



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107811619 B

(45) 授权公告日 2021. 10. 19

(21) 申请号 201711298906.6

(22) 申请日 2017.12.08

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107811619 A

(43) 申请公布日 2018.03.20

(73) 专利权人 西安科技大学

地址 710054 陕西省西安市雁塔路58号

(72) 发明人 张释如 孙庆福 周詮 贺顺

张红

(74) 专利代理机构 西安维赛恩专利代理事务所

(普通合伙) 61257

代理人 李明全

(51) Int. Cl.

A61B 5/02 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 101357062 A, 2009.02.04

CN 102144916 A, 2011.08.10

CN 103020472 A, 2013.04.03

CN 103565427 A, 2014.02.12

CN 103989462 A, 2014.08.20

审查员 何珊

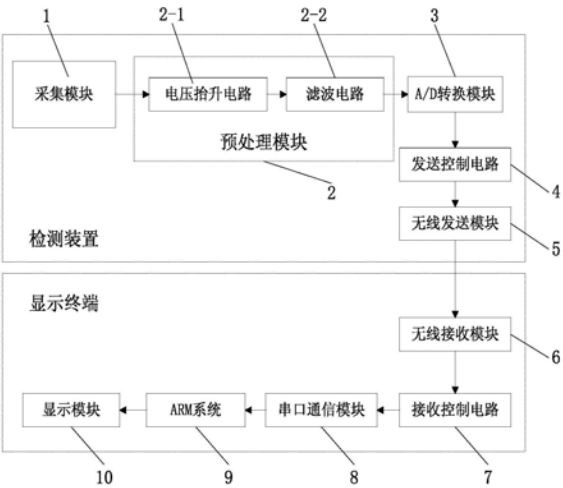
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

便携式脉诊仪及其分析方法

(57) 摘要

本发明公开了一种脉象分析方法,通过采集模块实时采集用户的脉搏信号,并将脉搏信号经预处理模块和A/D转换模块处理后发送至所述ARM系统中;由ARM系统对接收到的所述脉搏信号进行处理和分析,得出测试者的健康状态;通过显示模块将得出的诊断结果显示出来;本发明能够对用户的脉象进行精确采集,并在此基础上进行进一步处理和分析,从而得到准确的健康状况诊断结果,避免了由于医师行医经验不足导致的辨别结果的偏差。



1. 一种脉象分析方法,其特征在于,按照以下步骤实施:

步骤1、通过采集模块(1)实时采集用户的脉搏信号,并将所述脉搏信号经预处理模块(2)和A/D转换模块(3)处理后发送至ARM系统(9)中;

所述预处理模块(2)包括相互连接的电压抬升电路(2-1)和滤波电路(2-2);

所述电压抬升电路(2-1),用于将所述采集模块(1)发出的脉搏信号电压正值化并进行放大,并将放大后的脉搏信号发送至滤波电路(2-2);所述滤波电路(2-2)用于接收所述放大后的脉搏信号,并对其进行滤波去噪;

所述的电压抬升电路(2-1)包括OP07运算放大器,所述OP07运算放大器的输出端一路连接电压输出,另一路经过第二电阻R2连接至OP07运算放大器的反相输入端,OP07运算放大器的反相输入端还经过第一电阻R1后接地,所述OP07运算放大器的正相输入端一路经过第三电阻R3接+5V,另一路经过第四电阻R4接电路输入,所述OP07运算放大器的正相输入端还有一路经过第五电阻R5后接地;

所述的滤波电路(2-2)包括OP07运算放大器,所述OP07运算放大器的输出端一路连接电压输出,另一路经过第二电阻R2连接至OP07运算放大器的反相输入端,OP07运算放大器的反相输入端还经过第一电阻R1后接地,所述OP07运算放大器的正相输入端一路经过第二电容C2后接地,另一路连接第四电阻R4的一端,所述第四电阻R4的另一端分两路,一路经过第三电阻R3接电路输入,另一路经过第一电容C1后接地;

步骤2、由所述ARM系统(9)对接收到的所述脉搏信号进行处理和分析;

步骤2.1、在接收到的脉搏信号中截取一段平稳脉搏波形;

步骤2.2、在所述平稳脉搏波形中,利用极值法进行周期划分,得出脉搏的周期值T;

步骤2.2中获取脉搏周期值T的具体方法为:

步骤2.2.1、在平稳脉搏波形中选取一段脉象信号 $S(t)$,对 $S(t)$ 进行一阶求导,找出所有零点对应时间点 $t(n)$, n 为大于等于1的整数,在 n 个时间点中找出周期信号的波峰点B;

步骤2.2.2、找出该段脉搏波形中所有极小值点和极大值点;

步骤2.2.3、查找波峰点B之后下一个周期的峰值点 B' ;当脉象信号 $S(t)$ 中不存在 B' 点,延长脉象信号 $S(t)$ 的范围,继续查找,直至找到 B' 点;

步骤2.2.4、分别找出在B点、 B' 点之前的极小值点A、 A' ;

步骤2.2.5、A点和 A' 点或B和 B' 点之间的距离即为脉搏周期T;

步骤2.3、通过脉搏周期值T,得出脉搏信号的四个幅度特征值:主波幅度 h_1 、主波峡幅度 h_2 、重搏前波波峰幅度 h_3 、重搏波峰幅度值 h_5 ;以及每个幅度特征值对应的时间特征值:周期起点到主波幅度 h_1 的时间 t_1 、周期起点到主波峡幅度 h_2 的时间 t_2 、周期起点到重搏前波波峰幅度 h_3 的时间 t_3 、周期起点到重搏波峰幅度值 h_5 的时间 t_5 ;

通过上述特征值计算得到脉搏信号的七个特征值:三个幅度特征值 $h_2/h_1, h_3/h_1, h_5/h_1$,四个时间特征值 $t_1/T, t_2/T, t_3/T, t_5/T$;

步骤2.4、对脉搏信号进行傅里叶变换,获得脉搏信号功率谱的基频值 f_0 ;

