



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109008999 A

(43)申请公布日 2018.12.18

(21)申请号 201810608760.9

(22)申请日 2018.06.13

(71)申请人 福建工程学院

地址 350118 福建省福州市大学新区学院路3号

(72)发明人 罗堪 都可钦 李建兴 黄靖 马莹 李天建

(74)专利代理机构 北京市商泰律师事务所 11255

代理人 王晓彬

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 7/04(2006.01)

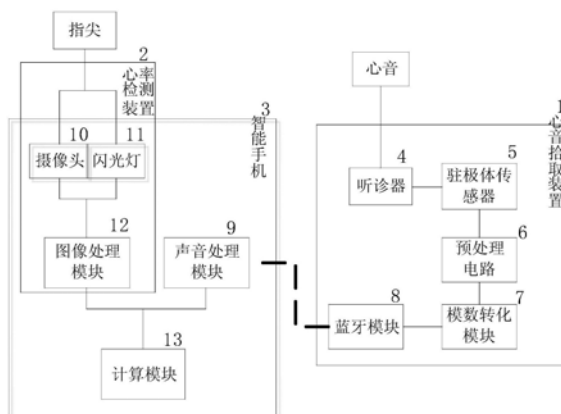
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

心音和脉搏波传导时间测量方法及便携式测量装置

(57)摘要

本发明公开了一种心音和脉搏波传导时间测量方法及便携式测量设备,采集并测量心音、脉搏信号,通过心音、脉搏测量结果计算脉搏波传导时间。心音测量包括心音拾取、心音包络提取、心音特征点定位。脉搏测量包括脉搏信号采集、脉搏信号特征点定位。本发明用于心音和脉搏波传导时间测量,能够实时测量心音和脉搏波传导时间,不需要采用体验较差的电极贴于皮肤采集心电信号,能够利用现有的智能移动终端设备实现,具有舒适便携随身的优点。



1. 一种心音和脉搏波传导时间测量方法,其特征在于,采集并测量心音、脉搏信号,通过心音、脉搏测量结果计算脉搏波传导时间;其中,

心音测量包括如下步骤:

步骤一,心音拾取,在听诊器导管内放置驻极体传感器,使用该听诊器采集使用者主动脉搏区的心音信号,心音信号经预处理、模数转换成数字信号,将数字信号通过蓝牙模块传输至智能手机的声音处理模块;

步骤二,心音包络提取,声音处理模块将心音信号通过希尔伯特变换提取包络,得到心音波形;

把心音信号定义为实数值函数 $x(t)$ ,  $x(t)$ 的希尔伯特变换为:

$$\hat{x}(t) = M[x(t)] = m(t) \times x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau)h(t-\tau)d\tau = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t-\tau} d\tau$$

其中,  $h(t) = \frac{1}{\pi t}$ ;

希尔伯特变换之频率响应由傅立叶变换给出:

$$H(\omega) = F\{h\}(\omega) = -i \cdot \text{sgn}(\omega)$$

F为傅里叶变换,  $\omega$ 为角频率,  $i$ 为虚部,符号函数为:

$$\text{sgn}(\omega) = \begin{cases} 1, \omega > 0 \\ 0, \omega = 0 \\ -1, \omega < 0 \end{cases}$$

利用希尔伯特变换 $90^\circ$ 相移特性,将一个实信号 $x(t)$ 作为实部,其希尔伯特变换后的向量 $\hat{x}(t)$ 作虚部,重新构成一个新的复信号 $z(t)$ :

$$z(t) = x(t) + j\hat{x}(t)$$

对复信号 $z(t)$ 求模得到实信号 $x(t)$ 的包络,即得到心音波形;

步骤三,心音特征点定位

三-1,在心音波形上设定一条阈值线,该阈值线占有整个波形信息的20%-70%,且可在20%-70%之间自适应波形曲线;

三-2,取出阈值线与波形曲线的交点并按从小到大的顺序存储到矩阵H中;

三-3,在矩阵H中分段类比寻找峰值点,分段规则为每两个点为一段,同一点只能使用一次;

三-4,在波形曲线中定位所有峰值点;

三-5,若选出的相邻峰值点间隔大于500ms,则降低阈值,继续搜索;直到所有相邻峰值点间隔都小于500ms,将这些峰值点作为心音特征点的候选点;

三-6,顺序剔除第一峰值点后间隔小于200ms的候选点;

三-7,利用充要条件,正常情况下,第二心音顺序到达第一心音的时间大于第一心音顺序到达第二心音的时间,在剩余候选点中区分并定位得到第一心音和第二心音两个心音特征点;

脉搏测量包括如下步骤:

步骤I,脉搏信号采集,找一台同时具有摄像头和闪光灯,且摄像头和闪光灯相邻设置的手机,使用者指尖同时压住摄像头和闪光灯,连续拍摄光透明状态下指尖的视频流;对视频流中每张图片进行R、G、B三通道分离,并对分离后的图片做像素平均处理得到三个一维

