



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106455982 B

(45)授权公告日 2019.12.17

(21)申请号 201480077859.0

(22)申请日 2014.04.04

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106455982 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.10.09

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2014/000905 2014.04.04

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/149822 DE 2015.10.08

(73)专利权人 飞利浦医药系统伯布林根有限公司
地址 德国斯图亚特

(72)发明人 乌尔里希·法伊弗
莱因霍尔德·诺尔

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 蔡洪贵

(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)
A61B 5/022(2006.01)

(56)对比文件
US 5309916 A, 1994.05.10,
JP 特开2014-105 A, 2014.01.09,
JP 特开2014-105 A, 2014.01.09,
JP 特开平10-201724 A, 1998.08.04,
审查员 王珊珊

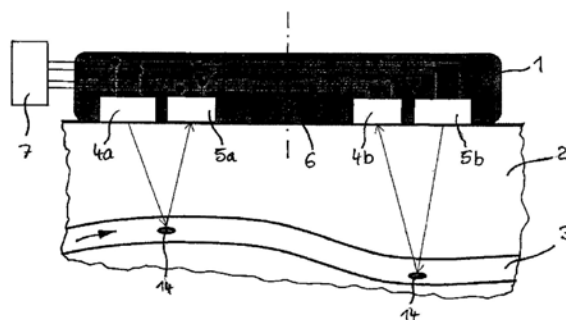
权利要求书1页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

血管血压的测量方法及测量装置

(57)摘要

本发明涉及一种血管血压的测量方法,其中脉波传导时间是在一个测量规程中通过至少两个相隔一定距离的传感器进行确定的。该方法的特征在于,血压是通过一个校准,特别是以夹紧压力测量的方式,来进行确定的。



1. 一种确定血管中血压的装置,所述装置包括至少两个传感器,其中,所述至少两个传感器被配置成在一个测量规程中通过所述至少两个传感器确定脉波 传导时间,每个传感器具有光源,所述至少两个传感器被布置成彼此相隔一定距离,其特征在于,血压是通过校准的方式根据脉波传导时间的变化来确定的,

其中,利用所述至少两个传感器的光源朝着血管的方向发射光脉冲,其中通过传感器的检测器检测被血管中的血液反 射回来的一部分光脉冲和/或被血液传送进血管内的一部分光脉冲,

其中,所述至少两个传感器的激活之间的时间偏移通过实现类似的相对测量值进行控制,其中,所述至少两个传感器被设置成获得彼此类似的测量值的曲线形状,其中测量值的曲线形状在可比性测量值趋势中显示相同位置,且因此所述时间偏移极大地对应于脉波传导时间。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述校准基于血压振荡测量。

3. 按照权利要求1所述的装置,其特征在于,校准是在几个测量规程完成后才开始进行。

4. 按照权利要求1所述的装置,其特征在于,时间偏移根据测量值的曲线形状的特性值来确定。

5. 按照权利要求4所述的装置,其特征在于,测量值的曲线形状中的最低或最高值和/或最大上升点处的值可作为特性值。

6. 按照权利要求1所述的装置,其特征在于,与测量值的曲线形状的下降阶段相比,光脉冲的持续时间在测量值的曲线形状的上升阶段中稍有延长。

7. 按照权利要求6所述的装置,其特征在于,在上升阶段中对单个光脉冲进行多次检测。

8. 按照权利要求4所述的装置,其特征在于,与测量值的曲线形状的下降阶段相比,检测持续时间在测量值的曲线形状的上升阶段中稍有延长。

9. 按照权利要求1所述的装置,其特征在于,每次心跳的光脉冲次数保持恒定,所述光脉冲次数取决于心率。

10. 按照权利要求1所述的装置,其特征在于,将采用传感器获得的测量信号的最大增加和/或传感器获得的测量信号的曲线形状的积分,以确定测量值。

11. 按照权利要求3所述的装置,其特征在于,若不执行血压振荡测量,则通过压力袖带结合传感器施加一个固定夹紧压力。

12. 按照权利要求1所述的装置,其特征在于,所述装置还包含一个用于执行压力测量的压力袖带(1)以及评估装置(7),所述至少两个传感器是集成于压力袖带(1)中,

其中所述评估装置被配置成采用由压力袖带执行的压力测量,通过校准的方式根据由至少两个传感器测量的脉波传导时间的变化来确定血压。

13. 按照权利要求12所述的装置,其特征在于,所述至少两个传感器具有一个共同的检测器或至少两个并联的检测器。

14. 按照权利要求13所述的装置,其特征在于,传感器的检测器位于传感器的光源与以四肢圆周方向对准的压力袖带的中心纵向轴之间。

血管血压的测量方法及测量装置

背景技术

[0001] 在测量动脉血压时,通常测量人体或动物的动脉血管血压。在医学诊断中,其对于很多疾病起到关键作用,尤其对于心血管系统疾病。

[0002] 此外,借助压力传感器(以液压方式直接与血管内血液接触)的直接有创血压测量法与间接无创血压测量法不同,后者通常借助于充气袖带测量四肢之一。

[0003] 倘若直接测量,则刺穿血管(大多情况下为外周动脉),并插入导管。后者通过一个填满液体的软管连接到压力传感器,动脉血压曲线通过压力传感器显示于监护仪上。只要保证血管和压力传感器之间存在持续性液体柱,且不含任何血块和气泡,同时压力软管具有所需的硬挺度(其在临床实践中并非常见的给定因素),则测量结果便可准确无误,并可持续监测。此外,还可测量心脏速率、收缩压、舒张压、平均动脉血压(SAP、磷酸二铵、磷酸一铵)和脉搏压力变化(PPV),同时可通过动脉轮廓法测量心输出量(PCCO)和每搏量变异度(SVV)。由于该方法耗时,且产生创伤,因此会增加大量成本,且会出现失血、血肿、血栓栓塞、感染和神经损伤的风险。其特别用于手术期间、重症监护病房及心脏导管实验室中的血压监测,通常不用于其他范围。

[0004] 通过间接动脉血压测量,可借助血压监护仪测量四肢的动脉血压,大多数为手臂。尽管间接测量血压没有直接测量结果精确,但其简易性、快速性、安全性及成本合理性使其成为最合适的医疗手段。

