

文章编号: 1673-5196(2009)04-0078-06

# 基于蓝牙传输的脉搏信号检测系统的设计与实现

张爱华<sup>1</sup>, 王景辉<sup>2</sup>

(1. 兰州理工大学 电气工程与信息工程学院, 甘肃 兰州 730050; 2. 兰州理工大学 计算机与通信学院, 甘肃 兰州 730050)

**摘要:** 设计基于无线蓝牙传输的脉搏信号检测系统, 系统包括 PVDF 脉搏传感器、信号调理电路、数据采集电路、蓝牙无线传输模块和上位机数据接收显示模块。实验结果表明, 该系统能够对人的脉搏信号进行实时采集, 将数据通过蓝牙无线发送到由 J2ME 语言编程的手机中, 接收到的脉搏信号可在手机上显示波形, 并可进一步对信号进行处理, 进而实现远程监护。

**关键词:** 脉搏信号; 蓝牙传输; 实时采集; 手机

**中图分类号:** TP273 **文献标识码:** A

## Design and realization of pulse signal test system bases on bluetooth transmission

ZHANG Ai-hua<sup>1</sup>, WANG Jing-hui<sup>2</sup>

(1. College of Electric and Information Engineering, Lanzhou Univ. of Tech., Lanzhou 730050, China; 2. College of Computer and Telecommunication, Lanzhou Univ. of Tech., Lanzhou 730050, China)

**Abstract:** A pulse signal test system based on wireless bluetooth transmission was designed, in which a PVDF pulse sensor, signal modulation circuit, data acquisition circuit, blue tooth wireless transmission module and displaying module for data received from single-chip computer were included. The test result showed that the system could acquire real-time pulse signal of human being, the data was then sent to mobile phone programmed with J2ME language through wireless bluetooth, the received signal wave form could be displayed on the mobile phone and processed further as well, so that the remote supervision could be realized.

**Key words:** pulse signal; bluetooth transmission; real time acquisition; mobile phone

脉诊是我国传统医学中最具有特色的一项诊断方法, 历史悠久, 内容丰富, 在中医诊断中占有重要地位。脉诊就是从脉搏信号中感知人体的生理病理信息。随着现代科技的发展, 特别是信号检测处理技术及计算机技术的发展, 人们对脉搏信号的检测分析进行了很多有意义的研究<sup>[1-2]</sup>。

以往的脉搏信号检测是采用有线方式, 被监护者的身上由于安装有传感器设备因而难以自由灵活移动。系统不便于扩展, 修改网络拓扑结构成本较高, 布线杂乱, 易使灰尘堆积, 不利于清洁<sup>[3]</sup>。本文研究的脉搏检测系统采用基于蓝牙的无线传输技术, 可以通过人体随身携带的无线终端采集脉搏数据, 使采集系统具有移动性, 避免了被测人员使用传统

检测仪器时, 需要通过很多导线连接身体的麻烦和束缚, 并可以采集到被监测者活动状态下的脉搏信号。本文构建的无线蓝牙传输的脉搏信号检测系统也可以利用 GPRS 通讯技术实现与监护中心的远程无线通信, 实现面向家庭、社区的远程监护<sup>[4]</sup>。

## 1 脉搏信号检测方法

脉搏信号的检测终端模块包括传感器、信号调理电路、数据采集处理电路、信号无线传输电路等。其中脉搏传感器采用 PVDF 压电薄膜式压力传感器, 如图 1 所示。PVDF 薄膜(聚偏氟乙烯)具有明显的压电特性, 其压电常数比 PZT 压电陶瓷高 10~20 倍, 而密度却只有它的 1/4。它具有很高的强度与很宽的频响(0.1~10 MHz), 材料薄而柔软, 并且有很好的时间和温度稳定性<sup>[5]</sup>。

### 1.1 PVDF 压电薄膜传感器的设计原理

基于 PVDF 膜的压电特性和物理特性, 根据中

收稿日期: 2008-12-22

基金项目: 国家自然科学基金(30670529), 教育部春晖计划项目(Z2005-2-62007)

