

文章编号 1004-924X(2015)06-1580-07

基于集合经验模态分解的人体结肠动力分析

鲁 丽*, 颜国正, 赵 凯, 许 飞

(上海交通大学 电子信息与电气工程学院, 上海 200240)

摘要: 针对目前临床上应用的便秘诊断措施有创且诊断效果不理想的问题, 开展了基于无创检测设备获得胃肠道生理信息的研究。利用非线性分析方法分析人体结肠动力并找出正常人和便秘病人之间的区别, 为临床诊断便秘提供参考。对 8 个正常人和 10 个便秘病人的结肠压力数据进行了分析。首先, 通过阈值和集合经验模态分解 (EEMD) 有效滤除了结肠压力数据中的呼吸, 咳嗽, 电磁干扰等噪声; 然后, 提取了表征结肠动力的特征参数如结肠收缩频率, 动力指数, 平均收缩波峰值; 最后, 通过 t 检验比较了正常人和便秘病人结肠特征参数。结果显示: 正常人和便秘病人的收缩频率, 动力指数有明显统计不同 ($p < 0.05$); 然而, 正常人和便秘病人的平均收缩波峰值没有明显统计差别。分析表明, 收缩频率、动力指数可以区分正常人和便秘病人。

关键词: 无线胶囊; 无线传感器; 慢传输型便秘; 结肠动力学; 集合经验模态分解

中图分类号: TP242.3; R574.62 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20152306.1580

Analysis of human colonic motility using EEMD

LU Li*, YAN Guo-zheng, ZHAO Kai, XU Fei

(School of Electrical and Information Engineering,
Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

* Corresponding author, E-mail: luxiaoli0402@163.com

Abstract: As current diagnostic methods for constipation are invasive and the diagnostic effects are not ideal, this paper researches how to use the noninvasive detection equipment to obtain the gastrointestinal physiological information. The nonlinear analysis methods were taken to analyze human colon dynamics and to find out the difference between normal people and constipated patients, then to provide references for clinical diagnosis of the constipation. Colonic pressure data from 8 healthy and 10 constipated subjects were analyzed. Firstly, the breathing, coughing, electromagnetic interference noise in the colonic pressure data were filtered by thresholds and the Ensemble Empirical Mode Decomposition (EEMD). Then, the colonic contractile frequency, motility index and the average peak of peristaltic wave were extracted to characterize the colonic dynamic properties. Finally, the feature parameters between healthy and constipated subjects were compared by using the t test. Analysis shows that the number of contractions and the motility indexes of healthy subjects are different from that of the patients with constipation ($p < 0.05$), and they have statistically significance for distinguish the healthy subjects and the patients with constipation, but the average peak of peristaltic

收稿日期: 2014-10-15; **修订日期:** 2014-12-30.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (No. 60875061, No. 31170968, No. 30800235); 载人航天领域预研基金资助项目 (No. 010203); 上海市科委资助项目 (No. 09DZ1907400)

wave does not. So it suggests that the number of contractions and motility indexes could be used in the noninvasive detection for diagnostics of the healthy subjects and patients with the constipation.

Key words: wireless capsule; wireless sensor; slow transit constipation; human colonic motility; Ensemble Empirical Mode Decomposition(EEMD)

1 引言

便秘是很常见的疾病,据调查它影响着大约15%的成年人和9%的儿童^[1-2]。目前便秘的诊断方法主要有直肠测压^[3],排粪造影^[4],结肠测压^[5]等。直肠测压和结肠测压是通过一个装载有压力传感器的测压导管测量肠腔的压力,它们给病人带来了极大的痛苦,并且增加了肠穿孔和交叉感染的几率^[6]。排粪造影对人体有辐射,并且不同的医生对造影结果的判断不同^[7]。因此新型无创便秘检测系统的研究受到人们的关注。目前,胃肠道压力测量的无创诊断系统主要有无线动力胶囊和多参数消化道无创检测系统。其中,多参数消化道无创检测系统可以实时监测人体胃肠道生理状态下的压力、温度和pH值。病人在检测前不需要清肠,在检测过程中可以自由走动。因此本文采用多参数消化道无创检测系统获得结肠压力数据。

