

论 著

宽探测器CT胰腺增强成像虚拟平扫替代真实平扫的可行性研究

王 樑 鲁 莽* 尹 伟
贾紫珺 李佳余 周 振海军军医大学第一附属医院放射诊断科
(上海 200433)

【摘要】目的 比较宽探测器CT胰腺双能虚拟平扫(virtual non contrast, VNC)和传统真实平扫(true non-contrast enhanced, TNC)的图像质量, 探讨宽探测器CT VNC图像代替TNC图像的可行性。**方法** 回顾性分析2022年10月至2023年3月海军军医大学第一附属医院行胰腺双能CT增强扫描的患者图像资料, 在后处理工作站获得胰腺实质期VNC(VNC_P)图像和静脉期VNC(VNC_V)图像, 测量TNC、VNC_P、VNC_V图像中胰腺、主动脉、门静脉以及竖脊肌的CT值与SD值, 比较三组图像的背景噪声(SD竖脊肌)、信噪比(SNR)和对比噪声比(CNR)。采用李克特5分法对TNC、VNC_P、VNC_V图像质量进行主观评分, 采用配对样本t检验比较VNC图像与TNC图像各组织客观评估指标, 绘制Bland-Altman plot散点图评估VNC图像与TNC图像各组织CT值的一致性, 采用卡方检验比较VNC图像与TNC图像主观评分的差异性。**结果** 胰腺在TNC、VNC_P、VNC_V图像中的CT值分别为(43.20±5.37)HU、(50.03±6.26)、(46.39±4.92)HU, 三组图像两两比较差异均有统计学意义(P<0.05)。主动脉在TNC、VNC_P、VNC_V图像中的CT值分别为(45.92±5.41)HU、(56.06±15.17)、(46.93±6.03)HU, 其中TNC图像与VNC_P图像差异有统计学意义(P<0.05), 而TNC图像与VNC_V图像差异无统计学意义(P=0.1212)。门静脉在TNC、VNC_P、VNC_V图像中的CT值分别为(40.65±5.87)HU、(59.27±9.87)、(52.78±7.54)HU, 三组图像两两比较差异均有统计学意义(P<0.05)。VNC_P与VNC_V图像噪声显著均低于TNC图像, 差异均有统计学意义(P<0.05)。VNC_P与VNC_V图像胰腺SNR均显著高于TNC图像, 差异均有统计学意义(P<0.05)。VNC_V图像CNR显著高于TNC图像, 差异有统计学意义(P<0.05)。VNC_P图像CNR也高于TNC图像, 但差异无统计学意义(P=0.1836)。TNC图像与VNC_P图像中除了竖脊肌, 其他组织的CT值一致性均欠佳(CT差值大于10HU的数据占比均≥18.33%)。而TNC图像与VNC_V图像中除了门静脉, 其他组织的CT值间均有较好的一致性(CT差值大于10HU的数据占比均≤5%)。VNC_P图像在胰腺以及胰周组织的评估中优秀率分别为31.7%(19/60) (95%CI为0.1907~0.4945)和41.7%(25/60), (95%CI为0.2696~0.6151)。而VNC_V图像在胰腺组织以及胰周组织的评估中优秀率分别为98.3%(59/60), (95%CI为0.7486~1.2684)和96.7%(58/60), (95%CI为0.734~1.2496), 两组间差异均有统计学意义(P<0.05)。**结论** 基于宽探测器CT的容积双能扫描模式获得的胰腺VNC图像有较低的图像噪声以及较高的信噪比和对比信噪比等优势。其中VNC_V图像质量要优于VNC_P图像质量, 建议在胰腺增强CT成像中采用静脉期VNC图像替代TNC图像。

【关键词】 宽探测器CT; 双能量扫描;
虚拟平扫; 胰腺

【中图分类号】 R657.5

【文献标识码】 A

DOI:10.3969/j.issn.1672-5131.2025.05.034

【第一作者】 王 樑, 男, 技师, 主要研究方向: CT新技术在腹部中的应用。E-mail: wangliangxixi123@163.com

【通讯作者】 鲁 莽, 男, 技师, 主要研究方向: CT新技术在腹部中的应用。E-mail: lumang19891027@163.com

Feasibility Study of Virtual Non-enhanced Imaging Instead of True Non-enhanced Imaging in Wide-Detector CT Enhanced Pancreas Imaging

WANG Liang, LU Mang*, YIN Wei, JIA Zi-jun, LI Jia-yu, ZHOU Zhen.

