

基于光子计数探测器的X线CT蒙特卡罗仿真

廖玉婷,王永波,许可欣,曾栋,边兆英,黄静
南方医科大学生物医学工程学院,广东 广州 510515

【摘要】目的:基于光子计数探测器的X线CT(Photon Counting Computed Tomography, PCCT)较传统CT成像最突出的特点是可实现多参数成像,包括基物质成像和单能量成像等。然而,当前商用光子计数探测器的计数率低、能量分辨率有限,大大限制了PCCT更为广泛的临床应用。为了更好地研究PCCT成像技术,本文系统地研究了基于光子计数探测器的X线CT蒙特卡罗仿真方法,深入探讨了K值效应及能量段宽度对成像质量的影响。**方法:**首先通过PENELOPE(Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons)仿真软件对PCCT成像系统进行设计,完成光子计数探测器的配置,其后基于仿真系统完成不同体模的能谱CT数据仿真。针对K值效应及能量段宽度对图像质量的影响,对相关数据进行了定量分析。**结果:**本研究设计的PCCT成像仿真系统能有效地实现能谱CT数据采集与成像性能分析,其中对比剂在K缘处的对比度噪声比较其在非K缘处高,并且对比剂在适当宽度的能量段里获得优质的图像。**结论:**本研究设计的PCCT成像仿真系统能有效地实现能谱CT数据采集与成像性能分析。

【关键词】光子计数探测器CT;蒙特卡罗法;PENELOPE;K值效应;能量段

【中图分类号】TP391.9

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2016)02-0122-06

X-ray computed tomography Monte Carlo simulation based on photon counting detector

LIAO Yu-ting, WANG Yong-bo, XU Ke-xin, ZENG Dong, BIAN Zhao-ying, HUANG Jing
School of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China

Abstract: Objective Compared with conventional computed tomography (CT), photon counting CT (PCCT) can achieve multi-parameter imaging, including basic material imaging and virtual monochromatic spectral CT imaging. Nowadays commercial PCCT has low count rate and limited energy resolution, significantly restricting the wider clinical application. The PCCT imaging technology is better studied in the paper by systematically introducing X-ray CT Monte Carlo simulation method based on photon counting detector, and studying in-depth the effect of K-edge effect and energy bin window width on PCCT image quality. **Methods** The PCCT imaging system was designed by using PENELOPE simulation software to configure the photon counting detector. Based on the simulation system, the energy spectrum CT data simulations of different phantoms were achieved. Finally, the data related to the effect of K-edge effect and energy bin window width on PCCT image quality were quantitatively analyzed. **Results** The designed PCCT simulation system effectively realized the energy spectrum CT data acquisition and imaging performance analysis. The contrast-noise ratio of contrast agent at K-edge was higher than that of contrast agent not at K-edge. And high-quality images were obtained when the contrast agent was in the energy bin with suitable window width. **Conclusion** The designed PCCT simulation system can effectively achieve the energy spectrum CT data acquisition and imaging performance analysis.

Key words: photon counting computed tomography; Monte Carlo; Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons; K-edge effect; energy bin

【收稿日期】2015-11-07

【基金项目】国家自然科学基金(81371544, 81101046);国家科技支撑计划项目(2014BAI17B02);2014年度省级大学生创新创业训练计划项目(201412121067)

【作者简介】廖玉婷,硕士, E-mail: hnlyt1994@126.com;王永波,硕士, E-mail: wybbbf@163.com。

【通信作者】曾栋,博士, E-mail: zd1989@smu.edu.cn。

前言

传统X线CT已广泛应用于解剖部位的常规检查与诊断,但是受制于软硬件系统设计的缺陷,其成像性能依然存在诸多不足,包括射束硬化、金属伪影、低对比度组织区分度低以及难以实现物质成分

