



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108354597 A

(43)申请公布日 2018.08.03

(21)申请号 201810097775.3

(22)申请日 2018.01.31

(71)申请人 南京邮电大学

地址 210023 江苏省南京市亚东新城区文苑路9号

(72)发明人 陈小惠 张永芳 孙斌 吕亚帅

(74)专利代理机构 南京经纬专利商标代理有限公司 32200

代理人 朱小兵

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

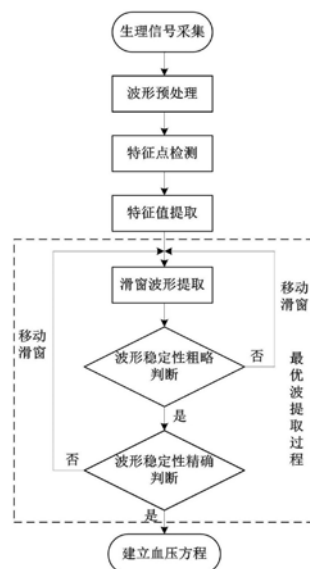
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

### (54)发明名称

一种基于最优波提取的快速血压计算方法

### (57)摘要

本发明公开了一种基于最优波提取的快速血压计算方法,涉及医学信号处理领域。具体步骤为:1.生理信号采集;2.波形预处理;3.特征点检测;4.特征值提取;5.基于滑窗的波形提取;6.滑窗波形稳定性粗略判断;7.波形形态精确判断;8.建立血压方程。本发明通过对生理信号的实时采集并处理,自动提取一段最优波形,一方面基本消除波形误检现象,提高血压精度;另一方面不因一段信号中的少量错波而丢弃优质波形,提高血压计算速度。



1. 一种基于最优波提取算法的快速血压计算方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1:同时采集一段脉搏波信号和心电信号;

步骤2:对步骤1中的信号分别进行预处理;

步骤3:对步骤2中的信号分别进行特征点检测;

步骤4:对步骤2中的信号分别进行特征值提取;

步骤5:以当前范围内检测出的首个波峰为起点,以相邻两个波峰间的距离为步长,以连续4个波峰长为窗长,提取一个窗体的波形;

步骤6:对步骤5中的波形稳定性进行粗略判断,满足设定阈值则进行步骤7,否则移动一个步长,返回步骤5;

步骤7:对步骤6中的每个波形进行精确判断,满足设定条件则进行步骤8,否则移动一个步长,返回步骤5;

步骤8:根据波形特征,拟合血压方程。

2. 如权利要求1所述的一种基于最优波提取算法的快速血压计算方法,其特征在于,步骤2所述预处理包括,对脉搏波信号进行带通滤波、移动平均处理,对心电信号进行移动平均和一阶差分阈值方法处理。

3. 如权利要求1所述的一种基于最优波提取算法的快速血压计算方法,其特征在于,步骤3所述特征点的检测包括采用滑窗法对脉搏波波峰和波谷的检测,及采用三样条小波检测心电信号的R波峰值检测。

4. 如权利要求1所述的一种基于最优波提取算法的快速血压计算方法,其特征在于,步骤4所提取的特征值包括脉搏波主波高度、主波上升时间、下降沿舒张期时间、重搏波高度、重搏波相对高度、脉搏波传导时间、心电信号R波峰值。

5. 如权利要求1所述的一种基于最优波提取算法的快速血压计算方法,其特征在于,步骤6所述最优波形的粗略判断是依次将窗体中的波形通过变异系数和阈值检测,直至满足稳定性要求,所述变异系数指:

$$CV = \sigma / |u|$$

其中 $\sigma$ 为当前窗体波形的标准差, $u$ 为当前窗体波形的均值。

6. 如权利要求1所述的一种基于最优波提取算法的快速血压计算方法,其特征在于,步骤7所述最优波形的精确判断具体为:在满足最优波形粗略判断的条件下,通过峰度和偏度分别对脉搏波信号和心电信号的每个波形形态进行精确判断,其计算公式如下:

$$skewness = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3}{std^3}$$

$$kurtosis = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^4}{std^4}$$

其中kurtosis代表峰度,skewness代表偏度, $\bar{x}$ 为均值,std为标准差;峰度和偏度的阈值由下列公式确定:

$$T_k = \bar{k} + a_1$$

$$T_s = \bar{s} + a_2$$

其中 $T_k$ 、 $T_s$ 分别表示峰度、偏度的阈值， $\bar{k}$ 为最优波窗体峰度的均值， $\bar{s}$ 为最优波窗体偏度的均值， $a_1$ 、 $a_2$ 为常数，数值指标需根据实验数据来确定。

