

基于压电薄膜传感器的穿戴式健康监测体域网系统*

辛毅, 郭超, 凌振宝, 田红英, 李想, 戴强

(吉林大学仪器科学与电气工程学院, 吉林长春 130061)

摘要:为实现脉搏、呼吸、血压等重要生理信号的连续运动监测,研制了一种基于压电薄膜传感器的穿戴式健康监测体域网系统。体域网系统利用放置于弹性织物(腰带、腕带)内部的压电薄膜传感器获取人体脉搏波、呼吸波等生理信号。根据压电薄膜传感器监测到的呼吸信号的几何特征提出一种状态识别算法,可区分站立、走、跑、坐、躺、睡眠等状态。利用脉搏波传导时间与血压的关系计算佩戴者的收缩压和舒张压,实现无压迫血压监测。系统通过蓝牙实现体域网节点的互通信,利用穿戴显示设备和移动终端实现数据显示,实现了脉搏、呼吸、血压的连续运动监测。

关键词:仪器仪表技术;穿戴式健康监测;体域网系统;脉搏波;呼吸波;脉搏波传导时间;无压迫血压测量;状态识别

中图分类号:TP212.3; TP216; TM282 文献标志码:A 文章编号:1001-2486(2016)06-161-07

Wearable health monitoring body area network system based on piezoelectric film sensors

XIN Yi, GUO Chao, LING Zhenbao, TIAN Hongying, LI Xiang, DAI Qiang

(College of Instrumentation and Electrical Engineering, Jilin University, Changchun 130061, China)

Abstract: In order to achieve the continuous and dynamic monitoring of physiological signals, such as the pulse wave, the respiratory wave and the blood pressure, a wearable health monitoring body area network system based on piezoelectric film sensors was made. Using the sensors attached into the stretchy fabric (For example, belt and wristband), the system can receive physiological signals such as pulse wave and respiratory wave. A condition recognition algorithm was proposed to distinguish conditions such as lying, standing, sitting, walking, running and sleeping by analyzing the geometric features of the respiratory signals received from piezoelectric film sensors. Taking advantage of the relationships between pulse wave translation time and blood pressure to calculate diastolic blood pressure and systolic blood pressure of user, the pressure-free blood pressure measurement was achieved. The nodes communicated with each other through Bluetooth. The data were displayed on the wearable display devices and mobile devices. The system realized continuous and dynamic monitoring of physiological signals, such as the pulse wave, the respiratory wave, the blood pressure.

Key words: instrumentation technology; wearable health monitoring; body area network systems; pulse wave; respiratory wave; pulse wave translation time; pressure-free blood pressure measurement; condition recognition

近年来随着人们生活水平的提高和远程医疗概念被人们所接受,现有的医疗设备已不能满足人们的需求。传统的医疗检测仪器大多存在以下缺点:①仪器操作复杂,对操作专业性要求高;②患者必须到医院监测,不能实时监测;③仪器笨重,便携性差,不能很好地满足远程医疗服务等。伴随着柔性电子材料、智能传感器元件、低功耗处理器、通信技术和信号处理方法等的发展进步,医学检测仪器近年来向更准确化、小型化、网络化、低成本化的方向发展。国内外研究人员相继研发

形成了各种人体生理参数实时监测和穿戴医疗体域网系统,其中比较典型的有:欧盟资助的穿戴医疗保健项目 AMON^[1], LIFBELT^[2], WEALTHY^[3], MyHeart^[4]等;美国 VivoMetrics 公司开发的穿戴医疗产品 Lifeshirt^[5];葡萄牙阿威罗大学研制的 Vital Jacket^[6];德国不来梅大学研制的 CHRONIOUS 等。这些穿戴监测系统,利用新颖的生理参数传感器,结合嵌入式设备、移动终端和个人电脑,基于有线或蓝牙、Wi-Fi、ZigBee 等无线通信技术,获得了心电、血压、体温、血氧饱和度等

* 收稿日期:2015-07-15

基金项目:国家自然科学基金资助项目(51303062, 61202307);中央高校基本科研业务费专项资金资助项目(JCKY-QKJC13)

