



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102688024 A

(43) 申请公布日 2012. 09. 26

(21) 申请号 201210123091. 9

(22) 申请日 2012. 04. 24

(71) 申请人 北京大学

地址 100871 北京市海淀区颐和园路 5 号

(72) 发明人 段晓辉 梁博 焦秉立 黄安鹏

(74) 专利代理机构 北京君尚知识产权代理事务
所(普通合伙) 11200

代理人 余功勋

(51) Int. Cl.

A61B 5/021 (2006. 01)

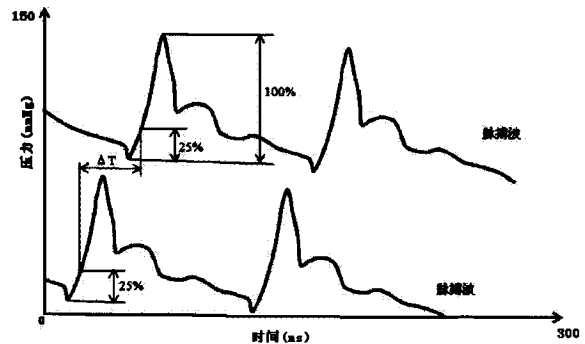
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 4 页

(54) 发明名称

一种血压无创测量方法

(57) 摘要

本发明涉及一种血压无创测量方法,其步骤包括:1) 在被测者身上设置一脉搏传感装置,所述脉搏传感装置用来测量被测者的脉搏波,该脉搏传感装置连接一单片机检测装置;2) 在所述被测者心脏到手指末端的任意一脉搏波传递路径上设定两个测量点,其中一测量点离心脏的距离大于另一测量点离心脏的距离;3) 上传所述测量点脉搏传感器装置测量值至所述单片机检测装置,得到两路脉搏波测量曲线;4) 根据所述两路脉搏波曲线在相同时段内波峰或波谷传导时间差值得到测量血压值。本发明方法是直接测量两路从心脏到指尖上任意两点的两路脉搏信号,并根据脉搏波传导时间和动脉血压之间存在线性关系,得出血压值。



1. 一种血压无创测量方法,其步骤包括:

1) 在被测者身上设置一脉搏传感装置,所述脉搏传感装置用来测量被测者的脉搏波,该脉搏传感装置连接一单片机检测装置;

2) 在所述被测者心脏到手指末端的任意一脉搏波传递路径上设定两个测量点,其中一测量点离心脏的距离大于另一测量点离心脏的距离;

3) 上传所述测量点脉搏传感器装置测量值至所述单片机检测装置,得到两路脉搏波测量曲线;

4) 根据所述两路脉搏波曲线在相同时段内波峰或波谷传导时间差值得到测量血压值。

2. 如权利要求 1 所述的血压无创测量方法,其特征在于,所述波峰或波谷时间差为脉搏波上升或下降幅度的 25% 点的脉搏波时差。

3. 如权利要求 1 所述的血压无创测量方法,其特征在于,所述步骤 4) 中通过传导时间差值得到测量血压为 $P = \frac{A_2B_1 - A_1B_2}{B_1 - B_2} + \frac{B_1B_2}{B_1 - B_2}(T_1 - T_2)$, 其中 $T_1 - T_2$ 即两路脉搏波传导时间的差值 (VT), $\frac{A_2B_1 - A_1B_2}{B_1 - B_2}$ 、 $\frac{B_1B_2}{B_1 - B_2}$ 均为常数,可通过有限次实验求得。

4. 如权利要求 3 所述的血压无创测量方法,其特征在于,所述 $\frac{A_2B_1 - A_1B_2}{B_1 - B_2}$ 、 $\frac{B_1B_2}{B_1 - B_2}$ 中 A_1 、 A_2 、 B_1 、 B_2 均为常数且满足 $P = A * T + B$, 其中, T 代表脉搏波传导时间, P 是动脉血压。