作者简介: 张爱华(1964-), 女, 河北永年人, 教授

医切脉模式,采用了成正方形片状的 PVDF 薄膜换能器,面积约为  $16 \text{ mm}^2$ ,相当于切脉时指腹的受力面积.在压电薄膜电荷生成的两极分别蒸镀铝电极并引出导线,用柔线有机塑料薄膜封装并作成圆形基片,装在一个表带上.考虑患者体征、老幼等因素,能在表带上纵横调节.测量时,表带束在腕部即可.

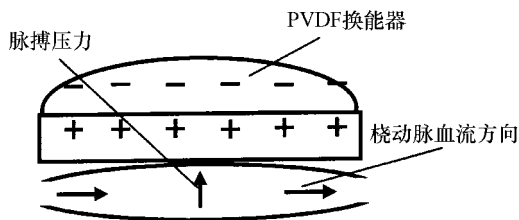


图1 PVDF薄膜及换能器剖面图

Fig.1 Cross-section of PVDF film and transducer

当周期性脉搏压力作用在换能器上时,如图1所示,挠动脉血产生的压力周期均匀地作用在换能器上,将机械能转化为电能.压电方程<sup>[6]</sup>为

$$D = dF + \varepsilon^T E \quad (1)$$

$$S = s^E F + d^T E \quad (2)$$

式中: $d$ 是压电常数矩阵, $d=[d_{ij}]$ , $i=1,2,3,j=1,2,\dots,6$ ;  $F$ 是周期性脉搏压力, $F=\{F_1, F_2, F_3, F_4, F_5\}$ ;  $s$ 是恒电场下的柔性常数矩阵; $\varepsilon^T$ 是恒应力时的介电常数矩阵.当仅考虑 $z$ 方向受均匀的力,及 $F_3 \neq 0, E=0$ (如图2所示)时,式(1)可简化为

$$D_3 = d_{31} F_1 + d_{32} F_2 + d_{33} F_3 + d_{15} F_4 + d_{15} F_5 \quad (3)$$

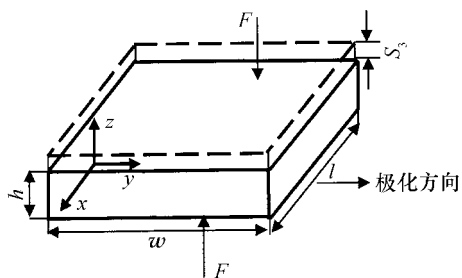


图2 PVDF应变示意图

Fig.2 Schematic diagram of strain of PVDF

由于 $d_{33} \gg d_{15}$ ,且 $h \ll l, h \ll w$ ,在具体应用中,可认为 $d_{15}=0$ ,应力张量 $T_i=0, i=1,2,4,5$ .

式(3)可进一步表示为

$$D_3 = d_{33} F_3 \quad (4)$$

同理,式(2)也可简化为

$$S_3 = s_{33}^E F_3 \quad (5)$$

由方程(4,5)得

$$D_3 = \frac{d_{33}}{s_{33}^E} S_3 \quad (6)$$

$$s_{33}^E = \left[ \frac{\partial S_3}{\partial F_3} \right]_E$$

当 $E=0$ 时:

$$s_{33}^E = 1/E_p \quad (7)$$

式中: $E_p$ 为PVDF压电材料的弹性模量.

