

上腹部能谱CT智能匹配技术在提高图像CNR、降低对比剂使用量中的应用

叶芮英

[摘要] 目的 探究上腹部能谱CT智能匹配技术在提高图像对比噪声比(CNR)、降低对比剂使用量中的应用。方法 选取行上腹部CT平扫以及双期增强扫描患者126例,分为实验组和对照组,各63例。实验组应用上腹部能谱CT智能匹配技术,对比剂含碘量为300 mg/kg,并采用滤波反投影法(FBP)获得A组图像;然后采用自适应统计迭代重组技术(AISR)获得B组图像。对照组采用常规CT平扫模式(120 kVp),对比剂含碘量为450 mg/kg,采用FBP获得C组图像。比较三组图像在40 keV、50 keV、60 keV动脉期和门静脉期的图像噪声以及肝、胰、门静脉、腹主动脉的CNR,并对三组图像进行评分。结果 三组在40 keV、50 keV、60 keV动脉期和门静脉期的图像噪声比较,差异均有统计学意义(F 分别=187.72、246.35、51.98、127.50、23.15、48.96, P 均 <0.05)。两两比较结果显示,在40keV动脉期和门静脉期,C组图像噪声低于B组和A组(q 分别=8.32、9.37, P 均 <0.05);在50keV动脉期和门静脉期时,B组和C组图像噪声均明显低于A组(q 分别=5.73、6.84, P 均 <0.05);在60 keV动脉期和门静脉期时,B组图像噪声均明显低于A组和C组(q 分别=3.83、3.63, P 均 <0.05)。三组在40 keV、50 keV、60 keV动脉期和门静脉期的肝、胰、腹主动脉(门静脉)CNR值比较,差异具有统计学意义(F 分别=8.52、33.94、60.59、72.70、69.38、44.06;8.27、33.65、42.68、79.84、45.73、80.93;10.64、33.14、31.12、59.96、62.93、39.12, P 均 <0.05)。在40 keV、50 keV、60 keV时,B组动脉期肝、胰、腹主动脉CNR值和门静脉期肝、胰、门静脉CNR值均明显高于A组和C组,差异均有统计学意义(q 分别=16.73、8.72、12.71、10.82、14.65、15.71、11.67、12.51、8.77、10.52、9.79、13.80;8.79、12.83、10.62、14.62、10.81、8.51、10.66、12.79、13.72、9.81、10.53、12.49;4.49、5.64、6.82、10.53、7.52、5.93、11.61、9.27、6.31、10.65、9.51、10.11, P 均 <0.05)。三组在40 keV、50 keV、60 keV动脉期和门静脉期的图像评分比较,差异均有统计学意义(F 分别=42.58、77.97、18.30、25.04、4.25、5.14, P 均 <0.05)。两两比较结果显示,在40 keV、50 keV、60 keV动脉期和门静脉期时,B组的图像评分最高,明显高于A组和C组(q 分别=6.94、7.81、6.02、7.10;3.77、4.58、3.20、4.13;2.97、2.29、2.58、2.02, P 均 <0.05)。结论 上腹部能谱CT智能匹配技术能够获得与常规CT平扫模式的对比剂用量,联合应用自适应统计迭代重组技术后,不仅能提高图像CNR以及降低对比剂用量,而且能提高图像质量。

[关键词] 上腹部能谱CT智能匹配技术; 滤波反投影法; 对比噪声比; 对比剂剂量

Application of upper abdomen energy spectrum CT intelligent matching technology in improving image CNR and reducing contrast agent YE Ruiying. Department of Medical Imaging, Jinhua Hospital of Traditional Chinese Medicine, Jinhua 321000, China

[Abstract] Objective To explore the application of upper abdomen energy spectrum CT intelligent matching technology in improving image CNR and reducing contrast agent. **Methods** A total of 126 cases undergoing upper abdominal CT scan and double phase enhanced scan were selected and divided into experimental group and control group with 63 cases in each. The upper abdomen energy spectrum CT intelligent matching technology was applied in the experimental group. The contrast agent iodine content was 300 mg/kg, and the images that obtained by filtered back projection (FBP) were defined group A. The adaptive statistical iterative reconstruction technique was used to obtain images as group B. The conventional CT scan mode (120 kVp) was applied in the control group. The contrast

