



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106725443 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(21)申请号 201710042895.9

(22)申请日 2017.01.20

(71)申请人 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 谢静 甘健斌 邓成坤
张文杰 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 5/00(2006.01)

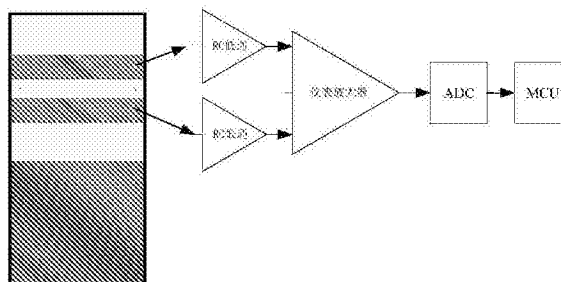
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

心电检测系统

(57)摘要

本公开提供了一种心电检测系统,包括:心电传感器,感测用户的心电信号;仪表放大器,接收来自心电传感器的心电信号并进行放大处理;模数转换器,接收来自仪表放大器的输出信号并将模拟信号转换成数字信号;电磁隔离电路,接收来自模数转换器的数字信号在隔离外界电磁信号的状态下传输数字信号;以及信号处理器,接收来自电磁隔离电路的心电数字信号并进行处理后输出用户的心电波形图。



1. 一种心电检测系统,包括:
心电传感器,感测用户的心电信号;
仪表放大器,接收来自心电传感器的心电信号并进行放大处理;
模数转换器,接收来自仪表放大器的输出信号并将模拟信号转换成心电数字信号;以及
信号处理器,接收来自模数转换器的心电数字信号并进行处理后输出用户的心电波形图。
2. 根据权利要求1所述的心电检测系统,其中所述心电传感器包括第一上肢电极、第二上肢电极以及下肢柔性电极,都布置在一个床垫的三个分开的部分,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,而下肢柔性电极与人体下肢接触,向右腿驱动电路的输入端输入右腿驱动信号。
3. 根据权利要求1或2所述的心电检测系统,其中所述下肢柔性电极的宽度可覆盖人体的全部下肢。
4. 根据权利要求3所述的心电检测系统,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。
5. 根据权利要求4所述的心电检测系统,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。
6. 如权利要求4所述的心电检测系统,其中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。
7. 如权利要求4所述的心电检测系统,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。

心电检测系统

技术领域

[0001] 本公开涉及一种心电检测系统,尤其涉及一种缩短模拟信号传递距离的心电检测系统。

背景技术

[0002] 人体心电信号的主要频率范围为0.05Hz~100Hz,幅度约为0~4mV,信号十分微弱。由于心电信号中通常混杂有其它生物电信号,加之体外以50Hz工频干扰为主的电磁场的干扰,使得心电噪声背景较强,测量条件比较复杂。

[0003] 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。心电信号由于频率低、信号小,由于供电网络无所不在,通过周围仪器设备以及人体内的分布电容混淆在心电信号之中,以位移电流的形式引入,其强度足以淹没有用的心电信号。因此50Hz的工频干扰最普遍也特别严重,是心电信号的主要干扰来源。为了去除人体或者测量系统中的工频50Hz干扰,需要用带阻滤波器(即陷波器)予以抑制。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,传统的心电检测系统,使用MCU中自带(嵌入)的ADC对来自心电电极的模拟信号进行模数转换(ADC),由于传统的MCU被安装在距离电极比较远的地方,这导致ADC距离电极也比较远,以至于在模拟信号从被采集开始到被传输到模数转换单元之前会被叠加各种外部噪声,导致输入到ADC的信噪比不高,影响了后续的显示、处理和心电的监测结果。而且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。为此,人们尽可能提高这些前置的硬件滤波器本身性能以避免其自身产生的电路噪声叠加在心电信号中,同时对包含这些前置的硬件滤波器的前端传输路径进行各种屏蔽,以防止周围的噪声信号叠加在心电信号中。这显然会增加心电检测系统的制造成本。因此,人们希望获得一种在进行模数转换之前使得原始采集的心电信号尽可能不受外界噪声,特别是工频干扰,影响的模拟心电信号,从而为后续的信号处理提供良好的信号输入。

