

64排螺旋CT不同探测通道组合在婴幼儿中的模拟应用研究

李建明, 周思茵, 黄赛威

广州市妇女儿童医疗中心 医学影像部, 广东 广州 510120

[摘要] 目的 探讨64排螺旋CT不同探测通道组合在婴幼儿中的应用价值。方法 按3、10和20 cm的扫描长度将研究分成I、II、III组, 运用不同探测通道组合分组扫描QA检测模, 分析不同通道组合的辐射剂量、图像质量和扫描时间。结果 I组剂量长度乘积的最小值(107.40 mGy·cm)出现在16排×0.5 mm通道组合, II、III组均出现在16排×1.0 mm通道组合(243.50、423.90 mGy·cm); 三组DLP的最大值均出现在4排×0.5 mm通道组合, II、III组中的64排×0.5 mm通道组合次之。三组各通道组合中水CT值的测量值均值为-3.1~+3.5 HU。三组扫描速度最快均为16排×2.0 mm通道组合, 最慢均为4排×0.5 mm通道组合。结论 64排螺旋CT 16排×1.0 mm通道组合有利于婴幼儿CT检查辐射剂量和图像质量的最优化; 4排×0.5 mm通道组合辐射剂量大、扫描时间长, 不适宜向临床推广应用。

[关键词] 64排螺旋CT; 体层摄影术; X线计算机; 探测通道; 婴幼儿

Simulation Application Research on Different Collimations in Infant with 64-Detector Row CT

LI Jianming, ZHOU Siyin, HUANG Saiwei

Department of Medical Imaging, Guangzhou Women and Children's Medical Center, Guangzhou Guangdong 510120, China

Abstract: Objective To assess the application value of different collimations in infant by 64-detector row CT. Methods The experiments were divided into 3 groups by scanning length (group I 3 cm, group II 10 cm, group III 20 cm), and the QA phantom was scanned with different collimations in each groups. The radiation dose, image quality and scanning time of different collimations were analyzed. Results The minimum dose length product of group I (107.40 mGy·cm) was occurred in 16×0.5 mm collimation, which of groups II and III were occurred in 16×1.0 mm collimation (243.50 and 423.90 mGy·cm). The maximum DLP of three groups were all occurred in 4×0.5 mm collimation, followed by 64×0.5 mm collimation in group II and III. The range of CT number of water was -3.1~+3.5 HU. The scanning speed of 16×2.0 mm collimation was the fastest in three groups, and that of 4×0.5 mm collimation was the slowest in three groups. Conclusion The 16×1.0 mm collimation is conducive to the optimization of radiation dose and image quality of 64-detector row CT examination for infants. The 4×0.5 mm collimation is not suitable for clinical application because of its large radiation dose and long scanning time.

Key words: 64-detector row CT; computer tomography; X-ray; collimations; infant

[中图分类号] R445.3; R816.92

[文献标识码] A

doi: 10.3969/j.issn.1674-1633.2020.03.024

[文章编号] 1674-1633(2020)03-0092-04

引言

增加探测器宽度以缩短扫描时间、降低辐射剂量和提高图像质量一直是CT研发的重中之重, 随着MSCT探测器从4排、16排、64排增加到320排, 探测器显著增宽, 探测通道的组合方式日趋丰富, 并实现了从解剖成像向动态功能成像及对物质定性、定量检查跨越发展^[1], 但宽体探测器的大探测宽度是否适用于婴幼儿短扫描长度部位及不同探测通道组合在婴幼儿常规CT检查中应如何优化应用等问题至今仍缺乏专门的报道。本文以我院婴幼儿常规CT检查中具有代表性的3 cm(耳部)、10 cm(颅脑、颌面、

胸部等单一部位)和20 cm(头颈、胸+上腹部、上下腹部等两个部位联合)扫描长度为例, 通过64排螺旋CT不同探测通道组合的QA检测模的扫描测量进行初步的探讨。

1 材料与方法

1.1 仪器设备

TOSHIBA Aquilion 64排螺旋CT扫描仪及其配套QA检测模(PX78-01615*A)。

1.2 扫描技术

按3、10和20 cm的扫描长度, 将研究依次分成I、II、III组, 分别选用64排×0.5 mm、32排×0.5 mm、32排×1.0 mm、16排×0.5 mm、16排×1.0 mm、16排×2.0 mm和4排×0.5 mm共7种探测通道组合对QA检测模进行分组扫描, 其

