



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109620155 A

(43)申请公布日 2019.04.16

(21)申请号 201811591619.9

(22)申请日 2018.12.25

(66)本国优先权数据

201811089789.7 2018.09.18 CN

(71)申请人 北京理工大学

地址 100081 北京市海淀区中关村南大街5号

(72)发明人 韩磊 郎平 姚璐 宋钦昊

(74)专利代理机构 北京驰纳智财知识产权代理
事务所(普通合伙) 11367

代理人 陈常美

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

G06F 17/50(2006.01)

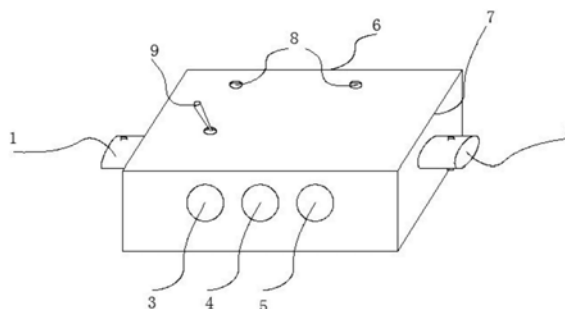
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

一种高精度自适应人体生理信号测试仪及测试方法

(57)摘要

本发明涉及一种高精度自适应人体生理信号测试仪及测试方法,其PCB电路板(15)设置有电路布线区域(10)、BNC接头(11)、信号选通开关(12)、信号放大倍数调节旋钮(13),其屏蔽外壳(7)设传感器电路信号输入端孔(1)、信号测试输出端孔(2)、正电源端孔(3)等;PCB电路板(15)置于屏蔽外壳(7)内,PCB电路板(15)的电路接线和信号I/O端口及BNC接头(11)、信号选通开关(12)、信号放大倍数调节旋钮(13)通过屏蔽外壳(7)上的传感器电路信号输入端孔(1)、信号测试输出端孔(2)、正电源端孔(3)等引出并与外部设备连接。该测试仪不仅能够实现人体生理信号的记录与数据处理,而且信号检测与处理的精度高。



1. 一种高精度自适应人体生理信号测试仪,包括屏蔽外壳(7)和PCB电路板(15),其特征在于:

所述PCB电路板(15)设置有电路布线区域(10)、BNC接头(11)、信号选通开关(12)和信号放大倍数调节旋钮(13),所述电路布线区域(10)包括自适应匹配调节电路模块(101)、高阻抗信号接收电路模块(102)、第一级放大电路模块(103)、电压跟随电路模块(104)、第二级放大和低通滤波电路模块(105)、信号反相放大电路模块(106)、保护电路模块(107)、信号采样完整电路模块(108)及其电路接线和信号I/O端口;

所述PCB电路板(15)的四个边角各装置有一颗支撑螺钉(14)并螺钉接地;

所述屏蔽外壳(7)上布设有传感器电路信号输入端孔(1)、信号测试输出端孔(2)、正电源端孔(3)、地线端孔(4)、负电源端孔(5)、参考电源端孔(6)、信号选通开关孔(9)和信号放大倍数调节旋钮孔(8);

所述PCB电路板(15)内置于屏蔽外壳(7)且通过四颗支撑螺钉(14)固定在屏蔽外壳(7)底面,所述PCB电路板(15)的电路接线和信号I/O端口以及BNC接头(11)、信号选通开关(12)、信号放大倍数调节旋钮(13)通过屏蔽外壳(7)上的传感器电路信号输入端孔(1)、信号测试输出端孔(2)、正电源端孔(3)、地线端孔(4)、负电源端孔(5)、参考电源端孔(6)、信号选通开关孔(9)、信号放大倍数调节旋钮孔(8)引出,并与外部设备连接。

2. 如权利要求1所述的高精度自适应人体生理信号测试仪,其特征在于:PCB电路板(15)、屏蔽外壳(7)、信号放大倍数调节旋钮(8)、信号选通开关(9)为可拆卸式装配。

3. 如权利要求1所述的高精度自适应人体生理信号测试仪,其特征在于:所述外部设备包括外部电源、传感器及传感器电路、记录仪及记录仪电路。

4. 如权利要求1所述的高精度自适应人体生理信号测试仪,其特征在于:所述自适应匹配调节电路模块(101)的两端分别连接传感器电路与高阻抗信号接收电路模块(102);所述自适应匹配调节电路模块(101)包括两个转换通道,通道1和通道2,以及通道切换开关 K_1 、散热环 S_1 、第一电阻 R_1 、第二电阻 R_2 、第三电阻 R_3 、第一电容 C_1 和第二电容 C_2 ;当传感器为有源传感器时,开关 K_1 切换到通道1;当传感器为无源传感器时,开关 K_1 切换到通道2。

5. 如权利要求1所述的高精度自适应人体生理信号测试仪,其特征在于:所述高阻抗信号接收电路模块(102)的一端连接自适应匹配调节电路模块(101),另一端连接第一级放大电路模块(103);所述高阻抗信号接收电路模块(102)包括高阻抗放大器 U_{g1} 、保护环P、散热环 S_2 、第四电阻 R_4 、第五电阻 R_5 和第三电容 C_3 ;第四电阻 R_4 为高阻抗放大器 U_{g1} 的负反馈电阻;第五电阻 R_5 一端接在高阻抗放大器 U_{g1} 的正相输入端,另一端接地;第三电容 C_3 为负反馈电容,与第四电阻 R_4 并联;保护环P设置在高阻抗信号接收电路信号输入端和信号输出端;散热环 S_2 设置在 U_{g1} 的负反馈回路上。

6. 如权利要求1所述的高精度自适应人体生理信号测试仪,其特征在于:所述第一级放大电路模块(103)的一端连接高阻抗信号接收电路模块(102),另一端连接电压跟随电路模块(104);所述第一级放大电路模块(103)包括第一放大器 U_1 、第六电阻 R_6 、第七电阻 R_7 、第一电位器 RW_1 、第四电容 C_4 ;第六电阻 R_6 接在第一放大器 U_1 反相输入端;第七电阻 R_7 一端接在第一放大器 U_1 正相输入端,另一端接地;第一电位器 RW_1 接在第一放大器 U_1 的两个引脚上来调节前置放大的倍数,第四电容 C_4 与第七电阻 R_7 并联去噪。

7. 如权利要求1所述的高精度自适应人体生理信号测试仪,其特征在于:所述电压跟随

电路模块(104)的两端分别连接第一级放大电路模块(103)、第二级放大和低通滤波电路模块(105);所述电压跟随电路模块(104)包括第二放大器 U_2 的第一信号通道,第二放大器 U_2 反相输入端与输出端连接;第一级放大电路模块(103)输出的信号正相输入电压跟随电路模块(104)。

8.如权利要求1所述的高精度自适应人体生理信号测试仪,其特征在于:所述第二级放大和低通滤波电路模块(105)的一端连接电压跟随电路模块(104),另一端连接信号反相放大电路模块(106);所述第二级放大和低通滤波电路模块(105)包括第二放大器 U_2 的第二信号通道、第八电阻 R_8 、第九电阻 R_9 、第十电阻 R_{10} 、第二电位器 RW_2 、第五电容 C_5 、第六电容 C_6 、第七电容 C_7 ;第八电阻 R_8 、第九电阻 R_9 接在第二放大器 U_2 第二信号通道的反相输入端;第十电阻 R_{10} 一端接第二放大器 U_2 第二信号通道的正相输入端,另一端接地;第二电位器 RW_2 接第二放大器 U_2 第二信号通道的负反馈,调节放大倍数;第五电容 C_5 与第二电位器 RW_2 并联;第六电容 C_6 接在第二放大器 U_2 第二信号通道的输出端与第八电阻 R_8 、第九电阻 R_9 之间,与第二电位器 RW_2 、第五电容 C_5 组成低通滤波电路;第七电容 C_7 与第十电阻 R_{10} 并联。

9.如权利要求1所述的高精度自适应人体生理信号测试仪,其特征在于:所述信号反相放大电路模块(106)的一端连接第二级放大和低通滤波电路模块(105),另一端连接保护电路模块(107);所述信号反相放大电路模块(106)包括第二放大器 U_2 的第三信号通道、第十一电阻 R_{11} 、第十二电阻 R_{12} 、第十三电阻 R_{13} 、第八电容 C_8 ;第十三电阻 R_{13} 接在第二放大器 U_2 的第三信号通道的方向输入端;第十二电阻 R_{12} 和第八电容 C_8 并联。

