



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 208435639 U

(45)授权公告日 2019.01.29

(21)申请号 201720439399.2

(22)申请日 2017.04.25

(73)专利权人 湖北理工学院

地址 435003 湖北省黄石市桂林北路16号

(72)发明人 肖贵贤 严伟

(74)专利代理机构 武汉智嘉联合知识产权代理
事务所(普通合伙) 42231

代理人 黄君军

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

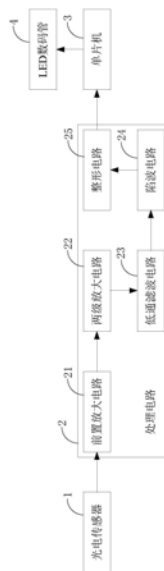
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54)实用新型名称

便携式数字心率计

(57)摘要

本实用新型公开了一种便携式数字心率计,包括用于采集人体心率信号的光电传感器、用于对所述光电传感器检测心率产生的电信号进行处理的处理电路、与所述处理电路的输出端连接的单片机及与所述单片机连接的LED数码管;其中,所述处理电路包括依次连接的前置放大电路、两级放大电路、低通滤波电路、陷波电路、整形电路。本实用新型通过光电传感器将心率信号转换为电信号,并将电信号依次通过前置放大和两级放大后进行滤波和陷波处理,其有利于提高噪音及其他干扰因素的滤除率,进而保证信号的精确度,同时采用LED数码管显示心率数据其有利于读数的便捷性和准确性。



1. 一种便携式数字心率计,其特征在于,包括用于采集人体心率信号的光电传感器、用于对所述光电传感器检测心率产生的电信号进行处理的处理电路、与所述处理电路的输出端连接的单片机及与所述单片机连接的LED数码管;其中,所述处理电路包括依次连接的前置放大电路、两级放大电路、低通滤波电路、陷波电路、整形电路;其中,所述前置放大电路包括一型号为AD620的单芯片放大器、电容C1、电容C2、电容C3、电容C4、电阻R3、电阻R4,所述单芯片放大器的第1引脚通过电阻R4与其第8引脚连接,其第2引脚接地,其第3引脚通过依次串联的电容C1和电容C2与光电传感器的信号输出端连接,其第5引脚通过电阻R3与其第3引脚连接,其第4引脚接-5V电源并通过电容C3接地,其第7引脚接+5V电源并通过电容C4接地;所述两级放大电路包括放大器U1A、放大器U2B、电阻R5、电阻R6、电阻R7、电阻R8,所述放大器U1A的反向输入端通过电阻R5与单芯片放大器的第6引脚连接,且其反向输入端通过电阻R6与其输出端连接,其同向输入端接地,其输出端通过电阻R7与放大器U2B的反向输入端连接,且所述放大器U2B的反向输入端通过电阻R8与其输出端连接,所述放大器U2B的同向输入端接地;所述低通滤波电路包括电阻R9、电阻R10、电阻R11、电阻R12、电阻R13、电容C4、电容C5、电容C6、电容C7、电容C8,所述电阻R9、电阻R10、电容C6、电容C7依次串联,其电阻R9与所述放大器U2B的输出端连接,所述电容C4和电容C5串联与所述电阻R10并联,所述电阻R11和电阻R12串联后与串联后的电容C6和电容C7并联,所述电容C8一端与电阻R11和电阻R12的连接端连接、另一端通过电阻R13与电容C6和电容C7的连接端连接;所述陷波电路包括放大器A、放大器A2、电阻R15及电阻R14,所述放大器A的反向输入端与其输出端连接,同向输入端与电容C7连接,所述放大器A2的反向输入端与其输出端连接,其输出端与电阻R13和电容C8的连接端连接,所述放大器A2的输入端通过电阻R14与所述放大器A的输出端连接,并通过电阻R15接VCC;所述整形电路包括放大器LM358、电阻R16、电阻R17、电阻R18及电容C9,所述放大器LM358的第3引脚与放大器A的输出端连接,其第2引脚通过电阻R17接地并通过电阻R16接VCC0,其第4引脚接地并通过电容C9与第1引脚连接,其第5引脚接+5V电源并与第1引脚连接,其第1引脚通过电阻R18与单片机连接。