分辨等。针对传统CT的缺陷,学术界尝试利用X线能谱特性及其与物质作用的丰富衰减信息,实现能谱CT成像(Spectral CT)^[1]。能谱CT成像技术主要包括基于能量积分探测器的双能量扫描技术和基于能量分辨探测器的能量分辨探测技术。前者以西门子的双源CT和GE的宝石CT为代表,现已应用于临床;后者主要指基于光子计数探测器的CT成像(Photon Counting Computed Tomography, PCCT),是一种新兴的成像技术,较传统CT能实现多参数成像,包括基物质成像和单能量成像等^[2]。然而,PCCT受当前软硬件技术的限制,仍处于研发阶段,相关研究正在积极的开展中,这也使得研发基于光子计数探测器的能谱CT计算机仿真方法具有特定的现实意义。

当前,PCCT仿真技术主要包括解析仿真方法^[3-4]和蒙特卡罗仿真方法^[5-8]。如Choi等^[9]利用计算机仿真技术研究了基于碲锌镉(CdTe)材料的半导体探测器像素尺寸和像素间宽度大小对成像质量的影响;Choi等^[6]针对基于CdTe材料的半导体探测器,研究证明物质的K值效应可用于物质的分离与识别;Choi等^[8]则将光子计数探测器 and 对比增强数字乳腺摄影(Contrast-Enhanced Digital Mammography, CEDM)结合,研究了基于CdTe探测器的物质分解特性,初步解决了CEDM成像图像对比度不足的问题;Cho等^[7]还开展了CdTe探测器光子接收效率优化的研究,部分解决了因探测器最大光子计数率低而造成的图像质量下降的问题。上述技术的研究均基于GATE(Geant4 Application for Tomographic Emission)仿真软件,此仿真软件具有准确的物理模型,友好的用户界面,灵活的使用方法等特点。与其不同,Nasirudin等^[8]提出了基于EGSnrc仿真软件的PCCT仿真技术,亦可实现K值成像过程的准确模拟。

受上述基于GATE和EGSnrc软件的PCCT仿真技术研究启发,本文提出一种基于PENELOPE(Penetration and ENergy LOSS of Positrons and Electrons)仿真软件^[10]的PCCT仿真技术。本研究首先通过PENELOPE仿真软件对PCCT成像系统进行设计,完成光子计数探测器的配置,其后基于仿真系统完成不同体模的能谱CT数据仿真。针对K值效应及能量段宽度对图像质量的影响,对相关数据进行了定量分析。仿真实验结果表明,本研究设计的仿真系统能有效地进行基于光子技术探测器的CT仿真,其中对比剂在K缘处的对比度噪声比(Contrast-noise Ratio, CNR)较其在非K缘处高,并且在适当宽度的能量

段里获得优质的图像。

1 方法

1.1 PCCT成像原理

PCCT成像源于传统CT成像,其中光子计数X射线探测器是PCCT系统的重要部件^[2]。光子计数探测器能够探测到X射线中每一个光子的能量并判断其所属能量区间,再根据不同能量段的光子计数统计出相应的能量信息,继而用于不同能量段的CT成像。PCCT成像过程如图1所示。