收稿日期: 2019-08-05

基金项目: 广东省医学科学技术研究基金项目(A2019533)。

通信作者: 黄赛威, 副主任技师, 高级工程师, 主要研究方向为医学影像技术、质量控制及设备维修。

通信作者邮箱: saiwei.huang@126.com

余的主要技术参数统一为120 kV管电压、0.5 s/转、75 mAs管电流、240 mm扫描野、5 mm重建层厚、标准算法重建函数核、标准螺距。

1.3 CT值测量

在各扫描系列的同一层面的轴位图像上,分别测量QA检测模的左、右、上、下、中心点共5个区的水CT值,测量时感兴趣区(Region of Interest, ROI)面积的大小(66.6 mm²)和位置均保持不变(图1)。

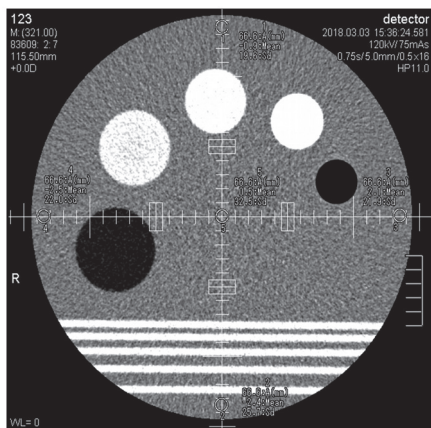


图1 QA检测模水CT值的测量

1.4 质控评价

按上述扫描方案选定各项技术参数,扫描系统自带软件自动计算出每次扫描的剂量长度乘积(Dose Length Product, DLP)标称值、螺距(Helical Pitch, HP)、螺距因子(Pitch Factor, PF)和扫描时间等数值并做记录。通过各组不同通道组合的DLP、水CT值的测量值和扫描时间等数据的分析比较,对不同通道组合的质控结果加以评价。

2 结果

当扫描长度为3 cm(I组)时,DLP的最小值出现在16排×0.5 mm通道组合(107.40 mGy·cm),依次分别为16排×1.0 mm通道组合(117.20 mGy·cm)、16排×2.0 mm通道组合(154.20 mGy·cm),最大值则出现在4排×0.5 mm通道组合(168.60 mGy·cm)。当扫描长度为10 cm(II组)时,DLP的最小值出现在16排×1.0 mm通道组合(243.50 mGy·cm),依次分别为16排×0.5 mm通道组合(257.80 mGy·cm)、32排×0.5 mm通道组合(274.60 mGy·cm),最大值则出现在4排×0.5 mm通道组合(505.80 mGy·cm)。当扫描长度为20 cm(III组)时,DLP的最小值出现在16排×1.0 mm通道组合(423.90 mGy·cm),依次分别为16排×2.0 mm通道组合(438.30 mGy·cm)、16×0.5 mm通道组合(472.60 mGy·cm),最大值则出现在4排×0.5 mm通道组合(472.60 mGy·cm)。在II、III组中,本CT设备最大探测排数的64排×0.5 mm通道组合的DLP相对偏高,均仅次于

最高值的4排×0.5 mm通道组合。

三组扫描速度最快均为16排×2.0 mm通道组合,依次分别为II、III组中的32排×1.0 mm通道组合、64排×0.5 mm通道组合;三组扫描速度最慢均为4排×0.5 mm通道组合。在图像质量方面,三组水CT值的测量值均值的范围为-3.1~+3.5 HU(表1、图2)。

