



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110236524 A
(43)申请公布日 2019.09.17

(21)申请号 201910523632.9

(22)申请日 2019.06.17

(71)申请人 深圳市善行医疗科技有限公司
地址 518000 广东省深圳市前海深港合作
区前湾一路1号A栋201室

(72)发明人 邹巍 包磊

(74)专利代理机构 北京派特恩知识产权代理有
限公司 11270
代理人 陈宇 张颖玲

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 10/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

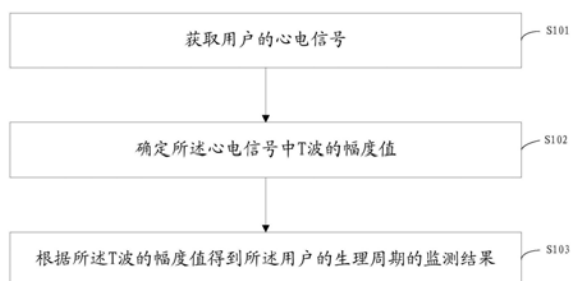
权利要求书2页 说明书11页 附图6页

(54)发明名称

一种女性生理周期的监测方法、装置及终端

(57)摘要

本发明实施例适用于人体健康监测技术领域,提供了一种女性生理周期的监测方法、装置及终端,包括:获取用户的心电信号;确定所述心电信号中T波的幅度值;根据所述T波的幅度值得到所述用户的生理周期的监测结果。



1. 一种女性生理周期的监测方法,其特征在于,包括:

获取用户的心电信号;

确定所述心电信号中T波的幅度值;

根据所述T波的幅度值得到所述用户的生理周期的监测结果。

2. 如权利要求1所述的监测方法,其特征在于,所述确定所述心电信号中T波的幅度值,包括:

确定所述心电信号的RR间隔;

根据所述RR间隔在所述心电信号中定位出T波;

确定所述T波的幅度值。

3. 如权利要求2所述的监测方法,其特征在于,所述根据所述RR间隔在所述心电信号中定位出T波,包括:

$$\text{根据 } T_B = \begin{cases} 60ms(RR < 600ms) \\ 100ms(600ms \leq RR \leq 1100ms), T_L = 15\sqrt{RR} - 250ms \text{ 在所述心电信号中定位出} \\ 150ms(RR > 1100ms) \end{cases}$$

T波,其中,RR为所述RR间隔, T_B 为T波的起点, T_L 为T波的长度。

4. 如权利要求1所述的监测方法,其特征在于,所述根据所述T波的幅度值得到所述用户的生理周期的监测结果,包括:

根据所述用户的一个生理周期内每天的T波的平均幅度值绘制用户的生理周期T波曲线;

将所述用户的生理周期T波曲线与设定的生理周期T波曲线进行比较;

根据比较结果得到所述用户的生理周期的监测结果。

5. 如权利要求4所述的监测方法,其特征在于,所述根据比较结果得到所述用户的生理周期的监测结果,包括:

若第一峰尖的出现时间早于第二峰尖的出现时间,则得到所述用户的排卵日提前的监测结果;

若所述第一峰尖的出现时间晚于所述第二峰尖的出现时间,则得到所述用户的排卵日延后的监测结果;

所述第一峰尖为所述用户的生理周期T波曲线的峰尖,所述第二峰尖为所述设定的生理周期T波曲线的峰尖。

6. 如权利要求4所述的监测方法,其特征在于,所述将所述用户的生理周期T波曲线与设定的生理周期T波曲线进行比较之前,还包括:

根据所述用户的历史生理周期T波曲线设置所述设定的生理周期T波曲线;或

根据与所述用户具备相同特征参数的女性的生理周期T波曲线设置所述设定的生理周期T波曲线。

7. 如权利要求1所述的监测方法,其特征在于,所述根据所述T波的幅度值得到所述用户的生理周期的监测结果,包括:

确定设定的采集时间段内所述T波的平均幅度值;

若所述平均幅度值大于或等于第一阈值,则输出所述用户的排卵日将至的监测结果。

8. 如权利要求7所述的监测方法,其特征在于,所述确定设定的采集时间段内所述T波的平均幅度值之后,还包括:

若所述平均幅度值小于第二阈值,则输出所述用户处于月经期或卵泡期或黄体期的监测结果。

9. 如权利要求2所述的监测方法,其特征在于,所述确定所述心电信号的RR间隔,包括:

对所述心电信号进行滤波处理,得到处理信号;

在所述处理信号中定位出R波;

根据定位出的R波确定所述心电信号的RR间隔。

10. 一种女性生理周期的监测装置,其特征在于,包括:

获取模块,用于获取用户的心电信号;

确定模块,用于从所述心电信号中确定T波的幅度值;