DOI: 10.13558/j.cnki.issn1672-3686.2017.02.007

作者单位:321000 浙江金华,金华市中医医院医学影像科

agent iodine was 450 mg/kg, and the images that obtained by FBP were defined group C. The images' noises of 40 keV, 50 keV and 60 keV in the arterial phase and portal

venous phase and CNR of the liver and pancreas, portal vein and abdominal aorta were compared as well as imaging scores among three groups. **Results** The images' noises of 40 keV, 50 keV and 60 keV in the arterial phase and portal venous phase among were significantly different ($F=187.72, 246.35, 51.98, 127.50, 23.15, 48.96, P<0.05$). Further analysis showed that the images' noises of group C at arterial phase and portal venous phase were significantly lower than group B and group A in 40 keV ($q=8.32, 9.37, P<0.05$). The images' noises of group A at arterial phase and portal venous phase were significantly higher than group B and group C in 50 keV ($q=5.73, 6.84, P<0.05$). The images' noises of group B at arterial phase and portal venous phase were significantly lower than group A and group C in 60 keV ($q=3.83, 3.63, P<0.05$). The CNR of 40 keV, 50 keV, 60 keV in arterial phase and portal venous phase among three groups were statistically different ($F=8.52, 33.94, 60.59, 72.70, 69.38, 44.06; 8.27, 33.65, 42.68, 79.84, 45.73, 80.93; 10.64, 33.14, 31.12, 59.96, 62.93, 39.12, P<0.05$). In 40 keV, 50 keV, 60 keV, the CNR of group B of liver, pancreas and aorta abdominalis in arterial phase and liver, pancreas and portal vein in portal venous phase were significantly higher than group A and group C ($q=16.73, 8.72, 12.71, 10.82, 14.65, 15.71, 11.67, 12.51, 8.77, 10.52, 9.79, 13.80; 8.79, 12.83, 10.62, 14.62, 10.81, 8.51, 10.66, 12.79, 13.72, 9.81, 10.53, 12.49; 4.49, 5.64, 6.82, 10.53, 7.52, 5.93, 11.61, 9.27, 6.31, 10.65, 9.51, 10.11, P<0.05$). The image scores among three groups in the 40 keV, 50 keV, 60 keV arterial phase and the portal phase were significantly different ($F=42.58, 77.97, 18.30, 25.04, 4.25, 5.14, P<0.05$). The images scores of 40 keV, 50 keV and 60 keV in the arterial phase and portal venous phase of group B were significantly higher than that of group A and group C ($q=6.94, 7.81, 6.02, 7.10; 3.77, 4.58, 3.20, 4.13; 2.97, 2.29, 2.58, 2.02, P<0.05$). **Conclusion** The upper abdomen energy spectrum CT intelligent matching technology could obtain the dosage of contrast agent with conventional CT scan mode. Combined with adaptive statistical iterative reconstruction technology, it could not only improve the image CNR and reduce the amount of contrast agent, but also improve the image quality.

[Key words] upper abdominal energy spectrum CT intelligent matching technology; filtered back projection method; contrast to noise ratio; dosage of contrast agent

上腹部能谱CT成像扫描时,由于其高低电压切换,管电流的选择无法个体化,容易导致辐射剂量的增加^[1]。有研究表明,通过手动调节选择参数的方法可以获得与120 kVp一样的辐射剂量,但其操作繁琐、耗时,临床上难以广泛推广^[2]。能谱CT智能匹配技术是以噪声指数为参考,配合个体的体质量指数和扫描参数,选择出适合个体的辐射剂量^[3]。本次研究对126例患者行上腹部CT平扫或双期增强扫描,探讨上腹部能谱CT智能匹配技术在提高图像对比噪声比(contrast to noise ratio, CNR)、降低对比剂使用量中的应用。现报道如下。

1 资料与方法

1.1 一般资料 选取2014年12月至2016年6月在金华市中医医院行上腹部CT平扫以及双期增强扫描患者126例,其中男性68例、女性58例;平均年龄(41.89 ± 11.59)岁;平均体重指数(23.74 ± 2.86)kg/m²;肝实质病变的有64例、肝囊肿31例、肝癌12例、肝脓肿2例、肝血管瘤17例。纳入排除标准:①符合明确诊断的肝脏病变,且有详细的病案记录;②年龄不低于18周岁;③经本院伦理委员会通过,并在患者家属知情同意下进行。排除严重肝肾疾病、凝血功能