将式(7)代入式(6)得

$$D_3 = E_p d_{33} S_3 \quad (8)$$

根据高斯定律,电场内介质的任意一表面的自由电荷为

$$Q(t) = Q(t_0) + E_p d_{33} \int_0^l \int_0^w S_3 dx dy \quad (9)$$

当 $l, w$ 很小时,式(8)可表示为

$$Q(t) = Q(t_0) + E_p d_{33} S_3 lw \quad (10)$$

式中: $Q(t_0)$ 为介质初始贮能.一般情况下,认为 $Q(t_0)=0$ ,得到

$$Q(t) = E_p d_{33} S_3 lw \quad (11)$$

由式(11)可知,PVDF压电薄膜换能器的电荷输出与 $S_3$ 成正比,利用其结构应变特性,可以构成应变传感器.为方便讨论表述,需要对式(4)进行归一化处理.因为

$$Q(t) = D_3 A_3 = d_{33} F_3 A_3 \quad (12)$$

在整个脉搏信号检测中,压电薄膜的面积是不变的, $A_3=1$ ,换能器输出电荷与所受压力关系可表示为

$$Q(t) = d_{33} F(t) \quad (13)$$

式中: $d_{33}$ 为压电常数,单位为 $\frac{C}{N}$ ,表示其电荷灵敏度; $F(t)$ 为周期变化的脉搏压力.

## 1.2 脉搏传感器的选择

考虑到产品价格的因素和所需精度的要求,装置中选择了合肥华科电子技术研究所研制开发的基于PVDF(聚偏氟乙烯)压电膜的HK-2000C型集成化脉搏传感器.它是一种软接触式的无创伤脉搏传感器.其主要特点是:1)灵敏度高;2)抗干扰性能强;3)过载能力大;4)一致性好,性能稳定可靠,使用寿命长.技术指标:电源电压为 $5 \sim 6 \text{ VDC}$ ;压力量程为 $-6.65 \sim +39.9 \text{ kPa}$ ;灵敏度温度系数为 $1 \times 10^{-4}/^\circ\text{C}$ ;灵敏度为 $15\ 037.6 \mu\text{V/kPa}$ ;精度为 $0.5\%$ ;重复性为 $0.5\%$ ;迟滞为 $0.5\%$ ;过载为100倍.

脉搏传感器用绑带固定在被测人的手腕外侧,随着每舒张收缩一次,动脉系统发生压力和血流量的改变,即产生一个脉搏波.在这个过程中脉搏传感器可以很好地采集到人体脉搏信号的搏动过程并转化为同步电压信号输出,从而使人体脉搏信号与脉搏传感器输出信号保持同步的目的.

## 1.3 脉搏信号调理电路设计

PVDF压电薄膜是敏感部件,其作用是将微弱

低频的脉搏压力信号转换成电信号,因压电薄膜内阻很高,而脉搏信号比较微弱,所以设计前置电荷放大器,其作用是:

- 1) 与 PVDF 压电薄膜阻抗匹配,把输入高阻抗变为低阻抗输出;
- 2) 将微弱电荷转换成电压信号并放大.

由于基线漂移、人体活动、工频干扰等因素的影响,脉搏信号具有很大的噪声,因此系统进行了去噪设计,使用一个低通滤波电路把高频噪声和工频干扰滤除,使脉搏信号的有效成分全部通过.

## 2 系统设计与实现

传统检测设备通过有线方式连到人体上进行生理信息的采集,各种连线容易使病人心情紧张,从而导致所检测到的数据不准确.使用蓝牙技术可以很好地解决上述问题.带有蓝牙模块的医疗微型传感器置于被检测者左关部位,尽量使其不对人体正常活动产生干扰,再通过蓝牙技术将采集的数据无线传输到接收设备上,并对其进行处理.

基于无线蓝牙传输的脉搏信号检测系统具有以下基本功能:

- 1) 脉搏数据的实时采集和处理;
- 2) 与终端设备进行蓝牙通信,实现数据的无线互传,并在终端显示和存储;
- 3) 体积小,重量轻,功耗低,便于携带.

根据系统功能要求,采用 ATmega<sup>32</sup> 单片机作为控制单元,蓝牙模块作为无线数据传输的输入输出接口,兼容 RS232 串行接口,诺基亚 3310 显示屏作为输出设备,功能键作为输入设备.系统结构示意图如图 3 所示.

