



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106725392 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(21)申请号 201710042639.X

(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 张家宝 何超明 赵子柱 陈扬峰
张文杰 谢静 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 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

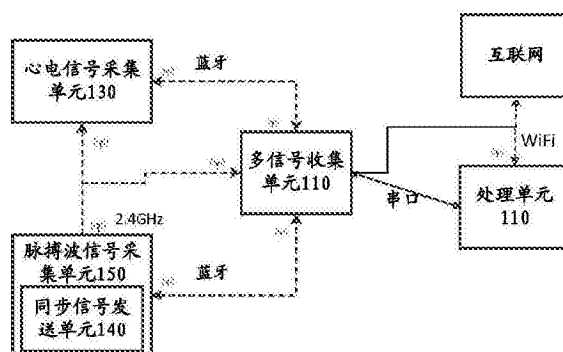
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

血压检测系统和方法

(57)摘要

本公开提供了一种血压检测系统,包括:心电信号采集单元、脉搏波信号采集单元、多信号收集单元、同步信号单元以及信号处理单元。同步信号单元生成并发送同步信号到所述心电信号采集单元、所述脉搏波信号采集单元以及多信号收集单元。所述心电信号采集单元、所述脉搏波信号采集单元将所接收到的同步信号编码到所采集的信号上以及所述多信号收集单元基于所接收到的同步信号对所收集到的信号进行同步处理。信号处理单元接收经过同步处理的心电信号和脉搏波信号并连续计算出用户的血压。



1. 一种血压检测系统,包括:

心电信号采集单元,用于采集用户的心电信号;

脉搏波信号采集单元,用于采集用户的脉搏波信号;

多信号收集单元,收集从所述心电信号采集单元和所述脉搏波信号采集单元传送来的信号;

同步信号单元,用于生成同步信号并将所生成的同步信号同时发送到所述心电信号采集单元、所述脉搏波信号采集单元以及多信号收集单元,以便所述心电信号采集单元、所述脉搏波信号采集单元将所接收到的同步信号编码到所采集的信号上以及所述多信号收集单元基于所接收到的同步信号对所收集到的信号进行同步处理;以及

信号处理单元,接收从所述多信号收集单元发送来的经过同步处理的心电信号和脉搏波信号,并基于所接收到的心电信号和脉搏波信号连续计算出用户的血压。

2. 根据权利要求1所述的血压检测系统,其中所述同步信号单元以固定的时间间隔和频率生成并发送所述同步信号。

3. 根据权利要求2所述的血压检测系统,其中所述同步信号可以是时间戳,所述时间戳为一个表示编号的同步帧、表示当前时间的同步帧,或者包含编号和当前时间的同步帧。

4. 根据权利要求3所述的血压检测系统,其中所述同步信号发送的频率为每秒一个时间戳,每个周期发送四个时间戳。

5. 根据权利要求3所述的血压检测系统,所述将所接收到的同步信号编码到所采集的信号包括将所接收到的时间戳添加到在该时间戳内所采集的所有信号数据包的包头,以标识所述数据包的采集时间范围。

6. 根据权利要求1所述的血压检测系统,其中所述信号处理单元还包括验证标识生成单元和信号发送单元,所述验证标识生成单元随机生成验证标识以及所述信号发送单元将所生成的验证标识发送到所述血压检测系统中的其他独立构成单元,从而防止不同系统之间的串扰。

7. 根据权利要求5所述的血压检测系统,其中所述验证标识为一个随机MAC地址和一个工作频段。

8. 根据权利要求1所述的血压检测系统,其中所述脉搏波信号采集单元为无线血氧采集单元,其通过蓝牙通信方式与所述信号收集单元进行通讯连接。

9. 根据权利要求8所述的血压检测系统,其中所述心电信号采集单元为具有心电采集电路的心电信号采集单元,所述心电信号采集单元与所述信号收集单元通过信号线直接连接。

10. 根据权利要求8所述的血压检测系统,其中所述心电信号采集单元为无线胸电极贴,其通过蓝牙通信方式与所述信号收集单元进行通讯连接。

11. 根据权利要求1-9之一所述的血压检测系统,其中所述信号处理单元基于所接收到的同步信号解码从所述多信号收集单元接收到的信号。

12. 一种血压检测方法,包括:

生成启动信号采集的同步信号;

采集用户的心电信号;

采集用户的脉搏波信号;

收集所采集心电信号和脉搏波信号;

将所接收到的同步信号编码到所采集的心电信号和脉搏波信号上使得具有相同同步信号的心电信号和脉搏波信号在时间轴上对准;以及

基于所接收到的时间上对准的心电信号和脉搏波信号连续计算出用户的血压。

13. 根据权利要求12所述的血压检测方法,其中所述同步信号以固定的时间间隔和频率生成并被发送。

14. 根据权利要求13所述的血压检测方法,其中所述时间戳为一个表示编号的同步帧、表示当前时间的同步帧,或者包含编号和当前时间的同步帧。

15. 根据权利要求14所述的血压检测方法,其中所述同步信号发送的频率为每秒一个时间戳,每个周期发送四个时间戳。

16. 根据权利要求15所述的血压检测方法,所述将所接收到的同步信号编码到所采集的信号包括将所接收到的时间戳添加到在该时间戳内所采集的所有信号数据包的包头,以标识所述数据包的采集时间范围。

血压检测系统和方法

技术领域

[0001] 本公开涉及一种血压检测系统和血压检测方法,尤其涉及一种无创连续检测血压的系统和方法。

背景技术

[0002] 随着社会生活日益快节奏化,人们健康问题愈发突出,心脑血管、高血压等慢性病已然成为人类健康杀手,甚至这些非正常血压引起的疾病也越来越困扰着年轻人。因此,方便易用的健康监护设备成为社会的迫切需求。尤其是一种便携或适于家用的血压检测系统日益成为人们日常健康检测所需。

[0003] 起初,人们采用血管音听诊法检测血压,即是在上臂(胳膊的上部)上裹住压迫带后按压气压且通过听诊器来听诊血管音的方法,需要通过血管音来测量血压。但这需要受过培训的医护人员来执行,一般人难以测量血压。