10.根据权利要求1至9中任一项所述的高精度自适应人体生理信号测试仪的测试方法,其特征在于:

根据不同的传感器类型,通过自适应匹配调节电路模块(101)选择不同的匹配电路,使得人体生理电信号准确输入高阻抗信号接收电路模块(102),并转化为微弱电压信号 V_1 ;

将微弱电压信号 V_1 经过第一级放大电路模块(103)放大得到电压信号 V_2 ;

电压信号 V_2 经过电压跟随电路模块(104)、第二级放大和低通滤波电路模块(105)放大得到电压信号 V_3 ;

由于高阻抗信号接收电路模块(102)、第一级放大电路模块(103)、第二级放大和低通滤波电路模块(105)均是采用反相输入,所以放大后的信号 V_3 需要反相电路模块进行再反相放大,使得最终的输出信号 V_4 与输入信号同相,最终输出信号 V_4 为输出满足记录测试要求的电压信号;

并且,输出端接入信号采样完整电路模块提供后续采样基准电压,保证信号采样完整性。

一种高精度自适应人体生理信号测试仪及测试方法

技术领域

[0001] 本发明涉及信号检测与处理技术领域,具体涉及一种高精度自适应人体生理信号测试仪及测试方法。

背景技术

[0002] 人体生理信号是人体内固有的生物信号,包括心电、脑电、肌电、脉搏、心音、肠鸣等信号,在临床上,往往将人体生理信号作为患者疾病诊断与治疗的重要方法,准确测量人体生理信号对患者疾病诊断与治疗起着至关重要的作用。人体生理信号是一种超低频、极其微弱信号,其频率一般为30Hz以下、幅值为10⁻³级以下,往往被淹没在强噪声背景下。临床上,需要对淹没在强噪声中人体生理信号进行准确检测、分析与识别。在强噪声背景环境下,准确提取人体生理信号极其困难。

[0003] 公开号为CN204119200U的中国实用新型专利公开了一种微弱信号检测系统,它包括加法电路、纯电阻分压电路、微弱信号检测电路、单片机和显示电路,加法电路将正弦波信号与噪声信号混合在一起并输出至纯电阻分压电路,纯电阻分压电路将混合后的信号峰值进行衰减并输出至微弱信号检测电路,微弱信号检测电路将正弦波信号从混合信号中分离出来并输送至单片机,单片将转换的数字信号输送至显示电路。公开号为CN204633728U的中国实用新型专利公开的微弱信号检测装置由加法器U1、带通滤波器、相敏检波器U6、移相器、低通滤波器U7和单片机及显示器U5组成,通过加法器中生成叠加信号,经过带通滤波器产生滤波信号,并与移相信号通过相敏检波器产生解调信号,经低通滤波器,得到所需的直流分量;该装置调试方便、动态范围大。公开号为CN204595048U的中国实用新型专利公开的微弱信号检测装置包括微弱信号监测模块、锁相放大实现模块、中央处理模块和显示模块,利用中央处理模块和锁相放大实现模块通过乘法原理对信号进行预置和控制。

[0004] 现有的微弱信号检测方法精度低、信噪比低、检测方法单一,对人体生理信号准确检测与分析带来一定的困难。因此需要研发一种高精度自适应人体生理信号测试仪,实现对强噪声背景环境下人体生理信号的准确检测具有重要意义。

发明内容

[0005] 针对解决目前微弱信号检测方法检测精度低、检测方法繁琐、仪器价格昂贵等技术问题,本发明提供一种高精度、稳定性好、抗干扰性强、低噪声、操作简单、价格低廉的自适应人体生理信号测试仪及测试方法,能够高精度、低噪声、稳定测量人体生理信号,实现该类信号的记录与数据处理,从而提高信号检测与处理精度。

[0006] 为了实现上述目的,本发明采用如下技术方案。

[0007] 首先,本发明提供一种高精度自适应人体生理信号测试仪,它包括屏蔽外壳和PCB电路板,具体包括:

[0008] 所述PCB电路板设置有电路布线区域、BNC接头、信号选通开关和信号放大倍数调节旋钮,所述电路布线区域包括自适应匹配调节电路模块、高阻抗信号接收电路模块、第一

级放大电路模块、电压跟随电路模块、第二级放大和低通滤波电路模块、信号反相放大电路模块、保护电路模块、信号采样完整电路模块及其电路接线和信号I/O端口；

[0009] 所述PCB电路板的四个边角各装置有一颗支撑螺钉并螺钉接地；

[0010] 所述屏蔽外壳上布设有传感器电路信号输入端孔、信号测试输出端孔、正电源端孔、地线端孔、负电源端孔、参考电源端孔、信号选通开关孔和信号放大倍数调节旋钮孔；

[0011] 所述PCB电路板内置于屏蔽外壳且通过四颗支撑螺钉固定在屏蔽外壳底面，所述PCB电路板的电路接线和信号I/O端口以及BNC接头、信号选通开关、信号放大倍数调节旋钮通过屏蔽外壳上的传感器电路信号输入端孔、信号测试输出端孔、正电源端孔、地线端孔、负电源端孔、参考电源端孔、信号选通开关孔、信号放大倍数调节旋钮孔引出，并与外部设备连接。

[0012] 优选的是，PCB电路板、屏蔽外壳、信号放大倍数调节旋钮、信号选通开关为可拆卸式装配。

[0013] 在上述任一技术方案中优选的是，所述外部设备包括外部电源、传感器及传感器电路、记录仪及记录仪电路。

[0014] 在上述任一技术方案中优选的是，所述自适应匹配调节电路模块的两端分别连接传感器电路与高阻抗信号接收电路模块；所述自适应匹配调节电路模块包括两个转换通道，通道1和通道2，以及通道切换开关 K_1 、散热环 S_1 、第一电阻 R_1 、第二电阻 R_2 、第三电阻 R_3 、第一电容 C_1 和第二电容 C_2 ；当传感器为有源传感器时，开关 K_1 切换到通道1；当传感器为无源传感器时，开关 K_1 切换到通道2。

[0015] 在上述任一技术方案中优选的是，所述高阻抗信号接收电路模块的一端连接自适应匹配调节电路模块，另一端连接第一级放大电路模块；所述高阻抗信号接收电路模块包括高阻抗放大器 U_{g1} 、保护环P、散热环 S_2 、第四电阻 R_4 、第五电阻 R_5 和第三电容 C_3 ；第四电阻 R_4 为高阻抗放大器 U_{g1} 的负反馈电阻；第五电阻 R_5 一端接在高阻抗放大器 U_{g1} 的正相输入端，另一端接地；第三电容 C_3 为负反馈电容，与第四电阻 R_4 并联；保护环P设置在高阻抗信号接收电路信号输入端和信号输出端；散热环 S_2 设置在 U_{g1} 的负反馈回路上。

[0016] 在上述任一技术方案中优选的是，所述第一级放大电路模块的一端连接高阻抗信号接收电路模块，另一端连接电压跟随电路模块；所述第一级放大电路模块包括第一放大器 U_1 、第六电阻 R_6 、第七电阻 R_7 、第一电位器 RW_1 、第四电容 C_4 ；第六电阻 R_6 接在第一放大器 U_1 反相输入端；第七电阻 R_7 一端接在第一放大器 U_1 正相输入端，另一端接地；第一电位器 RW_1 接在第一放大器 U_1 的两个引脚上来调节前置放大的倍数，第四电容 C_4 与第七电阻 R_7 并联去噪。

[0017] 在上述任一技术方案中优选的是，所述电压跟随电路模块的两端分别连接第一级放大电路模块、第二级放大和低通滤波电路模块；所述电压跟随电路模块包括第二放大器 U_2 的第一信号通道，第二放大器 U_2 反相输入端与输出端连接；第一级放大电路模块输出的信号正相输入电压跟随电路模块。

