



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108926334 A

(43)申请公布日 2018.12.04

(21)申请号 201710384637.9

(22)申请日 2017.05.26

(71)申请人 深圳市玉成创新科技有限公司
地址 518000 广东省深圳市南山区桃源街
道大学城创业园桑泰大厦1910

(72)发明人 冯文强 宋海良 张超群

(74)专利代理机构 深圳市精英专利事务所
44242

代理人 冯筠

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

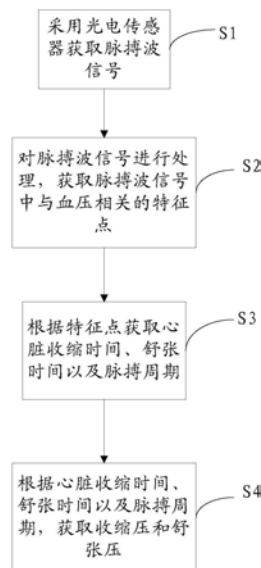
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

基于脉搏波的血压获取方法及其系统和装置

(57)摘要

本发明涉及基于脉搏波的血压获取方法及其系统和装置,该方法包括采用光电传感器获取脉搏波信号;对脉搏波信号进行处理,获取脉搏波信号中与血压相关的特征点;根据特征点获取心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期;根据心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期,获取收缩压和舒张压。本发明通过光电传感器获取脉搏波信号,从脉搏波信号内分离出与血压相关的特征点,对特征点内的数据进行分析,计算收缩压和舒张压,光电传感器可连续测量血压和频繁测量血压,且对患者而言,无需进行充气 and 放气的束缚,舒适程度高。



1. 基于脉搏波的血压获取方法,其特征在於,所述方法包括:
采用光电传感器获取脉搏波信号;
对脉搏波信号进行处理,获取脉搏波信号中与血压相关的特征点;
根据特征点获取心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期;
根据心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期,获取收缩压和舒张压。
2. 根据权利要求1所述的基于脉搏波的血压获取方法,其特征在於,对脉搏波信号进行处理,获取脉搏波信号中与血压相关的特征点的步骤,包括以下具体步骤:
对所述脉搏波信息进行预处理,获取预处理脉搏波信号;
对预处理脉搏波信号进行FFT变换,去掉直流和呼吸波分量,进行初步的心率计算,根据心率的频率的一定倍数去除高频干扰,再进行傅里叶逆变换,针对傅里叶逆变换后的信号进行脉搏波特征点的求取。
3. 根据权利要求2所述的基于脉搏波的血压获取方法,其特征在於,对所述脉搏波信息进行预处理,获取预处理脉搏波信号的步骤,具体是将所述脉搏波信息的模拟信号转换为数字信号。
4. 根据权利要求2所述的基于脉搏波的血压获取方法,其特征在於,对脉搏波信号进行处理,获取脉搏波信号中与血压相关的特征点的步骤,所述特征点包括心室射血起始点、主波波峰、主动脉压力开始下降点、左心室开始舒张点、脉搏波下降支的底点中的至少一个。
5. 根据权利要求4所述的基于脉搏波的血压获取方法,其特征在於,根据心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期,获取收缩压和舒张压的步骤,包括以下具体步骤:
根据所述收缩时间与收缩压成线性关系以及所述舒张时间与舒张压成线性关系,结合用户的BMI、年龄参数,统计并进行线性回归分析,BMI为身体指数;
获取线性回归分析后相应的回归系数及常数;
获取初步的收缩压和舒张压,根据线性最优估计滤波,得到最优收缩压和舒张压。
6. 根据权利要求5所述的基于脉搏波的血压获取方法,其特征在於,获取初步收缩压和舒张压的步骤,具体采用以下方式计算:
$$SBP = (Age - a) * BMI * T1 * b + c;$$
$$DBP = (Age - k) * BMI * T2 / T * m + n;$$
其中,a、b、c、k、m、n为回归系数,Age为用户年龄,BMI为用户的身体指数,SBP为收缩压,DBP为舒张压,T1为心室收缩起始点到心室舒张起始点的时间,T2为心室舒张起始点到下一个心室开始收缩起始点的时间,T为脉搏周期。
7. 基于脉搏波的血压获取系统,其特征在於,包括信号获取单元、特征点获取单元、时间获取单元以及血压获取单元;
所述信号获取单元,用于采用光电传感器获取脉搏波信号;
所述特征点获取单元,用于对脉搏波信号进行处理,获取脉搏波信号中与血压相关的特征点;
所述时间获取单元,用于根据特征点获取心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期;
所述血压获取单元,用于根据心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期,获取收缩压和舒张压。
8. 根据权利要求7所述的基于脉搏波的血压获取系统,其特征在於,所述特征点获取单