监测模块,用于根据所述T波的幅度值得到所述用户的生理周期的监测结果。

11. 一种终端设备,包括存储器、处理器以及存储在所述存储器中并可在所述处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述计算机程序时实现如权利要求1至9任一项所述方法的步骤。

12. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序包括程序指令,所述程序指令当被处理器执行时使所述处理器执行如权利要求1-9任一项所述的方法。

一种女性生理周期的监测方法、装置及终端

技术领域

[0001] 本发明涉及人体健康监测技术领域,尤其涉及一种女性生理周期的监测方法、装置及终端。

背景技术

[0002] 了解女性自身的身体情况特别是生理周期情况,对日常生活和工作的规划、家庭生育计划和心理状态的调适都起着非常重要的作用,具有积极的意义。现有的家用级生理周期检测方法包括尿液检测和体温检测,其中,尿液检测方法采用试纸来进行,通过测量尿液中的黄体生成激素(LH)水平来实现对女性生理周期的监测;体温检测方法通过测量腋下体温或舌下体温来实现对女性生理周期的监测,以上方法均只能得到女性是否处于排卵期的监测结果,在监测的精确度和全面性上欠佳。

发明内容

[0003] 有鉴于此,本发明的主要目的在于提供一种女性生理周期的监测方法、装置及终端,以解决目前家用级的生理周期监测方法精确度和全面性不高的问题。

[0004] 为达到上述目的,本发明的技术方案是这样实现的:

[0005] 第一方面,本发明实施例提供了一种女性生理周期的监测方法,该方法包括:

[0006] 获取用户的心电信号;

[0007] 确定所述心电信号中T波的幅度值;

[0008] 根据所述T波的幅度值得到所述用户的生理周期的监测结果。

[0009] 进一步的,所述确定所述心电信号中T波的幅度值,包括:

[0010] 确定所述心电信号的RR间隔;

[0011] 根据所述RR间隔在所述心电信号中定位出T波;

[0012] 确定所述T波的幅度值。

[0013] 进一步的,所述根据所述RR间隔在所述心电信号中定位出T波,包括:

[0014] 根据 $T_B = \begin{cases} 60ms(RR < 600ms) \\ 100ms(600ms \leq RR \leq 1100ms), T_L = 15\sqrt{RR} - 250ms \\ 150ms(RR > 1100ms) \end{cases}$ 在所述心电信号中

定位出T波,其中,RR为所述RR间隔, T_B 为T波的起点, T_L 为T波的长度。

[0015] 进一步的,所述根据所述T波的幅度值得到所述用户的生理周期的监测结果,包括:

[0016] 根据所述用户的一个生理周期内每天的T波的平均幅度值绘制用户的生理周期T波曲线;

[0017] 将所述用户的生理周期T波曲线与设定的生理周期T波曲线进行比较;

[0018] 根据比较结果得到所述用户的生理周期的监测结果。

[0019] 进一步的,所述根据比较结果得到所述用户的生理周期的监测结果,包括:

[0020] 若第一峰尖的出现时间早于第二峰尖的出现时间,则得到所述用户的排卵日提前的监测结果;

[0021] 若所述第一峰尖的出现时间晚于所述第二峰尖的出现时间,则得到所述用户的排卵日延后的监测结果;

[0022] 所述第一峰尖为所述用户的生理周期T波曲线的峰尖,所述第二峰尖为所述设定的生理周期T波曲线的峰尖。

[0023] 进一步的,所述将所述用户的生理周期T波曲线与设定的生理周期T波曲线进行比较之前,还包括:

[0024] 根据所述用户的历史生理周期T波曲线设置所述设定的生理周期T波曲线;或

[0025] 根据与所述用户具备相同特征参数的女性的生理周期T波曲线设置所述设定的生理周期T波曲线。

[0026] 进一步的,所述根据所述T波的幅度值得到所述用户的生理周期的监测结果,包括:

[0027] 确定设定的采集时间段内所述T波的平均幅度值;

[0028] 若所述平均幅度值大于或等于第一阈值,则输出所述用户的排卵日将至的监测结果。

[0029] 进一步的,所述确定设定的采集时间段内所述T波的平均幅度值之后,还包括:

[0030] 若所述平均幅度值小于第二阈值,则输出所述用户处于月经期或卵泡期或黄体期的监测结果。

[0031] 进一步的,所述确定所述心电信号的RR间隔,包括:

[0032] 对所述心电信号进行滤波处理,得到处理信号;

[0033] 在所述处理信号中定位出R波;

[0034] 根据定位出的R波确定所述心电信号的RR间隔

[0035] 第二方面,本发明实施例提供了一种女性生理周期的监测装置,该装置包括:

[0036] 获取模块,用于获取用户的心电信号;

[0037] 确定模块,用于从所述心电信号中确定T波的幅度值;

[0038] 监测模块,用于根据所述T波的幅度值得到所述用户的生理周期的监测结果。

[0039] 第三方面,本发明实施例提供了一种终端设备,包括处理器和存储器,所述处理器和存储器相互连接,其中,所述存储器用于存储计算机程序,所述计算机程序包括程序指令,所述处理器被配置用于调用所述程序指令,执行本发明实施例第一方面提供的监测方法。

[0040] 第四方面,本发明实施例提供了一种计算机可读存储介质,包括:所述计算机可读存储介质存储有计算机程序。所述计算机程序被处理器执行时实现如本发明实施例第一方面提供的监测方法的步骤。

[0041] 本发明实施例基于用户的心电信号来实现对女性生理周期的监测,通过解析心电信号中T波的幅度值,得到女性生理周期的监测结果,提升了女性生理周期监测的精确度和全面性。

附图说明

[0042] 为了更清楚地说明本发明实施例技术方案,下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0043] 图1是本发明实施例提供的一种女性生理周期的监测方法的流程示意图;

[0044] 图2是本发明实施例提供的一种心电图;

[0045] 图3是本发明实施例提供的另一种女性生理周期的监测方法的流程示意图;

[0046] 图4是本发明实施例提供的另一种女性生理周期的监测方法的流程示意图;

[0047] 图5是本发明提供的另一种女性生理周期的监测方法的流程示意图;

[0048] 图6是本发明实施例提供的一种用户生理周期T波曲线图;

[0049] 图7是本发明实施例提供的一种T波曲线比较图;

[0050] 图8是本发明提供的另一种女性生理周期的监测方法的流程示意图;

[0051] 图9是本发明实施例提供的一种女性生理周期的监测装置的示意图;

[0052] 图10是本发明一实施例提供的终端设备的示意图。

具体实施方式

[0053] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例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。

[0054] 应当理解,当在本说明书和所附权利要求书中使用时,术语“包括”和“包含”指示所描述特征、整体、步骤、操作、元素和/或组件的存在,但并不排除一个或多个其它特征、整体、步骤、操作、元素、组件和/或其集合的存在或添加。

[0055] 如背景技术所述,由于现有技术中的女性生理周期监测方法在精确度和全面性上欠佳,因此,为了解决现有技术存在的问题,本发明实施例提供了一种女性生理周期的监测方法,能够更为准确、全面地实现对女性生理周期的监测。

[0056] 为了说明本发明所述的技术方案,下面通过具体实施例来进行说明。

[0057] 参考图1,图1是本发明实施例提供的女性生理周期的监测方法的实现流程示意图,该方法执行主体为终端设备,其执行如S101至S103所述的方法。

[0058] S101,获取用户的心电信号。

[0059] 在本发明实施例中,用户的心电信号由心电传感器采集,心电传感器可以与终端设备一体化,也能处于独立的心电采集设备中。心电传感器将采集到的心电信号发送给终端设备。

[0060] 在本发明的一种实施例中,可通过可穿戴式智能心电衣服来采集用户的心电信号,例如,智能心电内衣和智能心电背心,其中内置有心电传感器。通过这些便携可穿戴的心电采集设备,可以使得心电信号的采集简单化,具备易操作性,利于用户日常自行使用。

[0061] 在本发明的一种实施例中,心电传感器采集12导联的心电信号,且S101中获取到的心电信号优先可为心电传感器的I导、II导、V5导、V6导采集到的心电信号。应理解,终端设备可以只使用一个导联的心电信号,也可以同时使用多导联的心电信号,例如,终端设备

可以只使用II导的心电信号,也可以同时使用I导、II导、V5导、V6的的心电信号。

[0062] 由于用户在一天的时间中许多时间是在活动的,此时采集到的心电信号可能包含较多的噪声,容易影响到后续的信号处理,因此,为了保证获取到的心电信号的噪声尽可能小,S101获取到的心电信号可以为用户处于平静状态的心电信号。在技术实现上,可通过设定采集时间段来确保获取到的心电信号是用户处于平静状态的心电信号,例如,可以设置每天的凌晨03:00至03:05采集用户的心电信号,绝大多数用户在这个时间都处于睡眠状态,其心电信号稳定,使用这段时间的心电信号进行分析,分析结果不容易受到噪声的干扰。

