



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108498081 A

(43)申请公布日 2018.09.07

(21)申请号 201810515458.9

(22)申请日 2018.05.25

(71)申请人 深圳市知赢科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区南头街
道智恒产业园E区01B栋405A

(72)发明人 王丽辉 李恋

(74)专利代理机构 深圳市明日今典知识产权代
理事务所(普通合伙) 44343

代理人 王杰辉

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

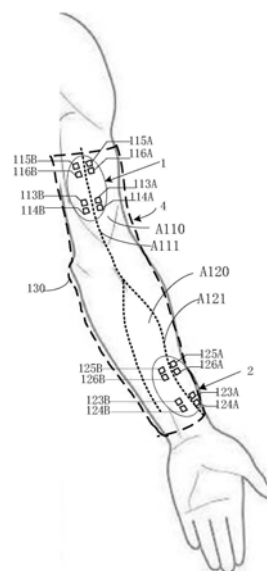
权利要求书2页 说明书13页 附图8页

(54)发明名称

脉搏波速度测量装置、血压连续测量装置及
方法

(57)摘要

本发明涉及一种脉搏波速度测量装置、血压连续测量装置及方法,所述脉搏波速度测量装置包括固定部以及设于固定部上的第一阻抗测量部、第二阻抗测量部和第一主处理器,第一阻抗测量部包括第一电极阵列和第一测量前端;第二阻抗测量部包括第二电极阵列和第二测量前端;第一主处理器与第一阻抗测量部和第二阻抗测量部连接,用于接收并根据第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波得到人体第一部位和人体第二部位的脉搏波传导时间,进而除以人体第一部位到人体第二部位之间的动脉血管长度得到脉搏波速度。本发明实施例通过获取第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波,进而得到脉搏波速度,提高测量准确度,提高用户体验。



1. 一种脉搏波速度测量装置,其特征在于,包括:

第一阻抗测量部,包括第一电极阵列和第一测量前端,所述第一测量前端与所述第一电极阵列连接,用于获取所述第一电极阵列所限定的人体第一部位的第一人体阻抗脉搏波;

第二阻抗测量部,包括第二电极阵列和第二测量前端,所述第二测量前端与所述第二电极阵列连接,用于获取所述第二电极阵列所限定的人体第二部位的第二人体阻抗脉搏波;

第一主处理器,所述第一主处理器与所述第一阻抗测量部和第二阻抗测量部连接,用于接收并根据所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波得到人体第一部位到人体第二部位的脉搏波传导时间,进而除以预设血管长度得到脉搏波速度,所述预设血管长度为所述人体第一部位到人体第二部位之间的动脉血管的等效长度;

固定部,所述第一阻抗测量部、第二阻抗测量部和第一主处理器均设于所述固定部上。

2. 根据权利要求1所述的脉搏波速度测量装置,其特征在于:所述脉搏波传导时间采用同一个心动周期内第一人体阻抗脉搏波波峰到第二人体阻抗脉搏波的波峰的时间差;或同一个心动周期内第一人体阻抗脉搏波波谷到第二人体阻抗脉搏波的波谷的时间差;或上述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波分别微分后的波形的同一心动周期内波谷之间的时间差。

3. 根据权利要求1所述的脉搏波速度测量装置,其特征在于:所述动脉血管的等效长度为所述第一阻抗测量部的第一电极阵列中心点和第二阻抗测量部的第二电极阵列中心点之间的距离乘上一个长度校准系数得到,或以所述第一电极阵列和第二电极阵列同方向的端头之间的距离乘以所述长度校准系数得到。

4. 根据权利要求1所述的脉搏波速度测量装置,其特征在于:人体第一部位为上臂内侧、前臂内侧、大腿、小腿以及前臂中的任意一种,而所述人体第二部位为上臂内侧、前臂内侧、大腿、小腿以及前臂中的任意一种。

5. 根据权利要求1所述的脉搏波速度测量装置,其特征在于:所述固定部为弹性织物,用于穿戴在人体肢体上,所述第一电极阵列和第二电极阵列包括若干设于所述弹性织物上用于人体阻抗测量的柔性电极,所述柔性电极采用织物电极或者导电橡胶制得。

6. 根据权利要求1所述的脉搏波速度测量装置,其特征在于:所述第一电极阵列至少包括2个第一激励电极和2个第一测量电极,所述第一激励电极用于发射激励电流进入人体第一部位,所述第一测量电极用于测量2个第一激励电极之间的电压;所述第二电极阵列至少包括2个第二激励电极和2个第二测量电极,所述第二激励电极用于发射激励电流至所述人体第二部位,所述第二测量电极用于测量2个第二激励电极之间的电压。

7. 根据权利要求6所述的脉搏波速度测量装置,其特征在于:所述第一电极阵列包括8个第一激励电极和8个第一测量电极,所述第一激励电极两两一组用于发射激励电流进入人体第一部位,所述第一测量电极两两一组用于测量同一组的2个第一激励电极之间的电压;所述第二电极阵列至少包括8个第二激励电极和8个第二测量电极,所述第二激励电极两两一组用于发射激励电流至所述人体第二部位,所述第二测量电极两两一组用于测量同一组的2个第二激励电极之间的电压。

8. 根据权利要求1所述的脉搏波速度测量装置,其特征在于:还包括阻抗处理器,所述

阻抗处理器连接至所述第一阻抗测量部和/或第二阻抗测量部到所述第一主处理器之间，用于将所述第一人体阻抗脉搏波和/或第二人体阻抗脉搏波进行滤波、降低噪声处理后输出至所述第一主处理器。

9. 一种血压连续测量装置，其特征在于：包括第二主处理器以及如权利要求1至8中任一项所述的脉搏波速度测量装置，所述第二主处理器与所述第一主处理器连接，用于接收所述第一主处理器发送的脉搏波速度以得到血压值。

10. 一种血压连续测量方法，应用于权利要求9所述的血压连续测量装置中，其特征在于，包括：

获取人体第一部位以及人体第二部位之间的脉搏波传导时间；

获取人体第一部位和人体第二部位之间的动脉血管长度；

根据预设算法计算所述脉搏波传导时间和动脉血管长度得到脉搏波速度；

根据所述脉搏波速度推导出血压值。

脉搏波速度测量装置、血压连续测量装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械设备技术领域,特别涉及一种脉搏波速度测量装置、血压连续测量装置及方法。

背景技术

[0002] 心血管疾病是人类健康的重要威胁,每年排在我国死亡人员中死亡原因的首位。心血管疾病属于一个慢性疾病,有一个较为长期的渐进治病过程。例如动脉随着年龄增长和生活习惯等原因开始硬化,开始长斑,血压逐渐升高,动脉硬化、淤塞等。对于已经患上高血压的人,如果对血压不加以合理控制,长期下去将严重伤害各靶器官,例如血管、心脏、大脑、肾等,进一步导致血压升高,最终危及各靶器官的正常工作,导致严重急性致命心脑血管疾病发生。因此,对于高血压人群,血压的控制至关重要。而由于血压参数容易受到环境条件、身体状况等多种因素的影响,断续测量或单次测量的结果存在较大的差别,然而血压连续测量方法可在每个心动周期测量血压,在医学研究和临床中具有更加重要的意义。

[0003] 目前血压测量的方法大致分为直接测量法和间接测量法两类。直接测量法虽然测量准确,但是有创,只用于临床危重病人。间接测量法是通过检测动脉壁的搏动,血管容积的变化等参数间接得到血压。间接测量法又可分为间断式测量法和连续式测量法两大类。以柯氏音法和示波法为代表的间断式测量法是以测量过程中每搏血压相同为前提,测量得到的血压是某一特定时刻的血压值,不一定是被测者有代表性的血压值。

[0004] 连续式血压测量法是指在某一段时间内无创伤连续血压测量,可以测量每搏血压值和连续的动脉血压波形,因此为临床诊断和治疗提供了更加充分的依据。目前无创血压连续测量的方法主要有恒定容积法、扁平张力法、脉搏波速度法、脉搏波特征参数法等。前两者一般都需要血压气囊充气辅助测量,且传感器定位要求高,因此便携性和抗运动干扰很差;后两者是目前研究较多的连续血压测量方法。而脉搏波特征点推算血压,对脉搏波测量的精度要求非常高,但脉搏波波形特征会受到传感器位置、体位、肢体动作、周围组织对血管挤压等影响,因此,在日常(非临床状态)使用中测量的重复性难以保证。

[0005] 脉搏波速测定法是根据脉搏波沿动脉传播速率与动脉血压之间具有正相关性的特点提出的,通过测量脉搏波速度(PWV)间接推算出动脉血压值。脉搏波速度可通过脉搏波在动脉中2点间传递时间来计算。早在1878年,Moens等就证明了血压和PWV之间的准线性关系。但直到80年代,日本人Tanaka才首次通过对PWV的测量推算出动脉血压值。

[0006] 临床上,可以通过两个相距一定距离的压力传感器测量人体两处浅表动脉脉搏波的波形来推算PWV,但这种方法对于传感器的定位要求高,不利于便携式应用,例如日本科林公司VP1000脉搏波速度测量需要测试者平躺,Maguire等人则通过在手臂的指端和肘内侧测量PPG信号来获得两点之间的PWV信号,其优点是两点之间的距离可以比较精确测定,但缺点是PPG信号(或者基于压力传感器等)对定位要求高,因而受肢体运动、体位影响大,且不能准确获得手臂大动脉波形(肱动脉、桡动脉),而研究表明,人体大动脉的脉搏波速度和血压的线性关系最为明显,而周围动脉则容易受周围组织的特性影响。在脉搏波速度获

