



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109171676 A

(43)申请公布日 2019.01.11

(21)申请号 201811098316.3

(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)  
G01G 19/50(2006.01)

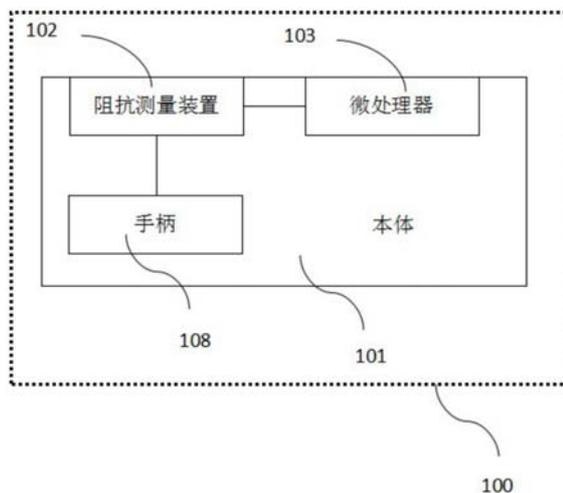
权利要求书3页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

一种血流动力学参数测量装置及方法

(57)摘要

本发明属于生理信号测量领域技术领域,尤其涉及一种血流动力学参数测量装置及方法,包括本体和手柄、设置在本体上的阻抗测量装置和与阻抗测量装置连接的微处理器,本体用于承载人体,阻抗测量装置包括设置在本体上的第一预设数量的测量电极对和设置在手柄上的第二预设数量的测量电极对,每个电极对均包括两个激励电极和两个测量电极,从而通过设置在本体上的第一预设数量的测量电极对和设置在手柄上的第二预设数量的测量电极对准确地测量人体阻抗脉搏波,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,从而提供了结构简单、使用便捷的人体血流动力学参数检测设备。



1. 一种血流动力学参数测量装置,其特征在于,包括:

本体和手柄,所述本体用于承载人体;

设置在所述本体上的阻抗测量装置,所述阻抗测量装置包括设置在所述本体上的第一预设数量的测量电极对和设置在所述手柄上的第二预设数量的测量电极对,每个所述电极对均包括两个激励电极和两个测量电极;以及

与所述阻抗测量装置连接的微处理器,所述微处理器设置在所述本体上,用于根据所述测量电极对测量得到的人体阻抗脉搏波,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所述的血流动力学参数测量装置,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所述的血流动力学参数测量装置,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所述的血流动力学参数测量装置,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所述的血流动力学参数测量装置,其特征在于,所述阻抗测量装置包括设置在所述本体上的第一预设数量的测量电极对和设置在所述手柄上的第二预设数量的测量电极对,设置在所述本体上的第一预设数量的测量电极对中的激励电极和极测量电极分别安装在所述本体的正面,与接触人体左右脚的位置对应,设置在所述手柄上的第二预设数量的测量电极对对应人体手掌的握持位置。

6. 如权利要求1所述的血流动力学参数测量装置,其特征在于,所述手柄通过导线与所述阻抗测量装置连接、设置在人体站上所述本体的前端。

7. 如权利要求1所述的血流动力学参数测量装置,其特征在于,还包括:

与所述微处理器连接的称重传感器,所述称重传感器安装在所述本体的背面,用于测量所述血流动力学参数测量装置上人体的重量及称量时产生的晃动数据。

8. 如权利要求1所述的血流动力学参数测量装置,其特征在于,还包括:

与所述微处理器连接的无线通信单元,所述无线通信单元安装在所述本体上,用于将所述人体阻抗脉搏波波形数据和/或所述每搏输出量通过无线通信方式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单元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。

9. 如权利要求1所述的血流动力学参数测量装置,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所述血流动力学参数测量装置上用户的健康状态;

所述血流动力学参数测量装置还包括与所述微处理器连接的显示单元,所述显示单元安装在所述本体上,用于显示所述人体阻抗脉搏波波形数据、所述每搏输出量和/或所述血流动力学参数测量装置上用户的健康状态。

10. 一种基于权利要求1所述血流动力学参数测量装置的血流动力学参数测量方法,其

特征在于,包括:

通过所述第一对电极和所述第二对电极测量所述血流动力学参数测量装置上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。

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。

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,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。

13.如权利要求12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。

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,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。

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,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。

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,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晃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。

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:

根据公式1: $SV = \rho L^2 / Z_0^2 \times (dZ/dt)_{n \max} \times LVET$  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, $(dZ/dt)_{n \max}$ 表示所述人体阻抗脉搏波对应的阻抗微分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。

