



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106236057 A

(43)申请公布日 2016. 12. 21

(21)申请号 201610754959.3

(22)申请日 2016.08.30

(71)申请人 苏州品诺维新医疗科技有限公司
地址 215000 江苏省苏州市高新区锦峰路8号2号楼2F

(72)发明人 于邦仲

(74)专利代理机构 济南信达专利事务所有限公司 37100

代理人 李世喆

(51) Int. Cl.
A61B 5/0225(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

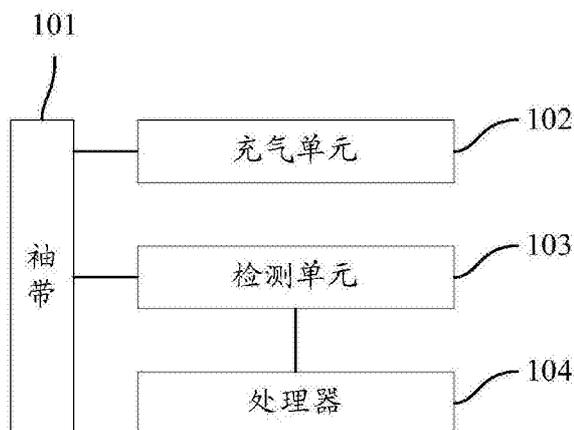
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

一种血压计和一种检测血压的方法

(57)摘要

本发明提供了一种血压计和一种检测血压的方法,该血压计包括:袖带、充气单元、检测单元、处理器;其中,所述充气单元和所述检测单元均与所述袖带相连;所述处理器与所述检测单元相连;所述充气单元用于向所述袖带中充气;所述检测单元用于在所述充气单元向所述袖带中充气的过程中,实时检测所述袖带中的压力,将检测到的压力输出给所述处理器;所述处理器用于根据所述检测单元输入的所述袖带中的压力,确定血压值。本发明提供了一种血压计和一种检测血压的方法,能够减小对身体造成的损害。



1. 一种血压计,其特征在于,包括:
袖带、充气单元、检测单元、处理器;其中,
所述充气单元和所述检测单元均与所述袖带相连;
所述处理器与所述检测单元相连;
所述充气单元用于向所述袖带中充气;
所述检测单元用于在所述充气单元向所述袖带中充气的过程中,实时检测所述袖带中的压力,将检测到的压力输出给所述处理器;

所述处理器用于根据所述检测单元输入的所述袖带中的压力,确定血压值。

2. 根据权利要求1所述的血压计,其特征在于,
所述处理器,用于根据所述检测单元输入的所述袖带中的压力,确定压力波形,根据所述压力波形确定所述血压值。

3. 根据权利要求2所述的血压计,其特征在于,
所述处理器在执行所述根据所述压力波形确定所述血压值时,用于从所述压力波形中确定脉搏波,确定所述脉搏波的最大振幅,根据所述脉搏波的最大振幅和所述压力波形确定所述血压值。

4. 根据权利要求3所述的血压计,其特征在于,
所述处理器在执行所述从所述压力波形中确定脉搏波时,用于根据公式一对所述压力波形进行变换,获得所述压力波形的频域表达式,根据所述压力波形的频域表达式,将所述压力波形中在预设频率范围内的干扰波滤除,根据滤除干扰波的压力波形,获取所述脉搏波,其中,所述公式一为:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt,$$

$F(\omega)$ 为所述压力波形的频域表达式, $f(t)$ 为所述压力波形的时域表达式。

5. 根据权利要求3所述的血压计,其特征在于,
所述处理器在执行所述从所述压力波形中确定脉搏波时,用于确定所述压力波形的所有波段中振幅在预设振幅范围内的脉搏波段,确定每个脉搏波段对应的基础波形,将每个脉搏波段减去对应的基础波形,获得所述脉搏波;

其中,所述波段为所述压力波形中任意相邻的两个极小值点之间的波形,波段的振幅为波段的极大值与波段的前一个极小值之差,所述脉搏波段为振幅在预设振幅范围内的波段,所述基础波形为所述压力波形在没有叠加所述脉搏波时的波形。

6. 一种检测血压的方法,其特征在于,包括:
向固定在被测部位上的袖带中充气;
在向所述袖带中充气的过程中,实时检测所述袖带中的压力;
根据检测到所述袖带中的压力确定血压值。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,
所述根据检测到所述袖带中的压力确定血压值,包括:
根据检测到所述袖带中的压力,确定压力波形,根据所述压力波形确定所述血压值。

8. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,

所述根据所述压力波形确定所述血压值,包括:

从所述压力波形中确定脉搏波,确定所述脉搏波的最大振幅,根据所述脉搏波的最大振幅和所述压力波形确定所述血压值。

9. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,

所述从所述压力波形中确定脉搏波,包括:

根据公式一对所述压力波形进行变换,获得所述压力波形的频域表达式;

根据所述压力波形的频域表达式,将所述压力波形中在预设频率范围内的干扰波滤除;

根据滤除干扰波的压力波形,获取所述脉搏波;

其中,所述公式一为:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt,$$

$F(\omega)$ 为所述压力波形的频域表达式, $f(t)$ 为所述压力波形的时域表达式。

10. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,

所述从所述压力波形中确定脉搏波,包括:

确定所述压力波形的所有波段中振幅在预设振幅范围内的脉搏波段;

确定每个脉搏波段对应的基础波形;

将每个脉搏波段减去对应的基础波形,获得所述脉搏波;

其中,所述波段为所述压力波形中任意相邻的两个极小值点之间的波形,波段的振幅为波段的极大值与波段的前一个极小值之差,所述脉搏波段为振幅在预设振幅范围内的波段,所述基础波形为所述压力波形在没有叠加所述脉搏波时的波形。

一种血压计和一种检测血压的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,特别涉及一种血压计和一种检测血压的方法。