源信号,将三个一维源信号进行独立成分分析;将三个一维源信号分别与G通道对应的一维源信号进行相关性分析,相关性最大的即为含噪脉搏信号;最后将该含噪脉搏信号经小波变换后,设立阈值去除高频的噪音信号,再通过小波逆变换得到去除噪音的脉搏信号;

步骤II,脉搏信号特征点定位,设定初始滑窗的宽度,初始滑窗的宽度取3/4采样频率,初始滑窗宽度为横向覆盖离散波形点的数量;

滑窗的表达式如下:

$$W(n) = \begin{cases} 0, & n < 0, n > L \\ 1, & 0 \leq n \leq L \end{cases}$$

其中L为初始滑窗的宽度;

设获取的一段有用脉搏信号为 $k = [k_1, k_2, \dots, k_n]$ ,则初始滑窗覆盖的离散信号点的子区间为 $[k_1, k_2, \dots, k_L]$ ,选取滑窗的中心点 $k_{L/2}$ 为起始基准点;如果满足:

$$k_{L/2} > [k_1, k_2, \dots, k_{\frac{L}{2}-1}]$$

$$k_{L/2} > [k_{\frac{L}{2}+1}, k_{\frac{L}{2}+2}, \dots, k_L]$$

则认为 $k_{L/2}$ 为脉搏信号峰值,即脉搏信号特征点;

计算脉搏波传导时间

脉搏波传导时间计算,计算同时刻的第一心音与脉搏信号特征点的时差,即为脉搏波传导时间。

2.一种便携式心音和脉搏波传导时间测量装置,其特征在于,包括心音拾取装置、心率检测装置、智能手机,所述心音拾取装置包括听诊器,听诊器导管内设有驻极体传感器,驻极体传感器连接预处理电路、模数转换器、蓝牙模块,蓝牙模块与智能手机蓝牙连接,智能手机内设有用于心音包络、第一心音、第一心音定位的声音处理模块;所述心率检测装置包括设置在智能手机上的摄像头和闪光灯,摄像头与闪光灯相邻设置,摄像头与闪光灯配合拍摄人体光透明指尖图片;智能手机内还设有用于处理光透明指尖图片、识别脉搏信号峰值的图像处理模块;智能手机还设有用于计算脉搏波传导时间的计算模块。

3.根据权利要求2所述的便携式心音和脉搏波传导时间测量装置,其特征在于,所述听诊器导管内设有聚偏氟乙烯压电式传感器,聚偏氟乙烯压电式传感器连接所述预处理电路、模数转换器、蓝牙模块。

4.根据权利要求2-3任一所述的便携式心音和脉搏波传导时间测量装置,其特征在于,所述预处理电路包括前级前级放大电路、双T型滤波电路、后级放大电路和电源电路;所述模数转换器的采样频率为8kHz;所述摄像头拍摄速率不低于30帧/秒。

## 心音和脉搏波传导时间测量方法及便携式测量装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器材领域,尤其涉及一种心音和脉搏波传导时间测量方法及便携式测量装置。

### 背景技术

[0002] 目前临床上广泛采用间接听诊法(水银血压计)测量血压,该方法需要利用袖带充放气来实现,测量时间相对较长,操作麻烦且舒适度差,此外该方法依靠听音方式确定血压容易受测量者主观因素影响;在听音的基础上结合电子测量技术发展了相关电子血压测量系统。但是,这一类系统和方法通过充放气的方式无法做到实时性、连续测量,此外,充放气过程使用者体验较差。为替代该传统方法,发展出了利用单通道光电容积脉搏描记法、双通道光电容积脉搏描记法,或单通道光电容积-心电信号法实现血压估计。上述三种方法的基本原理是通过测量信号估计血流速度,通过血管弹性模型来实现预测血压值。利用单通道光电容积容积脉搏描记法估计血压,核心是对脉搏信号参数测量和血压映射模型。然而由于脉搏信号测量技术的不完善,以及缺乏完善的脉搏参数与血压映射关系,该方法存在测量误差较大的缺点。双通道光电容积脉搏描记法与单通道光电容积-心电信号法血压测量中,主要根据信号间的相关性,通过信号传导时间估计血管血流速度,再根据血管弹性腔模型中流速与压力的关系估计出血压。通过脉搏波传导时间估计血压可以达到较高的精度,同时便于实现连续实时的血压检测。因此利用脉搏波传导时间估计血压已经成为血压连续测量的主要技术途径。

[0003] 但是,双通道光电容积脉搏描记法与单通道光电容积-心电信号法来测量,一般需要体积较大的专用的计算设备或测量装置。当采集心电信号时,采用湿性电极体验较差,而采用干性电极信号质量较差。