18.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。

19.如权利要求18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。

20.如权利要求18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。

21. 如权利要求20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。

22. 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,根据获取的所述体重、身高、心率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。

## 一种血流动力学参数测量装置及方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于生理信号测量领域技术领域,尤其涉及一种血流动力学参数测量装置及方法。

### 背景技术

[0002] 血流动力学参数如心输出量、每搏输出量,每搏输出指数、心指数等对于评估心脏健康具有重要意义,在临床治疗、重症监护,以及运动员训练方面具有重要的指导意义。目前有多种检测方法和操作形式,从临床操作上可分为有创,无创和微创三种。从检测技术上分为热稀释法,多普勒超声学检测,核素心血池显像,胸腔阻抗法,Fick法,染色剂稀释法,部分重复呼吸法。检测方法上还可以分为直接、间接、连续和非连续测量。通过漂浮导管的热稀释法,Fick法和染色剂稀释法属于有创方法;微创检测形式有经食道多普勒超声学检测和不通过漂浮导管的热稀释法;无创检测有胸腔阻抗法和脉搏波轮廓法、光电容积法等。对于有创方法,如热稀释法具有准确性高的特点,但是其对人有害,操作复杂,因而不利于应用;而无创方法中,脉搏波轮廓法准确性较低,受传感器位置接触等影响较大,光电容积法(PPG)则因为测量的是毛细血管的血流情况,实际和大动脉树的相关性弱,受传感器位置、距离、肤色、以及外周循环疾病的影响大,难以获得可靠的测量结果;而胸腔阻抗法虽然准确性较之上述两种无创方法要高,但基于胸部的电极安装操作较为不便,另外也受电极安装位置影响较大,同时待测人的体型、肥胖等也会造成误差。

[0003] 随着生活水平的提高,人们对于健康指标的关注更加多样,但心输出量等指标目前尚未有很好的方式在家庭场景以较为便携便利的方式获得可信度高的测量结果。不同于医院应用场景,作为家庭场景的连续监测,测量的重复性和一致性的重要性甚至高于绝对的准确性,因此通过提升便利性、保证重复性和一致性,适当牺牲绝对准确度是家庭场景测量血流动力学参数的真正需求。此外,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

[0004] 本发明的目的在于提供一种血流动力学参数测量装置及方法,旨在解决由于现有技术难以通过血流动力学参数测量装置持续有效地获取用户的测量血流动力学参数,导致血流动力学参数测量装置长期处于功能单一的情况。

[0005] 一方面,本发明提供了一种血流动力学参数测量装置,包括:

[0006] 本体和手柄,所述本体用于承载人体;

[0007] 设置在所述本体上的阻抗测量装置,所述阻抗测量装置包括设置在所述本体上的第一预设数量的测量电极对和设置在所述手柄上的第二预设数量的测量电极对,每个所述电极对均包括两个激励电极和两个测量电极;以及

[0008] 与所述阻抗测量装置连接的微处理器,所述微处理器设置在所述本体上,用于根据所述测量电极对测量得到的人体阻抗脉搏波,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。

[0009] 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。

[0010] 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。

[0011] 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。

[0012] 优选地,所述阻抗测量装置包括设置在所述本体上的一个测量电极对和设置在所述手柄上的一个测量电极对,设置在所述本体上的测量电极对中的激励电极和极测量电极分别安装在所述本体的正面,与接触人体左右脚的位置对应,设置在所述手柄上的测量电极对对应人体手掌的握持位置。

[0013] 优选地,所述手柄通过导线与所述阻抗测量装置连接、设置在人体站上所述本体的前端。

[0014] 优选地,所述血流动力学参数测量装置,还包括:

[0015] 与所述微处理器连接的称重传感器,所述称重传感器安装在所述本体的背面,用于测量所述血流动力学参数测量装置上人体的重量及称量时产生的晃动数据。

[0016] 优选地,所述血流动力学参数测量装置,还包括:

[0017] 与所述微处理器连接的无线通信单元,所述无线通信单元安装在所述本体上,用于将所述人体阻抗脉搏波波形数据和/或所述每搏输出量通过无线通信方式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单元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,所述微处理器还用于根据所述血流动力学参数确定所述血流动力学参数测量装置上用户的健康状态;

[0020] 所述血流动力学参数测量装置还包括与所述微处理器连接的显示单元,所述显示单元安装在所述本体上,用于显示所述人体阻抗脉搏波波形数据、所述每搏输出量和/或所述血流动力学参数测量装置上用户的健康状态。

[0021] 另一方面,本发明还提供一种基于上述血流动力学参数测量装置的血流动力学参数测量方法,包括:

[0022] 通过所述第一对电极和所述第二对电极测量所述血流动力学参数测量装置上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晃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:1:  $SV = \rho L^2 / Z_0^2 \times (dZ/dt)_{n \max} \times LVET$  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, $(dZ/dt)_{n \max}$ 表示所述人体阻抗脉搏波对应的阻抗微分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,根据获取的所述体重、身高、心率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] 本发明提供的血流动力学参数测量装置包括本体和手柄、设置在本体上的阻抗测

量装置和与阻抗测量装置连接的微处理器,本体用于承载人体,阻抗测量装置包括设置在本体上的第一预设数量的测量电极对和设置在手柄上的第二预设数量的测量电极对,每个电极对均包括两个激励电极和两个测量电极,从而通过设置在本体上的第一预设数量的测量电极对和设置在手柄上的第二预设数量的测量电极对准确地测量人体阻抗脉搏波,进而通过微处理器获取包括每搏输出量的人体血流动力学参数,提高了血流动力学参数测量装置的智能化程度,为用户提供了结构简单、成本低、使用便捷的人体血流动力学参数检测设备。

### 附图说明

- [0045] 图1是本发明实施例一提供的血流动力学参数测量装置的结构示意图;  
[0046] 图2是本发明实施例一提供的血流动力学参数测量装置的结构示例图;  
[0047] 图3是本发明实施例一提供的血流动力学参数测量装置的优选结构示意图;  
[0048] 图4是本发明实施例二提供的血流动力学参数测量方法的实现流程图;  
[0049] 图5是本发明实施例二提供的血流动力学参数测量方法的人体阻抗脉搏波图;  
[0050] 图6是本发明实施例二提供的血流动力学参数测量方法的人体阻抗脉搏波图对应的人体阻抗微分图;  
[0051] 图7是本发明实施例三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

[0052] 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。

[0053] 以下结合具体实施例对本发明的具体实现进行详细描述:

[0054] 实施例一:

[0055] 图1示出了本发明实施例一提供的血流动力学参数测量装置的结构,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分。

[0056] 本发明实施例提供的血流动力学参数测量装置100,在这里,血流动力学参数测量装置100以人体秤100进行描述,包括本体101和手柄108、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。

[0057] 本体用于承载人体,手柄108则用于测量人体手部位置的阻抗脉搏波。阻抗测量装置102包括设置在本体101上的第一预设数量的测量电极对和设置在手柄108上的第二预设数量的测量电极对,每个电极对均包括两个激励电极和两个测量电极,本体上的第一预设数量的测量电极对用于测量血流动力学参数测量装置100上用户脚部的人体生物电阻抗信息,手柄108上的第二预设数量的测量电极对用于测量血流动力学参数测量装置100上用户手部的人体生物电阻抗信息,从而通过用户脚部和手部的人体生物电阻抗信息,得到血流动力学参数测量装置上用户的人体阻抗脉搏波,优选地,至少包括测量从人体的左手到下肢组成的电流回路的人体生物电阻抗信息,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。优选地,手柄108设置在本体的前端用导线连接,从而方便获取用户手部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。

[0058] 本发明实施例中,第一预设数量和第二预设数量可根据用户测量精度的要求进行设定,优选地,阻抗测量装置102包括设置在本体上的一个测量电极对和设置在手柄108上的一个测量电极对,设置在本体上的测量电极对中的两个激励电极和两个极测量电极分别安装在所述本体的正面,与接触人体左右脚的位置对应,设置在手柄108上的测量电极对对应人体手掌的握持位置、均包括两个激励电机和两个测量电极,从而在与用户脚部和手部的血流动力学参数测量装置对应位置设置测量电极对,以用于测量人体生物阻抗信息,在准确、自动获取用户人体阻抗脉搏波的同时,简化了阻抗测量装置102的结构,降低了获取人体血流动力学参数的复杂性,降低了成本,减小了设备的体积。

[0059] 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,获取人体的血流动力学参数,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。

[0060] 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,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,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,通过第一预设数量的测量电极对和第二预设数量的测量电极对测量血流动力学参数测量装置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,以减小手柄108的体积,使得使用方便。

[0062] 如图2所示,优选地,血流动力学参数测量装置100还包括与微处理器103连接的称重传感器104,称重传感器104安装在本体100的背面,以用于测量人体体重,微处理器103在得到称重传感器104发送的人体体重后,可进一步通过人体体重计算或修正人体血流动力学参数,进一步提高血流动力学参数测量装置上用户血流动力学参数的准确度。