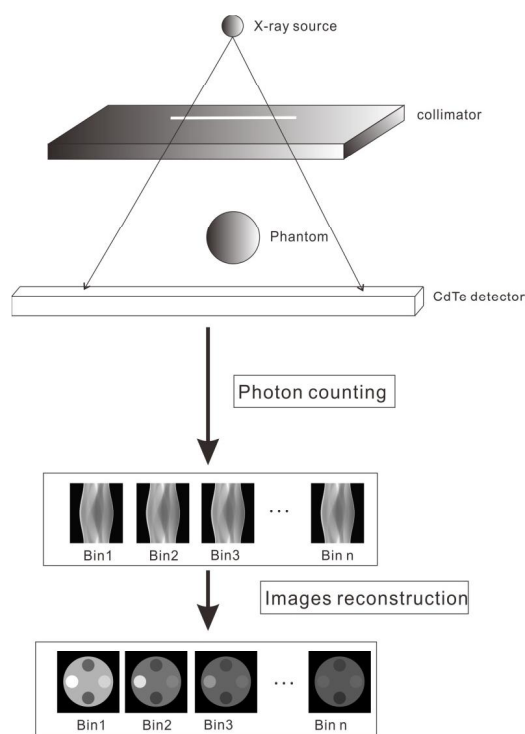


图1 基于光子计数探测器的PCCT成像过程示意图

Fig.1 Flowchart of photon counting computed tomography imaging

1.2 PCCT仿真平台设计

PENELOPE软件由Ye等研究开发^[10],可实现基于蒙特卡罗法的光子与物质的相互作用模拟。为了探讨PCCT仿真系统在预临床实验中的应用,包括K值效应和能量段宽度对图像质量影响。本文采用PENELOPE软件模拟PCCT成像系统的主要步骤如下:(1)启动模块:包括启动能谱模块、启动平台模块、启动体模模块;(2)仿真触发器:将启动模块中得到的设置信息,输入到仿真触发器,执行仿真任务;(3)图像重建及后处理:对获得的PCCT投影数据进

行滤波反投影或迭代重建,并对重建得到的PCCT图像进行后续研究,比如PCCT图像质量分析,基物质分解研究等。

1.2.1 启动模块 启动模块主要用于实现对扫描仪和扫描对象的大小、结构、位置及相关属性的设置(见图2)。

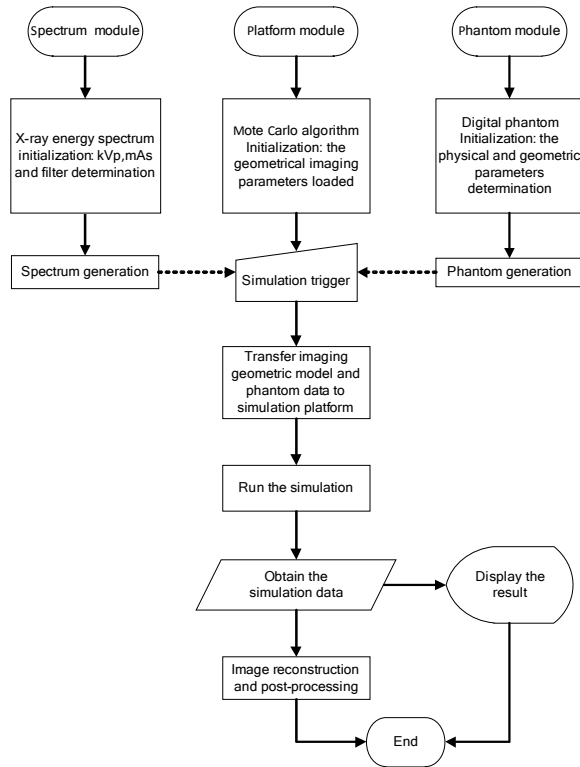


图2 光子计数探测器CT成像仿真过程示意图

Fig.2 Flowchart of PCCT simulation system

(1)启动能谱模块:X射线能谱初始化,确定kVp和mAs值,选定内置滤波器,生成能谱。实验中,我们采用TASMIP工具包生成的能谱曲线(120 kVp, 30 mAs,前置滤波器分别为30 μm 钼滤波器和10 mm的铝滤波器)^[11]。PCCT仿真系统中光子计数探测器材料为CdTe,其探测效率随光子能量变化而变化^[12]。

(2)启动平台模块:蒙特卡罗算法的初始化,读

取默认输入文件,获取成像几何参数(表1)。

(3)启动体模模块:仿真体模初始化,确定体模的几何组成参数(图3)和物理组成参数(表2),其中物质的线性衰减系数由美国国家标准与技术研究院提供^[13]。

1.2.2 仿真触发器 成像几何参数和体模参数输入到仿真平台后,运行仿真平台生成PCCT投影数据。本实验中的物理效应包括光电效应、康普顿散射、瑞利散射。

1.2.3 图像重建及后处理 由步骤1.2.2获取的PCCT投影数据,采用滤波反投影方法进行图像重建,继而分析K值效应与能量段宽度对图像质量的影响。

表1 PCCT仿真系统成像几何参数

Tab.1 Geometry parameters of PCCT simulation system

Imaging geometry parameters	Value
Source-to-detector distance	946.746 mm
Source-to-object distance	538.52 mm
Size of detector	888×16
Size of detector pixels	0.625 mm
Projection views per rotation	360

