



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102397064 B

(45) 授权公告日 2014. 02. 19

(21) 申请号 201110420955. 9

审查员 朱莹莹

(22) 申请日 2011. 12. 14

(73) 专利权人 中国航天员科研训练中心  
地址 100094 北京市海淀区北清路 26 号院

(72) 发明人 杨向林 严洪 宏峰 许志  
姚宇华 李延军 肖蒙

(51) Int. Cl.  
A61B 5/021 (2006. 01)

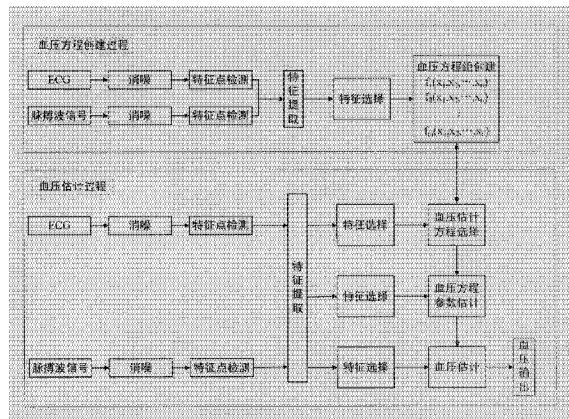
- (56) 对比文件
- CN 201617817 U, 2010. 11. 03, 全文 .
  - US 2012078123 A1, 2012. 03. 29, 全文 .
  - CN 101264011 A, 2008. 09. 17, 全文 .
  - CN 1698535 A, 2005. 11. 23, 全文 .
  - CN 102008296 A, 2011. 04. 13, 全文 .

权利要求书1页 说明书10页 附图4页

(54) 发明名称  
连续血压测量装置

(57) 摘要

本发明提供了一种连续血压测量装置, 该装置测量血压时首先从提取的大量特征中, 经过特征选择, 选出用于血压方程估计的特征, 将其送入决策系统, 从血压方程组中确定出用于估计血压的方程; 然后利用特征选择从特征提取中所提取的特征中选出用于估计血压方程系数的特征, 通过统计估计、数值计算等方法估计血压方程系数; 最后利用特征选择从特征提取中所提取的特征中选出用于估计血压的特征, 将其代入血压方程进行血压估计。该方法利用基于多特征的脉搏波速法和创建血压方程组的方法, 利用人工智能和模式识别等方法进行血压估计, 不仅进一步提高了血压估计得测量精度, 而且避免了烦琐的参数标定过程。



1. 一种基于多特征的脉搏波速法和血压方程组的连续血压估计方法模型的建立方法，其包括

- (1.1) ECG 信号和脉搏波信号同步采集；
- (1.2) ECG 信号和脉搏波信号消噪；
- (1.3) ECG 和脉搏波信号特征点检测；
- (1.4) ECG 信号和脉搏波信号特征提取；
- (1.5) 利用特征选择算法选出用于建立连续血压方程组的特征；
- (1.6) 建立基于多特征的脉搏波速法的连续血压方程组；
- (1.7) 利用提取的特征参数估计连续血压方程组中的参数，所述连续血压方程组中的参数包括需要标定的参数；

其特征在于，

所述特征提取所提取的特征包括 ECG 信号和脉搏波信号的解析特征、表象特征、变换域特征和融合特征，或者解析特征、表象特征、变换域特征、融合特征的任意组合；

所述解析特征包括 ECG 信号和脉搏波信号的整个周期波形、多个周期波形的平均、周期波形的幅度、间期、面积、周长、角度、ECG 信号和脉搏波信号之间的间期、幅度差、两个信号之间围成的面积、周长或角度，或者这些几何特征的任意组合；

所述表象特征包括将 ECG 信号和脉搏波信号的解析特征通过主成分分析法、线性判别式法或者 KL 变换方法变换后的特征；

所述变换域特征包括将 ECG 信号和脉搏波信号的解析特征通过小波变换、傅立叶变换、希尔伯特变换或者余弦变换进行处理后在变换域上提取的特征；

所述融合特征包括将上述解析特征、表象特征、变换域特征分别构建特征向量，然后采用数据融合方法提取特征。

2. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征不在于，所述特征点的检测包括采用三样条小波检测 ECG 信号的 R 波峰值，并且以 R 波的位置为基准搜索 Q 波、S 波的峰值。

3. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征不在于，所述特征提取所提取的特征包括心率变异性、ECG 波形变异性、脉搏波主波高度、主波上升时间、重搏波高度、重搏波相对高度、降中峡高度、降中峡相对高度和 / 或每搏心输出量。

4. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征不在于，所述特征提取所提取的特征包括脉搏波传导时间、心率变异性、ECG 波形变异性、脉搏波主波高度、主波上升时间、重搏波高度、重搏波相对高度、降中峡高度、降中峡相对高度、每搏心输出量、脉搏波上升时间、血容积、血容积变化率、变化斜率、最大幅值、最小幅值、时间间期、脉率、升支、降支、主波幅值和形态、年龄、性别、身高、腿长、臂长、体重、臂周长、身体质量指数和体脂中的一个或多个组成的特征向量。

5. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征不在于，所述特征选择算法包括分支定界法。

## 连续血压测量装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种连续血压测量装置,更具体涉及一种利用心电信号和光电容积波信号的多种参数对基于脉搏波速法血压测量方程中的参数和收缩压、舒张压和平均压进行估计的连续血压估计的装置。

### 背景技术

[0002] 血压指血管内的血液对于单位面积血管壁的侧压力,即压强。它是反映心血管功能的重要生理参数,是诊断疾病、观察治疗效果、进行预后判断的重要依据。由于受身体状态、情绪、压力、运动和生理节律等多种因素影响,血压具有明显的波动性,因此单次测量血压具有偶然性,不能准确的反映出人体血压值和血压的变换情况。而连续测量血压不仅能反映出血压的变化和规律,还可以为预测心血管病的发病率和死亡率提供大量的生理信息,在临床及医学研究中具有重要的意义。

[0003] 脉搏波速度法是根据脉搏波沿动脉传播速度与动脉血压之间具有正相关性的特点提出的,通过测量脉搏波速度 (Pulse Wave Velocity, PWV) 间接推算出动脉血压值。实际中脉搏波速度难于直接测量,可固定脉搏波传播距离,通过脉搏波传播时间确定动脉血压。

