



# (12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 206792404 U

(45)授权公告日 2017. 12. 26

(21)申请号 201720072711.9

(22)申请日 2017.01.20

(73)专利权人 深圳诺康医疗设备股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区科技南  
八道2号豪威科技大厦7E-b

(72)发明人 罗申 甘健斌 谢静 邓成坤  
熊贤志

(74)专利代理机构 北京金讯知识产权代理事务  
所(特殊普通合伙) 11554

代理人 黄剑飞

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

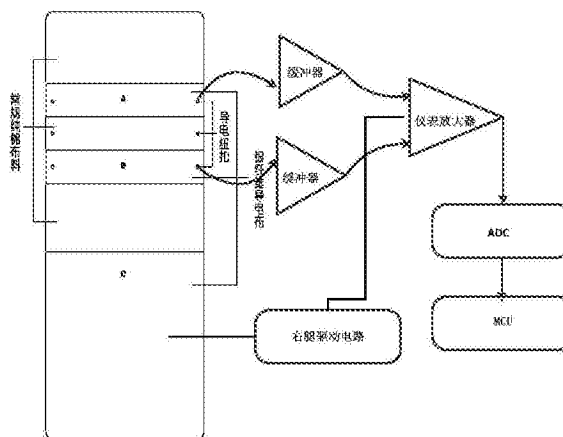
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)实用新型名称

心电信号采集前端

(57)摘要

本公开提供了一种心电信号采集前端,包括:第一上肢电极、第二上肢电极、仪表放大器以及模数转换器,第一上肢电极和第二上肢电极分别通过缓冲器与仪表放大器相连,所述仪表放大器的输出端连接到所述模数转换器的输入端。



1. 一种心电信号采集前端,包括:第一上肢电极、第二上肢电极、仪表放大器以及模数转换器,其特征在于第一上肢电极和第二上肢电极分别通过缓冲器与仪表放大器相连,所述仪表放大器的输出端连接到所述模数转换器的输入端。

2. 根据权利要求1所述的心电信号采集前端,其特征在于还包括高通滤波器,所述仪表放大器的输出端通过所述高通滤波器连接到所述模数转换器的输入端。

3. 根据权利要求1所述的心电信号采集前端,其特征在于还包括第三下肢电极和右腿驱动电路,经过右腿驱动电路反相处理的共模电压经所述第三下肢电极导入用户的下肢。

4. 根据权利要求2所述的心电信号采集前端,其特征在于所述高通滤波器滤出频率为0.05赫兹或以下的信号从而消除基线干扰。

5. 根据权利要求4所述的心电信号采集前端,其特征在于所述第一上肢电极、第二上肢电极、下肢柔性电极都布置在一床垫的三个部分,使得用户在卧于床垫上时,第一上肢电极和第二上肢电极与人体上肢接触采集人体心电信号,而人体下肢接触下肢柔性电极以便接收右腿驱动电路输出的反相共模信号。

6. 根据权利要求5所述的心电信号采集前端,其特征在于所述下肢柔性电极的宽度可覆盖人体的全部下肢。

7. 根据权利要求6所述的心电信号采集前端,其特征在于第一上肢电极、第二上肢电极、以及下肢柔性电极为银纤维电极。

8. 根据权利要求7所述的心电信号采集前端,其特征在于第一上肢电极、第二上肢电极、以及下肢柔性电极是长方形且互相平行,并且第一上肢电极、第二上肢电极、以及下肢柔性电极与所述床垫的头部平行。

