

基于脉搏波传导时间的血压监测方法

高伟¹, 李芹², 张飞², 薛金龙², 刘志军², 栗大超¹

(1. 天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072; 2. 天津九安医疗电子股份有限公司, 天津 300190)

摘要:目前血压测量在临床上采用袖带充放气的方法,不能连续测量。研究了基于脉搏波传导时间的连续血压监测方法,解决了心电 R 波顶点和脉搏波特征点识别问题,通过心电 R 波顶点和脉搏波特征点之间的时间间隔计算出脉搏波传导时间,用直线拟合的方法建立脉搏波传导时间和血压之间的个性化模型,开发了基于脉搏波连续测量血压的仪器。对 13 名 18~40 岁的健康人进行测试表明,该方法与水银血压计的测量结果的误差在 (5 ± 8) mmHg 以内。

关键词:脉搏波传导时间;心电;无袖带;连续;血压

中图分类号:TP391 **文献标识码:**A **文章编号:**1000-8829(2016)06-0006-04

Blood Pressure Monitoring Method Based on Pulse Transit Time

GAO Wei¹, LI Qin², ZHANG Fei², XUE Jin-long², LIU Zhi-jun², LI Da-chao¹

(1. School of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China;

2. Andon Health Co., Ltd., Tianjin 300190, China)

Abstract: Most blood pressure measurements are based on cuff inflation and deflation method, which is non-continuous. A continuous blood pressure measurement method based on the pulse transit time (PTT) is studied and a measurement system is developed. The electrocardiography (ECG) R wave peaks and the pulse wave feature points are recognized and PTT is calculated by the time difference of the two points above. The model between PTT and blood pressure is constructed by straight line fit. Thirteen volunteers aged eighteen to forty are involved into the experiment, the result shows that the mean and standard deviation of the deference between this method and sphygmomanometer method is below (5 ± 8) mmHg.

Key words: pulse transit time; electrocardiography; cuff-less; continuous; blood pressure

目前,高血压在我国中老年人群中的发病率一直维持在较高的水平,而且很多隐性高血压患者并不知道已经患有高血压。因此,方便快捷的血压测量方法对于高血压的诊断和防治具有非常重要的作用。传统的血压测量方法采用水银血压计配合听诊的方法测量,需要经过专业培训,测量时需要患者佩戴充气袖带,给充气袖带加压再放气,容易给患者造成不适,甚至有的患者因为突然加压产生心理紧张,影响测量的准确性。尤其是这种方法无法实现动态连续血压测量。基于脉搏波传导时间的连续血压测量方法以其操作简单、体积小、便于携带等优点,成为近年来国内外

的研究热点和难题。

脉搏波是由心脏周期性的搏动射血,冲击血管壁造成的波动,沿着动脉血管向身体各部分传播。早在 1871 年,Moens 与 Korteweg 就提出脉搏波速度 (PWV, pulse wave velocity) 与血压之间具有线性关系,血压升高,则 PWV 升高^[1]。脉搏波速度可以通过测量人体两点之间的距离除以脉搏波到达两点的的时间差来得到^[2-3],或以心脏为起点,人体任一点为终点的距离除以心电信号和终点处脉搏波信号的时间差来得到^[4-6]。前者由于两个传感器的位置不易固定,导致测量容易出现偏差,故本文利用心电信号和指端脉搏波信号得出脉搏波传导时间 (PTT, pulse transit time),选取指端是为了与传统上臂式血压测量对应。解决了心电和脉搏波信号特征点识别问题,建立了血压和脉搏波传导时间的个性化相关模型,实现了血压动态连续测量,并进行了临床试验进行验证。

收稿日期:2015-08-26

基金项目:国家自然科学基金(61176107)

作者简介:高伟(1989—),男,山西人,硕士研究生,研究方向为医学信息检测;[通信作者]栗大超(1976—),男,河南人,博士,教授,研究方向为光微流体、柔性传感器、微系统技术。