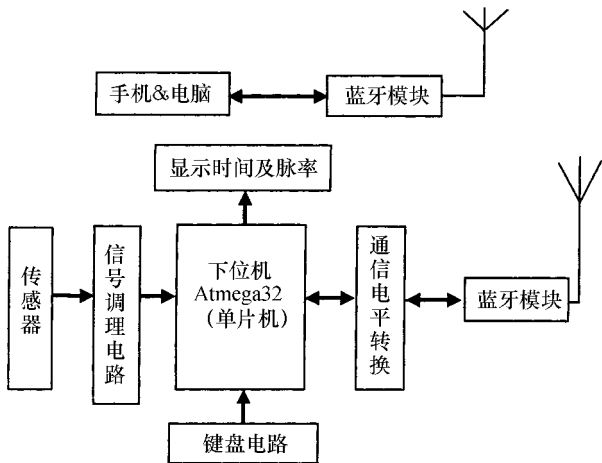


图 3 系统结构示意图

Fig.3 Schematic diagram of system structure

## 2.1 蓝牙与单片机接口设计

脉搏信号检测系统选用的蓝牙模块是 ERICSSON 公司的 ROK 101 008,微控制器选用 ATMEL 公司的单片机 ATmega<sup>32</sup>.ROK 101 008 提供 4 种接口:UART、PCM、USB 和 I<sup>2</sup>C 接口,UART 口最高波特率达到 460 800 bit/s,本课题采用 57 kb/s 的速率.PCM 数据可以是线性 PCM(13~16 bit)、A 律(8 bit)或  $\mu$  律(8 bit)、PCM 编码.蓝牙模块的 T2 脚用于外接天线,其标称阻抗是 50  $\Omega$ .由于天线的方向和增益不同时,会影响通信距离,本课题采用一种直接印刷在 PCB 板上的倒 F 型天线进行通信时取得了成功.蓝牙模块和微控制器 ATmega<sup>32</sup> 通过 UART 口相连接.由于蓝牙模块使用的电源是 3.3 V,而 ATmega<sup>32</sup> 使用的电源是 5 V,因此蓝牙模块和 ATmega<sup>32</sup> 不能直接相连,在蓝牙和 ATmega<sup>32</sup> 之间加入一个电压转换芯片,这种方案实现起来比较可靠,如图 4 所示.蓝牙模块主要使用了 4 条 UART 信号线,2 根数据线 TXD 和 RXD,同时使用流量控制信号 RTS 和 CTS<sup>[8]</sup>.

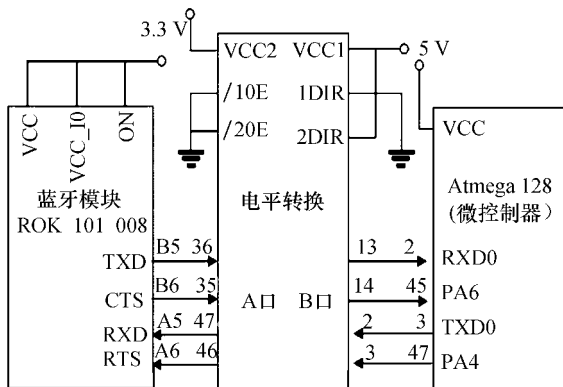


图 4 蓝牙与单片机接口设计图

Fig.4 Design diagram of bluetooth and single-chip computer interface

蓝牙模块 UART 口的初始设置为速率 57.6 kb/s,8 位数据位,1 位停止位,无奇偶校验位.PC 机与蓝牙模块通信的基本过程是:首先 ATmega<sup>32</sup> 设置为与蓝牙模块同样的通信模式,蓝牙模块发送给 PC 机的数据先由 ATmega<sup>32</sup> 接收并存放在其接收缓存区中,然后 ATmega<sup>32</sup> 请求发送数据给 PC 机,PC 机接收到请求后,如果同意接收,发送应答信号,ATmega<sup>32</sup> 把缓冲区中数据发送给 PC,这样就实现了 PC 机与蓝牙模块的通信.

