



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106691434 A

(43)申请公布日 2017. 05. 24

(21)申请号 201710042405.5

(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 吴征瑜 张家宝 张之 何超明
罗申

(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 5/1455(2006.01)
A61B 5/0205(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

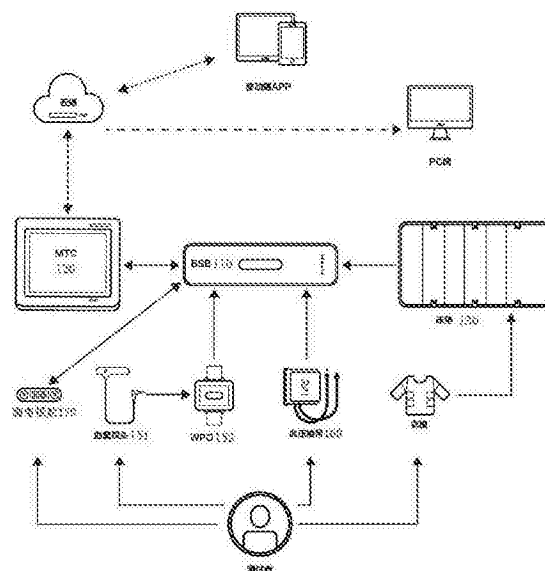
权利要求书1页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

生理参数检测系统

(57)摘要

本公开提供了一种生理参数检测系统,包括:多信号收集单元,具有多信号收集接口,用于采集多种生理参数;以及主控单元,接收来自所述多信号收集单元所采集的信号并进行处理获得可识别生理参数数据。



1. 一种生理参数检测系统,包括:
多信号收集单元,具有多信号收集接口,用于采集多种生理参数;以及
主控单元,接收来自所述多信号收集单元所采集的信号并进行处理获得可识别生理参数数据。
2. 根据权利要求1所述的生理参数检测系统,还包括:床垫,具有多个心电检测电极,用于检测躺在床垫上的用户的心电信号,所述多信号收集接口中的用于心电信号检测电路的接口通过多个导线与所述心电检测电极相连以便获取用户心电信号。
3. 根据权利要求2所述的生理参数检测系统,其中所述主控单元基于从所述多信号收集单元内的心电信号检测电路传送来心电信号形成ECG心电图。
4. 根据权利要求1或2所述的生理参数检测系统,其还包括血氧采集单元,包括一个血氧指套或指夹,在手指伸入所述血手指套或指夹中时,通过指套或指夹内的血氧探头来测量人体的血氧饱和度,并且所述多信号收集接口之一与所述血氧采集单元的输出相连以便从所述血氧采集单元获取所测量的血氧饱和度信号。
5. 根据权利要求4所述的生理参数检测系统,其中所述血氧采集单元还包括血氧采集控件,其控制所述血氧指套或指夹中的血氧探头的发光管、光电接收管来测量用户的血氧信号。
6. 根据权利要求5所述的生理参数检测系统,其中所述主控单元基于从所述血氧采集控件经由所述多信号收集单元传送来血氧信号计算出用户血氧值、脉搏波、脉率参数之一或其组合。
7. 根据权利要求6所述的生理参数检测系统,其中所述主控单元基于连续采集的心电信号和脉搏波信号计算出连续的无袖带血压信号。
8. 根据权利要求6所述的生理参数检测系统,其中所述多信号收集接口之一还包括用于血压检测单元的接口,当所述血压检测单元被连接到所述接口而被启动时,所述多信号收集单元中的气泵向血压检测单元中的血压袖带充气,从而开始进行血压检测,以便利用所检测的血压对无袖带连续血压测量结果进行校准。
9. 根据权利要求8所述的生理参数检测系统,其中所述多信号收集单元包括多信号同步元件,对所接收到的信号在时间轴上进行对准,从而使得所有信号进行同步,并将所有同步后的信号传输到所述主控单元。
10. 根据权利要求1所述的生理参数检测系统,其中所述多信号收集单元与所述主控单元通过信号电缆连接进行信号传输。
11. 根据权利要求1所述的生理参数检测系统,其中所述多信号收集单元与所述主控单元各自具有信号发送单元和信号接收单元,从而彼此之间进行无线信号传输。
12. 根据权利要求1所述的生理参数检测系统,所述主控单元还包括显示器,其显示被测试用户的实时心电波形图、血氧量、血压、脉搏以及无线通讯连接状态之一或其任意组合。
13. 根据权利要求5所述的生理参数检测系统,所述多信号收集单元还包括无线通讯单元或蓝牙通讯单元,其可以通过无线通讯方式与所述血氧采集控件进行通讯。

