



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107582040 A

(43)申请公布日 2018.01.16

(21)申请号 201710906597.X

(22)申请日 2017.09.29

(71)申请人 佛山科学技术学院

地址 528000 广东省佛山市禅城区江湾一路18号

(72)发明人 王茗祎 关财忠 毛文健 曾亚光
谭海曙 韩定安 熊红莲(74)专利代理机构 广州嘉权专利商标事务所有
限公司 44205

代理人 王国标

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

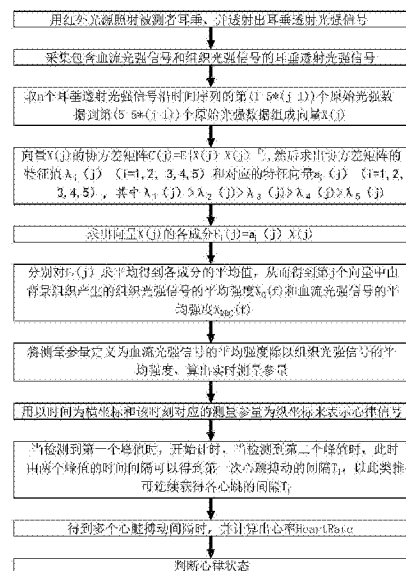
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

一种心律监测方法和装置

(57)摘要

本发明公开了一种心律监测方法和装置,本方法通过成分分析方法提取出因心脏搏动而引起的周期性变化的血流光强信号和由背景组织产生的组织光强信号,从而实现心律监测,无需采用卷积分或者傅里叶变换等复杂的运算操作,具有运算快速的优点,解决了传统心律监测方法计算量大、耗时长等问题;本装置为耳夹式测量装置,避免佩戴于人体活动较多的手指和手腕,穿戴舒适、方便,可应用到医院或者家庭中,装置体积小,利于放置和携带,节省了空间。



1. 一种心律监测方法,其特征在于,包括以下步骤:

用红外光源照射被测者耳垂,并透射出耳垂透射光强信号;

采集包含血流光强信号和组织光强信号的耳垂透射光强信号;

对耳垂透射光强信号进行成分分析,得到因心脏搏动而引起的周期性变化的血流光强信号和由背景组织产生的组织光强信号,并计算出物理意义为血红细胞浓度的测量参量;

根据测量参量得到心律信号、心率和心律状态。

2. 根据权利要求1所述的一种心律监测方法,其特征在于,所述成分分析和计算测量参量,包括以下步骤:

a. 假设同时采集的耳垂透射光强信号数量为n,每次取各耳垂透射光强信号沿时间序列的第 $(1+5*(j-1))$ 个原始光强数据到第 $(5+5*(j-1))$ 个原始光强数据组成第j个向量,数学公式表示为:

$$X(j) = \begin{bmatrix} I_{1,1+5*(j-1)}, & \cdots, & I_{n,1+5*(j-1)} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ I_{1,5+5*(j-1)}, & \cdots, & I_{n,5+5*(j-1)} \end{bmatrix} \quad (1-1)$$

其中, $X(j)$ 为第j个向量, $I_{i,k}$ 为第i个耳垂透射光强信号沿时间序列的第k个原始光强数据。

b. 令 $C(j)$ 代表第j个向量的协方差矩阵。首先对协方差矩阵特征分解,然后求出协方差矩阵的特征值 $\lambda_i(j)$ ($i=1,2,\dots,5$)和对应的特征向量 $a_i(j)$ ($i=1,2,\dots,5$),最后根据 $\lambda_i(j)$ 大小进行降序排列,使得 $\lambda_1(j) > \lambda_2(j) > \dots > \lambda_5(j)$ 。 $C(j)$ 的数学表达式为: $\lambda_i(j)$

$$C_{ik}(j) = E\{X(j)X(j)^T\} = \frac{1}{n} \sum_{l=1}^n X_{il}(j)X_{kl}(j) \quad (1-2)$$

其中, $X_{i1}(j)$ 和 $X_{k1}(j)$ 分别为第j个向量中第i行第1列的元素和第k行第1列的元素, $\lambda_i(j)$ 为 $C(j)$ 的降序排列第i的特征值, $a_i(j)$ 为 $\lambda_i(j)$ 所对应的特征向量, $C_{ik}(j)$ 为第j个向量中的协方差矩阵 C 的第i行第k列的元素。

c. 假设 $F_1(j), F_2(j), \dots, F_5(j)$ 依次为向量 $C(j)$ 的第1成分到第5成分,则 $a_i(j)$ 是第j个向量的第i成分的基。各成分 $F_i(j)$ 的数学表达式为:

$$\begin{cases} F_1(j) = a_1(j)X(j) \\ F_2(j) = a_2(j)X(j) \\ \vdots \\ F_5(j) = a_5(j)X(j) \end{cases} \quad (1-3)$$