[0063] S102,确定所述心电信号中T波的幅度值。

[0064] 心电图记录的是电压随时间变化的曲线,心电图在坐标系中呈现,其中,坐标系的横坐标用于标注心电信号的采集时间,纵坐标用于标注心电信号在采集时刻的电压大小。在每一个心动周期内,一个典型的心电图存在五种波形,如图2所示,这五种波形从左自右分别为P波、Q波、R波、S波和T波。在本发明实施例中,需要从心电信号的每一个心动周期中确定出T波的幅度值,即T波的峰尖的纵坐标值。为了更准确地确定T波的幅度值,作为本发明的一个实施例,在采集到心电信号后,需要对心电信号进行一系列的处理,再从中确定T波的幅度值。参考图3,其示出了本发明实施例提供的另一种女性生理周期的监测方法的流程示意图,如图3所示,图1对应实施例中的S102被细化为图3中的S1021至S1023。

[0065] S1021,确定所述心电信号的RR间隔。

[0066] 采集到心电信号后,需要对心电信号进行滤波等操作,滤除掉没用的噪声后才能够形成心电图,然后根据算法从心电图中定位到R波,最后确定RR间隔,即连续2个R波的横坐标之间的距离。图4是本发明实施例提供的另一种女性生理周期的监测方法的流程示意图,如图4所示,图3对应实施例中的S1021被细化为S10211至S10213所述的方法。

[0067] S10211,对所述心电信号进行滤波处理,得到处理信号。

[0068] 由于心电传感器采集的心电信号可能因各种外在或内在因素(例如用户呼吸、运动等)干扰而出现偏移,因此需要对采集的心电信号进行滤波处理。在技术实现过程中,可采用数字滤波器来剔除噪声,进一步地,使用数字滤波器对心电信号进行0.05-45Hz带通滤波,保留0.05-45Hz的心电信号作为处理信号。

[0069] S10212,在所述处理信号中定位出R波。

[0070] 经过滤波处理之后,将得到的处理信号形成心电图。在正常的心电图中,R波的波形最高,最容易在心电图中被定位出来,因此对心电图的波形定位通常都是建立在R波定位之上的,即,在定位到R波之后再定位其他波形。但是有一些情况下,例如心肌缺血的情况下,会出现T波比R波高,因此,不能够通过简单的波形高度的判断来定位R波,需要通过算法在心电图中定位R波的位置。目前,R波的定位方法主要有:差分法、滤波器法、神经网络法、支持向量机法、小波变换法以及它们相互结合的检测方法。在本发明实施例中,可以选用其中一种方法进行R波定位,例如,使用小波变换法定位R波。

[0071] S10213,根据定位出的R波确定所述心电信号的RR间隔。

[0072] 定位出R波后,从心电图中确定R波的幅度值和RR间隔。

[0073] 如图2所示,心电图中连续2个R波的横坐标之间的距离称之为RR间隔,即RR间隔等于图2中从左往右第二个R波的峰尖的横坐标值减去第一个R波的峰尖的横坐标值,RR间隔

单位为ms。

[0074] S1022,根据所述RR间隔在所述心电信号中定位出T波。

[0075] 定位出2个连续的R波后,根据算法可以定位出这2个连续的R波之间的T波的位置。算法的基本原理是:判断RR间隔属于哪个数值区间,不同的数值区间对应不同的T波的起点。若RR间隔在第一数值区间内,则T波的起点为第一设定值;若RR间隔在第二数值区间内,则T波的起点为第二设定值;若RR间隔在第三数值区间内,则T波的起点为第三设定值。

[0076] 基于上述算法的基本原理,进一步地,可以根据

$$T_B = \begin{cases} 60ms(RR < 600ms) \\ 100ms(600ms \leq RR \leq 1100ms), T_L = 15\sqrt{RR} - 250ms \\ 150ms(RR > 1100ms) \end{cases}$$

从所述心电信号中定位出T波,其

中,RR为所述RR间隔, T_B 为T波的起点, T_L 为T波的长度。

[0077] 在上述公式中, T_B 为T波在横坐标上的起点,如果RR间隔小于600ms的话,则横坐标60ms处被定位为T波的起点;如果RR间隔大于或等于600ms且小于或等于1100ms,则横坐标100ms处被定位为T波的起点;如果RR间隔大于1100ms,则横坐标150ms处被定位为T波的起点。例如,如果RR间隔为400ms,则 $T_B=60ms$, $T_L=50ms$ 。确定了T波的起点和长度,就能在心电图中准确定位到T波。

[0078] S1023,确定所述T波的幅度值。

[0079] 在心电图中定位到T波后,从心电图中读取该T波的峰尖的纵坐标值,该T波的峰尖的纵坐标值即为该T波的幅度值,幅度值单位为mv。若T波的幅度值小于同导联R波的幅度值的2/10,称为T波低矮;若T波的幅度值大于同导联R波的幅度值的2/10,称为T波直立;T波的幅度值小于同导联R波的幅度值的1/10,称为T波低平;低平的T波降至基线以下,称T波倒置。

