



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104490387 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 08

(21) 申请号 201410474345. 0

A61B 5/00(2006. 01)

(22) 申请日 2014. 09. 17

(71) 申请人 中国科学院上海微系统与信息技术研究所

地址 200050 上海市长宁区长宁路 865 号 5 号楼 505 室

申请人 上海福格信息技术有限公司

(72) 发明人 张涸千 金庆辉 赵建龙 王晓冬

(74) 专利代理机构 上海泰能知识产权代理事务所 31233

代理人 宋纓 孙健

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006. 01)

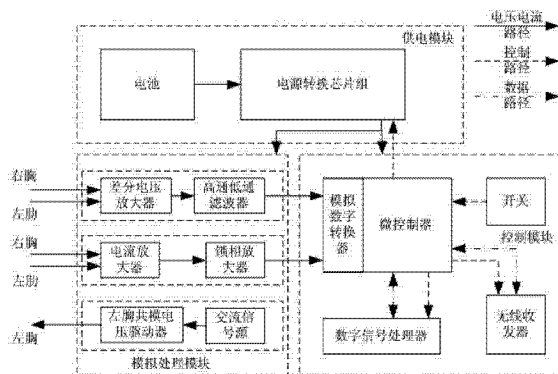
权利要求书1页 说明书5页 附图6页

(54) 发明名称

能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器

(57) 摘要

本发明涉及能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器,包括模拟处理模块、控制模块和供电模块,供电模块分别为模拟处理模块和控制模块供电,所述模拟处理模块包括:心电检测通道、皮肤电极接触阻抗检测通道和人体电压电流驱动通道,分别用于采集含有运动干扰的心电信号、采集因运动引起的皮肤电极接触阻抗信号和提供人体共模电压和交流电压电流;所述控制模块包括模数转换器、微控制器和数字信号处理器;所述数字信号处理器输入端接收含有运动干扰的心电信号转换后的数字信号,参考端接收因运动引起的皮肤电极接触阻抗信号转换后的数字信号,利用自适应算法得到移除运动干扰后的心电信号。本发明能在运动状态下获得良好的可靠的心电信号。



1. 一种能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器,包括模拟处理模块、控制模块和供电模块,所述供电模块分别为模拟处理模块和控制模块供电,其特征在于,所述模拟处理模块包括:心电检测通道、皮肤电极接触阻抗检测通道和人体电压电流驱动通道;所述心电检测通道用于采集含有运动干扰的心电信号;所述皮肤电极接触阻抗检测通道用于采集因运动引起的皮肤电极接触阻抗信号;所述人体电压电流驱动通道用于提供人体共模电压和交流电压电流;所述控制模块包括模数转换器、微控制器和数字信号处理器;所述模数转换器将收到的含有运动干扰的心电信号和因运动引起的皮肤电极接触阻抗信号转换为数字信号;所述微控制器用于与数字信号处理器实现数据传输;所述数字信号处理器输入端接收含有运动干扰的心电信号转换后的数字化的心电信号,参考端接收因运动引起的皮肤电极接触阻抗信号转换后的数字化的阻抗信号,利用自适应算法得到移除运动干扰后的心电信号。

2. 根据权利要求1所述的能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器,其特征在于,所述心电检测通道包括相互连接的放大器和滤波器;所述放大器用于将心电信号进行放大;所述滤波器用于移除部分心电信号中的干扰。

3. 根据权利要求2所述的能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器,其特征在于,所述放大器采用放大器组的结构或集成芯片的结构实现;所述滤波器采用滤波器组的方式或集成芯片滤波器的方式实现。

4. 根据权利要求1所述的能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器,其特征在于,所述皮肤电极接触阻抗检测通道包括相互连接的电流电压放大器和锁相放大器;所述电流电压放大器用于将电极上的电流与电极上的电压进行放大;所述锁相放大器用于提取交流电压电流中特定频率信号的幅度和相位。

5. 根据权利要求4所述的能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器,其特征在于,所述锁相放大器采用锁相环解调方式,经过锁相后再经滤波得到解调后的信号,再经过运算得到含有幅度和相位差值的信号。

6. 根据权利要求4所述的能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器,其特征在于,所述锁相放大器采用一个相位或多个不同相位的参考信号分别和低信噪比信号运算,再经过滤波处理后得到所需低信噪比信号的幅度值与相位值。

7. 根据权利要求1所述的能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器,其特征在于,所述人体电压电流驱动通道包括相互连接的左胸共模电压驱动器和交流信号源;所述交流信号源用于产生一个或多个交流电流;所述左胸共模电压驱动器用于驱动施加在人体上的共模反馈电位和施加在人体上的交流电流。

8. 根据权利要求1所述的能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器,其特征在于,所述数字信号处理器采用数字信号处理算法得到移除运动干扰后的心电信号。

能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域中的身体健康监护仪器、移动式人体心电体征监测仪器,特别是涉及一种能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器。

背景技术

[0002] 随着全球人口预期寿命的提升,全球各国老龄化趋势已经十分明显。老龄化影响医疗卫生支出的机制主要通过医疗技术、医疗保险等资源向老龄人口倾斜,而老年人的健康状况又决定其花费医疗保险的总量和使用先进医疗技术的次数。发达国家已经采取措施尽量改善老龄人口的健康状况,控制医疗卫生支出过快增长。为了减少老年人前往医院就医的次数,增加老年人患病后及时救治的成功率和生存率,远程医疗将在未来成为世界各国医疗服务体系中重要的一部分。

