



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105595983 A

(43) 申请公布日 2016. 05. 25

(21) 申请号 201510828220. 8

(22) 申请日 2015. 11. 26

(71) 申请人 北京新兴阳升科技有限公司

地址 100142 北京市海淀区阜成路 28 号航
医大厦

(72) 发明人 陈宝明 郭云飞 俞立 王乃中
俞海

(51) Int. Cl.

A61B 5/0225(2006. 01)

A61B 5/02(2006. 01)

A61B 5/11(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

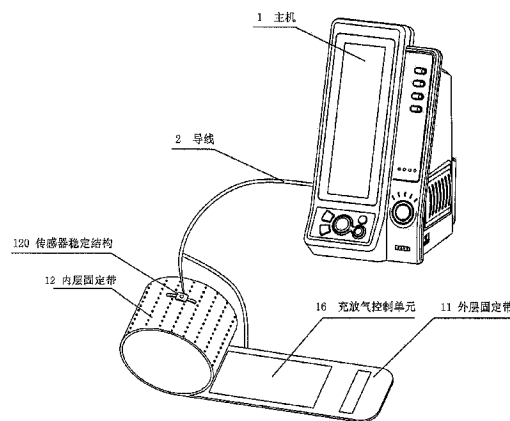
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

(54) 发明名称

一种血压测量装置及提高血压测量准确度的方法

(57) 摘要

本发明提供了一种血压测量装置、基于该测量装置有效提高血压测量准确度的方法以及判断动脉血管关闭态和开放态时刻的方法。本发明通过对柯氏音振动信号的连续采集、对心动周期波形的检测、对固定带压力信号的提取,实现了准确获取血压值。本发明有效解决了现有血压计易受干扰、检测可靠性有限等诸多问题,能准确有效的识别人体柯氏音振动信号与心动周期的函数关系,从而准确判定人体血压的精准值,本发明还能同时采集多项生理参数,为相关的医学诊断和科研提供数据支持。本发明的测量装置及方法适用于常规血压测量,与心脏、血管、血液等相关疾病的临床诊断,以及家庭保健等多个领域。



1. 一种血压测量装置,能够连续采集和记录柯氏音生理振动信号以及其他生理信号参数,其特征在于:包括多参数生理信号采集模块(10)、信号处理模块(20)、中央处理模块(30)、液晶显示模块(40)、控制模块(50)、全波形记录显示分析模块(60)、存储模块(70)、网络模块(80);

所述多参数生理信号采集模块(10)包括外层固定带(11)、内层固定带(12)、固定带压力传感器(13)、柯氏音传感器(14)、柯氏音延迟采集模块(15)、充/放气控制单元(16)、温湿度传感器(17)、脉搏波传感器(18)和运动状态识别模块(19);

所述液晶显示模块(40)的显示信息包括收缩压、舒张压、平均压、脉率、测试编号、模拟水银柱、温湿度值、电量,该液晶显示模块(40)接收中央处理模块(30)计算分析的连续柯氏音振动信号,并以水银柱的图形显示;

所述控制模块(50)包括多个按键控制单元,包括开始、停止、计数、背光、模式、设置、编号、加减按键,通过按键可以将控制指令发送到中央处理模块(30),完成数据的录入、采集、分析、整理和输出;

所述全波形记录显示分析模块(60)为固定终端(61)和/或移动终端(62)和/或便携式终端(63);

所述存储模块(70)接收中央处理模块(30)的柯氏音数字信号及控制模块(50)录入的所有信息参数数据,存储模块(70)可自动或手动方式将数据复制到全波形记录显示分析模块(60);

所述网络模块(80)接收中央处理模块(30)的柯氏音数字信号及控制模块(50)录入的所有信息参数数据,网络模块(80)可将数据传至云端进行数据保存。

2. 如权利要求1所述血压测量装置,其特征在于:还包括传感器稳定结构(120),其固定在内层固定带的内侧;传感器稳定结构(120)包括碳纤维膜片(121)、固定套件(123)、固定橡胶圈卡件(124)和方形泡棉稳定件(125);

固定套件(123)和固定橡胶圈卡件(124)将传感器固定在橡胶圈内,方形泡棉稳定件(125)将碳纤维膜片(121)和固定橡胶圈卡件(124)固定在其中间的圆形槽内。

3. 如权利要求2所述血压测量装置,其特征在于:固定带压力传感器(13)用于识别固定带的对人体接触面的压力特征,将压力信号经信号处理模块(20)传至中央处理模块(50),由中央处理模块(50)控制充/放气控制单元(16)进行外层固定带(11)的充放气过程。

4. 如权利要求2所述血压测量装置,其特征在于:柯氏音传感器检测血液动能冲击下所产生的动脉血管系统的柯氏音振动信号,将信号传至柯氏音延迟采集模块(15),该模块(15)通过预设的算法和公式将柯氏音传感器(14)采集的生理信号进行处理后传至给信号处理模块(20)。

5. 如权利要求2所述量测装置,其特征在于:温湿度传感器(17)采集固定带与皮肤接触面的温湿度信息,脉搏波传感器(18)与柯氏音传感器(14)同步记录人体脉搏波的振动信号。

6. 如权利要求2所述量测装置,其特征在于:中央处理模块(30)将接收的原始数字信号经USB传输方式传至全波形记录显示分析模块(60)、或自动存储在存储模块(70),或将接收的原始数字信号自动传递给网络模块(80),并经网络模块(80)传至云端保存。

7. 一种提高血压测量精确度的方法,其特征在于:包括以下步骤:

第一步,检测血液动能冲击下所产生的动脉血管系统的柯氏音振动信号;

第二步,确定该柯氏音振动信号在对应的心动周期的位置,以判别该柯氏音振动信号的真实性的真实性;

第三步,获取该柯氏音振动发生瞬时的固定带压力值。

8. 根据权利要求7所述提高血压测量精确度的方法,其特征在于:

第二步中,所述信号的真实性的真实性是指要有效判定柯氏音信号落到一个完整心动周期内,才视为真实性的真实性。

9. 根据权利要求7或8所述提高血压测量精确度的方法,其特征在于:

第三步中,获取该柯氏音振动发生瞬时的固定带带压力值的方法包括:

在完整的心动周期过程中首次出现柯氏音振动信号,且在随后的 $n(n \geq 2)$ 个心动周期内柯氏音振动信号再次出现的情况下,将首次出现柯氏音振动信号时刻对应的固定带压力值确定为收缩压;

随柯氏音振动信号的逐渐减弱,当柯氏音振动信号在一个完整的心动周期内首次消失时,且在随后的 $n(n \geq 2)$ 个心动周期内柯氏音振动信号也不再出现的情况下,将柯氏音振动信号首次消失时刻对应的固定带压力值确定为舒张压。

10. 一种判断动脉血管关闭态和开放态时刻的方法,其特征在于包括以下步骤:

第一步,检测血液动能冲击下所产生的动脉血管系统的柯氏音振动信号;

第二步,通过固定带完整放气过程中得到的一系列的柯氏音延迟时间 T 和相应的固定带压力 P 值,形成函数 $TK(P)$,结合放气过程中脉搏波传感器的信号,确定该柯氏音振动信号在对应的心动周期的位置即是确定柯氏音延迟时间,因此确定该柯氏音振动信号在对应的心动周期的位置,以判别该柯氏音振动信号的真实性的真实性;

