论著

文章编号:1000-5404(2009)12-1168-04

CTVC肠液标记的实验研究

黎 川[1],付 强[2],陈 伟[1],周代全[1],王 健[1] ([1]第三军医大学西南医院放射科,重庆 400038;[2]解放军第37医院放射科,四川 雅安 625000)

摘 要:目的 探讨实验条件下在CT仿真结肠镜(CT virtual colonoscopy, CTVC)的检查中引入肠液标记和CT"减影"的方法后,对息肉的检出率及大小有无影响;并确定最佳的造影剂浓度和最佳的观察窗。**方法** 选用新鲜离体猪结肠,人工制成3~10 mm的息肉模型,用生理盐水均匀混合阳性造影剂,制成CT值分别为200、400、600 HU和800 HU的肠液模型。在注入不同CT值肠液模型后,利用CT减影技术,分别于减影前、后对息肉大小进行测量,并与对照组相比较,分析不同观察窗和不同造影剂浓度对息肉大小测量的影响,以及对息肉检出能力的影响。**结果** 肠液标记最佳造影剂CT值为800 HU;减影前最佳观察窗为结肠窗(-150、1 500 HU)和骨窗(500、2 500 HU)。**结论** 肠液标记与CT"减影"技术相结合可有效提高肠液掩盖下小息肉的检出率。

关键词:CTVC;肠液标记;CT减影

中图法分类号:R-33;R814.42;R816.5 **文献标识码**:A

Experimental study of tagged fluid in CT virtual colonoscopy

LI Chuan[1], FU Qiang[2], CHEN Wei[1], ZHOU Dai-quan[1], WANG Jian[1] ([1]Department of Radiology, Southwest Hospital, Third Military Medical University, Chongqing 400038;[2] Department of Radiology, No. 37 Hospital of PLA, Ya'an 625000, Sichuan Province, China)

Abstract: Objective To investigate the effects of tagged fluid and substraction in CT virtual colonoscopy (CTVC) on the conspicuity of polyps and to confirm the optimal attenuation value and the optimal viewing window. Methods Polyps measured 3 - 10 mm were created in fresh porcine colon *in vitro* and submerged in saline and mixed with positive contrast medium for the CT values of 200 HU, 400 Hu, 600 HU, and 800 HU. Polyps were measured before and after substraction and compared with those in the control group. The effects of different viewing windows and different attenuation values on the measurement and conspicuity of polyps were analyzed. Results The optimal attenuation value of tagged fluid was 800 HU and the optimal viewing window was colon (-150 HU, 1 500 HU) and bone (500 HU, 2 500 HU). Conclusion The combination of tagged fluid and CT substraction can improve the conspicuity of small polyps covered by colonic fluid.

Key words: CT virtual colonoscopy; tagged fluid; CT substraction

CT仿真结肠镜(CT virtual colonoscopy, CTVC)自1994年Vining等[1]首次报道以来,大量学者对其进行了研究。肠液对CTVC的影响以往是通过仰卧位和俯卧位扫描来解决,但双体位扫描无疑会带来X线剂量增加的问题,增加癌症的发生率。本实验拟在离体猪结肠内采用肠液标记和CT"减影"的方法,初步探讨CTVC对肠液掩盖下息肉的显示能力,为CTVC肠液标记的可行性提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 模型制作

1.1.1 息肉制作 选取新鲜离体猪结肠6段,每段长约20 cm,翻出结肠黏膜面清洗干净,然后用无齿镊夹提黏膜及其下组织,用医用真丝编织线结扎根部制作成直径约为3、5、8 mm和10 mm的结节样隆起息肉模型各1枚,间距4 cm,随机分布。即每段4枚,6段共24枚息肉,制成不同大小的息肉模型。

基金项目:第三军医大学西南医院临床研究基金(2004003)
Supported by the Clinical Research Foundation of Southwest Hospital of Third Military Medical University (2004003)

作者简介:黎 川,男,重庆市人,硕士,主管技师,主要从事胃肠道CT扫描和临床方面的研究,发表论文8篇。电话:(023)68754824,E-mail:jessica0023@sina.com