[0005] 可通过听诊、触诊、振荡方式执行手动和自动测量。

[0006] 执行听诊测量时,采用气压袖带给上臂加压,达到预期动脉压之上。当袖带压力慢慢降低时,可借助听诊器听到动脉上方出现所谓的“柯氏音”,其后再次消失。当第一次听到对应于上臂收缩压的柯氏音时,可读出压力计上的值。此刻的收缩压比袖带中的压力值大。袖带中的压力以一定速度进一步降低。当低于动脉舒张压时,柯氏音会消失。该值对应于舒张压。听诊测量法依然是无创测量方法的参考测量方式。

[0007] 同样地,执行触觉测量时,将气压袖带置于上臂。当袖带压力再次减小时,便可感受到桡动脉的脉搏。当第一次感受到对应于收缩压的脉搏时,可于测量装置上读出该值。该方法无法测出舒张压。该测量方法特别用于嘈杂环境或手边没有听诊器可用的情况。

[0008] 执行振荡测量时,借助气压袖带给上臂或手腕或腿动脉处施压。当气压袖带的空气缓慢排出时,血液开始在血管中再次流动。此流程中,血液流动在动脉壁中产生的振动可记录下来。此类振动也称为振荡,首先会变强,随后减弱,最后完全消失,直到血液再一次流经该血管。振动传送到气压袖带,并引起压力计指针偏转。指针偏转的最大值和最小值按时间顺序对应于收缩压和舒张压。根据最大振荡时刻的袖带压力和最大值一半时刻的全宽,可以计算出收缩压和舒张压。执行手动测量时,此方法只能测量出不精确值。

[0009] 然而,此方法用于自动血压测量装置,尤其是永久监测,例如恢复室中的术中测量和/或术后测量。其涉及到以下情况:作为连续性有创压力测量方法的替代方法,血压测量装置每隔数分钟间断测量患者的动脉血压。当通过电子方式测量已发现的振动时,可借助算法,通过振动曲线运动情况精确计算出收缩压和舒张压。

[0010] 根据EP 0 467 853 B1,出版物《体内脉波传导速度的可能决定因素》(Masahiko Okada,生物医学工程IEEE学报,第35卷,第5期,1988年 5月,第357—361页)中已披露,人们可发现脉波传播速度与收缩压和舒张压之间的特定联系。然而,根据该学说,据称此类微弱的低相关性无法限量血压。

[0011] 在此基础上,研究人员在EP 0 467 853 B1中提出了连续测量患者血压的方法,该方法采用含有两个传感器的电子测量装置,两个传感器以限定距离排列,至少确定一个按照时间顺序随着脉冲跳动变化的因素,该因素测定流速、流量、动脉血液体积或动脉血管的出口孔流截面积,同时确定第二个因素,该因素测量上述血管中由于心跳引起的血压波脉波传播速度。借助这两个因素,同时考虑到校准值,便可获得血压。关于这一方面,比如,可利用血压与血液流速成正比这一事实。就此而言,商“ k_v/r^2 ”用作一个比例系数,其中“ k_v ”为一个常数,“ r ”为所观察血管截面的半径(假设其为圆形截面)。倘若“ r ”为常数,则血压可直接通过多次测量流速来确定。然而,由于血管壁具有弹性,因此“ r ”并非常数,而是一个高度可变值,因而还应将脉波速度纳入公式中。就此而言,利用以下事实:血管壁的弹性模块可由脉波速度来确定。

[0012] EP 0 467 853 B1中公布方法的用于该方法的传感器功能可能以光学为基础。为此目的,各传感器可能具有一个光电互感器,用作射灯,例如用作光受体的激光发光二极管和光电变换器,如光电二极管。两个传感器均可集成在袖带中,并绑在患者的一只前臂上,比如用于确定血压。根据 Riva-Rocci,传感式血压测量校准符合常规性无创方法,此类校准通过充气袖带执行。后者涉及到置于患者不同四肢上的袖带,而非规定用于传感器袖带,以避免传感式测量结果出现错误。一旦传感式长期测量开始,或者于相应的特定时间段(例如每天)之后重复,便可执行校正。

[0013] 美国2013/0079648 A1公开了一种用于测量静脉脉波速度的方法和装置,其中,传感器下方由压力引起的静脉隆起采用两个压力感应器于传感器下方进行检测,该感应器与以确定的短距离集成在袖带中。脉波传导时间可通过传感器来确定,例如,倘若用于确定分配给相同脉波的最大压力的时间差由两个传感器得出。通过脉波传导时间,可得出关于脉波传导时间的结论,该时间与传感器之间的已知距离有关。

[0014] 此外,美国0079648 A1于2013年发布的一个结论也可以根据(2个)压力传感器得出血压值。其涉及到以下事实:所测得的两个压力传感器的相应电压根据系数矩阵变换转换成血压值。然后采用两个压力传感器的两个值的平均值,作为用于测量血压的值。由于转换系数矩阵通常未可知,并随时间变化,因此该方法并不可行。

发明内容

[0015] 采取这一现有技术作为起点,构成发明基础的任务在于规定以下要求:当以无创性方式连续测量血压时,可简单采用某一种方法,且/或不会损害病人,而该方法就技术设计而言可通过可能的最简单方式予以实施。

[0016] 该任务借助符合“权利要求1”的方法予以解决。实行该方法的装置为“权利要求12”的主题事项。该方法和该装置的有利实施方式为进一步权利要求的主题事项,同时可从以下发明描述中看出。

[0017] 符合该发明的方法基于以下认知:尽管EP 0 467 853 B1中描述的脉波速度与血

压之间的相关性太弱,以至于无法测量血压,但仍可通过该相关性测量血压。与EP 0467 853 B1中所述的方法相反,符合该发明的方法不需要任何与流速成正比的信号。与脉搏率同步改变的信号数量充足。即,人们已意识到,脉波传导时间的变化可能至少在功能上视为决定性因素,或者相反,在某些先决条件下,当血压模式的改变不大时,脉波传导时间的变化视为与血压变化成正比。在某些先决条件下,人们认为脉波传导时间的平均变化可能尤其与血压的平均变化成反比。尤其是,在特定先决条件下,人们认为脉波传导时间对应于收缩或舒张时间点的变化也可能与血压的收缩压或舒张压变化成反比。各测试对象或患者的功能性连接或比例常数需要予以确定,同时倘若生理变化较大,那么可能需要校准来重新测量。有利的是,即便是多个脉波传导时间变化以及因此产生的多个压力变化也可在脉搏期间予以测量。然后借助血压校准和变化,通过原始血压测量当前血压。这种最低功能性连接采用至少两个定量值,特别是给出DAP 和/或SAP和/或MAP的测量结果,结合校准,可从血压中推导出定量血压模式,特别是舒张压(DAP)和/或收缩压(SAP)和/或平均动脉压(MAP)。

