

❖ 医学物理与工程学

Optimal phases of reconstructed CT images under different heart rates based on dynamic phantom system of left ventricle and coronary arteries

CHEN Jinlei^{1*}, LI Hongjie², CHEN Mingshan², WANG Xuemin^{3,4}

(1. Department of Medical Equipment, 2. Department of Medical Imaging, Tianjin TEDA Hospital, Tianjin 300457, China; 3. School of Precision Instruments and Opto-Electronics, Tianjin University, Tianjin 300072, China; 4. Tianjin Key Laboratory of Biomedical Instrument and Detection Technology, Tianjin 300072, China)

[Abstract] **Objective** To explore the optimal phases of reconstructed CT images under different heart rates based on dynamic phantom system simulating the motion of left ventricle and coronary arteries. **Methods** A dynamic phantom system which could simulate the periodic movements of the heart at 50—120 beats per minute (bpm) and the output of electrocardiogram signals was constructed. CT scanning were performed in the simulated R-R interval, and images were reconstructed with every 10% interval between 0 to 90% phases. Then subjective image quality scoring was performed, and inter-observer consistency of image quality scores was assessed. Finally the qualities of reconstructed images were compared among different phases under different heart rates. **Results** The inter-observer consistency of subjective imaging quality scores was high (Kendall $W = 0.83$, $P < 0.05$). Under 50—60 bpm simulated heart rates, good reconstructed image qualities were obtained at most phases, especially at 30%, 70% and 80% (all $P < 0.05$). When simulated heart rates were set as 65—75 bpm, the best reconstructing phases included 40%, 70% and 80% (all $P < 0.05$), and images obtained in diastolic phase were better. Under 80—95 bpm, the best reconstructing phase was 30% (all $P < 0.05$). When the simulated heart rate reached 100 bpm and above, the reconstructed image qualities were poor at all phases. **Conclusion** The optimal reconstructed phases were different under different heart rates based on dynamic phantom system simulating the motion of left ventricle and coronary arteries. When the simulated heart rate reached 100 bpm and above, the qualities of reconstructed images were poor under all phases.

[Keywords] heart; phantoms, imaging; tomography, X-ray computed; image quality

DOI:10.13929/j.issn.1003-3289.2024.06.025

基于左心室和冠状动脉动态体模系统观察不同心率下 CT 图像重建最佳期相

陈金磊^{1*}, 李洪杰², 陈明山², 王学民^{3,4}

(1. 天津市泰达医院医疗设备部, 2. 医学影像科, 天津 300457; 3. 天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072; 4. 天津市生物医学检测技术与仪器重点实验室, 天津 300072)

[摘要] **目的** 观察以左心室和冠状动脉动态体模系统模拟左心室及冠状动脉运动时在不同心率下重建 CT 图像的最佳期相。 **方法** 构建可模拟 50~120 次/分心率下心脏周期性运动及心电信号输出的左心室和冠状动脉动态体模系统。于体模系统 R-R 间期行 CT 扫描, 0~90% 期相范围内每 10% 间隔重建图像。评估观察者间主观评估图像质量结果

[第一作者] 陈金磊(1986—), 男, 天津人, 硕士, 高级工程师。研究方向: 生物医学工程。

[通信作者] 陈金磊, 天津市泰达医院医疗设备部, 300457。E-mail: rone1220@sina.com

[收稿日期] 2023-12-27 **[修回日期]** 2024-03-07

的一致性;对不同心率、不同期相图像进行比较。**结果** 观察者间主观评价图像质量结果的一致性较高(Kendall $W = 0.83, P < 0.05$)。设定体模心率为 50~60 次/分时,大部分期相下重建图像质量均为良好,尤以 30%、70% 及 80% 期相最佳(P 均 < 0.05);心率为 65~75 次/分时,最佳重建期相为 40%、70% 及 80% (P 均 < 0.05),以舒张期图像质量较好;心率 80~95 次/分时,30% 为最佳重建期相(P 均 < 0.05);心率为 100 次/分及以上时,所有期相重建图像质量均较差。**结论** 以左心室和冠状动脉动态体模系统模拟左心室及冠状动脉运动时,不同心率下 CT 图像最佳重建期相不同;心率高 于 100 次/分后所有重建图像质量均不佳。