[0080] S103,根据所述T波的幅度值得到所述用户的生理周期的监测结果。

[0081] 随着生理周期的变化,心电图中T波的形状也随之改变,具体的,用户排卵时,即用用户的排卵日,其心电图T波变为直立状态;当用户处于月经期、卵泡期或黄体期时,其心电图T波为倒置状态或低平状态。因此,可以根据T波的幅度值来对女性生理周期进行监测。

[0082] 在本发明实施例中,对女性生理周期的监测主要可以通过以下两种监测方式来实现,下文通过实施例对这两种监测方式的实现进行说明。

[0083] 对于第一种监测方式,参照图5,图1对应实施例中的S103被细化为S1031至S1033所述的方法。

[0084] S1031,根据所述用户的一个生理周期内每天的T波的平均幅度值绘制用户的生理周期T波曲线。

[0085] 通常来说,女性的一个生理周期为28天,以用户一个生理周期的天数为横坐标,T波的幅度值为纵坐标,建立坐标系,在坐标系中根据用户一个生理周期内每天的T波的平均幅度值绘制用户生理周期T波曲线。如图6所示,图6是本发明实施例提供的一种用户生理周期T波曲线的示意图。

[0086] S1032,将所述用户的生理周期T波曲线与设定的生理周期T波曲线进行比较。

[0087] 在本发明的一种实施例中,如果用户已经使用终端设备超过1个生理周期了,那么终端设备中存储有用户的历史生理周期T波曲线,则设定的生理周期T波曲线可以根据用户

的历史生理周期T波曲线设置。如果用户有多条历史生理周期T波曲线,其中每一个历史生理周期都对应一条历史生理周期T波曲线,则可以选择一条作为设定的生理周期T波曲线,例如可以随机选择其中一条,或指定选择其中一条。优选地,可以选择最健康的生理周期所对应的曲线,最健康的生理周期指的是用户没有服用影响内分泌的药物,没有不良生活习惯,身体健康的一个生理周期;或将多条用户的历史生理周期T波曲线合并为一条,例如可以将多条曲线相同横坐标上所对应的幅度值求平均,根据平均值生成新的曲线作为设定的生理周期T波曲线。根据用户自身的历史生理周期T波曲线设置设定的生理周期T波曲线,可以使得设定的生理周期T波曲线更加贴近用户,使得后续对用户生理周期的监测更具备与用户自身情况的参照性。

[0088] 在本发明的另一种实施例中,设定的生理周期T波曲线可以根据与所述用户具备相同特征参数的女性的生理周期T波曲线设置,所述特征参数包括:地域、年龄、体重和身高等。选定好特征参数后,通过大数据进行生理周期T波曲线查询,如果查询到多条相同特征参数的生理周期T波曲线,则可以选择一条作为设定的生理周期T波曲线,例如可以随机选择其中一条,或指定选择其中的一条,例如用户可以指定选择其中认为与自己的生理周期T波曲线最相似的一条;或将多条具备相同特征参数的生理周期T波曲线合并为一条,例如可以将多条曲线相同横坐标上所对应的幅度值求平均,根据平均值生成新的曲线作为设定的生理周期T波曲线。根据与用户具备相同特征参数的女性的生理周期T波曲线设置设定的生理周期T波曲线,可以解决用户初次使用终端设备时没有历史生理周期T波曲线的问题,在用户使用终端设备超过一个生理周期后,可以重新根据历史生理周期T波曲线来设置设定的生理周期T波曲线,或继续使用初次设置的设定的生理周期T波曲线。

[0089] 绘制出所述用户生理周期T波曲线后,将所述用户生理周期T波曲线与设定的生理周期T波曲线进行比较,参考图7,图7是本发明实施例提供的一种T波曲线比较图,如图7所示,比较结果为所述用户生理周期T波曲线的峰尖的出现时间早于设定的生理周期T波曲线的峰尖的出现时间,生理周期T波曲线的峰尖的出现时间是指在一个生理周期内的相对时间,峰尖的出现时间即为排卵日的出现时间,在坐标系中峰尖所对应的横坐标值即为排卵日在一个生理周期中的出现时间。例如,如果峰尖对应的横坐标值为14,即在一个生理周期的第14天为用户的排卵日。本发明实施例中的排卵日是指卵细胞从卵巢中排出的日期。

[0090] 比较结果还有可能出现所述用户生理周期T波曲线的峰尖的出现时间晚于设定的生理周期T波曲线的峰尖的出现时间、所述用户生理周期T波曲线的峰尖的出现时间等于设定的生理周期T波曲线的峰尖的出现时间。

