



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109171674 A

(43)申请公布日 2019.01.11

(21)申请号 201811097964.7

(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)

A47K 13/24(2006.01)

G01G 19/50(2006.01)

G01G 19/52(2006.01)

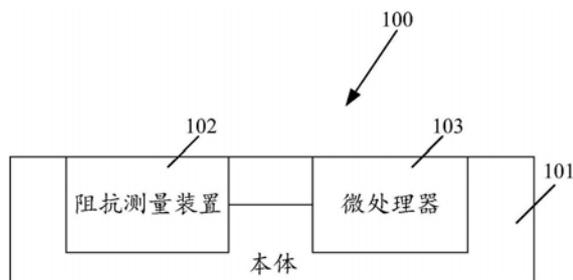
权利要求书3页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

马桶盖及基于该马桶盖的血流动力学参数测量方法

(57)摘要

本发明适用智能马桶技术领域,提供了一种马桶盖及基于该马桶盖的血流动力学参数测量方法,该马桶盖包括本体、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,本体包括垫圈和扶手,垫圈用于承载人体,阻抗测量装置包括设置在垫圈上的第一预设数量的测量电极对和设置在扶手上的第二预设数量的测量电极对,每个电极对包括一个激励电极和一个测量电极,从而通过设置在垫圈和扶手上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,从而提供了一种简化、便利的人体血流动力学参数监测设备。



1. 一种马桶盖,其特征在于,包括:

本体,包括垫圈和扶手,所述垫圈用于承载人体;

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垫圈上的第一预设数量的测量电极对和设置在所述扶手上的第二预设数量的测量电极对,每个所述电极对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所述的马桶盖,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所述的马桶盖,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所述的马桶盖,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所述的马桶盖,其特征在于,所述阻抗测量装置包括设置在所述垫圈上的一个测量电极对和设置在所述扶手上的一个测量电极对,设置在所述垫圈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垫圈的两侧,与接触人体左右大腿的位置对应,设置在所述扶手上的测量电极对对应人体手掌的握持位置。

6. 如权利要求1所述的马桶盖,其特征在于,所述扶手设置在人体坐上所述马桶后的左侧。

7. 如权利要求1所述的马桶盖,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垫圈的背面,用于测量人体体重。

8. 如权利要求1所述的马桶盖,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/或移动终端。

9. 如权利要求1所述的马桶盖,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马桶盖上用户的健康状态;

所述马桶盖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/或所述马桶盖上用户的健康状态。

10. 一种基于权利要求1所述马桶盖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所述马桶盖上用户的人体阻抗脉搏波;

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。

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。

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 $SV = \rho L^2 / Z_0^2 \times (dZ/dt)_{n_{max}} \times LVET$ 获取每搏输出量,其中,SV表示所述每搏输出量, ρ 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。

马桶盖及基于该马桶盖的血流动力学参数测量方法

技术领域

[0001] 本发明属于智能马桶技术领域,尤其涉及一种马桶盖及基于该马桶盖的血流动力学参数测量方法。

背景技术

[0002] 智能马桶起源于美国,用于医疗和老年保健,最初设置有温水洗净功能,后经韩国、日本的卫浴公司逐渐引进技术开始制造,加入了座便盖加热、温水洗净、暖风干燥、杀菌等多种功能。

[0003] 鉴于马桶在家庭生活中的必要性、以及和人体亲密接触的使用场景,松下等公司开始在马桶盖上增加健康检测的功能,例如,2017年松下推出了具有人体成分分析功能的智能马桶盖,该马桶盖上嵌入了人体生物电阻抗测量模块。另外,有厂家还通过增加尿检模块、心电、光电等模块,实现更多的生理健康参数检测。然而,关于用户心血管健康方面的参数测试效率仍然不佳,对于使用马桶盖较多的中老年人用户,难以构建完整的家庭健康测量体系。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种马桶盖及基于该马桶盖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马桶盖持续有效地获取用户的测量血流动力学参数,导致马桶盖智能化程度低的问题。

[0005] 一方面,本发明提供了一种马桶盖,包括:

[0006] 本体,包括垫圈和扶手,所述垫圈用于承载人体;