[关键词] 心脏;体模;显像术;体层摄影术;X 线计算机;图像质量

[中图分类号] R314; R445.3 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2024)06-0917-05

CT 临床应用广泛^[1-4],定期评估 CT 设备性能及其成像质量十分重要。目前大多采用静态体模对 CT 设备进行检测,以获取其空间和密度分辨率、噪声、层厚、CT 值及辐射剂量等参数^[5],因既往可模拟心脏、血管等运动的动态体模相对较少,导致难以对设备动态成像效能予以充分评价^[6]。目前多家国外厂商已研发了心脏体模,用于观察 CT 参数及重建算法对图像的影响,以及冠状动脉钙化、狭窄及其血流动力学等^[7-12],而国内相关研究则主要集中于教学实践模型^[13-14]、心脏仿真模型材料^[15-16]及心脏血流动力学模型^[17]等。本研究设计了可模拟不同心率下心脏左心室周期性运动、具有标准化运动周期、可同步输出模拟心电信号至 CT 设备以识别心动周期并模拟冠状动脉 CT 血管造影(coronary CT angiography, CCTA)的动态体模,观察在不同心率下重建其 CT 图像的最佳期相。

1 设计与方法

1.1 动态体模系统 该动态体模系统由驱动模块、信号模块及左心室和冠状动脉模块组成,可模拟 50~120 次/分下心脏跳动;体模运动同步产生模拟心电 R 波信号,CT 设备可识别并加以捕捉;具有与左心室运动相近的舒张期及收缩期,可模拟 CCTA。见图 1。

1.1.1 驱动模块 由可编程逻辑控制器(programmable logic controller, PLC)系统发送脉冲信号到驱动器,控制步进电机输出相应转速及转角;步进电机带动曲柄以 50~120 转/分运动;曲柄每转 1 周产生相应反馈信号并传输至 PLC 控制系统,以保证整个驱动模块运行误差可控。

1.1.2 信号模块 利用光耦传感器采集心脏体模运动信号,经过反相器处理产生类似人体心电信号的 R 波脉冲,并经导联线实时传导至 CT 设备心电模块及 PLC 控制系统。

采用曲柄滑块机构作为传动系统,曲柄驱动推杆在固定滑块内做直线往复运动。见图 2。

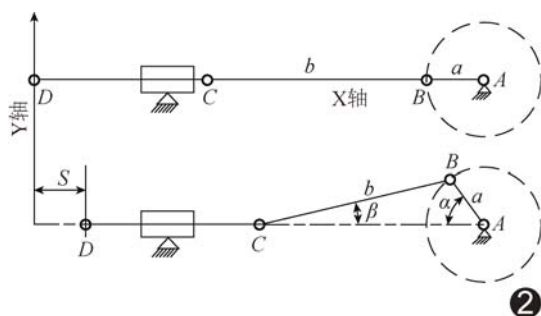
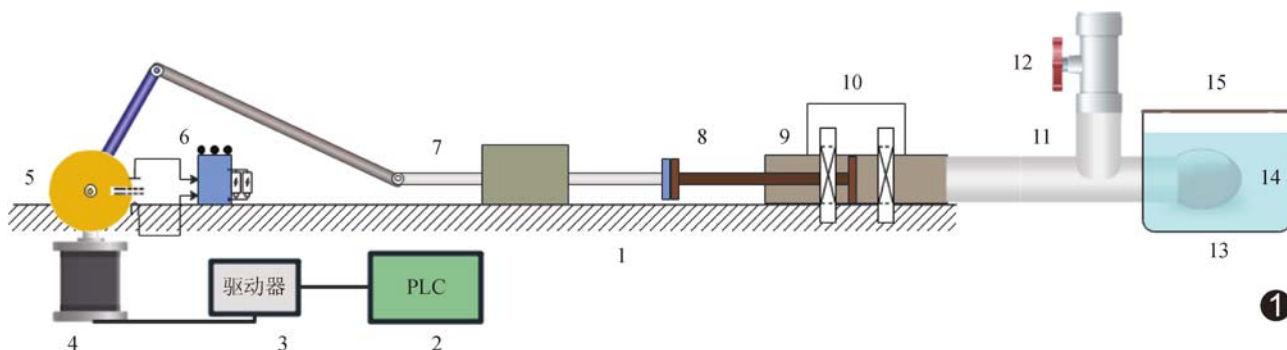