[0018] 因此,对于一种符合发明,用于测量血管中血压的方法,倘若在某个测量规程中,借助至少两个传感器(彼此以确定的距离排列)确定某个脉波传导时间,则规定,通过校准脉波传导时间的变化来确定血压。在最简单的反比依赖性情况下,可采用至少两个已知的压力值执行校准,例如采用来自夹持压力测量结果的平均压力和舒张压。

[0019] 夹持压力测量应理解为一种方法,采用该方法时,将一条压力袖带置于预计测量血量的人类或动物的四肢(尤其是通过给压力袖带充气),在四肢相应部位施加压力,最初选择的压力应足够,以便中断四肢该部位观察到的血管中流经的血液。采用压力袖带施加的压力随后以可控方式减少,然后根据该流程中操作的规程总结血压(模式)。相反,还可在以恒定或变化速度给压力袖带充气期间得出血压(模式)结论。例如,符合已描述发明的听诊夹持压力法和触诊夹持压力方法可用于校准。由于预计应充分自动评估流程中获得的测量读数,同时将其用于校准传感式测量结果,因此尽可能采用所述振荡夹持压力方法。

[0020] 当执行符合发明的方法时,特别是当反比依赖性的先决条件不再满足时,可另外规定:采用源于夹持压力测量结果的脉冲曲线形状(即整个心跳期间的血压路线),以便确定传递函数。可利用从其他测量方法中得知的脉冲曲线信号,通过折回测量传感器信号获得传递函数。

[0021] 借助于该传递函数,利用随后的测量结果,通过折叠(而无需利用从另一个测量方法中得知的脉冲曲线),可从通过传感器获得的信号路径中确定一个脉搏曲线形状。除了后者之外,从信号路径中获得的脉冲曲线形状可在校准范围内定量定义。

[0022] 国际专利申请PCT/EP2014/000031中披露了确定脉搏曲线形状首选方法,作为夹持压力测量的起点。该方法基于记录具有不同恒定夹持压力或连续增加或下降夹持压力的多个脉冲曲线,考虑到这一点,各脉冲曲线采用夹持压力的关联函数进行加权。然后,加权脉冲曲线的总和可假定为未缩放创伤性血压模式的良好近似值,即与该情况相关的脉搏曲线形状。可尽可能根据创伤性血压和夹持压力之间的差值执行加权,其中创伤性血压的估值可用作执行规程的初始值。已采用PCT/EP2014/000031的全部内容来构成本说明书内容的一部分,使其作为参考。

[0023] 倘若确信未执行夹持压力测量,因此尤其也可执行借助于先前确定的传递函数来确定脉冲曲线形状的这一方法。因此,最好规定执行多个测量规程,其中仅在已执行多个

(各个)测量规程之后执行校准。符合发明的方法优点在于,对于各测量规程,无需优先借助于夹持压力测量结果执行校准,但由此产生的测量读数可用于校准多个测量规程。这意味着,可借助于传感器连续地确定血压,然而用于校准传感式测量读数而总结的脉冲曲线形状,特别是通过夹持压力测量获得的脉冲曲线形状仅可间歇获得。可变化选择每两个校准测量措施之间的时间段。

[0024] 关于这方面需要注意的是,相对频繁的校准可能改善以传感器为基础,测定夹持压力测量之间血压的精度,然而由于施加到有意患者四肢的夹持压力持续短暂时间(当执行夹持压力测量时),因此其通常视为不舒服,或甚至不愉快。因此,应尽可能少执行校准测量,但仍需要足够频率,以达到足够的精度。例如,可规定在大约两至十五分钟时间间隔执行校准测量,例如大约五或十分钟时间间隔。当然,也可规定,每两次相应连续校准测量之间的时间段应为不同长度,或者对于一系列连续校准测量,应以变化时间间隔执行。

[0025] 在符合发明的一种首选方法实施方式中,可规定采用光学方法确定压力曲线或脉冲波。在这方面,尤其可(务必)采用传感器光源,在血管的方向发射光脉冲,其中由血管中血液反射的光脉冲一部分和/或由血液传输至血管的光脉冲的一部分(或相同变化)采用传感器检测器进行检测。上述至少两个传感器的测量信号路径的心率区域中的已检测波动可在该流程中分配给局部改变的血压。采用间歇光源以及在光源激活和非激活状态下执行检测允许以常规方式分离错误信号,例如外来光。

[0026] 用于执行符合发明的方法的装置至少包括传感器、一条用于执行夹持压力测量的压力袖带以及评估装置,其中传感器装置和评估装置(如适用)集成到血压袖带。符合发明的装置紧凑技术设计以及无忙乱处理可能产生某种结果。在某些情况下,关于该方面的可能疑问在于所述至少两个传感器之间的相对较小距离,从而导致相应的短脉波传导时间(待定)。

[0027] 特别是为了能够在足够的精度条件下连续测量短脉波传导时间,可在符合发明的方法的首选实施方式中规定,激活(发射光脉冲,以及检测到上述光线的反射和/或传输部分)上述至少两个光学传感器(即激活第一个(上游)传感器,以连续性、时间偏移方式激活第二个传感器)之间的时间偏移可按照相关方式(尤其是连续)进行调节,从而使得两个传感器获得彼此尽可能类似的测量读数,同时因此产生的时间偏移极大地对应于脉波传导时间。在这方面,“彼此”类似的测量读数应理解为:关于曲线形状,其在可比性测量值趋势中显示相同位置。相同“相关”测量读数实际上可构成不同的绝对测量读数。这可能尤其归因于以下事实:由于上述至少两个传感器的定位不同(以及因此造成距离所观察的血管相应部位的距离不同和/或位于两个传感器与相应血管部位之间的组织的技术设计不同),而且具有相同强度的两个传感器发射光脉冲,因此检测到不同尺寸的已反射和/或已传输部位。具有不同绝对值的此类测量值趋势可能使得事先标准化测量值成为权宜之计。