5. 如权利要求 1 所述的血压无创测量方法,其特征在于,所述脉搏传感可为透射式血氧探头或者反射式血氧探头,该脉搏传感装置是一光电传感器。

6. 如权利要求 5 所述的血压无创测量方法,其特征在于,所述反射式血氧探头包括发光管和 / 或光电二极管。

7. 如权利要求 1 所述的血压无创测量方法,其特征在于,所述单片机检测装置包括,自相关处理器、低通滤波器、公式运算器、血压显示器、PC 机。

8. 如权利要求 1 所述的血压无创测量方法,其特征在于,所述上传的测量值需要提取出脉搏波光电电流后通过电流电压转换、干扰滤波、信号放大后进入 PC 机。

9. 如权利要求 1 所述的血压无创测量方法,其特征在于,为了减少血氧探头测量的偏差,需要对传导时间差值进行多次测量取平均值。

10. 如权利要求 1 所述的血压无创测量方法,其特征在于,所述传感器装置同时对测量点进行脉搏波测量。

一种血压无创测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种测量血压的装置,利用测量从心脏到指端的任意两点的脉搏波即可测量血压的方法和装置。

背景技术

[0002] 自血液循环理论创立以来,有关血液的神秘面纱被逐层揭开,血液是生物体赖以生存的重要组成部分,而血液循环更是关系到整个生物体新陈代谢和生老病死的机能,现如今,血液研究受到人们越来越多的重视。

[0003] 长久以来人类一直在寻求测量血压的有效手段,从开始于十九世纪的直接测量技术的研究,到目前广泛使用的间接测量方法,对于血压这一人体重要生理参数的测量日臻成熟及完善,但是,上述提到的测量方法仍有不足之处。

[0004] 直接测量技术虽然是目前非常成熟和可靠的技术,该方法不仅能够测量动脉压,还可以测量和监护中心静脉压、肺动脉和肺毛细血管楔入压和左心房、右心室的压力。但是,这种测量方式的有创性却给病人和临床应用带来不便和不安全因素。

[0005] 无创血压测量最常用的血压检查方法包括汞柱血压计和利用示波法的电子血压计。不过这些被广泛应用于临床和家庭的测量方法仍然有自身的缺点。柯氏听音法由于每个医生的听力反应速度不一样,有时因血压读数没有在测量时立即记下而存在较大误差,同时,每个医生的测量也会产生误差。而电子血压计则由于目前的技术原因,在测量结果上存在较大误差,无法进行精确测量。而更为重要的是,血压受诸多因素,例如身体状况、情绪环境条件和生理韵律等得影响,因而单次测量血压存在较大差别。所以,断续测量缺乏实际意义。

[0006] 专利申请公开号为 CN 101664307 一种用于听诊发测血压的柯式音信息的获取处理方法和装置,其方法包括用听诊器头获取柯式声音信号,用测量传声器和模拟数字转换器把听诊头获取的柯式声音信号的瞬时声压采集到计算机保存,并设定阈值,减少听诊这主观因素对血压测量结果的影响。柯式听音还是无法根本的解决测量不准确的问题,测量根源就存在不准确的问题。

[0007] 专利申公开号为 CN 101548883 一种血压测量方法采用气体汞,将袖套自动充气,调整充气舒张压和收缩压判断方法并在放气时使用光脉搏检测设备和声音检测设备,修正收缩压,提高汞柱测量的准确性。

[0008] 专利申请公开号是 CN 1098277 一种无创血压测量方法及装置,该方法利用指尖平均血容积在气袖放气过程中发生的变化来识别动脉和静脉的血流状态,并使用脉搏波传感器将指尖血容积转变为电信号,进行脉搏信号的处理。其缺陷在于不能进行连续的血压测量,能测量静脉压,但装置也较为复杂,操作上有不便。

[0009] 针对以上种种方法的缺点,实现血压的无创连续测量显得尤为重要。有学者提出运用张力法和血管无负载法来连续测量血压,但是他们对测量的位置和角度都有严格要求,这些成为了他们的使用局限。