图 2 曲柄滑块结构示意图(a 为曲柄半径, b 为连杆两端孔中心的距离, α 为曲柄转角, β 为连杆转角)



1. 固定底座;2. PLC 控制系统;3. 驱动器;4. 步进电机;5. 运动同步单元;6. 信号采集模块;7. 曲柄滑块机构;8. 活塞推杆;9. 活塞;10. 活塞固定底座;11. 连接管路;12. 球阀;13. 水箱;14. 球囊;15. 带孔水箱盖

图 1 左心室和冠状动脉动态体模系统示意图

滑块位移 s 为:

$$s = a(1 - \cos\alpha) + b(1 - \cos\beta) \quad (1)$$

将式(1)对时间 t 求导,得到滑块的每秒移动速度 v

$$v = \frac{ds}{dt} = a\sin\alpha \frac{d\alpha}{dt} + b\sin\beta \frac{d\beta}{dt} \quad (2)$$

可知 $a\sin\alpha = b\sin\beta$,对时间 t 求导,可得

$$\frac{d\beta}{dt} = \frac{a\cos\alpha}{b\cos\beta} \frac{d\alpha}{dt} \quad (3)$$

曲柄每秒角速度 ω 为

$$\omega = \frac{\pi}{30} = \frac{d\alpha}{dt} \quad (4)$$

将式(3)和式(4)代入式(2),得

$$v = a\omega \frac{\sin(\alpha + \beta)}{\cos\beta} \quad (5)$$

将式(5)对时间 t 求导,得到滑块加速度 j

$$j = \frac{dv}{dt} = a\omega^2 \left[\frac{\cos(\alpha + \beta)}{\cos\beta} + \frac{a}{b} \frac{\cos^2\alpha}{\cos^3\beta} \right] \quad (6)$$

曲柄半径越大,则推杆速度峰值随曲柄转速的变化越大;而连杆长度 b 取值对推杆速度峰值影响并不明显。将曲柄半径 a 设为 7 cm,连杆长度 b 设为 12 cm。

当心脏体模系统中的推杆前进时,球囊扩张以模拟左心室舒张;推杆后退时球囊收缩,以模拟心室收缩。在完整的心动周期中,心室收缩约为 0.3 s,舒张期变化较大是影响心动周期的主要因素^[18]。不同设定心率下,推杆行程 s 关于时间 t 的函数曲线见图 3;球囊收缩期与舒张期比值接近心脏运动规律,即曲柄滑块机构设计符合心脏体模要求。

1.1.3 左心室和冠状动脉模块 由模拟左心室的橡胶球囊及模拟冠状动脉的橡胶管路组成。将球囊模拟收缩末期直径设为 6 cm、模拟舒张末期直径为 8 cm,球囊内径变化幅度为 2 cm;其内灌注的对比剂与生理

盐水混合液的 CT 值为 100~180 HU。将直径 3 mm 管路固定于球囊上以模拟冠状动脉,可随球囊周期性收缩、舒张而运动(图 4),其内灌注的对比剂与生理盐水混合液的 CT 值为 200~400 HU。将上述模块置于充满纯水的 300 mm×200 mm×200 mm 亚克力箱体内。