通信作者:陈 伟,电话:(023)68765430

收稿日期:2009-01-21;**修回日期**:2009-02-17

1.1.2　肠液制作　　选用生理盐水作为肠液替代物,里面均匀混合碘剂,使混合物 CT 值分别约为 200、400、600 HU 和 800 HU,制成 4 种不同 CT 值的肠液模型。

1.2　扫描参数

采用 16 层螺旋 CT 扫描(Senation 16,Siemens)。kV 100,Eff. mAs 50,准直器宽度为 0.75 mm,螺距 1.5,层厚 5 mm,距进 5 mm,旋转时间(Rotation time)0.5 s,视野(FOV)15 cm,获得的原始数据以最薄层厚为 0.75 mm 的层厚轴位重建,重叠重建 0.5 mm。

1.3　实验方法

先扎紧猪结肠肠管一侧,然后经导管由肠腔另一侧向内注入空气使其充分膨胀并迅速结扎,置于海绵垫上扫描,使肠腔的纵轴与 CT 机架平面垂直。将扫描后获得的容积数据输入 Siemens Syngo Navigator 工作站做 CTVC 和 MPR 重建。利用 CTVC 获得理想状态下息肉腔内的形态学特征;利用 MPR 获得息肉的横断、矢状和冠状的 2D 图像,分别测量每枚息肉各个断面的最大直径并求得平均值,得到减影前息肉大小的数据,作为对照组。

解开一侧肠管,分别向内注入 CT 值为 200、400、600 HU 和 800 HU 的肠液替代物,并注入空气使其膨胀。在注入肠液替代物时,肠液要淹没整个息肉。然后用相同的参数重复扫描,得到每段肠段的 CT 原始容积数据,以备下一步图像后处理时使用。每扫描完 1 次后确保息肉模型没有脱落后,再注入另一 CT 值的肠液替代物。

将所有填充不同 CT 值肠液的容积数据输入工作站,在 MPR 模式下,分别重建 6 段猪结肠在注入 4 种不同 CT 值肠液时横断、矢状和冠状的 2D 图像,并分别采用结肠窗(-150、1 500 HU)、肺窗(-500、1 500 HU)、骨窗(500、2 500 HU)和腹窗(40、400 HU)对息肉进行观察,分别测量每段猪结肠中最大一枚息肉不同断面的最大直径并求得平均值,与对照组进行比较。

将所有肠段的 CT 原始容积数据输入工作站,利用 CT"减影"软件结合人工剪切技术,设定减影阈值下限分别为 200、400、600 HU 和 800 HU。在每个系列中,凡是超过上述 CT 阈值的肠道内容物将被清除,只留下息肉和肠壁,然后重建 MPR 图像,获得减影后每枚息肉不同断面的最大直径并求得平均值,与对照组进行比较。

利用上述减影后的 MPR 图像,重组生成一系列新的具有相同层厚(0.75 mm)及重叠重建(0.5 mm)的薄层 MPR 图像,再用这组新生成的 MPR 数据重建 CTVC 图像,以得到去除肠液的息肉腔内的形态学图像并与对照组进行分析比较。

由 2 位放射科医师对进行图像后处理及分析。结果包括息肉的数量、形态和图像质量。根据病灶显示的清晰度,将图像质量总体显示效果分为 4 级:Ⅰ级,病灶清晰,边缘锐利;Ⅱ级,病灶清晰,可以分辨;Ⅲ级,病灶模糊,隐约可辨;Ⅳ级,病灶不可分辨。