背景技术

[0002] 血压是指血管内的血液对于单位面积血管壁的侧压力,也即压强。也就是说血管内血液的静压就是血压。在测量血压时,可以通过血压计来实现。

[0003] 现有的血压计,在测量血压时,先向血压计的袖带中充气,当袖带处检测不到脉搏时,停止向袖带中充气,然后,开始从袖带中放气,随着气体慢慢从袖带中放出,袖带处的血管中的血液开始流动,从放气开始,通过检测袖带中的振荡波来确定血压。

[0004] 现有的血压计是在血管中的血液停止流动后开始检测血压,袖带处的血管中的血液较长时间处于阻塞状态,这对身体造成的损害较大。

发明内容

[0005] 本发明实施例提供了一种血压计和一种检测血压的方法,能够减小对身体造成的损害。

[0006] 第一方面,本发明实施例提供了一种血压计,包括:

[0007] 袖带、充气单元、检测单元、处理器;其中,

[0008] 所述充气单元和所述检测单元均与所述袖带相连;

[0009] 所述处理器与所述检测单元相连;

[0010] 所述充气单元用于向所述袖带中充气;

[0011] 所述检测单元用于在所述充气单元向所述袖带中充气的过程中,实时检测所述袖带中的压力,将检测到的压力输出给所述处理器;

[0012] 所述处理器用于根据所述检测单元输入的所述袖带中的压力,确定血压值。

[0013] 进一步地,所述处理器,用于根据所述检测单元输入的所述袖带中的压力,确定压力波形,根据所述压力波形确定所述血压值。

[0014] 进一步地,所述处理器在执行所述根据所述压力波形确定所述血压值时,用于从所述压力波形中确定脉搏波,确定所述脉搏波的最大振幅,根据所述脉搏波的最大振幅和所述压力波形确定所述血压值。

[0015] 进一步地,所述处理器在执行所述从所述压力波形中确定脉搏波时,用于根据公式一对所述压力波形进行变换,获得所述压力波形的频域表达式,根据所述压力波形的频域表达式,将所述压力波形中在预设频率范围内的干扰波滤除,根据滤除干扰波的压力波形,获取所述脉搏波,其中,所述公式一为:

$$[0016] \quad F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt,$$

[0017] $F(\omega)$ 为所述压力波形的频域表达式, $f(t)$ 为所述压力波形的时域表达式。

[0018] 进一步地,所述处理器在执行所述从所述压力波形中确定脉搏波时,用于确定所

述压力波形的所有波段中振幅在预设振幅范围内的脉搏波段,确定每个脉搏波段对应的基础波形,将每个脉搏波段减去对应的基础波形,获得所述脉搏波;

[0019] 其中,所述波段为所述压力波形中任意相邻的两个极小值点之间的波形,波段的振幅为波段的极大值与波段的前一个极小值之差,所述脉搏波段为振幅在预设振幅范围内的波段,所述基础波形为所述压力波形在没有叠加所述脉搏波时的波形。

[0020] 第二方面,本发明实施例提供了一种检测血压的方法,包括:

[0021] 向固定在被测部位上的袖带中充气;

[0022] 在向所述袖带中充气的过程中,实时检测所述袖带中的压力;

[0023] 根据检测到所述袖带中的压力确定血压值。

[0024] 进一步地,所述根据检测到所述袖带中的压力确定血压值,包括:

[0025] 根据检测到所述袖带中的压力,确定压力波形,根据所述压力波形确定所述血压值。

[0026] 进一步地,所述根据所述压力波形确定所述血压值,包括:

[0027] 从所述压力波形中确定脉搏波,确定所述脉搏波的最大振幅,根据所述脉搏波的最大振幅和所述压力波形确定所述血压值。

[0028] 进一步地,所述从所述压力波形中确定脉搏波,包括:

[0029] 根据公式一对所述压力波形进行变换,获得所述压力波形的频域表达式;

[0030] 根据所述压力波形的频域表达式,将所述压力波形中在预设频率范围内的干扰波滤除;

[0031] 根据滤除干扰波的压力波形,获取所述脉搏波;

[0032] 其中,所述公式一为:

$$[0033] \quad F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt,$$

[0034] $F(\omega)$ 为所述压力波形的频域表达式, $f(t)$ 为所述压力波形的时域表达式。

[0035] 进一步地,所述从所述压力波形中确定脉搏波,包括:

[0036] 确定所述压力波形的所有波段中振幅在预设振幅范围内的脉搏波段;

[0037] 确定每个脉搏波段对应的基础波形;

[0038] 将每个脉搏波段减去对应的基础波形,获得所述脉搏波;

[0039] 其中,所述波段为所述压力波形中任意相邻的两个极小值点之间的波形,波段的振幅为波段的极大值与波段的前一个极小值之差,所述脉搏波段为振幅在预设振幅范围内的波段,所述基础波形为所述压力波形在没有叠加所述脉搏波时的波形。

[0040] 在本发明实施例中,检测单元在充气单元向袖带中充气的过程中,实时检测袖带中的压力,处理器根据检测单元检测到的袖带中的压力确定血压值,也就是说,根据袖带中充气过程中的压力即可实现血压检测,当前检测单元采集到所需要的数据后,即可从被测部位移除袖带或者给袖带快速放气,减少了袖带对被测部位的血管的阻塞时间,减小了对身体造成的损害。

附图说明

[0041] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0042] 图1是本发明一实施例提供的一种血压计的示意图;

[0043] 图2是本发明一实施例提供的另一种血压计的示意图;

[0044] 图3是本发明一实施例提供的一种压力波形的示意图;

[0045] 图4是本发明一实施例提供的另一种压力波形的示意图;

[0046] 图5是本发明一实施例提供的再一种血压计的示意图;

[0047] 图6是本发明一实施例提供的一种检测血压的方法的流程图;

[0048] 图7是本发明一实施例提供的另一种检测血压的方法的流程图。

具体实施方式

[0049] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,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的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。