[0004] 传统的脉搏波速度法通过采集光电容积波 (Photoplethysmographic, PPG) 和心电图 (electrocardiogram, ECG) 信号获得每搏 PTT,即可计算出每搏血压。该方法是一种具有前景的连续血压测量方法,但该方法存在两个问题:(1) 目前基于脉搏波速法的连续血压测量方法需要袖带和仪器校正血压测量方程。例如申请号为 201110144051.8 的中国专利申请采用了示波法测血压仪器对血压估计方程进行参数校正。(2) 人体血压受多种因素影响,基于脉搏波速度法的连续血压测量受多种因素影响,其中包括觉醒或睡觉、活动等级、体位、情绪、环境温度、睡眠窒息症、咖啡因、酒精、心输出量、血管收缩性、终端阻抗、心负荷、测量姿势、测量部位、温度、传感器的选择等,仅采用 PTT,利用方程测量的血压值不够准确。

### 发明内容

[0005] 针对现有技术中的上述技术问题,本发明的目的在于提供一种检测基于脉搏波速法的血压方程组的参数的方法及应用该方法的连续血压测量装置,通过利用 ECG 和脉搏波两路信号,基于多参数修正脉搏波传播速度的方法估计连续血压。

[0006] 本发明通过如下的技术方案实现。

[0007] 一种基于多特征的脉搏波速法和血压方程组的连续血压测量方法,包括以下步骤:

[0008] (1) 基于多特征的脉搏波速法和血压方程组的连续血压估计方法模型的建立过程,其包括

[0009] (1.1) ECG 信号和脉搏波信号同步采集;

[0010] (1.2) ECG 信号和脉搏波信号消噪;

- [0011] (1.3) ECG 和脉搏波信号特征点检测；
- [0012] (1.4) ECG 信号和脉搏波信号特征提取
- [0013] (1.5) 利用特征选择算法选出用于建立连续血压方程组的特征；
- [0014] (1.6) 建立基于多特征的脉搏波速法的连续血压方程组；
- [0015] (1.7) 利用提取的特征参数估计连续血压方程组中的参数，所述连续血压方程组中的参数包括需要标定的参数；
- [0016] (2) 基于多特征的脉搏波速法和连续血压方程组的连续血压估计过程，其包括
- [0017] (2.1) ECG 信号和脉搏波信号同步采集；
- [0018] (2.2) ECG 信号和脉搏波信号消噪；
- [0019] (2.3) ECG 和脉搏波信号特征点检测；
- [0020] (2.4) ECG 信号和脉搏波信号特征提取；
- [0021] (2.5) 利用特征选择算法选出用于选择连续血压方程的连续血压方程选择特征；
- [0022] (2.6) 利用步骤 (2.5) 中选择出的连续血压方程选择特征进行连续血压方程选择，选择出用于估计血压的方程；
- [0023] (2.7) 利用特征选择算法选出用于估计步骤 (2.6) 中选择出的方程中的参数的特征；
- [0024] (2.8) 利用步骤 (2.7) 中选择出的特征估计用于估计血压的方程中的参数，所述用于估计血压的方程中的参数包括需要标定的参数；
- [0025] (2.9) 利用特征选择算法选出用于估计血压的特征；
- [0026] 所述选出的用于估计血压的特征和脉搏波传播时间共同用于估计人体的收缩压、舒张压和 / 或平均压。
- [0027] 优选地，所述特征点的检测包括采用三样条小波检测 ECG 信号的 R 波峰值，并且以 R 波的位置为基准搜索 Q 波、S 波的峰值。
- [0028] 优选地，所述特征参数包括心率变异性、ECG 波形变异性、脉搏波主波高度、主波上升时间、重搏波高度、重搏波相对高度、降中峡高度、降中峡相对高度和 / 或每搏心输出量。
- [0029] 优选地，所述特征参数包括 ECG 信号和脉搏波信号的解析特征、表象特征、变换域特征和融合特征，或者解析特征、表象特征、变换域特征、融合特征的任意组合。
- [0030] 通过采用以上技术方案，本发明从 ECG 信号和脉搏波信号中提取多参数特征，利用有效的特征参数估计脉搏波速法中标定的参数，并利用多特征参数和脉搏波速法共同估计连续血压，从而避免参数标定的繁琐，也能进一步提高无创连续血压测量的精度。

#### 附图说明

- [0031] 图 1 是根据本发明的连续血压测量装置的测量流程图。
- [0032] 图 2a-2d 是典型的 ECG 信号特征参数示意图。
- [0033] 图 3 和图 4 是典型光电容积波及其特征参数示意图。
- [0034] 图 5 是根据本发明的一种实施方式的血压估计流程图。

#### 具体实施方式

- [0035] 下面结合附图描述根据本发明的连续血压测量方法的优选实施方式。

[0036] 根据本发明的连续血压测量装置利用 ECG 和脉搏波两路信号,基于多参数的脉搏波速法和血压方程组的方法估计连续血压。通过从 ECG 信号和光电容积波信号中提取多参数特征,通过特征选择建立不同类型人的基于多参数的脉搏波速法的血压方程组。该方法从提取的大量特征中通过三次特征选择该方法选出用于估计血压的特征、估计血压方程系数(包括标定参数)的特征和血压方程选择的特征。该装置测量血压时首先从提取的大量特征中,经过特征选择,选出用于血压方程估计的特征,将其送入决策系统,从血压方程组中确定出用于估计血压的方程;然后利用特征选择从特征提取中所提取的特征中选出用于估计血压方程系数的特征,通过统计估计、数值计算等方法估计血压方程系数;最后利用特征选择从特征提取中所提取的特征中选出用于估计血压的特征,将其代入血压方程进行血压估计。该方法利用基于多参数的脉搏波速法和创建血压方程组的方法,利用人工智能和模式识别等方法进行血压估计,不仅进一步提高了血压估计得测量精度,而且避免了烦琐的参数标定过程。图 1 是根据本发明的连续血压测量装置的测量过程的流程图,该测量过程包括如下步骤。

[0037] (1) 基于多特征的脉搏波速法和血压方程组的连续血压估计方法模型的建立过程,其包括

[0038] (1.1) ECG 信号和脉搏波信号同步采集;

[0039] (1.2) ECG 信号和脉搏波信号消噪;

[0040] (1.3) ECG 和脉搏波信号特征点检测;

[0041] (1.4) ECG 信号和脉搏波信号特征提取

[0042] (1.5) 利用特征选择算法选出用于建立连续血压方程组的特征;

[0043] (1.6) 建立基于多特征的脉搏波速法的连续血压方程组;

[0044] (1.7) 利用提取的特征参数估计连续血压方程组中的参数,所述连续血压方程组中的参数包括需要标定的参数;

[0045] (2) 基于多特征的脉搏波速法和连续血压方程组的连续血压估计过程,其包括

[0046] (2.1) ECG 信号和脉搏波信号同步采集;

[0047] (2.2) ECG 信号和脉搏波信号消噪;

[0048] (2.3) ECG 和脉搏波信号特征点检测;

