



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108124419 A

(43)申请公布日 2018.06.05

(21)申请号 201680000757.8

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2016.08.25

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2016.08.25

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/CN2016/096647 2016.08.25

(71)申请人 深圳市汇顶科技股份有限公司  
地址 518000 广东省深圳市福田区腾  
飞工业大厦B座13层

(72)发明人 徐平 刘和兴

(74)专利代理机构 北京合智同创知识产权代理  
有限公司 11545  
代理人 李杰

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

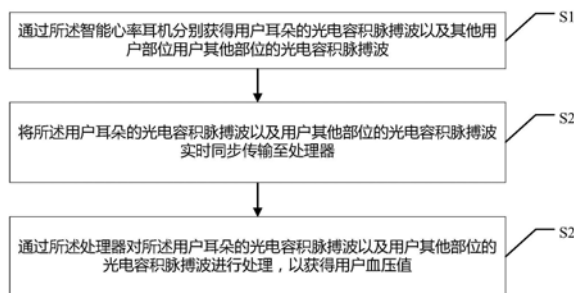
权利要求书2页 说明书10页 附图6页

(54)发明名称

一种血压测量方法、智能心率耳机及系统

(57)摘要

一种血压测量方法、智能心率耳机及系统，所述智能心率耳机的每个耳塞集成至少一心率芯片，所述智能心率耳机与智能便携终端通信，包括：通过所述智能心率耳机分别获得用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波；将所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波实时同步传输至处理器；通过所述处理器对所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波进行处理，以获得用户血压值。本申请提高了用户血压数值监测的准确性，简化了穿戴方式。



1. 一种血压测量方法,其特征在于,应用于智能心率耳机,所述智能心率耳机的每个耳塞集成至少一心率芯片,所述智能心率耳机与智能便携终端通信,所述方法包括:

通过所述智能心率耳机分别获得用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波;

将所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波实时同步传输至处理器;

通过所述处理器对所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波进行处理,以获得用户血压值。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述获得用户其它部位的光电容积脉搏波是获得用户手指处的光电容积脉搏波。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述智能便携终端通过耳机线为所述智能心率耳机供电。

4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述通过所述处理器对所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波进行处理,以获得用户血压值包括:

判断是否存在当前用户的血压值的计算模型;

如存在当前用户的计算模型,根据所述智能心率耳机发送的用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波,获得当前用户的脉搏波的传输时间;

根据所述脉搏波的传输时间及当前用户的血压值的计算模型,计算得到用户血压值。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,如不存在当前用户的计算模型,则采用单独定标获得当前用户的计算模型并保存所述采用单独定标获得的当前用户的计算模型。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述采用单独定标获得当前用户的计算模型包括:

通过所述智能心率耳机对用户血管施加压力;

通过所述智能心率耳机中的心率芯片感测用户血管的光电容积脉搏,当感测所述光电容积脉搏波振幅为低于阈值时,所述智能心率耳机中的压力传感器感测通过所述智能心率耳机对用户血管施加的压力值;

所述压力传感器将至少两次感测的所述压力值发送至所述处理器;

通过所述处理器根据所述至少两次感测的压力值以完成当前用户的计算模型。

7. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述通过所述处理器对所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波进行处理,以获得用户血压值还包括:

保存用户的血压值至相应帐号中,和/或将所述用户血压值上传至云端数据库中,以进行血压长期管理。

8. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述处理器设置在所述智能心率耳机或者所述智能便携终端中。

9. 一种具有血压测量功能的智能心率耳机,其特征在于,所述智能心率耳机的每个耳塞集成至少一心率芯片,所述智能心率耳机与智能便携终端通信,

所述智能心率耳机分别获得用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波;

将所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波实时同步传

输至处理器；

所述处理器对所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波进行处理,以获得用户血压值。

10. 根据权利要求9所述的智能心率耳机,其特征在于,所述获得用户其它部位的光电容积脉搏波是获得用户手指处的光电容积脉搏波。

11. 根据权利要求9所述的智能心率耳机,其特征在于,所述智能便携终端通过所述耳机线为所述智能心率耳机供电。

12. 根据权利要求9所述的智能心率耳机,其特征在于,所述通过所述处理器对所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波进行处理,以获得用户血压值包括:

判断是否存在当前用户的血压值的计算模型;

如存在计算模型,根据所述智能心率耳机发送的用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波,获得所述脉搏波的传输时间;

根据所述脉搏波的传输时间及计算模型,计算得到用户血压值。

13. 根据权利要求12所述的智能心率耳机,其特征在于,如不存在计算模型,采用单独定标获得计算模型。

14. 根据权利要求13所述的智能心率耳机,其特征在于,所述采用单独定标获得计算模型包括:

所述智能心率耳机内置心率芯片和压力传感器,通过所述智能心率耳机对用户血管施加压力;

通过所述智能心率耳机中的心率芯片感测用户血管的光电容积脉搏,当感测所述光电容积脉搏波振幅为低于阈值时,所述智能心率耳机中的压力传感器感测通过所述智能心率耳机对用户血管施加的压力值;

所述压力传感器将至少两次感测的所述压力值发送至所述处理器;

通过所述处理器根据所述至少两次感测的压力值以完成计算模型的血压定标。

15. 根据权利要求9所述的智能心率耳机,其特征在于,还包括:

保存用户的血压值至相应帐号中或者将所述用户血压值上传至云端数据库中,以进行血压长期管理。

16. 根据权利要求9所述的智能心率耳机,其特征在于,所述处理器设置在所述智能心率耳机或者所述智能便携终端中。

17. 一种血压测量系统,其特征在于,包括如权利要求9-16所述的智能心率耳机以及与所述智能心率耳机通信的智能便携终端,所述智能心率耳机将所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波实时同步传输至所述智能便携终端的处理器。

## 一种血压测量方法、智能心率耳机及系统

[0001] 本申请属于可穿戴设备技术领域,尤其涉及一种血压测量方法、智能心率耳机及系统。

### 背景技术

[0002] 血压是反映用户循环系统机能的重要参数,为了避免现有电子血压计通过袖带给手臂加压带来的噪声和不舒适感,以及实现连续的血压测量,多采用脉搏波传输时间(PWTT)可获得用户的血压数值。

[0003] 通常采用光电容积脉搏波(PPG)同时监测心电(ECG)和外周血管(如桡动脉)脉搏波或者身体任意两个部位(如颈动脉和桡动脉)的脉搏波,计算它们之间的时间延迟,即动脉血从心脏喷出到传输至外周血管所需要的时间,从而获得脉搏波传输时间。通过脉搏波传输时间和动脉血压之间的模型,计算用户的血压数值。

[0004] 目前通过脉搏波传输时间来监测用户血压数值的手环手表等健康产品,其准确度很大程度上受到所采集的光电容积脉搏波的信噪比的影响。现在常采用手腕和相对应手指端进行光电容积脉搏波采集,而手腕处所采集的光电容积脉搏波的信噪比较差,影响了用户血压数值监测的准确度。同时由于需要同时监测手腕和手指端的光电容积脉搏波,常用的监测心电(ECG)方式和指环以及手环附加指环的方式,穿戴起来非常不便。