### 发明内容

[0004] 本发明的目的是设计一种心音和脉搏波传导时间的测量方法,以及基于该方法的便携式测量设备。

[0005] 为实现上述发明目的,本发明的技术方案是:一种心音和脉搏波传导时间测量方法,采集并测量心音、脉搏信号,通过心音、脉搏测量结果计算脉搏波传导时间;其中,

[0006] 心音测量包括如下步骤:

[0007] 步骤一,心音拾取,在听诊器导管内放置驻极体传感器,使用该听诊器采集使用者主动脉瓣区的心音信号,心音信号经预处理、模数转换成数字信号,将数字信号通过蓝牙模块传输至智能手机的声音处理模块;

[0008] 步骤二,心音包络提取,声音处理模块将心音信号通过希尔伯特变换提取包络,得到心音波形;

[0009] 把心音信号定义为实数值函数 $x(t)$ , $x(t)$ 的希尔伯特变换为:

$$[0010] \quad \hat{x}(t) = M[x(t)] = m(t) \times x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau)h(t-\tau)d\tau = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t-\tau} d\tau$$

$$[0011] \quad \text{其中, } h(t) = \frac{1}{\pi t}$$

[0012] 希尔伯特变换之频率响应由傅立叶变换给出:

$$[0013] \quad H(\omega) = F\{h\}(\omega) = -i \cdot \text{sgn}(\omega)$$

[0014] F为傅里叶变换,  $\omega$  为角频率,  $i$  为虚部, 符号函数为:

$$[0015] \quad \text{sgn}(\omega) = \begin{cases} 1, \omega > 0 \\ 0, \omega = 0 \\ -1, \omega < 0 \end{cases}$$

[0016] 利用希尔伯特变换 $90^\circ$ 相移特性, 将一个实信号 $x(t)$ 作为实部, 其希尔伯特变换后的向量 $\hat{x}(t)$ 作虚部, 重新构成一个新的复信号 $z(t)$ :

$$[0017] \quad z(t) = x(t) + j\hat{x}(t)$$

[0018] 对复信号 $z(t)$ 求模得到实信号 $x(t)$ 的包络, 即得到心音波形;

[0019] 步骤三, 心音特征点定位

[0020] 三-1, 在心音波形上设定一条阈值线, 该阈值线占有整个波形信息的20%-70%, 且可在20%-70%之间自适应波形曲线;

[0021] 三-2, 取出阈值线与波形曲线的交点并按从小到大的顺序存储到矩阵H中;

[0022] 三-3, 在矩阵H中分段类比寻找峰值点, 分段规则为每两个点为一段, 同一点只能使用一次;

[0023] 三-4, 在波形曲线中定位所有峰值点;

[0024] 三-5, 若选出的相邻峰值点间隔大于500ms, 则降低阈值, 继续搜索; 直到所有相邻峰值点间隔都小于500ms, 将这些峰值点作为心音特征点的候选点;

[0025] 三-6, 顺序剔除第一峰值点后间隔小于200ms的候选点;

[0026] 三-7, 利用充要条件, 正常情况下, 第二心音顺序到达第一心音的时间大于第一心音顺序到达第二心音的时间, 在剩余候选点中区分并定位得到第一心音和第二心音两个心音特征点;

[0027] 脉搏测量包括如下步骤:

[0028] 步骤I, 脉搏信号采集, 找一台同时具有摄像头和闪光灯, 且摄像头和闪光灯相邻设置的手机, 使用者指尖同时压住摄像头和闪光灯, 连续拍摄光透明状态下指尖的视频流; 对视频流中每张图片进行R、G、B三通道分离, 并对分离后的图片做像素平均处理得到三个一维源信号, 将三个一维源信号进行独立成分分析; 将三个一维源信号分别与G通道对应的一维源信号进行相关性分析, 相关性最大的即为含噪脉搏信号; 最后将该含噪脉搏信号经小波变换后, 设立阈值去除高频的噪音信号, 再通过小波逆变换得到去除噪音的脉搏信号;

[0029] 步骤II, 脉搏信号特征点定位, 设定初始滑窗的宽度, 初始滑窗的宽度取3/4采样频率, 初始滑窗宽度为横向覆盖离散波形点的数量;

[0030] 滑窗的表达式如下:

$$[0031] \quad W(n) = \begin{cases} 0, n < 0, n > L \\ 1, 0 \leq n \leq L \end{cases}$$

[0032] 其中L为初始滑窗的宽度;

[0033] 设获取的一段有用脉搏信号为 $k = [k_1, k_2, \dots, k_n]$ , 则初始滑窗覆盖的离散信号点

的子区间为 $[k_1, k_2, \dots, k_L]$ ,选取滑窗的中心点 $k_{L/2}$ 为起始基准点;如果满足:

$$[0034] \quad k_{L/2} > [k_1, k_2, \dots, k_{\frac{L}{2}-1}]$$

$$[0035] \quad k_{L/2} > [k_{\frac{L}{2}+1}, k_{\frac{L}{2}+2}, \dots, k_L]$$

[0036] 则认为 $k_{L/2}$ 为脉搏信号峰值,即脉搏信号特征点;

