



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110575152 A

(43)申请公布日 2019.12.17

(21)申请号 201910047387.9

(22)申请日 2019.01.18

(30)优先权数据

16/003,849 2018.06.08 US

(71)申请人 原相科技股份有限公司

地址 中国台湾新竹科学工业园区新竹县创
新一路5号5楼

(72)发明人 廖元歆

(74)专利代理机构 北京润平知识产权代理有限
公司 11283

代理人 肖冰滨 王晓晓

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

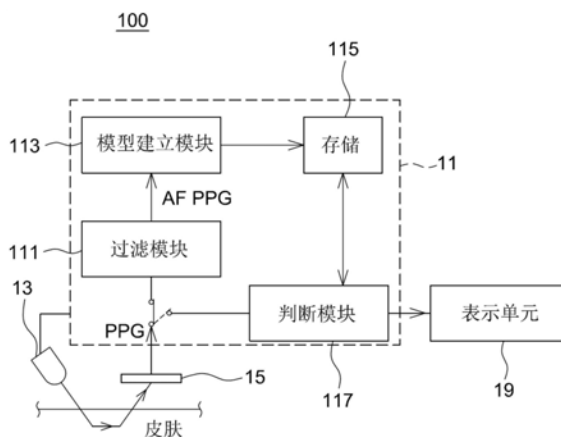
权利要求书2页 说明书7页 附图8页

(54)发明名称

心房颤动的检测装置及其运作方法

(57)摘要

一种心房颤动检测装置的运作方法,包含参考模型建立步骤以及连续检测步骤。在参考模型建立步骤中,针对使用者的光体积变化信号的心律波形进行分类以建立个人化参考模型。在连续检测步骤中,将同一个使用者的光体积变化信号的目前心律波形与所述个人化参考模型进行对比,以判断每一个所述目前心律波形是否属于心房颤动波形。



1. 一种心房颤动检测装置,用于建立个人化心房颤动模型,所述检测装置包含:
光传感器,该光传感器用于检测来自皮肤表面的光以输出光体积变化信号;
处理器,该处理器耦接所述光传感器并包含:
过滤模块,该过滤模块用于获取所述光体积变化信号中具有心房颤动特征的预定期间光体积变化信号;及
模型建立模块,该模型建立模块对所述预定期间光体积变化信号进行波形分割及分类,并根据分类的心房颤动波形建立个人化参考模型;以及
存储,该存储用于储存所述个人化参考模型。
2. 根据权利要求1所述的检测装置,其中所述光传感器包含单一光二极管或光二极管阵列。
3. 根据权利要求1所述的检测装置,其中所述预定期间光体积变化信号是具有所述心房颤动特征的3至5分钟的光体积变化信号区段。
4. 根据权利要求1所述的检测装置,其中所述过滤模块利用归一化连续RR间隔差值的均方根或熵指标判断所述心房颤动特征。
5. 根据权利要求1所述的检测装置,其中所述个人化参考模型是多个所述分类的心房颤动波形的平均波形或机率分布图。
6. 根据权利要求1所述的检测装置,其中所述模型建立模块根据所述预定期间光体积变化信号的舒张峰值进行所述波形分割。
7. 根据权利要求6所述的检测装置,其中所述模型建立模块根据所述预定期间光体积变化信号中分割的心律波形的收缩峰值和/或反折点,针对所述分割的心律波形进行所述波形分类。
8. 一种心房颤动检测装置,该心房颤动检测装置包含:
存储,该存储用于事先纪录使用者的个人化参考模型;
光传感器,该光传感器用于检测来自皮肤表面的光以输出光体积变化信号;以及
处理器,该处理器耦接所述光传感器,并用于分割所述光体积变化信号为多个心律波形,并比较所述多个心律波形与所述个人化参考模型,以判断所述多个心律波形的每一者是否属于心房颤动波形。
9. 根据权利要求8所述的心房颤动检测装置,其中所述光传感器包含单一光二极管或光二极管阵列。
10. 根据权利要求8所述的心房颤动检测装置,其中所述个人化参考模型是多个分类的心房颤动波形的平均波形或机率分布图。
11. 根据权利要求10所述的心房颤动检测装置,其中所述处理器用于计算所述多个心律波形的每一者与所述平均波形的相似度或相关度。
12. 根据权利要求10所述的心房颤动检测装置,其中
所述处理器用于根据所述机率分布图计算所述多个心律波形的每一者的机率值,且
所述多个心律波形为连续心律波形。
13. 根据权利要求8所述的心房颤动检测装置,还包含:
表示单元,该表示单元用于表示所述心房颤动波形的出现、累积个数或时间分布;及
光源,该光源用于照明所述皮肤表面。

14. 根据权利要求8所述的心房颤动检测装置,还包含模型建立模块用于事前根据所述光传感器输出的具有心房颤动特征的预定期间光体积变化信号建立所述个人化参考模型。

15. 一种心房颤动检测装置的运作方法,该运作方法包含:

根据光体积变化信号建立参考模型,包含:

获取所述光体积变化信号中具有心房颤动特征的预定期间光体积变化信号;

对所述预定期间光体积变化信号进行波形分割及波形分类;及

根据分类的心房颤动波形建立个人化参考模型;以及

判断目前光体积变化信号中的心房颤动波形,包含:

分割所述目前光体积变化信号为多个心律波形;

比较所述多个心律波形与所述个人化参考模型;及

判断所述多个心律波形的每一者是否属于所述心房颤动波形。

16. 根据权利要求15所述的运作方法,其中所述波形分割是根据所述预定期间光体积变化信号的舒张峰值所进行。

17. 根据权利要求16所述的运作方法,其中所述波形分类是根据所述预定期间光体积变化信号中分割的心律波形的收缩峰值和/或反折点,针对所述分割的心律波形所进行。

18. 根据权利要求15所述的运作方法,其中所述个人化参考模型是多个分类的心房颤动波形的平均波形或机率分布图。

19. 根据权利要求18所述的运作方法,其中所述比较所述多个心律波形与所述个人化参考模型包含:

计算所述多个心律波形的每一者与所述平均波形的相似度或相关度。

20. 根据权利要求18所述的运作方法,其中所述比较所述多个心律波形与所述个人化参考模型包含:

根据所述机率分布图计算所述多个心律波形的每一者的机率值。

心房颤动的检测装置及其运作方法

技术领域

[0001] 本发明有关一种心房颤动的连续检测,更特别有关一种可针对光体积变化描述波形(PPG)信号的每个心律波形均判断是否属于心房颤动波形的快速响应检测装置及其运作方法。

背景技术

[0002] 目前用以判断心房颤动(atrial fibrillation,AF)的方法是使用心电图(ECG)。然而,由于量测心电图需要使用电极且整天配带电极并不方便,故不适合于长时间持续量测。因此,通常使用电极进行间歇性量测(例如每次数分钟)心电图,故难以记录使用者的昼夜节律(circadian rhythm)。

[0003] 进行长期监测最有效的方法是使用穿戴式电子装置。然而,上述量测心电图的电极通常不容易整合于穿戴式电子装置。

[0004] 目前虽已知可利用穿戴式电子装置量测光体积变化描述波形。然而,穿戴式电子装置量测而得的信号通常因为检测装置与肤面之间的相对运动而存在噪声,因而影响判断精度。同时,不同使用者的心房颤动信号并不相同,故难以达成连续且高精度的检测。