[0049] (2.4) ECG 信号和脉搏波信号特征提取;

[0050] (2.5) 利用特征选择算法选出用于选择连续血压方程的连续血压方程选择特征;

[0051] (2.6) 利用步骤 (2.5) 中选择出的连续血压方程选择特征进行连续血压方程选择,选择出用于估计血压的方程;

[0052] (2.7) 利用特征选择算法选出用于估计步骤 (2.6) 中选择出的方程中的参数的特征;

[0053] (2.8) 利用步骤 (2.7) 中选择出的特征估计用于估计血压的方程中的参数,所述用于估计血压的方程中的参数包括需要标定的参数;

[0054] (2.9) 利用特征选择算法选出用于估计血压的特征;

[0055] (2.10) 利用步骤 (2.9) 中选出的用于估计血压的多特征和脉搏波传播时间共同估计人体的收缩压、舒张压、平均压。

[0056] 本发明利用牛津仪器公司的 Medilog AR12(holter) 进行心电采集,采样频率为

1024Hz, 量化为 16bit。当然, 利用其他仪器、或采用不同的采样频率和比特率也可以。

[0057] 根据本发明, 可以在人体的左手手指和右手手指之间采集 ECG 信号, 例如可采用银-氯化银纽扣电极进行 ECG 信号采集, 其中将两个电极分别置于双手的食指上。采集的 ECG 信号经过高增益的差分放大器进行处理。所述差分放大器的可变增益可设置为 2000, 带宽设置为 1-100Hz, 采用陷波器滤除电力线干扰, 信号采样用 1000Hz、12bit 的模数转换器。采集的 ECG 信号经前端放大器、运算放大器、滤波电路、A/D 转换器后以数字方式存储于 ECG 存储电路中。

[0058] 在本发明中, 可采用一导联心电信号或多导联心电信号进行测量, 其中的导联包括: 医用 12 导联、Einthoven 导联体系、Frank 导联体系、加压肢体导联、心电 Holter 导联体系、航天导联 (包括胸剑、胸腋导联) 等。

[0059] 为了得到脉搏波信号, 在采集 ECG 信号的同时采集光电容积波信号, 采集人体桡动脉、肱动脉、颈动脉、耳朵 (耳垂)、手指、手腕上的光电容积波信号。在上述 ECG 信号采集步骤中, 在人体的左手手指和右手手指、左手手掌和右手手掌、左手手腕和右手手腕之间采集 ECG 信号。

[0060] 在采集 ECG 信号的同时采集光电容积波信号, 采集人体桡动脉、肱动脉、颈动脉、耳朵 (耳垂)、手指、手腕上的光电容积波信号。

[0061] 本发明的方法将 ECG 信号和包括心音、血压、压力脉搏波、光电容积波、血氧、毛孔、体温、皮肤湿度、皮肤阻抗、血氧饱和度特征或其他人体特征一种或多种任意组合起来进行连续血压测量。

[0062] 在 ECG 信号预处理步骤中, 采用基于 Hilbert-Huang 变换和自适应阈值的形态学滤波方法对 ECG 信号进行滤波。

[0063] 特征点检测步骤中采用三样条小波检测 ECG 信号的 R 波峰值, 并且以 R 波的位置为基准搜索 Q 波、S 波的峰值。

[0064] 特征参数提取

[0065] 血压与脉搏波传播时间、动脉顺应性、血管阻力、心输出量和每搏输出量有关。因此本发明从 ECG 和光电容积波中提取特征参数, 提取的特征参数包括连续血压方程选择的特征参数、血压方程估计的特征参数和血压方程标定的特征参数。

[0066] 提取的特征除了心率变异性、ECG 波形变异性、脉搏波主波高度、主波上升时间、重搏波高度、重搏波相对高度、降中峡高度、降中峡相对高度、每搏心输出量等外, 还提取解析特征、表象特征、变换域特征和融合特征等。

[0067] (1) 解析特征

[0068] 基于解析特征是指利用 ECG 和光电容积波波形的幅度、间期、面积、角度等几何参量为特征。

[0069] 其中如图 2a 所示, 图中实线为 ECG, 虚线为 PPG, ECG 信号 R 波峰值与 PPG 信号峰值之间的时间间隔即为 PTT。

[0070] 本发明提取的 ECG 信号特征如图 2b-2d 和表 1 所示。

[0071] 表 1 解析特征列表

[0072]

特征分类	特征					
幅度特征	1.P_PP <sub>L</sub>	2.P_PQ	3.P_PR	4.P_PS	5.P_PT	6.P_QQ'
	7.P_QR	8.P_QS	9.P_QT	10.P_RS'	11.P_RS	12.P_RT
	13.P_SS'	14.P_ST	15.P_TT <sub>R</sub>			
间期特征	16.T_PLR	17.T_PLP	18.T_PLPR	19.T_PLQ	20.T_PR	21.T_PPR
	22.T_PQ	23.T_PT	24.T_PRQ'	25.T_Q'S'	26.T_QR	27.T_QS
	28.T_RS	29.T_RT	30.T_RTR	31.T_ST	32.T_S'T L	33.T_S'T R
	34.T_TLT	35.T_TLTR	36.T_TTR	37.T_PLQ	38.T_PLT R	39.T_PRR
	40.T_Q'Q	41.T_RT <sub>L</sub>	42.T_SS'	43.T_ST <sub>L</sub>	44.T_RT R	
三角型特征	45.∠SQR	46.∠QRS	47.∠QSR	48.S <sub>△QRS</sub>	49.L <sub>△QRS</sub>	

[0073] 本发明采用的 PPG 参数除了 RI (公式 1)、SI (公式 2)、K 值 (公式 3) 等外, 还提出了 6 种新指标如下, 分别为: AmBE (公式 6)、DfAmBE (公式 7)、g (公式 8)、LeBA (公式 9)、TmCpt (公式 10) 和 RtH (公式 11)。关于上述 9 种 PPG 信号特征解释见下文。

[0074] RI 为反射系数外 RI 越大, 反射波通常越强, 血管弹性一般越好; SI 为硬度系数, SI 越大, 则 DT 一般越小、脉搏波速一般越高, 因此血管壁硬度一般越高。罗志昌等研究发现: 当外周阻力较低或血管壁弹性较好时, K 值一般较小; 反之, 外周阻力与血管壁硬化程度增加时, K 值一般也增大; 通常 K 越小, 脉搏波所受阻力越小。

[0075]  $RI = b/a$  (1)

[0076] 其中 a 为主波的幅值, b 为重搏波的幅值。

[0077]  $SI = h/DT$  (2)

[0078] 其中 h 为被试者的身高。

[0079]  $K = \frac{P_m - P_d}{P_s - P_d}$  (3)