作者简介:辛毅(1981—),女,吉林长春人,副教授,博士,硕士生导师,E-mail:yixin@jlu.edu.cn;

戴强(通信作者),男,讲师,博士,E-mail:qiandq@jlu.edu.cn

重要生理信号。

本文基于柔性聚偏氟乙烯 (PolyVinyliDene Fluoride, PVDF) 压电薄膜传感器, 研制了在自然、无压迫状态下可以实现脉搏、血压、呼吸等主要生理参数连续监测的穿戴式体域网系统^[7-8]。

1 健康监测体域网系统总体设计

体域网 (Body Area Network, BAN) 是以人体为系统中心, 分布在人体周围 2 m 以内的各个传感器、嵌入式设备等通过无线方式组成一个完整的通信网络。如图 1 所示, 基于 PVDF 的穿戴式健康监测体域网系统是结合穿戴式压电薄膜传感器和体域网技术搭建的健康监测系统。系统采用模块化结构设计, 由穿戴式传感器、手持移动终端、云端服务中心三部分组成。其中穿戴式传感器全部由 PVDF 压电薄膜制成, 它们作为体域网的监测节点通过蓝牙与手持终端连接。利用移动终端、穿戴显示设备实现控制节点互通信, 完成呼吸波和脉搏波的数据接收和波形显示, 呼吸率、脉率、血压等生理参数的数值计算。同时通过移动网络向远程医疗服务监护平台发送监测数据。

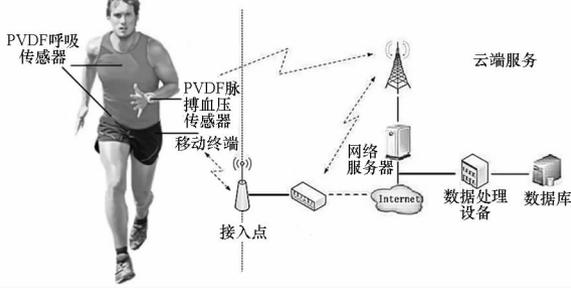


图 1 基于压电薄膜传感器的穿戴式健康监测体域网系统组成框图

Fig. 1 System structure of wearable health monitoring body area network system based on PVDF

2 PVDF 传感器基本原理

PVDF 是具有压电效应的新型高分子力敏材料。PVDF 薄膜材料相较于传统压电材料具有频响宽、动态范围大、机电转换灵敏度高特点。其输出电压与所受外力呈线性关系, 当薄膜受到外力作用产生机械形变时, 产生的电荷量与受力情况呈线性关系。所以人体呼吸的周期性腹腔体积变化和脉搏搏动都可以利用 PVDF 穿戴式传感器来进行初步采集。

3 脉搏呼吸监测的实现

脉搏和呼吸是反映人体健康的重要生理参

数, 在临床检测中应用广泛。常见的穿戴式传感器得到呼吸、脉搏信号的方式可分为两种: 第一种通过其他生理信号 (如: 心电、血氧) 进行推导, 这种方法得到的脉搏、呼吸信号无法体现真实的信息; 第二种通过呼吸体积描记法进行实测, 这种方法使用的传感器体积巨大、不方便携带。PVDF 压电薄膜具有频响范围宽、灵敏度高、质量轻、柔软不脆、耐冲击、不易受水和化学药品污染、可以制成任意形状等优势, 适合制成穿戴式传感器。本系统中 PVDF 压电薄膜传感器放置于弹性织物 (腰带、腕带) 内部。为提高传感器灵敏度, 在压电薄膜和腰带或腕带之间设置一个拱形弹簧。从 PVDF 薄膜的上下两面电极引出两条线路接入腰带、腕带另一侧的电路板, 压电信号便由此产生并进入信号调理电路进行处理。信号调理模块包括: 电荷放大电路、电压放大电路、低通滤波电路以及电压抬升电路。其各部分设计如图 2 ~ 5 所示。

