

## 基于胸阻抗法的心排量检测系统研制

李晨洋<sup>1,3</sup>, 叶继伦<sup>1,2,3</sup>, 张旭<sup>1,2,3</sup>, 孙阳<sup>1,3</sup>, 刘杰<sup>1,3</sup>

1. 深圳大学医学部生物医学工程系, 广东 深圳 518060; 2. 广东省生物医学信号检测与超声成像重点实验室, 广东 深圳 518060;  
3. 深圳市生物医学工程重点实验室, 广东 深圳 518060

**【摘要】**基于胸阻抗法和自适应滤波方法实现对心排量等血液动力学参数的实时监测与计算。首先详细介绍胸阻抗法计算心排量的测量模型与原理, 推导计算公式, 对系统的心电、心阻抗、呼吸3个测量模块做了简要介绍。紧接着介绍系统的软件部分以及滤波算法设计, 算法部分重点介绍自适应滤波方法消除呼吸噪声的过程。最后将系统与德国 Osypka Medical 的 ICON™ 产品以20名志愿者的采集数据进行准确性对比验证, 得出每搏量SV的总体平均误差为3.70 mL, 均方根误差为6.49 mL; 心排量CO的总体平均误差为0.31 L, 均方根误差为0.69 L, 验证了本系统的可行性。对比结果显示, 本系统实现并验证基于胸阻抗法测心排量等血液动力学参数的测量目的, 具有极好的可应用性, 但整个系统的工程化应用有待后续进一步改进研究。

**【关键词】**心血管疾病; 血液动力学监测; 心排量; 胸阻抗法

**【中图分类号】**R318; TP274

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2019)07-0818-08

## Development of cardiac output monitor based on thoracic impedance method

LI Chenyang<sup>1,3</sup>, YE Jilun<sup>1,2,3</sup>, ZHANG Xu<sup>1,2,3</sup>, SUN Yang<sup>1,3</sup>, LIU Jie<sup>1,3</sup>

1. Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Shenzhen University, Shenzhen 518060, China; 2. Guangdong Key Laboratory for Biomedical Measurements and Ultrasound Imaging, Shenzhen 518060, China; 3. Shenzhen Key Laboratory of Biomedical Engineering, Shenzhen 518060, China

**Abstract:** A system based on thoracic impedance method and adaptive filtering method is developed to realize the real-time monitoring and calculation of hemodynamic parameters such as cardiac output. Firstly, the measurement model and principle of calculating cardiac output by thoracic impedance method are introduced in details; the calculation formula is deduced; and 3 modules for measuring ECG, cardiac impedance and respiration are briefly introduced. Subsequently, the software of the developed system and the design of filtering algorithm are introduced, and the process of adaptive filtering method to eliminate the breathing noise is expounded. Finally, the accuracy between the developed system and Osypka Medical ICON™ was compared and validated with the use of the data collected from 20 volunteers. The overall average error of stroke volume is 3.70 mL, with a root mean square error of 6.49 mL; and the overall average error of cardiac output is 0.31 L, with a root mean square error of 0.69 L, which verifies the feasibility of the developed system. The comparison results show that the developed system realizes and verifies the measurements of hemodynamic parameters, such as cardiac output measurement based on thoracic impedance method, with an excellent applicability, but the engineering application of the whole system needs to be further investigated.

**Keywords:** cardiovascular disease; hemodynamic monitoring; cardiac output; thoracic impedance method

## 前言

**【收稿日期】**2019-03-22

**【基金项目】**广东省科技厅重大项目(2016B010108012)

**【作者简介】**李晨洋, 硕士研究生, 研究方向: 生命信息检测方法、数字信号处理, E-mail: 2388862048@qq.com

**【通信作者】**叶继伦, 博士, 教授, 研究方向: 生命信息检测方法、电生理治疗、医疗器械设计及应用, E-mail: Yejilun@126.com

近几年公布的国民健康统计数据显示, 我国因心血管疾病死亡人数占疾病死亡总人数的百分之四十以上, 是死亡率最高的疾病<sup>[1]</sup>。心排量是衡量人体心脏射血机能强弱的重要参考标准, 而相关血液动力学参数也是临床诊断心血管疾病的必要指标, 医生依据相关参数可以对患者的心功能状况进行全面的评价, 以便于后期的临床用药, 治疗效果评估准确度的提高<sup>[2]</sup>。目前在临床中, 心排量的监测有微创监

测、有创监测、无创监测3种监测方法,常用的监测技术有热稀释法、脉搏指示剂法<sup>[3]</sup>、经胸连续多普勒法<sup>[4]</sup>、二氧化碳重吸入法<sup>[5]</sup>等。而胸阻抗法检测心排量技术由于其安全无创、操作简单、成本低廉,近些年受到国内外医疗行业及医院医生的广泛关注。但目前国内心排量市场被国外产品长期垄断,如:美国 Cardio Dynamics 公司的 BioZ.Com™ 血流动力学系统、美国 Cheetah 公司的 NICOM 以及德国 OSYPKA 公司的 ICON™,而国内拥有自主研发产品的公司数量稀少。因此,本研究主要是基于胸阻抗法对检测心排量及相关血液动力学参数的设备进行开发研制,这对于国内心排量检测技术的发展及打破国外心排量产品垄断的现状具有积极的推动意义。