发明内容

[0004] 为了解决现有技术中的上述问题,本公开的心电检测系统提供了一种尽可能缩短模数转换单元与心电电极的传输距离的技术手段。根据本公开的心电检测系统,包括:心电传感器,感测用户的心电信号;仪表放大器,接收来自心电传感器的心电信号并进行放大处理;模数转换器,接收来自仪表放大器的输出信号并将模拟信号转换成数字信号;以及信号处理器,接收来自模数转换器的心电数字信号并进行处理后输出用户的心电波形图。

[0005] 根据本公开的心电检测系统,其中所述心电传感器包括第一上肢电极、第二上肢电极以及下肢柔性电极,都布置在一个床垫的三个分开的部分,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,而下肢柔性电极与人体下肢接触,向右腿驱动电路的输入端输入右腿驱动信号。

[0006] 根据本公开的心电检测系统,其中所述下肢柔性电极的宽度可覆盖人体的全部下肢。

[0007] 根据本公开的心电检测系统,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。

[0008] 根据本公开的心电检测系统,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。

[0009] 根据本公开的心电检测系统,其中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。

[0010] 根据本公开的心电检测系统,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。

附图说明

[0011] 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。

[0012] 图1所示的是现有心电检测系统的模块示意图。

[0013] 图2所示的是根据本公开的心电检测系统的原理示意图。

[0014] 图3所示的根据本公开的心电检测系统的模块示意图。

[0015] 图4所示的基于现有心电检测系统和根据本公开的检测系统的输出的信号中工频干扰噪音幅值的对比曲线。

[0016] 图5所示的是传统心电信号检测系统所检测的ECG信号的例子。

[0017] 图6所示的根据本公开心电信号检测系统所检测的ECG信号的例子。。

具体实施方式

[0018] 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。

[0019] 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。

[0020] 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,例如第一心电信号和第二心电信号,但这些信息不应限于这些术语,第一心电信号可被称为第二心电信号,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”。

[0021] 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。

[0022] 图2所示的是根据本公开的心电检测系统的原理示意图。图3所示的根据本公开的心电检测系统的模块示意图。如图2所示,床垫样上的上部两个条状部分为心电传感器。在图3中显示为心电采集传感器A和心电采集传感器B。心电采集传感器A和心电采集传感器B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心电采集传感器A和心电采集传感器B之间的位置,从而使心电采集传感器A和心电采集传感器B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,将来自心电采集传感器A和心电采集传感器B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。

[0023] 如图2所示,在心电采集传感器A和心电采集传感器B之后各自配置了低通滤波器,即RC滤波器。随着电子产品日益生活化,各种频段的无线电广播、电视发射台、通讯设备、雷达等的工作使空中的电磁波大量增加。这些高频电磁干扰也可通过测量系统与人体连接的导线引入,可能引起测量结果的不稳定,严重时会使测量系统不能工作。这导致各种场合下电磁干扰越来越严重,所以心电信号在采集过程中不仅有50Hz的工频干扰和低频、直流分量的干扰,还有高于人体正常心电高频部分的频率的高频谐波的严重干扰,例如高于100Hz的高频谐波。此外,信号处理所采用的电子设备本身也会产生仪器噪声,这类干扰一般具有较高的频率特性。因此有必要利用RC滤波器进行低通滤波。