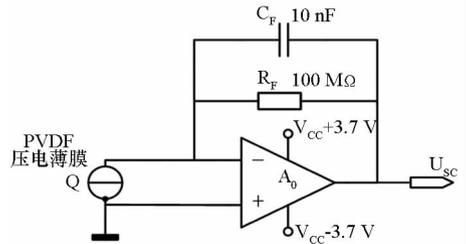


图 2 电荷放大电路

Fig. 2 Charge amplifier circuit

电荷放大电路输出电压 U_{sc} 为:

$$U_{sc} = -\frac{Q}{C_F} \quad (1)$$

电路中 R_F 为积分电容 C_F 提供直流反馈并使电荷放大电路具有负反馈的功能, 提高系统的稳定性。 C_F 的选取会影响信号放大的效果, 电容量 C_F 应在 $100 \sim 10^4$ pF 范围内选择。经过多次实际测试得出 C_F 选用 10 nF 电容、 R_F 选用 100 MΩ 电阻可以很好地达到电荷放大的理想效果。

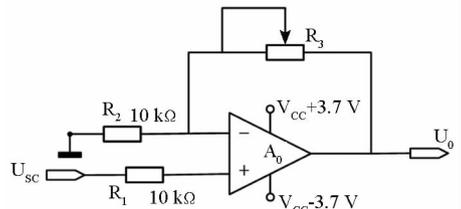


图 3 电压放大电路

Fig. 3 Voltage amplifier circuit

图 3 中 U_{sc} 为电荷放大电路的输出,即本电路的输入电压, U_0 为输出电压,二者关系为:

$$\frac{U_0 - U_{sc}}{R_3} = \frac{U_{sc} - 0}{R_2} \quad (2)$$

$$U_0 = \left(1 + \frac{R_3}{R_2}\right) U_{sc} \quad (3)$$

当供电电压不是绝对的稳定值时,电路的放大有效值也将出现一些差异,可通过调节 R_3 来提高信号调理的放大效果。

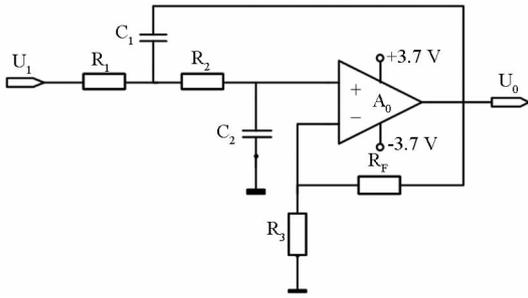


图 4 低通滤波电路

Fig. 4 Low-pass filter circuit

图 4 所示低通滤波器的截止频率为:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (4)$$

简化参数,令 $R_1 = R_2 = R, C_1 = C_2 = C$,即可得到截止频率为:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (5)$$

其电压增益为:

$$A_0 = A_{VF} = \frac{R_1 + R_F}{R_1} \quad (6)$$

其中电容 $C_1 = C_2 = C = 0.1 \mu\text{F}$,电阻 $R_1 = R_2 = R = 18 \text{ k}\Omega$,由此计算截止频率为 88.46 Hz ,可以达到理想的滤波效果。由 PVDF 穿戴式传感器采集所获得的呼吸、脉搏信号的幅值存在负值,而体域网系统的控制节点只能识别、处理电压正值,所以需要采集所得的呼吸、脉搏信号的电压负值部分抬升成正值,设计电压抬升电路如图 5 所示。

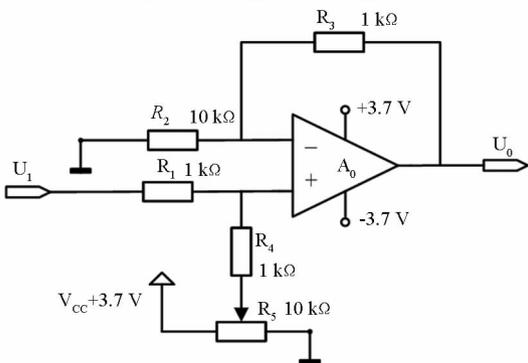


图 5 电压抬升电路

Fig. 5 Voltage lifting circuit

如图 6 所示,电路处理后信号通过美国德州仪器公司的 MSP430f149 单片机进行采集、A/D 转换以及与移动终端进行蓝牙通信和数据显示。作为移动终端的基于安卓系统的智能手机,完成脉搏波与呼吸波的数据接收和波形回放显示,以及对使用者舒张压、收缩压的数值计算,同时通过移动终端利用 GPRS/Internet 网络向云端服务器发送监测数据。