2. 根据权利要求1所述的便携式数字心率计,其特征在于,所述光电传感器型号为OPT101。

3. 根据权利要求2所述的便携式数字心率计,其特征在于,所述单片机的型号为AT89C51。

4. 根据权利要求3所述的便携式数字心率计,其特征在于,所述陷波电路为50HZ陷波电路。

便携式数字心率计

技术领域

[0001] 本实用新型涉及心率监测技术,尤其是涉及一种便携式数字心率计。

背景技术

[0002] 在社会飞速发展的今天,人们的物质文化生活得到了极大的提高,但同时多种疾病威胁着人们的生命,而心脏病的发作又是人们难以预防的突发致命疾病,所以心率测量也被越来越多的人所重视。心率(heart rate)指心脏每分钟搏动的次数,它能够反映心脏的工作状态。正常心率决定于窦房结的节律性,成人静息时约60~100次/min,平均约75次/min。

[0003] 心率计也是常用的医学检查设备,实时准确的心率测量在病人监控、临床治疗及体育竞赛等方面都有着广泛的应用。随着医疗设备的发展及人民生活水平的提高,心率计将朝着精度高、轻型化、一体化、可视化、可控化等适合在家庭和社区条件下使用的方向发展。目前,现有的心率计虽然能够测出脉搏的频率,但是检测精度较高的心率计则不便于携带,而便于携带的心率计则检测精度相对较低。

实用新型内容

[0004] 本实用新型的目的在于克服上述技术不足,提出一种便携式数字心率计,解决现有技术中便携式心率计在心率检测时精度较低的技术问题。

[0005] 为达到上述技术目的,本实用新型的技术方案提供一种便携式数字心率计,包括用于采集人体心率信号的光电传感器、用于对所述光电传感器检测心率产生的电信号进行处理的处理电路、与所述处理电路的输出端连接的单片机及与所述单片机连接的LED数码管;其中,所述处理电路包括依次连接的前置放大电路、两级放大电路、低通滤波电路、陷波电路、整形电路;其中,所述前置放大电路包括一型号为AD620的单芯片放大器、电容C1、电容C2、电容C3、电阻R3、电阻R4,所述单芯片放大器的第1引脚通过电阻R4与其第8引脚连接,其第2引脚接地,其第3引脚通过依次串联的电容C1和电容C2与光电传感器的信号输出端连接,其第5引脚通过电阻R3与其第3引脚连接,其第4引脚接-5V电源并通过电容C3接地,其第7引脚接+5V电源并通过电容C4接地;所述两级放大电路包括放大器U1A、放大器U2B、电阻R5、电阻R6、电阻R7、电阻R8,所述放大器U1A的反向输入端通过电阻R5与单芯片放大器的第6引脚连接,且其反向输入端通过电阻R6与其输出端连接,其同向输入端接地,其输出端通过电阻R7与放大器U2B的反向输入端连接,且所述放大器U2B的反向输入端通过电阻R8与其输出端连接,所述放大器U2B的同向输入端接地;所述低通滤波电路包括电阻R9、电阻R10、电阻R11、电阻R12、电阻R13、电容C4、电容C5、电容C6、电容C7、电容C8,所述电阻R9、电阻R10、电容C6、电容C7依次串联,其电阻R9与所述放大器U2B的输出端连接,所述电容C4和电容C5串联与所述电阻R10并联,所述电阻R11和电阻R12串联后与串联后的电容C6和电容C7并联,所述电容C8一端与电阻R11和电阻R12的连接端连接、另一端通过电阻R13与电容C6和电容C7的连接端连接;所述陷波电路包括放大器A、放大器A2、电阻R15及电阻R14,