9. 如权利要求8所述的心电信号采集前端,其特征在于所述第一上肢电极和第二上肢电极宽度为10厘米至15厘米。

10. 如权利要求9所述的心电信号采集前端,其特征在于第一上肢电极、第二上肢电极、以及下肢柔性电极相邻两者之间的间隔为15厘米至20厘米,间隔部分由棉织物构成。

## 心电信号采集前端

### 技术领域

[0001] 本公开涉及一种心电信号采集前端。

### 背景技术

[0002] 现代心电检测系统都分为模拟部分和数字部分,图1所示的传统心电监测系统的模拟部分的模块示意图。如图1所示,通过带通滤波(包括高通滤波、50赫兹陷波以及低通滤波),消除原始心电信号中的大部分噪音,并向模数转换器(ADC)输入经过滤波之后的信号。但是这种模拟前端部分的滤波过程,尤其是其低通滤波和50赫兹陷波处理会导致电路复杂、滤出掉原本属于心电信号的有效部分,导致信号失真和相位失真,并且增加成本。同时,这些前置的硬件滤波器本身也会产生电路噪声叠加在心电信号中。随着人们对心电信号认识的加深以及数字处理技术的发展,因此,人们希望获得一种经过模数转换后依然能保留原始心电成分的信号,以便为心电信号检测系统的数字处理部分输入含有原始心电信号部分的数字信号。

### 发明内容

[0003] 为了解决现有技术中的上述问题,本公开的心电信号采集前端,即电检测系统的模拟部分去除该硬件滤波器,直接将所检测的模拟信号输入到ADC,信号中会包含空中电磁场耦合的50Hz工频干扰,设备本身产生的高频干扰噪声,人体的运动噪声造成的高频以及基线干扰伪迹,同时也保留了原始的心电信号。

[0004] 为此,本公开提供了一种心电信号采集前端,包括:第一上肢电极、第二上肢电极、仪表放大器以及模数转换器,第一上肢电极和第二上肢电极分别通过缓冲器与仪表放大器相连,所述仪表放大器的输出端连接到所述模数转换器的输入端。

[0005] 根据本公开的心电信号采集前端,其还包括高通滤波器,所述仪表放大器的输出端通过所述高通滤波器连接到所述模数转换器的输入端。

[0006] 根据本公开的心电信号采集前端,其中还包括第三下肢电极和右腿驱动电路,经过右腿驱动电路反相处理的共模电压经所述第三下肢电极导入用户的下肢。

[0007] 根据本公开的心电信号采集前端,其中所述高通滤波器滤出频率为0.05赫兹或其以下的信号从而消除基线干扰。

[0008] 根据本公开的心电信号采集前端,其中所述第一上肢电极、第二上肢电极、下肢柔性电极都布置在一床垫的三个部分,使得用户在卧于床垫上时,第一上肢电极和第二上肢电极与人体上肢接触采集人体心电信号,而人体下肢接触下肢柔性电极以便接收右腿驱动电路输出的反相共模信号。

[0009] 根据本公开的心电信号采集前端,其中所述下肢柔性电极的宽度可覆盖人体的全部下肢。

[0010] 根据本公开的心电信号采集前端,其中第一上肢电极、第二上肢电极、以及下肢柔性电极为银纤维电极。

[0011] 采用本公开的心电检测系统利用柔性电极,比如带有导电的织物,通过非束缚的方式与人体的上肢,包括前胸、后背、体侧等,进行接触来测量心电信号,同时通过将下肢电极的信号作为驱动信号输入到检测电路而不是作为地电位进行处理,能有效降低共模信号,提高CMRR。

[0012] 根据本公开的心电信号采集前端,其中第一上肢电极、第二上肢电极、以及下肢柔性电极是长方形且互相平行,并且第一上肢电极、第二上肢电极、以及下肢柔性电极与所述床垫的头部平行。

[0013] 根据本公开的心电信号采集前端,其中其特征在于,所述第一上肢电极和第二上肢电极宽度为10厘米至15厘米。

[0014] 根据本公开的心电信号采集前端,其中第一上肢电极、第二上肢电极、以及下肢柔性电极相邻两者之间的间隔为15厘米至20厘米,间隔部分由棉织物构成。

[0015] 采用根据本公开的心电信号采集前端后输出数字信号中会包含空中电磁场耦合的50Hz工频干扰,设备本身产生的高频干扰噪声,人体的运动噪声造成的高频以及基线干扰伪迹,同时也保留了原始的心电信号。模数转换之后,可以通过恰当设计的数字滤波系统,提高信号和噪声之比,同时能提供不失真的高保真度的心电信号。

