



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110367947 A

(43)申请公布日 2019.10.25

(21)申请号 201910562221.0

(22)申请日 2019.06.26

(71)申请人 深圳市乐育科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区桃源街
道田寮工业A区8栋508号

(72)发明人 钟超强 彭芷晴 张琪 张茂初

(74)专利代理机构 深圳智汇远见知识产权代理
有限公司 44481

代理人 田俊峰

(51) Int. Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

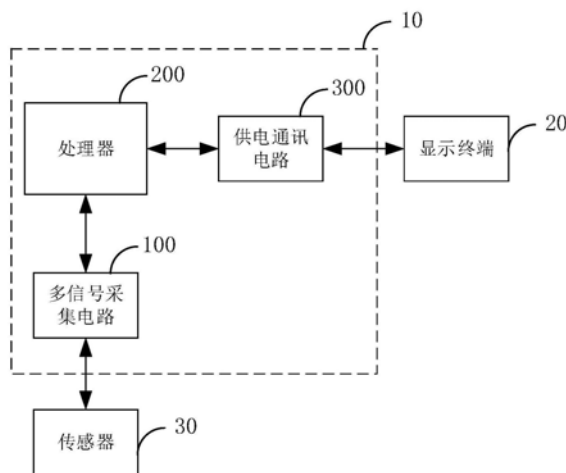
权利要求书4页 说明书14页 附图6页

(54)发明名称

生理参数监测装置及检测方法

(57)摘要

本发明涉及一种生理参数监测装置及检测方法,所述装置包括:多信号采集电路,将接收到的多种采样信号转换成目标信号;处理器,用于将接收到的所述目标信号发送给显示终端;供电通讯电路,用于使所述处理器与所述显示终端相连,使所述显示终端为所述处理器提供电能,并且为所述处理器与所述显示终端提供通讯链路。本发明的生理参数监测装置功能多、体积小、成本低、便于携带。



1. 一种生理参数监测装置,其特征在于,所述装置与显示终端相连,包括:
多信号采集电路,用于与多种传感器相连,将接收到的多种采样信号转换成目标信号;
处理器,与所述多信号采集电路相连,用于将接收到的所述目标信号发送给所述显示终端;

供电通讯电路,与所述处理器相连,用于将所述处理器与所述显示终端相连,使所述显示终端为所述处理器提供电能,并且为所述处理器与所述显示终端提供通讯链路。

2. 如权利要求1所述的生理参数监测装置,其特征在于,所述多信号采集电路包括:

心电采集电路,所述心电采集电路包括:

心电接口电路,与所述处理器相连,还与心电传感器相连;

第一滤波电路,与所述心电接口电路相连,用于过滤接收到的第一心电信号中的杂波信号;

第一运放跟随器,与所述第一滤波电路相连,用于减少所述第一滤波电路的输出信号的损耗和振荡;

第二滤波电路,与所述心电接口电路相连,用于过滤接收到的第二心电信号中的杂波信号;

第二运放跟随器,与所述第二滤波电路相连,用于减少所述第二滤波电路的输出信号的损耗和振荡;

第一仪器仪表放大电路,与所述第一运放跟随器相连,还与所述第二运放跟随器相连,用于对所述第一运放跟随器的输出信号中的差模信号进行放大,还用于对所述第一运放跟随器的输出信号中的共模信号进行抑制,还用于对所述第二运放跟随器的输出信号中的差模信号进行放大,还用于对所述第二运放跟随器的输出信号中的共模信号进行抑制;

第一放大滤波电路,与所述第一仪器仪表放大电路相连,还与所述处理器相连,用于对所述第一仪器仪表放大电路的输出信号的再次放大和滤波;

所述心电采集电路还包括:

共模反馈抑制电路,与所述第一仪器仪表放大电路相连,还与所述心电接口电路相连,用于降低所述第一心电信号中的共模信号和所述第二心电信号中的共模信号;

传感器检测电路,与所述第一仪器仪表放大电路相连,还与所述处理器相连,用于检测心电传感器是否与检测目标成功接入。

3. 如权利要求1所述的生理参数监测装置,其特征在于,所述多信号采集电路还包括:

血氧采集电路,所述血氧采集电路包括:

第一恒流源电路,与所述处理器相连,用于为所述血氧采集电路提供恒定电流;

光源驱动电路,与所述第一恒流源电路相连,所述用于驱动血氧传感器按时序发出红光和红外光;

血氧接口电路,与所述光源驱动电路相连,还与所述处理器相连;

差分放大电路,与所述血氧接口电路相连,用于对接收到的血氧采样信号进行分离和放大;

第一低通滤波器,与所述差分放大电路相连,还与所述处理器相连,用于对所述差分放大电路的输出信号进行滤波;

当所述多信号采集电路为所述血氧采集电路时,所述处理器还用于:

当所述处理器检测到所述血氧传感器接入到所述血氧采集电路时,所述处理器输出电压信号到所述第一恒流源电路,使所述第一恒流源电路输出恒定电流。

4. 如权利要求1所述的生理参数监测装置,其特征在于,所述多信号采集电路还包括:

血压采集电路,所述血压采集电路包括:

血压接口电路,与所述处理器相连,还与血压传感器相连;

第二仪器仪表放大电路,与所述血压接口电路相连,用于对接收到的第一血压信号中的差模信号进行放大,还用于对接收到的第一血压信号中的共模信号进行抑制,还用于对接收到的第二血压信号中的差模信号进行放大,还用于对接收到的第二血压信号中的共模信号进行抑制;

第一分压滤波电路,与所述第二仪器仪表放大电路相连,还与所述处理器相连,用于将所述第二仪器仪表放大电路的第一输出信号进行分压和滤波;

增益控制电路,与所述第二仪器仪表放大电路相连,用于减小所述第二仪器仪表放大电路的第二输出信号幅度的变化;

第二分压滤波电路,与所述增益控制电路相连,还与所述处理器相连,用于将所述增益控制电路的输出信号进行分压和滤波。

5. 如权利要求1所述的生理参数监测装置,其特征在于,所述多信号采集电路还包括:

呼吸采集电路,所述呼吸采集电路包括:

载波电路,与所述处理器相连,用于将所述处理器输出的载波信号加载到检测目标上;

呼吸接口电路,与所述载波电路相连,还与所述处理器相连;

第二带通滤波器,与所述呼吸接口电路相连,用于滤除接收到的第一呼吸信号中的低频信号和低频杂波;

第三带通滤波器,与所述呼吸接口电路相连,用于滤除接收到的第二呼吸信号中的低频信号和低频杂波;

第三仪器仪表放大电路,与所述第二带通滤波器相连,还与所述第三带通滤波器相连,用于对所述第二带通滤波器的输出信号中的差模信号进行放大,用于对所述第二带通滤波器的输出信号中的共模信号进行抑制,还用于对所述第三带通滤波器的输出信号中的差模信号进行放大,还用于对所述第三带通滤波器的输出信号中的共模信号进行抑制;

检波解调电路,与所述第三仪器仪表放大电路相连,用于对所述第三仪器仪表放大电路的输出信号进行检波;

第二放大滤波电路,与所述检波解调电路相连,还与所述处理器相连,用于对所述检波解调电路的输出信号进行放大和滤波;

当所述多信号采集电路为所述呼吸采集电路时,所述处理器还用于:

当所述处理器检测到所述呼吸传感器接入到所述呼吸采集电路时,所述处理器输出载波信号到所述载波电路中,使所述载波信号加载到检测目标上。

6. 如权利要求5所述的生理参数监测装置,其特征在于,所述载波电路包括:

第三运放跟随器,与所述处理器相连,用于减少所述处理器输出的载波信号的损耗和振荡;

第一带通滤波器,与所述第三运放跟随器相连,用于滤除所述第三运放跟随器输出信号中的低频信号和低频杂波;

压控电压源二阶低通滤波器,与所述第一带通滤波器相连,用于对所述第一带通滤波器输出信号的进行放大和过滤;

第二低通滤波器,与所述压控电压源二阶低通滤波器的第一输出端相连,还与所述呼吸接口电路相连,用于对所述压控电压源二阶低通滤波器的第一输出信号的进行过滤;

反相器,与所述压控电压源二阶低通滤波器的第二输出端相连,用于使所述压控电压源二阶低通滤波器的第二输出信号与所述第一输出信号相位相反;

第三低通滤波器,与所述反相器相连,还与所述呼吸接口电路相连,用于对所述反相器的输出信号进行过滤。

7.如权利要求1所述的生理参数检测装置,其特征在于,所述多信号采集电路还包括:

体温采集电路,所述体温采集电路包括:

误差校准电路,与所述处理器相连,用于输出所述体温采集电路中的误差校准信号,使所述处理器根据所述误差校准信号校准所述体温采样信号;

体温接口电路,与所述误差校准电路相连,还与所述处理器相连,还与体温传感器相连;

信号处理电路,与所述误差校准电路相连,还与所述体温接口电路相连,还与所述处理器相连,用于对所述误差校准电路输出的误差校准信号进行放大和分压,还用于对接收到的体温采样信号进行放大和分压后,输入到所述处理器中;

当所述多信号采集电路为所述体温采集电路时,所述处理器还用于:

当所述处理器检测到所述体温传感器接入到所述体温采集电路时,所述处理器输出电压信号到所述误差校准电路中,使所述误差校准电路输出误差校准信号。

8.如权利要求7所述的生理参数检测装置,其特征在于,所述误差校准电路包括:

第二恒流源电路、模拟开关、第一校准电阻和第二校准电阻;

所述第二恒流源电路,与所述处理器相连,用于为所述体温采集电路提供恒定电流;