[0005] 有鉴于此,一种能够适用于可携式电子装置或穿戴式电子装置,并能够个人化心房颤动波形以提升判断精度的快速响应心房颤动检测装置及其运作方法实为所需。

发明内容

[0006] 本发明提供一种可相对不同使用者个人化心房颤动波形,以增加判断精确度的心房颤动的检测装置及其运作方法。

[0007] 本发明还提供一种可针对光体积变化信号的每个心律波形进行心房颤动判断的快速响应心房颤动检测装置及其运作方法。

[0008] 本发明提供一种用于建立个人化心房颤动模型的心房颤动检测装置。该检测装置包含光传感器、处理器以及存储。所述光传感器用于检测来自皮肤表面的光以输出光体积变化信号。所述处理器耦接所述光传感器并包含过滤模块以及模型建立模块。所述过滤模块用于获取所述光体积变化信号中具有心房颤动特征的预定期间光体积变化信号。所述模型建立模块对所述预定期间光体积变化信号进行波形分割及分类,并根据分类的心房颤动波形建立个人化参考模型。所述存储用于储存所述个人化参考模型。

[0009] 本发明还提供一种心房颤动检测装置,包含存储、光传感器以及处理器。所述存储用于事先纪录使用者的个人化参考模型。所述光传感器用于检测来自皮肤表面的光以输出光体积变化信号。所述处理器耦接所述光传感器,并用于分割所述光体积变化信号为多个心律波形,并比较所述多个心律波形与所述个人化参考模型,以判断所述多个心律波形的每一者是否属于心房颤动波形。

[0010] 本发明还提供一种心房颤动检测装置的运作方法,包含下列步骤:根据光体积变化信号建立参考模型以及判断目前光体积变化信号中的心房颤动波形。所述建立参考模型

步骤包含:获取所述光体积变化信号中具有心房颤动特征的预定期间光体积变化信号;对所述预定期间光体积变化信号进行波形分割及波形分类;及根据分类的心房颤动波形建立个人化参考模型。所述判断步骤包含:分割所述目前光体积变化信号为多个心律波形;比较所述多个心律波形与所述个人化参考模型;及判断所述多个心律波形的每一者是否属于所述心房颤动波形。

[0011] 本发明实施方式的心房颤动检测装置适用于可携式电子装置或穿戴式装置的长时间持续检测,并可检测结果通过表示单元通知使用者。

[0012] 为了让本发明的上述和其他目的、特征和优点能更明显,下文将配合所附图示,详细说明如下。此外,于本发明的说明中,相同的构件以相同的符号表示,于此合先述明。

附图说明

[0013] 图1是本发明实施例的心房颤动检测装置的方框图;

[0014] 图2是本发明实施例的心房颤动检测装置的运作方法中,建立参考模型的流程图;

[0015] 图3A至3F是本发明实施例的心房颤动检测装置的运作方法的示意图。

[0016] 图4是一个心律波形的示意图;

[0017] 图5是本发明实施例的心房颤动检测装置的运作方法中,进行连续检测的流程图;

[0018] 图6A-6B是本发明实施例的心房颤动检测装置比较实时心律波形与个人化参考模型的示意图;

[0019] 图7是本发明另一实施例的心房颤动检测装置的方框图。

[0020] 附图标记说明

[0021]	100	心房颤动检测装置
[0022]	11	处理器
[0023]	111	过滤模块
[0024]	113	模型建立模块
[0025]	115	存储
[0026]	117	判断模块
[0027]	19	表示单元
[0028]	13	光源
[0029]	15	光传感器

具体实施方式

[0030] 请参照图1所示,其为本发明实施例的心房颤动检测装置100的方框图。心房颤动检测装置100包含处理器11、光源13、光传感器15以及表示单元19。一种非限定的实施例中,光传感器15不包含于本发明的心房颤动检测装置100中,且照明皮肤表面的光是由配置于其他装置的光源或环境光提供。

[0031] 一种非限定的实施例中,所述处理器11、所述光源13及所述光传感器15是封装于同一封装体以形成检测芯片,该检测芯片设置于可携式装置或穿戴式装置内,并通过装置的表面检测皮肤表面。可携式装置及穿戴式装置具有表示单元19用于通过影音来表示心房颤动波形的出现、累积个数或时间分布等。例如,所述表示单元19为显示器用于显示心房颤

动波形出现的个数或时间变化;或者,所述表示单元19为扬声器用于拨放心房颤动波形的出现或累积个数的警示音,但并不限于此,表示单元19是任何能告知使用者心房颤动的适当装置。

[0032] 心房颤动检测装置100用于事前建立个人化心房颤动的参考模型,其可通过执行软件和/或硬件以开始运作。例如,通过按压可携式装置或穿戴式装置的按键或选择执行显示器上显示的应用软件或图示以激活心房颤动检测装置100。该心房颤动检测装置100还用于针对使用者的光体积变化描述波形信号(以下有时简称为PPG信号或光体积变化信号)进行心房颤动判断。一种非限定的实施方式中,当心房颤动检测装置100开始检测PPG信号时,即自动进行心房颤动的连续检测。

[0033] 光源13可为同调光源、部分同调光源或非同调光源,例如发光二极管或激光二极管。光源13用以发出适于被皮肤组织部分吸收的光,以照明皮肤表面,例如发出红光、绿光和/或红外光。光源13所发出的光经过皮肤组织后,皮肤表面射出被部分吸收的光以供光传感器15检测。

[0034] 光传感器15例如包含单一光二极管(photodiode)或光二极管阵列。当光传感器15包含光二极管阵列时,其例如为CMOS图像传感器或CCD图像传感测,具有以阵列排列的多个光二极管。光传感器15用于检测来自皮肤表面的光以输出光体积变化信号。当光传感器15包含单一光二极管时,所述单一光二极管输出一个PPG信号(例如图3A)。当光传感器15包含光二极管阵列时,可输出多个PPG信号(例如每个光二极管输出一个PPG信号)或输出所述多个PPG信号的平均(通过阵列电路平均或数字处理器平均)。

[0035] 处理器11例如为微处理器(MCU)、中央处理器(CPU)或特定功能集成电路(ASIC),其通过软件和/或硬件执行运算功能。处理器11包含过滤模块111、模型建立模块113、存储115以及判断模块117;其中,所述存储115例如包含挥发性和/或非挥发性内存,用于暂时或永久纪录算法和运作参数,例如纪录使用者的个人化参考模型及阈值(举例说明于后)。

[0036] 本发明中,建立参考模型时,通过所述过滤模块111及所述模型建立模块113建立出个人化参考模型并储存于所述存储115中;进行连续检测时,通过所述判断模块117及所述存储115判断心房颤动波形。例如,处理器11还包含切换组件或多任务器,在不同运作模式下将光传感器15检测的PPG信号传送至过滤模块111(模型建立模式下)或判断模块117(连续检测模式下)。此外,可以了解的是,虽然图1中显示不同功能方块执行不同运作,但其仅用以说明而并非用以限定本发明,图1中各功能方块执行的运作都可以视为处理器11所执行的。

[0037] 例如,可携式装置或穿戴式装置具有按键或显示器显示有执行APP的图像(icon)以供选择进入模型建立模式,且该模型建立模式是使用心房颤动检测装置100进行快速响应判断之前所执行的。

[0038] 建立参考模型的过程中,过滤模块111用于获取来自光传感器15的光体积变化信号中,具有心房颤动特征的预定期间光体积变化信号;其中,所述预定期间光体积变化信号是指具有所述心房颤动特征的3至5分钟的光体积变化信号区段。更详言之,当过滤模块111判断PPG信号中不具有心房颤动特征时,PPG信号将不被传送至模型建立模块113,只有当过滤模块111判断PPG信号中具有心房颤动特征时,才传送预定期间(例如3至5分钟,可根据心房颤动特征出现的频率决定)光体积变化信号至模型建立模块113进行个人化模型的建立。