[0004] 随着电子技术的发展,电子血压计为人们在家庭测量血压提供了方便。但是,电子血压计也需要利用压迫带对胳膊施压,还是使用户感到不方便。同时也无法连续地测量血压。随着健康医疗技术的快速发展,人们提出了一种新兴的技术测量人体实时连续血压值,即通过计算心电信号和脉搏波信号的传导时间差(PTT)来计算人体实时血压值。通过分析心电信号ECG和光电容积脉搏波描记信号PPG,分别获得心电信号ECG的特征值点和光电容积脉搏波描记信号PPG,进而获得两特征值点之间的脉搏波传输时间PTT,利用脉搏波传输时间与血压参数之间的线性关系,获得血压参数BP。该技术需要精确测量人体心电信号和血氧信号之间的传导时间差(PTT),当心电信号和血氧信号在同一块电路板中检测时,两种信号的采集容易同步,计算PTT会比较容易。因此,通常为了获得精确的PTT,需要使得心电信号和脉搏波信号的采集和处理在同一电路板上同时进行,以便心电信号ECG和光电容积脉搏波描记信号PPG进行同步处理。然而,这种现有采集系统对用户具有极大的束缚性。但是为消除这种束缚,当心电信号和血氧信号在不同电路板之间进行独立采集时,由于两个单元在不同电路板上,因此,导致了所采集的信号在时间轴上不对准,心电信号和血氧信号的不同步会导致PTT结果产生较大误差,因此导致血压的计算结果不准确。而且这种分离处理的方式的测量结果也无法转换为统一格式的数字化数据,不能通过便捷的联网手段传至云端数据库存储并进行进一步的分析处理。

发明内容

[0005] 为了解决现有技术中的上述问题,根据本公开,提出了一种血压检测系统,包括:心电信号采集单元,用于采集用户的心电信号;脉搏波信号采集单元,用于采集用户的脉搏波信号;多信号收集单元,收集从所述心电信号采集单元和所述脉搏波信号采集单元传送来的信号;同步信号单元,用于将同步信号发送到同时发送到所述心电信号采集单元、所述脉搏波信号采集单元以及多信号收集单元,以便所述心电信号采集单元、所述脉搏波信号采集单元将所接收到的同步信号编码到所采集的信号上以及所述多信号收集单元基于所

接收到的同步信号对所收集到的信号进行同步处理;以及信号处理单元,接收从所述多信号收集单元发送来的经过同步处理的心电信号信号和脉搏波信号,并基于所接收到的信号连续计算出用户的血压。

[0006] 根据本公开的血压检测系统,所述同步信号单元以固定的时间间隔和频率生成并发送所述同步信号。

[0007] 根据本公开的血压检测系统,其中所述时间戳为一个表示编号的同步帧、表示当前时间的同步帧,或者包含编号和当前时间的同步帧。

[0008] 根据本公开的血压检测系统,所述同步信号发送的频率为每秒一个时间戳,每个周期发送四个时间戳。根据本公开的血压检测系统,所述将所接收到的同步信号编码到所采集的信号包括将所接收到的时间戳添加到在该时间戳内所采集的所有信号数据包的包头,以标识所述数据包的采集时间范围。

[0009] 根据本公开的血压检测系统,所述信号处理单元还包括验证标识生成单元和信号发送单元,所述验证标识生成单元随机生成验证标识以及所述信号发送单元将所生成的验证标识发送到所述血压检测系统中的其他独立构成单元,从而防止不同系统之间的串扰。

[0010] 根据本公开的血压检测系统,所述验证标识为一个随机MAC地址和一个工作频段。

[0011] 根据本公开的血压检测系统,所述脉搏波信号采集单元为无线血氧采集单元,其通过蓝牙通信方式与所述信号收集单元进行通讯连接。

[0012] 根据本公开的血压检测系统,所述心电信号采集单元为具有心电采集电路的心电信号采集单元,所述心电信号采集单元与所述信号收集单元通过信号线直接连接。

[0013] 根据本公开的血压检测系统,所述心电信号采集单元为无线胸电极贴,其通过蓝牙通信方式与所述信号收集单元进行通讯连接。

[0014] 根据本公开的血压检测系统,所述信号处理单元基于所接收到的同步信号解码从所述多信号收集单元接收到的信号。

[0015] 根据本公开的另一方面,提供了一种血压检测方法,包括:生成启动信号采集的同步信号;采集用户的心电信号;采集用户的脉搏波信号;收集所采集心电信号和脉搏波信号;将所接收到的同步信号编码到所采集的心电信号和脉搏波信号上使得具有相同同步信号的心电信号和脉搏波信号在时间轴上对准;以及基于所接收到的时间上对准的心电信号和脉搏波信号连续计算出用户的血压。

[0016] 根据本公开的血压检测方法,所述同步信号以固定的时间间隔和频率生成并被发送。

[0017] 根据本公开的血压检测方法,其中所述时间戳为一个表示编号的同步帧、表示当前时间的同步帧,或者包含编号和当前时间的同步帧。

[0018] 根据本公开的血压检测方法,所述同步信号发送的频率为每秒一个时间戳,每个周期发送四个时间戳。根据本公开的血压检测方法,所述将所接收到的同步信号编码到所采集的信号包括将所接收到的时间戳添加到在该时间戳内所采集的所有信号数据包的包头,以标识所述数据包的采集时间范围。

[0019] 本公开通过一种特殊的同步机制实现了心电信号和血氧信号之间的同步处理,尤其可以指出的是,本公开可以实现多路心电信号和血氧信号之间的同步处理。

[0020] 本公开的血压检测系统和方式可以通过两种方法来获取人体心电信号,一是放置

在心电信号采集单元上的信号采集盒以及心电信号采集单元和睡衣获取人体心电信号,二是通过贴在人体胸前的胸电极片(PATCH)获取心电信号。本公开通过戴在手指上的血氧探头以及戴在手腕上的血氧采集盒来实现人体血氧饱和度和脉率的测量。