[0003] 心脏疾病是造成人类死亡的三大疾病之一,体表心电信号是心脏电生理状态的反映。到目前为止心电图已经成为临床诊断心脏病的主要工具。心脏病的发病具有偶然性、突发性和一过性。因此,有必要对被监测者的心电信号进行长时间的记录和分析。无线动态心电检测系统就是对现有动态心电监护系统的改进和升级,能够对心血管病人进行实时长期的监护。在其发病时提供及时的报警,获得更快的救治,增加生存几率。

[0004] 心电监护只有在采集到良好的心电信号后,才可能对其做进一步的处理和分析。而无线动态监护的特点是在医院外对患者的监护,患者处于运动状态。现有的动态心电图仪在运动状态下会失真,也会产生较多的假阳性误判。

发明内容

[0005] 本发明所要解决的技术问题是提供一种能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器,能在运动状态下获得良好的可靠的心电信号,可以作为医疗诊断的原始数据。

[0006] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案是:提供一种能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器,包括模拟处理模块、控制模块和供电模块,所述供电模块分别为模拟处理模块和控制模块供电,所述模拟处理模块包括:心电检测通道、皮肤电极接触阻抗检测通道和人体电压电流驱动通道;所述心电检测通道用于采集含有运动干扰的心电信号;所述皮肤电极接触阻抗检测通道用于采集因运动引起的皮肤电极接触阻抗信号;所述人体电压电流驱动通道用于提供人体共模电压和交流电压电流;所述控制模块包括模数转换器、微控制器和数字信号处理器;所述模数转换器将收到的含有运动干扰的心电信号和因运动引起的皮肤电极接触阻抗信号转换为数字信号;所述微控制器用于与数字信号处理器实现数据传输;所述数字信号处理器输入端接收含有运动干扰的心电信号转换后的数字化的心电信号,参考端接收因运动引起的皮肤电极接触阻抗信号转换后的数字化的阻抗信号,利用自适应算法得到移除运动干扰后的心电信号。

[0007] 所述心电检测通道包括相互连接的放大器和滤波器;所述放大器用于将心电信号进行放大;所述滤波器用于移除部分心电信号中的干扰。

[0008] 所述放大器采用放大器组的结构或集成芯片的结构实现；所述滤波器采用滤波器组的方式或集成芯片滤波器的方式实现。

[0009] 所述皮肤电极接触阻抗检测通道包括相互连接的电流电压放大器和锁相放大器；所述电流电压放大器用于将电极上的电流与电极上的电压进行放大；所述锁相放大器用于提取交流电压电流中特定频率信号的幅度和相位。

[0010] 所述锁相放大器采用锁相环解调方式，经过锁相后再经滤波得到解调后的信号，再经过运算得到含有幅度和相位差值的信号。

[0011] 所述锁相放大器采用一个相位或多个不同相位的参考信号分别和低信噪比信号运算，再经过滤波处理后得到所需低信噪比信号的幅度值与相位值。

[0012] 所述人体电压电流驱动通道包括相互连接的左胸共模电压驱动器和交流信号源；所述交流信号源用于产生一个或多个交流电流；所述左胸共模电压驱动器用于驱动施加在人体上的共模反馈电位和施加在人体上的交流电流。

[0013] 所述数字信号处理器采用数字信号处理算法得到移除运动干扰后的心电信号。

[0014] 有益效果

[0015] 由于采用了上述的技术方案，本发明与现有技术相比，具有以下优点和积极效果：本发明采用阻抗检测模块来提取运动造成的电极皮肤接触阻抗变化，提供给信号处理系统分析，从而能够抑制运动造成的心电信号干扰，可以正常地检测运动人体的心电信号。本发明具有无线收发功能，可以实现远程的心脏病监护。

附图说明

[0016] 图 1 是本发明的结构示意图；

[0017] 图 2 是本发明中便携式设备与人体组成统一系统的结构图；

[0018] 图 3 是本发明中模拟高通低通滤波器模块的原理图；

[0019] 图 4 是本发明中差分电压放大和电流放大模块的原理图；

[0020] 图 5 是本发明中左胸共模电压驱动模块的原理图；

[0021] 图 6 是本发明中锁相放大器的原理图；

[0022] 图 7 是本发明中数字信号处理模块中自适应算法的结构图。

具体实施方式

[0023] 下面结合具体实施例，进一步阐述本发明。应理解，这些实施例仅用于说明本发明而并不用于限制本发明的范围。此外应理解，在阅读了本发明讲授的内容之后，本领域技术人员可以对本发明作各种改动或修改，这些等价形式同样落于本申请所附权利要求书所限定的范围。

[0024] 本发明的实施方式涉及一种能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器，如图 1 所示，包括模拟处理模块、控制模块和供电模块，所述供电模块分别为模拟处理模块和控制模块供电，所述模拟处理模块包括：心电检测通道、皮肤电极接触阻抗检测通道和人体电压电流驱动通道；所述心电检测通道用于采集含有运动干扰的心电信号；所述皮肤电极接触阻抗检测通道用于采集因运动引起的皮肤电极接触阻抗信号；所述人体电压电流驱动通道用于提供人体共模电压和交流电压电流；所述控制模块包括模数转换器、微控制器

