

AIDR3D 重建算法超低剂量 640 层 CT 结肠成像
息肉检出能力的实验研究*

沈合松^{1,2}, 梁 丹¹, 罗明月^{1△}, 段济杰³, Wenli Cai⁴, 邱建平¹, 李文儒¹, 朱冬云¹

(1. 中山大学附属第六医院放射科, 广州 510655; 2. 重庆市肿瘤研究所放射科 400030;
3. 清华大学深圳研究生院生物医学工程研究中心, 广东深圳 518055;
4. 哈佛大学医学院教学附属麻省总医院, 美国波士顿 02114)

[摘要] **目的** 实验研究三维自适应迭代剂量降低(AIDR3D)重建算法超低剂量 640 层 CT 结肠成像的息肉检出能力。**方法** 制作 10 段猪结肠息肉模型, 每段模型上有 30 枚 1~15 mm 模拟息肉。所有模型用 640 层 CT 机扫描, 球管电压 120 kVp, 电流剂量分别为 10、20、30、40、50 mAs。滤波反投影(FBP)和 AIDR3D 算法重建后获得 CT 结肠成像的图像。两位不知道扫描电流剂量及重建算法的影像科医生独立分析图像。每位影像科医生的息肉检出信心分 5 个等级, 用 Kappa 分析评价 2 位影像科医生息肉检出信心的一致性。根据剂量长度乘积计算辐射剂量。统计分析 5 种扫描电流剂量、2 种重建算法的图像检出息肉的敏感性。**结果** 两位影像科医生对 3 000 枚息肉检出信心一致性好($\kappa=0.740$)。20 mAs 扫描并 AIDR3D 重建对 1~<6、6~<11、11~15 mm 息肉检出敏感性与 50 mAs 扫描并 FBP 重建相同, 均达 100%; 有效辐射剂量 1.62 mSv 较 50 mAs 扫描并 FBP 重建的 4.04 mSv 降低 60.00%, 差异有统计学意义($P<0.05$)。10 mAs 扫描并 AIDR3D 重建对 1~<6 mm 息肉检出敏感性 77% 低于 50 mAs 扫描并 FBP 重建的 100%, 差异有统计学意义($P<0.05$), 对 6~<11 mm 息肉检出敏感性 98% 也低于 50 mAs 扫描并 FBP 重建的 100%。**结论** 超低剂量 20 mAs 扫描并 AIDR3D 重建 640 层 CT 结肠成像息肉检出能力能够与标准低剂量 50 mAs 扫描并 FBP 重建媲美, 检出敏感性达 100%; 而且有效辐射剂量降低 60.0%, 只有 1.62 mSv。

[关键词] 体层摄影术, X 线计算机; 辐射剂量; 三维自适应迭代剂量降低; 超低剂量; 结肠成像; 息肉检出能力

[中图分类号] R735.3 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1671-8348(2016)03-0387-03

Experimental study on polyp detectability of ultralow-dose 640-slice CT colonography with
adaptive iterative dose reduction three-dimensional reconstruction*

Shen Hesong^{1,2}, Liang Dan¹, Luo Mingyue^{1△}, Duan Chaijie³, Wenli Cai⁴, Qiu Jianping¹, Li Wenru¹, Zhu Dongyun¹

(1. Department of Radiology, the Sixth Affiliated Hospital of Sun Yat-sen University, Guangzhou, Guangdong 510655, China; 2. Department of Radiology, Chongqing Cancer Institute, Chongqing 400030, China; 3. Research Center of Biomedical Engineering, Graduate School at Shenzhen, Tsinghua University, Shenzhen, Guangdong 518055, China; 4. Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School, Boston 02114, USA)