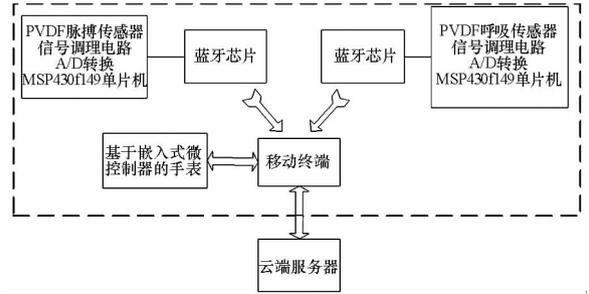


图 6 基于压电薄膜的健康监测体域网系统测量网络框图

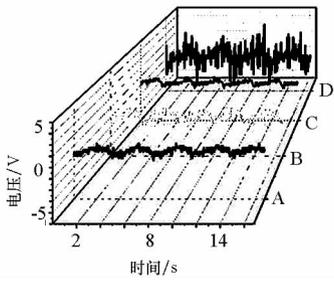
Fig. 6 Block diagram of wearable health monitoring body area network system based on PVDF

脉搏血压传感器佩戴于使用者左手腕部,呼吸传感器佩戴于使用者腰部。系统采用小型聚合物锂电池供电,为了方便实时观察,脉搏血压传感器具有显示功能,显示从移动终端得到处理后的数据。

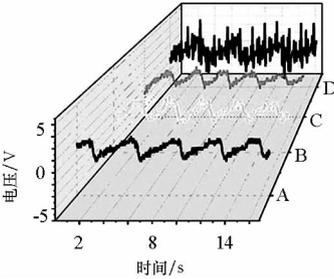
人体呼吸有两种方式:胸式呼吸和腹式呼吸。胸式呼吸原理为通过胸腔(骨肉结构联动)的扩张造成体内的容积变大、压强降低,使空气进入。腹式呼吸则主要是依靠横膈膜(用来隔开胸腔和腹腔的一层肌肉膜)下压造成容积差,让体外的空气进入。

一般情况下女性以胸式呼吸为主,男性以腹式呼吸为主。但当剧烈运动时,身体对氧气的消耗增大,胸式呼吸和腹式呼吸互相配合形成胸腹式联合呼吸。为验证胸腹式呼吸的差异与分析不同运动状态下人体呼吸方式的变化,选择一名男性进行了不同运动状态下胸腹式呼吸的对比。实验结果分别如图 7(a)和图 7(b)所示,图中 A 代表躺的状态、B 代表站状态、C 代表坐状态、D 代表走状态。

通过分析从移动终端获得的呼吸曲线,发现该男性在同一运动状态下的胸部呼吸曲线的强度明显弱于腹部呼吸曲线的。在 D 运动状态下,叠加在胸式呼吸波和腹式呼吸波上的运动伪迹与其他状态时相比更为强烈,且胸式呼吸波的幅值较不运动状态(A, B, C 状态)的波形幅值明显增大。



(a) 不同运动状态下使用者胸部呼吸曲线
(a) Chest breathing curve of user in different motion states



(b) 不同运动状态下使用者腹部呼吸曲线
(b) Stomach breathing curve of user in different motion states

