



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109561838 B

(45) 授权公告日 2021.10.22

(21) 申请号 201680086656.7

(22) 申请日 2016.05.26

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 109561838 A

(43) 申请公布日 2019.04.02

(30) 优先权数据  
10-2016-0064177 2016.05.25 KR

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2018.12.10

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/KR2016/005587 2016.05.26

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02017/204384 KO 2017.11.30

(73) 专利权人 大尧Medi有限公司  
地址 韩国京畿道  
专利权人 姜希定

(72) 发明人 姜希定 权宁祥

(74) 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243  
代理人 金鲜英 张敬强

(51) Int.Cl.  
A61B 5/021 (2006.01)  
A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件  
US 2010069764 A1, 2010.03.18  
US 2010069764 A1, 2010.03.18  
CN 104159502 A, 2014.11.19  
CN 203970406 U, 2014.12.03  
CN 103371853 A, 2013.10.30  
CN 105476618 A, 2016.04.13  
CN 105377118 A, 2016.03.02  
US 2015250394 A1, 2015.09.10

审查员 陈曦

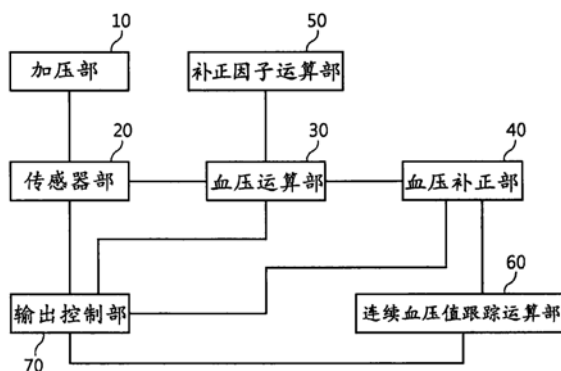
权利要求书2页 说明书12页 附图4页

(54) 发明名称

血压测试装置

(57) 摘要

本发明涉及血压测试装置及利用其的血压测试方法,通过利用加压部加压测试部位的加压值中可产生最高脉压的最高加压值和所述最高脉压,并计算出感测血压值,通过测试部位的皮肤和血管的弹性系数、脉压衰减率、血管和皮肤的硬度修正感测血压值,并计算出实际血压值,能够准确地测试测试对象的血压,并能够以一定周期在一定时间内连续准确地测试测试对象的血压。通过监视正常人的血压或者通过1分钟间隔的连续血压测试确认昼夜血压节律,或者通过获取基于呼吸或者其他因素可能发生变化的血压的以10秒为间隔的细微变动或者平均值,从而可实现更加稳定地监视血压。



1. 一种血压测试装置,其特征在于,包括:

加压部,其为了进行脉压测试对测试部位进行加压;

传感器部,其用于感测所述加压部加压的加压值及加压的测试部位的脉压;

血压运算部,其利用所述传感器部感测的加压值中引起最高脉压的最高加压值和所述最高脉压并计算出感测血压值;以及

补正部,其通过测试部位的皮肤及血管的弹性系数、脉压衰减率、血管及皮肤的硬度,对所述血压运算部运算的感测血压值进行补正并计算出实际血压值,

还包括补正因子运算部,其用于计算皮肤及血管的弹性系数 $K$ 、脉压衰减率 $a$ 、血管及皮肤的硬度 $u$ ,所述补正因子运算部利用数学公式 $K = \frac{dP}{dx}$ 计算皮肤及血管的弹性系数 $K$ ,利用

数学公式 $a = \alpha \times \frac{dpp}{dAp} dt$ 计算脉压衰减率 $a$ ,所述皮肤的硬度 $u$ 可利用血管的压力顺应度 $b$ 的倒数而算出,所述血管的压力顺应度 $b$ 为基于压力扩张血管所需时间,

其中,

$dP$ : 加压值,  $dx$ : 皮肤的垂直移动位移,  $dAP$ : 加压值的变化量,  $dpp$ : 感测脉压值 $sPP$ 的变化量,  $\alpha$ : 传感器适应系数,

所述血压补正部通过以下数学公式4及数学公式5,计算实际脉压值 $rPP$ 和实际平均血压值 $rMBP$ ,利用实际脉压值 $rPP$ 和实际平均血压值 $rMBP$ 计算出实际收缩期血压值 $rSBP$ ,实际舒张期血压值 $rDBP$ ,

[数学公式4]

$$rPP = k \times sPP + a \times sPP + (sPP + sMBP) \times u + C$$

[数学公式5]

$$rMBP = k \times sMBP + sMBP \times u + C$$

$k$ : 弹性系数

$a$ : 脉压衰减率

$u$ : 血管及皮肤的硬度

$C$ : 平均血压补正常数,  $0.1\text{mmHg} \sim 0.9\text{mmHg}$ 。

2. 如权利要求1所述的血压测试装置,其特征在于,

所述血压运算部将所述最高加压值确认为基于所述传感器部感测到的测试对象的感测平均血压值 $sMBP$ ,将所述最高脉压值确认为基于所述传感器部感测到的测试对象的感测脉压值 $sPP$ ,并利用所述感测平均血压值 $sMBP$ 和所述感测脉压值 $sPP$ 计算出感测收缩期血压值 $sSBP$ ,感测舒张期血压值 $sDBP$ 。

3. 如权利要求1所述的血压测试装置,其特征在于,

还包括连接血压值跟踪运算部,其在维持由所述加压部向测试部位施加最高作用压力的状态下,在预设的时间内测试脉波,每次搏动时测试感测脉压值并在相同的实际平均血压值上,利用所述血压运算部和所述血压补正部连续地算出实际收缩期血压值 $rSBP$ ,实际舒张期血压值 $rDBP$ 并进行跟踪。

4. 如权利要求3所述的血压测试装置,其特征在于,

还包括连续测试信息输入部,其用于在所述连续血压值跟踪运算部中输入测试周期和

连续测试时间，

在固定实际平均血压值rMBP的状态下，在输入连续测试时间内，如果所述连续血压值跟踪运算部结束连续测试血压的工作，则在输入的测试周期后重新利用所述传感器部感测最高加压值及用于推导出所述最高加压值的最高脉压值，从而在所述血压运算部和所述血压校正部中重新计算出实际平均血压值rMBP，在所述加压部维持向测试部位施加最高作用压力的状态下，在预设的时间内测试脉波，每次搏动时测试感测脉压值并在相同的实际平均血压值rMBP上进行重复利用所述血压运算部和所述血压校正部连续计算出实际收缩期血压值rSBP，实际舒张期血压值rDBP，从而以预设的时间周期反复地测试预设的时间内的连续血压。

5. 如权利要求1所述的血压测试装置，其特征在于，

所述传感器部是安装在所述加压部背面的列阵传感器，其通过探测加压测试部位的皮肤时能够接收最强最明显信号的测试血管的位置，并将所述加压部置于测试血管上。

## 血压测试装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及血压测试装置及利用其的血压测试方法,更具地体,涉及一种通过对血管进行加压并测试反应压力,由此进行血压测试,并通过皮肤和血管的弹性系数进行修正,从而可测得准确的血压、且可实现连续地血压跟踪的血压测试装置及利用其的连续血压测试方法。

### 背景技术

[0002] 通常,血压测试装置包括利用侵入性方法的装置和利用非侵入性方法的装置。

[0003] 作为所述侵入性方法,代表性例子是将用于测试血管压力的导管插入周围动脉并直接测试血管压力的方法,这种方法具有动脉出血的危险,作为测试健康状态的装置由于需要进行侵入体内,具有不适于频繁且方便的使用的缺点。