图 4 模拟左心室和冠状动脉模块

1.2 仪器与方法

1.2.1 CT 采用 Philips Brilliance iCT 128 排 256 层 CT 仪,常规 CCTA 扫描条件,管电压 120 kV,管电流 300 mA,螺距 0.18 mm,转速 0.27 s/rot,层厚 0.9 mm,FOV 250 mm,窗宽 90 mm,窗位 750 mm,矩阵 512×512。

采用回顾性心电门控方式进行扫描。将体模运动同步模拟心电信号传输至 CT 设备,分别设定体模心率为 50、55、60、65、70、75、80、85、90、95、100、105、110、115 及 120 次/分;扫描得到心动周期 R-R 间期原始数据,在 0 至 90% 期相范围内间隔 10% 重建 CT 图像。

1.2.2 评估重建 CT 图像质量 由 5 名具 10 年以上工作经验的放射科医师对图像质量进行主观评分:4 分,图像质量好,目标结构轮廓清晰、边缘光滑、连续无

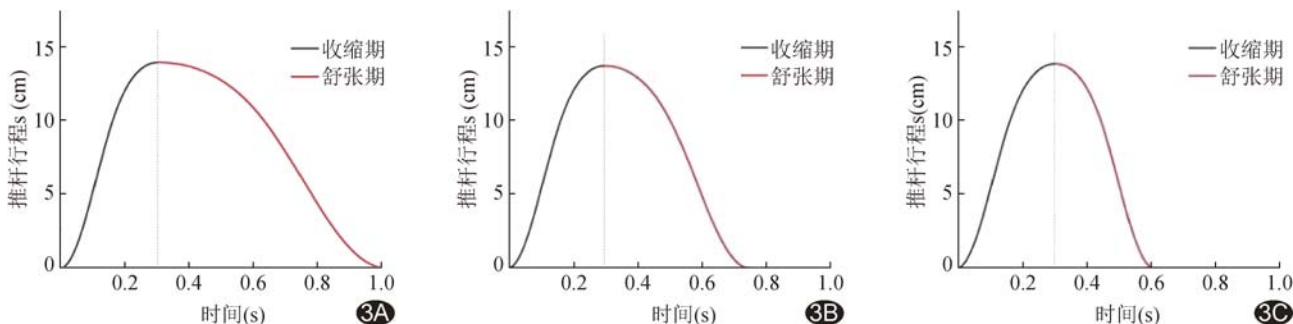


图 3 体模不同心率下推杆运动曲线 A. 60 次/分; B. 80 次/分; C. 100 次/分

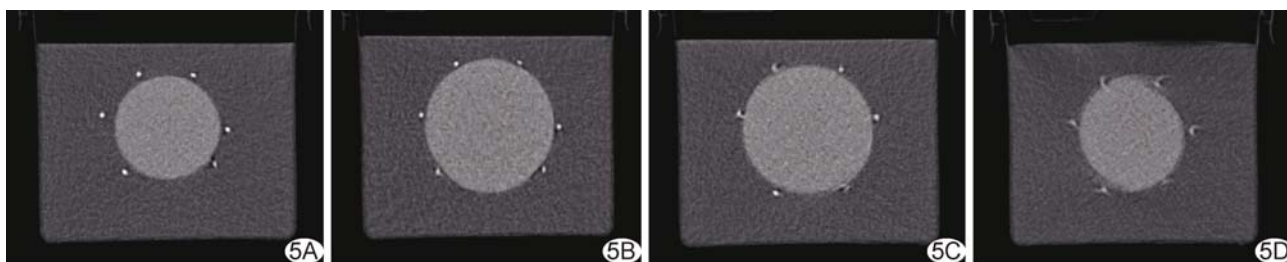


图 5 重建 CT 图像质量主观评分标准 A. 4 分; B. 3 分; C. 2 分; D. 1 分

伪影; 3 分, 图像质量较好, 目标结构轮廓可分辨, 边缘欠光滑但连续, 有部分伪影; 2 分, 图像质量较差, 目标结构轮廓模糊, 边缘欠光滑, 图像不连续, 中等伪影; 1 分, 图像质量非常差, 目标结构模糊不能分辨, 伪影明显。见图 5。