图 7 使用者胸腹呼吸曲线图

Fig. 7 Chest and stomach breathing curves of user

除此之外不同运动状态下胸式呼吸波形和腹式呼吸波形自身在振幅、频率和运动伪迹干扰上都表现出了差异。

采用基于经验的判断方法^[9],即利用获得的生理信号几何特征如胸腹式呼吸波形信号周期差异、信号的波峰波谷数值差异、信号能量强度差异等进行动作状态判断的方法,以使用者胸腹呼吸信号为基础建立了一种基于压电薄膜呼吸传感器的状态自动识别站立、走、跑、坐、躺和睡眠状态的算法,分类决策树如图 8 所示。人体睡眠状态下呼吸次数、吸气量明显减少,呼吸信号能量最低;运动状态耗氧量高、呼吸次数多,并且呼吸波有明显的运动伪迹叠加,信号能量最高。第一层结构先通过取方差的方法将呼吸信号根据能量强度对比进行睡眠、不运动和运动状态识别。同时因为人在运动状态下,叠加在呼吸波上的运动伪迹信号会根据运动状态的区别在变化频率上产生不同,所以第二层结构提取叠加在呼吸信号上运动伪迹变化的周期,由此对走、跑等运动状态进一步区分。最后提取实验者不同状态下的胸腹呼吸信号进行中值滤波后每个周期的波峰值和波谷值,将两种信号多个周期波峰波谷值的差值平均值作为判

断标志来区分站立、坐、躺等状态。如本实验的实验者在躺状态下,胸部呼吸波波峰波谷差值平均值为 3.1,腹部呼吸波波峰波谷差值平均值为 11.5;在站立状态下,实验者胸部呼吸波波峰波谷差值平均值为 5.3,腹部呼吸波波峰波谷差值平均值为 9.6;实验者在坐状态下,胸部呼吸波波峰波谷差值平均值为 4.0,腹部呼吸波波峰波谷差值平均值为 9.0。

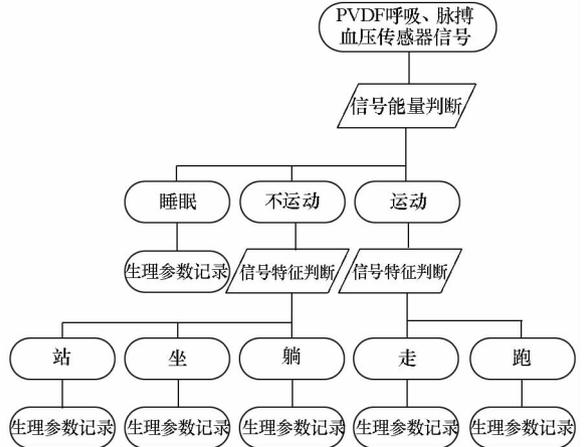


图 8 状态识别算法流程图

Fig. 8 Flow chart of algorithm for condition recognition

利用上述算法可实现睡眠、站立、坐、躺、走、跑状态的自动识别。为验证算法的准确性,选择一名男性实验者在不同运动状态下的呼吸波信号数据进行了运动趋势判断实验。实验将采集的各种动作数据的特征作为模板库,采用较为简单的马氏距离方法进行分类,通过计算样本与各种动作模板的马氏距离来进行匹配,按图 8 所示的流程通过 3 层分类器进行识别。传感器采样频率为 30 Hz,取 100 个点作为一个窗口,对每个窗口状态进行识别。图 9 为动作识别实验的结果。

如图 9 实验结果,该算法识别非运动状态(站立、坐、躺)、运动状态(走、跑)和睡眠状态的生理信号识别率较高。非运动状态在区分上也具有较高的准确性。实验显示,各状态识别率如下:睡眠的识别率为 97%,走的识别率为 89%,跑的识别率为 91%,站立的识别率为 77%,坐的识别率为 74%,躺的识别率为 76%。

4 无压迫血压监测的实现

利用脉搏波传导时间(Pulse wave Translation Time, PTT)的血压分析方法作为一种新颖的无创、无压迫、可以连续检测血压的方法得到人们越来越多的关注^[10]。本系统利用两个 PVDF 脉搏