步骤2.5、通过步骤2.3得到的三个幅度特征值 $h_2/h_1, h_3/h_1, h_5/h_1$,四个时间特征值 $t_1/T, t_2/T, t_3/T, t_5/T$,以及步骤2.4得到的脉搏信号功率谱的基频值 f_0 ,结合BP神经网络算法对输入的脉搏信号进行处理,得出用户的脉搏信号处理结果;所述BP神经网络输入层有8个神经元,分别对应8个特征值,隐含层有11个神经元,输出层为2个;

步骤3、将步骤2.5中得出的用户的脉搏信号处理结果通过显示模块(10)显示出来。

2. 权利要求1所述的脉象分析方法使用的便携式脉诊仪,其特征在于,包括用于采集用户脉搏信号的检测装置,所述的检测装置包括依次连接的采集模块(1)、预处理模块(2)、A/D转换模块(3)和无线发送模块(5);

所述采集模块(1),用于采集人体腕部脉搏信号,并将采集到的腕部脉搏信号发送至预处理模块(2);所述预处理模块(2),用于接收所述采集模块(1)发出的脉搏信号,并对所述脉搏信号进行放大、去噪,并将处理后的脉搏信号发送至所述A/D转换模块(3);所述A/D转换模块(3),用于接收所述预处理后的脉搏信号,并将其转换为对应的数字信号;所述的无线发送模块(5)用于将A/D转换后的数字信号发送至显示终端;

所述显示终端用于分析检测装置采集到的脉搏信号并显示诊断结果,其包括依次连接的无线接收模块(6)、接收控制电路(7)、串口通信模块(8)、ARM系统(9)和显示模块(10);

所述无线接收模块(6),用于接收由所述无线发送模块(5)发出的数字信号,并将数字信号通过串口通信模块(8)发送至ARM系统(9);所述的ARM系统(9),用于对接收到的数字信号进行处理分析,并将诊断结果发送至所述显示模块(10);

所述预处理模块(2)包括相互连接的电压抬升电路(2-1)和滤波电路(2-2);

所述电压抬升电路(2-1),用于将所述采集模块(1)发出的脉搏信号电压正值化并进行放大,并将放大后的脉搏信号发送至滤波电路(2-2);所述滤波电路(2-2)用于接收所述放大后的脉搏信号,并对其进行滤波去噪;

所述的电压抬升电路(2-1)包括OP07运算放大器,所述OP07运算放大器的输出端一路连接电压输出,另一路经过第二电阻R2连接至OP07运算放大器的反相输入端,OP07运算放大器的反相输入端还经过第一电阻R1后接地,所述OP07运算放大器的正相输入端一路经过第三电阻R3接+5V,另一路经过第四电阻R4接电路输入,所述OP07运算放大器的正相输入端还有一路经过第五电阻R5后接地;

所述的滤波电路(2-2)包括OP07运算放大器,所述OP07运算放大器的输出端一路连接电压输出,另一路经过第二电阻R2连接至OP07运算放大器的反相输入端,OP07运算放大器的反相输入端还经过第一电阻R1后接地,所述OP07运算放大器的正相输入端一路经过第二电容C2后接地,另一路连接第四电阻R4的一端,所述第四电阻R4的另一端分两路,一路经过第三电阻R3接电路输入,另一路经过第一电容C1后接地;

所述的A/D转换模块(3)和无线发送模块(5)之间设置有发送控制电路(4),所述发送控制电路(4)用于控制所述A/D转换模块(3)和无线发送模块(5)之间的数据通信。

便携式脉诊仪及其分析方法

【技术领域】

[0001] 本发明属于医疗器械技术领域,具体涉及一种便携式脉诊仪及其分析方法。

【背景技术】

[0002] 目前国内已研制出多种性能各异的脉诊仪(或脉象仪),它们分别使用了不同的传感器及脉象识别技术。目前脉诊仪的价格在万元以上,且体积大、精度低,很难达到方便实用的效果,因此主要用于中医教学与研究,还未应用于临床诊断。

[0003] 未来的脉诊仪将会向着体积小、精度高、操作直观、远程监控的方向发展,将会从教学研究进入实际的临床应用。

【发明内容】

[0004] 本发明的目的是提供一种便携式脉诊仪及其分析方法,以解决现有脉诊仪精度低、成本高、体积大的问题。

[0005] 本发明采用以下技术方案:一种脉象分析方法,按照以下步骤实施:

[0006] 步骤1、通过采集模块实时采集用户的脉搏信号,并将脉搏信号经预处理模块和A/D转换模块处理后发送至ARM系统中;

[0007] 步骤2、由ARM系统对接收到的脉搏信号进行处理和分析:

[0008] 步骤2.1、在接收到的脉搏信号中截取一段平稳脉搏波形;

[0009] 步骤2.2、在平稳脉搏波形中,利用极值法进行周期划分,得出脉搏的周期值T;

[0010] 步骤2.3、通过脉搏周期值T,得出脉搏信号的四个幅度特征值:主波幅度 h_1 、主波峡幅度 h_2 、重搏前波波峰幅度 h_3 、重搏波峰幅度值 h_5 ;以及每个幅度特征值对应的时间特征值:周期起点到主波幅度 h_1 的时间 t_1 、周期起点到主波峡幅度 h_2 的时间 t_2 、周期起点到重搏前波波峰幅度 h_3 的时间 t_3 、周期起点到重搏波峰幅度值 h_5 的时间 t_5 ;

[0011] 通过上述特征值计算得到脉搏信号的七个特征值:三个幅度特征值 $h_2/h_1, h_3/h_1, h_5/h_1$,四个时间特征值 $t_1/T, t_2/T, t_3/T, t_5/T$;

[0012] 步骤2.4、对脉搏信号进行傅里叶变换,获得脉搏信号功率谱的基频值 f_0 ;