1 基于 PTT 的血压监测方法

1.1 基于脉搏波传导时间的血压测量理论

Moens 与 Korteweg 经过实验提出的脉搏波速度计算公式为

$$PWV = K \sqrt{\frac{Eh}{\rho D}} \quad (1)$$

式中, h 为血管壁厚度; D 为平衡状态下血管的内径; ρ 为血液密度; E 为血管的杨氏弹性模量; K 为血管参数; 主动脉 K 值为 0.8。

Hughes 等人提出血管弹性模量 E 与血管跨壁压 (血管内外压力差) P_{im} 之间的关系为

$$E = E_0 \exp(\alpha P_{im}) \quad (2)$$

式中, α 为表征血管特征的参量, 数值为 0.016 ~ 0.018 mmHg⁻¹; E_0 是 P_{im} 为 0 时的血管弹性模量。

结合式(1)和式(2), 可以得到^[1]

$$PWV = K \sqrt{\frac{E_0 h}{\rho D} \exp(\alpha P_{im})} \quad (3)$$

可见, 脉搏波速度与血压之间具有一定的相关性。

另外 $PWV = L/PTT$, 代入式(3)并对 T 求导得到

$$\frac{dP}{dT} = -\frac{2}{\alpha T} \quad (4)$$

故有

$$\Delta P = -\frac{2}{\alpha T} \Delta T \quad (5)$$

L 为传播距离, 可以看出, 血压变化与 PTT 变化在一定范围内呈线性关系, 故可利用线性模型或者分段线性模型来估算血压。

1.2 心电信号和脉搏波信号特征点的识别

心电和脉搏波信号通过 Matlab 进行特征点的识别。

由于采样得到的心电信号和脉搏波信号都存在 50 Hz 工频干扰和基线漂移, 故首先对两路信号进行 50 点均值滤波 (1000 Hz 采样频率) 去除工频干扰, 然后通过 1000 点中值滤波分别得到两路信号的基线后再去除基线, 得到待识别的两路信号进行后续处理。

正常人的心电信号会有一个快速上升然后快速下降的尖峰, 即 R 波, 它由心室激动产生, 标志着心室收缩开始, 以 R 波顶点作为脉搏波传播的起始点。根据 R 波快速上升快速下降的特点, 采用差分法阈值对 R 波顶点进行识别。对于每个 $y[i]$ 点, 首先计算 $d[i] = (y[i-1] - y[i+1])^2$, 得到心电原始信号的二阶差分平方的曲线, 如图 1 所示, 在一个心跳周期内, 会有两个比较高的峰值点。其中, 第一个峰值点的位置对应 R 波上升速度最快的位置, 为极大值点, 第二个峰值点的位置对应 R 波下降速度最快的位置, 为次极大值点, 两个位置之间的最小值点对应 R 波顶点的位置。

首先在前 3 s 的波形中每隔 1 s 找到该 1 s 内的最大值点, 得到 3 个点, 这 3 个点中有可能其中一个点取得了次极大值点。取 3 个点高度的均值的 1/10 作为阈值; 其次, 该阈值低于两个峰值点且将两个峰值点分隔在两段, 在高于阈值的范围内查找极大值点和次极大值点; 最后在极大值点和次极大值点之间找到最小值点的位置即为心电 R 波顶点。

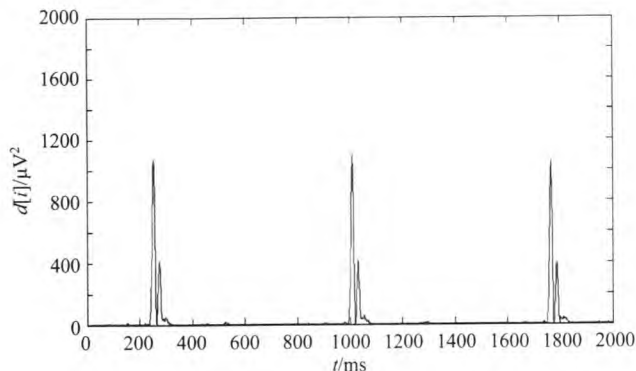


图 1 心电信号二阶差分平方的曲线

心电 R 波时刻确定以后, 需要确定同一个心跳周期的脉搏波特征点位置, 经过比较, 以脉搏波起始点作为特征点得到的心跳搏动时间间隔与心电心跳时间间隔曲线吻合度高, 故认为采用脉搏波起始点即每搏心跳的最低点作为脉搏波特征点得到的 PTT 值更能反映脉搏波传导时间的真实变化。在两个 R 波顶点之间找到脉搏波信号的最小值, PTT 即为脉搏波特征点的时刻减去同一个心跳周期心电 R 波顶点出现的时刻。