[0063] 优选地,血流动力学参数测量装置100还包括与微处理器103连接的无线通信单元105,无线通信单元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/或终端设备;微处理器还可以通过无线通信单元与远程服务器和/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,以实现控制方式更加智能化,满足人们的使用需求。

[0064] 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,终端设备则可以为血流动力学参数测量装置100上的用户用于终端,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,终端设备为血流动力学参数测量装置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血流动力学参数测量装置上用户的心血管健康状态,当血流动力学参数测量装置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,提高了血流动力学参数测量装置的智能化程度。

[0065] 优选地,微处理器103还用于根据血流动力学参数确定血流动力学参数测量装置上用户的健康状态,以通过血流动力学参数测量装置直接得到用户的健康状态,用户可通过血流动力学参数测量装置(例如,血流动力学参数测量装置的语音输出单元等)直观获知自身的心血管健康状态。进一步优选地,血流动力学参数测量装置100还包括与微处理器103连接的显示单元106,显示单元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/或血流动力学参数测量装置上用户的心血管健康状态后,可直接通过显示单元106显示出来,方便用户及时、直观地了解心血管状态。

[0066] 作为示例地,图3示出了血流动力学参数测量装置的示意性结构。如图所示,血流动力学参数测量装置可以为人体秤1,包括本体2、微处理器21,本体2上设置有阻抗测量装置的第一预设数量的测量电极对,第一预设数量的测量电极对包括两个激励电极4、5和测量电极6、7、均安装在本体2的正面,对应人体左右脚位置,以用于测量用户脚部的生物电阻抗信息。手柄3上设置有阻抗测量装置的第二预设数量的测量电极对,第二预设数量的测量电极对包括两个激励电极11、13和两个测量电极12、14,对应人体手掌握持位置,以用于测量用户手部的生物电阻抗信息。血流动力学参数测量装置1还包括称重传感器8、显示屏9和无线通信单元22,其中,称重传感器8安装在本体2的背面,以用于测量人体体重,显示屏9安装在本体2上,用于显示人体阻抗脉搏波波形数据、血流动力学参数、每搏输出量和/或血流动力学参数测量装置1上用户的心血管健康状态,方便用户及时、直观地了解心血管状态,无线通信单元22安装在本体2上,用于在微处理器21的控制下将微处理器21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/或终端设备,还可以通过无线通信单元22与远程服务器和/或终端设备进行通信、预设及更新数据,预设数据包括人体的体重、年龄、性别、身高信息。

[0067] 实施例二:

[0068] 图4示出了本发明实施例二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:

[0069] 在步骤S401中,通过第一预设数量的测量电极对和第二预设数量的测量电极对测量血流动力学参数测量装置上用户的人体阻抗脉搏波。

[0070] 在步骤S402中,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。

[0071] 本发明实施例适用于智能血流动力学参数测量装置,尤其适用于实施例一所述的血流动力学参数测量装置,通过该血流动力学参数测量装置可获得使用血流动力学参数测量装置的用户的血流动力学参数。

[0072] 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脉搏波阻抗特征之前,从步骤S401测量得到的人体阻抗脉搏波波形中去除用户晃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、用户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晃动时对应的失真脉搏波时,通过称重传感器检测人体不稳(例如,晃动、晃动)时体重的变化,将体重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。

[0073] 图5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; $Z_0$ 是基础阻抗、一般取阻抗脉搏波的平均阻抗值的四份之一。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。

[0074] 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。

[0075] 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。

[0076] 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1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, $(dZ/dt)_{n_{max}}$ 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,LVET表示左心室射血时间,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。

[0077] 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 $(dZ/dt)_{n_{max}}$ 、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。

[0078] 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。

[0079] 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。作为示例地,如图6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 $dZ_{amp\_C_0}$ ,即 $dZ_{amp\_C_0} = (dZ/dt)_{n_{max}}$ ;  $B_0$ 点是 $C_0$ 点左侧的预设点,可代表心室射血的起点,一般取 $dZ_{amp\_B_0} = 15\% * dZ_{amp\_C_0}$ 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 $LVET_0$ 就可以代表心室射血时间。但由于测量部位的差异, $LVET_0$ 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,公式1中L是一个和身高相关的量,在本发明实施例中,测量的是双脚之间阻抗脉搏波形(阻抗血流图),因此更确切的说L是和上肢长度+躯干长度+下肢长度相关的量,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 $L_0 = H *$

1.5;  $Z_{00}$ 为基础阻抗,取左手到右脚的人体阻抗。

[0080] 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、身高和心率,根据获取的体重、身高、心率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 $SI=SV/BSA$ 、心输出量 $CO=HR*SV$ 、心输出指数 $CI=CO/BSA$ 。其中BSA表示人体体表面积, $BSA=0.0061*身高(cm)+0.0128*体重(kg)-0.1529$ ,HR表示脉(心)率, $HR=60/T_0$ , $T_0$ 表示一个脉搏(心跳)周期。