第三步,判断动脉血管开放态的方法为在完整的心动周期过程中首次出现柯氏音振动信号,且在随后的 $n(n \geq 2)$ 个心动周期内柯氏音振动信号再次出现的情况下,将首次出现柯氏音振动信号时刻确定为开放态的时刻;判断动脉血管关闭态的方法为随柯氏音振动信号的逐渐减弱,当柯氏音振动信号在一个完整的心动周期内首次消失时,且在随后的 $n(n \geq 2)$ 个心动周期内柯氏音振动信号也不再出现的情况下,将柯氏音振动信号首次消失时刻确定为关闭态的时刻。

一种血压测量装置及提高血压测量准确度的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及获取人体生理参数的方法及装置,具体涉及一种血压测量装置,尤其涉及一种基于人体柯氏音振动信号连续采集和记录的测量装置及有效提高血压测量准确度的方法。本发明还涉及一种判断动脉血管关闭态和开放态时刻的方法。

背景技术

[0002] 自从1905年俄国医生Nicolai Korotkoff用柯氏音的出现和消失来判别收缩压和舒张压以来,经过一个多世纪,世界上还没有一台真正意义上符合金标准电子化判别的血压测量仪器,当年Nicolai Korotkoff提出的人工听诊法仍然是当前公认的无创血压测量的金标准。但也有缺点,就是不同的人可能测出不同的结果,有时差别较大,其结果受人为影响较大,例如不同人的听力、分辨力和熟练度各异,对柯氏音的辨别上(即时间上)各有不同;人工放气速度(国际标准放气速度为每秒3-5mmHg)的快慢也会对测量的准确度产生影响;一些血压虚高者、心律不齐者、休克病人、柯氏音不消失等临床表征听诊法无法准确测量。一般来说,在人工测血压时,不同的医生对同一被测人不同时间的测量结果是有差别的。通常在5~15mmHg内部认为是正常差异。

[0003] 目前,无创的血压测量的方法主要有基于柯氏音的听诊法、示波法、触诊法、超声法等。现有市场上绝大多数的血压计产品,都是基于示波法的。这一方法虽然测量稳定性好,但是,由于医学界长期以来均采用了基于柯氏音原理的水银听诊法作为血压测量的金标准,而示波法是通过记录脉搏波和压力波,采用最大波幅法来判断平均压,再根据人群统计得到幅度系数来估算收缩压和舒张压,显然这种方法测量的血压值是不够准确的,另外由于试验标准的不统一,各个厂家的算法也各不相同,并且脉搏波直接受血管壁硬度、心脏瓣膜状况等公因数的影响,被测者的个体差异将导致测量结果存在固有误差,显然不能满足被测量对象的个性化差异。此外,示波法电子血压计的致命缺点是测量结果的准确性差,可信度低,通常仅能满足误差小于10mm汞柱,而这种误差将导致大量的误诊和漏诊。因此,一直以来,使用示波法作为判决依据的电子血压计的测量准确性都在被不断质疑。在欧美部分国家,法律禁止医院使用该类血压计的测量记过作为诊断疾病的依据。但是,由于水银听诊法的推广过程中,一方面需要使用水银,而这会对环境和使用者的健康带来危险;另一方面,听诊过程需要在专业医疗从业人员的指导下才能有效进行,否则普通用户无法准确地进行操作。因此,听诊法虽好,但是却无法在医院以外得到大面积的推广,而家庭多用电子示波法的血压计测量血压。

[0004] 近几年国内出现了用电听诊等传感器获取柯氏音的电子血压计。与金标准相比,其准确性大为提高。在环境较安静的情况下,大部分结果可以和听诊法基本一致。但由于在设计思路仍然属于柯氏音声音信息的直接利用,缺乏从柯氏音发生的物理本质上寻找解决方案,因此仍然存在易受干扰,检测可靠性有限等诸多问题,影响了它的使用范围。

[0005] 综上所述,基于柯氏音的发声物理本质,记录柯氏音的连续振动生理信号,并构建柯氏音信号与心脏、血管、血液等各类疾病的对应关系和分析模型,将有效和准确的为血压

测量、临床诊断、家庭保健等多个医学领域提供技术支持。

发明内容

[0006] 本发明提供了一种基于柯氏音振动信号提高血压测量准确值的方法及血压测量装置,以克服公知技术中存在的缺陷。

[0007] 根据本发明的一个方面,提供了一种血压测量装置,能够连续采集和记录柯氏音生理振动信号以及其他生理信号参数,其包括多参数生理信号采集模块(10)、信号处理模块(20)、中央处理模块(30)、液晶显示模块(40)、控制模块(50)、全波形记录显示分析模块(60)、存储模块(70)、网络模块(80);

[0008] 所述多参数生理信号采集模块(10)包括外层固定带(11)、内层固定带(12)、固定带压力传感器(13)、柯氏音传感器(14)、柯氏音延迟采集模块(15)、充/放气控制单元(16)、温湿度传感器(17)、脉搏波传感器(18)和运动状态识别模块(19);

[0009] 所述液晶显示模块(40)的显示信息包括收缩压、舒张压、平均压、脉率、测试编号、模拟水银柱、温湿度值、电量,该液晶显示模块(40)接收中央处理模块(30)计算分析的连续柯氏音振动信号,并以水银柱的图形显示;

[0010] 所述控制模块(50)包括多个按键控制单元,包括开始、停止、计数、背光、模式、设置、编号、加减按键,通过按键可以将控制指令发送到中央处理模块(30),完成数据的录入、采集、分析、整理和输出;

[0011] 所述全波形记录显示分析模块(60)为固定终端(61)和/或移动终端(62)和/或便携式终端(63);

[0012] 所述存储模块(70)接收中央处理模块(30)的柯氏音数字信号及控制模块(50)录入的所有信息参数数据,存储模块(70)可自动或手动方式将数据复制到全波形记录显示分析模块(60);

[0013] 所述网络模块(80)接收中央处理模块(30)的柯氏音数字信号及控制模块(50)录入的所有信息参数数据,网络模块(80)可将数据传至云端进行数据保存。

[0014] 进一步地,本发明的血压测量装置还包括传感器稳定结构(120),其固定在内层固定带的内侧;传感器稳定结构(120)包括碳纤维膜片(121)、固定套件(123)、固定橡胶圈卡件(124)和方形泡棉稳定件(125);

[0015] 固定套件(123)和固定橡胶圈卡件(124)将传感器固定在橡胶圈内,方形泡棉稳定件(125)将碳纤维膜片(121)和固定橡胶圈卡件(124)固定在其中间的圆形槽内。

[0016] 进一步地,固定带压力传感器(13)用于识别固定带的对人体接触面的压力特征,将压力信号经信号处理模块(20)传至中央处理模块(50),由中央处理模块(50)控制充/放气控制单元(16)进行外层固定带(11)的充放气过程。

[0017] 进一步地,柯氏音传感器检测血液动能冲击下所产生的动脉血管系统的柯氏音振动信号,将信号传至柯氏音延迟采集模块(15),该模块(15)通过预设的算法和公式将柯氏音传感器(14)采集的生理信号进行处理后传至给信号处理模块(20)。

[0018] 进一步地,温湿度传感器(17)采集固定带与皮肤接触面的温湿度信息,脉搏波传感器(18)与柯氏音传感器(14)同步记录人体脉搏波的振动信号。

[0019] 进一步地,中央处理模块(30)将接收的原始数字信号经USB传输方式传至全波形

记录显示分析模块(60)、或自动存储在存储模块(70),或将接收的原始数字信号自动传递给网络模块(80),并经网络模块(80)传至云端保存。

[0020] 根据本发明的另一个方面,提供了一种提高血压测量准确度的方法,包括以下步骤:

[0021] 第一步,检测血液动能冲击下所产生的动脉血管系统的柯氏音振动信号;