1.3 基于脉搏波传导时间的血压监测模型

由于脉搏波速度 (传导时间) 不仅受到血压的影响, 还与血管弹性、血液粘度、血液密度等人体生理参数有关^[6]。因此, 不同人对应的血压估算模型参数会有较大差异, 而同一个人在一定时间段内的模型参数基本保持不变, 故采取个性化模型参数校准的方法确定不同人的血压估算模型参数, 进而针对特定被测者由 PTT 估算血压。采用直线拟合的方法建立模型, 拟合公式为 $P = a \times PTT + b$ 。

2 基于 PTT 的血压监测系统设计

采集系统由心电采集模块, 脉搏波采集模块和主控模块组成, 采用低功耗飞思卡尔 ARM 内核芯片 KL16 作为主控芯片, 控制心电模块和脉搏波模块同时采集, 系统框图如图 2 所示。其中 PPG (photoplethysmography) 为光电脉搏波信号。

心电信号采集采用 TI 公司生产的 ADS1191 集成心电采集芯片, 免去了心电电路设计及调试过程, 缩短了开发周期。其内部具有两个可编程增益放大器

(PGA)和一个高分辨率16位ADC,具有高输入阻抗,低噪声、低功耗的优点,广泛应用于动态心电监护(Holter)、便携式运动监护等领域,可以实现自动心电电极脱落检测,右腿驱动等功能。ADS1191通过将心电模拟信号经过滤波、放大和A/D转换得到对应的数字信号,最后通过芯片上的SPI(串行外设接口)接口将心电数据传给主控芯片进行后续处理。

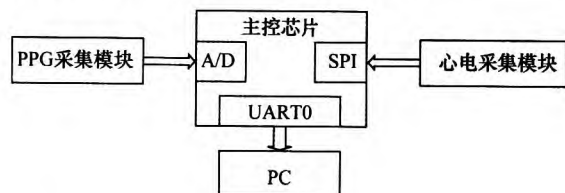


图2 基于脉搏波传导时间的血压监测系统示意图

脉搏波采集模块由880 nm红外光发光二极管和光电转换器组成,采集左手食指处的脉搏波,发光二极管和光电转换器分别位于手指上下两侧,即采用透射式测量。当脉搏波到达手指时,对应位置处的血管容积增大,根据比尔-朗博定理,光电转换器接收到的光强随着血管内血液浓度和容量的增大而减弱,故可以通过检测透过头指的光信号强度变化来获取脉搏波波形^[7]。光电转换器选用光电池型光电转换器件BPW34S,将光强信号转换为电流信号,经过电流电压放大、高通低通滤波后传入KL16上的12位A/D转换模块,将模拟信号转换为数字信号。

现有的PTT测量均采用500 Hz或以下的采样频率,而研究表明PTT每变化1 ms,血压变化为1 mmHg左右^[8-9],为了使测得的血压精确到1 mmHg量级,将心电和脉搏波信号的采样频率均设置为1 kHz,提高了测量系统的精度。为了保证心电信号和PPG信号同步采集,心电芯片每完成一次转换,发出一次低电平给主控芯片,主控芯片触发电平中断,并马上开始采集脉搏波模拟信号并进行A/D转换,由于KL16的12位A/D转换时间低于100 μ s量级,故可以保证两路信号的时间误差在1 ms以内。最后将心电信号和A/D转换后的脉搏波信号对应的4 B数据由主控制芯片经过UART(通用异步收发器)串口通信实时传送到电脑上,其中以61H作为两次采样数据的间隔码,共5 B数据,UART波特率设置为57600,8位,1位停止位,无奇偶校验。后续通过Matlab进行特征点识别,数据分析等处理。

3 实验与数据分析

3.1 血压与PTT测量方法

血压由经过标定的水银血压计测得,血压测量结束后,脱下被测者左上臂上的袖带,将心电电极片粘贴

到人体相应位置。心电测量采用第二导联,即心电电极正负极分别粘贴在左下腹部和右手手腕处,右腿驱动电极粘贴在右下腹部。然后将脉搏波测量指夹夹在被测者左手食指上,待被测者静止30 s后开始PTT的测量,持续30 s后停止测量,测量过程中需要被测者保持静止。为降低血压波动和人本身轻微运动的影响,取30 s内PTT测量值的中值作为此次测量的PTT值^[4]。

3.2 实验流程

文献[7]中采用了蹬车运动改变人体血压来实现血压模型的建立,由于正常人运动后血压和PTT波动均较大,故以这种方法进行模型建立误差较大;文献[10]中采用药物的方法改变血压,由于药物对人体其他生理参数也会有影响,会造成血压模型中其他参数的改变。