和数字信号处理器；所述模数转换器将收到的含有运动干扰的心电信号和因运动引起的皮肤电极接触阻抗信号转换为数字信号；所述微控制器用于与数字信号处理器实现数据传输；所述数字信号处理器输入端接收含有运动干扰的心电信号转换后的数字信号，参考端接收因运动引起的皮肤电极接触阻抗信号转换后的数字信号，利用自适应算法得到移除运动干扰后的心电信号。

[0025] 其中，供电模块包括电池和电源管理模块。电池可以使用标称值为 3.7V 的锂离子电池，也可以使用以其它化学元素为介质的电压值接近的电池组（例如使用 1 节 3.7V 的锂电池或 2 节 1.5V 的镍氢电池）。电池还可以通过电源转换芯片将其输出电压转换为 +5V、+3.3V 和 +10V 四种电压。电源管理模块可以采用插入电源线的方式为电池充电，也可以采用无线充电的方式为电池充电，并保证电池不会因充电不当而损坏。电源管理模块还可以在使用过程中记录电池剩余电量，也可以在电池电量过低时关闭系统的供电，保证系统的工作正常。

[0026] 所述模拟处理模块包括：心电检测通道，皮肤电极接触阻抗检测通道和人体电压电流驱动通道，分别用于采集心电信号、皮肤电极接触阻抗信号，还有提供人体共模电压和交流电流。对于单导联的心电检测而言，上述各个通道只需一个即可。

[0027] 所述心电检测通道包括相互连接的差分放大器和高通低通滤波器；所述差分放大器用于将微弱低信噪比的心电信号进行差分放大；所述高通低通滤波器用于组成适合心电信号采集的通频带，以模拟的方式移除部分心电信号中的干扰。

[0028] 所述心电检测通道采用普通的两根心电导联线与人体表面的导电胶电极连接，电极摆放位置采用运动心电图的标准位置：左胸、右胸和左肋，如图 2 所示。其中，电极可以为普通的带有导电胶层的医用电极，无需对电极做额外的改动；也可以是新型的没有导电胶的电极。所述电极不仅用于检测心电信号，还能够同时检测皮肤和电极之间的接触阻抗。本发明中的运动干扰产生于人在走路、慢跑、自行车运动中上肢的活动，上肢运动会拉伸和挤压上半身的皮肤和肌肉，从而改变皮肤与电极的接触界面状态，造成接触电阻的改变。

[0029] 差分电压放大器采用单芯片集成的仪表放大器，本实施例中使用了 AD620。所述高通低通滤波器采用了集成芯片运算放大器和电阻电容反馈的组合，见图 3。高通低通滤波器由电容 B. 2. 1 和电阻 B. 2. 2 组成的高通滤波器和由电阻 B. 2. 3、电容 B. 2. 4、电阻 B. 2. 5 和运算放大器 B. 2. 6 组成的低通滤波器级联而成。由于心电信号的频率范围是 0.05Hz ~ 100Hz，所以采用带通滤波器将经过差分放大后的心电信号中低于 0.05Hz 和高于 100Hz 的频率信号衰减，而保留 0.05Hz ~ 100Hz 频率范围内的有效信号。

[0030] 所述皮肤电极接触阻抗检测通道包括相互连接的电流放大器和锁相放大器；所述电流放大器用于将流过电极的交流电流转换为交流电压；所述锁相放大器用于提取交流电压中特定频率电压信号的幅度和相位。其中，特定频率电压信号可以为正弦波、方波、锯齿波等常用的波形。

[0031] 电流放大器可以采用电流放大器和积分器组的方式实现，如图 4 所示，采用了集成芯片运算放大器和电阻反馈的组合。仪表放大器 B. 1. 1 用来做差分放大器，将右胸和左肋电极上的差分电压转换为单端的心电信号。右胸和左肋分别有一个独立的缓冲器 B. 3. 1 和 B. 3. 2 将流过人体的交流电流的等效电压独立的检测出来。

[0032] 所述锁相放大器可以采用单相位锁相环解调方式先将低信噪比信号与参考信号

经过锁相环运算后使两者相位一致,再将锁相后的这两个信号相乘,经过滤波后得到解调后的信号,再经过低通滤波得到含有幅度和相位差值的信号。所述锁相放大器也可以采用两个相位相差 90 度的参考信号分别和低信噪比信号相乘,经过滤波和矢量求和后得到所需低信噪比信号的幅度值。本实施例中,所述锁相放大器采用了两颗集成芯片乘法器进行正交相位解调,其使用的乘法器芯片为 AD633。如图 6 所示,信号输入为电流放大器输出端的电压,参考信号经过移相 90 度 B. 4. 1 后组成了一组相互正交的信号 X、Y。经过乘法器 B. 4. 2 的解调后得到输入信号与参考信号 X、Y 乘积,其中参考信号 X、Y 是相互正交的正弦信号。上述乘积结果经过低通滤波器后得到低频项。两个低频项由矢量和放大器 B. 4. 4 运算得到最后的信号幅度输出。

[0033] 所述人体电压电流驱动通道包括相互连接的左胸共模电压驱动器和交流信号源;所述交流信号源用于产生一个或多个交流电流;所述左胸共模电压驱动器用于驱动施加在人体上的共模反馈电位和施加在人体上的交流电流。

[0034] 值得一提的是,接触阻抗信号和电极一一对应,且采用在左胸驱动参考电极上施加特定频率的交流电流,在其余各个电极上检测该频率的交流电压,阻抗就等于交流电压的幅度除以交流电流的幅度。

