



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109171675 A

(43)申请公布日 2019.01.11

(21)申请号 201811098207.1

(22)申请日 2018.09.20

(71)申请人 芯海科技(深圳)股份有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区南海大道1079号花园城数码大厦A座901A号

(72)发明人 李晓

(74)专利代理机构 深圳市科冠知识产权代理有限公司 44355

代理人 孔丽霞

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

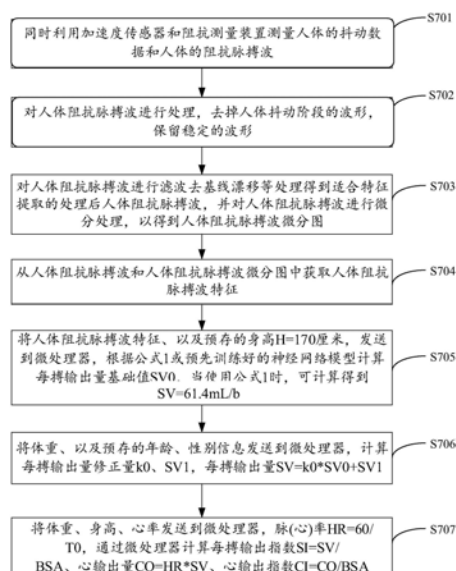
权利要求书3页 说明书8页 附图4页

## (54)发明名称

一种穿戴式设备及基于该设备的血流动力学参数测量方法

## (57)摘要

本发明提供了一种穿戴式设备及基于该设备的血流动力学参数测量方法,该穿戴式设备包括本体,本体上还设有阻抗测量装置、以及与阻抗测量装置电连接的微处理器,阻抗测量装置包括设在本体上的第一对电极和第二对电极,每个对电极均包括一个激励电极和一个测量电极;以及与阻抗测量装置电连接的微处理器,微处理器用于根据每个对电极测量得到的人体阻抗脉搏波、获取人体的血流动力学参数;从而通过设在本体上的第一对电极和第二对电极准确的测量人体的阻抗脉搏波,进而通过微处理器从人体阻抗脉搏波中提取用户的脉搏波阻抗特征,根据脉搏波阻抗特征和预设映射关系,获取用户的血流动力学参数;实现了测量数据的多样性和准确性。



1. 一种穿戴式设备,其特征在于,包括本体;

所述本体上还设有阻抗测量装置,所述阻抗测量装置包括设在所述本体上的第一对电极和第二对电极,每个所述对电极均包括一个激励电极和一个测量电极;

以及与所述阻抗测量装置电连接的微处理器,所述微处理器设在所述本体上;

所述微处理器用于根据每个所述对电极测量得到的所述人体的阻抗脉搏波,从所述人体阻抗脉搏波中提取所述用户的脉搏波阻抗特征,根据所述脉搏波阻抗特征和预设映射关系,获取所述用户的血流动力学参数。

2. 如权利要求1所述的穿戴式设备,其特征在于,所述脉搏波阻抗特征包括:人体阻抗脉搏波的波幅、人体阻抗脉搏波的微分负向最大绝对值、人体阻抗脉搏波的微分正向最大绝对值,人体阻抗脉搏波微分图的最大负向波顶点左侧预定点到阻抗脉搏波微分图的最大正向波的顶点绝对值的时间长度。

3. 如权利要求2所述的穿戴式设备,其特征在于,所述脉搏波阻抗特征还包括:每搏波形面积、阻抗脉搏波周期。

4. 如权利要求2所述的穿戴式设备,其特征在于,所述人体阻抗脉搏波微分图的最大负向波顶点左侧预定点为最大负向波的15%幅度点。

5. 如权利要求1所述的穿戴式设备,其特征在于,所述阻抗测量装置的第一对电极和第二对电极均设置在所述本体的背面、与接触人体的肢体位置对应。

6. 如权利要求1所述的穿戴式设备,其特征在于,还包括:

与所述微处理器电连接的加速度传感器,所述加速度传感器用于测量所述人体的抖动数据,所述加速度传感器设在所述本体上。

7. 如权利要求1所述的穿戴式设备,其特征在于,还包括与所述微处理器电连接的无线通信模块,所述无线通信模块用于将所述人体的阻抗脉搏波的波形数据和/或所述每搏输出量通过无线通信模块上传至远程服务器和/或终端设备;

所述微处理器还可以通过所述无线通信模块与所述远程服务器和/或终端设备进行通信、预设及更新数据,预设数据包括所述人体的体重、年龄、性别、身高信息。

8. 如权利要求1所述的穿戴式设备,其特征在于,所述微处理器还用于根据所述血流动力学参数确定佩戴的所述人体的健康状况;

所述穿戴式设备还包括与所述微处理器电连接的显示器,所述显示器安装在所述本体的正面、用于显示所述人体阻抗脉搏波的波形数据、所述每搏输出量和/或所述人体的健康状态。

9. 一种基于权利要求1所述穿戴式设备的血流动力学参数测量方法,其特征在于,包括:

同时利用所述第一对电极和所述第二对电极测量佩戴的所述人体的阻抗脉搏波;

从所述人体阻抗脉搏波中提取所述用户的脉搏波阻抗特征,根据所述脉搏波阻抗特征和预设映射关系,获取所述用户的血流动力学参数。

10. 如权利要求9所述的血流动力学参数测量方法,其特征在于,所述脉搏波阻抗特征包括:人体阻抗脉搏波的波幅、人体阻抗脉搏波的微分负向最大绝对值、人体阻抗脉搏波的微分正向最大绝对值,人体阻抗脉搏波微分图的最大负向波顶点左侧预定点到阻抗脉搏波微分图的最大正向波的顶点绝对值的时间长度。

11. 如权利要求10所述的血流动力学参数测量方法,其特征在于,所述脉搏波阻抗特征还包括:每搏波形面积、阻抗脉搏波周期。

12. 如权利要求11所述的血流动力学参数测量方法,其特征在于,从所述人体阻抗脉搏波中提取所述用户的脉搏波阻抗特征的步骤,包括:

从所述人体阻抗脉搏波中提取所述人体阻抗脉搏波的周期、波幅、每搏波形面积参数。

13. 如权利要求11所述的血流动力学参数测量方法,其特征在于,所述人体阻抗脉搏波微分图的最大负向波顶点左侧预定点为最大负向波的15%幅度点。

14. 如权利要求11所述的血流动力学参数测量方法,其特征在于,根据所述脉搏波阻抗特征和预设映射关系,获取所述用户的血流动力学参数的步骤,包括:

利用所述人体阻抗脉搏波和所述用户身高,按照预设映射关系计算每搏输出量。

15. 如权利要求11所述的血流动力学参数测量方法,其特征在于,从所述人体阻抗脉搏波中提取所述用户的脉搏波阻抗特征的步骤之前,还包括:

从测量到的所述人体阻抗脉搏波中去除所述用户抖动时对应的失真阻抗脉搏波,以得到去除所述失真阻抗脉搏波后的人体阻抗脉搏波。

16. 如权利要求11所述的血流动力学参数测量方法,其特征在于,根据所述脉搏波阻抗特征和预设映射关系,获取所述用户的血流动力学参数的步骤,包括:

根据公式  $SV = \rho L^2 / Z_0^2 \times (dZ/dt)_{n\max} \times LVET$  获取所述每搏输出量,其中,SV表示所述每搏输出量, $\rho$ 为血液导电率,取值为130~150  $\Omega \cdot \text{cm}$ ,L为等效长度、与用户身高成正比, $Z_0$ 为基础阻抗, $(dZ/dt)_{n\max}$ 表示所述人体的阻抗脉搏波对应的阻抗微分图中最大负向波的顶点绝对值,LVET表示左心室射血时间,所述LVET取人体阻抗脉搏波微分图的最大负向波顶点左侧15%幅度点到人体阻抗脉搏波微分图的最大正向波的顶点绝对值的时间长度。

17. 如权利要求11所述的血流动力学参数测量方法,其特征在于,根据所述脉搏波阻抗特征和预设映射关系,获取所述用户的血流动力学参数的步骤,包括:

将所述脉搏波阻抗特征中的身高H、基础阻抗 $Z_0$ 、所述人体阻抗脉搏波对应的阻抗微分中最大负向波的顶点绝对值 $(dZ/dt)_{n\max}$ 、左心室射血时间LVET、人体阻抗脉搏波波幅、波形面积、周期输入到预设的神经网络模型,通过所述神经网络模型获取所述用户的每搏输出量。

18. 如权利要求17所述的血流动力学参数测量方法,其特征在于,输入到预设的神经网络模型的参数还包括所述用户的体重、年龄、性别。

19. 如权利要求17所述的血流动力学参数测量方法,其特征在于,还包括:

根据所述用户的身高、体重、年龄、性别和人体阻抗来计算人体成分参数,所述人体成分参数至少包括体脂率。

20. 如权利要求19所述的血流动力学参数测量方法,其特征在于,通过所述神经网络模型获取所述用户的每搏输出量的步骤之后,还包括:

利用体重、年龄、性别、体脂率参数中的一种或多种,并结合所述脉搏波阻抗特征参数修正所述每搏输出量。

21. 如权利要求11所述的血流动力学参数测量方法,其特征在于,根据所述脉搏波阻抗特征和预设映射关系,获取所述用户的血流动力学参数的步骤,还包括:

获取所述用户的体重、身高和心率,根据所述体重、身高和所述每搏输出量计算每搏输

出指数、心输出量和心输出指数。

## 一种穿戴式设备及基于该设备的血流动力学参数测量方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于智能穿戴技术领域,尤其涉及一种穿戴式设备及基于该设备的血流动力学参数测量方法。

### 背景技术

[0002] 运动对健康的促进作用被广泛的认同,并随着穿戴式设备兴起,利用各种电子装置为自己计划和统计运动,并评估运动效果,包括体重、心率、体成分等变化,用于形成一个闭环的反馈,改善运动效果;但是运动对人体的促进作用还远不局限在如上的几点;例如,长期运动会带来心脏泵血能力的改善,从而表现为人体血流动力学上的改善,包括每搏输出量、心输出量等。

[0003] 目前血流动力学参数测量仍然局限在医院及临床应用,尚未有较好的穿戴式的方式可以方便地在测量出人体的血流动力学参数信息;例如,现有手表采用PPG方式进行血流动力学测量时往往容易受到毛细血管外张的压力、传感器和皮肤的紧密程度、肤色等影响测量的一致性和重复性难以保证;而对于穿戴式设备,连续测量结果的纵向对比有时候比某个断点上的绝对准确性更为重要,因为用户关注的是变化趋势,而不是绝对的数值,因此穿戴式血流动力学装置的对于性能的追求侧重点将和用于医院及临床的相应装置是不同的,前者关注的是使用方便、便于连续测量,以及测量结果的一致性和重复性以便于纵向对比,而后者关注绝对准确性。

[0004] 因此,穿戴式的血流动力学参数测量必须采用一种方式可以有效的消除上述的影响,才能保证测量的重复性和一致性。血流动力学参数的测量受身体的其他参数影响,如能进行有效结合则有利于提高相关指标测量的准确性。

### 发明内容

[0005] 本发明的目的在于提供一种穿戴式设备及基于该设备的血流动力学参数测量方法,旨在解决由于现有技术难以通过穿戴式设备持续准确的获取人体的血流动力学参数,导致穿戴式设备测量人体的血流动力学参数不准确的问题。

[0006] 一方面,本发明提供了一种穿戴式设备,包括本体;

[0007] 所述本体上还设有阻抗测量装置,所述阻抗测量装置包括设在所述本体上的第一对电极和第二对电极,每个所述对电极均包括一个激励电极和一个测量电极;

[0008] 以及与所述阻抗测量装置电连接的微处理器,所述微处理器设在所述本体上;

[0009] 所述微处理器用于根据每个所述对电极测量得到的所述人体的阻抗脉搏波,从所述人体阻抗脉搏波中提取所述用户的脉搏波阻抗特征,根据所述脉搏波阻抗特征和预设映射关系,获取所述用户的血流动力学参数。

[0010] 优选地,所述脉搏波阻抗特征包括:人体阻抗脉搏波的波幅、人体阻抗脉搏波的微分负向最大绝对值、人体阻抗脉搏波的微分正向最大绝对值,人体阻抗脉搏波微分图的最大负向波顶点左侧预定点到阻抗脉搏波微分图的最大正向波的顶点绝对值的时间长度。