#### 附图说明

[0016] 此处的附图被并入说明书中并构成本说明书的一部分,示出了符合本公开的实施例,并与说明书一起用于解释本公开的原理。

[0017] 图1所示的是现有心电检测系统的前端部分的模块示意图。

[0018] 图2所示的是根据本公开的采用柔性下肢电极的心电检测系统的前端部分的模块示意图。

[0019] 图3所示的是根据本公开的另一种采用柔性下肢电极的心电检测系统的前端部分的模块示意图

[0020] 图4所示的根据本公开的包含有柔性下肢电极的心电信号采集床垫电极示意图。

#### 具体实施方式

[0021] 这里将详细地对示例性实施例进行说明,其示例表示在附图中。下面的描述涉及附图时,除非另有表示,不同附图中的相同数字表示相同或相似的要素。以下示例性实施例中所描述的实施方式并不代表与本公开相一致的所有实施方式。相反,它们仅是与如所附权利要求书中所详述的、本公开的一些方面相一致的装置和方法的例子。

[0022] 在本公开使用的术语是仅仅出于描述特定实施例的目的,而非旨在限制本开。在本公开和所附权利要求书中所使用的单数形式的“一种”、“所述”和“该”也旨在包括多数形式,除非上下文清楚地表示其他含义。还应当理解,本文中使用的术语“和/或”是指并包含一个或多个相关联的列出项目的任何或所有可能组合。

[0023] 应当理解,尽管在本公开可能采用术语第一、第二、第三等来描述各种信息,例如第一心电电极和第二心电电极,但这些信息不应限于这些术语,第一心电电极可被称为第二心电电极,反之亦然。这些术语仅用来将同一类型的信息彼此区分开。取决于语境,如在此所使用的词语“如果”可以被解释成为“在……时”或“当……时”或“响应于确定”。

[0024] 为了使本领域技术人员更好地理解本公开,下面结合附图和具体实施方式对本公开作进一步详细说明。

[0025] 图2所示的是根据本公开的采用柔性下肢电极的心电检测系统的前端部分的模块示意图。如图2所示,一种心电信号采集前端包括:第一上肢电极A、第二上肢电极B、仪表放大器以及模数转换器ADC,第一上肢电极A和第二上肢电极B分别通过缓冲器与仪表放大器相连,所述仪表放大器的输出端直接连接到所述模数转换器ADC的输入端,由此,在ADC转换后获得更全面的心电信号。此时,尽管ADC所接收到的输入信号成分非常复杂,但是只需要提高ADC转换的分辨率即可。所述仪表放大器有两个输入端,其中一个输入左上肢电极的导联信号,而另一个输入端输入右上肢电极的导联信号。

[0026] 如图2所示,所述的缓冲器在有导联脱落时,缓冲电压的输入端通过弱上拉电阻将输入电压上拉到一个比较高的电压,因此缓冲电路的输出端输出一个比较高的电压,当这个电压高于导联脱落时的阈值电压,就能判断导联脱落。当有导联没有脱落时,缓冲电压的输入端的输入电压下拉到一个比较低的电压,因此缓冲电路的输出端输出一个比较低的电压,当这个电压低于导联脱落时的阈值电压,就能判断导联没有脱落。

[0027] 如图2所示,根据本公开的心电信号采集前端还包括第三下肢电极和右腿驱动电路,经过右腿驱动电路反相处理的共模电压经所述第三下肢电极导入用户的下肢。缓冲器输出端之间采集的共模电压被输入到右腿驱动电路的反向输入端,经过反向后导入到人体下肢,从而抵消共模电压。进一步地,右腿驱动电路的输出信号被输入到上肢电极的导联检测电路的输入端,从而降低每个输入端的总噪声信号。