[0035] 所述交流信号源由积分器、数字模拟转换器和集成芯片交流信号发生器产生交流电压信号,在由放大器缓冲后传输至所述左胸共模电压驱动器。本实施例中,交流信号源采用集成芯片信号发生器 AD9837 实现。

[0036] 所述左胸共模电压驱动器可以采用放大器和积分器或数字模拟转换器的组合,在保证不超过人体安全电流和电压的前提下,提供稳定人体共模电压的驱动电压,以及提供阻抗检测所需要的一个或多个交流电流。本实施例中左胸共模电压驱动器采用集成芯片运算放大器和电阻反馈的组合实现,见图 5。左胸的共模电压等于积分电路采集到的右胸和左肋的平均电压。交流电压源 B. 5. 2 提供了注入人体的特定频率交流电流。限流电阻 B. 5. 1 保证了在极端情况下人体不会流过高于安全限制的电流。

[0037] 所述控制模块包括模数转换器、微控制器、开关、无线收发器和数字信号处理器。

[0038] 其中,所述模拟数字转换器采用了集成在微控制器内的模拟数字转换模块。具有 12 位精度和 12 个外部输入端口。本实施例中所述微控制器采用 MSP430 芯片,具有低功耗高速指令运算能力,也具备丰富的外部接口。

[0039] 开关采用了按压式微动按键,通过按键状态改变传输给微控制器的电压,触发微控制器程序的中断。

[0040] 无线收发器可以采用短距通讯技术,如:蓝牙、ZigB. ee、UWB. 等低功耗近场无线通讯解决方案;也可以采用广域网通讯技术,如:2G、3G、4G 等数据链解决方案。本实施例中无线收发器采用了蓝牙 4. 0V 版本的芯片 CC2540,提供了低功耗高速的无线传输数据功能。

[0041] 整体系统工作过程如下:i. 安装上电池后,微控制器开始工作,且处于低功耗休眠状态。此状态下除了微控制器和电源转换芯片组中给微控制器提供电源的部分需要电池供电外,其它模块都不需要外界的供电处于休眠状态。ii. 当开关按下后,触发微控制器内部的中断,在辨别了开关的按压确实为有效按压动作后,微控制器进入工作模式。此时,整个系统进入工作模式,所有系统都开始工作。iii. 在工作模式中,模拟处理模块会将人体表面微弱的心电信号经过心电检测通道做预处理;也会通过皮肤电极接触阻抗检测通道处

理特定频率的电流信号；同时通过左胸驱动通道在人体上施加共模电压信号和交流电流信号。心电检测通道和皮肤电极接触阻抗检测通道的处理结果会传输给模拟数字转换器转换为数字信号，之后的数字信号传输至数字信号处理器，经过自适应算法运算后通过 SPI 接口再送回给由微控制器。微控制器最后将处理好的数字信号通过 SPI 接口传输给无线收发器，由无线收发器发送至便携式终端或远程服务器。

[0042] 其中，所述数字信号处理器可以采用最小均方算法、递归最小均方算法、最小二乘算法等常用的自适应滤波系数调整算法，也可以采用固定步长收敛因子、变步长收敛因子等常用的收敛因子算法。如图 7 所示，含有运动干扰的心电信号 $d(k)$ 和皮肤电极接触阻抗信号 $xz1(k)$ 的加权项 $yz1(k)$ 求和后得到没有运动干扰的心电信号 $e(k)$ 。由于皮肤电极接触阻抗信号与心电信号中的运动干扰有很强的相关性，且与心电信号中的生理电信号没有相关性，自适应滤波器可以根据阻抗信号来移除运动干扰。该滤波器的算法在数字信号处理模块中以数字程序的方式来实现。

[0043] 不难发现，本发明的设备功耗低、便携性好，可以在运动中得到没有运动干扰的心电信号。尤其是本发明在检测心电信号的同时也提取了皮肤电极接触阻抗信号，并通过阻抗信号来计算运动干扰，并采用自适应滤波器技术来移除运动干扰，是一种全新的技术发明，也是对现有的实时心电检测系统的有效补充，可以大大提升心电检测设备的使用范围。