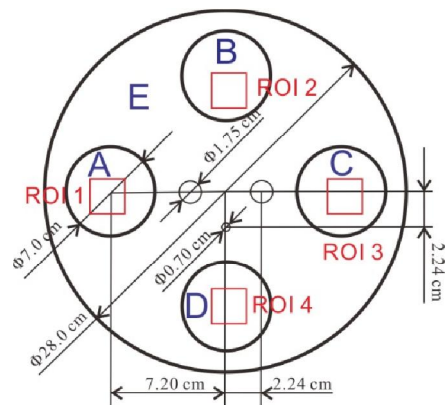


图3 体模结构示意图

Fig.3 Structure of physical phantom

表2 图3中物理体模的物质组成

Tab.2 Materials of physical phantom in Fig.3

Phantom	A	B	C	D	E
I	Bone (1.990 g/cm ³)	Muscle (1.041 g/cm ³)	Brain (1.039 g/cm ³)	Fat (0.916 g/cm ³)	Water (1 g/cm ³)
II	Iodine/Gadolinium (4.933 g/cm ³ /7.90 g/cm ³)	Air (0.001 g/cm ³)	Fat (0.916 g/cm ³)	Muscle (1.041 g/cm ³)	Water (1 g/cm ³)

2 实验与分析

为了验证PCCT仿真系统有效性,我们通过对K值效应和能量段宽度对图像质量影响分别进行探讨。

2.1 仿真系统有效性证明

我们选择物理仿真体模-I进行实验,由本文设计的PCCT仿真系统生成5个不同能量段([20 40]、[41 60]、[61 80]、[81 100]、[101 120] keV)的PCCT图像,如图4所示。我们通过估计每种物质在不同能量段下的物质衰减系数,依据公式(1),比较本文

PCCT仿真系统所得衰减系数和参考值^[13]之间的相对差异。

$$\delta = \frac{|C_{mc} - C_r|}{C_r} \times 100\% \quad (1)$$

其中, C_{mc} 表示本文PCCT仿真系统测量得到的物质衰减系数, C_r 表示物质衰减系数参考值^[13]。实验结果(表3)表明,在忽略PCCT仿真图像噪声前提下,本文方法得到的物质衰减系数和参考值基本上一致,部分说明了仿真系统的有效性。