[0050] 如图1所示,本发明实施例提供了一种血压计,包括:

[0051] 袖带101、充气单元102、检测单元103、处理器104;其中,

[0052] 所述充气单元102和所述检测单元103均与所述袖带101相连;

[0053] 所述处理器104与所述检测单元103相连;

[0054] 所述充气单元102用于向所述袖带101中充气;

[0055] 所述检测单元103用于在所述充气单元102向所述袖带101中充气的过程中,实时检测所述袖带101中的压力,将检测到的压力输出给所述处理器104;

[0056] 所述处理器104用于根据所述检测单元103输入的所述袖带中的压力,确定血压值。

[0057] 在本发明实施例中,检测单元在充气单元向袖带中充气的过程中,实时检测袖带中的压力,处理器根据检测单元检测到的袖带中的压力确定血压值,也就是说,根据袖带中充气过程中的压力即可实现血压检测,当前检测单元采集到所需要的数据后,即可从被测部位移除袖带或者给袖带快速放气,减少了袖带对被测部位的血管的阻塞时间,减小了对身体造成的损害。

[0058] 在本发明一实施例中,所述处理器,用于根据所述检测单元输入的所述袖带中的压力,确定压力波形,根据所述压力波形确定所述血压值。

[0059] 在本实施例中,处理器接收到的压力,可以根据压力和时间确定压力波形。举例来说,处理器在第1秒的时候接收到的压力为20mmHg,在第2秒的时候接收到的压力为30mmHg,……,在第n秒的时候接收到的压力为N mmHg,以时间为横轴,纵轴为压力,生成压力波形。

[0060] 在本发明一实施例中,所述检测单元,可以是压力传感器,压力传感器与处理器相连。充气单元可以是气泵。

[0061] 如图2所示,本发明实施提供了一种血压计,包括:

[0062] 袖带101、气泵201、压力传感器202,处理器104。

[0063] 本发明实施例中的血压计的工作过程如下:

[0064] 将所述袖带固定在被测部位上;

[0065] 利用所述气泵向所述袖带中充气;

[0066] 在所述气泵向所述袖带中充气的过程中,利用所述压力传感器实时检测所述袖带中的压力,将检测到的压力输出给所述处理器;

[0067] 利用所述处理器根据所述压力传感器输入的压力,确定压力波形,根据所述压力波形确定所述血压值。

[0068] 为了更加准确的检测出血压值,在本发明一实施例中,所述处理器在执行所述根据所述压力波形确定所述血压值时,用于从所述压力波形中确定脉搏波,确定所述脉搏波的最大振幅,根据所述脉搏波的最大振幅和所述压力波形确定所述血压值。

[0069] 在本实施例中,随着向袖带中充气,袖带与被测部位接触越紧,脉搏波的振幅越强,当袖带中达到一定压力时,脉搏波的振幅达到最大,再继续充气,袖带会进一步压迫被测部位,使得血管逐渐被阻塞,进而脉搏波的振幅越来越小,当袖带的压力达到一定值(一般比收缩压高出30~50mmHg)时,血管被完全阻塞,脉搏波振幅为0。选择振幅最大的时刻为参考点,以这点为基础,向前寻找振幅为最大振幅的a倍的点,这一点对应的压力为舒张压,向后寻找振幅为最大振幅的b倍的点,这一点所对应的压力为收缩压,而波动最高的点所对应的压力为平均压,其中,a属于(0.3,0.8),b属于(0.4,0.9),具体值可以根据经验来确定,也可以对当前的血压计进行试验后来确定,举例来说,a为0.45,b为0.75。

[0070] 为了使得确定的脉搏波更加准确,可以通过傅里叶分析对压力波形进行处理,去掉干扰波。

[0071] 在本发明一实施例中,所述处理器在执行所述从所述压力波形中确定脉搏波时,用于根据公式一对所述压力波形进行变换,获得所述压力波形的频域表达式,根据所述压力波形的频域表达式,将所述压力波形中在预设频率范围内的干扰波滤除,根据滤除干扰波的压力波形,获取所述脉搏波,其中,所述公式一为:

$$[0072] \quad F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt,$$

[0073] $F(\omega)$ 为所述压力波形的频域表达式, $f(t)$ 为所述压力波形的时域表达式。

[0074] 在本实施例中,通过公式一将时域的压力波形转换到频域,在频域中去除干扰波。这里干扰波可能是在为袖带充气时,用于充气的充气单元产生的,例如充气单元为气泵,气泵的震动会在袖带中形成干扰波,这会使得确定的脉搏波不准确,可能会受到干扰波的干扰。在本实施例中,通过公式一去除了干扰波后,再获取脉搏波,获取的脉搏波更加准确,进而测得的血压值更加准确。

[0075] 另外,为了使得确定的脉搏波更加准确,在本发明一实施例中,所述处理器在执行所述从所述压力波形中确定脉搏波时,用于确定所述压力波形的所有波段中振幅在预设振幅范围内的脉搏波段,确定每个脉搏波段对应的基础波形,将每个脉搏波段减去对应的基础波形,获取所述脉搏波;

[0076] 其中,所述波段为所述压力波形中任意相邻的两个极小值点之间的波形,波段的振幅为波段的极大值与波段的前一个极小值之差,所述脉搏波段为振幅在预设振幅范围内的波段,所述基础波形为所述压力波形在没有叠加所述脉搏波时的波形。

[0077] 举例来说,充气单元向袖带充气时,是匀速充气,例如充气单元为气泵,袖带中的压力的压力曲线为如图3所示,图中以时间为横轴,以压力为纵轴。由图中可以看出,该压力波形的基础波形为一条斜线,在叠加了脉搏波后,在压力波形上出现了脉搏波段。图中的点A和点B为相邻的两个极小值点,点A和点B之间为波段AB,点C为波段AB的极大值点,点C的压力值与点A的压力值之差为波段AB的振幅,波段AB为脉搏波段。直线连接点A和点B得到的波段AB对应的基础波形AB,如图3中的虚线部分,将波段AB减去基础波形AB得到脉搏波的一部分。