所述模拟开关,与所述第二恒流源电路相连,还与所述处理器相连,用于当所述模拟开关处于第一状态时,将所述第一校准电阻接入到所述误差校准电路中;当所述模拟开关处于第二状态时,将所述第二校准电阻接入到所述误差校准电路中;所述模拟开关处于第三状态时,将所述体温接口电路接入到所述体温采集电路中;

所述第一校准电阻的第一端与所述模拟开关的第一端相连,所述第一校准电阻的第二端与所述信号处理电路相连;

所述第二校准电阻的第一端与所述模拟开关的第二端相连,所述第二校准电阻的第二端与所述信号处理电路相连;

所述体温接口电路,与所述模拟开关的第三端相连;

当所述多信号采集电路为所述体温采集电路时,所述处理器还用于:

当所述处理器检测到所述体温传感器接入到所述体温采集电路时,所述处理器输出电压信号到所述第二恒流电路中,使所述第二恒流电路输出恒定电流;

当所述多信号采集电路为所述体温采集电路时,所述处理器还用于:

当所述处理器输出第一开关控制信号时,使所述模拟开关处于第一状态,

当所述处理器输出第二开关控制信号时,使所述模拟开关处于第二状态,

当所述处理器输出第三开关控制信号时,使所述模拟开关处于第三状态。

9. 如权利要求8所述的生理参数监测装置,其特征在于,所述信号处理电路包括:

第四运放跟随器,用于减少接收到的所述误差校准信号或者体温采样信号的损耗和振荡;

同相比例放大电路,与所述第四运放跟随器相连,用于对所述第四运放跟随器的输出信号进行放大;

第三分压滤波电路,与所述同相比例放大电路相连,还与所述处理器相连,用于对所述同相比例放大电路的输出信号进行滤波和分压,使所述第三分压滤波电路的输出信号的电压能与所述处理器的耐压值相匹配。

10. 一种生理参数检测方法,其特征在于,应用于显示终端,所述方法包括:

多信号采集电路将接收到的多种采样信号转换成目标信号;

处理器将接收到的所述目标信号发送给所述显示终端;

供电通讯电路将所述处理器与所述显示终端相连,使所述显示终端为所述处理器提供电能,并且为所述处理器与所述显示终端提供通讯链路。

生理参数监测装置及检测方法

技术领域

[0001] 本申请涉及电子技术领域,尤其涉及一种生理参数监测装置及检测方法。

背景技术

[0002] 人体生理参数是反应身体是否健康的重要指标,因此对生理参数的监测在日常生活和就医中尤为重要,例如日常需要测量体温,体检时需要检测血压、心电图等需求。

[0003] 目前现有技术的生理参数监测设备中有的功能比较单一,不能对实现多个参数的监测,比如血压测量装置只能测量血压,心电监测仪只能对心电进行检测,血氧仪只能测量血氧饱和度等;有的生理参数监测设备能实现多个参数的监测,但是设备体积大不方便携带、且造价高不易普及。

[0004] 可见,现有技术中的生理参数监测装置功能单一或者体积大、造价高。

发明内容

[0005] 本发明旨在至少在一定程度上解决上述技术中的技术问题之一,为此,本发明的目的在于提供了一种生理参数监测装置及检测方法,能解决现有技术中的生理参数监测装置功能单一和体积大的问题。

[0006] 第一方面,本发明提供一种生理参数监测装置,所述装置与显示终端相连,所述装置包括:

[0007] 多信号采集电路,用于与多种传感器相连,将接收到的多种采样信号转换成目标信号;

[0008] 处理器,与所述多信号采集电路相连,用于将接收到的所述目标信号发送给显示终端;

[0009] 供电通讯电路,与所述处理器相连,用于使所述处理器与所述显示终端相连,使所述显示终端为所述处理器提供电能,并且为所述处理器与所述显示终端提供通讯链路。

[0010] 可选地,所述多信号采集电路包括:

[0011] 心电采集电路,所述心电采集电路包括:

[0012] 心电接口电路,与所述处理器相连,还与心电传感器相连;

[0013] 第一滤波电路,与所述心电接口电路相连,用于过滤接收到的第一心电信号中的杂波信号;

[0014] 第一运放跟随器,与所述第一滤波电路相连,用于减少所述第一滤波电路的输出信号的损耗和振荡;

[0015] 第二滤波电路,与所述心电接口电路相连,用于过滤接收到的第二心电信号中的杂波信号;

[0016] 第二运放跟随器,与所述第二滤波电路相连,用于减少所述第二滤波电路的输出信号的损耗和振荡;

[0017] 第一仪器仪表放大电路,与所述第一运放跟随器相连,还与所述第二运放跟随器

相连,用于对所述第一运放跟随器的输出信号中的差模信号进行放大,还用于对所述第一运放跟随器的输出信号中的共模信号进行抑制,还用于对所述第二运放跟随器的输出信号中的差模信号进行放大,还用于对所述第二运放跟随器的输出信号中的共模信号进行抑制;

[0018] 第一放大滤波电路,与所述第一仪器仪表放大电路相连,还与所述处理器相连,用于对所述第一仪器仪表放大电路的输出信号的再次放大和滤波;

[0019] 所述心电采集电路还包括:

[0020] 共模反馈抑制电路,与所述第一仪器仪表放大电路相连,还与所述心电接口电路相连,用于降低所述第一心电信号中的共模信号和所述第二心电信号中的共模信号;

[0021] 传感器检测电路,与所述第一仪器仪表放大电路相连,还与所述处理器相连,用于检测心电传感器是否与检测目标成功接入。

[0022] 可选地,所述多信号采集电路还包括:

[0023] 血氧采集电路,所述血氧采集电路包括:

[0024] 第一恒流源电路,与所述处理器相连,用于为所述血氧采集电路提供恒定电流;

[0025] 光源驱动电路,与所述第一恒流源电路相连,所述用于驱动血氧传感器按时序发出红光和红外光;

[0026] 血氧接口电路,与所述光源驱动电路相连,还与所述处理器相连;

[0027] 差分放大电路,与所述血氧接口电路相连,用于对接收到的血氧采样信号进行分离和放大;

[0028] 第一低通滤波器,与所述差分放大电路相连,还与所述处理器相连,用于对所述差分放大电路的输出信号进行滤波;

[0029] 当所述多信号采集电路为所述血氧采集电路时,所述处理器还用于:

[0030] 当所述处理器检测到所述血氧传感器接入到所述血氧采集电路时,所述处理器输出电压信号到所述第一恒流源电路,使所述第一恒流源电路输出恒定电流。

[0031] 可选地,所述多信号采集电路还包括:

[0032] 血压采集电路,所述血压采集电路包括:

[0033] 血压接口电路,与所述处理器相连,还与血压传感器相连;

[0034] 第二仪器仪表放大电路,与所述血压接口电路相连,用于对接收到的第一血压信号中的差模信号进行放大,还用于对接收到的第一血压信号中的共模信号进行抑制,还用于对接收到的第二血压信号中的差模信号进行放大,还用于对接收到的第二血压信号中的共模信号进行抑制;

[0035] 第一分压滤波电路,与所述第二仪器仪表放大电路相连,还与所述处理器相连,用于将所述第二仪器仪表放大电路的第一输出信号进行分压和滤波;

[0036] 增益控制电路,与所述第二仪器仪表放大电路相连,用于减小所述第二仪器仪表放大电路的第二输出信号幅度的变化;

[0037] 第二分压滤波电路,与所述增益控制电路相连,还与所述处理器相连,用于将所述增益控制电路的输出信号进行分压和滤波。

[0038] 可选地,所述多信号采集电路还包括:

[0039] 呼吸采集电路,所述呼吸采集电路包括:

- [0040] 载波电路,与所述处理器相连,用于将所述处理器输出的载波信号加载到检测目标上;
- [0041] 呼吸接口电路,与所述载波电路相连,还与所述处理器相连;
- [0042] 第二带通滤波器,与所述呼吸接口电路相连,用于滤除接收到的第一呼吸信号中的低频信号和高频杂波;
- [0043] 第三带通滤波器,与所述呼吸接口电路相连,用于滤除接收到的第二呼吸信号中的低频信号和高频杂波;
- [0044] 第三仪器仪表放大电路,与所述第二带通滤波器相连,还与所述第三带通滤波器相连,用于对所述第二带通滤波器的输出信号中的差模信号进行放大,用于对所述第二带通滤波器的输出信号中的共模信号进行抑制,还用于对所述第三带通滤波器的输出信号中的差模信号进行放大,还用于对所述第三带通滤波器的输出信号中的共模信号进行抑制;
- [0045] 检波解调电路,与所述第三仪器仪表放大电路相连,用于对所述第三仪器仪表放大电路的输出信号进行检波;
- [0046] 第二放大滤波电路,与所述检波解调电路相连,还与所述处理器相连,用于对所述检波解调电路的输出信号进行放大和滤波;
- [0047] 当所述多信号采集电路为所述呼吸采集电路时,所述处理器还用于:
- [0048] 当所述处理器检测到所述呼吸传感器接入到所述呼吸采集电路时,所述处理器输出载波信号到所述载波电路中,使所述载波信号加载到检测目标上。
- [0049] 可选地,所述载波电路包括:
- [0050] 第三运放跟随器,与所述处理器相连,用于减少所述处理器输出的载波信号的损耗和振荡;
- [0051] 第一带通滤波器,与所述第三运放跟随器相连,用于滤除所述第三运放跟随器输出信号中的低频信号和高频杂波;
- [0052] 压控电压源二阶低通滤波器,与所述第一带通滤波器相连,用于对所述第一带通滤波器输出信号的进行放大和过滤;
- [0053] 第二低通滤波器,与所述压控电压源二阶低通滤波器的第一输出端相连,还与所述呼吸接口电路相连,用于对所述压控电压源二阶低通滤波器的第一输出信号的进行过滤;
- [0054] 反相器,与所述压控电压源二阶低通滤波器的第二输出端相连,用于使所述压控电压源二阶低通滤波器的第二输出信号与所述第一输出信号相位相反;
- [0055] 第三低通滤波器,与所述反相器相连,还与所述呼吸接口电路相连,用于对所述反相器的输出信号进行过滤。
- [0056] 可选地,所述多信号采集电路还包括:
- [0057] 体温采集电路,所述体温采集电路包括:
- [0058] 误差校准电路,与所述处理器相连,用于输出所述体温采集电路中的误差校准信号,使所述处理器根据所述误差校准信号校准所述体温采样信号;
- [0059] 体温接口电路,与所述误差校准电路相连,还与所述处理器相连,还与体温传感器相连;
- [0060] 信号处理电路,与所述误差校准电路相连,还与所述体温接口电路相连,还与所述