[0018] 在上述任一技术方案中优选的是，所述第二级放大和低通滤波电路模块的一端连接电压跟随电路模块，另一端连接信号反相放大电路模块；所述第二级放大和低通滤波电路模块包括第二放大器 U_2 的第二信号通道、第八电阻 R_8 、第九电阻 R_9 、第十电阻 R_{10} 、第二电位器 RW_2 、第五电容 C_5 、第六电容 C_6 、第七电容 C_7 ；第八电阻 R_8 、第九电阻 R_9 接在第二放大器 U_2 第二信号通道的反相输入端；第十电阻 R_{10} 一端接第二放大器 U_2 第二信号通道的正相输入端，

另一端接地；第二电位器RW₂接第二放大器U₂第二信号通道的负反馈，调节放大倍数；第五电容C₅与第二电位器RW₂并联；第六电容C₆接在第二放大器U₂第二信号通道的输出端与第八电阻R₈、第九电阻R₉之间，与第二电位器RW₂、第五电容C₅组成低通滤波电路；第七电容C₇与第十电阻R₁₀并联。

[0019] 在上述任一技术方案中优选的是，所述信号反相放大电路模块的一端连接第二级放大和低通滤波电路模块，另一端连接保护电路模块；所述信号反相放大电路模块包括第二放大器U₂的第三信号通道、第十一电阻R₁₁、第十二电阻R₁₂、第十三电阻R₁₃、第八电容C₈；第十三电阻R₁₃接在第二放大器U₂的第三信号通道的方向输入端；第十二电阻R₁₂和第八电容C₈并联。

[0020] 在上述任一技术方案中优选的是，所述保护电路模块分别接在高阻抗信号接收电路模块和第一级放大电路模块之间和测试仪输出端；所述保护电路模块包括保护电路一和保护电路二；高阻抗信号接收电路模块和第一级放大电路模块之间的保护电路一包括并联的第一二极管D₁、第二二极管D₂；测试仪输出端的保护电路二包括第十四电阻R₁₄、第一稳压管D_{w1}、第二稳压管D_{w2}；测试仪输出端并联第九电容C₉。

[0021] 在上述任一技术方案中优选的是，所述信号采样完整电路模块连接信号反相放大电路模块、保护电路模块；所述信号采样完整电路模块包括基准电压源U_{ref}、第十电容C₁₀，第十一电容C₁₁、第十二电容C₁₂，基准电压源U_{ref}根据实际需要选择合适电压源；第十一电容C₁₁、第十二电容C₁₂并联一端接入基准电压输入通道则另一端接地。

[0022] 在上述任一技术方案中优选的是，所述PCB电路板双面接入保护环，传感器电路信号输入、信号测试输出均采用同轴电缆，同轴电缆通过BNC接头连接。

[0023] 本发明还公开了一种高精度自适应人体生理信号测试仪的测试方法：根据如上任一项所述的高精度自适应人体生理信号测试仪的测试方法，包括：

[0024] 根据不同的传感器类型，通过自适应匹配调节电路模块选择不同的匹配电路，使得人体生理电信号准确输入高阻抗信号接收电路模块，并转化为微弱电压信号V₁；将微弱电压信号V₁经过第一级放大电路模块放大得到电压信号V₂；电压信号V₂经过电压跟随电路模块、第二级放大和低通滤波电路模块放大得到电压信号V₃；由于高阻抗信号接收电路模块、第一级放大电路模块、第二级放大和低通滤波电路模块均是采用反相输入，所以放大后的信号V₃需要反相电路模块进行再反相放大，使得最终的输出信号V₄与输入信号同相，最终输出信号V₄为输出满足记录测试要求的电压信号；并且，输出端接入信号采样完整电路模块提供后续采样基准电压，保证信号采样完整性。

[0025] 本发明涉及信号检测与处理领域，特别涉及一种适用于信号分析处理中的高精度自适应人体生理信号测试仪及测试方法。与现有技术相比，本发明的上述技术方案具有如下有益效果：

[0026] 1、解决了传感器电路与信号调理电路之间匹配问题，采用了自适应匹配调节电路，使得传感器采集的微弱信号准确地输入到信号调理电路，从而提高信号处理精度。

[0027] 2、高阻抗信号接收电路输入端设置保护环，以及围绕信号处理电路四周在PCB电路板双面设置保护环，可以防止PCB电路板中的漏电流和偏置电流进入信号输入端干扰信号测量；另外，PCB电路板四周的保护环能够防止外界的干扰信号通过信号输入和输出端进入电路板，以提高信号测量的精度。

[0028] 3、现有低频微弱信号测试仪及测试方法常选用精度比较低的放大器组成放大、滤波电路,该种测试仪内部电路复杂、测试结果误差较大、价格昂贵等,比如锁相放大器。鉴于此,本发明提供了这种高精度、稳定好、抗干扰性强、低噪声、操作简单、价格低廉的微弱信号测试仪及测试方法,能够快速、准确检测出超低频微弱信号,以实现该种信号的记录与数据处理,从而提高信号检测与处理的效率。

附图说明

[0029] 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,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,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。

[0030] 图1为按照本发明的高精度自适应人体生理信号测试仪及测试方法的一优选实施例的人体生理信号测试仪结构示意图;

[0031] 图2为按照本发明的高精度自适应人体生理信号测试仪及测试方法的图1所示实施例的PCB电路板结构示意图;

[0032] 图3为按照本发明的高精度自适应人体生理信号测试仪及测试方法的图1所示实施例的电路原理示意图;

[0033] 图4为按照本发明的高精度自适应人体生理信号测试仪及测试方法的图1所示实施例的电路结构示意图;

[0034] 图5至图10为按照本发明的高精度自适应人体生理信号测试仪及测试方法的另一优选实施例的人体脉搏实验测试结果图;

[0035] 附图标记:

[0036] 1、传感器电路信号输入端孔,2、信号测试输出端孔,3、正电源端孔,4、地线端孔,5、负电源端孔,6、参考电源端孔,7、屏蔽外壳,8、信号放大倍数调节旋钮孔,9、信号选通开关孔;

[0037] 10、电路布线区域,11、BNC接头,12、信号选通开关,13、信号放大倍数调节旋钮,14、支撑螺钉,15、PCB电路板;

[0038] 101、自适应匹配调节电路模块,102、高阻抗信号接收电路模块,103、第一级放大电路模块,104、电压跟随电路模块,105、第二级放大和低通滤波电路模块,106、信号反相放大电路模块,107、保护电路模块,108、信号采样完整电路模块。

具体实施方式

[0039] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0040] 实施例1

[0041] 为了克服人体生理信号测试在现有技术中所存在的问题,本发明实施例提出一种高精度自适应人体生理信号测试仪及测试方法。

[0042] 如图1至图4所示,本实施例所述的高精度自适应人体生理信号测试仪包括屏蔽外壳7和PCB电路板15,PCB电路板15设置有电路布线区域10、BNC接头11、信号选通开关12和信号放大倍数调节旋钮13,电路布线区域10包括自适应匹配调节电路模块101、高阻抗信号接收电路模块102、第一级放大电路模块103、电压跟随电路模块104、第二级放大和低通滤波电路模块105、信号反相放大电路模块106、保护电路模块107、信号采样完整电路模块108及其电路接线和信号I/O端口;PCB电路板15的四个边角各装置有一颗支撑螺钉14并螺钉接地;屏蔽外壳7上布设有传感器电路信号输入端孔1、信号测试输出端孔2、正电源端孔3、地线端孔4、负电源端孔5、参考电源端孔6、信号选通开关孔9和信号放大倍数调节旋钮孔8;PCB电路板15内置于屏蔽外壳7且通过四颗支撑螺钉14固定在屏蔽外壳7底面,PCB电路板15的电路接线和信号I/O端口以及BNC接头11、信号选通开关12、信号放大倍数调节旋钮13通过屏蔽外壳7上的传感器电路信号输入端孔1、信号测试输出端孔2、正电源端孔3、地线端孔4、负电源端孔5、参考电源端孔6、信号选通开关孔9、信号放大倍数调节旋钮孔8引出并与包括外部电源、传感器及传感器电路、记录仪及记录仪电路等的外部设备连接;PCB电路板15、屏蔽外壳7、信号放大倍数调节旋钮8、信号选通开关9为可拆卸式装配。