取不易的情况下,人们转而寻求通过脉搏波传导时间(PTT)来预测血压。例如美国专利5,649,513,5,865,755和6,599,251、欧洲专利0413267,中国专利CN1293913A,CN1127939C,以及DxTek设备等就是脉搏波传导时间(PTT)来推测血压值。通常是心电ECG信号(ECG是electrocardiogram的缩写,意思是心电图,指心脏在每个心动周期中,由起搏点、心房、心室相继兴奋,伴随着生物电的变化,通过心电描记器从体表引出多种形式的电位变化的图形)上的参考点和同一个心动周期的脉搏波信号上的参考点来确定PTT。脉搏波可以通过压力传感器、PPG、阻抗容积描记法等来获得。例如常见的血压手表,一般通过ECG+PPG来获得PTT值,进而推测血压值。该方法虽然解决了便携性问题,并且降低了对于传感装置定位精度的要求,但是却存在两大缺点:1)通常若将ECG信号的R波顶点作为脉搏波传导的起点,但实际上该位置和真正脉搏波起点(心脏射血点)中间存在两个心脏动作心脏收缩始期和等容收缩期,因此中间存在时间差(PEP),且该时间差是因人而异的,存在不确定性,从而导致估算的血压值离散性较大;2)ECG信号测量较为不便;例如如果采用胸导联,则需要在胸部贴电极片,影响便携使用。采用双手测量,如血压手表,则需要人在测量的时候将双手按住电极片,才能开始测量ECG信号。实际上,由于需要有意识的两手按压电极,相当于没有实现连续测量。中国专利申请CN201580046584.9中公开的以阻抗容积信号来替代了ECG来获得心脏射血时间点,有可能可以部分消除PEP时间的误差,但是依然要求双手按压电极测量,因此连续测量特性受到影响。

[0007] 目前常见的无创血压测量方法,例如经典的柯氏音法(对应水银血压计),示波法及脉搏波振荡法(对应电子血压计),其采集信号位置一般都是上臂的肱动脉位置,而上述的各类型脉搏波速度或者传导时间的方法及装置,除少部分用于临床由专人操作的装置外,其采集脉搏波信号的部位难以确保可以采集到人体大动脉信号,如肱动脉、桡动脉等,因此和传统方法之间存在一个信号源部位不同而引入的额外影响因素,影响了根据脉搏波速度/传导时间推测血压的准确度。

[0008] 综上所述,现有的装置及方法,不论是对于脉搏波速度/传导时间测量本身,还是进而实现连续血压测量,都存在诸如传感器定位影响大、抗运动干扰差、便携性不足,不能实现真正连续测量、测量重复性离散大,以及信号采集位置和传统方法差异大,受周围组织影响大等一系列缺点。

发明内容

[0009] 本发明要解决的技术问题在于针对上述现有技术中的不足之处,提供一种脉搏波速度测量装置、血压连续测量装置及方法。

[0010] 本发明解决技术问题采用的技术手段是提供一种脉搏波速度测量装置,包括:

[0011] 第一阻抗测量部,包括第一电极阵列和第一测量前端,所述第一测量前端与所述第一电极阵列连接,用于获取所述第一电极阵列所限定的人体第一部位的第一人体阻抗脉搏波;

[0012] 第二阻抗测量部,包括第二电极阵列和第二测量前端,所述第二测量前端与所述第二电极阵列连接,用于获取所述第二电极阵列所限定的人体第二部位的第二人体阻抗脉搏波;

[0013] 第一主处理器,所述第一主处理器与所述第一阻抗测量部和第二阻抗测量部连

接,用于接收并根据所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波得到人体第一部位到人体第二部位的脉搏波传导时间,进而除以预设血管长度得到脉搏波速度,所述预设血管长度为所述人体第一部位到人体第二部位之间的动脉血管的等效长度;

[0014] 固定部,所述第一阻抗测量部、第二阻抗测量部和第一主处理器均设于所述固定部上。

[0015] 另一方面,本发明还提供一种血压连续测量装置,包括第二主处理器以及如上述的脉搏波速度测量装置,所述第二主处理器与所述第一主处理器连接,用于接收所述第一主处理器发送的脉搏波速度以得到血压值。

[0016] 再一方面,本发明还提供一种血压连续测量方法,应用于上述的血压连续测量装置中,包括:

[0017] 获取人体第一部位以及人体第二部位之间的脉搏波传导时间;

[0018] 获取人体第一部位和人体第二部位之间的动脉血管长度;

[0019] 根据预设算法计算所述脉搏波传导时间和动脉血管长度得到脉搏波速度;

[0020] 根据所述脉搏波速度推导出血压值。

[0021] 采用上述技术方案,本发明至少具有以下有益效果:本发明实施例通过设有固定部以及设于所述固定部上的第一阻抗测量部、第二阻抗测量部以及处理器,其中第一阻抗测量部贴合于人体第一部位用于测量人体第一部位的第一人体阻抗脉搏波,所述第二阻抗测量部贴合于人体第二部位用于测量人体第二部位的第二人体阻抗脉搏波,所述处理器与所述第一阻抗测量部和第二阻抗测量部电性连接,所述处理器接收所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波,然后根据所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波进行同步分析获得脉搏波传导时间,将该脉搏波传导时间与预设的用于代表人体第一部位和人体第二部位之间动脉血管长度进行分析处理计算得到脉搏波速度,传统的阻抗脉搏波认为是测量某个肢体段的脉搏波,例如双手、双脚间,但本发明将段的测量巧妙的转化为点的测量,将两肢体段脉搏波转换为两肢体点的脉搏波,从而克服传统偏见,实现了脉搏波速度的精确测量,提高测量准确度,且方便用户穿戴和携带,提高用户体验。

附图说明

[0022] 图1是本发明脉搏波速度测量装置一个实施例穿戴于人体手臂上的结构示意图。

[0023] 图2是本发明脉搏波速度测量装置一个实施例穿戴于人体手臂上的放大结构示意图。

[0024] 图3是本发明脉搏波速度测量装置一个实施例的逻辑结构示意图。

[0025] 图4是本发明血压连续测量装置一个实施例的逻辑结构示意图。

[0026] 图5是本发明血压连续测量装置一个实施例的电路示意图。

[0027] 图6是本发明血压连续测量装置一个实施例第一阻抗测量部配置4电极的结构示意图。

[0028] 图7是本发明血压连续测量装置一个实施例第一阻抗测量部配置8电极的结构示意图。

[0029] 图8是本发明血压连续测量装置一个实施例第二阻抗测量部配置8电极的结构示意图。

[0030] 图9是本发明血压连续测量装置一个实施例第二阻抗测量部贴设于人体第二部位的剖面图。

[0031] 图10是本发明血压连续测量装置一个实施例测得的阻抗脉搏波波形示意图。

[0032] 图11是本发明血压连续测量装置一个实施例袖套式的结构示意图。

[0033] 图12是本发明血压连续测量方法一个实施例的流程结构示意图。

[0034] 图13是本发明血压连续测量方法一个实施例步骤S1的具体流程结构示意图。

[0035] 本发明目的的实现、功能特点及优点将结合实施例,参照附图做进一步说明。

具体实施方式

[0036] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明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发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,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,都属于本发明保护的范围。

[0037] 阻抗容积描记法或者阻抗血流图分析,是属于公知的技术,其主要通过测量人身体部位的阻抗波形,从而获得进一步的生理参数,例如用来做阻抗心动图可以获得心率(脉搏)以及心排量等,脑血流图分析可以获得脑部血管生理特性等;其基本的生理学原理是人体心脏跳动时,引起血液周期性在血管中波动,从而改变了人体组织的阻抗,因此通过阻抗的波形可以反应出心脏及血液在血管中流动的节律性信息,是为阻抗脉搏波。阻抗脉搏波和PPG方法或者压力传感器方法测得脉搏波虽然不是完全一致,但都可以反应血液在血管中流动的状况,可以通过特征点提取来确定血流特性,所述PPG是利用光电容积描记(PPG)技术进行人体运动心率的检测,是红外无损检测技术,在生物医学中应用。

[0038] 请参阅图1至图11,本发明提供一种技术方案:一种脉搏波速度测量装置,包括:

[0039] 第一阻抗测量部1,包括第一电极阵列11和第一测量前端12,所述第一测量前端12与所述第一电极阵列11连接,用于获取所述第一电极阵列11所限定的人体第一部位的第一人体阻抗脉搏波;

[0040] 第二阻抗测量部2,包括第二电极阵列21和第二测量前端22,所述第二测量前端22与所述第二电极阵列21连接,用于获取所述第二电极阵列21所限定的人体第二部位的第二人体阻抗脉搏波;

[0041] 第一主处理器3,所述第一主处理器3与所述第一阻抗测量部1和第二阻抗测量部2连接,用于接收并根据所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波得到人体第一部位到人体第二部位的脉搏波传导时间,进而除以预设血管长度得到脉搏波速度,所述预设血管长度为所述人体第一部位到人体第二部位之间的动脉血管的等效长度;

[0042] 固定部4,所述第一阻抗测量部1、第二阻抗测量部2和第一主处理器3均设于所述固定部4上。

[0043] 优选地,所述脉搏波传导时间采用同一个心动周期内第一人体阻抗脉搏波波峰到第二人体阻抗脉搏波的波峰的时间差;或同一个心动周期内第一人体阻抗脉搏波波谷到第二人体阻抗脉搏波的波谷的时间差;或上述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波分别微分后的波形的同一心动周期内波谷之间的时间差;