实验采取改变手臂高度和运动相结合的方法改变人体血压,分为模型建立阶段和模型验证阶段,如图3所示。血压和PTT需要在6种不同状态下测量,以模拟人体血压波动,包括正常坐姿、手臂平伸、手臂上举、手臂自然平放于膝盖处、运动后正常坐姿和运动后手臂自然平放于膝盖处。每种状态测量3次,得到18组数据。1周以后再次进行试验进行模型验证。

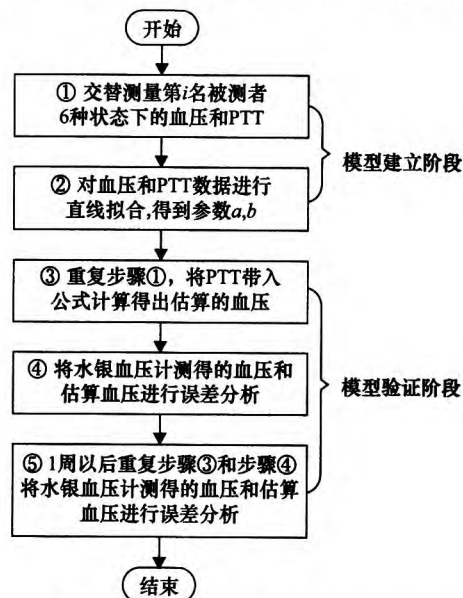


图3 血压-PTT模型建立与验证流程图

3.3 实验结果与数据分析

分别对13个18~40周岁的健康人进行测试,对数据结果进行了分析。如图4、图5对被测者1的PTT和水银血压计测得的血压进行了直线拟合,可以看到它们之间呈现较好的线性相关性,血压越高PTT越小,反之,血压越低PTT越大。PTT与收缩压(SBP)相关系数达到了0.9299($p < 0.05$),与舒张压(DBP)相关系数达到了0.9166($p < 0.05$)。

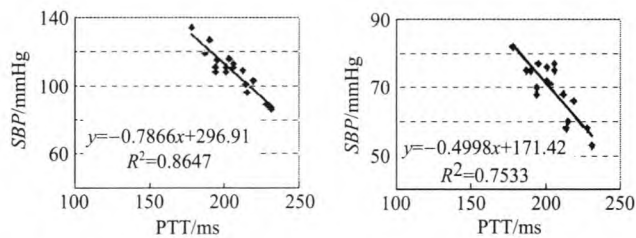


图4 PTT和收缩压拟合直线 图5 PTT和舒张压拟合直线

13位被测者测试结果如表1所示。表2列出了13位被测者PTT估算血压和水银血压计血压对比数据,经过计算,PTT估算收缩压和水银血压计收缩压差值的均值为3.15 mmHg,标准差为6.61 mmHg,PTT估算舒张压和水银血压计舒张压差值的均值为3.46 mmHg,标准差为5.5 mmHg,达到了AAMI(美国医疗仪器促进协会)提出的误差均值不大于5 mmHg,误差标准差不大于8 mmHg的标准。

表1 PTT与血压相关系数(p<0.05)

编号	性别	年龄	身高/cm	与收缩压 相关系数	与舒张压 相关系数
1	M	26	174	0.9299	0.9166
2	M	30	179	0.8424	0.9013
3	F	29	162	0.7909	0.8913
4	M	33	170	0.8913	0.8764
5	F	35	166	0.7078	0.7458
6	F	35	170	0.9681	0.9422
7	M	32	181	0.6944	0.7466
8	F	28	157	0.9052	0.9132
9	M	24	177	0.9019	0.9201
10	M	40	178	0.8135	0.8370
11	F	34	162	0.7970	0.8112
12	F	34	159	0.8835	0.8793
13	M	39	177	0.7961	0.8102

文献[7]中对1周以后的模型稳定性进行了验证,但是未对模型进行校准,导致模型估算血压与实际血压偏差较一周前增大。为此,分析了1周前后的数据。1周以后被测者1的PTT和水银血压计测血压的直线拟合结果如图6和图7所示。

表2 水银血压计血压与PTT估算血压

编号	水银血压计 血压/mmHg	基于PTT的 血压/mmHg	编号	水银血压计 血压/mmHg	基于PTT的 血压/mmHg
1	114/74	113/70	8	119/78	123/71
2	111/69	118/61	9	115/64	122/59
3	120/69	129/64	10	127/77	121/77
4	111/72	119/74	11	108/70	108/61
5	116/76	126/70	12	102/66	94/74
6	107/65	113/56	13	119/69	113/62
7	108/66	119/71			