Department of Radiology, The First Affiliated Hospital of Naval Military Medical University, Shanghai 200433, China

ABSTRACT

Objective To compare the image quality between Virtual Non-Contrast (VNC) and True Non-Contrast Enhanced (TNC) images of the pancreas obtained with wide-detector CT and to discuss the feasibility of replacing TNC with VNC images. **Methods** A retrospective analysis was performed on dual-energy Computed Tomography (DECT) images of pancreas in the First Affiliated Hospital of Naval Military Medical University from October 2022 to March 2023. VNC_P images and VNC_V images of the pancreas in parenchymal and venous phase were obtained at the post-processing workstation. Computed Tomography (CT) values and Standard Deviation (SD) values of pancreas, aorta, portal vein and erector spine muscle in TNC, VNC_P and VNC_V images were measured. The SD, Signal-to-Noise Ratio (SNR) and Contrast-to-Noise Ratio (CNR) of the three images groups were compared. The image quality of TNC, VNC_P, and VNC_V were subjectively assessed using the Likert 5-point method. The objective evaluation indices of VNC and TNC were compared using a paired sample t-test. The consistency of CT values between VNC and TNC was evaluated using a Bland-Altman plot. The differences in subjective scores between VNC and TNC were compared using a chi-square test. **Results** The CT values of the pancreas in the TNC, VNC_P and VNC_V images were (43.20±5.37) HU, (50.03±6.26), and (46.39±4.92) HU, respectively, The differences between the three groups of images were statistically significant in pairwise comparisons (P<0.05). The CT values of the aorta in the TNC, VNC_P and VNC_V images were (45.92±5.41) HU, (56.06±15.17), and (46.93±6.03) HU, respectively, The difference between the TNC and VNC_P images was statistically significant (P<0.05), whereas the difference between the TNC and VNC_V images was not statistically significant (P=0.1212). The CT values of portal vein in TNC, VNC_P, and VNC_V images were (40.65±5.87) HU, (59.27±9.87), and (52.78±7.54) HU, respectively, The differences between the three groups of images in pairwise comparisons were statistically significant (P<0.05). The noise levels in the VNC_P and VNC_V images were significantly lower than those in the TNC images, with all differences being statistically significant. The pancreatic SNR of VNC_P and VNC_V images was significantly higher than that of TNC images, with the difference being statistically significant (P<0.05). The CNR of VNC_V images was significantly higher than that of TNC images, with the difference was statistically significant (P<0.05). The CNR of VNC_P images was higher than that of TNC images, although the difference was not statistically significant (P=0.1836). The difference between TNC images and VNC_P images was not statistically significant, except for the CNR of the pancreas, which was lower in VNC_P images than in TNC images. TNC images and VNC_P images showed poor agreement in CT values for all tissues except for the erector spine muscle (the percentage of data with a CT difference greater than 10 HU was ≥18.33%). In contrast, good agreement was observed between CT values of all tissues except the portal vein in TNC and VNC_V images, with the percentage of data showing a CT difference greater than 10 HU being ≤5% in all cases. The excellence rate of VNC_P images in the evaluation of the pancreas and peripancreatic tissues was 31.7% (19/60) and 41.7% (25/60), with confidence intervals (CI) of 0.1907 to 0.4945 and 0.2696 to 0.6151, respectively. In contrast, the excellence rate of VNC_V images in assessing pancreatic and peripancreatic tissues was 98.3% (59/60) and 96.7% (58/60), respectively, with confidence intervals (CI) of 0.7486 to 1.2684 and 0.734 to 1.2496, and the differences between the two groups were statistically significant (P<0.05). **Conclusion** VNC images, obtained through volume dual-energy scanning mode using wide-detector CT, exhibit low noise levels, high SNR, and CNR, with VNC_V images surpassing VNC_P in quality. Therefore, it is recommended to utilize VNC_V images over TNC images for enhanced pancreatic CT imaging.