所述放大器A的反向输入端与其输出端连接,同向输入端与电容C7连接,所述放大器A2的反向输入端与其输出端连接,其输出端与电阻R13和电容C8的连接端连接,所述放大器A2的输入端通过电阻R14与所述放大器A的输出端连接,并通过电阻R15接VCC;所述整形电路包括放大器LM358、电阻R16、电阻R17、电阻R18及电容C9,所述放大器 LM358的第3引脚与放大器A的输出端连接,其第2引脚通过电阻R17接地并通过电阻R16接VCC0,其第4引脚接地并通过电容C9与第1引脚连接,其第5引脚接+5V电源并与第1引脚连接,其第1引脚通过电阻R18与单片机连接。

[0006] 优选的,所述光电传感器型号为OPT101。

[0007] 优选的,所述前置放大电路为单芯片放大器,其型号为AD620。

[0008] 优选的,所述单片机的型号为AT89C51。

[0009] 优选的,所述陷波电路为50HZ陷波电路。

[0010] 与现有技术相比,本实用新型通过光电传感器将心率信号转换为电信号,并将电信号依次通过前置放大和两级放大后进行滤波和陷波处理,其有利于提高噪音及其他干扰因素的滤除率,进而保证信号的精确度,同时采用LED数码管显示心率数据其有利于读数的便捷性和准确性;而且,前置放大电路采用单芯片放大器,其利于缩小尺寸和体积,以提高其便携性。

附图说明

[0011] 图1是本实用新型的便携式数字心率计的连接结构示意图;

[0012] 图2是本实用新型的光电传感器和处理电路的电路原理图;

[0013] 图3是本实用新型的单片机和LED数码管的电路原理图;

[0014] 图4是本实用新型的单片机的信号处理流程图。

具体实施方式

[0015] 为了使本实用新型的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本实用新型进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本实用新型,并不用于限定本实用新型。

[0016] 请参阅图1~3,本实用新型的实施例提供了一种便携式数字心率计,包括用于采集人体心率信号的光电传感器1、用于对所述光电传感器1检测心率产生的电信号进行处理的处理电路2、与所述处理电路2的输出端连接的单片机3及与所述单片机3连接的LED数码管4;其中,所述处理电路2包括依次连接的前置放大电路21、两级放大电路22、低通滤波电路23、陷波电路24、整形电路25。

[0017] 具体检测时,可通过光电传感器1将心率信号转换的电信号,并通过处理电路2和单片机3的依次处理,最后通过LED数码管4显示出来。

[0018] 本实施例光电传感器1优选采用红外线对管,其利用血管内血容量变化时组织对光的吸收程度对应发生变化,进而获取血液脉动的参数状况以回去心率的变化,红外线对管的光功率较强、电压驱动低,易与处理电路2匹配,而且结构坚固、耐震,可靠性高,其有利于保证检测的精度。同时,红外线对管可对手指、耳垂等位置进行测量,其提高了操作的便捷性。具体的,本实施例所述光电传感器1可采用型号为OPT101的红外线对管,其包括光敏

二极管和信号放大器,其输出的电压信号随照射到光敏二极管的光强度呈线性变化,进而保证检测精度。

[0019] 本实施例所述前置放大电路21优选为单芯片放大器,其具体型号为AD620,其尺寸小、成本低、精度高、使用方便,可通过一个外部电阻实现放大倍数的调整,而且其本身具有低噪声、低输入偏置电流和低功耗特性,使得在保证放大精度的前提下,降低其体积和成本,提高其便携性。

[0020] 经过前置放大电路21放大后的电信在两级放大电路22作用下,可进一步的放大,放大后的电信号经过低通滤波电路23和陷波电路24将信号中的噪音和干扰滤除,本实施例在前置放大电路21和两级放大电路22的放大后再进行噪音和干扰滤除,其可保证滤除精度和滤除效率,也利于后续整形电路25的整形精度,整形的电信号则输入单片机3进行处理,处理后的信号由LED数码表显示出来,而且本实施例采用两个4位的共阳极LED数码管4组成8位动态扫面显示,保证显示的精度。