[0091] S1033,根据比较结果输出所述用户的生理周期的监测结果。

[0092] 由于女性在排卵过程往往受到外界环境、情绪、健康等因素影响,易出现排卵提前或推迟,由此导致生理期紊乱的发生,在曲线比较结果上就表现为曲线的峰尖的出现时间不同。在本发明实施例中,比较结果不同,则输出用户的生理周期的检测结果不同,具体如下:

[0093] 若第一峰尖的出现时间早于第二峰尖的出现时间,则输出所述用户的排卵日提前的监测结果;若所述第一峰尖的出现时间晚于所述第二峰尖的出现时间,则输出所述用户的排卵日延后的监测结果;所述第一峰尖为所述用户的生理周期T波曲线的峰尖,所述第二峰尖为所述设定的生理周期T波曲线的峰尖。

[0094] 第二峰尖的出现时间表示用户在正常情况下的排卵日的出现时间,如果用户排卵日的出现时间与第二峰尖的出现时间不相同,则说明用户的生理周期出现了不规律的情况。

[0095] 若第一峰尖的出现时间早于第二峰尖的出现时间,说明用户的排卵日提前到来了,原因可能是用户在这个生理周期中具有不良的生活习惯,可能精神压力过大,可能服用了一些影响内分泌的药物,可能睡眠状况不好等。则可以向用户输出用户排卵日提前到来了的监测结果,还可以同时向用户输出改善建议,改善建议可以包括:请用户注意改善生活习惯,降低压力,改善睡眠状况,调理生理周期等。

[0096] 若所述第一峰尖的出现时间晚于所述第二峰尖的出现时间,说明用户排卵日的到达时间延后了,原因可能是用户在这个生理周期中具有不良的生活习惯,可能精神压力过大,可能服用了一些影响内分泌的药物,可能睡眠状况不好等。则可以向用户输出用户排卵日延后到来了的监测结果,还可以向用户输出如下改善建议:请用户注意改善生活习惯,降低压力,改善睡眠状况,调理生理周期等。

[0097] 若所述第一峰尖的出现时间等于所述第二峰尖的出现时间,说明用户排卵日到来的时间正常,则向用户输出用户排卵日正常的监测结果,还可以向用户输出如下改善建议:请用户继续保持良好的生活习惯,注意不要熬夜等。

[0098] 本发明实施例根据所述用户的一个生理周期内每天的T波的平均幅度值绘制用户的生理周期T波曲线;将所述用户的生理周期T波曲线与设定的生理周期T波曲线进行比较;根据比较结果输出所述用户的生理周期的监测结果。本发明实施例可以监测用户在一个生理周期内排卵日的出现是否符合正常的生理规律,可以具体监测到用户在一个生理周期内的排卵日,并提醒用户注意调理身体,改善生理周期。

[0099] 第二种监测方式:参考图8,图8是本发明提供的另一种女性生理周期的监测方法的流程示意图,如图8所示,步骤S103具体包括S1034至S1035所述的方法。

[0100] S1034,确定设定的采集时间段内所述T波的平均幅度值。

[0101] 将设定的采集时间段内T波的幅度值求平均,例如,将22:00-22:10这段时间内采集到的心电信号的T波的幅度值求平均。如果将设定的采集时间设置在22:00-22:10,则心电传感器会在每天的这个时间对用户心电信号进行采集。

[0102] S1035,若所述平均幅度值大于或等于第一阈值,则输出所述用户的排卵日将至的监测结果。

[0103] 通过对女性生理周期的T波幅度值进行研究后发现,在女性生理周期中,越接近排卵日,T波的幅度值越大。如图6所示,在一个生理周期中,随着用户接近排卵日,曲线开始上升;排卵日到来时,曲线出现峰尖;排卵日过去后,曲线开始下降。通过大数据统计,发现大多数女性在排卵日时,T波的幅度值相差不大。因此,可以根据T波的幅度值来判断用户的排卵日是否将至。

[0104] 第一阈值可以根据用户历史排卵日的T波幅度值进行设定,也可以根据与用户具备相同特征参数的女性的排卵日的T波幅度值进行设定。例如,若根据用户历史排卵日的T波幅度值进行设定,可以将用户历史排卵日的T波幅度值求平均值,以平均值的80%作为第一阈值。

[0105] 若设定的采集时间段内所述T波的平均幅度值大于或第一阈值,说明接下来几天

时间内用户的排卵日将至,输出所述用户的排卵日将至的监测结果。

[0106] 设定的采集时间段距离当前时间越近,判断越准确,越能够及早提醒用户。除了输出监测结果外,还可以同时向用户输出改善建议,改善建议可以包括:提醒用户注意备孕或避孕,注意改善生活习惯,降低压力,改善睡眠状况等。