[0081] 实施例三:

[0082] 图7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:

[0083] 优选地,该血流动力学参数测量方法可以用在人体秤上,进一步提高人体秤的智能化程度,更加便于测量人体的血流动力学参数。

[0084] 在步骤S701中,同时利用称重传感器和阻抗测量装置测量重量和人体阻抗脉搏;

[0085] 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,根据称重传感器获取用户体重;

[0086] 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5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6所示);

[0087] 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。

[0088] 在本发明实施例中,人体阻抗脉搏波特征包括 $dZamp\_CO$ 、 $LVET0$ 、 $Z00$ 、 $T0$ 、 $Zamp0$ 、 $Zarea0$ 、 $T0$ 并取8个脉搏波周期的平均值。其中, $dZamp\_CO=7.3\Omega/s$ 、 $LVET0=0.221s$ 、 $Z00=480\Omega$ 、 $Zamp0=0.5\Omega$ 、 $Zarea0=0.21\Omega\cdot s$ 、 $T0=0.9s$ ;

[0089] 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 $SV=61\text{mL}/\text{beat}$ 。

[0090] 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 $SV=k0*SV0+SV1$ ;

[0091] 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 $k0=1$ , $SV1=0$ 。

[0092] 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 $CI=CO/BSA$ 。

[0093] 在本发明实施例中,BSA为体表面积, $BSA(m^2)=0.0061*身高(cm)+0.0128*体重(kg)-0.1529$ 。

[0094] 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,从而通过人体秤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,提升了人体秤的智能化程度。

[0095] 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电子秤获取每搏输出指数、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。

[0096] 在本发明实施例中,血流动力学参数测量装置的各单元可由相应的硬件或软件单元实现,各单元可以为独立的软、硬件单元,也可以集成为一个软、硬件单元,在此不用以限制本发明。各单元的具体实施方式可参考前述方法实施例的描述,在此不再赘述。