### 发明内容

[0005] 本申请提供一种血压测量方法、智能心率耳机及系统,其提高了用户血压数值监测的准确性,简化了穿戴方式。

[0006] 本申请一实施例提供一种血压测量方法,应用于智能心率耳机,所述智能心率耳机的每个耳塞集成至少一心率芯片,所述智能心率耳机与智能便携终端通信,包括:

[0007] 通过所述智能心率耳机分别获得用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波;

[0008] 将所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波实时同步传输至处理器;

[0009] 通过所述处理器对所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波进行处理,以获得用户血压值。

[0010] 本申请另一实施例提供一种血压测量的智能心率耳机,所述智能心率耳机的每个耳塞集成至少一心率芯片,所述智能心率耳机与智能便携终端通信,所述智能心率耳机分别获得用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波;将所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波实时同步传输至处理器;所述处理器对所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波进行处理,以获得用户血压值。

[0011] 本申请再一实施例提供一种血压测量系统,包括上述的智能心率耳机以及与所述智能心率耳机通信的智能便携终端,所述智能心率耳机将所述用户耳朵的光电容积脉搏波

以及用户其它部位的光电容积脉搏波实时同步传输至所述智能便携终端的处理器。

[0012] 从上述本申请实施例可知,本申请所述智能心率耳机分别获得用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波,并将所述光电容积脉搏波实时同步传输至处理器。所述处理器根据所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波,获得所述脉搏波的传输时间,对其进行计算得到用户血压值。因此,本申请监测的用户耳朵的光电容积脉搏波信噪比高于手腕等用户部位,提高了用户血压数值监测的准确度。并且,本申请通过智能心率耳机和智能便携终端监测用户血压值,穿戴方便,操作简单。

### 附图说明

[0013] 为了更清楚地说明本申请实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本申请的一些实施例,对于本领域技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0014] 图1为本申请血压测量的智能心率耳机与智能便携终端的连接示意图;

[0015] 图2为本申请一种血压测量方法的一实施例流程图;

[0016] 图3为本申请一种血压测量方法的步骤S3一实施例流程图;

[0017] 图4为本申请用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波示意图;

[0018] 图5为本申请一种血压测量方法的步骤S3另一实施例流程图;

[0019] 图6为本申请一种血压测量方法的中单独定标获得计算模型的一实施例流程图;

[0020] 图7为本申请智能心率耳机进行单独定标获得计算模型的一实施例的一使用示意图;

[0021] 图8为图2智能心率耳机的心率芯片感测得光电容积脉搏波波形图;

[0022] 图9为本申请智能心率耳机进行单独定标获得计算模型的一实施例的另一使用示意图;

[0023] 图10为图3智能心率耳机的心率芯片感测得光电容积脉搏波波形图;

[0024] 图11为本申请一种血压测量方法的再一实施例流程图;

[0025] 图12为本申请一应用场景的使用流程图。

### 具体实施方式

[0026] 本申请所述智能心率耳机分别获得用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波,并将所述光电容积脉搏波实时同步传输至处理器。所述处理器根据所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波,获得所述脉搏波的传输时间,对其进行计算得到用户血压值。因此,本申请监测的用户耳朵的光电容积脉搏波信噪比高于手腕等用户部位,提高了用户血压数值监测的准确度。并且,本申请通过智能心率耳机和智能便携终端监测用户血压值,穿戴方便,操作简单。

[0027] 为使得本申请的发明目的、特征、优点能够更加的明显和易懂,下面将结合本申请实施例中的附图,对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本申请一部分实施例,而非全部实施例。基于本申请中的实施例,本领域普通技

术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本申请保护的范  
围。

[0028] 参见图1,本申请实施例提供一种基于耳机的血压测量方法,应用于智能心率耳机  
1,所述智能心率耳机1的每个耳塞集成至少一心率芯片,所述智能心率耳机1与智能便携终  
端2通信。

[0029] 由于心率芯片技术为根据光电容积脉搏波的发射获取原理,将相应的硬件功能模  
块集成在一片细小的芯片上,其通过接收经过毛细血管吸收后剩余的反射光,得到反映血  
流波动的光电容积脉搏波。

[0030] 本申请所述智能心率耳机1每个耳塞分别集成至少一心率芯片,具体地,每个耳塞  
集成一片心率芯片,且每片心率芯片分别集成在所述智能心率耳机1每个耳塞的两侧。

[0031] 参见图2,本申请所述方法包括:

[0032] S1、通过所述智能心率耳机分别获得用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部  
位的光电容积脉搏波。

[0033] 参见图1,将所述智能心率耳机1的一个耳塞佩戴在耳朵上,所以可以通过所述耳  
塞上的心率芯片获得用户耳朵的光电容积脉搏波。耳朵部位的毛细血管丰富,提取出来  
的光电容积脉搏波比其它部位如手腕处的信噪比高,受肤色、纹身、体毛和运动的影响小,  
通过测量耳朵和用户其它部位之间的光电容积脉搏波传输时间差,可以提高基于脉搏波传  
输时间监测用户血压数值的准确性以及人群适用度。

[0034] 将所述智能心率耳机1的另一个耳塞与用户其它部位接触,获得用户其它部位的  
光电容积脉搏波。

[0035] 具体地,由于用户手指的光电容积脉搏波的信噪比优于用户其它部位的光电容积  
脉搏波的信噪比,将所述智能心率耳机1的另一个耳塞与用户手指接触,获得用户手指的  
光电容积脉搏波。

[0036] S2、将所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波实时  
同步传输至处理器。

[0037] 具体地,本申请将所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积  
脉搏波经过中间处理模块的同步后,实时传输至所述处理器。

[0038] S3、通过所述处理器对所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电  
容积脉搏波进行处理,以获得用户血压值。

[0039] 具体的,所述处理器设置在所述智能心率耳机1或者所述智能便携终端2中。

[0040] 如果所述处理器设置在所述智能心率耳机1中,则通过单独的智能心率耳机即可  
获得人体血压值,如果所述处理器设置在所述智能便携终端2中,则通过与所述智能心率耳  
机通信的智能便携终端中,即可获得人体血压值。因此,设置在所述智能心率耳机1或者所  
述智能便携终端2中的处理器可简单方便的实现用户血压值的计算处理,无须对所述智能  
心率耳机1或者所述智能便携终端2的硬件结构进行改变。

[0041] 参见图3,所述步骤S3包括:

[0042] S31、判断是否存在当前用户的血压值的计算模型。

[0043] 通过对大量人群的研究,所述脉搏波的传输时间(PWTT)和动脉血压(BP)满足以下  
模型:

[0044]  $BP = a * \ln(PWTT) + b$ ,

[0045] 其中,参数a和参数b与每个人的血管特性有关,也和测量的血压是收缩压还是舒张压有关。

[0046] 所述计算模型可以通过预存的方式存储在所述处理器。

[0047] S32、如存在计算模型,根据所述智能心率耳机发送的用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波,获得所述脉搏波的传输时间。

[0048] 参见图4,本申请通过同步测量所述用户耳朵的光电容积脉搏波101以及用户其它部位(例如,手指)的光电容积脉搏波102,对所述光电容积脉搏波去噪,寻找到每个脉搏波的波谷点,此波谷点对应于心脏舒张末期,即将开始收缩的时刻。所述用户耳朵的光电容积脉搏波101以及用户其它部位(例如,手指)的光电容积脉搏波102的波谷点之间的延迟就是脉搏波从主动脉3传输到耳朵与脉搏波从主动脉3传输到用户其它部位(例如,手指)的时间差,即所述脉搏波的传输时间103。

[0049] S33、根据所述脉搏波的传输时间及计算模型,计算得到用户血压值。

[0050] 本申请将获得的所述脉搏波的传输时间代入计算模型,从而根据所述脉搏波的传输时间得到所监测的用户血压值。

[0051] 因此,本申请通过当前用户的血压值的计算模型以及所述智能心率耳机发送的用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波获得所监测的用户血压值,计算简单,且计算准确率高。

[0052] 如果本申请智能心率耳机1通过耳机线与智能便携终端2连接,所述智能心率耳机1可在欣赏音乐的同时,通过所述耳机线将所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波实时传输至所述智能便携终端2。

[0053] 所述智能便携终端2通过所述耳机线为所述智能心率耳机1供电,所述智能心率耳机1的反光等所有器件的能源由所述智能便携终端2提供,所述智能心率耳机1无需外加电池。本申请解决了目前可穿戴设备在体积小和电池容量之间的矛盾。

[0054] 在本申请另一具体实现中,参见图5,所述步骤S3还包括:步骤S34、如不存在计算模型,采用单独定标获得计算模型。

[0055] 具体的,参见图6,所述采用单独定标获得计算模型包括:

[0056] T1、所述智能心率耳机内置心率芯片和压力传感器,通过所述智能心率耳机对用户血管施加压力。

[0057] T2、通过所述智能心率耳机中的心率芯片感测用户血管的光电容积脉搏,当感测所述光电容积脉搏波振幅低于阈值时,所述智能心率耳机中的压力传感器感测通过所述智能心率耳机对用户血管施加的压力值。

[0058] T3、所述压力传感器将至少两次感测的所述压力值发送至所述处理器。

[0059] T4、通过所述处理器根据所述至少两次感测的压力值以完成计算模型的血压定标。

[0060] 具体地,参见图7,本申请通过将智能心率耳机1对准前肢相应的血管111,将其压在对应的骨骼110上。由所述智能心率耳机1中的心率芯片感知血管中血容量的变化,而压力传感器感受由手指通过智能心率耳机1施加的对血管111施加的压力值。其中当相应的手指通过智能心率耳机1施加的对血管111的压力值小于血管111的本身的压力值时,血液能

正常通过相应的血管111,其光电容积脉搏波如图8的112所示。

[0061] 参见图9,当手指通过智能心率耳机1施加的对血管111的压力值继续增大时,相应的血管111会越来越窄,一直到施加的压力值与血管111本身的压力值相等时,整个血管111即完全闭合。由于此时血管111已经没有了血流,因此由所述心率芯片所监测到的光电容积脉搏波振幅低于阈值,即几乎变为一条直线,如图10的113所示。所述阈值为本领域技术人员根据人体特征进行设定。因此,此时由所述压力传感器所感知到的压力值即为所监测到的血管111的动脉压力值。

[0062] 当所述心率芯片感测血管111的光电容积脉搏波振幅低于阈值时,本申请压力传感器感测用户通过所述智能心率耳机1对血管施加的压力值,所述压力传感器将至少两次感测的所述压力值发送至处理器以完成动脉血压值的定标。

[0063] 具体地,本申请利用位于所述智能便携终端2或者所述智能心率耳机1中的处理器将所述至少两次感测的所述压力值代入计算模型,通过解方程组获得参数a和b或者A和B的值,从而完成动脉血压值的定标。

[0064] 因此,本申请通过智能心率耳机1内置的压力传感器和心率芯片即可实现脉搏波传输时间和动脉血压之间模型的血压定标,无需其他设备,操作方便,且能够有效减小定标误差,提高了定标的准确度。

[0065] 因此,本申请监测的用户耳朵的光电容积脉搏波信噪比高于手腕等用户部位,提高了用户血压数值监测的准确度。并且,本申请通过智能心率耳机和智能便携终端监测用户血压值,穿戴方便,操作简单。

[0066] 智能心率耳机1除了监测用户血压值外,还能检测用户的心率,血氧,体温等数值,因此本申请智能心率耳机1可实现多种用户特征监测,使用方便,操作简单。

[0067] 在本申请另一具体实现中,所述方法除上述步骤S1—S3,参见图11,还包括步骤:S4、保存用户的血压值至相应账号中,和/或将所述用户血压值上传至云端数据库中,以进行血压长期管理。

[0068] 因此,本申请通过保存的血压值对用户血压进行长期管理,便于监控用户的身体健康情况,且操作简单,使用方便。

[0069] 对应于上述方法,参见图1,本申请另一实施例所提供具有血压测量功能的智能心率耳机1,所述智能心率耳机1的每个耳塞集成至少一心率芯片,所述智能心率耳机1与智能便携终端2通信。

[0070] 由于心率芯片技术为根据光电容积脉搏波的发射获取原理,将相应的硬件功能模块集成在一片细小的芯片上,其通过接收经过毛细血管吸收后剩余的反射光,得到反映血流波动的光电容积脉搏波。

[0071] 本申请所述智能心率耳机1每个耳塞分别集成至少一心率芯片,具体地,每个耳塞集成一片心率芯片,且每片心率芯片分别集成在所述智能心率耳机1每个耳塞的两侧。

[0072] 所述智能心率耳机分别获得用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波。

[0073] 参见图1,将所述智能心率耳机1的一个耳塞佩戴在耳朵上,所以可以通过所述耳塞上的心率芯片获得用户耳朵的光电容积脉搏波。耳朵部位的毛细血管丰富,提取出来的光电容积脉搏波比其它部位如手腕处的信噪比高,受肤色、纹身、体毛和运动的影响小,通

过测量耳朵和用户其它部位之间的光电容积脉搏波传输时间差,可以提高基于脉搏波传输时间监测用户血压数值的准确性以及人群适用度。

[0074] 将所述智能心率耳机1的另一个耳塞与用户其它部位接触,获得用户其它部位的光电容积脉搏波。

[0075] 具体地,由于用户手指的光电容积脉搏波的信噪比优于用户其它部位的光电容积脉搏波的信噪比,将所述智能心率耳机1的另一个耳塞与用户手指接触,获得用户手指的光电容积脉搏波。

