像上腰椎内固定伪影的效果。

1 资料与方法

1.1 一般资料 收集 2014 年 7 月—2015 年 1 月于我院放射科接受腰椎 CT 平扫且资料完整的腰椎金属内固定术后患者 64 例,男 36 例,女 28 例,年龄 44~70 岁,平均(55.4±1.3)岁。其中腰椎滑脱 25 例,腰椎间盘突出 30 例,腰椎骨折 9 例。将患者随机分为常规组和高剂量组,每组 32 例。本研究经我院伦理委员会批准,所有患者均签署知情同意书。

1.2 仪器与方法 采用 Philips Brilliance ingenuity core 64 排 CT 机,嘱患者取仰卧位且双臂上举,对腰椎金属内固定区(超出其上下方 1 个椎体)进行扫描。常规组和高剂量组的管电压分别为 120 kVp 和 140 kVp,管电流 100 mAs,采用 iDose 迭代重建技术(iterative reconstruction, IR),iDose 水平为 40%,层厚 5 mm,探测准直器 64×0.625 mm,机架旋转时间 1.0 s/rot,螺距 0.899,床速 146.4 mm/s。对常规组图像进行 O-MAR 技术重建。记录每组患者的容积 CT 剂量指数(volume CT dose index, CTDIvol)。

1.3 图像分析

1.3.1 主观评价 由 2 名高年资放射科医师采用双盲法分别对常规组、常规组 O-MAR 重建及高剂量组图像质量进行评价。①伪影范围:4 分,金属伪影极少或无伪影;3 分,出现伪影但不影响诊断;2 分,出现伪影且影响对关键结构的观察,但尚能作出诊断;1 分,

出现伪影且无法诊断。②骨结构清晰度:4 分,骨结构清晰,明确诊断;3 分,骨结构略模糊,但不影响诊断;2 分,骨结构模糊,但尚能作出诊断;1 分,骨结构显示不清,无法诊断。③图像失真:4 分,图像正常;3 分,图像失真,但不影响诊断;2 分,图像失真,影响诊断但仍可接受;1 分,图像失真,影响诊断;④诊断信心:4 分,完全肯定;3 分,基本肯定;2 分,只能对部分明确病灶进行诊断,如钙化灶或极大病灶;1 分,不能诊断。

1.3.2 客观评价 将原始数据传至 Philips Extended Brilliance Workspace TM 后处理工作站。于椎弓根钉层面和无椎弓根钉的椎弓根层面的椎管内及邻近肌肉分别手动选取类圆形 ROI,面积 45 mm²,测量 CT 值及其标准差(standard deviation, SD)。重复测量 3 次,分别取 3 个 ROI 的 CT 值的平均值作为每个层面椎管内或邻近肌肉的平均 CT 值(mean CT value, MCT),以平均 CT 值标准差(mean SD, MSD)作为评价图像噪声的指标。设定伪影区域 CT 值为窗位,伪影区域 CT 值标准差为窗宽,通过后处理工作站半自动测量软件手动去除非伪影区域,并分别测量高密度伪影容积和低密度伪影容积^[5]。

1.4 统计学分析 采用 SPSS 18.0 统计分析软件,计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表示。3 组图像质量主观评分的两两比较采用 Mann-Whitney 检验。3 组椎弓根钉层面和无椎弓根钉椎弓根层面的椎管及邻近肌肉 MCT 值、MSD 的比较先采用一般线性模型的单因素方差分析,再采用 LSD 法进行两两比较。2 名医师对图像质量评价结果的一致性采用 Kappa 检验。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2 名医师图像质量评价结果具有较高一致性(Kappa=0.83, $P < 0.05$)。3 组图像质量主观评分见表 1。常规组 O-MAR 重建、高剂量组与常规组图像的骨结构清晰度、诊断信心评分差异均有统计学意义(P 均 <0.05)。组间两两比较,伪影范围评分差异均无统计学意义(P 均 >0.05)。常规组 O-MAR 重建的图像失真评分与常规组、高剂量组的差异均有统计学意义(P 均 <0.05)。