附图说明

[0021] 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。

[0022] 图1所示的根据本公开的血压检测系统的实施例的方块示意图。

[0023] 图2所示的根据本公开的血压检测系统所使用的心电信号采集床垫电极示意图。

[0024] 图3所示的根据本公开的血压检测系统的实施例的运行过程示意图。

[0025] 图4所示的是根据本公开的血压检测系统进行采集信号同步处理的示意图。

[0026] 图5所示的是根据本公开的实施例的血压监测方法的流程示意图。

具体实施方式

[0027] 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。

[0028] 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。

[0029] 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”。

[0030] 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。

[0031] 图1所示的根据本公开的血压检测系统的第一实施例的示意图。如图1所示,根据本公开的血压检测系统100主要包括多信号收集单元110和处理单元120。所述多信号收集单元110具有多信号收集单元110的接口,用于采集多种生理参数。所述处理单元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。所述处理单元120通常为一种常见的PAD形式,在本公开中,通常称为MTC。其正面为显示器,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。MTC上有物理按键、触摸屏虚拟按键两种。物理按键可以设置有静音、暂停播放、返回主界面、开关机按键。在MTC的显示主界面上通常显示有如下一些触摸屏按键:电极片(PATCH)心电信号和床垫心电信号切换按键、日夜模式切换按键、离床/停止按键、“更多”按键、“用户切换”按键等。触摸屏虚拟按键可以根据功能设置的需要而设置。MTC还可以带指示灯3个,报警指示灯、电源指示灯、电池指示灯。多信号收集单元(BSB)110上可设置有益于袖带校准的按键

和静音按键。尽管在本公开说明书中和图1中显示多信号收集单元110和处理单元120为连个独立部件,但是两者可以集成为一个装置,例如可以将多信号收集单元110合并到处理单元120中,也可以将多信号收集单元110的功能软化成为一个软件安装在处理单元120中。多信号收集单元110通常是一种布置在床边的信号采集盒子(BSB),这样能够减少床垫类心电信号采集电路与多信号收集单元110之间的信号传送距离,从而降低外界对所传输的信号干扰。多信号收集单元110上有导联脱落指示灯1个。当该指示灯闪烁时,表示该多信号收集单元110所连接的其中一个或多个检测电极脱落。

[0032] 所述血压检测系统100包括心电信号采集单元130。根据本公开的心电信号采集单元130可以是一种固定位置的床垫类型的心电信号采集单元,也可以是一种胸电极片(PATCH)类型的心电信号采集单元。床垫类型的心电信号采集单元可以采用本申请人的公开号为“CN104398358A”的名称为“一种测量心脏参数的床垫”的专利申请所记载的床垫。图2所示的是可以用作本公开的心电信号采集单元130的一种床垫。当然,采用任何可以进行心电检测的床垫或固定设备都可以。

[0033] 如图2所示,如图所示的床垫130的套面分成五个部分,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以及第五部分C为银纤维导电布,作为心电采集电路的采集电极。银纤维导电布A和B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线传输到多信号收集单元110的接口之一。第五部分C可以作为腿部驱动电机。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] 同时,如上所述,心电信号采集单元130也可以是一种无线的胸电极片(PATCH),可以直接贴敷在人体的胸口。这种胸电极片可以如本申请人提出的公开号CN105708448A、名称为“信息采集设备”的专利申请中所提及的电极片,也可以是任何市场上可获得电极片。在此不对其进行详细说明。

[0035] 所述血压检测系统100包括脉搏波信号采集单元150和同步信号单元140。如图1所示,同步信号单元140包含在脉搏波信号采集单元150中。尽管此处显示为同步信号单元140包含在脉搏波信号采集单元150中,但是同步信号单元140也可以包含在其他单元中,例如包含在心电信号采集单元130中、处理单元120中或者多信号收集单元110。同步信号单元140将同步信号同时发送到所述心电信号采集单元130、所述脉搏波信号采集单元150以及多信号收集单元110,以便所述心电信号采集单元130、所述脉搏波信号采集单元150将所接收到的同步信号编码到所采集的信号上以及所述多信号收集单元110基于所接收到的同步信号对所收集到的信号进行同步处理。脉搏波信号采集单元150(例如一种腕表)上有2个指示灯,电池状态和运行指示灯。当电池指示灯亮起或闪烁时,就需要立即对其进行充电。当脉搏波信号采集单元150处于工作状态时,运行知识等常开。

[0036] 图3所示的是根据本公开的血压监测系统运行过程的示意图。如图3所示,在所有涉及信号采集和传输的单元中都用到了芯片24L01。nRF24L01是由NORDIC生产的工作在2.4GHz~2.5GHz的ISM频段的单片无线收发器芯片。无线收发器包括:频率发生器、增强型“SchockBurst”模式控制器、功率放大器、晶体振荡器、调制器和解调器。芯片24L01通常为蓝牙收发器芯片。其输出功率频道选择和协议的设置可以通过SPI接口进行设置。几乎可以连接到各种单片机芯片,并完成无线数据传送工作。尽管此处以24L01芯片作为例子进行说

明,但是也可以采用其他具有相同功能的芯片,在此不一一举例。

[0037] 如图3所示,与多信号收集单元110相连的处理单元120,即与BSB相连的MTC通常包括验证标识生成单元(未示出)和信号发送单元。在该实例中,MTC中的24L01芯片为信号发送单元。在系统启动时,MTC中的验证标识生成单元随机计算出一个MAC地址和频段作为验证标识,并通过信号发送单元(蓝牙收发单元)将所生成的验证标识发送到所述血压检测系统中的其他独立构成单元,例如,多信号收集单元110(BSB)、心电信号采集单元130和所述脉搏波信号采集单元150。通过在一个系统内的需要同步的多个独立单元之间共享该作为验证标识的MAC地址和频段,可以防止在同一病房内的相同类型的不同系统之间的串扰。

[0038] 所述MAC地址和频段通常为2.4G同步设备的MAC地址和频段。在本实例中,验证标识的前5个字节是MTC上的2.4G MAC地址,频段由MTC计算生成随机数90~118。MTC上MAC地址例如为b8:d3:3c:24:97:e7,计算随机数为96,因此,验证标识生成单元生成2.4G MAC地址为b8:d3:3c:24:97,频段96,对应实际发射频率为2.4GHz+96MHz。(MTC可以是安卓系统,也可以是常用的其它系统,此处以安卓系统为实例进行说明。)