[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垫圈上的第一预设数量的测量电极对和设置在所述扶手上的第二预设数量的测量电极对,每个所述电极对包括一个激励电极和一个测量电极;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垫圈上的一个测量电极对和设置在所述扶手上的一个测量电极对,设置在所述垫圈上的测量电极对中的激励电极和极测量电极

分别安装在所述垫圈的两侧,与接触人体左右大腿的位置对应,设置在所述扶手上的测量电极对对应人体手掌的握持位置。

[0013] 优选地,所述扶手设置在人体坐上所述马桶后的左侧。

[0014] 优选地,所述马桶盖还包括:

[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垫圈的背面,用于测量人体体重。

[0016] 优选地,所述马桶盖还包括:

[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/或移动终端。

[0018] 优选地,所述马桶盖所述微处理器还用于根据所述血流动力学参数确定所述马桶盖上用户的健康状态,所述马桶盖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/或所述马桶盖上用户的健康状态。

[0019] 另一方面,本发明还提供一种基于上述马桶盖的血流动力学参数测量方法,包括:

[0020] 通过所述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所述马桶盖上用户的人体阻抗脉搏波;

[0021] 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。

[0022] 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。

[0023] 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。

[0024] 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:

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 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:

[0028] 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。

[0029] 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:

[0030] 从所述人体阻抗脉搏波波形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。

[0031] 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:

[0032] 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, ρ 为血液导电率,取值为 $130\sim 150\ \Omega \cdot \text{cm}$, 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, L_{VET} 表示左心室射血时间,所述 L_{VET} 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。

[0033] 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:

[0034] 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 $(dZ/dt)_{\text{max}}$ 、左心室射血时间 L_{VET} 、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。

[0035] 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。

[0036] 进一步优选地,所述血流动力学参数测量方法还包括:

[0037] 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。

[0038] 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:

[0039] 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。

[0040] 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:

[0041] 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。

[0042] 本发明提供的马桶盖包括本体、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,本体包括垫圈和扶手,垫圈用于承载人体,阻抗测量装置包括设置在垫圈上的第一预设数量的测量电极对和设置在扶手上的第二预设数量的测量电极对,每个电极对包括一个激励电极和一个测量电极,从而通过设置在垫圈上的第一预设数量的测量电极对和设置在扶手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,提高了马桶盖的智能化程度,为用户提供了一种简化、便利的人体血流动力学参数持续监测设备。

附图说明

[0043] 图1是本发明实施例一提供的马桶盖的结构示意图;

[0044] 图2是本发明实施例一提供的马桶盖的结构示例图;

[0045] 图3是本发明实施例一提供的马桶盖的优选结构示意图;

[0046] 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;以及

[0047] 图5是本发明实施例二提供的人体阻抗脉搏波的示意图;

[0048] 图6是本发明实施例二提供的图5所示人体阻抗脉搏波对应的人体阻抗脉搏波微分图;以及

[0049] 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

[0050] 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。

[0051] 以下结合具体实施例对本发明的具体实现进行详细描述:

[0052] 实施例一:

[0053] 图1示出了本发明实施例一提供的马桶盖的结构,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分。

[0054] 本发明实施例提供的马桶盖100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。

[0055] 本体100包括垫圈和扶手,垫圈用于承载人体,扶手则用于放置马桶盖100上用户(人体)手臂,为手臂提供支撑。阻抗测量装置102包括设置在垫圈上的第一预设数量的测量电极对和设置在扶手上的第二预设数量的测量电极对,每个电极对包括一个激励电极和一个测量电极,垫圈上的第一预设数量的测量电极对用于测量马桶盖100上用户腿部的人体生物电阻抗信息,扶手上的第二预设数量的测量电极对用于测量马桶盖100上用户手部的人体生物电阻抗信息,从而通过用户腿部和手部的人体生物电阻抗信息,得到马桶盖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。优选地,扶手设置在人体坐上马桶后的左侧,从而在提供手部支撑、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。

[0056] 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包括设置在垫圈上的一个测量电极对和设置在扶手上的一个测量电极对,设置在垫圈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垫圈的两侧,与接触人体左右大腿的位置对应,设置在扶手上的测量电极对对应人体手掌的握持位置,从而在与用户腿部和手部的马桶盖对应位置设置测量电极对,以用于测量人体生物电阻抗信息,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。