3 组图像椎弓根钉层面椎管和邻近肌肉 MCT、MSD

值比较见表 2。3 组椎弓根钉层面椎管 MCT 值差异无统计学意义($P>0.05$),椎弓根钉层面椎管 MSD、邻近肌肉的 MCT 和 MSD 值差异均有统计学意义(P 均 <0.05)。与常规组和高剂量组比较,常规组 O-MAR 重建的椎管和邻近肌肉的 MSD 较高(P 均 <0.05),邻近肌肉的 MCT 值较低($P<0.05$);常规组与高剂量组比较,椎管及邻近肌肉的 MSD、邻近肌肉的 MCT 值差异均无统计学意义(P 均 >0.05)。

3 组图像无椎弓根钉层面的椎管和肌肉 MCT、MSD 值比较见表 3。3 组无椎弓根钉层面椎管及邻近肌肉的 MCT、邻近肌肉的 MSD 差异均无统计学意义(P 均 >0.05),椎管 MSD 差异有统计学意义($P<0.05$)。与常规组比较,高剂量组椎管 MSD 较低($P<0.05$);常规组 O-MAR 重建与高剂量组的椎管 MSD 差异无统计学意义($P>0.05$)。

常规组、常规组 O-MAR 重建及高剂量组图像高密度伪影容积分别为 $(49.48\pm 2.69)\text{cm}^3$ 、 $(72.37\pm 3.05)\text{cm}^3$ 和 $(46.19\pm 2.28)\text{cm}^3$ (图 1);常规组 O-MAR 重建后高密度伪影容积明显高于常规组和高剂量组(P 均 <0.05);高剂量组高密度伪影容积与常规组差异无统计学意义($P>0.05$)。

常规组、常规组 O-MAR 重建和高剂量组低密度伪影容积分别为 $(65.93\pm 3.39)\text{cm}^3$ 、 $(47.08\pm 2.52)\text{cm}^3$ 和 $(62.71\pm 2.81)\text{cm}^3$ (图 2);常规组 O-MAR 重建后低密度伪影容积低于常规组和高剂量组(P 均 <0.05),见图 3、4;高剂量组低密度伪影与常规组差异无统计学意义($P>0.05$)。

常规组的 CTDIvol 为 6.54 mGy,高剂量组为 9.69 mGy。与常规组比较,高剂量组 CTDIvol 增加 48.17%。

3 讨论

表 1 3 组图像质量主观评分($\bar{x}\pm s$,分)

组别	伪影范围	骨结构清晰度	图像失真	诊断信心
常规组	2.09±0.12	2.06±0.09	2.28±0.09	2.06±0.11
常规组 O-MAR 重建	2.25±0.11	2.41±0.10*	1.72±0.14*#	2.63±0.09*
高剂量组	2.16±0.11	2.47±0.13*	2.56±0.11	2.66±0.12*

注: *:与常规组比较, $P<0.05$; #:与高剂量组比较, $P<0.05$

表 2 3 组图像椎弓根钉层面椎管和邻近肌肉 MCT、MSD 值(HU, $\bar{x}\pm s$)

组别	椎管		邻近肌肉	
	MCT	MSD	MCT	MSD
常规组	37.96±2.57	15.86±0.99	60.02±2.01	11.22±0.39
常规组 O-MAR 重建	47.06±3.76	22.21±1.60*#	52.09±2.81*#	13.03±0.79*#
高剂量组	45.07±3.14	15.33±0.97	61.94±2.35	10.65±0.47
F 值	2.25	9.82	4.69	4.68
P 值	0.11	<0.01	0.01	0.01

注: *:与常规组比较, $P<0.05$; #:与高剂量组比较, $P<0.05$

表 3 3 组图像无椎弓根钉层面椎管和邻近肌肉 MCT、MSD 值(HU, $\bar{x}\pm s$)