[0004] 另外,作为所述非侵入性方法,代表性的例子是使用利用水银血压计的方法。这种利用水银血压计的方法通过在测试部位施加压力之后,慢慢地进行排气的同时利用听诊器或者手感测脉搏,通过在脉的开始时间点和消失时间点上显示的水银柱的高度可获知血压。

[0005] 所述利用非侵入性方法的血压测试装置主要使用作为电子式测试法的利用示波(Oscillometric)法的血压测试装置。示波法是指在上腕或者下腕或者手腕上缠绕血压计袖带(cuff)并注入空气并使其膨胀后,通过压力传感器(pressure sensor)重新感测并记录在排出空气时血压计袖带上产生的压力振荡(pressure oscillation)的大小,并测试血压的方法。

[0006] 即,利用示波(Oscillometric)法的血压测试装置包括可缠绕上腕或者下腕或者手腕并可向内部注入空气的血压计袖带,和用于感测所述血压计袖带中产生的压力振荡(pressure oscillation)的大小的压力传感器。

[0007] 所述利用示波(Oscillometric)法的血压测试装置通过在上腕或者下腕或者手腕上缠绕血压计袖带并测试血压,具有容易测试的优点,但是由于以空气作为压力传递媒体,会产生信号失真。

[0008] 此外,利用示波(Oscillometric)法的血压测试装置在有意识地确保血压计袖带内空气压力成线性变化时可简化信号的解释,但是即使每小时的空气注入量为一定量,由于是基于空气腔(Air Chamber)内的空气的残余量和压力的反应而注入和漏气的系统,空气腔(Air Chamber)的压力很难为线性的增加或者减少,由此,很难对血管的反应进行线性调。

[0009] 因此,利用示波(Oscillometric)法的血压测试装置由于存在所述信号失真及由于很难对血管的反应进行线性调节的问题,因此相比于基于侵入性方法的血压测试装置,测试血压时存在准确度低的问题。

[0010] 此外,利用示波(Oscillometric)法的血压测试装置由于通过向血压计袖带内注入空气使血压计袖带膨胀,并且收缩需要时间,因此存在不可能连续地测试血压的问题。

[0011] 此外,对于根据患者的状态需要周期地确认血压的情况,利用示波(Oscillometric)法的血压测试装置将血压计袖带缠绕在上腕或者手腕上测试血压时会对局部全力施压。当对睡眠中的患者进行血压测试时,由于会妨害患者的睡眠反而存在使患者的健康更加恶化的问题。

[0012] 另外,最近,开发出一种装置,其改善了非侵入性血压测试装置的缺点,在利用非侵入性方法的同时可连续地测试血压。

[0013] 对于这种装置,由于具有心电图(electrocardiogram, ECG)和光学体积描记术(photoplethysmography, PPG)仪器,能够测试血压,但是由于需要两种装置,且需要对身体的各部位进行血压测试,因此十分麻烦,使用者可能会觉得不方便。而且,测定的血压的准确度相比于血压自身的精密性而更依赖于所述方法中使用的两种设备的缺点。

## 发明内容

[0014] 技术问题

[0015] 本发明的目的在于,提供一种血压测试装置及利用其的血压测试方法,其通过对桡骨动脉的血管进行加压测试基于加压的反应压力,并通过皮肤和血管的弹性系数以及血管和皮肤的硬度,并基于加压的脉压抑制系数进行补正,从而可准确地测试血压。

[0016] 本发明的另一个目的在于,提供一种血压测试装置及利用其的血压测试方法,其维持用于测试平均血压的作用压力的状态下,每次搏动时测试脉压变化并进行跟踪,从而实现连续测试血压。

[0017] 问题的解决手段

[0018] 为了实现所述目的,本发明一实施例涉及的血压测试装置,其特征在于,包括:加压部,其为了进行脉压测试对测试部位进行加压;传感器部,其用于感测所述加压部加压的加压值及加压的测试部位的脉压;血压运算部,其利用所述传感器部感测的加压值中引起最高脉压的最高加压值和所述最高脉压并计算出感测血压值;以及补正部,其通过测试部位的皮肤及血管的弹性系数、脉压衰减率、血管及皮肤的硬度,对所述血压运算部运算的感测血压值进行补正并计算出实际血压值。

[0019] 本发明中,所述血压运算部将所述最高加压值确认为基于所述传感器部感测到的测试对象的感测平均血压值(sMBP),将所述最高脉压值确认为基于所述传感器部感测到的测试对象的感测脉压值(sPP),利用所述感测平均血压值(sMBP)和所述感测脉压值(sPP)可计算出感测收缩期血压值(sSBP),感测舒张期血压值(sDBP)。

[0020] 本发明一实施例涉及的血压测试装置还可包括补正因子运算部,其用于计算皮肤及血管的弹性系数(K)、脉压衰减率(a)、血管及皮肤的硬度(u),所述补正因子运算部利用数学公式 $K = \frac{dP}{dx}$ 计算皮肤及血管的弹性系数(K),利用数学公式 $a = \alpha \times \frac{dpp}{dAp} dt$ 计算脉压衰减率(a),所述皮肤的硬度(u)可利用血管的压力顺应度(b)的倒数而算出,所述血管的压力顺应度(b)为基于压力扩张血管所需时间。

[0021] (dP:加压值,dx:皮肤的垂直移动位移,dAp:加压值的变化量,dpp:感测脉压值(sPP)的变化量, $\alpha$ :传感器适应系数)

[0022] 本发明一实施例涉及的血压测试装置还包括连接血压值跟踪运算部,其在维持由

所述加压部向测试部位施加最高作用压力的状态下,在预设的时间内测试脉波,每次搏动时测试感测脉压值,在相同的实际平均血压值上,利用所述血压运算部和所述血压补正部连续地算出实际收缩期血压值(rSBP),实际舒张期血压值(rDBP)并进行跟踪。

[0023] 本发明一实施例涉及的血压测试装置还可包括连续测试信息输入部,其用于在所述连续血压值跟踪运算部中输入测试周期和连续测试时间,在固定实际平均血压值(rMBP)的状态下,在输入的连续测试时间内,如果结束连续测试血压的工作,则在输入的测试周期后,重新利用所述传感器部感测最高加压值及用于推导出所述最高加压值的最高脉压值,从而在所述血压运算部和所述血压补正部中重新计算出实际平均血压值(rMBP),在所述加压部维持向测试部位施加最高作用压力的状态下,在预设的时间内测试脉波,每次搏动时通过测试感测脉压值并在相同的实际平均血压值(rMBP)上,进行重复利用所述血压运算部和所述血压补正部连续计算出实际收缩期血压值(rSBP),实际舒张期血压值(rDBP),从而以预设的时间周期反复地测试预设的时间内的连续血压。

[0024] 本发明中,所述血压补正部通过以下数学公式4及数学公式5,计算实际脉压值(rPP)和实际平均血压值(rMBP),利用实际脉压值(rPP)和实际平均血压值(rMBP)可计算出实际收缩期血压值(rSBP),实际舒张期血压值(rDBP)。

[0025] [数学公式4]

$$[0026] \quad rPP = k \times sPP + a \times sPP + (sPP + sMBP) \times u + C$$

[0027] [数学公式5]

$$[0028] \quad rMBP = k \times sMBP + sMBP \times u + C$$

[0029] k:弹性系数

[0030] a:脉压衰减率

[0031] u:血管及皮肤的硬度

[0032] C:平均血压补正常数(0.1mmHg~0.9mmHg)