## 1 测量原理概述

### 1.1 人体组织细胞的电学特性

在人体的组织细胞中,可以把细胞外液与细胞内液视为电学特性中的电阻,细胞膜视为电容,人体组织可以模型化为图1所示的 Cole 模型。其中电容  $C_m$  表示细胞膜的容抗作用<sup>[6]</sup>,电阻  $R_e$ 、 $R_i$  分别代表细胞外液和细胞内液的阻抗作用。

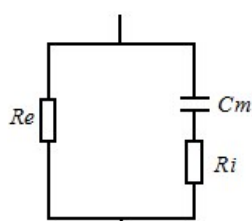


图1 Cole 模型

Fig.1 Cole model

当人体内有低频信号通过时,在细胞膜的容抗作用下,电流的传导只流经细胞外液。当体内有高频电流流经时,细胞膜也将被导通,这时的人体组织会产生阻抗,一般容抗和感抗在人体内可忽略不计。所以,为了保证人体的安全以及电信号的传导,一般选用高频低幅的电流作为激励信号。

### 1.2 胸腔圆柱模型的介绍

基于胸阻抗法检测心排量的理论最早由 Nyboer 等<sup>[7]</sup>提出,并后续提出 Nyboer 公式。而后 Kubieck 等<sup>[8]</sup>通过联合分析心阻抗微分图与心电图,建立 Kubieck 公式,并得到了广大学者的一致认可。本系统对心排量 CO 及相关血液动力学参数的检测也是基于上述理论及公式。Nyboer 的理论是将人体胸腔看作是圆柱形的导体模型,当心脏周期性的泵血时,胸腔阻抗也会周期性的变化,通过记录胸腔阻抗的变化与胸腔血液容量的关

系即可得到 Nyboer 公式。图2所示为 Nyboer 胸腔圆柱模型,该胸腔模型主要由人体主动脉及周围组织构成。在左心室收缩前,血液还未泵入主动脉,此时的阻抗称为基础阻抗  $Z_0$ ,此时胸腔的等效阻抗  $Z_1$  的值等于  $Z_0$ 。图示的蓝色管腔  $S_a$  表示为主动脉的横截面积,黄色管腔  $S_t$  表示为除主动脉外周围人体组织的横截面积,  $L$  表示两测量电极之间的间距。

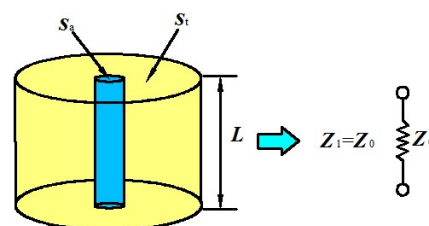


图2 左心室舒张期胸腔圆柱模型

Fig.2 Left ventricular diastolic thoracic cylinder model

在左心室收缩期,血液泵入主动脉,胸腔圆柱模型会有相应的变化。如图3所示,图中黑色管腔部分  $\Delta S_a$  为左心室射血前后主动脉横截面积的改变量,  $S_0$  为胸腔的总横截面积,心室收缩期间两测量电极间的主动脉血液体积的变化量为  $\Delta V_a$ 。其中,

$$S_0 = S_t + S_a \quad (1)$$

$$\Delta V_a = \Delta S_a \times L \quad (2)$$

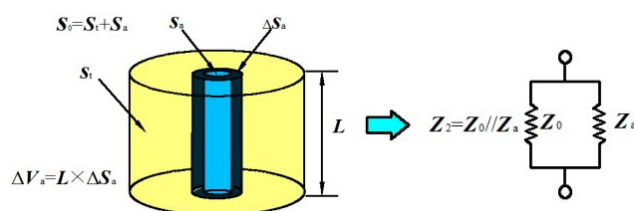


图3 左心室收缩期胸腔圆柱模型

Fig.3 Left ventricular systolic thoracic cylinder model

左心室收缩期,主动脉内血液量增加,胸腔的阻抗发生相应的变化。将收缩期泵入主动脉的血液  $\Delta V_a$  产生的阻抗记为  $Z_a$ ,胸腔等效阻抗  $Z_2$  可表示为:

$$Z_2 = \frac{Z_0 Z_a}{Z_0 + Z_a} \quad (3)$$

血液泵入主动脉前后,胸腔的阻抗变化  $\Delta Z$  可表示为:

$$\Delta Z = Z_0 - Z_2 = Z_0 - \frac{Z_0 Z_a}{Z_0 + Z_a} = \frac{Z_0^2}{Z_0 + Z_a} \quad (4)$$

根据式(4),血液增量  $\Delta Z$  产生的阻抗  $Z_a$  可表示为:

$$Z_a = \frac{Z_0(Z_0 - \Delta Z)}{\Delta Z} \quad (5)$$

人体中的基础阻抗值远大于胸腔周期性的阻抗变化值,即  $Z_0 \gg \Delta Z$ , 式(5)可简化为:

$$Z_a = \frac{Z_0^2}{\Delta Z} \quad (6)$$

由电阻定律可得:

$$R = \rho \frac{L}{S} = \rho \frac{L^2}{SL} = \rho \frac{L^2}{V} \quad (7)$$

因此,血液增量  $\Delta V_a$  产生的阻抗  $Z_a$  的另一种表示形式为:

$$Z_a = \rho \frac{L^2}{V_a} \quad (8)$$

联立由式(6)与式(8)可得:

$$\Delta V_a = \rho \frac{L^2}{Z_0^2} \Delta Z \quad (9)$$

式(9)即为 Nyboer 公式,其中  $\rho$  为血液的电阻率。

我们可以假定在一个心动周期内胸腔阻抗的变化值  $\Delta Z$  为一阶微分信号  $dZ/dt$  在左心室射血时间内的增量。为了方便计算,可以用一个周期内  $dZ/dt$  信号的最大值  $(dZ/dt)_{\max}$  与射血时间的乘积来近似表征  $\Delta Z$ , 如式(10)。简化计算的示意图如图4所示。其中, LVET 表示左心室射血时间。