[0013] 步骤2.5、通过步骤2.3得到的三个幅度特征值 $h_2/h_1, h_3/h_1, h_5/h_1$,四个时间特征值 $t_1/T, t_2/T, t_3/T, t_5/T$,以及步骤2.4得到的脉搏信号功率谱的基频值 f_0 ,结合BP神经网络算法对输入的脉搏信号进行处理,得出用户的脉搏信号处理结果;

[0014] 步骤3、将步骤2.5中得出的用户的脉搏信号处理结果通过显示模块显示出来。

[0015] 进一步地,步骤2.2中获取脉搏周期值T的具体方法为:

[0016] 步骤2.2.1、在平稳脉搏波形中选取一段脉象信号 $S_{(t)}$,对 $S_{(t)}$ 进行一阶求导,找出所有零点对应时间点 $t_{(n)}$, n 为大于等于1的整数,在 n 个时间点中找出周期信号的波峰点B;

[0017] 步骤2.2.2、找出该段波形中所有极小值点和极大值点;

[0018] 步骤2.2.3、查找波峰点B之后下一个周期的峰值点B';当脉象信号 $S_{(t)}$ 中不存在B'点,延长脉象信号 $S_{(t)}$ 的范围,继续查找,直至找到B'点;

[0019] 步骤2.2.4、分别找出在B点、B' 点之前的极小值点A、A' ；

[0020] 步骤2.2.5、A点和A' 点或B和B' 点之间的距离即为脉搏周期T。

[0021] 本发明的另一种技术方案：上述脉象分析方法使用的便携式脉诊仪，包括用于采集用户脉搏信号的检测装置，检测装置包括依次连接的采集模块、预处理模块、A/D转换模块和无线发送模块；

[0022] 采集模块，用于采集人体腕部脉搏信号，并将采集到的腕部脉搏信号发送至预处理模块；预处理模块，用于接收采集模块发出的脉搏信号，并对脉搏信号进行放大、去噪，并将处理后的脉搏信号发送至A/D转换模块；A/D转换模块，用于接收预处理后的脉搏信号，并将其转换为对应的数字信号；无线发送模块用于将A/D转换后的数字信号发送至显示终端；

[0023] 显示终端，用于分析检测装置采集到的脉搏信号并显示诊断结果，其包括依次连接的无线接收模块、接收控制电路、串口通信模块、ARM系统和显示模块；

[0024] 无线接收模块，用于接收由无线发送模块发出的数字信号，并将数字信号通过串口通信模块发送至ARM系统；ARM系统，用于对接收到的数字信号进行处理分析，并将诊断结果发送至显示模块。

[0025] 进一步地，预处理模块包括相互连接的电压抬升电路和滤波电路；

[0026] 电压抬升电路，用于将采集模块发出的脉搏信号电压正值化并进行放大，并将放大后的脉搏信号发送至滤波电路；滤波电路，用于接收放大后的脉搏信号，并对其进行滤波去噪。

[0027] 进一步地，电压抬升电路包括OP07运算放大器，OP07运算放大器的输出端一路连接电压输出，另一路经过第二电阻R2连接至OP07运算放大器的反相输入端，OP07运算放大器的反相输入端还经过第一电阻R1后接地，OP07运算放大器的正相输入端一路经过第三电阻R3接+5V，另一路经过第四电阻R4接电路输入，OP07运算放大器的正相输入端还有一路经过第五电阻R5后接地。

[0028] 进一步地，滤波电路包括OP07运算放大器，OP07运算放大器的输出端一路连接电压输出，另一路经过第二电阻R2连接至OP07运算放大器的反相输入端，OP07运算放大器的反相输入端还经过第一电阻R1后接地，OP07运算放大器的正相输入端一路经过第二电容C2后接地，另一路连接第四电阻R4的一端，第四电阻R4的另一端分两路，一路经过第三电阻R3接电路输入，另一路经过第一电容C1后接地。

[0029] 进一步地，A/D转换模块和无线发送模块之间设置有发送控制电路，发送控制电路用于控制A/D转换模块和无线发送模块之间的数据通信。

[0030] 进一步地，脉搏信号采集模块为光电传感器。

[0031] 进一步地，串口通信模块的串口芯片为MAX232单电源电平转换芯片。

[0032] 本发明的有益效果是：能够对用户的脉象进行精确采集，采用极值法划分脉搏周期，进而得到脉搏信号的七个特征值，依次采用傅立叶变换、BP神经网络算法对脉搏信号进行处理，从而得到准确的健康状况诊断结果，避免了由于医师行医经验不足导致的辨别结果的偏差。

【附图说明】

[0033] 图1是本发明便携式脉诊仪的硬件模块连接图；

- [0034] 图2是本发明便携式脉诊仪的分析方法原理框图；
- [0035] 图3为脉搏信号幅度特征值示意图；
- [0036] 图4为BP神经网络8-11-2结构示意图；
- [0037] 图5为周期截取并获得脉搏周期值的流程图；
- [0038] 图6为完整脉搏周期示意图；
- [0039] 图7为本发明中的电压抬升电路图；
- [0040] 图8为本发明中的滤波电路电路图。
- [0041] 其中：1.采集模块；2.预处理模块；2-1.电压抬升电路；2-2.滤波电路；3.A/D转换模块；4.发送控制电路；5.无线发送模块；6.无线接收模块；7.接收控制电路；8.串口通信模块；9.ARM系统；10.显示模块。