[0022] 第二步,确定该柯氏音振动信号在对应的心动周期的位置,以判别该柯氏音振动信号的真实性的;

[0023] 第三步,获取该柯氏音振动发生瞬时的固定带压力值。

[0024] 第二步中,所述信号的真实性的是指要有效判定柯氏音信号落到一个完整心动周期内,才视为真实性。

[0025] 第三步中,获取该柯氏音振动发生瞬时的固定带带压力值的方法包括:

[0026] 在完整的心动周期过程中首次出现柯氏音振动信号,且在随后的 $n(n \geq 2)$ 个心动周期内柯氏音振动信号再次出现的情况下,将首次出现柯氏音振动信号时刻对应的固定带压力值确定为收缩压;

[0027] 随柯氏音振动信号的逐渐减弱,当柯氏音振动信号在一个完整的心动周期内首次消失时,且在随后的 $n(n \geq 2)$ 个心动周期内柯氏音振动信号也不再出现的情况下,将柯氏音振动信号首次消失时刻对应的固定带压力值确定为舒张压。

[0028] 根据本发明的另一个方面,还提供了一种判断动脉血管关闭态和开放态时刻的方法,包括以下步骤:

[0029] 第一步,检测血液动能冲击下所产生的动脉血管系统的柯氏音振动信号;

[0030] 第二步,通过固定带完整放气过程中得到的一系列的柯氏音延迟时间 T 和相应的固定带压力 P 值,形成函数 $TK(P)$,结合放气过程中脉搏波传感器的信号,确定该柯氏音振动信号在对应的心动周期的位置即是确定柯氏音延迟时间,因此确定该柯氏音振动信号在对应的心动周期的位置,以判别该柯氏音振动信号的真实性的;

[0031] 第三步,判断动脉血管开放态的方法为在完整的心动周期过程中首次出现柯氏音振动信号,且在随后的 $n(n \geq 2)$ 个心动周期内柯氏音振动信号再次出现的情况下,将首次出现柯氏音振动信号时刻确定为开放态的时刻;判断动脉血管关闭态的方法为随柯氏音振动信号的逐渐减弱,当柯氏音振动信号在一个完整的心动周期内首次消失时,且在随后的 $n(n \geq 2)$ 个心动周期内柯氏音振动信号也不再出现的情况下,将柯氏音振动信号首次消失时刻确定为关闭态的时刻。

[0032] 本发明通过对柯氏音振动信号的连续采集、对心动周期波形的检测、对固定带压力信号的提取,实现了准确获取血压值。相比原有的“金标准”,其更接近柯氏音产生的物理本质,因此结果更为准确。本发明能准确有效的识别人体柯氏音振动信号与心动周期的函数关系,从而准确判定人体血压的精准值,同时本发明能同时采集多项生理参数,为相关的医学诊断和科研提供数据支持。本发明的测量装置及方法适用于常规血压测量,与心脏、血管、血液等相关疾病的临床诊断,以及家庭保健等多个领域。

附图说明

[0033] 图1为本发明的测量装置结构示意图。

- [0034] 图2为本发明的多参数生理信号采集模块结构示意图。
- [0035] 图3为本发明的传感器稳定结构示意图。
- [0036] 图4为本发明的全波形记录显示分析模块示意图。
- [0037] 图5为本发明的模拟水银柱的液晶显示模块示意图。
- [0038] 图6为本发明的血压测量装置全结构示意图。
- [0039] 图7为本发明的固定带所提到的几种不同固定方式。
- [0040] 图8为本发明实施例所述的获取柯氏音信号的方法的柯氏音延迟时间和固定带压力之间的关系示意图。
- [0041] 图9为本发明实施例所述的获取柯氏音信号的方法的袖带压力下降过程中柯氏音振动信号在心动周期上的延时特性的示意图。

具体实施方式

[0042] 本发明的测量装置包括多参数生理信号采集模块(10)、信号处理模块(20)、中央处理模块(30)、模拟水银柱的液晶显示模块(40)、控制模块(50)、全波形记录显示分析模块(60)、存储模块(70)、网络模块(80)。

[0043] 所述多参数生理信号采集模块(10)包括外层固定带(11)、内层固定带(12)、固定带压力传感器(13)、柯氏音传感器/压电传感器(14)、柯氏音延迟采集模块(15)、充/放气控制单元(16)、温湿度传感器(17)、脉搏波传感器(18)和运动状态识别模块(19)多个结构。该外层固定带(11)的结构设计使其不仅可以固定在上肢肱动脉处进行信号采集,还可以固定在前臂、大腿、小腿等动脉处(如图7所示)。内层固定带(12)为有弹性的筒状结构,材质可以是橡胶、松紧布、氨纶涂胶等构成,能有效地紧绷肢体端保证传感器稳定结构(120)中的多个传感器紧贴肢体的动脉处,并保证充/放气控制单元(16)在充气 and 放气的过程中,外层固定带11的移动不会引起传感器的相对移动,保证测试结果的准确性。外层固定带11的一端固定连接于内层固定带12的外侧。同时,内层固定带(12)有排列整齐的透气孔提升测试过程中肢体的舒适感。传感器稳定结构(120)固定在内层固定带的内侧(接触肢体端为内侧),能保证固定带压力传感器(13)和柯氏音传感器(14)能有效接触人体动脉出采集生理信号。运动状态识别模块(19)包括多轴加速度传感器和/或应变传感器,安装于传感器稳定结构120中,该模块通过多轴加速度传感器来识别人体的运动和静止的状态,通过应变传感器识别肢体的动作状态,并保证人体动态时不进行生理信号采集。固定带压力传感器(13)用于识别固定带的对人体接触面的压力特征,将压力信号经信号处理模块(20)传至中央处理模块(50),由中央处理模块(50)控制充/放气控制单元(16)进行外层固定带(11)的充放气过程。柯氏音传感器/压电传感器(14)检测血液动能冲击下所产生的动脉血管系统的柯氏音振动信号,将信号传至柯氏音延迟采集模块(15),该模块(15)通过预设的算法和公式将柯氏音传感器/压电传感器(14)采集的生理信号进行处理后传至给信号处理模块(20)。温湿度传感器(17)采集固定带与皮肤接触面的温湿度信息,脉搏波传感器(18)与柯氏音传感器/压电传感器(14)同步记录人体脉搏波的振动信号。

[0044] 所述传感器稳定结构(120)包括碳纤维膜片(121)、传感器组(122)、固定套件(123)、固定橡胶圈卡件(124)和方形泡棉稳定件(125),碳纤维膜片(121)能稳定传导动脉中血液的冲击力信号,固定套件(123)和固定橡胶圈卡件(124)将传感器组(122)稳定的固

定在橡胶圈内,避免滑动,方形泡棉稳定件(125)将碳纤维膜片(121)和固定橡胶圈卡件(124)固定在其中间的圆形槽内,当内层固定带(12)绷紧动脉后,方形泡棉稳定件(125)能保证碳纤维膜片(121)有效的与动脉紧贴和不发生局部的位移变化,从而有效收集多项生理信号。方形泡棉稳定件(125)为一个长60mm宽40mm厚5mm的长方形泡棉结构,在结构内部有一个直径30mm的圆形槽,用于容纳和卡紧传感器组(122),并在其一端有一个2mm宽的导线凹槽开口用于容纳导线穿出,固定橡胶圈卡件(124)内部为空腔结构的支撑基座,基座两端具有向上的凸缘,形成高于所述空腔结构的“L型”卡扣结构,可以卡紧传感器组(122),固定套件(123)将传感器组(122)传输线固定于基座底端,并沿固定橡胶圈卡件(124)的导线凹槽穿出。所述传感器组122包括柯氏音传感器、温湿度传感器、脉搏波传感器、多轴加速度传感器和/或应变传感器。固定套件(123)可以是卡扣,或其他线束固定结构。