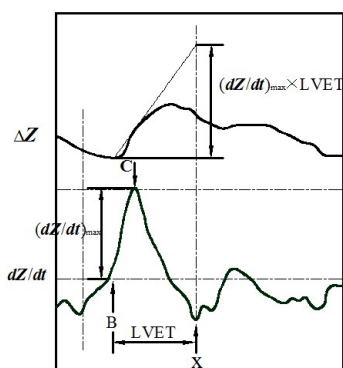


图4 简化计算示意图

Fig.4 Simplified calculation schematic diagram

$$\Delta Z = (dZ/dt)_{\max} \times LVET \quad (10)$$

把式(10)代入式(9), 血液增量  $\Delta V_a$  就等于每搏量 SV, 最终推导出每搏量 SV 的计算公式也就是 Kubieck 公式, 如式(11):

$$SV = \rho \frac{L^2}{Z_0^2} \times (dZ/dt)_{\max} \times LVET \quad (11)$$

其中, 血液电阻率  $\rho$  的实际应用中一般选取为  $135 \Omega \cdot \text{cm}$  的定值。

而另一个重要计算参数心排量 CO (单位: L/min) 可通过每搏量 SV 与心率 HR 来计算。公式如下:

$$CO = \frac{SV}{1000} \times HR \quad (12)$$

为保证计算的平稳与准确性, 克服每搏射血量计算的变化, 通常会采用式(13)所示的公式, 式中  $N$  指的是 1 min 间期内的心动次数:

$$CO = \frac{\sum_{i=1}^N SV}{N} \times \frac{HR}{1000} \quad (13)$$

## 2 系统硬件设计

### 2.1 硬件设计概述

系统硬件采集的生理信号有3种, 分别是心电信号、心阻抗信号、呼吸信号。其中采集的心阻抗信号包括基础阻抗  $Z_0$  和心阻抗变化信号  $\Delta Z$ 。采集呼吸信号的目的是用于后续的自适应滤波处理心阻抗信号。为了提高受试者的舒适度以及确保检测的准确度, 系统用到6片电极, 实现电极的复用, 降低系统装置的复杂度。系统主要是由传感器、无创心排量检测模块和血液动力学监测显示平台3个部分组成, 3路信号由传感器采集, 经串口通讯模块传输至血液动力学上位机显示端, 在PC端进行波形与参数的计算与显示。具体来说, 系统由电源模块、串口通讯模块和心电、心阻抗、呼吸检测模块构成, 以便于整体的测试。系统整体结构如图5所示。

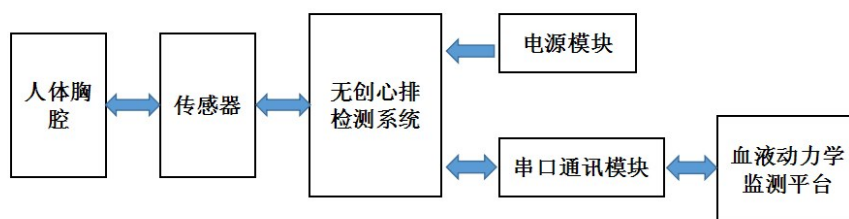


图5 系统整体框图

Fig.5 Overall block diagram of the developed system

### 2.2 心电信号测量模块

系统需要采集一通道心电数据, 心电信号是比较微弱的人体生理信号, 其幅度范围为  $0.2 \sim 5.0 \text{ mV}$ ,

频率范围为  $0.05 \sim 100.00 \text{ Hz}$ <sup>[9]</sup>。该系统中, 采用 TI 公司的 ADS1191 集成芯片对心电信号进行数据采集, 并通过串行外设接口 SPI2 与单片机进行通信, 单片

机会对采集到的信号进行内部预处理,且心电信号的检测电极与心阻抗信号和呼吸信号的检测电极共用。图6所示为心电采集模块的框图,图7为心电电极的粘贴位置,如图7所示:RA、RL、LL这3电极为心电检测电极。