[0010] 利用脉搏波速度 (PWV) 测量血压是另一种无创连续测量方法,此方法利用脉搏波参数 PTT 与血压之间的关系,来间接推断血压的变化。

[0011] 脉搏传递时间 PTT(Pulse Transit Time-PTT),是指动脉脉搏从心脏收缩开始 (ECG 检出 QRS 波) 传到某一支动脉血管之间的时间差,也就是脉搏压力从主动脉瓣传导到周围的时间间隔 (在计算时,一般将 ECG 的 R 波的峰值处作为 PTT 的开始时刻,脉搏波起始处上升之幅度的 25% 处作为 PTT 的结束时刻)。

[0012] 心电图 (ECG) 是 PTT 测量中的重要指标之一。心脏本身的生物电变化通过心脏周围的到点组织和体液,反映到身体表面上来,是身体各部位在每一心动周期中也都会发生有规律的电变化活动。将测量电极放置在人体表面的一定部位记录出来的心脏电变化曲线,就是目前临床上常规记录的心电图 (用 ECG 表示)。

[0013] 1957 年 Lansdown 提出在一定范围内,脉搏波传导时间和动脉血压之间呈线性相关,而且这种关系在某一个个体身上、在一段时期内是相对稳定的。目前在计算脉搏波传导时间时一般提取心电图 (ECG) 的 R 波的峰值处到脉搏波上升幅度的 25% 处的时间差,在运用信号处理方法求取血压信号值,实现血压的连续测量,但是这种方法需要分别提取被测人员的心电信号及脉搏波信号,在实际应用中会有不便因素。

发明内容

[0014] 本发明针对现有技术中何氏听音法存在受被测人员身体状况和情绪环境的影响,所测量单侧血压存在较大差异无法进行连续测量等问题;基于脉搏波传导时间的测量方法所存在需要测量被测者心电信号和脉搏波两路信号的不方便因素,为了解决上述问题,本发明血压测量方法如下:

[0015] 1) 在被测者身上设置一脉搏传感装置,所述脉搏传感装置用来测量被测者的脉搏波,该脉搏传感装置连接一单片机检测装置;

[0016] 2) 在所述被测者心脏到手指末端的任意一脉搏波传递路径上设定两个测量点,其中一测量点离心脏的距离大于另一测量点离心脏的距离;

[0017] 3) 上传所述测量点脉搏传感器装置测量值至所述单片机检测装置,得到两路脉搏波测量曲线;

[0018] 4) 根据所述两路脉搏波曲线在相同时段内波峰或波谷传导时间差值得到测量血压值。

[0019] 所述波峰或波谷时间差为脉搏波上升或下降幅度的 25% 点的脉搏波时差。

[0020] 所述步骤 4) 中通过传导时间差值得到测量血压为

$$P = \frac{A_2 B_1 - A_1 B_2}{B_1 - B_2} + \frac{B_1 B_2}{B_1 - B_2} (T_1 - T_2), \text{ 其中 } T_1 - T_2 \text{ 即两路脉搏波传导时间的差值 (VT),}$$

$$\frac{A_2 B_1 - A_1 B_2}{B_1 - B_2}、\frac{B_1 B_2}{B_1 - B_2} \text{ 均为常数,可通过有限次实验求得。}$$

[0021] 所述 $\frac{A_2 B_1 - A_1 B_2}{B_1 - B_2}$ 、 $\frac{B_1 B_2}{B_1 - B_2}$ 中 A_1 、 A_2 、 B_1 、 B_2 均为常数且满足 $P = A * T + B$, 其中, T 代表脉搏波传导时间, P 是动脉血压。

[0022] 所述脉搏传感可为透射式血氧探头或者反射式血氧探头脉,该脉搏传感装置是

一光电传感器。

[0023] 所述反射式血氧探头包括发光管和 / 或光电二极管。

[0024] 所述单片机检测装置包括, 自相关处理器、低通滤波器、公式运算器、血压显示器、PC 机。

[0025] 所述上传的测量值需要提取出脉搏波光电电流后通过电流电压转换、干扰滤波、信号放大后进入 PC 机。

[0026] 为了减少血氧探头测量的偏差, 需要对传导时间差值进行多次测量取平均值。

[0027] 所述传感器装置同时对测量点进行脉搏波测量。

[0028] 本发明的有益效果是:

[0029] 现有脉搏波测量都是需要心电图和两路脉搏波的, 本发明提出的方法不需要测量心电图, 是直接测量两路从心脏到指尖任意两点的两路脉搏信号, 并根据脉搏波传导时间和动脉血压之间存在线性关系, 得出血压值。

[0030] 测量原理

[0031] 欲介绍利用手指端两路脉搏波时间差求取血压的测量原理, 首先说明目前比较常见的运用脉搏波传导时间测量血压的基本方法:

[0032] 脉搏波传导时间 (PWTT) 一般指动脉脉搏从心脏收缩开始传到某一分支动脉血管之间的时间差, 一般取心电图 (ECG) 的 R 波的峰值处到脉搏波上升幅度的 25% 处的时间差, 见图 1

[0033] 依据 Moens-Korteweg 方程及弹性模量和血压的指数关系, 联立以下三个方程:

$$[0034] \quad V = \sqrt{\frac{gEa}{\rho d}} \quad E = E_0 e^{\gamma P} \quad v = \frac{S}{T} \quad (1)$$

[0035] 其中, v 是脉搏波速度, g 是重力加速度, E 是血管壁的弹性模量, a 是血管壁厚度, ρ 是血液密度, d 是血管内径, E_0 是压力为零时的弹性模量, P 是动脉血压, 以上三式联立方程组, 可以导出

$$[0036] \quad P = \frac{1}{\gamma} \left[\ln \left(\frac{\rho d v^2}{g a E_0} \right) - 2 \ln T \right] \quad (2)$$

[0037] 将 (2) 式中的 P 在 $T = 0$ 处进行泰勒展开, 并忽略高次方项, 可以得到:

$$[0038] \quad P = A * T + B \quad (3)$$

[0039] 其中, A, B 为常数, T 代表脉搏波传导时间, 这说明, 人体血压与脉搏波传导时间存在近似的比例关系, 只要通过大量实验测得 AB 的数值, 即可通过脉搏波传导时间求得血压值。

[0040] 在得到 (3) 式的基本关系后, 在手指的两个端点 (例如指梢及指末), 可得:

$$[0041] \quad P = A_1 * T_1 + B_1 \quad P = A_2 * T_2 + B_2 \quad (4)$$

[0042] 其中, A_1, A_2, B_1, B_2 均为常数, 求解 (4) 式, 可推导出:

$$[0043] \quad P = \frac{A_2 B_1 - A_1 B_2}{B_1 - B_2} + \frac{B_1 B_2}{B_1 - B_2} (T_1 - T_2) \quad (5)$$

[0044] 其中, $\frac{A_2 B_1 - A_1 B_2}{B_1 - B_2}$ 、 $\frac{B_1 B_2}{B_1 - B_2}$ 均为常数, 可通过大量实验求得, $T_1 - T_2$ 即手指上的两个点的两路脉搏波传导时间的差值 (ΔT), 其含义见图 2。

[0045] 通过以上的推导,我们可以知道,使用两个脉搏血氧探头探测出从心脏到指端的任意两点的脉搏波,通过做固定点(例如两点脉搏波的波峰或波谷)的时间差即可通过(5)式计算得出人体血压,从而实现对血压的连续测量。

附图说明

[0046] 图 1 是测量脉搏波及心电图 R 波的峰值比较。

[0047] 图 2 是本发明测量血压方法的脉搏波差值示意图。

[0048] 图 3 是本发明测量血压装置的透射式血氧探头示意图。

[0049] 图 4 是本发明测量血压方法运用图 3 中透射式血氧探头进行血压测量示的意图。

[0050] 图 5 是本发明中反射式血氧探头测量血压装置示意图。

[0051] 图 6 是本发明测量血压方法应用透射和反射式两种不同装置的测量示意图。

[0052] 图 7 本发明测量血压方法对测得的脉搏信号进行处理示意图。

图 8 是本发明测量血压方法通过光电传感器得到血压值的流程示意图。

具体实施方式

[0053] 本发明的血压测量方法根据如图 1 所示的心电图与脉搏波波形的脉搏波波形图中一般取心电图(ECG)的R波的峰值处到脉搏波上升幅度的25%处的时间差来求脉搏波的传导时间(PWTT)来推到计算得到脉搏波。