- [0011] 进一步优选地,所述脉搏波阻抗特征还包括:每搏波形面积、阻抗脉搏波周期。
- [0012] 进一步优选地,所述人体阻抗脉搏波微分图的最大负向波顶点左侧预定点为最大负向波的15%幅度点。
- [0013] 优选地,所述阻抗测量装置的第一对电极和第二对电极均设置在所述本体的背面、与接触人体的肢体位置对应。
- [0014] 优选地,所述穿戴式设备,还包括:
- [0015] 与所述微处理器电连接的加速度传感器,所述加速度传感器用于测量所述人体的抖动数据,所述加速度传感器设在所述本体上。
- [0016] 优选地,所述穿戴式设备,还包括:
- [0017] 与所述微处理器电连接的无线通信模块,所述无线通信模块用于将所述人体的阻抗脉搏波的波形数据和/或所述每搏输出量通过无线通信模块上传至远程服务器和/或终端设备;
- [0018] 所述微处理器还可以通过所述无线通信模块与所述远程服务器和/或终端设备进行通信、预设及更新数据,预设数据包括所述人体的体重、年龄、性别、身高信息。
- [0019] 优选地,所述穿戴式设备所述微处理器还用于根据所述血流动力学参数确定佩戴的所述人体的健康状况;
- [0020] 所述穿戴式设备还包括与所述微处理器电连接的显示器,所述显示器安装在所述本体的正面、用于显示所述人体阻抗脉搏波的波形数据、所述每搏输出量和/或所述人体的健康状态。
- [0021] 另一方面,本发明还提供一种基于上述穿戴式设备的血流动力学参数测量方法,其特征在于,包括:
- [0022] 同时利用所述第一对电极和所述第二对电极测量佩戴的所述人体的阻抗脉搏波;
- [0023] 从所述人体阻抗脉搏波中提取所述用户的脉搏波阻抗特征,根据所述脉搏波阻抗特征和预设映射关系,获取所述用户的血流动力学参数。
- [0024] 优选地,所述脉搏波阻抗特征包括:人体阻抗脉搏波的波幅、人体阻抗脉搏波的微分负向最大绝对值、人体阻抗脉搏波的微分正向最大绝对值,人体阻抗脉搏波微分图的最大负向波顶点左侧预定点到阻抗脉搏波微分图的最大正向波的顶点绝对值的时间长度。
- [0025] 进一步优选地,所述脉搏波阻抗特征还包括:每搏波形面积、阻抗脉搏波周期。
- [0026] 进一步优选地,从所述人体阻抗脉搏波中提取所述用户的脉搏波阻抗特征的步骤,包括:
- [0027] 从所述人体阻抗脉搏波中提取所述人体阻抗脉搏波的周期、波幅、每搏波形面积参数。
- [0028] 进一步优选地,所述人体阻抗脉搏波微分图的最大负向波顶点左侧预定点为最大负向波的15%幅度点。
- [0029] 进一步优选地,根据所述脉搏波阻抗特征和预设映射关系,获取所述用户的血流动力学参数的步骤,包括:
- [0030] 利用所述人体阻抗脉搏波和所述用户身高,按照预设映射关系计算每搏输出量。
- [0031] 优选地,从所述人体阻抗脉搏波中提取所述用户的脉搏波阻抗特征的步骤之前,还包括:

[0032] 从测量到的所述人体阻抗脉搏波中去除所述用户抖动时对应的失真阻抗脉搏波，以得到去除所述失真阻抗脉搏波后的人体阻抗脉搏波。

[0033] 优选地，根据所述脉搏波阻抗特征和预设映射关系，获取所述用户的血流动力学参数的步骤，包括：

[0034] 根据公式  $SV = \rho L^2 / Z_0^2 \times (dZ/dt)_{n\max} \times LVET$  获取所述每搏输出量，其中，SV表示所述每搏输出量， $\rho$ 为血液导电率，取值为130~150  $\Omega \cdot \text{cm}$ ，L为等效长度、与用户身高成正比， $Z_0$ 为基础阻抗， $(dZ/dt)_{n\max}$ 表示所述人体的阻抗脉搏波对应的阻抗微分图中最大负向波的顶点绝对值，LVET表示左心室射血时间，所述LVET取人体阻抗脉搏波微分图的最大负向波顶点左侧15%幅度点到人体阻抗脉搏波微分图的最大正向波的顶点绝对值的时间长度。

[0035] 进一步优选地，根据所述脉搏波阻抗特征和预设映射关系，获取所述用户的血流动力学参数的步骤，包括：

[0036] 将所述脉搏波阻抗特征中的身高H、基础阻抗 $Z_0$ 、所述人体阻抗脉搏波对应的阻抗微分中最大负向波的顶点绝对值  $(dZ/dt)_{n\max}$ 、左心室射血时间LVET、人体阻抗脉搏波波幅、波形面积、周期输入到预设的神经网络模型，通过所述神经网络模型获取所述用户的每搏输出量。

[0037] 进一步优选地，输入到预设的神经网络模型的参数还包括所述用户的体重、年龄、性别。

[0038] 进一步优选地，所述血流动力学参数测量方法还包括：

[0039] 根据所述用户的身高、体重、年龄、性别和人体阻抗来计算人体成分参数，所述人体成分参数至少包括体脂率。

[0040] 进一步优选地，通过所述神经网络模型获取所述用户的每搏输出量的步骤之后，还包括：

[0041] 利用体重、年龄、性别、体脂率参数中的一种或多种，并结合所述脉搏波阻抗特征参数修正所述每搏输出量。

[0042] 进一步优选地，根据所述脉搏波阻抗特征和预设映射关系，获取所述用户的血流动力学参数的步骤，还包括：

[0043] 获取所述用户的体重、身高和心率，根据所述体重、身高和所述每搏输出量计算每搏输出指数、心输出量和心输出指数。

[0044] 本发明可通过穿戴式设备实现血流动力学参数的无创式测量，包括本体，本体上还设有阻抗测量装置、以及与阻抗测量装置连接的微处理器，阻抗测量装置包括设在本体上的第一对电极和第二对电极，每个对电极均包括一个激励电极和一个测量电极；从而通过设置在本体上的第一对电极和第二对电极准确的测量人体的阻抗脉搏波，进而通过微处理器获取人体的血流动力学参数、包括每搏输出量；实现了测量数据的多样性和性能的同时提升。

## 附图说明

[0045] 图1是本发明实施例一提供的穿戴式设备的结构示意图；

[0046] 图2是本发明实施例一提供的穿戴式设备的结构示例图；

[0047] 图3及图4分别示出了本发明实施例一提供的穿戴式设备正面及背面的优选结构

示意图；

[0048] 图5是本发明实施例二提供的穿戴式设备的电路结构示意图；

[0049] 图6是本发明实施例三提供的血流动力学参数测量方法的实现流程图；

[0050] 图7是本发明实施例三提供的血流动力学测量方法的人体阻抗脉搏波的波形图；

[0051] 图8是本发明实施例三提供的图7所示人体阻抗脉搏波对应的人体阻抗脉搏波的分图；

[0052] 图9是本发明实施例四提供的血流动力学参数测量方法的优选实现流程图。

## 具体实施方式

[0053] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本发明进行进一步详细说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。

[0054] 以下结合具体实施例对本发明的具体实现进行详细描述：

[0055] 实施例一：

[0056] 图1示出了本发明实施例一提供的穿戴式设备的结构，为了便于说明，仅示出了与本发明实施例相关的部分。

[0057] 本发明实施例提供的穿戴式设备100以手环进行描述，该手环佩戴100在手腕处，包括本体101、设置在本体101上的阻抗测量装置102、以及与阻抗测量装置102连接的微处理器103。

[0058] 本体101包括阻抗测量装置102，阻抗测量装置102的第一对电极和第二对电极均设置在本体101上，用于测量佩戴该穿戴式设备100上用户双手之间的人体生物电阻抗信息，从而通过用户的人体生物电阻抗信息，得到穿戴式设备上用户的人体阻抗脉搏波，这样，无需用户穿戴特定设备，即可实现对用户的人体阻抗脉搏波的准确、自动获取。