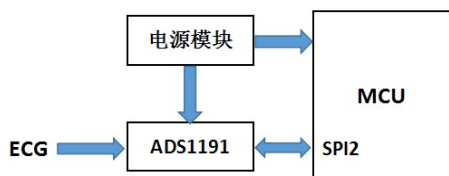


图6 心电采集模块框图

Fig.6 Block diagram of ECG acquisition module

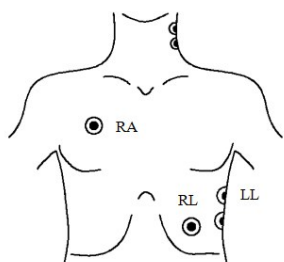


图7 心电电极位置示意图

Fig.7 ECG electrode position diagram

### 2.3 心阻抗信号测量模块

随着人体心脏节律性的收缩和舒张,在每个心动周期中,主动脉的血液都会周期性的充盈变化,如图8所示,由于激励电流主要流经主动脉血管,心阻抗变化信号 $\Delta Z$ 也会呈现出周期性的变化。由于胸腔的基础阻抗 $Z_0$ 和心阻抗变化信号 $\Delta Z$ 相对于人体的接触阻抗是十分微弱的,为避免接触阻抗及皮肤极化的干扰,模块采用四电极法对心排量进行检测。如图7所示,E1、E4两电极为激励电极,E2、E3两电极为检测电极,当对E1、E4两电极施加激励电流时,检测E2、E3两电极处的电位信号,可以很好地避免干扰信号的影响<sup>[10]</sup>。该模块主要通过芯片ADS1246采集基础阻抗 $Z_0$ 和心阻抗变化信号 $\Delta Z$ ,且通过SPI1与单片机进行通信,通过选通开关的调节,对呼吸信号也同样进行准确检测。心阻抗部分的测量框图如图9所示。

### 2.4 呼吸信号测量模块

在心阻抗信号的测量过程中,呼吸信号不可避免会混杂在心阻抗信号中,且呼吸阻抗的幅度变化比心阻抗信号的幅度变化更为显著,因此系统中对呼吸噪声的去除如果只依靠于硬件电路的过滤,无法取得很好的效果。于是我们在系统中加入呼吸信号测量模块,

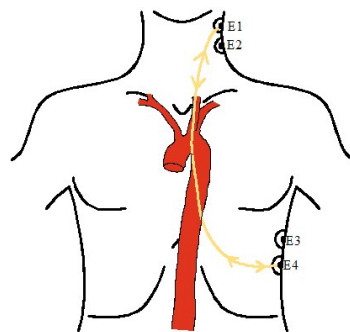


图8 激励电流传导示意图

Fig.8 Schematic diagram of excitation current conduction

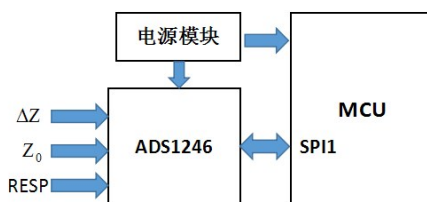


图9 心阻抗采集模块框图

Fig.9 Block diagram of cardiac impedance acquisition module

采集一路呼吸信号,利用自适应滤波的办法对呼吸噪声进行有效的去除。呼吸阻抗的测量方法与心阻抗部分的测量原理相同,都是通过向激励电极中注入高频低幅电流,通过测量电极检测呼吸引起的胸部阻抗的变化,测量电极粘贴方法如图10所示。呼吸测量模块采用双电极法,兼备了激励电流的加载和测量信号的检测功能<sup>[11]</sup>。实验结果表明,图10所示电极粘贴位置检测呼吸信号时,能保证准确检测到呼吸信号并能有效地降低主动脉血液充盈带来的阻抗变化干扰。

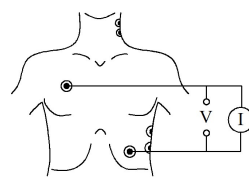


图10 呼吸检测模块示意图

Fig.10 Schematic diagram of respiratory detection module

## 3 系统软件与算法设计

### 3.1 系统下位机设计

与上述的硬件系统设计相对应,下位机软件的主要工作是实现心电模块、心阻抗模块、呼吸模块3个测量模块的测量功能。具体来说主要包括:系统初始化、系统自检、信号采集、数据预处理和发送数据,其中系统初始化包括硬件初始化和软件初始化,如图11所示为下位机系统主流程图。



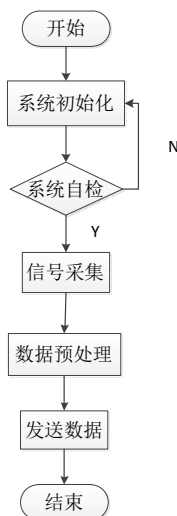


图11 下位机系统流程图

Fig.11 Flow chart of lower computer system

### 3.2 系统上位机设计

系统上位机软件部分利用MFC多线程机制的优势平台进行开发,软件主要功能包括数据接收与信号处理、信号波形显示、患者信息录入与显示、信号特征点检测、参数计算和数据保存<sup>[12]</sup>。

图12所示为血液动力学监测平台的主界面<sup>[13]</sup>,主界面中主要包括A、B、C这三部分功能区域,分区域介绍如下:A:左侧区域A是信号波形显示区域,共3通道数据,自上而下为心电波形ECG、心阻抗微分 $dZ/dt$ 信号IcgDifferential、心阻抗 $\Delta Z$ 信号ICG;B:右侧区域B是患者信息显示区域,主要包括的信息有:编号、姓名、性别、年龄、身高、体质量、Rho(电阻率 $\rho$ )、L(测量电极之间的间距)、既往病史等;C:右侧区域C是参数计算显示信息栏,分为ECG参数信息和基本血液动力学参数信息,ECG参数信息为心率HR,基本血液动力学参数信息包括CO、SV、PEP、LVET、STR、CI、SI、VI、EF、TFC等。