[0078] 当充气单元向袖带充气时,不是匀速充气,例如充气单元为橡胶球,通过按压橡胶球向袖带充气。袖带中的压力的压力曲线为如图4所示。由图中可以看出,该压力波形的基础波形为周期性的曲线,在叠加了脉搏波后,曲线的某些部分会出现脉搏波段。图中的点D和点E为相邻的两个极小值点,点D和点E之间为波段DE,点F为波段DE的极大值点,点F的压力值与点D的压力值之差为波段DE的振幅。图中的点G和点H为相邻的两个极小值点,点G和点H之间为波段GH,点J为波段GH的极大值点,点J的压力值与点G的压力值之差为波段GH的振幅,波段GH为脉搏波段。根据基础波形的周期性可以在波段GH还原对应的基础波形,如图中虚线GIH所示。另外,还可以通过以下方式来确定脉搏波段对应的基础波形:确定波段GH的前一个极大值点F和后一个极大值点K,确定直线FG和直线KH的角点M,连接GM和MH,GM和MH构成脉搏波段GH对应的基础波形。

[0079] 本发明实施例可以与上述利用公式一去除干扰波的实施例结合使用,具体地,处理器将压力波形中在预设频率范围内的干扰波滤除后,得到滤除干扰波的压力波形,本实施例对滤除干扰波的压力波形进行处理,获取脉搏波,两种实施例方式结合使用可以进一步增加获得的脉搏波的准确性,进而得到更加准确的血压值。

[0080] 在本发明一实施例中,还包括:所述检测单元与所述充气单元相连;

[0081] 所述检测单元检测到所述袖带中的压力大于等于预设值时,向所述充气单元发送停止充气的信号;

[0082] 所述充气单元接收到所述停止充气的信号后,停止向所述袖带中充气。

[0083] 在本实施例中,可以根据经验设置预设值,例如该预设值可以是大于收缩压30~50mmHg。通过该实施例,可以根据需要及时停止向袖带充气,避免对被测部位造成较大损害。

[0084] 如图5所示,本发明实施例提供了一种血压计,包括:

[0085] 袖带101、气泵201、压力传感器202,处理器104、放气单元501;

[0086] 放气单元501与袖带101相连;

[0087] 所述放气单元501用于放出所述袖带101中的气体。

[0088] 本实施例中,通过放气单元可以快速放出袖带中的气体,减小对被测部位的损害。放气单元可以是设置在袖带上的气阀。放气单元可以与处理器相连,当处理器接收到的压力达到预设压力值时,控制放气单元进行放气。

[0089] 本发明实施例提供了一种血压计的工作过程如下:

- [0090] 将所述袖带固定在被测部位上；
- [0091] 利用气泵向所述袖带中充气；
- [0092] 在所述充气单元向所述袖带中充气的过程中，利用压力传感器实时检测所述袖带中的压力，将检测到的压力输出给处理器；
- [0093] 利用处理器根据压力传感器输入的压力，确定压力波形；
- [0094] 根据公式一对所述压力波形进行变换，获得所述压力波形的频域表达式；
- [0095] 根据压力波形的频域表达式，将压力波形中预设频率范围的干扰波滤除；
- [0096] 确定滤除干扰波的压力波形的所有波段中振幅在预设振幅范围内的脉搏波段；
- [0097] 确定每个脉搏波段对应的基础波形；
- [0098] 将每个脉搏波段减去对应的基础波形，获得所述脉搏波；
- [0099] 确定脉搏波的最大振幅，根据脉搏波的最大振幅和压力波形确定所述血压值。
- [0100] 其中，所述波段为滤除干扰波的压力波形中任意相邻的两个极小值点之间的波形，波段的振幅为波段的极大值与波段的前一个极小值之差，所述脉搏波段为振幅在预设振幅范围内的波段，所述基础波形为滤除干扰波的压力波形在没有叠加所述脉搏波时的波形。
- [0101] 如图6所示，本发明实施例提供了一种检测血压的方法，包括：
- [0102] 步骤601：向固定在被测部位上的袖带中充气；
- [0103] 步骤602：在向所述袖带中充气的过程中，实时检测所述袖带中的压力；
- [0104] 步骤603：根据检测到所述袖带中的压力确定血压值。
- [0105] 在本发明一实施例中，所述根据检测到所述袖带中的压力确定血压值，包括：
- [0106] 根据检测到所述袖带中的压力，确定压力波形，根据所述压力波形确定所述血压值。
- [0107] 在本实施例中，每个检测到的压力都有对应的时间，时间和压力构成一个压力点，将所有的压力点构成压力波形。具体地，可以以时间为横轴，纵轴为压力，生成压力波形。
- [0108] 为了更加准确的检测出血压值，在本发明一实施例中，所述根据所述压力波形确定所述血压值，包括：
- [0109] 从所述压力波形中确定脉搏波，确定所述脉搏波的最大振幅，根据所述脉搏波的最大振幅和所述压力波形确定所述血压值。
- [0110] 确定出的压力波形除了为袖带充气构成的基础波形和脉搏波外，可能还会有干扰波，例如：气泵充气时的震动产生的干扰波。为了使得确定的脉搏波更加准确，可以通过以下实施方式对去除压力波形中的干扰波。
- [0111] 在本发明一实施例中，所述从所述压力波形中确定脉搏波，包括：
- [0112] 根据公式一对所述压力波形进行变换，获得所述压力波形的频域表达式；
- [0113] 根据所述压力波形的频域表达式，将所述压力波形中在预设频率范围内的干扰波滤除；
- [0114] 根据滤除干扰波的压力波形，获取所述脉搏波；
- [0115] 其中，所述公式一为：

$$[0116] \quad F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt,$$

[0117] $F(\omega)$ 为所述压力波形的频域表达式, $f(t)$ 为所述压力波形的时域表达式。

[0118] 脉搏波和为袖带充气构成的基础波形的频率可以根据实验或者经验得到对应的频率范围,不在该频率范围内的波形可以确定为干扰波,可以通过预设频率范围来规定干扰波的频率,该预设频率范围可以根据脉搏波和基础波形对应的频率范围来确定。举例来说,基础波形对应的频率范围是20-40Hz,脉搏波的频率为1-5Hz,则在这两个范围外的频率范围可以确定为预设频率范围。