障碍、碘过敏等患者;肝脏弥漫病变,病灶<5 cm患者。纳入患者分为实验组和对照组,各63例。两组一般资料见表1,两组一般资料比较,差异均无统计学意义(P 均>0.05)。

表1 两组患者一般资料比较

组别	<i>n</i>	性别 (男/女)	平均年龄 /岁	体重指数 /kg/m ²
实验组	63	35/28	40.93 ± 11.74	24.34 ± 2.52
对照组	63	33/30	41.52 ± 11.33	23.97 ± 2.16

1.2 方法

1.2.1 CT扫描 对照组患者采用常规CT平扫模式(120 kVp),对比剂碘含量为450 mg/kg;螺距设定为1.375;层厚、层间距为5.00 mm;动、门静脉扫描在注射对比剂后的30 s、60 s进行,注射流率依照对比剂总量设定^[5]。实验组:先采用常规CT平扫模式(120 kVp),对比剂碘含量为300 mg/kg,后行上腹部能谱CT智能匹配技术,设定噪声指数为10 HU,螺距设定为1.375,层厚、层间距为5.00 mm;动、门静脉扫描在注射对比剂后的30 s、60 s进行,注射流率依照对比剂总量设定。实验组采用滤波反投影法(fil-

tered back projection,FBP)获得A组图像;然后采用自适应统计迭代重组技术(adaptive statistical iterative reconstruction technique,AISR)获得B组图像。对照组采用FBP获得C组图像。

1.2.2 图像处理 ①对所有患者图像进行收集、整理、汇总,传送到HealthCare AW 4.6工作站(由美国GE生产)进行分析;②将感兴趣区(region of interest,ROI)分别置于背部肌肉、肝、胰、门静脉、腹主动脉处,测量CT值;③ROI置于腹壁皮下脂肪内,取像素平均值的标准差;④计算患者在40 keV、50 keV、60 keV动脉期和门静脉期的图像噪声以及肝、胰、门静脉、腹主动脉的CNR。公式为: $CNR_{ROI}=(CT_{ROI}-CT_{背部肌肉})/SD$,其中CT ROI为ROI的CT值,CT背部肌

肉为背部肌肉的CT值,SD为图像噪声^[4]。

1.2.3 图像评价 由3名高年资的影像学医生对图像进行评价,最终结果取其平均值。评价标准:①1分:图像不清,无法诊断,噪声非常明显;②2分:图像部分不清,较难诊断,噪声明显;③3分:图像可诊断,噪声可接受;④4分:图像细节较清晰,噪声不明显;⑤5分:图像细节清晰,基本不存在噪声^[5]。

1.3 统计学方法 采用SPSS 19.0统计软件。采用 F 检验来计算三组平均值的差异程度;采用 q 检验进行两两比较。设 $P<0.05$ 为差异具有统计学意义。

2 结果

2.1 患者在40 keV、50 keV、60 keV动脉期和门静脉期的图像噪声比较见表2

表2 患者在40 keV、50 keV、60 keV动脉期和门静脉期的图像噪声比较/HU

组别	n	动脉期			门静脉期		
		40 keV	50 keV	60 keV	40 keV	50 keV	60 keV
A组	63	45.62 ± 10.72	30.11 ± 8.75	18.58 ± 6.24	46.71 ± 9.52	32.69 ± 5.82	21.73 ± 4.83
B组	63	28.32 ± 6.71*	21.82 ± 4.38*	13.37 ± 5.26*	23.13 ± 7.52*	22.07 ± 4.25*	13.48 ± 5.07*
C组	63	19.24 ± 4.57 [#]	19.28 ± 4.57*	19.37 ± 4.49 [#]	19.33 ± 4.65 [#]	19.28 ± 4.72*	19.32 ± 4.52 [#]

注:*,与A组比较, $P<0.05$;#:与B组比较, $P<0.05$ 。

由表2可见,三组在40 keV、50 keV、60 keV动脉期和门静脉期的图像噪声比较,差异均有统计学意义(F 分别=187.72、246.35、51.98、127.50、23.15、48.96, P 均 <0.05)。两两比较结果显示,在40keV动脉期和门静脉期,C组图像噪声低于B组,B组低于A组,差异均有统计学意义(q 分别=8.32、9.37, P 均 <0.05);在50 keV动脉期和门静脉期时,B组和C组图