[0097] 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。

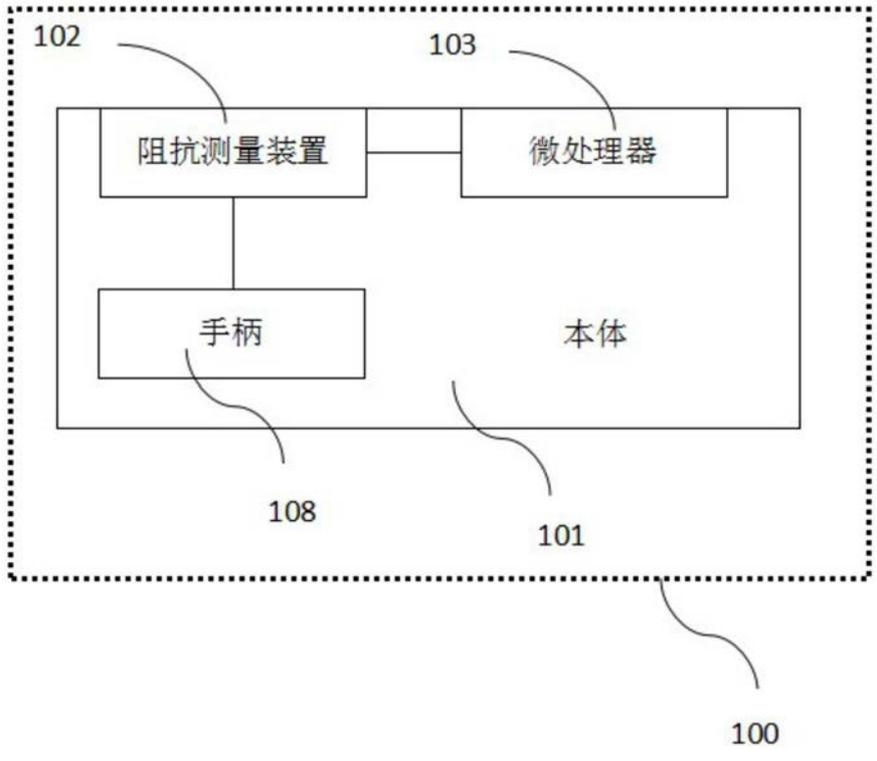


图1