[0021] 其中,所述前置放大电路包括一型号为AD620的单芯片放大器、电容C1、电容C2、电容C3、电容C4、电阻R3、电阻R4,所述单芯片放大器的第1引脚通过电阻R4与其第8引脚连接,其第2引脚接地,其第3引脚通过依次串联的电容C1和电容C2与光电传感器的信号输出端连接,其第5引脚通过电阻R3与其第3引脚连接,其第4引脚接-5V电源并通过电容C3接地,其第7引脚接+5V 电源并通过电容C4接地;所述两级放大电路包括放大器U1A、放大器U2B、电阻R5、电阻R6、电阻R7、电阻R8,所述放大器U1A的反向输入端通过电阻R5 与单芯片放大器的第6引脚连接,且其反向输入端通过电阻R6与其输出端连接,其同向输入端接地,其输出端通过电阻R7与放大器U2B的反向输入端连接,且所述放大器U2B的反向输入端通过电阻R8与其输出端连接,所述放大器U2B的同向输入端接地;所述低通滤波电路包括电阻R9、电阻R10、电阻R11、电阻 R12、电阻R13、电容C4、电容C5、电容C6、电容C7、电容C8,所述电阻R9、电阻R10、电容C6、电容C7依次串联,其电阻R9与所述放大器U2B的输出端连接,所述电容C4和电容C5串联与所述电阻R10并联,所述电阻R11和电阻 R12串联后与串联后的电容C6和电容C7并联,所述电容C8一端与电阻R11和电阻R12的连接端连接、另一端通过电阻R13与电容C6和电容C7的连接端连接;所述陷波电路包括放大器A、放大器A2、电阻R15及电阻R14,所述放大器 A的反向输入端与其输出端连接,同向输入端与电容C7连接,所述放大器A2的反向输入端与其输出端连接,其输出端与电阻R13和电容C8的连接端连接,所述放大器A2的输入端通过电阻R14与所述放大器A的输出端连接,并通过电阻 R15接VCC;所述整形电路包括放大器LM358、电阻R16、电阻R17、电阻R18及电容C9,所述放大器LM358的第3引脚与放大器A的输出端连接,其第2引脚通过电阻R17接地并通过电阻R16接VCC0,其第4引脚接地并通过电容C9与第 1引脚连接,其第5引脚接+5V电源并与第1引脚连接,其第1引脚通过电阻R18 与单片机连接。

[0022] 本实施例所述单片机3的型号为AT89C51,其可提高信号的处理精度和处理效率。本实施例单片机3具体处理时,其设K个连续的动脉搏动所用时间为t (秒),在时间t内心率的平均值为n (次/分),则:

$$[0023] \quad n=60K/t \quad (3-1)$$

[0024] 为了能够控制用单片机3测定t值,在K个连续的脉搏周期内,我们利用脉动信号控制单片机3的定时/计数器T0定时,其可定时1ms中断一次,工作寄存器对中断次数进行计

数,然后读取计数值。设该计数值为N,于是有:

$$[0025] \quad t=0.001N \quad (3-2)$$

[0026] 把(3-2)代入(3-1)得到:

$$[0027] \quad n=60k/0.001N=60000K/N \quad (3-3)$$

[0028] 式(3-3)就是利用单片计算机测定心率值的数学模型,其误差小于0.4%。在该单片机3系统中,K=1~9,用户可通过按键自行设置K值。

[0029] 如图4所示,本实施例单片机3设置定时100ms,其主要是为6s的采样打下基础。设计中运用定时器T1的定时功能来实现100s的定时,等待中断占用了程序执行的大部分时间,它主要是一个死循环语句,只有当中断条件满足时,才执行中断服务子程序,对计数的结果进行累加,累加之后,判断采样的次数,如果采样未满60次,说明不到6s,返回继续采样、等待中断,直到采样60次为止,之后把6s内采样得到的次数由二进制数转化为十进制数,送到数码管进行动态显示。

[0030] 心率的有效测量范围为60次~100次/分钟,为了消除外界信号的干扰,在定时器中断程序中加入了频率大小的判断,滤除掉小于60次/分钟和大于100次/分钟的脉冲信号。