[0033] 本发明中,所述传感器部可以是安装在所述加压部背面的列阵传感器,其是通过探测加压测试部位的皮肤时可接收最强最明显的信号的测试血管,并将所述加压部置于测试血管上。

[0034] 为了实现如上所述的目的,本发明一实施例涉及的血压测试方法,其特征在于,包括以下步骤:脉压感测步骤,其为了测试测试对象的脉压而对测试部位进行加压并使测试部位上产生最高脉压,并推导出最高加压值和最高脉压;感测血压运算步骤,其利用所述脉压感测步骤中推导出的最高加压值和最高脉压计算出感测血压值;血压补正步骤,其通过测试部位的皮肤及血管的弹性系数、脉压衰减率、血管及皮肤的硬度补正所述感测血压值,并计算出实际血压值。

[0035] 本发明中,所述感测血压运算步骤将所述最高加压值确认为测试对象的感测平均血压值(sMBP),将所述最高脉压值确认为测试对象的感测脉压值(sPP),从而可计算出感测收缩期血压值(sSBP)、感测舒张期血压值(sDBP)。

[0036] 本发明一实施例涉及的血压测试方法还可包括补正因子运算步骤,其在所述感测血压运算步骤之后,在执行完所述血压补正步骤之前执行,用于计算出皮肤及血管的弹性系数、脉压衰减率、血管及皮肤的硬度,所述补正因子运算步骤利用数学公式 $K = \frac{dP}{dx}$ 计算出

皮肤及血管的弹性系数(K),利用数学公式  $a = \alpha \times \frac{dpp}{dAp} dt$  计算出脉压衰减率(a),所述皮肤的硬度(u)通过血管的压力顺应度(b)的倒数被计算出,所述血管的压力顺应度(b)为基于压力扩张血管所需的时间。

[0037] (dP:加压值,dx:皮肤的垂直移动位移,dAP:加压值的变化量,dpp:感测脉压值(sPP)的变化量, $\alpha$ :传感器适应系数)

[0038] 本发明中,所述血压补正步骤通过数学公式4及数学公式5计算实际脉压值(rPP)和实际平均血压值(rMBP),利用实际脉压值(rPP)和实际平均血压值(rMBP)可计算出实际收缩期血压值(rSBP)、实际舒张期血压值(rDBP)。

[0039] [数学公式4]

[0040]  $rPP = k \times sPP + a \times sPP + (sPP + sMBP) \times u + C$

[0041] [数学公式5]

[0042]  $rMBP = k \times sMBP + sMBP \times u + C$

[0043] k:弹性系数

[0044] a:脉压衰减率

[0045] u:血管及皮肤的硬度

[0046] C:平均血压补正常数(0.1mmHg~0.9mmHg)

[0047] 本发明一实施例涉及的血压测试方法在所述脉压感测步骤之前,还可包括确认血管的步骤,其通过探测当加压测试部位的皮肤时可接收最强且最明显的信号的测试血管的位置,并将用于测试脉压的加压部置于所述测试血管上。

[0048] 本发明中,所述确认血管的步骤可包括:脉压测试过程,其将背面安装有列阵传感器的加压部置于推测是测试血管位置的多个地点上,并对各地点上施加相同的作用压力,并记录施加压力时反应的脉压和各地点的位置;脉压比较过程,其通过比较所述脉压测试过程中测试的各地点的脉压,并选择最大脉压;以及加压部的位置指定过程,其将所述加压部移动至所述脉压比较过程中选择的脉压所对应的地点。

[0049] 本发明一实施例涉及的血压测试方法在所述血压补正步骤之后,还可包括连续血压值跟踪步骤,其在维持向测试部位施加最高作用压力的状态下,在预设的时间内测试脉波,每次搏动时通过测试感测脉压值并在相同的实际平均血压值上,利用所述感测血压运算步骤,所述血压补正步骤连续地计算出实际收缩期血压值(rSBP)、实际舒张期血压值(rDBP)并进行跟踪。

[0050] 本发明一实施例涉及的血压测试方法还可包括输入连续测试信息的步骤,其用于输入所述连续血压值跟踪步骤的连续测试时间和血压的测试周期,利用通过所述输入连续测试信息的步骤中输入的血压的测试周期,反复进行所述脉压感测步骤、所述感测血压运算步骤、所述血压补正步骤、所述连续血压值跟踪步骤,所述连续血压值跟踪步骤在输入连续测试时间内,在相同的实际平均血压值上,连续地计算出实际收缩期血压值(rSBP)、实际舒张期血压值(rDBP)并进行跟踪。

[0051] 发明的效果

[0052] 本发明可通过加压桡骨动脉血管,并测试基于加压的反应压力,并通过皮肤和血管的弹性系数,而且还通过脉压衰减率,血管和皮肤的硬度补正反应压力,从而具有可准确

地测试测试对象血压的效果。

[0053] 本发明由于能够以一定周期在一定时间内连续准确地测试测试对象的血压,可监测正常人的血压或者确认通过以1分钟为间隔的连续血压测试而获得的昼夜血压节律,或者通过获取基于呼吸或者其它因素可能发生变化的血压的10秒间的细微变动或者平均值,从而具有可实现更加稳定地监测血压的效果。

[0054] 本发明即使测试对象处于睡眠中也能舒服连续地测试血压,通过对救护车运送中的急救患者的血压进行连续测试,可稳定地确认患者血压值的变化,从而具有可实现紧急情况下的应对的效果。

## 附图说明

[0055] 图1是图示本发明一实施例涉及的血压测试装置的底面透视图。

[0056] 图2是图示本发明一实施例涉及的血压测试装置的方块图。

[0057] 图3是图示本发明涉及的血压测试装置中基于加压部所施加的加压值而变化的脉压值的曲线图。

[0058] 图4是图示本发明涉及的血压测试装置中心脏的脉冲周期中脉波的变化量的曲线图。

[0059] 图5是图示本发明一实施例涉及的血压测试方法的流程图。

[0060] 图6是图示本发明涉及的血压测试方法中确认血管步骤的流程图。

[0061] 附图符号说明

[0062] 1: 血压测试本体	2: 佩带环部件
[0063] 2a: 第一环部	2b: 第二环部
[0064] 2c: 公搭扣带	2d: 母搭扣带
[0065] 10: 加压部	20: 传感器部
[0066] 30: 血压运算部	40: 血压补正部
[0067] 50: 补正因子的运算部	60: 连续血压值的跟踪运算部
[0068] 70: 输出控制部	
[0069] S100: 确认血管的步骤	S110: 脉压测试过程
[0070] S120: 脉压的比较过程	S130: 加压部位置的指定过程
[0071] S200: 脉压感测步骤	S300: 感测血压的运算步骤
[0072] S310: 补正因子的运算步骤	S400: 血压补正步骤
[0073] S500: 连续测试信息的输入步骤	S600: 连续血压值的跟踪步骤

## 具体实施方式

[0074] 以下,进一步对本发明进行详细说明。

[0075] 参照附图对本发明的优选实施例进行详细说明如下。在进行本发明详细说明之前,以下说明的本说明书及权利要求书中使用的用语或者单词不能仅局限于一般的或者词典上意思而进行解释。因此,本说明书中记载的实施例和附图所图示的构成仅仅是本发明一优选实施例,并非代表本发明的技术思想的全部,因此,应该能够理解,本申请之时,可存在能够代替它们的各种等同物和变形例的情况。

