

基于 STM32 的便携体检装置的设计与实现

我国正在大力推进全面小康社会建设,社区卫生医疗体系是其中的一个重点。国外的社区医疗保险制度已经相当成熟,我国的社区卫生医疗体系还处于刚起步阶段。现在的社区医疗现状是:大病小病都往大医院跑,因而大中医院就要承担大部分的医疗压力。虽然政府推出大力发展社区医院的政策,由于社区医院资金紧张不可能配备完善的医疗检测仪器,所以便携式医疗仪器的发展及在社区中推广使用就显得尤为重要。本文设计的一个便携式体检装置,用以检测人体的主要基本生理指标,如身高、体重、血压等,辅助社区医生的诊断。

1. 系统组成及设计方法

体检箱采用 STM32 为核心控制模块,该核心模块包括 STM32 小系统,液晶触摸屏电路,SD 卡存储电路,按键电路等常用的面向用户的模块。在 STM32 核心模块周围外接各种测量生理参数的电路,包括身高模块、体重模块、血压模块、体温模块、肺活量模块、心电模块、血氧饱和度模块等。各模块受 STM32 控制独立工作,互不影响。STM32 控制各个模块测量生理信号,再通过内部的 AD 采样口对个模块检测得到的电信号进行采集,并根据各个模块的测量要求处理数据,把最后得到的生理指标数据显示到液晶屏上并保存到 SD 卡中,以便以后复查或则提供给医生查看。系统框图如(图 1 所示)。



1.1 硬件电路设计:

1.1.1 身高模块:

采用超声回波法测量身高。将超声收发探头固定于距离地面 2m 的高度,根据超声测距的原理测得反射超声波的阻挡物的距离,若忽略超声探头间的距离再通过 2m 减去此距离便可得到人的身高[1-2]。

超声发射采用换能器 TCT40-2T,由 STM32 发生 40Khz 的方波。由于端口输出功率不够,40kHz 方波脉冲信号分成两路,送给一个由 74HC04 组成的推挽式电路进行功率放大以便使发射距离足够远,满足测量距离要求,最后送给超声波发射换能器 TCT40-2T 以声波形式发射到空气中。

超声波接收部分是将反射波接收到超声波接收换能器 TCT40-2S，再进行转换变成电信号，并对此电信号进行放大、滤波、整形等处理，这里使用了索尼公司生产的集成芯片 CX20106 处理回波信号，得到一个负脉冲送给 STM32 的外部中断引脚，以产生一个中断。经过计算发射和接受回的信号的时间差经计算可获得身高数据。

1.1.2 体重模块:

人体压力若压在电阻应变片上则会使其产生形变，用四个电阻应变片组成全桥臂电路，在加上电源，则根据压在之上的压力的大小会产生相应的电压，再经放大滤波处理即可获得体重压力信号。在测种台的四个角上放上四片电阻应变片，其中对角两个是受压力电阻上升的，另外两个是受压力电阻下降型的，这样使四个电阻应变片组成全臂电桥，再经并联零位补偿，使桥臂电阻达到平衡。桥路输出经过差模放大之后再经过电压跟随器得出输出结果，送到 STM32 模块。



图 2 温度测量电路

1.3 体温模块

体温测量采用 AD590 传感器。AD590 是 AD 公司生产的电流输出型集成温度传感器的代表产品，它是利用 PN 结正向电流与温度的关系的原理制成的。其测量电路如(图 2 所示)。当温度为零度时，即热力学温度为 273.15K 时流出 AD590 的电流为 273.15 μ A，在 10K 电阻上产生的电压为 2.7315V。根据传感器输出与温度的关系可得温度值为 $T=U*100-273.15$ 。

1.1.4 血氧饱和度模块:

人体动脉的搏动能够造成测试部位血液容量的波动，从而引起光吸收量的变化，当透光区域动脉血管搏动时，动脉血液对光的吸收量将随之变化，称为脉动分量或交流量(AC);而皮肤、肌肉、骨骼和静脉血等其他组织对光的吸收是恒定不变的，称为直流量(DC)。脉搏式血氧饱和度测量技术就是利用这个特点，通过检测血液容量波动引起的光吸收量变化，消除非血液组织的影响，求得血氧饱和度。由于光路径长度变化属于未知量，所以采用两束不同波长的光作为入射光分别照射被测区域，即双光束法。双波长法测量脉搏式血氧饱和度的线性经验公式为[3]。

$$SpO_2 = A + B \times \frac{I_{AC}^{\lambda_1} / I_{DC}^{\lambda_1}}{I_{AC}^{\lambda_2} / I_{DC}^{\lambda_2}}$$

其中 A、B 是经验常数，可以通过定标确定。

为减少组织对测量精度的影响，选择光波波长时，要求氧合血红蛋白 HbO₂ 和还原血红蛋白 Hb 对该波长的吸光系数要大于非血液组织对它的吸光系数，但不要太大使透过部分难于检测。根据入射光波长和吸收系数之间的关系，最终选取了 650nm 和 940nm 这两个波长。