[0080] 其中 P<sub>s</sub> 为收缩压, P<sub>d</sub> 为舒张压, P<sub>m</sub> 为平均压。

[0081] 无论是 SI 还是 RI, 都与 D 点的精确定位有关。当血管外周阻力过大时, 重搏波往往不明显甚至不可分辨, 此时 D 点的精确定位十分困难。另外, K 值是一个宏观值, 不能细致追踪波形形态的变化, 且不同形态的 PPG 波形可能对应同一个 K 值。

[0082] 本文定义了六种衡量 PPG 波形变化的新指标, 并参照 K 值变化规律发现了这些指标的变化规律。令 PPG 上 A 点横坐标为 A<sub>x</sub>, 其它特征点坐标形式亦然。参照图 2a-2c, 定义特征点 E<sub>x</sub> 与 F<sub>x</sub>。

[0083]  $E_x = B_x + 100ms$  (4)

[0084]  $F_x = C_x + 160ms$  (5)

[0085] AmBE: AmBE 为脉搏波 BE 段曲线以 E 点幅度为参照的平均幅值,

[0086]  $AmBE = \frac{1}{M} \sum_{i=B_x}^{E_x} (ppg(i) - ppg(E_x))$  (6)

[0087] 其中 M = length(B<sub>x</sub>:E<sub>x</sub>)。AmBE 越大, 脉搏波的 BE 段曲线越陡峭, 血管壁弹性越

好或脉搏波所受阻力越小。

[0088] DfAmBE :DfAmBE 为脉搏波 BE 段曲线的差分均值。

$$[0089] \quad DfAmBE = \frac{1}{K} \sum_{i=H_c}^{E_c-1} (ppg(i) - ppg(i+1)) \quad (7)$$

[0090] 其中  $K = \text{length}(Bx:Ex-1)$ 。DfAmBE 越大,脉搏波的 BE 段曲线越陡峭,血管壁弹性越好或脉搏波所受阻力越小。

[0091]  $g$  : $g$  为 BA' 线段与脉搏波曲线在 C 点处的幅度差值。

$$[0092] \quad g = f_{BA'}(C_x) - ppg(C_x) \quad (8)$$

[0093]  $g$  越大, C 相对位置越低,血管壁弹性越好或脉搏波所受阻力越小。

[0094] LeBA :LeBA 是脉搏波 BA' 曲线的线性拟合误差。

$$[0095] \quad LeBA = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=H_c}^{E_c} (ppg(i) - f_{h_1}(i))^2} \quad (9)$$

[0096] 其中  $N = \text{length}(Bx:Ax')$ 。LeBA 越大, BA' 曲线的线性趋势越小,血管壁弹性越好或脉搏波所受阻力越小。

[0097] TmCpt :TmCpt 为脉搏波 CF 段曲线中,高于 C 点的累计时间。

$$[0098] \quad \{TmCpt = \frac{T}{F_s} \mid T = \sum_{i=C_c}^{E_c} ppg(i) > ppg(C_c)\} \quad (10)$$

[0099] TmCpt 越大,脉搏波的重搏波越明显,血管壁弹性越好或脉搏波所受阻力越小。

[0100] RtH :RtH 为重搏波谷点相对幅度与主波峰点相对幅度的比值。

$$[0101] \quad RtH = h_2/h_1 \quad (11)$$

[0102] RtH 越小,血管壁弹性越好或脉搏波所受阻力越小。

[0103] 如图 3-4 所示,典型脉搏波的主要特征为:(1) 升支 (A-B):心脏收缩时,左心室向主动脉射血,引起主动脉血压迅速上升,主动脉血流量增大。(2) 降支 (B-C):左心室射血后期,由于射血速度减慢,主动脉根部流入血量低于向外周流出血量时,压力随之下落,主动脉管弹性回缩形成。A-B-C 段的曲线构成主波,其幅值和形态与心脏的射血功能和主动脉压力变化有关。(3) 降中峡 (C):出现在主动脉瓣关闭的瞬间,其幅值受外周阻力和主动脉瓣功能的影响:当外周阻力增高时,降中峡抬高,反之降低。(4) 重搏波 (D):是降中峡后的一个小波。心舒期开始时,主动脉瓣忽然关闭,外周返流血液引起血管扩张。

[0104] 在所述连续血压测量方法中,提取的特征包括脉搏波传导时间、心率变异性、ECG 波形变异性、脉搏波主波高度、主波上升时间、重搏波高度、重搏波相对高度、降中峡高度、降中峡相对高度、每搏心输出量、脉搏波传导时间、K 值、面积、脉搏波降中峡的相对高度  $h/H$ 、重搏波的相对高度  $g/H$ 、反映每搏心输出量的  $H(1+ts/td)$ 、脉搏波上升时间,血容积、血容积变化率、变化斜率、最大幅值、最小幅值、时间间期、脉率,升支 (A-B),降支 (B-C), A-B-C 段的曲线构成主波,其幅值和形态,降中峡 (C):,重搏波 (D), RI (公式 1), SI (公式 2), K 值 (公式 3), AmBE, DfAmBE,  $g$ , LeBA, TmCpt, RtH 等。年龄、性别、身高、腿长、臂长、体重、臂周长、身体质量指数 (body mass index, BMI) 和体脂 (body fat) 中的一个或多个作为连续血压测量方法提取的特征向量。

[0105] 在特征提取步骤中,提取的特征参数除包括 ECG 信号和脉搏波信号的解析特征、表象特征、变换域特征、融合特征,还包括解析特征、表象特征、变换域特征、融合特征的任意组合。



[0106] 所述解析特征包括 ECG 信号和脉搏波信号的整个周期波形、多个周期波形的平均、周期波形的幅度、间期、面积、周长或角度,或者这些几何特征的任意组合。

[0107] 所述表象特征包括将 ECG 信号和脉搏波信号的解析特征通过主成分分析法、线性判别式法或者 KL 变换方法变换后的特征。

[0108] 所述变换域特征包括将 ECG 信号的解析特征通过小波变换、傅立叶变换、希尔伯特变换或者余弦变换进行处理后在变换域上提取的特征。

[0109] 所述融合特征包括将上述解析特征、表象特征、变换域特征和 1 个或多个特征采用数据融合方法进行数据融合提取的特征。

[0110] 所述特征融合算法包括古典概型、贝叶斯推理、聚类算法、信息论方法、主成分分析、最优化理论、人工神经网络理论、模糊理论、粗糙集理论和 D-S 证据理论。