7. 如权利要求1所述的一种基于最优波提取算法的快速血压计算方法，其特征在于，步骤8所述血压方程指：针对提取出的最优波形，结合听诊法，分别进行收缩压 $p_s$ 和舒张压 $p_d$ 的快速拟合计算，其计算公式为：

$$p_s = a \cdot PTT + b$$

其中，PTT为脉搏波传导时间， $a$ 、 $b$ 为常量；

$$P_d = P_s \cdot e^{\frac{-T_d}{mKT+n}}$$

其中， $K$ 为脉搏波特征值， $T$ 为脉搏周期， $T_d$ 为脉搏波下降沿舒张期时间， $m$ 和 $n$ 为常量。

## 一种基于最优波提取的快速血压计算方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学信号处理领域,具体涉及一种基于最优波提取的快速血压计算方法。

### 背景技术

[0002] 血压是人体健康极为重要的生理参数,它能够较为直观的反映出人体心血管功能状态,也是进行疾病诊断和健康预测的重要依据。

[0003] 常用的血压测量方法主要分为有创检测和无创检测。有创血压检测技术是直接将压力传感器的导管插入大动脉检测血压信号,主要使用在危重病人的抢救和大手术病人血压的监测,优点在于实时性好、准确性高,缺点则是操作难度高,易对人体产生感染且不适用于日常血压检测。在日常血压检测中,一般使用无创血压检测,常见的方法有动脉张力测定法和脉搏波波速法。动脉张力测定法是根据血管内外的压力与传感器的关系,推算出收缩压与舒张压。它对传感器的摆放位置比较敏感,而且对压力传感器的精度要求比较高,不利于连续检测。而脉搏波波速法是通过脉搏波传导时间来计算收缩压和舒张压的,在人体的各个部位都可以进行检测,操作简便且可以实现连续检测,因此具有广泛的应用前景。

[0004] 传统的脉搏波波速法计算血压往往通过采集一段脉搏波信号和心电信号,经过整体处理和判断计算血压,这样难免会出现波形误检的现象,影响血压精度,或因一段信号中的少量错波而丢弃优质波形的现象,降低血压计算速度。

### 发明内容

[0005] 本发明所要解决的技术问题是:

[0006] 提供一种基于最优波提取算法的快速血压计算方法,自动寻找脉搏波和心电信号的共同最优波形段,并利用该段波形特征快速实现血压计算。

[0007] 本发明为解决上述技术问题采用以下技术方案:

[0008] 本发明提出一种基于最优波提取算法的快速血压计算方法,包括以下步骤:

[0009] 步骤1:同时采集一段脉搏波信号和心电信号;

[0010] 步骤2:对步骤1中的信号分别进行预处理;

[0011] 步骤3:对步骤2中的信号分别进行特征点检测;

[0012] 步骤4:对步骤2中的信号分别进行特征值提取;

[0013] 步骤5:以当前范围内检测出的首个波峰为起点,以相邻两个波峰间的距离为步长,以连续4个波峰长为窗长,提取一个窗体的波形;

[0014] 步骤6:对步骤5中的波形稳定性进行粗略判断,满足设定阈值则进行步骤7,否则移动一个步长,返回步骤5;

[0015] 步骤7:对步骤6中的每个波形进行精确判断,满足设定条件则进行步骤8,否则移动一个步长,返回步骤5;

[0016] 步骤8:根据波形特征,拟合血压方程。

[0017] 进一步地,本发明所提出的一种基于最优波提取算法的快速血压计算方法,步骤2所述预处理包括,对脉搏波信号进行带通滤波、移动平均处理,对心电信号进行移动平均和一阶差分阈值方法处理。