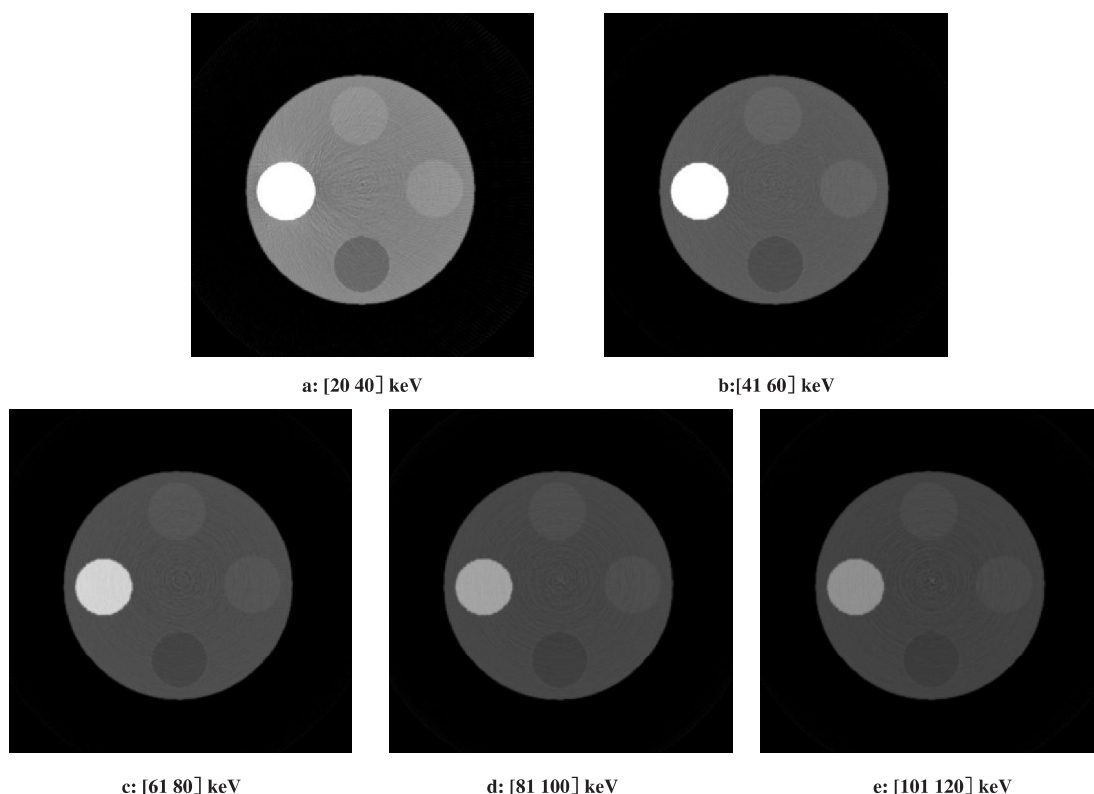


图4 PCCT仿真系统得到的不同能量段的PCCT图像

Fig.4 PCCT images of different energy bins simulated by PCCT simulation system

Note: All the images are displayed in the same window.

2.2 K值效应对图像质量的影响

本实验采用体模-II, A区域采用碘对比剂进行K值成像实验,并计算在[33 43] keV和[39 49] keV两个能量下PCCT图像中4个感兴趣区域(ROI 1、ROI 2、ROI 3和ROI 4)的CNR值^[14]。由表4的CNR定量分析可以看出,碘对比剂在K缘处的CNR值较其在非K缘处高,说明对比剂在其K缘处能获得较优图像,此结论和Choi等^[6]研究结论大体上相一致,进一步证明了仿真系统的有效性。

2.3 能量段宽度对图像质量影响

PCCT仿真系统可以设定不同的能量段,能量段的位置和宽度对图像成像有重要意义,因为在PCCT成像中能谱信息都依赖于能量段的位置和宽度。本实验采用体模-II进行实验,低能量的阈值设定在碘和钨的K缘触发处,能量段的宽度分别为1, 5, 10, 15, 20, 25。我们计算PCCT图像ROI 1的CNR值。图5显示碘对比剂和钨对比剂在不同能量段对应的CNR值。由图5可以看出两种物质在能量段宽度为15的时候,CNR值为最大。由此可以推断出,在能量段宽度为15的条件下,碘和钨的显像效果最好。

表3 不同物质在PCCT仿真系统和解析仿真方法下物质衰减系数差异

Tab.3 Differences of material attenuation coefficient of different materials between PCCT simulation system and analytical simulation method

Energy-bins	A			B			C			D			E		
	RV ($\times 10^{-3}$)	MV ($\times 10^{-3}$)	RD (%)	RV ($\times 10^{-3}$)	MV ($\times 10^{-3}$)	RD (%)	RV ($\times 10^{-3}$)	MV ($\times 10^{-3}$)	RD (%)	RV ($\times 10^{-3}$)	MV ($\times 10^{-3}$)	RD (%)	RV ($\times 10^{-3}$)	MV ($\times 10^{-3}$)	RD (%)
1	9.95	9.35	6	3.02	2.89	4	3.01	2.86	5	2.66	2.50	4	3.0	3.10	3
2	7.96	8.36	5	2.34	2.24	4	2.33	2.17	7	1.88	1.77	6	2.24	2.15	4
3	5.97	5.55	7	2.09	2.19	5	2.08	2.25	8	1.79	1.71	5	2.01	1.89	6
4	3.98	4.09	3	1.79	1.67	7	1.77	1.70	4	1.56	1.44	8	1.81	1.70	6
5	3.38	3.15	7	1.67	1.60	4	1.65	1.58	4	1.39	1.31	6	1.59	1.65	4