其中, $F_i(j)$ 为第j个向量的第i成分,包含了n个耳垂透射光强信号的第i成分。

d. 分别对 $F_i(j)$ 求平均得到各成分的平均值,从而得到第j个向量中由背景组织产生的组织光强信号的平均强度和血流光强信号的平均强度。上述步骤的数学表达式为:

$$X_0(j) = \frac{1}{n} \sum F_1(j) \quad (1-4)$$

$$X_{RBC}(j) = \frac{1}{n} \sum \sum_{i=2}^5 F_i(j) \quad (1-5)$$

$X_0(j)$ 为第j个向量中由背景组织产生的组织光强信号的平均强度, $X_{RBC}(j)$ 为第j个向量的血流光强信号的平均强度。

e. 将测量参量定义为血流光强信号的平均强度除以组织光强信号的平均强度, 算出实时测量参量。测量参量与红细胞浓度成正比例关系, 但不受血流速度影响, 数学表达式可表示为:

$$M(j) = \frac{X_{RBC}(j)}{X_o(j)} \quad (1-6)$$

3. 根据权利要求2所述的一种心律监测方法, 其特征在于, 所述根据测量参量得到心律信号、心率和心律状态, 包括以下步骤:

f. 重复步骤a-e, 时间序列相邻两个测量参量的时间分辨率为10ms, 用以时间为横坐标和该时刻对应的测量参量为纵坐标来表示心律信号。

g. 当检测到第一个峰值时, 开始计时, 当检测到第二个峰值时, 此时由两个峰值的时间间隔可以得到第一次心跳搏动的间隔 T_1 , 以此类推可连续获得各心跳的间隔 T_i 。当得到m个心脏搏动间隔时, 则通过下式表示心率:

$$\text{HeartRate} = \frac{60}{\sum_{i=1}^m T_i / m} \quad (1-7)$$

其中, HeartRate为每分钟的心跳次数, 即心率。

h. 对步骤g得到的心率进行判断, 若心率小于60, 心律状态为心动过缓; 若心率大于100, 心律状态为心动过速; 若心率处在60-100之间, 心律状态为正常。若 $|T_i - T_{i-1}| > 0.12s$, 心律状态为心律不齐。

4. 一种心律检测装置, 其特征在于, 包括: 用于夹紧被测试者耳垂(1)的耳夹装置(2)、嵌在耳夹装置(2)左侧的红外光源(3)、嵌在耳夹装置(2)右侧并与红外光源(3)对应的光电探测器(4)、与光电探测器(4)连接的储存运算器(5)和与储存运算器(5)连接的显示器(6); 所述红外光源(3)用于照射被测者的耳垂(1)并透射出耳垂透射光强信号; 所述光电探测器(4)用于接收耳垂透射光强信号, 并将光信号转换为电信号, 然后传送至储存运算器(5); 所述储存运算器(5)用于处理耳垂透射光强信号, 计算并得到心律数据; 所述显示器(6)用于显示经储存运算器(5)处理后的实时心律和心律状态。

5. 根据权利要求4所述的一种心律检测装置, 其特征在于: 所述耳夹装置(2)外壳与红外光源(3)对应的位置设置窗口, 窗口位置选用发射光源波长透射率高的材料。

6. 根据权利要求4所述的一种心律检测装置, 其特征在于: 所述光电探测器(4)采用了基于CMOS相机的光电探测器采集信号。

7. 根据权利要求4所述的一种心律检测装置, 其特征在于: 所述光电探测器(4)的采集速率设置为500fps。

8. 根据权利要求4所述的一种心律检测装置, 其特征在于: 所述存储运算器(5)设置了正常心律、心动过缓、心动过速或心律不齐四种心律状态所对应的心律条件, 然后判断测量得到心律判断心律状态, 最后通过显示器(6)显示心律状态。

一种心律监测方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗仪器技术领域,特别是一种便携、精确和快速的心律监测装置和方法。

背景技术

[0002] 心律是反映心脏状态的重要参数,心动过速或心律过缓是很多心血管疾病的临床表现症状。在生活节奏日益加快的今天,心律监测对于心悸、呼吸困难等心血管疾病的预防和日常监测具有重要的意义。传统的心律监测方式为听诊器监测,通过听诊器听诊,误差较大且无法长时间监测。相比而言,目前常用且准确度较高的心律监测方法有心电图(electrocardiogram, ECG)和光电容积描记法(Photoplethysmography, PPG)。心电图是利用心电图机从体表记录心脏每一心动周期所产生的电活动变化图形的技术。心电图不仅能监测心律,而且能够精确测量多种心电参数,是目前医学上最准确的心脏节律测量的方法。光电容积描记监测心律的原理是基于动脉血液对光的吸收强度随心脏搏动而变化,利用特定波长的光源(红光或红外光)照射指尖或耳垂,再经将光电信号转换成电信号。心律可以通过对电信号的节律、周期、振幅分析计算获得。

[0003] 心电图方法以[CN1186646A]为例,该方法的缺点是监测设备佩戴复杂,需要将电极片贴于皮肤固定位置且形成闭合回路,使用非常不方便,不适合日常监测。

[0004] 光电容积描记方法以[CN105105737A]为例,该方法几乎都采用了傅里叶变换的方法来提取光电容积脉搏波的频谱信息,运算代价过大,耗时长。

发明内容

[0005] 针对上述技术存在的不足之处,本发明提出了一种心律监测方法和装置,用于实时监测心律,并判断是否存在心动过速、心动过缓或心律不齐的心律异常,本发明方法通过成分分析方法提取出因心脏搏动而引起的周期性变化的血流光强信号,从而实时心律监测,解决了运算量大、耗时长等问题;本发明装置为耳夹式测量装置,避免佩戴于人体活动较多的手指和手腕,便携性更好,穿戴舒适、方便。

[0006] 本发明解决问题所采用的技术方案是:

[0007] 一种心律监测方法,包括以下步骤:

[0008] 用红外光源照射被测者耳垂,并透射出耳垂透射光强信号;

[0009] 采集包含血流光强信号和组织光强信号的耳垂透射光强信号;

[0010] 对耳垂透射光强信号进行成分分析,得到因心脏搏动而引起的周期性变化的血流光强信号和由背景组织产生的组织光强信号,并计算出物理意义为血红细胞浓度的测量参量;