表1 三组不同通道组合的扫描时间、辐射剂量和水CT值

通道组合	扫描 时间 (s)	HP	PF	DLP (mGy·cm)	水CT值(HU)				
					左	右	上	下	中
I组									
16排×0.5 mm	3.33	15.0	0.94	107.40	1.5	2.0	2.8	1.2	1.5
16排×1.0 mm	2.17	15.0	0.94	117.20	1.1	1.4	2.2	3.1	2.1
16排×2.0 mm	1.58	15.0	0.94	154.20	3.5	0.0	0.4	2.6	0.3
4排×0.5 mm	11.67	3.0	0.75	168.60	0.4	0.3	0.5	0.5	0.4
II组									
64排×0.5 mm	3.08	53.0	0.83	302.60	-2.0	1.2	2.1	2.2	2.1
32排×0.5 mm	5.08	27.0	0.84	274.60	0.0	1.6	-3.1	1.4	2.8
32排×1.0 mm	3.04	27.0	0.84	298.90	0.0	2.7	2.0	0.0	1.3
16排×0.5 mm	8.00	15.0	0.94	257.80	1.9	3.3	1.5	2.1	0.2
16排×1.0 mm	4.50	15.0	0.94	243.50	2.3	2.8	2.0	1.3	1.4
16排×2.0 mm	2.83	15.0	0.94	276.00	-1.5	2.5	-1.7	2.4	-2.1
4排×0.5 mm	35.00	3.0	0.75	505.80	1.0	0.0	1.3	2.0	-1.0
III组									
64排×0.5 mm	4.96	53.0	0.83	488.30	0.3	0.2	2.0	-0.3	1.0
32排×0.5 mm	8.78	27.0	0.84	475.00	-0.8	2.1	1.2	2.0	0.0
32排×1.0 mm	4.89	27.0	0.84	481.10	-1.1	-1.2	0.5	0.4	0.3
16排×0.5 mm	14.67	15.0	0.94	472.60	-1.6	0.0	0.8	0.8	-3.1
16排×1.0 mm	7.83	15.0	0.94	423.90	0.5	2.8	-2.1	2.1	2.2
16排×2.0 mm	4.50	15.0	0.94	438.30	3.5	-0.6	3.0	-0.8	-1.1
4排×0.5 mm	68.33	3.0	0.75	987.50	-0.8	2.3	0.5	-3.0	0.7

注:当扫描长度为3 cm时,扫描系统默认16排×0.5 mm、16排×1.0 mm、16排×2.0 mm和4排×0.5 mm通道组合可选。

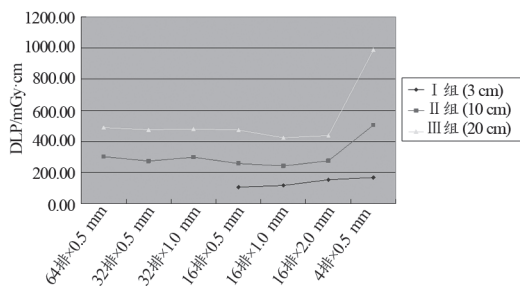


图2 三组不同通道组合辐射剂量比较

3 讨论

MSCT探测器数量的增多,一方面可以增大扫描覆盖范围,从而提高射线利用率和缩短扫描检查时间;另一方面亦可增加探测器间的缝隙数量及其总宽度,反而降低射线利用率并增加扫描剂量。相关研究表明,MSCT探测宽度的变化,对辐射场的分布和辐射值有显著的影响,在临床上应根据不同的检查部位选择合理的探测器宽度和相关参数^[2],其中以最薄的层厚覆盖整个探测器,对图像质量和剂量效率的平衡最为有利^[3]。

Diekmann 等^[4]运用 TOSHIBA Aquilion 系列的 320 排和 64 排 MSCT 分别扫描人体模型的甲状腺和眼睛晶状体,结果显示 320 排的辐射剂量明显大于 64 排,并认为主要是因 320 排的 Z 轴覆盖范围(16 cm)超出 64 排(3.2 cm)4 倍所致。国内有学者对同一台 64 排螺旋 CT 不同探测通道组合的颈椎扫描剂量进行比较,发现 20 排 $\times 0.6$ mm 探测通道组合的辐射剂量小于最大排数的 64 排 $\times 0.6$ mm 探测通道组合^[5]。