像噪声无明显差异($q=1.28,P>0.05$),但B组和C组图像噪声均明显低于A组(q 分别=5.73、6.84, P 均 <0.05);在60 keV动脉期和门静脉期时,B组图像噪声均明显低于A组和C组(q 分别=3.83、3.63, P 均 <0.05)。

2.2 肝、胰、门静脉、腹主动脉的CNR值比较

2.2.1 患者在40 keV动脉期和门静脉期的肝、胰、门静脉、腹主动脉的CNR值比较见表3

表3 患者在40 keV动脉期和门静脉期的肝、胰、门静脉、腹主动脉的CNR值比较

组别	n	动脉期			门静脉期		
		肝	胰	腹主动脉	肝	胰	门静脉
A组	63	0.73 ± 0.62	2.35 ± 1.03	10.87 ± 4.72	2.16 ± 1.28	1.83 ± 0.57	5.88 ± 1.47
B组	63	1.33 ± 1.18*	3.72 ± 1.71*	20.63 ± 6.58*	4.73 ± 1.52*	3.76 ± 1.93*	9.62 ± 4.55*
C组	63	0.87 ± 0.64 [#]	1.82 ± 1.17 [#]	11.72 ± 5.06 [#]	2.37 ± 1.16 [#]	1.22 ± 0.86 [#]	5.14 ± 1.37 [#]

注:*,与A组比较, $P<0.05$;#:与B组比较, $P<0.05$ 。

由表3可见,三组CNR在40 keV动脉期和门静脉期的肝、胰、腹主动脉(门静脉)比较,差异具有统计学意义(F 分别=8.52、33.94、60.59、72.70、69.38、44.06, P 均 <0.05)。两两比较显示,在40 keV时,B组动脉期肝、胰、腹主动脉CNR值和门静脉期肝、胰、门静脉CNR值均明显高于A组和C组,差异均有统计学意义(q 分别=16.73、8.72、12.71、10.82、14.65、15.71、11.67、

12.51、8.77、10.52、9.79、13.80, P 均 <0.05)。

2.2.2 患者在50 keV动脉期和门静脉期的肝、胰、门静脉、腹主动脉的CNR值比较见表4

由表4可见,三组CNR在50 keV动脉期和门静脉期的肝、胰、腹主动脉(门静脉)比较,差异具有统计学意义(F 分别=8.27、33.65、42.68、79.84、45.73、80.93, P 均 <0.05)。两两比较显示,在50 keV时,B组动脉期

肝、胰、腹主动脉CNR值和门静脉期肝、胰、门静脉CNR值均明显高于A组和C组,差异均有统计学意义(q 分别=8.79、12.83、10.62、14.62、10.81、8.51、10.66、12.79、13.72、9.81、10.53、12.49, P 均 <0.05)。

表4 患者在50 keV动脉期和门静脉期的肝、胰、门静脉、腹主动脉的CNR值比较

组别	n	动脉期			门静脉期		
		肝	胰	腹主动脉	肝	胰	门静脉
A组	63	0.64 ± 0.68	2.07 ± 1.18	9.43 ± 3.52	2.07 ± 1.12	1.93 ± 1.04	4.18 ± 1.91
B组	63	1.26 ± 1.15*	3.72 ± 1.56*	17.28 ± 6.94*	4.71 ± 1.53*	3.37 ± 1.46*	9.26 ± 3.78*
C组	63	0.91 ± 0.65 [#]	1.82 ± 1.47* [#]	10.69 ± 4.26* [#]	2.15 ± 1.32 [#]	1.52 ± 0.83 [#]	4.20 ± 1.44 [#]

注: *:与A组比较, $P < 0.05$; #:与B组比较, $P < 0.05$ 。

2.2.3 患者在60 keV动脉期和门静脉期的肝、胰、腹主动脉、门静脉的CNR值比较见表5

表5 患者在60 keV动脉期和门静脉期的肝、胰、腹主动脉、门静脉的CNR值比较

组别	n	动脉期			门静脉期		
		肝	胰	腹主动脉	肝	胰	门静脉
A组	63	0.75 ± 0.61*	1.88 ± 0.91*	9.72 ± 4.51*	2.13 ± 1.18*	1.73 ± 0.66*	4.29 ± 1.87*
B组	63	1.39 ± 1.17	3.41 ± 1.52	15.83 ± 4.97	4.27 ± 1.35	2.82 ± 0.80	7.28 ± 2.72
C组	63	0.82 ± 0.67*	1.90 ± 1.12*	11.03 ± 4.22*	2.26 ± 1.15*	1.53 ± 0.61*	4.33 ± 1.82*