基于胃肠道压力数据,研究人员运用了多种方法来诊断便秘,如结肠传输时间(CTT)^[8-9]和胃肠道传输时间(GTT)^[10],然而它们无法诊断正常传输型便秘(Normal Transit Constipation, NTC)。Rao等人用结肠测压法分析了21个慢传输型便秘病人和20个正常人的结肠压力数据,发现便秘病人的肠蠕动波数和压力曲线下面积在白天低于正常人,但在晚上结肠活动没有此规律^[11]。Hagger等人研究了10个健康人和8个女性慢传输型便秘患者的结肠压力数据,发现便秘病人胃肠的高幅度收缩波和低幅度收缩波的频率均低于正常人^[12];然而他们研究的胃肠压力数据是通过结肠测压法获得的,不能代表正常生理状态下的人体胃肠动力。

上述方法除了无法诊断NTC和不能代表正常生理状态下的胃肠动力外,也没有对胃肠道压力数据进行滤波,而测量时胃肠道压力数据会受到呼吸、咳嗽、电磁干扰等噪声的污染,从某种程度上导致分析结果不合理。此外,胃肠道压力数据具有非线性和非平稳性,线性分析方法不足以

透彻分析胃肠动力。因此,本文提出了一种新的非线性结肠压力数据分析方法,即联合阈值、集合经验模态分解(Ensemble Empirical Mode Deposition, EEMD), *t*检验来分析结肠动力。分析结果显示,正常人和便秘病人的收缩频率、动力指数有明显的统计不同,但他们的平均收缩波峰值没有太大的统计差别;根据收缩频率和动力指数可以区分正常人和便秘病人。

2 多参数消化道无创检测系统

人体胃肠道压力数据是通过多参数消化道无创检测系统获得的。无创检测系统由无线胶囊,便携式数据记录仪,工作站3部分组成,如图1所示。胶囊内集成了压力、温度和pH传感器,能实时连续监测人体胃肠内生理参数的变化趋势。为延长胶囊的工作时间,本课题组利用0.18 μm 的CMOS工艺设计了低功耗专用集成芯片^[6]。它集成了微控制器、AD、放大电路、串行外设接口(SPI)、定时器、RAM等。为降低系统功耗,在设计低功耗专用集成芯片时应用了三态时钟管理模块、能量管理模块等。测试结果表明,与早期设计的系统相比,新系统的功耗和体积明显减小,稳定性增强。数据记录仪可接收无线胶囊发送的数据,并存储到多媒体卡(Multi-media Card, MMC)中。通过USB可以将记录仪内存的数据下载到工作站中。数据处理过程包括滤波、图形化显示压力、温度和pH曲线、提取特征值和信噪比评估等。

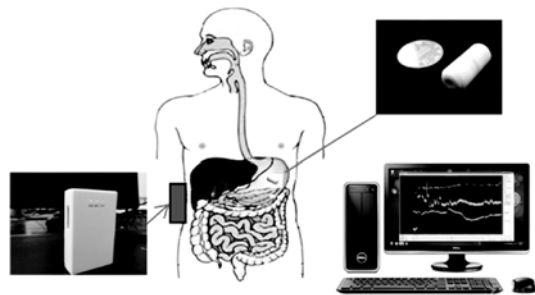


图1 多参数消化道无创检测系统

Fig. 1 Multi-parameter gastrointestinal non-invasive detection system

3 数据处理方法

数据滤波、提取特征值及信息评估是数据处理的关键。在这里数据滤波通过阈值和 EEMD 完成;滤波后从压力数据中提取收缩频率、动力指数和平均收缩波峰值作为胃肠动力特征;信息评估利用 t 检验完成。由于记录仪记录的是全消化道的胃肠道压力数据,为了取出结肠压力数据,需先对胃肠道压力数据进行分段。