可以了解的是,所述预定期间中并非所有心律波形都具有心房颤动特征。包含预定数目以上的波形具有心房颤动特征的预定期间内的光体积变化信号区段,被选择传送至模型建立模块113。

[0039] 过滤模块111例如利用归一化连续RR间隔差值的均方根(nRMSSD)或熵指标(Shannon entropy)的技术判断所述心房颤动特征;其中,判断方式例如可参考下列文献,但不以此为限,

[0040] “A Novel Application for the Detection of an Irregular Pulse using an iPhone 4S in Patients with Atrial Fibrillation,”McManus et al.,2013。

[0041] “Smart detection of atrial fibrillation,”Krivoshei et al.,2017。

[0042] “Identification of Atrial Fibrillation by Quantitative Analyses of Fingertip Photoplethysmogram,”Tang et al.,2017。

[0043] 接着,模型建立模块113接收到预定期间光体积变化信号后,则对所述预定期间光体积变化信号进行波形分割及波形分类,并根据分类的心房颤动波形建立个人化参考模型。

[0044] 例如参照图2,其为本发明实施例的心房颤动检测装置的运作方法中,建立参考模型的流程图,包括下列步骤:获取光体积变化信号中具有心房颤动特征的预定期间光体积变化信号(步骤S21);对所述预定期间光体积变化信号进行波形分割及波形分类(步骤S23);以及根据分类的心房颤动波形建立个人化参考模型(步骤S25)。

[0045] 请同时参照图3A至图3F,其为本发明实施例的建立个人化参考模型的示意图。

[0046] 首先,处理器11控制光源13相对光传感器15的检测点亮及熄灭。在光源13不是内建于心房颤动检测装置100的实施例中,光源13可持续发光。光传感器15以预定检测频率输出光体积变化信号,例如图(3A)所示,至过滤模块111。此模式中,光体积变化信号不输出至判断模块117。

[0047] 步骤S21:过滤模块111对所述光体积变化信号进行过滤,例如利用前述nRMSSD或Shannon entropy的方法,以获取来自光传感器15的光体积变化信号中具有心房颤动特征的预定期间(例如3至5分钟)光体积变化信号(图3A-3B中显示为AF PPG)。不具有心房颤动特征的光体积变化信号(图3A-3B中显示为无AF PPG)的数据则不用于建立参考模型。

[0048] 步骤S23:接着,模型建立模块113先对所述预定期间光体积变化信号进行分割及分类,如图3B所示分类成正常波形及心房颤动波形(显示为AF)。所述波形分割例如是根据所述预定期间光体积变化信号的收缩(systolic)峰值或舒张(diastolic)峰值进行,例如将PPG信号中连续两个收缩峰值或连续两个舒张峰值之间的波形分割为一个心律波形,例如本发明实施例是以舒张峰值之间的波形为心律波形。

[0049] 所述波形分类是根据所述预定期间光体积变化信号中分割的心律波形的收缩峰值和/或反折点进行的。例如图4显示一个心律波形,其具有一个收缩峰值及一个反折点(inflexion point)。一种非限定的实施方式中,当一个心律波形的所述收缩峰值不明显,例如参照Mohamed Elgendi于2016所发表的“Optimal Signal Quality Index for Photoplethysmogram Signals”中不适合诊断(unfit for diagnosis),和/或具有两个以上(包含两个)的反折点时,则被界定为属于心房颤动波形;反之,则被界定为属于正常波形。其他实施例中,歪斜度(Skewness)是用以区别心房颤动波形和非心房颤动波形的另一

种参数,例如同样参照文献“Optimal Signal Quality Index for Photoplethysmogram Signals”。从图(3B)中可清楚看出,预定期间光体积变化信号内包含心房颤动波形(AF)和非心房颤动波形(正常)。

[0050] 步骤S25:接着,模型建立模块113根据多个心房颤动波形建立个人化参考模型,包含连续和非连续波形。一种非限定的实施例中,模型建立模块113将多个心房颤动波形,例如图(3B)的AF波形,进行重叠处理,如图(3C)所示。由于每个心律波形具有不尽相同的RR间隔(RR interval),为了提升精确度,优选针对图(3C)的重叠数据进行归一化处理,如图(3D)所示,则可得到在相同的归一化时间内对应的归一化强度。模型建立模块113可根据例如图(3D)的归一化数据建立个人化参考模型。

[0051] 一种非限定的实施例中,模型建立模块113计算如图(3D)中的每个归一化时间点上的归一化数据的平均,以产生多个分类的心房颤动波形的平均波形,如图(3E)所示的模型1。

[0052] 一种非限定的实施例中,模型建立模块113将图(3D)转换为机率分布图,如图(3F)所示的模型2。图(3F)中,颜色越浅的区域表示机率越高而颜色越深的区域表示机率越低。当实时心律波形重叠于机率分布图时,则可得到每个数据点的机率。

[0053] 本发明中,上述平均波形和/或机率分布图则用以代表使用者的个人化参考模型,并储存于存储115之中。当个人化参考模型储存于存储115后,则结束参考模型建立模式。

[0054] 接着,说明检测程序的运作方法。在检测程序中,存储115已储存有如图(3E)或(3F)的个人化参考模型。处理器11同样控制光源13相对光传感器15的检测点亮及熄灭。光传感器15以取样频率输出光体积变化描述波形信号(以下有时简称为PPG信号或光体积变化信号)。此时,PPG信号被传送至判断模块117,该判断模块117用于分割所述PPG信号为多个连续的心律波形,并比较分割的多个心律波形与所述个人化参考模型,以判断所述分割的多个心律波形的每一者是否属于心房颤动波形。

[0055] 请参照图5,其为本发明实施例的心房颤动检测装置的运作方法中,连续检测的流程图,包含下列步骤:分割光体积变化信号为多个心律波形(步骤S51);比较所述多个心律波形与个人化参考模型(步骤S53);以及判断所述多个心律波形的每一者是否属于心房颤动波形(步骤S55)。

[0056] 步骤S51:首先,判断模块117分割目前光体积变化信号。与步骤S23相同,判断模块117是根据目前光体积变化信号的收缩峰值或舒张峰值进行波形分割,因其已说明于前,故于此不再赘述。可了解的是步骤S51的波形分割与步骤S23的波形分割相同。

[0057] 步骤S53:判断模块117比较每个分割的实时心律波形与储存的个人化参考模型,例如图(3E)或图(3F)所示者,视所储存的模型而定。同理,由于每个实时心律波形的RR间隔不同,因此判断模块117优选也将实时心律波形先进行与图(3C)至图(3D)相同的归一化处理后进行比较。必须说明的是,此实施例将心律波形写为实时心律波形仅是用以与参考模型建立步骤的心律波形进行区隔。

[0058] 当个人化参考模型为图(3E)的平均波形时,判断模块117计算所述多个实时心律波形的每一者与所述平均波形的相似度(similarity)或相关度(correlation),其中该相似度例如是使用平均平方差(mean square error)、绝对误差(absolute error)、动态时间扭曲(dynamic time warping)或其他已知方法来计算,并无特定限制。

[0059] 若个人化参考模型为图(3F)的机率分布图,判断模块117根据所述机率分布图计算所述多个实时心律波形的每一者的机率值。假设一个实时心律波形包含多个强度数据 a_1, a_2, \dots, a_t 。判断模块117利用方程式(1)计算机率值:

[0060] 机率值 $= \ln P(a_1) + \ln P(a_2) + \dots + \ln P(a_t)$ 方程式(1)

[0061] 方程式(1)为每个数据的机率的自然对数和,其中,每个强度数据的机率 $P(a_1), P(a_2), \dots, P(a_t)$ 例如是根据每个强度数据 a_1, a_2, \dots, a_t 在所述机率分布图的位置而决定。

[0062] 步骤S55:存储115中储存有相似度阈值或机率阈值。判断模块117将每个实时心律波形的计算结果(即机率值)与相似度阈值或机率阈值比较(根据所使用的个人化参考模型而定)。当某一个实时心律波形的计算结果超过(大于或小于,根据所使用的计算方法而定)阈值时,则表示所述某一个实时心律波形属于心房颤动波形,可通知表示单元19表示心房颤动波形的出现或累积次数。

[0063] 例如,图6A显示第一使用者的两个波形W1与W2与平均波形的示意图。此处假设使用平均平方差作为相似度,波形W1与平均波形(即个人化参考模型)的平均平方差 $MSE=7.6$ 而波形W2与平均波形的平均平方差 $MSE=32.7$,相似度阈值例如选择为 $MSE=10-20$ (但不限于此),则当一个心律波形的平均平方差小于相似度阈值时表示其属于心房颤动波形而当一个心律波形的平均平方差大于相似度阈值时表示其不属于心房颤动波形。图6B则显示第二使用者的两个波形W3与W4与平均波形的示意图。换句话说,当某一心律波形与作为个人化参考模型的平均波形相似度越高时,越可被判断为属于心房颤动波形。

[0064] 本发明中,表示单元19被配置成当每次出现心房颤动波形时,则进行提示,例如以显示器显示或发出音效。此外,表示单元19还可表示预定时间内发生的心房颤动波形的累积数目或数目变化。此外,表示单元19显示的结果也可记录于存储115中,以供使用者事后读取。例如,搭载本发明实施例的心房颤动检测装置的电子装置具有无线通信功能,可将存储115中的纪录读出至计算机进行分析和后处理。

[0065] 请参照图7,其是本发明另一实施例的心房颤动检测装置100'的方框图,其中图1及图7中相同的组件是以相同符号表示。心房颤动检测装置100'与图1的心房颤动检测装置100的差异在于图7的心房颤动检测装置100'不具有过滤模块。模型建立模块113可根据来自外部具有心房颤动特征的预定期间波形信号 S_{AF} ,其可为PPG信号或EGC信号,使用上述本发明实施例的方法建立个人化参考模型,亦即用以建立个人化参考模型的来源信号并非由心房颤动检测装置100'的光传感器15所取得。另一实施例中,心房颤动检测装置100'可不包含模型建立模块113,而直接由外部计算机系统建立个人化参考模型 M_{AF} 并直接储存(例如通过无线通信或网络系统)于存储115中,外部计算机系统例如可使用本发明上述的建立方法。判断模块117可比较PPG信号与预存的平均波形或机率分布图以判断心房颤动波形,其中判断模块117的运作方式已说明于前,故于此不再赘述。

[0066] 必须说明的是,上述实施例中虽然以反射式(即光源和光传感器位于皮肤的相同侧)检测装置为例进行说明,但本发明并不限于此。其他实施例中,心房颤动检测装置亦可通过穿透式(即光源和光传感器位于皮肤的不同侧)检测装置来完成心房颤动检测。

[0067] 此外,为了对检测的PPG信号去噪并提升检测精确度,本发明实施例的心房颤动检测装置还可搭配使用其他去噪技术。例如,心房颤动检测装置可搭配加速度计,以利用加速度计的检测结果对光体积变化信号进行去噪后,再使用去噪后光体积变化信号执行参考模

型建立步骤及连续检测步骤。例如,心房颤动检测装置的光源包含绿光产生器及红光产生器与红外光产生器至少其中之一。心房颤动检测装置可使用绿光产生器发光时所检测的光体积变化信号(或称为绿光光体积变化信号),对红光光体积变化信号及红外光光体积变化信号进行去噪后,再使用去噪后光体积变化信号执行参考模型建立步骤及连续检测步骤。此外,使用亮暗影像的差分影像的去噪技术也可使用于本发明的心房颤动检测装置。

[0068] 必须说明的是,虽然上述实施例中是以心房颤动检测装置适用于单一使用者为例进行说明,但本发明并不限于此。本发明实施例的心房颤动检测装置可用以检测不同使用者的快速响应心房颤动,只要存储115中事先纪录有多个使用者的参考模型即可。

[0069] 综上所述,已知心电图检测装置具有不适于全天候检测的问题。因此,本发明另提供一种心房颤动检测装置(图1及图7)及其运作方法(图2及图5),其通过参考模型建立步骤事前建立个人化参考模型,并将使用者的光体积变化信号的目前心律波形与个人化参考模型进行比对,以判断使用者的每一个目前心律波形是否属于心房颤动波形。本发明的心房颤动检测装置还可通过表示装置表示心房颤动波形的出现、累积个数或时间分布。

[0070] 虽然本发明已通过前述实例披露,但是其并非用以限定本发明,任何本发明所属技术领域中具有通常知识技术人员,在不脱离本发明的精神和范围内,当可作各种的更动与修改。因此本发明的保护范围当视后附的权利要求所界定的范围为准。