[0039] 在所有系统构成单元之间进行验证或统一了通信的MAC地址和频段之后,同步信号单元140(此处显示为WP0(无线血氧及血氧探头,通常体现为一种腕表))按照1秒的时间间隔将同步帧(同步信号)同时发送到多信号收集单元110(BSB)和心电信号采集单元130(例如PATCH(胸电极贴))。尽管上文提到了同步信号也被发送到所述脉搏波信号采集单元150(即WP0),但是当所述脉搏波信号采集单元150包含所述同步信号单元140时,所述脉搏波信号采集单元150将直接利用该同步帧,而不需要所述同步帧的发送和接收过程。如上所述,在本实例中,同步信号单元140包含在脉搏波信号采集单元150中。尽管此处显示为同步信号单元140包含在脉搏波信号采集单元150中,但是同步信号单元140也可以包含在其他单元中,例如包含在心电信号采集单元130中、处理单元120中或者多信号收集单元110。

[0040] 如上所述由(无线血氧探头或腕表中的)同步信号单元140产生并发出的同步帧也有时也称为节拍信号、时间戳、时间头、秒同步头或同步标记,其作用是用于腕表的脉搏波数据和床垫或者PATCH采集的心电数据进行同步。(腕表中)同步信号单元140通过2.4GHz+随机数的射频发射的一个信号,其他无线信道也可以用来发送该同步信号,只要能够满足本公开的目的即可。同步信号一秒钟发送一次,数据只有一个字节,内容为:

[0041] 1(同步帧1);2(同步帧2);3(同步帧3);4(同步帧4)

[0042] 每四秒为一个周期,之后循环发送。尽管此处以1秒为实例进行描述,但是,该发射间隔可以不是1秒,根据实际需要可以设置为0.5秒或2秒或者其他间隔时间值。尽管此处给出的实例为每4秒为一个周期,实际上也可以每5秒、8秒、10秒为一个周期。当采用每5秒一个周期时,同步信号一秒钟发送一次,数据只有一个字节,内容为:

[0043] 1(同步帧1);2(同步帧2);3(同步帧3);4(同步帧4);5(同步帧5)

[0044] 尽管此处给出的同步信号的实例为一个包含编号的同步帧,但是,该同步帧也可以是同步信号单元140自己运行的绝对时间,其包含年月日时分秒微秒的当前时间,例如2016年12月26日22点35分10秒50毫秒。可选择地,该同步帧还可以同时包含帧编号和当前绝对时间。为节省描述篇幅,下面的实例还将以编号同步帧进行说明。在BSB和PATCH在接收到同步帧之后,BSB的信号采集单元进行帧计数清零,即重新开始计数帧,同时关闭信号发送单元,例如24L01,以便随后进行周期性的数据包发送。同样PATCH的信号采集单元进行

帧计数清零,即重新开始计数帧,同时关闭信号发送单元,例如24L01,以便随后进行周期性的数据包发送。当信号在系统中进行发送接收时,通常会有大约是260us的传输延迟,在加载同步帧时,需要计算该延迟,以便准确加载该同步帧。由于数据传输延迟的计算属于现有技术,因此不在此进行描述。

[0045] 在随后WP0采集血氧数据过程中,WP0以例如500Hz的采样频率进行脉搏波 (PPG) 数据采集,并通过随后通过启动24L01进行蓝牙通讯发送数据包。由于脉搏波的采样率是500Hz,每秒是500个采样点数据。由于蓝牙通讯的数据传输量的限制,这每秒500个采样点数据需要分成50个数据包发送,即每10个采样点数据包发送一次,也就是说,每20ms发送一次数据。这50个数据包,在每个数据包前会有一个相同的秒同步头和按照采集顺序赋予的数据包编号(1~50),由此将同步信号编码或加载到所采集的信号或数据包中。

[0046] 每个数据包的字段构成如下:

[0047] 秒同步头1、包编号1、腕表脉搏波数据10个采样点

[0048] 秒同步头1、包编号2、脉搏波数据10个采样点

[0049] 秒同步头1、包编号3、脉搏波数据10个采样点

[0050]

[0051] 秒同步头1、包编号50、脉搏波数据10个采样点

[0052] 秒同步头2、包编号1、脉搏波数据10个采样点

[0053] 秒同步头2、包编号2、脉搏波数据10个采样点

[0054] 秒同步头2、包编号3、脉搏波数据10个采样点

[0055]

[0056] 秒同步头2、包编号50、脉搏波数据10个采样点

[0057] 秒同步头3、包编号1、脉搏波数据10个采样点

[0058] 秒同步头3、包编号2、脉搏波数据10个采样点

[0059] 秒同步头3、包编号3、脉搏波数据10个采样点

[0060]

[0061] 秒同步头3、包编号50、脉搏波数据10个采样点

[0062] 秒同步头4、包编号1、脉搏波数据10个采样点

[0063] 秒同步头4、包编号2、脉搏波数据10个采样点

[0064] 秒同步头4、包编号3、脉搏波数据10个采样点

[0065]

[0066] 秒同步头4、包编号50、脉搏波数据10个采样点

[0067] 秒同步头1、包编号1、脉搏波数据10个采样点

[0068] 秒同步头1、包编号2、脉搏波数据10个采样点

[0069] 秒同步头1、包编号3、脉搏波数据10个采样点

[0070]

[0071] 秒同步头1、包编号50、脉搏波数据10个采样点

[0072] BSB采集盒和PATCH在接收该同步信号后会将同步信号与本地采集的心电数据进行同步。BSB(连接到床垫电极的情况下)和PATCH本身会连续自动采集心电数据,采集到的心电数据也要打包发送。PATCH的心电数据发送给BSB。BSB会将自身采集的心电数据、PATCH