[0028] 尽管上面参照图2描述了仪表放大器直接连接到所述模数转换器ADC的情况,但是仪表放大器与所述模数转换器ADC之间也可以仅仅通过高通滤波器来进行连接。图3所示的是根据本公开的另一种采用柔性下肢电极的心电检测系统的前端部分的模块示意图。如图3所示,一种心电信号采集前端包括:第一上肢电极A、第二上肢电极B、仪表放大器以及模数转换器ADC,第一上肢电极A和第二上肢电极B分别通过缓冲器与仪表放大器相连,所述仪表放大器的输出端通过所述高通滤波器连接到所述模数转换器ADC的输入端。所述高通滤波器滤出频率为0.05赫兹以下的信号从而消除基线干扰。

[0029] 图4所示的根据本公开的包含有柔性下肢电极的心电信号采集床垫电极示意图。如图4所示,如图4所示的采集垫正面分成五个部分,第一部分和第三部分为常规的纯棉布作,第二部分A、第四部分B以及第六部分C为银纤维导电布,作为分别作为第一上肢柔性电极A、第二上肢柔性电极、以及下肢柔性电极,这些电极可以为银纤维电极。银纤维导电布A和B可以作为上肢心电电极,下设置有导电纽扣,可以将纤维导电布的电极部分A和B从人体上采集的电信号经由导联检测电路传输到仪表放大器。利用第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极来测量人体的心电信号。第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极可以构成一个电容,二者容性耦合体表的心电电位。当使用心电采集垫时,用户通常躺卧在使心脏位于第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极之间的位置,从而使第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极测量心脏上、下两个位置的电位差。因为心电信号信号强度弱,易受干扰,所以,采用后面提及的信号处理器对心电信号进行进一步的处理。例如,首先,将来自第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极的心电信号进行放大。然后,将经放大的信号进行滤波,以去除干扰噪声并生成有效的心电信号。

[0030] 为了适应人体胸部心电信号以及腿部信号的采集,所述第一上肢柔性电极A和第二上肢柔性电极B宽度为7厘米至15厘米。这是因为,一方面,第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极在使用时需要分别位于用户心脏的两端,而心脏的上端与肩部的距离是有限的。所以,电极的宽度受到此距离的限制。另一方面,在一定范围内,电极的宽度越宽,则电极与人体的接触面积越大,波形越清晰,无杂波。例如,电极的宽度小于7厘米,则床垫所采集的波峰值可能小于1.0伏特,这将给心电信号参数的测量有效性造成困扰。再一方面,电极的宽度越宽,则需要更多的材料来制造电极,这增加了采集垫的制造成本。权衡测量结果与成本,第一上肢柔性电极的宽度和第二上肢柔性电极的宽度可选择为7厘米至15厘米。可选地,第一上肢柔性电极的宽度和第二上肢柔性电极的宽度相同。发明人经过实际测量发现,当心电采集垫的第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极宽度为9厘米时所采集的波峰值约为1.7伏特,而该值对于心脏生理参数的测量来说是足够的。此外,第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极的宽度如果从12厘米继续增大,波峰值并没有相应地显著增加。基于此,优选地,第一上肢柔性电极的宽度和第二上肢柔性电极的宽度为9厘米至12厘米为宜。因此,第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极的宽度优选为12厘米。

[0031] 如图4所示,第一上肢柔性电极、第二上肢柔性电极、以及下肢柔性电极相邻两者之间的间隔为15厘米至20厘米,所述间隔部分由棉织物构成。理论和实验数据表明,第一上肢柔性电极与第二上肢柔性电极两者之间的间隔的距离对于所采集的心电信号的测量具有显著影响。采集心电信号的第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极分别位于心脏的上、下两端获得的信号质量最好。间隔过宽或者过窄会导致信号杂波太多或者波幅太小。心电采集垫的电极之间的间隔优选距离为15厘米比较适应于大多数人的心脏大小,在这种距离下,采集的心电信号的波形的波峰明显,信噪比大。