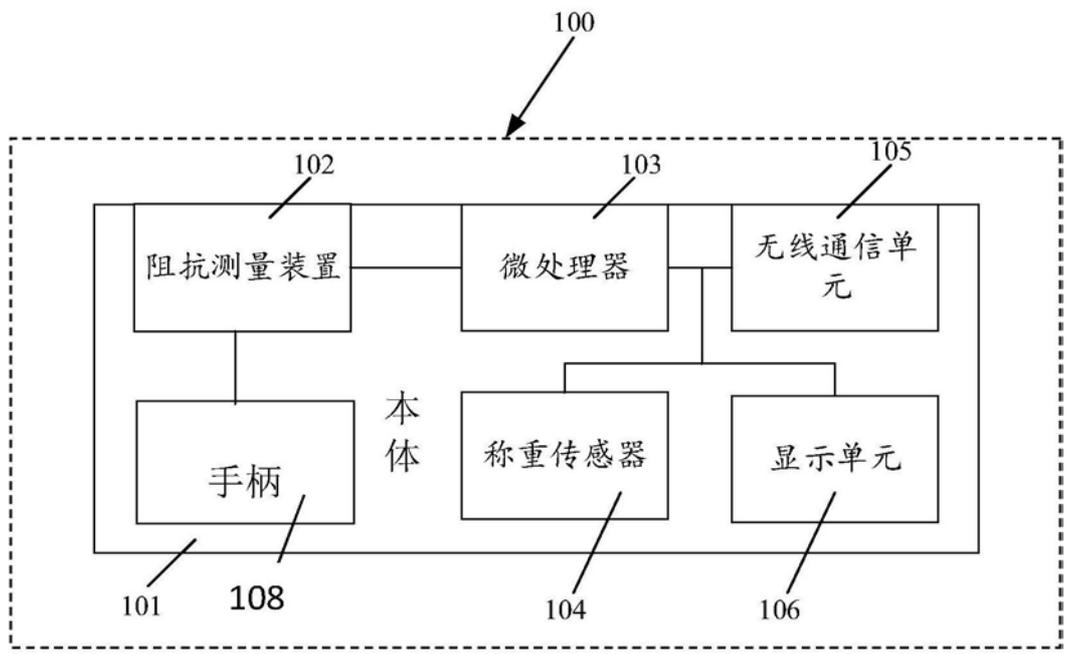


图2

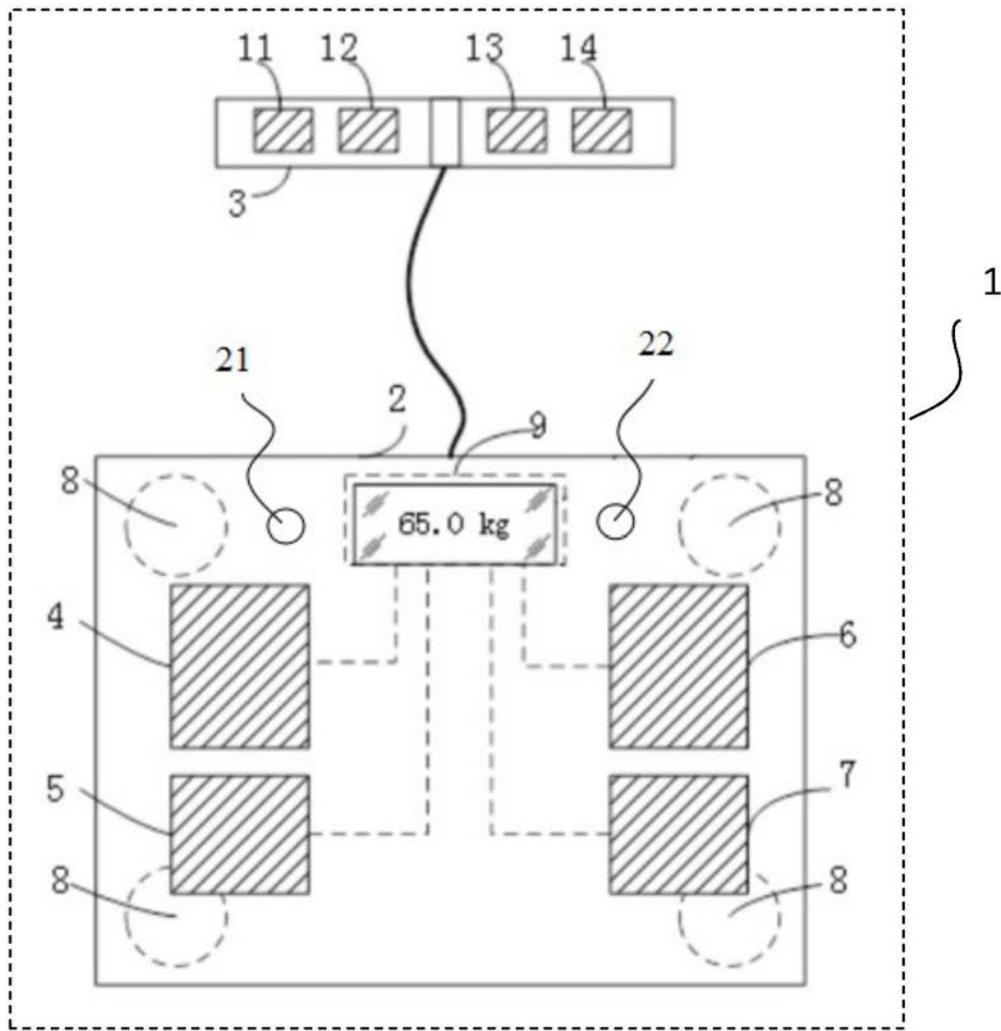


图3

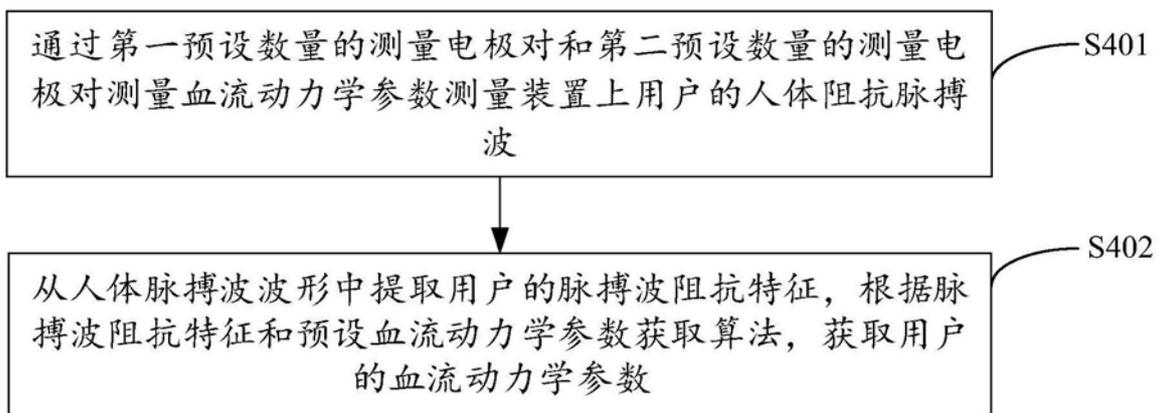


图4