[0057] 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。

[0058] 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马桶盖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,具体地可以根据垫圈或扶手的内部构造,将微处理器103安装在垫圈或扶手中,当然,也可以安装在本体的其他位置。

[0059] 如图2所示,优选地,马桶盖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安装在垫圈的背面,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,进一步提高马桶盖上用户血流动力学参数的准确度。

[0060] 优选地,马桶盖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,移动终端则可以为马桶盖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,移动终端为马桶盖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马桶盖上用户的心血管健康状态,当马桶盖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,提高了马桶盖的智能化程度。

[0061] 优选地,微处理器103还用于根据血流动力学参数确定马桶盖上用户的健康状态,以通过马桶盖直接得到用户的健康状态,用户可通过马桶盖(例如,马桶盖的语音输出单元等)直观获知自身的心血管健康状态。进一步优选地,马桶盖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/或马桶盖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。

[0062] 作为示例地,图3示出了马桶盖的示意性结构。如图所示,马桶盖1包括本体微处理器2,本体包括基座11、垫圈12和扶手13,垫圈12上设置有阻抗测量装置的电极对,该电极对包括激励电极3和测量电极4,两个电极分别安装在垫圈两侧,对应人体左右大腿位置,以用于测量用户腿部的生物电阻抗信息。扶手13上设置有阻抗测量装置的电极对,该电极对包括激励电极5和测量电极6,对应人左手掌握持位置,以用于测量用户手部的生物电阻抗信息。马桶盖1还包括称重传感器7、显示屏8和无线通信单元9,其中,称重传感器7安装在垫圈12的背面,以用于测量人体体重,显示屏8安装在基座11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/或马桶盖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9安装在本体上,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。

[0063] 本发明实施例提供的马桶盖包括本体、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,本体包括垫圈和扶手,垫圈用于承载人体,阻抗测量装置包括设置

在垫圈上的第一预设数量的测量电极对和设置在扶手上的第二预设数量的测量电极对,每个电极对包括一个激励电极和一个测量电极,从而通过设置在垫圈上的第一预设数量的测量电极对和设置在扶手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,提高了马桶盖的智能化程度,同时为用户提供了一种简化、便利的人体血流动力学参数持续获取或监测设备。

[0064] 实施例二:

[0065] 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:

[0066] 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马桶盖上用户的人体阻抗脉搏波。

[0067] 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。

[0068] 本发明实施例适用于智能马桶盖,尤其适用于实施例一所述的马桶盖,通过该马桶盖可获得使用马桶盖的用户的血流动力学参数。

[0069] 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、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抖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,抖动、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。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_{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。

[0070] 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。

[0071] 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。

[0072] 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, ρ 为血液导电率,取值为 $130 \sim 150 \Omega \cdot \text{cm}$,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。

[0073] 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

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 $(dZ/dt)_{nmax}$ 、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。

[0074] 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。

[0075] 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 $dZamp_{C_0}$,即 $dZamp_{C_0} = (dZ/dt)_{nmax}$; 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 $dZamp_{B_0} = 15\% * dZamp_{C_0}$ 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,SV公式中L是一个和身高相关的量,在本发明实施例中,测量的是单手臂+躯干的阻抗脉搏波形(阻抗血流图),因此更确切的说L是和单手臂长度+躯干长度相关的量,但因为手臂长度、躯干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 $L_0 = H * 0.9$; Z_{00} 为基础阻抗,取单手臂和躯干阻抗之和。

[0076] 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, $BSA = 0.0061 * \text{身高}(\text{cm}) + 0.0128 * \text{体重}(\text{kg}) - 0.1529$,HR表示脉(心)率, $HR = 60/T_0$, T_0 表示一个脉搏(心跳)周期。

[0077] 实施例三:

[0078] 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:

[0079] 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波;

[0080] 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;

[0081] 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);

[0082] 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。

[0083] 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=7.9 Ω/s、LVET0=0.221s、Z00=280 Ω、Zamp0=0.6 Ω、Zarea0=0.26 Ω·s、T0=0.9s;