处理器相连,用于对所述误差校准电路输出的误差校准信号进行放大和分压,还用于对接收到的体温采样信号进行放大和分压后,输入到所述处理器中;

[0061] 当所述多信号采集电路为所述体温采集电路时,所述处理器还用于:

[0062] 当所述处理器检测到所述体温传感器接入到所述体温采集电路时,所述处理器输出电压信号到所述误差校准电路中,使所述误差校准电路输出误差校准信号。

[0063] 可选地,所述误差校准电路包括:

[0064] 第二恒流源电路、模拟开关、第一校准电阻和第二校准电阻;

[0065] 所述第二恒流源电路,与所述处理器相连,用于为所述体温采集电路提供恒定电流;

[0066] 所述模拟开关,与所述第二恒流源电路相连,还与所述处理器相连,用于当所述模拟开关处于第一状态时,将所述第一校准电阻接入到所述误差校准电路中;当所述模拟开关处于第二状态时,将所述第二校准电阻接入到所述误差校准电路中;所述模拟开关处于第三状态时,将所述体温接口电路接入到所述体温采集电路中;

[0067] 所述第一校准电阻的第一端与所述模拟开关的第一端相连,所述第一校准电阻的第二端与所述信号处理电路相连;

[0068] 所述第二校准电阻的第一端与所述模拟开关的第二端相连,所述第二校准电阻的第二端与所述信号处理电路相连;

[0069] 所述体温接口电路,与所述模拟开关的第三端相连;

[0070] 当所述多信号采集电路为所述体温采集电路时,所述处理器还用于:

[0071] 当所述处理器检测到所述体温传感器接入到所述体温采集电路时,所述处理器输出电压信号到所述第二恒流电路中,使所述第二恒流电路输出恒定电流;

[0072] 当所述多信号采集电路为所述体温采集电路时,所述处理器还用于:

[0073] 当所述处理器输出第一开关控制信号时,使所述模拟开关处于第一状态,

[0074] 当所述处理器输出第二开关控制信号时,使所述模拟开关处于第二状态,

[0075] 当所述处理器输出第三开关控制信号时,使所述模拟开关处于第三状态。

[0076] 可选地,所述信号处理电路包括:

[0077] 第四运放跟随器,用于减少接收到的所述误差校准信号或者体温采样信号的损耗和振荡;

[0078] 同相比例放大电路,与所述第四运放跟随器相连,用于对所述第四运放跟随器的输出信号进行放大;

[0079] 第三分压滤波电路,与所述同相比例放大电路相连,还与所述处理器相连,用于对所述同相比例放大电路的输出信号进行滤波和分压,使所述第三分压滤波电路的输出信号的电压能与所述处理器的耐压值相匹配。

[0080] 可选地,所述供电通讯电路包括:

[0081] UART转USB模块,与所述处理器相连,还与所述显示终端相连,用于将来自所述处理器的UART信号转换成所述显示终端能识别的USB信号,还用于将来自显示终端的USB信号转换成所述处理器能识别的UART信号。

[0082] 第二方面,本发明提供了一种生理参数检测方法,应用于显示终端,所述方法包括:

- [0083] 多信号采集电路将接收到的多种采样信号转换成目标信号；
- [0084] 处理器将接收到的所述目标信号发送给显示终端；
- [0085] 供电通讯电路将所述处理器与所述显示终端相连，使所述显示终端为所述处理器提供电能，并且为所述处理器与所述显示终端提供通讯链路。
- [0086] 本申请实施例提供的上述技术方案与现有技术相比具有如下优点：
- [0087] 本申请实施例提供了一种生理参数监测装置，所述装置与显示终端相连，包括：多信号采集电路，用于与多种传感器相连，将接收到的多种采样信号转换成目标信号；处理器，与所述多信号采集电路相连，用于将接收到的所述目标信号发送给显示终端；供电通讯电路，与所述处理器相连，用于使所述处理器与所述显示终端相连，使所述显示终端为所述处理器提供电能，并且为所述处理器与所述显示终端提供通讯链路。本发明的生理参数监测装置是将多种采集电路集成到一起，可以实现人体的多种生理参数的采集，解决了现有技术中的功能单一的问题；本发明与显示终端配合使用，将采集到的采样信号进行放大、滤波等处理后再发送到外接的显示终端显示，并且显示终端通过供电通讯电路为本装置提供电能，使得本装置中无需显示模块、电池模块和运算模块等，所以本发明的生理参数监测装置功能多、体积小、成本低、便于携带。

附图说明

- [0088] 此处的附图被并入说明书中并构成本说明书的一部分，示出了符合本发明的实施例，并与说明书一起用于解释本发明的原理。
- [0089] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案，下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，对于本领域普通技术人员而言，在不付出创造性劳动性的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。
- [0090] 图1所示为本发明的实施例的一种生理参数监测装置的结构示意图；
- [0091] 图2所示为本发明的实施例的心电采集电路的结构示意图；
- [0092] 图3所示为本发明的实施例的血氧采集电路的结构示意图；
- [0093] 图4所示为本发明的实施例的血压采集电路的结构示意图；
- [0094] 图5所示为本发明的实施例的呼吸采集电路的结构示意图；
- [0095] 图6所示为本发明的实施例的体温采集电路的结构示意图；
- [0096] 图7所示为本发明的实施例的另一种体温采集电路的结构示意图；
- [0097] 图8所示为本发明的实施例的一种生理参数检测方法的流程图。

具体实施方式

- [0098] 为使本申请实施例的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合本申请实施例中的附图，对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例是本申请的一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例，都属于本申请保护的范围。本发明实例中相同标号的功能单元具有相同和相似的结构和功能。
- [0099] 图1所示为本发明的实施例的一种生理参数监测装置的结构示意图，如图1所示，生理参数监测装置10与显示终端20相连，包括：

[0100] 多信号采集电路100,用于与多种传感器30相连,将接收到的多种采样信号转换成目标信号;

[0101] 处理器200,与所述多信号采集电路100相连,用于将接收到的所述目标信号发送给显示终端20;

[0102] 供电通讯电路300,与所述处理器200相连,用于使所述处理器200与所述显示终端20相连,使所述显示终端20为所述处理器200提供电能,并且为所述处理器200与显示终端20提供通讯链路。

[0103] 在实际应用中,多种传感器30可以包括图2、图3、图4、图5、图6中的心电传感器31、血氧传感器32、血压传感器33、呼吸传感器34、体温传感器35等,传感器30和多信号采集电路100一起对人体的生理信号进行采集,经过处理器200的放大、滤波等处理后再发送到显示终端20进行运算和显示,其中显示终端20包括但不限于计算机、手机、平板电脑等,因此本发明的装置可以采集人体的多种生理信号,解决了现有技术中的功能单一的问题。

[0104] 在本发明的实施例中,外部的传感器30将信号传输到多信号采集电路100和处理器200进行放大、滤波和打包等处理,再输出到显示终端20进行运算和显示,使得本装置无需配置高像素、高功耗的显示模块和运算模块,而是借助计算机或移动终端等进行人机交互,因此减小了本装置的体积和成本,还降低了功耗。

[0105] 在本发明的实施例中,本装置通过供电通讯电路300使所述显示终端20为所述处理器200提供电能,并且为所述处理器200与显示终端20提供通讯链路,供电通讯电路300包括UART转USB模块,与所述处理器相连,还与所述显示终端相连,用于将来自所述处理器的UART信号转换成所述显示终端能识别的USB信号,还用于将来自显示终端的USB信号转换成所述处理器能识别的UART信号。在实际应用中,本装置通过USB接口与计算机或移动终端等连接,计算机或者移动终端等向该装置发送命令,该装置向计算机或移动终端等发送数据,实现两者之间的通信,使得该装置就不需要通过无线模式(蓝牙模块或Wi-Fi模块)与计算机或移动终端等通信;并且,计算机或移动终端还会通过USB接口向该装置供电,使得整个装置就不需要电池供电,因此本装置也无需配置无线通讯模块和电池模块,进而降低整个装置的体积,并且提升了装置使用安全。

[0106] 图2所示为本发明的实施例的心电采集电路的结构示意图,如图2所示,所述多信号采集电路100包括:

[0107] 心电采集电路110,所述心电采集电路110包括:

[0108] 心电接口电路111,与所述处理器200相连,还与心电传感器31相连;

[0109] 第一滤波电路112,与所述心电接口电路111相连,用于过滤接收到的第一心电信号中的杂波信号;

[0110] 第一运放跟随器113,与所述第一滤波电路112相连,用于减少所述第一滤波电路的输出信号的损耗和振荡;

[0111] 第二滤波电路114,与所述心电接口电路111相连,用于过滤接收到的第二心电信号中的杂波信号;

[0112] 第二运放跟随器115,与所述第二滤波电路114相连,用于减少所述第二滤波电路的输出信号的损耗和振荡;