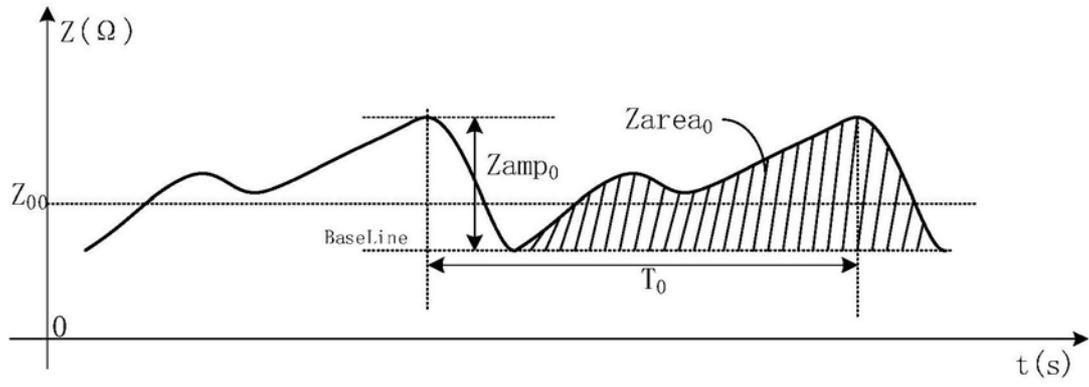


图5

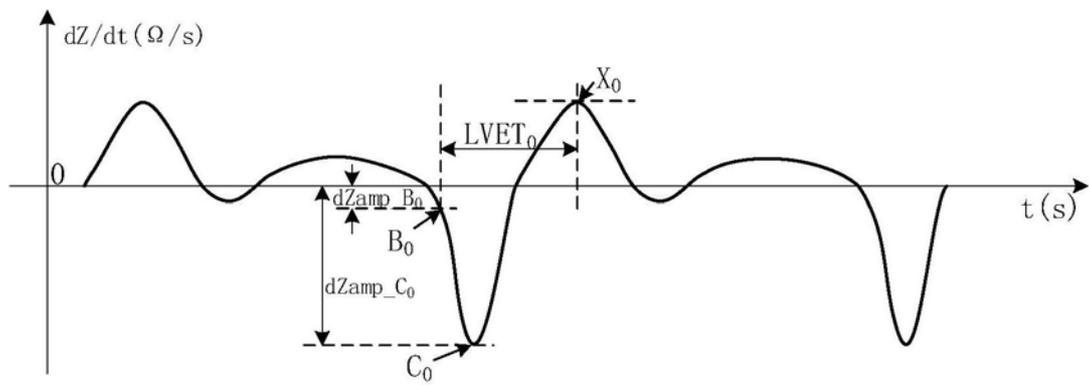


图6

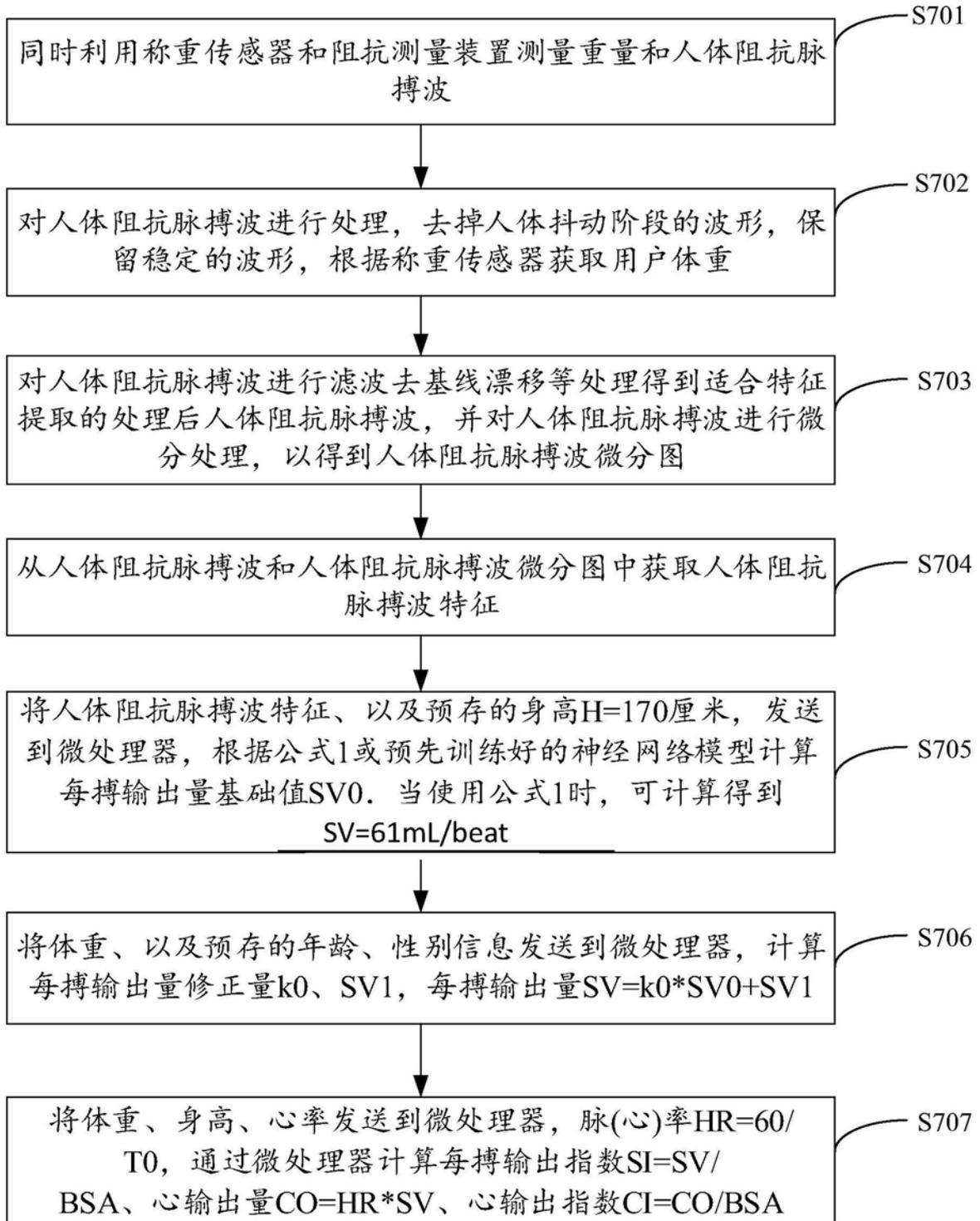


图7