[0018] 进一步地,本发明所提出的一种基于最优波提取算法的快速血压计算方法,步骤3所述特征点的检测包括采用滑窗法对脉搏波波峰和波谷的检测,及采用三样条小波检测心电信号的R波峰值检测。

[0019] 进一步地,本发明所提出的一种基于最优波提取算法的快速血压计算方法,步骤4所提取的特征值包括脉搏波主波高度、主波上升时间、下降沿舒张期时间、重搏波高度、重搏波相对高度、脉搏波传导时间、心电信号R波峰值。

[0020] 进一步地,本发明所提出的一种基于最优波提取算法的快速血压计算方法,步骤6所述最优波形的粗略判断是依次将窗体中的波形通过变异系数和阈值检测,直至满足稳定性要求。所述变异系数指:

$$[0021] \quad CV = \sigma / |u|$$

[0022] 其中 $\sigma$ 为当前窗体波形的标准差, $u$ 为当前窗体波形的均值。

[0023] 进一步地,本发明所提出的一种基于最优波提取算法的快速血压计算方法,步骤7所述最优波形的精确判断具体为:在满足最优波形粗略判断的条件下,通过峰度(kurtosis)和偏度(skewness)分别对脉搏波信号和心电信号的每个波形形态进行精确判断,其计算公式如下:

$$[0024] \quad skewness = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3}{std^3}$$

$$[0025] \quad kurtosis = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^4}{std^4}$$

[0026] 其中 $\bar{x}$ 为均值, $std$ 为标准差。峰度和偏度的阈值由下列公式确定:

$$[0027] \quad T_k = \bar{k} + a_1$$

$$[0028] \quad T_s = \bar{s} + a_2$$

[0029] 其中 $T_k$ 、 $T_s$ 分别表示峰度、偏度的阈值, $\bar{k}$ 为最优波窗体峰度的均值, $\bar{s}$ 为最优波窗体偏度的均值, $a_1$ 、 $a_2$ 为常数,数值指标需根据实验数据来确定。

[0030] 进一步地,本发明所提出的一种基于最优波提取算法的快速血压计算方法,步骤8所述血压方程指:针对提取出的最优波形,结合听诊法,分别进行收缩压 $p_s$ 和舒张压 $p_d$ 的快速拟合计算。其计算公式为:

$$[0031] \quad p_s = a \cdot PTT + b$$

[0032] 其中,PTT为脉搏波传导时间, $a$ 、 $b$ 为常量;

$$[0033] \quad P_d = P_s \cdot e^{\frac{-T_d}{mKT+n}}$$

[0034] 其中, $K$ 为脉搏波特征值, $T$ 为脉搏周期, $T_d$ 为脉搏波下降沿舒张期时间, $m$ 和 $n$ 为常量。

[0035] 本发明采用以上技术方案与现有技术相比,具有以下技术效果:

[0036] 本发明提出了一种基于最优波提取的快速血压计算方法,可通过实时采集脉搏波信号和心电信号,快速提取出最优波形,一方面基本消除波形误检现象,提高血压精度;另一方面不因一段信号中的少量错波而丢弃优质波形,提高血压计算速度。

### 附图说明

[0037] 图1是本发明所设计一种基于最优波提取的快速血压计算方法的总体流程图;

[0038] 图2是本发明所设计一种基于最优波提取的快速血压计算方法的粗略判断流程图;

[0039] 图3是本发明所设计一种基于最优波提取的快速血压计算方法的精确判断流程图;

[0040] 图4是本发明所设计一种基于最优波提取的快速血压计算方法的血压算法流程图。

### 具体实施方式

[0041] 下面结合附图对本发明的技术方案做进一步的详细说明:

[0042] 本技术领域技术人员可以理解的是,除非另外定义,这里使用的所有术语(包括技术术语和科学术语)具有与本发明所属领域中的普通技术人员的一般理解相同的意义。还应该理解的是,诸如通用字典中定义的那些术语应该被理解为具有与现有技术的上下文中的意义一致的意义,并且除非像这里一样定义,不会用理想化或过于正式的含义来解释。

[0043] 如图1所示,本发明设计了一种基于最优波提取的快速血压计算方法,其步骤包括:

[0044] 步骤1:同时采集一段脉搏波信号和心电信号;