Keywords: Wide-detector CT; Dual-energy Scan; Virtual Unenhanced Scan; Pancreas

多层螺旋CT增强扫描在胰腺疾病的诊断中具有成像时间段短、禁忌症少、准确性高等优点, 因此成为胰腺疾病检查的首选影像学检查方法^[1]。为了获得最佳的诊断效果和准确的分期, 常需要在常规平扫之后采用动态增强扫描方案。常规的胰腺CT增强检查包括三期, 分别是平扫期、胰腺实质期和静脉期。而胰腺术前评估需要更好地显示胰周血管与肿瘤之间的关系, 常需要采集更多的期相, 如平扫期、动脉早期、动脉晚期(胰腺实质期)、门静脉期和静脉期图像^[2]。然而, 额外的扫描会增加人体辐射暴露的风险。

虚拟平扫(virtual non-contrast, VNC)技术^[3]是双能CT(dual energy computed tomography, DECT)技术的一个重要分支, 双能CT通过球管端或探测器端获得两种能量的X线, 经过后处理软件将碘对比剂从增强图像中提取出来, 从而产生无碘对比剂的图像, 以往的研究通常采用双源双能量技术、双层探测器技术或单源瞬时管电压切换技术, 这些技术均采用螺旋扫描模式获得, 已被证明可替代真实平扫(true non-contrast

enhanced, TNC)图像, 但不同双能成像系统有着各自的优缺点, 宽探测器CT采用轴扫结合管电压快速切换技术是另一种双能量扫描技术。已有研究^[4]表明宽探测器轴扫是实现胰腺高分辨率成像的有效方案, 而轴扫结合管电压快速切换技术的双能量扫描方案在胰腺方面的研究较少^[5]。

本研究采用宽探测器CT对胰腺相关疾病进行DECT扫描, 将胰腺实质期VNC图像(VNC_P)和静脉期VNC图像(VNC_V)与平扫期TNC图像进行比较, 评估基于宽探测器CT双能量扫描技术的不同期相VNC图像代替TNC图像的可行性。

1 资料与方法

1.1 一般资料 本研究收集了2022年10月至2023年3月期间在海军军医大学第一附属医院行胰腺DECT增强扫描的患者资料60例, 其中男性33例, 女性27例。平均年龄(51±15)岁。55例胰腺炎患者, 1例肝脓肿患者, 1例胰腺神经内分泌肿瘤患者, 1例胰腺癌患者, 2例胆囊炎患者。本研究通过医院伦理委员会批准, 所有患者均签署知情同意书。

1.2 仪器与方法 所有胰腺DECT增强检查均在640层螺旋CT(uCT960+, 联影医疗, 上海)上完成, 成像范围以胰腺为中心上下包括16cm范围。检查前对患者进行严格的呼吸训练。先进行MDCT平扫, 接着进行动态增强扫描。对比剂采用非离子碘对比剂碘普罗胺(iopromide, 碘浓度370mgI/mL, 上海博莱科信谊药业有限责任公司, 上海), 剂量为1.5mL/kg。对比剂通过高压注射器经肘静脉注射, 流速为3.5mL/s。对比剂注射完毕后加注20ml生理盐水。采用实时监测法自动延迟7s、30s和90s后分别采集动脉期(Arterial, A)、胰腺实质期(parenchymal, P)和静脉期(venous, V)图像。监测层面放置在腹主动脉腹腔干水平, 触发阈值设置为180HU。在胰腺实质期与静脉期进行DECT扫描, 其它期相采用常规MDCT参数扫描。常规MDCT扫描参数为: 螺旋扫描模式, 管电压120kVp, 采用自动管电流技术, 机架转速为0.5s/圈, 螺距为0.9875, 准直宽度为80×0.5mm, 扫描视野为350mm×350mm。重建参数为层厚1mm, 层间距1mm, 迭代算法为KARL 3D(level 4)。DECT扫描参数为: 轴扫模式, 高管电压采用140kVp, 100~150mAs, 低管电压采用80kVp, 自动mAs, 机架转速为0.35s/圈, 准直宽度为320×0.5mm, 扫描视野为350mm×350mm。重建参数为层厚1mm, 层间距1mm, 迭代算法为KARL 3D(level 7)。将CT原始数据上传至uWS后处理工作站(联影医疗, 上海), 对增强后的胰腺实质期与静脉期图像进行双能后处理, 以获得胰腺VNC_P图像和VNC_V图像。

1.3 图像质量评估 客观评价指标: 将TNC图像与VNC_P和VNC_V图像一同导入uWS工作站中进行数据分析, 在胰头、胰体、胰尾以及胰体水平腹主动脉、门静脉和竖脊肌等区域勾画感兴趣区(region of interest, ROI), 记录ROI内CT值与标准差值(SD), ROI根据解剖结构进行调整, 大小为50-100mm², 测量3个不同层面的ROI, 取其平均值作为ROI的CT值和SD值。测量时保持ROI大小、位置一致, 避开钙化和血管。将竖脊肌ROI内的平均SD值作为图像噪声(Image Noise, IN), 并计算胰腺的信噪比(Signal-to-noise Ratio, SNR)和胰腺-竖脊肌对比噪声比(contrast-to-noise ratio, CNR)。SNR=CT_{胰腺}/SD_{竖脊肌}, CNR=|CT_{胰腺}-CT_{竖脊肌}|/SD_{竖脊肌}。