[0045] 所述信号处理模块(20)接收多参数生理信号采集模块(10)所采集的各类生理数据和信号,经所述信号处理模块(20)的滤波将模拟信号转换为数字信号后发送给所述中央处理模块(30)。信号处理模块(20)可以采用DSP芯片等实现。传感器组(122)是柯氏音传感器14。

[0046] 所述中央处理模块(30)接收控制模块(50)上的控制按钮所下达的指令,能够启动多参数生理信号采集模块(10)中的充/放气控制单元(16)。同时,中央处理模块(30)接收信号处理模块(20)的数字信号,中央处理模块(30)对接收的数字信号进行计算分析,在判别柯氏音振动信号为真实时,基于柯氏音延迟采集模块(15)所收集的延迟时间信息,经柯氏音延迟处理模块(30)延迟算法的计算,得出人体动脉的收缩压和舒张压,并将该计算结果发送给模拟水银柱的液晶显示模块(40)进行显示。中央处理模块(30)将接收的原始数字信号,即柯氏音连续振动、脉搏波等多参数的生理信号经USB传输方式传至全波形记录显示分析模块(60)。中央处理模块(30)也可以将接收的原始数字信号自动存储在存储模块(70),中央处理模块(30)也可以在联网的情况下,将接收的原始数字信号自动传递给网络模块(80),并经网络模块(80)传至云端保存。

[0047] 所述模拟水银柱的液晶显示模块(40)为一个大尺寸的液晶显示屏,显示信息包括收缩压、舒张压、平均压、脉率、测试编号、模拟水银柱、温湿度值、电量等各类显示信息,该模块(40)能接收中央处理模块(30)计算分析的连续柯氏音振动信号,并以水银柱的形式实时显示在液晶屏上,便于测试人员读数。

[0048] 所述控制模块(50)包括多个按键控制单元,其中有开始、停止、计数、背光、模式、设置、编号、加减等按键,通过按键可以将控制指令下达到中央处理模块(30),完成数据的录入、采集、分析、整理、输出等多个功能。

[0049] 所述全波形记录显示分析模块(60)是固定终端(61)、移动终端(62)和便携式(手机或者Pad)终端(63)的一种或几种的组合,固定终端(61)和移动终端(62)可以通过USB连接中央处理模块(30)的方式,或者联网从云端下载的方式获得柯氏音的连续振动的原始生理信号数据,并进行数据显示、分析和整理等。便携式终端(63)可以通过APP联网从云端下载的方式获得网络模块(80)上传的柯氏音的连续振动的原始生理信号数据并进行数据显示。

[0050] 所述存储模块(70)接收中央处理模块(30)的柯氏音数字信号及控制模块(50)录入的被试者基本信息等所有信息参数数据,存储模块(70)可自动或手动方式将数据直接复

制到全波形记录显示分析模块(60)。所述存储模块(70)为大于等于4G容量的内部存储器。

[0051] 所述网络模块(80)接收中央处理模块(30)的柯氏音数字信号及控制模块(50)录入的被试者基本信息等所有信息参数数据,网络模块(80)可将数据传至云端进行数据保存,此形式是健康物联网不可或缺的重要平台。

[0052] 基于本发明的测量装置,实现测量血压方法,该方法基于检测柯氏音振动信号,能提高血压测量的准确度,包括以下步骤:

[0053] 第一步,检测血液动能冲击下所产生的动脉血管系统的柯氏音振动信号;

[0054] 第二步,确定该柯氏音振动信号在对应的心动周期的位置,以判别该柯氏音振动信号的真实性的真实性;所述信号的真实性的真实性是指要有效判定柯氏音信号落到一个完整心动周期内,才视为真实性。

[0055] 判断柯氏音振动信号在该对应的心动周期的位置可以依据专利ZL200510071813.0和ZL20061014107.3中提出的柯氏音延迟时间与心动周期固定参照点的变化函数。例如ZL200510071813.0中描述的:“根据袖带完整放气过程获取一系列柯氏音延迟时间TK和相应的袖带压力P值,形成函数TK(P),对形成该函数的离散数据进行一次或二次曲线拟合,得到一条柯氏音延迟时间随袖带压力变化的函数TK(P)关系曲线。”;或者例如专利ZL20061014107.3权利要求4描述的:“在每个心动周期内,通过控制固定参考点到柯氏音到达时刻的时间间隔来表述柯氏音延迟时间,柯氏音延迟时间TK是根据设定的血压值和袖带中的实时压力值,以及计算机内存储的柯氏音延迟时间与血压之间的关系曲线TK(P)来获取。

[0056] 第三步,获取该柯氏音振动发生瞬时的固定带压力值;进一步地,所述柯氏音振动信号是指血液流速突变或冲击动脉血管壁所产生振动信号。

[0057] 进一步地,获取该柯氏音振动发生瞬时的固定带带压力值的方法包括,在完整的心动周期过程中首次出现柯氏音振动信号,且在随后的 $n(n \geq 2)$ 个心动周期内柯氏音振动信号再次出现的情况下,将首次出现柯氏音振动信号时刻对应的固定带压力值确定为收缩压。随柯氏音振动信号的逐渐减弱,当柯氏音振动信号在一个完整的心动周期内首次消失时,且在随后的 $n(n \geq 2)$ 个心动周期内柯氏音振动信号也不再出现的情况下,将柯氏音振动信号首次消失时刻对应的固定带压力值确定为舒张压。

[0058] 以下通过两个实施例说明基于本发明的血压测量装置进行静态血压测量和动态血压测量的方法。

[0059] 实施例1静态血压测量

[0060] 下面结合附图和具体实施例1对本发明做进一步详细说明。

[0061] 第1步骤:如图1所示,将内层固定带12套紧在被测者的一侧肢体端,将传感器稳定结构120紧贴于动脉处,同时捆紧固定带11,准备开始测试。

[0062] 第2步骤:通过主机1上的控制按钮启动测试,开始信号通过导线2传输到固定带11,充/放气控制单元开始充气,多参数生理信号采集模块内的多个传感器同步记录充气过程中的各项生理信号参数。

[0063] 第3步骤:直至柯氏音传感器14检测不到柯氏音振动信号为止,停止充气。充/放气控制单元开始放气,多参数生理信号采集模块内的多个传感器同步记录放气过程中的各项生理信号参数。

[0064] 其中,所述柯氏音振动信号为基于动脉血管受血液冲击以及血液流速的突变所产生的微弱的振动信号,该振动信号可以通过上臂动脉血管内血压变化所形成的心动周期曲线测出,该振动的产生是上臂动脉血管与包绕在上臂上的袖带压力两者相互作用的结果。

[0065] 当这种振动的频率落在人耳听阈频率范围(20HZ~20KHZ)内时,就能借助听诊器感知到,而后者是柯氏音振动的声音信息。本发明从原来的单纯的检测柯氏音声音信号转变为检测柯氏音振动信号,一方面更符合柯氏音现象的物理本质,同时振动信号的拾取过程不易受环境噪音干扰,因此是一种更可靠的获取柯氏音信息的方法,其测得的血压测量值也更准确。

[0066] 第4步骤:通过固定带完整放气过程中得到的一系列的柯氏音延迟时间T和相应的固定带压力P值,形成函数TK(P);对形成该函数的离散数据二次曲线拟合,得到一条柯氏音延迟时间T随固定带压力P变化的TK(P)拟合曲线(如图8所示)。