[0084] 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=64.5mL/beat。

[0085] 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;

[0086] 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。

[0087] 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。

[0088] 在本发明实施例中,BSA为体表面积,BSA(m²)=0.0061*身高(cm)+0.0128*体重(kg)-0.1529。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,从而通过马桶盖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,提升了马桶盖的智能化程度。

[0089] 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马桶盖获取每搏输出指数、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。

[0090] 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。

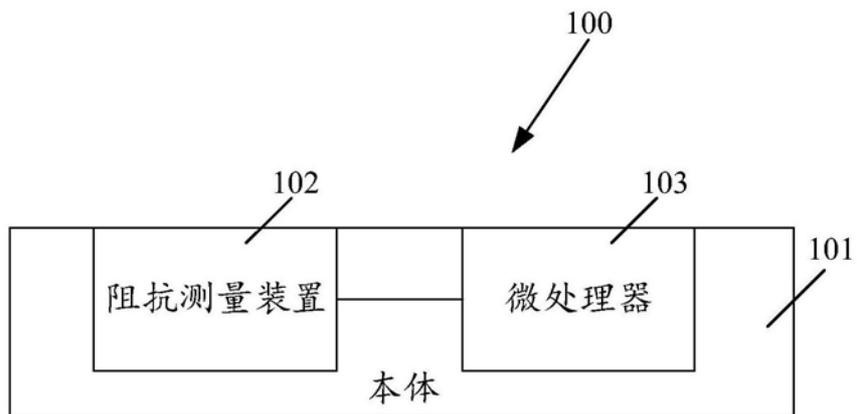


图1

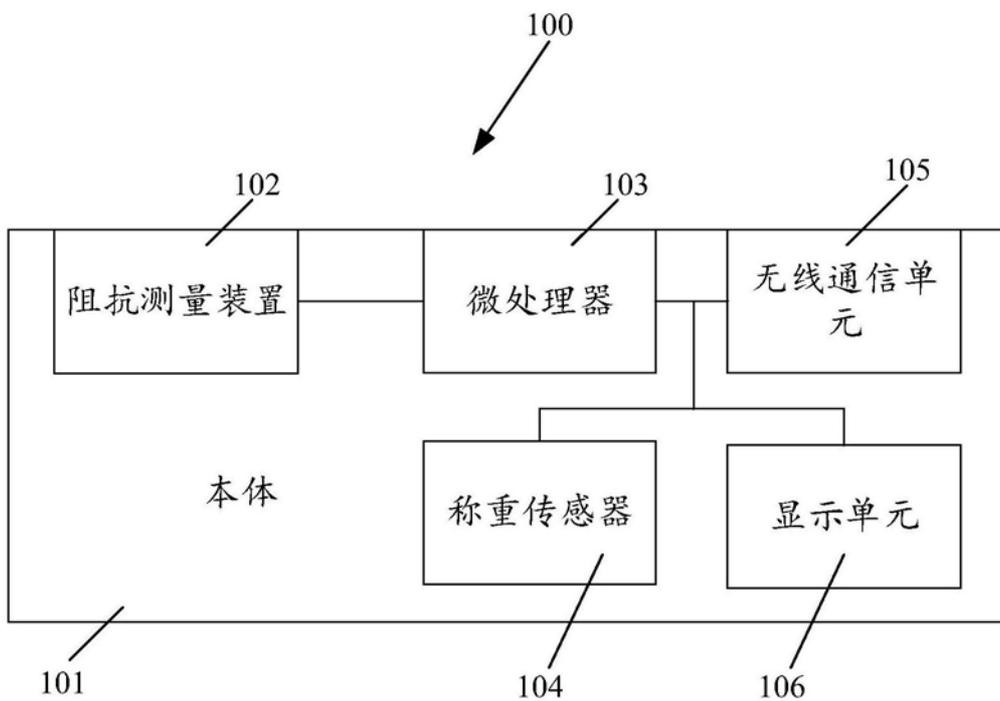


图2

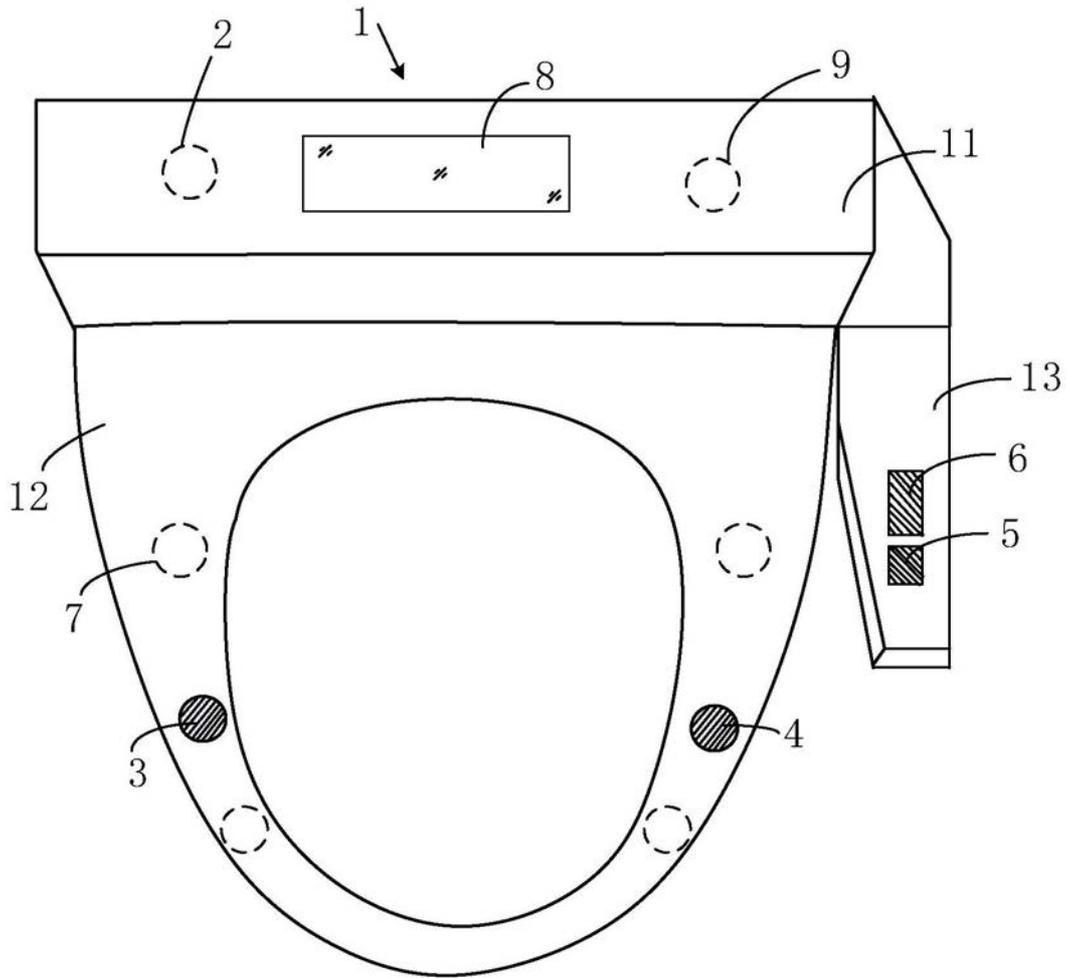


图3