[0107] S1036,若所述平均幅度值小于第二阈值,则输出所述用户处于月经期或卵泡期或黄体期的监测结果。

[0108] 在女性生理周期中,排卵日对应于心电图T波变为直立状态;月经期、卵泡期和黄体期对应于心电图T波均为倒置或低平状态。通常T波幅度值小于同导联R波的幅度值的1/10,称T波低平;T波幅度值降至基线(0)以下,称T波倒置。因此,可以通过T波的幅度值来判断用户是否处于月经期或卵泡期或黄体期。

[0109] 例如,将与T波同导联的R波的幅度值的1/10设定为第二阈值,若设定的采集时间段内所述T波的平均幅度值小于第二阈值,说明当前T波倒置或低平,进一步说明当前用户处于月经期或卵泡期或黄体期。则输出所述用户处于月经期或卵泡期或黄体期的监测结果。

[0110] 本发明实施例从用户的心电信号中确定出T波的幅度值,通过T波的幅度值可以准确监测用户的生理周期。用户通过一些便携式心电采集设备可以简易的采集到用户的心电信号,避免用户手动操作,例如,用户可以通过穿戴心电衣服来采集心电信号,可以使得心电信号的采集简单化。本发明实施例解决了现有技术中家用级的生理周期监测方法精确度和全面性不高的问题,可以精准、全面的监测用户的生理周期。

[0111] 对应于上文关于女性生理周期的监测方法的实施例,图9示出了本发明实施例提供的女性生理周期的监测装置的示意图,该装置可以位于终端设备中,如图9所示,该装置包括:获取模块,确定模块和监测模块。

[0112] 获取模块,用于获取用户的心电信号。

[0113] 确定模块,用于从所述心电信号中确定T波的幅度值。

[0114] 监测模块,用于根据所述T波的幅度值得到所述用户的生理周期的监测结果。

[0115] 所述确定模块具体用于:

[0116] 确定所述心电信号的RR间隔;

[0117] 根据所述RR间隔在所述心电信号中定位出T波;

[0118] 确定所述T波的幅度值。

[0119] 所述确定模块具体用于:

[0120] 根据 $T_B = \begin{cases} 60ms(RR < 600ms) \\ 100ms(600ms \leq RR \leq 1100ms), T_L = 15\sqrt{RR} - 250ms \\ 150ms(RR > 1100ms) \end{cases}$ 在所述心电信号中

定位出T波,其中,RR为所述RR间隔, T_B 为T波的起点, T_L 为T波的长度。

[0121] 所述监测模块具体用于:

[0122] 根据所述用户的一个生理周期内每天的T波的平均幅度值绘制用户的生理周期T波曲线;

[0123] 将所述用户的生理周期T波曲线与设定的生理周期T波曲线进行比较;

[0124] 根据比较结果确定所述用户的生理周期的监测结果。

[0125] 所述监测模块还用于：

[0126] 若第一峰尖的出现时间早于第二峰尖的出现时间，则确定所述用户的排卵日提前的监测结果；

[0127] 若所述第一峰尖的出现时间晚于所述第二峰尖的出现时间，则确定所述用户的排卵日延后的监测结果；

[0128] 所述第一峰尖为所述用户的生理周期T波曲线的峰尖，所述第二峰尖为所述设定的生理周期T波曲线的峰尖。

[0129] 所述监测模块还用于将所述用户的生理周期T波曲线与设定的生理周期T波曲线进行比较之前，还用于：

[0130] 根据所述用户的历史生理周期T波曲线设置所述设定的生理周期T波曲线；或

[0131] 根据与所述用户具备相同特征参数的女性的生理周期T波曲线设置所述设定的生理周期T波曲线。

[0132] 所述监测模块还用于：

[0133] 确定设定的采集时间段内所述T波的平均幅度值；

[0134] 若所述平均幅度值大于或等于第一阈值，则确定所述用户的排卵日将至的监测结果。

[0135] 所述监测模块还确定设定的采集时间段内所述T波的平均幅度值之后，还包括：

[0136] 若所述平均幅度值小于第二阈值，则确定所述用户处于月经期或卵泡期或黄体期的监测结果。

[0137] 所述确定模块还用于：

[0138] 对所述心电信号进行滤波处理，得到处理信号；

[0139] 在所述处理信号中定位出R波；

[0140] 根据定位出的R波确定所述心电信号的RR间隔。

[0141] 图10是本发明一实施例提供的终端设备的示意图。如图10所示，该实施例的终端设备包括：处理器、存储器以及存储在所述存储器中并可在所述处理器上运行的计算机程序。所述处理器执行所述计算机程序时实现上述各个方法实施例中的步骤，例如图1所示的步骤101至103。或者，所述处理器执行所述计算机程序时实现上述各装置实施例中各模块/单元的功能，例如图9所示获取模块，确定模块和监测模块的功能。