[0067] 第5步骤:结合放气过程中脉搏波传感器18的信号,确定该柯氏音振动信号在对应的心动周期的位置即是确定柯氏音延迟时间,本发明通过柯氏音振动信号发生在心动周期中的相位关系来判别柯氏音的真实性,所述判别柯氏音的真实性的方法为,指要有效判定柯氏音信号落到一个完整心动周期内,才可以判别视为真实性。其中,所述柯氏音延迟(Tk)是指从与心跳节律一致的固定参照点到对应心动周期内柯氏音振动到达时刻的时间,所述的固定参考点可以是心电R波,脉搏波上升起点等(如图9所示)。

[0068] 第6步骤:采用柯氏音延迟时间的方法判断人体动脉收缩压和舒张压。如附图9所示,在0.5-1.0s之间,柯氏音振动信号首次出现在一个完整的心动周期内,且在随后的n($n \geq 2$)个心动周期内柯氏音振动信号再次出现的情况下,将首次出现柯氏音振动信号时刻对应的固定带压力值确定为收缩压。随柯氏音振动信号的逐渐减弱,当柯氏音振动信号在一个完整的心动周期内首次消失时,且在随后的n($n \geq 2$)个心动周期内柯氏音振动信号也不再出现的情况下,将柯氏音振动信号首次消失时刻对应的固定带压力值确定为舒张压(此处不在附图说明)。

[0069] 采用上述方法测得的人体血压,避免了不同人的听力、分辨力的差异,以及在对特征音的辨别上(即时间上)的差异,从根本上解决了柯氏音信号提取的精准度,测得的血压值也更符合实际情况。

[0070] 参照图1,基于本发明的另一方面,还提供了一种针对连续柯氏音信号的采集方法进行血压测量的装置。

[0071] 所述装置包括:包括多参数生理信号采集模块(10)、信号处理模块(20)、中央处理模块(30)、模拟水银柱的液晶显示模块(40)、控制模块(50)、全波形记录显示分析模块(60)、存储模块(70)、网络模块(80);其中,所中央处理模块(30)接收所述控制模块(50)的命令,控制所述充/放气控制单元16对固定带进行充气或放气操作,所述固定带压力传感器(13)、柯氏音传感器(14)分别将采集到的袖带压力信号、柯氏音振动信号发送给信号处理模块(20),所述信号处理模块(20)对各路信号先进行放大滤波处理,然后在将模拟信号转换为数字信号后发送给所述中央处理模块(30),所述中央处理模块(30)对接收的信号进行计算分析,在判别该柯氏音振动信号为真实时,通过特定的函数关系,将延迟的柯氏音振动信号与袖带压力的波峰和波谷值相匹配,从而确定人体动脉的舒张压和收缩压,并将该计算结果发送给模拟水银柱的液晶显示模块(40)进行显示。此外,测量的结果可以通过网络

模块(80)方式传输至云端或者客户端(如计算机或手机等),进行信息汇总,便于用户的健康管理。

[0072] 实施例2动态血压测量

[0073] 本实施例的测试步骤与实施例1是一致的,此处不再累述。

[0074] 所涉及的测量装置包括:多参数生理信号采集模块(10)、信号处理模块(20)、中央处理模块(30)、控制模块(50)、全波形记录显示分析模块(60)、存储模块(70)、网络模块(80)。其中多参数生理信号采集模块(10)、信号处理模块(20)、中央处理模块(30)、控制模块(50)、存储模块(70)和网络模块(80)都合理有效的固定在外层固定带(11)上。所述外层固定带(11)上有显示屏能显示工作状态及参数数值等信息。

[0075] 本实施例的工作原理如下。

[0076] 将固定带包绕在受试者上臂或者其他部位的动脉处,通过控制模块(50)下达开始指令,充气/放气控制单元开始给固定带压力PC按血压计标准的规范要求逐渐升高或降低,在这过程中,中央处理单元(30)同步检测柯氏音振动、心动周期和固定带压力信号,通过函数关系确定柯氏音振动在对应心动周期的位置,即柯氏音延迟预值,再确认确实属于完整的一个PB心动周期条件下,采用柯氏音延迟时间的方法判断人体动脉收缩压Ps值和舒张压Pd值。

[0077] 每隔半小时或预先医生设定好的时间间隔,多参数生理信号采集模块(10)通过振动提示被试者准备下次测试,同时运动状态识别模块(19)开始识别被试的身体状态,如被试身体仍处于运动状态,多参数生理信号采集模块(10)继续通过振动提示被试者准备测试,直到被试身体处于静止状态为止才会通过控制模块(50)下达开始指令;如被试身体仍处于静止状态,立刻通知控制模块(50)下达开始指令,并按照首次动态血压的采集过程完成第二次动态血压的采集。

[0078] 余下的血压采集按照上述过程持续进行,直到完成24小时的血压动态采集过程。

[0079] 所有采集下来的动态血压数据可采用多种上传方式将数据传至云端或者客户端,所示上传方法包括等时间间隔发送、打包发送、即测即发等。所述客户端是指全波形记录显示分析模块(60),该模块包含有分析软件,能根据测试数据对被试者ABP水平、血压变异性、昼夜节律等信息进行自动分析和记录。

[0080] 本发明通过对柯氏音振动信号的连续采集、对心动周期波形的检测、对固定带压力信号的提取,实现了准确获取血压值。相比原有的“金标准”,其更接近柯氏音产生的物理本质,因此结果更为准确。有可能区分血压虚高者真实的收缩压数值,可解决医院多少年来缺乏符合健康医学临床诊断用的电子血压计,更是健康物联网不可或缺的重要平台。可推广到家庭,使家庭自测结果与医院测量结果处在同一标准线上。由于本发明研制起源于对柯氏音产生生物物理性质的研究,因此运用本发明可以发展成为具有物理基准、标准化性质的血压客观记录仪。

[0081] 值得注意的是,以上所述仅为本发明的较佳实施例,并非因此限定本发明的专利保护范围,本发明还可以对上述各种零部件的构造进行材料和结构的改进,或者是采用技术等同物进行替换。故凡运用本发明的说明书及图示内容所作的等效结构变化,或直接或间接运用于其他相关技术领域均同理皆包含于本发明所涵盖的范围内。