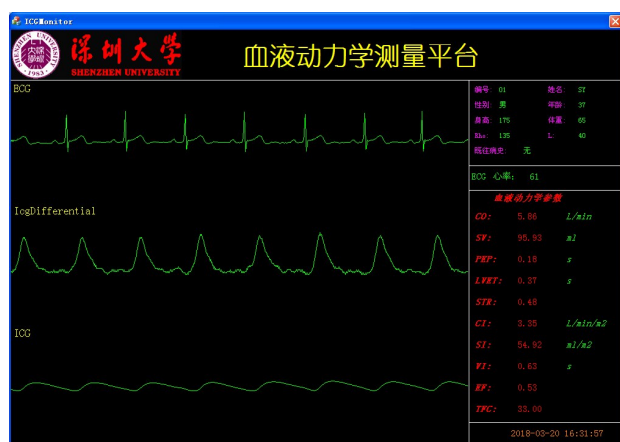


图12 上位机显示界面

Fig.12 Host computer display interface

### 3.3 自适应滤波算法设计

基于胸阻抗法的心阻抗信号检测过程中,呼吸阻抗的去除靠一般的硬件电路设计或普通的滤波器去噪是得不到理想效果的,而自适应滤波算法的使用不用过分关注原始采集信号和呼吸噪声的先验知识,只需要同时采集一路呼吸信号,就可以有效地抵消掉呼吸噪声<sup>[14-15]</sup>。自适应滤波信号处理结果如图13所示,图中所示4路信号自上而下分别为心电信号、呼吸信号、原始心阻抗信号、经自适应滤波处理后的心阻抗信号。从时域图的对比结果来看,自适应滤波处理前心阻抗信号中呼吸噪声漂移与呼吸测量模块同步采集的呼吸信号相对应,且经过自适应滤波处理后,呼吸漂移得到较好的消除,明显能看出每搏心动与心电信号节律较好的保持一致,验证了采用自适应滤波算法在该系统中消除呼吸漂移的适用性。尤其该算法可以有效地避免患者因呼吸频率不同与一般的滤波器固定频带无法匹配的情况,以及克服了普通滤波器对原始信号和噪声先验知识要求较多的缺陷。经过多组数据分析得出,该系统中自适应滤波算法可以有效地去除强噪声,取得较好的效果<sup>[16]</sup>。

## 4 系统验证与结果总结

### 4.1 系统与参考设备的对比

系统的标定及对比设备选择的是与“金标准”热稀释法相关性良好的德国 Osypka Medical 的 ICON™ 掌式便携的血液动力学监测系统<sup>[17]</sup>。该系统普遍适用于新生儿、儿童以及成人。对比试验中需要用本系统和对比设备在同一时间对同一名志愿者作同步的监测,并同时记录下数据,每名志愿者采集时间为5 min以上,验证试验共进行20例志愿者数据的验证分析,其中15名男性志愿者,5名女性志愿者<sup>[18]</sup>。本对比试验中主要对比的是每搏量SV和心排量CO的值,实验过程中志愿者的状态保持稳定,对志愿者采集5 min数据的参数均值对比如表1所示。

为了直观地描绘出系统与对比设备的相关性,将每搏量SV和心排量CO的值用折线图描绘出来(图14),由折线图的趋势看出,系统与对比设备ICON™的检测参数在整体的变化趋势上一致,但是整体来看系统测量值偏高,准确度还需进一步提高。再对系统和对比设备的均值和均方差做统计学分析。每名志愿者5 min数据中等时间间隔抽取20组样本点,共计400组,对每搏量SV和心排量CO计算均值与均方差。由计算结果可知,本系统的SV均方差为4.88~12.46,CO的均方差为0.05~0.46。对比设备的SV均方差为2.14~11.05,CO的均