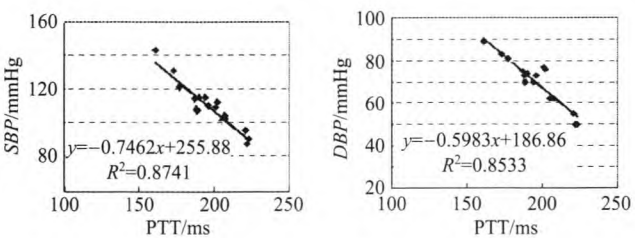


图6 1周以后PTT和收缩压拟合直线 图7 1周以后PTT和舒张压拟合直线

可以看到,1周以后,同一个人拟合直线的斜率和截距均发生了变化,推测是由于人体其他生理参数发生了变化。但是经过数据分析,在试验中的血压变化范围内,拟合直线总体表现为上下漂移,故可以通过校准,即1周以后先采集两个不同姿势血压和PTT的数据,两点确定的直线与1周前的拟合直线之间的漂移作为校正量可以大大提高一段时间后模型的准确性,降低漂移的影响。

4 结束语

在脉搏波理论分析的基础上研制了一种利用脉搏波监测血压的系统,可实现动态连续血压测量。实验结果表明血压和PTT具有很高的相关性,基于PTT估算得出的血压值与水银血压计测得的血压值吻合度很高。进一步的工作会增加实验对象的数量,并针对不同人群如高血压患者和老年人等进行测试。另外,由于心脏等容射血期的存在,以心电R波顶点作为脉搏波的起点存在一定误差,今后的工作也需要在这个方面进行深入研究。

参考文献:

[1] 李章俊,王成,朱浩,等. 基于光电容积脉搏波描记法的无创连续血压测量[J]. 中国生物医学工程学报,2012,31(4):607-614.

[2] Chen Y, Wen C Y, Tao G C, et al. Continuous and noninvasive measurement of systolic and diastolic blood pressure by one mathematical model with the same model parameters and two separate pulse wave velocities[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2012, 40(4): 871-882.

[3] 凌振宝,张铭,熊文激,等. 基于脉搏波传导时间的无袖带血压测量仪设计[J]. 电子测量与仪器学报, 2012, 26(12): 1080-1085.

[4] Fuke S, Suzuki T, Nakayama K, et al. Blood pressure estimation from pulse wave velocity measured on the chest[C]// 35th Annual International Conference of the IEEE EMBS. 2013: 6107-6110.

[5] 王普领,庞宇,吴宝明等. 一种连续无创血压监测头带的研究[J]. 重庆邮电大学学报(自然科学版), 2015, 27(2): 250-254.

(下转第17页)

据“4A”。可见该电路成功模拟实现了超声波信息携带的能力,可以用于区分超声波信号源,应用于室内定位。

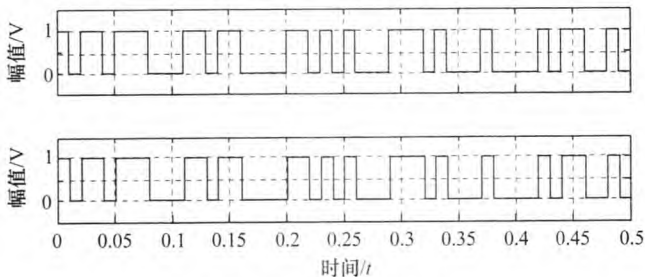


图9 第一路收发波形

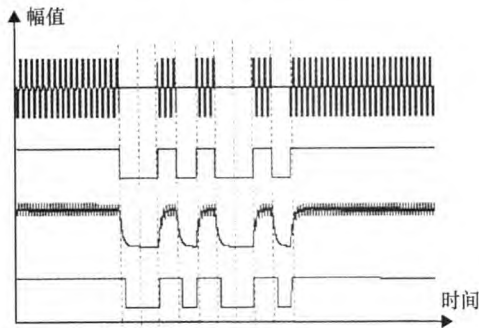


图10 电路仿真波形

由此可见,在定位终端,只要对这 ID 识别号与库中建立坐标系的发射节点进行匹配即可确定超声信号发射源位置,根据超声波声速测量与发射节点距离,实时解算移动目标位置信息。