[0113] 第一仪器仪表放大电路116,与所述第一运放跟随器113相连,还与所述第二运放

跟随器115相连,用于对所述第一运放跟随器113的输出信号中的差模信号进行放大,还用于对所述第一运放跟随器113的输出信号中的共模信号进行抑制,还用于对所述第二运放跟随器115的输出信号中的差模信号进行放大,还用于对所述第二运放跟随器115的输出信号中的共模信号进行抑制;

[0114] 第一放大滤波电路117,与所述第一仪器仪表放大电路116相连,还与所述处理器200相连,用于对所述第一仪器仪表放大电路116的输出信号的再次放大和滤波;

[0115] 所述心电采集电路1110还包括:

[0116] 共模反馈抑制电路118,与所述第一仪器仪表放大电路116相连,还与所述心电接口电路111相连,用于降低所述第一心电信号中的共模信号和所述第二心电信号中的共模信号;

[0117] 传感器检测电路119,与所述第一仪器仪表放大电路116相连,还与所述处理器200相连,用于检测心电传感器31是否与检测目标成功接入。

[0118] 在实际应用中,心电传感器31可以采用双极标准导联中的I导联方式,从心电传感器31的电极片采集到的心电信号RA(right arm右手臂)和LA(left arm左手臂),因为在采集到的心电信号中有高频信号和更高频的射频信号,所以在RA信号的输出端设置第一滤波电路112和在LA信号的输出端设置第二滤波电路114将高频信号滤除,滤波电路可以采用截止频率为33.9KHz的低通滤波器;经过第一滤波电路112的输出信号再经过第一运放跟随器113和经过第二滤波电路114的输出信号再经过第二运放跟随器115,利用运放跟随器的输入阻抗高,输出阻抗低的特性,对信号起到了缓冲和隔离作用,使前后级电路互不影响;因为从电极获取的心电信号为差模小信号,其中含有较大的共模成分,所以采用具有高输入阻抗和高共模抑制比的第一仪器仪表放大电路116,对第一运放跟随器113的输出信号中的差模信号进行放大,对第一运放跟随器113的输出信号中的共模信号进行抑制,对第二运放跟随器115的输出信号中的差模信号进行放大,对第二运放跟随器115的输出信号中的共模信号进行抑制,考虑到存在极化电压,所以放大倍数不宜过高,设置放大倍数为5倍;然后第一仪器仪表放大电路116的输出信号再经过第一放大滤波电路117进行二级放大,依次放大31倍和2.125倍,并依次滤除高频信号;电路中对信号进行分级和小范围放大是因为一个运算放大器的共模抑制比,带宽和放大倍数之间有一定的关系,过高的放大倍数会引起带宽性能变差;另外如果前级的输出信号幅值过大,有可能超出后级放大器的电压输入范围,引起信号的上下削波,造成输出信号失真。

[0119] 在本实施例中,心电采集电路110还包括共模反馈抑制电路118在实际应用中,提高共模抑制比的同时,也可以用直接降低共模信号的方法来提高共模抑制比的值,共模反馈抑制电路118就是一个降低共模信号的方法,接入一个反向放大器,并与第一仪器仪表放大电路116相连,可以将共模信号抑制 $1+K$ 倍,其中, K 为反向放大增益,从而有效的降低了共模信号。传感器检测电路119的作用当某一导联发生脱落时,可以检测出脱落的导联并将通道信号发送给处理器,并通过显示终端20将导联脱落情况显示出来。本发明的实施例可以通过电压比较器判断电平是否高于预定值,然后输出高电平或低电平信号到处理器,例如预定值为1.9V,输出电平高于1.9V表示导联脱落,输出电平低于1.9V表示导联连接成功。

[0120] 图3所示为本发明的实施例的血氧采集电路的结构示意图,如图3所示,本发明的实施例中,所述多信号采集电路100还包括:

[0121] 血氧采集电路120,所述血氧采集电路120包括:

[0122] 第一恒流源电路121,与所述处理器200相连,用于为所述血氧采集电路120提供恒定电流;

[0123] 光源驱动电路122,与所述第一恒流源电路121相连,所述用于驱动血氧传感器32按时序发出红光和红外光;

[0124] 血氧接口电路123,与所述光源驱动电路122相连,还与所述处理器200相连;

[0125] 差分放大电路124,与所述血氧接口电路123相连,用于对接收到的血氧采样信号进行分离和放大;

[0126] 第一低通滤波器125,与所述差分放大电路124相连,还与所述处理器200相连,用于对所述差分放大电路124的输出信号进行滤波;

[0127] 当所述多信号采集电路100为所述血氧采集电路120时,所述处理器200还用于:

[0128] 当所述处理器200检测到所述血氧传感器32接入到所述血氧采集电路120时,所述处理器200输出电压信号到所述第一恒流源电路121,使所述第一恒流源电路121输出恒定电流。

[0129] 在实际应用中,血氧饱和度(SpO₂)是血液中被氧结合的氧合血红蛋白(HbO₂)的容量占全部可结合的血红蛋白(Hb, hemoglobin)容量的百分比,即血液中血氧的浓度,采用指套式光电传感器,测量时,只需将传感器套在人手指上,利用手指作为盛装血红蛋白的透明容器,使用波长660nm的红光和940nm的近红外光作为射入光源,测定通过组织床的光传导强度,来计算血红蛋白浓度及血氧饱和度,即可显示人体血氧饱和度。在本发明的实施例中,当所述处理器200检测到所述血氧传感器32接入到所述血氧采集电路120时,所述处理器200输出电压信号到所述第一恒流源电路121,使所述第一恒流源电路121输出恒定电流,通过光源驱动电路122,使得连接到血氧接口电路123中的血氧传感器32按时序发出红光和红外光,利用血液中氧合血红蛋白HbO₂和还原血红蛋白Hb对光吸收量的不同的特性,交替用红光和红外光透过被测试的部位,然后被探头内的光敏二极管检测到余光,再根据光电效应转化为电信号,得到光电容积脉搏波信号;人体的生物信号多属于强噪声背景下的低频的弱信号,脉搏波信号更是低频微弱的非电生理信号,必需经过放大和后级滤波以满足采集的要求,所以从血氧传感器123输出的光电容积脉搏波信号需要经过差分放大电路124进行分离和放大,再经过第一低通滤波器125对差分放大电路124的输出信号进行滤波,最终把血氧信号输送到处理器进行处理。

[0130] 其中,差分放大电路124可以包括差分比例运算电路和同相比比例运算放大器,光电容积脉搏信号通过差分比例运算电路,首先对光电容积脉搏波信号进行放大,从运算放大器出来得到的放大信号,再对放大信号进行滤波和尖峰磨平,然后再通过同相比比例运算放大器进行放大,并进行滤波处理,最终把最终把血氧信号输送到处理器进行处理。

[0131] 图4所示为本发明的实施例的血压采集电路的结构示意图,本发明的实施例中,如图4所示,所述多信号采集电路100还包括:

[0132] 血压采集电路130,所述血压采集电路130包括:

[0133] 血压接口电路131,与所述处理器200相连,还与血压传感器33相连;

[0134] 第二仪器仪表放大电路132,与所述血压接口电路131相连,用于对接收到的第一血压信号中的差模信号进行放大,还用于对接收到的第一血压信号中的共模信号进行抑

制,还用于对接收到的第二血压信号中的差模信号进行放大,还用于对接收到的第二血压信号中的共模信号进行抑制;

[0135] 第一分压滤波电路133,与所述第二仪器仪表放大电路132相连,还与所述处理器200相连,用于将所述第二仪器仪表放大电路132的第一输出信号进行分压和滤波;

[0136] 增益控制电路134,与所述第二仪器仪表放大电路132相连,用于减小所述第二仪器仪表放大电路132的第二输出信号幅度的变化;

[0137] 第二分压滤波电路135,与所述增益控制电路134相连,还与所述处理器200相连,用于将所述增益控制电路134的输出信号进行分压和滤波。

[0138] 在实际应用中,采用示波法测血压时,需要同时记录袖带压和脉搏波,由这两个信号可计算出血压值(收缩压、舒张压和平均压)。其中,袖带压对应于压力传感器输出信号中的直流分量,脉搏波对应于交流分量。因此当血压传感器33检测到一定的压力值时,输出的第一血压信号为脉搏波信号,第二血压信号为袖带压信号,从血压传感器33输出的血压信号中的差模信号很小,而且含有较大的共模成分,所以利用高输入阻抗和高共模抑制比的第二仪器仪表放大电路132对第一血压信号和第二血压信号进行信号放大处理;因为第二仪器仪表放大电路132输出的信号电压值可能会高于处理器的耐压值,所以脉搏波信号输入到处理器200之前先经过第一分压滤波电路133进行分压处理,同时滤除干扰信号;因为从血压传感器33提取的信号包括血压信号、脉搏信号及其他杂波信号等,所以从第二仪器仪表放大电路132输出的信号要进行滤波处理,由于脉搏波信号主要分布在0.1~38Hz之间,其中绝大多数的有用信号分布在0.5~5Hz之间,所以第一分压滤波电路133可以是截止频率为8.7Hz的有源低通滤波器进行滤除高频干扰信号;由于个体生理信号的强弱差异,所以在电路中添加增益控制电路134,对第二仪器仪表放大电路132输出的较弱袖带压信号可以通过两次放大后再经过第二分压滤波电路135后输入到处理器200;较强袖带压信号通过一次放大即可经过第二分压滤波电路135后输入到处理器200,从而减小第二仪器仪表放大电路132的第二输出信号幅度的变化。

[0139] 图5所示为本发明的实施例的呼吸采集电路的结构示意图,本发明的实施例中,如图5所示,所述多信号采集电路100还包括:

[0140] 呼吸采集电路140,所述呼吸采集电路140包括:

[0141] 载波电路141,与所述处理器200相连,用于将所述处理器200输出的载波信号加载到检测目标上;

[0142] 呼吸接口电路142,与所述载波电路141相连,还与所述处理器200相连;

[0143] 第二带通滤波器143,与所述呼吸接口电路142相连,用于滤除接收到的第一呼吸信号中的低频信号和高频杂波;

[0144] 第三带通滤波器144,与所述呼吸接口电路142相连,用于滤除接收到的第二呼吸信号中的低频信号和高频杂波;

[0145] 第三仪器仪表放大电路145,与所述第二带通滤波器143相连,还与所述第三带通滤波器144相连,用于对所述第二带通滤波器143的输出信号中的差模信号进行放大,用于对所述第二带通滤波器143的输出信号中的共模信号进行抑制,还用于对所述第三带通滤波器144的输出信号中的差模信号进行放大,还用于对所述第三带通滤波器144的输出信号中的共模信号进行抑制;

[0146] 检波解调电路146,与所述第三仪器仪表放大电路145相连,用于对所述第三仪器仪表放大电路145的输出信号进行检波;

[0147] 第二放大滤波电路147,与所述检波解调电路146相连,还与所述处理器200相连,用于对所述检波解调电路146的输出信号进行放大和滤波。

[0148] 当所述多信号采集电路100为所述呼吸采集电路140时,所述处理器200还用于:

[0149] 当所述处理器200检测到所述呼吸传感器34接入到所述呼吸采集电路140时,所述处理器200输出载波信号到所述载波电路中,使所述载波信号加载到检测目标上。

[0150] 本发明的实施例中,所述载波电路141包括:

[0151] 第三运放跟随器1411,与所述处理器200相连,用于减少所述处理器输出的载波信号的损耗和振荡;

[0152] 第一带通滤波器1412,与所述第三运放跟随器1411相连,用于滤除所述第三运放跟随器1411输出信号中的低频信号和高频杂波;

[0153] 压控电压源二阶低通滤波器1413,与所述第一带通滤波器1412相连,用于对所述第一带通滤波器1412输出信号的进行放大和过滤;

[0154] 第二低通滤波器1414,与所述压控电压源二阶低通滤波器1413的第一输出端相连,还与所述呼吸接口电路142相连,用于对所述压控电压源二阶低通滤波器1413的第一输出信号的进行过滤;

[0155] 反相器1415,与所述压控电压源二阶低通滤波器1413的第二输出端相连,用于使所述压控电压源二阶低通滤波器1413的第二输出信号与所述第一输出信号相位相反;

[0156] 第三低通滤波器1416,与所述反相器1415相连,还与所述呼吸接口电路142相连,用于对所述反相器1415的输出信号进行过滤。

[0157] 在实际应用中,呼吸是人体胸腔自主的扩展和收缩,从引起胸部的阻抗变化,阻抗法的呼吸测量就是基于这个阻抗变化来实现的。通过一对贴在胸部的电极和心电导联线,引入一个高频(如80KHz正弦波)的恒流式载波电流,再利用这些电极和导联线将经过呼吸特征调制的载波电压信号引入高频放大电路,在继续解调、滤波后恢复呼吸特征波形,从而得到呼吸信号。

[0158] 因为人体中除了阻抗之外,还有容抗和感抗,在一定的高频率信号的激励下,容抗和感抗会很小,可以忽略不计,所以需要在电路中加入载波信号。载波电路141由第三运放跟随器1411、第一带通滤波器1412、压控电压源二阶低通滤波器1413、第二低通滤波器1414、反相器1415和第三低通滤波器1416组成。载波信号从处理器200输出,本实施例设计的载波信号是幅值约为1.2V的,频率为32kHz的正弦波;为防止载波信号的基线漂移,提高驱动能力、带载能力和信号的稳定性,使载波信号经过第三运放跟随器1411,再经过第一带通滤波器1412,因为本实施例设置的载波信号频率为32kHz,第一带通滤波器1412可以是截止频率为15.9Hz~72.3kHz的带通滤波器,滤除该范围之外的高频成分和低频成分;然后载波信号再经过一个压控电压源二阶低通滤波器1413,使信号电压放大两倍,同时在放大倍数时不会产生自激振荡,二阶低通滤波器会使输出电压在高频段以更快的速率下降,滤波效果会更好;然后压控电压源二阶低通滤波器1413的第一输出信号经过第二低通滤波器1414过滤输出第一载波信号,为了实现信号的最大化和提高信号的基线稳定性,使第二载波信号与第一载波信号的相位相反,所以压控电压源二阶低通滤波器1413的第二输出信号

经过反相器1415后再经过第三低通滤波器1416进行过滤输出第二载波信号;这样就完成了通过电极将第一载波信号和第二载波信号加至人体胸部,由呼吸产生的阻抗变化所引起的电信号就调制在载波信号上,调制方式是调幅。

[0159] 调制在第一载波信号上的第一呼吸信号经过第二带通滤波器143和调制在第二载波信号上的第二呼吸信号经过第三带通滤波器144,滤除低频信号和高频杂波的干扰;由于从电极出来的信号源本身是高内阻的微弱信号,加上生物电信号采集、电极与皮肤的接触阻抗等因素,常常高达100k Ω 左右,因此为了避免信号失真,放大器选择具有高输入阻抗和高共模抑制比特性的第三仪器仪表放大电路145,放大倍数为30.4倍,即第二带通滤波器143的输出信号和第三带通滤波器144的输出信号经过第三仪器仪表放大电路145放大后,再经过检波解调电路146进行检波,本实施可以采用二极管对信号进行解调;解调后的呼吸信号仍然比较小需要经过后置的第二放大滤波电路147进一步放大,放大倍数为101倍,同时对干扰信号进行滤除,最终把呼吸信号输入到处理器200进行处理。

[0160] 图6所示为本发明的实施例的体温采集电路的结构示意图,图7所示为本发明的实施例的另一种体温采集电路的结构示意图,如图6、图7所示,本发明的实施例中,所述多信号采集电路100还包括:

[0161] 体温采集电路150,所述体温采集电路150包括:

[0162] 误差校准电路151,与所述处理器200相连,用于输出所述体温采集电路150中的误差校准信号,使所述处理器200根据所述误差校准信号校准所述体温采样信号;

[0163] 体温接口电路152,与所述误差校准电路151相连,还与所述处理器相连200,还与体温传感器35相连;

[0164] 信号处理电路153,与所述误差校准电路151相连,还与所述体温接口电路152相连,还与所述处理器200相连,用于对所述误差校准电路151输出的误差校准信号进行放大和分压,还用于对接收到的体温采样信号进行放大和分压后,输入到所述处理器200中;

[0165] 当所述多信号采集电路100为所述体温采集电路150时,所述处理器200还用于:

[0166] 当所述处理器200检测到所述体温传感器35接入到所述体温采集电路150时,所述处理器200输出电压信号到所述误差校准电路151中,使所述误差校准电路151输出误差校准信号。

[0167] 本发明的实施例中,所述误差校准电路151包括:

[0168] 第二恒流源电路1511、模拟开关1512、第一校准电阻1513和第二校准电阻1514;

[0169] 所述第二恒流源电路1511,与所述处理器200相连,用于为所述体温采集电路150提供恒定电流;

[0170] 所述模拟开关1512,与所述第二恒流源电路1511相连,还与所述处理器200相连,用于当所述模拟开关1512处于第一状态时,将所述第一校准电阻1513接入到所述误差校准电路151中;当所述模拟开关1512处于第二状态时,将所述第二校准电阻1514接入到所述误差校准电路151中;所述模拟开关1512处于第三状态时,将所述体温接口电路152接入到所述体温采集电路151中;

[0171] 所述第一校准电阻1513的第一端与所述模拟开关1512的第一端相连,所述第一校准电阻1513的第二端与所述信号处理电路153相连;

[0172] 所述第二校准电阻1514的第一端与所述模拟开关1512的第二端相连,所述第二校

准电阻1514的第二端与所述信号处理电路153相连；

[0173] 所述体温接口电路152,与所述模拟开关1512的第三端相连；

[0174] 当所述多信号采集电路100为所述体温采集电路150时,所述处理器200还用于：

[0175] 当所述处理器200检测到所述体温传感器35接入到所述体温采集电路150时,所述处理器200输出电压信号到所述第二恒流电路1511中,使所述第二恒流电路1511输出恒定电流；

[0176] 当所述多信号采集电路100为所述体温采集电路150时,所述处理器200还用于：

[0177] 当所述处理器200输出第一开关控制信号时,使所述模拟开关1512处于第一状态，

[0178] 当所述处理器200输出第二开关控制信号时,使所述模拟开关1512处于第二状态，

[0179] 当所述处理器200输出第三开关控制信号时,使所述模拟开关1512处于第三状态。

[0180] 本发明的实施例,所述信号处理电路153包括：

[0181] 第四运放跟随器1531,用于减少接收到的所述误差校准信号或者体温采样信号的损耗和振荡；

[0182] 同相比例放大电路1533,与所述第四运放跟随器1531相连,用于对所述第四运放跟随器1531的输出信号进行放大；

[0183] 第三分压滤波电路1532,与所述同相比例放大电路1533相连,还与所述处理器200相连,用于对所述同相比例放大电路1533的输出信号进行滤波和分压,使所述第三分压滤波电路1532的输出信号的电压能与所述处理器200的耐压值相匹配。

[0184] 在实际应用中,当所述处理器200检测到所述体温传感器35接入到所述体温采集电路150时,所述处理器200输出电压信号到所述第二恒流电路1511中,使所述第二恒流电路1511输出恒定电流；当所述处理器200检测到所述体温传感器35接入到所述体温采集电路150时,所述处理器200还输出不同开关控制信号到模拟开关1512中,使模拟开关处于相应的状态接入不同的电路；