[0044] 优选地,所述人体第一部位到人体第二部位的动脉血管等效长度为所述第一阻抗

测量部1的第一电极阵列11中心点和第二阻抗测量部2的第二电极阵列21中心点之间的距离乘上一个固定长度校准系数得到,或以所述第一电极阵列11和第二电极阵列21同方向的端头之间的距离乘以所述长度校准系数得到;所述固定长度校准系数为预设的一个校准系数参数。

[0045] 具体地,人体第一部位为上臂内侧、前臂内侧、大腿、小腿以及前臂中的任意一种,而所述人体第二部位为上臂内侧、前臂内侧、大腿、小腿以及前臂中的任意一种。所述人体第一部位和人体第二部位可以有多重组合方式,从而对人体的不同的部位进行检测以提高测量准确度。

[0046] 在实施时,所述第一电极阵列11与人体第一部位贴合接触,所述第二电极阵列21与人体第二部位贴合接触,用于分别对人体第一部位和人体第二部位进行测量,其中,所述第一阻抗测量部1测量人体第一部位得到所述第一人体阻抗脉搏波,所述第二阻抗测量部2测量人体第二部位得到所述第二人体阻抗脉搏波,所述第一主处理器与所述第一阻抗测量部1和第二阻抗测量部2电性连接,从而接收所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波,然后通过分析上述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波之间的时差和上述人体第一部位和人体第二部位之间动脉血管的等效长度可以推算脉搏波速度。例如,对于脉搏波传导时间,现在公知的做法包括计算同一个心动周期内第一人体阻抗脉搏波到第二人体阻抗脉搏波的波峰的时间差、或相应的波谷时间差、或上述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波微分后的相应波谷之间的时间差来作为脉搏波传导时间。

[0047] 所述人体第一部位到人体第二部位的动脉血管等效长度为所述第一阻抗测量部1的第一电极阵列11中心点和第二阻抗测量部2的第二电极阵列21中心点之间的距离乘上一个固定长度校准系数得到。所述第一阻抗测量部1和第二阻抗测量部2设于固定部4上,即所述两中心点之间的距离固定。或者以所述第一电极阵列11和第二电极阵列21同方向的端点位置之间的距离乘以长度校准系数作为所述动脉血管等效长度(和上述两组电极阵列中心点距离是等效的),通过将所述脉搏波传导时间和预设血管长度根据预设算法即可计算得到脉搏波速度,具体地,所述预设血管长度为所述动脉血管等效长度,通过将所述脉搏波传导时间除以动脉血管等效长度即可得到脉搏波速度;当然,所述第一阻抗测量部1和第二阻抗测量部2可以设计成与所述固定部4可活动连接,且所述第一阻抗测量部1和第二阻抗测量部2之间的位置、具体可调,从而方便不同年龄段或者不同身高的用户使用,提高测量精度。上述长度校准系数通过有限次实验可以确定一个最优值,本实施例该长度校准系数等于1。

[0048] 传统的阻抗脉搏波认为是测量某个肢体段的脉搏波,例如双手、双脚间,但本发明将段的测量巧妙的转化为点的测量,将两肢体段脉搏波转换为两肢体点的脉搏波,从而克服传统偏见,实现了脉搏波速度的精确测量。

[0049] 在一个可选实施例中,参照图11,所述固定部4为弹性织物,用于穿戴在人体肢体上,所述第一电极阵列11和第二电极阵列21包括若干设于所述弹性织物上用于人体阻抗测量的柔性电极,所述柔性电极采用织物电极或者导电橡胶制得。

[0050] 在一个实施例中,所述弹性织物为袖套,所述袖套用于包裹于人体上臂和/或前臂,所述袖套设置有所述第一阻抗测量部1和第二阻抗测量部2,所述第一阻抗测量部1的第一电极阵列11贴设于人体第一部位;所述第二阻抗测量部2的第二电极阵列21贴设于人体

第二部位。

[0051] 在另一个实施例中,所述弹性织物为脚套,所述脚套用于包裹人体的足部和/或小腿,所述脚套设置有所述第一阻抗测量部1和第二阻抗测量部2,所述第一阻抗测量部1的第一电极阵列11贴设于人体第一部位;所述第二阻抗测量部2的第二电极阵列21贴设于人体第二部位。

[0052] 如图1和图2所示,图1和图2是本发明脉搏波速度测量装置为袖套式在人体左臂上穿戴的示意图,所述固定部4采用弹性织物材料制作,可以穿戴在人体上,并将固定部4上安装的第一阻抗测量部1中的第一电极阵列11固定贴合于人体第一部位,所述人体第一部位为上臂内侧A110,所述第二阻抗测量部2中的第二电极阵列21固定贴合于人体第二部位,所述人体第二部位为前臂内侧A120,其中,所述上臂内侧A110位置靠近上臂肱动脉,所述前臂内侧A120靠近人体桡动脉,当然,所述人体第一部位还可以是前臂内侧A120,所述第一阻抗测量部1中的第一电极阵列11固定贴合于人体第一部位,所述人体第二部位为上臂内侧A110,所述第二阻抗测量部2中的第二电极阵列21固定贴合于人体第二部位。

[0053] 在一个可选实施例中,本发明脉搏波速度测量装置还包括阻抗处理器5,所述阻抗处理器5连接至所述第一阻抗测量部1和/或第二阻抗测量部2到所述第一主处理器3之间,用于将所述第一人体阻抗脉搏波和/或第二人体阻抗脉搏波进行滤波、降低噪声处理后输出至所述第一主处理器3。

[0054] 图3是本发明脉搏波俗称测量装置的逻辑结构图,包括第一阻抗测量部1和第二阻抗测量部2,用于分别获得人体第一部位上臂内侧A110处的第一人体阻抗脉搏波,以及人体第二部位前臂内侧A120处的第二人体阻抗脉搏波;所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波送入所述阻抗处理器5,进行滤波、去噪处理,提高所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波的信噪比;此时所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波在物理上可以是阻抗-时间序列,也可以是电压-时间序列,不影响候选脉搏波速度计算。

[0055] 将处理后的所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波送入到第一主控制器3,进行同步处理后,就可以得到所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波之间的时间差 T_0 ,该时间差 T_0 除以上臂内侧A110到前臂内侧A120之间动脉血管长度,则可以得到脉搏波速度PWV0。上述动脉血管长度通常用上臂内侧A110到前臂内侧A120的肢体长度来代替。脉搏波速度PWV0本身是心血管健康状况的独立指标,例如可以反映动脉硬化程度,因此可以作为一项独立的监控指标来输出给用户。

[0056] 在一个可选实施例中,所述第一电极阵列11至少包括2个第一激励电极和2个第一测量电极,所述第一激励电极用于发射激励电流进入人体第一部位,所述第一测量电极用于测量2个第一激励电极之间的电压;所述第二电极阵列至少包括2个第二激励电极和2个第二测量电极,所述第二激励电极用于发射激励电流至所述人体第二部位,所述第二测量电极用于测量2个第二激励电极之间的电压。

[0057] 图5是本发明脉搏波速度测量装置的电路图,包括电性连接在一起的几大模块,微控制器130,所述微控制器130包括第一主处理器3和阻抗处理器5,用于执行控制指令控制其他模块工作;所述第一阻抗测量部1和第二阻抗测量部2,用于分别测量人体第一部位和人体第二部位的阻抗,从而分别获得所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波;按键8,采用电容触摸或者压力触摸按键,用于用户输入操作;加速度传感器9,所述加速度传

感器9与所述第一主处理器3电性连接,用于识别所述人体第一部位和/或人体第二部位的体位姿态,具体地,所述加速度传感器9可以用来识别当前手臂的姿势,从而相应对测量数据进行调整补偿;此外,还有供电单元10,可采用超薄纽扣电池,超薄锂电池等。

[0058] 从脉搏波速度的角度来讲,本发明脉搏波速度测量装置的电路工作原理是:微控制器130控制第一阻抗测量部1和第二阻抗测量部2分别测得第一阻抗脉搏波W110和第二阻抗脉搏波W120,其中所述第一阻抗脉搏波W110为第一人体阻抗脉搏波,所述第二阻抗脉搏波W120为第二人体阻抗脉搏波,然后将所述第一阻抗脉搏波W110和第二阻抗脉搏波W120读入微控制器130,依次经过阻抗处理器5和第一主处理器3,得到脉搏波速度PWV0。考虑到脉搏波速度和人体血压都不会短时间剧烈变化,本发明脉搏波速度测量装置采用间歇式工作,例如5分钟测量一次,然后3次测量结果平均后每15分钟更新一次结果,这样既可以满足连续监控的要求,又极大的降低了装置功耗,延长续航能力。

[0059] 具体地,所述第一阻抗测量部1包括第一电极阵列11和第一测量前端12,第一电极阵列11由第一激励电极114A、114B、115A、115B,以及第一测量电极113A、113B、116A、116B组成。第二阻抗测量部2包括第二电极阵列21和第二测量前端22,第二电极阵列21由第二激励电极114A、114B、115A、115B,以及第二测量电极113A、113B、116A、116B组成。

[0060] 另一方面,如图1至图11所示,本发明还提供一种血压连续测量装置,包括第二主处理器133以及如上述的脉搏波速度测量装置,所述第二主处理器133与所述第一主处理器3连接,用于接收所述第一主处理器3发送的脉搏波速度,并根据所述脉搏波速度推导得到血压值。