[0076] 图1是图示本发明一实施例涉及的血压测试装置的底面透视图,图示了可包括佩带环部件2的例子,所述佩带环部件2的例子可佩带在手腕、上腕、下腕中任意一处并实施。

[0077] 参照图1,本发明涉及的血压测试装置可包括血压测试本体1,其下面具有用于脉压测试并对测试部位进行施压的加压部10。

[0078] 所述血压测试本体1可具有在手腕、上腕、下腕中任意一处可佩带的佩带环部件2,所述佩带环部件2可包括第一环部2a和第二环部2b,所述第一环部2a位于所述血压测试本体1的一侧并缠绕佩带部位的一部分,所述第二环部2b位于所述血压测试本体1的另一侧并缠绕佩带部位的剩余部分。

[0079] 作为一列,所述第一环部2a和所述第二环部2b中任意一侧具有公搭扣带2c,所述第一环部2a和所述第二环部2b中另一侧具有可与所述公搭扣带2c搭扣和拆分的母搭扣带2d。

[0080] 需要声明的是,所述第一环部2a和所述第二环部2b可变形为以所述公搭扣带2c和所述母搭扣带2d之外的可相互分离的形式结合,且可将所述血压测试本体1佩带在佩带部位上或者在佩带状态下容易地分离的众所周知的其它各种实施例。

[0081] 所述血压测试本体1的内部具有所述加压部10及感测传感器部20,所述感测传感器部20用于感测所述加压部10施加的加压值及施压的测试部位的脉压。

[0082] 本发明涉及的血压测试装置也可以如所述血压测试本体1的可供测试对象佩带并使用的形状制成。需要指出的是,此外还能够以用测试人处于坐姿或者躺姿的状态下进行测试的测试机器人的形态进行实施,可变形为可测试测试对象的血压的众所周知的各种形态。

[0083] 所述传感器部20作为在压力测量方法 (tonometry method) 中使用的传感器,所述压力测量方法通过直接向血管垂直方向施压,并测试此时的反应压力,由此分析显示血管内压力值和压力值的变化脉波形,需要指出的是,更加详细的说明在此省略。

[0084] 作为一例,所述传感器部20为安装在所述加压部10背面上的列阵传感器,所述加压部10置于加压测试部位的皮肤时可探测到最大且最鲜明的信号输入的测试血管的位置上。

[0085] 所述测试血管是利用所述加压部10对皮肤进行施压时有最大且鲜明的信号输入的血管,是能够最准确地检测脉波的位置。

[0086] 所述列阵传感器可由多个压力传感器构成,所述压力传感器用于测试基于所述加压部10的作用压力和测试血管的脉压力,所述压力传感器优选为压阻型压力传感器。作用压力是指施加在测试血管上的压力。列阵传感器由压力传感器构成,其数量及面积依据所需测试的部位及对应的动脉大小可进行适当的调节。

[0087] 压阻型压力传感器为了能够同时测试作用压力和基于作用压力的脉压力,可由将外部压力转换为反应力的隔膜板及将从隔膜板上产生的振动转换为电子信号的部分构成。优选在线性区间内选择压阻型压力传感器以能够测试作用压力和脉压力。

[0088] 确认血管的步骤(S100),其通过探测测试血管的位置并将所述列阵传感器配置在对应的测试血管上,该步骤可实现直到位于列阵传感器的中央的压力传感器接收到最大且鲜明的信号为止,即,反复执行利用所述加压部10对测试对象的皮肤以一定的作用压力进行挤压并确认对应的血管位置作业,使所述测试血管位于所述加压部10的中央。需要指出

的是,通过以下本发明涉及的血压测试方法将对此内容进一步进行详细说明。

[0089] 测试血管,即当利用所述加压部10对皮肤进行加压时有最大且鲜明的信号输入的血管被布置在加压部10的中央后,所述传感器部20在所述测试血管上对测试部位的皮肤进行加压的同时在加压值中感测可产生最高脉压的最高加压值。而且,在感测所述最高加压值的同时感测最高脉压值。

[0090] 根据本发明一优选实施例,所述最高加压值是通过压力测量(Tonometry)方法而测试的。所述压力测量(Tonometry)方法基于施加在上述所指定的测试部位的压力值,观察血管上显示的脉压变化。此处,所述最高脉压值是指获取所述最高加压值时的脉压值。

[0091] 图3是图示本发明涉及的血压测试装置中基于加压部10所施加的加压值而变化的脉压值的曲线图,参照图3,显示最大电压值h1的位置是获取最高加压值时的脉压值,即最高脉压值(PPmax)。

[0092] 重新参照图2,在所述传感器部20中感测的所述最高加压值和所述最高脉压值将传送至血压运算部30,所述血压运算部30用于计算出测试对象的血压值,即,平均血压值、脉压值、收缩期血压值、舒张期血压值等感测血压。

[0093] 即,所述感测血压值包括感测平均血压值(sMBP)、感测脉压值(sPP)、感测收缩期血压值(sSBP)、感测舒张期血压值(sDBP)。

[0094] 所述血压运算部30将所述最高加压值确认为基于所述传感器部20感测的测试对象的感测平均血压值(sMBP),并将所述最高脉压值确认为基于所述传感器部20感测的测试对象的感测脉压值(sPP),并通过如以下数学公式1及数学公式2的一般的血压值计算公式,计算出剩余的血压参数,即,感测收缩期血压值(sSBP)、感测舒张期血压值(sDBP)。

[0095] [数学公式1]

[0096]  $MBP = DBP + PP/3$

[0097] [数学公式2]

[0098]  $PP = SBP - DBP$

[0099] 需要指出的是,所述数学公式1和所述数学公式2作为众所周知的数学公式,省略其详细说明。

[0100] 所述血压运算部30中运算的血压值即,感测平均血压值(sMBP)、感测脉压值(sPP)、感测收缩期血压值(sSBP)、感测舒张期血压值(sDBP)将在血压补正部40中,通过测试部位的皮肤及血管的弹性系数、脉压衰减率、血管及皮肤的硬度得到补正。

[0101] 即,所述血压补正部40将所述血压运算部30中运算的感测平均血压值(sMBP)、感测脉压值(sPP)、感测收缩期血压值(sSBP)、感测舒张期血压值(sDBP)通过利用测试部位的皮肤及血管的弹性系数(k),脉压衰减率(a),血管及皮肤的硬度(u),进行补正并计算出实际血压值即,实际平均血压值(rMBP)、实际脉压值(rPP)、实际收缩期血压值(rSBP)、实际舒张期血压值(rDBP)。

[0102] 所述血压补正部40通过以下数学公式4及数学公式5计算实际脉压值(rPP)和实际平均血压值(rMBP),利用一般的血压值计算公式即,所述数学公式1及所述数学公式2对其进行计算并得出实际收缩期血压值(rSBP)、实际舒张期血压值(rDBP)。

[0103] [数学公式4]

[0104]  $rPP = k \times sPP + a \times sPP + (sPP + sMBP) \times u + C$

[0105] [数学公式5]

$$[0106] \quad rMBP = k \times sMBP + sMBP \times u + C$$

[0107] C: 平均血压补正常数 (0.1mmHg~0.9mmHg)

[0108] 基于本发明最终获得的平均血压值 (rMBP) 和A-Line中获得的平均血压值 (MBP) 间的差值, 并基于该差值获得的0.1mmHg~0.9mmHg中任意一个值可供所述C使用, A-Line被视为血压测试的黄金标准的具有侵略性 (Invasive) 的血压测试结果。