[0031] 与现有技术相比,本实用新型通过光电传感器1将心率信号转换为电信号,并将电信号依次通过前置放大和两级放大后进行滤波和陷波处理,其有利于提高噪音及其他干扰因素的滤除率,进而保证信号的精确度,同时采用LED数码管4显示心率数据其有利于读数的便捷性和准确性。

[0032] 以上所述本实用新型的具体实施方式,并不构成对本实用新型保护范围的限定。任何根据本实用新型的技术构思所做出的各种其他相应的改变与变形,均应包含在本实用新型权利要求的保护范围内。

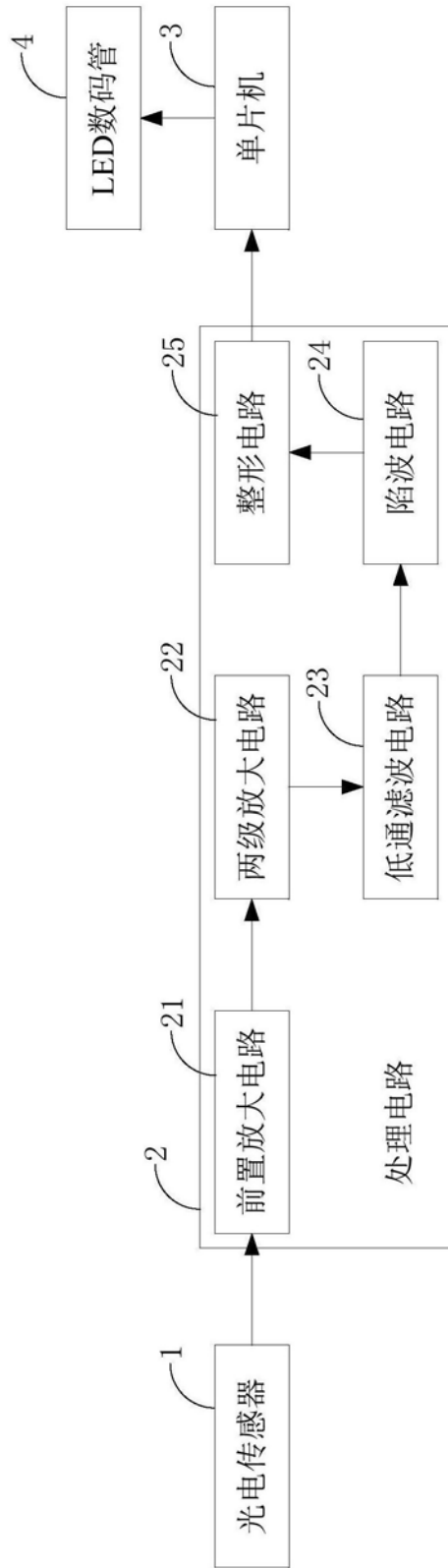


图1

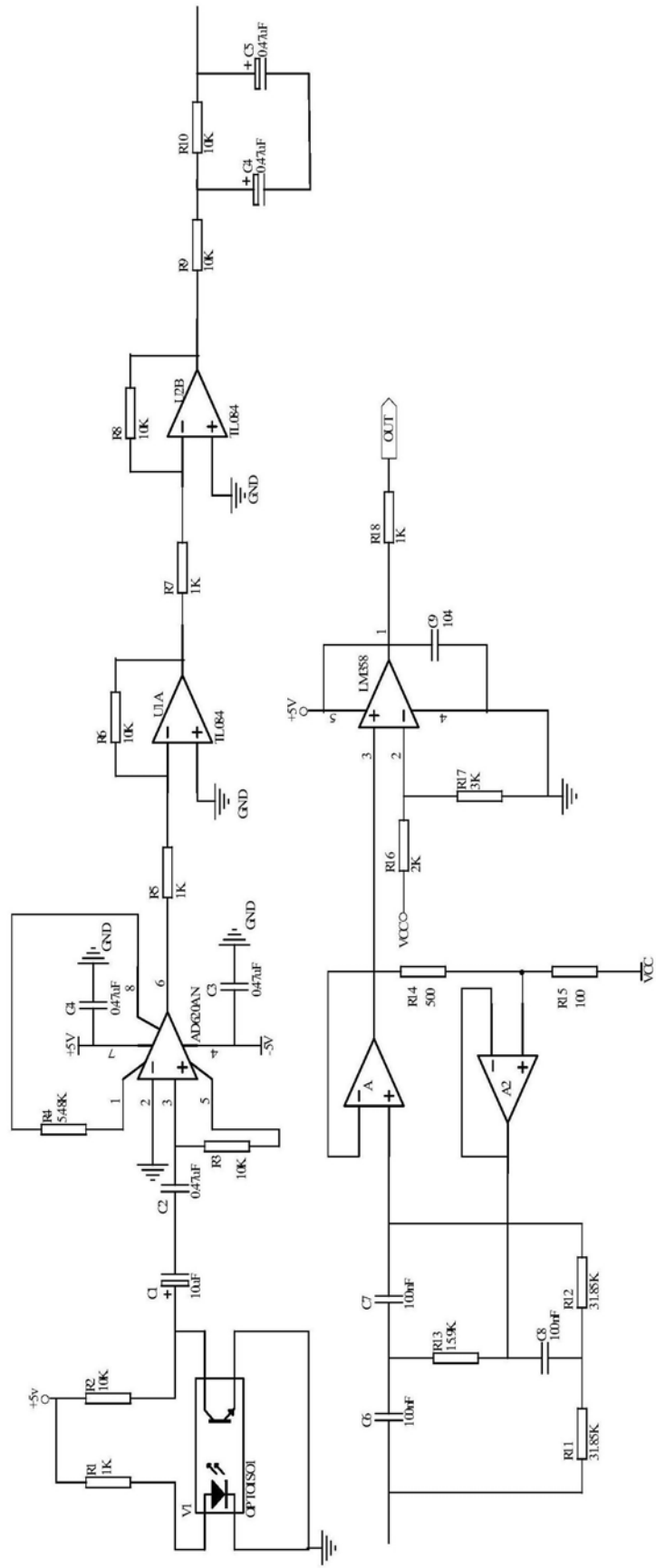