[0061] 在实施时,所述血压连续测量装置是在上述脉搏波速度测量装置的基础上添加了第二主处理器133,所述微控制器130还包括所述第二主处理器133,当所述第一主处理器3获得脉搏波速度后,发送给所述第二主处理器133,所述第二主处理器133根据所述脉搏波速度即可推导出血压值。所述血压值包括平均动脉压、收缩压、舒张压中的至少一种。

[0062] 在实施时,所述血压值还可以通过预设的人体参数结合脉搏波速度推导得到,所述人体参数包括性别、年龄、身高、体重、BMI、体脂率、四肢围度和腰臀比中的一个或多个。具体地,所述人体参数可以是预设于装置内的参数数据,当用户进行血压测量时,本发明血压连续测量装置会根据测得的血压值和所述人体参数作为参数进行推导调整血压值,使得血压值更贴近用户的个人情况,提高测量准确度。

[0063] 本发明血压连续测量装置的电路工作原理是,微控制器130控制第一阻抗测量部1和第二阻抗测量部2分别测得第一阻抗脉搏波W110和第二阻抗脉搏波W120(参见图10),并将之读入微控制器130然后依次经过阻抗处理器5、第一主处理器3和第二主处理器133,得到脉搏波速度PWV0和血压值BP0,具体地,所述血压值BP0包括平均动脉压、收缩压和舒张压中的至少一种。

[0064] 在一个可选实施例中,人体阻抗测量或者说阻抗描记法是属于公知的技术,多用于注入心、脑、血管、胸、肺,以及四肢(双手之间,双脚之间等)等部位,产生了注入心阻抗图、脑血流图、胸阻抗图、肺阻抗图,以及人体成分分析等应用,人体组织的多种变化都可以带来相应部位阻抗的变化,而其中血流节律性流动带来的改变最有规律性。

[0065] 参见图6,图6为第一阻抗测量部1中的第一电极阵列11为4电极阵列配置的示意图。通常现在人体阻抗的测量的电极系统采用4电极配置,包括2个激励电极用于发射人体

电流进入人体特定部位,也包括相邻配置的2个测量电极用于测量该电流在该特定部位上产生的电压;相比早先的2电极配置,即激励电极和测量电极合2为1既发射电流也测量电压,具有更好的消除皮肤阻抗,接触阻抗影响的优点,具有更好的测量准确性和重复性。

[0066] 在图6中,在上臂内侧A110处,接近人体的肱动脉A111,并沿着肱动脉A111走向,依次配置了第一激励电极115A,第一测量电极116A,第一测量电极113A以及第一激励电极114A。第一测量电极116A和第一激励电极115A组成一对,相邻配置,间距一般不超过1cm;第一测量电极113A和第一激励电极114A组成一对,相邻配置,间距不超过1cm。恒流源激励111连着第一激励电极115A和第一激励电极114A,并在所述第一激励电极115A和第一激励电极114A之间的人体组织发射有效值恒定的正弦波电流。第一测量电极114A和第一测量电极113A则拾取上述正弦波电流路径上的电压降,并接入第一电压测量单元112中,将电压转换为数字电压或阻抗信号。第一电压测量单元112实际上是一个模拟数字转换器,将模拟电压信号转换为数字信号;但因为是正弦波电压,因此还可以在电路中考考虑设计加入整流电路,例如全波整流电路,将正弦波转换为直流,得到正弦波对应的有效值。第一恒流源激励111和第一电压测量单元112组成了第一测量前端12,可以是一个集成电路芯片,例如TI公司的AFE4300芯片。

[0067] 在另一个实施例中,所述第一电极阵列11包括8个第一激励电极和8个第一测量电极,所述第一激励电极两两一组用于发射激励电流进入人体第一部位,所述第一测量电极两两一组用于测量同一组的2个第一激励电极之间的电压;所述第二电极阵列21至少包括8个第二激励电极和8个第二测量电极,所述第二激励电极两两一组用于发射激励电流至所述人体第二部位,所述第二测量电极两两一组用于测量同一组的2个第二激励电极之间的电压。

[0068] 如图7所示,图7是第一阻抗测量部1配置8电极的示意图。相比第一阻抗测量部配置4电极,8电极相当于多了一套4电极,即多了第一激励电极115B、第一激励电极114B、第一测量电极116B和第一测量电极113B;相应地,所述第一恒流激励源111之前需要增加多路选择器117A、117B,所述第一电压转换单元112前多了多路选择器118A、118B。实际上,上述的AFE4300芯片即支持8电极配置。图7所示的8电极配置的用处在于,可以从中选择2个第一激励电极和2个第一测量电极进行组合,组成图5所示的标准4电极测量系统,从而调整测量对应的人体部位。例如图7中,通过选择第一激励电极115A和第一激励电极114B,可以将激励电流引导到主要沿着人体的肱动脉A111流动,因为电流会优先流过阻抗最小的路径,而由于血液的阻抗小,因此电流会优先沿着两个激励电极限定区域的人体主要动脉流过,从而进一步提高了所采集第一阻抗脉搏波的信噪比和特异性。因此,采用8电极或更多电极的配置,可以通过微控制器130来组合成多种4电极配置,从中挑选阻抗脉搏波信噪比最高的组合来使用,从而进一步降低了本发明血压连续测量装置测量时对电极位置定位的要求,提高了阻抗脉搏波信号的质量,减少了周围组织的影响,提高了信号的特异性。

[0069] 如图8所示的是第二阻抗测量部2配置8电极的结构示意,包括第二电极阵列21和第二测量前端22。所述第二阻抗测量部2的第二电极阵列21所限定的人体第二部位是前臂内侧A120,所对应的血管是人体桡动脉A121。其测量的基本原理和上述第一阻抗测量部1一致,只是对应的人体部位不一样。图8中,在前臂内侧A120处,接近人体的桡动脉A121,并沿着桡动脉A121走向,依次配置了第二激励电极125A、第二激励电极125B、第二测量电极

126A、第二测量电极126B、第二测量电极123A、第二测量电极123B、第二激励电极124A和第二激励电极124B。第二测量电极126A和第二激励电极125A组成一对,相邻配置,间距一般不超过1cm;第二测量电极123A和第二激励电极124A组成一对,相邻配置,间距不超过1cm;第二测量电极126B和第二激励电极125B组成一对,相邻配置,间距一般不超过1cm;第二测量电极123B和第二激励电极124B组成一对,相邻配置,间距不超过1cm;相应地,所述第二恒流激励源121之前需要增加多路选择器127A、127B,所述第二电压转换单元122前多了多路选择器128A、128B。第二恒流源激励121连着第二激励电极125A和第二激励电极124A,并在这两个激励电极之间的人体组织发射有效值恒定的正弦波电流,从第二激励电极125A到第二激励电极124B。第二测量电极126A和第二测量电极123B则拾取上述正弦波电流路径上的电压降,并接入第二电压测量单元122中,第二电压测量单元122和第二恒流源激励121组成所述第二测量前端22,将电压转换为数字电压或阻抗信号。和第一测量前端12类似,第二测量前端22可以采用AFE4300芯片。

[0070] 参见图9所示,图9为第二阻抗测量部2测量人体第二部位前臂内侧A120的断面示意图。第二激励电极125A、第二激励电极126A、第二激励电极123B和第二激励电极124B接触前臂的内侧A122皮肤,桡动脉A121属于浅表动脉,相对靠近前臂内侧A122,而远离前臂外侧A123。激励电流从前臂内侧A122进入,依次会经过表皮、真皮,皮下脂肪等,在达到桡动脉A121后会主要沿着桡动脉这条低阻抗路径流动。

[0071] 参见图10所示为阻抗脉搏波波形,其中第一阻抗脉搏波W110是在人体第一部位上臂内侧A110即上臂内侧沿肱动脉测得;而第二阻抗脉搏波W120是在人体第二部位前臂内侧A120即前臂内侧沿桡动脉测得。第一阻抗脉搏波W110的P10段对应的是当前心脏射血周期的血压进入人体第一部位,具体是指图7中第一激励电极115A和第一激励电极114B限定的区域,主要是相应肱动脉A111段;其中P11是标志点,阻抗开始下降表示低阻抗的血液成分开始增加,流入肱动脉A111的血液大于流出肱动脉A111区域的血流;而P12则相反,阻抗开始重新增加,表示低阻抗的血液成分开始减少,流出肱动脉A111的血液大于流入肱动脉A111区域的血流(此时也包括了静脉回血影响)。第二阻抗脉搏波W120具有相同的原理,只是对应人体部位是前臂内侧A120,主要是桡动脉A121段。选取第一阻抗脉搏波W110的顶点P13和同一个心动周期的第二阻抗脉搏波W120的顶点P14作为两个标志点,它们的时间差就代表了血液从进入上臂内侧A110之肱动脉A111段到进入前臂内侧A120之桡动脉A121的时间差T0;而这时间差对应的血管长度W00可以具体地用第一激励电极115A到第二激励电极125A的长度W0来表示,优选地,这个距离W0还可以相乘一个校正因子k来更加准确地表示这个段长度所对应的肱动脉+桡动脉的长度,即 $W00=W0*k$,这个k具有统计学意义。因此脉搏波速度 $PWV0=W0*k/T0$ 。根据公知技术,关于上述标志点P13、P14的选择还存在其他方式。