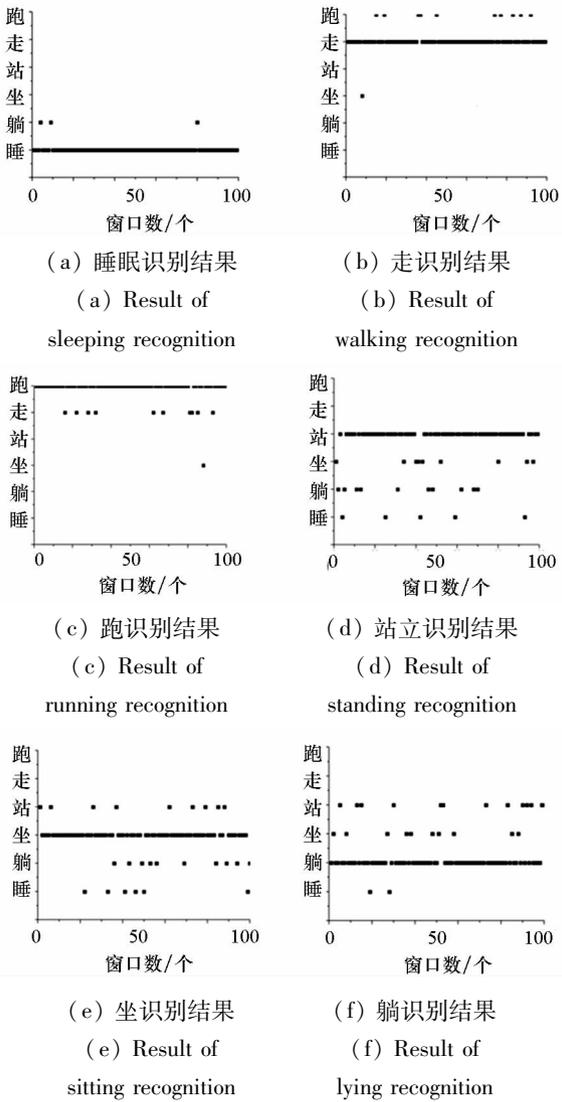


图 9 识别结果

Fig. 9 Result of recognition

传感器,实现两路脉搏波信号同步采集。选取两路信号峰值最近的坐标,将它们作为各自脉搏波的特征点,计算它们的坐标值差值 m 。脉搏波传导时间等于特征点坐标差值 m 与采样时间 T 的乘积:

$$PTT = m \times T \quad (7)$$

由 Moens-Korteweg^[11] 方程可知,脉搏波传播波速(Pulse Wave Velocity, PWV)与动脉血管杨氏弹性模量之间的关系为:

$$PWV = \sqrt{\frac{gEh}{2rp}} \quad (8)$$

式中, E 为动脉血管杨氏弹性模量, h 为血管壁厚度, r 为血管半径, p 为血液密度。Hughes 等证明的动脉血管杨氏模量与血压的关系式为:

$$E = E_0 e^{\gamma BP} \quad (9)$$

式中, E_0 表示压力为 0 时的动脉血管杨氏模量,

BP 为血压(单位: mmHg, $1 \text{ mmHg} \approx 133.322 \text{ Pa}$), γ 为表示血管特征的一个量,其值可取为 $0.016 \sim 0.018$ (单位: mmHg^{-1})。

将式(9)代入式(8)可得:

$$PWV = \sqrt{\frac{gE_0 e^{\gamma BP} h}{2rp}} \quad (10)$$

设两个测量位置间血液流过的动脉血管的长度为 L ,则 PWV 与 PTT 存在如下关系:

$$PTT = \frac{L}{PWV} \quad (11)$$

利用式(10)和式(11)可得:

$$BP = \frac{1}{\gamma} \left(\ln \frac{2L^2 pr}{gE_0} - 2 \ln PTT \right) \quad (12)$$

对式(12)进行幂级数展开为:

$$PTT = \sum_{n=1}^{\infty} (-1)^{n-1} \cdot \frac{(PTT - 1)^n}{n} \quad (13)$$

式(13)一阶近似后代入式(12)可得简化的 PTT 与血压的线性模型:

$$BP = a \cdot PTT + b \quad (14)$$

将实际测量的收缩压(Systolic Blood Pressure, SBP)、舒张压(Diastolic Blood Pressure, DBP)作为因变量和将计算得到的脉搏波传导时间作为自变量进行多项式拟合,为了验证拟合参数的准确性,进行了对比实验。选择一名测试者,连续进行了 10 次血压检测,与利用柯氏音听诊法测得的收缩压(SBP_k)、舒张压(DBP_k)进行了对比,对比结果见表 1 和表 2。