3.1 胃肠压力数据分段

根据 pH 值和时间信息,胃肠道压力数据可分为胃、小肠、结肠压力三段数据。胶囊在胃内的通过时间为从吞入胶囊开始到 pH 值有一个大的跳变(从胃内酸性环境变为十二指肠碱性环境),通常情况下是 pH 升高至 3 pH^[13]。小肠通过时间指胶囊进入十二指肠到胶囊离开盲肠这段时间,pH 值至少下降了 1。结肠通过时间指胶囊进入盲肠到胶囊排出这段时间。

3.2 数据滤波

胃肠道压力数据中含有呼吸,咳嗽,电磁干扰等噪声,应用阈值和 EEMD 来去除这些噪声。阈值滤波公式如下:

$$p'_i = \begin{cases} p_i, & i=1 \\ p_{i-1}, & |2p_i - (p_{i-1} + p_{i+1})| > \Delta p, i=2, 3, \dots, n \\ p_i, & |2p_i - (p_{i-1} + p_{i+1})| \leq \Delta p, i=2, 3, \dots, n \end{cases} \quad (1)$$

其中: p_i 为原始压力信号, p'_i 为滤波后的压力信号, $\Delta p=133$ Pa 为阈值。阈值滤波只能滤除异常数据,无法滤除高频噪声。为进一步滤除压力数据中的噪声,应用了 EEMD。

EEMD 是一种噪声辅助数据分析方法,它是从经验模式分解(EMD)演化而来^[14]。EMD 是一种数据自适应滤波法,它广泛应用于非线性、非稳态数据的分析中^[15]。与小波变换相比,EMD 不需要一个先验基函数,它完全由数据本身驱动。EMD 的所有数据都是由一些不同的简单本征振荡模式,即本征函数(Intrinsic Mode Function, IMF)组成^[14]。本征模式需满足两个条件:(1)在整个数据中,极值点的数目与过零点数目应相等或相差不超过 1;(2)在任一点上,最大极值点的包络线和最小极值点的包络线的均值为 0。EMD 通过减去最大极值点的包络线和最小极值点的包

络线的均值,可以抽出一系列有物理意义的本征函数^[16]。假设测量信号为 $x(t)$,经过 IMF 筛选后信号被分解为:

$$x(t) = \sum_{i=1}^L \text{IMF}_i(t) + r_L(t), \quad (2)$$

其中: $\text{IMF}_i(t)$ 代表第 i 个本征函数, $r_L(t)$ 代表最终的余量。

在 EMD 分解过程中信号的间歇性可导致模态混叠,即不同模式的振荡可能出现在一个 IMF 中或一个模式可以延伸到不同的 IMFs。为克服模态混叠,这里选用了 EEMD。EEMD 分解信号的步骤如下:

- (1) 在原信号上添加幅度为 ϵ 的白噪声。
- (2) 对添加白噪声的信号进行 EMD 分解。
- (3) 转到步骤(1),直到重复 N 次 EMD 分解。
- (4) 对 N 次 EMD 分解得到的 IMFs 求平均。

对 EEMD 分解得到的 IMFs 进行希尔伯特变换,得到它们的瞬时频率。根据胃肠蠕动波的频率为 3~12 次/分,找到对应的 IMF 或 IMFs,即得到了胃肠蠕动波。