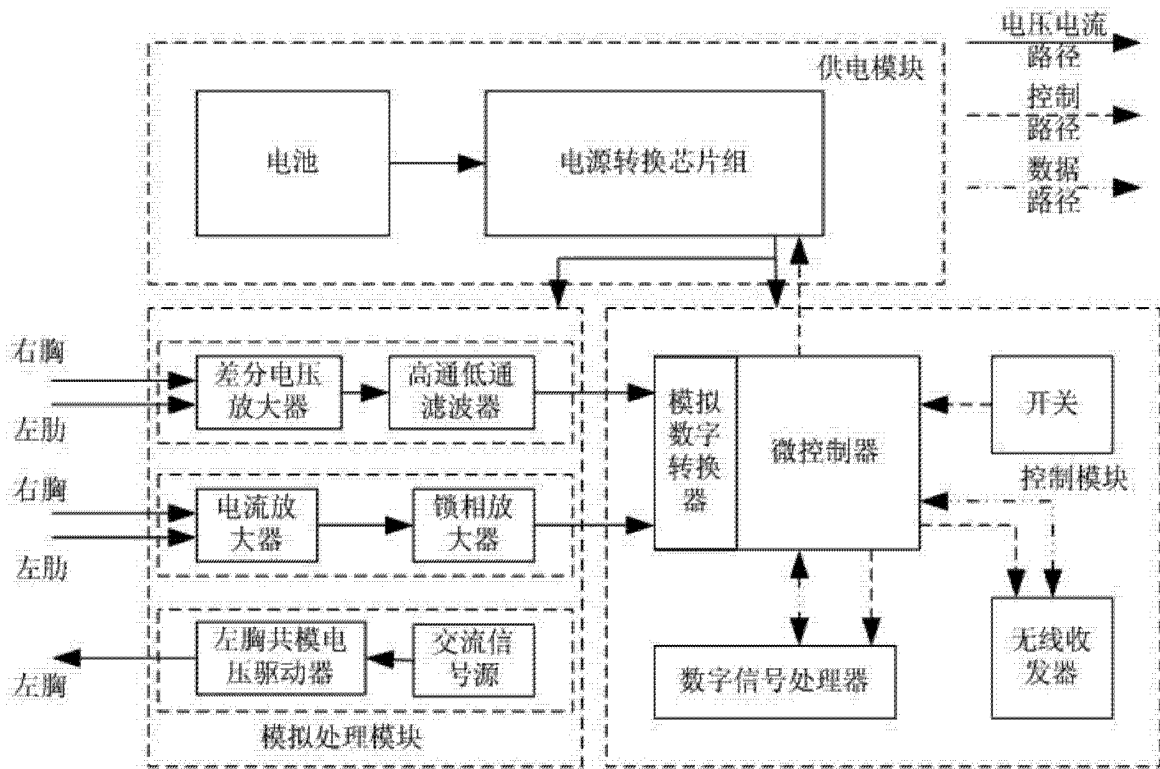


图 1

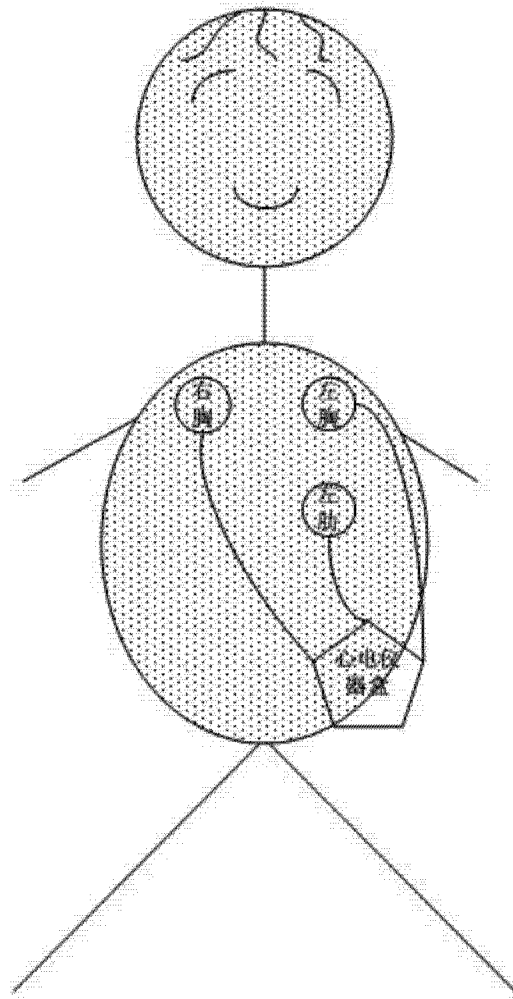


图 2

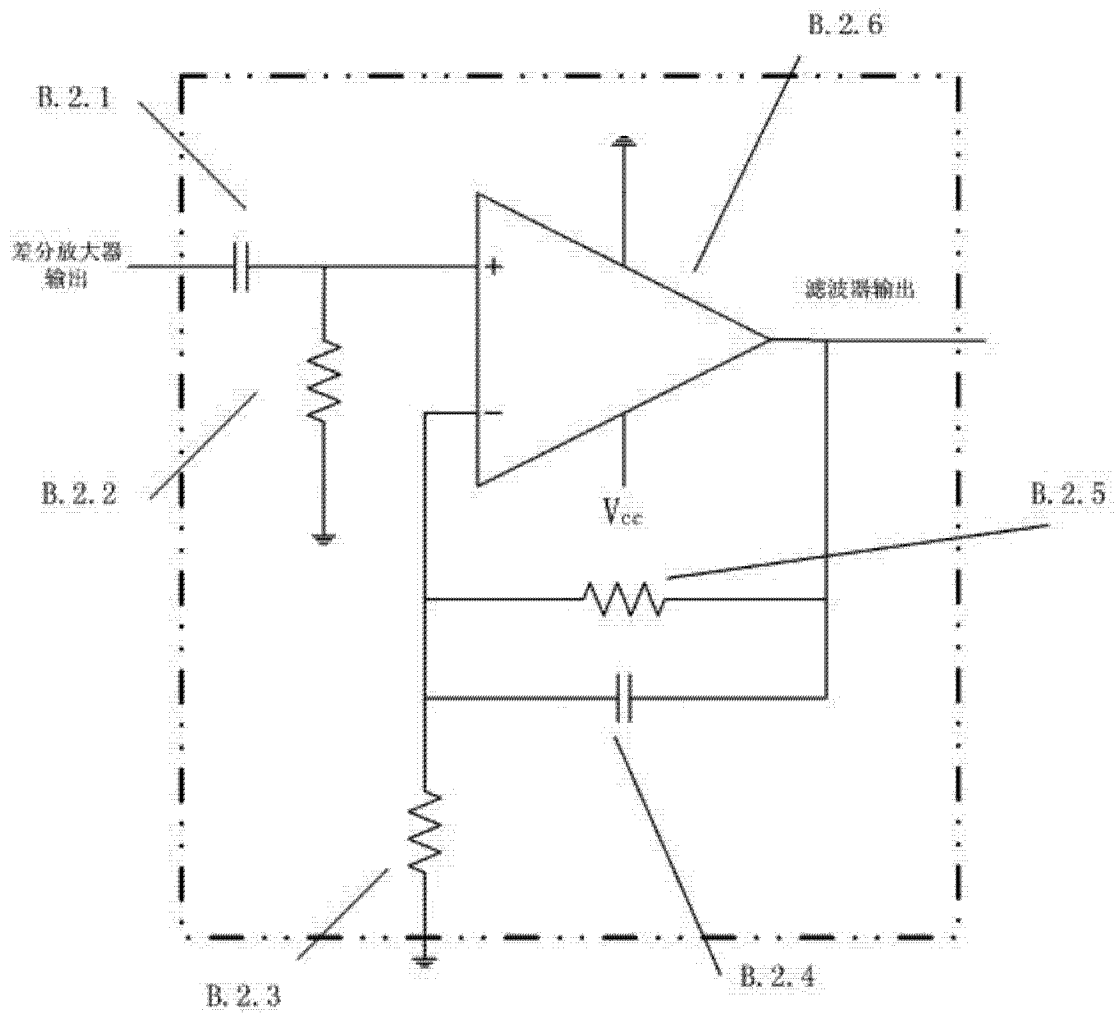


图 3

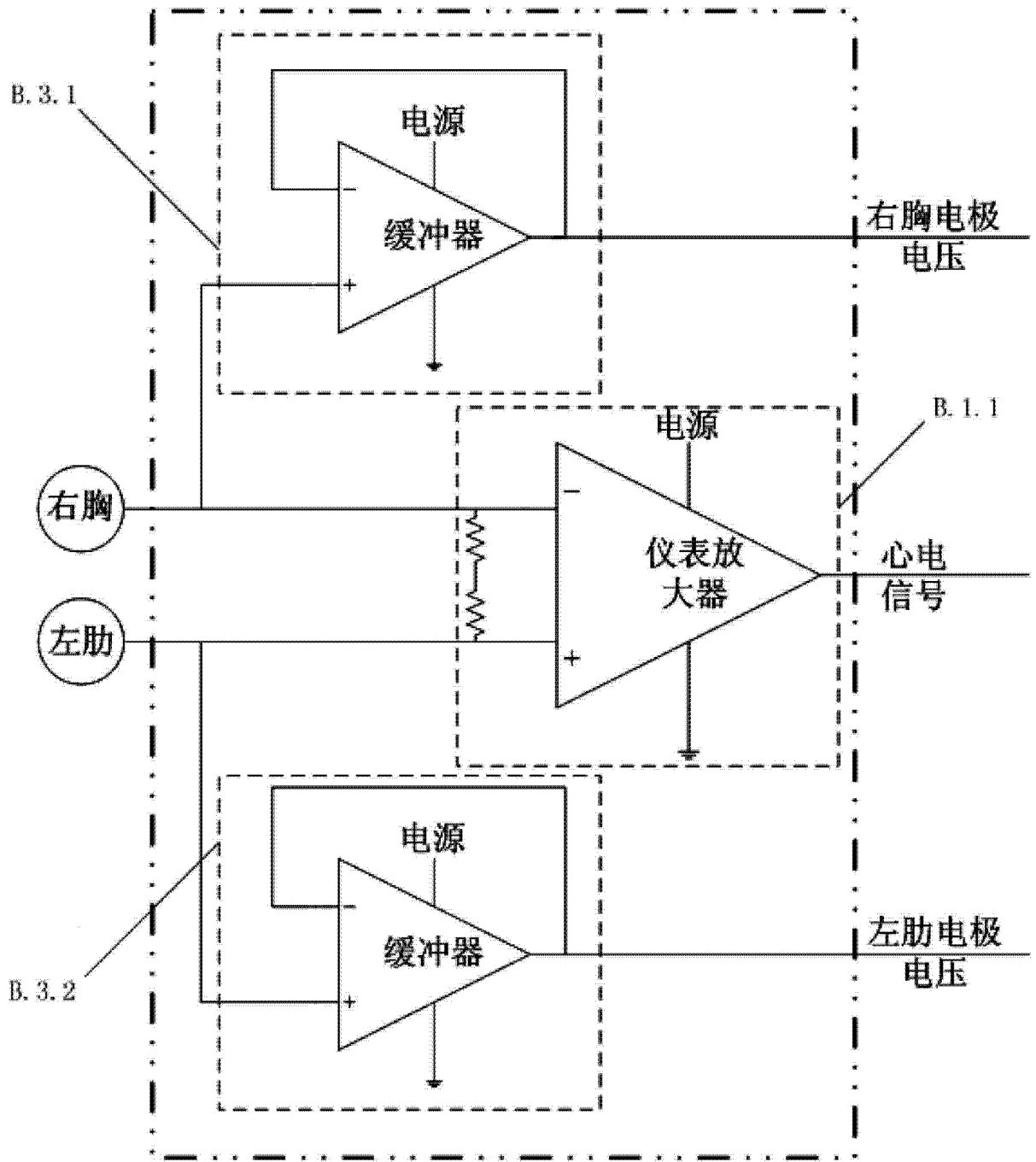


图 4

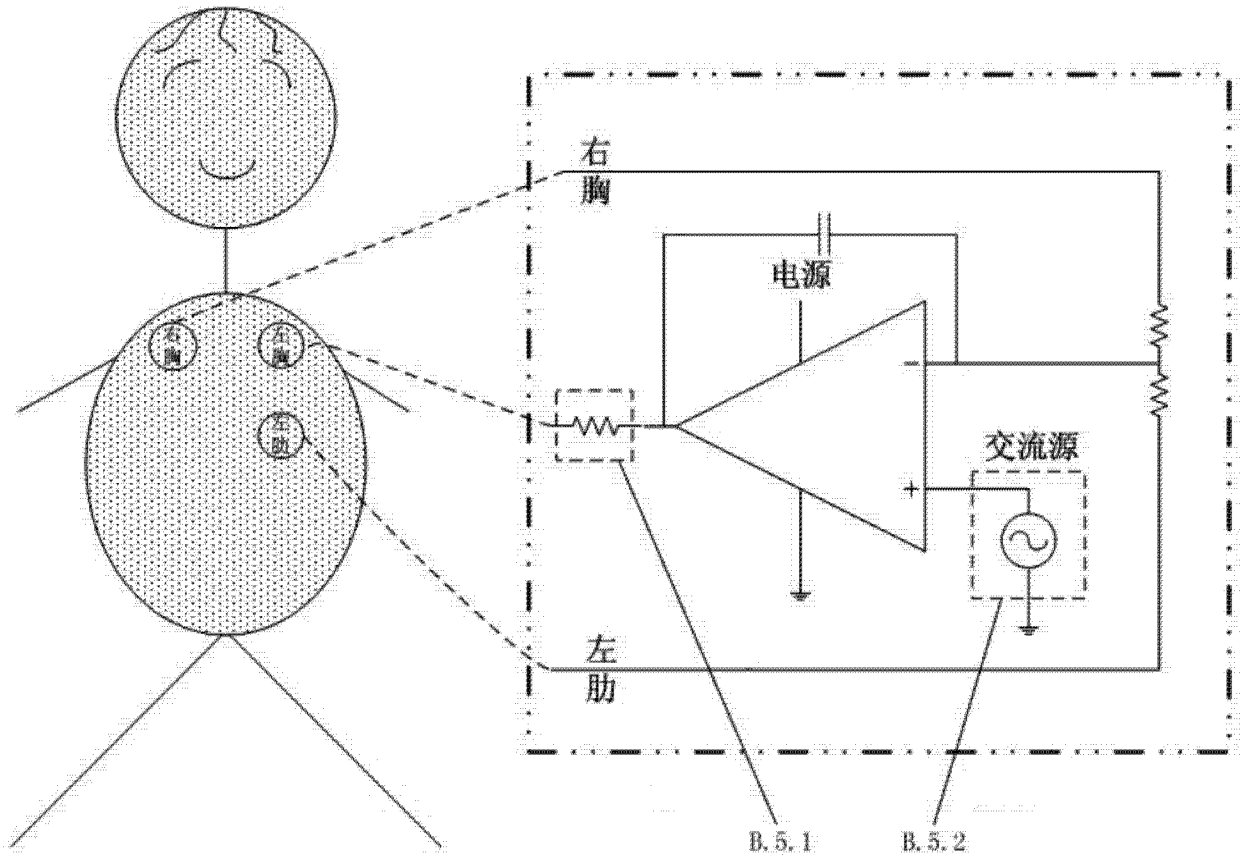


图 5

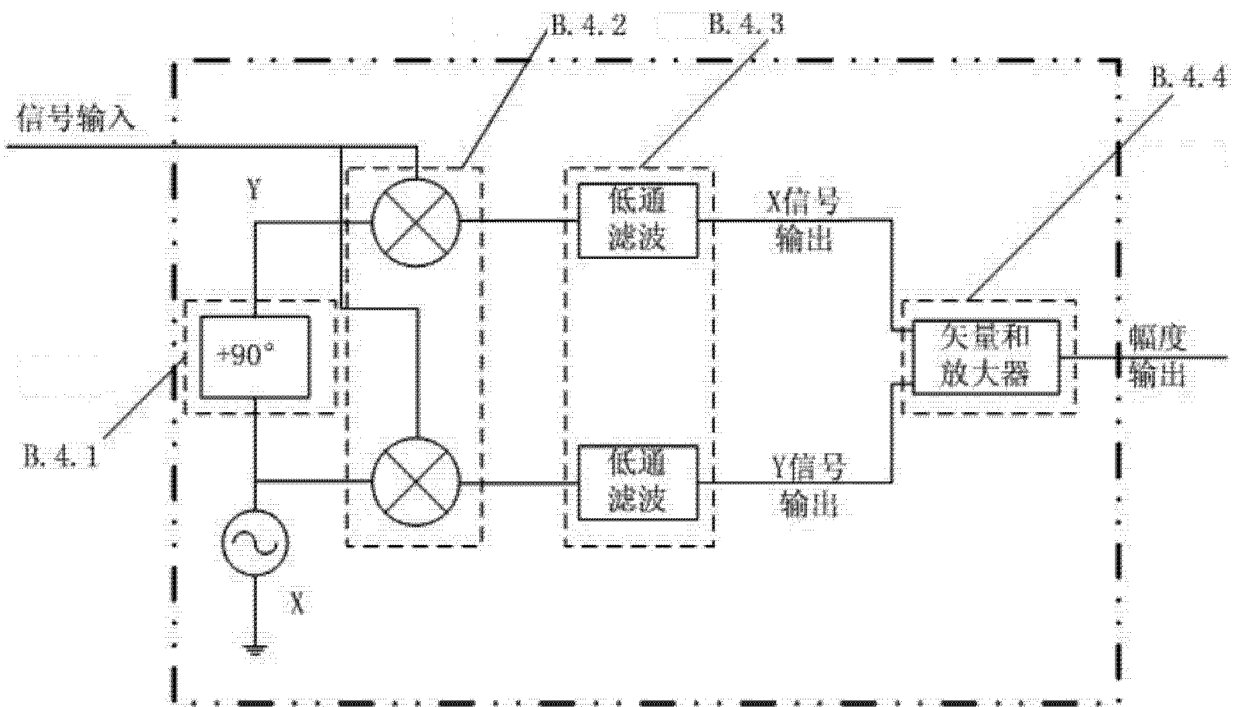


图 6