组别	椎管		邻近肌肉	
	MCT	MSD	MCT	MSD
常规组	29.28±1.72	11.27±0.83	50.79±1.17	8.79±0.49
常规组 O-MAR 重建	29.86±1.63	10.38±0.46	49.80±1.32	8.45±0.44
高剂量组	26.94±1.91	9.03±0.46*	49.60±1.29	8.42±0.34
F 值	0.77	3.43	0.26	0.23
P 值	0.46	0.04	0.78	0.79

注: *:与常规组比较, $P<0.05$

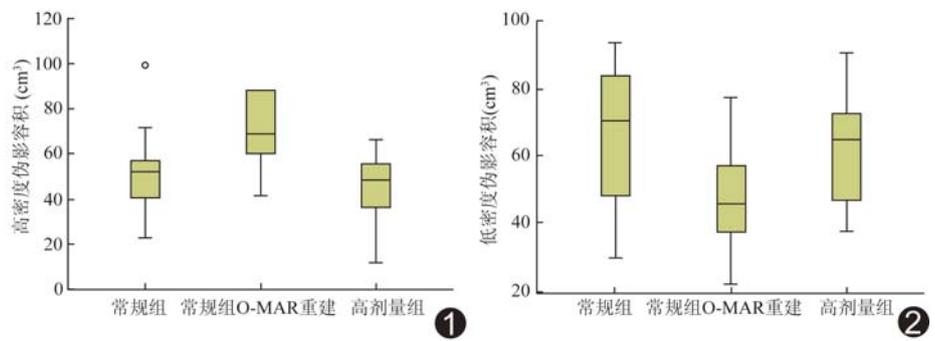


图 1 3 组图像高密度伪影箱式图

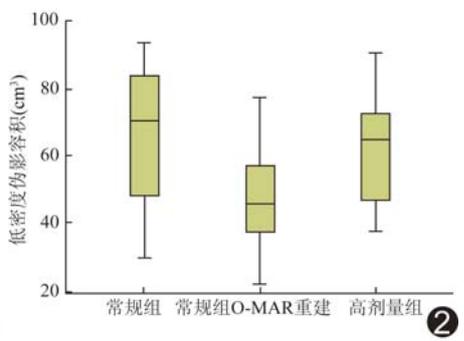


图 2 3 组图像低密度伪影箱式图

CT 成像时金属的存在会形成硬化伪影^[6],使图像质量明显减低,影响病变的观察,甚至造成漏诊、误诊^[7]。CT 图像的金属伪影与管电压、管电流有关。增加管电压可增加 X 线穿透金属的能力,同时降低图像噪声。本研究中无椎弓根钉层面高剂量组椎管 MSD 低于常规组,提示提高管电压可降低图像噪声,但患者接受的辐射剂量亦增加。为降低辐射剂量,本研究选择低管电流(100 mAs),同时采用 Philips 自带软件 iDose 迭代重建技术(iDose 水平为 40%),以期降