图像质量主观评分: 由2名(R1/R2)不知道扫描条件的、有经验的放射科医生对图像进行独立评价, 图像评估内容包括图像主观噪声、管腔边缘伪影和解剖结构清晰程度。上述指标采用5分量表进行评估^[6]: 1分(不可接受), 非常高的噪声或严重的伪影, 非常明显的对比剂干扰和无法辨认的细节; 2分(差), 高噪声或高强度伪影, 较明显的对比剂干扰, 难以识别细节; 3分(一般), 少量噪声或中等强度伪影, 轻度对比剂干扰, 解剖结构和细节可识别; 4分(良好), 少量噪声和低强度伪影, 少量对比剂干扰, 解剖结构和细节清晰; 5分(优秀), 低噪声且无伪影, 无对比剂干扰, 解剖结构及细节显示清晰。图像质量主观评估包括胰周组织评估以及胰腺组织评估。其中胰周组织评估主要包括胰周动静脉以及胰周脏器的评估。胰腺组织评估主要评估胰腺的解剖结构、管腔边缘、主观噪声及伪影情况。评估优良率为主观评分≥4分占总评估的比例。

1.4 统计学处理 采用SPSS 26.0软件进行统计学分析。符合正态分布的计量资料用表示, 偏态分布数据用中位数(四分位间距)表示, 定性资料采用频数或百分比表示。采用独立样本t检验比较图像客观指标(CT值、SD、SNR、CNR)的差异。采用Bland-Altman plot散点图评估TNC与VNC图像各组织CT值的一致性, 一致性界限(limits of agreement, LOA)的上下限为差值(mean)±1.96SD。TNC与VNC胰腺CT值之间的相关程度采用Pearson相关系数分析。添加10HU作为测量结果允许的最大误差, 当差值≤10HU时, 一致性较好, 当差值>10HU时, 一致性欠佳^[7]。采用kappa系数(<0.20, 较差; 0.21-0.40, 一般; 0.41-0.60, 中等; 0.61-0.80, 良好; 0.81-1.00, 极好)评估2名医师对图像主观评分的一致性。两独立样本比例的比较采用卡方检验, 当期望理论频数<1时采用Fisher精确检验。P<0.05为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 各组织TNC与VNC图像客观指标对比 TNC、VNC_P和VNC_V图像中不同组织CT值、SD值、SNR和CNR的对比见表1, 三组图像在胰腺以及胰周动静脉中的典型横断位见图1。VNC_V图像中胰腺、主动脉、门静脉CT值较VNC_P图像各组织的CT值更接近TNC图像各组织CT值, VNC_V的SNR与CNR比TNC更高, 具有更好的胰腺显示效果。

TNC与VNC图像各组织CT值的一致性见图2。TNC与VNC_P图像胰腺CT值、主动脉CT值、门静脉CT值与竖脊肌CT值差值分别为(6.85±4.81)HU、(10.14±12.72)HU、(18.62±10.12)HU与(4.79±2.82)HU; TNC与VNC_V图像中胰腺、主动脉、门静脉与竖脊肌的CT值差值分别为(3.19±3.02)HU、(1.02±5.02)HU、(12.13±7.32)HU与(4.68±2.41)HU。胰腺、主动脉、门静脉、竖脊肌在TNC和VNC_P图像之间的差值<10 HU的占比分别为81.67%(49/60)、53.33%(32/60)、23.33%(14/60)、100.00%(60/60); 而在TNC和VNC_V图像之间的差值<10 HU的占比为95.00%(57/60)、96.67%(58/60)、38.33%(23/60)、100.00%(60/60)。TNC与VNC_P图像胰腺CT值Pearson相关系数r=0.667, P<0.001 (95%CI为0.4973 - 0.7876); TNC与VNC_V图像胰腺CT值Pearson相关系数r=0.8315, P<0.001 (95%CI为0.7322 - 0.8962); 表明VNC_V胰腺CT值比VNC_P胰腺CT值具有较好的稳定性。