[0111] 特征选择过程包括利用不同的特征选择方法或相同的特征选择方法从特征提取过程提取的特征中选出用于选择连续血压方程的连续血压方程选择特征、用于连续血压方程中的参数和需要标定的参数的特征,和连续血压估计的特征。其利用的特征选择方法包括聚类方法、互信息特征选择方法、贝叶斯分类器、模板匹配方法、神经网络方法、距离判别法、主元素分析法、线性判别分析法、K 阶邻接距法、支持向量机法、人工智能法、模糊数学法、遗传算法、决策树法、统计决策法、Fisher 判别法、相关系数阈值法、对数似然比、类别信息特征选择方法、改进遗传算法的支持向量机特征选择方法、基于可分性判据的特征选择方法、信息论方法、KL 变换、独立成分分析和最优化理论。

[0112] 特征选择利用特征选择选取用于估计血压的特征过程中,所选估计血压特征要求和对应的血压值具有某种函数关系。即剔除那些不能反映血压值变化的特征。

[0113] 所述特征选择中利用特征提取中的多种特征进行特征选择,并利用特征选择方法、回归分析等统计方法和数值分析方法选出血压方程系数特征(包括需要标定的特征)、血压方程估计特征和血压方程选择特征。采用的特征选择方法包括分支定界法、穷举法。

[0114] 上述提取的特征利用分支定界法进行特征选择,选出血压方程系数参数特征、血压方程估计特征和血压方程选择特征。基于分支定界法中选用的类别可分性判据包括:基于类内、类间协方差阵的可分性判据、基于几何距离的可分性判据、基于类的概率密度函数的可分性判据、基于后验概率的可分性判据。

[0115]  $J_d(x) = \text{Tr}(S_b) / \text{Tr}(S_w)$

[0116] 还可构造如下可分性判据:

[0117]  $J_1 = \text{Tr}[S_w^{-1}S_b]$

[0118]  $J_2 = \frac{|S_b|}{|S_w|}$

[0119]  $J_3 = \frac{\text{Tr}[S_b]}{\text{Tr}[S_w]}$

[0120]  $J_4 = \frac{|S_w + S_b|}{|S_w|} = \frac{|S_t|}{|S_w|}$

[0121]  $x_k^{(i)}$ 、 $x_l^{(j)}$ 分别为  $\omega_i$ 、 $\omega_j$  类中的特征向量, $d(x_k^{(i)}, x_l^{(j)})$ 为它们之间的距离,C 为类别数; $N_i$ 、 $N_j$  分别为类的样本数; $P_i$ 、 $P_j$  是相应的先验概率, $m_i$  表示第 i 类样本集特征的均值,m 表示所有各类样本集特征的总平均向量:

$$[0122] \quad m_i = \frac{1}{N_i} \sum_{k=1}^{N_i} x_k^{(i)}$$

$$[0123] \quad m = \sum_{i=1}^C P_i m_i$$

[0124] 类内离差矩阵：

$$[0125] \quad S_\omega = \sum_{i=1}^C P_i \frac{1}{N_i} \sum_{k=1}^{N_i} (x_k^{(i)} - m_i)(x_k^{(i)} - m_i)^T$$

[0126] 类间离差矩阵：

$$[0127] \quad S_b = \sum_{i=1}^C P_i (m_i - m)(m_i - m)^T$$

[0128] 在连续血压方程创建过程中,利用特征选择提取出的多特征为因变量建立多种基于脉搏波速法的血压方程。建立的血压方程中所提取特征与血压之间的关系包括指数关系、对数关系、反比例关系、线性关系、高阶线性关系、非线性关系和高阶非线性关系,所建立的血压方程包括以下方程：

$$[0129] \quad P = \sum_{i=1}^{+\infty} \sum_{j=-\infty}^{+\infty} a_{ij} X_i^j \quad X_i \text{ 为某一特征, } a_{ij} \text{ 为某一系数, } i \in N, j \in Z(1)$$

$$[0130] \quad P = \sum_{i=-\infty}^{+\infty} \left( \sum_{j=-\infty}^{+\infty} a_{ij} X_i^j + \sum_{j=-\infty}^{+\infty} b_{ij} \ln X_i^j + \sum_{j=-\infty}^{+\infty} c_{ij} e^{X_i^j} \right) \quad (2) \quad i, j \in Z, X_j \text{ 为某一特征, } a_{ij}, b_{ij}, c_{ij}$$

$$\text{为某一系数 } P = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N a_{ij} T_j \left( \frac{2X_i - X_{i,\max} - X_{i,\min}}{X_{i,\max} - X_{i,\min}} \right) \quad (3-1)$$

[0131]  $X_i$  为某一特征,  $a_{ij}$  为第  $i$  个特征的第  $j$  项系数,  $i \in Z, j \in Z, X_{i,\max}$  和  $X_{i,\min}$  分别为特征  $X_i$  可能出现的最大值和最小值

$$[0132] \quad T_j(x) = \cos(j \arccos x), |x| \leq 1 \quad (3-2)$$

[0133] 所建立的血压方程还可以包括如下方程：

$$[0134] \quad BP = a + b \times T_{PWT} \quad (1)$$

[0135] 式中 BP 为动脉血压,  $a$  和  $b$  为标定参数,  $T_{PWT}$  的计算以 R 波峰值点为起始点,脉搏波起始处之后幅度上升 25% 处为结束点,其间隔时间即为  $T_{PHT}$ 。

$$[0136] \quad SBP = C_3 \times \ln PAT + C_2 \ln L + C_1 \times ZX + C_0 \quad (2)$$

[0137] ZX 为心舒张期中光电容积波次生波过零点的数量, PAT 为 R 波峰值点到光电容积波峰值点的传播时间。L 为从心脏到光电容积波传感器之间的动脉长度。 $C_0 \sim C_3$  为标定参数。

$$[0138] \quad P_s = a + \frac{b}{PTT^2} \quad (3)$$

[0139] 式中  $P_s$  为收缩压,  $a$  和  $b$  为标定参数。

$$[0140] \quad BP = b_{ij} e^{\frac{k_{ij}}{c}} \quad i = 1, 2, \dots, m(\text{年龄}); j = \text{男性或女性} \quad (4)$$