生理参数检测系统

技术领域

[0001] 本公开涉及一种生理参数检测系统,尤其是涉及一种能够同时进行多项生理参数检测的的生理参数检测系统。

背景技术

[0002] 目前,市面进行体检的设备多为单一功能设备,比如,水银或电子体温表测体温,听诊器测心跳,上臂或腕式血压计测血压,手指血氧仪测血氧,心电图机测ECG心电图,HOLTER24小时动态心电图仪或24小时动态血压计。这些单一生理参数检测过程复杂,非常耗用户的时间和精力。针对各式各样的参数结果,用户理解和阅读起来也非常不方便,更没有专业知识将各种参数之间关联起来。

[0003] 因此,在常规的生理参数检测中,人们需要一种能够同时获取人体各项生理参数,并能够将各种参数集合起来的检测结果。

发明内容

[0004] 为了实现同时获取多样性生理参数检测结果,根据本公开的一个方面,提供了一种生理参数检测系统,包括:多信号收集单元,具有多信号收集接口,用于采集多种生理参数;以及主控单元,接收来自所述多信号收集单元所采集的信号并进行处理获得可识别生理参数数据。

[0005] 根据本公开的生理参数检测系统,还包括:床垫,具有多个心电检测电极,用于检测躺在床垫上的用户的心电信号,所述多信号收集接口中的用于心电信号检测电路的接口通过多个导线与所述心电检测电极相连以便获取用户心电信号。

[0006] 根据本公开的生理参数检测系统,其中所述主控单元基于从所述多信号收集单元内的心电信号检测电路传送来心电信号形成ECG心电图。

[0007] 根据本公开的生理参数检测系统,其还包括血氧采集单元,包括一个血氧指套或指夹,在手指伸入所述血手指套或指夹中时,通过指套或指夹内的血氧探头来测量人体的血氧饱和度,并且所述多信号收集接口之一与所述血氧采集单元的输出相连以便从所述血氧采集单元获取所测量的血氧饱和度信号。

[0008] 根据本公开的生理参数检测系统,其中所述血氧采集单元还包括血氧采集控件,其控制所述血氧指套或指夹中的血氧探头的发光管、光电接收管来测量用户的血氧信号。

[0009] 根据本公开的生理参数检测系统,其中所述主控单元基于从所述血氧采集控件经由所述多信号收集单元传送来血氧信号计算出用户血氧值、脉搏波、脉率参数之一或其组合。

[0010] 根据本公开的生理参数检测系统,其中所述主控单元基于连续采集的心电信号和脉搏波信号计算出连续的无袖带血压信号。

[0011] 根据本公开的生理参数检测系统,其中所述多信号收集接口之一还包括用于血压检测单元的接口,当所述血压检测单元被连接到所述接口而被启动时,所述多信号收集单

元中的气泵向血压检测单元中的血压袖带充气,从而开始进行血压检测,从而利用所检测的血压对无袖带连续血压测量结果进行校准。

[0012] 根据本公开的生理参数检测系统,其中所述多信号收集单元包括多信号同步元件,对所接收到的信号在时间轴上进行对准,从而使得所有信号进行同步,并将所有同步后的信号传输到所述主控单元。

[0013] 根据本公开的生理参数检测系统,其中所述多信号收集单元与所述主控单元通过信号电缆连接进行信号传输。

[0014] 根据本公开的生理参数检测系统,其中所述多信号收集单元与所述主控单元各自具有信号发送单元和信号接收单元,从而彼此之间进行无线信号传输。

[0015] 根据本公开的生理参数检测系统,所述主控单元还包括显示器,其显示被测试用户的实时心电波形图、血氧量、血压、脉搏以及无线通讯连接状态之一或其任意组合。

[0016] 根据本公开的生理参数检测系统,所述多信号收集单元还包括无线通讯单元或蓝牙通讯单元,其可以通过无线通讯方式与所述血氧采集控件进行通讯。

[0017] 根据本公开的生理参数检测系统能够同时通过检测床垫精确采样人体心电信号,通过血压检测单元获取人体实时血压值以及脉搏,以及通过血氧采集单元获取人体的血氧饱和度。本系统还可通过主控单元的wifi和蓝牙设备将各项生命体征数据发送至手机客户端,由此存储在云端,便于用户随时查看自己的健康状况或将相关数据与其他人进行共享。

附图说明

[0018] 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。

[0019] 图1所示的根据本公开的生理参数检测系统的第一实施例的示意图。

[0020] 图2所示的根据本公开的生理参数检测系统的第二实施例的示意图。

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,但这些信息不应限于这些术语。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1所示的根据本公开的生理参数检测系统的第一实施例的示意图。如图1所示,