元包括前端处理模块以及变换滤波处理模块；

所述前端处理模块，用于对所述脉搏波信息进行预处理，获取预处理脉搏波信号；

所述变换滤波处理模块，用于对预处理脉搏波信号进行FFT变换，去掉直流和呼吸波分量，进行初步的心率计算，根据心率的频率的一定倍数去除高频干扰，再进行傅里叶逆变换，获取傅里叶逆变换后的脉搏波信号特征点。

9. 根据权利要求8所述的基于脉搏波的血压获取系统，其特征在于，所述血压获取单元包括分析模块、系数和常数获取模以及压力获取模块；

所述分析模块，用于根据所述收缩时间与收缩压成线性关系以及所述舒张时间与舒张压成线性关系，结合用户的BMI、年龄参数，统计并进行线性回归分析，BMI为身体指数；

所述系数和常数获取模块，用于获取线性回归分析后相应的回归系数及常数；

所述压力获取模块，用于获取初步的收缩压和舒张压，根据线性最优估计滤波，得到最优收缩压和舒张压。

10. 基于脉搏波的血压获取装置，其特征在于，包括光电传感器、AFE前端处理单元以及控制器，所述控制器内设有血压计算单元，所述光电传感器与所述AFE前端处理单元连接，所述AFE前端处理单元与所述血压计算单元连接，光电传感器获取脉搏波信号传输至AFE前端处理单元进行预处理，再传输至血压计算单元进行血压计算。

基于脉搏波的血压获取方法及其系统和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及血压获取方法,更具体地说是指基于脉搏波的血压获取方法及其系统和装置。

背景技术

[0002] 测量血压是了解健康情况和观察病情的基本方法,尤其是对患有心血管疾病的中老年人更有必要。测量血压有侵入式测量和非侵入式测量两大类,侵入式测量是一种直接测量的方法,测量时要把一根导管插入到动脉中,通过与流体柱相连的转换器来测量动脉压力,非侵入式测量是一种间接测量方法,包括脉搏血压计、音调测定血压计和基于脉搏波传输时间的血压计。

[0003] 医院或者家庭内采用的为听诊法的脉搏血压计,其原理为收集柯氏音,整个装置包括可充放气的袖带,水银压力计以及听诊器,测量时,需要对袖带进行充气 and 放气处理,以获取收缩压和舒张压,但是这个不适用于柯氏音较弱或者听不见的患者,虽然还有一种振荡法的脉搏血压计,可以适用于柯氏音较弱或者听不见的患者,但是一样需要将袖带绑在患者的手臂上,进行充放气处理。由于这两种方式都需要对袖带进行充放气,因此难以进行频繁测量和连续测量,且测量的频率也受到充放气的时间限制,并且对于患者而言,充放气测量血压的舒适程度不高。

[0004] 因此,有必要设计一种基于脉搏波的血压获取方法,实现可连续测量血压和频繁测量血压,且对患者而言,舒适程度高。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于克服现有技术的缺陷,提供基于脉搏波的血压获取方法及其系统和装置。

[0006] 为实现上述目的,本发明采用以下技术方案:基于脉搏波的血压获取方法,所述方法包括:

[0007] 采用光电传感器获取脉搏波信号;

[0008] 对脉搏波信号进行处理,获取脉搏波信号中与血压相关的特征点;

[0009] 根据特征点获取心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期;

[0010] 根据心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期,获取收缩压和舒张压。

[0011] 其进一步技术方案为:对脉搏波信号进行处理,获取脉搏波信号中与血压相关的特征点的步骤,包括以下具体步骤:

[0012] 对所述脉搏波信息进行预处理,获取预处理脉搏波信号;

[0013] 对预处理脉搏波信号进行FFT变换,去掉直流和呼吸波分量,进行初步的心率计算,根据心率的频率的一定倍数去除高频干扰,再进行傅里叶逆变换,针对傅里叶逆变换后的信号进行脉搏波特征点的求取。

[0014] 其进一步技术方案为:对所述脉搏波信息进行预处理,获取预处理脉搏波信号的

步骤,具体是将所述脉搏波信息的模拟信号转换为数字信号。

[0015] 其进一步技术方案为:对脉搏波信号进行处理,获取脉搏波信号中与血压相关的特征点的步骤,所述特征点包括心室射血起始点、主波波峰、主动脉压力开始下降点、左心室开始舒张点、脉搏波下降支的底点中的至少一个。

[0016] 其进一步技术方案为:根据心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期,获取收缩压和舒张压的步骤,包括以下具体步骤:

[0017] 根据所述收缩时间与收缩压成线性关系以及所述舒张时间与舒张压成线性关系,结合用户的BMI、年龄参数,统计并进行线性回归分析,BMI为身体指数;

[0018] 获取线性回归分析后相应的回归系数及常数;

[0019] 获取初步的收缩压和舒张压,根据线性最优估计滤波,得到最优收缩压和舒张压。

[0020] 其进一步技术方案为:获取初步收缩压和舒张压的步骤,具体采用以下方式计算:

[0021] $SBP = (Age - a) * BMI * T1 * b + c$;

[0022] $DBP = (Age - k) * BMI * T2 / T * m + n$;

[0023] 其中,a、b、c、k、m、n为回归系数,Age为用户年龄,BMI为用户的身体指数,SBP为收缩压,DBP为舒张压,T1为心室收缩起始点到心室舒张起始点的时间,T2为心室舒张起始点到下一个心室开始收缩起始点的时间,T为脉搏周期。

[0024] 本发明还提供了基于脉搏波的血压获取系统,包括信号获取单元、特征点获取单元、时间获取单元以及血压获取单元;

[0025] 所述信号获取单元,用于采用光电传感器获取脉搏波信号;

[0026] 所述特征点获取单元,用于对脉搏波信号进行处理,获取脉搏波信号中与血压相关的特征点;

[0027] 所述时间获取单元,用于根据特征点获取心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期;

[0028] 所述血压获取单元,用于根据心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期,获取收缩压和舒张压。

[0029] 其进一步技术方案为:所述特征点获取单元包括前端处理模块以及变换滤波处理模块;

[0030] 所述前端处理模块,用于对所述脉搏波信息进行预处理,获取预处理脉搏波信号;

[0031] 所述滤波处理模块,用于对预处理脉搏波信号进行FFT变换,去掉直流和呼吸波分量,进行初步的心率计算,根据心率的频率的一定倍数去除高频干扰,再进行傅里叶逆变换,针对傅里叶逆变换后的信号进行脉搏波特征点的求取。

[0032] 其进一步技术方案为:所述血压获取单元包括分析模块、系数和常数获取模块以及压力获取模块;

[0033] 所述分析模块,用于根据所述收缩时间与收缩压成线性关系以及所述舒张时间与舒张压成线性关系,结合用户的BMI、年龄参数,统计并进行线性回归分析,BMI为身体指数;

[0034] 所述系数和常数获取模块,用于获取线性回归分析后相应的回归系数及常数;

[0035] 所述压力获取模块,用于获取初步的收缩压和舒张压,根据线性最优估计滤波,得到最优收缩压和舒张压。

[0036] 本发明还提供了基于脉搏波的血压获取装置,包括光电传感器、AFE前端处理单元以及控制器,所述控制器内设有血压计算单元,所述光电传感器与所述AFE前端处理单元连

接,所述AFE前端处理单元与所述血压计算单元连接,光电传感器获取脉搏波信号传输至AFE前端处理单元进行预处理,再传输至血压计算单元进行血压计算。

[0037] 本发明与现有技术相比的有益效果是:本发明的基于脉搏波的血压获取方法,通过光电传感器获取脉搏波信号,从脉搏波信号内分离出与血压相关的特征点,对特征点内的数据进行分析,计算收缩压和舒张压,光电传感器可连续测量血压和频繁测量血压,且对患者而言,无需进行充气和放气的束缚,舒适程度高。

[0038] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步描述。

附图说明

[0039] 图1为本发明具体实施例提供的基于脉搏波的血压获取方法的流程图;

[0040] 图2为本发明具体实施例提供的获取脉搏波信号中与血压相关的特征点的具体流程图;

[0041] 图3为本发明具体实施例提供的获取收缩压和舒张压的具体流程图;

[0042] 图4为本发明具体实施例提供的脉搏波信号的曲线图;

[0043] 图5为本发明具体实施例提供的基于脉搏波的血压获取系统的结构框图;

[0044] 图6为本发明具体实施例提供的特征点获取单元的结构框图;

[0045] 图7为本发明具体实施例提供的血压获取单元的结构框图;

[0046] 图8为本发明具体实施例提供的基于脉搏波的血压获取装置的结构框图;

[0047] 图9为本发明具体实施例提供的收缩压和舒张压的测试数据曲线图(高压);

[0048] 图10为本发明具体实施例提供的收缩压和舒张压的测试数据曲线图(低压)。

具体实施方式

[0049] 为了更充分理解本发明的技术内容,下面结合具体实施例对本发明的技术方案进一步介绍和说明,但不局限于此。

[0050] 如图1~10所示的具体实施例,本实施例提供的基于脉搏波的血压获取方法,可以运用在血压测量的过程中,实现可连续测量血压和频繁测量血压,且对患者而言,舒适程度高。

[0051] 如图1所示,是本实施例提供的基于脉搏波的血压获取方法,该方法包括:

[0052] S1、采用光电传感器1获取脉搏波信号;

[0053] S2、对脉搏波信号进行处理,获取脉搏波信号中与血压相关的特征点;

[0054] S3、根据特征点获取心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期;