1.3 统计学分析 采用 SPSS 20.0 统计分析软件。以 Kendall W 系数评价 5 名观察者图像质量评分结果的一致性; Kendall W ≤ 0.40 为一致性较差, 0.40 < Kendall W ≤ 0.60 为一致性中等, 0.60 < Kendall W ≤ 0.80 为一致性较高, Kendall W > 0.80 几乎完全一致。以秩和检验比较不同期相间重建图像质量评分。以 P < 0.05 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 一致性分析 观察者间对于左心室动态体模 CT 重建图像质量的主观评分一致性较高 (Kendall W = 0.83, P < 0.05)。

2.2 图像质量 设定体模心率 50~60 次/分时, 于大部分重建期相均能获得良好图像质量, 最佳重建期相为 30%、70% 及 80% (P 均 < 0.05); 心率为 65~75 次/分时, 最佳重建期相为 40%、70% 及 80% (P 均 < 0.05), 以舒张期重建图像质量较好; 心率为 80~95 次/分时, 最佳图像重建期相为 30% (P 均 < 0.05), 见图 6; 心率为 100 次/分及以上时, 于全部期相均难以获得满意的重建图像。

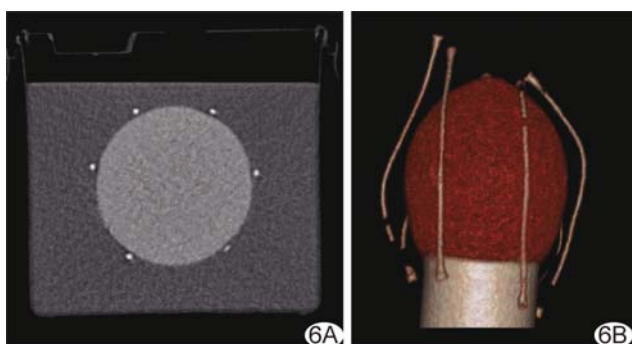


图 6 动态体模模拟心率 85 次/分下 30% 期相平扫 (A) 及容积重建 CT 图 (B)

3 讨论

本研究设计的左心室动态体模系统可模拟 50~120 次/分心脏跳动, 具有与左心室相近的舒张期及收缩期, 其同步产生的模拟心电 R 波信号可输出至 CT 设备; 利用灌注液可模拟 CCTA。

本研究结果显示, 设定体模心率为 50~60 次/分时, 因模拟舒张期与收缩期均具有较长的相对静止期, 故在大部分期相下均可获得良好的重建图像, 尤以 30%、70% 及 80% 期相最佳 (P 均 < 0.05); 心率为 65~75 次/分时, 舒张期较收缩期的相对静止期更长, 重建图像质量相对较好, 最佳重建期相为 40%、70% 及 80% (P 均 < 0.05); 心率为 80~95 次/分时, 心率增加致舒张期明显缩短, 更宜选择收缩期进行图像重建, 最佳期相为 30% (P 均 < 0.05); 与既往研究^[19]结论基本一致。此外, 本研究发现, 体模心率达 100 次/分及以上时, 所有期相重建图像质量均较差, 可能与本研究仅采用单相重建有关。

综上, 以左心室和冠状动脉动态体模系统模拟左心室及冠状动脉运动时, 不同心率下 CT 图像最佳重建期相不同; 心率高于 100 次/分后所有重建图像质量均不佳。由于存在诸多限制因素, 本研究设计的体模尚需完善, 如设置多个腔室、增加模拟血管数量以改进体模结构, 以及分别以不同品牌 CT 机进行实验, 进一步验证结果的可靠性。

利益冲突: 全体作者声明无利益冲突。

作者贡献: 陈金磊研究设计和实施、撰写文章; 李洪杰图像处理、统计分析; 陈明山图像处理; 王学民指导、审阅文章。

[参考文献]