Note: RV:Real value; MV:Measured value; RD:Relative differences

表4 四个感兴趣区域分别在[33 43] keV和[39 49] keV能量下的CNR值

Tab.4 CNRs of four ROIs at [33 43] keV and [39 49] keV

CNR	[33 43] keV	[39 49] keV
ROI 1	24.23	20.32
ROI 2	11.55	10.32
ROI 3	6.20	6.65
ROI 4	5.68	5.43

Note: CNR: Contrast-noise ratio; ROI: Region of interest

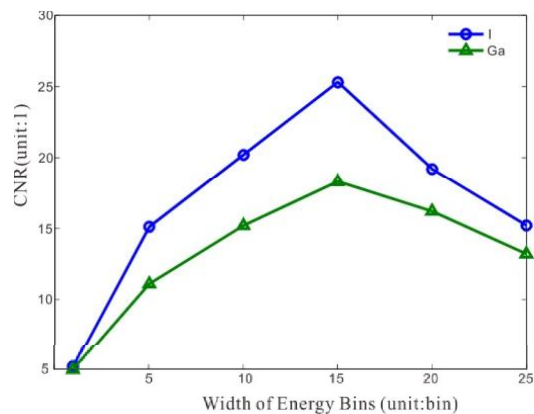


图5 碘和钆在不同能量段下的CNR值

Fig.5 CNRs of iodine and gadolinium at different energy bins

3 结论

本文提出一种基于PENELOPE仿真软件的PCCT仿真技术。本研究首先通过PENELOPE仿真软件对PCCT成像系统进行设计,完成光子计数探测器的配置,其后基于仿真系统完成不同体模的能谱

CT数据仿真。针对K值效应及能量段宽度对图像质量的影响,对相关数据进行了定量分析。仿真实验结果表明,本研究设计的仿真系统能有效地进行基于光子技术探测器的CT仿真,其中对比剂在K缘处的CNR较其在非K缘处高,并且在适当宽度的能量段里获得优质的图像。

通过所建立的能谱CT仿真平台,可以进行许多方面的仿真实验,除了上述的预临床研究,还可以进行其他的研究,包括低剂量图像重建算法研究^[15-17]及基物质分解算法研究等。

【参考文献】

- [1] ALVAREZ R E, MACOVSKI A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography [J]. Phys Med Biol, 1976, 21(5): 733-744.
- [2] HEISMANN B, SCHMIDT B, FLOHR T. Spectral computed tomography [M]. SPIE, 2012.
- [3] SHIKHALIEV P M. Beam hardening artefacts in computed tomography with photon counting, charge integrating and energy weighting detectors: a simulation study [J]. Phys Med Biol, 2005, 50(24): 5813-2827.
- [4] LE H Q, MOLLOI S. Least squares parameter estimation methods for material decomposition with energy discriminating detectors [J]. Med Phys, 2010, 38(1): 245-255.
- [5] LEE S W, CHOI Y N, CHO H M, et al. Feasibility of photon-counting K-edge imaging in X-ray and computed tomographic systems: Monte Carlo simulation studies [J]. J Korean Phys Soc, 2011, 59(4): 2833-2839.
- [6] CHOI Y N, CHO H M, LEE S W, et al. Material decomposition in contrast-enhanced digital mammography based on photon counting: monte carlo simulation studies [J]. J Korean Phys Soc, 2011, 59 (1): 161-168.
- [7] CHO H M, CHOI Y N, LEE S W, et al. Optimization of a photon rejecter to separate electronic noise in a photon-counting detector [J]. J Korean Phys Soc, 2012, 61(11): 1840-1845.