为比较 64 排螺旋 CT 不同探测宽度及通道组合在婴幼儿短扫描部位中的辐射剂量,我们按 3、10 和 20 cm 的扫描长度,分别对 QA 检测模进行扫描测量,结果显示:① 当扫描长度相同时,不同探测通道组合的 DLP 值大小不一,各不相同,如当扫描长度为 3 cm (I 组)时, DLP 值从低到高依次分别为 16 排 $\times 0.5$ mm (107.40 mGy \cdot cm)、16 排 $\times 1.0$ mm (117.20 mGy \cdot cm)、16 排 $\times 2.0$ mm (154.20 mGy \cdot cm) 和 4 排 $\times 0.5$ mm 探测通道组合 (168.60 mGy \cdot cm), 当长度为 10 cm (II 组) 和 20 cm (III 组) 时, DLP 值的变化情况类似,在此不再一一列举;② 当扫描长度不等时, DLP 最低值可出现在不同的探测通道组合中,如当扫描长度为 3 cm (I 组) 时, DLP 的最小值出现在 16 排 $\times 0.5$ mm 通道组合 (107.40 mGy \cdot cm), 而当扫描长度为 10 cm (II 组) 和 20 cm 时 (III 组) 时, DLP 的最小值则均出现在 16 排 $\times 1.0$ mm 通道组合 (243.50 mGy \cdot cm、423.90 mGy \cdot cm);③ 64 排作为本研究 CT 设备的最大探测宽度及排数,但其辐射剂量仅小于最小探测宽度及排数的 4 排 $\times 0.5$ mm 通道组合,且本研究中 DLP 的最大值均出现在 4 排 $\times 0.5$ mm 通道组,表明 CT 检查辐射剂量的大小除取决于所启用的探测通道的最大宽度外,还与探测通道的组合方式及其与受检部位扫描长度之间的比例有关。

探测器数量的多少除影响辐射剂量外,还与 HP 和 PF 大小直接关联,从而进一步影响图像质量。从 CT 成像原理得知, Z 间距由螺距和探测器阵列的宽度决定,当 Z 间距小于螺距时, Z 轴采样的数据增加,图像质量改善;但当螺距过小时,采样数据产生高度的重叠,扫描覆盖范围减少,从而增加扫描时间和辐射剂量,在临床实际应用中这两种情况必须折中考虑,找到最佳的平衡点^[6]。大量的临床应用研究证实,当螺距值在一定范围内变化时其对图像质量影响不是很大^[7-9],为此吴爱琴等^[10]、智婷婷等^[11]提出螺旋 CT 扫描参数螺距设为 2 左右时是比较适当的,能兼顾扫描剂量和图像质量。本研究采用标准螺距模式,各种不同探测通道组合扫描所得的水 CT 值在 -3~+3.5 HU 之间(表 1),均符合卫生部评审规范及国家相关标准 (0 ± 4) HU 的要求^[12-13],表明在其他扫描参数选择得当的前提下,系统所提供的各种探测通道组合均能达到相关检测标准。临床上,有许多学者发现 MSCT 不同探

测通道对成人头颅图像质量、肺内运动孤立病灶或结节的图像质量评价、影像诊断及测量定位等均无明显差异^[14-16]。在本研究的 CT 设备中,当启用相同的探测排数时, HP、PF 的值默认不变,扫描系统主要通过扫描层厚的来控制辐射剂量、图像质量和扫描速度:扫描层厚越薄,空间分辨率越高、辐射剂量越大、扫描时间越长,反之则相反;但 DLP 值的变化却呈多向性,如启用 16 排的探测通道完成 3 cm 长度部位扫描时, 0.5 mm 扫描层厚的 DLP 值最低;相同的探测排数完成 10 cm、20 cm 长度部位扫描时,则 1.0 mm 扫描层厚的 DLP 值最低。如启用 32 排探测通道时,辐射剂量值则与扫描层厚成正比。其次,当扫描覆盖范围相同或近似时,辐射剂量的大小则与启用的探测通道的排数呈正比,如 64 排 $\times 0.5$ mm 探测通道组合的辐射剂量大于 32 排 $\times 1.0$ mm、16 排 $\times 2.0$ mm 探测通道组合; 32 排 $\times 0.5$ mm 探测通道组合的辐射剂量大于 16 排 $\times 1.0$ mm 探测通道组合。因此,在婴幼儿短扫描长度部位中,如图像质量优先并同时兼顾扫描速度,建议采用大探测排数(64 或 32 排)+薄扫描层厚(0.5 mm)模式;若低剂量优先并同时兼顾图像质量和扫描速度,则应选择适中探测排数(16 排)+适中扫描层厚(1.0 或 0.5 mm)模式;而最小探测排数(4 排)在辐射剂量、图像质量和扫描速度等方面均无优势,不建议向临床推广应用。在实际工作中,操作者须根据不同的临床需求,选择合适的探测通道排数及扫描层厚,才能达到最佳的优化效果。但不同 CT 设备在探测器的物理构造、几何形状及排列组合上不尽相同,并导致与之相关的 HP、FP 和 DLP 的取值计算等方面可能存在一定的差异,临床上应注意甄别。