3.3 特征值提取

经过上述数据滤波后,胃肠蠕动波被提取出来。为实现自动计算特征参数,需先识别出结肠收缩波。结肠收缩波根据文献^[17]中的波形识别算法进行识别。识别原理为根据波的起点、峰值点和终点来确定一个波。结肠收缩频率为:

$$F_c = \frac{N_{Ct}}{t}, \quad (3)$$

其中: F_c 为收缩频率, N_{Ct} 为结肠收缩波的个数, t 为结肠传输时间。

当胃肠蠕动波被识别出来后,波的峰值点即是收缩波峰值。平均收缩波峰值为:

$$\bar{P} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N P_i, \quad (4)$$

其中: P_i 为收缩波峰值, \bar{P} 为平均收缩波峰值。

动力指数的计算公式如下:

$$MI = \ln(N_{Ct} \times A_s + 1), \quad (5)$$

其中: MI 为动力指数, N_{Ct} 为收缩波个数, A_s 为收缩波的幅度总和。

3.4 信息评估

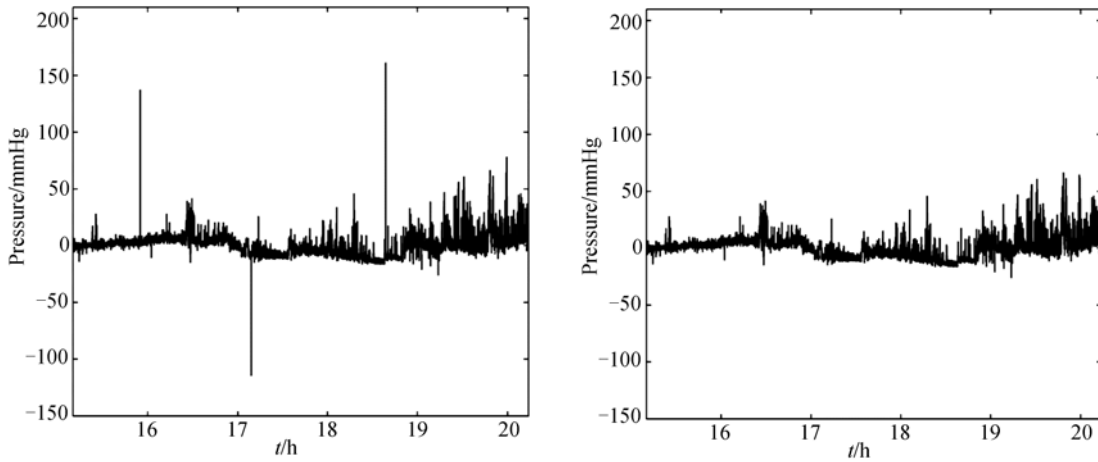
利用 t 测验比较了不同组间的差别,并对产生差别的原因进行了分析。

4 实验结果及分析

4.1 数据滤波

记录仪记录的原始数据中含有呼吸、咳嗽、电

磁干扰等噪声,应用阈值和 EEMD 消除噪声,阈值滤波结果如图 2 所示。从图 2(a)可以看出,数据中含有异常值(如咳嗽,电磁干扰等)。而图 2(b)中含有的异常值已经被滤除,但呼吸等噪声仍然存在于数据中,因此应用 EEMD 进一步除噪。



(a)原始压力随时间的变化曲线 (b)阈值滤波后的结果
(a) Original pressure data changed with time (b) Data filtered by threshold method