发送来的心电数据以及WPO发送来的脉搏波数据发送给MTC。

[0073] 因此,同样,PATCH收到同步头之后,清除并重启定时器,并以2ms的时间间隔进行连续采样,第一个采样点标记为采样点1,之后按照2ms的时间间隔连续采样499个点,总共500个点。需要指出的是,PATCH只接收腕表发送的同步头或节拍信号,不接收腕表的脉搏波数据。由于蓝牙通讯的数据传输量的限制,这每秒500个采样点数据需要分成50个数据包发送,即每10个采样点数据包发送一次,也就是说,每20ms发送一次数据。这50个数据包,在每个数据包前会有一个相同的秒同步头和按照采集顺序赋予的包编号(1~50),由此将同步信号编码或加载到所采集的信号或数据包中。PATCH的数据包ECG2,会加上秒同步头和包编号,每个数据包的字段构成如下:

- [0074] 秒同步头1、包编号1、心电数据10个采样点
- [0075] 秒同步头1、包编号2、心电数据10个采样点
- [0076] 秒同步头1、包编号3、心电数据10个采样点
- [0077]
- [0078] 秒同步头1、包编号50、心电数据10个采样点
- [0079] 秒同步头2、包编号1、心电数据10个采样点
- [0080] 秒同步头2、包编号2、心电数据10个采样点
- [0081] 秒同步头2、包编号3、心电数据10个采样点
- [0082]
- [0083] 秒同步头2、包编号50、心电数据10个采样点
- [0084] 秒同步头3、包编号1、心电数据10个采样点
- [0085] 秒同步头3、包编号2、心电数据10个采样点
- [0086] 秒同步头3、包编号3、心电数据10个采样点
- [0087]
- [0088] 秒同步头3、包编号50、心电数据10个采样点
- [0089] 秒同步头4、包编号1、心电数据10个采样点
- [0090] 秒同步头4、包编号2、心电数据10个采样点
- [0091] 秒同步头4、包编号3、心电数据10个采样点
- [0092]
- [0093] 秒同步头4、包编号50、心电数据10个采样点
- [0094] 秒同步头1、包编号1、心电数据10个采样点
- [0095] 秒同步头1、包编号2、心电数据10个采样点
- [0096] 秒同步头1、包编号3、心电数据10个采样点
- [0097]
- [0098] 秒同步头1、包编号50、心电数据10个采样点

[0099] 同样,BSB收到同步头之后,清除并重启定时器,并以2ms的时间间隔进行连续采样,第一个采样点标记为采样点1,之后按照2ms的时间间隔连续采样499个点,总共500个点。由于BSB与MTC之间通常采用有线串口连接,因此不需要对其采集的心电数据进行分包处理,只需要对每个采样数据按序加载上同步头即可。因此,BSB的数据包ECG1会加上秒同步头,格式如下:

[0100] 秒同步头1、心电数据500个采样点

[0101] 秒同步头2、心电数据500个采样点

[0102] 秒同步头3、心电数据500个采样点

[0103] 秒同步头4、心电数据500个采样点

[0104] 秒同步头1、心电数据500个采样点

[0105] 需要指出的是,本公开并不必须要求同时存在BSB(结合床垫电极)采集的ECG1和PATCH 130采集的ECG2,可以仅仅存在一种ECG数据包。当人们需要在一定蓝牙通讯范围内活动时,可以不通过床垫进行心电采集,而只通过PATCH 130进行采集。同样,也可以同时采集两路ECG信号。

[0106] BSB收到腕表150发送的脉搏波数据包和PATCH130发送的心电数据包后,根据秒同步头和包编号进行数据拼接,拼接后的脉搏波数据格式如下:

[0107] 秒同步头1、脉搏波采样点数据0~9、10~19、...、490~499

[0108] 秒同步头2、脉搏波采样点数据0~9、10~19、...、490~499

[0109] 秒同步头3、脉搏波采样点数据0~9、10~19、...、490~499

[0110] 秒同步头4、脉搏波采样点数据0~9、10~19、...、490~499

[0111] 秒同步头1、脉搏波采样点数据0~9、10~19、...、490~499

[0112] 同样,BSB收到PATCH130发送的心电数据包后,根据秒同步头和包编号进行数据拼接,拼接后的心电数据格式如下:

[0113] 秒同步头1、心电采样点数据0~9、10~19、...、490~499

[0114] 秒同步头2、心电采样点数据0~9、10~19、...、490~499

[0115] 秒同步头3、心电采样点数据0~9、10~19、...、490~499

[0116] 秒同步头4、心电采样点数据0~9、10~19、...、490~499

[0117] 秒同步头1、心电采样点数据0~9、10~19、...、490~499

[0118] 图4显示了上述加载同步头和包头的过程。

[0119] 此外,需要指出的是,尽管上面提到BSB在采集心电信号是通过导线与电极相连,但是其也可以通过无线通讯方式采集床垫电极的心电信号。因此其可以收集具有心电信号采集电路的床垫电极的心电信号。

[0120] 如图3所示,随后,BSB会将自己采集的心电数据包ECG1、拼接后的PATCH130的心电数据包ECG2以及拼接后的脉搏波数据包PPG通过串口发送给MTC。

[0121] 综上所述,从WP0发送同步开始(如当前秒同步为1),WP0/BSB/PATCH同时开始采集数据,连续采集500个采样点,并将当前采样的500个点标记为秒同步为1的秒数据包,WP0和PATCH都是用蓝牙进行数据传输,蓝牙数据传输大小有长度限制,所以每秒采集到的500个采样点数据必须分成多个数据包发送,因此将500个采样点数据分为50个包,每个包19个字节(byte),其中包含秒同步1,包编号(1~50)和10个采样点,PATCH采用12位ADC采样,WP0采用14位ADC采样,蓝牙数据格式如下:

[0122]

	PATCH 蓝牙数据包数据格式	WPO 蓝牙数据包数据格式
Syn:	同步头=秒同步*50+包编号	同步头=秒同步*50+包编号
Acc0:	加速度 X 轴	脉搏波 Data0 低八位
Acc1:	加速度 Y 轴	脉搏波 Data0 高六位, Data3 高六位的后两位
Acc2:	加速度 Z 轴	脉搏波 Data1 低八位
D0:	Data0 低八位	脉搏波 Data1 高六位, Data3 高六位的中两位
D1:	Data0 高四位 Data1 高四位	脉搏波 Data2 低八位
D2:	Data1 低八位	脉搏波 Data2 高六位, Data3 高六位的前两位