[Abstract] **Objective** To experimentally investigate polyp detectability of ultralow-dose 640-slice CT colonography with adaptive iterative dose reduction three-dimensional (AIDR3D) reconstruction. **Methods** Ten segments of porcine colonic phantom were established. There were thirty pedunculated polyps with diameters ranging between 1 mm and 15 mm on colon mucosal surfaces of each segment. All phantoms were scanned using a 640-slice CT scanner with tube voltage of 120 kVp, and current doses of 10, 20, 30, 40, 50 mAs, respectively. CT colonography images were obtained after reconstructing scanning image data with filtered back projection (FBP) and AIDR3D algorithms. Two radiologists without knowing scanning current doses and reconstruction algorithms independently analyzed images. Confidence of polyp detection was divided into five grades for each radiologist, and its agreement was evaluated using Kappa analysis. Radiation dose was calculated based on dose-length product that was exported on CT scanner. Polyp detection sensitivities with five scanning current doses and two reconstruction algorithms were statistically analyzed. **Results** Agreement in confidence of 3 000 polyps detection by two radiologists was good ($\kappa=0.740$). Compared with 50mAs with FBP, 20 mAs with AIDR3D had the same detection sensitivity of 100% for simulated polyps of 1~<6, 6~<11 and 11~15 mm. Effective radiation dose of 20 mAs with AIDR3D (1.62 mSv) was decreased by 60.00% compared with 50 mAs with FBP (4.04 mSv), their difference was statistically significant($P<0.05$). As for 10 mAs with AIDR3D, detection sensitivity for simulated polyp of 1~<6 mm (77%) was lower than that using 50 mAs with FBP (100%), their difference had statistically significance($P<0.05$); detection sensitivity for simulated polyp of 6~<11 mm (98%) was also lower than that using 50 mAs with FBP (100%). **Conclusion** Polyp detectability of ultralow-dose of 20 mAs 640-slice CT colonography with AIDR3D could comparable to that of standard low-dose of 50 mAs with FBP, with detection sensitivity of 100%, its effective radiation dose reduced by 60.0% and was only 1.62 mSv.

[Key words] tomography, X-ray computed; radiation dose; adaptive iterative dose reduction three-dimensional; ultralow-dose; colonography; polyp detectability

低剂量 CT 结肠成像很有希望成为结直肠癌筛查的新技术, 它的研究重点已经从前期单独降低扫描球管电流剂量到目

* 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(81230035); 广东省科技计划资助项目(2011B031800182, 2013B051000016)。 作者简介: 沈合松 (1986—), 住院医师, 硕士, 从事医学影像新技术研究。 △ 通讯作者, E-mail: myluo720@163.com。

前联合使用新的图像重建算法,希望在图像质量满足诊断需要的前提下进一步降低电离辐射剂量^[1-6]。三维自适应迭代剂量降低(adaptive iterative dose reduction three-dimensional, AIDR3D)为新的迭代重建算法,低剂量扫描而产生的原始高噪声图像经过一系列自适应迭代重建,图像噪声不断减少,直到目标图像的噪声达到希望的水平,成为一种降低电离辐射剂量的新方法。它有望突破目前最广泛使用的图像常规重建算法滤波反投影(filtered back projection, FBP)的局限性,减少低剂量扫描产生的图像噪声,从而提高图像质量,满足对病变的诊断需求^[7-8]。迄今还没有 AIDR3D 重建算法 640 层 CT 结肠成像的研究报道,因此本文将以 FBP 为对照标准,实验研究 AIDR3D 重建算法超低剂量 640 层 CT 结肠成像的息肉检出能力。

1 材料与方法

1.1 材料 取长 50 cm 的新鲜离体猪结肠 10 段,翻出结肠的黏膜面,用无齿镊夹提黏膜及其下组织,采用 4 号丝线结扎其根部制作成结节样隆起的模拟息肉。息肉以一定间隔随机排列,直径为 1~15 mm,高度均大于直径的 1/2。每段结肠 30 枚息肉,其中 1~<6、6~<11、11~15 mm 各 10 枚。将结肠黏膜面翻入,恢复原肠壁结构。结扎结肠一端,另一端通过塑料肛管与 JS-628F 虚拟结肠镜充气机(广州今健科技有限公司)相连,向结肠内注入空气使其充分扩张后结扎此端。将 76%泛影葡胺(20 mL/支,15.2 g)395 支溶解于 32 100 mL 凉白开水,即配制成为 40 L CT 值为 40 HU 的泛影葡胺溶液。再将充气扩张的模型息肉结肠浸没于充满 40 L CT 值为 40 HU 的泛影葡胺的塑料盆内并固定。

1.2 方法

1.2.1 CT 图像数据采集及重建 使用 Toshiba 公司 640 层 CT 机(Aquilion ONE; Toshiba Medical System, Tochiki-ken, Japan)对 10 段模型息肉结肠进行扫描,球管电压 120 kVp,球管电流剂量分别为 10、20、30、40、50 mAs,球管旋转一周的时间 500 ms,准直 0.5 mm×640,螺距 0.875,矩阵 512×512,视野 400 mm。分别使用 FBP、75% AIDR3D(strong mode)重建算法获得图像重建数据,软组织重建函数 FC43,重建层厚、重建间隔均为 1 mm。5 种扫描球管电流剂量、2 种重建算法组合成 10 组数据,分别为 A 组(10 mAs, FBP)、B 组(10 mAs, AIDR3D)、C 组(20 mAs, FBP)、D 组(20 mAs, AIDR3D)、E 组(30 mAs, FBP)、F 组(30 mAs, AIDR3D)、G 组(40 mAs, FBP)、H 组(40 mAs, AIDR3D)、I 组(50 mAs, FBP)、J 组(50 mAs, AIDR3D)。