综上所述,在充分肯定 MSCT 宽体探测器的巨大优势和广阔应用前景的同时,又要避免唯“排数”至上的误区,如在婴幼儿的短扫描长度部位的常规 CT 检查中,宽体探测器的最大宽度或不合理的探测通道组合均可令辐射剂量不降反升。因 CT 辐射对婴幼儿来说风险更高、危害更大^[16-17],本文通过 QA 检测模拟扫描检测测量,并结合生产厂家所提供的 DLP 数据,可为婴幼儿常规 CT 检查扫描的快速优化提供一种简单、便捷的方法,有一定的参考价值。


受研究设备所限,本文存在如下不足之:① 未能与 128 排、320 排等宽体探测器 CT 进行比较;② 本研究的 DLP 值是生产厂家在特定实验条件下测量所得的参考标称值,而非实时测量值,未考虑到高压发生器、X 线球管老化等可变因素的影响,待今后进一步补充完善。

4 结论

在 64 排螺旋 CT 中, 16 排 $\times 1.0$ mm 和 16 排 $\times 0.5$ mm 通道组合可在保证图像质量的前提下,有效降低婴幼儿常规 CT 检查的辐射剂量;而 4 排 $\times 0.5$ mm 通道组合的辐射

剂量和扫描时间均大幅增加并达峰值,不适于向临床推广应用。

[参考文献]

- [1] 石明国,宣怡,李剑.多层螺旋CT成像技术的新进展[J].中华放射学杂志,2015,49(4):249-251.
- [2] 郭森林,任悦,牛延涛.不同扫描参数对宽体探测器CT散射射线的影响研究[J].中华放射医学与防护杂志,2019,39(1):22-25.
- [3] Deak PD, Langer O, Lell M, et al. Effects of adaptive section collimation on patient radiation dose in multisection spiral CT[J]. *Radiology*, 2009, 252(1): 140-147.
- [4] Diekmann S, Siebert E, Juran R, et al. Dose exposure of patients undergoing comprehensive stroke imaging by multidetector-row CT: Comparison of 320-detector row and 64-detector row CT scanners[J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2010, 7(31): 1003-1009.
- [5] 李晓娜,彭志刚,马晓晖.64层螺旋CT不同探测器宽度对颈椎扫描剂量的分析[J].河北医药,2010,32(16):2188-2189.
- [6] 王鸣鹏.CT检查技术学[M].上海:复旦大学出版社,2005:88-89.
- [7] 陈国梁,赵瑞,李俊杰,等.射波刀放疗中相关螺旋CT定位条件的探讨[J].中国医疗设备,2018,33(5):90-92.
- [8] 张海波,付传明,陈伦刚,等.螺旋距优化组合对胸腹部CTA图像质量与辐射剂量探讨[J].CT理论与应用研究,2012,21(2):305-311.
- [9] 沈骏,徐健.16排CT螺距对影像质量影响的分析[J].中国辐射卫生,2012,21(1):84-85.
- [10] 吴爱琴,郑文龙,许崇永,等.多层螺旋CT螺距与图像噪声和辐射剂量的关系探讨[J].实用放射学杂志,2011,27(4):614-616.
- [11] 智婷婷,卢铃铨,周星帆,等.双源CT中等螺距扫描模式在主动脉血管造影中的应用研究[J].中国医疗设备,2018,33(5):63-66.
- [12] 冯冀.CT机应用质量检测要点与分析[J].实用放射学杂志,2003,19(2):168-170.
- [13] 戴晨曦,宋丰言,张和华,等.医用CT机质量控制的标准化探讨[J].中国医疗设备,2015,(3):114-117.
- [14] 李秉营,丁宁,徐凌忠,等.64排CT探测器不同Z轴宽度对头颅CT平扫图像质量的影响[J].中国中西医结合影像学杂志,2016,11,6(14):706-708.
- [15] 尚东平,李建彬,王伟,等.模拟CT不同探测器组合方式对肺内病灶体积显示的影响[J].中华肿瘤学杂志,2013,11,6(22):504-505.
- [16] 方文春,夏丽天,刘景芳,等.不同探测器宽肺部低剂量CT影像的对照分析[J].实用放射学杂志,2009,5(25):733-735.
- [17] Tricalico F, Hlavacek AM, Schoepf UJ, et al. Cardiovascular CT angiography in neonates and children: Image quality and potential for radiation dose reduction with iterative image reconstruction techniques[J]. *Eur Radiol*, 2013, 23(5): 1306-1315.
- [18] 范丽娟,徐冬生,张计旺,等.宽体探测器CT低剂量扫描在婴幼儿先天性心脏病中的图像质量及辐射剂量研究[J].中华放射医学与防护杂志,2018,38(8):626-630. 
- [9] 孙路明,赵扬玉,段涛,等.双胎妊娠临床处理指南(第二部分)——双胎妊娠并发症的诊治[J].中华妇产科杂志,2015,18(9):57-64.
- [10] Wohlmuth C, Osei FA, Moise KJ, et al. Changes in ductus venosus flow profile in twin-twin transfusion syndrome: Role in risk stratification[J]. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 2016, 48(6): 744-751.
- [11] Zanardini C, Prefumo F, Fichera A, et al. Fetal cardiac parameters for prediction of twin-to-twin transfusion syndrome[J]. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 2014, 44(4): 434-440.
- [12] 耿力,唐丹.胎儿颈部透明层厚度预测早期双胎输血综合征的效果分析[J].中国计划生育学杂志,2016,24(5):322-323.
- [13] 赵飞,李磊,蒲进,等.双定位像结合Care Dose 4D和Care kV技术在降低肺部CT辐射剂量的临床应用价值[J].中华放射医学与防护杂志,2017,37(5):389-392.
- [14] 袁子龙,郑丽丽,杜东屏,等.探讨胸部正侧位定位像技术中降低成人患者辐在CT CARE Dose 4D射剂量的临床价值[J].中华放射医学与防护杂志,2016,36(6):461-464.
- [15] 袁灼彬,郑晓林,邹玉坚,等.迭代重建技术在CT腹部低剂量扫描应用的可行性研究[J].临床放射学杂志,2016,35(2):130-135.
- [16] 张宇,李松柏.应用iDose4迭代重建技术低剂量鼻窦CT图像质量评价[J].影响诊断与介入放射学,2015,24(3):225-230. 