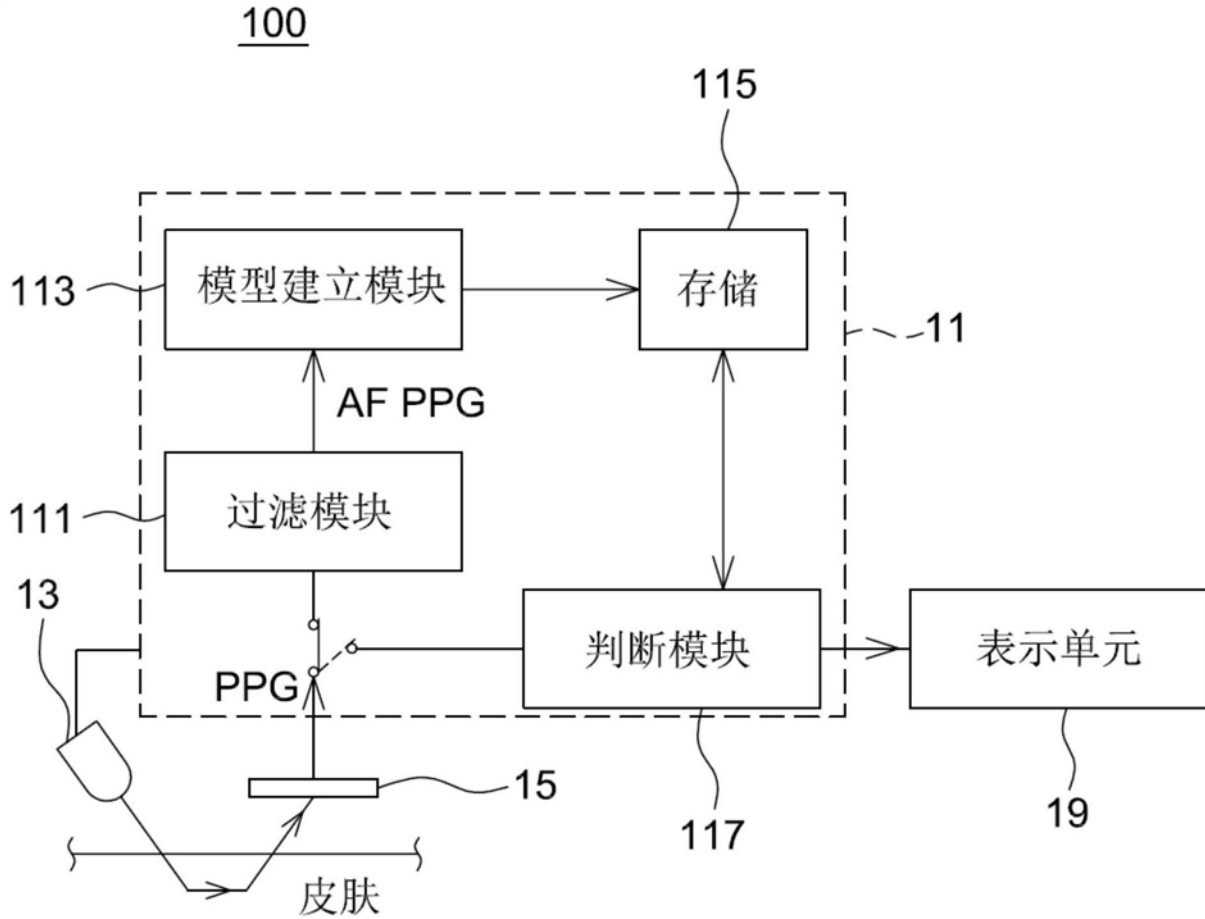


图1

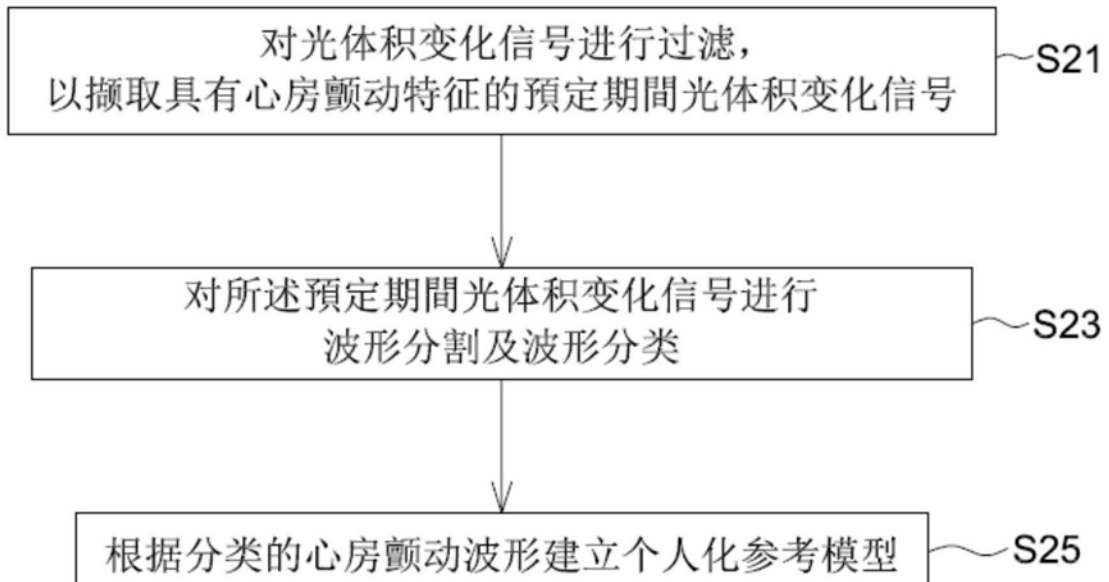


图2

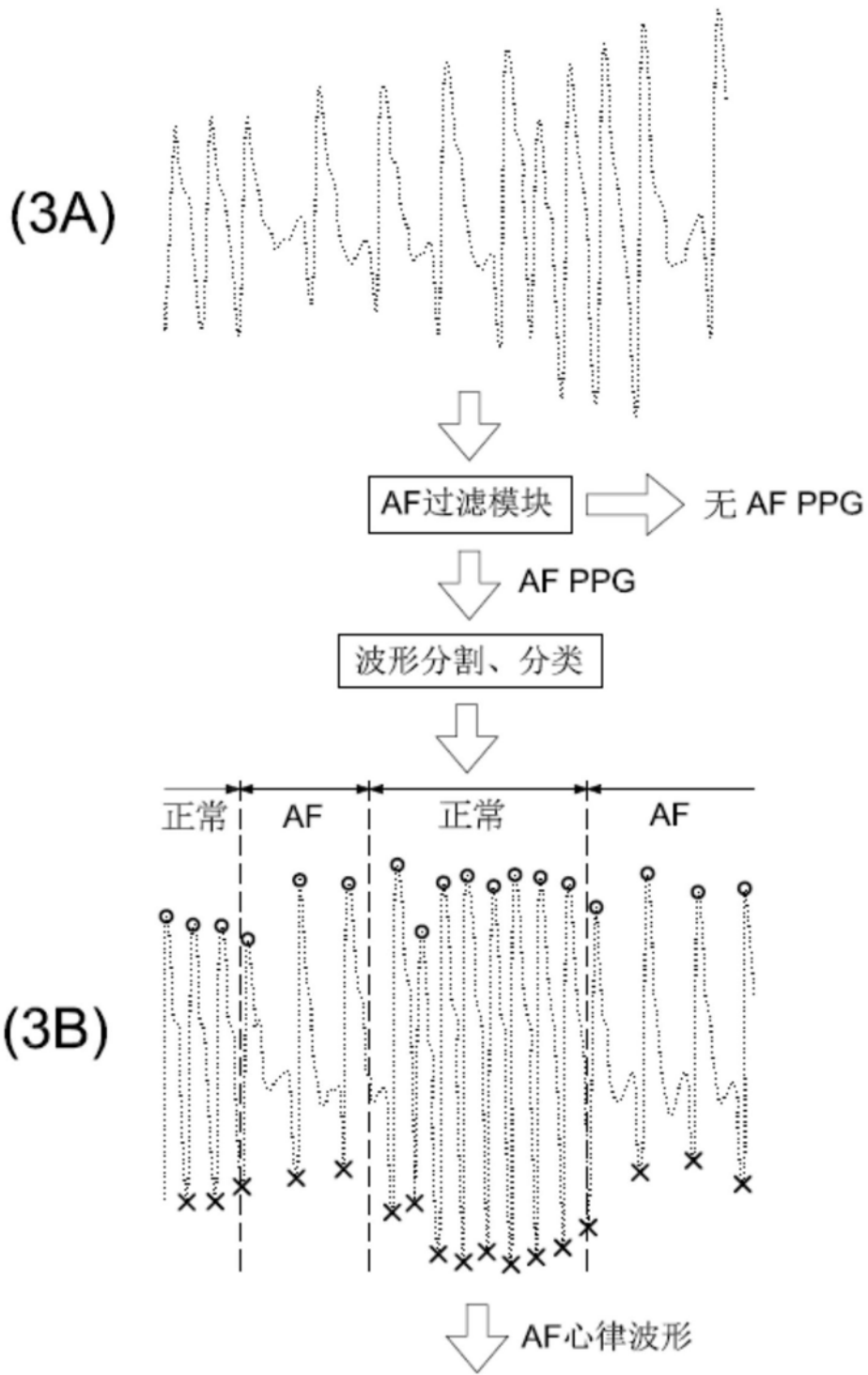


图3A-3B

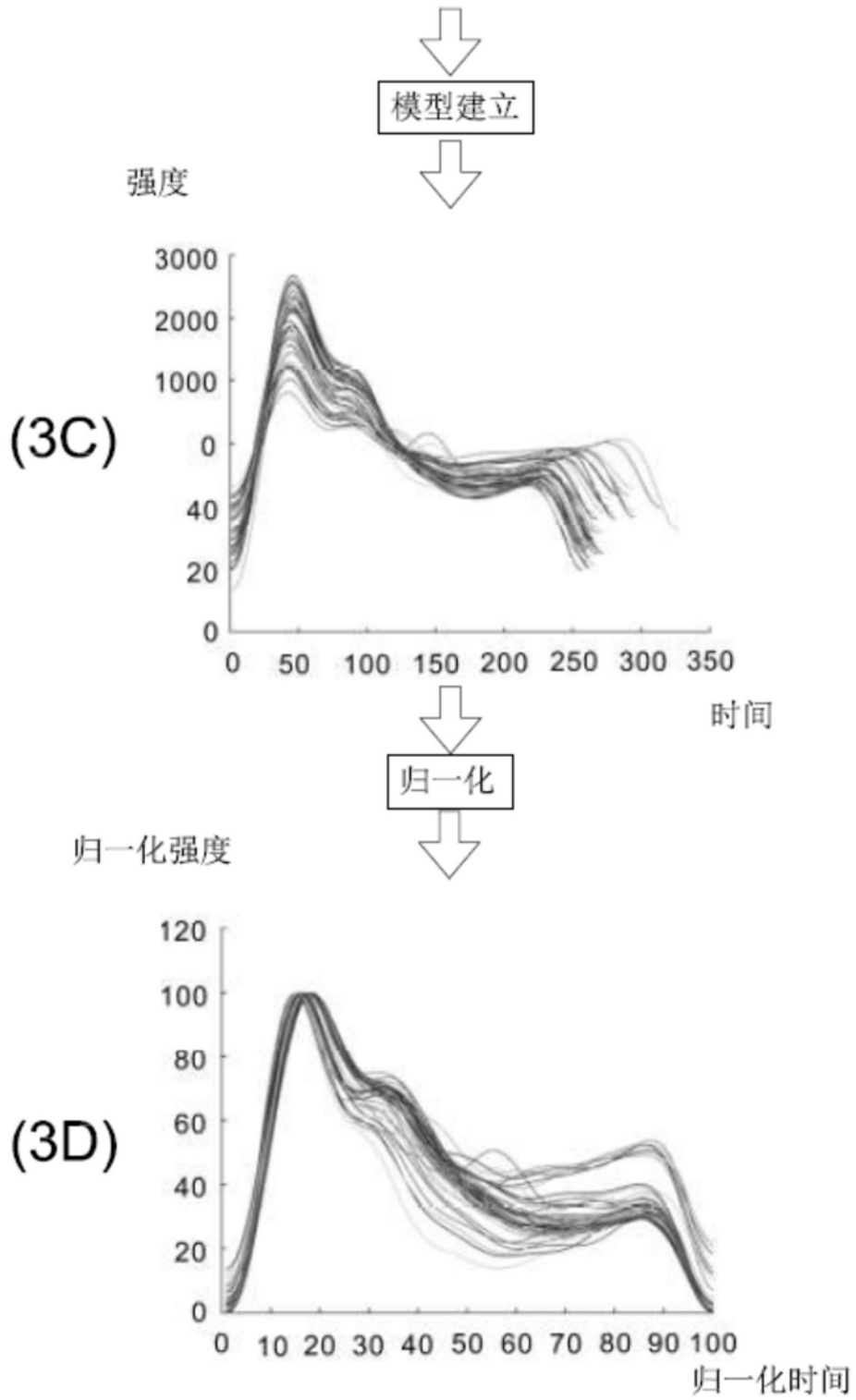


图3C-3D

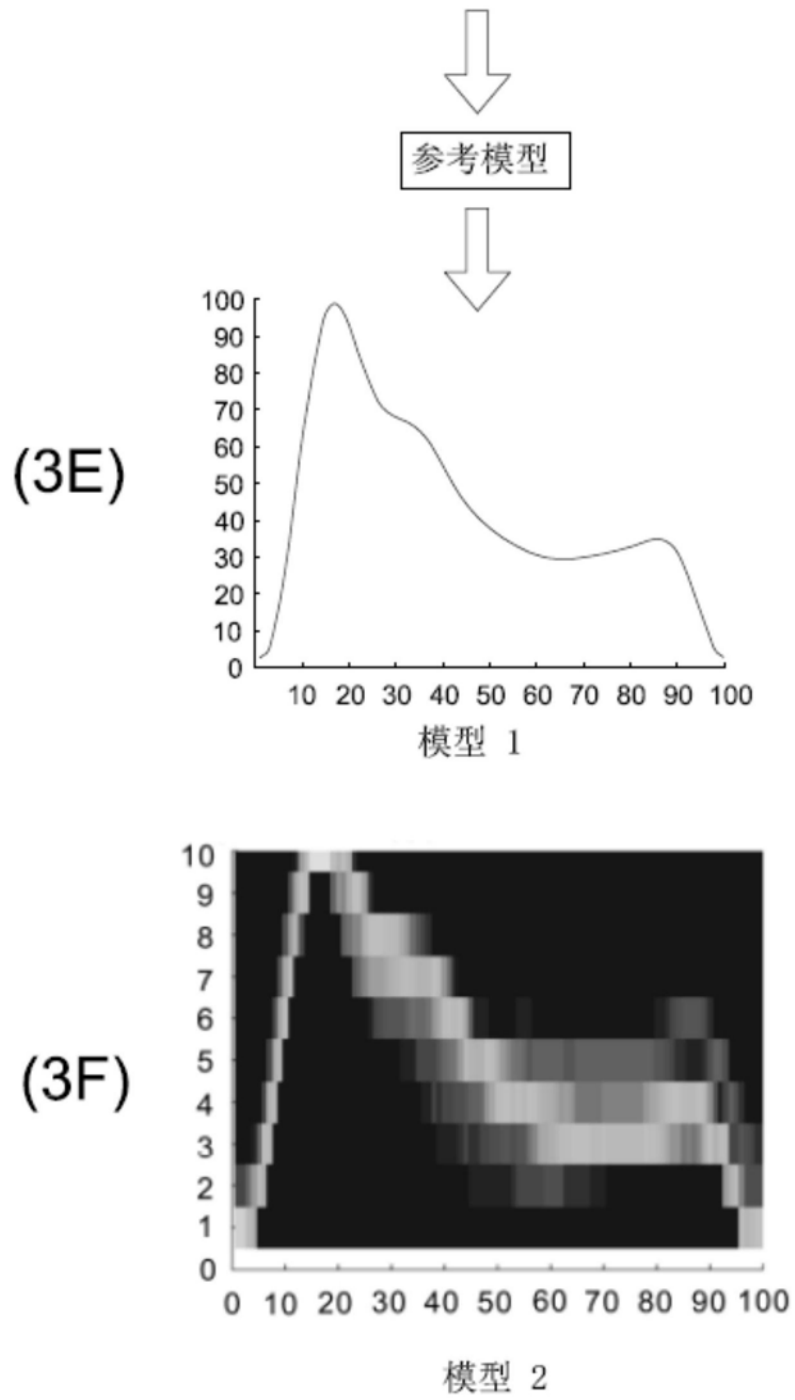


图3E-3F

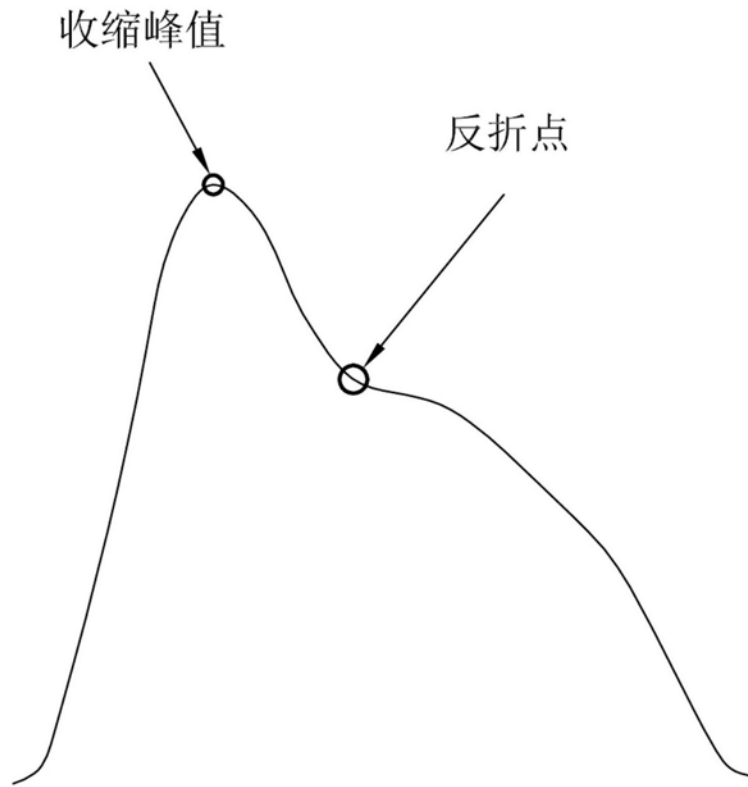


图4