1.2.2 获得 CT 结肠成像的图像方法 将 10 组重建数据经影像归档和通信系统(PACS)传送到图像后处理工作站(Vitrea; Toshiba Medical System, Tochiki-ken, Japan)。在图像后处理工作站用 CT 结肠成像软件(Vitrea Advanced Colon, Toshiba Medical System, Tochiki-ken, Japan)进行后处理,获得 CT 结肠成像的图像。

1.2.3 图像分析 两位不知道扫描球管电流剂量及重建算法的影像科医生在图像后处理工作站独立分析 CT 结肠成像的图像,记录模拟息肉的大小。医生对每 1 枚息肉的检出信心分为 5 个等级^[6]:5 分,确定是息肉;4 分,很可能是息肉;3 分,可能是息肉;2 分,很可能不是息肉;1 分,确定不是息肉。检出信心为 5 分、4 分或者 3 分,息肉阳性;检出信心为 2 分或者 1 分,息肉阴性。

1.2.4 计算电离辐射剂量 记录 CT 机每次扫描输出的剂量长度乘积。电离辐射剂量用有效剂量表示。有效剂量=剂量长度乘积×CF,其中 CF(conversion factor)指不同组织的转化系数,腹部的 CF 为 0.015^[9]。

1.3 统计学处理 使用 SPSS 13.0 统计软件处理数据。采用

Kappa 分析评价两位影像科医生息肉检出信心的一致性^[8]: Kappa 系数 k 值为 0.00~0.20,一致性差;k 值为 0.21~0.40,一致性尚可;k 值为 0.41~0.60,一致性中等;k 值为 0.61~0.80,一致性好;k 值为 0.81~1.00,一致性非常好。采用配对 Student *t* 检验,比较 5 种扫描球管电流剂量、2 种重建算法 CT 结肠成像检出结肠模拟息肉的敏感性,以 *P*<0.05 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 模拟息肉检出信心的一致性 两位影像科医生对 3 000 枚模拟息肉(30 枚/段×10 段×5 种扫描球管电流剂量×2 种重建算法)的检出结果见表 1。息肉检出信心的一致性好($\kappa=0.740$)。

表 1 2 位影像科医生对 3 000 枚模拟息肉的检出结果(n)

	阳性	阴性	合计
阳性	2 755	46	2 801
阴性	47	152	199
合计	2 802	198	3 000

2.2 1~<6 mm 模拟息肉检出敏感性 1~<6 mm 息肉的检出敏感性见表 2。B 组与 A 组、D 组与 C 组、F 组与 E 组比较,前者的息肉检出敏感性较后者分别增加了 57%、34% 和 19%,差异有统计学意义(*P*<0.05)。D 组及 I 组的息肉检出敏感性均为 100%,差异无统计学意义(*P*>0.05)。B 组的息肉检出敏感性为 77%,低于 I 组的息肉检出敏感性,差异有统计学意义(*P*<0.05)。

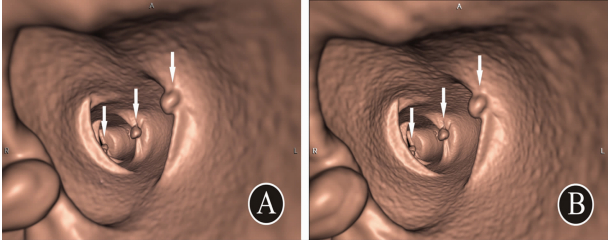
2.3 6~<11 mm 模拟息肉检出敏感性 6~<11 mm 息肉的检出敏感性见表 3。B 组与 A 组、D 组与 C 组比较,前者的息肉检出敏感性较后者分别增加了 20%、5%,差异有统计学意义(*P*<0.05)。D 组及 I 组的息肉检出敏感性均为 100%,差异无统计学意义(*P*>0.05),见图 1。B 组的息肉检出敏感性为 98%,低于 I 组的息肉检出敏感性 100%。

表 2 1~<6 mm 模拟息肉检出敏感性(%)