[0037] 计算脉搏波传导时间

[0038] 脉搏波传导时间计算,计算同时刻的第一心音与脉搏信号特征点的时差,即为脉搏波传导时间。

[0039] 一种便携式心音和脉搏波传导时间测量装置,包括心音拾取装置、心率检测装置、智能手机,所述心音拾取装置包括听诊器,听诊器导管内设有驻极体传感器,驻极体传感器连接预处理电路、模数转换器、蓝牙模块,蓝牙模块与智能手机蓝牙连接,智能手机内设有用于心音包络、第一心音、第一心音定位的声音处理模块;所述心率检测装置包括设置在智能手机上的摄像头和闪光灯,摄像头与闪光灯相邻设置,摄像头与闪光灯配合拍摄人体光透明指尖图片;智能手机内还设有用于处理光透明指尖图片、识别脉搏信号峰值的图像处理模块;智能手机还设有用于计算脉搏波传导时间的计算模块。

[0040] 作为本发明的一种替代方案,所述听诊器导管内设有聚偏氟乙烯压电式传感器,聚偏氟乙烯压电式传感器连接所述预处理电路、模数转换器、蓝牙模块。

[0041] 进一步的,所述预处理电路包括前级前级放大电路、双T型滤波电路、后级放大电路和电源电路;所述模数转换器的采样频率为8kHz;所述摄像头拍摄速率不低于30帧/秒。

[0042] 本发明的有益效果是:

[0043] 本发明用于心音和脉搏波传导时间(PTT参数)测量,包含能够安装应用并具有补光闪光灯摄像功能的智能移动终端(如大部分的智能手机等)和心音拾取装置构成。通过计算并估计心音脉搏传导时间,可应用于连续实时血压估计。

[0044] 舒适度较好,实现简单,能够实时测量脉搏波传导时间,不需要采用体验较差的电极贴于皮肤采集心电信号,或者设计专用的采集设备,信号采集利用现有的智能移动终端设备实现,具有便携随身的优点。

## 附图说明

[0045] 图1为心音波形示意图;

[0046] 图2为心音特征点定位流程图;

[0047] 图3为脉搏信号测量流程图;

[0048] 图4为脉搏波传导时间时间示意图;

[0049] 图5为便携式测量装置结构示意图。

## 具体实施方式

[0050] 下面将结合附图对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述。

[0051] 一种心音和脉搏波传导时间测量方法,采集并测量心音、脉搏信号,通过心音、脉搏测量结果计算脉搏波传导时间;其中,

[0052] 心音测量包括如下步骤:

[0053] 步骤一,心音拾取,在听诊器导管内放置驻极体传感器,使用该听诊器采集使用者主动脉瓣区的心音信号,心音信号经预处理、模数转换成数字信号,将数字信号通过蓝牙模块传输至智能手机的声音处理模块;

[0054] 步骤二,心音包络提取,声音处理模块将心音信号通过希尔伯特变换提取包络,得到如图1所示心音波形;

[0055] 把心音信号定义为实数值函数 $x(t)$ , $x(t)$ 的希尔伯特变换为:

$$[0056] \quad \hat{x}(t) = M[x(t)] = m(t) \times x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau)h(t-\tau)d\tau = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t-\tau} d\tau$$

[0057] 其中, $h(t) = \frac{1}{\pi t}$

[0058] 希尔伯特变换之频率响应由傅立叶变换给出:

$$[0059] \quad H(\omega) = F\{h\}(\omega) = -i \cdot \text{sgn}(\omega)$$

[0060]  $F$ 为傅里叶变换, $\omega$ 为角频率, $i$ 为虚部,符号函数为:

$$[0061] \quad \text{sgn}(\omega) = \begin{cases} 1, \omega > 0 \\ 0, \omega = 0 \\ -1, \omega < 0 \end{cases}$$

[0062] 利用希尔伯特变换 $90^\circ$ 相移特性,将一个实信号 $x(t)$ 作为实部,其希尔伯特变换后的向量 $\hat{x}(t)$ 作虚部,重新构成一个新的复信号 $z(t)$ :

$$[0063] \quad z(t) = x(t) + j\hat{x}(t)$$

[0064] 对复信号 $z(t)$ 求模得到实信号 $x(t)$ 的包络,即得到心音波形;

[0065] 步骤三,心音特征点定位

[0066] 三-1,如图1、2所示,在心音波形上设定一条阈值线,该阈值线占有整个波形信息的20%-70%,且可在20%-70%之间自适应波形曲线;

[0067] 三-2,取出阈值线与波形曲线的交点并按从小到大的顺序存储到矩阵 $H$ 中;

[0068] 三-3,在矩阵 $H$ 中分段类比寻找峰值点,分段规则为每两个点为一段,同一点只能使用一次;

[0069] 三-4,在波形曲线中对应找出所有的峰值点;