[0141] 式 (4) 为不同年龄和性别的血压测量模型,参量  $c$  通过实际测量获得,参数  $b_{ij}$  和  $k_{ij}$  为标定参数。

$$[0142] \quad DBP = \frac{SBP_0}{3} + \frac{2DBP_0}{3} + A \ln\left(\frac{PTT_{w_0}}{PTT_w}\right) - \frac{(SBP_0 - DBP_0)}{3} \frac{PTT_{w_0}^2}{PTT_w^2} \quad (5-1)$$

$$[0143] \quad SBP = DBP + (SBP_0 - DBP_0) \frac{PTT_{w_0}^2}{PTT_w^2} \quad (5-2)$$

$$[0144] \quad MBP = \frac{1}{3} SBP + \frac{2}{3} DBP \quad (5-3)$$

[0145] 式中  $PTT_w$  是加权的 PTT, A 为测试者个体独立特征系数,但可近似用于广谱人群,带“<sub>0</sub>”符号的为标定参数。

$$[0146] \quad P = A \ln PTT + B \quad (6)$$

[0147] 式中 A 和 B 为标定参数。

$$[0148] \quad BP = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} a_n T_{PWT}^n \quad n \in Z \quad (7)$$

$$[0149] \quad P = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} a_n T_{PWT}^n + \sum_{n=-\infty}^{+\infty} b_n \ln T_{PWT}^n + \sum_{n=-\infty}^{+\infty} c_n e^{T_{PWT}^n} \quad n \in Z \quad (8)$$

[0150] 在连续血压方程创建过程中,由于不同类型人的血压方程存在差异,并且标定系数不同。本发明拟根据不同类型人建立不同的血压方程。根据特征选择和数理统计及数值分析等方法选择不同的特征和参数,并研究标定参数和血压之间的关系,创建血压方程模板库,如下式(1)所示,下式(1)中的函数  $f()$  如下式(2)所示。

$$[0151] \quad BP_1 = f(T_{PWT}, X_1, X_2, \dots, X_n)$$

$$[0152] \quad BP_2 = f(T_{PWT}, Y_1, Y_2, \dots, Y_n) \quad (1)$$

$$[0153] \quad BP_n = f(T_{PWT}, Z_1, Z_2, \dots, Z_n)$$

[0154]

$$BP = f(T_{PWT}, X_1, X_2, \dots, X_n) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} a_n T_{PWT}^n + \sum_{n=-\infty}^{+\infty} b_n \ln T_{PWT}^n + \sum_{n=-\infty}^{+\infty} c_n e^{T_{PWT}^n} + \sum_{i=-\infty}^{+\infty} \sum_{j=-\infty}^{+\infty} a_{ij} X_i^j \quad (2)$$

[0155]  $X_i$  为某一特征,  $a_{ij}$  为某一系数,  $i \in N, j \in Z, n \in Z$ 。

[0156] 本发明还包括如下简化血压估计方法:

[0157] (1) 基于多参数修正脉搏波传播速度法的连续血压估计方法模型的建立过程,其包括

[0158] (1.1) ECG 信号和脉搏波信号同步采集;

[0159] (1.2) ECG 信号和脉搏波信号消噪;

[0160] (1.3) ECG 和脉搏波信号特征点检测;

[0161] (1.4) ECG 信号和脉搏波信号特征提取;

[0162] (1.5) 建立基于脉搏波速法的血压方程组或建立基于多特征的脉搏波速法的神经网络;

[0163] (1.6) 利用提取的特征参数估计各个基于脉搏波速法的血压方程中的参数以及需要标定的参数或利用特征参数训练神经网络;

[0164] (2) 基于多参数修正脉搏波传播速度法的连续血压估计过程,其包括

[0165] (2.1) ECG 信号和脉搏波信号同步采集;

[0166] (2.2) ECG 信号和脉搏波信号消噪;

[0167] (2.3) ECG 和脉搏波信号特征点检测;

[0168] (2.4) 提取脉搏波信号中的 AmBE 和斜率特征。

[0169] (2.5) 将提取 AmBE 和斜率特征作为输入特征送入神经网络进行连续血压方程的

选择；

[0170] (2.6) 以 PTT 作为特征利用所述选择的连续血压的方程或基于多特征的脉搏波速度的神经网络共同估计人体的收缩压、舒张压和平均压。

[0171] 其中血压方程可以采用神经网络方法,线性回归方法,也可以是如下方程：

$$[0172] \quad BP = a + b \times T_{PWT} \quad (1)$$

[0173] 式中 BP 为动脉血压, a 和 b 为标定参数,  $T_{PWT}$  的计算以 R 波峰值点为起始点, 脉搏波起始处之后幅度上升 25% 处为结束点, 其间隔时间即为  $T_{PHT}$ 。

$$[0174] \quad SBP = C_3 \times \ln PAT + C_2 \ln L + C_1 \times ZX + C_0 \quad (2)$$

[0175] ZX 为心舒张期中光电容积波次生波过零点的数量, PAT 为 R 波峰值点到光电容积波峰值点的传播时间。L 为从心脏到光电容积波传感器之间的动脉长度。  $C_0 \sim C_3$  为标定参数。

$$[0176] \quad P_s = a + \frac{b}{PTT^2} \quad (3)$$

[0177] 式中  $P_s$  为收缩压, a 和 b 为标定参数。

$$[0178] \quad BP = b_{ij} e^{\frac{k_{ij}}{c}} \quad i = 1, 2, \dots, m(\text{年龄}); j = \text{男性或女性} \quad (4)$$

[0179] 式 (4) 为不同年龄和性别的血压测量模型, 参量 c 通过实际测量获得, 参数  $b_{ij}$  和  $k_{ij}$  为标定参数。

$$[0180] \quad DBP = \frac{SBP_0}{3} + \frac{2DBP_0}{3} + A \ln\left(\frac{PTT_{W_0}}{PTT_w}\right) - \frac{(SBP_0 - DBP_0)}{3} \frac{PTT_{W_0}^2}{PTT_w^2} \quad (5-1)$$

$$[0181] \quad SBP = DBP + (SBP_0 - DBP_0) \frac{PTT_{W_0}^2}{PTT_w^2} \quad (5-2)$$

$$[0182] \quad MBP = \frac{1}{3} SBP + \frac{2}{3} DBP \quad (5-3)$$

[0183] 式中  $PTT_w$  是加权的 PTT, A 为测试者个体独立特征系数, 但可近似用于广谱人群, 带“<sub>0</sub>”符号的为标定参数。

$$[0184] \quad P = A \ln PTT + B \quad (6)$$

[0185] 式中 A 和 B 为标定参数。

$$[0186] \quad BP = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} a_n T_{PWT}^n \quad n \in Z \quad (7)$$

$$[0187] \quad P = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} a_n T_{PWT}^n + \sum_{n=-\infty}^{+\infty} b_n \ln T_{PWT}^n + \sum_{n=-\infty}^{+\infty} c_n e^{T_{PWT}^n} \quad n \in Z \quad (8)$$

[0188] 在利用创建的血压方程估计血压过程中, 首先利用提取的用于选择血压方程的多特征参数进行估计, 选择用于估计血压的方程。在选择出用于估计血压的方程后, 首先利用提出的特征估计血压方程参数和标定参数。在确定血压的方程后, 利用提出的特征估计血压。