根据本公开的生理参数检测系统100主要包括多信号收集单元(BSB) 110和主控单元120。所述多信号收集单元110具有多信号收集接口,用于采集多种生理参数。所述主控单元(MTC) 120接收来自所述多信号收集单元所采集的信号并进行处理获得可识别生理参数数据。所述主控单元120正面为显示器,其显示被测试用户的实时心电波形图、血氧量、血压、脉搏以及无线通讯连接状态之一或其任意组合。

[0026] 所述生理参数检测系统包括床垫130,用于检测躺在床垫上的用户的心电信号,所述多信号收集单元的用于心电信号检测电路的接口连接到三个条状柔性电极,以便检测用户的心电信号。当用户躺在床垫130上,多信号收集单元110内的心电检测电路从电极触点获取心电信号。所述主控单元120基于从所述多信号收集单元内的心电信号检测电路传送来心电信号形成ECG心电图。根据需要,心电信号检测电路也可以直接设置在所述床垫内并将采集的信号发送到多信号收集单元110。

[0027] 可选择地,为了提高心电信号的检测效果,可以要求用户在进行检测时穿上导电衣140,该导电衣140具有沿所述衣服的横向方向延伸的多个电极。图1中所示的横条电极为两个或三个(未示出)。当用户穿着所述导电衣140时,所述电极与用户的皮肤直接接触。导电衣的电极之间部分为非导电区,从而两个相邻电极彼此绝缘。当用户穿着所述导电衣140时,所述非导电区与用户的心脏的位置相对应。由此,当用户穿着导电衣140躺在床上时,条状电极与床垫的电极触点联通,从而由于条状电极有人体接触面积较大,因此能够获得更为有效的心电信号。当采用三条电极时,最下面的第三条电极与用户的下肢接触,连接到右腿驱动电路,以便降低检测系统的共模信号。

[0028] 如图1所示,根据本公开的生理参数检测系统100其还包括血氧采集单元150。所述血氧采集单元150包括一个血氧指套或指夹151以及通过信号线与血氧指套或指夹151相连的血氧采集控件(WPO) 152。尽管此处将血氧采集单元150分成两个部件描述,但是,实际上血氧采集控件152也可以集成在血氧指套或指夹151中。血氧采集控件152例如可以是一种血氧采集控制环或一种血氧采集腕表(WPO)。血氧采集腕表152可通过信号线连接到多信号收集单元110接口之一,或者通过2.4GHz蓝牙等通讯手段与多信号收集单元110通讯。当躺在床垫上的用户的手上(也可以是手臂、手腕等)佩戴血氧采集腕表152时,将手指伸入所述血氧指套或指夹151中,随后,用户通过血氧采集腕表152控制血氧指套或指夹151中的血氧探头的发光管、光电接收管,检测用户的血氧信号,经过计算后得出用户的血氧值、脉搏波、脉率等信息,并将信息通过有线方式、2.4GHz蓝牙或无线信号发送到多信号收集单元110,随后从多信号收集单元110发送到主控单元120进行数据处理、显示以及存储。

[0029] 如图1所示,根据本公开的生理参数检测系统100其还包括血压检测单元160。多信号收集单元110具有内置气泵(未示出),该气泵在所述血压检测单元160被连接到所述多信号收集接口之一而被启动时,所述气泵经由多信号收集单元110侧的导气管向血压检测单元中的外置血压袖带充气加压,并排出气体,从而多信号收集单元110内置的压力传感器通过导气管得到血压袖带压力变化对用户进行血压检测和血压校准。由此,所述多信号收集单元110经由该接口采集用户的血压参数,并将所检测的血压参数发送到主控单元120以便进行数据处理、显示、存储。尽管图1中所示的血压袖带为连接到BSB 110上的血压袖带,但是其可以为独立的蓝牙袖带血压计,BSB 110通过蓝牙控制蓝牙袖带血压计。

[0030] 图2所示的根据本公开的生理参数检测系统的第二实施例的示意图。图2所示的第

二实施例与图1所示的第一实施例区别在于第二实施例的生理参数检测系统还包括心电采集胸贴 (PATCH) 170。心电采集胸贴 (PATCH) 170的两个电极之间的距离为人体常规心脏的上下最大尺寸。理论和实验数据表明,两个电极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。心电采集胸贴 (PATCH) 170通常被贴在心脏部位,使得两个电极分别位于心脏的上、下两端时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。心电采集胸贴 (PATCH) 170的两个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,信噪比好,因此输出的信号质量比较好。通常,这种便携式心电采集胸贴 (PATCH) 170与多信号收集单元110通过蓝牙或其他无线方式进行通信。同样,这两者之间也可以通过有线方式进行通信。在适当的安排下,心电采集胸贴 (PATCH) 170可以直接通过无线方式将所采集的心电信号发送到主控单元120进行处理。