项目	A 组	B 组	C 组	D 组	E 组	F 组	G 组	H 组	I 组	J 组
敏感性	20	77	66	100	81	100	99	100	100	100

表 3 6~<11 mm 模拟息肉检出敏感性(%)

项目	A 组	B 组	C 组	D 组	E 组	F 组	G 组	H 组	I 组	J 组
敏感性	78	98	95	100	100	100	100	100	100	100



A:20 mAs 扫描并 AIDR3D 重建 CT 结肠成像检出直径 4、9、14 mm 的模拟息肉(白色箭头);B:50 mAs 扫描并 FBP 重建 CT 结肠成像检出直径 4、9、14 mm 的模拟息肉(白色箭头)。

图 1 息肉检出敏感性图像

2.4 11~15 mm 模拟息肉检出敏感性 10 组图像对 11~15 mm 模拟息肉的检出敏感性均达 100%,差异无统计学意义(*P*>0.05)。

2.5 电离辐射剂量 10、20、30、40、50 mAs 扫描的剂量长度乘积分别为 53.90、107.70、161.60、215.40、269.30 mGy·cm,有效电离辐射剂量分别为 0.81、1.62、2.42、3.23、4.04 mSv。与 I 组比较,D 组的有效电离辐射剂量降低了 60.00%,差异有

统计学意义($P<0.05$)。

3 讨 论

低剂量 CT 结肠成像因具有无创性及对结直肠息肉、新生物的高检出敏感性而很有希望成为结直肠癌筛查的新技术方法,但其电离辐射是公众十分关注的问题。作为具有辐射性损伤的检查,低剂量 CT 结肠成像需要遵循辐射剂量尽可能低的原则(as low as reasonably achievable, ALARA),即在图像质量满足诊断需要的前提下将电离辐射剂量降到最低^[10-11]。如何平衡电离辐射剂量与图像质量满足诊断需要之间的关系是低剂量 CT 结肠成像筛查结直肠癌的关键技术问题。降低电离辐射剂量的主要方法有降低球管电流剂量、降低球管电压、自动调节扫描剂量、应用迭代重建算法等^[6,12,13]。球管电流剂量与辐射剂量呈线性相关,降低辐射剂量最直截了当的方法是选择低的球管电流剂量。但是球管电流剂量的降低会增加图像噪声、降低图像质量。单独应用降低球管电流剂量等方法,其电离辐射剂量的降低程度有限。因此,低剂量 CT 结肠成像的研究方向已经从单独降低球管电流剂量发展为联合使用新的图像重建算法。

目前,低剂量 CT 结肠成像的常规扫描球管电流剂量为 50 mAs,常规图像重建算法为 FBP。FBP 重建速度快,但是不能分辨图像数据采集的基本成分,忽略了图像数据采集过程中量子噪声、电子噪声对投影数据的污染,将噪声带到重建图像中去,影响图像质量,不利于病变的检出。Branschofsky 等^[11]猪结肠模拟息肉的实验研究采用 10 mAs 扫描并 FBP 重建,息肉发生变形,图像质量差,不可以用于诊断。本实验中,50 mAs 扫描并 FBP 重建的结肠图像对于 1~<6、6~<11、11~15 mm 模拟息肉的检出敏感性虽然达 100%,但有效电离辐射剂量却高达 4.04 mSv。

AIDR3D 重建算法的百分比为原始的 FBP 图像与通过数学模型建立的完全无噪声 AIDR3D 重建图像的混合比例,0% AIDR3D 即为 FBP 图像,100% AIDR3D 指完全无噪声的 AIDR3D 重建图像。百分比越高,图像质量越好,但是重建时间越长。Yoo 等^[14]采用自动曝光扫描球管电流剂量结合 50% AIDR3D 重建进行 640 层 CT 冠状动脉成像的临床研究结果表明,与 FBP 重建算法的图像比较,50% AIDR3D 重建算法的图像噪声减少了 38.60%、信噪比提高了 63.00%、对比噪声比提高了 61.50%。国内外尚没有 AIDR3D 重建算法应用于 640 层 CT 结肠成像的文献报道。