[0059] 优选地，在本发明实施例中，第一对电极和第二对电极均设置在本体101的背面、与接触人体的手腕处位置对应，方便获取用户的人体生物电阻抗信息的同时，不会对用户带来更多肢体上的限定。

[0060] 微处理器103用于根据阻抗测量装置102中测量电极对测量得到的人体阻抗脉搏波，从人体阻抗脉搏波中提取用户的脉搏波阻抗特征，根据脉搏波阻抗特征和预设映射关系，获取用户的血流动力学参数，血流动力学参数包括每搏输出量，进一步地，血流动力学参数还可以包括每搏输出指数、心输出量、心输出指数等，从而全面获取用户的血流动力学参数，便于了解用户心血管方面的健康状态。优选地，脉搏波阻抗特征包括人体阻抗脉搏波的波幅、人体阻抗脉搏波的分负向最大绝对值、人体阻抗脉搏波的分正向最大绝对值，人体阻抗脉搏波分图的最大负向波顶点左侧预定点到阻抗脉搏波分图的最大正向波的顶点绝对值的时间长度，从而提高血流动力学参数的获取准确度。进一步优选地，脉搏波阻抗特征还包括每搏波形面积、阻抗脉搏波周期，人体阻抗脉搏波分图的最大负向波顶点左侧预定点为最大负向波的15%幅度点，从而进一步提高血流动力学参数的获取准确度。

[0061] 优选地，微处理器103在获取人体的血流动力学参数时，通过第一对电极的测量电极对和第二对电极的测量电极对测量穿戴式设备上用户的人体阻抗脉搏波，从人体阻抗脉



搏波波形中提取用户的脉搏波阻抗特征,根据脉搏波阻抗特征和预设映射关系,获取用户的血流动力学参数,从而无需穿戴特定设备,即可实现对用户人体阻抗脉搏波的准确、自动获取,进而得到用户的血流动力学参数。其中,微处理器103设置在本体101上。

[0062] 如图2所示,优选地,穿戴式设备100还包括与微处理器103连接的加速度传感器104,加速度传感器104安装在本体上,以用于测量人体的抖动数据。

[0063] 优选地,穿戴式设备100还包括与微处理器103连接的无线通信模块105,无线通信模块105安装在本体101上,用于在微处理器103的控制下将微处理器103获得的人体阻抗脉搏波波形数据和/或每搏输出量通过无线通信方式上传至远程服务器和/或移动终端。其中,远程服务器可以为管理用户健康的大数据平台或服务器,以用于持续监测用户的心血管健康状态,移动终端则可以为穿戴式设备100上用户的用于终端,这样用户可通过移动终端方便地了解自己的心血管健康状态。进一步优选地,移动终端为穿戴式设备上用户的监护人或直系亲属用户终端,从而使得监护人或直系亲属可随时随地了解穿戴式设备上用户的心血管健康状态,当穿戴式设备上用户发生相应疾病时,监护人或直系亲属可及时发现并提醒,提高了穿戴式设备的智能化程度。

[0064] 优选地,微处理器103还用于根据血流动力学参数确定穿戴式设备上用户的健康状态,以通过穿戴式设备直接得到用户的健康状态,用户可通过穿戴式设备(例如,穿戴式设备的语音输出单元等)直观获知自身的心血管健康状态。进一步优选地,穿戴式设备100还包括与微处理器103连接的显示器106,显示器106安装在本体101上,这样,在微处理器103获得人体阻抗脉搏波波形数据、血流动力学参数、每搏输出量和/或穿戴式设备上用户的心血管健康状态后,可直接通过显示器106显示出来,方便用户及时、直观地了解心血管状态。

[0065] 作为示例地,图3及图4分别示出了穿戴式设备正面及背面的示意性结构。如图所示,穿戴式设备包括本体10、微处理器2,穿戴式设备还包括显示器3、阻抗测量装置的第一对电极4以第二对电极5,显示器3位于本体10的正面,第一对电极4和第二对电极5均设有多个激励电极和测量电极、且均位于本体10的背面,无线通信模块9安装在本体10上,用于在微处理器2的控制下将微处理器2获得的人体阻抗脉搏波波形数据和/或每搏输出量通过无线通信方式上传至远程服务器和/或移动终端。

[0066] 本发明实施例提供的穿戴式设备,包括本体,本体上还设有阻抗测量装置、以及与阻抗测量装置连接的微处理器,阻抗测量装置包括设在本体上的第一对电极和第二对电极,每个对电极均包括一个激励电极和一个测量电极;从而通过设置在本体上的第一对电极和第二对电极准确的测量人体的阻抗脉搏波,进而通过微处理器获取人体的血流动力学参数、包括每搏输出量;实现了测量数据的多样性和性能的同步提升。

[0067] 实施例二:

[0068] 图5示出了本发明实施例二提供的穿戴式设备的电路结构示意图,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分,其中本体10的内部设有对人体的生理参数进行运算处理的微控制器91,微控制器91电连接有读取人体运动状态的加速度传感器8,微控制器91电连接还有测量人体阻抗的阻抗测量装置93,微控制器91电连接还有显示人体生理参数信息的显示器3;

[0069] 优选地,装置还包括无线通信模块92,无线通信模块92与微控制器91电连接,无线

通信模块92将微控制器91运算处理得出的人体生理参数信息上传至云服务器或终端设备，控制便捷。

[0070] 进一步，通过无线通讯芯片92还可以与云服务器或终端设备进行通信；

[0071] 进一步，阻抗测量装置93包括第一对电极4和第二对电极5，第一对电极4和第二对电极5均设有多个激励电极和测量电极；使得测量更准确。

[0072] 实施例三：

[0073] 图6示出了本发明实施例三提供的血流动力学参数测量方法的实现流程，为了便于说明，仅示出了与本发明实施例相关的部分，详述如下：

[0074] 在步骤S201中，将穿戴式设备佩戴于人体的肢体上通过第一对电极和第二对电极测量人体的阻抗脉搏波。

[0075] 在步骤S202中，从人体的阻抗脉搏波的波形中提取阻抗脉搏波的波形特征，根据阻抗脉搏波的波形特征和预设映射关系、获取人体的血流动力学参数。

[0076] 本发明实施例适用于智能穿戴式设备，通过该穿戴式设备可获得佩戴该穿戴式设备人体的血流动力学参数。

[0077] 为了得到更好的脉搏波阻抗特征，在本发明实施例中，优选地，从人体阻抗脉搏波中提取用户的阻抗脉搏波特征之前，从步骤S201测量得到的人体阻抗脉搏波波形中去除用户抖动时对应的失真阻抗脉搏波，以得到去除失真阻抗脉搏波后的人体阻抗脉搏波，从而得到稳定、人体真实的人体阻抗脉搏波，提高血流动力学参数的准确度。进一步优选地，在从人体阻抗脉搏波中去除用户抖动时对应的失真脉搏波时，通过加速度传感器检测人体抖动变化，将抖动变化时间段对应的脉搏波剔除，从而得到准确的人体阻抗脉搏波，进而避免了错误的脉搏波阻抗特征提取，保证血流动力学参数的准确度。