[0054] 图 8 是由电压信号驱动光电传感器得到两路光电流信号,通过电流电压转换电路、放大电路及滤波电路通过NI USB-6211数据采集器进入电脑中,通过做自相关处理等信号处理运算得到最终血压。

[0055] 如图 3 是本发明一种血压无创测量方法中使用的投射式血氧探头,即现有的血氧探头,含发光管和光电二极管,在接头处提取出光电电流后通过电流电压转换、滤波、放大后经过数据采集器采入 PC 机中。

[0056] 在图 4 中是本发明血压无创测量方法使用血氧探头进行血压测量不仅限于手掌,只要是心脏到手指末端的一条脉搏波通路即可,譬如手臂等也可完成。

[0057] 实施例 1

[0058] 下面以图 6 为例,详细说明本发明测量血压的方法,1) 被测者保持平稳坐姿在被测者身上设置一脉搏传感装置,脉搏传感装置通为投射式血氧探头图如 5 和反射式血氧探头如图 3,将脉搏传感装置通电用来测量被测者的脉搏波,该脉搏传感装置连接一单片机检测装置通过NI USB-6211数据采集器进入电脑中;2) 在被测者心脏到手指末端的任意一脉搏波传递路径上设定两个测量点,其中一测量点离心脏的距离大于另一测量点离心脏的距离;两个测量点分别为:一投射式传感器夹于食指指尖处和一反射式传感器设置在被测者的手腕处;3) 根据图 8 所示的上传方式,将测量点脉搏传感器装置测量值上传至 MCU/CPU 中即单片机检测装置,通过低通滤波、自相关处理、公式运算得到两路脉搏波测量血压值。其中在得到脉搏波波形图后根据所述两路脉搏波曲线在相同时段内波峰或波谷传导时间差值得到测量血压值如图 2 所示。

[0059] 尽管为说明目的公开了本发明的具体实施例和附图,其目的在于帮助理解本发明的内容并据以实施,但是本领域的技术人员可以理解:在不脱离本发明及所附的权利要求的精神和范围内,各种替换、变化和修改都是可能的。因此,本发明不应局限于最佳实施例