[0011] 根据测量参量得到心律信号、心率和心律状态。

[0012] 本方法通过成分分析方法提取出因心脏搏动而引起的周期性变化的血流光强信号和由背景组织产生的组织光强信号,从而实现心律监测,无需采用卷积积分或者傅里叶变

换等复杂的运算操作,具有运算快速的有点,解决了传统心律监测方法计算量大、耗时长等问题。

[0013] 进一步,所述成分分析和计算测量参量,包括以下步骤:

[0014] a. 假设同时采集的耳垂透射光强信号数量为n,每次取各耳垂透射光强信号沿时间序列的第 $(1+5*(j-1))$ 个原始光强数据到第 $(5+5*(j-1))$ 个原始光强数据组成第j个向量,数学公式表示为:

$$[0015] \quad X(j) = \begin{bmatrix} I_{1,1+5*(j-1)}, & \cdots, & I_{n,1+5*(j-1)} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ I_{1,5+5*(j-1)}, & \cdots, & I_{n,5+5*(j-1)} \end{bmatrix} \quad (1-1)$$

[0016] 其中, $X(j)$ 为第j个向量, $I_{i,k}$ 为第i个耳垂透射光强信号沿时间序列的第k个原始光强数据。

[0017] b. 令 $C(j)$ 代表第j个向量的协方差矩阵。首先对协方差矩阵特征分解,然后求出协方差矩阵的特征值 $\lambda_i(j)$ ($i=1,2,\dots,5$)和对应的特征向量 $a_i(j)$ ($i=1,2,\dots,5$),最后根据 $\lambda_i(j)$ 大小进行降序排列,使得 $\lambda_1(j) > \lambda_2(j) > \dots > \lambda_5(j)$ 。 $C(j)$ 的数学表达式为:

$$[0018] \quad C_{ik}(j) = E\{X(j)X(j)^T\} = \frac{1}{n} \sum_{l=1}^n X_{il}(j)X_{kl}(j) \quad (1-2)$$

[0019] 其中, $X_{il}(j)$ 和 $X_{kl}(j)$ 分别为第j个向量中第i行第l列的元素和第k行第l列的元素, $\lambda_i(j)$ 为 $C(j)$ 的降序排列第i的特征值, $a_i(j)$ 为 $\lambda_i(j)$ 所对应的特征向量, $C_{ik}(j)$ 为第j个向量中的协方差矩阵C的第i行第k列的元素。

[0020] c. 假设 $F_1(j), F_2(j), \dots, F_5(j)$ 依次为向量 $C(j)$ 的第1成分到第5成分,则 $a_i(j)$ 是第j个向量的第i成分的基。各成分 $F_i(j)$ 的数学表达式为:

$$[0021] \quad \begin{cases} F_1(j) = a_1(j)X(j) \\ F_2(j) = a_2(j)X(j) \\ \vdots \\ F_5(j) = a_5(j)X(j) \end{cases} \quad (1-3)$$

[0022] 其中, $F_i(j)$ 为第j个向量的第i成分,包含了n个耳垂透射光强信号的第i成分。

[0023] d. 分别对 $F_i(j)$ 求平均得到各成分的平均值,从而得到第j个向量中由背景组织产生的组织光强信号的平均强度和血流光强信号的平均强度。上述步骤的数学表达式为:

$$[0024] \quad X_0(j) = \frac{1}{n} \sum F_1(j) \quad (1-4)$$

$$[0025] \quad X_{RBC}(j) = \frac{1}{n} \sum_{i=2}^5 F_i(j) \quad (1-5)$$

[0026] $X_0(j)$ 为第j个向量中由背景组织产生的组织光强信号的平均强度, $X_{RBC}(j)$ 为第j个向量的血流光强信号的平均强度。

[0027] e. 将测量参量定义为血流光强信号的平均强度除以组织光强信号的平均强度,算出实时测量参量。测量参量与红细胞浓度成正比例关系,但不受血流速度影响,数学表达式可表示为:

$$[0028] \quad M(j) = \frac{X_{RBC}(j)}{X_0(j)} \quad (1-6)$$

[0029] 通过步骤a至步骤e对耳垂透射光强信号进行成分分析,得到因心脏搏动而引起的

周期性变化的血流光强信号和由背景组织产生的组织光强信号,并计算出物理意义为血红细胞浓度的测量参量,进而根据测量参量得到心律信号、心率和心律状态。

[0030] 进一步,所述根据测量参量得到心律信号、心率和心律状态,包括以下步骤:

[0031] f.重复步骤a-e,时间序列相邻两个测量参量的时间分辨率为10ms,用以时间为横坐标和该时刻对应的测量参量为纵坐标来表示心律信号。

[0032] g.当检测到第一个峰值时,开始计时,当检测到第二个峰值时,此时由两个峰值的时间间隔可以得到第一次心跳搏动的间隔 T_1 ,以此类推可连续获得各心跳的间隔 T_i 。当得到m个心脏搏动间隔时,则通过下式表示心率:

$$[0033] \text{HeartRate} = \frac{60}{\sum_{i=1}^m T_i / m} \quad (1-7)$$

[0034] 其中,HeartRate为每分钟的心跳次数,即心率。

[0035] h.对步骤g得到的心率进行判断,若心率小于60,心律状态为心动过缓;若心率大于100,心律状态为心动过速;若心率处在60-100之间,心律状态为正常。若 $|T_i - T_{i-1}| > 0.12s$,心律状态为心律不齐。