[0109] 另外, 本发明涉及的血压测试装置还可包括补正因子运算部50, 所述补正因子运算部50用于计算出皮肤及血管的弹性系数, 脉压衰减率, 血管及皮肤的硬度。

[0110] 所述传感器部20感测基于施加在测试部位上的加压值 (dP) 的皮肤的垂直移动位移 (dx), 并将所述传感器部20中感测的加压值和皮肤的垂直移动位移向所述补正因子运算部50传递, 可在所述补正因子运算部50中计算出皮肤及血管的弹性系数。

[0111] 作为一例, 所述补正因子运算部50通过以下数学公式6计算出皮肤及血管的弹性系数 (k)。

[0112] [数学公式6]

$$[0113] \quad K = \frac{dP}{dx}$$

[0114] 此外, 作为一例, 所述补正因子运算部50通过以下数学公式7计算出所述脉压衰减率 (a)。

[0115] 当被视为感测平均血压值 (sMBP) 的最高加压值 (Applied Pressure) 超出一定范围并出现在高压力区域时, 脉压衰减率 (a) 基于挤压的外部压力显示出感测脉压值 (sPP) 衰减, 且衰减率显著, 且根据不同个人显示出不同。通过精密地控制所述加压部10, 并通过每小时的所述加压部10的作用压力的变化量 (dAp) 对比感测脉压值 (sPP) 的变化量 (dpp), 即, 作用压力的变化量 (dAp) 对比感测脉压值 (sPP) 的变化量 (dpp) 的微分可算出脉压衰减率 (a), 其表示如以下数学公式7。

[0116] [数学公式7]

$$[0117] \quad a = \alpha \times \frac{dpp}{dAp} dt$$

[0118]  $\alpha$ : 传感器适应系数

[0119] 在使用所述传感器部20之前的补正作业时, 利用具有线性关系或者二元关系的实际值和传感器值间而获得的回归方程式求解得到所述 $\alpha$ 并使用。基于众所周知的压力测量方法中使用的传感器部20的种类可选择性地使用所述 $\alpha$ 。需要指出的是, 众所周知的压力测量方法中采用传感器部20时, 所述 $\alpha$ 为计算出的众所周知的传感器适应系数。

[0120] 此外, 所述皮肤的硬度 (u) 是利用血管的压力顺应度 (b) 的倒数即,  $1/b$  而计算出的, 所述血管的压力顺应度 (b) 作为基于压力血管扩张所需的时间, 参照如图4所示的本发明涉及的血压测试装置中心脏的脉冲周期中脉波的变化量的曲线图可知, 能够获知可确认所述血管的压力顺应度 (b) 的参数 $h1$ 和 $t1$ 。

[0121] 另外, 本发明涉及的血压测试装置还可包括连续血压值跟踪运算部60, 所述连续血压值跟踪运算部60在所述加压部10维持向测试部位施加最高作用压力的状态下, 在预设的时间内测试脉波, 每次搏动通过测试感测脉压值, 在相同的实际平均血压值上利用所述

血压运算部30和所述血压补正部40连续地计算出实际收缩期血压值(rSBP)、实际舒张期血压值(rDBP)并进行跟踪。

[0122] 此外,本发明涉及的血压测试装置还可包括连续测试信息输入部,所述连续测试信息输入部用于在所述连续血压值跟踪运算部60中输入测试周期和连续测试时间。

[0123] 所述连续血压值跟踪运算部60通过反复执行以下作业:如果在固定实际平均血压值(rMBP)的状态下,在一定时间内,即,输入的连续测试时间内(5~10秒)结束连续地测试血压的工作,则在输入的测试周期之后,重新执行原有的测试血压的程序,即,重新利用所述传感器部20感测最高加压值及用于推导出所述最高加压值的最高脉压值。由此在所述血压运算部30和所述血压补正部40中重新计算出实际平均血压值(rMBP),并在变更的实际平均血压值(rMBP)被固定的状态下,即,在所述加压部10维持向测试部位施加最高作用压力的状态下,在预设的时间内测试脉波,每次搏动时通过测试感测脉压值,在相同的实际平均血压值(rMBP)上,连续地计算实际收缩期血压值(rSBP)、实际舒张期血压值(rDBP),从而可实现以预设的时间周期反复进行在预设的时间内测试连续血压的连续血压测试方法。

[0124] 作为一例,连续血压测试方法可通过以1分钟的间隔测试10秒时间内的连续血压,重新以1分钟的间隔测试10秒时间内的新的血压值的方式来实现。

[0125] 此外,本发明涉及的血压测试装置还可包括输出控制部70,所述输出控制部70用于向画面输出基于所述传感器部20感测的脉压变化曲线图、基于所述血压运算部30算出的感测血压值、所述血压补正部40中算出的实际血压值、所述连续血压值跟踪运算部60中连续感测的实际血压值的变化曲线图。

[0126] 所述输出控制部70可将基于本发明涉及的血压测试装置中获得的结果值即,由所述传感器部20感测的脉压值、感测血压值、实际血压值等分别以曲线图或者数值的形式输出。

[0127] 另外,图5是图示本发明一实施例涉及的血压测试方法的流程图。参照图5,本发明涉及的血压测试方法可包括:通过对用于测试测试对象的脉压的测试部位进行加压,使测试部位产生最高脉压的并用于推导出最高加压值和最高脉压的脉压感测步骤(S200);利用在所述脉压感测步骤(S200)中推导出的最高加压值和最高脉压计算出感测血压值的感测血压运算步骤(S300);通过测试部位的皮肤及血管的弹性系数、脉压衰减率、血管及皮肤的硬度,补正所述感测血压值,并计算出实际血压值的血压补正步骤(S400)。

[0128] 所述感测血压运算步骤(S300)是基于所述血压运算部30计算感测血压值的步骤,是将所述最高加压值确认为测试对象的感测平均血压值(sMBP),将所述最高脉压值确认为测试对象的感测脉压值(sPP),并通过如所述数学公式1和数学公式2的一般血压值计算公式,计算感测收缩期血压值(sSBP),感测舒张期血压值(sDBP)的步骤。需要指出的是,其详细说明在所述血压运算部30的实施例中已经记述,故在此省略其重复说明。

[0129] 本发明涉及的血压测试方法还包括在所述感测血压运算步骤(S300)之后且在所述血压补正步骤(S400)之前执行,且用于计算皮肤及血管的弹性系数、脉压衰减率、血管及皮肤的硬度的补正因子运算步骤(S310)。所述补正因子运算步骤(S310)包括:感测基于在测试部位上施加的加压值的变化量而发生的皮肤的垂直移动位移,并利用加压值的变化量和皮肤的垂直移动位移计算皮肤及血管的弹性系数的过程;通过微分作用压力的变化量(dAp)对比感测脉压值(sPP)的变化量(dpp),并计算出脉压衰减率的过程;以及推导出基于

压力的扩张血管所需的时间即血管的压力顺应度,并利用血管的压力顺应度的倒数计算出皮肤硬度的过程。

[0130] 所述补正因子运算步骤(S310)是在所述补正因子运算部50中利用数学公式6及数学公式7而进行计算的步骤。需要指出的是,其详细说明在所述补正因子运算部50的实施例中已经记述,故在此省略其重复说明。