表1 胰腺TNC与VNC_P/VNC_V图像的定量指标对比

	TNC	VNC _P	VNC _V	P1 value [†]	P2 value [†]	P3 value [†]
CT _{胰腺}	43.20±5.37	50.03±6.26	46.39±4.92	<0.001	<0.001	<0.001
CT _{主动脉}	45.92±5.41	56.06±15.17	46.93±6.03	<0.001	0.1212	<0.001
CT _{门静脉}	40.65±5.87	59.27±9.87	52.78±7.54	<0.001	<0.001	<0.001
CT _{竖脊肌}	51.98±4.81	52.56±4.94	53.10±4.63	0.150	0.0018	0.133
SD _{竖脊肌}	10.02±2.17	5.22±2.08	5.34±1.57	<0.001	<0.001	0.5667
SNR _{胰腺}	4.56±1.38	10.73±3.48	9.40±2.72	<0.001	<0.001	0.001
CNR _{胰腺-竖脊肌}	0.96±0.66	1.13±0.93	1.46±0.99	0.1836	<0.001	0.0081

注: [†]P1: TNC与VNC_P图像的差异; [†]P2: TNC与VNC_V图像的差异; [†]P3: VNC_P与VNC_V图像的差异

TNC、VNC_P与VNC_V图像胰腺CT平均值和标准差分别为43.20±5.37、50.03±6.26和46.39±4.92。TNC组胰腺CT平均值比VNC_P组低6.83 (95%CI为5.5880 - 8.0743)HU, 而比VNC_V组低3.19 (95%CI为2.4104 - 3.9696)HU, 差异均有统计学意义(t分别为10.996与8.188, P值均<0.001)。

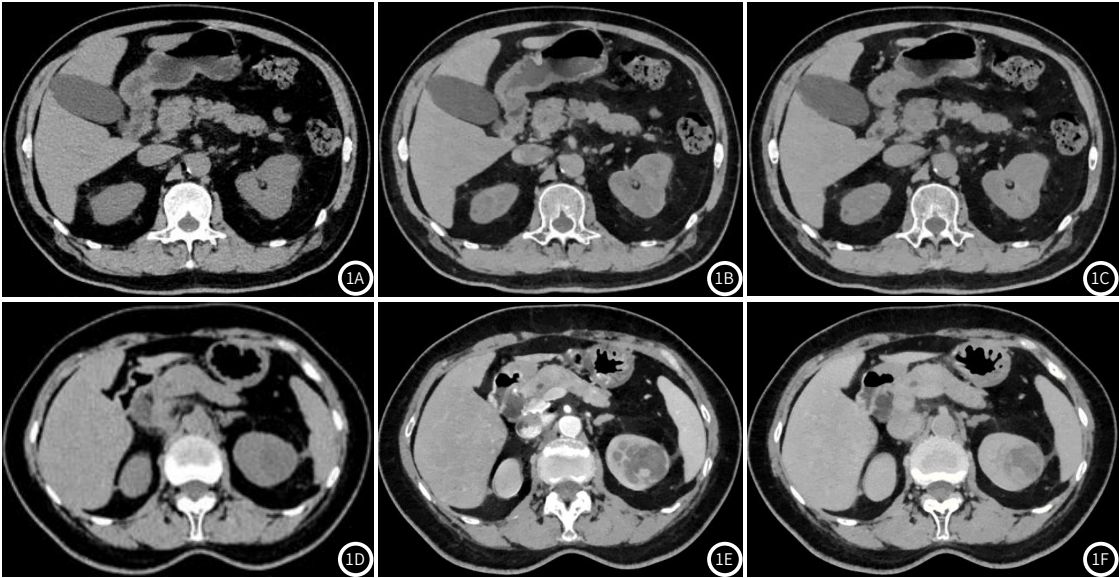


图1A-图1F 不同患者DECT虚拟平扫图像效果对比。在1A-1C中，TNC图像(1A)与两组VNC图像(1B与1C)中胰腺CT值分别36.0HU、42.9HU和36.9HU。胰周及胰腺的主观评分均为5分。1D-1F: TNC图像(1D)与VNC图像(1E与1F)中胰腺CT值分别47.8HU、70.4HU和71.5HU。胰周主观评分分别为5分、2分、4分，胰腺主观评分分别为5分、3分、4分。
TNC: 真实平扫; VNCp: 胰腺实质期虚拟平扫; VNCv: 胰腺静脉期虚拟平扫。窗宽窗位均为250/25。