【具体实施方式】

- [0042] 下面结合附图和具体实施方式对本发明进行详细说明。
- [0043] 本发明公开了一种脉象分析方法，如图2所示，按照以下步骤实施：
- [0044] 步骤1、通过采集模块1采集用户实时的脉搏信号，并将脉搏信号经预处理模块2和A/D转换模块3处理后发送至ARM系统9中。
- [0045] 步骤2、由ARM系统9对接收到的脉搏信号进行处理和分析：
- [0046] 步骤2.1、在接收到的脉搏信号中截取一段平稳脉搏波形；
- [0047] 步骤2.2、在平稳脉搏波形中用极值点法进行脉搏周期划分，得出脉搏周期值T。
- [0048] 如图5所示，具体方法如下：
- [0049] 步骤2.2.1、选取一段平稳脉搏波形 $S_{(t)}$ ，对 $S_{(t)}$ 进行一阶求导，找出所有零点对应的的时间点 $t_{(n)}$ ，n为大于等于1的整数，在n个时间点中寻找相应信号最大值的点，作为第一个周期信号的波峰时间点B，这个波峰点即为主峰值点；
- [0050] 步骤2.2.2、计算出该段波形中所有极小值点和极大值点；
- [0051] 步骤2.2.3、查找波峰点B之后的下一个周期的峰值点B'；
- [0052] 因为B右边是波形的降支，降支上所有的极值点都比主峰值点低，且从左到右急剧下降，据此，可以把其后第一个没有大幅度下降或上升的峰值点作为下一周期的峰值点B'，且这个点对应的脉搏值应大于它右边峰值点的值；
- [0053] 若脉象信号 $S_{(t)}$ 中不存在B'点，则延长脉象信号 $S_{(t)}$ 的范围继续查找。
- [0054] 步骤2.2.4、分别找出在B点、B'点之前的极小值点A、A'；
- [0055] 将B点之前第一个紧邻的谷点（极小值点）作为当前波段的起始点A；若脉象信号 $S_{(t)}$ 中没有谷点，则需将B'点改换成B点，返回步骤2.2.3继续执行。
- [0056] 使用上述同样的方法找出下一个周期的起始点A'，也是当前周期的结束点。
- [0057] 步骤2.2.5、如图6所示，A点和A'点之间的距离或B和B'点之间的距离即为脉搏周期T
- [0058] 步骤2.3、求出脉搏信号的四个幅度特征值：主波幅度 h_1 、主波峡幅度 h_2 、重搏前波波峰幅度 h_3 、重搏波峰幅度 h_5 ，以及每个幅度特征值对应的时间特征值：周期起点到主波幅度 h_1 的时间 t_1 、周期起点到主波峡幅度 h_2 的时间 t_2 、周期起点到重搏前波波峰幅度 h_3 的时间 t_3 、周期起点到重搏波峰幅度 h_5 的时间 t_5 。

[0059] 如图3所示,具体方法为:

[0060] 当脉搏周期只有一个主波波峰点,不存在其它的极大值,则说明没有重搏前波,重搏波和降中峡,脉搏周期的右侧比较平稳,立刻结束对信号的参数提取;

[0061] 当脉搏周期有两个峰值点,则较大的峰值点为主波波峰点,较小的峰值点为重搏波波峰点F,两个峰值点之间的极小值点为降中峡点E,进而得出降中峡高度 h_4 及其对应时间 t_4 ;

[0062] 当脉搏周期有三个及三个以上的极大值,则依次为主波波峰点、重搏前波波峰点、重搏波波峰点,主波波峰点与重搏前波波峰点之间的极小值点为主波峡点C,重搏前波波峰点和重搏波波峰点之间的极小值点为降中峡点E。由此,周期脉搏的参数均可获得。

[0063] 其中,主波幅度 h_1 ,是主波波峰的幅度值。它反映了心脏动脉的顺应程度以及左心室的射血功能的好坏;主波峡幅度 h_2 ,是指主波与重搏前波之间的波谷,该值反映了动脉血管受到阻力的情况和血管弹性大小;重搏前波波峰的幅度值 h_3 ,其表示的生理含义和主波峡幅度 h_2 相似;重搏波波峰幅度值 h_5 ,它反映动脉血管顺应性情况。

[0064] 步骤2.4、对脉搏信号进行傅里叶变换,获得脉搏信号功率谱的基频值 f_0 ,它表明心脏跳动的快慢。

[0065] 步骤2.5、利用步骤2.2、2.3和2.4的结果可以计算出八个特征值:三个幅度特征值 $h_2/h_1, h_3/h_1, h_5/h_1$,四个时间特征值 $t_1/T, t_2/T, t_3/T, t_5/T$,以及脉搏信号功率谱的基频值 f_0 。

[0066] 如图4所示,结合BP神经网络算法对输入的脉搏信号进行处理,并得出用户的脉搏信号处理结果,对应用户是健康状态还是亚健康状态。

[0067] BP神经网络算法的具体结构为:输入层有8个神经元,分别对应8个特征值,隐含层有11个神经元,输出层为2个,分别对应健康和亚健康两种状态。这种结构是通过大量健康、亚健康标准脉象数据的训练和计算得到的,具体如下:

[0068] 本发明选取了454组数据进行仿真实验。其中健康数据为291组,亚健康数据为163组。用其中的270数据来训练神经网络,剩下的184组数据用来测试网络的识别率。随着神经网络中隐含层神经元数量的增加,识别率并没有线性增加,而是增加后又呈缓慢下降的趋势。当神经元数量为11,即神经网络结构为BP8-11-2处达到最大值,健康和亚健康的识别率都达到了最大值,此时健康的识别率到达91.7%,亚健康的识别率为91.2%。

[0069] 步骤3、将用户的脉搏信号处理结果通过显示模块10显示出来。

[0070] 本发明还公开了一种上述的脉象分析方法使用的便携式脉诊仪,如图1所示,由检测装置和显示终端两部分构成。检测装置用于采集用户脉搏信号,检测装置包括依次连接的采集模块1、预处理模块2、A/D转换模块3和无线发送模块5。

[0071] 脉诊仪还包括用于分析检测装置采集到的脉搏信号并显示诊断结果的显示终端,显示终端包括依次连接的无线接收模块6、串口通信模块8、ARM系统9和显示模块10。

[0072] 采集模块1,用于采集人体腕部脉搏信号,并将采集到的腕部脉搏信号发送至预处理模块2。传统的脉搏信号采集方法主要有三种:一是从心电信号中提取;二是从测量血压时压力传感器测到的波动来获取;三是光电容积法。前两种方法提取信号都会限制病人的活动,如果长时间使用会增加病人生理和心理上的不舒适感。所以本发明中采用光电式脉搏传感器,即使用光电容积法来采集脉搏信号。该光电式脉搏传感器通过绑带或夹子固定在病人的手腕上,它由光源和光电变换器两部分组成。光源一般采用对动脉血中氧和血红