[0076] 将所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波实时同步传输至处理器。

[0077] 具体地,本申请将所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波经过中间处理模块的同步后,实时传输至所述处理器。

[0078] 所述处理器对所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波进行处理,以获得用户血压值。

[0079] 具体的,所述处理器设置在所述智能心率耳机1或者所述智能便携终端2中。

[0080] 如果所述处理器设置在所述智能心率耳机1中,则通过单独的智能心率耳机即可获得人体血压值,如果所述处理器设置在所述智能便携终端2中,则通过与所述智能心率耳机通信的智能便携终端中,即可获得人体血压值。因此,设置在所述智能心率耳机1或者所述智能便携终端2中的处理器可简单方便的实现用户血压值的计算处理,无须对所述智能心率耳机1或者所述智能便携终端2的硬件结构进行改变。

[0081] 所述处理器对所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波进行处理,以获得用户血压值包括:

[0082] 判断是否存在当前用户的血压值的计算模型。

[0083] 通过对大量人群的研究,所述脉搏波的传输时间(PWTT)和动脉血压(BP)满足以下模型:

[0084]  $BP = a * \ln(PWTT) + b,$

[0085] 其中,参数a和参数b与每个人的血管特性有关,也和测量的血压是收缩压还是舒张压有关。

[0086] 所述计算模型可以通过预存的方式存储在所述处理器。

[0087] 如存在计算模型,根据所述智能心率耳机发送的用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波,获得所述脉搏波的传输时间。

[0088] 参见图4,本申请通过同步测量所述用户耳朵的光电容积脉搏波101以及用户其它部位(例如,手指)的光电容积脉搏波102,对所述光电容积脉搏波去噪,寻找到每个脉搏波的波谷点,此波谷点对应于心脏舒张末期,即将开始收缩的时刻。所述用户耳朵的光电容积脉搏波101以及用户其它部位(例如,手指)的光电容积脉搏波102的波谷点之间的延迟就是脉搏波从主动脉3传输到耳朵与脉搏波从主动脉3传输到用户其它部位(例如,手指)的时间差,即所述脉搏波的传输时间103。

[0089] 根据所述脉搏波的传输时间及计算模型,计算得到用户血压值。

[0090] 本申请将获得的所述脉搏波的传输时间代入计算模型,从而根据所述脉搏波的传输时间得到所监测的用户血压值。

[0091] 因此,本申请通过当前用户的血压值的计算模型以及所述智能心率耳机发送的用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波获得所监测的用户血压值,计算简单,且计算准确率高。

[0092] 如果本申请智能心率耳机1通过耳机线与智能便携终端2连接,所述智能心率耳机1可在欣赏音乐的同时,通过所述耳机线将所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波实时传输至所述智能便携终端2。

[0093] 所述智能便携终端2通过所述耳机线为所述智能心率耳机1供电,所述智能心率耳机1的反光等所有器件的能源由所述智能便携终端2提供,所述智能心率耳机1无需外加电池。本申请解决了目前可穿戴设备在体积小和电池容量之间的矛盾。

[0094] 在本申请另一具体实现中,如不存在计算模型,采用单独定标获得计算模型。

[0095] 具体的,参见图6,所述采用单独定标获得计算模型包括:

[0096] T1、所述智能心率耳机内置心率芯片和压力传感器,通过所述智能心率耳机对用户血管施加压力。

[0097] T2、通过所述智能心率耳机中的心率芯片感测用户血管的光电容积脉搏,当感测所述光电容积脉搏波振幅低于阈值时,所述智能心率耳机中的压力传感器感测通过所述智能心率耳机对用户血管施加的压力值。

[0098] T3、所述压力传感器将至少两次感测的所述压力值发送至所述处理器。

[0099] T4、通过所述处理器根据所述至少两次感测的压力值以完成计算模型的血压定标。

[0100] 具体地,参见图7,本申请通过将智能心率耳机1对准前肢相应的血管111,将其压在对应的骨骼110上。由所述智能心率耳机1中的心率芯片感知血管中血容量的变化,而压力传感器感受由手指通过智能心率耳机1施加的对血管111施加的压力值。其中当相应的手指通过智能心率耳机1施加的对血管111的压力值小于血管111的本身的压力值时,血液能正常通过相应的血管111,其光电容积脉搏波如图8的112所示。

[0101] 参见图9,当手指通过智能心率耳机1施加的对血管111的压力值继续增大时,相应的血管111会越来越窄,一直到施加的压力值与血管111本身的压力值相等时,整个血管111即完全闭合。由于此时血管111已经没有了血流,因此由所述心率芯片所监测到的光电容积脉搏波振幅低于阈值,即几乎变为一条直线,如图10的113所示。所述阈值为本领域技术人员根据人体特征进行设定。因此,此时由所述压力传感器所感知到的压力值即为所监测到的血管111的动脉压力值。

[0102] 当所述心率芯片感测血管111的光电容积脉搏波振幅低于阈值时,本申请压力传感器感测用户通过所述智能心率耳机1对血管施加的压力值,所述压力传感器将至少两次感测的所述压力值发送至处理器以完成动脉血压值的定标。

[0103] 具体地,本申请利用位于所述智能便携终端2或者所述智能心率耳机1中的处理器将所述至少两次感测的所述压力值代入计算模型,通过解方程组获得参数a和b或者A和B的值,从而完成动脉血压值的定标。

[0104] 因此,本申请通过智能心率耳机1内置的压力传感器和心率芯片即可实现脉搏波传输时间和动脉血压之间模型的血压定标,无需其他设备,操作方便,且能够有效减小定标误差,提高了定标的准确度。

[0105] 因此,本申请监测的用户耳朵的光电容积脉搏波信噪比高于手腕等用户部位,提高了用户血压数值监测的准确度。并且,本申请通过智能心率耳机和智能便携终端监测用户血压值,穿戴方便,操作简单。

[0106] 智能心率耳机1除了监测用户血压值外,还能检测用户的心率,血氧,体温等数值,因此本申请智能心率耳机1可实现多种用户特征监测,使用方便,操作简单。

[0107] 在本申请另一具体实现中,所述智能心率耳机1保存用户的血压值至相应账号中,和/或将所述用户血压值上传至云端数据库中,以进行血压长期管理。

[0108] 因此,本申请通过保存的血压值对用户血压进行长期管理,便于监控用户的身体健康情况,且操作简单,使用方便。

[0109] 对应上述方法,参见图1,本申请还提供一种血压测量系统,包括上述的智能心率耳机1以及与所述智能心率耳机通信的智能便携终端2,所述智能心率耳机1将所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波实时同步传输至所述智能便携终端2的处理器。