本研究采用 75% AIDR3D 重建算法进行 640 层 CT 结肠成像的图像重建,75% AIDR3D 重建图像与 FBP 图像混合,既有好的图像质量,又有短的重建时间,在图像质量和重建时间之间取得了平衡。研究结果显示,对于 1~5 mm 的模拟息肉,B 组与 A 组、D 组与 C 组、F 组与 E 组比较,前者的息肉检出敏感性较后者分别增加了 57%、34%和 19%,差异均有统计学意义;D 组及 I 组的息肉检出敏感性均为 100%,差异无统计学意义($P>0.05$);但是较低的扫描球管电流剂量,即 B 组的息肉检出敏感性 77% 低于 I 组的 100%,差异有统计学意义($P<0.05$)。对于 6~10 mm 的模拟息肉,B 组与 A 组、D 组与 C 组比较,前者的息肉检出敏感性较后者分别增加了 20%、5%,差异均有统计学意义($P<0.05$);D 组及 I 组的息肉检出敏感性均为 100%,差异无统计学意义($P>0.05$);B 组的息肉检出敏感性为 98%,低于 I 组的 100%。对于 11~15 mm 的模拟息肉,10 组图像的息肉检出敏感性均达 100%,差异无统计学意义($P>0.05$)。D 组的有效电离辐射剂量只有 1.62 mSv,较 I 组的 4.04 mSv 降低了 60.00%,差异有统计学意义($P<0.05$)。上述实验研究结果提示,对于 1~<6、6~<11、11~15 mm 的模拟息肉,D 组及 I 组的检出敏感性均为 100%,差异无统计学意义($P>0.05$);D 组的有效电离辐射剂量只有 1.62

mSv,较 I 组降低了 60.00%。

综上所述,本实验结果表明,超低剂量 20 mAs 扫描结合 AIDR3D 重建的 CT 结肠成像的息肉检出能力能够与标准低剂量 50 mAs 扫描结合 FBP 重建媲美,检出敏感性达 100%;而且有效电离辐射剂量降低了 60.00%,只有 1.62 mSv。

参考文献

[1] Lieberman D. Screening for colorectal cancer in individuals at average risk; current methods and emerging issues [J]. JAMA Intern Med, 2014, 174(1): 10-11.

[2] Steward MJ, Taylor SA, Halligan S. Abdominal computed tomography, colonography and radiation exposure: what the surgeon needs to know [J]. Colorectal Dis, 2014, 16(5): 347-352.

[3] Yee J, Keysor KJ, Kim DH. The time has arrived for national reimbursement of screening CT colonography [J]. AJR Am J Roentgenol, 2013, 201(1): 73-79.

[4] Robbins JB, Kim DH. Computed tomographic colonography: evidence and techniques for screening [J]. Semin Roentgenol, 2013, 48(3): 264-272.

[5] Dachman AH, Yee J. The challenges of CT colonography reimbursement [J]. J Am Coll Radiol, 2013, 10(12): 937-942.

[6] Chang KJ, Yee J. Dose reduction methods for CT colonography [J]. Abdom Imaging, 2013, 38(2): 224-232.

[7] Kim M, Lee JM, Yoon JH, et al. Adaptive iterative dose reduction algorithm in CT: effect on image quality compared with filtered back projection in body phantoms of different sizes [J]. Korean J Radiol, 2014, 15(2): 195-204.

[8] Yoon MA, Kim SH, Lee JM, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction and Veo: assessment of image quality and diagnostic performance in CT colonography at various radiation doses [J]. J Comput Assist Tomogr, 2012, 36(5): 596-601.

[9] Elojeimy S, Tipnis S, Huda W. Relationship between radiographic techniques (kilovolt and milliampere-second) and CTDI (VOL) [J]. Radiat Prot Dosimetry, 2010, 141(1): 43-49.

[10] Albert JM. Radiation risk from CT: implications for cancer screening [J]. AJR Am J Roentgenol, 2013, 201(1): W81-87.

[11] Branschofsky M, Vogt C, Aurich V, et al. Feasibility of ultra-low dose multi-detector-row CT-colonography: detection of artificial endoluminal lesions in an in-vitro-model with optimization of image quality using a noise reduction filter algorithm [J]. Eur J Med Res, 2006, 11(1): 13-19.

[12] Chang KJ, Caovan DB, Grand DJ, et al. Reducing radiation dose at CT colonography: decreasing tube voltage to 100kVp [J]. Radiology, 2013, 266(3): 791-800.

[13] Chen JH, Jin EH, He W, et al. Combining automatic tube current modulation with adaptive statistical iterative reconstruction for low-dose chest CT screening [J]. PLoS One, 2014, 9(4): e92414.

[14] Yoo RE, Park EA, Lee W, et al. Image quality of adaptive iterative dose reduction 3D of coronary CT angiography of 640-slice CT: comparison with filtered back-projection [J]. Int J Cardiovasc Imaging, 2013, 29(3): 669-676.