[0070] 三-5,若选出的相邻峰值点间隔大于500ms,则降低阈值,继续搜索;直到所有相邻峰值点间隔都小于500ms,将这些峰值点作为心音特征点的候选点;

[0071] 三-6,顺序剔除第一峰值点后间隔小于200ms的候选点;

[0072] 三-7,利用充要条件,正常情况下,第二心音顺序到达第一心音的时间大于第一心音顺序到达第二心音的时间,在剩余候选点中区分并定位得到第一心音 $S1$ 和第二心音 $S2$ 两个心音特征点。

[0073] 具体方法为相邻三个峰值点分别命名为 $j$ 、 $k$ 、 $f$ ,若 $|k-j| > |k-f|$ ,则 $j$ 为第一心音 $S1$ , $k$ 为第二心音 $S2$ , $f$ 为下一时刻的第一心音 $S1$ ;若 $|k-j| < |k-f|$ ,则 $j$ 为上一时刻的第二心音 $S2$ , $k$ 为第一心音 $S1$ , $f$ 为第二心音 $S2$ 。

[0074] 脉搏测量包括如下步骤:

[0075] 步骤I,脉搏信号采集,由于每次心跳都会使血液里的氧含量增加,身体消耗掉之后,血液的氧含量又会降低,所以,血液颜色由于氧含量的变化会产生周期性改变,通过记录手指透过的光的颜色改变可以记录心率。

[0076] 如图3所示,找一台同时具有摄像头和闪光灯,且摄像头和闪光灯相邻设置的手机,使用者指尖同时压住摄像头和闪光灯,连续拍摄光透明状态下指尖的视频流,此过程中要求保证指尖持续压住。对视频流中每张图片进行R、G、B三通道分离,并对分离后的图片做像素平均处理得到三个一维源信号C1、C2、C3,将三个一维源信号C1、C2、C3进行独立成分分析;将三个一维源信号C1、C2、C3分别与G通道对应的一维源信号进行相关性分析,相关性最大的即为含噪脉搏信号;最后将该含噪脉搏信号经小波变换后,设立阈值去除高频的噪音信号,再通过小波逆变换得到去除噪音的脉搏信号。

[0077] 步骤II,脉搏信号特征点定位,设定初始滑窗的宽度,初始滑窗的宽度取3/4采样频率,人体脉搏周期约在0.75s,3/4采样频率可以覆盖约一个周期。初始滑窗宽度为横向覆盖离散波形点的数量;

[0078] 滑窗的表达式如下:

$$[0079] \quad W(n) = \begin{cases} 0, & n < 0, n > L \\ 1, & 0 \leq n \leq L \end{cases}$$

[0080] 其中L为初始滑窗的宽度;

[0081] 设获取的一段有用脉搏信号为 $k = [k_1, k_2, \dots, k_n]$ ,则初始滑窗覆盖的离散信号点的子区间为 $[k_1, k_2, \dots, k_L]$ ,选取滑窗的中心点 $k_{L/2}$ 为起始基准点;如果满足:

$$[0082] \quad k_{L/2} > [k_1, k_2, \dots, k_{\frac{L}{2}-1}]$$

$$[0083] \quad k_{L/2} > [k_{\frac{L}{2}+1}, k_{\frac{L}{2}+2}, \dots, k_L]$$

[0084] 则认为 $k_{L/2}$ 为脉搏信号峰值C,即脉搏信号特征点,具体如图4所示。

[0085] 计算脉搏波传导时间

[0086] 脉搏波传导时间计算,计算同时刻的第一心音与脉搏信号特征点的时差,即为脉搏波传导时间。设在第n个心拍周期内,第一心音S1的时刻为 $T_{n_{S1}}$ ,脉搏信号峰值C对应的时刻为 $T_{n_C}$ ,则

$$[0087] \quad PTT = T_{n_C} - T_{n_{S1}}$$

[0088] 其中PTT就是脉搏波传导时间。

[0089] 如图一种便携式心音和脉搏波传导时间测量装置,包括心音拾取装置1、心率检测装置2、智能手机3,所述心音拾取装置1包括听诊器4,听诊器4导管内设有驻极体传感器5,驻极体传感器5连接预处理电路6、模数转换器7、蓝牙模块8,蓝牙模块8与智能手机3蓝牙连接,智能手机3内设有用于心音包络、第一心音、第一心音定位的声音处理模块9。所述心率检测装置2包括设置在智能手机3上的摄像头10和闪光灯11,摄像头10与闪光灯11相邻设置,摄像头10与闪光灯11配合拍摄人体光透明指尖图片;智能手机3内还设有用于处理光透明指尖图片、识别脉搏信号峰值的图像处理模块12;智能手机3还设有用于计算脉搏波传导时间的计算模块13。