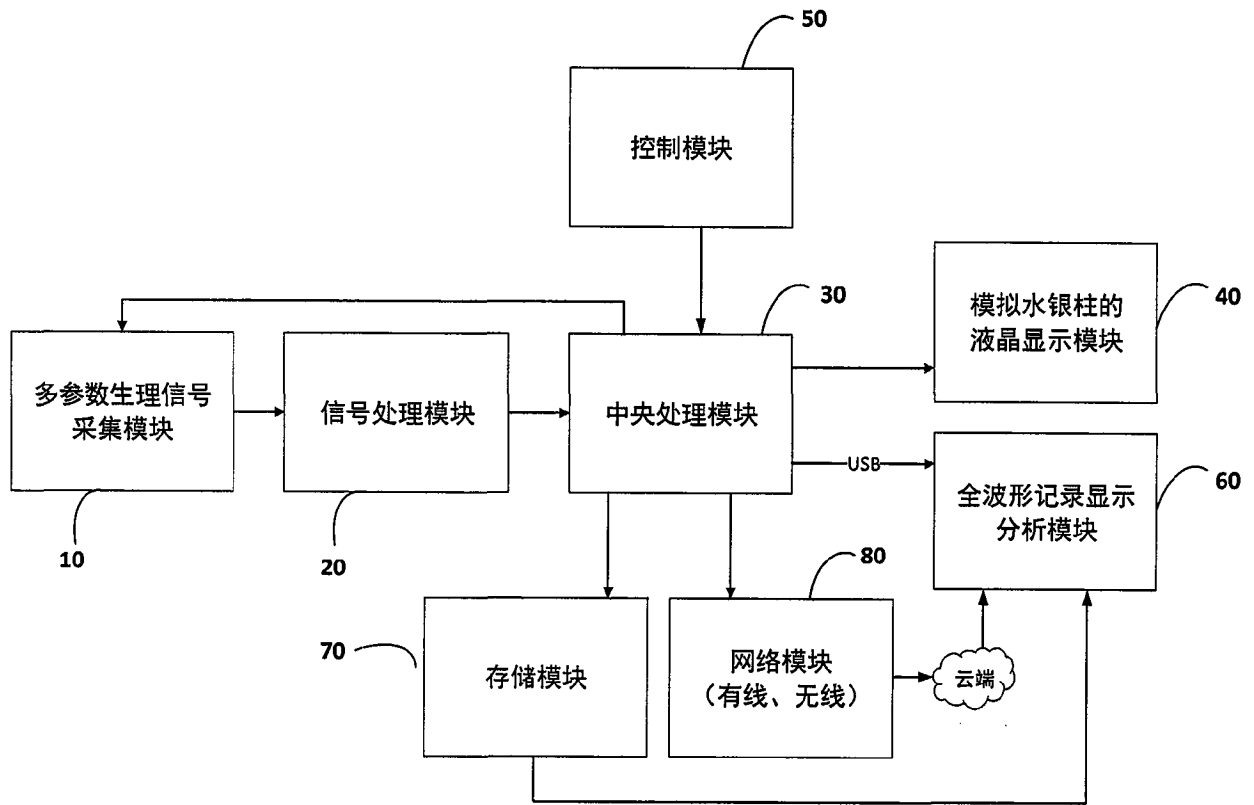


图1

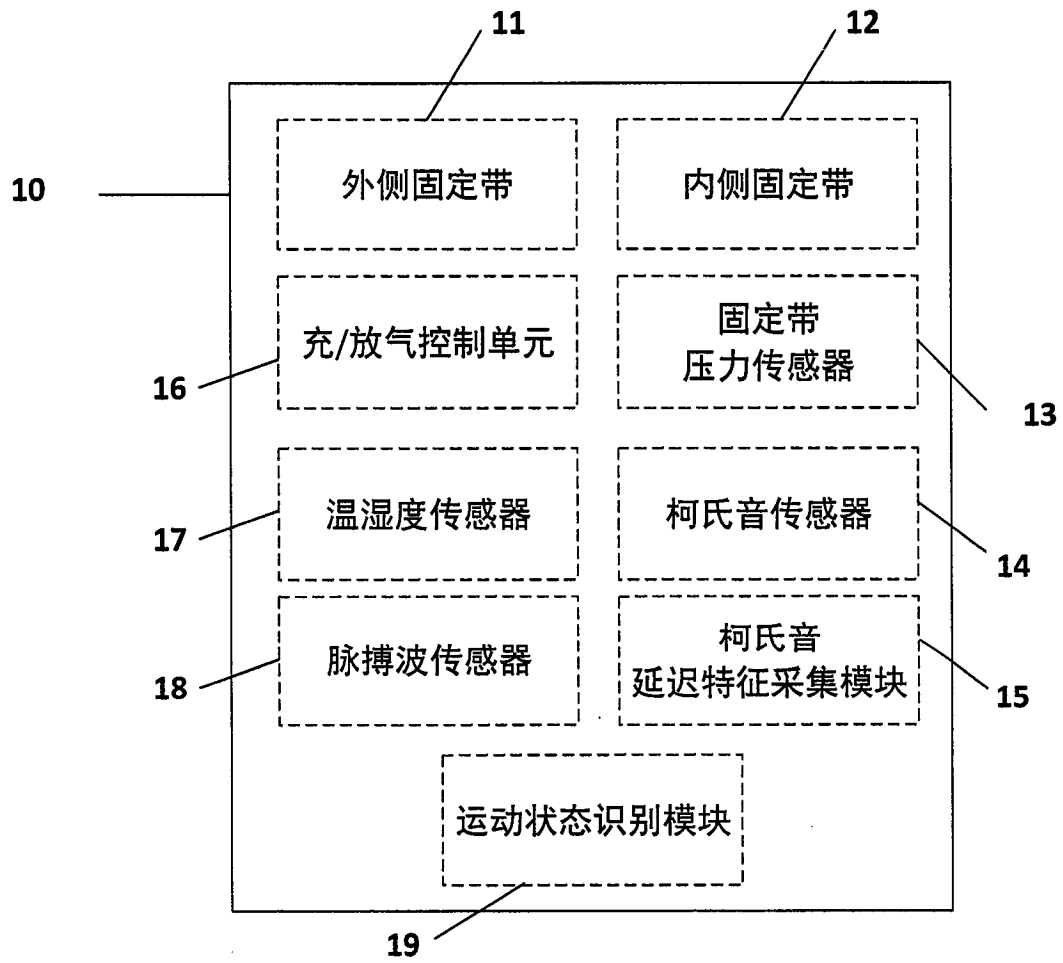


图2

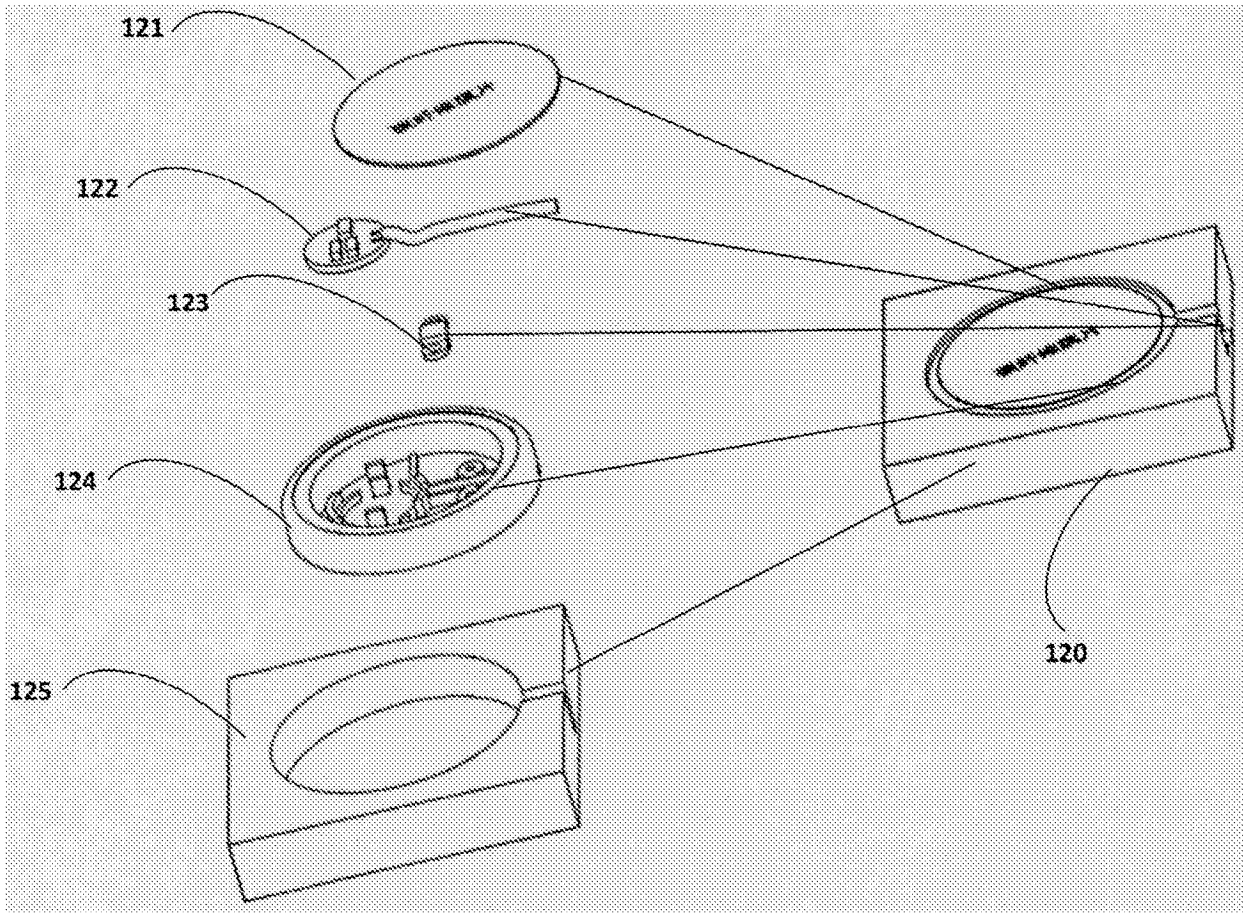


图3

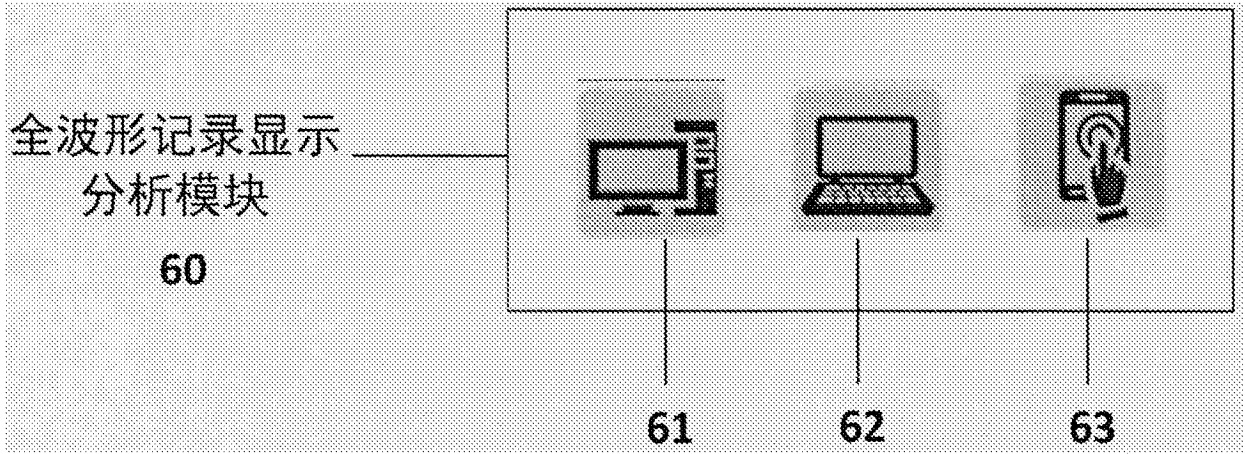


图4

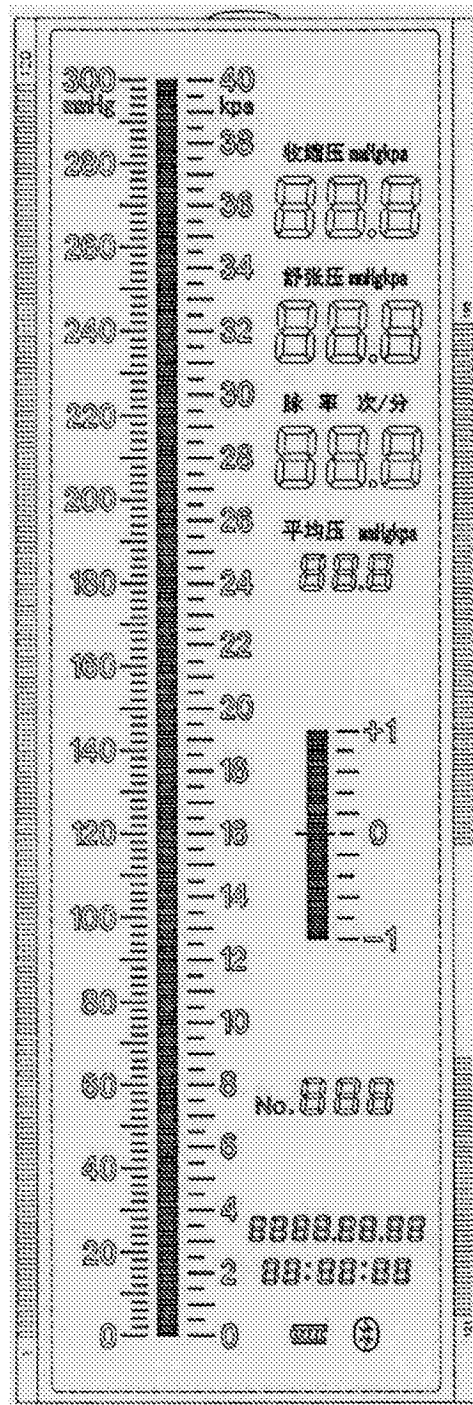


图5

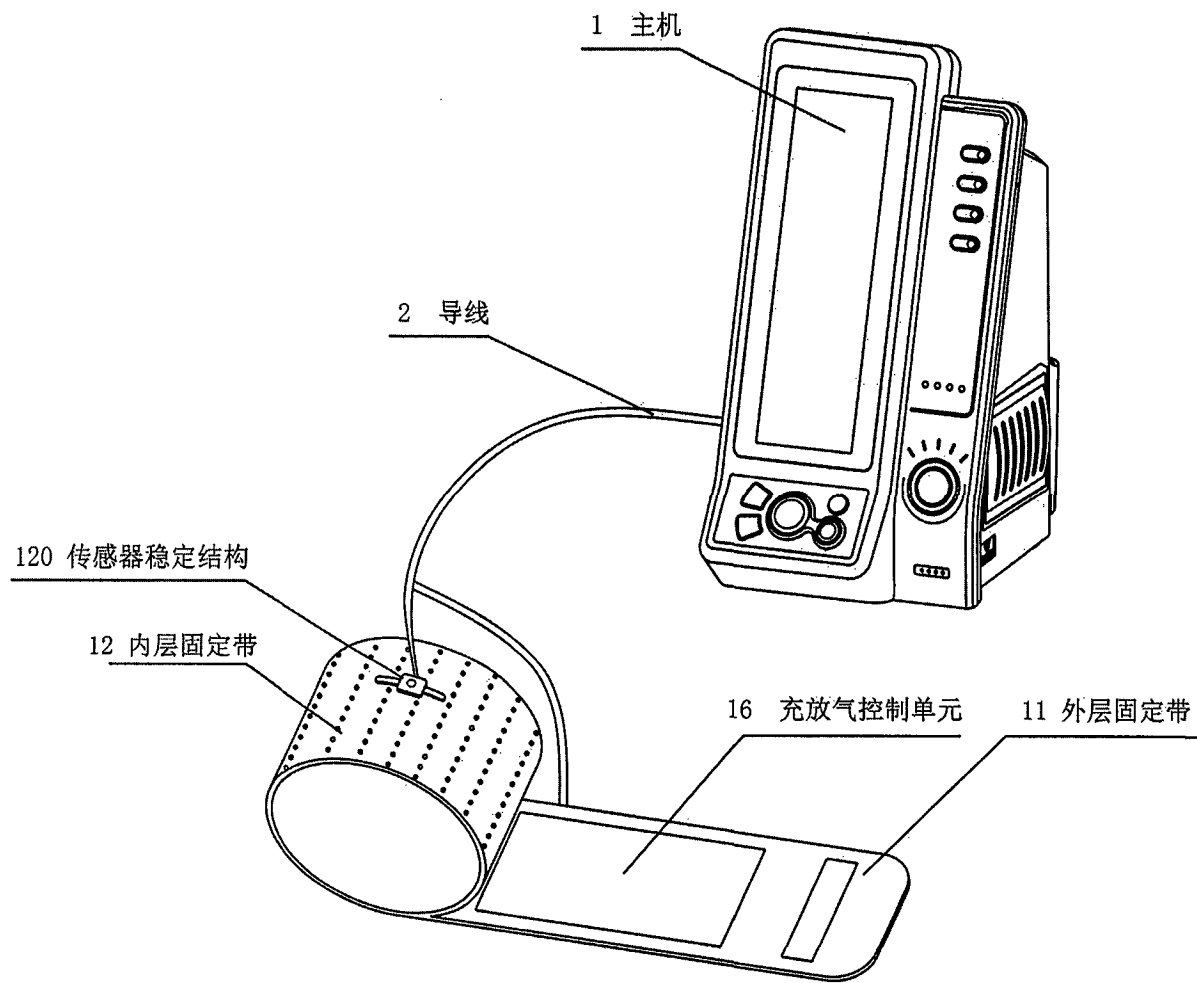


图6

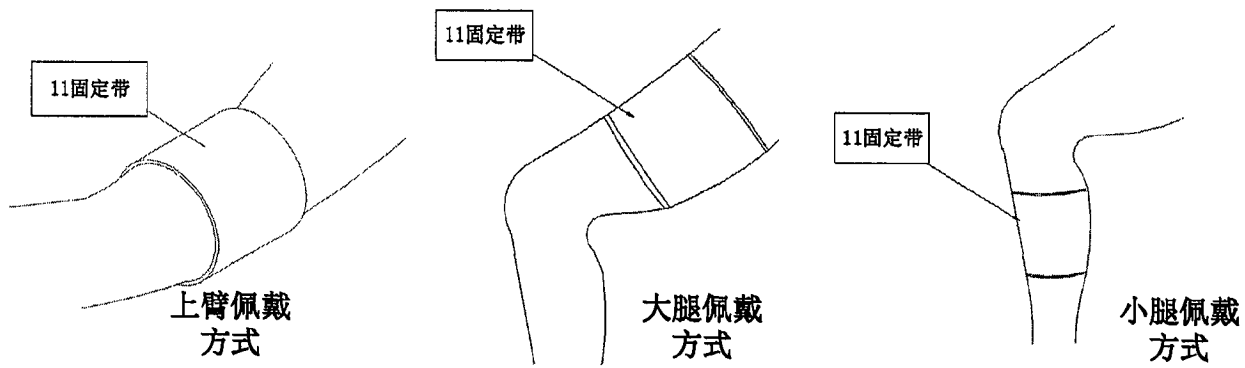


图7

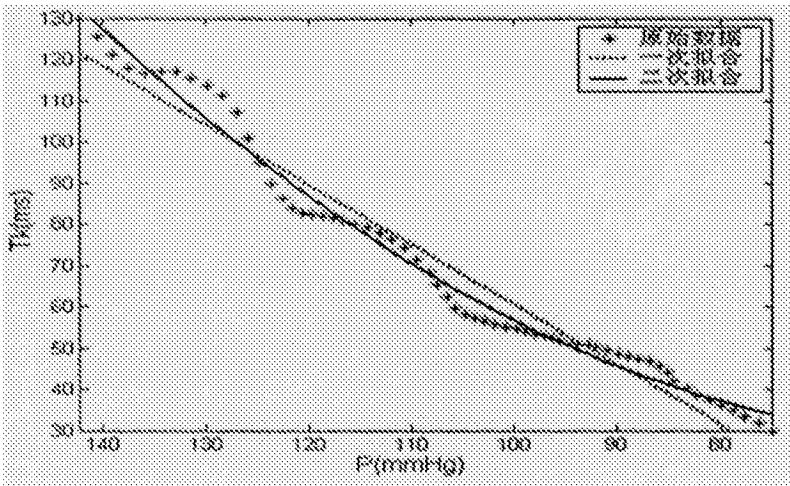


图8