[0055] S4、根据心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期,获取收缩压和舒张压。

[0056] 上述的S1步骤,采用光电传感器1获取脉搏波信号的步骤,主要是利用光电传感器1采集光电容积描记信号,并利用该光电容积描记信号中的参考点与心电信号中的参考点之间的关系计算出脉搏波传送速度(由脉搏波传输时间代表),进而计算出动脉血压值,成本低,体积小,可实现对动脉血压长时间的连续测量以及频繁测量,当然,光电传感器1获取脉搏波信号的方式,不同于充放气袖带的方式,不存在用户使用时的不舒适现象。

[0057] 更进一步的,S2、对脉搏波信号进行处理,获取脉搏波信号中与血压相关的特征点的步骤,包括以下具体步骤:

[0058] S21、对所述脉搏波信息进行预处理,获取预处理脉搏波信号;

[0059] S22、对预处理脉搏波信号进行对预处理脉搏波信号进行FFT变换,去掉直流和呼吸波分量,进行初步的心率计算,根据心率的频率的一定倍数去除高频干扰,再进行傅里叶逆变换,获取傅里叶逆变换后的脉搏波信号特征点。

[0060] 上述S21步骤,对所述脉搏波信息进行预处理,获取预处理脉搏波信号的步骤,具体是将所述脉搏波信息的模拟信号转换为数字信号。转换后的数字信号,通过IIC或者SPI总线传输至控制器3,进行后续处理。

[0061] 上述S22步骤,对预处理脉搏波信号进行对预处理脉搏波信号进行FFT变换,针对频谱小于0.4Hz以下部分和频率在心率频率的5倍以上的频谱部分进行清零操作后,再进行IFFT(傅里叶逆变换),利用傅里叶逆变换后的信号,获取与血压相关的特征点,所述的特征点包括心室射血起始点、主波波峰、主动脉压力开始下降点、左心室开始舒张点、脉搏波下降支的底点中的至少一个。

[0062] 另外,S3步骤,根据特征点获取心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期;主要是为了利用获取脉搏波传送速度(由脉搏波传输时间代表),进而计算出动脉血压值。

[0063] 更进一步的,S4步骤,根据心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期,获取收缩压和舒张压的步骤,包括以下具体步骤:

[0064] S41、根据所述收缩时间与收缩压成线性关系以及所述舒张时间与舒张压成线性关系,结合用户的BMI、年龄参数,统计并进行线性回归分析,BMI为身体指数;

[0065] S42、获取线性回归分析后相应的回归系数及常数;

[0066] S43、获取初步的收缩压和舒张压,根据线性最优估计滤波,得到最优收缩压和舒张压。

[0067] S41步骤中,具体是利用matlab统计并进行线性回归分析。

[0068] 对于S43步骤,获取初步收缩压和舒张压的步骤,具体采用以下方式计算:

[0069] $SBP = (Age - a) * BMI * T1 * b + c;$

[0070] $DBP = (Age - k) * BMI * T2 / T * m + n;$

[0071] 其中,a、b、c、k、m、n为回归系数,Age为用户年龄,BMI为用户的身体指数,SBP为收缩压,DBP为舒张压,T1为心室收缩起始点到心室舒张起始点的时间,T2为心室舒张起始点到下一个心室开始收缩起始点的时间,T为脉搏周期。

[0072] 上述的基于脉搏波的血压获取方法,通过光电传感器1获取脉搏波信号,从脉搏波信号内分离出与血压相关的特征点,对特征点内的数据进行分析,计算收缩压和舒张压,光电传感器1可连续测量血压和频繁测量血压,且对患者而言,无需进行充气和放气的束缚,舒适程度高。

[0073] 如图5所示,是本实施例提供的基于脉搏波的血压获取系统,包括信号获取单元10、特征点获取单元20、时间获取单元30以及血压获取单元40。

[0074] 信号获取单元10,用于采用光电传感器1获取脉搏波信号;

[0075] 特征点获取单元20,用于对脉搏波信号进行处理,获取脉搏波信号中与血压相关的特征点;

[0076] 时间获取单元30,用于根据特征点获取心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期;

[0077] 血压获取单元40,用于根据心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期,获取收缩压和

舒张压。

[0078] 信号获取单元10主要是利用光电传感器1采集光电容积描记信号,并利用该光电容积描记信号中的参考点与心电信号中的参考点之间的关系计算出脉搏波传送速度(由脉搏波传输时间代表),进而计算出动脉血压值,成本低,体积小,可实现对动脉血压长时间的连续测量以及频繁测量,当然,光电传感器1获取脉搏波信号的方式,不同于充放气袖带的方式,不存在用户使用时的不舒适现象。

[0079] 更进一步的,特征点获取单元20包括前端处理模块21以及变换滤波处理模块22。

[0080] 前端处理模块21,用于对所述脉搏波信息进行预处理,获取预处理脉搏波信。

[0081] 变换滤波处理模块22,用于对预处理脉搏波信号进行FFT变换,去掉直流和呼吸波分量,进行初步的心率计算,根据心率的频率的一定倍数去除高频干扰,再进行傅里叶逆变换,获取傅里叶逆变换后的脉搏波信号特征点。