[0131] 此外,所述血压补正步骤S400是基于所述血压补正部40而进行计算的步骤,是利用所述数学公式4和数学公式5计算实际脉压值(rPP)和实际平均血压值(rMBP),并利用一般的血压值计算公式,即,所述数学公式1及所述数学公式2对此进行计算,并得到实际收缩期血压值(rSBP),实际舒张期血压值(rDBP)的步骤。需要指出的是,其详细说明在所述血压补正部40的实施例中已经记述,故在此省略其重复说明。

[0132] 此外,本发明涉及的血压测试方法还可包括在所述脉压感测步骤(S200)之前通过探测加压测试部位的皮肤时有最大且鲜明的信号输入的测试血管的位置,并将用于测试脉压的加压部10置于所述测试血管上的确认血管的步骤(S100)。

[0133] 所述确认血管的步骤(S100)执行使所述测试血管位于安装在所述加压部10背面上的所述矩阵传感器中央上的压力传感器的中央,即,所述加压部10的中央上。

[0134] 经确认,所述加压部10的平面是与测试对象的皮肤接触的面,所述加压部10的背面是所述加压部10的平面的反面。

[0135] 图6是图示本发明涉及的血压测试方法中确认血管的步骤的流程图。参照图6,所述确认血管的步骤(S100)包括:将背面安装有列阵传感器的加压部10放置在推测为测试血管位置的多个地点上,各个地点上施加相同的作用压力,并储存施加作用压力时反应的脉压和各个地点位置的脉压测试过程(S110);通过比较所述脉压测试过程(S110)中测试的各个地点的脉压,并选择具有最大脉压值的脉压的脉压比较过程(S120);将所述加压部10移动至所述脉压比较过程(S120)中选择的脉压对应的地点的加压部位置指定过程(S130)。

[0136] 所述确认血管的步骤(S100)将所述加压部10移至多个地点的同时对各个地点施加相同的作用压力,并感测相应地点的脉压,通过比较各个地点的脉压,使产生最大信号的血管,即,相同的作用压力中产生最大脉压的血管置于所述加压部10的中央,从而能够更加准确地测试测试对象的血压值。

[0137] 重新参照图5,本发明涉及的血压测试方法在所述血压补正步骤(S400)之后还可包括连续血压值跟踪步骤(S600),所述连续血压值跟踪步骤(S600)在维持向测试部位施加最高作用压力的状态下,在预设的时间内测试脉波,每次搏动时通过测试感测脉压值,在相同的实际平均血压值上,利用所述感测血压运算步骤(S300),所述血压补正步骤S400连续地计算出实际收缩期血压值(rSBP)、实际舒张期血压值(rDBP)并进行跟踪。

[0138] 此外,本发明涉及的血压测试方法还包括用于输入所述连续血压值跟踪步骤(S600)的连续测试时间和压的测试周期的连续测试信息输入步骤(S500),以由所述连续测试信息输入步骤(S500)输入的血压的测试周期,反复执行所述脉压感测步骤(S200),所述感测血压运算步骤(S300),所述血压补正步骤(S400),所述连续血压值跟踪步骤(S600)。所述连续血压值跟踪步骤(S600)在输入的连续测试时间内在相同的实际平均血压值上连续地计算出实际收缩期血压值(rSBP),实际舒张期血压值(rDBP)并进行跟踪。

[0139] 本发明涉及的血压测试方法通过反复执行以下作业:如果在固定测试对象的第一

实际平均血压值 (rMBP) 的状态下,在一定时间内,即,输入连续测试时间内 (5~10秒) 结束连续地测试血压工作,则在输入的测试周期例如1分钟之后,重新执行原有的测试血压的程序,即,重新通过所述脉压感测步骤S200感测最高加压值及用于推导出所述最高加压值的最高脉压值,由此在所述感测血压运算步骤S300,所述血压校正步骤S400中重新计算出实际平均血压值 (rMBP),并在固定变更的实际平均血压值 (rMBP) 的状态下,即,在所述加压部10维持向测试部位施加最高作用压力的状态下,在预设的时间内测试脉波,每次搏动时通过测试感测脉压值,在相同的实际平均血压值上,连续地计算出实际收缩期血压值 (rSBP),实际舒张期血压值 (rDBP),从而可实现以预设的时间周期反复测试在预设的时间内的连续血压。

[0140] 作为一例,连续血压测试方法可通过以1分钟的间隔测试10秒时间内的连续血压,重新以1分钟的间隔测试10秒时间内的新的血压值的方式来实现。

[0141] 此外,本发明涉及的血压测试方法还可包括输出步骤,所述输出步骤用于向画面输出基于所述传感器部20感测的脉压变化曲线图、基于所述血压运算部30算出的感测血压值、所述血压校正部40中算出的实际血压值、所述连续血压值跟踪运算部60中连续感测的实际血压值的变化曲线图。

[0142] 所述输出步骤可将基于本发明涉及的血压测试方法中获得的所有结果值,即,基于所述传感器部20感测的脉压值、感测血压值、实际血压值等分别以曲线图或者数值的形式输出,并可通过画面进行确认。

[0143] 由于正常人的血压变化维持在一定范围内进行变化,通过监视正常人的血压或者以1分钟为间隔的连续血压测试确认昼夜血压节律,或者通过获得基于呼吸或者其他因素可能发生变化的血压的以10秒为间隔的细微变动或者平均值,从而可实现更加稳定的血压监视。

[0144] 如下表1,是针对200名实验对象的技术统计分析表,其用于比较并确认利用导管的侵入方法测试的平均血压值,收缩期血压值,舒张期血压值,脉压值和利用非侵入型的本发明涉及的血压测试装置测试的平均血压值,收缩期血压值,舒张期血压值,脉压值。

[0145] 如下表1中所示,比较例是针对200名的实验对象利用导管的侵入方法测试平均血压值,收缩期血压值,舒张期血压值,脉压值的例子;实施例是通过本发明涉及的血压测试装置及利用其的血压测试方法测试平均血压值,收缩期血压值,舒张期血压值,脉压值的例子。

[0146] [表1]

参数 (Parameter)		比较例	实施例	差值
平均血压(MBP)	平均(mean)	83.95	83.85	0.1

	标准偏差(STD)	13.99	13.21	
收缩期血压(SBP)	平均(mean)	124.20	122.15	2.05
	标准偏差(STD)	18.13	17.50	
[0148] 舒缓期血压(DBP)	平均(mean)	68.08	66.35	-3.27
	标准偏差(STD)	9.53	9.90	
脉压 (PP)	平均(mean)	61.12	58.42	2.70
	标准偏差(STD)	9.40	9.70	

[0149] 如所述表1所示,将决定通过本发明涉及的血压测试装置及利用其的血压测试方法测试的血压值的4个因素即,平均血压值,收缩期血压值,舒张期血压值,脉压值与基于侵入方法测试的平均血压值,收缩期血压值,舒张期血压值,脉压值进行比较时,可发现在所有项目中平均差皆不足5。

[0150] 美国AAMI等要求的医疗用精密血压计的误差范围是所有测试变数都应在5mmHg范围以内,可以确认的是,通过本发明涉及的血压测试装置及利用其的血压测试方法测试的血压值可满足以上要求。

[0151] 本发明可通过加压桡骨动脉血管测试基于加压的反应压力,并不仅通过皮肤和血管的弹性系数而且还通过脉压衰减率,血管及皮肤的硬度校正反应压力,从而可准确地测试测试对象的血压。

[0152] 本发明能够以一定周期在一定时间内连续准确地测试测试对象的血压,通过监视正常人的血压或者以1分钟为间隔连续地测试血压而确认昼夜血压节律,或者通过获得基于呼吸或者其它因素可能发生变化的血压的以10秒为间隔的细微变动或者平均值,从而可实现更加稳定地监视血压。