[0072] 尽管上述第一阻抗测量部1限定测量人体第一部位上臂内侧A110阻抗,并特别强调了是主要是上臂内侧A110肱动脉A111段,但实际上,阻抗包括了第一激励电极115A和第一激励电极114B限定区域的整段上臂组织,其中也包括各次级血管和毛细血管贡献的阻抗,只是阻抗贡献的百分比不一样。若流经肱动脉的电流多,则其对于第一阻抗脉搏波W110中阻抗变化的幅度贡献就大,反之则小。但这并不影响上述脉搏波速度计算的准确性,因为血流总是从大动脉然后向次级动脉最后到达毛细血管的。

[0073] 如图11所示为本发明血压连续测量装置的实物示意图,其中固定部4是弹性织物

的袖套190,当然,所述弹性织物还可以是肩套,图11中左侧对应袖套外侧1901,右侧对应袖套内侧1902;上臂套191对应穿戴在人体上臂,此区域内侧安装第一电极阵列11,所述第一电极阵列11采用织物电极制作;前臂套192对应穿戴在人体前臂,此区域内侧安装有第二电极阵列21,所述第二电极阵列21采用织物电极制作。

[0074] 当然,在四肢其他部位测量也是符合本发明的精神并能达到本发明所述的效果。其中包括:

[0075] ①.人体第一部位是上臂内侧,人体第二部位也是上臂内侧;此时因为两个部位相距距离较短,血流造成的阻抗变化就小,因此对于阻抗脉搏波而言,信噪比会降低;而两个部位脉搏波的时间差也会缩小,所以对于测量的采样速度会有更高要求。但优点是此部位对应的一整段肱动脉。

[0076] ②.人体第一部位是前臂内侧,人体第二部位也是前臂内侧;此时因为人体第一部位和人体第二部位之间相距距离较短,血流造成的阻抗变化就小,因此对于阻抗脉搏波而言,信噪比会降低;而两个部位脉搏波的时间差也会缩小,所以对于测量的采样速度会有更高要求。但优点是此部位对应的一整段肱动脉。

[0077] ③.人体第一部位是大腿,人体第二部位是小腿。

[0078] ④.人体第一部位是大腿,人体第二部位也是大腿。

[0079] ⑤.人体第一部位是小腿,人体第二部位也是小腿。

[0080] ⑥.人体第一部位是前臂,人体第二部位是小腿。

[0081] 上述方案相较于现有方案的有益效果在于:

[0082] 首先,上述方案显著提高了脉搏波速度及血压连续测量的准确性,或者说提高便携性、可穿戴性(即非临床的)下测量的准确性。在便携式、穿戴式的现有测量方案中,ECG+脉搏波方案受制于ECG对于心脏射血时间判断的PEP误差,存在便携性较差的缺点,而脉搏波测量则更多的是毛细血管网的脉搏波(PPG方案),和理论要求的主干动脉的脉搏波有差异。而双PPG方案,则如果不限定测量位置,则只能测到毛细血管的脉搏波,而要测量主干动脉脉搏波,则对PPG传感器位置要求高,如Maguire方案只能将PPG传感器置于浅表动脉处——肘部肱动脉和寸口桡动脉,因而在满足便携性可穿戴性的情况下,准确度、抗干扰性大大下降。

[0083] 其次,实现了真正的连续测量。现有方案中,ECG(或类似计算心脏射血时间的方案)+脉搏波的方案而言,需要双手按压电极,因此不是真正连续测量;双压力传感器方案,需要气囊充气加压保证压力传感器能正确感测到脉搏压力变化,而气囊加压对于血液流动和人体组织有影响,不能长时间加压,所以该测量方式不能长时间连续测量。

[0084] 最后,显著提高了便携性和可穿戴性。ECG+脉搏波方案若采用胸导联则便携性大打折扣,若采用两手测量,则不具备连续测量特性。双压力传感器方案采用气囊加压方式便携性大大降低;双PPG方案对于定位要求的严格,不利于便携式应用,且PPG传感器不容易穿戴,目前只有手表手环上将PPG传感器集成,戴在腕部;若增加一个在肘部,非常不便。本方案则可以通过弹性织物配合织物电极(或金属箔片),实现类似穿衣一样的真正的穿戴式体验,显著提高了便携性和可穿戴性。

[0085] 总之,相比现有技术,上述技术方案显著地提高了测量准确性、可连续测量性以及便携性可穿戴性。

[0086] 再一方面,如图12至图13所示,本发明还提供一种血压连续测量方法,应用于上述的血压连续测量装置中,包括:

[0087] 步骤S1,获取人体第一部位以及人体第二部位之间的脉搏波传导时间;

[0088] 步骤S2,获取人体第一部位和人体第二部位之间的动脉血管长度;

[0089] 步骤S3,根据预设算法计算所述脉搏波传导时间和动脉血管长度得到脉搏波速度;

[0090] 步骤S4,根据所述脉搏波速度推导出血压值。

[0091] 在实施时,当本发明血压连续测量装置套设有人体手臂上时,通过获取所述人体第一部位和人体第一部位之间的脉搏波传导时间差 T_0 ,该时间差 T_0 除以人体第一部位和人体第二部位之间的动脉血管长度,则可以得到脉搏波速度PWV0。上述动脉血管长度通常用上臂内侧A110到前臂内侧A120的肢体长度来代替。脉搏波速度PWV0本身是心血管健康状况的独立指标,例如可以反映动脉硬化程度,因此可以作为一项独立的监控指标来输出给用户;然后通过所述脉搏波速度PWV0间接推算出血压值,例如:脉搏波速测定法是根据脉搏波沿动脉传播速率与动脉血压之间具有正相关性的特点提出的,通过测量脉搏波速(PWV)可以间接推算出动脉血压值。实现连续测量,提高测量精确度。

[0092] 在一个可选实施例中,所述获取人体第一部位以及人体第二部位之间的脉搏波传导时间的步骤包括:

[0093] 步骤S11,获取人体第一部位的第一人体阻抗脉搏波以及人体第二部位的第二人体阻抗脉搏波;

[0094] 步骤S12,将所述第一人体阻抗脉搏波和人体第二阻抗脉搏波进行同步分析获得所述脉搏波传导时间。

[0095] 在实施时,通过获取人体第一部位的第一人体阻抗脉搏波,然后再获取人体第二部位的第二人体阻抗脉搏波,将所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波作为参数进行同步分析即可获得脉搏波传导时间。具体地,将处理后的所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波送入到第一主控制器3,进行同步处理后,就可以得到所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波之间的时间差 T_0 。

[0096] 本发明提供以下技术方案:

[0097] A1.一种脉搏波速度测量装置,包括:

[0098] 第一阻抗测量部,包括第一电极阵列和第一测量前端,所述第一测量前端与所述第一电极阵列连接,用于获取所述第一电极阵列所限定的人体第一部位的第一人体阻抗脉搏波;

[0099] 第二阻抗测量部,包括第二电极阵列和第二测量前端,所述第二测量前端与所述第二电极阵列连接,用于获取所述第二电极阵列所限定的人体第二部位的第二人体阻抗脉搏波;

[0100] 第一主处理器,所述第一主处理器与所述第一阻抗测量部和第二阻抗测量部连接,用于接收并根据所述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波得到人体第一部位到人体第二部位的脉搏波传导时间,进而除以预设血管长度得到脉搏波速度,所述预设血管长度为所述人体第一部位到人体第二部位之间的动脉血管的等效长度;

[0101] 固定部,所述第一阻抗测量部、第二阻抗测量部和第一主处理器均设于所述固定

部上。

[0102] A2.根据A1所述的脉搏波速度测量装置,所述脉搏波传导时间采用同一个心动周期内第一人体阻抗脉搏波波峰到第二人体阻抗脉搏波的波峰的时间差;或同一个心动周期内第一人体阻抗脉搏波波谷到第二人体阻抗脉搏波的波谷的时间差;或上述第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波分别微分后的波形的同一心动周期内波谷之间的时间差。

[0103] A3.根据A1所述的脉搏波速度测量装置,所述动脉血管的等效长度为所述第一阻抗测量部的第一电极阵列中心点和第二阻抗测量部的第二电极阵列中心点之间的距离乘上一个长度校准系数得到,或以所述第一电极阵列和第二电极阵列同方向的端头之间的距离乘以所述长度校准系数得到。

[0104] A4.根据A 1所述的脉搏波速度测量装置,人体第一部位为上臂内侧、前臂内侧、大腿、小腿以及前臂中的任意一种,而所述人体第二部位为上臂内侧、前臂内侧、大腿、小腿以及前臂中的任意一种。

[0105] A5.根据A1所述的脉搏波速度测量装置,所述固定部为弹性织物,用于穿戴在人体肢体上,所述第一电极阵列和第二电极阵列包括若干设于所述弹性织物上用于人体阻抗测量的柔性电极,所述柔性电极采用织物电极或者导电橡胶制得。

[0106] A6.根据A1所述的脉搏波速度测量装置,所述第一电极阵列至少包括2个第一激励电极和2个第一测量电极,所述第一激励电极用于发射激励电流进入人体第一部位,所述第一测量电极用于测量2个第一激励电极之间的电压;所述第二电极阵列至少包括2个第二激励电极和2个第二测量电极,所述第二激励电极用于发射激励电流至所述人体第二部位,所述第二测量电极用于测量2个第二激励电极之间的电压。