表 1 获得的舒张压与柯氏音诊法对比

Tab. 1 Comparison with the test results between DBP and DBP_k

序号	PTT/s	$DBP/mmHg$	$DBP_k/mmHg$	绝对误差/ mmHg	标准差/ mmHg
1	0.012 6	78.96	77	1.96	1.70
2	0.012 7	78.81	77	1.81	
3	0.013 4	74.17	77	2.83	
4	0.012 1	79.08	77	2.08	
5	0.015 2	76.09	77	0.91	
6	0.012 9	78.51	77	1.51	
7	0.012 9	78.51	77	1.51	
8	0.012 7	78.63	77	1.63	
9	0.012 8	78.56	77	1.56	
10	0.015 1	75.75	77	1.25	

表 2 获得的收缩压与柯氏音诊法对比

Tab.2 Comparison with the test results between SBP and SBP_k

序号	PTT/s	SBP/mmHg	SBP _k /mmHg	绝对误差/mmHg	标准差/mmHg
1	0.012 6	127. 93	128	0.07	1.42
2	0.012 7	127. 77	128	0.23	
3	0.013 4	126. 80	128	1.20	
4	0.012 1	127. 10	128	0.90	
5	0.015 2	125. 15	128	2.85	
6	0.012 9	130. 54	128	2.54	
7	0.012 9	130. 54	128	2.54	
8	0.012 7	127. 77	128	0.23	
9	0.012 8	128. 97	128	0.97	
10	0.015 1	125. 29	128	2.71	

通过表 1 和表 2 的对比可知,传感器血压监测结果满足美国医疗仪器促进协会 (the Association for the Advancement of Medical Instrumentation, AAMI) 的平均偏差小于 5 mmHg 和标准偏差小于 8 mmHg 的血压测量要求。为进一步证实本系统与柯氏音听诊法结果的一致性,选择 10 名测试者分别进行了血压检测,并与柯氏音听诊法对比测试,利用 Bland-Altman 差值法的一致性进行了检验,实验结果分别如图 10、图 11 所示。其中两图的纵坐标是获得的舒张压(收缩压)减去柯氏音法舒张压(收缩压)得到的差值,横坐标是获得的舒张压(收缩压)与柯氏音法舒张压(收缩压)的均值。

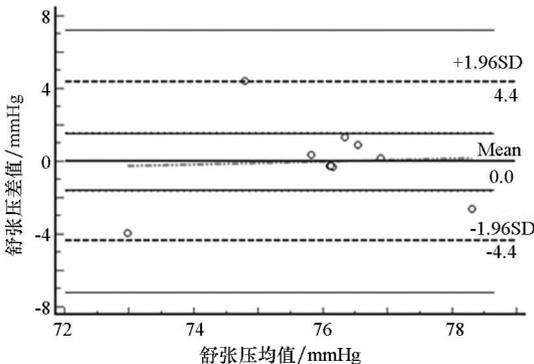


图 10 获得的舒张压与柯氏音法舒张压的 Bland-Altman 分析

Fig. 10 Bland-Altman analysis of DBP between the designed system and the Korotkoff sound method

通过 Bland-Altman 差值法检验,测试结果的差值平均数分别为 0.0 和 0.4,差值的绝对值均

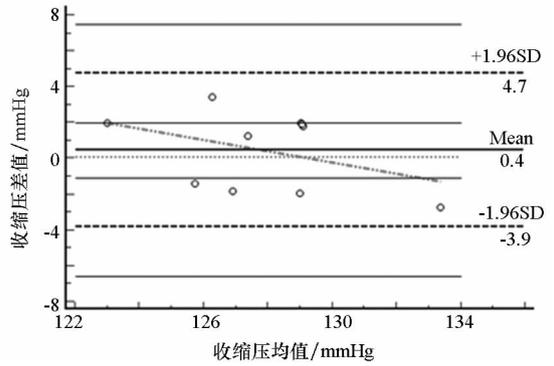


图 11 获得的收缩压与柯氏音法收缩压的 Bland-Altman 分析

Fig. 11 Bland-Altman analysis of SBP between the designed system and the Korotkoff sound method