[0123]

D3:	Data2 低八位	脉搏波 Data3 低八位
D4:	Data2 高四位 Data3 高四位	脉搏波 Data4 低八位
D5:	Data3 低八位	脉搏波 Data4 高六位, Data7 高六位的后两位
D6:	Data4 低八位	脉搏波 Data5 低八位
D7:	Data4 高四位 Data5 高四位	脉搏波 Data5 高六位, Data7 高六位的中两位
D8:	Data5 低八位	脉搏波 Data6 低八位
D9:	Data6 低八位	脉搏波 Data6 高六位, Data7 高六位的前两位
D10:	Data6 高四位 Data7 高四位	脉搏波 Data7 低八位
D11:	Data7 低八位	脉搏波 Data8 低八位
D12:	Data8 低八位	脉搏波 Data8 高六位
D13:	Data8 高四位 Data9 高四位	脉搏波 Data9 低八位
D14:	Data9 低八位	脉搏波 Data9 高六位

[0124] 如图3所示,随后,BSB会将自己采集的心电数据包ECG1、拼接后的PATCH130的心电数据包ECG2以及拼接后的脉搏波数据包PPG通过串口发送给MTC,处理单元(MTC)120会根据同步信号或秒同步头和每秒内500个点的先后顺序进行对齐和相关计算。与BSB基于同步信号(秒同步头)对所收集的信号数据包进行时间轴“对齐”拼接形成多信号同步数据不同,MTC对每秒从BSB串口收到带有秒同步头的心电(BSB或PATCH)数据进行心率计算和查找心电波形R波峰值点。这种查找方式属于现有技术,因此不在此详细描述。在找到R点后,在对应秒同步头下的脉搏波数据包中查找特征点,即脉搏波上升最快点,从而可以计算PTT。随后基于PTT与血压之间的关系,计算连续无袖带血压。

[0125] 需要指出的是,通过BSB所连接的床垫电极采集的ECG1信号和通过胸电极片PATCH所采集的心电信号ECG2分别独立使用来与WPO所产生的PPG信号进行同步,并随后计算PTT和血压,也可以在一个系统中同时生成ECG1和ECG2,并由MTC对两者进行比较选取优选的ECG信号或者其他适当的方式来进行PTT计算和血压计算。

[0126] 如图3所示,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,尤其是可无创连续监测血压,并可以监测血压趋势。用户的生命体征数据可整合整统一格式并可通过WiFi自动上传云服务器,长期保存。由此,用户可付费通过云服务咨询医生关于用户的健康状况。

[0127] 图5所示的是根据本公开的血压检测方法的流程图。如图5所示,首先,在步骤S610

处,启动血压监测系统100,由此启动所有相关的构成单元,例如BSB 110、处理单元(MTC) 120、PATCH 130以及WP0150。随后,在系统使用环境处于公共区域,例如多病人病房并且有多套系统可能会被使用的情况下,处理单元(MTC) 120的验证标识信号单元会发出验证标识,例如MTC120的MAC地址以及随机数,以便与其他单元之间建立验证通信(S620)。该步骤并不是本公开所必需的步骤。在该系统在家庭内使用的情况下,由于只有一套系统,可以预先在各个单元之间建立相互通讯验证标识。

[0128] 在系统内各个单元建立通讯连接之后,用户通过按下WP0 150上的启动按钮即可向BSB 110、PATCH 130等发出同步信号帧。随后,BSB 110、PATCH130等在接收到同步信号帧之后,对自身的技术帧清零并关闭信号发送接收单元(S630)。在接收到信号同步单元后,BSB 110、PATCH 130等各自开始信号采集,并将同步信号帧或时间戳添加到采样数据包上,以标识数据包所采集的时间段或时间点(S640)。随后,多信号采集单元BSB 110对所收集的数据包基于各个信号数据包所包含的时间戳在时间轴上对齐,并将对齐的多种信号的数据包以固定的间隔发送到处理单元(MTC) 110(S650)。最后,在处理单元120处,对所接收到的数据包进行时间对齐处理,并查找心电信号的特征点R以及脉搏波信号PPG上的对应特征点,从而计算出脉搏波传播时间PPT,并基于PPT获得用户的无袖血压值(S660)。