[0043] 在本实施例所述测试仪中,自适应匹配调节电路模块101用于匹配传感器电路,将人体生理信号从传感器电路输出并准确地输入到高阻抗信号接收电路102中,解决传感器电路与后续电路不匹配导致信号能量损失问题,提高了微弱信号测量精度。自适应匹配调节电路模块101的两端分别连接传感器电路与高阻抗信号接收电路模块102;自适应匹配调节电路模块101包括两个转换通道,通道1和通道2,以及通道切换开关 K_1 、散热环 S_1 、第一电阻 R_1 、第二电阻 R_2 、第三电阻 R_3 、第一电容 C_1 和第二电容 C_2 ;当传感器为有源传感器时,开关 K_1 切换到通道1;当传感器为无源传感器时,开关 K_1 切换到通道2;这样保证了传感器选择的多样性和不同类型人体生理信号测量的灵活性与适应性,同时该电路保证了传感器输出信号稳定地输入到后续高阻抗信号接收电路模块102,解决了电容因高输入阻抗积累大量电荷使得传感器输出信号输入后续高阻抗信号接收电路时产生大量信号能量损失或者不能输入的问题。

[0044] 在本实施例所述测试仪中,高阻抗信号接收电路模块102用于将传感器输入的微弱电流、电荷信号或者电压信号准确转换为微弱电压信号 V_1 ,便于后续电路对电压信号处理和分析。高阻抗信号接收电路模块102的一端连接自适应匹配调节电路模块101,另一端连接第一级放大电路模块103;高阻抗信号接收电路模块102包括高阻抗放大器 U_{g1} 、保护环P、散热环 S_2 、第四电阻 R_4 、第五电阻 R_5 和第三电容 C_3 ;第四电阻 R_4 为高阻抗放大器 U_{g1} 的负反馈电阻;第五电阻 R_5 一端接在高阻抗放大器 U_{g1} 的正相输入端,另一端接地;第三电容 C_3 为负反馈电容,与第四电阻 R_4 并联;保护环P设置在高阻抗信号接收电路信号输入端和信号输出端,防止PCB电路板15的漏电流和芯片的偏置电流的噪声信号进入信号传输回路,因此保证了目标信号测量的准确性,这对高精度测量微弱信号极其关键;散热环 S_2 设置在 U_{g1} 的负反馈回路上,用于元器件散热,降低电路热噪声。

[0045] 在本实施例所述测试仪中,第一级放大电路模块103用于将微弱电压信号 V_1 经过第一级放大得到电压信号 V_2 ,第一级放大电路模块103的放大倍数由具体信号处理的精度需求和电路结构而定。第一级放大电路模块103的一端连接高阻抗信号接收电路模块102,另一端连接电压跟随电路模块104;第一级放大电路模块103包括第一放大器 U_1 、第六电阻

R₆、第七电阻R₇、第一电位器RW₁、第四电容C₄；第六电阻R₆接在第一放大器U₁反相输入端；第七电阻R₇一端接在第一放大器U₁正相输入端，另一端接地；第一电位器RW₁接在第一放大器U₁的两个引脚上来调节前置放大的倍数，第四电容C₄与第七电阻R₇并联去噪；该放大电路仅在放大器外接一个合适电位器就能实现放大倍数1~1000倍。

[0046] 在本实施例所述测试仪中，电压跟随电路模块104用于隔离第一级与第二级放大电路，降低前后放大电路之间的相互影响。电压跟随电路模块104的两端分别连接第一级放大电路模块103、第二级放大和低通滤波电路模块105；电压跟随电路模块104包括第二放大器U₂的第一信号通道，第二放大器U₂反相输入端与输出端连接；第一级放大电路模块103输出的信号正相输入电压跟随电路模块104。

[0047] 在本实施例所述测试仪中，第二级放大和低通滤波电路模块105用于将超低频电压信号V₂经过低通滤波、第二级放大器放大得到电压信号V₃。第二级放大和低通滤波电路模块105的一端连接电压跟随电路模块104，另一端连接信号反相放大电路模块106；第二级放大和低通滤波电路模块105包括第二放大器U₂的第二信号通道、第八电阻R₈、第九电阻R₉、第十电阻R₁₀、第二电位器RW₂、第五电容C₅、第六电容C₆、第七电容C₇；第八电阻R₈、第九电阻R₉接在第二放大器U₂第二信号通道的反相输入端；第十电阻R₁₀一端接第二放大器U₂第二信号通道的正相输入端，另一端接地；第二电位器RW₂接第二放大器U₂第二信号通道的负反馈，调节放大倍数；第五电容C₅与第二电位器RW₂并联；第六电容C₆接在第二放大器U₂第二信号通道的输出端与第八电阻R₈、第九电阻R₉之间，与第二电位器RW₂、第五电容C₅组成低通滤波电路；第七电容C₇与第十电阻R₁₀并联。该放大电路与第一级放大电路共同控制整个电路的放大倍数，灵活选取微弱信号处理的放大倍数。

[0048] 在本实施例所述测试仪中，信号反相放大电路模块106用于将放大后的信号V₃进行反相放大，使得最终的输出信号V₄与输入信号同相，最终输出信号V₄为满足记录测试要求的电压信号。信号反相放大电路模块106的一端连接第二级放大和低通滤波电路模块105，另一端连接保护电路模块107；信号反相放大电路模块106包括第二放大器U₂的第三信号通道、第十一电阻R₁₁、第十二电阻R₁₂、第十三电阻R₁₃、第八电容C₈；第十三电阻R₁₃接在第二放大器U₂的第三信号通道的方向输入端；第十二电阻R₁₂和第八电容C₈并联；由于前面的前置电流-电压转换电路模块、第一级放大电路模块、第二级放大和低通滤波电路模块均是采用反相输入，因此最后需要接入信号反相模块电路来使得整个电路的输入和输出同相。

[0049] 在本实施例所述测试仪中，保护电路模块107用于电路输入、输出的过流、过压保护。保护电路模块107分别接在高阻抗信号接收电路模块102和第一级放大电路模块103之间和测试仪输出端；保护电路模块107包括保护电路一和保护电路二；高阻抗信号接收电路模块102和第一级放大电路模块103之间的保护电路一包括并联的第一二极管D₁、第二二极管D₂；测试仪输出端的保护电路二包括第十四电阻R₁₄、第一稳压管D_{w1}、第二稳压管D_{w2}；另外，为滤除外界的噪声进入测试仪，测试仪输出端并联第九电容C₉。

[0050] 在本实施例所述测试仪中，信号采样完整电路模块108用于提供后续信号采样基准电压，保证信号采样的完整性。信号采样完整电路模块108连接信号反相放大电路模块106、保护电路模块107；信号采样完整电路模块108包括基准电压源U_{ref}、第十电容C₁₀，第十一电容C₁₁、第十二电容C₁₂，基准电压源U_{ref}根据实际需要选择合适电压源；为了滤除电源噪声，第十一电容C₁₁、第十二电容C₁₂并联一端接入基准电压输入通道则另一端接地，该电路

保证了后续A/D采样电路采集信号的完整性。

[0051] 在本实施例所述测试仪中,PCB电路板15双面接入保护环,传感器电路信号输入、信号测试输出均采用同轴电缆,同轴电缆通过BNC接头11连接。测试仪的信号处理电路板双面接入保护环,使得信号处理电路包围在保护环内部,防止外界的干扰信号通过信号输入端和输出端进入电路内部,提高电路抗干扰性。另外,信号输入和输出均采用同轴电缆,减少外界对信号的干扰。

[0052] 结合图1和图2进一步说明本实施例的PCB电路板结构:为了PCB电路板装配方便和增强屏蔽功能,如图2所示,PCB电路板四角各装上一颗螺钉并螺钉接地,将PCB电路板放在屏蔽外壳内且用螺钉固定在屏蔽外壳底面;同时将PCB电路板内部的接线和信号I/O口从屏蔽外壳上的孔引出来,在测试过程中不用打开外壳,便于直接连接外部电源、传感器电路和记录仪电路等。同时,将信号选通开关和放大倍数调节旋钮外置屏蔽外壳,这样就能方便选择信号通路和灵活调节信号放大倍数,如图1所示,提高了测试工作效率。测试仪内部PCB电路板、屏蔽外壳、选通开关和放大倍数调节旋钮等各部分可拆卸装配,整体结构简单便于操作,外壳材料采用铝制材料制作而成,外壳轻便,测试仪易携带,并且采用常用电气元件,成本低,测试仪供电为 $\pm 3V \sim \pm 12V$,低功耗。