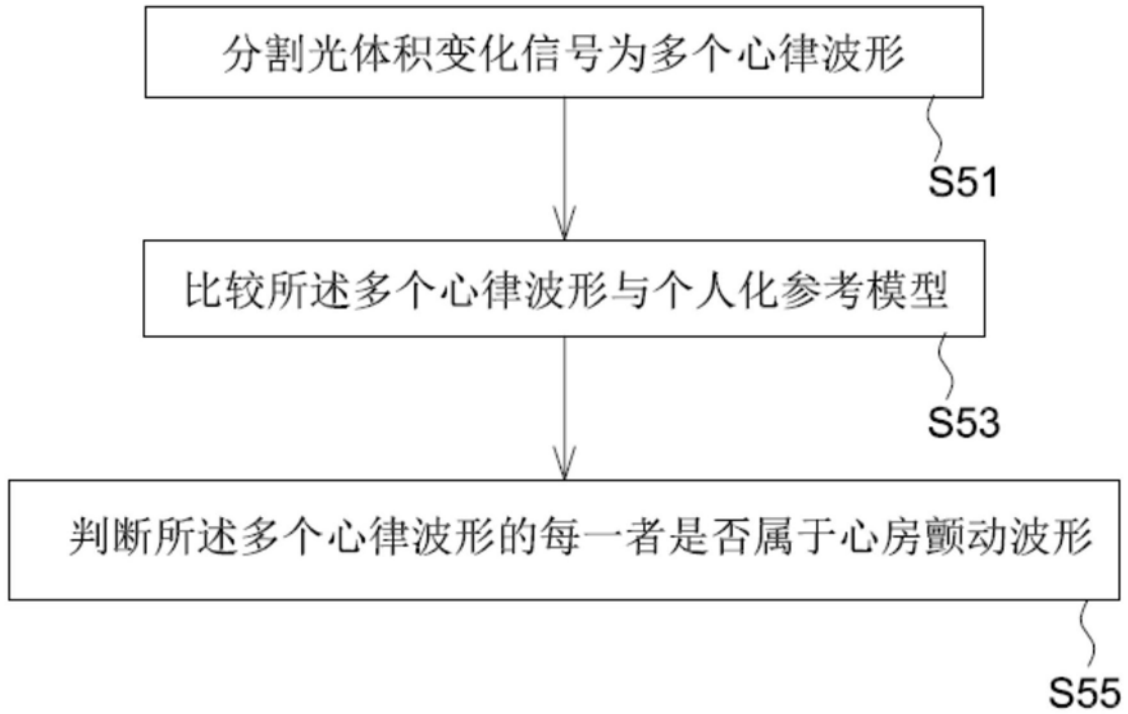


图5

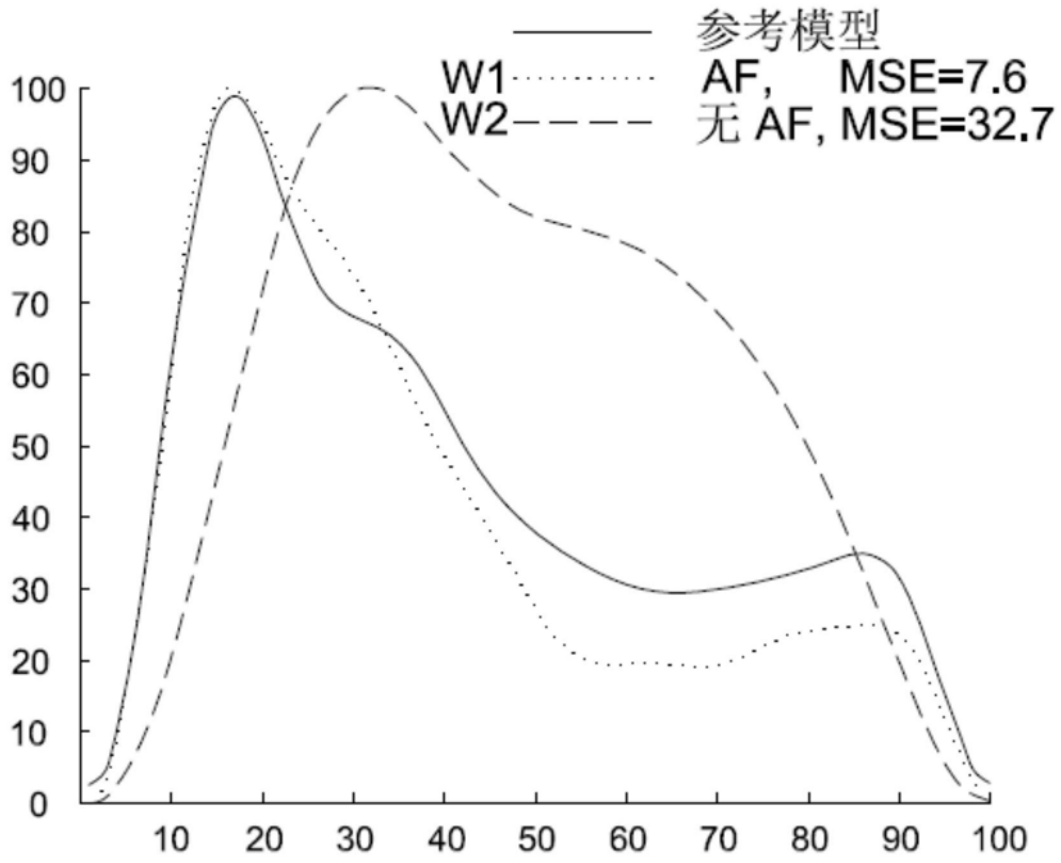


图6A

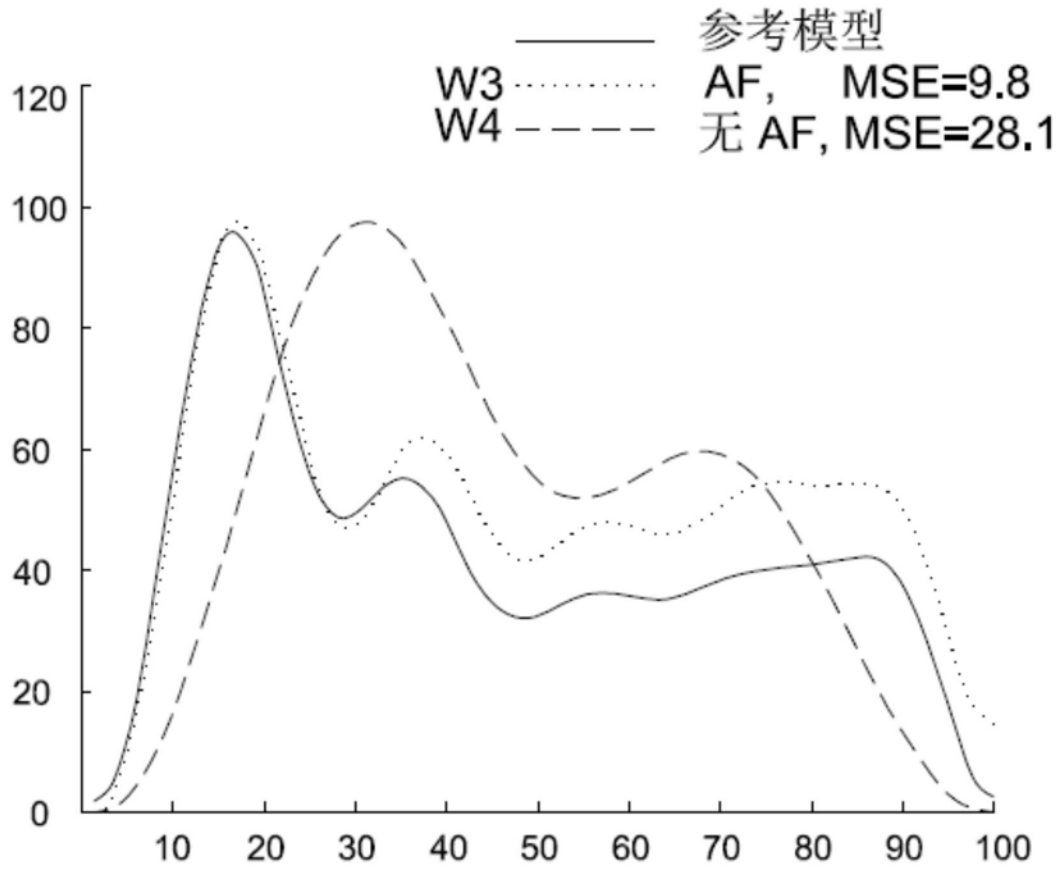


图6B

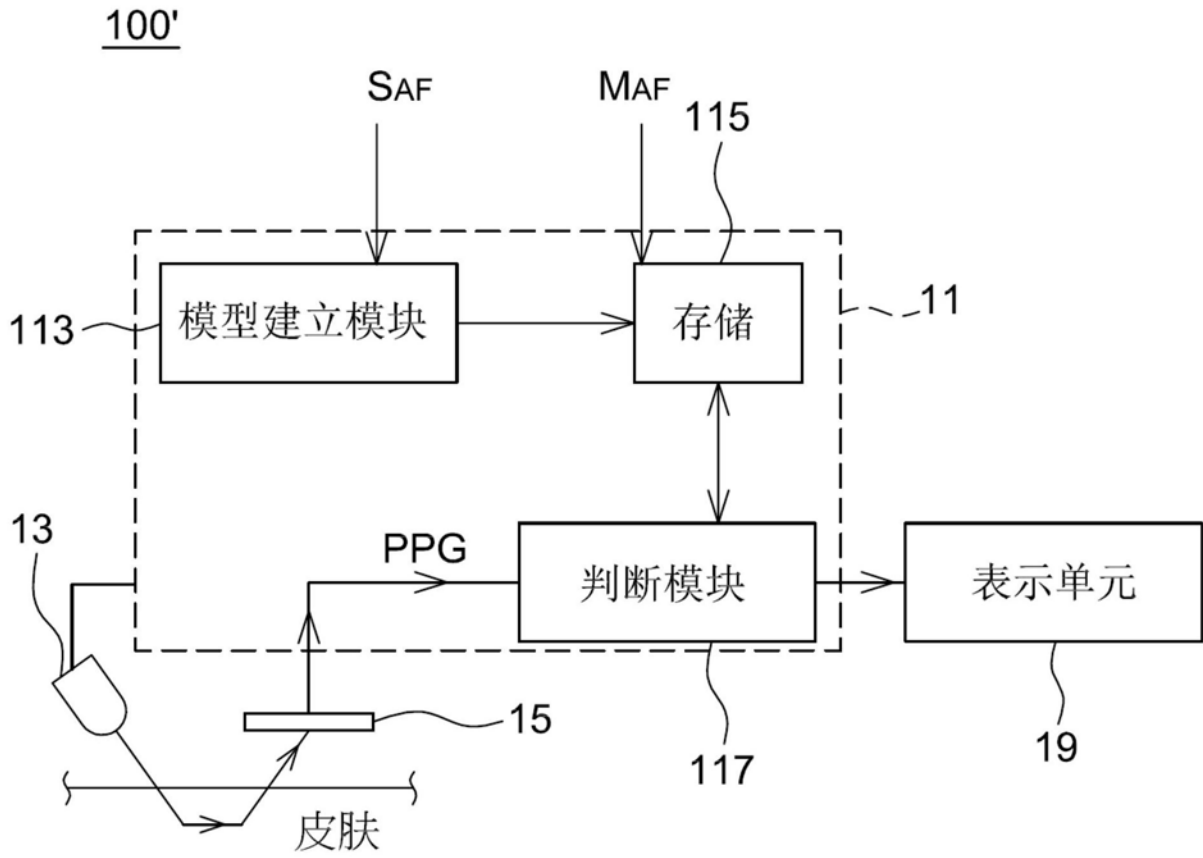


图7

专利名称(译)	心房颤动的检测装置及其运作方法		
公开(公告)号	CN110575152A	公开(公告)日	2019-12-17
申请号	CN201910047387.9	申请日	2019-01-18
[标]申请(专利权)人(译)	原相科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	原相科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	原相科技股份有限公司		
[标]发明人	廖元歆		
发明人	廖元歆		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/02427 A61B5/02438 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/742 A61B5/02405 A61B5/02433 A61B5/0402 A61B5/7246 A61B5/7267 A61B5/7275 A61B5/7282 A61B2562/04 G16H50/30 G16H50/70 A61B5/0255		
代理人(译)	王晓晓		
优先权	16/003,849 2018-06-08 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种心房颤动检测装置的运作方法，包含参考模型建立步骤以及连续检测步骤。在参考模型建立步骤中，针对使用者的光体积变化信号的心律波形进行分类以建立个人化参考模型。在连续检测步骤中，将同一个使用者的光体积变化信号的目前心律波形与所述个人化参考模型进行对比，以判断每一个所述目前心律波形是否属于心房颤动波形。