[0028] 为了简化两个传感器的时间偏移激活的调整方式,可规定,(相应)延时应根据测量值趋势的特性值予以确定,因此可易于识别,因而易于比较。特别是,最小值(其可能对应于从后者获得的舒张压)和最大值(其可对应于从后者获得的收缩压)和/或显示测量读数最大增加量的位置可总结为特性值。

[0029] 时间偏移可从本质上进行调整,无论是模拟还是数字,例如采用3至15ns之间的分辨率,特别是5ns。

[0030] 为了确定时间偏移的任何调整偏差,用于一项即将执行的测量规程,可采用用于确定测量值趋势的相同特性值,该趋势由传感器确定。最好做出规定,延时时应可通过回顾方式连续控制,使得上述至少两个传感器获得的测量值趋势始终在较大程度上为相同趋势,准确来说,此延时除外。

[0031] 例如,对于由传感器发射的光脉冲(至少在给定的测量规程内),可规定保持恒定的大约1ms的持续时间。然而,倘若在测量读数增加阶段,光脉冲的持续时间相比于测量读数下降阶段有所延长,则可能有利。关于重复的或持续时间较长(相比其他阶段)的测量读数增加期间(该阶段为进一步首选阶段),检测到各光脉冲的已反射和/或已传输的光部分,可因此获得最可能的分辨率,无需大量消耗热量和对传感器执行不合理加热,同时测量读数将不断增加,并因此在首选的单个测量值趋势部分期间,包含用于确定时间偏移的特性值。测量读数在一定时间内按照时间顺序失真以及特定情况下的测量值幅度,这两者可能实际上因此产生某种结果,然而该结果不会妨碍评估符合发明的测量值趋势。相反,有利的是,尤其是测量值趋势(所观察的特性值)的相关阶段可因此获得更大加权。

[0032] 此外,为了按照时间顺序,为信号的迅速变化(由于压力收缩上升造成)给出尽可能高的分辨率,可在符合发明的方法的首选实施方式中反过来做出规定:为了确定测量读数,在探测器的瞬态响应终止之前无需等待,并可因此读出本质上恒定的测量信号值。相反,测量读数是根据评定暂态(任何相应部分),尤其通过确认最大增加和/或测量信号路径的积分来确定。

[0033] 对于符合发明的方法的进一步首选实施方式,可做出规定,不但应总结已采用夹紧压力测量法执行的血压测量结果,以校准传感式测量规程,而且相反,采用夹紧压力测量法的血压测量结果应同样可通过同时执行传感式测量规程而另外得到改善。因此,还可做出规定,传感式测量值趋势应于校准测量期间确定,并且校准测量的压力曲线应根据此类控制的测量值趋势来控制。

[0034] 通过将传感装置集成到压力袖带,可方便采用传感装置,以便保持传感器安全,尤其在未采用加紧压力测量的时候,通过在四肢预期部位施加用于已确定接触力,以测量血压。此外可规定,倘若未采用夹紧压力测量,则在压力袖带内部施加握持夹紧压力。最好适当选择该固定夹紧压力,以便达到握持功能,同时避免血管中静脉回流的影响或使其达到最小。例如,握持夹紧压力可达到约5-20mm汞柱,特别是10mm汞柱。

[0035] 为了尽可能获得上述至少两个传感器测量信号的同一暂态响应,最好保证两个传感器具有共同的探测器,或者两个探测器并联。

[0036] 为了尽可能使传感器的探测器避免接触外来光,可另外规定将探测器放置在相应传感器光源和压力袖带(以四肢圆周方向对准)纵向轴之间。倘若已对两个传感器做出规定,则探测器可因此位于两个外部光源之间。

[0037] 根据图纸中所示的实施方式,下文对发明做出了进一步详细说明。相应情况中的以下内容以示意图方式示于图纸中:

附图说明

[0038] 图1:符合发明的装置用途;

[0039] 图2:如图 1 所示的装置的功能图 ;

- [0040] 图3:两个发光二极管的通电,以及测量序列中测量信号的产生过程;
- [0041] 图4:通过装置的两个传感器确定的两个测量进展;
- [0042] 图5a:未填充状态下,符合图1的装置压力袖带实例;以及
- [0043] 图5b:填充状态下,符合图5a的压力袖带。

具体实施方式

[0044] 图1展示了符合发明、并用于测量血管血压的装置,例如人类或动物的动脉简图。该装置包含一个压力袖带1,可放置在四肢2周边,例如人的上臂。该压力袖带1可填充不同流体,例如空气,压力袖带可通过此类流体扩增。压力袖带1内部自由横截面尺寸减少后,会导致该处四肢2部分径向压缩,从而在该四肢2部分中流动的动脉3部分上施加夹紧压力。对于夹紧压力测量,以大致规律性间隔、通过习惯性方式、采用压力袖带1执行。其用于确定转移函数、校准脉波传导时间的传感式测量结果以及通过转移函数从中确认血压脉搏图形。例如,可实施夹紧压力测量,作为震荡测量,而震荡测量用于测量压力变化(当动脉中的血流特别是内部压力降低时,便产生压力变化)和由此产生的振动(采用用于测量压力袖带1内部压力的压力传感器(未展示))。基于此类压力变化,可用习惯性方式确定脉搏图定量流程。

[0045] 压力袖带1(如图5a和5b所示)最好能容纳可填充流体的第一袖带部分15,以及第二袖带部分16(位于第一袖带部分15和四肢2之间)。该压力袖带以适当方式设计,从而避免形成褶皱,尤其是当向第一袖带部分15填充流体时。第二袖带部分16尤其包含相对较硬材料(与构成第一袖带部分15的物质有关)层,特别是合成材料,以其最初展开形式,卷成螺旋形,并带有叠加端。在此方面,第二袖带部分16最好以一种弹性可塑方式形成,即其螺旋形状至少可向上弯曲一点,这尤其有利于将四肢2放在压力袖带1上。通过第二袖带部分16,当向第一压力袖带部分15填充尽可能统一的流体时,压力袖带1产生径向压力,并使压力袖带1和四肢2之间形成的整个接触区域传输该径向压力(参见图5b)。另外,即使第一袖带部分15未填充足够流体,使得在四肢2上施加相关径向压力,那么弹性上弯的第二袖带部分16的回复力也可保证压力袖带1以安全窄小的方式放置在四肢2上(参见图5a)。