[0045] 步骤2:对步骤1中的信号分别进行预处理;

[0046] 步骤3:对步骤2中的信号分别进行特征点检测;

[0047] 步骤4:对步骤2中的信号分别进行特征值提取;

[0048] 步骤5:以当前范围内检测出的首个波峰为起点,以相邻两个波峰间的距离为步长,以连续4个波峰长为窗长,提取一个窗体的波形;

[0049] 步骤6:对步骤5中的波形稳定性进行粗略判断,满足设定阈值则进行步骤6,否则移动一个步长,返回步骤5;

[0050] 步骤7:针对步骤6中的每个波形通过统计量检测进行精确判断,满足设定条件则进行步骤8,否则移动一个步长,返回步骤5;

[0051] 步骤8:根据波形特征,拟合血压方程。

[0052] 通过硬件采集到的脉搏波信号和心电信号,常常带有基线漂移、工频干扰、电磁干扰、运动干扰等,心电信号还易受到肌电干扰等。这些均会对特征点的检测和提取造成影响,从而降低最优波提取的效率。针对这一问题,需要对采集到的信号进行预处理。具体来说,本发明对脉搏波信号进行带通滤波、移动平均处理,对心电信号进行移动平均和一阶差分阈值方法处理。

[0053] 本发明对脉搏波信号进行带通滤波、移动平均处理,对心电信号进行移动平均和一阶差分阈值方法处理。

[0054] 脉搏波信号中脉动成分的频率为0.4-7Hz,运动伪差频率为0.1Hz及以上,所以首先将信号经过通带为0.4-7Hz的带通滤波器,保留脉动成分的主要部分。

[0055] 然后再通过移动平均做进一步处理,快速减缓漂移的影响。具体方法为:选取上述带通滤波后的信号,通过自相关求出一个脉搏波信号周期的采样点数n;然后将各个周期的数据重组为如下矩阵:

$$[0056] \begin{bmatrix} x_1 & x_2 & x_3 & \cdots & x_n \\ x_{n+1} & x_{n+2} & x_{n+3} & \cdots & x_{2n} \\ x_{2n+1} & x_{2n+2} & x_{2n+3} & \cdots & x_{3n} \\ \vdots & & & & \vdots \\ x_{(a-1)n+1} & x_{(a-1)n+2} & x_{(a-1)n+3} & \cdots & x_{an} \end{bmatrix}$$

[0057] 对矩阵的1到5行求均值得到新的一组数据 $\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3 \cdots \bar{x}_n$ 作为信号的第一个周期,继续对2到6行求均值得到信号第二个周期,以此类推。将得到的数组重新组成一维数组,即为周期移动平均后的信号。

[0058] 与脉搏波信号相似,心电信号需经过移动平均的处理,消除基线漂移的影响。心电信号还需采用一阶差分阈值方法去除T波干扰,从而确定QRS波段位置,方法如下:

[0059] 对移动平均后的心电信号数据 $x(n)$ 进行一阶差分运算,得到一阶差分数组 $y1(n)$ :

$$[0060] \begin{cases} y1(n) = x(n+1) - x(n), 0 < n < N-1 \\ y1(0) = y1(N) = 0 \end{cases}$$

[0061] 原始的心电信号经过一阶差分后,基本消除T波,使R波峰值更加明显,利于下一步特征点的检测及提取。

[0062] 与之相应,本发明还解决的技术问题是实现特征点的检测和提取。本发明所述特征点的检测包括采用滑窗法对脉搏波波峰和波谷的检测,及采用三样条小波检测心电信号的R波峰值检测。

[0063] 所述特征提取所提取的特征值包括脉搏波主波高度、主波上升时间、下降沿舒张期时间、重搏波高度、重搏波相对高度、脉搏波传导时间、心电信号R波峰值。

[0064] 如图2所示,所述最优波形的粗略判断步骤包括:

[0065] 首先,以检测出的首个波峰为起点,以相邻两个波峰间的距离为步长,以连续4个波峰长为窗长,划分多个窗体;

