

文章编号: 2095-2163(2021)02-0174-05

中图分类号: TP212

文献标志码: A

# 基于热电偶的睡眠呼吸监测传感器的仿真与分析

高翔<sup>1</sup>, 苗晓丹<sup>1</sup>, 苏开明<sup>2</sup>, 杨卓青<sup>3</sup>

(1 上海工程技术大学机械与汽车工程学院, 上海 201620; 2 上海交通大学附属第六人民医院耳鼻咽喉头颈外科, 上海 200233; 3 微米/纳米加工技术国家级重点实验室(上海交通大学), 上海 200240)

**摘要:** 针对阻塞性睡眠呼吸暂停综合症(OSAHS)这一常见疾病, 本文设计了一种基于薄膜热电偶的睡眠呼吸监测传感器, 并通过赛贝克效应和传热学原理分析了呼吸过程中温度以及对流换热系数的变化, 为传感器呼吸监测能力的可行性提供了理论依据。本文采用COMSOL进行了有限元仿真, 研究了基底厚度、热电偶材料、热电偶厚度以及导线排布方式对传感器的影响, 同时对结构进行了优化处理。此后, 还分析了在不同通气情况下热电偶热端的温度曲线差异, 其结果表明传感器具有判别OSAHS患者的能力。

**关键词:** OSAHS; 呼吸监测; 薄膜热电偶; 传热学; 有限元仿真

## Simulation and analysis of sleep breathing monitoring sensor based on thermocouple

GAO Xiang<sup>1</sup>, MIAO Xiaodan<sup>1</sup>, SU Kaiming<sup>2</sup>, YANG Zhuoqing<sup>3</sup>

(1 School of Mechanical and Automotive Engineering, Shanghai University of Engineering Science, Shanghai 201620, China; 2 Department of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, Shanghai Jiao Tong University Affiliated Sixth People's Hospital, Shanghai 200233, China; 3 National Key Laboratory of Science and Technology on Micro/Nano Fabrication (Shanghai Jiao Tong University), Shanghai 200240, China)

**[Abstract]** Aiming at obstructive sleep apnea hypopnea syndrome (OSAHS), this paper designs a kind of sleep respiration monitoring sensor based on thin film thermocouple, and analyzes the changes of temperature and convective heat transfer coefficient in the process of respiration through Seebeck effect and heat transfer theory, which provides a theoretical basis for the feasibility of the sensor's respiration monitoring ability. In this research, the finite element simulation of COMSOL is used to study the influence of substrate thickness, thermocouple material, thermocouple thickness and wire arrangement on the sensor, and optimizes the structure. Finally, the temperature curve difference of thermocouple's hot junction under different breathing conditions is analyzed. The results show that the sensor has the ability to distinguish OSAHS patients.

**[Key words]** OSAHS; respiratory monitoring; thin film thermocouple; heat transfer theory; finite element simulation

## 0 引言

目前阻塞性睡眠呼吸暂停综合症(OSAHS)被认为是一种严重的具有潜在致死性的睡眠呼吸疾病, 容易导致中风和突发性心力衰竭并影响患者的心理健康<sup>[1]</sup>。临床上一般使用多导睡眠监测仪作为OSAHS的监测手段。

根据美国睡眠医学学会的分级标准, 对睡眠呼吸暂停综合症的监测和诊断可以分为4级: 1级, 标准多导睡眠仪检查; 2级, 全指标便携式多导睡眠仪检查; 3级, 改良便携式睡眠呼吸暂停检查; 4级, 单或双生物指标持续记录<sup>[2]</sup>。

作为一种传统的睡眠监测设备, 多导睡眠监测仪是睡眠监测领域的最为权威的监测手段。目前的

应用范围主要覆盖医院和睡眠实验室。多导睡眠监测仪可以记录人体在整个睡眠过程中的各种生理信号, 包括心电图(ECG)、脑电图(EEG)、眼电图(EOG)、肌电图(EMG)、呼吸信号、氧饱和度、睡眠姿势等<sup>[3]</sup>。但由于存在着基础费用昂贵、对患者有着巨大的身心压力等缺点, 近年来针对便携式睡眠呼吸监测设备(2级、3级和4级)上的研究也逐渐成为热点。

Zhu等人<sup>[4]</sup>提出了一种基于小波变换的实时呼吸节律和脉搏率的实时测量方法, 该方法利用枕头下充液管采集的压力信号, 准确地获得呼吸节律和脉搏率。Bu等人<sup>[5]</sup>采用氮化铝(AlN)材料制成的柔性压电薄膜传感器。由于AlN薄膜传感器具有良好的灵敏度, 因此压力波动所测得的信号可进一