[0046] 为提升压力袖带1佩戴者的舒适度,佩戴者可额外添加第三袖带部分17,该部分位于第二袖带部分16和四肢2之间。第三袖带部分17尤其可包括柔软、有弹性的材料(例如织物)以及/或形成封闭(环状)袖带。后者可构成该第三袖带部分17的独特优势,可避免四肢2表面的一部分接触第二袖带部分17的叠加端区域。而第三袖带部分17另外形成径向延伸,因为该部分具有松紧带,其可保证通过延伸该部分后,该部分(以及其他袖带部分)可拉至四肢2,且不会产生问题,当其放在四肢2上的时候,之后也不会形成任何褶皱(就像第二袖带部分16一样)。

[0047] 此外,可提供第四袖带部分18(放在第一袖带部分15和第二袖带部分16之间),且构成方式与第三袖带部分17一致。第四部分袖带18尤其可避免因袖带第二部分16的末端松动而对第一部分袖带15造成损坏。

[0048] 该压力袖带已在国际专利申请PCT/EP2014/000340中公开,压力袖带的全部容量为经参考后的当前描述容量。

[0049] 两个光学感应器集成到压力袖带中,如图1所示。对于具有多个袖带部分(参见图

5a,5b)的压力袖带1的首选实例,感应器放置在面向四肢2的第二袖带部分16末端,或者,倘若提供第三袖带部分17,则放在该第三袖带部分17的末端。

[0050] 各感应器包括发光二极管4a,4b(LED)形式的光源以及光电二极管5a,5b(PD)形式的相邻探测器。光电二极管5a,5b,通过放置在压力袖带1(最好大部分透明)下面,已得到有效保护,免受外来光照射。此外,以圆周方向对准的压力袖带中心纵向轴与各相关发光二极管4a,4b之间的光电二极管5a,5b的相应排列可保证压力袖带1下边缘发出的任何光尽量不到达光电二极管5a,5b。发光二极管4a,4b以反并联方式连接,以便保持最小连接电缆数。

[0051] 光电二极管5a,5b并联,并且用电力连接到装置的估算单元7。通过并联,两光电二极管都有单一光电二极管的电场效应。由于光照产生光电二极管5a,5b的测量信号在原则上通过同一接收电路。因此,两光电二极管5a,5b测量信号的暂态在本质上一致。

[0052] 作为此处显示的、带有两并联光电二极管5a,5b的替换物,同样可使用共同用于传感器的光电二极管5(如示意图2)。由于光照,此联合光电二极管5产生测量信号,这是基于两发光二极管4a,4b已发出的光脉冲。由于已确定的时间偏移,可进行此类联合使用且毫无问题,在联合使用的情况下,两发光二极管4a,4b接连得到激活。例如,联合光电二极管5可集中排列在两发光二极管4a,4b之间。

[0053] 为确定脉波传导时间,两发光二极管4a,4b以脉冲形式受到估算装置7(参见图1)激活,导致发光二极管向传感器下组织发出光脉冲,血液在激活期规定的间隔流经动脉3。在此过程中,光的一部分受到组织和血液的反射,其中部分光进入各自相关或同一光电二极管5,5a或5b。由血细胞14反射入光电二极管5a,5b的各光线如图1所示。此类放射实际上包括大量血细胞14,也包括形成和包围动脉壁的组织。但是因为组织未在短时间内变为相关程度,在存在确认的测量信号(在短暂间隔一个接一个产生)的情况下,后者反射的部分光发散为同样部分,但是变化(心率区的变化部分)主要由血液反射的部分光造成。此类变化的原因主要是心跳引起的压力波,该压力波以脉波传导速度经过动脉3,形成压力引起的动脉3循环、局部鼓起,根据循环,改变血细胞方向和形状。

[0054] 从图2可看出,估算单元包括计算单元8以及各发光二极管4a,4b的各例定时器9a,9b。按照计算装置8采用定时器9a,9b设定的参数以激活发光二极管4a,4b。

[0055] 由调节器10控制的延迟元件11被附加地连接位于上游侧相对于血液在动脉的流动和计算装置8的方向上的第二发光二极管4b的定时器9b之间。第一发光二极管4a激活后,第二发光二极管4b仅由延迟元件11通过计算装置8预定的时间偏移进行激活。光电二极管4a,4b通过两个积分器12a,12b和模数转换器13a,13b与计算装置相连接。图2所示的定时器9a,9b、延迟元件11、调节器10、积分器12a,12b及模数转换器13a,13b都是功能元件,这些也可以集成到计算装置8中,或者它们的功能也可以由计算装置8进行接管。

[0056] 测量顺序的过程由两个传感器来执行,其总持续时间可能为1ms,将按以下进行。采用一般光电二极管,或与第一发光二极管4a相关联的光电二极管5a进行暗电流测量。目的是能够在测量信号后续记录期间确定与计算在第一发光二极管4a激活情况下由于外部光线辐射所导致的测量错误。将随之以激活电流执行第一发光二极管4a的脉冲型激活(参见图3:1LEDI),第一发光二极管4a将射出光脉冲。在此过程中发射光的一部分由(相关联的)光电二极管5,5a进行检测,并转换成相应的测量信号(1PD)。由于光电二极管5,5a及与

其相连接电路的瞬间响应,测量信号没有以最终值进行数字设置为“存在”或“不存在”任一状态,但可辨别相对较慢的从零上升值(或在暗电流测量中已确定规定为零的测量信号)(参见图3)。第一发光二极管4a的激活脉冲持续时间如此短,以至于在光电二极管5,5a的测量信号完全达到稳定状态之前就再次关闭,因此其提供了一个恒定的主要信号。因此,已达到稳定状态的测量信号不能作为相应光脉冲的测量读数。相反,在测量信号曲线下的积分通常在光脉冲的整个周期中使用(图3右侧的交叉阴影面)。但是,也有可能及有利于在整个测量信号不为零的时间段上形成积分(约为光脉冲持续时间的双倍;图3右侧和左侧交叉阴影区域的总和)。以这种方式观察获得的第一发光二极管 4a光脉冲测量读数,将采用相关的模数转换器13a进行转换,并传送至计算装置8。