[0032] 此外,所述第一上肢柔性电极、第二上肢柔性电极、以及下肢柔性电极的长度为70厘米至100厘米,优选为90厘米长度。如上所述,人体心电信号是一种弱电信号。心电信号通常会受到各种噪声的干扰,例如人体运动的干扰。本实施例中,第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极是长方形并且分别是一个整体。这允许人体在采集垫上翻身,同时保持人体与第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极具有较大面积接触。第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极相互平行,并且第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极与采集垫的头部平行。这使得第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极之间的间隔保持不变。这样在普通用户在这种采集垫上睡觉的时候翻身也不会影响到心电信号的采集。有效保证了测量结果的准确性。

[0033] 第六部分C可以作为腿部驱动电极。作为心电采集电路的采集电极的银纤维导电布A、B和C具有较大面积,因此,采集的信号强度将更大,而且信号更稳定。

[0034] 此外,第一上肢柔性电极和第二上肢柔性电极可以包括银纤维导电织物,也可以铜镍合金类纤维导电织物。导电织物是导体,可以起到电位差信号测量的作用。导电织物不仅可以与人体容性耦合,而且因为导电织物相对较薄,并且具有韧性,其还可以在物理上与采集垫本体较好地贴合,可以使得采集垫更具舒适性。为了使得用户躺在该采集垫上更舒适,第一上肢柔性电极、第二上肢柔性电极、下肢柔性电极以及所述主体导电布的银纤维导电布的厚度为0.5毫米至1.2毫米,优选为1毫米,既能保持电极的导电性又能够保持床单的柔软度。

[0035] 对于ADC所输出的信号的处理,通常采用数字滤波方式进行处理,从而滤出噪声信

号,获得心电信号本身。通常采用的手段有Kalman滤波,Wenner滤波,自适应滤波,小波变换(wavelet)等手段,这些手段可以在数字设备上得以实现。这里的数字设备不仅包含计算机,还有嵌入式设备如:DSP,FPGA,ARM,MCU等。鉴于本公开并不是对于数字滤波本身的改进,因此不在此进行详细描述数字滤波的过程。

[0036] 综上所述,根据本公开的心电信号采集前端由于所述仪表放大器的输出端直接连接到所述模数转换器的输入端或者所述仪表放大器的输出端仅仅通过高通滤波器连接到所述模数转换器ADC的输入端,因此ADC的转换结果数字信号中尽可能完整地保留了心电信号的成分,因此经过处理后的心电信号将更为完整并且不易失真。

[0037] 以上结合具体实施例描述了本公开的基本原理,但是,需要指出的是,对本领域的普通技术人员而言,能够理解本公开的方法和装置的全部或者任何步骤或者部件,可以在任何计算装置(包括处理器、存储介质等)或者计算装置的网络中,以硬件、固件、软件或者它们的组合加以实现,这是本领域普通技术人员在阅读了本公开的说明的情况下运用他们的基本编程技能就能实现的。

[0038] 因此,本公开的目的还可以通过在任何计算装置上运行一个程序或者一组程序来实现。所述计算装置可以是公知的通用装置。因此,本公开的目的也可以仅仅通过提供包含实现所述方法或者装置的程序代码的程序产品来实现。也就是说,这样的程序产品也构成本公开,并且存储有这样的程序产品的存储介质也构成本公开。显然,所述存储介质可以是任何公知的存储介质或者将来所开发出来的任何存储介质。

[0039] 还需要指出的是,在本公开的装置和方法中,显然,各部件或各步骤是可以分解和/或重新组合的。这些分解和/或重新组合应视为本公开的等效方案。并且,执行上述系列处理的步骤可以自然地按照说明的顺序按时间顺序执行,但是并不需要一定按照时间顺序执行。某些步骤可以并行或彼此独立地执行。

[0040] 上述具体实施方式,并不构成对本公开保护范围的限制。本领域技术人员应该明白的是,取决于设计要求和因素,可以发生各种各样的修改、组合、子组合和替代。任何在本公开的精神和原则之内所作的修改、等同替换和改进等,均应包含在本公开保护范围之内。