[0153] 本发明即使测试对象处于睡眠中也能舒服连续地测试血压,通过对救护车运送中的急救患者的血压进行连续测试,可稳定地确认基于患者状态的血压值变化,从而可实现紧急情况下的应对。

[0154] 本发明不受限于上述实施例,在不超出本发明主旨的范围内,可进行各种变形实施,其应属于本发明的构成。

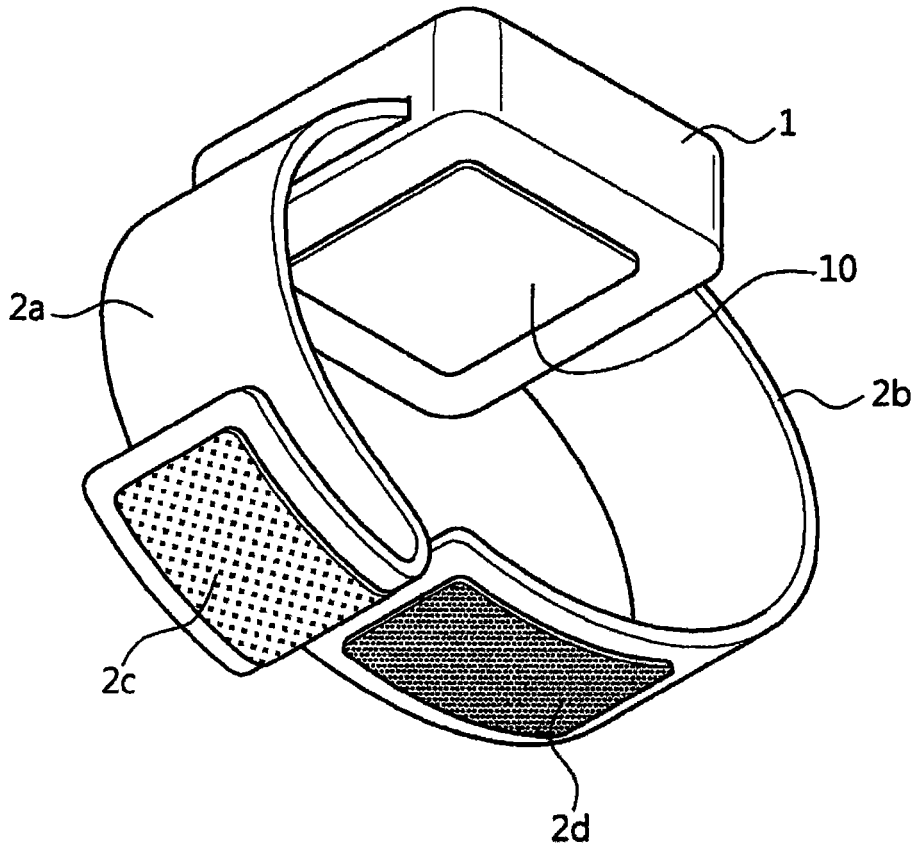


图1