[0057] 在延迟元件11设置所规定的时间偏移(t_{delay})之后,将以脉冲的方式相应激活第二发光二极管4b。以第一发光二极管4a的相同方式获取测量读数。

[0058] 在测量顺序内确定的两个测量读数(各传感器各一个读数)取决于当前情况下各自的容量,其是由传感器下方的动脉3部分所形成。因此,这些容量和测量读数将根据心跳以脉波传导速度通过动脉3引起压力波的结果而改变。如果直接进行一个接一个大量相应的测量序列,测量值的趋势以及与转移函数相关联的脉搏曲线表可从两个传感器的测量读数来获得(参见图4)。这些脉搏曲线表极大程度上与标准化相同,但受时间偏移(t_{delay})而偏移。

[0059] 在两个发光二极管4a,4b激活之间的时间偏移具有这样的性质,在测量顺序中确定的测量读数相对看来是相同的,即基本上在两个标准化的脉搏曲线表上构成同一个点,时间偏移对应于(脉搏)传导时间,其中脉波需要从第一传感器传至第二传感器。关于两个传感器的已知距离(在这方面,两个传感器之间的距离可以大约采用,例如约5至10cm,特别是约8cm),可从脉波传导时间中确定脉波传导速度。

[0060] 众所周知,脉波传导速度取决于动脉血压。具体而言,脉波传导速度取决于动脉血管壁的硬度,反过来说,其取决于血压。当施加相应微小变化的短暂时间(在平均动脉压中),脉波传导时间的变化短时间内可认为与平均动脉压(MAP)的变化成反比。在发生较大变化的情况下,还是可以在任何情况下从平均动脉压来假定函数依赖关系。因此,可通过已确定的脉波传导速度得出平均动脉压。

[0061] 已确定的传感器平均动脉压可通过转移函数转移至定量脉搏曲线表,其中转移函数采用夹紧压力测量结果而获得。因此,血压图像可采用测量信号进行连续的确定,其中,要求在规定的时间内进行相应的夹紧压力测量,以此来启用测量信号的重新校准或由其衍生的血压图像。

[0062] 此时间间隔可,例如,达约五分钟,因此包括大量的测量规程。各测量规程(t_{Mess})至少包括确定两个传感器测量值趋势的循环。由于后者通过连续相调节与心跳同步,所以一测量规程的持续时间大约等于0.25s到2s(按照30到240的心跳速率,以约8cm的传感器距离,加上仅包含微小分量的所设定时间偏移,其相当于脉波传导时间,共计约6.75至10ms)。

[0063] 在每次测量序列中,第一发光二极管4a激活后激活第二发光二极管 4b所设定的时间偏移为每次测量规程至少进行一次控制。在这方面,对于刚刚执行过的测量规程的一个或多个测量顺序,无论是否先前的测量规程的相应测量顺序,已导致基本相同的相对测

量读数。将先前测量规程中使用的时间偏移进行相应的控制,应该可以确定任何偏差。然后,将该控制的时间偏移作为新测量规程或这些后续测量规程之一的测量顺序基础。

[0064] 按照本发明确定血压的方法通常不是一个诊断规程。其并不允许用于临床现象的任何最终诊断,但可用于确定受试者或患者心血管系统的工作可靠性。然而,被认为是健康确定的人体血压任何偏差,其可以是或可以不是病理性质,例如在不安的受试者情况下,仅仅是任何进一步诊断澄清所需的起点。