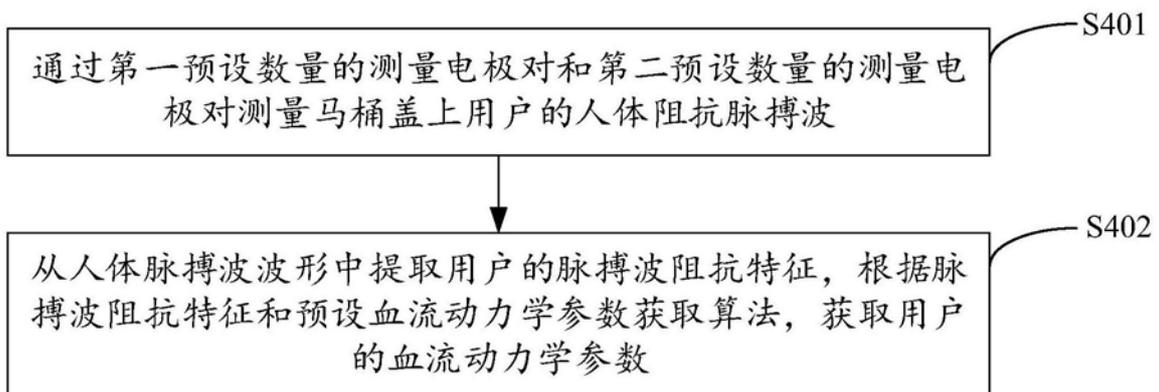


图4

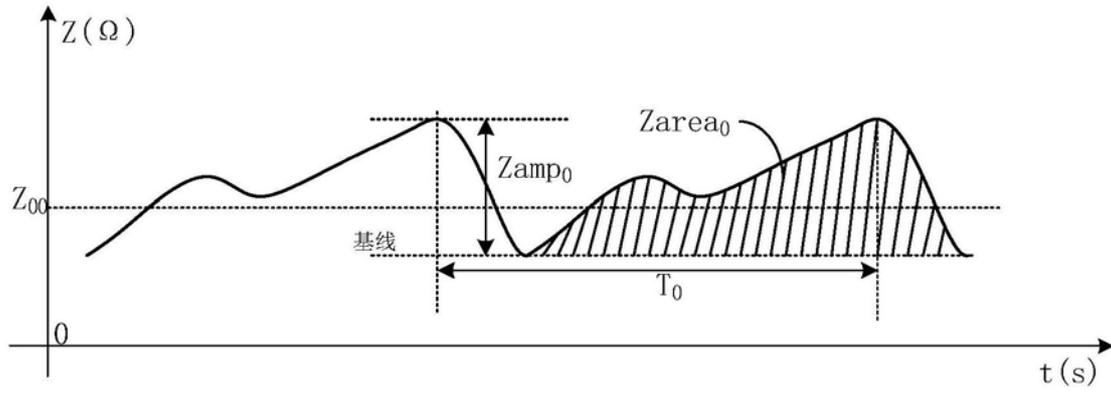


图5

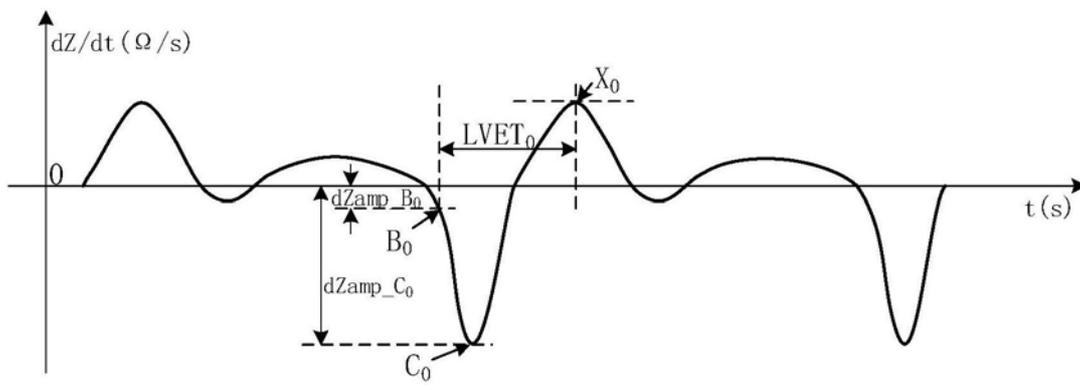


图6

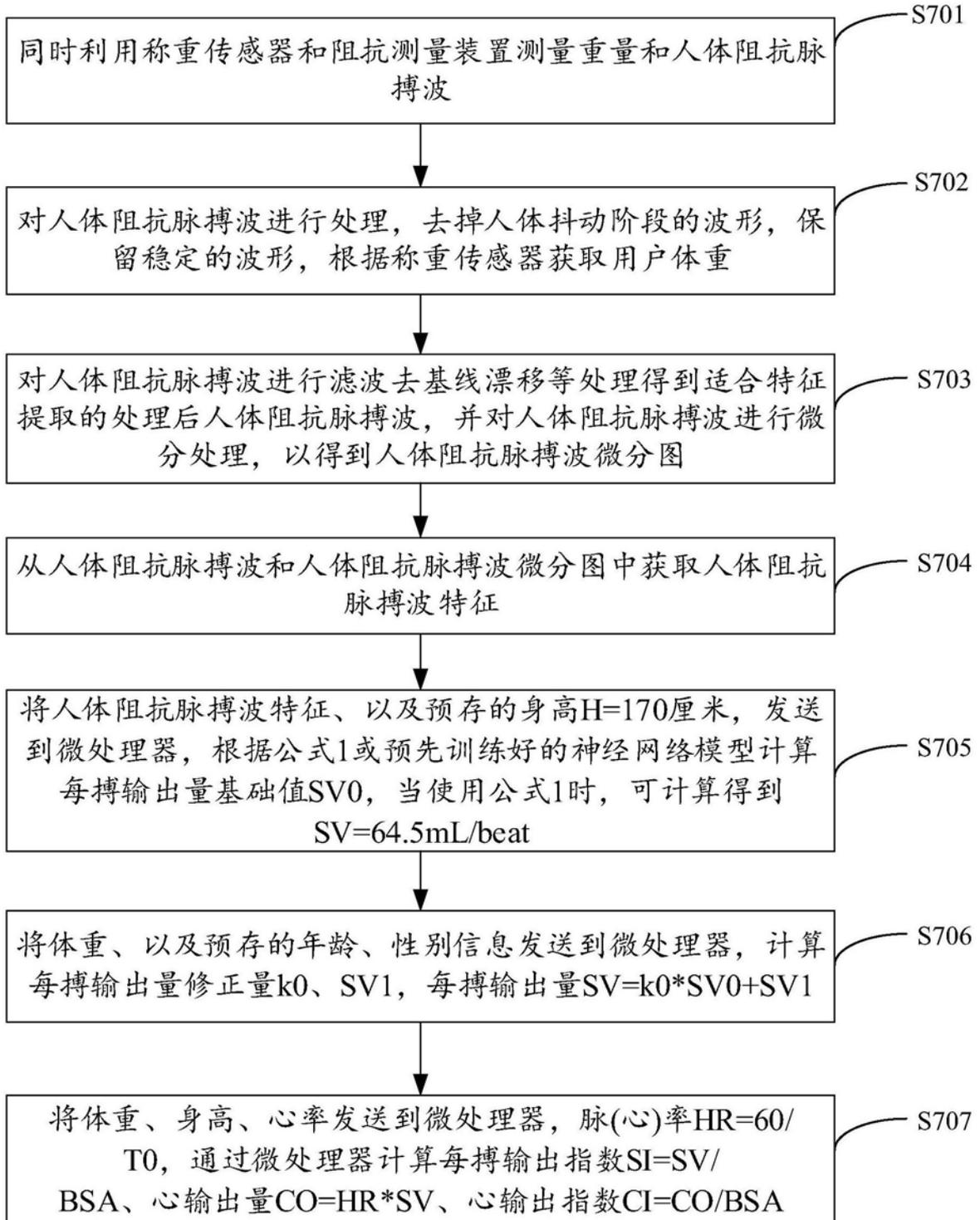


图7

专利名称(译)	马桶盖及基于该马桶盖的血流动力学参数测量方法		
公开(公告)号	CN109171674A	公开(公告)日	2019-01-11
申请号	CN201811097964.7	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 A47K13/24 G01G19/50 G01G19/52		
CPC分类号	A61B5/02 A47K13/24 A61B5/0004 A61B5/02028 A61B5/053 A61B5/6887 A61B5/7271 G01G19/50 G01G19/52		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明适用智能马桶技术领域，提供了一种马桶盖及基于该马桶盖的血流动力学参数测量方法，该马桶盖包括本体、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，本体包括垫圈和扶手，垫圈用于承载人体，阻抗测量装置包括设置在垫圈上的第一预设数量的测量电极对和设置在扶手上的第二预设数量的测量电极对，每个电极对包括一个激励电极和一个测量电极，从而通过设置在垫圈和扶手上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，从而提供了一种简化、便利的人体血流动力学参数监测设备。