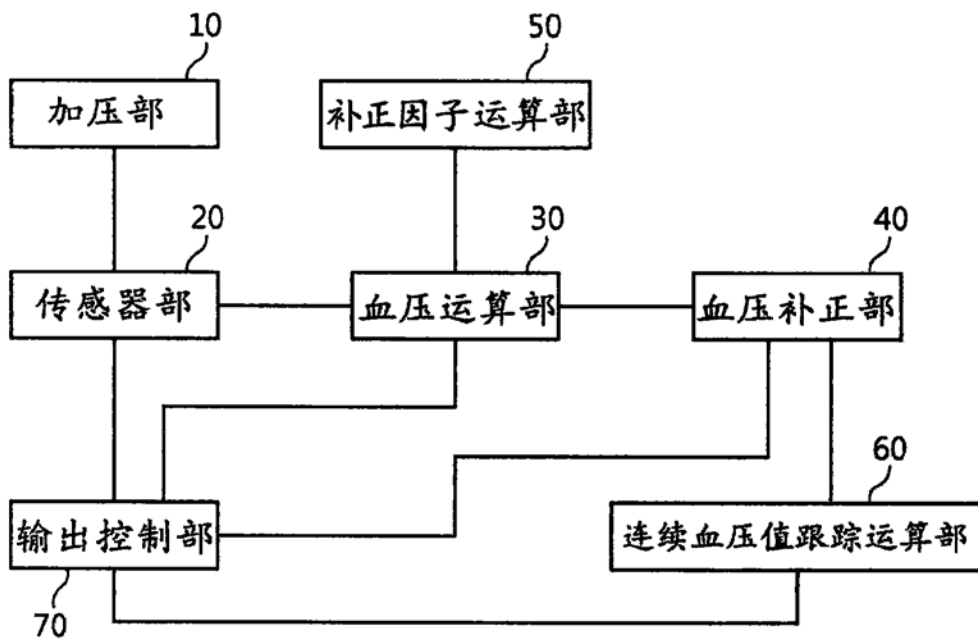


图2

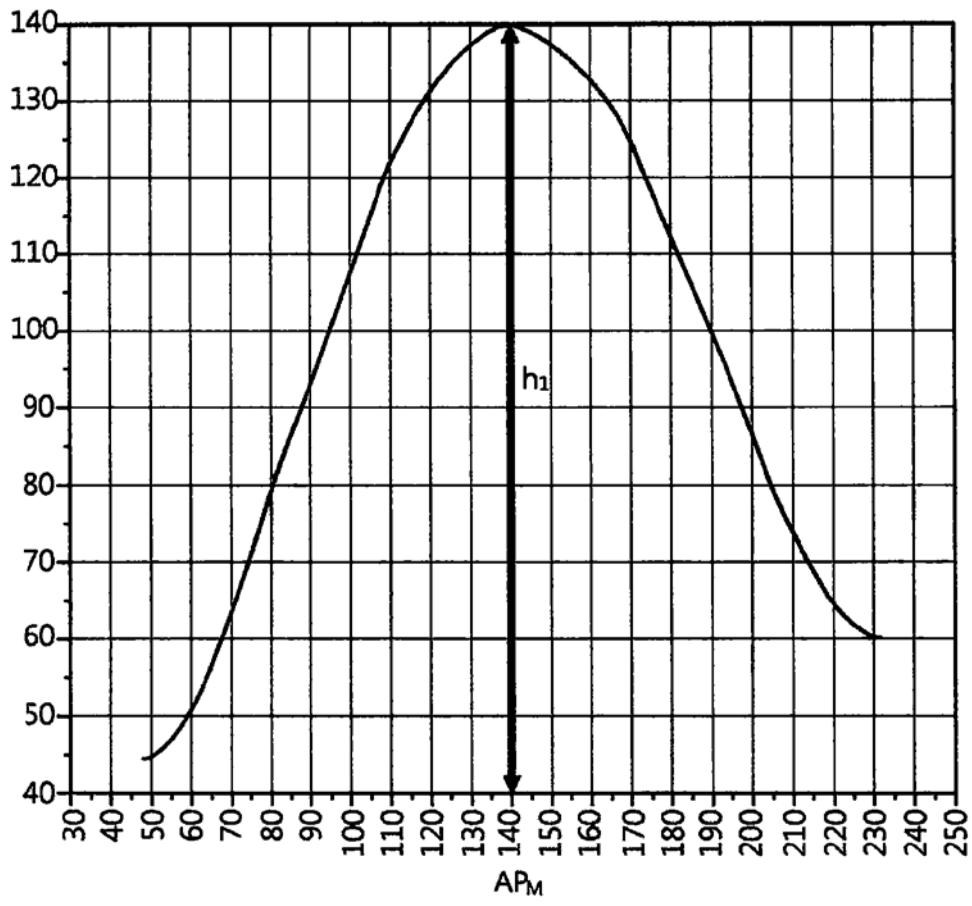


图3

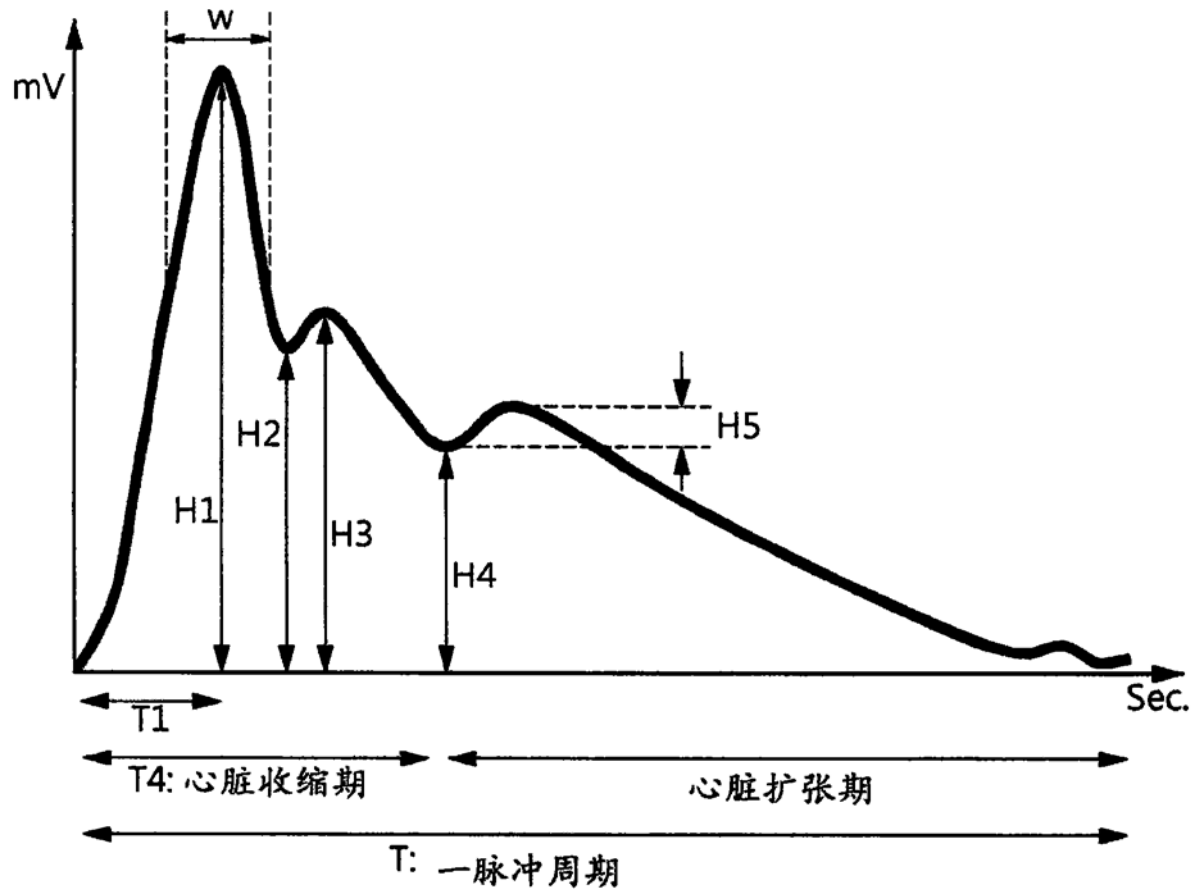


图4

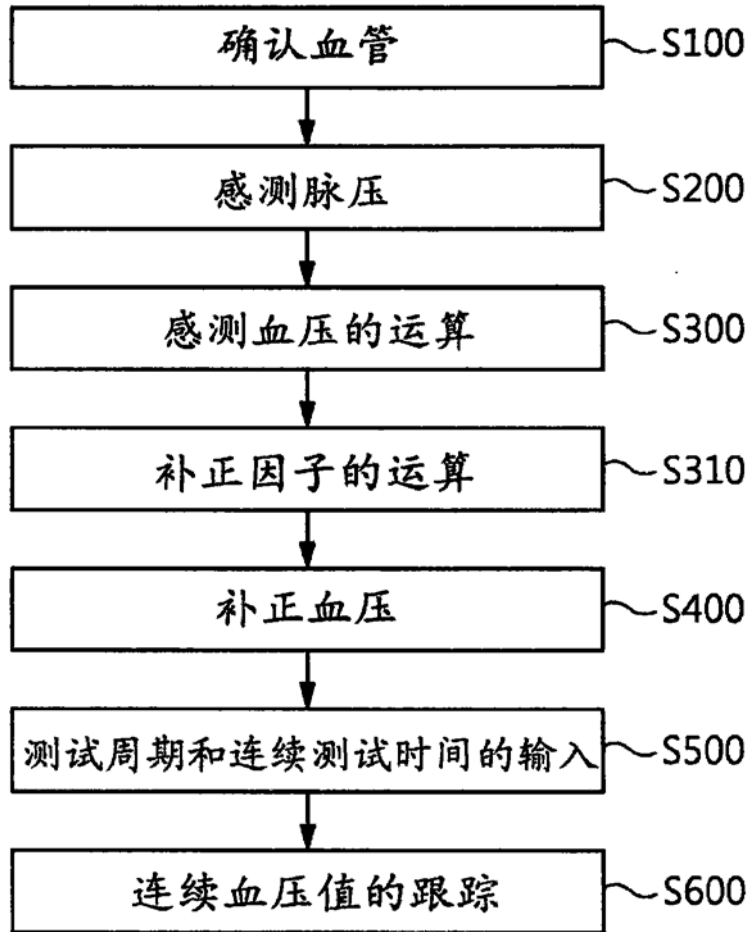


图5

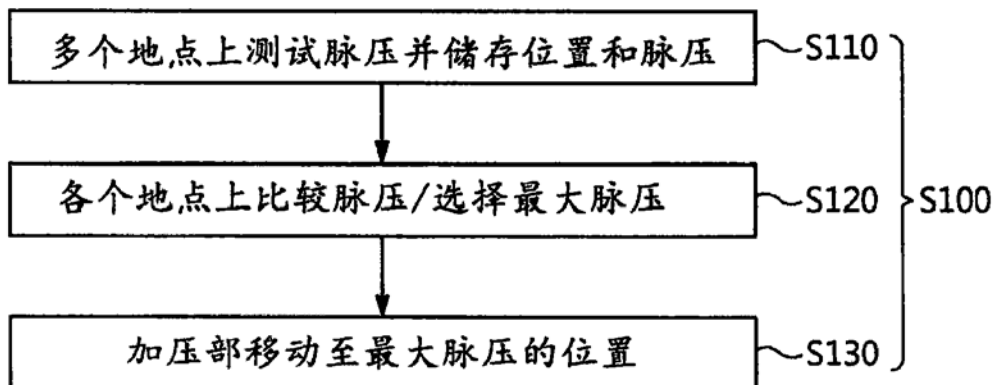


图6