息肉大小分析。息肉大小数据用随机单位组方差分析,以 $\bar{x} \pm s$ 表示,采用 SPSS 13.0 统计软件进行分析。

2　结果

2.1　息肉的总体检出情况

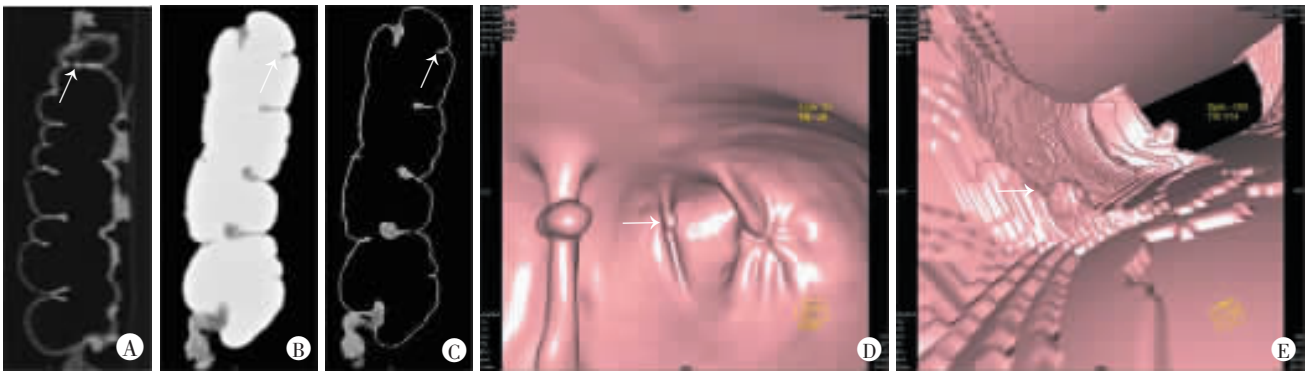
在理想状态下,总体上讲,通过 MPR 重建和 CT"减影"及 CTVC 重建,24 枚息肉全部检出,检出率为 100%,且没有假阳性和假阴性结果的产生。但当肠液造影剂浓度较高时(CT 值为 800 HU),较小的息肉(3 mm)在减影前后均需要仔细观察才能发现。其余较大的息肉(≥5 mm)在各种不同浓度肠液掩盖的情况下均能清晰可见(图 1)。

2.2　图像质量分析

在扫描参数不变的情况下,通过 CT"减影"后重建 CTVC 图像,息肉腔内的形态学特征没有明显变化。当肠液 CT 值为 600~800 HU 时,减影后对息肉的形态影响最小,图像质量最佳。且图像质量是随着息肉大小的递减而递减。当息肉大小为 3 mm 时,减影后图像质量均较差,为Ⅲ~Ⅳ级;当息肉大小为 5 mm 时,图像质量为Ⅱ~Ⅲ级;当息肉大小为 8 mm 和 10 mm 时,图像质量在 4 种 CT 值的情况下无明显差异,为Ⅰ~Ⅱ级,CT 值为 800 HU 时图像质量最佳。

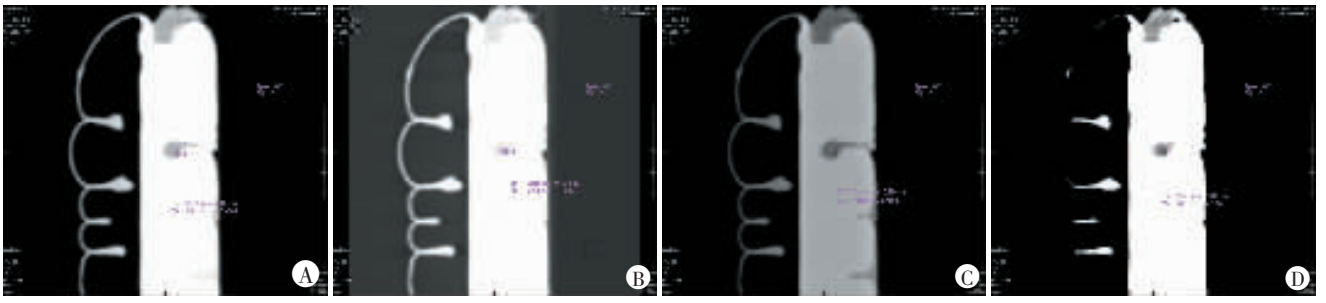
2.3　息肉大小分析

2.3.1　减影前息肉大小分析及观察窗的选择　　当肠道内注入不同浓度的肠液时,与对照组相比,息肉最大直径测量结果均有所减小;当利用不同的观察窗测量时,息肉大小的准确性也有所不同。减影前息肉大小的数据分析见表 1。