图2

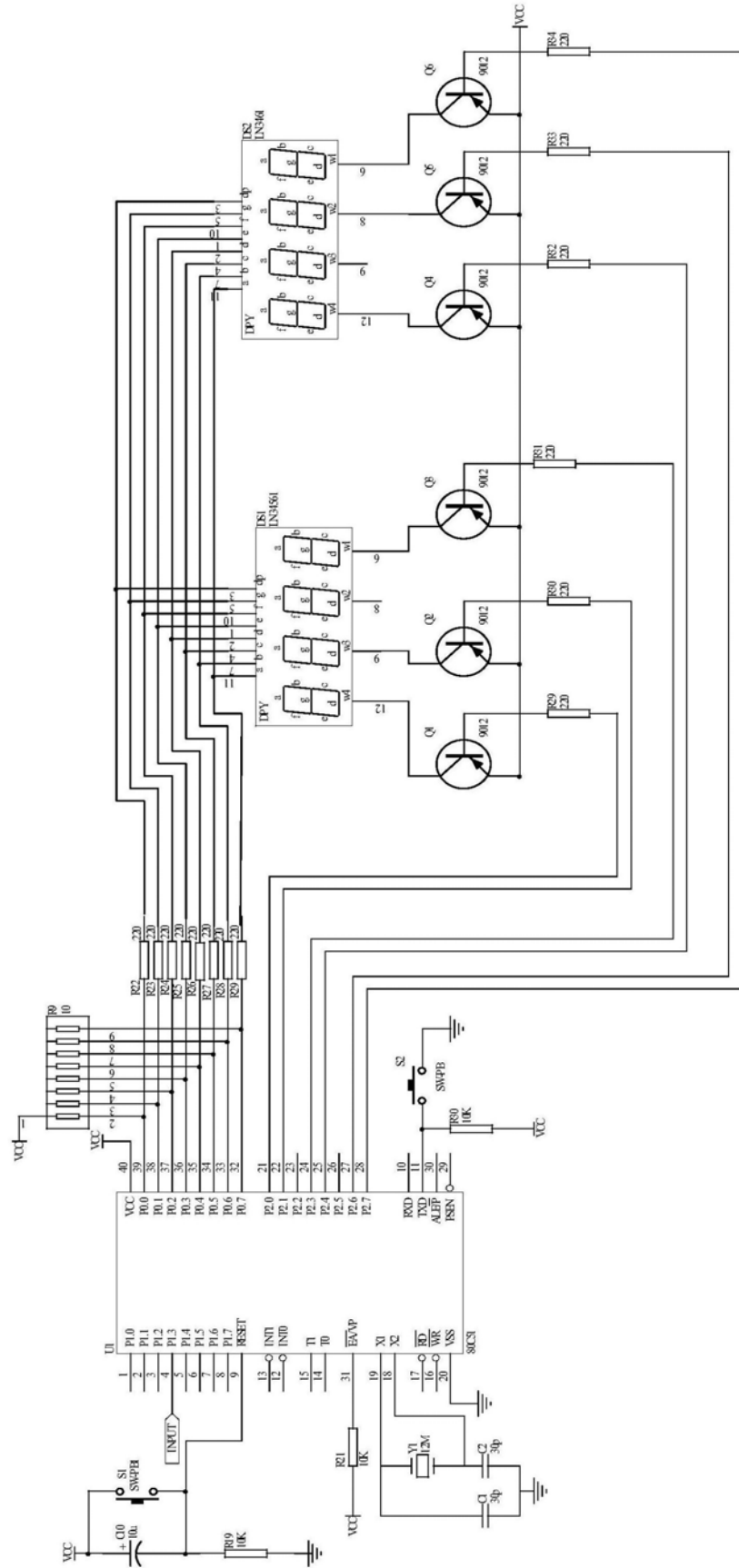


图3

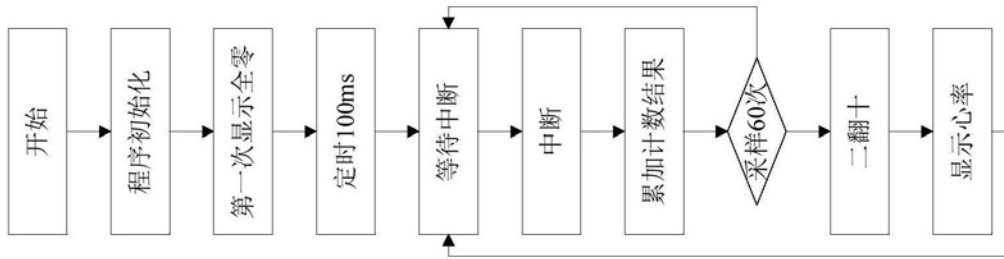


图4

专利名称(译)	便携式数字心率计		
公开(公告)号	CN208435639U	公开(公告)日	2019-01-29
申请号	CN201720439399.2	申请日	2017-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	湖北理工学院		
申请(专利权)人(译)	湖北理工学院		
当前申请(专利权)人(译)	湖北理工学院		
[标]发明人	肖贵贤 严伟		
发明人	肖贵贤 严伟		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种便携式数字心率计，包括用于采集人体心率信号的光电传感器、用于对所述光电传感器检测心率产生的电信号进行处理的处理电路、与所述处理电路的输出端连接的单片机及与所述单片机连接的LED数码管；其中，所述处理电路包括依次连接的前置放大电路、两级放大电路、低通滤波电路、陷波电路、整形电路。本实用新型通过光电传感器将心率信号转换为电信号，并将电信号依次通过前置放大和两级放大后进行滤波和陷波处理，其有利于提高噪音及其他干扰因素的滤除率，进而保证信号的精确度，同时采用LED数码管显示心率数据其有利于读数的便捷性和准确性。