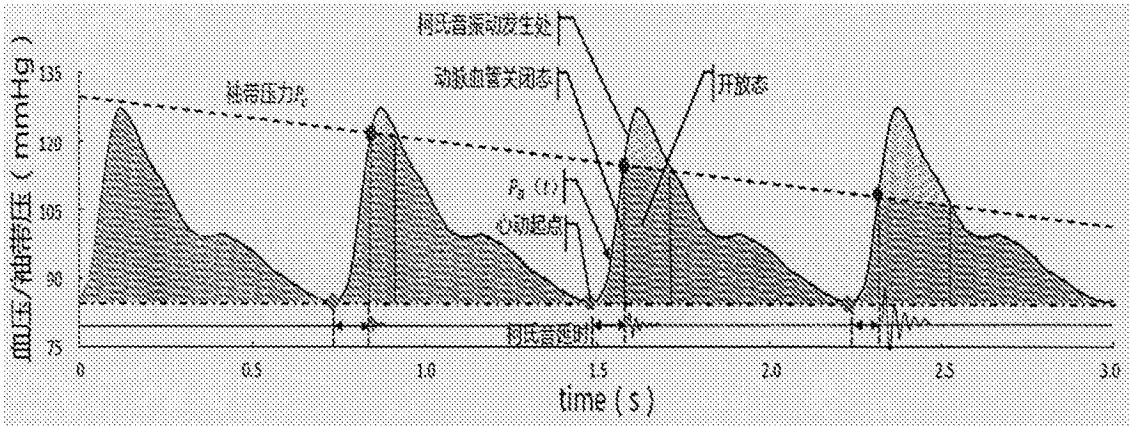


图9

专利名称(译)	一种血压测量装置及提高血压测量准确度的方法		
公开(公告)号	CN105595983A	公开(公告)日	2016-05-25
申请号	CN201510828220.8	申请日	2015-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	北京新兴阳升科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京新兴阳升科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京新兴阳升科技有限公司		
[标]发明人	陈宝明 郭云飞 俞立 王乃中 俞海		
发明人	陈宝明 郭云飞 俞立 王乃中 俞海		
IPC分类号	A61B5/0225 A61B5/02 A61B5/11 A61B5/00		
其他公开文献	CN105595983B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种血压测量装置、基于该测量装置有效提高血压测量准确度的方法以及判断动脉血管关闭态和开放态时刻的方法。本发明通过对柯氏音振动信号的连续采集、对心动周期波形的检测、对固定带压力信号的提取，实现了准确获取血压值。本发明有效解决了现有血压计易受干扰、检测可靠性有限等诸多问题，能准确有效的识别人体柯氏音振动信号与心动周期的函数关系，从而准确判定人体血压的精准值，本发明还能同时采集多项生理参数，为相关的医学诊断和科研提供数据支持。本发明的测量装置及方法适用于常规血压测量，与心脏、血管、血液等相关疾病的临床诊断，以及家庭保健等多个领域。