[0110] 下面通过本申请一具体应用场景来进一步说明本申请实现。

[0111] 参见图1,本申请智能心率耳机1的每个耳塞分别集成至少一心率芯片,通过耳机线与智能便携终端2连接。

[0112] 本申请所述智能心率耳机1集成两片心率芯片,且所述两片心率芯片分别集成在所述智能心率耳机1的两个耳塞,其中一个耳塞还集成压力传感器。

[0113] 参见图12,所述应用场景的流程包括:

[0114] 1201、所述智能心率耳机1插入到所述智能便携终端2的耳机插孔中。

[0115] 1202、所述智能心率耳机1的一个耳塞获得用户耳朵的光电容积脉搏波,另一个耳塞获得用户手指的光电容积脉搏波。

[0116] 1203、所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户手指的光电容积脉搏波通过耳机线实时传输至所述智能便携终端2。

[0117] 所述智能便携终端2通过所述耳机线为所述智能心率耳机1供电,所述智能心率耳机1的反光等所有器件的能源由所述智能便携终端2提供,所述智能心率耳机1无需外加电池。本申请解决了目前可穿戴设备在体积小巧和电池容量之间的矛盾。

[0118] 1204、所述智能便携终端2判断是否获得足够的光电容积脉搏波。

[0119] 1205、如果获得足够的光电容积脉搏波,判断所述智能便携终端2是否预存所述脉搏波的传输时间与用户血压值的计算模型。

[0120] 通过对大量人群的研究,所述脉搏波的传输时间(PWTT)和动脉血压(BP)满足以下模型:

[0121]  $BP = a * \ln(PWTT) + b,$

[0122] 其中,参数a和参数b与每个人的血管特性有关,也和测量的血压是收缩压还是舒张压有关。

[0123] 1206、如不存在计算模型,则通过单独定标来确定参数a和参数b,从而获得所述脉搏波的传输时间与用户血压值的计算模型。

[0124] 定标的方法是通过改变所监测用户的体位使用户的血压数值发生改变,同时获得所监测用户的体位改变前后用户的血压数值对应的脉搏波的传输时间,通过解方程组即可

以确定参数a和b。

[0125] 具体的,所述采用单独定标获得计算模型如图6,利用所述智能心率耳机1集成心率芯片和压力传感器的耳塞进行单独定标,具体定标方法不再赘述。

[0126] 1207、如存在计算模型,或者利用单独定标获得计算模型,利用所述光电容积脉搏波获得脉搏波的传输时间。

[0127] 参见图4,本申请通过同步测量所述用户耳朵的光电容积脉搏波101以及用户其它部位(例如,手指)的光电容积脉搏波102,对所述光电容积脉搏波去噪,寻找到每个脉搏波的波谷点,此波谷点对应于心脏舒张末期,即将开始收缩的时刻。所述用户耳朵的光电容积脉搏波101以及用户其它部位(例如,手指)的光电容积脉搏波102的波谷点之间的延迟就是脉搏波从主动脉3传输到耳朵与脉搏波从主动脉3传输到用户其它部位(例如,手指)的时间差,即所述脉搏波的传输时间103。

[0128] 1208、根据每个用户的计算模型,代入所述脉搏波的传输时间,得到监测的用户血压值。

[0129] 1209、保存所述用户血压值到所述智能便携终端2中的相应帐号中或者将所述用户血压值上传至云端数据库中,以便进行血压长期管理。

[0130] 因此,本申请监测的用户耳朵的光电容积脉搏波信噪比高于手腕等用户部位,提高了用户血压数值监测的准确度。并且,本申请通过智能心率耳机和智能便携终端监测用户血压值,穿戴方便,操作简单。

[0131] 在本申请所提供的多个实施例中,应该理解到,所揭露的装置和方法,可以通过其他的方式实现。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述模块的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个模块或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信链接可以是通过一些接口,装置或模块的间接耦合或通信链接,可以是电性,机械或其他的形式。

[0132] 所述作为分离部件说明的模块可以是或者也可以不是物理上分开的,作为模块显示的部件可以是或者也可以不是物理模块,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络模块上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本实施例方案的目的。

[0133] 另外,在本申请各个实施例中的各功能模块可以集成在一个处理模块中,也可以是各个模块单独物理存在,也可以两个或两个以上模块集成在一个模块中。上述集成的模块既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能模块的形式实现。

[0134] 所述集成的模块如果以软件功能模块的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本申请的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本申请各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM, Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM, Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0135] 需要说明的是,对于前述的各方法实施例,为了简便描述,故将其都表述为一系列的动作组合,但是本领域技术人员应该知悉,本申请并不受所描述的动作顺序的限制,因为依据本申请,某些步骤可以采用其他顺序或者同时进行。其次,本领域技术人员也应该知悉,说明书中所描述的实施例均属于优选实施例,所涉及的动作和模块并不一定是本申请所必须的。

[0136] 在上述实施例中,对各个实施例的描述都各有侧重,某个实施例中未详述的部分,可以参见其他实施例的相关描述。

[0137] 以上为对本申请所提供的一种血压测量方法、智能心率耳机及智能便携终端的描述,对于本领域的技术人员,依据本申请实施例的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上,本说明书内容不应理解为对本申请的限制。