[0031] 在图2所示的实施例中,同时存在两种心电信号采集单元,即心电采集胸贴 (PATCH) 170和床垫130。当在使用该系统时,用户可以操作主控单元120来选择采用心电采集胸贴 (PATCH) 170和床垫130中的哪一个输送来的心电信号,也可以由主控单元120根据用户预定的规则来自动选择采用心电采集胸贴 (PATCH) 170和床垫130中的哪一个输送来的心电信号,在一端时间的连续采集过程中,可能会在不同的小时间段内选择不同的来源的心电信号。

[0032] 如图1或2所示,构成生理参数检测系统100的各个单元由于不存在于同一个电路系统中,导致每个独立的电路系统的系统时钟不统一,因此在收集到多种参数并需要进行统合时,存在多种参数时间轴不能对齐的情况。对于与多信号收集单元 (BSB) 110有线连接的单元,可以使用同一时钟振荡器,或者由同一时钟振荡器分频、倍频等手段取得同步信息。对于WPO等无线设备,由于使用独立振荡器并且开机时机不一致,可以使用独立的2.4GHz或其他频率,通过无线获取同步信号。例如,可以在其中任意一个单元中设置一个同步信号发生器或设置一个单独的同步信号发生器,为每个单元发送同步时间戳。每个单元在接收到该同步帧之后,将自己的电路中的帧计数清零,并在自己采集的数据包中拼接入该同步时间戳。在多信号收集单元110在固定时间周期内收集所有所采集的生理信号参数后,对该周期内的生理信号参数按照时间戳进行时间轴对齐,并将对齐的各种参数发送到主控单元进行处理。

[0033] 尽管该同步信号发生单元 (未示出) 可以布置在任何构成单元上,但是,将同步信号发生单元集成在WPO上最方便。

[0034] 尽管此处提及了采用时间戳进行各个单元的计时对准,但是也可以通计算各个信号的延时来进行时间对准。这种对准方式属于现有技术,因此不再次进行详细说明。

[0035] 此外,如图2所示,根据本公开的生理参数检测系统100的主控单元还可连接到互联网与云端进行通信,将用户的生命体征数据整合成统一格式并可通过WiFi自动上传云服务器,长期保存。由此,用户可以根据移动客户端和PC客户端随时了解自己的的参数检测历史数据。并可以可免费或付费通过云服务咨询医生关于用户的健康状况。

[0036] 如上所述的血压检测系统是一款全面测量人体各项生命体征参数的系统,可收集各种生理数据,诸如血氧测量、心率监测、心电监测,所述主控单元120还基于连续采集的心电信号和脉搏波信号计算出连续的无袖带血压信号,因此可无创连续监测血压,并可以监

测血压趋势。

[0037] 如图1和2所示的床垫从左到右分成六个部分,第一部分、第三部分以及第五部分为常规的纯棉布作,第二部分、第四部分以及第六部分为银纤维导电布,其侧边缘缀有导电纽扣,分别作为心电采集传感器,这些电极可以为银纤维电极。第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布可以作为上肢心电电极,可以将纤维导电布的电极部分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。

[0038] 为了适应人体胸部心电信号以及腿部信号的采集,所述第二部分、第四部分宽度为7厘米至15厘米。这是因为,一方面,第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布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,第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布的宽度可选择为7厘米至15厘米。可选地,第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布的宽度相同。发明人经过实际测量发现,当第二部分、第四部分的宽度为9厘米时所采集的信号经过放大处理后其波峰值约为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,第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布的宽度如果从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。

[0039] 如图1和2所示,第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布以及第六部分银纤维导电布相邻两者之间的间隔(即第三部分和第五部分)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,第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布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。采集心电信号的第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布分别位于心脏的上、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。

[0040] 此外,所述第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布、以及第六部分银纤维导电布的长度为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,第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布、以及第六部分银纤维导电布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,同时保持人体与第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布具有较大面积接触。第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布相互平行,并且第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布与床垫的头部平行。这使得第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布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。

[0041] 第六部分银纤维导电布可以作为腿部驱动电极。作为心电采集电路的第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布、以及第六部分银纤维导电布具有较大面积,因此,采