[0129] 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。

[0130] 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。

[0131] 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。

[0132] 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。

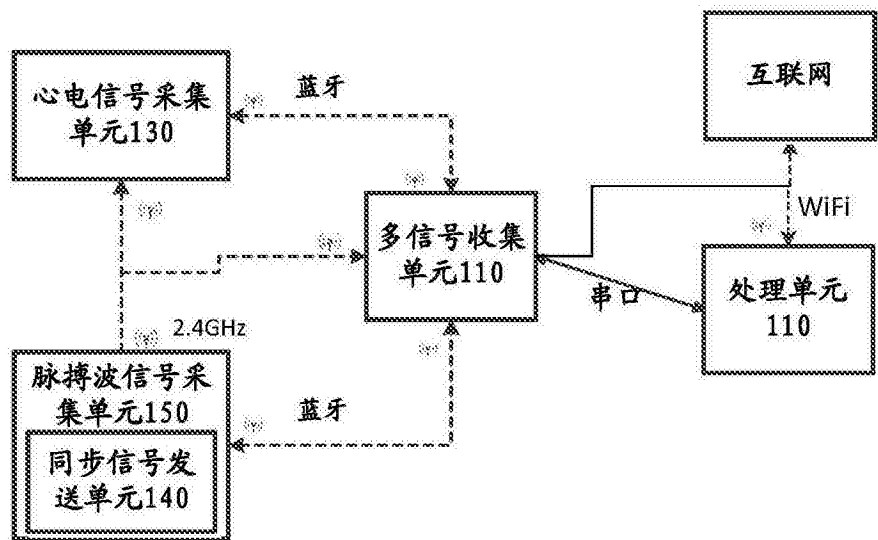


图1

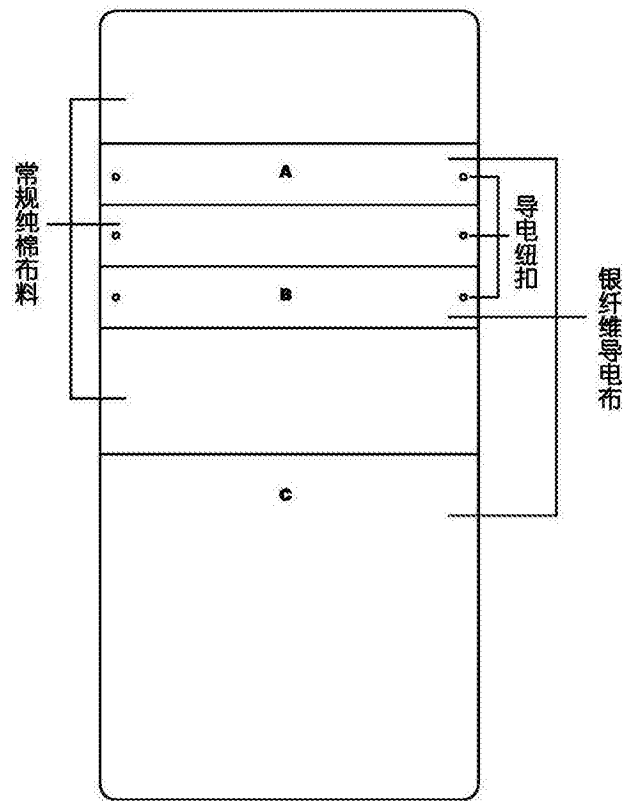


图2

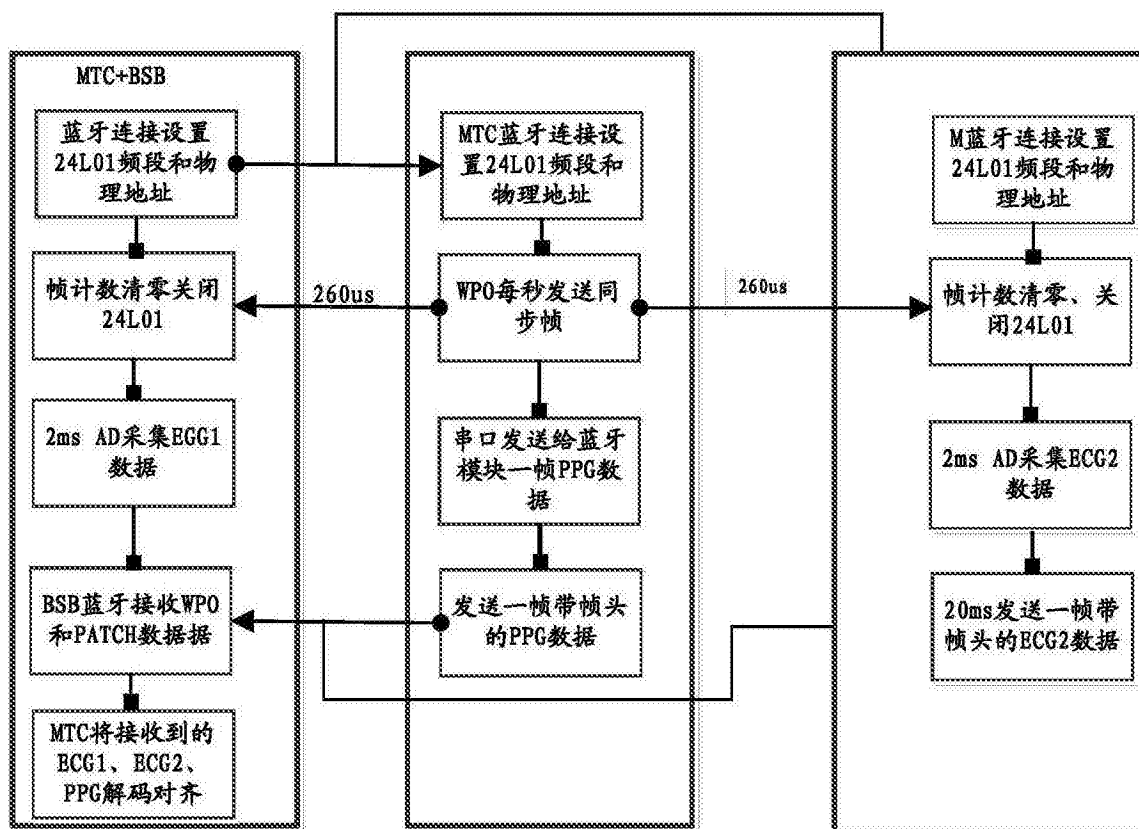


图3

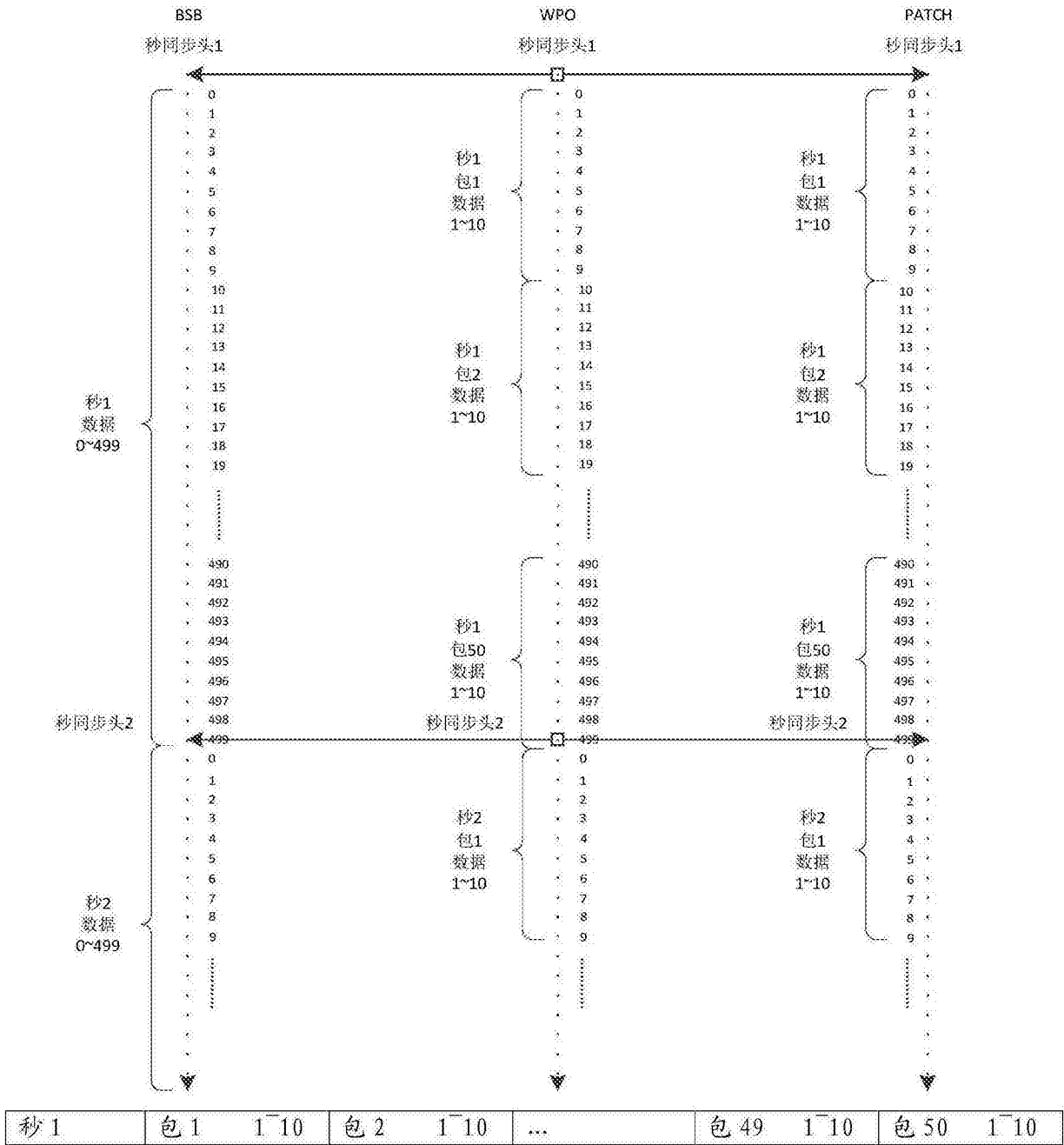


图4

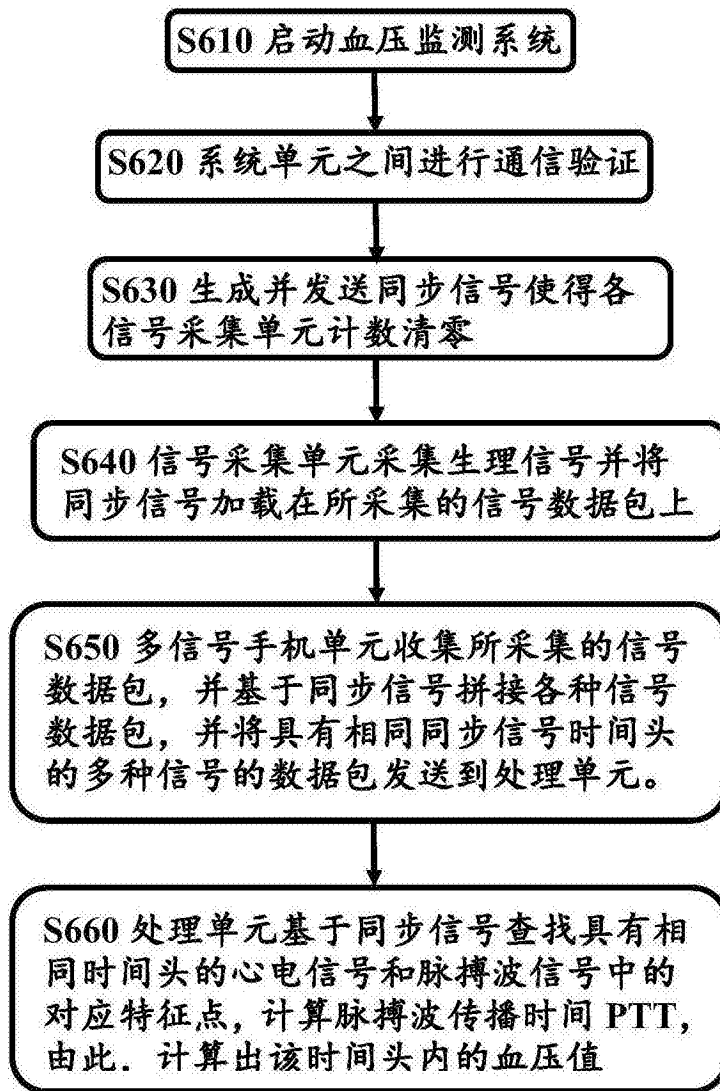


图5

专利名称(译)	血压检测系统和方法		
公开(公告)号	CN106725392A	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN2017110042639.X	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	张家宝 何超明 赵子柱 陈扬峰 张文杰 谢静 熊贤志		
发明人	张家宝 何超明 赵子柱 陈扬峰 张文杰 谢静 熊贤志		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/1455 A61B5/00		
代理人(译)	黄剑飞		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开提供了一种血压检测系统，包括：心电信号采集单元、脉搏波信号采集单元、多信号收集单元、同步信号单元以及信号处理单元。同步信号单元生成并发送同步信号到所述心电信号采集单元、所述脉搏波信号采集单元以及多信号收集单元。所述心电信号采集单元、所述脉搏波信号采集单元将所接收到的同步信号编码到所采集的信号上以及所述多信号收集单元基于所接收到的同步信号对所收集到的信号进行同步处理。信号处理单元接收经过同步处理的心电信号和脉搏波信号并连续计算出用户的血压。