小于 5 mmHg,这说明实验获得数据与柯氏音诊法有很好的一致性。但从图 10 和图 11 可以观察到,本系统血压值检测的个体差异是明显的,系统仍需改进以降低个体差异造成的检测误差。

5 移动终端软件的实现

本系统利用蓝牙 4.0 设备实现了传感器与基于安卓 4.4 系统的智能手机间的通信,脉搏波与呼吸波的数据接收和波形回放显示,以及对舒张压、收缩压的数值计算、显示、记录。图 12 为呼吸脉搏数据的显示界面和血压监测情况的显示界面,其重现了脉搏波和呼吸波的实际情况,显示了实时的收缩压和舒张压,并推导了脉率、呼吸率。



图 12 系统显示界面

Fig. 12 Display of the system interface

6 实验结果

通过实验证明了 PVDF 穿戴式传感器可以实现脉搏、呼吸和血压的准确测量和显示。其中可检测脉搏波动范围为 20 ~ 250 次/min,脉搏波精度为 1.42%;可检测呼吸波波动范围为 0 ~ 44 次/min,呼吸波精度为 2.13%;血压测量范围

为 40 ~ 250 mmHg,测得血压精度为 ± 3 mmHg。

7 结论

利用 PVDF 压电薄膜制成的穿戴式传感器使使用者可以在自然、无压迫状态下获得脉搏、血压、呼吸等主要生理参数数据,了解不同运动状态下的身体状况,其既适合专业医院,也适合家庭使用,为心血管疾病、呼吸系统疾病、高血压等疾病的早期发现、早期诊断和早期治疗提供了技术支持。

参考文献 (References)

- [1] Anliker U, Ward J A, Lukowicz P, et al. AMON: a wearable multiparameter medical monitoring and alert system [J]. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2004, 8(4): 415 - 427.
- [2] Van Langenhove L. Smart textile for medicine and healthcare[M]. Woodhead Publishing, 2007: 183 - 205.
- [3] Paradiso R, Loriga G, Taccini N, et al. WEALTHY—a wearable healthcare system; new frontier on e-textile [J]. *Journal of Telecommunications and Information Technology*, 2005(4): 105 - 113.
- [4] Habetha J. The MyHeart project—fighting cardiovascular diseases by prevention and early diagnosis[C] // *Proceedings of 28th Annual International Conference of the IEEE: Engineering in Medicine and Biology Society*, 2006: 6746 - 6749.
- [5] Heilman K J, Porges S W. Accuracy of the Lifeshirt® (VivoMetrics) in the detection of cardiac rhythms [J]. *Biological Psychology*, 2007, 75(3): 300 - 305.
- [6] Cunha J P S, Cunha B, Pereira A S, et al. Vital-Jacket®: a wearable wireless vital signs monitor for patients' mobility in cardiology and sports [C] // *Proceedings of the 4th International Conference on-NO PERMISSIONS: Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, 2010: 1 - 2.
- [7] Gatzoulis L, Iakovidis I. Wearable and portable eHealth systems [J]. *IEEE Engineering in Medicine & Biology Magazine*, 2007, 26(5): 51 - 56.
- [8] Lymperis A, Dittmar A. Advanced wearable health systems and applications, research and development efforts in the European Union [J]. *IEEE Engineering in Medicine & Biology Magazine*, 2007, 26(3): 29 - 33.
- [9] 陈雷, 杨杰, 沈红斌, 等. 基于加速度信号几何特征的动作识别[J]. *上海交通大学学报*, 2008, 42(2): 219 - 222.
CHEN Lei, YANG Jie, SHEN Hongbin, et al. Recognition of human activities' signals by geometric features[J]. *Journal of Shanghai Jiaotong University*, 2008, 42(2): 219 - 222. (in Chinese)
- [10] Chen W, Kobayashi T, Ichikawa S, et al. Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration [J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2000, 38(5): 569 - 574.
- [11] 李顶立. 基于脉搏波的无创连续血压测量方法研究[D]. 浙江: 浙江大学, 2008.
LI Dingli. The research of noninvasive continuous blood pressure measurement method based on the pulse wave [D]. Zhejiang: Zhejiang University, 2008. (in Chinese)