上接第 87 页

临床指南2013版”要点解读[J].中国实用妇科与产科杂志,2015,31(9):1-3.

[8] 孙路明,赵扬玉,段涛,等.双胎妊娠临床处理指南(第二部分)——双胎妊娠并发症的诊治[J].中华妇产科杂志,2015,18(9):57-64.

[9] Wohlmuth C, Osei FA, Moise KJ, et al. Changes in ductus venosus flow profile in twin-twin transfusion syndrome: Role in risk stratification[J]. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 2016, 48(6): 744-751.

[10] Zanardini C, Prefumo F, Fichera A, et al. Fetal cardiac parameters for prediction of twin-to-twin transfusion syndrome[J]. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 2014, 44(4): 434-440.

[11] 耿力,唐丹.胎儿颈部透明层厚度预测早期双胎输血综合征的效果分析[J].中国计划生育学杂志,2016,24(5):322-323.

上接第 91 页

放射学杂志,2017,36(12):1854-1857.

[13] 赵飞,李磊,蒲进,等.双定位像结合Care Dose 4D和Care kV技术在降低肺部CT辐射剂量的临床应用价值[J].中华放射医学与防护杂志,2017,37(5):389-392.

[14] 袁子龙,郑丽丽,杜东屏,等.探讨胸部正侧位定位像技术中降低成人患者辐在CT CARE Dose 4D射剂量的临床价值[J].中

[12] 廖森成,杨春波,何敏仪,等.超声联合检查胎儿颈项透明层、静脉导管及脐带附着方式预测双胎输血综合征的价值[J].实用医学杂志,2016,32(6):973-975.

[13] 邓霞,陈素琴.临产前后胎心率监护联合胎儿脐血流监测在预测产时胎儿情况中的应用[J].中国妇幼保健,2015,30(32):5574-5575.

[14] 刘细斌,周芳,陈淑贞,等.超声对宫内发育迟缓胎儿静脉血流频谱的观察[J].实用医学杂志,2015,31(7):1150-1152.

[15] 李凯音.脐血流S/D测定预测妊娠新生儿结局的临床分析[J].中国实用医药,2016,16(5):102-103.

[16] 牛志莉,聂茹,黄杰.单卵单绒毛膜双胎大脑中动脉及脐动脉搏动指数的监测分析[J].宁夏医科大学学报,2012,34(8):812-814. 