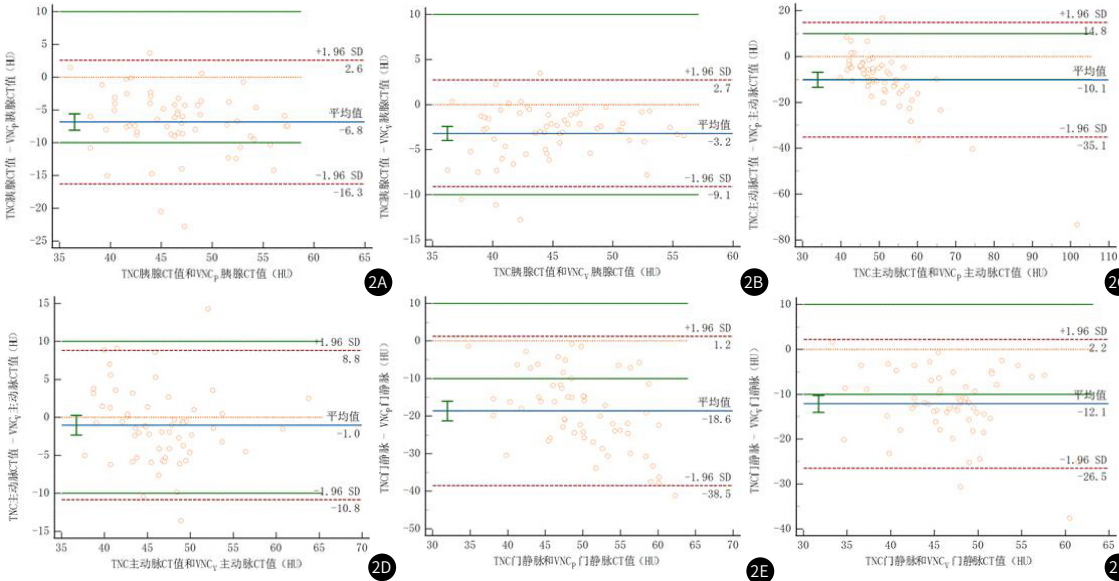


图2A-图2F 不同患者DECT虚拟平扫图像效果对比。在2A-2C中，TNC图像(1A)与两组VNC图像(1B与1C)中胰腺CT值分别36.0HU、42.9HU和36.9HU。胰周及胰腺的主观评分均为5分。2D-2F: TNC图像(1D)与VNC图像(1E与1F)中胰腺CT值分别47.8HU、70.4HU和71.5HU。胰周主观评分分别为5分、2分、4分，胰腺主观评分分别为5分、3分、4分。
TNC: 真实平扫; VNCp: 胰腺实质期虚拟平扫; VNCv: 胰腺静脉期虚拟平扫。窗宽窗位均为250/25。

2.2 胰腺及胰周组织TNC与VNC图像主观指标对比 两位医师对60例患者的胰腺及胰周组织进行主观评分，两位医师对VNC_v图像的主观评分的诊断一致性k值为0.848，对胰周组织的主观评估的诊断一致性k值为0.791。对胰腺实质期VNC图像的主观评分的诊断一致性k值为0.803，对胰周组织的主观评估的诊断一致性k值为0.766，均具有很好的一致性。VNC_p与VNC_v图像优良率采用R1观察者评分分析。

采用VNC_v图像评估胰周组织，胰周图像质量优秀率为98.3%(59/60)，(95%CI为0.7486~1.2684)。而基于VNC_p图像的

优秀率为31.7%(19/60)，(95%CI为0.1907~0.4945)，两组图像胰周组织主观评分见表2，两组间差异有统计学意义(P<0.01)。采用VNC_v获得的优良胰周图像是VNC_p图像的3.105倍。

采用VNC_v图像评估胰腺组织，胰腺图像质量优秀率为96.7%(58/60)，(95%CI为0.734~1.2496)。而基于VNC_p图像的胰腺质量优秀率为41.7%(25/60)，(95%CI为0.2696~0.6151)，两组图像胰腺主观评分见表3，两组间差异有统计学意义(P=0.0003)，采用VNC_v图像获得的优良胰腺图像是VNC_p图像的2.32倍。

表2 胰周图像质量主观评分比较

组别	Grade n(%)				Average	Merit Ratio n(%)	x ²	P值
	5(excellent)	4(good)	3(adequate)	2(poor)				
A组	0(0)	19(31.7)	27(45.0)	14(23.3)	3.08±0.55	19(31.7)	58.120 ^a	<0.01
B组	30(50.0)	29(48.3)	1(1.7)	0(0)	4.48±0.29	59(98.3)		