[0185] 在需要获取误差校准系数时,处理器200输出电压信号到所述第二恒流电路1511中,使所述第二恒流电路1511输出恒定电流,同时处理器200输出第一开关控制信号,使所述模拟开关1512处于第一状态,进而使第一校准电阻1513接入到电路中,再经过信号处理电路153的滤波、放大后获取到第一输出电压；然后处理器200输出第二开关控制信号,使所述模拟开关1512处于第二状态,进而使第二校准电阻1514接入到电路中,再经过信号处理电路153的滤波、放大后获取到第二输出电压,根据固定阻值的第一校准电阻1513、第二校准电阻1514和第一输出电压、第二输出电压,即可获取到第一校准系数和第二校准系数；

[0186] 在需要获取体温信号时,处理器200输出电压信号到所述第二恒流电路1511中,使所述第二恒流电路1511输出恒定电流,同时处理器200输出第三开关控制信号,使所述模拟开关1512处于第三状态,进而使体温接口电路152接入到电路中,再经过信号处理电路153的滤波、放大后获取到第三输出电压；然后根据第一校准系数、第二校准系数和第三输出电压,即可计算得到此时体温传感器中热敏电阻值,再根据热敏电阻的电阻与温度的对应关系表即可查询得到体温度数。误差校准电路能校准器件误差和老化等原因引起的电路误差,实现实时校准,使得测量出的体温更加准确。

[0187] 在本发明的实施例中,信号处理电路中153的输入信号,可以是来自误差校准电路中151的输出信号,也可以是来自通过体温接口电路152接入到电路中的体温传感器35的输

出信号,都可以对上述两路输出信号进行稳压、放大和分压处理。具体的,当体温传感器35在测量人体的体温时,体温传感器35中的热敏电阻会随着温度的变化使自身的电阻值也发生变化,由于电流是恒定的进而导致电压值的改变,电压信号经过第四运放跟随器1531进行稳压,同相比例放大器1533进行放大和第三分压滤波电路1532进行分压后,将最后的输出电压输入到处理器200中;同理,当信号处理电路153中的输入信号是来自于误差校准电路中151的输出信号时,工作过程和原理同上,此处就不在赘述。

[0188] 需要说明的是,误差校准电路151输出信号和体温接口电路152中的输出信号不能同时接入到所述信号处理电路中,每个时刻只能打开一个输入端或者接收一个输入信号,由所述处理器通过所述模拟开关来控制。

[0189] 其中,为了进一步提高测量体温的精度,本发明的实施例中可以接入两个或者多个体温传感器,同时测量不同或者相同采样点的数据,将不同体温传感器计算得到的体温值根据加权平均后得到的体温值为最后获取的目标数据。当然,若有多个体温传感器来测量采样数据时,所述体温采集电路还可以包括探头连接检测电路,通过一个正向施密特触发器,将信号进行比较,然后根据输出信号是高电平还是低电平来判断探头是处于接入状态或者未接入状态。

[0190] 图8所示为本发明的实施例的一种生理参数检测方法的流程图,如图8所示,本发明提供了一种生理参数检测方法,应用于显示终端,所述方法包括:

[0191] 步骤S101:多信号采集电路将接收到的多种采样信号转换成目标信号;

[0192] 步骤S102:处理器将接收到的所述目标信号发送给显示终端;

[0193] 其中,供电通讯电路将所述处理器与所述显示终端相连,使所述显示终端为所述处理器提供电能,并且为所述处理器与所述显示终端提供通讯链路。

[0194] 本发明实施例提供了一种生理参数监测装置,所述装置与显示终端相连,包括:多信号采集电路,用于与多种传感器相连,将接收到的多种采样信号转换成目标信号;处理器,与所述多信号采集电路相连,用于将接收到的所述目标信号发送给显示终端;供电通讯电路,与所述处理器相连,用于使所述处理器与所述显示终端相连,使所述显示终端为所述处理器提供电能,并且为所述处理器与所述显示终端提供通讯链路。本发明的生理参数监测装置是将多种采集电路集成到一起,可以实现人体的多种生理参数的采集,解决了现有技术中的功能单一的问题;本发明与显示终端配合使用,将采集到的采样信号进行放大、滤波等处理后再发送到外接的显示终端显示,并且显示终端通过供电通讯电路为本装置提供电能,使得本装置中无需显示模块、电池模块和运算模块等,所以本发明的生理参数监测装置功能多、体积小、成本低、便于携带。

[0195] 需要说明的是,在本文中,诸如“第一”和“第二”等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0196] 以上所述仅是本发明的具体实施方式,使本领域技术人员能够理解或实现本发

明。对这些实施例的多种修改对本领域的技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所申请的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