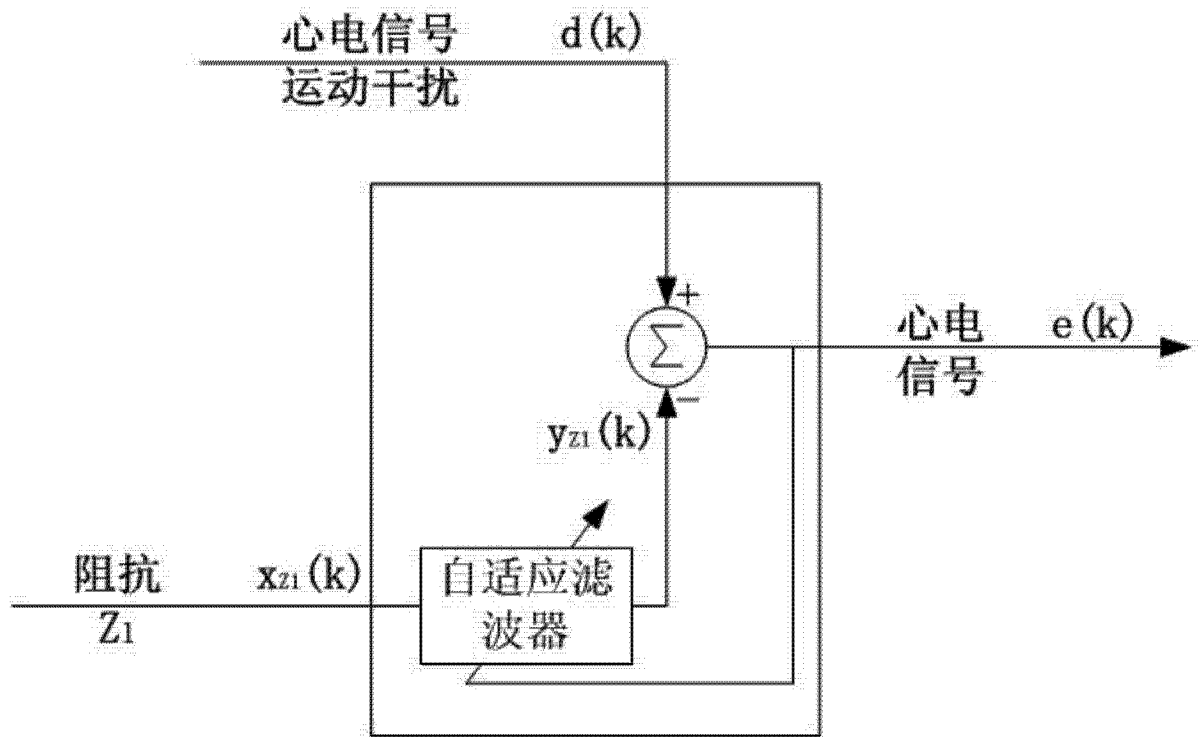


图 7

专利名称(译)	能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器		
公开(公告)号	CN104490387A	公开(公告)日	2015-04-08
申请号	CN201410474345.0	申请日	2014-09-17
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院上海微系统与信息技术研究所 上海福格信息技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	中国科学院上海微系统与信息技术研究所 上海福格信息技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院上海微系统与信息技术研究所 上海福格信息技术有限公司		
[标]发明人	张涓千 金庆辉 赵建龙 王晓冬		
发明人	张涓千 金庆辉 赵建龙 王晓冬		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402		
代理人(译)	孙健		
其他公开文献	CN104490387B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及能够抑制运动干扰的无线便携与穿戴式心电检测器，包括模拟处理模块、控制模块和供电模块，供电模块分别为模拟处理模块和控制模块供电，所述模拟处理模块包括：心电检测通道、皮肤电极接触阻抗检测通道和人体电压电流驱动通道，分别用于采集含有运动干扰的心电信号、采集因运动引起的皮肤电极接触阻抗信号和提供人体共模电压和交流电压电流；所述控制模块包括模数转换器、微控制器和数字信号处理器；所述数字信号处理器输入端接收含有运动干扰的心电信号转换后的数字信号，参考端接收因运动引起的皮肤电极接触阻抗信号转换后的数字信号，利用自适应算法得到移除运动干扰后的心电信号。本发明能在运动状态下获得良好的可靠的心电信号。