注: *:与B组比较, $P < 0.05$ 。

由表5可见,三组CNR在60 keV动脉期和门静脉期的肝、胰、腹主动脉(门静脉)比较,差异具有统计学意义(F 分别=10.64、33.14、31.12、59.96、62.93、39.12, P 均 <0.05)。两两比较显示,在60 keV时,B组动脉期肝、胰、腹主动脉CNR值和门静脉期肝、胰、门

静脉CNR值均明显高于A组和C组,差异均有统计学意义(q 分别=4.49、5.64、6.82、10.53、7.52、5.93、11.61、9.27、6.31、10.65、9.51、10.11, P 均 <0.05)。

2.3 三组在40 keV、50 keV、60 keV动脉期和门静脉期的图像评分情况见表6

表6 三组图像评分情况/分

组别	n	动脉期			门静脉期		
		40 keV	50 keV	60 keV	40 keV	50 keV	60 keV
A组	63	2.73 ± 0.31*	3.28 ± 0.38*	3.69 ± 0.55*	2.69 ± 0.33*	3.26 ± 0.38*	3.62 ± 0.58*
B组	63	3.25 ± 0.42	3.75 ± 0.52	3.91 ± 0.62	3.52 ± 0.32	3.79 ± 0.41	3.93 ± 0.67
C组	63	3.02 ± 0.17*	3.62 ± 0.44*	3.64 ± 0.48*	3.24 ± 0.47*	3.67 ± 0.52*	3.66 ± 0.51*

注: *:与B组比较, $P < 0.05$ 。

由表6可见,三组在40 keV、50 keV、60 keV动脉期和门静脉期的图像评分比较,差异均有统计学意义(F 分别=42.58、77.97、18.30、25.04、4.25、5.14, P 均 <0.05)。两两比较结果显示,在40 keV、50 keV、60 keV动脉期和门静脉期时,B组的图像评分最高,明显高于A组和C组(q 分别=6.94、7.81、6.02、7.10; 3.77、4.58、3.20、4.13; 2.97、2.29、2.58、2.02, P 均 <0.05)。

3 讨论

随着医学科学技术的发展,CT成像技术已发展30余年,能谱CT根据物质对X线的吸收产生相应的图像,有利于临床对疾病的鉴别,其具有干扰少、应

用简便、识别度高、灵敏度高等特点^[6]。在传统的单能高、低电压的能谱CT技术中,辐射剂量大是其中一个亟需解决的核心问题。在临床工作者中,虽有研究讲明手动调节成像参数可以降低对比剂的用量,减少辐射,但是,实际操作困难,耽误医护以及患者时间,造成不必要的医疗、经济损失。为此,临床一线研究者创造了一种能达到非能谱成像剂量,基于患者的体型以及扫描参数,以噪声指数为参考的能谱CT智能匹配技术。有研究表明,能谱CT智能匹配技术可以在低单能量中产生较高质量的图像,减少对对比剂的用量,但是,图像的噪声较大^[7]。另有研

究表明,自适应统计迭代重组技术具有降低图像噪声的效果,与能谱CT智能匹配技术联合应用能更好的提高图像质量^[8]。为此,本次研究选取符合纳入标准的126例行上腹部CT平扫或双期增强扫描患者,以探讨上腹部能谱CT智能匹配技术在提高图像CNR、降低对比剂使用量中的应用。

本次研究应用AISR的图像噪声在40 keV、50 keV动脉期和门静脉期均低于应用FBP的图像,高于CT平扫图像(P 均 <0.05);60 keV动脉期和门静脉期时,AISR图像噪声均低于FBP、CT平扫图像(P 均 <0.05)。有研究表明,过高的图像噪声可能对能谱CT的成像造成较大影响,导致图像细微部分不清晰,对临床诊断产生不利影响^[9]。本次研究表明,联合AISR成像可以降低图像噪声,相对于FBP成像具有优势,在60 keV时,AISR成像噪声较CT平扫成像低($P<0.05$)。有研究表明,在40~60 keV时,AISR成像的图像噪声均低于常规CT能谱成像^[10],与本次研究有所差异,这可能是本次研究的选择样本例数较少、数据处理差异等存在偏倚,导致结果有所偏差,也可能是40~50 keV时,图像成像噪声较大,AISR降低噪声的能力有限,难以达到常规能谱CT成像质量,但均需进一步研究。