[0189] 以上所述仅为本发明的较佳实施方式, 并非用来限定本发明的实施范围; 凡是依本发明所作的等同变化与修改, 都在本发明的保护范围之内。

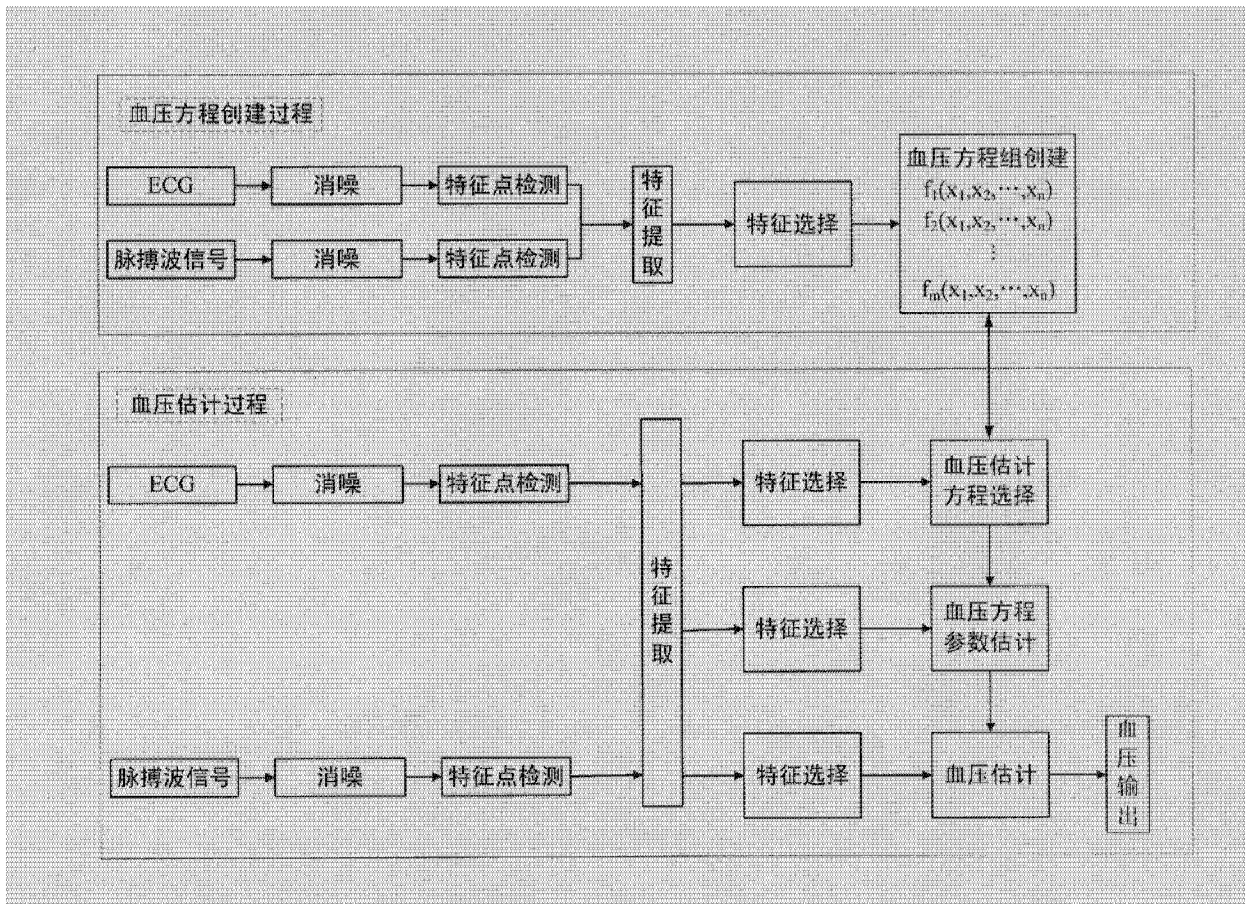


图 1

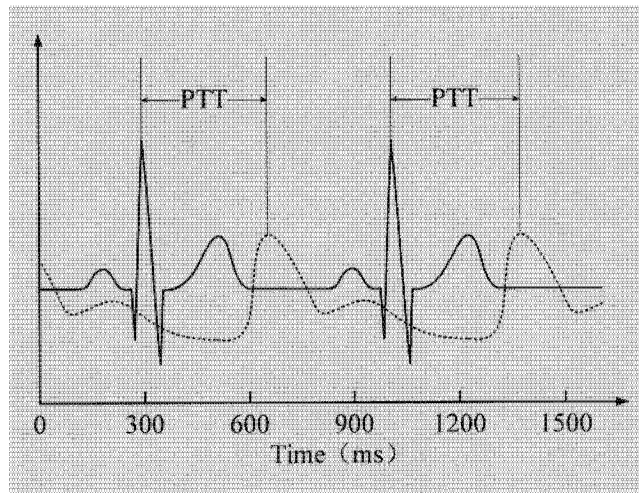


图 2a

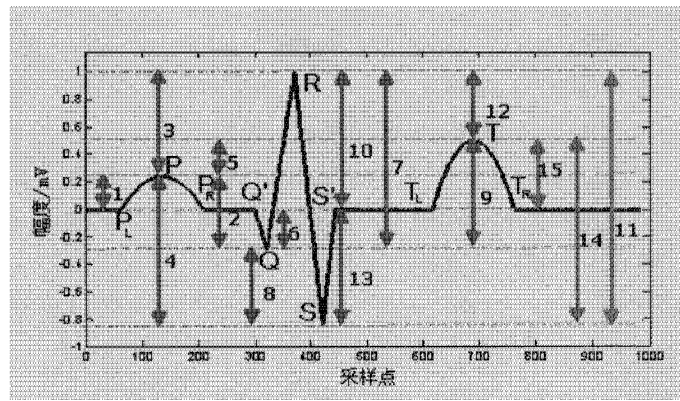


图 2b