注: ^a: 诊断率采用Pearson卡方检验。

表3 胰腺图像质量主观评分比较

组别	Grade n(%)				Average	Merit Ratio	n(%)	x ²	P值
	5(excellent)	4(good)	3(adequate)	2(poor)					
A组	0(0)	25(41.7)	26(43.3)	9(15.0)	3.27±0.50	25(41.7)	42.198 ^a		<0.01
B组	29(48.3)	29(48.3)	2(3.3)	0(0)	4.45±0.32	58(96.7)			

注：^a：诊断率采用Pearson卡方检验。

3 讨 论

DECT的概念最早在20世纪80年代被提出^[8]，但直到2006年才在临床应用。与传统的单能CT不同，DECT通过获取高能量和低能量X射线衰减数据集，可以重建出不同能量的图像以及多物质分离图像^[9]。目前，市场上有多种技术手段可以实现DECT扫描。除了双源CT基于两套数据采集系统进行数据采集，其它DECT的数据采集均基于单源X射线系统，这些技术手段主要包括管电压瞬时切换技术、双层探测器技术、X射束滤过技术以及管电压快速旋转切换技术等。本研究采用的是联影医疗于2019年推出的16cm宽探测器CT，其DECT的数据采集是基于单源管电压快速旋转切换技术。该设备单圈容积扫描可覆盖整个器官，在患者配合较理想的情况下，采用双能量CT扫描可以获得理想的空间对齐图像，并在采集过程中保持稳定的管电压值，结合uWs后处理工作站，可以快速获得稳定且低噪声的后处理图像。

多层螺旋CT既可以采用螺旋扫描模式，也可以采用容积扫描模式。容积扫描模式在X射线曝光时不移动扫描床，每一层面的图像均为独立的投影数据重建，优点是重建过程不进行插值计算，图像质量较好，缺点是早期CT设备探测器宽度有限，无法在不移床的情况下实现单器官成像^[10]。螺旋扫描模式则是在X射线曝光的同时保持扫描床匀速移动，可实现大范围成像，但由于每一层图像都必须通过邻层数据插值来校正横断面图像，图像在重建过程中会带来误差，且在成像范围的起始端与结束端需要更多的数据完成插值，产生了过扫描效应，这将导致在扫描相同范围时，螺旋扫描模式的辐射剂量会大于容积扫描模式^[11]。

在临床实践中，CT增强扫描已广泛应用于腹部成像。然而，平扫图像仍然需要用于诊断各种疾病，包括动脉内漏、肾脏肿块、肝脏脂肪变性以及良性和恶性肿瘤的平扫特征等。此外，平扫图像还有助于区分碘对比剂与钙化、胆结石、肾结石和金属夹。虚拟平扫(Virtual Non Contrast, VNC)后处理是一种新兴的技术，通过对DECT数据集进行后处理，利用三物质分离技术(软组织、碘、脂肪)提取图像中的碘含量，然后通过减影技术将增强图像中的碘物质去除，从而得到VNC图像^[4]。本研究采用三物质分离技术，以增强70keV数据为基础，减去70keV图像中的碘含量，从而获得VNC图像。

在VNC图像与TNC图像质量比较的研究中，影响图像质量的关键因素之一是时相的选择，Leena Lehti等^[12]采用双源CT对腹部血管进行成像，结果表明，基于静脉期DECT重建的VNC图像比基于动脉期DECT重建的VNC图像更接近TNC图像。杨琰昭等^[13]采用双层光谱探测器CT行腹部增强DECT成像，发现TNC与VNCA、VNCV图像中胰腺CT值均有较好的一致性，三组图像中胰腺的背景噪声的差异无统计学意义，且TNC与VNCA之间的差异与TNC与VNCV之间的差异的主观评分差异无统计学意义。以上两组研究出现的差异的原因主要是采用的DECT扫描平台不同，基于双层探测器进行DECT成像时双能量数据有同时、同向、同源的特点^[14]，该平台可大幅减轻碘浓度变化过快而导致图像质量下降的问题，这在动脉期重建VNC图像时有一定的优势，但与静脉期重建VNC图像相比，无明显优势。这与本研究的结果相似。

另一个影响图像质量的因素是图像噪声和信噪比。Greffier, J.等^[15]对五个DECT平台进行了比较，结果表明，基于不同DECT平台获得的图像，噪声显著不同。Han等^[16]采用双层光谱探测器CT对胰腺癌患者进行了胰腺期和静脉期DECT成像，发现静脉期低管电压虚拟单能图像(40keV和55keV)相较于胰腺期图像可获得