蛋白有选择性的一定波长(500nm~700nm)的发光二极管。当光束透过人体外周血管,由于动脉搏动充血容积变化导致这束光的透光率发生改变,此时由光电变换器接收经人体组织反射的光线,转变为电信号并将其放大和输出。由于脉搏是随心脏的搏动而周期性变化的信号,动脉血管容积也周期性变化,因此光电变换器的电信号变化周期就是脉搏率。该方法具有方法简单、使用方便、可靠性高等特点。

[0073] 预处理模块2,用于接收采集模块1发出的脉搏信号,该模块的主要作用是对微弱信号进行放大,滤除夹杂在信号中的噪声,同时将模拟信号调整到A/D转换所允许的范围,并将处理后的脉搏信号发送至A/D转换模块3,其包括相互连接的电压抬升电路2-1和滤波电路2-2。

[0074] 如图7所示,电压抬升电路2-1,用于将采集模块1发出的脉搏信号电压正值化并进行放大,并将放大后的脉搏信号发送至滤波电路2-2。电压抬升电路2-1可以采用一般的同相求和电路,即采用同相求和电路使脉搏信号电压整体增加相应的电压值,从而实现脉搏信号的电压抬升。

[0075] 电压抬升电路2-1包括OP07运算放大器,OP07运算放大器的输出端一路连接电压输出,另一路经过第二电阻R2连接至OP07运算放大器的反相输入端,OP07运算放大器的反相输入端还经过第一电阻R1后接地,OP07运算放大器的正相输入端一路经过第三电阻R3接+5V,另一路经过第四电阻R4接电路输入,OP07运算放大器的正相输入端还有一路经过第五电阻R5后接地。

[0076] 脉搏信号的电压在-0.5V-1.5V范围内。为方便后面的数据处理,此处需对电压进行正值化预处理,即采用同相放大电路使脉搏信号电压整体增加相应的电压,从而实现脉搏信号的电压抬升。本发明中选用的放大器是OP07运算放大器,它的运放精度高,输入噪声电压幅度与其它同类器件相比较低。

[0077] 如图8所示,滤波电路2-2,用于接收放大后的脉搏信号,并对其进行滤波去噪。由于人体的抖动或其它干扰,采集到人体脉搏波会含有很多杂波,而人体正常的脉搏频率很低且仅局限在一小段内,故需加入硬件滤波电路进行初期滤波。滤波电路2-2可以选用简单二阶低通滤波器。

[0078] 滤波电路2-2包括OP07运算放大器,OP07运算放大器的输出端一路连接电压输出,另一路经过第二电阻R2连接至OP07运算放大器的反相输入端,OP07运算放大器的反相输入端还经过第一电阻R1后接地,OP07运算放大器的正相输入端一路经过第二电容C2后接地,另一路连接第四电阻R4的一端,第四电阻R4的另一端分两路,一路经过第三电阻R3接电路输入,另一路经过第一电容C1后接地。

[0079] 由于在电压抬升电路2-1中会引入工频干扰等一些其它干扰,滤波电路2-2不仅消除在电压抬升电路2-1中产生的干扰,还消除由于其它原因在系统中产生的干扰。另外,滤波电路2-2的输出信号传送至A/D转换模块3,以进行下一步的模数转换。人体脉搏信号的频率很低,通过脉搏传感器采集到的脉搏信号很容易受到一些因素的干扰,可用硬件电路或者软件滤波进行处理,从而消除这些干扰。本发明在硬件上采用低通滤波电路的方法对采集到的脉搏信号进行去干扰处理。

[0080] A/D转换模块3,用于接收经放大和去燥处理的脉搏信号,并将其转换为对应的数字信号,然后经过发送控制电路4到达无线发送模块5。本发明中A/D转换模块3采用16bit的

ATmega328低功耗A/D转换芯片,使用中只取了AD转换结果的高10bit。

[0081] A/D转换模块3和无线发送模块5之间设置有发送控制电路4,发送控制电路4用于控制A/D转换模块3和无线发送模块5之间的数据通信,其任务是安排好模数转换的时序问题,以及接收上位机给来的指令。无线发送模块5用于将数字信号发送至无线接收模块6。

[0082] 无线接收模块6,用于接收由无线发送模块5发出的数字信号,并将数字信号通过串口通信模块8发送至ARM系统9。由于本发明目的是在病房、办公室或者家庭房间的短距离环境下使用,距离大约在几十米,适宜使用短距离无线传输技术。本发明采用了基于FHSS技术的nRF系列,它是业界体积最小、功耗最少、外围元件最少、成本最低的射频系统级芯片。芯片构成的模块接口方式简单、编程方便、通信速率较高,采用扩频和跳频技术,具有较高的稳定性和安全性,还有成本低廉的优点。

[0083] 无线接收模块6和串口通信模块8之间设置有接收控制电路7,接收控制电路7用于控制无线接收模块6和串口通信模块8之间的数据通信,其任务是安排好数据传送的时序问题,控制无线接收模块6接收的由无线发送模块5发送的数字信号,并发送至串口通信模块8。

[0084] 串口通信模块8,用于接收数字信号并发送至ARM系统9,它是上位机和下位机的连接部分,起到了桥梁的作用,通过该接口电路能将采集到的脉搏数据送给嵌入式ARM微处理器系统,之后才能进行下一步的信号处理分析。串口方式的接口需要一个串口芯片和元器件来实现单片机和嵌入式ARM微处理器系统的通信,并且设计简洁、成本低廉、大大缩短了研制周期。串口通信模块8使用了MAX232单电源电平转换芯片。MAXIM公司的MAX232芯片工作可靠,外围器件少。完整的RS-232C接口有25根线,采用25芯的插座,而ARM的串口多数采用简化的9针插座,串口编程只需要用到9针插座的2、3、5端。A/D转换模块3中的ATmega328和ARM之间进行串行通信时采用异步通信方式,数据的发送和接受按照规定的格式进行。本系统晶振为32kHz,使用辅助时钟ACLK,设置波特率为9600位/秒,完全可以满足传输速率,数据位为8位。把单片机的串口接收和发送的两个引脚选择为第二功能即串口功能,单片机需要发送数据,则使用串口中断发送。