[0119] 为了使得确定的脉搏波更加准确,在本发明一实施例中,所述从所述压力波形中确定脉搏波,包括:

[0120] 确定所述压力波形的所有波段中振幅在预设振幅范围内的脉搏波段;

[0121] 确定每个脉搏波段对应的基础波形;

[0122] 将每个脉搏波段减去对应的基础波形,获得所述脉搏波;

[0123] 其中,所述波段为所述压力波形中任意相邻的两个极小值点之间的波形,波段的振幅为波段的极大值与波段的前一个极小值之差,所述脉搏波段为振幅在预设振幅范围内的波段,所述基础波形为所述压力波形在没有叠加所述脉搏波时的波形。

[0124] 本实施例的实现方式可以参见图3和图4。

[0125] 本发明实施例可以与上述利用公式一去除干扰波的实施例结合使用,具体地,将压力波形中在预设频率范围内的干扰波滤除后,得到滤除干扰波的压力波形,本实施例对滤除干扰波的压力波形进行处理,获取脉搏波,两种实施例方式结合使用可以进一步增加获得的脉搏波的准确性,进而得到更加准确的血压值。

[0126] 如图7所示,本发明实施例提供的一种检测血压的方法,包括:

[0127] 步骤701:向固定在被测部位上的袖带中充气;

[0128] 具体地,可以通过气泵匀速向袖带中充气。

[0129] 步骤702:在向袖带中充气的过程中,实时检测袖带中的压力;

[0130] 具体地,可以通过压力传感器来检测袖带中的压力。

[0131] 步骤703:根据检测到袖带中的压力,确定压力波形。

[0132] 具体地,当气泵匀速向袖带中充气时,在没有其他干扰的情况下,压力波形是一条斜线,随着时间匀速压力上升。在叠加了脉搏波后,该斜线上某些部分会出现凸起的波形,该凸起的波形就是由脉搏波引起的。压力波形还可能会受到气泵震动等干扰,压力波形中还会叠加干扰波,使得最终得到的压力波形可能比较复杂。

[0133] 步骤704:根据公式一对压力波形进行变换,获得压力波形的频域表达式。

[0134] 不同的波具体相应的频率范围,为了滤除干扰波,可以通过傅里叶变换获得压力波形的频域表达式,通过频域表达式确定压力波形的频域波形,滤除在预先频率范围内的干扰波,得到滤除干扰波的压力波形。

[0135] 步骤705:根据所述压力波形的频域表达式,将所述压力波形中在预设频率范围内的干扰波滤除。

[0136] 在滤除干扰波后,滤除干扰波的压力波形中只是脉搏波和基础波形的叠加,便于

后续确定脉搏波。在气泵匀速向袖带中充气的情况下,滤除干扰波的压力波形为一条斜线与脉搏波的叠加。

[0137] 步骤706:确定滤除干扰波的压力波形的所有波段中振幅在预设振幅范围内的脉搏波段。

[0138] 其中,波段为滤除干扰波的压力波形中任意相邻的两个极小值点之间的波形,波段的振幅为波段的极大值与波段的前一个极小值之差,脉搏波段为振幅在预设振幅范围内的波段。

[0139] 充气所形成的基础波形的振幅一般比较稳定,具有一定的振幅范围,该振幅范围可以根据实验或者经验得到。不在该振幅范围内的波形可以确定为脉搏波,基础波形对应的振幅范围以外的振幅范围可以作为预设振幅范围。举例来说,基础波形的振幅范围为30~50mmHg,预设振幅范围可以是30~50mmHg以外的振幅范围。

[0140] 步骤707:确定每个脉搏波段对应的基础波形。

[0141] 其中,基础波形为滤除干扰波的压力波形在没有叠加所述脉搏波时的波形。

[0142] 基础波形是为袖带充气所引起的波形,例如匀速为袖带充气时,基础波形为一条斜线。为袖带充气的过程一般是具有规律的,所有基础波形也是具有规律。可以根据基础波形的规律来确定出每个脉搏波段对应的基础波形,例如:基础波形是周期性的,在压力波形的刚开始的一段时间内,由于袖带中的压力较小,与被测部位接触很松,检测不到脉搏波,可以根据这段时间内的压力波形来确定基础波形的规律。具体地,可以参见图3和图4。

[0143] 步骤708:将每个脉搏波段减去对应的基础波形,获得脉搏波。

[0144] 步骤709:确定脉搏波的最大振幅,根据脉搏波的最大振幅和压力波形确定血压值。

[0145] 具体地,选择脉搏波的振幅最大的时刻为参考点,以这点为基础,向前寻找脉搏波的振幅为最大振幅的a倍的点,这一点对应的压力为舒张压,向后寻找脉搏波的振幅为最大振幅的b倍的点,这一点所对应的压力为收缩压,而波动最高的点所对应的压力为平均压,其中,a属于(0.3,0.8),b属于(0.4,0.9),具体值可以根据经验来确定,也可以对当前的血压计进行试验后来确定,举例来说,a为0.45,b为0.75。

[0146] 本发明实施例提供的方法可以通过上述实施例中的任一血压计来实现。

[0147] 本发明各个实施例至少具有如下有益效果:

[0148] 1、在本发明实施例中,检测单元在充气单元向袖带中充气的过程中,实时检测袖带中的压力,处理器根据检测单元检测到的袖带中的压力确定血压值,也就是说,根据袖带中充气过程中的压力即可实现血压检测,当前检测单元采集到所需要的数据后,即可从被测部位移除袖带或者给袖带快速放气,减少了袖带对被测部位的血管的阻塞时间,减小了对身体造成的损害。

[0149] 2、在本发明实施例中,通过公式一将时域的压力波形转换到频域,在频域中去除干扰波。这里干扰波可能是在为袖带充气时,用于充气的充气单元产生的,例如充气单元为气泵,气泵的震动会在袖带中形成干扰波,这会使得确定的脉搏波不准确,可能会受到干扰波的干扰。在本发明实施例中,通过公式一去除了干扰波后,再获取脉搏波,获取的脉搏波更加准确,进而测得的血压值更加准确。

[0150] 需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二之类的关系术语仅仅用来将一个实体

或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个·····”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同因素。

[0151] 本领域普通技术人员可以理解:实现上述方法实施例的全部或部分步骤可以通过程序指令相关的硬件来完成,前述的程序可以存储在计算机可读取的存储介质中,该程序在执行时,执行包括上述方法实施例的步骤;而前述的存储介质包括:ROM、RAM、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质中。

[0152] 最后需要说明的是:以上所述仅为本发明的较佳实施例,仅用于说明本发明的技术方案,并非用于限定本发明的保护范围。凡在本发明的精神和原则之内所做的任何修改、等同替换、改进等,均包含在本发明的保护范围内。