[0082] 前端处理模块21具体是将所述脉搏波信息的模拟信号转换为数字信号。转换后的数字信号,通过IIC或者SPI总线传输至控制器3,进行后续处理。

[0083] 变换滤波处理模块22对预处理脉搏波信号进行对预处理脉搏波信号进行FFT变换,针对频谱小于0.4Hz以下部分和频率在心率频率的5倍以上的频谱部分进行清零操作后,再进行IFFT(傅里叶逆变换),利用傅里叶逆变换后的信号,获取与血压相关的特征点,所述的特征点包括心室射血起始点、主波波峰、主动脉压力开始下降点、左心室开始舒张点、脉搏波下降支的底点中的至少一个。

[0084] 变换滤波处理模块22获取与血压相关的特征点包括心室射血起始点、主波波峰、主动脉压力开始下降点、左心室开始舒张点以及脉搏波下降支的底点。

[0085] 时间获取单元30主要是为了利用获取脉搏波传送速度(由脉搏波传输时间代表),进而计算出动脉血压值。

[0086] 血压获取单元40包括分析模块41、系数和常数获取模块42以及压力获取模块43。

[0087] 上述的分析模块41,用于根据所述收缩时间与收缩压成线性关系以及所述舒张时间与舒张压成线性关系,结合用户的BMI、年龄参数,统计并进行线性回归分析,BMI为身体指数。

[0088] 分析模块41具体是利用matlab统计并进行线性回归分析。

[0089] 上述的系数和常数获取模块42,用于获取线性回归分析后相应的回归系数及常数。

[0090] 上述的压力获取模块43,用于获取初步的收缩压和舒张压,根据线性最优估计滤波,得到最优收缩压和舒张压。

[0091] 压力获取模块43获取初步收缩压和舒张压时,具体采用以下方式计算:

[0092] $SBP = (Age - a) * BMI * T1 * b + c;$

[0093] $DBP = (Age - k) * BMI * T2 / T * m + n;$

[0094] 其中,a、b、c、k、m、n为回归系数,Age为用户年龄,BMI为用户的身体指数,SBP为收缩压,DBP为舒张压,T1为心室收缩起始点到心室舒张起始点的时间,T2为心室舒张起始点到下一个心室开始收缩起始点的时间,T为脉搏周期。

[0095] 上述的基于脉搏波的血压获取系统,通过光电传感器1获取脉搏波信号,从脉搏波信号内分离出与血压相关的特征点,对特征点内的数据进行分析,计算收缩压和舒张压,光

电传感器1可连续测量血压和频繁测量血压,且对患者而言,无需进行充气和放气的束缚,舒适程度高。

[0096] 如图8所示,是本实施例提供的基于脉搏波的血压获取装置,包括光电传感器1、AFE前端处理单元2以及控制器3,所述控制器3内设有血压计算单元4,所述光电传感器1与所述AFE前端处理单元2连接,所述AFE前端处理单元2与所述血压计算单元4连接,光电传感器1获取脉搏波信号传输至AFE前端处理单元2进行预处理,再传输至血压计算单元4进行血压计算。

[0097] 通过光电传感器1获取脉搏波信号,AFE前端处理单元2对脉搏波信号进行处理,控制器3从脉搏波信号内分离出与血压相关的特征点,对特征点内的数据进行分析,计算收缩压和舒张压,光电传感器1可连续测量血压和频繁测量血压,且对患者而言,无需进行充气和放气的束缚,舒适程度高。

[0098] 上述仅以实施例来进一步说明本发明的技术内容,以便于读者更容易理解,但不代表本发明的实施方式仅限于此,任何依本发明所做的技术延伸或再创造,均受本发明的保护。本发明的保护范围以权利要求书为准。