[0036] 通过步骤f至步骤h对测量参量进行处理和判断,得到被测者的心律信号、心率和心律状态。

[0037] 一种心律检测装置,包括:用于夹紧被测试者耳垂的耳夹装置、嵌在耳夹装置左侧的红外光源、嵌在耳夹装置右侧并与红外光源对应的光电探测器、与光电探测器连接的储存运算器和与储存运算器连接的显示器;所述红外光源用于照射被测者的耳垂并透射出耳垂透射光强信号;所述光电探测器用于接收耳垂透射光强信号,并将光信号转换为电信号,然后传送至储存运算器;所述储存运算器用于处理耳垂透射光强信号,计算并得到心律数据;所述显示器用于显示经储存运算器处理后的实时心律和心律状态。本装置为耳夹式测量装置,避免佩戴于人体活动较多的手指和手腕,穿戴舒适、方便,可应用到医院或者家庭中,装置体积小,利于放置和携带,节省了空间。

[0038] 进一步,所述耳夹装置外壳与红外光源对应的位置设置窗口,窗口位置选用发射光源波长透射率高的材料。选用发射光源波长透射率高的材料,便于红外光的透射,让光电探测器更好地接收耳垂透射光强信号。

[0039] 进一步,所述光电探测器采用了基于CMOS相机的光电探测器采集信号。采用基于CMOS相机的光电探测器具有较高的探测灵敏度和探测精度。

[0040] 进一步,所述光电探测器的采集速率设置为500fps。

[0041] 进一步,所述存储运算器设置了正常心律、心动过缓、心动过速或心律不齐四种心律状态所对应的心律条件,然后判断测量得到心律判断心律状态,最后通过显示器显示心律状态。通过显示器可以非常直观地展现出被测者的心律状态。

[0042] 本发明的有益效果是:本发明采用的一种心律监测方法和装置,本方法通过成分分析方法提取出因心脏搏动而引起的周期性变化的血流光强信号和由背景组织产生的组织光强信号,从而实现心律监测,无需采用卷积分或者傅里叶变换等复杂的运算操作,具有运算快速的优点,解决了传统心律监测方法计算量大、耗时长等问题;本装置为耳夹式测量装置,避免佩戴于人体活动较多的手指和手腕,穿戴舒适、方便,可应用到医院或者家庭中,装置体积小,利于放置和携带,节省了空间。

附图说明

- [0043] 下面结合附图和实例对本发明作进一步说明。
- [0044] 图1是本发明一种心律监测方法的流程图；
- [0045] 图2是本发明一种心律检测装置的示意图；
- [0046] 图3是本发明一种心律检测装置(不含储存运算器和显示器)的左侧视图；
- [0047] 图4是本发明一种心律检测装置(不含储存运算器和显示器)的右侧视图。

具体实施方式

- [0048] 参照图1,本发明的一种心律监测方法,包括以下步骤:
- [0049] 用红外光源照射被测者耳垂,并透射出耳垂透射光强信号;
- [0050] 采集包含血流光强信号和组织光强信号的耳垂透射光强信号;
- [0051] 对耳垂透射光强信号进行成分分析,得到因心脏搏动而引起的周期性变化的血流光强信号和由背景组织产生的组织光强信号,并计算出物理意义为血红细胞浓度的测量参量;
- [0052] 根据测量参量得到心律信号、心率和心律状态。
- [0053] 本方法通过成分分析方法提取出因心脏搏动而引起的周期性变化的血流光强信号和由背景组织产生的组织光强信号,从而精确和快速实现心律监测,解决了传统心律监测方法计算量大、耗时长等问题。
- [0054] 用红外光源照射被测者耳垂透射出的耳垂透射光强信号,是未处理、包含心跳信息的原始光强信号。
- [0055] 进一步,所述成分分析和计算测量参量,包括以下步骤:
- [0056] a. 假设同时采集的耳垂透射光强信号数量为n,每次取各耳垂透射光强信号沿时间序列的第 $(1+5*(j-1))$ 个原始光强数据到第 $(5+5*(j-1))$ 个原始光强数据组成第j个向量,数学公式表示为:

$$[0057] \quad X(j) = \begin{bmatrix} I_{1,1+5*(j-1)}, & \cdots, & I_{n,1+5*(j-1)} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ I_{1,5+5*(j-1)}, & \cdots, & I_{n,5+5*(j-1)} \end{bmatrix} \quad (1-1)$$

[0058] 其中, $X(j)$ 为第j个向量, $I_{i,k}$ 为第i个耳垂透射光强信号沿时间序列的第k个原始光强数据。

[0059] b. 令 $C(j)$ 代表第j个向量的协方差矩阵。首先对协方差矩阵特征分解,然后求出协方差矩阵的特征值 $\lambda_i(j)$ ($i=1,2,\dots,5$)和对应的特征向量 $a_i(j)$ ($i=1,2,\dots,5$),最后根据 $\lambda_i(j)$ 大小进行降序排列,使得 $\lambda_1(j) > \lambda_2(j) > \dots > \lambda_5(j)$ 。 $C(j)$ 的数学表达式为:

$$[0060] \quad C_{ik}(j) = E\{X(j)X(j)^T\} = \frac{1}{n} \sum_{l=1}^n X_{il}(j)X_{kl}(j) \quad (1-2)$$

[0061] 其中, $X_{i1}(j)$ 和 $X_{k1}(j)$ 分别为第j个向量中第i行第1列的元素和第k行第1列的元素, $\lambda_i(j)$ 为 $C(j)$ 的降序排列第i的特征值, $a_i(j)$ 为 $\lambda_i(j)$ 所对应的特征向量, $C_{ik}(j)$ 为第j个向量中的协方差矩阵C的第i行第k列的元素。