[0078] 当人体使用穿戴式设备进行生物阻抗测量时，可能不可避免地存在身体的轻微抖动，从而造成人体皮肤与测量电极的接触状态的变化，从而影响人体阻抗测量值，进而影响阻抗脉搏波的波形，造成阻抗脉搏波特征提取困难或错误，因此，通过加速度传感器检测人体的运动(抖动)，将运动时间段对应的阻抗波滤除，进而避免错误的特征提取，保证血流动力学参数计算的正确。

[0079] 图7示意性地示出了人体阻抗脉搏波，图中所示为两个完整的脉搏(心跳)周期，其中周期为 $T_0$ ，阻抗脉搏波的图示第一个波峰波谷对波幅为 $Z_{amp0}$ ，阻抗脉搏波的图示第二周期波形的面积为 $Z_{area0}$ ，为阻抗脉搏波对基线BaseLine(相邻两个波谷的连线)的积分； $Z_{00}$ 是基础阻抗。在该图中阻抗脉搏波的波幅、周期、面积等虽然都是基于周期波形内定义的，但实际使用时一般取若干个周期波形的相应值做平均处理来使用。

[0080] 进一步优选地，脉搏波阻抗特征还包括每搏波形面积以及阻抗脉搏波周期，这样，从人体阻抗脉搏波中提取用户的脉搏波阻抗特征时，从人体阻抗脉搏波中提取人体阻抗脉搏波的周期、波幅、每搏波形面积参数。

[0081] 在获取血流动力学参数中的每搏输出量时，利用人体阻抗脉搏波和用户身高，按照预设映射关系计算每搏输出量，从而提高每搏输出量获取的准确度。

[0082] 在获取用户的血流动力学参数时，优选地，根据公式1： $SV = \rho L^2 / Z_0^2 \times (dZ/dt)_{n_{max}} \times LVET$  获取血流动力学参数中的每搏输出量，从而在保证每搏输出量的准确度的同时，简化血流动力学参数的获取过程，在该公式中SV表示每搏输出量， $\rho$ 为血液导电率，取值为130~150

$\Omega \cdot \text{cm}$ ,  $L$ 为等效长度,与用户身高成正比,  $Z_0$ 为基础阻抗,  $(dZ/dt)_{\text{max}}$ 表示人体阻抗脉搏波对应的阻抗微分中最大负向波的顶点绝对值,  $\text{LVET}$ 表示左心室射血时间,  $\text{LVET}$ 取人体阻抗脉搏波微分图的最大负向波顶点左侧15%幅度点到人体阻抗脉搏波微分图的最大正向波的顶点绝对值的时间长度。

[0083] 又一优选地,在获取用户的血流动力学参数时,将脉搏波阻抗特征中的身高 $H$ 、基础阻抗 $Z_0$ 、人体阻抗脉搏波对应的阻抗微分中最大负向波的顶点绝对值 $(dZ/dt)_{\text{max}}$ 、左心室射血时间 $\text{LVET}$ 、人体阻抗脉搏波波幅、波形面积、周期输入到预设的神经网络模型,通过神经网络模型获取用户的每搏输出量,从而提高每搏输出量的获取准确度。

[0084] 在获取用户的每搏输出量之后,还可以利用体重、年龄、性别、体脂率参数中的一种或多种,并结合脉搏波阻抗特征参数修正每搏输出量,从而进一步提高每搏输出量的获取准确度。

[0085] 优选地,脉搏波阻抗特征包括人体阻抗脉搏波的波幅、人体阻抗脉搏波的微分负向最大绝对值、人体阻抗脉搏波的微分正向最大绝对值,人体阻抗脉搏波微分图的最大负向波顶点左侧预定点到阻抗脉搏波微分图的最大正向波的顶点绝对值的时间长度。

[0086] 作为示例地,如图8所示的人体阻抗脉搏波微分图,其中 $C_0$ 点为负向波的顶点,其幅度取绝对值为 $dZ_{\text{amp\_}C_0}$ ,即 $dZ_{\text{amp\_}C_0} = (dZ/dt)_{\text{max}}$ ;  $B_0$ 点是 $C_0$ 点左侧的预设点,可代表心室射血的起点,一般取 $dZ_{\text{amp\_}B_0} = 15\% * dZ_{\text{amp\_}C_0}$ 对应的点作为 $B_0$ 点;  $X_0$ 点是正向波的顶点,可代表心室射血的结束,因此 $B_0$ 点到 $X_0$ 点的时间间隔 $\text{LVET}_0$ 就可以代表心室射血时间。但由于测量部位的差异,  $\text{LVET}_0$ 并不精确等于心室射血时间,但可以作为一个心室射血时间的一个正相关量。另外,  $\text{SV}$ 公式中 $L$ 是一个和身高相关的量,在本发明实施例中,测量的双手之间的阻抗脉搏波形(阻抗血流图),因此更确切的说 $L$ 是和双上肢长度+肩宽相关的量,但因为上肢长度和身高具有比例关系,因此可认为是和身高 $H$ 相关,记为 $L_0$ ;其和身高的关系 $L_0 = F(H)$ 可通过有限次的实验获得,一般取 $L_0 = H * 0.9 * 0.5$ ;  $Z_{00}$ 为基础阻抗,取两手之间人体阻抗值的四分之一。

[0087] 进一步,可根据获取的每搏输出量获取血流动力学参数中的每搏输出指数、心输出量和心输出指数。在获取这些参数时,优选地,获取用户的体重、身高,根据获取的体重、身高和每搏输出量计算每搏输出指数、心输出量和心输出指数,从而基于每搏输出量快速获取血流动力学其他参数,在进一步简化血流动力学参数获取过程的同时,全面地获取用户的血流动力学参数,提高了用户心血管健康状态的确定准确度。在获取这些参数时,每搏输出指数 $S_I = \text{SV} / \text{BSA}$ 、心输出量 $\text{CO} = \text{HR} * \text{SV}$ 、心输出指数 $\text{CI} = \text{CO} / \text{BSA}$ 。其中 $\text{BSA}$ 表示人体体表面积,  $\text{BSA} = 0.0061 * \text{身高}(\text{cm}) + 0.0128 * \text{体重}(\text{kg}) - 0.1529$ ,  $\text{HR}$ 表示脉(心)率,  $\text{HR} = 60 / T_0$ ,  $T_0$ 表示一个脉搏(心跳)周期。

[0088] 实施例四:

[0089] 图9示出了本发明实施例四提供的血流动力学参数测量方法的实现流程,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分,详述如下:

[0090] 优选地,该血流动力学参数测量方法可以用在穿戴式设备上,进一步提高穿戴式设备测量人体的血流动力学参数的精度。

[0091] 在步骤S701中,同时利用加速度传感器和阻抗测量装置测量人体的抖动数据和人体的阻抗脉搏波;

[0092] 在步骤S702中,对人体阻抗脉搏波进行处理,去掉人体抖动阶段的波形,保留稳定的波形;

[0093] 在步骤S703中,对人体阻抗脉搏波进行滤波去基线漂移等处理得到适合特征提取的处理后人体阻抗脉搏波(如图7所示),并对人体阻抗脉搏波进行微分处理,以得到人体阻抗脉搏波微分图(如图8所示);

[0094] 在步骤S704中,从人体阻抗脉搏波和人体阻抗脉搏波微分图中获取人体阻抗脉搏波特征。

[0095] 在本发明实施例中,人体阻抗脉搏波特征包括dZamp\_C0、LVET0、Z00、T0、Zamp0、Zarea0、T0并取8个脉搏波周期的平均值。其中,dZamp\_C0=8.7  $\Omega$ /s、LVET0=0.201s、Z00=150  $\Omega$ 、Zamp0=0.6  $\Omega$ 、Zarea0=0.26  $\Omega \cdot s$ 、T0=0.86s;

[0096] 在步骤S705中,将步骤S704获得的参数、以及预存的身高H=170厘米,发送到微处理器,根据公式1或预先训练好的神经网络模型计算每搏输出量基础值SV0,当使用公式1时,可计算得到SV=61.4mL/beat。

[0097] 在步骤S706中,将体重、以及预存的年龄、性别信息发送到微处理器,计算每搏输出量修正量k0、SV1,每搏输出量SV=k0\*SV0+SV1;

[0098] 在本发明实施例中,若采用神经网络模型,则步骤S705和步骤S706可以合并在一个神经网络模型中,而采用公式1时则k0=1,SV1=0。

[0099] 在步骤S707中,将体重、身高、心率发送到微处理器,脉(心)率HR=60/T0,通过微处理器计算每搏输出指数SI=SV/BSA、心输出量CO=HR\*SV、心输出指数CI=CO/BSA。

[0100] 在本发明实施例中,BSA为体表面积,BSA(m<sup>2</sup>)=0.0061\*身高(cm)+0.0128\*体重(kg)-0.1529。

[0101] 进一步地,还可以根据用户的身高、体重、年龄、性别和人体阻抗来计算人体成分参数,其中,人体成分参数至少包括体脂率,从而通过穿戴式设备获取血流动力学参数的同时,得到人体成分参数,简化了人体成分参数的获取过程,提升了穿戴式设备的智能化程度。

[0102] 在本发明实施例中,通过获取用户的体重、身高和心率,进而根据获取的体重、身高、心率和每搏输出量通过穿戴式设备获取每搏输出指数、心输出量和心输出指数,从而基于每搏输出量快速获取血流动力学其他参数,在进一步简化血流动力学参数获取过程的同时,可全面地获取用户的血流动力学参数。