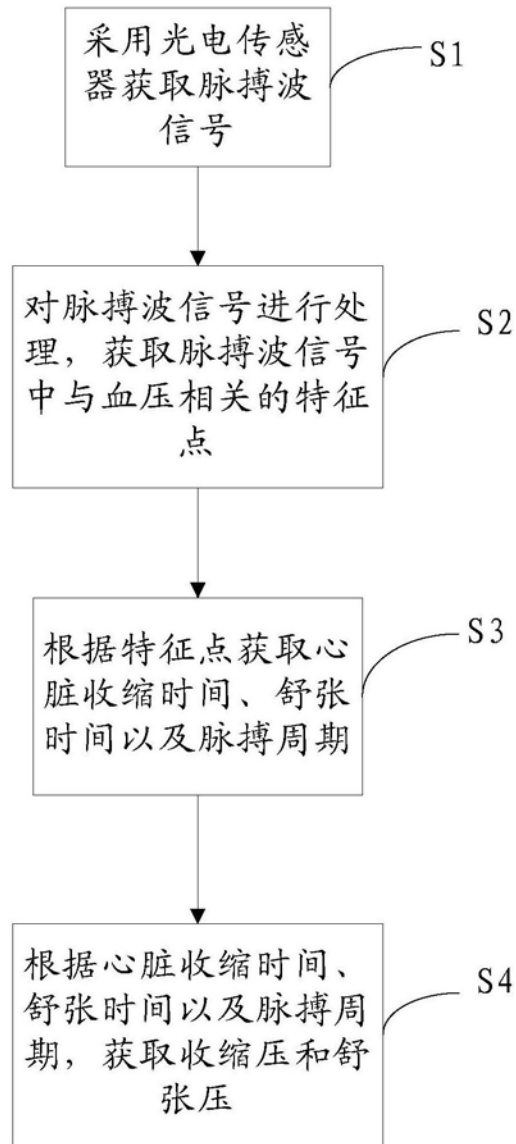


图1

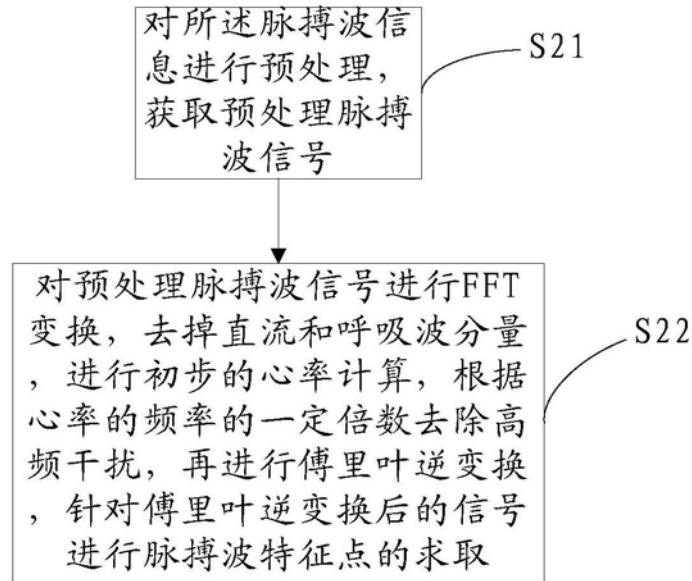


图2

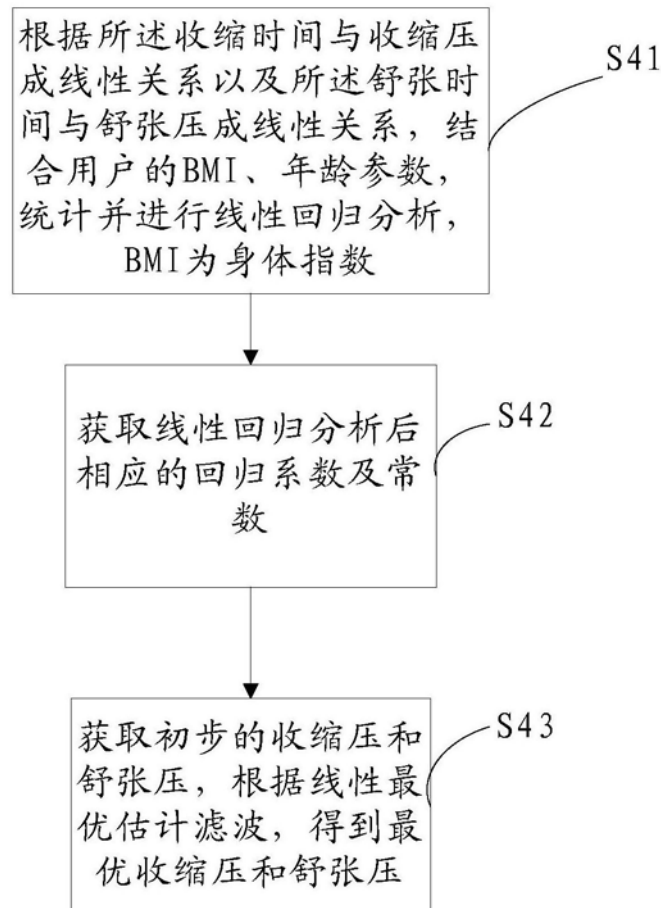


图3

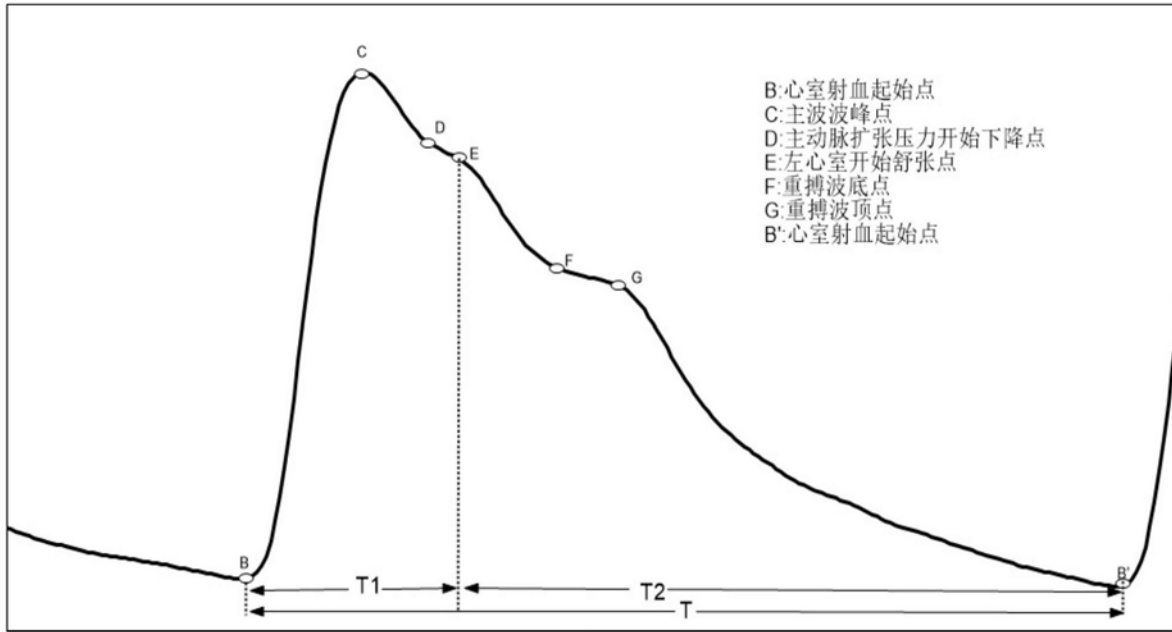


图4

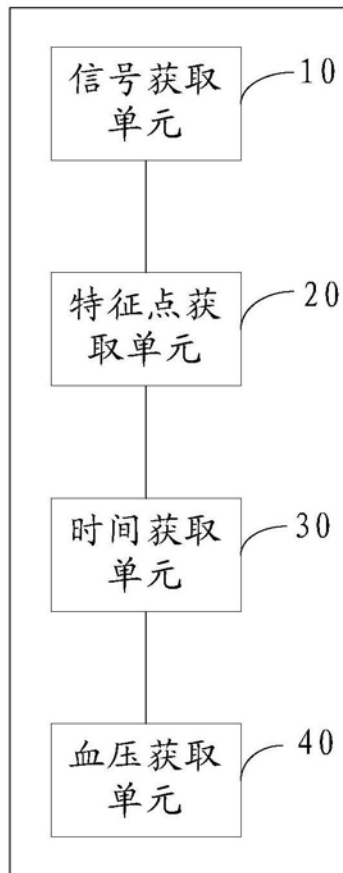


图5

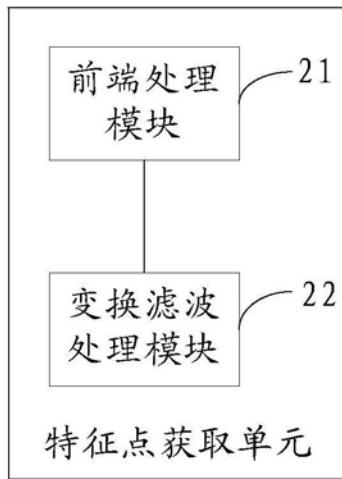


图6

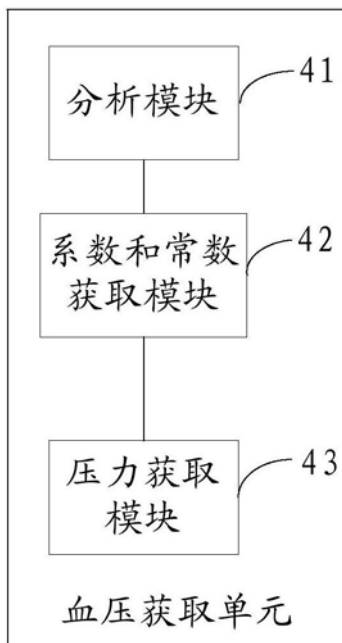


图7

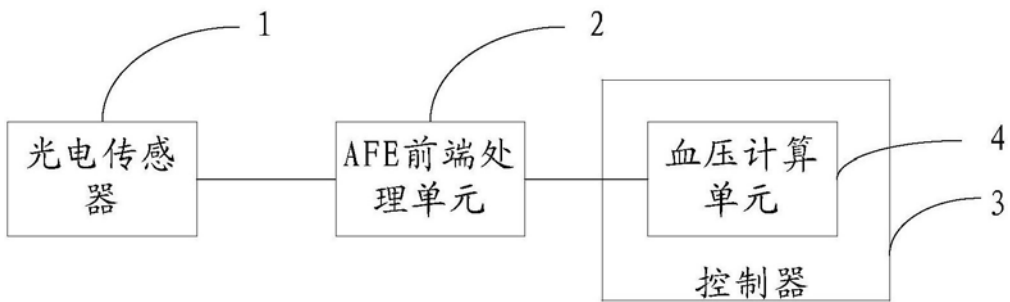


图8

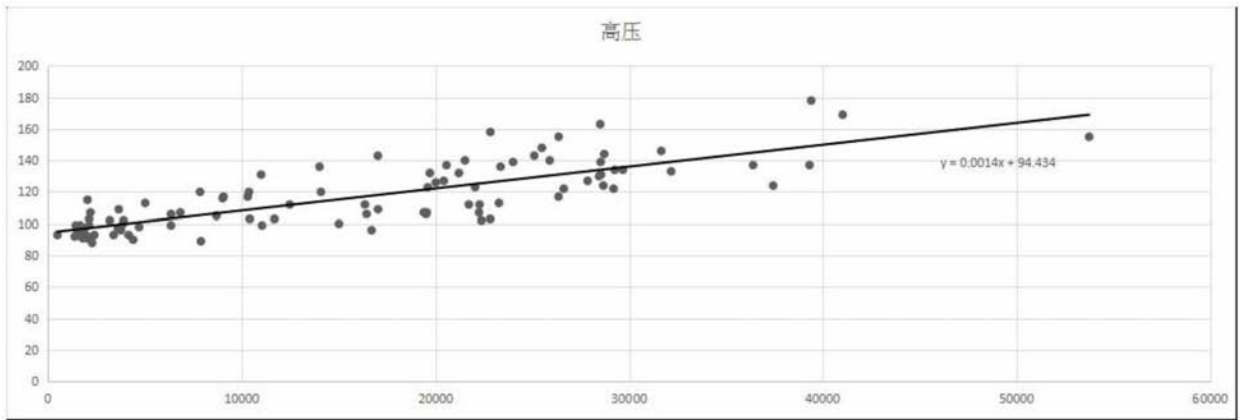