[0053] 根据如上所述的高精度自适应人体生理信号测试仪,其测试方法包括:

[0054] 根据不同的传感器类型,通过自适应匹配调节电路模块(101)选择不同的匹配电路,使得人体生理电信号准确输入高阻抗信号接收电路模块(102),并转化为微弱电压信号 V_1 ;将微弱电压信号 V_1 经过第一级放大电路模块(103)放大得到电压信号 V_2 ;电压信号 V_2 经过电压跟随电路模块(104)、第二级放大和低通滤波电路模块(105)放大得到电压信号 V_3 ;由于高阻抗信号接收电路模块(102)、第一级放大电路模块(103)、第二级放大和低通滤波电路模块(105)均是采用反相输入,所以放大后的信号 V_3 需要反相电路模块进行再反相放大,使得最终的输出信号 V_4 与输入信号同相,最终输出信号 V_4 为输出满足记录测试要求的电压信号;并且,输出端接入信号采样完整电路模块提供后续采样基准电压,保证信号采样完整性。

[0055] 通过该实施例,高精度自适应人体生理信号测试仪及测试方法所应用的电路能够准确测量频率为30Hz以下,幅值为0.01nA的微弱电流信号,测量误差为0.50%以内。另外,通过人体脉搏信号检测,信号输出信噪比为 (60 ± 2) dB,均方根误差小于 5×10^{-4} ,信号细节特征信息完整。可进一步参考实施例2的低频微弱信号检测实验和实施例3的人体脉搏信号测试实验结果。

[0056] 实施例2

[0057] 按照实施例1所述技术方案,以及结合图1至4,进行测试仪调试实验:

[0058] 信号源给检测仪分别输入频率为10~400Hz,幅值为0.55~1.18mV的标准正弦信号。为了测量检测仪的稳定性和准确性,每一信号类型取5次信号的平均值作为测量结果分析,调试实验数据处理结果如表1所示:

	输入		输出		误差	
	频率 (Hz)	幅值 (mV)	频率 (Hz)	幅值 (V)	频率误差	幅值误差
[0059]	10	1.18	9.97	1.175	0.300%	0.424%
	100	1.0	99.83	0.996	0.170%	0.400%
	200	0.8	199.93	0.797	0.350%	0.375%
	300	0.65	299.87	0.648	0.433%	0.307%
	400	0.55	399.85	0.549	0.375%	0.182%

[0060] 表1

[0061] 由表1所示检测仪调试实验数据处理结果得出,检测仪幅值误差和频率响应误差在0.5%以内,并且多次测量结果保持一致性。由此得出,高精度自适应人体生理信号测试仪能够稳定、准确测量低频微弱信号,达到了设计技术要求。

[0062] 实施例3

[0063] 按照实施例1所述技术方案,以及结合图1至4,进行人体脉搏信号检测:

[0064] 首先,连接好检测仪,将信号选通开关接上信号通路2,并测试检测仪能够正常工作;其次,将脉搏传感器固定在测试者手臂的桡动脉处并将传感器信号输出端连接检测仪输入端;然后,观察示波器上脉搏信号波形稳定后采集波形数据(此时测试者处于静息平稳状态);最后,对采样数据进行分析、处理得到无噪声干扰的脉搏信号。实验测试者为23岁和26岁无病史的女性和男性各一名,实验结果的时域和频谱信号如图5至图10所示。

[0065] 图5至图10所示脉搏实验测试结果:图5、图6、图7、图8分别为男、女性测试者脉搏波形时域图,其中,图5和图7为多周期波形,图6和图8为红框中放大波形;图9和图10分别为图5至图6、图7至图8对应的频谱图。从放大后的信号波形可以看到脉搏信号所有细节信息完整,处理后的脉搏信号均方根误差(RMSE)和信噪比(SNR)如表2(脉搏信号处理后的均方根误差和信噪比)所示:

[0066]

评价指标	男性测试者		女性测试者	
	左手	右手	左手	右手
RMSE	4.15×10^{-4}	3.32×10^{-4}	3.67×10^{-4}	3.26×10^{-4}
SNR(dB)	61.7410	59.9833	58.1352	61.9680

[0067] 表2

[0068] 根据实验结果,当输入为低频微弱电流信号时,根据电流-电压转换模块的输入电阻为 $100\text{M}\Omega$,则可以得到该检测仪能够高精度、稳定测量 0.01nA 级低频微弱电流信号。由此得出,在实际测量环境下,检测仪能够满足高精度测量低频微弱信号的要求,并且抗干扰能力强、性能稳定。

[0069] 另外,本实施例所述测试仪测量精度与现有技术中的测试仪精度对比如表3所示:

[0070]

名称	本测试仪	吉时利	Advantest	Guideline
精度	0.50%	1.00%-4.00%	0.70%	2.00%

[0071] 表3

[0072] 从表3可以得出,相比现有技术中的测试仪,本实施例的测试仪精度高。

[0073] 以上所述仅是对本发明的优选实施方式进行描述,并非是对本发明的范围进行限定;以上所述仅为本发明的具体实施方式而已,并不用于限定本发明的保护范围;在不脱离本发明设计精神的前提下,本领域普通工程技术人员对本发明的技术方案作出的任何修改、等同替换、改进等,均应落入本发明的权利要求书确定的保护范围内。