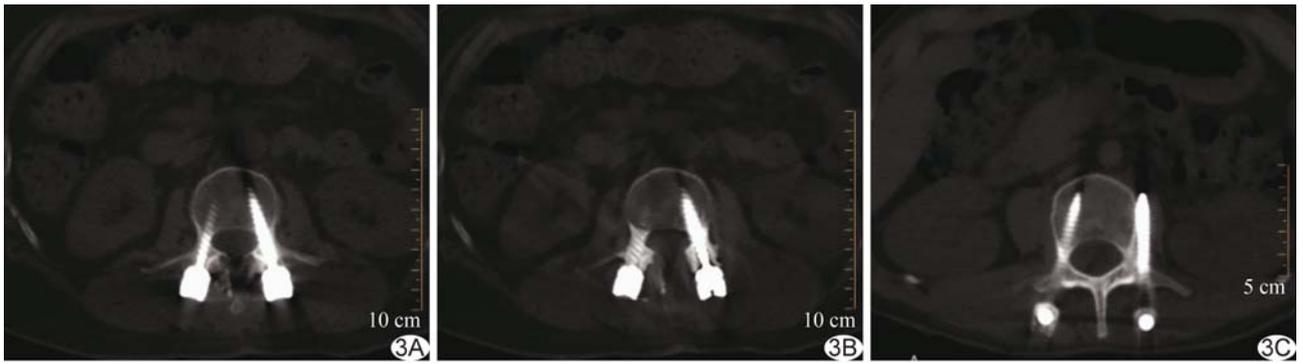


图 3 患者男, 56 岁, 椎弓根钉层面骨窗图像 A. 常规组; B. 常规组 O-MAR 重建; C. 高剂量组



图 4 患者男, 56 岁, 椎弓根钉层面软组织窗图像 A. 常规组; B. 常规组 O-MAR 重建; C. 高剂量组

低辐射剂量同时不影响图像质量。许多学者提出多种方法用以校正金属伪影^[8-11], 如对引起伪影的投影值进行插值, 采用迭代算法进行图像重构, 但由于数据量大且运算速度高, 应用受限。也有学者^[12]采用 CT 能谱成像将复杂的 X 线衰减线性化, 从而降低金属硬化伪影, 但因有效剂量较高, 影响其临床应用。目前应用较多的去金属伪影 (metal artifact reduction, MAR) 技术可用以观察图像中金属的大小及形态, 计算信号缺失区域的范围, 从而将相应范围内的图像数据重新投射回投影数据空间, 最终达到降低金属伪影的目的。O-MAR 是一种矫正 CT 金属伪影的技术, 可更有效地去除硬化伪影。

本研究结果显示, 常规组 O-MAR 重建、高剂量组与常规组图像的骨结构清晰度、诊断信心评分差异均有统计学意义 (P 均 < 0.05), 但常规组 O-MAR 重建的图像失真评分与常规组、高剂量组差异亦有统计学意义 (P 均 < 0.05), 提示 O-MAR 重建后, 图像骨结构清晰度、诊断信心有所提高, 但会增加图像失真程度。本研究亦发现椎弓根钉层面, 常规组 O-MAR 重建的椎管和邻近肌肉的 MSD 较常规组和高剂量组高 (P 均 < 0.05), 邻近肌肉的 MCT 值较低 ($P < 0.05$), 而无

椎弓根钉层面 3 组椎管及邻近肌肉的 MCT 值、邻近肌肉的 MSD 差异均无统计学意义 (P 均 > 0.05), 并且与常规组和高剂量组比较, 常规组 O-MAR 重建后高密度伪影容积明显增高 (P 均 < 0.05), 低密度伪影容积减低 (P 均 < 0.05), 提示在椎弓根钉层面, O-MAR 重建为减除伪影进行的图像数据重新投射, 导致了图像噪声的增大。同时 O-MAR 重建后, 虽然金属内固定低密度伪影明显减少, 但高密度伪影增加, 因此完全去除伪影仍无法实现。但 O-MAR 技术并不影响正常结构的图像质量。

本研究的不足: ①未考虑患者身体质量指数; ②样本量较小, 需扩大样本量进一步研究。

总之, O-MAR 技术可在不增加患者辐射剂量的条件下, 提高骨结构清晰度, 增加诊断信心, 明显减少低密度伪影, 同时不影响正常结构的图像质量, 可为腰椎金属内固定术后的观察及评价提供可靠的影像学依据。

[参考文献]