[0024] 如图2和3所示,经过RC滤波器进行低通滤波后的心电信号被输入到仪表放大器进行放大处理。仪表放大器通常是前端电路的关键,由于人体的心电信号具有幅值小、频率低、易受干扰、不稳定、随机性强等特点,使得对心电放大电路的设计提出了很严格的要求,尤其是放大器的选择十分重要。选择放大器时需要从增益、频率响应、输入阻抗、共模抑制比、噪声、漂移等几个方面加以综合考虑,比如选择一些高输入阻抗、低噪声、低漂移、高增益以及高共模抑制比(CMRR)的差动放大器,以防止输出饱和、使输出稳定、减少共模干扰的传递。

[0025] 随后,如图2所示仪表放大器的输出信号被直接输出到模数转换器ADC进行模拟信号向数字信号的转换,由此,缩短模拟信号采集到模数转换的传输距离。

[0026] 尽管图2所示的心电检测系统中仪表放大器直接与ADC相连,但是根据实际需要,也可以如图3所示,在仪表放大器与ADC接入高通滤波器,以便在进行模数转换之前滤除一些低频部分,消除低频噪声。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。例如呼吸引起的基线漂移和ECG(心电信号)幅度改变。呼吸引起的基线漂移可以看成是一个以呼吸的频率加入ECG信号的窦性成分(正弦曲线)。这个正弦成分的幅度和频率是变化的。呼吸所引起的ECG信号的幅值的变化可以达到15%。基线漂移的频率约是从0.1Hz—0.3Hz。

[0027] 随后,数模转换器ADC将模拟信号转换成数字信号并输出进行后续传输和处理。如图2和3所示,信号处理器MCU接收直接来自ADC或经由电磁隔离电路而来自ADC的数字心电信号并进行处理后输出用户的心电波形图。

[0028] 如图2所示,根据本公开心电检测系统床垫状的心电信号采集床垫电极。如图2所示,如图所示的采集垫从上到下分成五个部分,第一部分和第三部分为常规的纯棉布作,阴

影部分第二部分、第四部分以及第六部分为银纤维导电布,作为分别作为心电采集传感器A、心电采集传感器B、以及下肢柔性电极C,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。利用心电采集传感器A和心电采集传感器B来测量人体的心电信号。

[0029] 为了适应人体胸部心电信号以及腿部信号的采集,所述心电采集传感器A和心电采集传感器B宽度为7厘米至15厘米。这是因为,一方面,心电采集传感器A和心电采集传感器B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,心电采集传感器A的宽度和心电采集传感器B的宽度可选择为7厘米至15厘米。可选地,心电采集传感器A的宽度和心电采集传感器B的宽度相同。发明人经过实际测量发现,当心电采集垫的心电采集传感器A和心电采集传感器B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,心电采集传感器A和心电采集传感器B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,心电采集传感器A的宽度和心电采集传感器B的宽度为9厘米至12厘米为宜。因此,心电采集传感器A和心电采集传感器B的宽度优选为12厘米。

[0030] 如图2所示,心电采集传感器A、心电采集传感器B、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,心电采集传感器A与心电采集传感器B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。采集心电信号的心电采集传感器A和心电采集传感器B分别位于心脏的上、下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。

[0031] 此外,所述心电采集传感器A、心电采集传感器B、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,心电采集传感器A和心电采集传感器B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,同时保持人体与心电采集传感器A和心电采集传感器B具有较大面积接触。心电采集传感器A和心电采集传感器B相互平行,并且心电采集传感器A和心电采集传感器B与采集垫的头部平行。这使得心电采集传感器A和心电采集传感器B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。

[0032] 第六部分C可以作为腿部驱动电极。作为心电采集电路的银纤维导电布A、B和C具有较大面积,因此,采集的信号强度将更大且信号更稳定。

[0033] 此外,心电采集传感器A和心电采集传感器B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,心电采集传感器A、心电采集传感器B、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。

[0034] 发明人对同一批志愿测试参与者进行了同时采用两种系统进行了对比测试,下面表1显示了这种测试结果。图4所示的曲线基于下面表1所示的数据绘制而成。

[0035] 表1

[0036]