[0085] ARM系统9,用于对接收到的数字信号进行处理分析,并将诊断结果发送至显示模块10。ARM系统9接收串口通信模块8发来的数字信号,对其进行特征提取、识别算法、健康/亚健康判断等一系列处理,并将最终的健康/亚健康判定结果发送至显示模块10。

[0086] 显示模块10,用于将ARM系统9分析处理后的结果显示出来。显示模块10具有人机交互功能,可以实现脉搏波数据及个人信息的存储、查询、编辑、分析、显示等功能。本发明中显示模块10的功能实现采用了基于C++的开源库Qt技术。

[0087] 本发明根据对脉象数据的一系列计算与处理,最终提取出有用的人体脉搏波信息,并将其显示出来,使被测者对自己的健康状况有所了解。另外,无线接收模块6和无线发送模块5,均通过使用HC-06蓝牙模块提供了完善的蓝牙通信技术方案,拥有8Mbit的Flash,2.4GHz的天线,采用了自适应跳频技术。同时优化了配置过程,提高了安全可靠,降低了功耗,其传输速率高达3Mbps,具有稳定的数据传输能力,较高的实时性。该便携式脉诊仪的分析结果显示模块10既可以安装在手机上,也可以安装在电脑或其它仪器上,即既可以在手机上显示,又可以在电脑或者其它仪器上显示。这是本申请的一大特色和有益效果。

[0088] 本发明的便携式脉诊仪体积小、便于携带、价格低、操作直观、还可进行远程监控,

实现诊断系统多样化。

[0089] 另外,本便携式脉诊仪具有良好的数据采集能力(采样率为100Hz,采样精度为10bit),具有如下特点:

[0090] (1) 稳定的数据传输能力,较高的实时性。

[0091] (2) 低廉的成本,体积小。本设计基于AVR单片机作为其控制核心,是一种廉价的微型处理器,因而降低了成本且减小了体积。

[0092] (3) 简洁明了的交互界面。

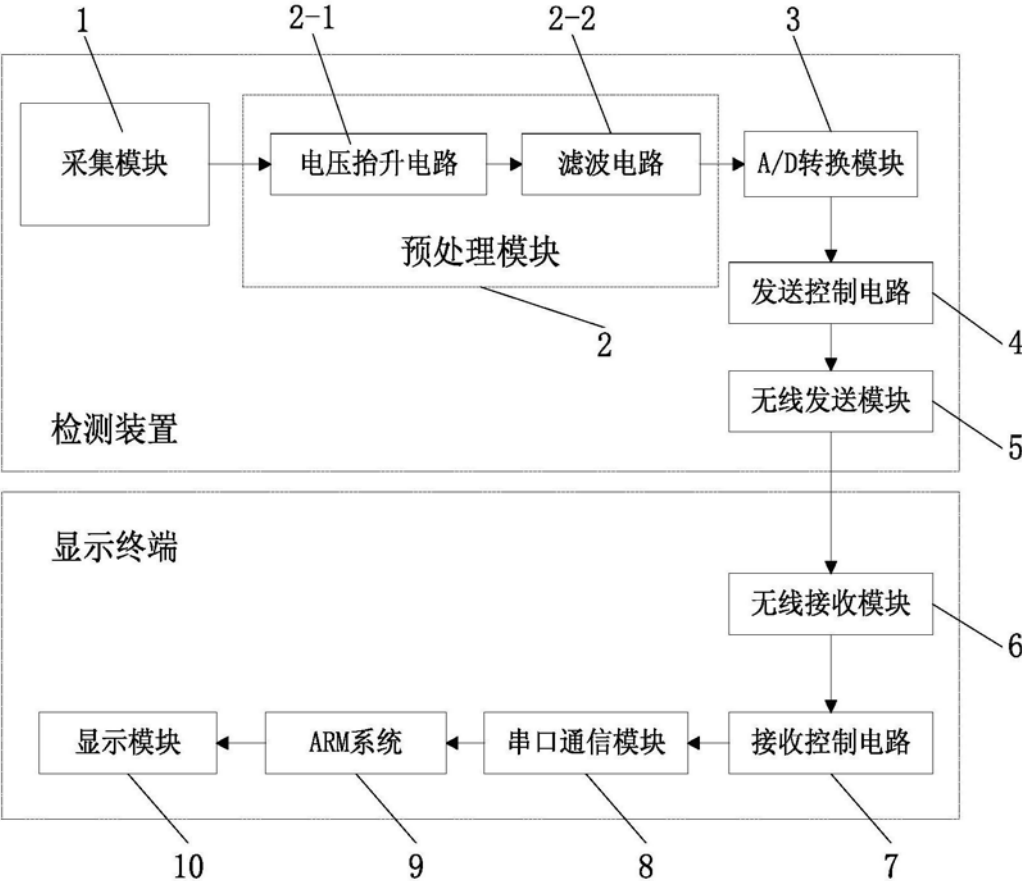


图1

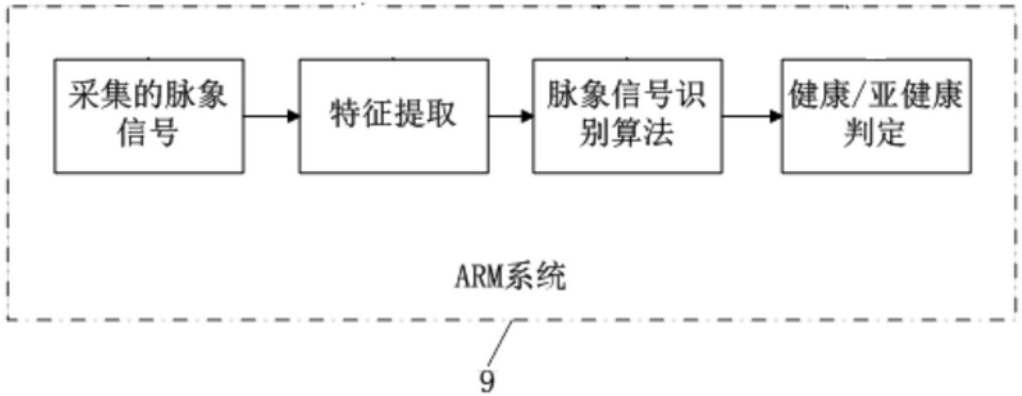


图2

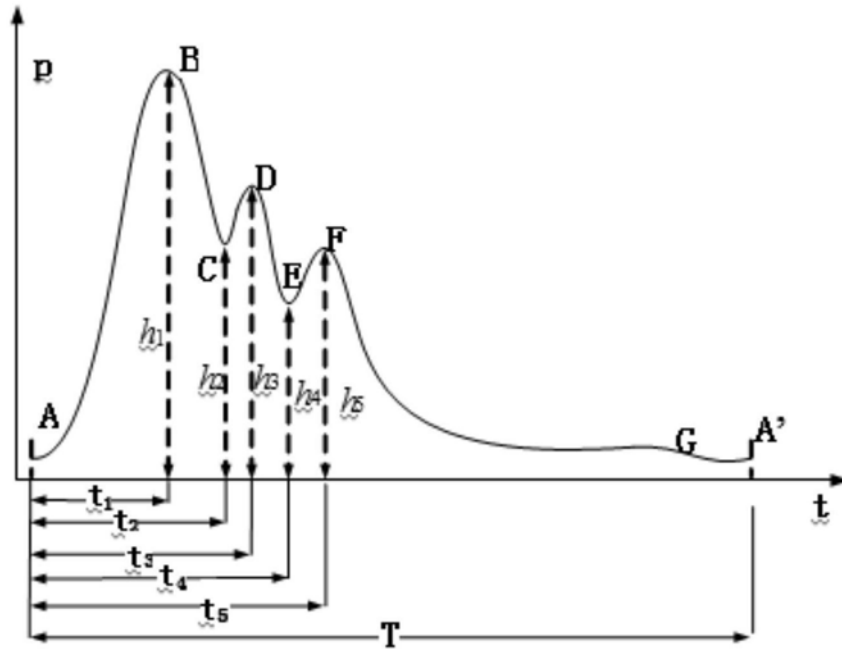