图9

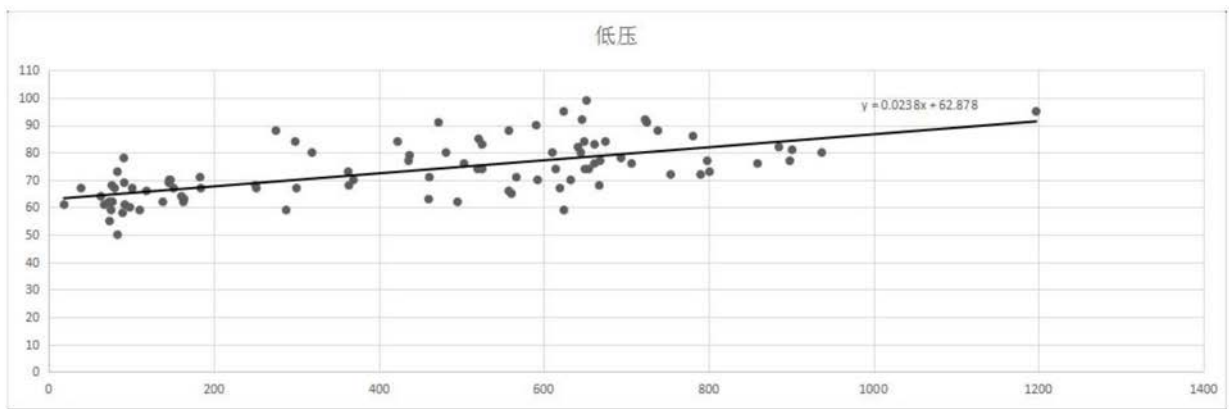


图10

专利名称(译)	基于脉搏波的血压获取方法及其系统和装置		
公开(公告)号	CN108926334A	公开(公告)日	2018-12-04
申请号	CN2017110384637.9	申请日	2017-05-26
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市玉成创新科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市玉成创新科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市玉成创新科技有限公司		
[标]发明人	冯文强 宋海良 张超群		
发明人	冯文强 宋海良 张超群		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/7257		
代理人(译)	冯筠		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及基于脉搏波的血压获取方法及其系统和装置，该方法包括采用光电传感器获取脉搏波信号；对脉搏波信号进行处理，获取脉搏波信号中与血压相关的特征点；根据特征点获取心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期；根据心脏收缩时间、舒张时间以及脉搏周期，获取收缩压和舒张压。本发明通过光电传感器获取脉搏波信号，从脉搏波信号内分离出与血压相关的特征点，对特征点内的数据进行分析，计算收缩压和舒张压，光电传感器可连续测量血压和频繁测量血压，且对患者而言，无需进行充气和放气的束缚，舒适程度高。