[0066] 然后,提取一个窗体的波形,将其通过变异系数和阈值检测。变异系数是一个比标准差更能反映数据集离散程度的统计量,其计算公式为:

$$[0067] CV = \sigma / |u|$$

[0068] 其中 $\sigma$ 为标准差, $u$ 为均值。

[0069] 通过变异系数的检测,判断该窗体内波形的稳定性,而对心电信号上下阈值的检测与判定,又避免了心电信号因达到阈值而出现的假象的稳定性判断。

[0070] 最后,根据上一步的稳定性结果,选择是否需要滑窗,若需滑窗,则移动一个步长,返回上一步。

[0071] 如图3所示,所述最优波形的精确判断步骤包括:

[0072] 在满足最优波形粗略判断的条件下,通过峰度(kurtosis)和偏度(skewness)分别

对脉搏波信号和心电信号的每个波形进行统计量检测,实现波形形态的精确判断。峰度是描述总体分布形态陡缓程度的统计量,偏度是描述总体分布对称性的统计量,其计算公式如下:

$$[0073] \quad skewness = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3}{std^3}$$

$$[0074] \quad kurtosis = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^4}{std^4}$$

[0075] 其中 $\bar{x}$ 为均值, std为标准差。

[0076] 若当待测者在测试过程中,由于呼吸,身体移位等微量运动对信号的采集产生干扰,统计量的幅度也会出现较大变化。虽然这些干扰会对信号的处理产生一定影响,但在合理的范围内也是可以接受的,因此可通过设定阈值的方法来控制这种影响。阈值由下列公式确定:

$$[0077] \quad T_k = \bar{k} + a_1$$

$$[0078] \quad T_s = \bar{s} + a_2$$

[0079] 其中 $T_k$ 、 $T_s$ 分别表示峰度、偏度的阈值, $\bar{k}$ 为最优波窗体峰度的均值, $\bar{s}$ 为最优波窗体偏度的均值, $a_1$ 、 $a_2$ 为常数,数值指标需根据实验数据来确定,确保此阈值范围内不会出现错波,即为最佳阈值范围。当粗判窗体中的每个波形均在此阈值范围内,即完成最优波的提取。

[0080] 如图4所示,在上述方法中,针对提取出的最优波形进行血压计算。其具体步骤为:

[0081] 第一步,由提取出的多组最优波确定多组脉搏波传导时间PTT,同时结合听诊法,记录待测者的多组标准血压值;

[0082] 其中脉搏波传导时间PTT的起始点为心电信号每个周期的R波峰值点,终点为脉搏波信号的波峰点;

[0083] 第二步,根据收缩压 $p_s$ 与脉搏波传导时间PTT的关系进行线性拟合,从而确定待测者收缩压 $p_s$ ,计算公式如下:

$$[0084] \quad p_s = a \cdot PTT + b$$

[0085] 其中, $a$ 、 $b$ 为常量;

[0086] 第三步,根据脉搏波特征 $K$ 值、脉搏周期 $T$ ,按如下公式:

$$[0087] \quad f_{K,T} = mKT + n$$

[0088] 建立关系方程 $f_{K,T}$ ,其中, $m$ 和 $n$ 为常量;

[0089] 脉搏波特征量 $K$ 值为脉搏波波型面积变化,计算公式为:

$$[0090] \quad K = \frac{P_m - P_d}{P_s - P_d}$$

[0091] 其中, $p_m$ 为平均动脉压;在运算中,把脉搏波信号的波峰值作为 $p_s$ ,波谷值作为 $p_d$ ,一个周期内信号的平均幅值作为 $p_m$ ,即可等同求得脉搏波特征量 $K$ 值;

[0092] 第四步,根据第二步的收缩压 $p_s$ 及脉搏波下降沿舒张期的时间 $T_d$ 、关系方程 $f_{K,T}$ ,按如下公式:

[0093] 
$$P_d = P_s \cdot e^{\frac{-T_d}{f_{K,T}}}$$

[0094] 同时结合听诊法所得的标准血压值进行多次拟合,从而确定待测者舒张压 $p_d$ 。

[0095] 通过上述步骤,确定血压方程的各个参数,同时结合听诊法,对血压值做进一步修正,提高血压精度。再次进行测试,即可实时显示血压值,实现血压的快速、准确的连续检测。