和附图所公开的内容,本发明要求保护的范围以权利要求书界定的范围为准。

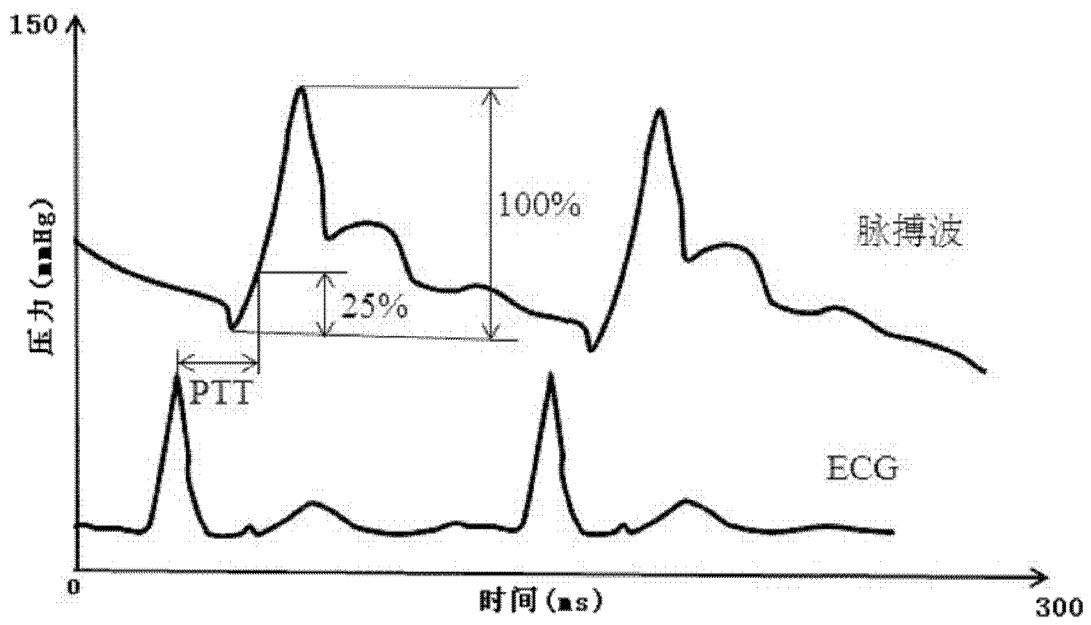


图 1

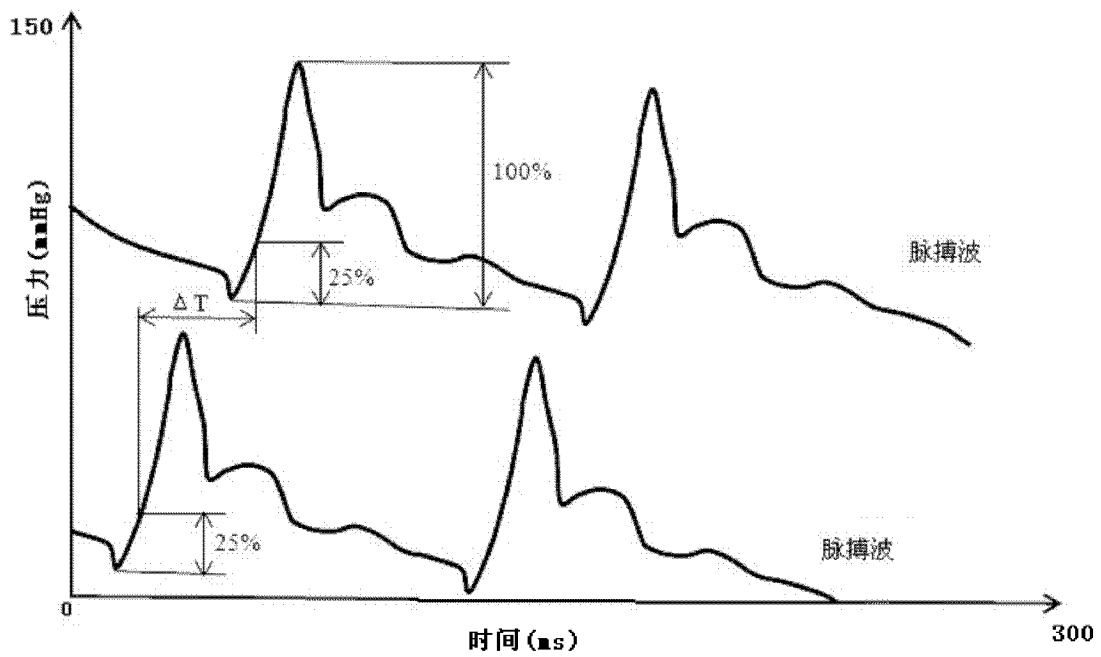


图 2