集的信号强度将更大且信号更稳定。

[0042] 此外,第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布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,第二部分银纤维导电布、第四部分银纤维导电布、以及第六部分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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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。

[0046] 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。

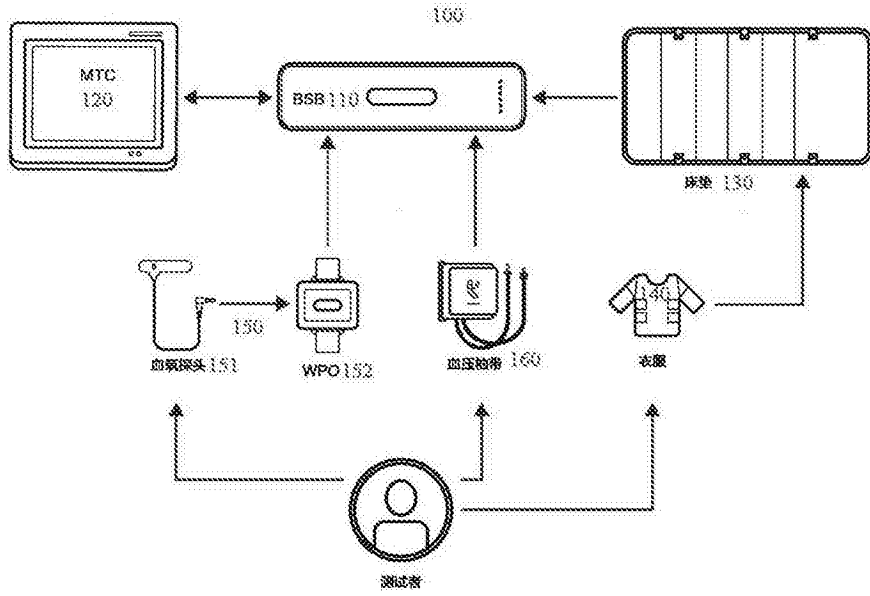


图1

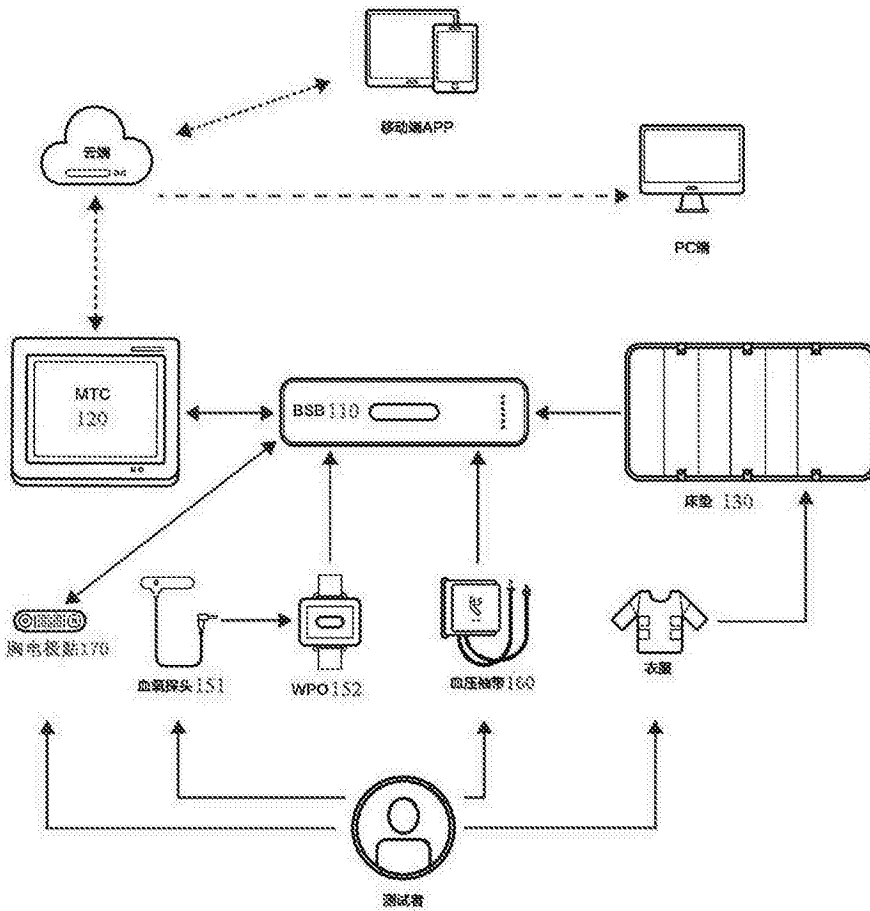


图2