- [1] Kalender WA, Hebel R, Ebersberger J. Reduction of CT arti-

- facts caused by metallic implants. *Radiology*, 1987, 164 (2): 576-577.
- [2] Primak AN, Giraldo JC, Eusemann CD, et al. Dual-source dual-energy CT with additional tin filtration: Dose and image quality evaluation in phantoms and in-vivo. *AJR Am J Roentgenol*, 2010, 195(5):1164-1174.
- [3] 贾永军, 张志远, 马凤. 能谱 CT 单能量成像在减少腰椎内固定术后金属伪影的临床价值. *实用放射学杂志*, 2013, 29(5):815-818.
- [4] 宁国庆, 黄召勤, 袁先顺, 等. 能谱成像技术去除金属伪影的临床价值. *医学影像学杂志*, 2011, 21(9):1425-1428.
- [5] Suchá D, Willemink MJ, de Jong PA, et al. The impact of a new model-based iterative reconstruction algorithm on prosthetic heart valve related artifacts at reduced radiation dose MDCT. *Int J Cardiovasc Imaging*, 2014, 30(4):785-793.
- [6] Barrett JF, Keal N. Artifacts in CT: Recognition and avoidance. *Radiographics*, 2004, 24(6):1679-1691.
- [7] Bamberg F, Dierks A, Nikolaou K, et al. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *Eur Radiol*, 2011, 21(7):1424-1429.
- [8] 王万勤, 刘斌, 周勇, 等. 能谱 CT 最佳单能量成像去除体模对比剂硬化伪影及图像噪声. *中国医学影像技术*, 2011, 27 (11): 2349-2352.
- [9] 孙亮, 李美爱, 刘吉华, 等. 探讨宝石 CT 能谱成像技术减除脊柱金属植入物伪影的最佳单能量. *中国医学影像技术*, 2011, 27(9): 1918-1921.
- [10] Zhao S, Robertson DD, Wang G, et al. X-ray CT metal artifact reduction using wavelets: An application for imaging total hip prostheses. *IEEE Trans Med Imaging*, 2000, 19 (12): 1238-1247.
- [11] Xia D, Roeske JC, Yu L, et al. A hybrid approach to reducing computed tomography metal artifacts in intracavitary brachytherapy. *Brachytherapy*, 2005, 4(1):18-23.
- [12] 惠萍, 王新江, 崔志鹏, 等. CT 能谱成像在消除金属移植物伪影中的应用价值. *中华放射学杂志*, 2011, 45(8):740-742.

《磁共振成像》杂志 2016 年征订启事

《磁共振成像》杂志是由中华人民共和国国家卫生和计划生育委员会主管、中国医院协会和首都医科大学附属北京天坛医院共同主办的国家级学术期刊,国内统一刊号:CN 11-5902/R,ISSN 1674-8034,国内外公开发行。该刊为月刊,每月 20 日出版,大 16 开,80 页。2010 年 1 月创刊,主编为美国医学科学院外籍院士、中华医学会副会长戴建平教授。

《磁共振成像》杂志以加强国际国内学术交流、提升和规范我国磁共振成像诊疗技术、引领学术前沿和促进磁共振产业发展为己任;是国内第一本医学磁共振成像专业的学术期刊,被美国《化学文摘》(CA)、美国《剑桥科学文摘(自然科学)》(CSA)、美国《乌利希期刊指南》、波兰《哥白尼索引》(IC)、中国学术期刊网络出版总库(中国知网)、万方数据库等国内外相关数据库收录。被评为中国科技核心期刊、中国科技论文统计源期刊、中国科学引文数据库(CSCD)来源期刊、RCCSE 中国核心学术期刊(A)。

《磁共振成像》杂志注重内容的科学性、前沿性、实用性和原创性,重点报道磁共振成像技术的临床应用与基础研究。主要栏目有:临床研究、基础研究、技术研究、讲座、综述、述评、名家访谈、学术争鸣、海外来稿、视点聚焦、经验交流、读片、资讯、编读往来等。该刊将为磁共振领域的科研和临床工作者搭建一个全新的专业学术交流平台,是相关医务工作者、医学院校、科研院所、图书馆的必备刊物!

官方网站:<http://www.cjmri.cn> 微信公众号:cjmri-media 收稿邮箱:editor@cjmri.cn

定价 16 元/本,192 元/12 期。邮局订阅:邮发代号:2-855,全国各地邮局均可订阅。

杂志社开户行:中国银行股份有限公司北京劲松支行,账户名:《磁共振成像》杂志社有限公司,账号:344156659971。

请在汇款附言注明:订阅 XX 年第 X 期~第 X 期及订阅人手机号。编辑部发行电话:010-57155377。

订阅后请将订阅凭条或转账单据扫描/拍照后发至编辑部邮箱:office@cjmri.cn,我刊将赠阅 2015 年第 12 期杂志 1 本。