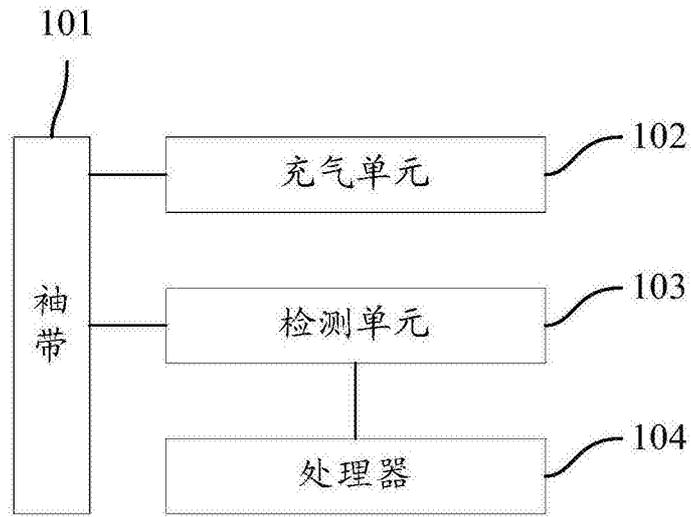


图1

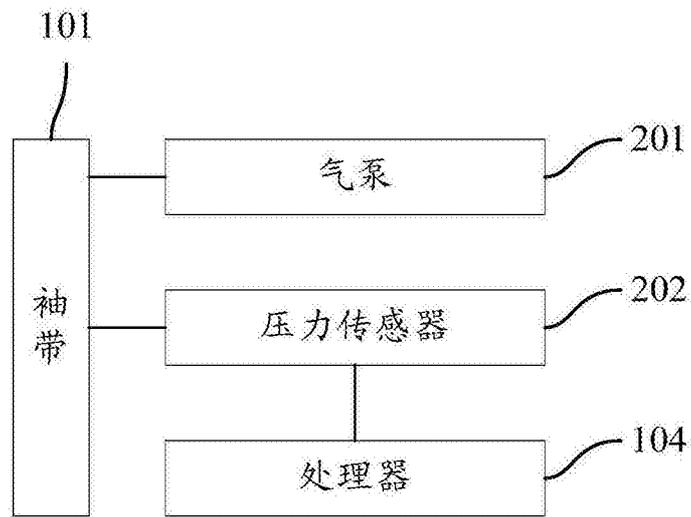


图2

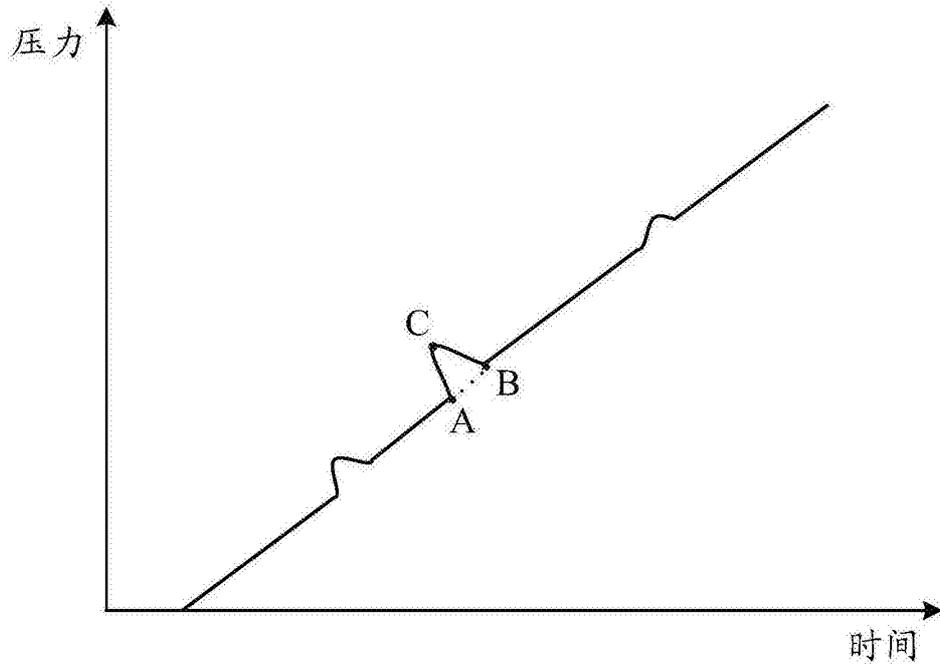


图3

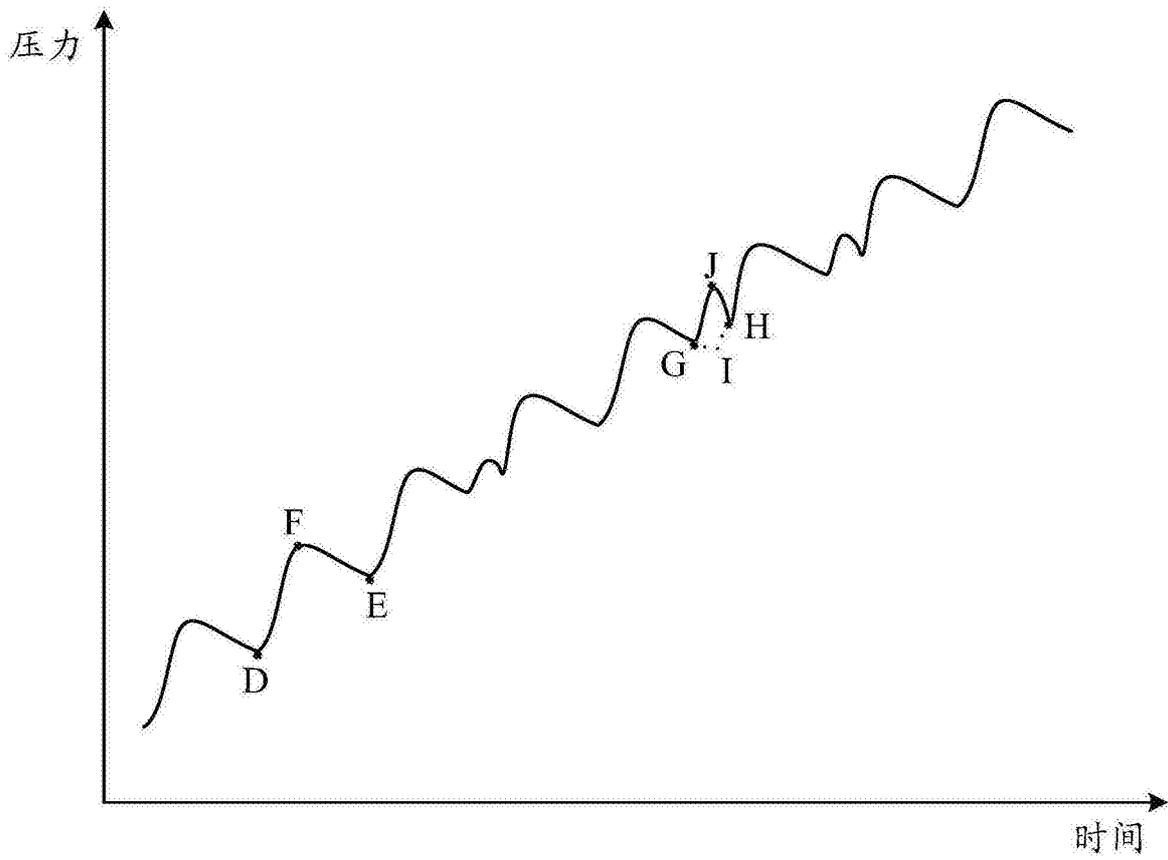


图4

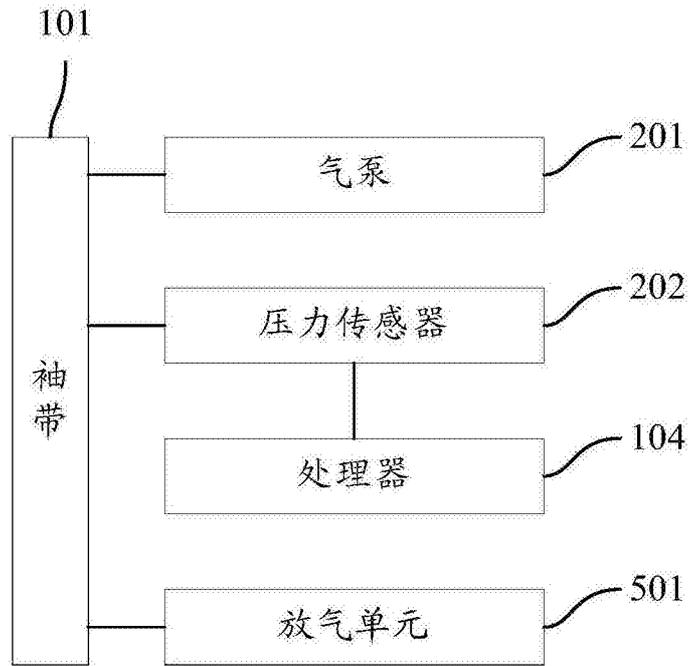


图5

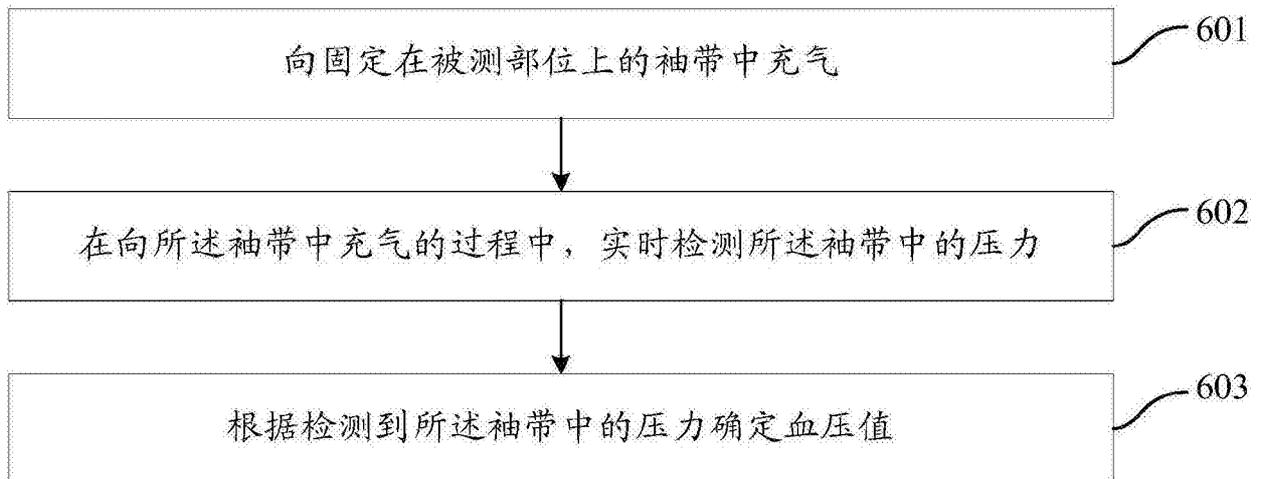


图6

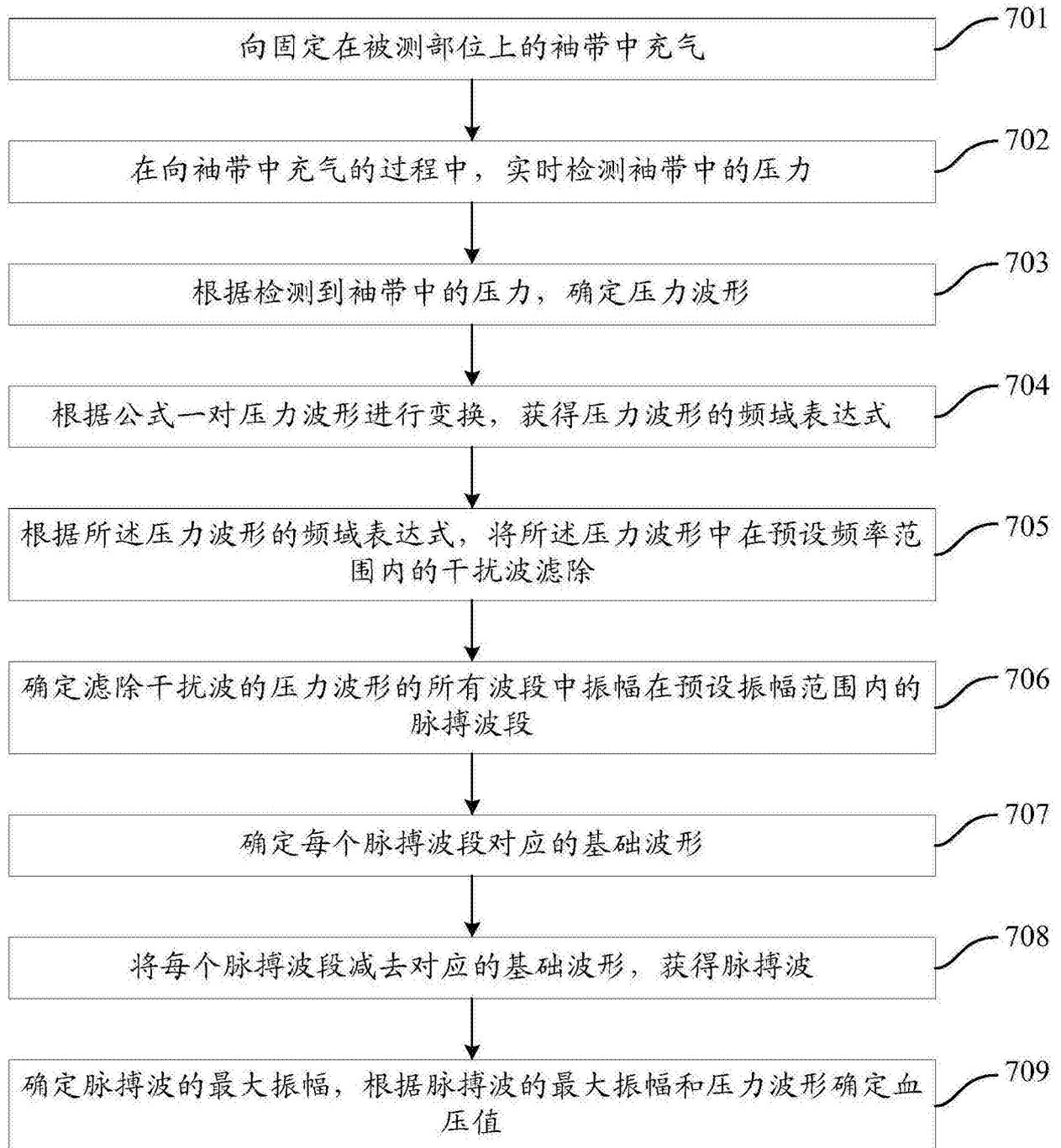


图7

专利名称(译)	一种血压计和一种检测血压的方法		
公开(公告)号	CN106236057A	公开(公告)日	2016-12-21
申请号	CN201610754959.3	申请日	2016-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	苏州品诺维新医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	苏州品诺维新医疗科技有限公司		
[标]发明人	于邦仲		
发明人	于邦仲		
IPC分类号	A61B5/0225 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0225 A61B5/02141 A61B5/7203 A61B5/7221 A61B5/7235		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种血压计和一种检测血压的方法，该血压计包括：袖带、充气单元、检测单元、处理器；其中，所述充气单元和所述检测单元均与所述袖带相连；所述处理器与所述检测单元相连；所述充气单元用于向所述袖带中充气；所述检测单元用于在所述充气单元向所述袖带中充气的过程中，实时检测所述袖带中的压力，将检测到的压力输出给所述处理器；所述处理器用于根据所述检测单元输入的所述袖带中的压力，确定血压值。本发明提供了一种血压计和一种检测血压的方法，能够减小对身体造成的损害。