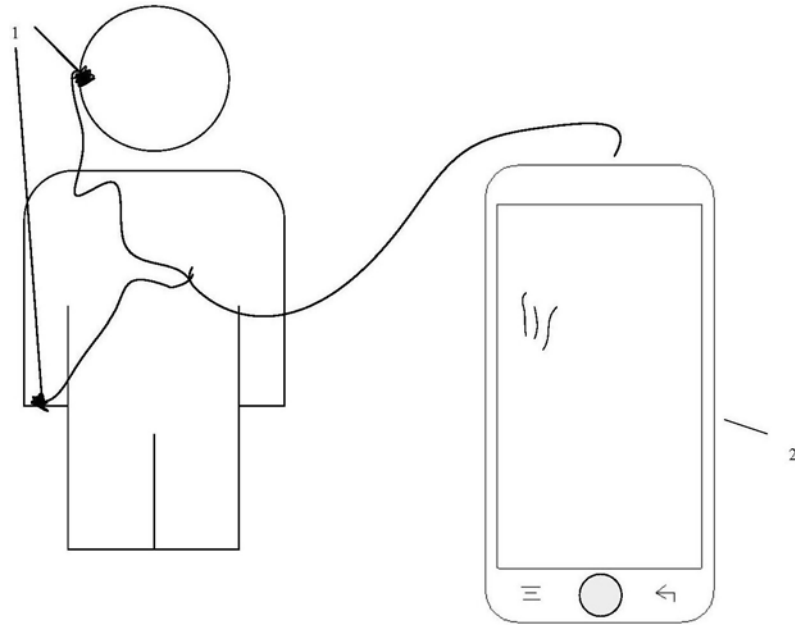


图1

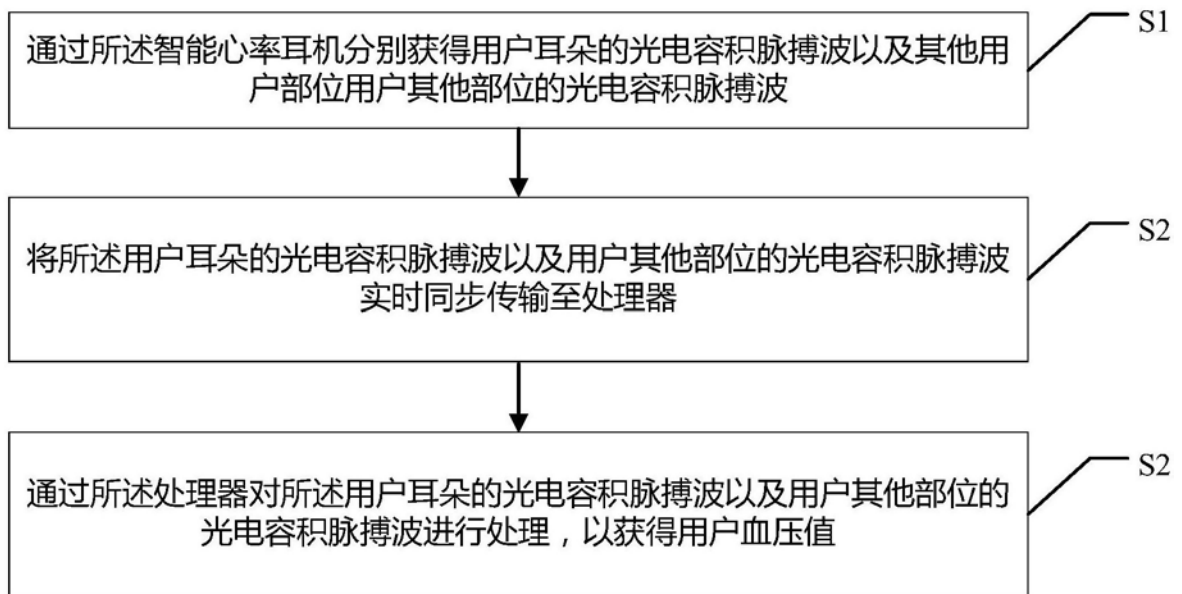


图2

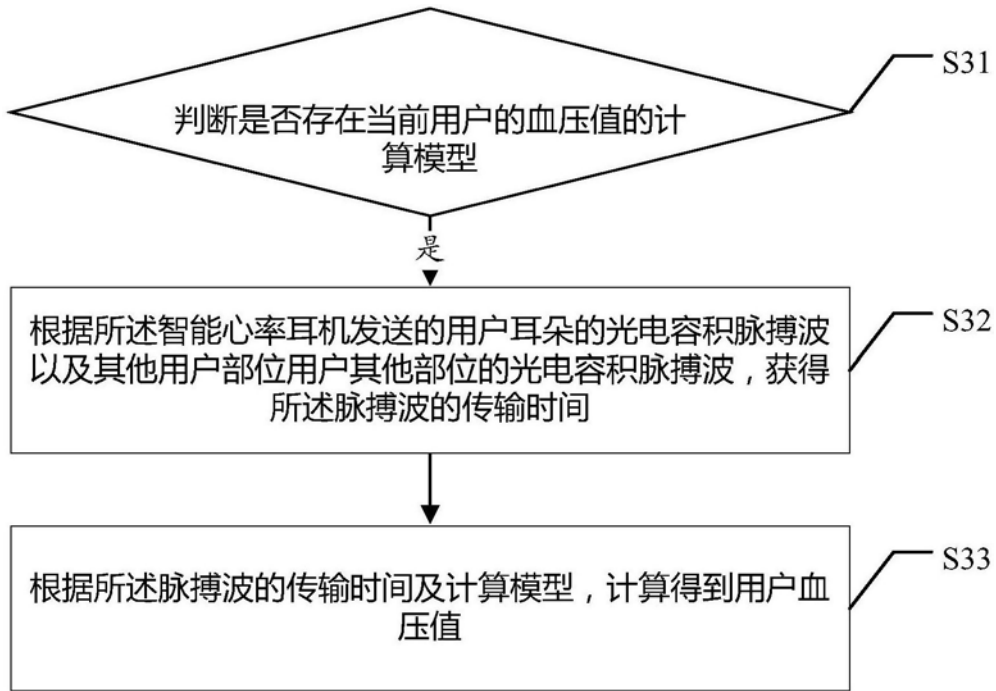


图3

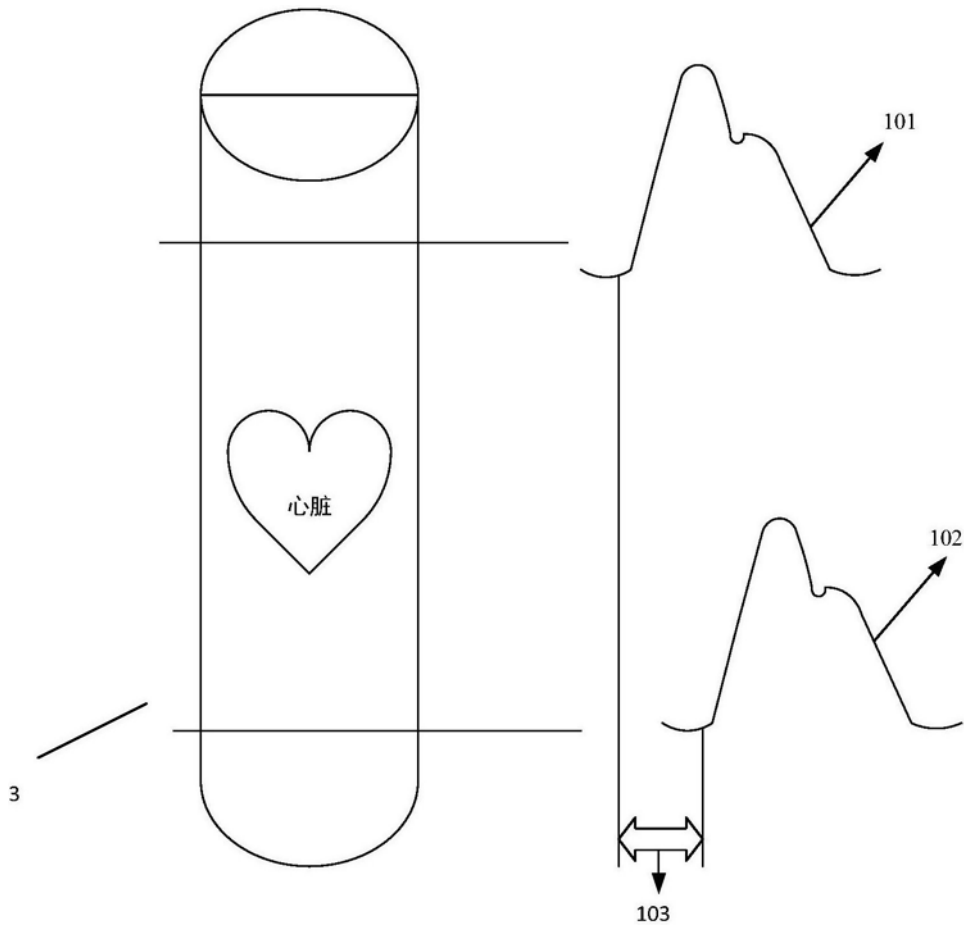


图4

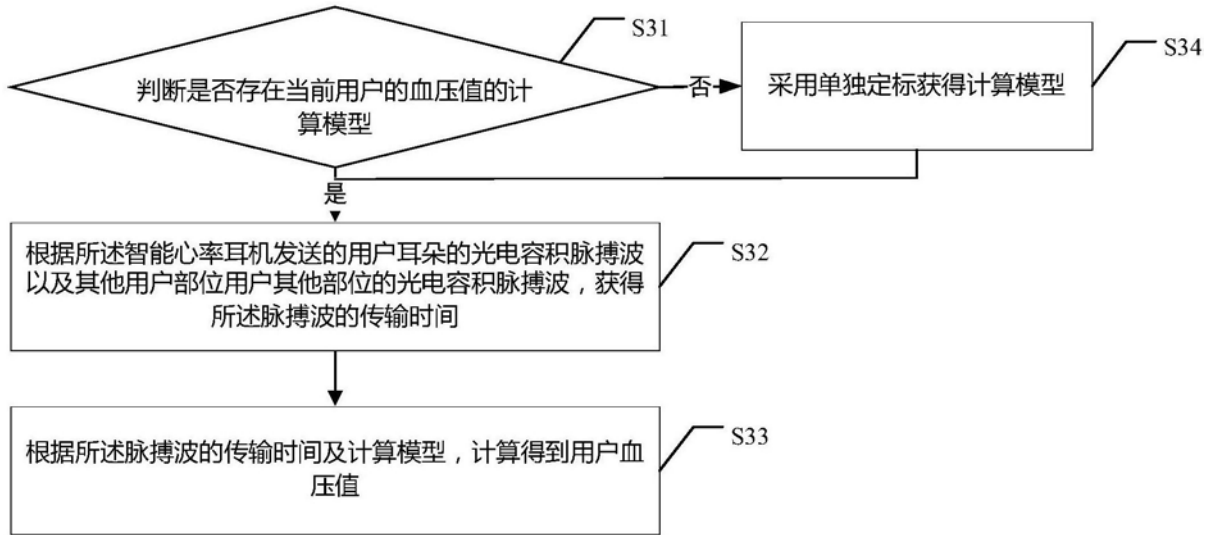


图5

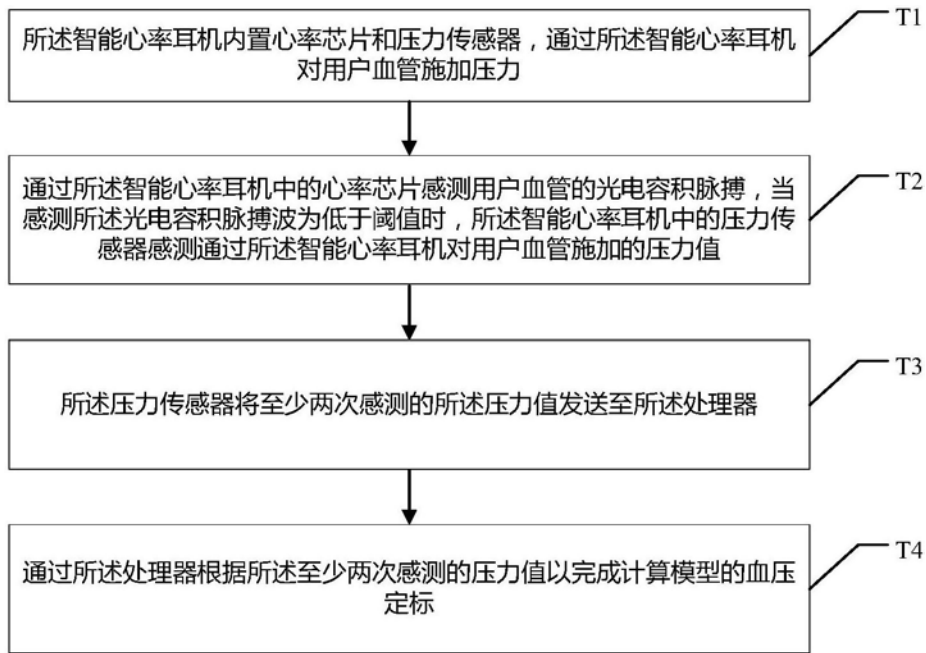


图6

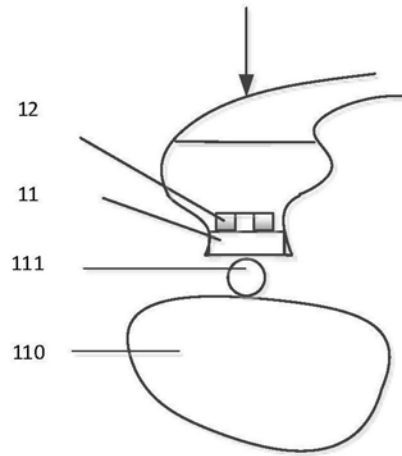


图7

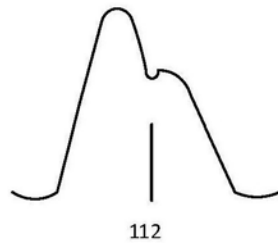


图8

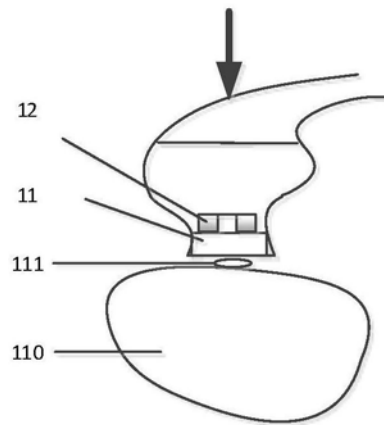


图9

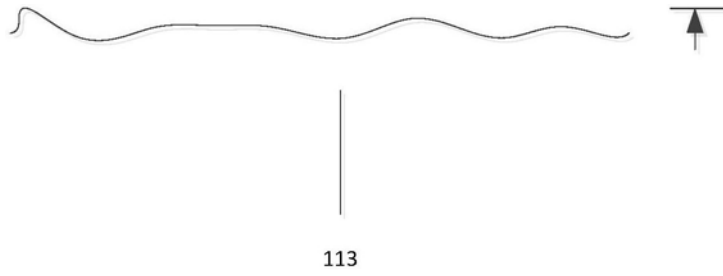