[0062] c. 假设 $F_1(j), F_2(j), \dots, F_5(j)$ 依次为向量 $C(j)$ 的第1成分到第5成分,则 $a_i(j)$ 是第

j个向量的第i成分的基。各成分 $F_i(j)$ 的数学表达式为:

$$[0063] \quad \begin{cases} F_1(j) = a_1(j)X(j) \\ F_2(j) = a_2(j)X(j) \\ \vdots \\ F_5(j) = a_5(j)X(j) \end{cases} \quad (1-3)$$

[0064] 其中, $F_i(j)$ 为第j个向量的第i成分,包含了n个耳垂透射光强信号的第i成分。

[0065] d. $F_i(j)$ 的方差是 $C(j)$ 的特征根 $\lambda_i(j)$ 。依据统计理论,方差最高的第一成分包含耳垂透射光强信号数据的主要特征,可以看作耳垂透射光强信号数据的低频部分,对应由背景组织产生的组织光强信号;剩下成分的方差依次降低,并远小于第一成分,包含耳垂透射光强信号数据的冗余特征,可以看作耳垂透射光强信号数据的高频部分,对应血流光强信号。为减少误差,本发明分别对 $F_i(j)$ 求平均得到各成分的平均值,从而得到第j个向量中由背景组织产生的组织光强信号的平均强度和血流光强信号的平均强度。上述步骤的数学表达式为:

$$[0066] \quad X_0(j) = \frac{1}{n} \sum F_1(j) \quad (1-4)$$

$$[0067] \quad X_{RBC}(j) = \frac{1}{n} \sum_{i=2}^5 F_i(j) \quad (1-5)$$

[0068] $X_0(j)$ 为第j个向量中由背景组织产生的组织光强信号的平均强度, $X_{RBC}(j)$ 为第j个向量的血流光强信号的平均强度。

[0069] e.将测量参量定义为血流光强信号的平均强度除以组织光强信号的平均强度,算出实时测量参量。测量参量与血红细胞浓度成正比例关系,但不受血流速度影响,数学表达式可表示为:

$$[0070] \quad M(j) = \frac{X_{RBC}(j)}{X_0(j)} \quad (1-6)$$

[0071] 通过步骤a至步骤e对耳垂透射光强信号进行成分分析,得到因心脏搏动而引起的周期性变化的血流光强信号和由背景组织产生的组织光强信号,并计算出物理意义为血红细胞浓度的测量参量,进而根据测量参量得到心律信号、心率和心律状态。

[0072] 进一步,所述根据测量参量得到心律信号、心率和心律状态,包括以下步骤:

[0073] f.重复步骤a-e,时间序列相邻两个测量参量的时间分辨率为10ms,用以时间为横坐标和该时刻对应的测量参量为纵坐标来表示心律信号。

[0074] g.当检测到第一个峰值时,开始计时,当检测到第二个峰值时,此时由两个峰值的时间间隔可以得到第一次心跳搏动的间隔 T_1 ,以此类推可连续获得各心跳的间隔 T_i 。当得到m个心脏搏动间隔时,则通过下式表示心率:

$$[0075] \quad \text{HeartRate} = \frac{60}{\sum_{i=1}^m T_i/m} \quad (1-7)$$

[0076] 其中,HeartRate为每分钟的心跳次数,即心率。在具体的实施过程中,m的值取10。

[0077] h.对步骤g得到的心率进行判断,若心率小于60,心律状态为心动过缓;若心率大于100,心律状态为心动过速;若心率处在60-100之间,心律状态为正常。若 $|T_i - T_{i-1}| > 0.12s$,心律状态为心律不齐。

[0078] 通过步骤f至步骤h对测量参量进行处理和判断,得到被测者的心律信号、心率和

心律状态。

[0079] 参照图2-4,一种心律检测装置,包括:用于夹紧被测试者耳垂1的耳夹装置2、嵌在耳夹装置2左侧的红外光源3、嵌在耳夹装置2右侧并与红外光源3对应的光电探测器4、与光电探测器4连接的储存运算器5和与储存运算器5连接的显示器6;所述红外光源3用于照射被测者的耳垂1并透射出耳垂透射光强信号;所述光电探测器4用于接收耳垂透射光强信号,并将光信号转换为电信号,然后传送至储存运算器5;所述储存运算器5用于处理耳垂透射光强信号,计算并得到心律数据;所述显示器6用于显示经储存运算器5处理后的实时心律和心律状态。本装置为耳夹式测量装置,避免佩戴于人体活动较多的手指和手腕,便携性更好,穿戴舒适、方便,更适合日常心律监测。

[0080] 进一步,所述耳夹装置2外壳与红外光源3对应的位置设置窗口,窗口位置选用发射光源波长透射率高的材料。选用发射光源波长透射率高的材料,便于红外光的透射,让光电探测器4更好地接收耳垂透射光强信号。

[0081] 进一步,每个红外光源3对应一个光电检测器4。

[0082] 进一步,所述光电探测器4采用了基于CMOS相机的光电探测器采集信号。采用基于CMOS相机的光电探测器具有较高的探测灵敏度和探测精度。

[0083] 进一步,所述光电探测器4的采集速率设置为500fps。

[0084] 进一步,所述存储运算器5设置了正常心律、心动过缓、心动过速或心律不齐四种心律状态所对应的心律条件,然后判断测量得到心律判断心律状态,最后通过显示器6显示心律状态。通过显示器6可以非常直观地展现出被测者的心律状态。

[0085] 本发明一种心律监测装置实施步骤如下:将耳夹装置2夹在被测者的耳垂1,然后让红外光源3发出的红外光照向耳垂1,其次通过光电探测器4接收耳垂1透射出的耳垂透射光强信号,并转换成电信号,再将采集到的电信号传送到储存运算器5进行数据处理,最后通过显示器6显示被测者的心律状态信息。