低单能量水平的图像可以使对比剂的碘聚集,提高扫描部分的CNR,有利于减少对对比剂用量^[11]。本次研究结果显示,利用能谱CT智能匹配技术的对比剂碘含量仅300 mg/kg,且应用AISR的图像CNR在40 keV、50 keV、60 keV动脉期和门静脉期均高于其他两组(P 均 <0.05),与相关研究结果类似,不同的是本次研究单能量的范围较大,并不仅仅单一一种或仅与常规能谱CT成像相比较。另有研究表明,能谱CT智能匹配技术在65 keV时的成像噪声影响结果与常规能谱CT相当,在70 keV时能谱CT智能匹配技术可不配合AISR便能产生质量高的图像^[12],但大多数研究并未把40~60 keV更低单能量进行研究,本次研究填补了更低单能量研究的空白。

综上所述,上腹部能谱CT智能匹配技术能够获得与常规CT平扫模式的对比剂用量,联合应用自适应统计迭代重组技术后,不仅能提高图像CNR以及降低对比剂用量,而且能提高图像质量。

参考文献

1 孙骏,罗先富,王守安,等.能谱CT单能量图像对提高肝静

脉成像质量的临床应用研究[J].中华放射学杂志,2013,47(2):132-135.

- 2 Vilches-Freixas G, Lé tang JM, Brousmiche S, et al. Technical Note: Procedure for the calibration and validation of kilo-voltage cone-beam CT models [J]. Med Phys, 2016, 43(9):5199.
- 3 吕培杰,柴亚如,阎晓朋,等.CT能谱智能匹配技术联合自适应统计迭代重组技术对腹部低对比剂量扫描图像质量和辐射剂量的影响[J].中华放射学杂志,2016,50(2):122-127.
- 4 Gao Z, Meng D, Lu H, et al. Utility of dual-energy spectral CT and low-iodine contrast medium in DIEP angiography. [J]. Int J Clin Pract, 2016, 70(Suppl 9B):B64-71.
- 5 王国伟. 胸部低剂量螺旋CT在健康人群中筛查肺结节的应用价值分析[J].全科医学临床与教育,2014,12(6):633-635.
- 6 Touch M, Clark DP, Barber W, et al. A neural network-based method for spectral distortion correction in photon counting X-ray CT[J]. Phys Med Biol, 2016, 61(16):6132-6153.
- 7 Kaemmerer N, Brand M, Hammon M, et al. Dual-energy computed tomography angiography of the head and neck with single-source computed tomography: a new technical (split filter) approach for bone removal[J]. Invest Radiol, 2016, 51(10):618-623.
- 8 Thomas JV, Bolus DN, Jackson BE, et al. Gadaxetate Disodium enhanced spectral dual-energy CT for evaluation of cholangiocarcinoma: Preliminary data[J]. Ann Med Surg (Lond), 2016, 19(6):17-22.
- 9 王庆国,王政,周志国,等.低毫安结合自适应统计迭代重建(ASiR)在降低腹部血管能谱CT 成像辐射剂量中的可行性研究[J].放射学实践,2015,30(10):1023-1025,1026.
- 10 Uribe CF, Esquinas PL, Gonzalez M, et al. Characteristics of bremsstrahlung emissions of (177)Lu, (188)Re, and (90)Y for SPECT/CT quantification in radionuclide therapy[J]. Phys Med, 2016, 32(5):691-700.
- 11 龚月江,沈立新,李世岩,等.实时超声造影对肝脏肿瘤样病变与肝细胞肝癌的诊断与鉴别诊断[J].全科医学临床与教育,2013,11(2):173-175.
- 12 林晓珠,田中功,福并利佳,等.腹部CT能谱扫描与常规扫描射线剂量和图像噪声的对比研究[J].中华放射学杂志,2013,47(2):116-120.

(收稿日期 2016-10-19)

(本文编辑 蔡华波)