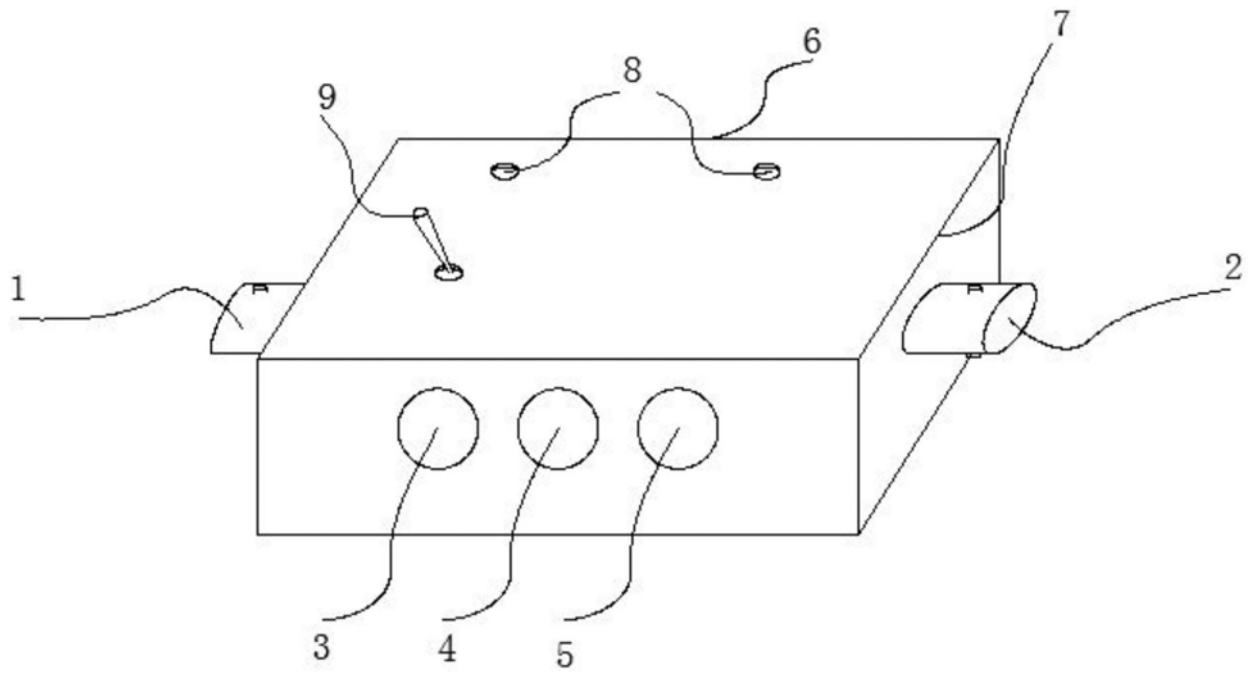


图1

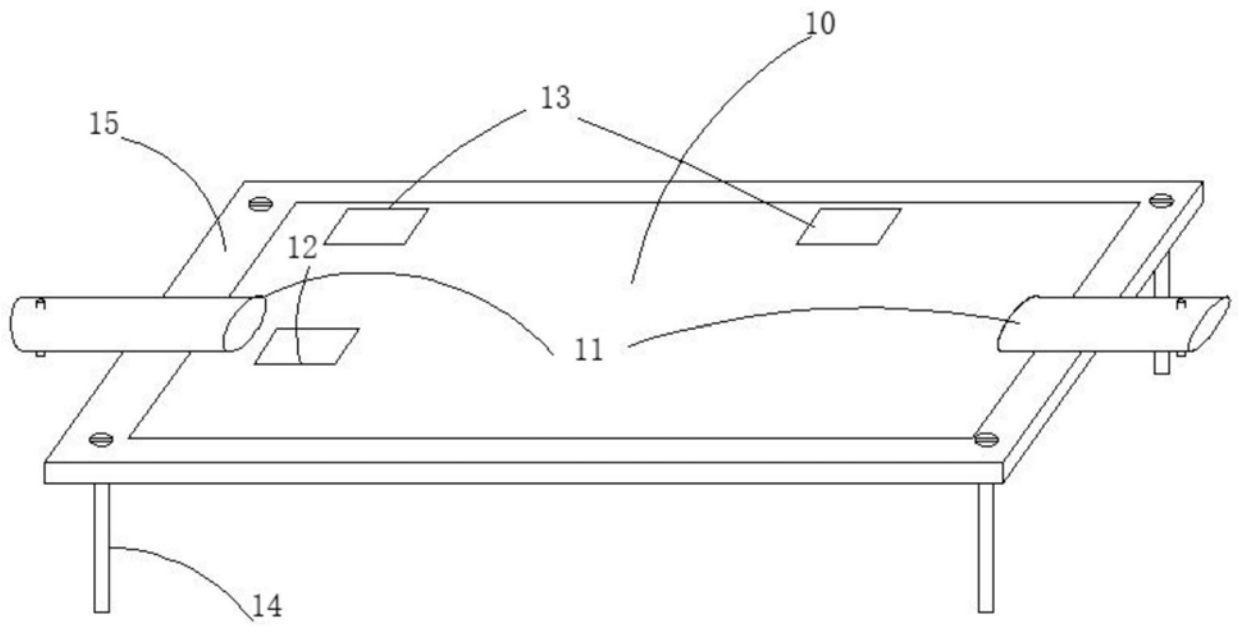


图2

人体生理信号

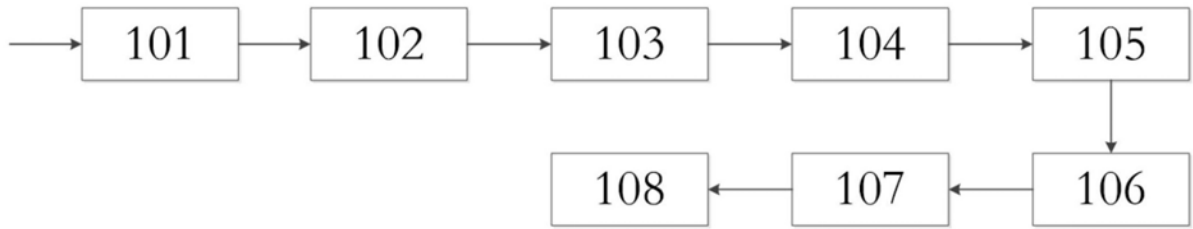
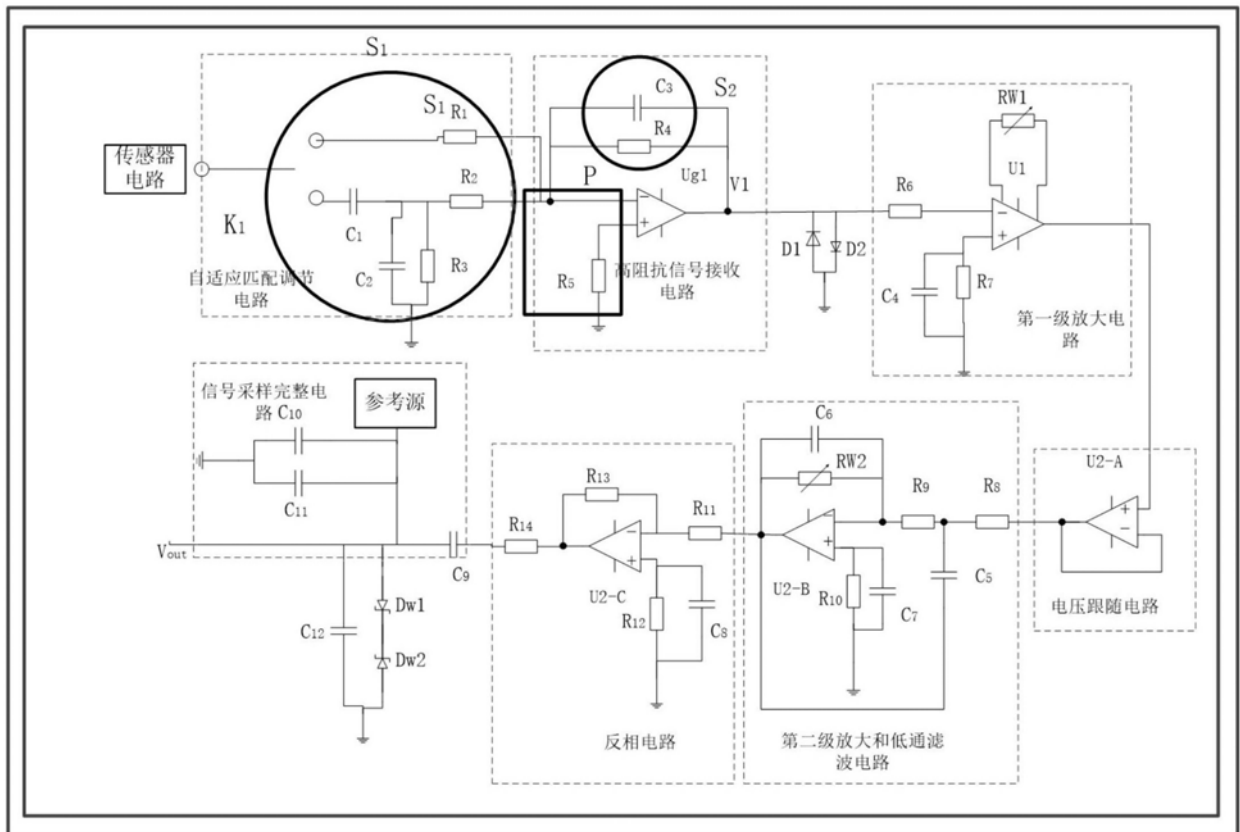