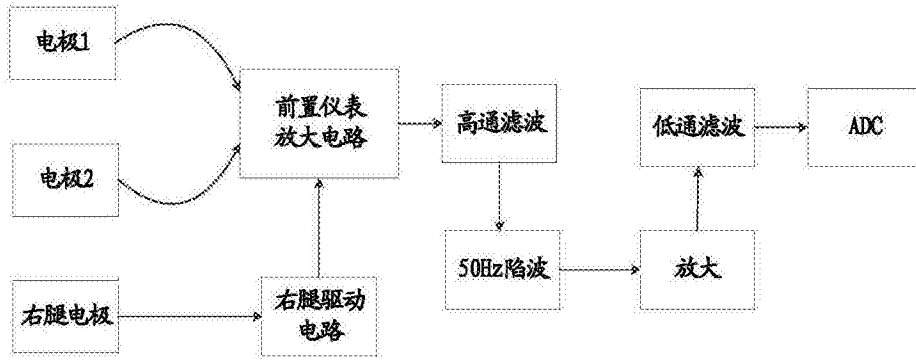


图1

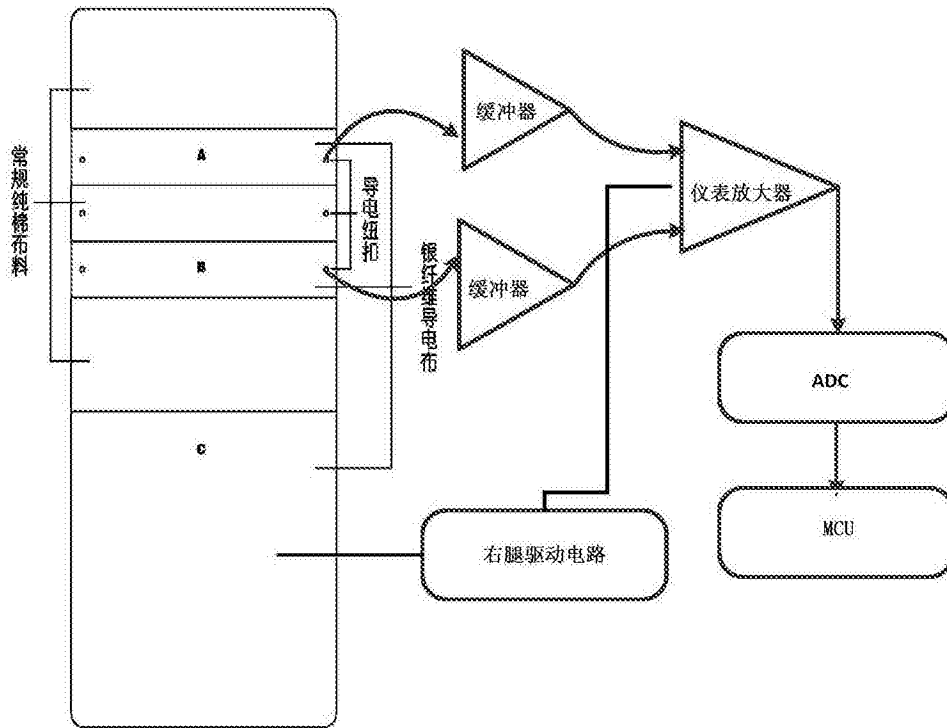


图2

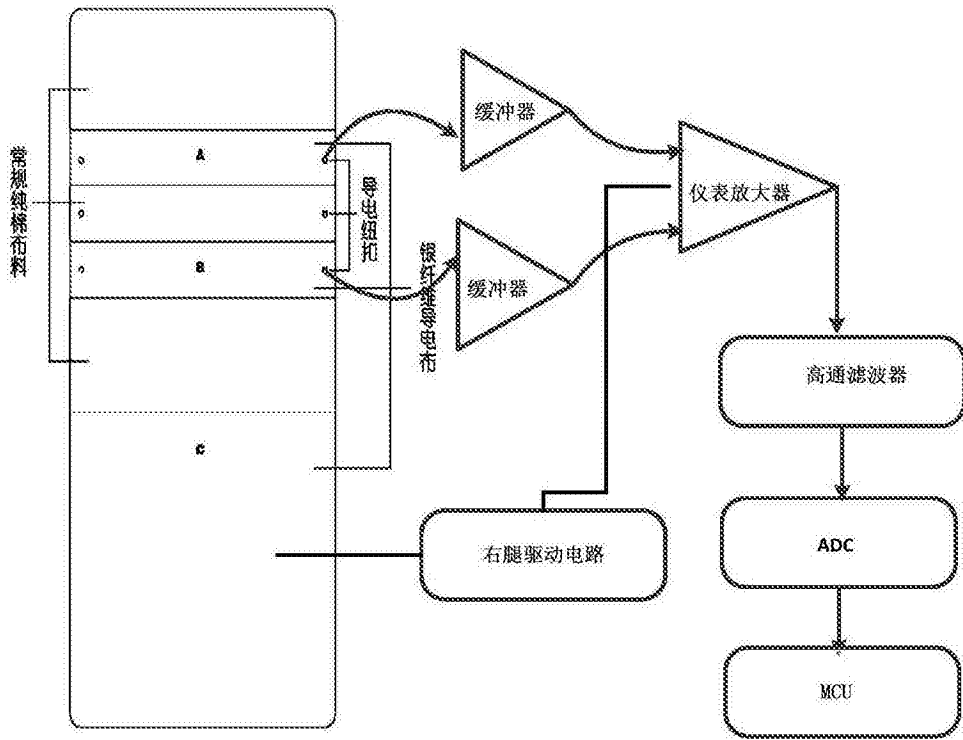


图3

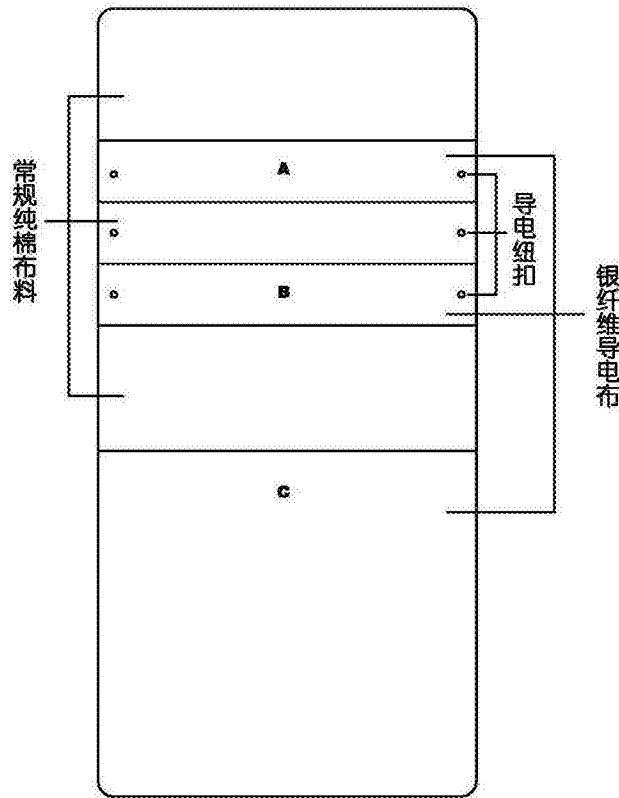


图4

专利名称(译)	心电信号采集前端		
公开(公告)号	<a href="#">CN206792404U</a>	公开(公告)日	2017-12-26
申请号	CN201720072711.9	申请日	2017-01-20
[标]申请(专利权)人(译)	深圳诺康医疗设备股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳诺康医疗设备股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳诺康医疗设备股份有限公司		
[标]发明人	罗申 甘健斌 谢静 邓成坤 熊贤志		
发明人	罗申 甘健斌 谢静 邓成坤 熊贤志		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0408 A61B5/00		
代理人(译)	黄剑飞		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本公开提供了一种心电信号采集前端，包括：第一上肢电极、第二上肢电极、仪表放大器以及模数转换器，第一上肢电极和第二上肢电极分别通过缓冲器与仪表放大器相连，所述仪表放大器的输出端连接到所述模数转换器的输入端。