[0090] 所述听诊器导管内的传感器还可以是设有聚偏氟乙烯压电式传感器,聚偏氟乙烯压电式传感器连接所述预处理电路6、模数转换器7、蓝牙模块8。

[0091] 所述预处理电路6包括前级前级放大电路、双T型滤波电路、后级放大电路和电源电路;所述模数转换器的采样频率为8kHz;所述摄像头拍摄速率不低于30帧/秒。

[0092] 所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明

中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

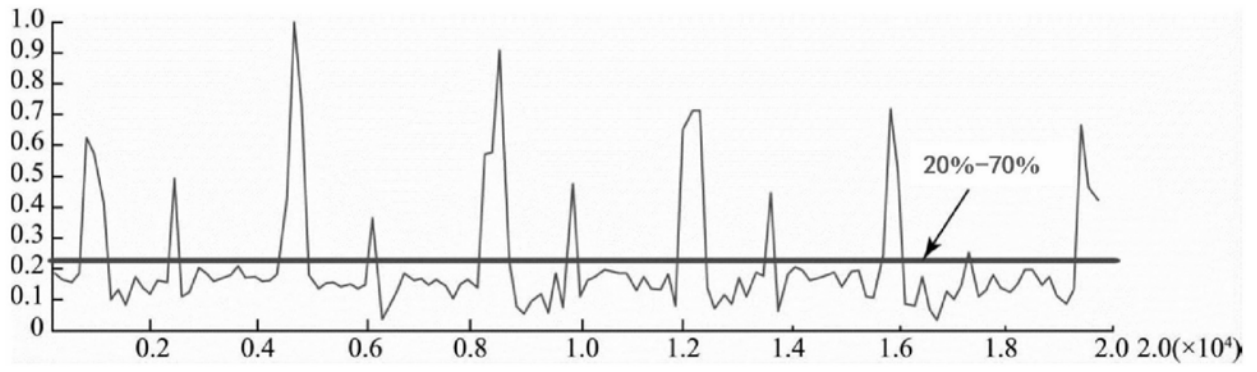


图1

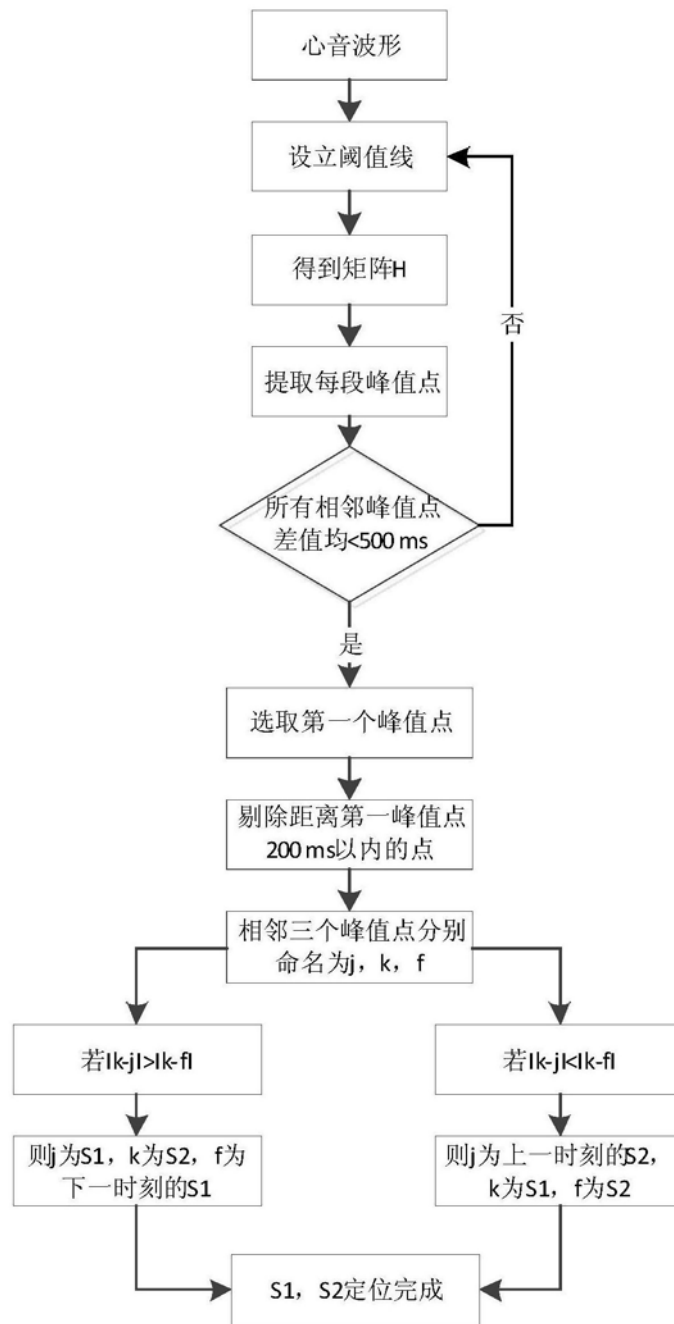


图2

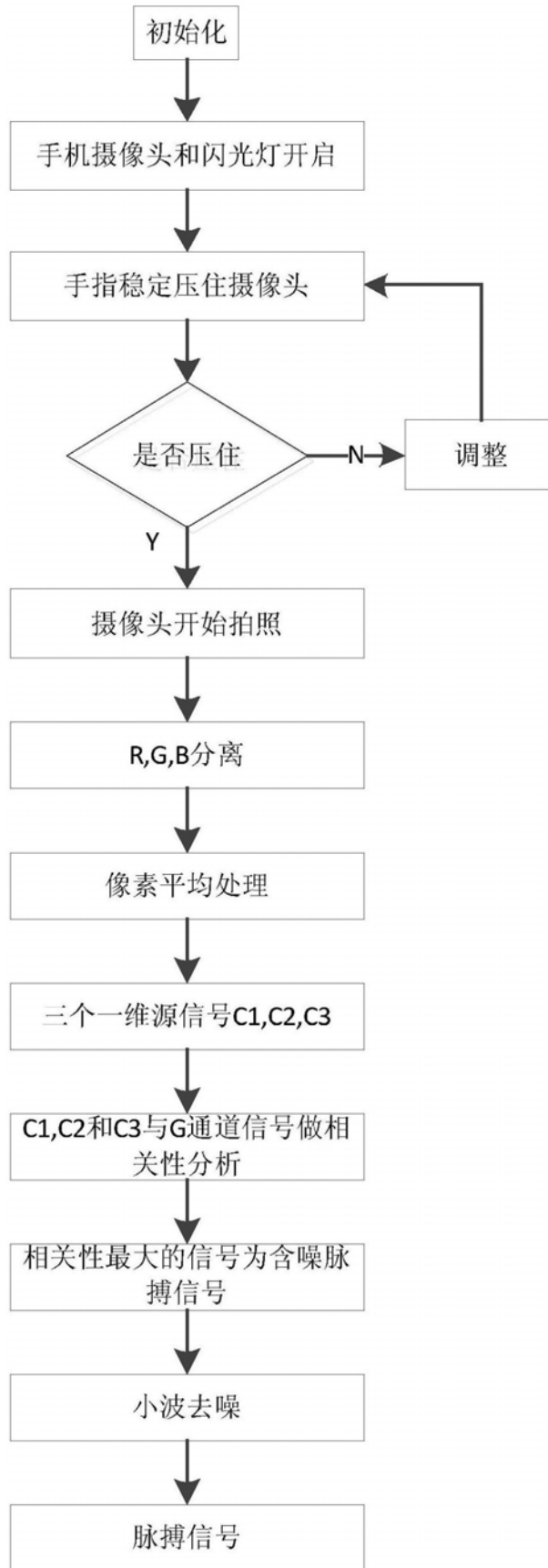