基金项目: 国家自然科学基金(51605277)。

作者简介: 高翔(1996-), 男, 硕士研究生, 主要研究方向: 微机电系统。

通讯作者: 苗晓丹 Email: mxd8868@126.com

收稿日期: 2020-10-28

步分解为与呼吸和心跳相对应的信号。Beattie 等人<sup>[6]</sup>通过安装在床下的测压元件来监测运动、心率和呼吸。同时也描述了如何使用测压计数据来区分临床相关的呼吸障碍(呼吸暂停和低通气)和正常呼吸。Jiang 等人<sup>[7]</sup>研制了一种便携式睡眠呼吸监测系统,包括 3 个传感器模块,具体就是:用于监测鼻气流的热膜式气流传感器、用于监测胸呼吸、身体姿势、身体活动多参数的三轴加速度计和用于监测血氧饱和度的脉搏血氧仪。

本文基于赛贝克效应,设计了一种便携式睡眠呼吸监测传感器,通过对热电偶的温差电动势的测量,来实现对呼吸信号的监测。在呼吸作用下,热电偶热端温度会产生变化,同时冷端温度保持不变,由于冷热两端存在温差而产生电动势。可以通过分析和处理电动势信号来对睡眠呼吸暂停综合症做出诊断。该传感器的优点在于携带起来方便、经济性好、对人体友好、并且没有心理负担。

## 1 呼吸监测传感器模型及理论

### 1.1 呼吸监测传感器模型

睡眠呼吸监测传感器的示意图如图 1 所示。由图 1 可看到,将聚酰亚胺薄膜(Polyimide Film)作为基底材料,薄膜上设置有 3 处凸起结构,在其上溅射有金属导线作为热电偶。薄膜贴在鼻端,上方凸起部分伸入鼻腔内部,下方凸起部分放置在嘴唇上方。在呼吸的作用下,热电偶节点的温度发生改变,由此产生电势信号。通过外部导线,信号传输到穿戴式项圈,在项圈中进行信号的采集、放大和过滤。此后即将电势信号转换为呼吸信号。

通过 CAD 软件绘制光刻掩模板,薄膜上热电偶导线分布情况如图 2 所示。

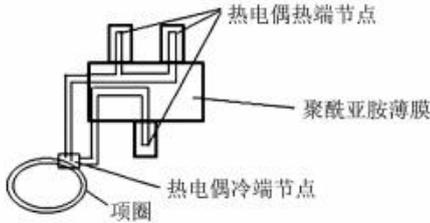


图 1 睡眠呼吸监测传感器的示意图

Fig. 1 Schematic diagram of sleep respiration monitoring sensor

### 1.2 赛贝克效应及热传递

赛贝克效应在 1821 年首次观察到。研究可知,赛贝克效应就是:当 2 种不同金属在 2 节点连接,并且 2 个节点保持不同的温度,就会有电流连续不断流过电路。赛贝克效应可用以下公式进行表示<sup>[8]</sup>:

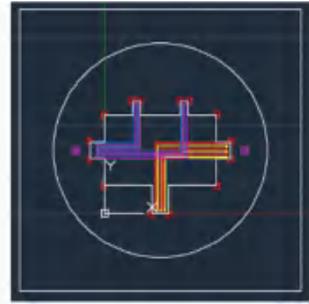


图 2 热电偶导线分布图

Fig. 2 Distribution of thermocouple wires

$$E_{AB}(T, T_0) = \frac{k}{e}(T - T_0) \ln \frac{n_A}{n_B} + \int_{T_0}^T (\sigma_A - \sigma_B) dT, \quad (1)$$

其中,  $E_{AB}$  为 AB 两种材料的温差电动;  $n_A$  和  $n_B$  分别表示 2 种材料的电子密度;  $\sigma_A$  和  $\sigma_B$  分别表示 2 种材料的汤姆逊系数;  $k$  为玻尔兹曼常数;  $e$  为电子电荷;  $T$  为热端温度;  $T_0$  为冷端温度。