图10

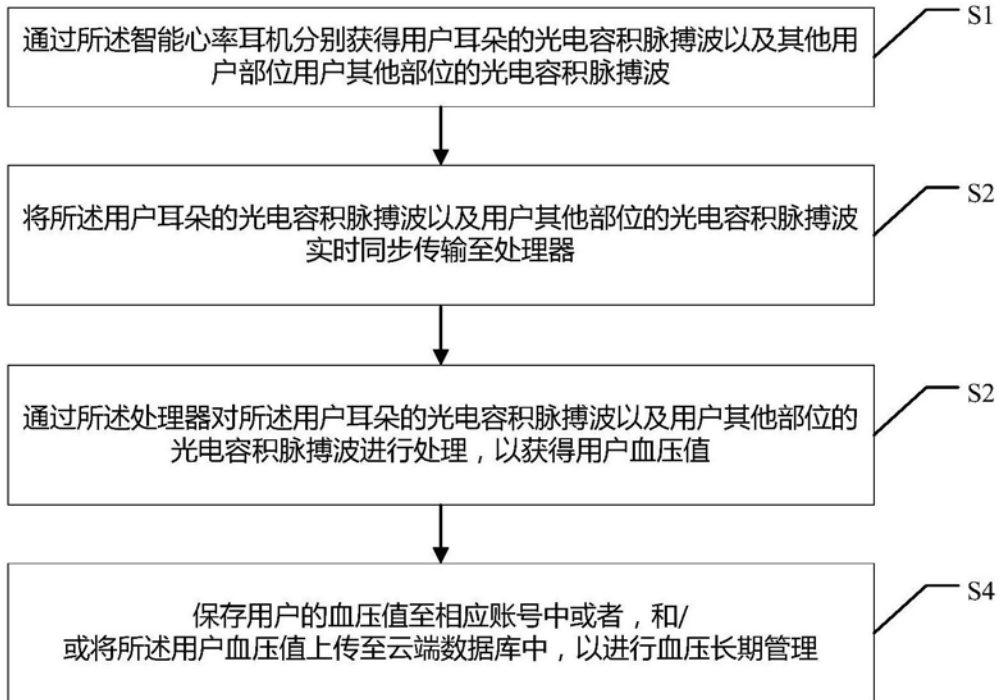


图11

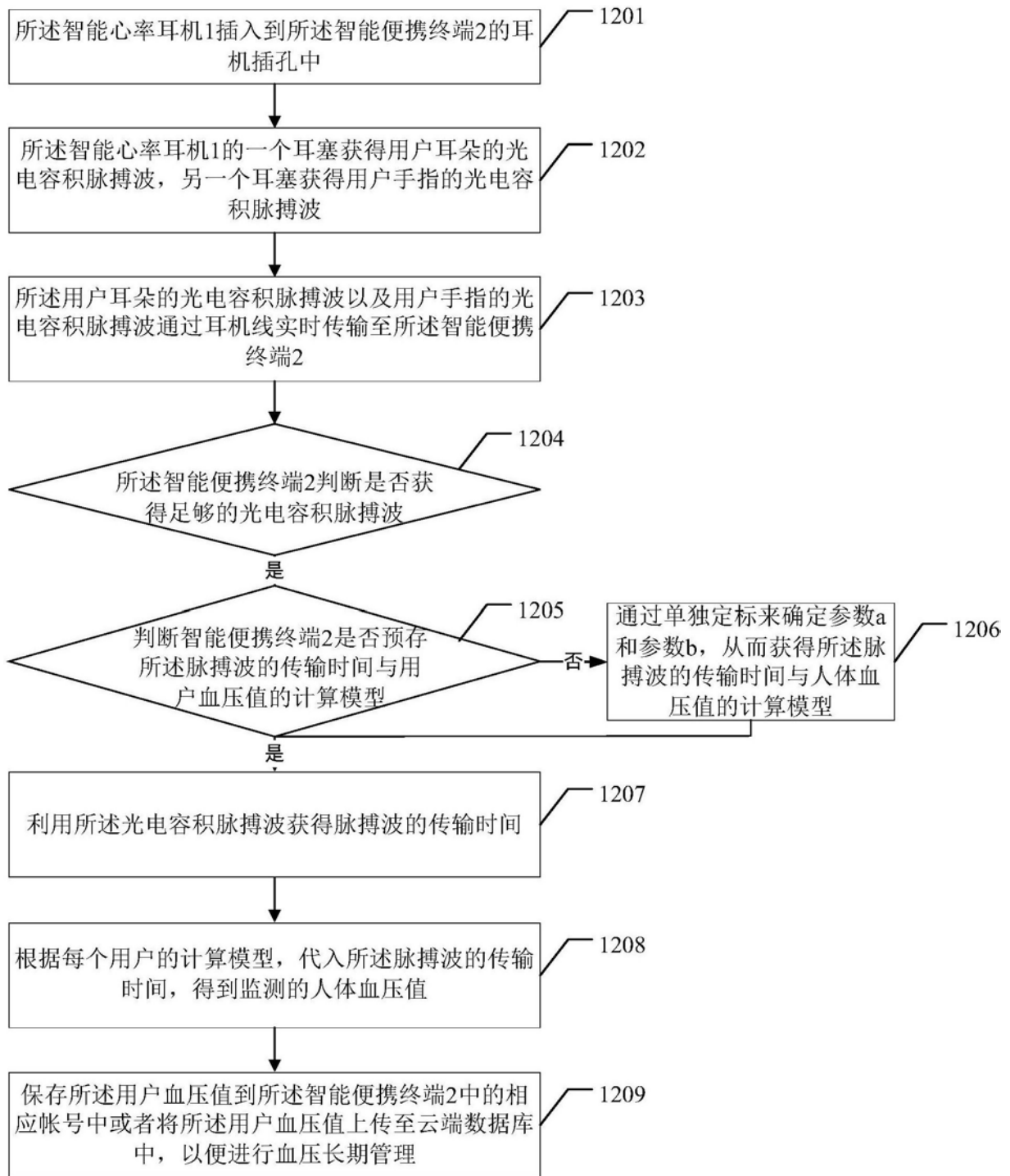


图12

专利名称(译)	一种血压测量方法、智能心率耳机及系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN108124419A</a>	公开(公告)日	2018-06-05
申请号	CN201680000757.8	申请日	2016-08-25
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市汇顶科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市汇顶科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市汇顶科技股份有限公司		
[标]发明人	徐平 刘和兴		
发明人	徐平 刘和兴		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/6803 A61B5/22		
代理人(译)	李杰		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种血压测量方法、智能心率耳机及系统，所述智能心率耳机的每个耳塞集成至少一心率芯片，所述智能心率耳机与智能便携终端通信，包括：通过所述智能心率耳机分别获得用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波；将所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波实时同步传输至处理器；通过所述处理器对所述用户耳朵的光电容积脉搏波以及用户其它部位的光电容积脉搏波进行处理，以获得用户血压值。本申请提高了用户血压数值监测的准确性，简化了穿戴方式。