图3

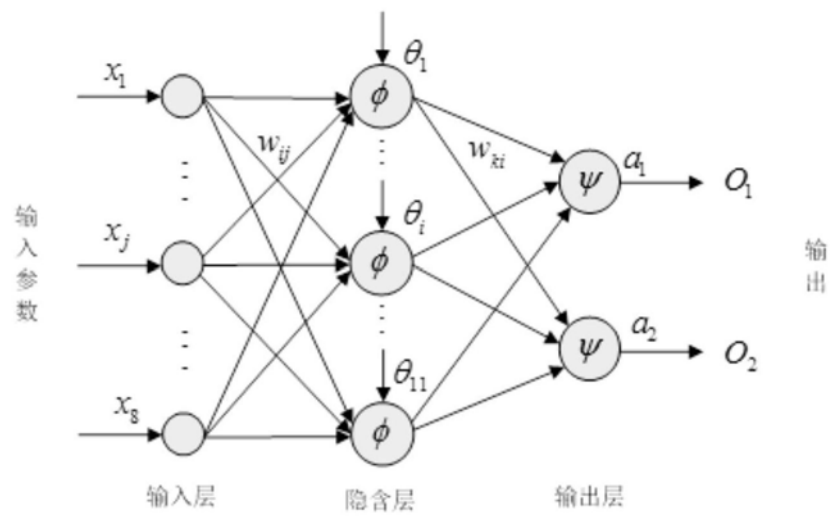


图4

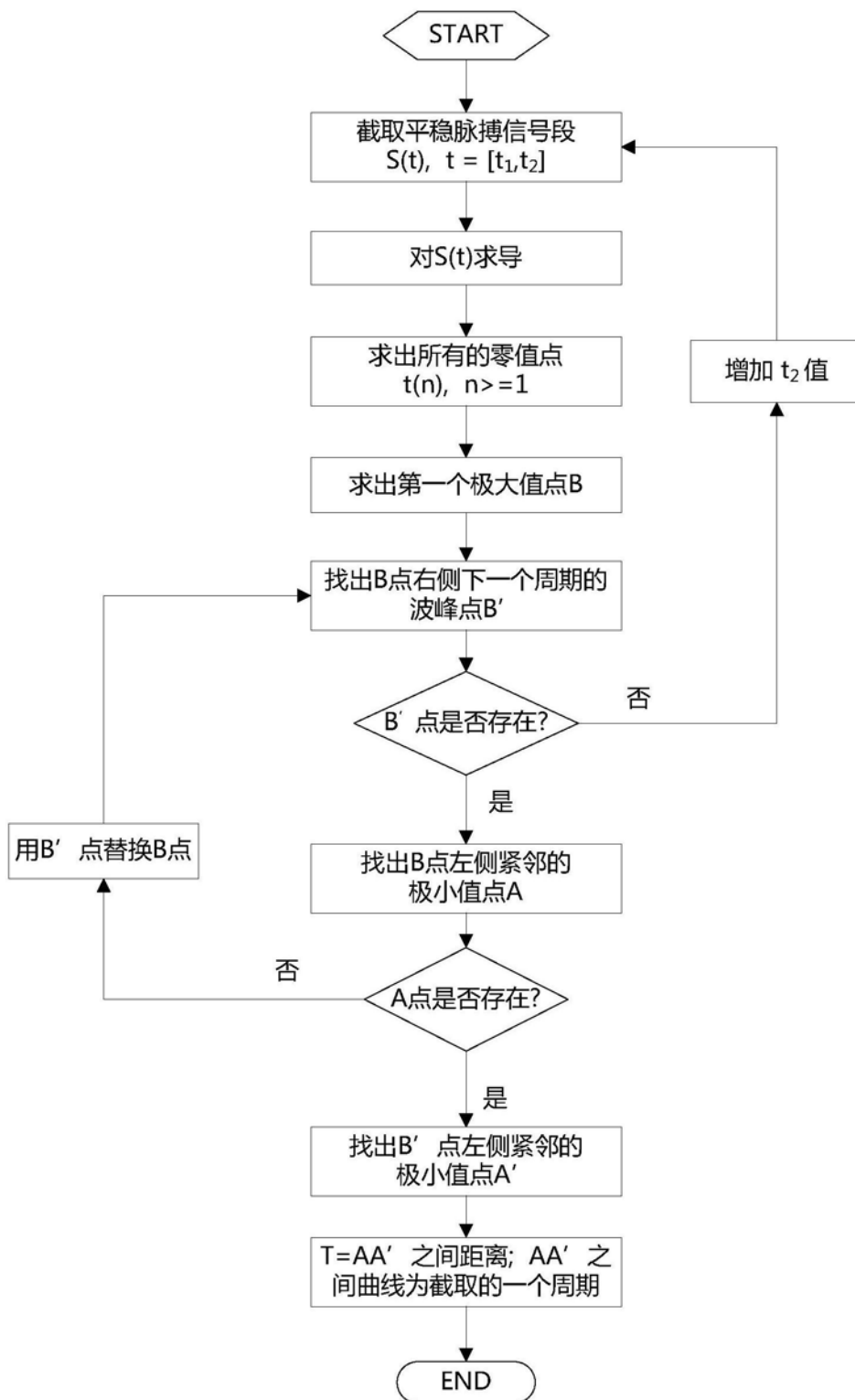


图5

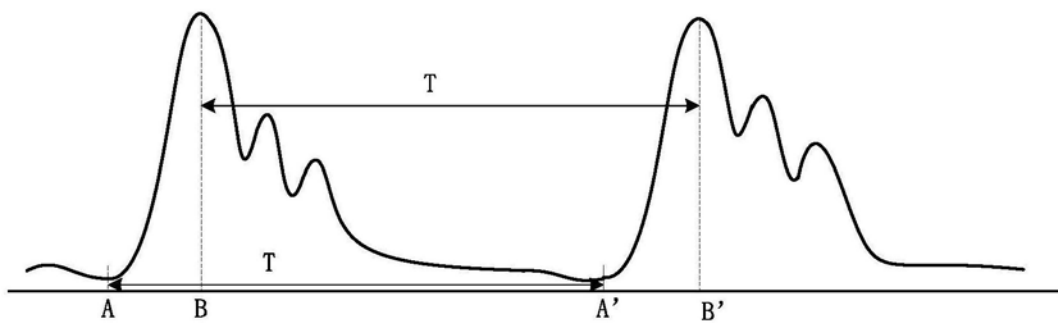


图6

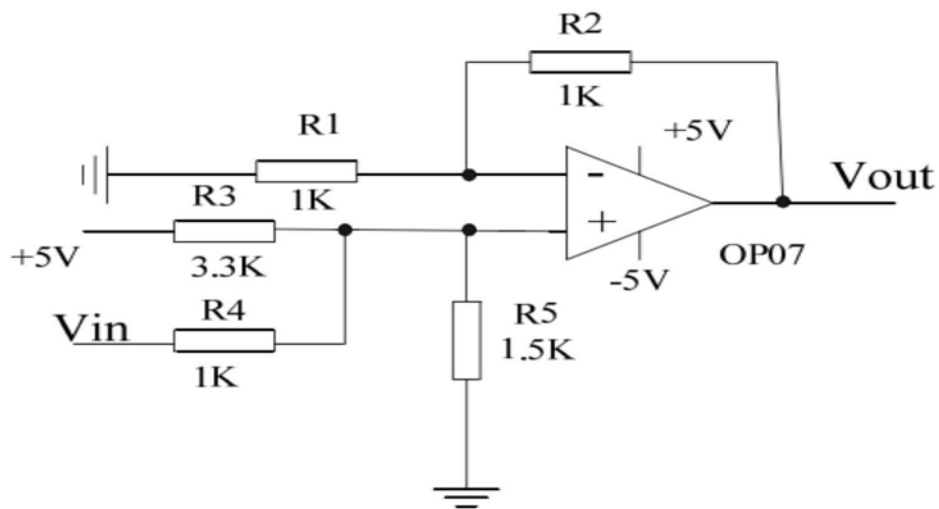


图7

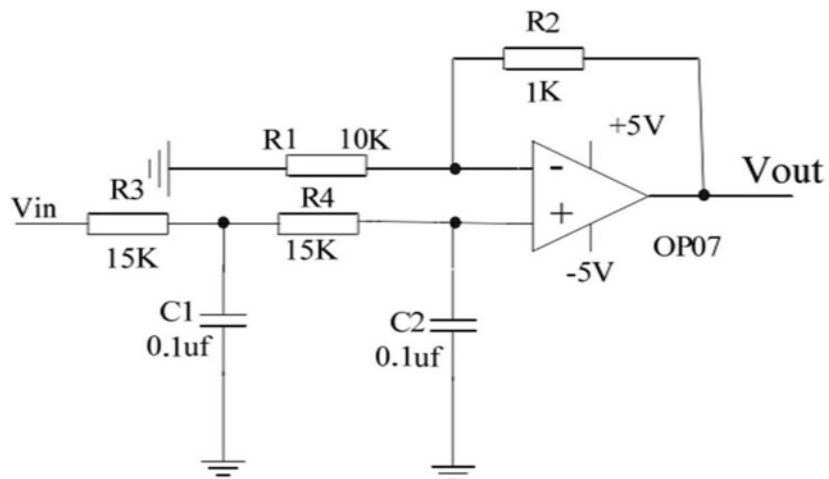


图8