## 2.2 蓝牙模块软件设计

蓝牙终端设备与蓝牙模块之间通过各种 HCI 分组来实现交互.HCI 包括 3 种分组,分别是 HCI

指令分组、HCI 事件分组和 HCI 数据分组. 由于本系统只涉及到数据交换, 因此在数据分组中只有 ACL 异步无连接数据分组. 各种分组按 BigEdian (即高位字节先于低位字节) 进行传输<sup>[9]</sup>. 通过一系列简单的调用 HCI 接口 API 函数<sup>[10]</sup>, 并判断空间返回信息进行相应的动作就可以方便地在 2 个设备之间完成蓝牙无线数据通信. 图 5 是点对点连接的蓝牙开发平台通信连接的建立过程.

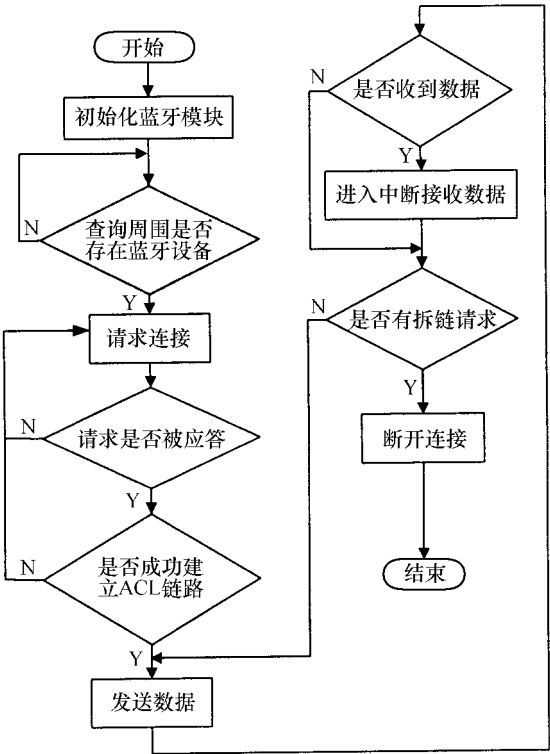


图 5 蓝牙工作流程图  
Fig. 5 Bluetooth working flowchart

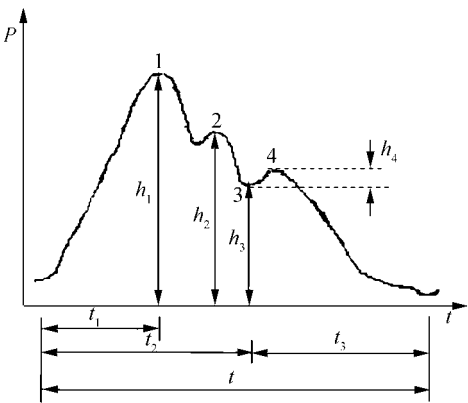
3 脉搏时域分析

目前对脉搏信号的分析主要采用时域法和频域法, 通过对脉波图的分析, 提取特征参数, 结合脉搏波的形成原理分析推断各种脉象. 鉴于本系统重点为实现家庭健康监测的最终目标, 设置相关阈值予以报警, 使应用得到普及, 因此采用时域分析.

时域分析的主要内容是读出脉图的波、峡的高度、相应时值、脉图面积等参数. 费兆馥等用自己研制的 ZM-1 脉象仪测出了脉波图、微分图、取脉压力图和时差图<sup>[11]</sup>.

脉图时域分析主要是读出如图 6 所示脉图的波、峡高度( $h$ )、相应时值( $t$ )等参数.

为了更好地反映脉图特征和心血管状态, 一般取各参数的相对值来分析脉图.