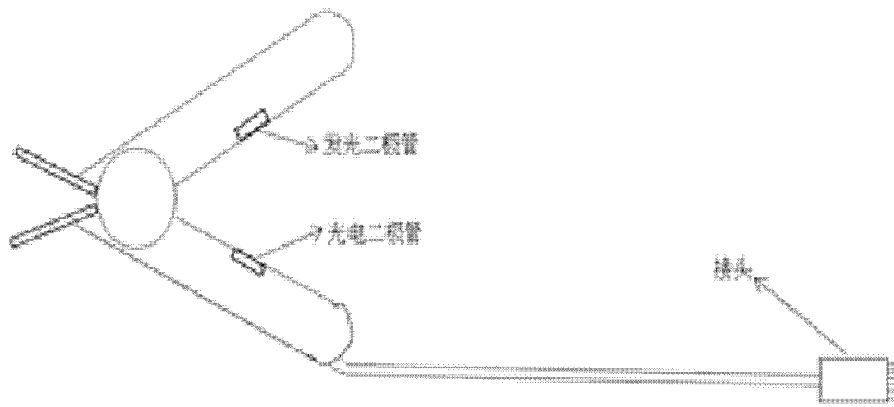


图 3

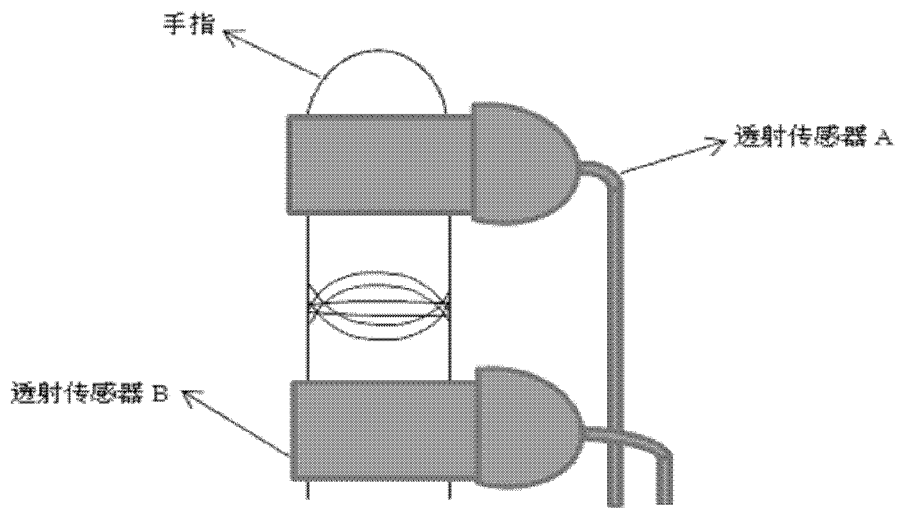
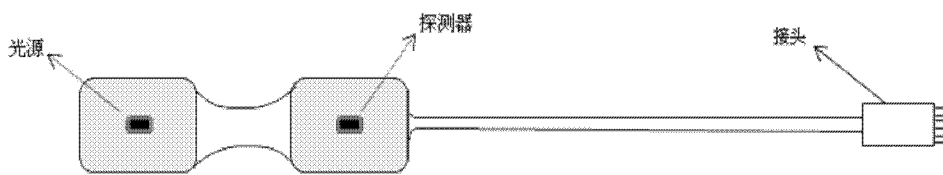