使用  $S_{AB}$  作为 2 种材料的赛贝克系数,则温差电动势  $E_{AB}$  可以简化表现为赛贝克系数在温差上的积分,其对应公式可写为:

$$E_{AB} = \int_{T_0}^T S_{AB}(T) dT. \quad (2)$$

根据使用材料的不同,热电偶可以分为多种类型。常用的热电偶型号及其赛贝克系数见表 1。

表 1 常用热电偶赛贝克系数

Tab. 1 Seebeck coefficient of common thermocouple

热电偶材料	型号	塞贝克系数/ $(\mu V \cdot K^{-1})$
铂铑 13-铂	R 型	6.47
铂铑 30-铂铑 6	B 型	0.33
镍铬-镍硅	K 型	40.96
镍铬-铜镍(康铜)	E 型	63.19
铁-铜镍(康铜)	J 型	52.69
铜-铜镍(康铜)	T 型	42.79
镍铬硅-镍硅	N 型	27.74
铂铑 10-铂	S 型	64.40

赛贝克系数在不同的温度下会发生改变,表 1 中赛贝克系数为热端  $100^\circ$ ,冷端为  $0^\circ$  时的情况。考虑到经济性以及对人体无毒的要求,研究中选取了铜-铜镍(康铜)作为热电偶材料。

### 1.3 工艺制造

通过 MEMS 微加工工艺对呼吸监测薄膜进行制造,其中涉及的工艺内容可表述如下。

(1)清洗。使用碳酸钙擦拭 pi 膜表面,在去离子水中进行超声波清洗,稍后进行烘干。

(2)光刻。在玻璃基底上附着清洗好的 pi 膜,放入甩胶机中进行甩胶。预甩胶 10 s,转速 500 转/min,正式甩胶 30 s,转速 1 600 转/min。甩胶厚度为 6.5 μm。烘干后进行光刻图形化,曝光时间为 90 s,显影时间为 100 s。

(3)溅射。在聚酰亚胺薄膜表面溅射 500 nm 的铜,通过 NaOH 去除光刻胶。去除光刻胶后,更换掩模板并重复光刻的步骤,接下来会溅射 500 nm 的康铜,最后再次去胶。要注意的是,为保证 2 种金属材料相接,掩模板的线条需要部分重叠。

## 2 睡眠呼吸信号分析

将呼吸气流的变化近似为正弦函数,已知正常人睡眠状态的潮气量约为 0.6 L<sup>[9]</sup>,一个呼吸周期为 3 s,则人体肺部气体体积  $Q$  的曲线图像如图 3 所示。而  $Q$  随时间  $t$  的变化可以表示为:

$$Q(t) = 0.3 \sin\left(\frac{2\pi t}{3} - \frac{\pi}{2}\right) + 0.3, \quad (3)$$

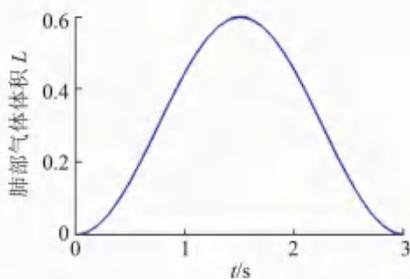


图3 肺部气体体积变化

Fig. 3 The change of gas volume in lung

用  $A$  表示正常人的鼻腔入口面积,故入口处气流速度  $V$  可以表示为:

$$V(t) = \frac{dQ(t)}{dt} \times \frac{1}{A} = 6.25 \cos\left(\frac{2\pi t}{3} - \frac{\pi}{2}\right), \quad (4)$$

$V$  的曲线图像如图 4 所示。

对于薄膜,可以作为外掠平壁的对流传热问题,此时的临界雷诺数  $Re_{cc} = 5 * 10^5$ ,设流体温度为  $T_f$ ,薄膜温度为  $T_w$ ,则定性温度  $T_m = (T_f + T_w)/2$ 。根据定性温度查阅此时的空气物理性质,可获取其导热系数  $\lambda$ 、运动粘度  $\nu$  和普朗克数  $Pr$ 。换热部分的全长  $l = 5$  mm,由此可计算出此时的雷诺数  $Re_l$ ,结果值小于  $Re_{cc}$ ,故为层流。研究推导出的数学公式如下:

$$Re_l = \frac{V(t)l}{\nu}, \quad (5)$$

使用层流外掠平壁时的平均对流换热系数计算公式为<sup>[10]</sup>:

$$h = 0.664 \frac{\lambda}{l} Re_l^{1/2} Pr^{1/3}, \quad (6)$$

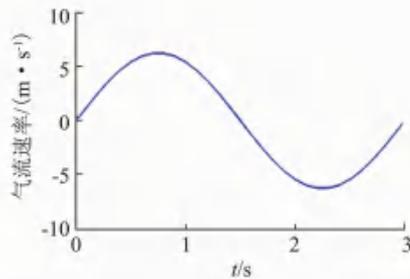


图4 鼻腔气流速度变化

Fig. 4 The change of air velocity in nostrils

对流传热系数变化曲线如图 5 所示。基于此,将对流传热系数引入对流传热的基本公式中就可以得到热流密度  $q$ ,其数学意义就是单位时间内通过单位面积传递的热量,该公式由牛顿在 1701 年提出,也被称为牛顿冷却公式<sup>[10]</sup>,即:

$$q = h(T_w + T_f) = h\Delta T. \quad (7)$$

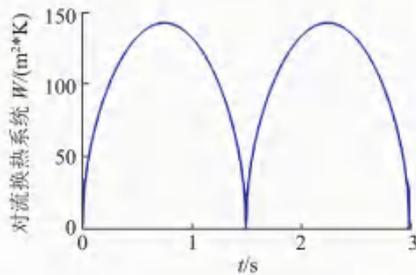


图5 对流传热系数变化

Fig. 5 The change of convective heat transfer coefficient

## 3 呼吸监测传感器的有限元仿真分析

### 3.1 对薄膜的仿真分析

假设在没有呼吸的情况下,将薄膜贴在鼻端,研究其稳态状态。将鼻端的温度设定为 37 °C。同时,薄膜受到空气自然对流的影响。环境温度设定为 20 °C,此时的自然对流换热系数设定为 5 W/(m²·K)。对流换热系数的值影响传热的快慢,在稳态研究中决定温度平衡点的位置。获得的稳态结果如图 6 所示。

随后改变薄膜的厚度,研究不同厚度下薄膜中心表面温度随时间的变化情况,仿真结果如图 7 所示,随薄膜厚度的增加,温度提升速度也随之减慢,同时人体温度与外界温度的平衡点下降,但总体的下降幅度不大。

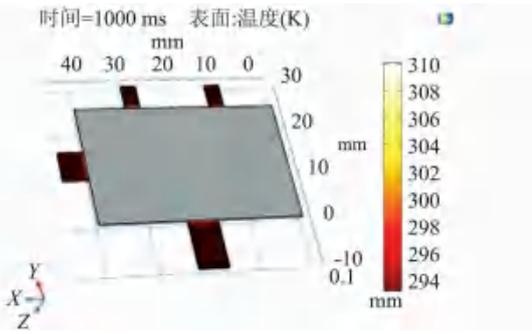


图 6 薄膜稳态仿真结果

Fig. 6 Steady state simulation results of thin film

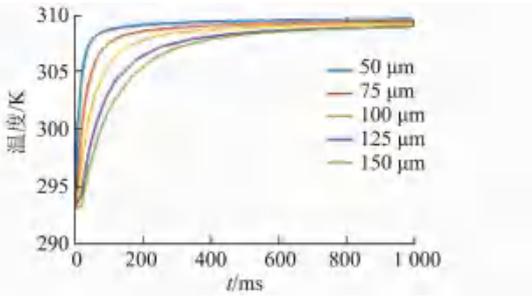


图 7 不同薄膜厚度下的温度变化

Fig. 7 Temperature variation at different film thickness

在本文的原定方案中曾设计将热电偶冷端安置在薄膜上,与引出冷端的方案相比,该方案能够节省空间来设置更多的节点。但通过本次的仿真结果会发现  $\pi$  膜本身的热阻率并不理想,无法满足在薄膜上设置的冷端的要求。这里提出 2 个解决方案。一是采用热阻率更好的材料,二是将冷端引出薄膜表面。本文中选择了第二个方案。

在数量级上,薄膜的面积要远远大于薄膜的厚度,由此其在厚度方向的传热能力远大于平面方向的传热能力。根据图 6 中的仿真结果可知,薄膜与鼻端接触处会受到人体温度的影响,而薄膜突起处由于不和人体直接接触,故所受的影响较小。因而将热端设置在突起处是可行的,冷端却不能设置在薄膜上,同时因为温差电动势只和导体两端温差有关,和导体中间温度分布无关,所以无需考虑薄膜受人体温度影响的部分。