图 2 阈值滤波

Fig. 2 Results of threshold filtering

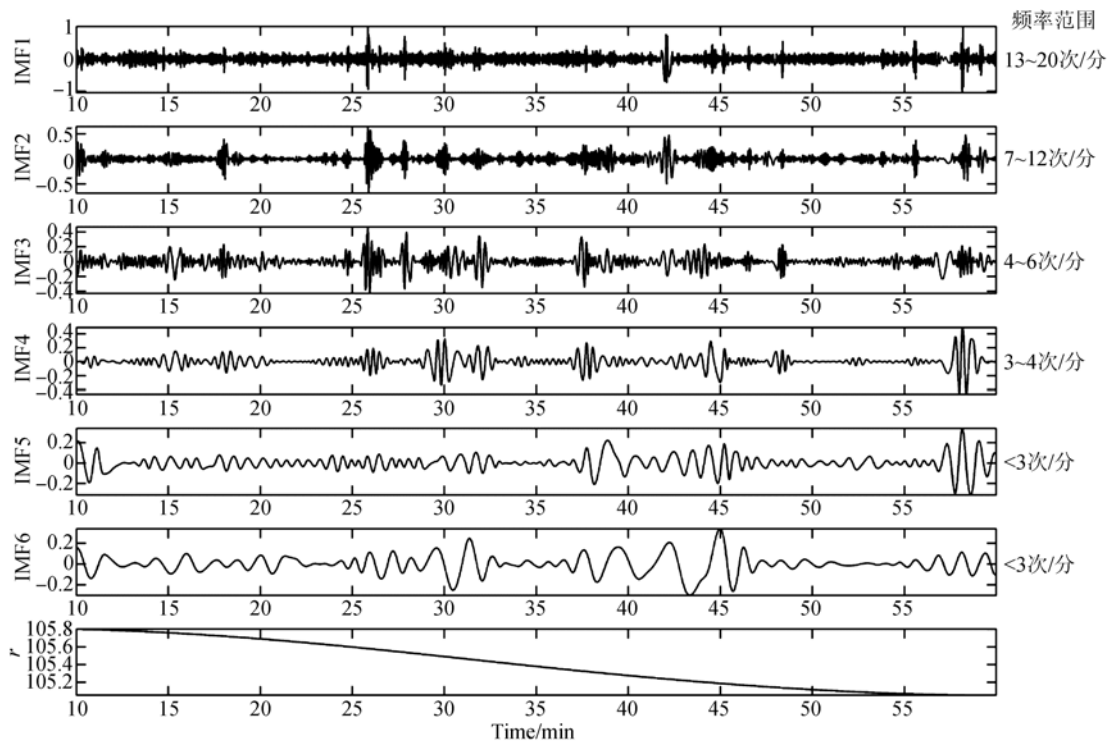


图 3 EEMD 分解结果

Fig. 3 Decomposition results of EEMD

压力数据的 EEMD 分解结果如图 3 所示。从图中可以看出,压力信号被分解为 6 个 IMF 和一个余量,其中 IMF1 的频率为 13~20 次/分。而成人平静时的呼吸频率约为 12~20 次/分,所以 IMF1 为呼吸波。IMF5 和 IMF6 的频率均小于 3 次/分,应为其它低频生理信号。IMF2~IMF4 为肠蠕动波,最终的结肠蠕动波为 IMF2~IMF4 的叠加。

原始数据和滤波后的数据对比如表 1 所示。经过数据处理,原始数据中的异常值、呼吸波和其它非胃肠蠕动引起的低频干扰被滤除。

表 1 原始数据和滤波后的数据对比

Tab. 1 Comparison between original data and filtered data

滤波方法	原始数据	滤波后数据
阈值滤波	数据中含有咳嗽、呼吸、电磁干扰等噪声	异常值如咳嗽、电磁干扰引起的噪声被滤除
EEMD	数据中含有呼吸及其它低频信号	呼吸和非胃肠蠕动产生的低频信号被滤除

4.2 信息评估

本文利用 t 测验比较了正常人和便秘病人的差别。表 2 为正常人和便秘病人结肠动力参数的中值和四分位范围(25~75%)对比。正常人收缩频率的中值是 3.78 次/分,而便秘病人的是 1.99 次/分。正常人动力指数的中值为 19.42,而便秘病人的是 18.81。根据 t 测验结果,正常人和便秘病人的收缩频率($p=0.01$)和动力指数($p=0.02$)明显不同。但正常人和便秘病人的平均波峰值却无统计差别。

表 3 为正常人和便秘病人的结肠动力参数小于正常范围的 5% 所占的比例。结肠收缩频率和动力指数的正常范围的 5% 分别是 3.01 次/分和 19.16。大约有 70% 的便秘病人的结肠收缩频率小于正常范围的 5%。对正常传输型便秘病人来说,这一数字上升到 83%。约 60% 的便秘病人的动力指数小于正常范围的 5%,但只有 20% 的便秘病人的平均波峰值小于正常范围的 5%。因此利用收缩频率和动力指数可识别出便秘病人,而平均波峰值不能识别出便秘病人。