[1] 马跃. CT 设备的发展及临床工作中使用后故障分析 [J]. 中国医疗器械信息, 2023, 29(1): 169-171.
 [2] 史荣超, 康冰, 孙魁, 等. CT 鉴别诊断乳头状肾细胞癌与肾转移癌 [J]. 中国医学影像技术, 2023, 39(4): 569-572.
 [3] 李沁桦, 侯小明, 孙旭阳, 等. CT 鉴别亚实性肺腺癌亚型 [J]. 中国

- 医学影像技术, 2023, 39(1):52-55.
- [4] 张惟元, 韩丹, 江杰, 等. CT 预测急性肠系膜缺血继发性肠坏死[J]. 中国医学影像技术, 2022, 38(5):717-721.
- [5] 陈坚, 陈自谦, 刘冰川, 等. CT 设备质量控制检测及其处置界限建立[J]. 中国医学装备, 2018, 15(12):20-25.
- [6] 赵立涛, 陈金磊, 冯远明, 等. 基于液体传导方法的 CT 心脏动态体模的定量研究[J]. 中国医学影像技术, 2020, 36(S1):51-55.
- [7] MASUDA T, FUNAMA Y, NAKAURA T, et al. Radiation dose reduction method combining the ECG-Edit function and high helical pitch in retrospectively-gated CT angiography [J]. Radiography (Lond), 2022, 28(3):766-771.
- [8] SONG Y, HOORI A, WU H, et al. Improved bias and reproducibility of coronary artery calcification features using deconvolution [J]. Med Imaging (Bellingham), 2023, 10(1):014002.
- [9] TSAI S Y, DING X H, JIN S C, et al. Comparison of calcium scoring between 64-multidetector computed tomography and 320-multidetector computed tomography using a cardiac phantom: Achieving consistent image quality with dose optimization[J]. J Comput Assist Tomogr, 2021, 45(1):73-77.
- [10] PASHAEI A, PIELLA G, DUCHATEAU N, et al. Image-based estimation of myocardial acceleration using TDFFD: A phantom study[C/OL]//Statistical atlases and computational models of the heart: Imaging and modelling challenges: 4th International Workshop, STACOM 2013, Held in Conjunction with MICCAI 2013, September 26, 2013, Nagoya, Japan. Berlin: Springer, 2014:262-270.
- [11] van PRAAGH G D, van der WERF N R, WANG J, et al. Fully automated quantification method (FQM) of coronary calcium in an anthropomorphic phantom[J]. Med Phys, 2021, 48(7):3730-3740.
- [12] 苗振伟, 张璋, 李东, 等. 宝石能谱 CT 冠状动脉造影评估不同程度冠状动脉狭窄的动态体模研究[J]. 天津医药, 2016, 44(7):869-872.
- [13] 陈继辉, 刘玲. 自制心脏动态模型[J]. 实验教学与仪器, 2023, 40(10):75-77.
- [14] 车新能. 自制“心脏工作原理模型演示教具”[J]. 实验教学与仪器, 2022, 39(6):54-55.
- [15] 张超慧, 关喆, 匡宝平, 等. 心脏仿真模型外层材料配方研制及实验优化[J]. 实验室研究与探索, 2019, 38(10):40-44.
- [16] 王益佳. 基于仿真心脏 3D 模型构建体外循环模拟系统及其对左心耳封堵术的应用价值[D]. 武汉: 武汉大学, 2022:2.
- [17] 杨师齐. 基于集总参数模型的泵-心脏系统及主动脉夹层血液动力学分析[D]. 大连: 大连理工大学, 2022:5.
- [18] 李延军, 严洪, 张建丽, 等. 运动前后心电图时限指标比值的比较[J]. 航天医学与医学工程, 2011, 24(1):53-56.
- [19] MOK G S, YANG C C, CHEN L K, et al. Optimal systolic and diastolic image reconstruction windows for coronary 256-slice CT angiography[J]. Acad Radiol, 2010, 17(11):1386-1393.