- [8] NASITRUDIN R, PENCHEV P, MEI K, et al. A Monte Carlo software bench for simulation of spectral k-edge CT imaging: initial results [J]. *Phys Med*, 2015, 31(4): 398-405.
- [9] CHOI Y N, KIM H J, CHO H M, et al. CZT detector in multienergy X-ray imaging with different pixel sizes and pitches: Monte Carlo simulation studies [C]. *SPIE Medical Imaging*. International Society for Optics and Photonics, 2011: 79614.
- [10] YE J, BREZOVICH I A, PAREEK P, et al. Benchmark of PENELOPE code for low-energy photon transport: dose comparisons with MCNP4 and EGS4 [J]. *Phys Med Biol*, 2004, 49(3): 387-397.
- [11] BOONE J, FEWELL T, JENNINGS R. Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography [J]. *Med Phys*, 1997, 24(12): 1863-1874.
- [12] LEE S, CHOI Y, CHO H, et al. A Monte Carlo simulation study of the effect of energy windows in computed tomography images based on an energy-resolved photon counting detector [J]. *Phys Med Biol*, 2012, 57(15): 4931-4949.
- [13] HUBBEL J H, SELTZER S M. Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients Nat. Inst. Standards Techno, Gaithersburg, MD, Tech. Rep. NISTIR 5632, 1995 [OL]. Available: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>.
- [14] MAGNOTTA V A, FRIEDMAN L, BIRN F. Measurement of signal-to-noise and contrast-to-noise in the fBIRN multicenter imaging study [J]. *J Digit Imaging*, 2006, 19(2): 140-147.
- [15] GAO Y, BIAN Z, HUANG J, et al. Low-dose X-ray computed tomography image reconstruction with a combined low-mAs and sparse-view protocol [J]. *Opt Express*, 2014, 22(12): 15190-15210.
- [16] ZHANG H, HUANG J, MA J, et al. Iterative reconstruction for X-ray computed tomography using prior-image induced nonlocal regularization [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2014, 61(9): 2367-2378.
- [17] NIU S, GAO Y, BIAN Z, et al. Sparse-view x-ray CT reconstruction via total generalized variation regularization [J]. *Phys Med Biol*, 2014, 59(12): 2997-3017.

(上接 121 页)

的突变和分析 5~14 Hz 频段能量的变化趋势来获取癫痫不同发作阶段的脑电信号。该研究有助于准确地预测癫痫。

【参考文献】

- [1] LITT B, ECHAUZ J. Prediction of epileptic seizures [J]. *Lancet Neurol*, 2002, 1(1): 22-30.
- [2] 贾文艳, 高上凯, 高小榕. 癫痫发作预测研究的新进展 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2004, 21(2): 325-328.
- JIA W Y, GAO S K, GAO X R. The progress in epileptic seizure prediction [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2004, 21(2): 325-328.
- [3] WINTERHALDER M, MAIWALD T, VOSS H U, et al. The seizure prediction characteristic: a general framework to assess and compare seizure prediction methods [J]. *Epilepsy Behav*, 2003, 4(3): 318-325.
- [4] FELDWISCH-DRENTROP H, SCHELTER B, JACHAN M, et al. Joining the benefits: combining epileptic seizure prediction methods [J]. *Epilepsia*, 2010, 51(8): 1598-1606.
- [5] MARSH L, RAO V. Psychiatric complications in patients with epilepsy: a review [J]. *Epilepsy Res*, 2002, 49(1): 11-33.
- [6] 刘旋, 郭亮, 雷洋, 等. 癫痫动物模型建立与脑电采集系统实现 [EB/OL]. 北京: 中国科技论文在线, 2005-12-01.
- LIU X, GUO L, LEI Y, et al. Implementation of animal epilepsy model and development of EEG acquisition system [EB/OL]. Beijing: Science paper Online, 2005-12-01.
- [7] COENEN A M, VAN LUIJTELAAR E L. Genetic animal models for absence epilepsy: a review of the WAG/Rij strain of rats [J]. *Behav Genet*, 2003, 33(6): 635-655.
- [8] 许华, 张洁, 喻静. 合成红藻氨酸诱发大鼠癫痫作用的研究 [J]. *中国病理生理杂志*, 2011, 27(1): 204-208.
- XU H, ZHANG J, YU J. Synthetic kainate acid induces seizures in rats [J]. *Chinese Journal of Pathophysiology*, 2011, 27(1): 204-208.
- [9] RACINE R J. Modification of seizure activity by electrical stimulation: II. Motor seizure [J]. *Electroencephalogr Clin Neuro Physiol*, 1972, 32(3): 281-294.
- [10] 黄小娜. 癫痫前期预测与自动预处理模型研究 [D]. 兰州大学, 2010.
- HUNAG X N. Model of epilepsy previous forecast and automatic pre-treatment [D]. Lanzhou University, 2010.
- [11] 孔娜, 贾文艳, 马骏, 等. 大鼠癫痫发作可预测性的研究 [J]. *北京生物医学工程*, 2007, 26(2): 167-171.
- KONG N, JIA W Y, MA J, et al. Study on seizure prediction by analyzing the EEG of epileptic rats [J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2007, 26(2): 167-171.