[0107] A7.根据A6所述的脉搏波速度测量装置,所述第一电极阵列包括8个第一激励电极和8个第一测量电极,所述第一激励电极两两一组用于发射激励电流进入人体第一部位,所述第一测量电极两两一组用于测量同一组的2个第一激励电极之间的电压;所述第二电极阵列至少包括8个第二激励电极和8个第二测量电极,所述第二激励电极两两一组用于发射激励电流至所述人体第二部位,所述第二测量电极两两一组用于测量同一组的2个第二激励电极之间的电压。

[0108] A8.根据A1所述的脉搏波速度测量装置,还包括阻抗处理器,所述阻抗处理器连接至所述第一阻抗测量部和/或第二阻抗测量部到所述第一主处理器之间,用于将所述第一人体阻抗脉搏波和/或第二人体阻抗脉搏波进行滤波、降低噪声处理后输出至所述第一主处理器。

[0109] A9.根据A5所述的脉搏波速度测量装置,所述弹性织物为袖套,所述袖套用于包裹于人体上臂和/或前臂,所述袖套设置有所述第一阻抗测量部和第二阻抗测量部,所述第一阻抗测量部的第一电极阵列贴设于人体第一部位,所述第二阻抗测量部的第二电极阵列贴设于人体第二部位。

[0110] A10.根据A5所述的脉搏波速度测量装置,所述弹性织物为脚套,所述脚套用于包裹人体的足部和/或小腿,所述脚套设置有所述第一阻抗测量部和第二阻抗测量部,所述第一阻抗测量部的第一电极阵列贴设于人体第一部位,所述第二阻抗测量部的第二电极阵列贴设于人体第二部位。

[0111] A11.根据A1所述的脉搏波速度测量装置,还包括加速度传感器,所述加速度传感

器与所述第一主处理器电性连接,用于识别所述人体第一部位和/或人体第二部位的体位姿态。

[0112] B1.一种血压连续测量装置,包括第二主处理器以及如A1至A11中任一项所述的脉搏波速度测量装置,所述第二主处理器与所述第一主处理器连接,用于接收所述第一主处理器发送的脉搏波速度以得到血压值。

[0113] B2.根据B1所述的血压连续测量装置,所述血压值包括平均动脉压、收缩压、舒张压中的至少一种。

[0114] B3.根据B1所述的血压连续测量装置,所述血压值还可以通过预设的人体参数结合脉搏波速度推导得到,所述人体参数包括性别、年龄、身高、体重、BMI、体脂率、四肢围度和腰臀比中的一个或多个。

[0115] C1.一种血压连续测量方法,应用于B1至B3中任一项所述的血压连续测量装置中,包括:

[0116] 获取人体第一部位以及人体第二部位之间的脉搏波传导时间;

[0117] 获取人体第一部位和人体第二部位之间的动脉血管长度;

[0118] 根据预设算法计算所述脉搏波传导时间和动脉血管长度得到脉搏波速度;

[0119] 根据所述脉搏波速度推导出血压值。

[0120] C2.根据C1所述的血压连续测量方法,所述获取人体第一部位以及人体第二部位之间的脉搏波传导时间的步骤包括:

[0121] 获取人体第一部位的第一人体阻抗脉搏波以及人体第二部位的第二人体阻抗脉搏波;