$h_1$  为主波幅值;  $h_2$  为重搏前波幅值;  $h_3$  为降中峡波幅值;  $h_4$  为重搏波幅值;  $t_1$  为急性射血期时值;  $t_2$  为收缩期时值;  $t_3$  为舒张期时值;  $t$  为脉动周期时值

图 6 脉图的幅值和时值  
Fig. 6 Relationship curve of amplitude vs time of pulse variation

$\frac{h_2}{h_1}$ : 主要反映血管壁的顺应性和外周阻力. 血管顺应性差, 外周反射波折返速度快时, 重搏前波出现早.  $\frac{h_2}{h_1}$  增高时, 重搏前波角呈钝角;  $\frac{h_2}{h_1}$  升高, 甚至  $>1$ , 重搏前波呈锐角时, 表明血管张力高, 而血管零压顺应性尚好. 可见于各种因素刺激出现的紧脉, 在中医脉象判别中具有重要意义.

$\frac{h_3}{h_1}$ : 主要反映外周阻力高低. 当外周血管收缩时, 阻力增高,  $\frac{h_3}{h_1}$  升高; 反之, 外周阻力降低时,  $\frac{h_3}{h_1}$  变小. 多见于中医辨证的气虚、血虚症.

$\frac{h_4}{h_1}$ : 主要反映主动脉顺应性和主动脉瓣功能情况. 当动脉顺应性差, 或主动脉瓣闭锁不全时,  $\frac{h_4}{h_1}$  等于 0, 甚至为负值; 反之, 主动脉瓣功能正常, 动脉顺应性好, 血容量充盈时,  $\frac{h_4}{h_1}$  增高.

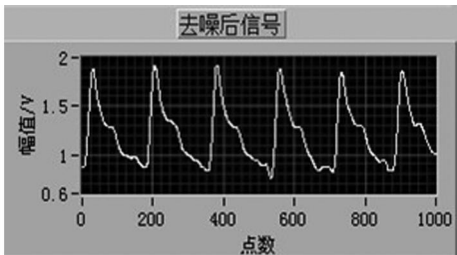
$\frac{t_1}{t}$ : 与心脏射血功能有关. 当左心室收缩功能减退, 射血速率减少时,  $\frac{t_1}{t}$  延长.

$\frac{t_2 - t_1}{t}$ : 与心脏射血功能有关. 心搏排出量减少时,  $\frac{t_2 - t_1}{t}$  减少.

$\frac{t_2}{t_3}$ : 与心率有关. 心率加快时  $\frac{t_2}{t_3} > 1$ . 在中医辨证中多见于阴虚火旺.

4 测试试验

采用基于无线蓝牙传输测试系统对脉搏信号进行实时在线检测,采样频率为 200 Hz. 为了进行对比分析,首先将单片机采集的脉搏信号通过 RS232 总线传输到 PC 机中,并在 PC 机上利用 LabVIEW 软件构建虚拟脉搏信号测试环境,测得的波形曲线如图 7a 所示. 无线传输是通过蓝牙模块将脉搏数据传输到手机中,利用 J2ME (Wireless Toolkit, 无线开发工具包)语言生成的.jar 文件可下载到带有蓝牙功能的手机中显示脉搏波形,如图 7b 所示.



(a) 有线传输



(b) 蓝牙无线传输

图 7 脉搏数据

Fig.7 Data of pulse variation

由图 7 可以看出,经过蓝牙无线传输采集的脉搏数据信号与有线传输的脉搏信号波形一致. 蓝牙系统性能的一个重要指标是接收点的 bit 误码率,随机选取 20 组脉搏数据进行蓝牙发送前与接收后的对比,发送基带包为 DM<sup>3</sup> 时误码率均在蓝牙信道可容忍的门限 1%之内,因此验证了无线蓝牙传输的可行性.

脉图时域分析主要是读出脉图的波、峡高度( $h$ )、相应时值( $t$ )等参数. 为了更好地反映脉图特征和心血管状态,一般取各参数的相对值来分析脉图

各参数的相对值反映的生理信息. 对蓝牙传输的脉搏数据在手机模拟器中进行时域分析,结果如图 8~10 所示.