表 2 正常人和便秘病人结肠动力参数中值和四分位范围(25~75%)对比

Tab. 2 Median values and interquartile range (25~75%) of motility parameters for healthy vs. constipated patients

	收缩频率 /(次/分)	动力指数	平均波 峰值/mmHg
健康人 ($n=8$)	3.78 (3.54,4.01)	19.42 (19.23,19.48)	7.0 (6.4,8.83)
便秘病人 ($n=10$)	1.99 (1.41,3.00)	18.81 (18.26,19.27)	6.35 (5.64,7.52)
p -value	0.01	0.02	0.06

4.3 结果分析

近期研究表明,有些便秘病人的结肠蠕动活动和高幅度收缩波明显少于正常人^[7]。这可以解释为什么正常人和便秘病人的收缩频率和动力指数有明显的统计不同。平均波峰值是把所有结肠蠕动波的峰值做了平均。虽然正常人的波峰值可能比便秘病人高,但正常人的平均波峰值却不比便秘病人的高。这可以解释为什么正常人和便秘病人的平均波峰值无统计差别。

表 3 结肠动力原始数据和滤波后的数据对比

Tab. 3 Comparison between original data and filtered data of motility

	结肠动力小于正常范围的 5%		
	收缩频率 (<3.01 次/分)	动力指数 (<19.16)	平均波峰值 (<5.5 mmHg)
正常人 ($n=8$)	5	5	5
便秘病人 ($n=10$)	70	60	20
正常传输型 便秘($n=6$)	83	83	33
慢传输型 便秘($n=4$)	50	25	25

约有 70% 的便秘病人的结肠收缩频率小于正常范围的 5%。对正常传输型便秘病人来说,这一数字上升到 83%;而对于慢传输型便秘病人来说,这一数字下降到 50%。这是因为虽然大部分便秘病人的结肠蠕动活动、高幅度收缩波明显

低于正常人^[7],但有些便秘病人的非传播波和逆行传播波明显比正常人多^[1]。这可以解释为什么结肠收缩频率可以很好地区分正常传输型便秘,但不能识别慢传输型便秘。

5 结 论

本文基于无创检测设备获得了胃肠道生理信

息,利用阈值、EEMD和 t 测验分析了8个正常人和10个便秘病人的结肠压力数据。分析结果表明,正常人和便秘病人的收缩频率及动力指数有明显不同($p < 0.05$),因此,根据收缩频率和动力指数可以区分正常人和便秘病人。

本文的结论为研究胃肠动力奠定了基础,如何运用该结论诊断便秘以及设计其它算法去更好地识别便秘将是今后工作的重点。

参考文献:

- [1] BHARUCHA A E, PEMBERTON J H, LOCKE G R. American gastroenterological association technical review on constipation [J]. *Gastroenterology*, 2013, 144(1): 218-238.
- [2] DINNING P G, DI LORENZO C. Colonic dysmotility in constipation [J]. *Best Practice & Research in Clinical Gastroenterology*, 2011, 25(1): 89-101.
- [3] FRENCKNER B. Ano-rectal manometry in the diagnosis of Hirschsprung's disease in infants [J]. *Acta Paediatrica*, 1978, 67(2): 187-192.
- [4] VITTON V, VIGNALLY P, BARTHET M, et al.. Dynamic anal endosonography and MRI defecography in diagnosis of pelvic floor disorders: comparison with conventional defecography [J]. *Diseases of the Colon & Rectum*, 2011, 54(11): 1398-1404.
- [5] SINGH S, HEADY S, COSS-ADAME E, et al.. Clinical utility of colonic manometry in slow transit constipation [J]. *Neurogastroenterology and Motility*, 2013, 25(6): 487-495.
- [6] 鲁丽,颜国正,王志武,等. 低功耗人体全消化道生理参数遥测胶囊的设计[J]. *光学精密工程*, 2013, 21(3): 2479-2485.
LU L, YAN G ZH, WANG ZH W, et al.. Design of low power telemetry capsules for physiological parameters of entire digestive tract [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2013, 21(3): 2479-2485. (in Chinese)
- [7] RAO S S C, MEDURI K. What is necessary to diagnose constipation? [J]. *Best Practice & Research in Clinical Gastroenterology*, 2011, 25(1): 127-140.
- [8] XU H M, HAN J G, NA Y, et al.. Colonic transit time in patient with slow-transit constipation: comparison of radiopaque markers and barium suspension method [J]. *European Journal Radiology*, 2011, 79(2): 211-213.
- [9] WAGENER S, SHANKAR K R, TURNOCK R R, et al.. Colonic transit time—what is normal? [J]. *Journal of Pediatric Surgery*, 2004, 39(2): 166-169.
- [10] TIMM D, WILLIS H, THOMAS W, et al.. The use of a wireless motility device (SmartPill[®]) for the measurement of gastrointestinal transit time after a dietary fibre intervention [J]. *British Journal of Nutrition*, 2011, 105(9): 1337-1342.
- [11] RAO S S, SADEQHI P, BEATY J, et al.. Ambulatory 24-hour colonic manometry in slow-transit constipation [J]. *The American Journal of Gastroenterology*, 2004, 99(12): 2405-2416.
- [12] HAGGER R, KUMAR D, BENSON M, et al.. Colonic motor activity in slow-transit idiopathic constipation as identified by 24-h pancolonic ambulatory manometry [J]. *Neurogastroenterology & Motility*, 2003, 15(5): 515-522.
- [13] MAQBOOL S, PARKMAN H P, FRIEDENBERG K. Wireless capsule motility: comparison of the SmartPill[®] GI monitoring system with scintigraphy for measuring whole gut transit [J]. *Digestive Diseases and Sciences*, 2009, 54(10): 2167-2174.
- [14] PAPADANIIL C D, HADJILEONTIADIS L J. Efficient heart sound segmentation and extraction using ensemble empirical mode decomposition and kurtosis features [J]. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2014, 18(4): 1138-1152.
- [15] KIM N S, CHUNG K, AHN S, et al.. Denoising traffic collision data using Ensemble Empirical Mode Decomposition (EEMD) and its application for constructing Continuous Risk Profile (CRP) [J]. *Accident Analysis and Prevention*, 2014, 71: 29-37.
- [16] WANG H C, CHEN J, DONG G M. Feature ex-

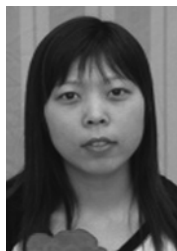
traction of rolling bearing's early weak fault based on EEMD and tunable Q-factor wavelet transform [J]. *Mechanical System and Signal Processing*, 2014, 48(1-2): 103-119.

- [17] PARKER R, WHITEHEAD W E, SCHUSTER M M. Pattern-recognition program for analysis of

colon myoelectric and pressure data [J]. *Digestive Diseases and Sciences*, 1987, 32(9): 953-961.

- [18] RAVI K, BHARUCHA A E, CAMILLERI M, et al. Phenotypic variation of colonic motor functions in chronic constipation [J]. *Gastroenterology*, 2010, 138(1): 89-97.

作者简介:



鲁 丽(1984—),女,河南周口人,博士研究生,2008年于郑州大学获得硕士学位,主要研究方向为胃肠道多元医学无创检测系统,数据处理和微传感器。E-mail:luxiaoli0402@163.com

导师简介:



颜国正(1961—),男,湖南桃江人,教授,1993年于吉林工业大学获得博士学位,1995年于南京航空航天大学博士后出站,主要研究方向为智能机器人和微机电系统。E-mail:gzyan@sjtu.edu.cn

(版权所有 未经许可 不得转载)