### 3.2 对热电偶节点的仿真分析

假设此时环境温度为  $20\text{ }^\circ\text{C}$ ,人体呼吸温度为  $37\text{ }^\circ\text{C}$ ,两者温差为  $17\text{ }^\circ\text{C}$ 。稳态情况下,对单个热电偶产生的温差电动势进行热电耦合仿真,材料选择为铜-康铜,赛贝克系数  $S_{AB}$  取  $43\text{ }\mu\text{V/K}$ 。热电偶的冷端如图 8 所示,产生的温差电动势为  $7.30 \times 10^{-4}\text{ V}$ 。

按照给定的赛贝克系数,在  $17\text{ }^\circ\text{C}$  的温差下,通过上文提到的公式(2)可以得出其温差电动势为:

$$\Delta E = S_{AB} \times \Delta T = 7.31 \times 10^{-4}\text{ V} \quad (8)$$

计算结果和仿真数据相吻合。

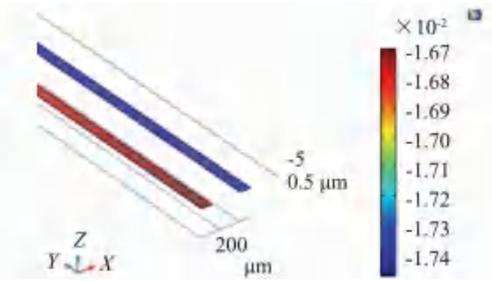


图 8 单热电偶的热电耦合仿真结果

Fig. 8 Thermoelectric coupling simulation results of a single thermocouple

假定在有呼吸的作用下,进行瞬态研究。呼吸信号的频率范围为  $0 \sim 0.35\text{ Hz}$ 。正常成年人呼吸频率是  $16 \sim 20\text{ 次/min}$ ,即  $3 \sim 4\text{ 次/s}$ <sup>[11]</sup>。将其转化为温度信号,其中前  $1.5\text{ s}$  为呼出,后  $1.5\text{ s}$  为吸入。呼出空气为  $37\text{ }^\circ\text{C}$ ,吸入空气为  $20\text{ }^\circ\text{C}$ 。以此获得一个周期内的薄膜温度变化情况。这里采用简化模型,暂不引入对流换热系数的变化情况。由于温度信号和电势差信号成线性关系(塞贝克系数固定),所以这里仅展示了节点的温度变化情况。仿真结果如图 9 所示。

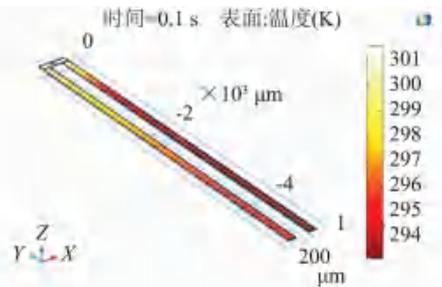


图 9 单热电偶的瞬态换热仿真结果

Fig. 9 Simulation results of transient heat transfer of a single thermocouple

通过改变热电偶厚度研究其对温度变化的影响,不同厚度下的温度变化情况如图 10 所示。

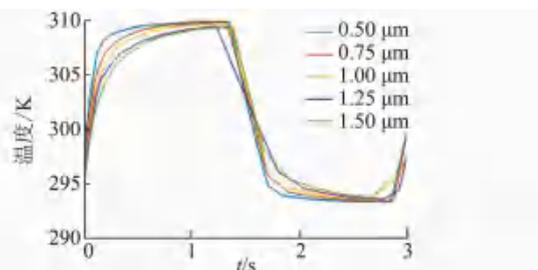


图 10 热电偶不同厚度下的温度变化

Fig. 10 Temperature variation of thermocouple with different thickness

将热端温度达到最高温度 90% 的时间作为响应速度。不同厚度下的热电偶响应速度见表 2。通过表 2 可知,随着热电偶厚度的减小,节点的响应速度也随之增快。

表 2 不同厚度下的热电偶响应速度

Tab. 2 Response speed of thermocouple at different thickness

热电偶厚度/ $\mu\text{m}$	响应时间/s	最高温度/K
0.50	0.19	309.87
0.75	0.32	309.78
1.00	0.37	309.57
1.25	0.49	309.42
1.50	0.54	309.34

但厚度越小,加工的难度也就越大,同时电阻值也会增加,电阻  $R$  的计算的公式可表示为:

$$R = \rho \frac{L}{S}. \quad (9)$$

其中,  $\rho$  表示电阻率;  $L$  表示导体长度;  $S$  表示导体截面积。电阻过大会不利于信号的采集,所以不应该过度追求响应速度的快慢而减小厚度。