[0086] 以上所述,只是本发明的较佳实施例而已,本发明并不局限于上述实施方式,只要其以相同的手段达到本发明的技术效果,都应属于本发明的保护范围。

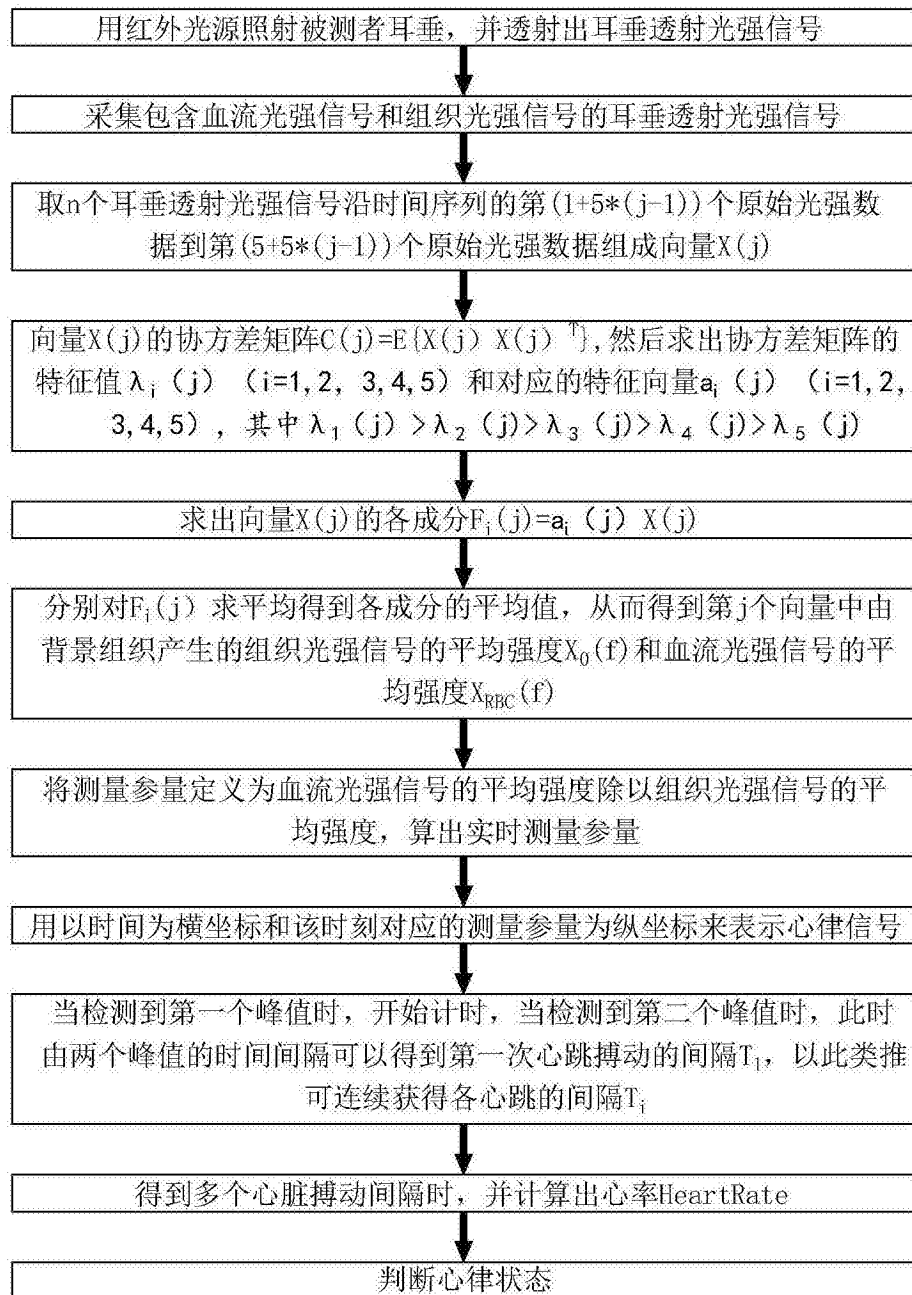


图1

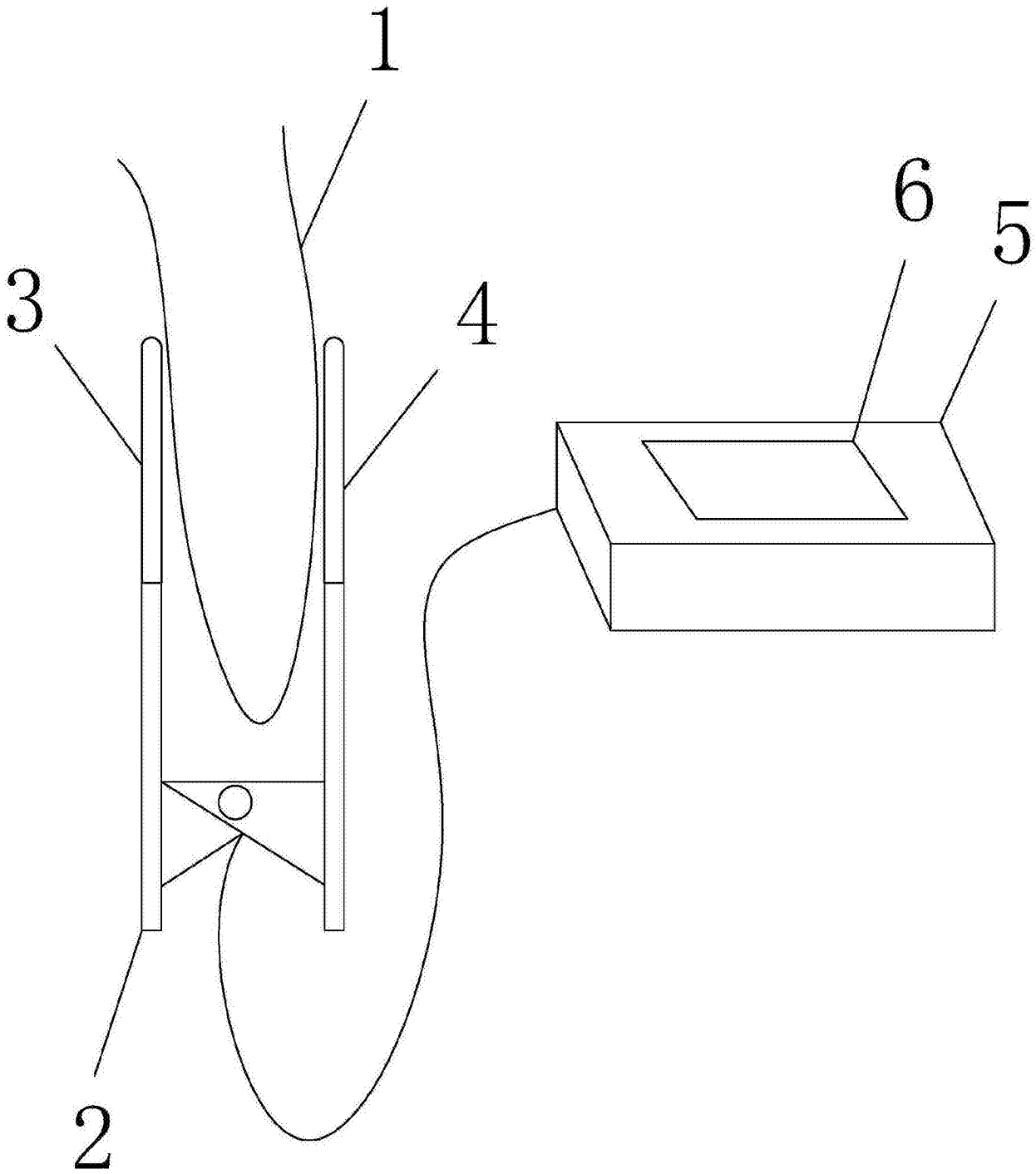


图2

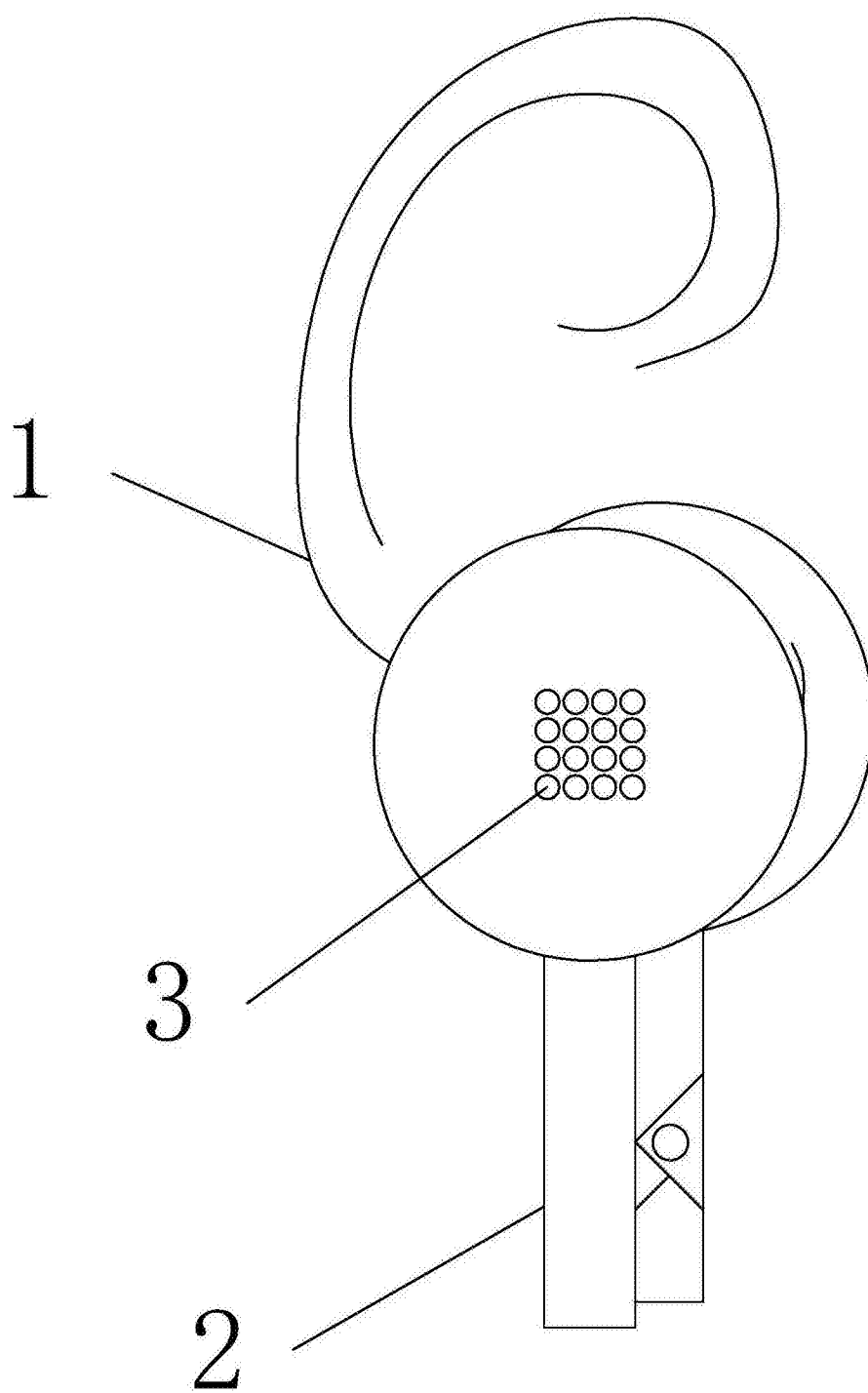


图3

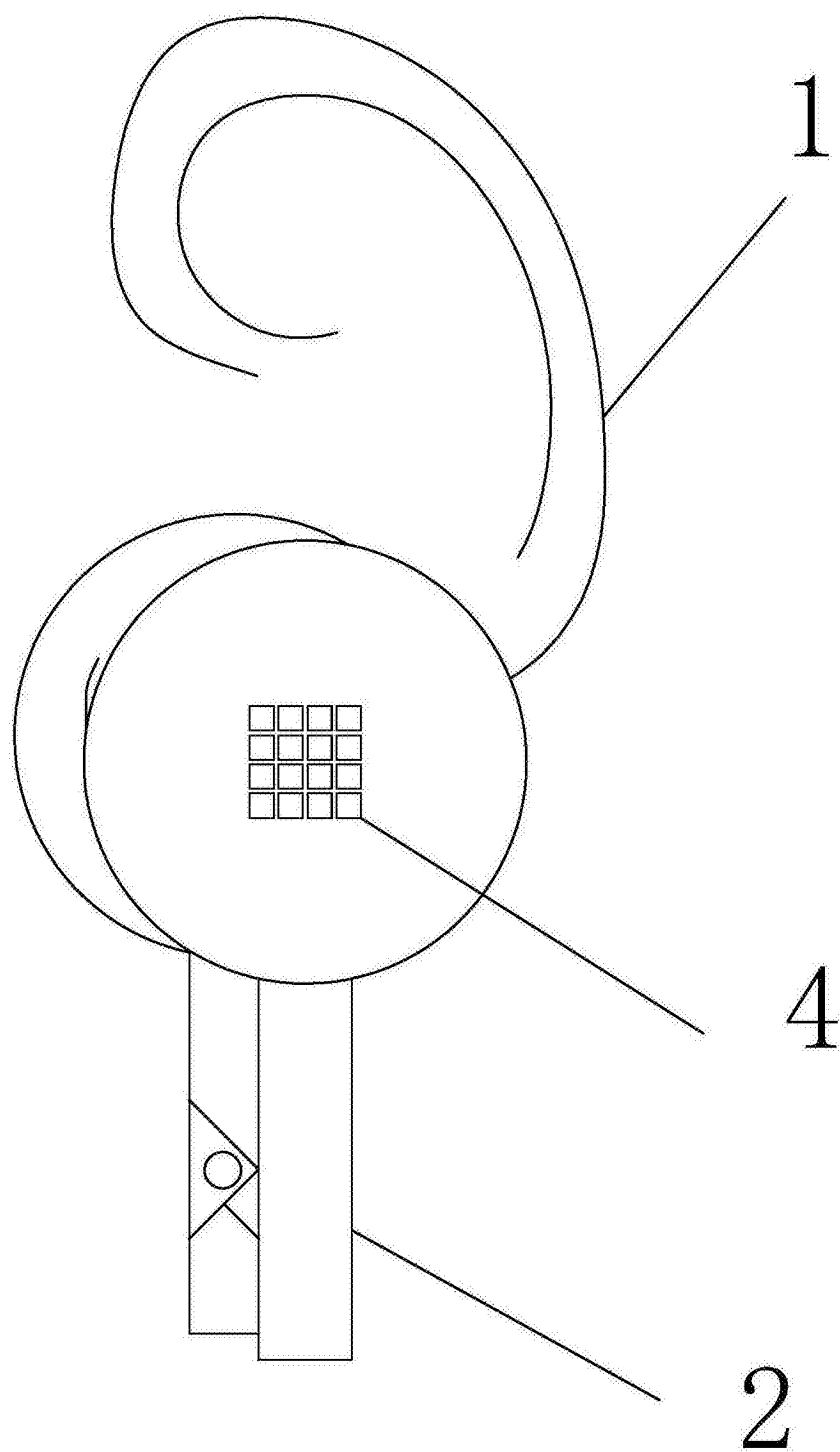


图4

专利名称(译)	一种心律监测方法和装置		
公开(公告)号	CN107582040A	公开(公告)日	2018-01-16
申请号	CN2017110906597.X	申请日	2017-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	佛山科学技术学院		
申请(专利权)人(译)	佛山科学技术学院		
当前申请(专利权)人(译)	佛山科学技术学院		
[标]发明人	王茗祎 关财忠 毛文健 曾亚光 谭海曙 韩定安 熊红莲		
发明人	王茗祎 关财忠 毛文健 曾亚光 谭海曙 韩定安 熊红莲		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/00		
代理人(译)	王国标		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种心律监测方法和装置，本方法通过成分分析方法提取出因心脏搏动而引起的周期性变化的血流光强信号和由背景组织产生的组织光强信号，从而实现心律监测，无需采用卷积分或者傅里叶变换等复杂的运算操作，具有运算快速的优点，解决了传统心律监测方法计算量大、耗时长等问题；本装置为耳夹式测量装置，避免佩戴于人体活动较多的手指和手腕，穿戴舒适、方便，可应用到医院或者家庭中，装置体积小，利于放置和携带，节省了空间。