与采用 m 序列 CDMA(码分多址)方法相比,研究表明一个基于 CDMA 方法的测距过程包括一次 FFT(快速傅里叶变换)、一次逆 FFT,总计算量为 $N + N \log 2N$ 次复数乘法和 $2N \log 2N$ 次复数加法运算(其中 N 为采样点数)^[9],由于是基于数字采样信号的计算,在采样率高的情况下,计算量非常巨大。而本方法解调恢复 ID 数据以后,仅需要对 ID 码进行匹配运算,以 3 路超声信号为例,十六进制 ID 码可以设置为 00,01,02,仅需要匹配 3 次即可准确识别信号源,大大减少了运算量。

3 结束语

在超声波定位信标识别问题上,为了解决信道分配策略时序分配复杂和基于 CDMA 定位方法计算量大的问题,提出基于宽带超声传感器的 FDMA 定位方法,对超声节点进行编号编码作为信标,利用超声波传递信标,接收端通过调制与解调技术传输恢复 ID 码识别信号发射源,解决了超声波室内定位多路超声信号互相干扰以及信标识别问题。对多路超声信道进行仿真并通过电路仿真实现信标编码解码。结果表明,经过不同频率的载波调制,接收端解调恢复数据不会互相干扰,并能通过恢复的 ID 识别码有效识别发射终端信标,区分信号源。与 CDMA 方法相比,有效减少计

算量,从而有利于移动目标在室内更高效地进行实时定位。

由于超声波频段较低,采用频分多址技术进行目标识别,对接收端滤波电路要求较高,滤波效果直接影响着后端信息恢复的准确性,有必要采用 DSP 研究一种高效的数字滤波器进行信号处理。此外,受超声波换能器频带宽度影响,其识别节点数量有限,在大范围多目标定位时,可以采用与时分多址或者码分多址相结合的形式,提高定位范围。

参考文献:

[1] Liu H,Darabi H,Banerjee P,et al. Survey of wireless indoor positioning techniques and systems [J]. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews, 2007, 37(6): 1067 - 1080.

[2] 韩霜,罗海勇,陈颖,等. 基于 TDOA 的超声波室内定位系统的设计与实现[J]. 传感技术学报, 2010, 23(3).

[3] 沈梦婷,杨学友,吴军. 基于相位叠加的 Cricket 系统信标节点识别方法[J]. 传感技术学报, 2013, 26(7).

[4] Priyantha N B. The cricket indoor location system [D]. Massachusetts Institute of Technology, 2005.

[5] 王鸿鹏,王耀宽. 基于 Cricket 传感器网络室内定位系统的设计与实现[J]. 计算机工程与应用, 2008, 44(2): 211 - 214, 244.

[6] 黄增荣,秦会斌,黄博志,等. 扩频法超声测距中的渡越时间的确定[J]. 计量学报, 2007, 28(3): 280 - 283.

[7] Prorok A, Arfire A, Bahr A, et al. Indoor navigation research with the Khepera III mobile robot: an experimental baseline with a case-study on ultra-wideband positioning [C]// 2010 International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation. 2010: 1 - 9.

[8] 李保国,王巍,张阳天. 利用可编程超声阵列准确定位目标点位置[J]. 北京航空航天大学学报, 2005, 31(7).

[9] 苏绍景,程晓畅,王跃科,等. 类 GPS 超声定位系统及其多基站距离估计算法研究[J]. 传感技术学报, 2007(2).

[10] 祝思文. 基于宽带超声传感器的室内定位系统的研究 [D]. 合肥: 安徽大学, 2007.

□

(上接第 9 页)

[6] 董晓,宾光宇,吴水才. 基于个性化脉搏波传导参数的连续血压测量方法研究[J]. 中国医疗设备, 2014, 29(10).

[7] 白泽生. 基于红外传感器的 CO2 气体检测电路设计[J]. 仪表技术与传感器, 2007(3): 59 - 60.

[8] 李顶立,陈裕泉,邢雷,等. 基于脉搏波速法的无创连续血压检测系统[J]. 航天医学与医学工程, 2008, 21(5).

[9] Payne R A, Symeondes C N, Webb D J, et al. Pulse transit time measured from the ECG: an unreliable marker of beat-to-beat blood pressure [J]. Journal of Applied Physiology, 2006, 100(1): 136 - 141.

□