图3

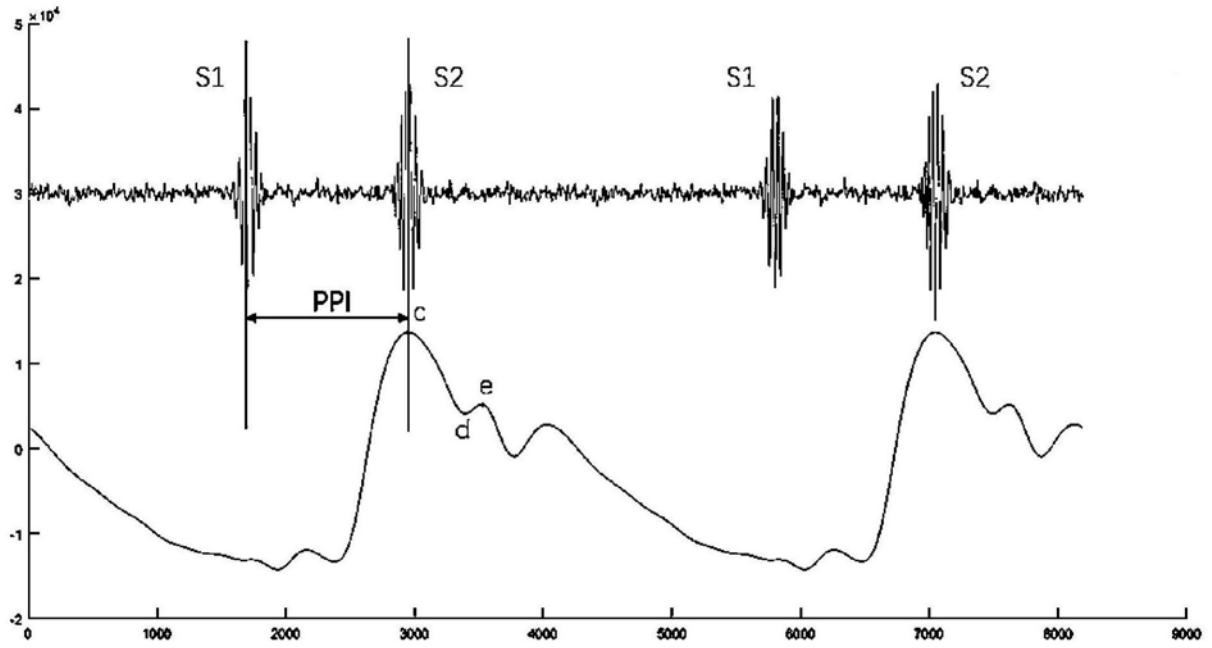


图4

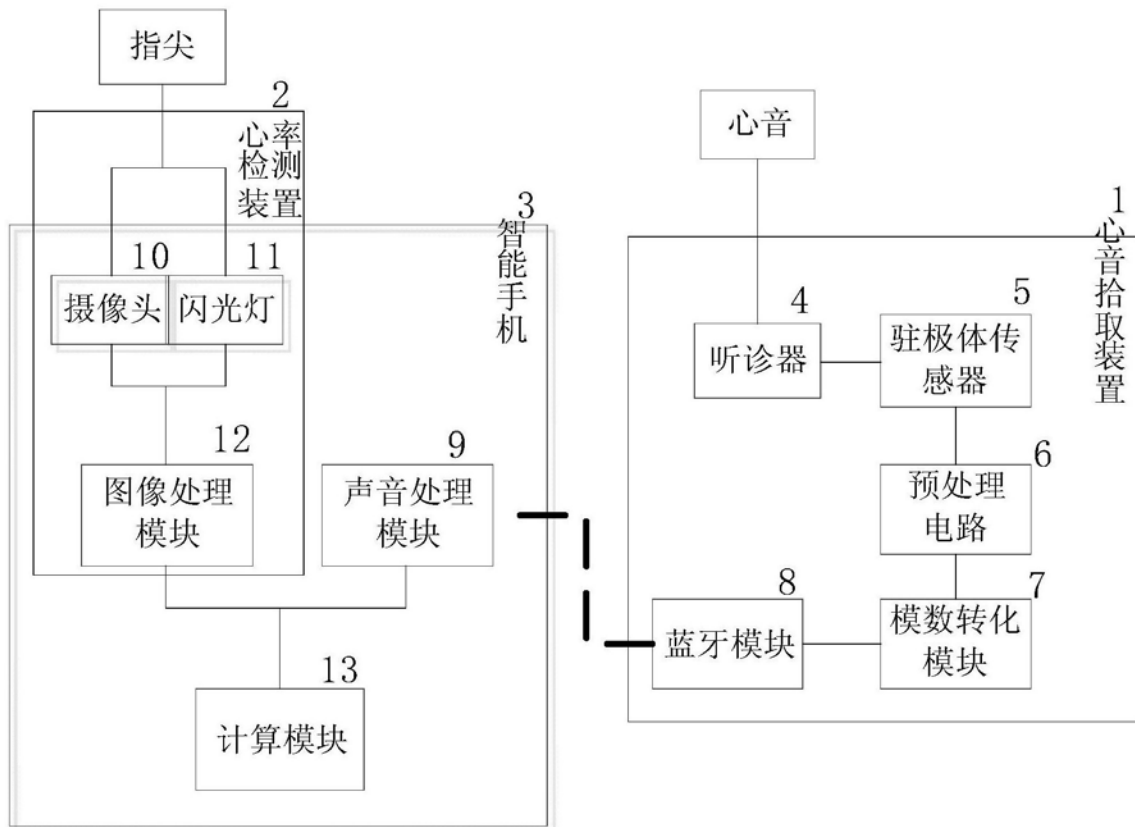


图5

专利名称(译)	心音和脉搏波传导时间测量方法及便携式测量装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN109008999A</a>	公开(公告)日	2018-12-18
申请号	CN201810608760.9	申请日	2018-06-13
[标]申请(专利权)人(译)	福建工程学院		
申请(专利权)人(译)	福建工程学院		
当前申请(专利权)人(译)	福建工程学院		
[标]发明人	罗堪 都可钦 李建兴 黄靖 马莹 李天建		
发明人	罗堪 都可钦 李建兴 黄靖 马莹 李天建		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 A61B7/04		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/0059 A61B5/7203 A61B7/04		
代理人(译)	王晓彬		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种心音和脉搏波传导时间测量方法及便携式测量设备，采集并测量心音、脉搏信号，通过心音、脉搏测量结果计算脉搏波传导时间。心音测量包括心音拾取、心音包络提取、心音特征点定位。脉搏测量包括脉搏信号采集、脉搏信号特征点定位。本发明用于心音和脉搏波传导时间测量，能够实时测量心音和脉搏波传导时间，不需要采用体验较差的电极贴于皮肤采集心电信号，能够利用现有的智能移动终端设备实现，具有舒适便携随身的优点。