图 8 脉搏数据分析界面

Fig.8 Analysis interface of pulse data

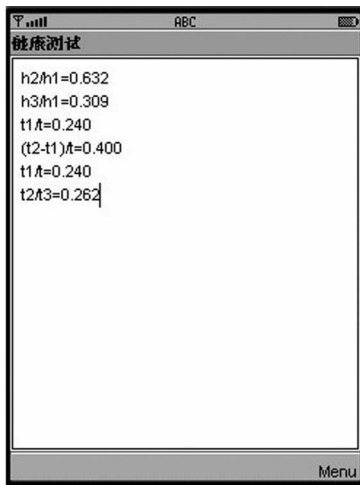


图 9 脉搏数据分析信息参数

Fig.9 Information parameters for pulse data analysis

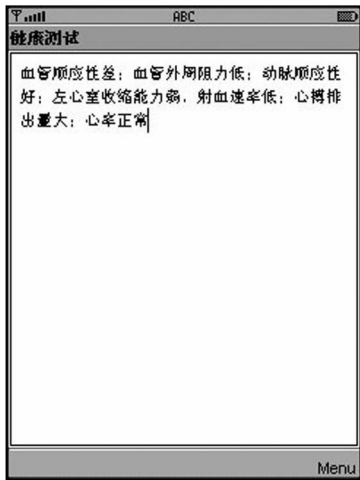


图 10 脉搏数据分析结论

Fig.10 Analysis conclusions of pulse data

## 5 结论

本文研究的蓝牙传输脉搏信号检测系统,在检测终端模块与手机之间的蓝牙技术是为短距离内替代有线传输的低成本、高可靠性方案,结构简单,不需要大量的附加存储设备,传输过程也不产生费用,可利用 GPRS 通讯技术实现与监护中心的远程无线通信,实现面向家庭、社区的远程监护。

该系统具有能耗低、体积小、价格便宜等特点,可用来检测如慢性病患者和老年人等人群。无线数据采集方式的主要优点是不影响人们的日常生活,测得的数据真实性强,数据准确可靠,有较好的实时性。脉搏信号中含有丰富的生理病理信息,对脉搏信号的进一步处理研究可以做到有病早发现早治疗,帮助医护人员对用户的健康状况进行检测和防护。

### 参考文献:

[1] 魏红,刘明林,郑洪新.中医脉诊现代化研究思路探析[J].中国中医基础医学杂志,2004,10(2):69-71.

- [2] CHOI K H, KIM D Y, SUNG J, *et al.* A recording of the radial pulse wave system using photoplethysmogram [J]. SICE Annual Conference in Okayama, 2005, 11(2): 8-10.
- [3] 严壮,张静,施俊.基于PDA的无线医疗信息管理系统的设计开发[J].中国医疗器械杂志,2007,5(31):344-347.
- [4] 孙守军,吴凯,吴效明.基于蓝牙技术的无线移动监护系统[J].中国医疗器械杂志,2006,5(30):349-351.
- [5] 金观昌,于淼,鲍乃锵.PVDF多点脉搏波计算机辅助测试系统研究[J].清华大学学报:自然科学版,1999,39(8):117-120.
- [6] 王代华,周德高,刘建胜.PVDF压电膜振动传感器及其信号处理系统[J].压电与声光,1999,21(2):122-126.
- [7] 金纯,许光辰,孙睿.蓝牙技术[M].北京:电子工业出版社,2001.
- [8] 涂淦,岳月天,郁滨.基于BlueCore蓝牙芯片的USB和UART接口设计与实现[J].电子技术,2003,30(7):36-39.
- [9] 李伟,于守遣,刘亚斌,等.基于蓝牙的无线通信技术及其在机器人中的应用[J].微计算机信息,2006(8):206-208.
- [10] 王浩,王平.蓝牙HCI层数据通讯的实现[J].微电子学与计算机,2002,19(12):3-8.
- [11] 费兆馥.现代中医诊脉学[M].北京:人民卫生出版社,2003.