[0065] 参考符号列表

[0066] 1 压力袖带

[0067] 2 四肢

[0068] 3 动脉

[0069] 4a 第一传感器的发光二极管

[0070] 4b 第二传感器的发光二极管

[0071] 5a 第一传感器的光电二极管

[0072] 5b 第二传感器的光电二极管

[0073] 6 中心纵向轴

[0074] 7 评估装置

[0075] 8 计算装置

[0076] 9a 第一传感器的计时器

[0077] 9b 第二传感器的计时器

[0078] 10 调节器

[0079] 11 延迟元件

[0080] 12a 第一传感器的积分器

[0081] 12b 第二传感器的积分器

[0082] 13a 第一传感器的模数转换器

[0083] 13b 第二传感器的模数转换器

[0084] 14 血球

[0085] 15 第一袖带部分

[0086] 16 第二袖带部分

[0087] 17 第三袖带部分

[0088] 18 第四袖带部分

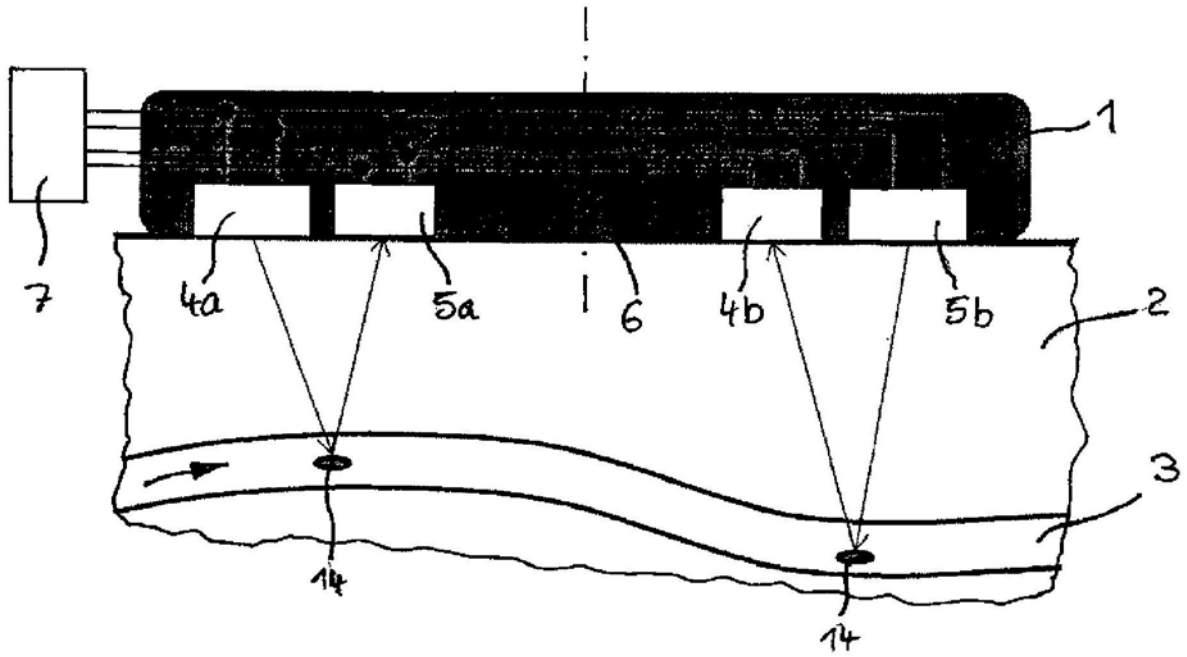


图1

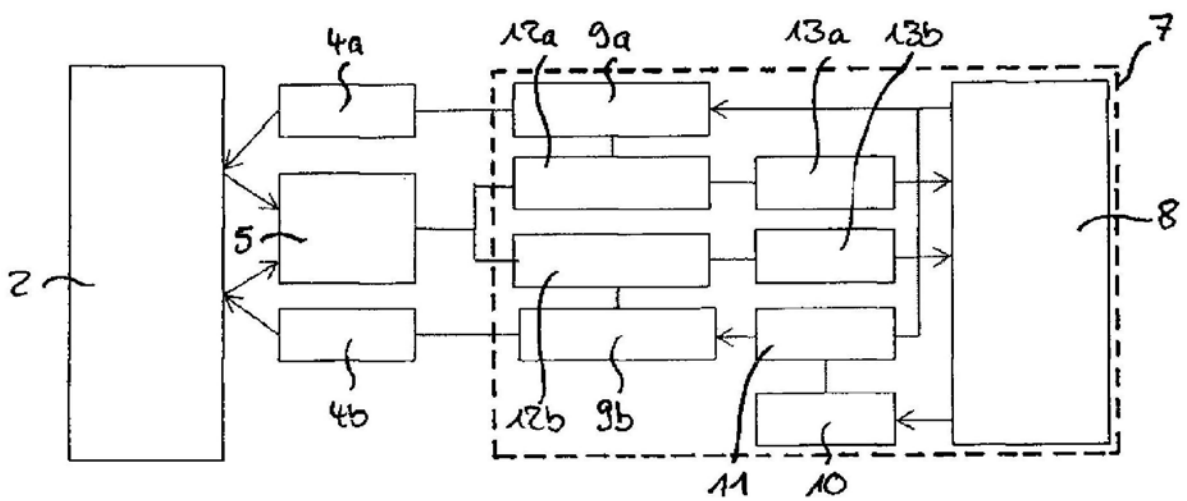


图2

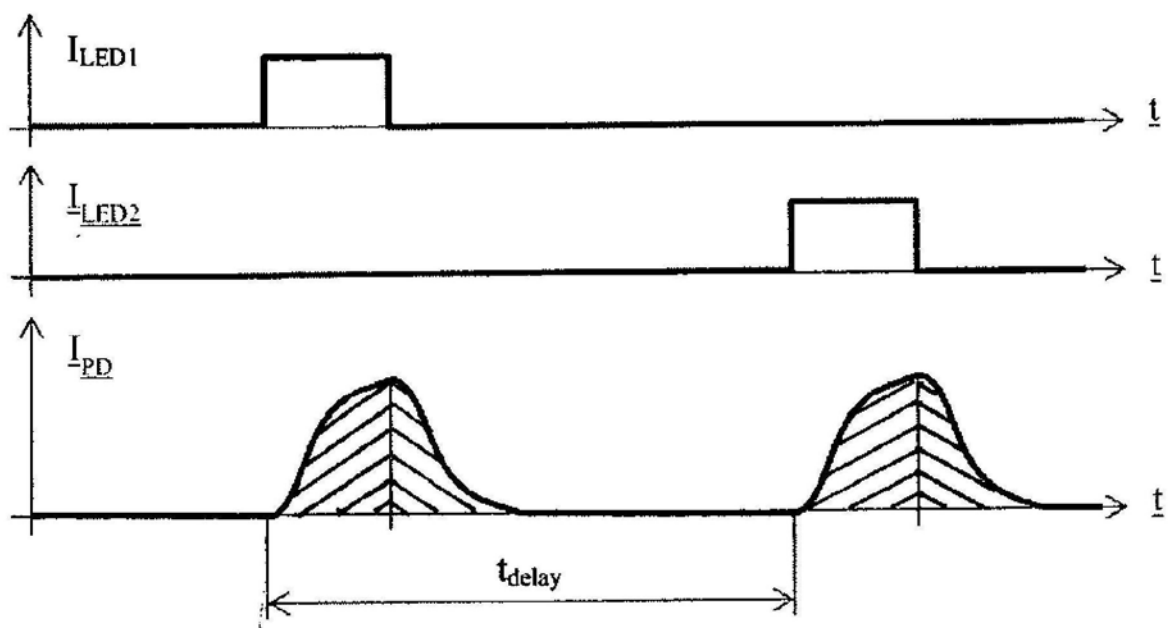


图3

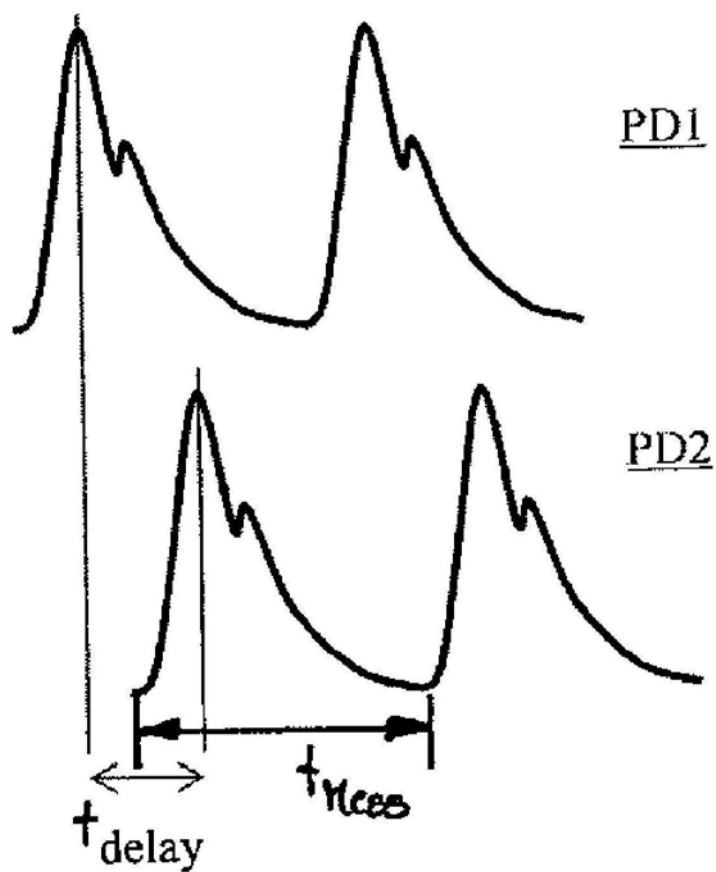


图4

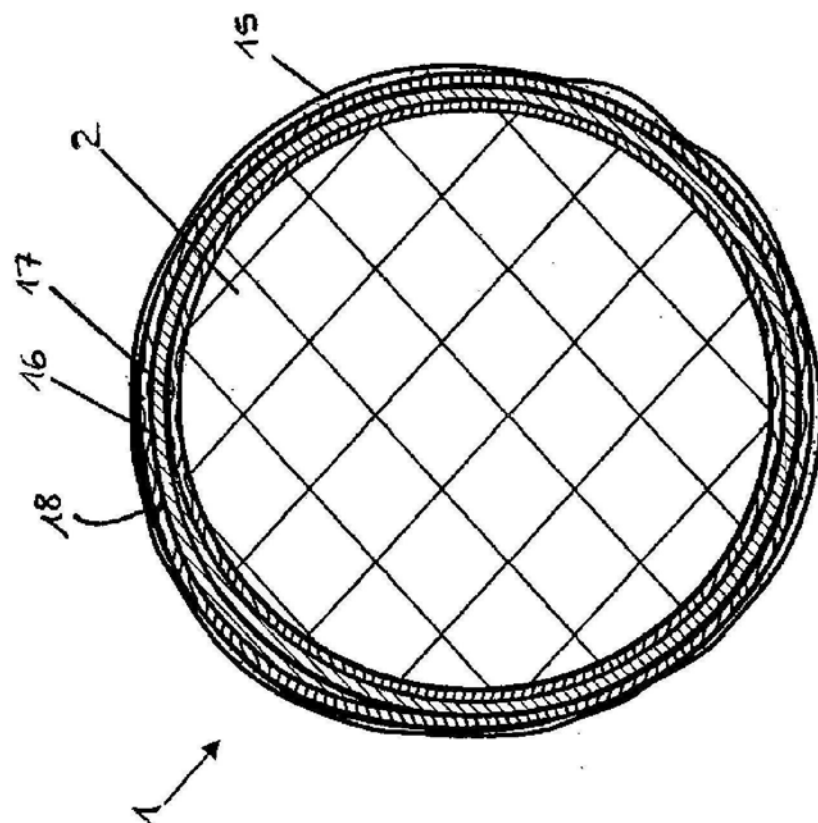