图3



保护环

图4

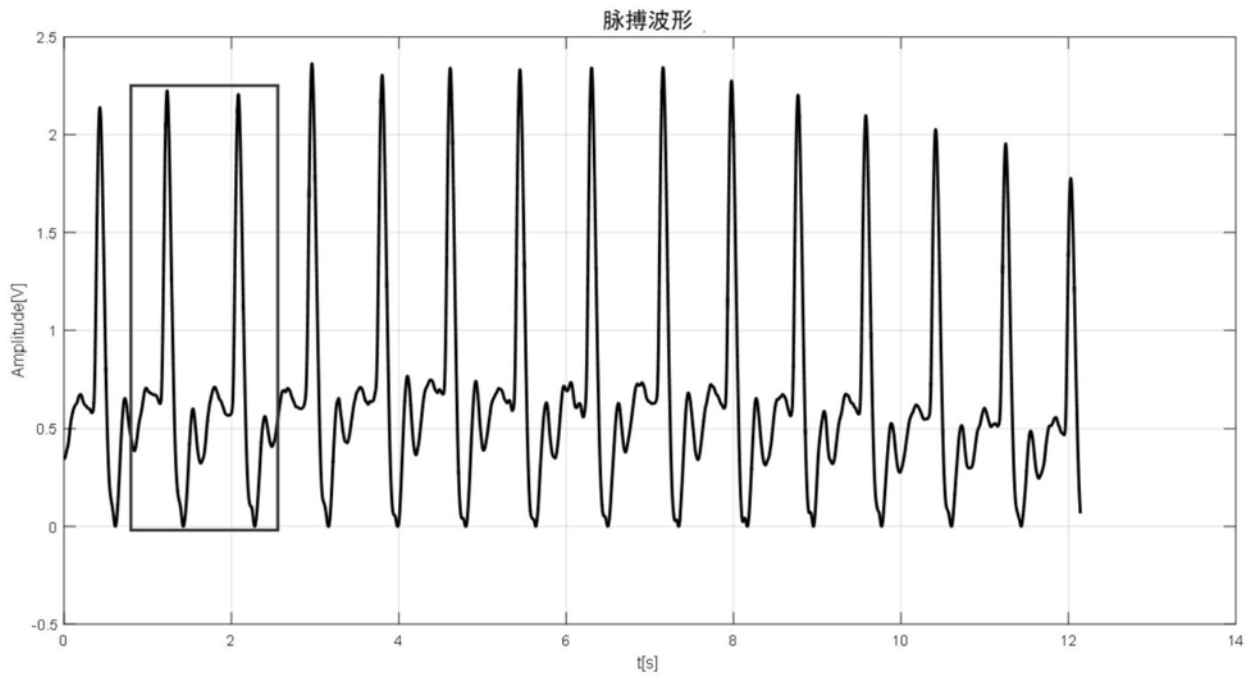


图5

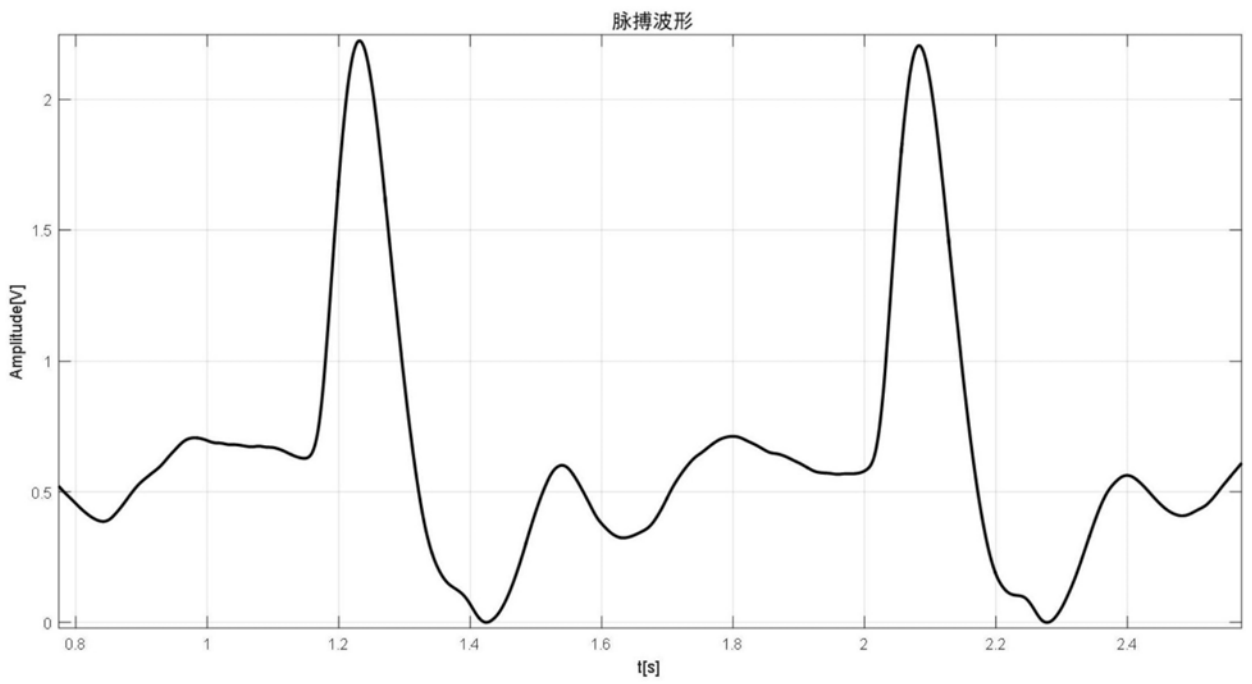


图6

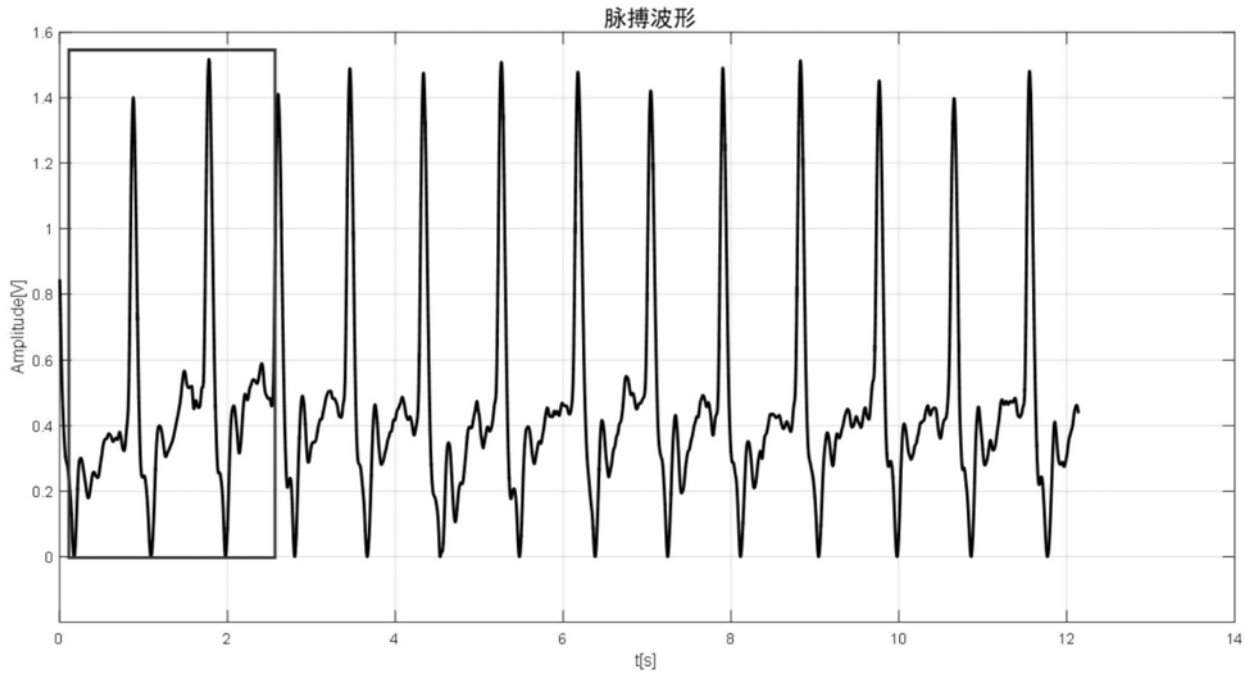


图7

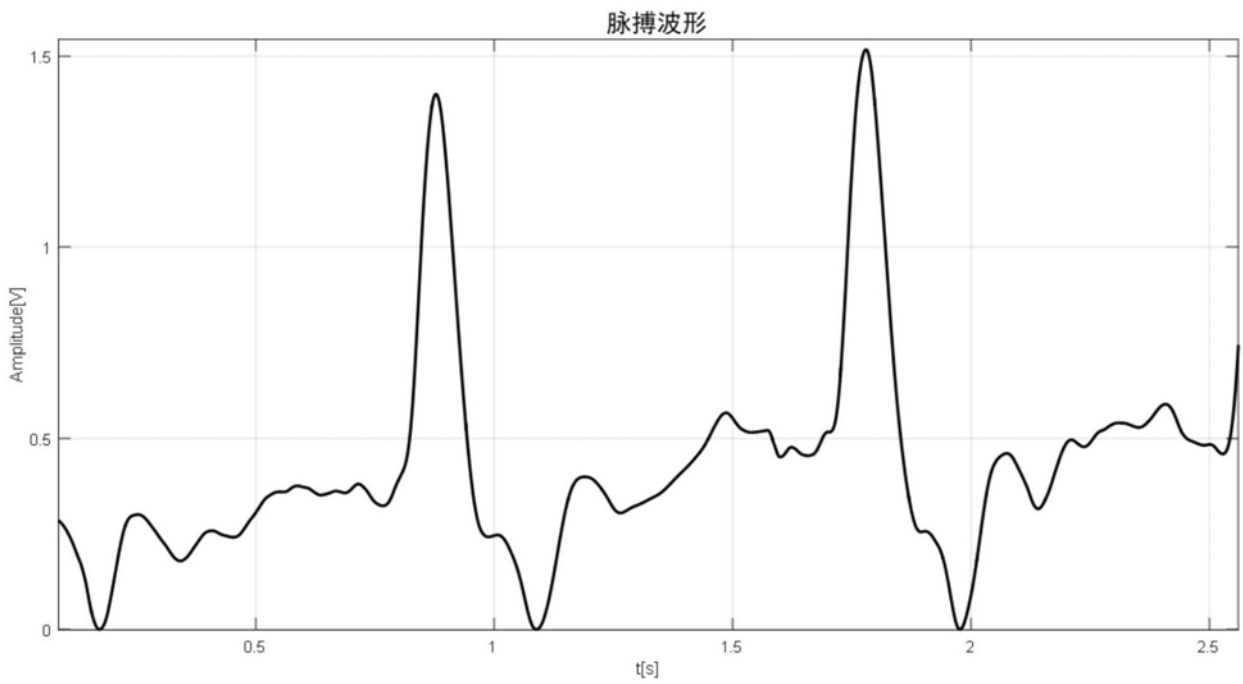


图8

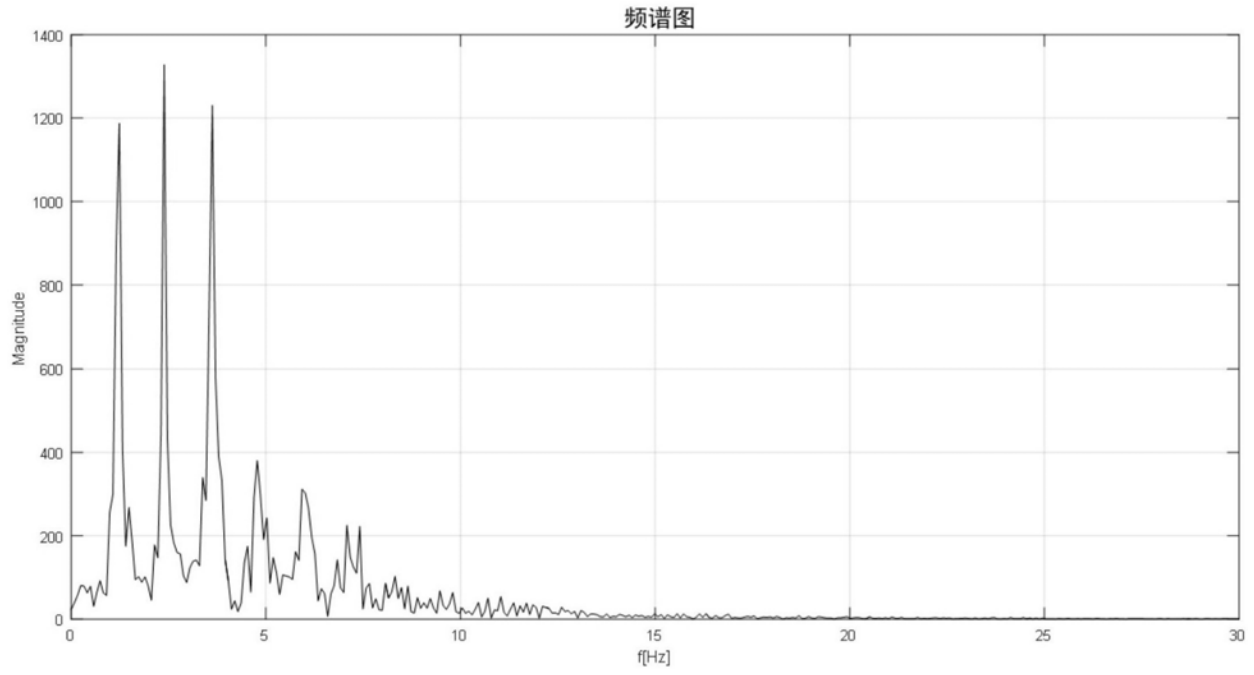


图9

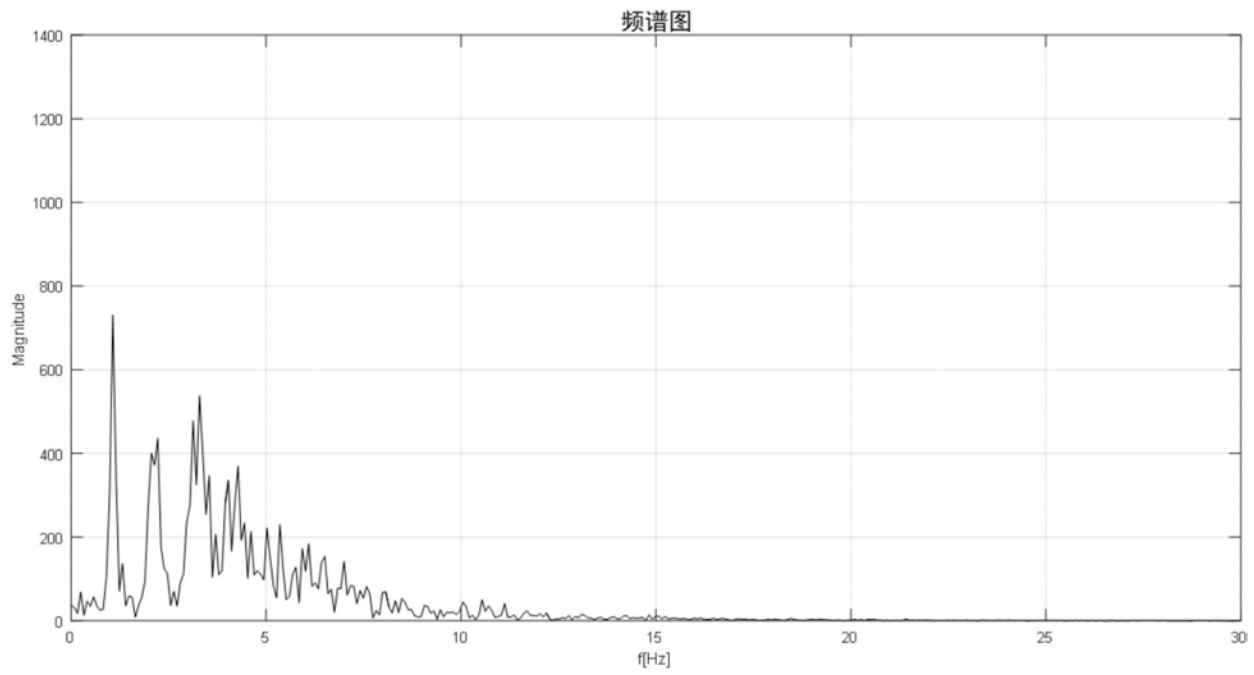


图10

专利名称(译)	一种高精度自适应人体生理信号测试仪及测试方法		
公开(公告)号	CN109620155A	公开(公告)日	2019-04-16
申请号	CN201811591619.9	申请日	2018-12-25
[标]申请(专利权)人(译)	北京理工大学		
申请(专利权)人(译)	北京理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京理工大学		
[标]发明人	韩磊 郎平 姚璐		
发明人	韩磊 郎平 姚璐 宋钦昊		
IPC分类号	A61B5/00 G06F17/50		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725 G06F30/392		
优先权	201811089789.7 2018-09-18 CN		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种高精度自适应人体生理信号测试仪及测试方法，其PCB电路板(15)设置有电路布线区域(10)、BNC接头(11)、信号选通开关(12)、信号放大倍数调节旋钮(13)，其屏蔽外壳(7)设传感器电路信号输入端孔(1)、信号测试输出端孔(2)、正电源端孔(3)等；PCB电路板(15)置于屏蔽外壳(7)内，PCB电路板(15)的电路接线和信号I/O端口及BNC接头(11)、信号选通开关(12)、信号放大倍数调节旋钮(13)通过屏蔽外壳(7)上的传感器电路信号输入端孔(1)、信号测试输出端孔(2)、正电源端孔(3)等引出并与外部设备连接。该测试仪不仅能够实现人体生理信号的记录与数据处理，而且信号检测与处理的精度高。