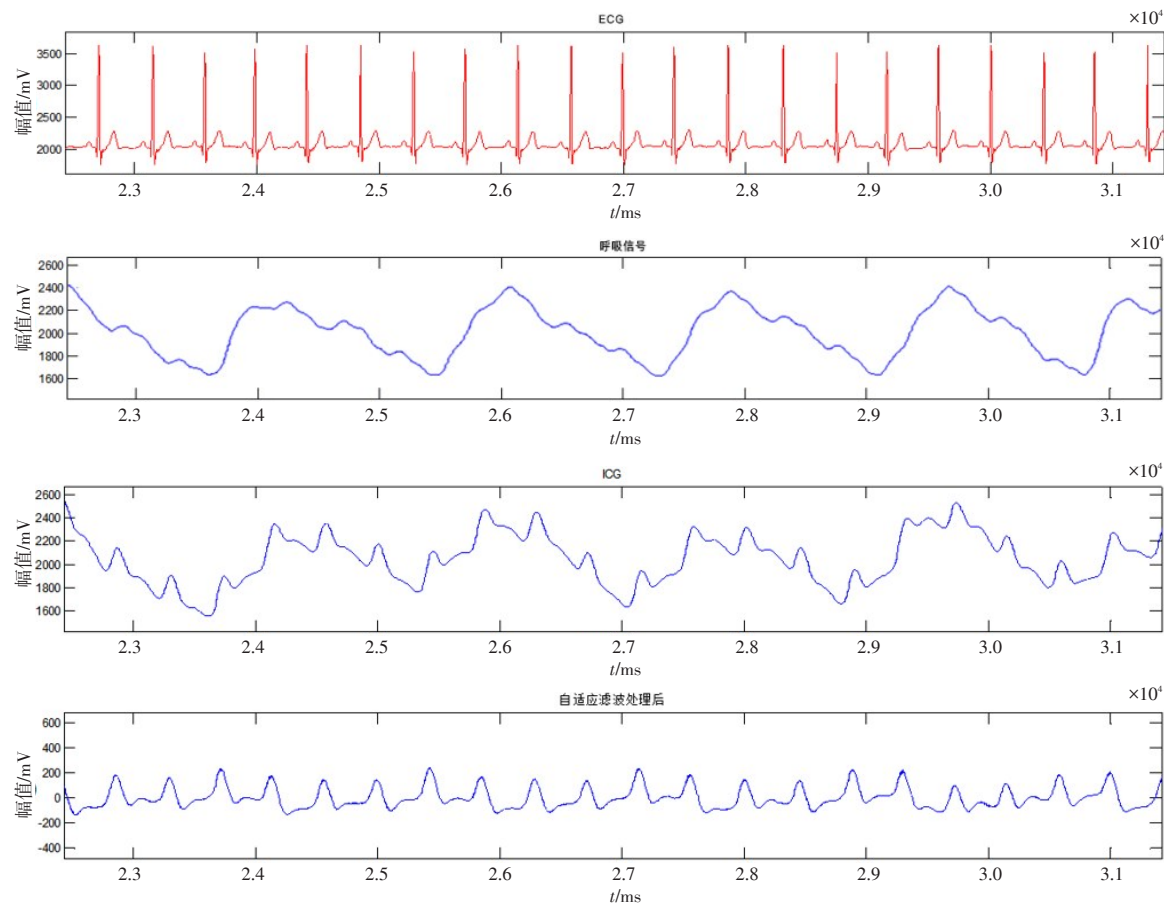


图13 LMS算法信号处理时域图

Fig.13 Time-domain diagram of signal processing with LMS algorithm

表1 20名志愿者数据对比验证

Tab.1 Comparison of the data collected from 20 volunteers

志愿者编号	性别	年龄/岁	身高/cm	体质量/kg	本系统SV值/mL	本系统CO值/L	参考设备SV值/mL	参考设备CO值/L
1	男	27	175	65	92.64	5.80	71.23	4.29
2	男	24	178	81	111.80	5.83	89.86	4.56
3	男	25	177	79	127.73	7.43	97.80	6.14
4	男	26	174	62	120.16	7.37	89.00	5.83
5	男	28	174	64	81.92	6.04	85.60	6.82
6	男	23	169	79	59.16	2.92	66.33	3.98
7	男	24	168	60	99.57	5.30	78.00	4.47
8	男	24	172	70	93.03	5.41	81.88	4.44
9	男	26	174	68	120.71	6.12	92.33	5.03
10	男	22	177	60	118.69	7.70	79.86	5.44
11	男	23	175	65	82.08	5.75	74.50	4.95
12	男	24	165	53	75.43	5.09	61.00	3.92
13	女	25	160	46	101.97	7.17	73.50	5.36
14	女	26	158	45	104.92	6.92	67.00	4.27
15	女	24	162	49	125.95	7.35	83.00	4.22
16	男	24	177	72	119.17	6.98	72.32	4.13
17	男	24	175	74	109.43	6.75	69.15	4.02
18	男	25	170	65	95.57	5.41	64.34	3.53
19	女	27	165	50	114.56	6.22	82.53	4.15
20	女	26	163	47	104.25	6.77	77.54	4.21