A:3 mm 的息肉模型;B:添加了混合有造影剂的肠液;C:减影后的 CT 冠状位图像;D:添加肠液前息肉的 CTVC 图像;E:减影后息肉的 CTVC 图像可见明显的阶梯状伪影(箭头所示为同一枚息肉)

图 1　"减影"前后息肉的 MPR 和 CTVC 影像表现



A、B、C、D:肠液 CT 值为 800 HU; A:结肠窗;B:肺窗;C:骨窗;D:腹窗;B 和 D 显示息肉大小明显变小

图 2 不同观察窗测量息肉大小的情况

表 1 减影前息肉大小的测量结果(cm, $\bar{x} \pm s$)

观察窗	200 HU	400 HU	600 HU	800 HU
结肠窗	0.82 ±0.07	0.82 ±0.09	0.87 ±0.06	0.81 ±0.04
肺窗	0.82 ±0.07	0.71 ±0.09[a]	0.68 ±0.06[a]	0.62 ±0.05[a]
骨窗	0.83 ±0.05	0.81 ±0.07	0.88 ±0.05	0.86 ±0.08
腹窗	0.82 ±0.08	0.71 ±0.1[a]	0.71 ±0.03[a]	0.65 ±0.06[a]
对照组	0.95	0.95	0.95	0.95

a: $P<0.05$,与对照组比较

通过单因素方差分析,在肠液 CT 值为 200 HU 的时候,4 种观察窗测量的结果之间没有显著性差别,且与对照组之间也没有显著性差异($P>0.05$)。在肠液 CT 值为 400、600 HU 和 800 HU 的时候,肺窗和腹窗与对照组之间有显著性差异($P<0.05$),而结肠窗和骨窗与对照组之间没有显著性差异($P>0.05$)。因此在各种不同浓度的肠液下均应使用结肠窗或骨窗来对息肉进行观察和测量(图 2)。

2.3.2 "减影"后息肉大小分析 CT"减影"后重建 MPR 图像,此时肠道内标记了造影剂的肠液已被计算机自动清除,只留下息肉的影像。由于 CT 软件的特点,经过"减影"后的息肉边缘锐利清晰,因此息肉的测量相对准确,观察窗的选择对息肉大小的测量没有影响。减影后息肉大小的数据分析见表 2。

表 2 减影后息肉大小的测量结果(cm,$\bar{x} \pm s$)

组别	横断	矢状	冠状
对照组	0.67 ±0.17	0.73 ±0.22	0.69 ±0.22
200 HU	0.64 ±0.24	0.69 ±0.26	0.64 ±0.23
400 HU	0.60 ±0.25[a]	0.68 ±0.27	0.63 ±0.24
600 HU	0.62 ±0.19	0.69 ±0.26	0.63 ±0.20
800 HU	0.64 ±0.20	0.73 ±0.25	0.67 ±0.18

a:$P<0.05$,与对照组比较

从上表 3 可以看到,通过 CT"减影",息肉测量的结果与对照组相比有所减小,但均没有显著性的差异($P>0.05$)。其中,肠液 CT 值为 400 HU 时误差最大,平均为 0.06 cm,而肠液 CT 值为 800 HU 时误差最小,平均为 0.02 cm。