[0103] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

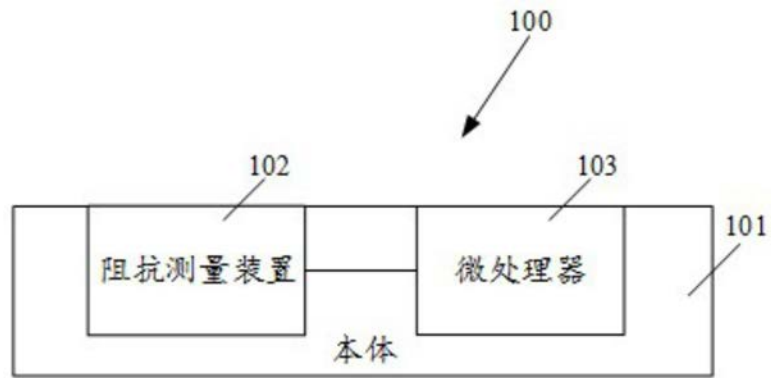


图1

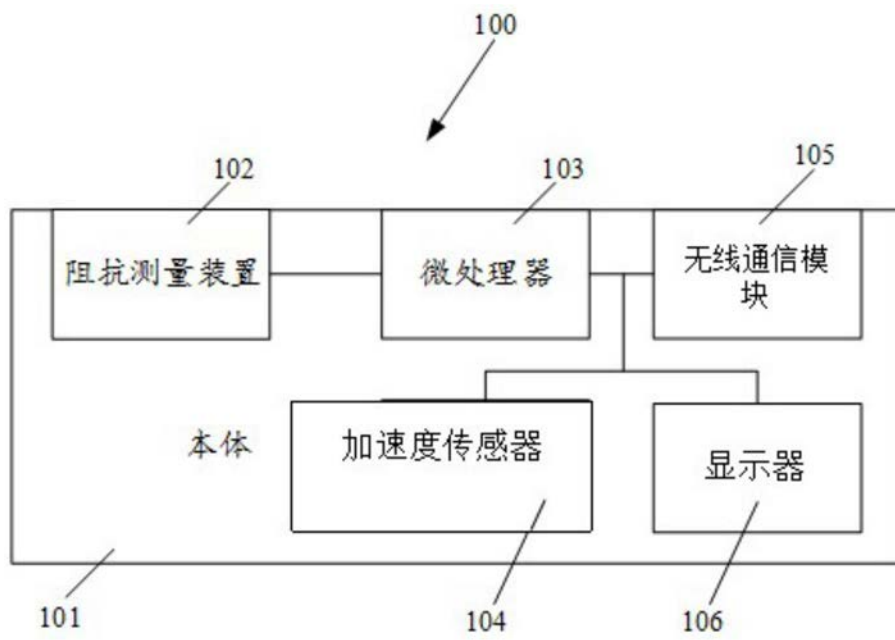


图2

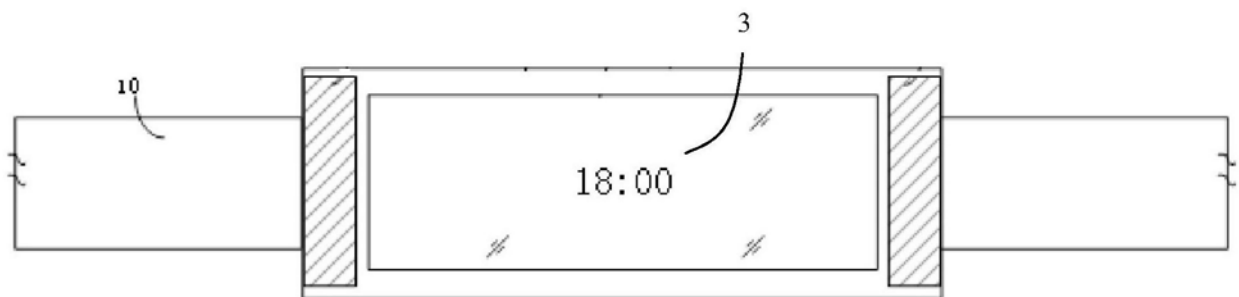


图3

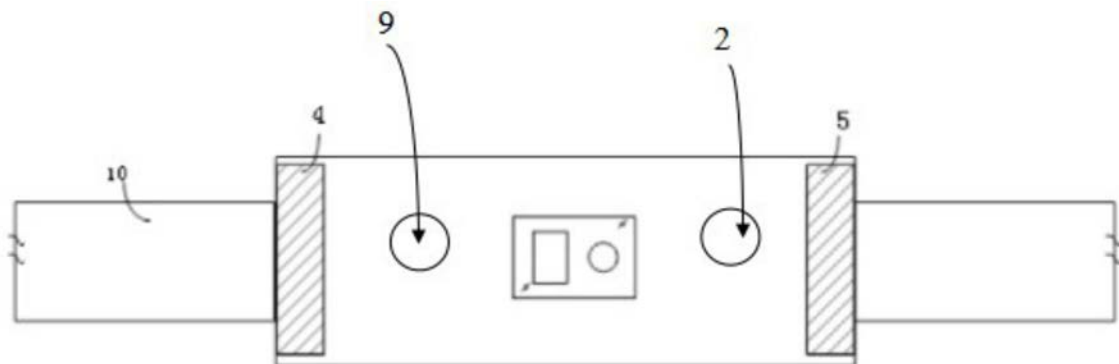


图4

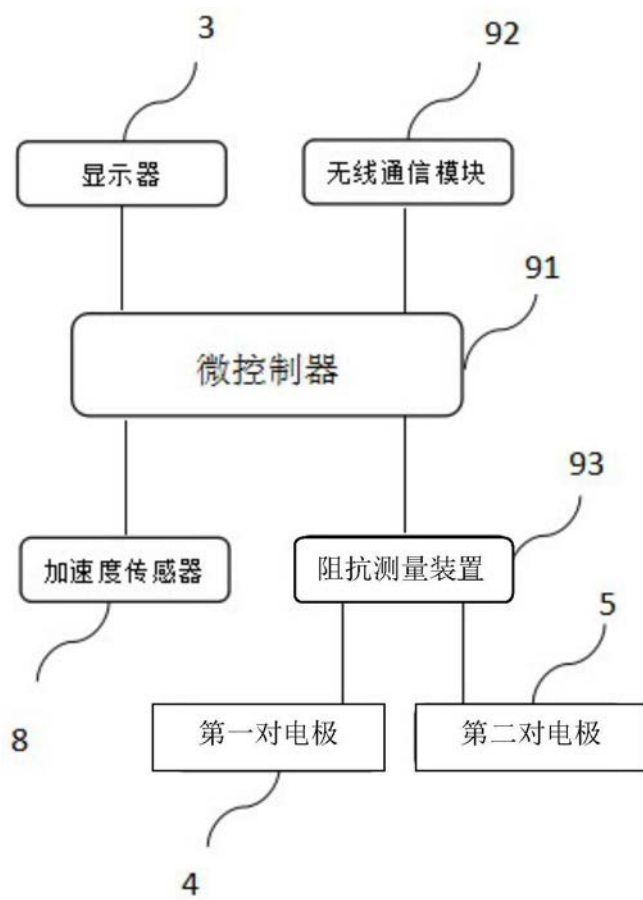


图5

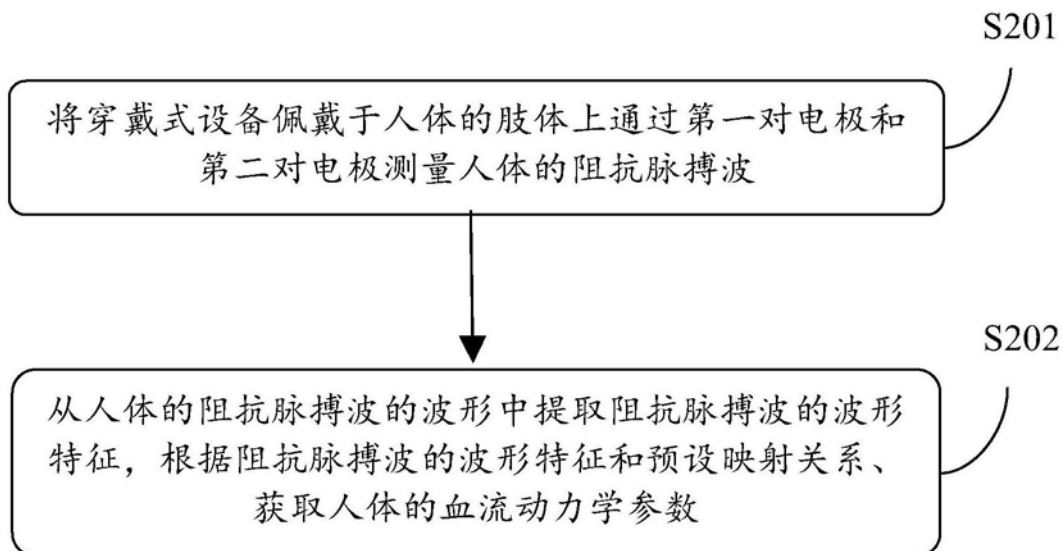


图6

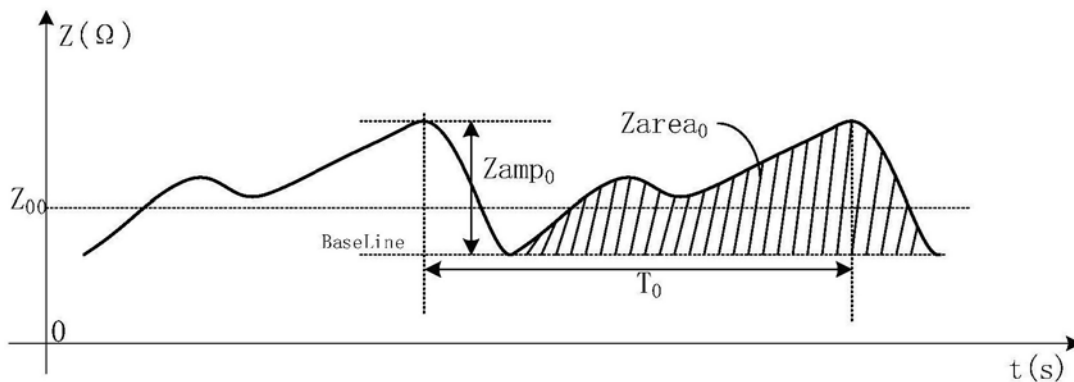


图7

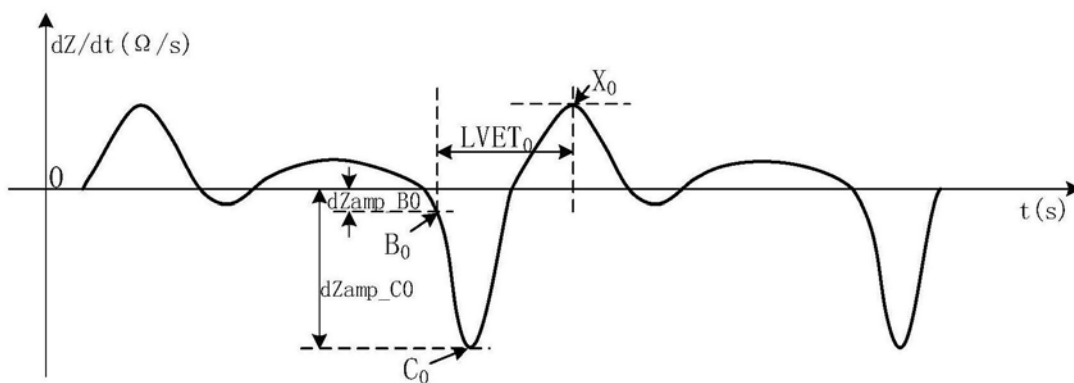


图8

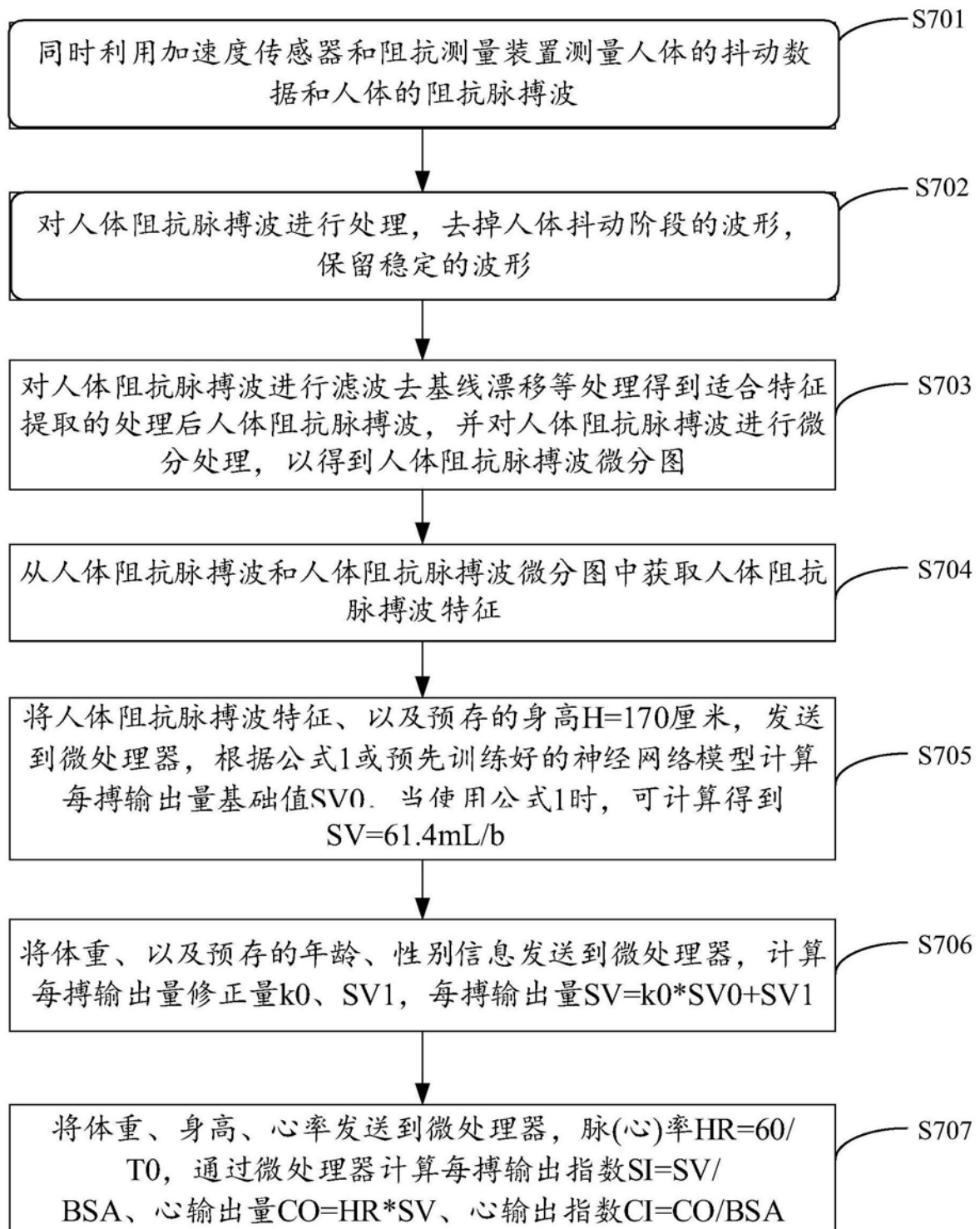


图9



|                |                                                     |         |            |
|----------------|-----------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种穿戴式设备及基于该设备的血流动力学参数测量方法                           |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN109171675A</a>                        | 公开(公告)日 | 2019-01-11 |
| 申请号            | CN201811098207.1                                    | 申请日     | 2018-09-20 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 芯海科技(深圳)股份有限公司                                      |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 芯海科技(深圳)股份有限公司                                      |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 芯海科技(深圳)股份有限公司                                      |         |            |
| [标]发明人         | 李晓                                                  |         |            |
| 发明人            | 李晓                                                  |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/02 A61B5/00                                   |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/02 A61B5/0004 A61B5/02028 A61B5/053 A61B5/681 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>      |         |            |

# 摘要(译)

本发明提供了一种穿戴式设备及基于该设备的血流动力学参数测量方法，该穿戴式设备包括本体，本体上还设有阻抗测量装置、以及与阻抗测量装置电连接的微处理器，阻抗测量装置包括设在本体上的第一对电极和第二对电极，每个对电极均包括一个激励电极和一个测量电极；以及与所述阻抗测量装置电连接的微处理器，微处理器用于根据每个对电极测量得到的人体阻抗脉搏波、获取人体的血流动力学参数；从而通过设在本体上的第一对电极和第二对电极准确的测量人体的阻抗脉搏波，进而通过微处理器从人体阻抗脉搏波中提取用户的脉搏波阻抗特征，根据脉搏波阻抗特征和预设映射关系，获取用户的血流动力学参数；实现了测量数据的多样性和准确性。