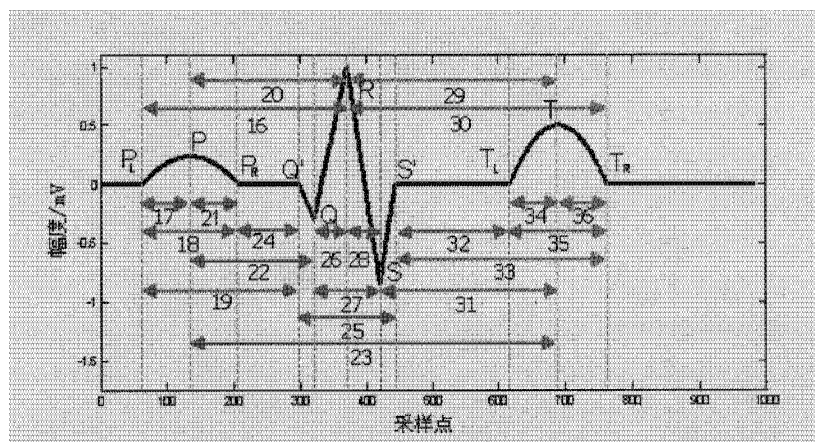


图 2c

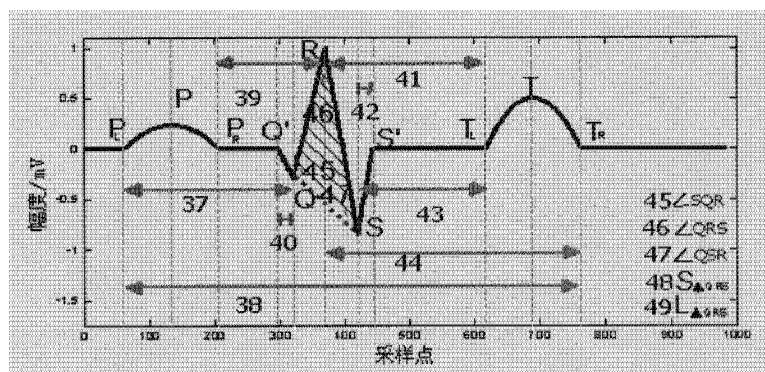


图 2d

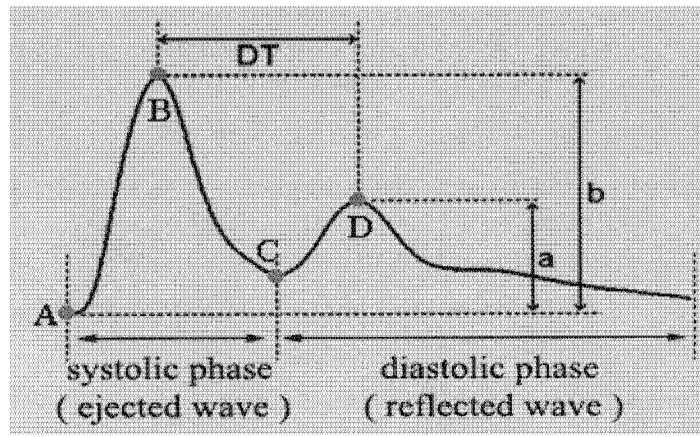


图 3

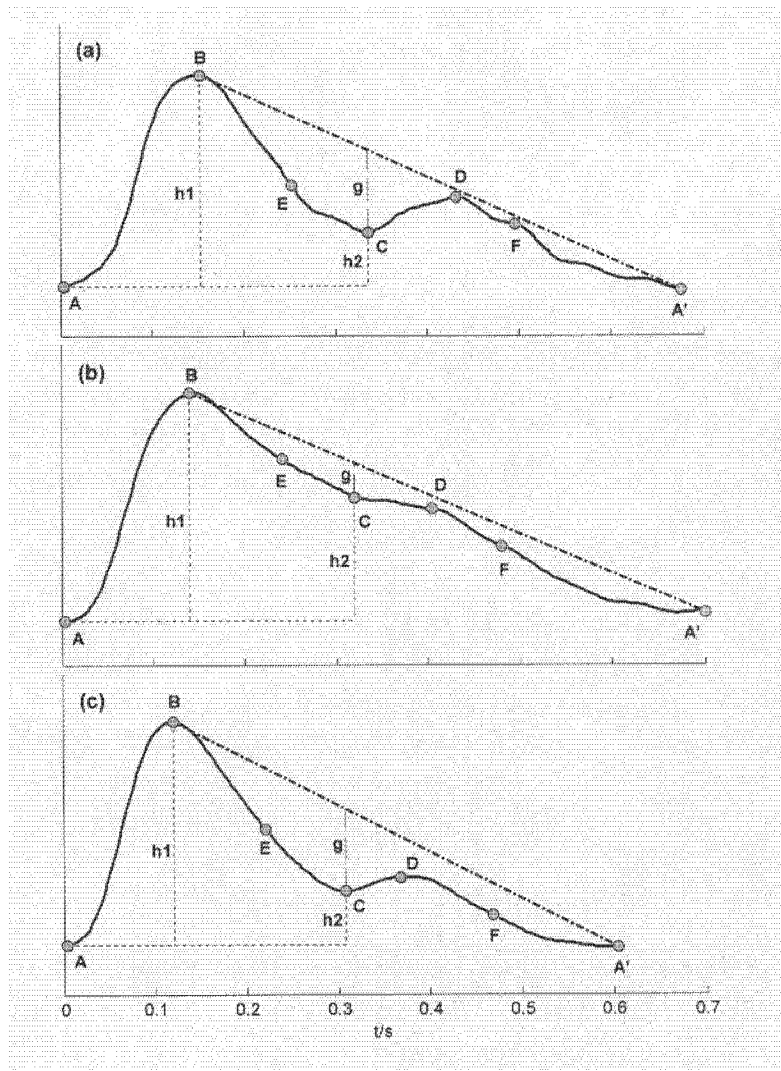


图 4

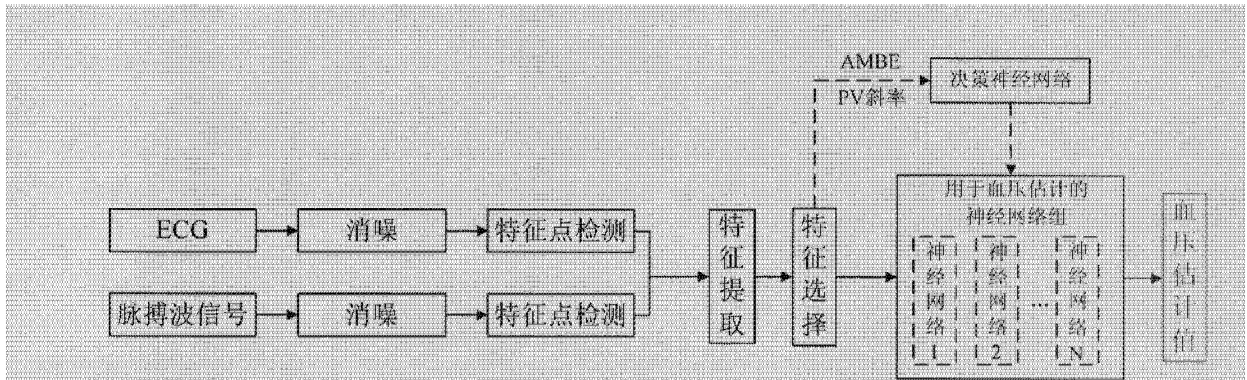


图 5