受试者	BSB	BSB (E)	BSB (F)
A	噪声幅值 (mm)	1.12	0.79
B	噪声幅值 (mm)	5.58	3
C	噪声幅值 (mm)	1.47	0.75
D	噪声幅值 (mm)	0.8	0.77
E	噪声幅值 (mm)	1.97	1.22
F	噪声幅值 (mm)	2.47	0.9
G	噪声幅值 (mm)	2.65	1.68
H	噪声幅值 (mm)	1.42	1.43
I	噪声幅值 (mm)	1.44	1.22
J	噪声幅值 (mm)	0.59	0.65
K	噪声幅值 (mm)	1.13	1.03
M	噪声幅值 (mm)	0.68	0.79
N	噪声幅值 (mm)	0.73	0.85
O	噪声幅值 (mm)	0.9	0.84
P	噪声幅值 (mm)	0.93	1
Q	噪声幅值 (mm)	1.74	1.44

[0037] 表1明显显示了采用本公开的心电信号检测系统,能显著降低数字信号中的工频噪声幅值BSB (F) 的高度。

[0038] 图5所示的是传统心电信号检测系统所检测的ECG信号的例子。图6所示的根据本公开心电信号检测系统所检测的ECG信号的例子。比较两者可以发现,工频噪声幅值显著降低。

[0039] 因此,根据本公开的分离式ADC在放置在仪表放大器的简单处理之后,隔离电路之前,相对于MCU内置ADC,放置在最后级,更靠近心电采集端,模拟信号受到干扰途径显著变短,使得心电信号可以更早通过ADC变为数字信号,明显提高了信号与噪声之比,从而提高了波形质量。

[0040] 综上所述,与之前的心电监测电路使用集成在微控制器MCU中的ADC对心电电极信号进行模数转换不同,本公开使用独立于MCU的ADC,即在前置心电模拟电路简洁处理之后,进行模数转换,使得心电电极输出的模拟数据尽快得以被模数转换为数字信号,这样在电极和ADC和MCU之间传输的主要是数字信号,这样的电路布局抗干扰能力强,可以得出更加准确的心电监测结果。

[0041] 因此,使用独立于MCU,或者叫外挂的ADC,使得其尽可能靠近心电电极,这样MCU的输入信号由之前的模拟心电电极信号变为ADC输出的数字信号,因此提高了心电监测结果的准确性。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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。