3 讨论

3.1 肠液标记及 CT"减影"的原理和方法

目前,CTVC 是公认的一种无创性、非浸袭性的结直肠占位性病变的检查方法。但在检查前需要患者做彻底的肠道清洁,当潴留较多肠液时,会导致小息肉的检出率下降,假阳性或假阴性结果的产生。有作者提出了一种改良的肠道准备方法,即不用或者少用泻药,并在检查前 1 ~7 d 内,混合在低脂肪、低纤维的饮食中口服少量的阳性造影剂,在胃肠道的"搅拌"作用下,阳性造影剂将与食物残渣、粪便及肠液均匀混合,达到标记的目的[2]。当进行 MPR 重建时,做了标记的粪便及肠液将会显示出较高的 CT 值,而目标息肉及正常的结肠黏膜皱襞仍表现为原有的 CT 值,这样,在 MPR 图像上,利用 CT 密度分辨率高的特点,就可以区分粪便与息肉。

我们使用的 CT"减影"技术并不是真正的减影技术。传统的减影是建立在图像相减的基础之上,而本实验所用的 CT"减影"技术(也称电子减影肠道清洁,Electronic Subtraction bowel cleansing),其实质是图像分割技术。采用阈值法分割肠液能取得较好效果。阈值法是定义一阈值,灰度大于此阈值的体素被认为是肠液的体素,可以从原始数据中提取出来,留下息肉及肠壁的体素,达到"减影"的目的。如果阈值取得过小,会使一些其他组织的体素被误认为肠液而被分割出来;如果阈值取值过大,虽能保证分割出的体素肯定是肠液,但肠液边缘细小的部分有可能仍然留在息肉表面而没有被分割出来,因此阈值的设定和肠液 CT 值的均匀性显得非常重要。

3.2 标记物的选择和 CT 值的设定

阳性标记物的选择,首先是要求其理化性质的稳定,既不能被肠壁及目标息肉吸收,又不能对人体有毒副作用,且要高度溶于水,在肠液中不易析出。目前的临床研究中,阳性造影剂主要用的是钡剂和碘剂。实验中显示,钡剂不易溶于水,需要添加乳化剂,黏稠度较高,在肠液中易沉淀,且在标记时不易均匀混合。而碘剂高度溶于水,黏稠度低,既能对液体做标记也能对粪便做标记;因此,本实验使用的是碘剂。

由于结肠壁及息肉的 CT 值约为 20 HU,当进行增强扫描的时,结肠壁正常组织和病变组织(如结肠癌)将会强化,其 CT 值可增加到 100 HU。为了确保在"减影"过程中肠壁病理组织不会被清除,因此肠液 CT 值下限定为 200 HU;而当标记物的 CT 值超过 1 000 HU时,由于相邻 2 种组织的 CT 值相差过大,在

2 种组织的交界面,高 CT 值的组织会在低 CT 值的组织中造成明显横行的放射状伪影,这将影响我们对肠内病变以及肠外组织和器官的观察,故肠液 CT 值上限定为 800 HU[3]。

3.3　减影前息肉大小的分析

减影前由于息肉被淹没在肠液下,这将影响对息肉边缘的判定,从而增加人为造成的误差,且息肉越小,误差越大。因此减影前测量的是每段结肠中最大一枚息肉的最大直径并求平均值,其目的是使这种人为误差降低到最小。

当肠液 CT 值不同时,如果观察窗选择不当,也会导致测量结果的误差增加。因此,选择适当的窗宽、窗位,能使病灶显示得更充分、更清楚。当病变及周围组织紧密接近,边界欠清楚时,可适当调窄窗宽,即可增加图像对比度,提高病变和周围组织的分辨率。如需要局部层次多一些,范围大一些,可适当调宽窗宽,反映更多组织密度(图 2)。

当肠液 CT 值为 200 HU 时,由于肠液与息肉的 CT 值差别不大,4 种观察窗均能较真实的反映息肉的轮廓,因而测量结果与对照组没有明显差别。当肠液 CT 值较高时(如 400、600、800 HU),其与息肉的密度差加大,同一幅 CT 图像上 CT 值变化的范围增大(0 ~ 80 HU),因此当选用的窗宽较窄时(如腹窗,窗宽为 400 HU),虽可使息肉的边界变的清楚,但不能充分显示息肉内部的情况,图像层次感差,只有黑白 2 种密度,缺乏中间层次的组织密度,并且由于部分容积效应,息肉边缘与肠液紧密接触的部位也显示为高密度,导致测量结果与对照组相比显著性缩小;而当选择窗位较低的观察窗时(如肺窗,窗位为 - 500 HU),息肉的 CT 值远远高于所选的窗位,因而在 CT 图像上息肉也表现为较高密度影,使息肉显的模糊不清,与周围肠液不易区分,导致息肉大小的测量结果偏小;当选用结肠窗(- 150 HU,1 500 HU)和骨窗(500 HU,2 500 HU)观察时,既能较真实的反映息肉大小的边缘,又能较好的观察息肉内部的组织密度,图像层次感丰富,是较理想的观察窗[4]。