更高的胰腺肿瘤SNR、CNR，以及更高的胰周血管主观评分。本研究与上研究结果相似，基于DECT后处理获得图像的噪声、信噪比和对比噪声比等参数优于常规TNC图像。

本研究的局限性：第一，碘浓度过高或碘浓度变化过快会影响VNC图像的准确性，本研究未在动脉期采用DECT扫描。第二、入组患者偏少，未对胰腺疾病的诊断效能进行评估，如胰腺微小结石、渗出、钙化等的评估。第三，VNC后处理对脂肪的影响较大，本研究未对胰腺含脂肪灶、脂肪浸润等情况进行评估和定性。

综上所述，本研究采用宽探测器CT的容积DECT成像模式，可在胰腺DECT增强检查中获得与TNC图像质量相当的VNC图像，其中VNCV图像质量要优于VNC_p图像质量，建议在临床胰腺CT增强检查中使用VNCV代替平扫检查。

参考文献

[1] Tempero MA, Malafa MP, Al-Hawary M, et al. Pancreatic adenocarcinoma, version 2. 2021, NCCN Clinical Practice Guidelines in Oncology[J]. J Natl Compr Canc Netw, 2021, 19(4): 439-457.

[2] 边云, 陆建平. 胰腺癌增强CT检查及报告的规范化[J]. 中华胰腺病杂志, 2018, 18(5): 5.

[3] 张艺腾, 夏春潮, 曾令明, 等. 双能CT虚拟平扫技术临床应用及研究进展[J]. 中华放射学杂志, 2023, 57(4): 441-446.

[4] 尹伟, 王铁功, 贾紫璐, 等. 单源双能CT扫描技术在改善胰腺图像质量中的应用价值[J]. 中华胰腺病杂志, 2021, 21(6): 433-440.

[5] Fukukura Y, Kumagai Y, Higashi R, et al. Extracellular volume fraction determined by equilibrium contrast-enhanced dual-energy CT as a prognostic factor in patients with stage IV pancreatic ductal adenocarcinoma[J]. Eur Radiol, 2020, 30(3): 1679-1689.

[6] Liang H, Du S, Yan G, et al. Dual-energy CT of the pancreas: comparison between virtual non-contrast images and true non-contrast images in the detection of pancreatic lesion[J]. Abdom Radiol (NY), 2023, 48(8): 2596-2603.

[7] Lennartz S, Pisuchpen N, Parakh A, et al. Virtual unenhanced images: qualitative and quantitative comparison between different dual-energy CT scanners in a patient and phantom study[J]. Invest Radiol, 2022, 57(1): 52-61.

[8] Kalender WA, Perman WH, Vetter JR, et al. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies[J]. Med Phys, 1986, 13(3): 334-339.

[9] McCollough CH, Leng S, Yu L, et al. Dual- and multi-energy CT: principles, technical approaches, and clinical applications[J]. Radiology, 2015, 276(3): 637-653.

[10] Kandel S, Kloeters C, Meyer H, et al. Whole-organ perfusion of the pancreas using dynamic volume CT in patients with primary pancreas carcinoma: acquisition technique, post-processing and initial results[J]. Eur Radiol, 2009, 19(11): 2641-2646.

[11] 尹伟, 张倩雯, 许兵, 等. 宽探测器多层螺旋CT靶扫描技术在胰腺癌术前评估中的应用价值[J]. 中华胰腺病杂志, 2021, 21(4): 276-281.

[12] Lehti L, Söderberg M, Höglund P, et al. Comparing arterial- and venous-phase acquisition for optimization of virtual noncontrast images from dual-energy computed tomography angiography[J]. J Comput Assist Tomogr, 2019, 43(5): 770-774.

[13] 杨琰昭, 严福华, 韩群, 等. 双层光谱探测器CT腹部虚拟平扫代替常规平扫的可行性研究[J]. 中华放射学杂志, 2019, 53(1): 33-39.

[14] 中华放射学杂志双层探测器光谱CT临床应用协作组. 双层探测器光谱CT临床应用中国专家共识(第一版)[J]. 中华放射学杂志, 2020, 54(7): 635-643.

[15] Greffier J, Si-Mohamed S, Guieu B, et al. Comparison of virtual monoenergetic imaging between a rapid kilovoltage switching dual-energy computed tomography with deep-learning and four dual-energy CTs with iterative reconstruction[J]. Quant Imaging Med Surg, 2022, 12(2): 1149-1162.

[16] Han YE, Park BJ, Sung DJ, et al. Dual-layer spectral ct of pancreas ductal adenocarcinoma: can virtual monoenergetic images of the portal venous phase be an alternative to the pancreatic-phase scan?[J]. J Belg Soc Radiol, 2022, 106(1): 83.