SV:每搏量;CO:心排量

方差为0.02~0.08。对比结果显示,本系统测量结果稳定性对比设备稍低,但趋势基本保持一致,达到预期的设计目标。

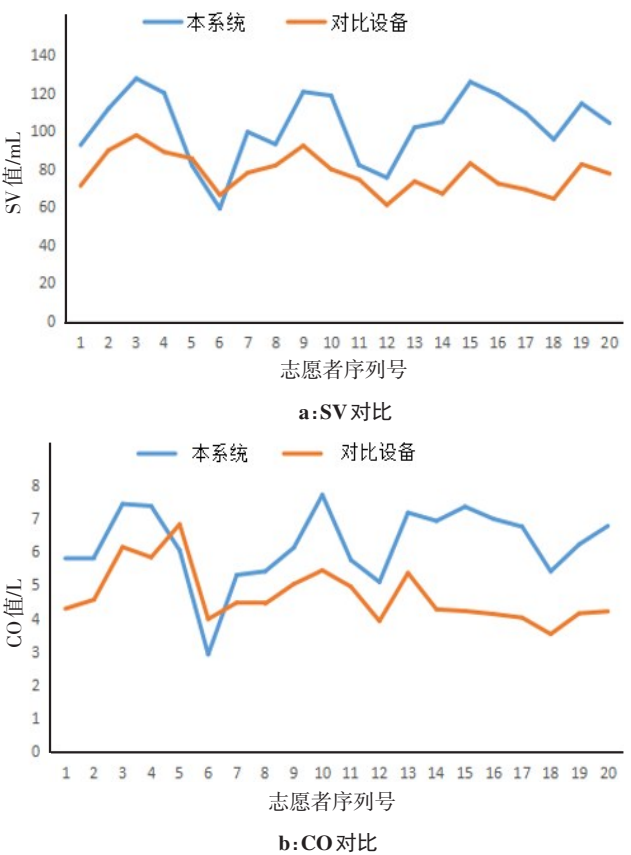


图14 SV及CO趋势折线对比图  
Fig.14 Comparison of stroke volume and cardiac output

4.2 系统修正结果比对

根据对比数据结果来寻找误差出现的可能原因,统计参与计算SV及CO的参数,发现其他参数差别不大,但系统与对比设备在LVET的测量上存在较大偏差,取20名志愿者LVET的均值,对比设备均值为310 ms,而本设备均值为360 ms,对LVET的误差结果进行修正,表2所示为修正后结果的平均误差与均方差。

对修正后的结果描绘出折线图如图15所示,修正后的结果明显减小了两设备间的偏差,20名志愿者每搏量SV的总体平均误差为3.70 mL,均方根误差为6.49 mL;心排量CO的总体平均误差为0.31 L,均方根误差为0.69 L。

4.3 误差来源分析与讨论

系统与对比设备通过对20名志愿者的每搏量和心排量进行比对,结果显示整体上的变化趋势趋于一致,测量值比参考设备检测的值略微偏大。对系统与对比设备进行均值与方差分析,结果验证系统

表2 修正后结果的平均误差与均方差  
Tab.2 Average error and mean square error of the corrected results

志愿者编号	修正后SV 均值/mL	修正后CO 均值/L	SV平均 误差/mL	CO平均 误差/L
1	76.39	4.78	5.16	0.49
2	93.94	4.90	4.08	0.34
3	100.69	5.86	2.89	-0.28
4	93.53	5.74	4.53	-0.09
5	77.66	5.73	-7.94	-1.09
6	57.31	2.83	-9.02	-1.15
7	80.90	4.31	2.90	-0.16
8	82.01	4.77	0.13	0.33
9	98.63	5.00	6.30	-0.03
10	96.55	6.43	16.69	0.99
11	77.80	5.45	3.30	0.50
12	66.22	4.47	5.22	0.55
13	83.41	6.35	9.91	0.99
14	68.95	5.06	1.95	0.79
15	83.89	5.48	8.89	1.26
16	75.54	4.72	3.22	0.59
17	72.16	4.63	3.01	0.61
18	70.57	4.03	6.23	0.50
19	86.14	4.57	3.88	0.42
20	80.23	4.92	2.69	0.71

测量的离散性基本满足了测量的要求。对系统与对比设备的偏差原因进行分析,偏差来源的原因主要有以下3个方面:(1)系统的抗干扰能力不及对比设备,数据采集过程中的不可控干扰因素对系统的采集造成一定的误差;(2)系统与对比设备信号处理的方法不同,信号特征点定义的不同是导致左心室射血时间LVET偏差较大的主要原因<sup>[19]</sup>; (3)系统采用的胸腔模型相对简单,每搏量SV的计算公式未经修正<sup>[20]</sup>,而对比设备作为市场在售的成熟产品,其会根据大量的临床数据对检测模型及计算公式进行修正。

4.4 系统总结

系统已经初步搭建出一整套基于胸阻抗法的心排量及相关血液动力学参数的检测系统,实现心排量等参数的无创、实时、连续测量,成功检测出心电、心阻抗、呼吸3种信号,并在PC端进行特征点的提取,成功实现包括心排量CO在内的共18项血液动力学参数的测量,为后续国内研究人员研究基于胸阻

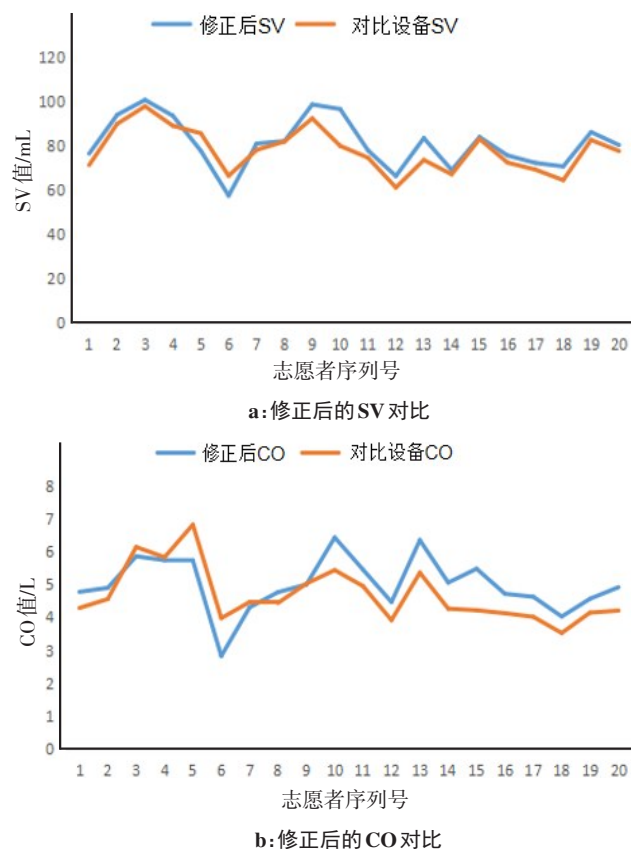


图15 SV及CO修正后趋势折线对比图

Fig.15 Comparison of corrected SV and corrected CO

抗法的心排量测量系统提供很好的参考意义,系统还存在参数计算的准确性及精度有待提高的问题,后续会对特征点提取的算法进行更新,提高系统的测量准确性,挖掘信号中更多的信息,对参数进行整合,使得对心血管系统的评价更加全面,辅助医生更好地对患者的心血管疾病进行诊断与治疗。