图5a

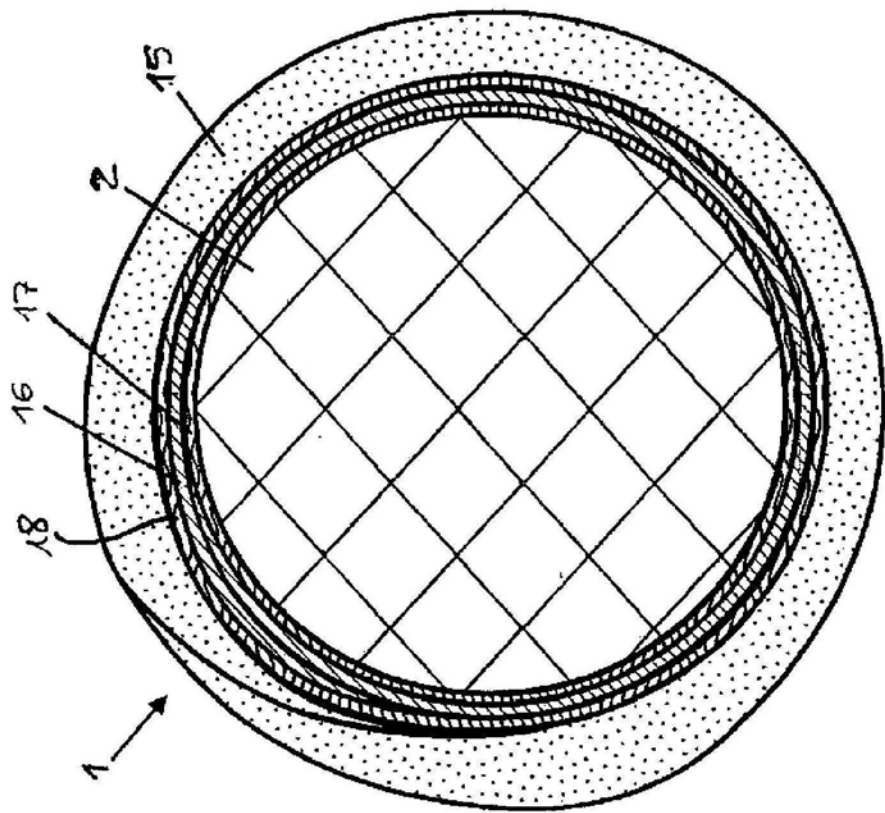


图5b

专利名称(译)	血管血压的测量方法及测量装置		
公开(公告)号	CN106455982B	公开(公告)日	2019-12-17
申请号	CN201480077859.0	申请日	2014-04-04
[标]申请(专利权)人(译)	上升医学股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	上升医学股份有限公司		
[标]发明人	乌尔里希·法伊弗 莱因霍尔德·诺尔		
发明人	乌尔里希·法伊弗 莱因霍尔德·诺尔		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/022		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/022 A61B5/6824 A61B5/7239 A61B2560/0238 A61B2562/043 A61B5/02416		
代理人(译)	蔡洪贵		
审查员(译)	王珊珊		
其他公开文献	CN106455982A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种血管血压的测量方法，其中脉波传导时间是在一个测量规程中通过至少两个相隔一定距离的传感器进行确定的。该方法的特征在于，血压是通过一个校准，特别是以夹紧压力测量的方式，来进行确定的。