[0096] 以上所述仅是本发明的部分实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。

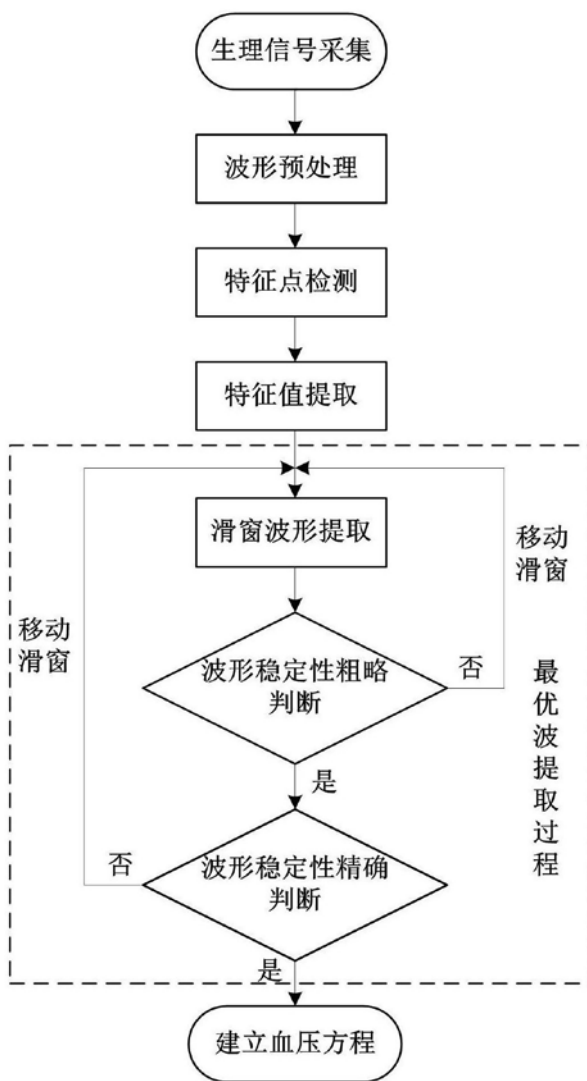


图1

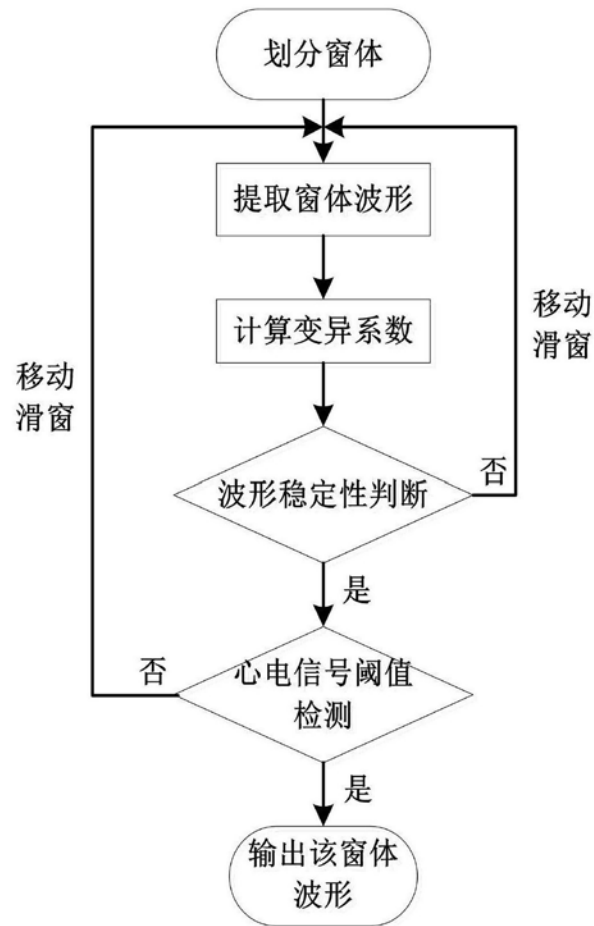


图2

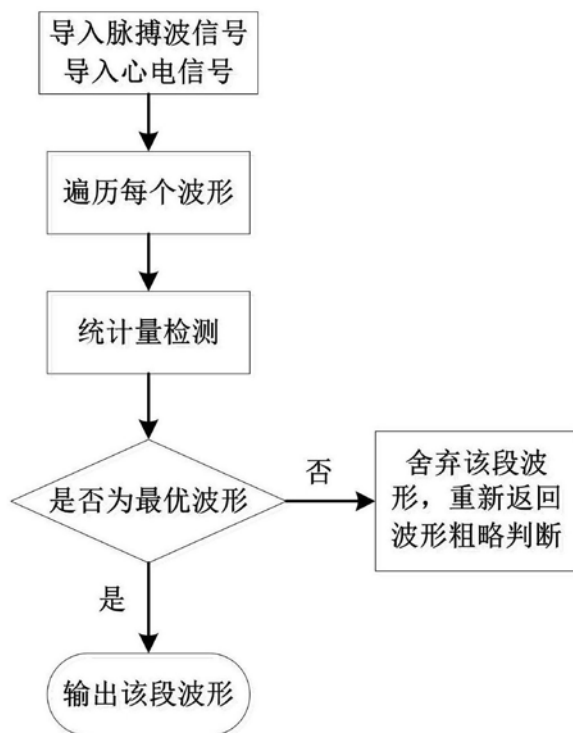


图3

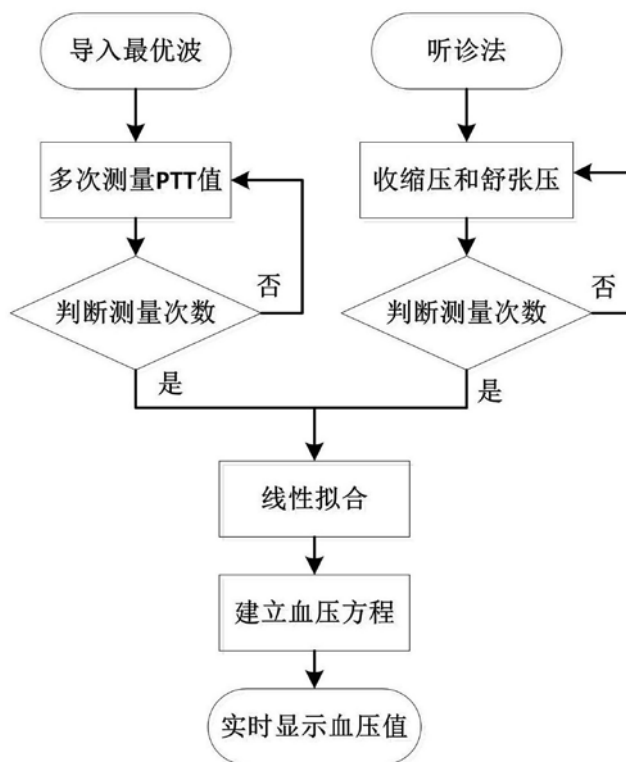


图4

|                |                                                                   |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种基于最优波提取的快速血压计算方法                                                |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN108354597A</a>                                      | 公开(公告)日 | 2018-08-03 |
| 申请号            | CN201810097775.3                                                  | 申请日     | 2018-01-31 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 南京邮电大学                                                            |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 南京邮电大学                                                            |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 南京邮电大学                                                            |         |            |
| [标]发明人         | 陈小惠<br>张永芳<br>孙斌<br>吕亚帅                                           |         |            |
| 发明人            | 陈小惠<br>张永芳<br>孙斌<br>吕亚帅                                           |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/00                                    |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0205 A61B5/02 A61B5/02116 A61B5/02125 A61B5/0402 A61B5/7235 |         |            |
| 代理人(译)         | 朱小兵                                                               |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                    |         |            |

#### 摘要(译)

本发明公开了一种基于最优波提取的快速血压计算方法，涉及医学信号处理领域。具体步骤为：1.生理信号采集；2.波形预处理；3.特征点检测；4.特征值提取；5.基于滑窗的波形提取；6.滑窗波形稳定性粗略判断；7.波形形态精确判断；8.建立血压方程。本发明通过对生理信号的实时采集并处理，自动提取一段最优波形，一方面基本消除波形误检现象，提高血压精度；另一方面不因一段信号中的少量错波而丢弃优质波形，提高血压计算速度。