## 【参考文献】

- [1] 陈伟伟,高润霖,刘力生,等.中国心血管病报告2017概要[J].中国循环杂志,2018,33(1):1-8.  
CHEN W W, GAO R L, LIU L S, et al. Summary of China cardiovascular disease report 2017[J]. Chinese Circulation Journal, 2018, 33(1): 1-8.
- [2] 刘大为.血流动力学监测常用参数的临床应用[J].中华医学杂志,2002,82(4):286-288.  
LIU D W. Clinical application of commonly used parameters of hemodynamic monitoring[J]. National Medical Journal of China, 2002, 82(4): 286-288.
- [3] COTTIS R, MAGEE N, HIGGINS D J. Haemodynamic monitoring with pulse-induced contour cardiac output (PiCCO) in critical care[J]. Intensive Crit Care Nur, 2003, 19(5): 301-307.
- [4] WONG L S, YONG B H, YOUNG K K, et al. Comparison of the USCOM ultrasonic cardiac output monitor with pulmonary artery catheter thermodilution in patients undergoing liver transplantation[J]. Liver Transplant, 2008, 14(7): 1038-1043.
- [5] CAPEK J M, ROY R J. Noninvasive measurement of cardiac output using partial CO<sub>2</sub> rebreathing[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1988, 35(9): 653-661.
- [6] 彭承琳,郭兴明.人体细胞内外液分布阻抗测量仪的研究[J].仪器仪表学报,1996,17(6):612-617.  
PENG C L, GUO X M. Research on the internal and external liquid distribution impedance measuring instrument of human cells[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 1996, 17(6): 612-617.
- [7] NYBOER J, MURRAY P, SEDENSKY J A. Blood-flow indices in amputee and control limbs by mutual electrical impedance plethysmography[J]. Am Heart J, 1974, 87(6): 704-710.
- [8] KUBICEK W G, KAMEGIS J N, PATERSON R P, et al. Development and evaluation of an impedance cardiac output system[J]. Aero Med, 1966, 37(12): 8-12.
- [9] WARIAR R, ESWARAN C. Integer coefficient bandpass filter for the simultaneous removal of baseline wander, 50 and 100 Hz interference from the ECG[J]. Med Biol Eng Comput, 1991, 29(3): 333-336.
- [10] PATTERSON R P. Impedance cardiography: what is the source of the signal[C]. USA: IOP Publishing, 2010: 112-118.
- [11] 刘光达,王宪忠,蔡靖,等.基于胸阻抗法的穿戴式呼吸检测方法研究[J].生物医学工程学杂志,2016,33(6):1103-1109.  
LIU G D, WANG X Z, CAI J, et al. Research on wearable breathing detection method based on thoracic impedance method[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2016, 33(6): 1103-1109.
- [12] 侯俊杰.深入浅出MFC[M].第2版.武汉:华中科技大学出版社,2001:49-70.  
HOU J J. Exploring MFC[M]. 2nd ed. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology Press, 2001: 49-70.
- [13] 高志伟. Visual C++程序设计教程与上机指导[M].北京:北京大学出版社,2006:75-94.  
GAO Z W. Visual C++ programming tutorial and on-machine guidance[M]. Beijing: Peking University Press, 2006: 75-94.
- [14] PANDEY V K, PANDEY P C, BURKULE N J, et al. Adaptive filtering for suppression of respiratory artifact in impedance cardiography[C]//Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2011: 7932-7936.
- [15] RIZZI M, D'ALOIA M, CASTRIGNOLO B. A new method for ICG characteristic point detection [C]//International Conference on Biomedical Electronics and Devices, Biosignals 2008. DBLP, 2015: 244-249.
- [16] HAYKIN S. 自适应滤波理论[M].第4版.北京:电子工业出版社,2002:231-320.  
HAYKIN S. Adaptive filter theory[M]. 4th ed. Beijing: Electronic Industry Press, 2002: 231-320.
- [17] RAJPUT R S, DAS S, CHAUHAN S, et al. Comparison of cardiac output measurement by noninvasive method with electrical cardiometry and invasive method with thermodilution technique in patients undergoing coronary artery bypass grafting [J]. World J Cardiovasc Surg, 2014, 28(4): 323-335.
- [18] 马斌荣.医学统计学[M].第5版.北京:人民卫生出版社,2008:8-54.  
MA B R. Medical statistics [M]. 5th ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 2008: 8-54.
- [19] SRAMRK B. Noninvasive continuous cardiac output monitor: US, US4450527[P]. 1984: 1-10.
- [20] LIEN R V, SCHUTTE N M, MEIJER J H, et al. Estimated pre-ejection period (PEP) based on the detection of the R-wave and dZ/dt[J]. Int J Psychophysiol, 2013, 87(1): 60-69.

(编辑:陈丽霞)