本装置采用两路发光管交替发光采集脉搏波信号，使用硅光电池接受信号。再经放大滤波处理传输给 STM32。

1.1.5 肺活量模块：

人体呼出的气流通过截流装置形成差压，接入 MPX5010DP 产生电压信号，将电压信号进行放大(10 倍左右)和 0.014Hz~8Hz 的带通滤波处理，即可获得与瞬时流量相对应的电压，送到 STM32 进行采样后，再在程序里对流速进行积分即可获得肺活量值。

1.1.6 血压模块：

我们采用测振法测量血压。利用 STM32 控制电机打气，再控制泄气阀将袖袋内的气体逐渐放掉，用压力传感器检出袖带内的压力和微弱的脉搏振荡信号，再经放大电路放大，送入 A/D 转换器，经过 STM32 处理得到收缩压和舒张压。

其中压力传感器选择 GXP5050。MPX5050GP 是 Motorola 公司生产的一款采用离子注入工艺生产的压力传感器，其压敏电阻元件是利用离子注入工艺光刻在单个硅膜片上，同时采用计算机控制的激光修正技术和温度补偿技术，使得 MPX5050GP 压力传感器精度极高，具有广泛的应用范围。MPX5050GP 的输出直接一路接 A/D 采样获得血压值，另一路经 RC 网络及放大得到心脏收缩信号送另一路 A/D。心脏收缩信号随着袖带压力的减小先减小再增大，如(图 3 所示)。我们设定一个阈值(定标得到)，在阈值处测量当时袖带内压力即为血压。



图 3 脉搏波的幅度变化情况

1.1.7 心电模块：

心电模块的具体设计步骤如(图 4 所示)。对由电极采集到的心电信号,先通过前置放大,将微弱的心电信号高保真放大,再通过低通滤波、高通滤波及 50Hz 陷波滤除干扰,最后进行 A/D 转换[4]。



图 4 心电提取步骤

理论上,人体任意两点之间都存在心电引起的电位差,两个电极即可实现心电测量。但是,在采集心电信号过程中,必须设法消除或降低来自交流市电共模电压的干扰,工程上常用“右脚驱动”的方法来消除,因此这里我们使用 3 个电极来提取心电信号,即左右手和右脚。

前置放大电路采用差分方式输入,形成差模信号。为了提高精度,使用高精度仪表放大器 AD620 作为心电的前置放大器的运放。前置放大电路由输入跟随、仪用放大器、右腿浮地驱动等 3 部分组成。

滤波电路中,低通滤波器采用归一化设计的 BUTTERWORTH 四阶低通滤波,截止频率 f_H 为 100Hz。高通电路中由于噪声主要集中于 0.03Hz~2Hz,为了尽可能在不影响心电信号的情况下尽量多的滤除干扰,选择截止频率 f_L 为 0.036Hz。50Hz 陷波电路中采用“双 T 带阻滤波”电路来滤除工频干扰。

经过陷波器后的心电信号是双极性,由于系统中的 A/D 芯片只能量化单极性信号,所以必须使用电平提升电路把双极性信号转化为单极性信号。

1.2 软件设计:

STM32 的包括处理用户按键数据输入,定时外部中断控制超声测量身高,A/D 采样体温、体重、肺活量、心电等信号。控制电机打气,泄气阀放气并测量血压值。将测得的信号显示在液晶屏上。其流程图如(图 5 所示)。



图 5 程序整体流程图

2. 结果

STM32 显示界面如(图 6 所示)。其中准水银体温计和体检装置实验对比, 所有体有误差 $\leq 0.1^{\circ}\text{C}$; 体重测量的误差 ≤ 2 公斤; 标准水银血压计和体检装置实验对比, 所有收缩压和舒张压数据误差小于 7%; 卷尺测量结果和体检装置实验对比, 所有误差 $\leq 1\text{cm}$; 均能够满足监护要求。

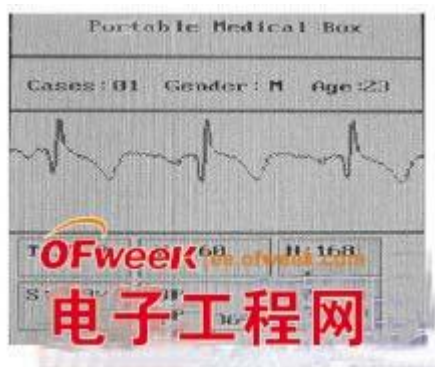


图 6 显示界面图

3. 结束语

经实验测量结果显示, 该设计方案成本低, 功能完善, 操作简单, 人机界面友好, 非常人性化。随着人们对健康的关注度越来越高, 国家对医疗事业越来越重视, 该便携式体检箱将有很广的应用前景。本文的创新点在于集成了多项测量

人体生理数据功能于一体，应用液晶彩屏显示，并将结果保存，非常人性化。