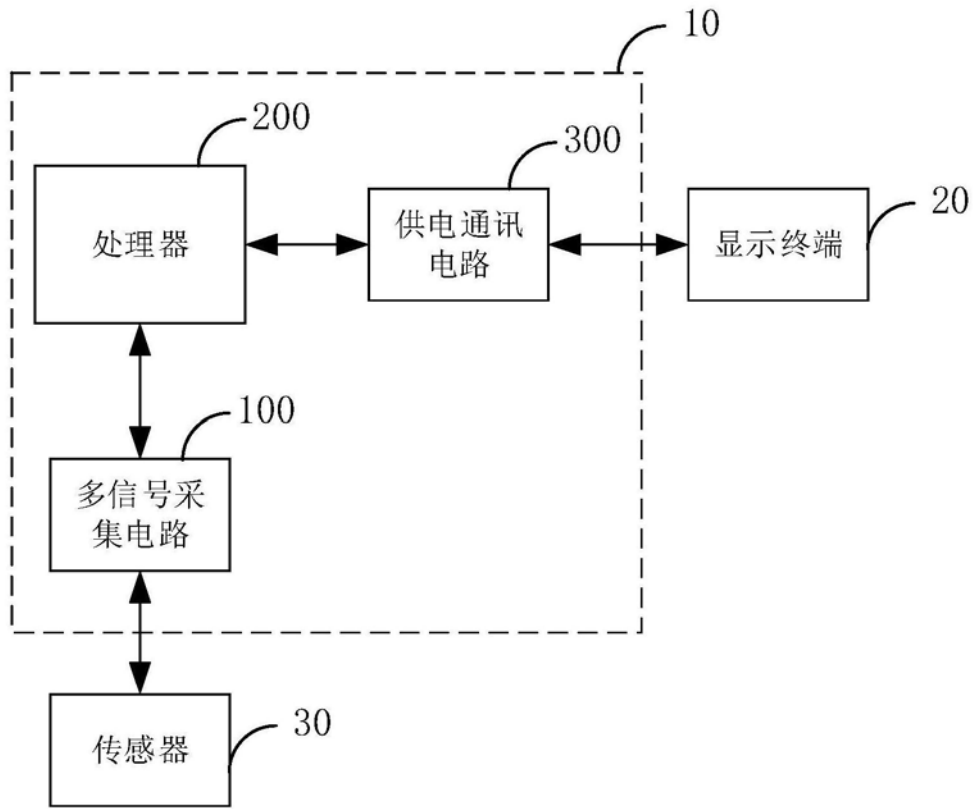


图1

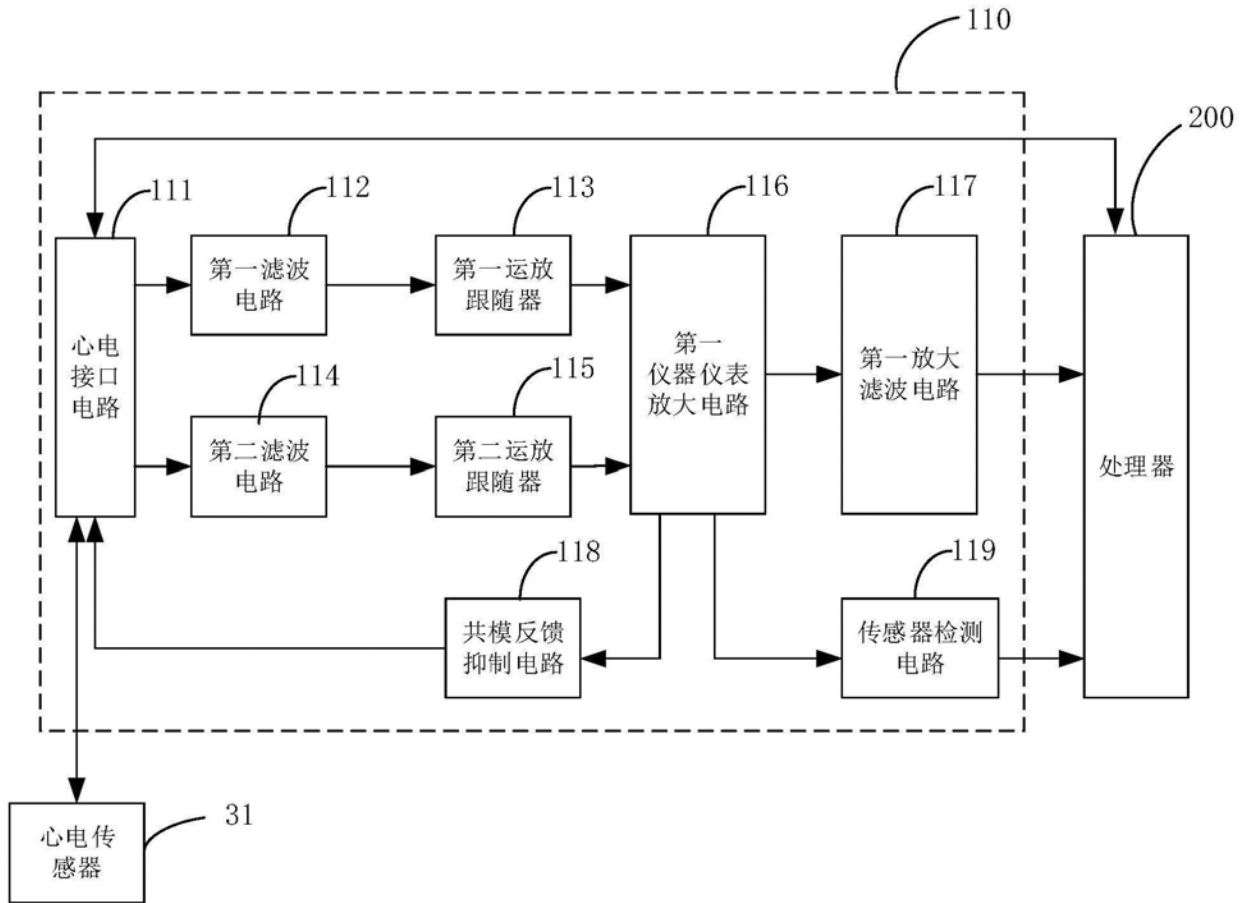


图2

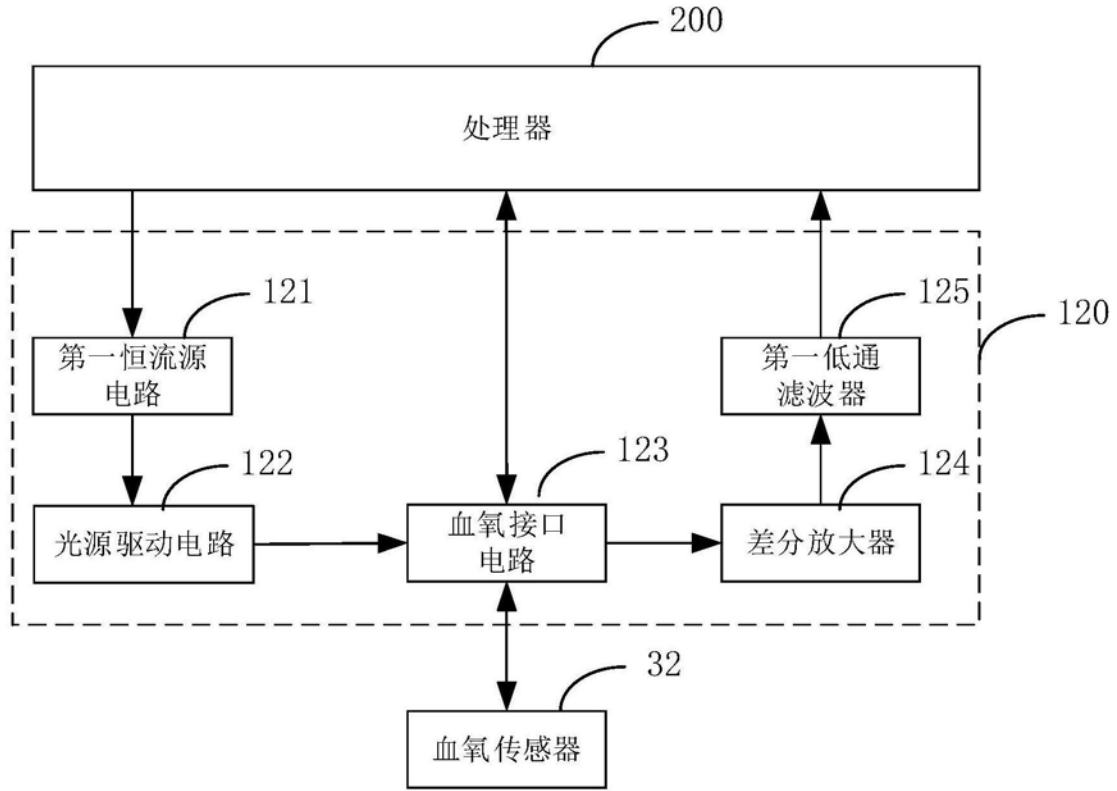


图3

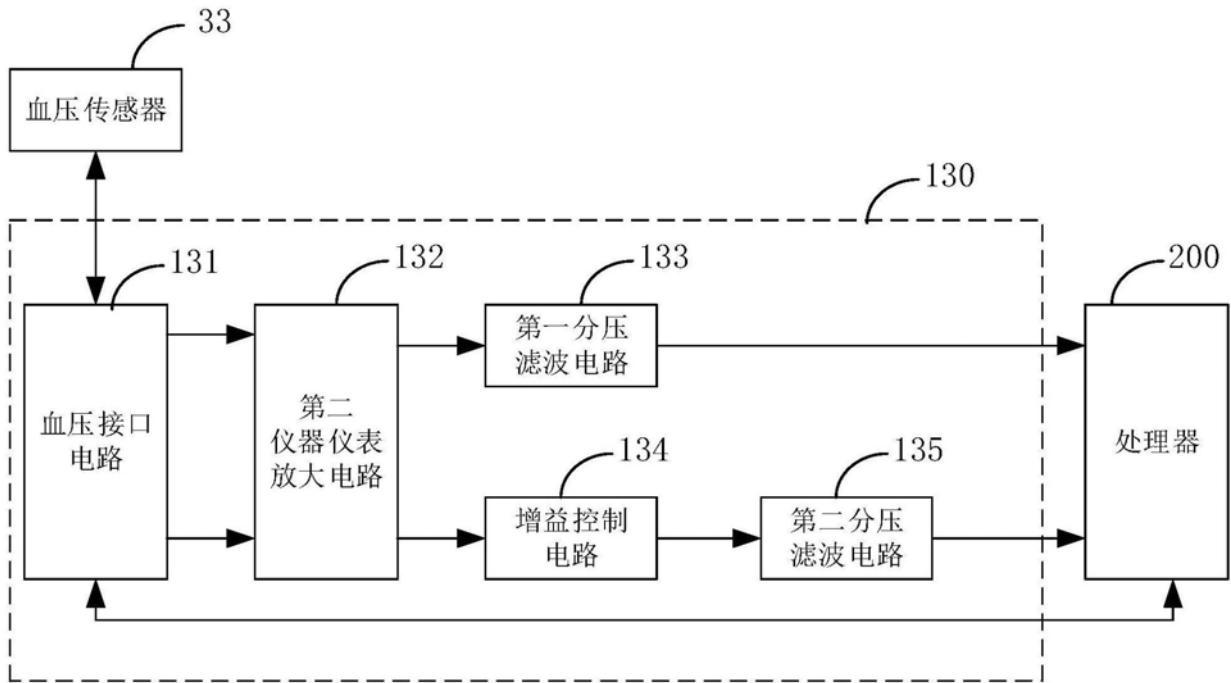


图4

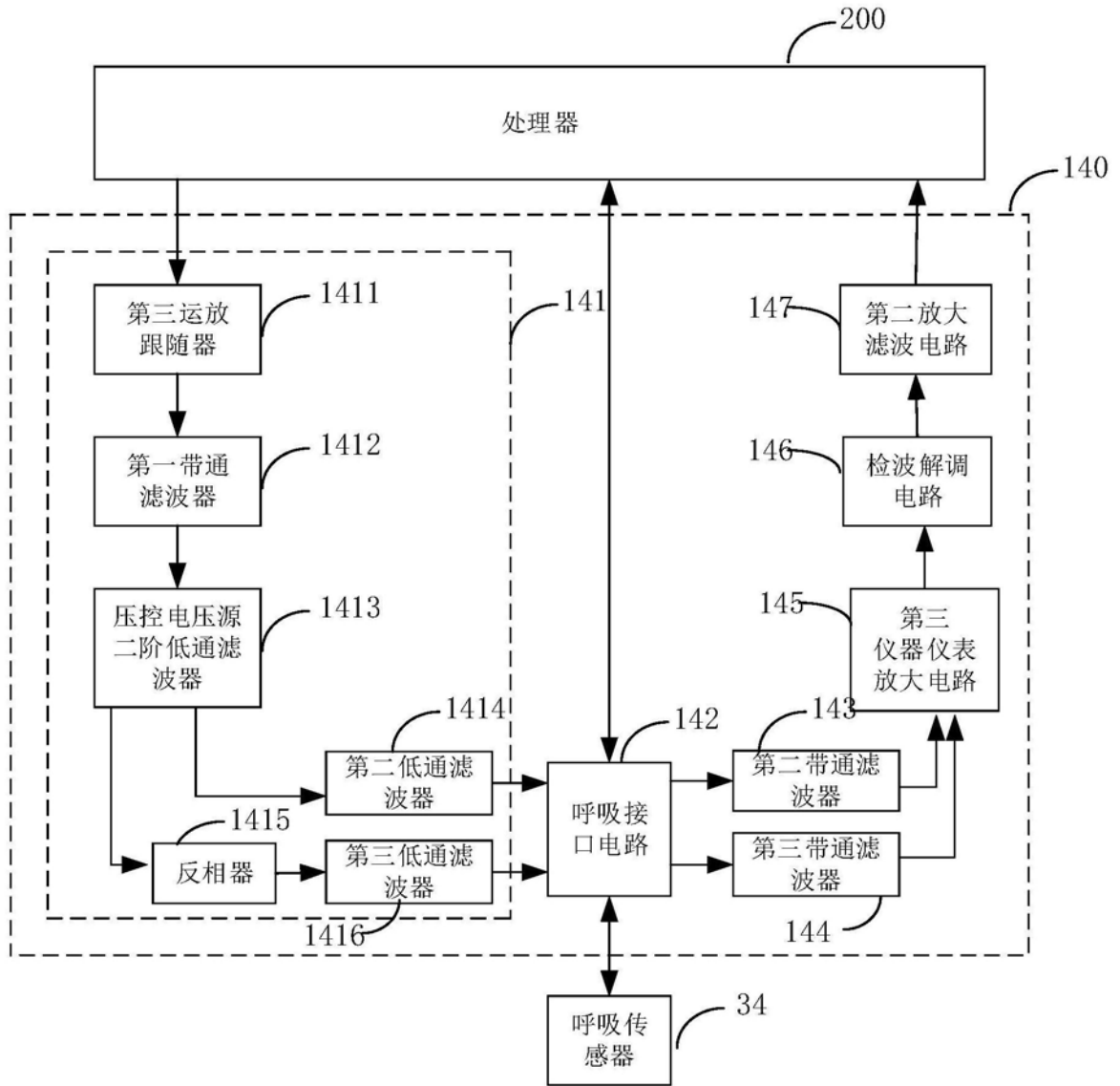


图5

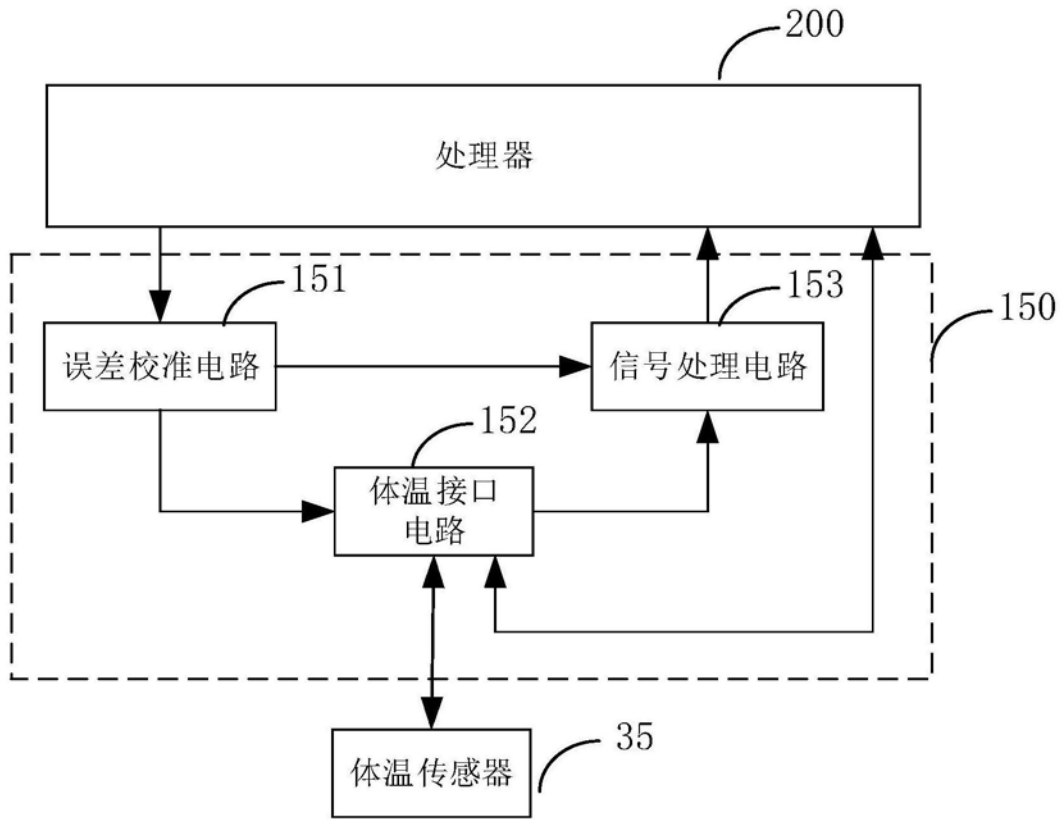


图6

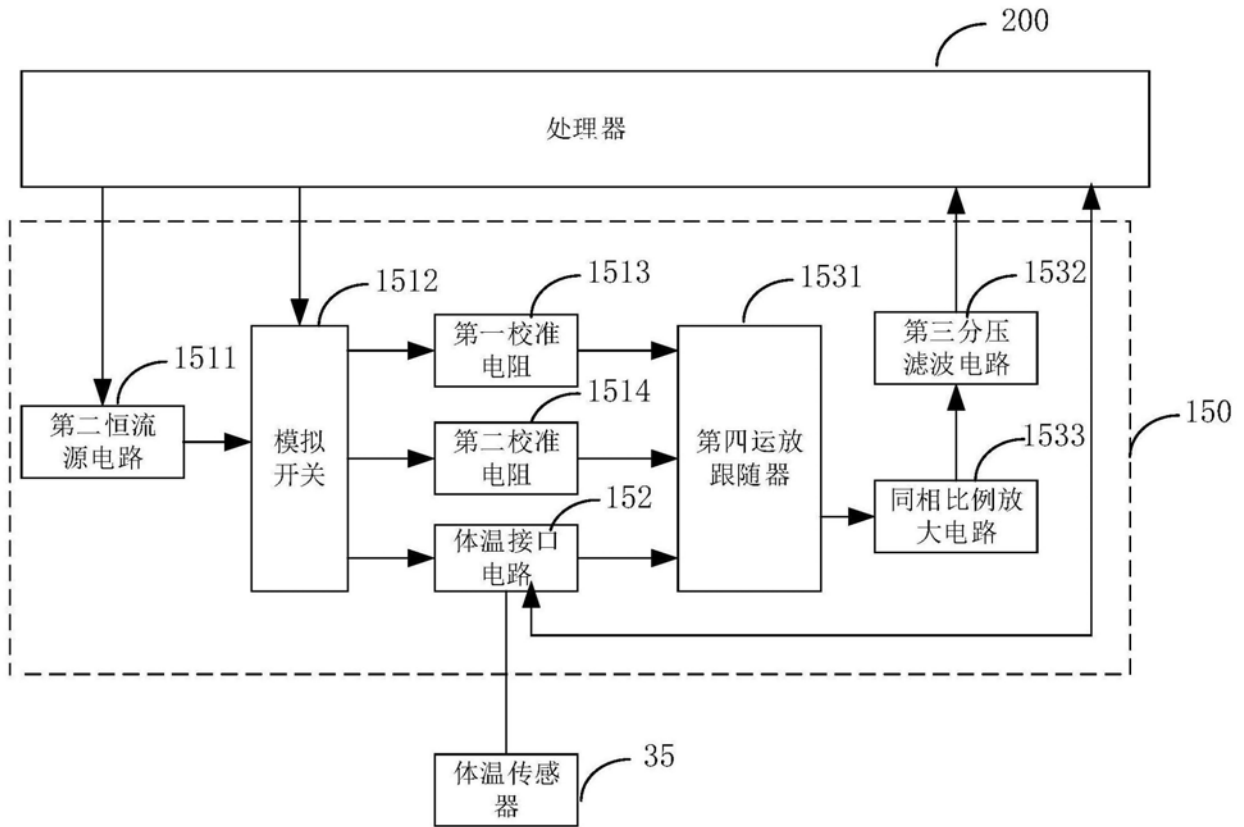


图7

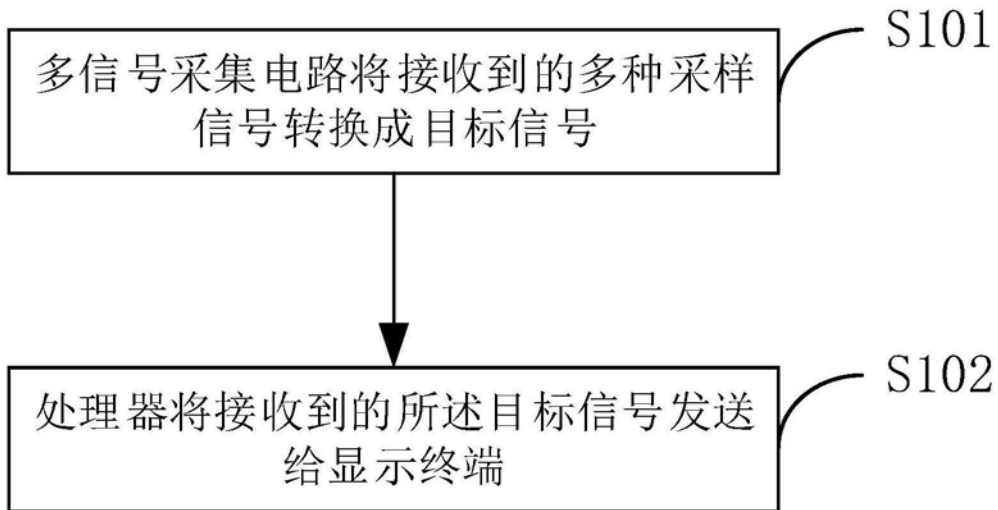


图8

专利名称(译)	生理参数监测装置及检测方法		
公开(公告)号	CN110367947A	公开(公告)日	2019-10-25
申请号	CN201910562221.0	申请日	2019-06-26
[标]发明人	钟超强 张琪 张茂初		
发明人	钟超强 彭芷晴 张琪 张茂初		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02055 A61B5/021 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/08 A61B5/14551 A61B5/7235 A61B5/725		
代理人(译)	田俊峰		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种生理参数监测装置及检测方法，所述装置包括：多信号采集电路，将接收到的多种采样信号转换成目标信号；处理器，用于将接收到的所述目标信号发送给显示终端；供电通讯电路，用于使所述处理器与所述显示终端相连，使所述显示终端为所述处理器提供电能，并且为所述处理器与所述显示终端提供通讯链路。本发明的生理参数监测装置功能多、体积小、成本低、便于携带。