图 4



反射式

图 5

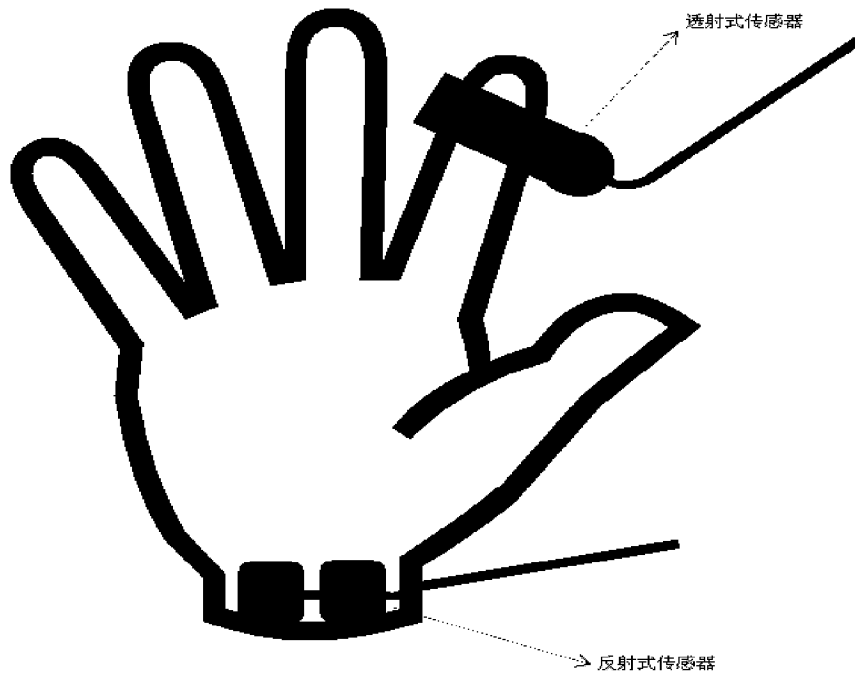


图 6

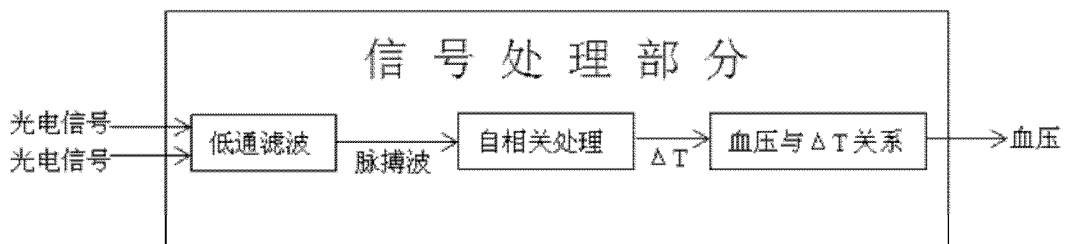


图 7

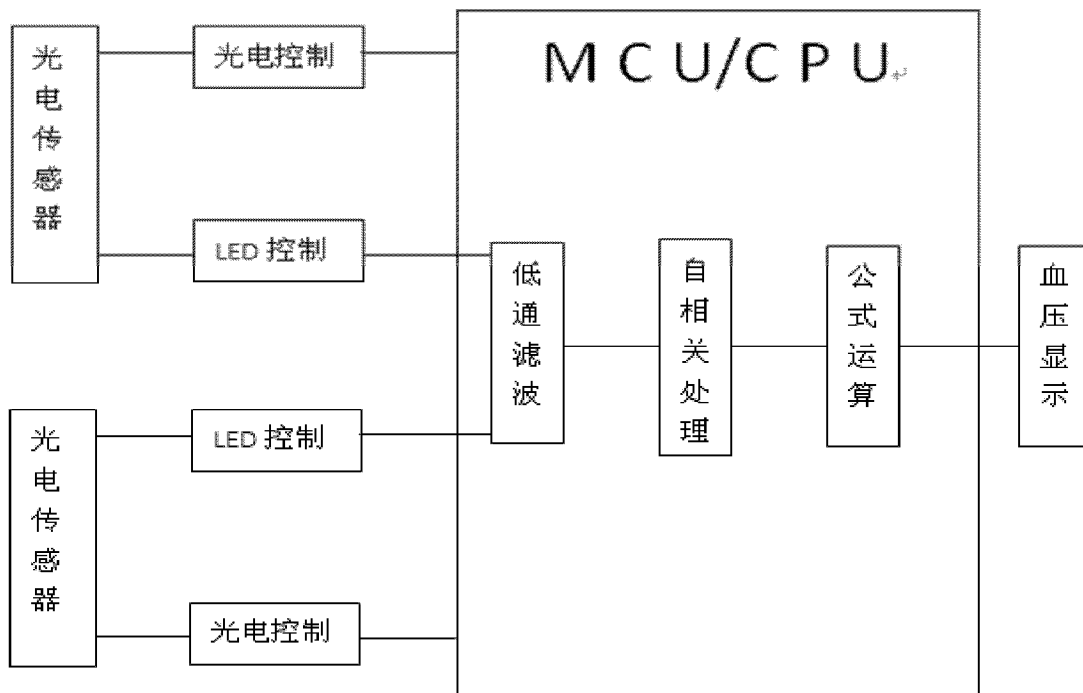


图 8