[0122] 将所述第一人体阻抗脉搏波和人体第二阻抗脉搏波进行同步分析获得所述脉搏波传导时间。

[0123] 以上所述仅为本发明的优选实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

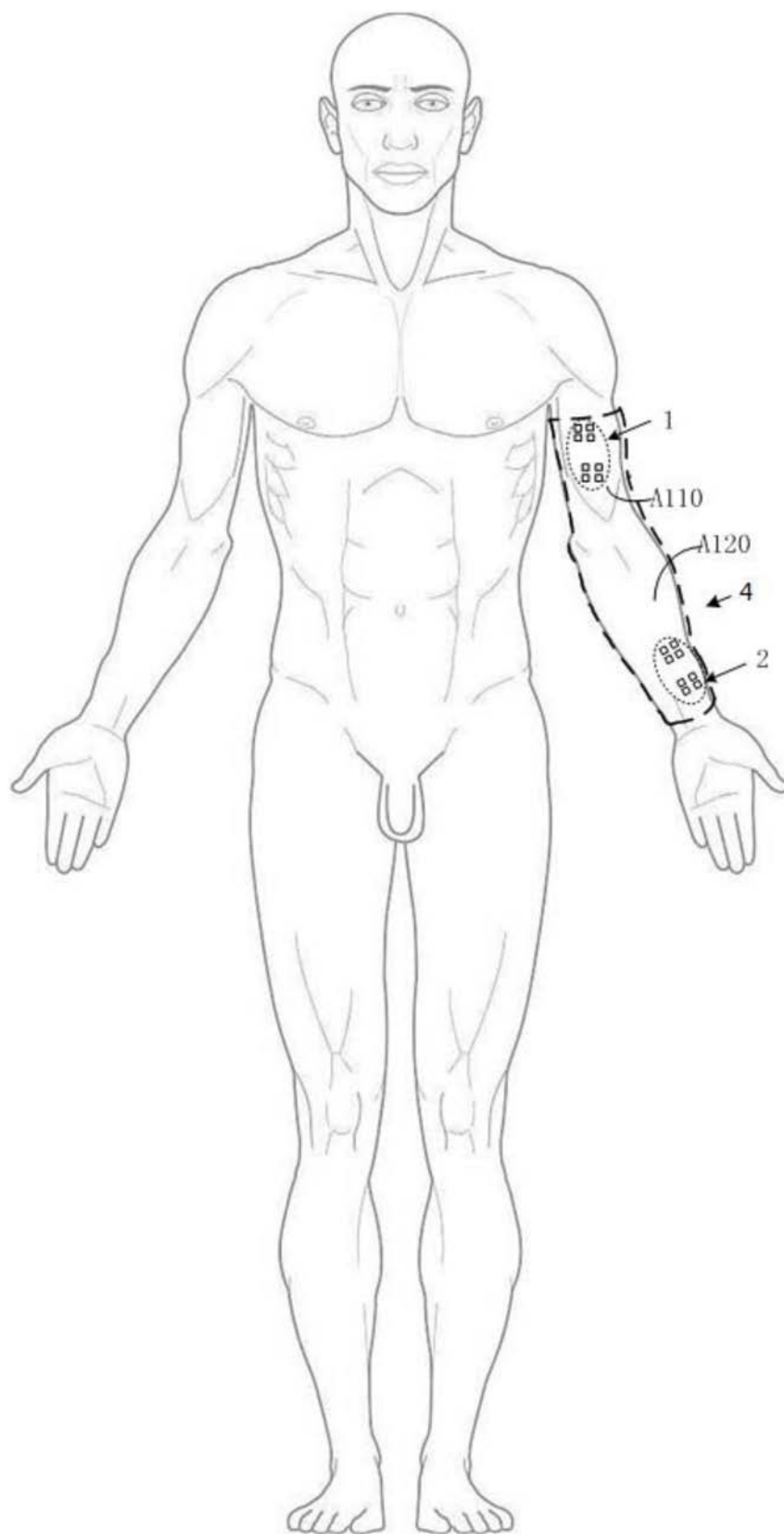


图1

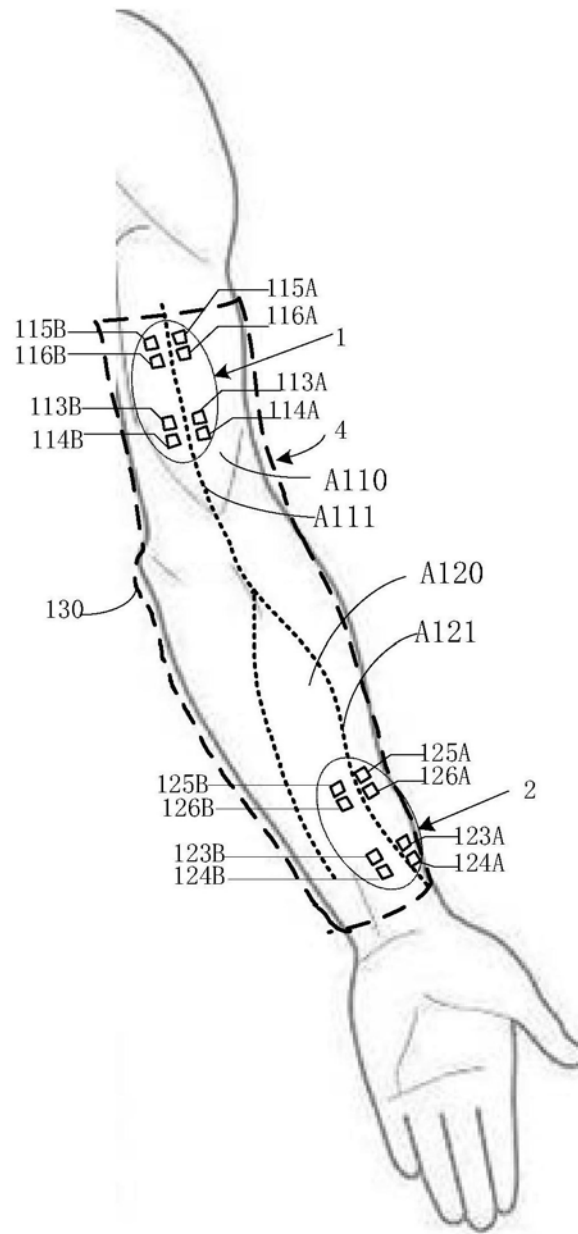


图2

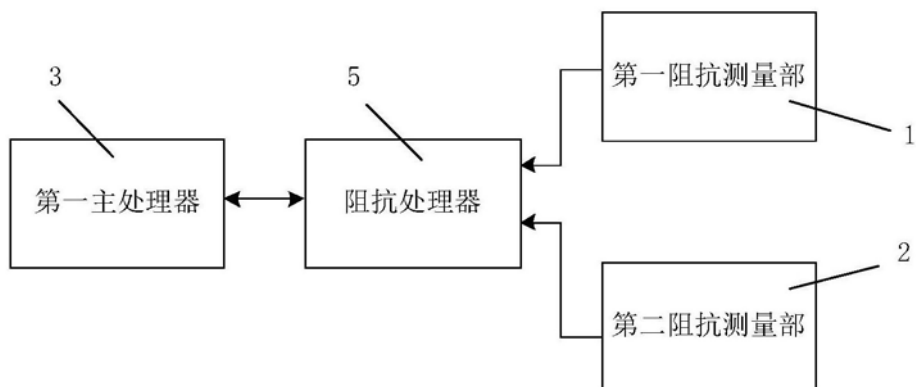


图3

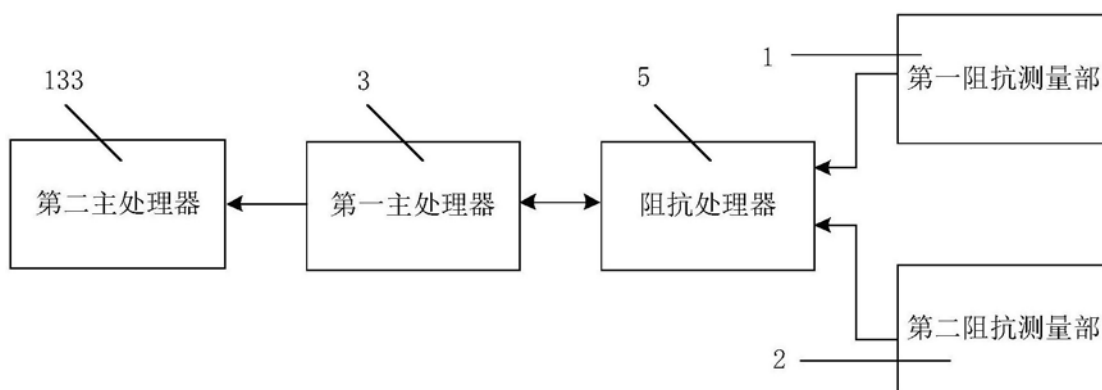


图4

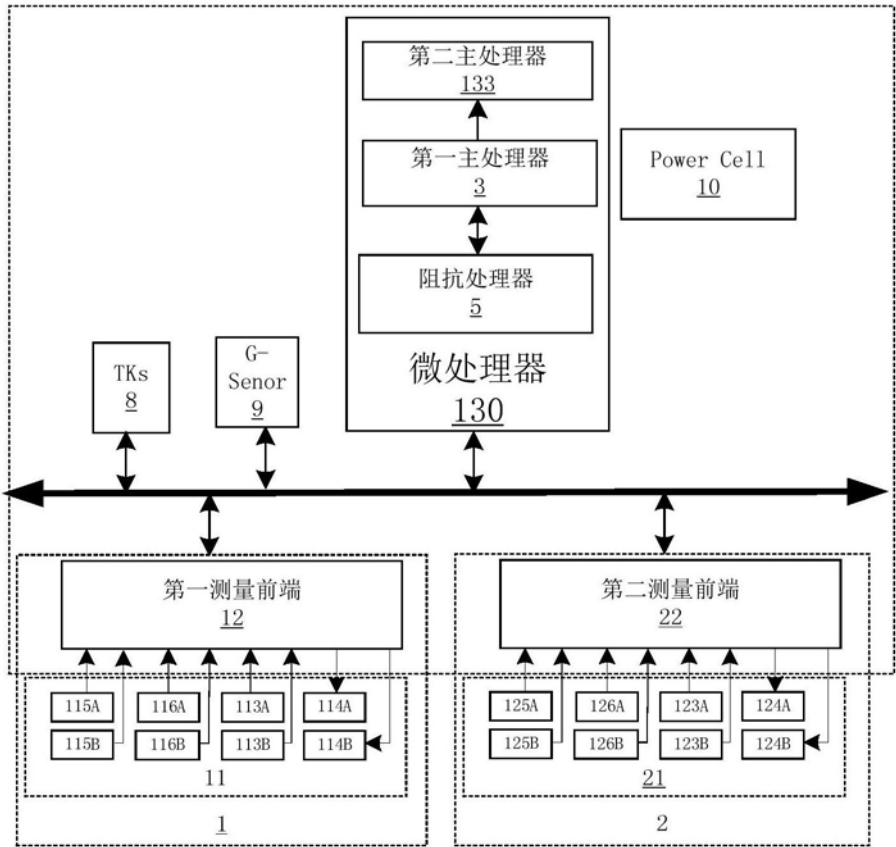


图5

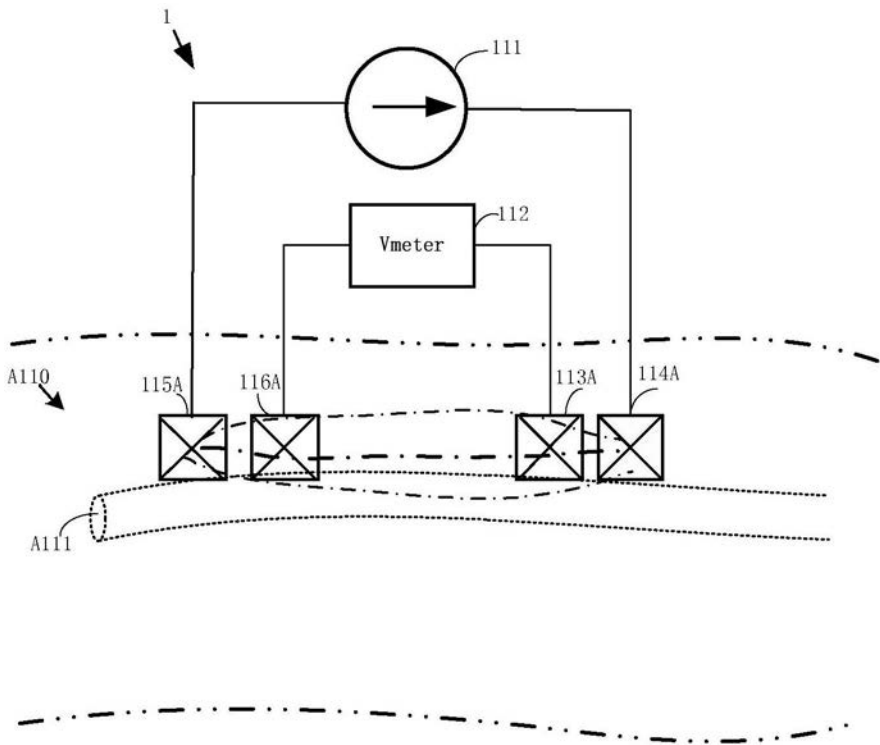


图6

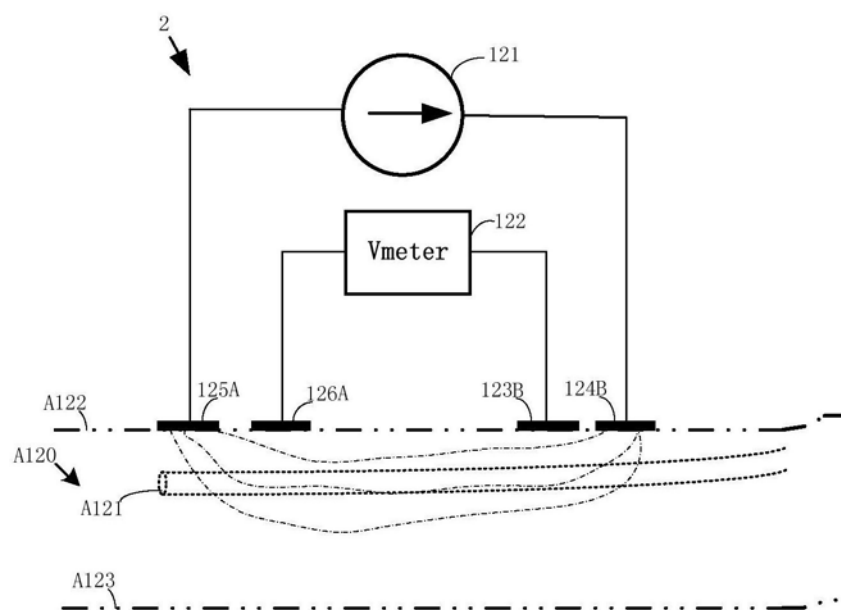


图9

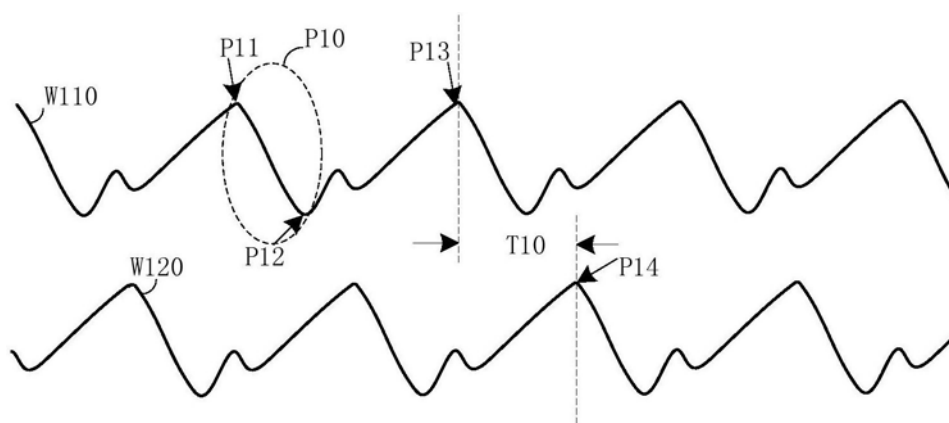


图10

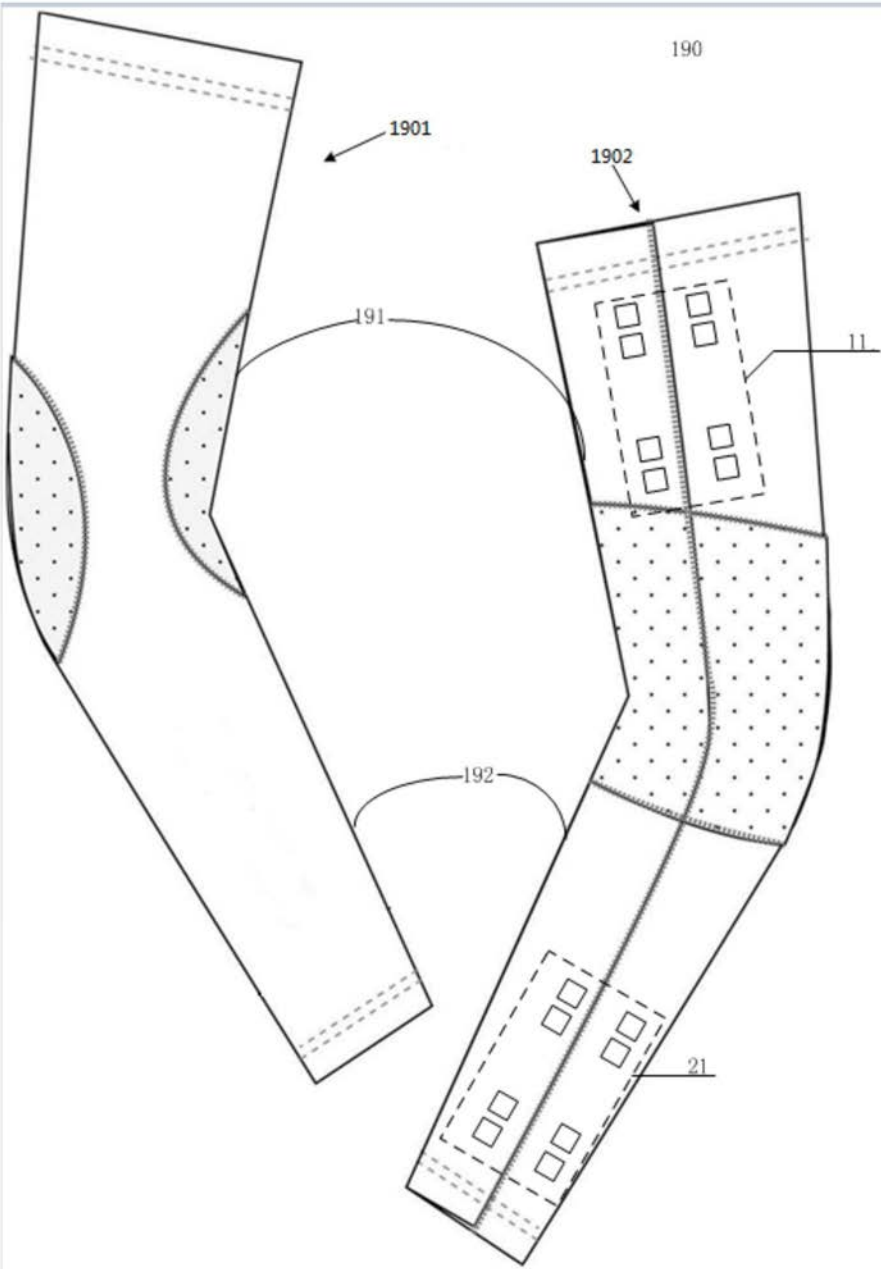


图11

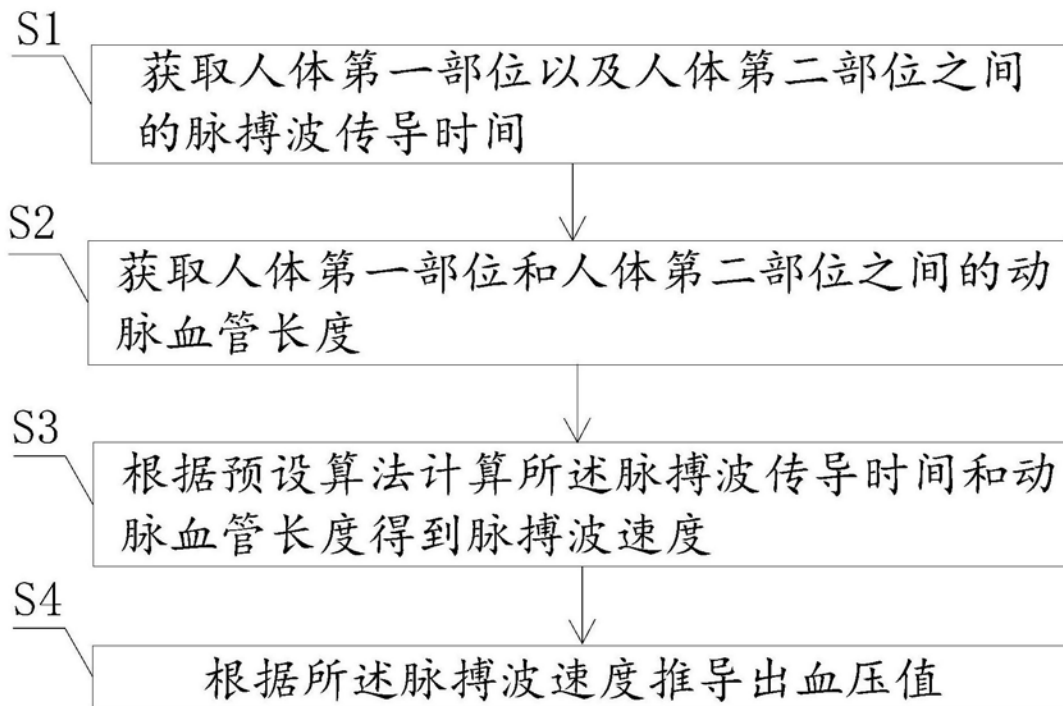


图12

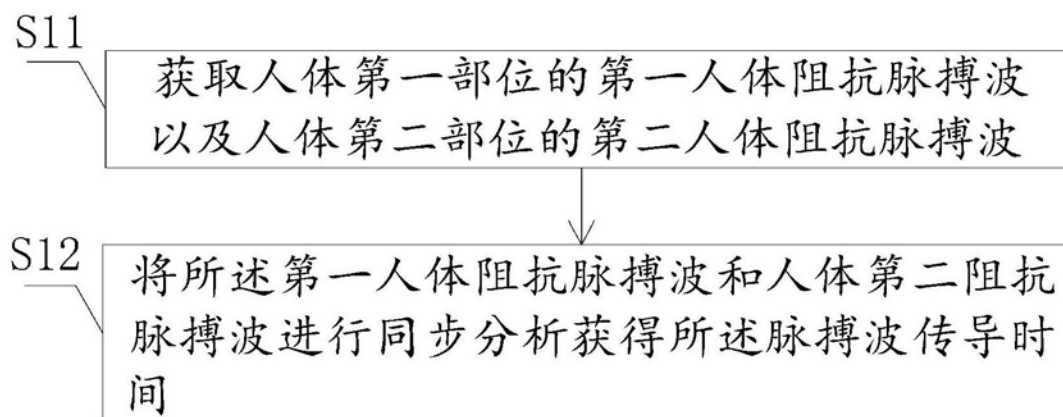


图13

专利名称(译)	脉搏波速度测量装置、血压连续测量装置及方法		
公开(公告)号	CN108498081A	公开(公告)日	2018-09-07
申请号	CN201810515458.9	申请日	2018-05-25
[标]发明人	王丽辉 李恋		
发明人	王丽辉 李恋		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/021 A61B5/053 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/02125 A61B5/02141 A61B5/053 A61B5/6824 A61B5/6828 A61B5/6829 A61B5/72		
代理人(译)	王杰辉		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种脉搏波速度测量装置、血压连续测量装置及方法，所述脉搏波速度测量装置包括固定部以及设于固定部上的第一阻抗测量部、第二阻抗测量部和第一主处理器，第一阻抗测量部包括第一电极阵列和第一测量前端；第二阻抗测量部包括第二电极阵列和第二测量前端；第一主处理器与第一阻抗测量部和第二阻抗测量部连接，用于接收并根据第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波得到人体第一部位和人体第二部位的脉搏波传导时间，进而除以人体第一部位到人体第二部位之间的动脉血管长度得到脉搏波速度。本发明实施例通过获取第一人体阻抗脉搏波和第二人体阻抗脉搏波，进而得到脉搏波速度，提高测量准确度，提高用户体验。