### 3.3 不同呼吸状态下的仿真分析

将对流换热系数作为仿真边界条件输入,同时进行参数化扫描,研究发生低通气情况下的温度变化情况。呼吸暂停时曲线无明显变化,这里不做讨论。仿真研究结果如图 11 所示。由图 11 可知,低通气与正常呼吸的温度变化曲线有着显著的不同。

进一步分析可知,后几个呼吸周期与第一次周期之间存在明显的区别,分析原因是由于温度变化的范围存在一个稳定的区间,需要时间来达成这一稳定化的过程。其中,蓝色和绿色曲线分别是气流减小 70% 和 50% 的情况,热电偶冷热端最高温差分别下降了 15.6% 和 9.31%。

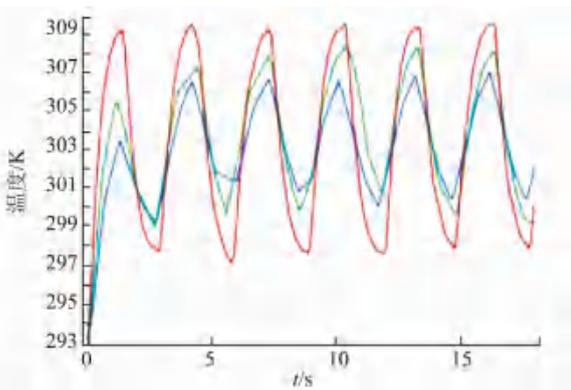


图 11 不同通气情况下的温度变化

Fig. 11 Temperature changes under different breathing conditions

## 4 结束语

本论文对基于热电偶的呼吸监测传感器的工作原理进行分析并加以仿真。基于赛贝克效应可知,热电偶冷热端的温差能够产生温差电动势,可以计算出温差的大小。同时通过对流换热的理论分析,即可知晓在不同呼吸情况下,对流换热系数存在明显区别,该特点可以作为传感器工作的理论依据。通过研究仿真发现,冷端若放置在薄膜上,会受到人体温度的影响,因而选择将冷端引出薄膜。热电偶厚度对响应速度的影响很大,厚度越薄、响应速度越快,但厚度的减小会导致电阻值的增加不利于信号采集,因此在厚度选择上应该综合考量各方面因素。此外,论文中的仿真也验证了正常呼吸和低通气/呼吸暂停之间的信号差异,可以用来判断是否患有 OSAHS。

## 参考文献

- [1] YAGGI H K, CONCATO J, KERNAN W N, et al. Obstructive sleep Apnea as a risk factor for stroke and death[J]. *New England Journal of Medicine*, 2005, 353(19):2034-2041.
- [2] 童茂荣, 斐兰, 童茂清, 等. 多导睡眠图学技术与理论[M]. 北京: 人民军医出版社, 2004.
- [3] 刘锦诗. 基于心率信号的睡眠监测仪的设计与实现[D]. 南京: 南京邮电大学, 2018.
- [4] ZHU Xin, CHEN Wenxi, NEMOTO T, et al. Accurate determination of respiratory rhythm and pulse rate using an under-pillow sensor based on wavelet transformation [C]//Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Conference. Shanghai, China; IEEE, 2005, 6: 5869-5872.
- [5] BU N, UENO N, FUKUDA O. Monitoring of respiration and heartbeat during sleep using a flexible piezoelectric film sensor and empirical mode decomposition [C]//. 2007 29<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Lyon, France; IEEE, 2007, 2007:1362-1366.
- [6] BEATTIE Z T, HAGEN C C, PAVEL M, et al. Classification of breathing events using load cells under the bed[C]//International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society. Minneapolis, MN, USA; IEEE, 2009:3921-3924.
- [7] JIANG Peng, ZHU Rong, DONG Xiaosong, et al. Combination mode of physiological signals for diagnosis of OSAS using portable monitor[J]. *Sleep & breathing*, 2018, 22:123-129.
- [8] 李海涛. ITO/In<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 薄膜热电偶的制备及热电性能研究[D]. 成都: 电子科技大学, 2017.
- [9] 董丽霞, 陈宝元. 阻塞性睡眠呼吸暂停患者不同睡眠时相呼吸驱动变化的研究[J]. *天津医科大学学报*, 2007, 13(2): 158-161.
- [10] 王厚华. 传热学[M]. 重庆: 重庆大学出版社, 2006.
- [11] 王彬. 基于呼吸信号的情感识别研究[D]. 重庆: 西南大学, 2010.