3.4　"减影"后息肉大小及图像质量的分析

从表 2 可以看出,不同浓度的肠液减影后对息肉大小的测量均没有统计学差异,这是因为制备的肠液是被设定好了 CT 值的均匀性,虽然息肉边缘与肠液紧密相连,但有明显 CT 值的差异,而图像分割技术(种子法)是以体素的相同灰度为基础的,即取肠液中的某一点作为种子,以与该点灰度的相近性、连通性作为增长条件,按相邻体素向外增长,直至增长到区域的边缘。该方法可以自动、准确地找到病灶的边界,操作简便,效果好。

减影后息肉大小的测量值均有所减小。由于部分容积效应的影响,息肉边缘体素的 CT 值会有所增加,计算机会自动的把这些体素识别为肠液而清除掉,造成过度减影,由此导致测量值降低。当肠液 CT 值较高时(如 800 HU),虽然息肉边缘体素的 CT 值仍然增加了,但设定的图像分割的阈值也大大提高了,息肉边缘体素的 CT 值没有达到设定的阈值范围,计算机仍会把这些体素保留下来,因此减影后息肉大小测量的结果与对照组最为接近。

阈值法图像分割技术是以单个体素为单位,而体素又是三维的立体结构。在固定的扫描视野内,矩阵越大,层厚越薄,则体素越小,分割后的图像质量就越好。由于只考虑单个体素的灰度值,而没有考虑体素间的相关关系,虽然图像分割对阈值的选取十分敏感,但在实际中,由于 CT 图像是采样得到的离散数据,部分体积效应将会使阈值分割产生明显的人工痕迹[5],重建后的 CTVC 图像将会出现明显的阶梯状伪影(图 2)。息肉越小,这种伪影对息肉的影响越大,图像质量也越差。有作者采用黏膜平滑技术,图像质量大大提高[6]。

本实验证实了肠液标记和 CT 电子"减影"技术能够显示肠液掩盖下的小息肉,而且不影响放射科医师对息肉大小的评估,为其在临床上的具体实施及推广提供了实验数据。

参考文献:

[1] Vining D J, Gelfand D W, Bechtold R E, *et al*. Technical feasibility of colon imaging with helical CT and virtual reality[J]. AJR Am J Roentgenol, 1994, 162(Suppl): 104 - 108.

[2] Rex D K. Virtual colonoscopy: time for some tough questions for radiologists and gastroenterologists[J]. Endoscopy, 2000, 32(3): 260 - 263.

[3] Sheppard D G, Iyer R B, Herron D, *et al*. Subtraction CT colonography: feasibility in an animal model [J]. Clin Radiol, 1999, 54(2): 126 - 132.

[4] Slater A, Taylor S A, Burling D, *et al*. Colonic polyps: effect of attenuation of tagged fluid and viewing window on conspicuity and measurement--*in vitro* experiment with porcine colonic specimen[J]. Radiology, 2006, 240(1): 101 - 109.

[5] Westin C F, Bhalerao A, Knutsson H, *et al*. Using local 3D structure for segmentation of bone from computer tomography images[M]// Proceeding of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. Washington: IEEE Computer Society, 1997: 794 - 800.

[6] Zalis M E, Hahn P F. Digital subtraction bowel cleansing in CT colonography[J]. AJR Am J Roentgenol, 2002, 176(3): 646 - 648.

(编辑　王　红)