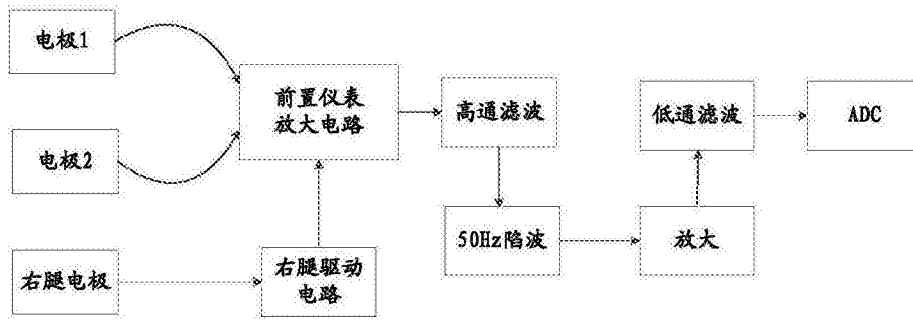


图1

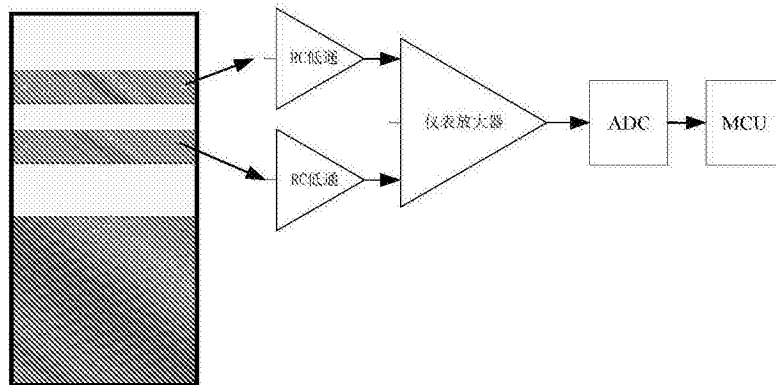


图2

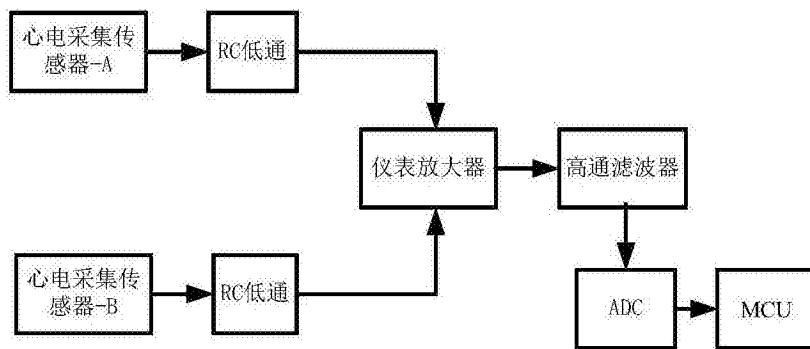


图3

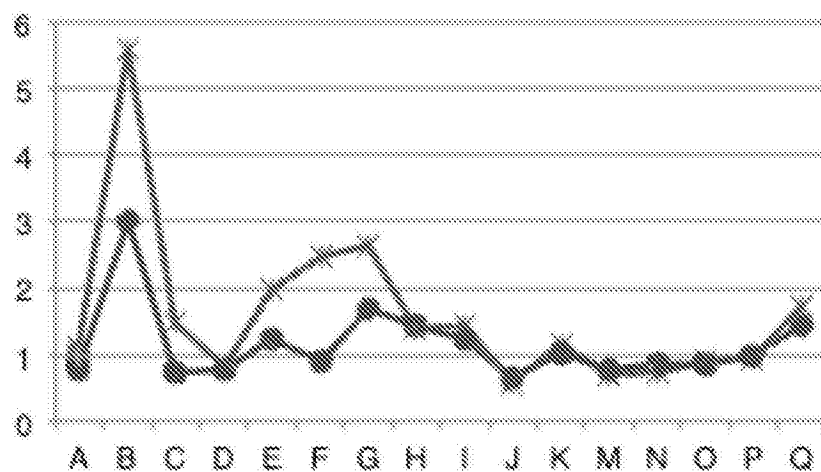


图4

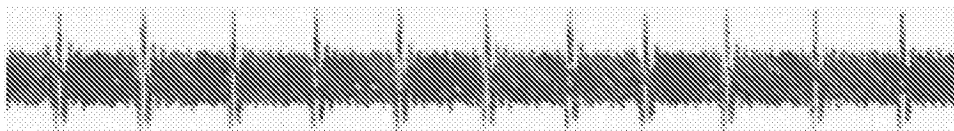


图5



图6

专利名称(译)	心电检测系统		
公开(公告)号	CN106725443A	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201710042895.9	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 谢静 甘健斌 邓成坤 张文杰 熊贤志		
发明人	罗申 谢静 甘健斌 邓成坤 张文杰 熊贤志		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
代理人(译)	黄剑飞		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开提供了一种心电检测系统，包括：心电传感器，感测用户的心电信号；仪表放大器，接收来自心电传感器的心电信号并进行放大处理；模数转换器，接收来自仪表放大器的输出信号并将模拟信号转换成数字信号；电磁隔离电路，接收来自模数转换器的数字信号在隔离外界电磁信号的状态下传输数字信号；以及信号处理器，接收来自电磁隔离电路的心电数字信号并进行处理后输出用户的心电波形图。