[0142] 示例性的，所述计算机程序可以被分割成一个或多个模块，所述一个或者多个模块被存储在所述存储器中，并由所述处理器执行，以完成本发明。所述一个或多个模块可以是能够完成特定功能的一系列计算机程序指令段，该指令段用于描述所述计算机程序在所述终端设备中的执行过程。

[0143] 所述终端设备可以是桌上型计算机、笔记本、掌上电脑及云端服务器等计算设备。所述终端设备可包括，但不仅限于，处理器、存储器。本领域技术人员可以理解，图10仅仅是终端设备的示例，并不构成对终端设备的限定，可以包括比图示更多或更少的部件，或者组合某些部件，或者不同的部件，例如所述终端设备还可以包括输入输出设备、网络接入设备、总线等。

[0144] 所述终端设备可以包括心电传感器，例如，若终端是智能心电衣服，则所述终端设备包括心电传感器。

[0145] 所称处理器可以是中央处理单元 (Central Processing Unit, CPU), 还可以是其他通用处理器、数字信号处理器 (Digital Signal Processor, DSP)、专用集成电路 (Application Specific Integrated Circuit, ASIC)、现成可编程门阵列 (Field-Programmable Gate Array, FPGA) 或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件等。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器等。

[0146] 所述存储器可以是所述终端设备的内部存储单元, 例如终端设备的硬盘或内存。所述存储器也可以是所述终端设备的外部存储设备, 例如所述终端设备上配备的插接式硬盘, 智能存储卡 (Smart Media Card, SMC), 安全数字 (Secure Digital, SD) 卡, 闪存卡 (Flash Card) 等。进一步地, 所述存储器还可以既包括所述终端设备的内部存储单元也包括外部存储设备。所述存储器用于存储所述计算机程序以及所述终端设备所需的其他程序和数据。所述存储器还可以用于暂时地存储已经输出或者将要输出的数据。

[0147] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到, 为了描述的方便和简洁, 仅以上述各功能单元、模块的划分进行举例说明, 实际应用中, 可以根据需要而将上述功能分配由不同的功能单元、模块完成, 即将所述装置的内部结构划分成不同的功能单元或模块, 以完成以上描述的全部或者部分功能。实施例中的各功能单元、模块可以集成在一个处理单元中, 也可以是各个单元单独物理存在, 也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中, 上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现, 也可以采用软件功能单元的形式实现。另外, 各功能单元、模块的具体名称也只是为了便于相互区分, 并不用于限制本申请的保护范围。上述系统中单元、模块的具体工作过程, 可以参考前述方法实施例中的对应过程, 在此不再赘述。

[0148] 在上述实施例中, 对各个实施例的描述都各有侧重, 某个实施例中未详述或记载的部分, 可以参见其它实施例的相关描述。

[0149] 本领域普通技术人员可以意识到, 结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤, 能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行, 取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能, 但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0150] 在本发明所提供的实施例中, 应该理解到, 所揭露的装置/终端设备和方法, 可以通过其它的方式实现。例如, 以上所描述的装置/终端设备实施例仅仅是示意性的, 例如, 所述模块或单元的划分, 仅仅为一种逻辑功能划分, 实际实现时可以有另外的划分方式, 例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统, 或一些特征可以忽略, 或不执行。另一点, 所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通讯连接可以通过一些接口, 装置或单元的间接耦合或通讯连接, 可以是电性, 机械或其它的形式。

[0151] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的, 作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元, 即可以位于一个地方, 或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0152] 另外, 在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中, 也可以是各个单元单独物理存在, 也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单

元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0153] 所述集成的模块/单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明实现上述实施例方法中的全部或部分流程,也可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的计算机程序可存储于一计算机可读存储介质中,该计算机程序在被处理器执行时,可实现上述各个方法实施例的步骤。其中,所述计算机程序包括计算机程序代码,所述计算机程序代码可以为源代码形式、对象代码形式、可执行文件或某些中间形式等。所述计算机可读介质可以包括:能够携带所述计算机程序代码的任何实体或装置、记录介质、U盘、移动硬盘、磁碟、光盘、计算机存储器、只读存储器(Read-Only Memory,ROM)、随机存取存储器(Random Access Memory,RAM)、电载波信号、电信信号以及软件分发介质等。需要说明的是,所述计算机可读介质包含的内容可以根据司法管辖区内立法和专利实践的要求进行适当的增减,例如在某些司法管辖区,根据立法和专利实践,计算机可读介质不包括电载波信号和电信信号。

[0154] 以上所述实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围,均应包含在本发明的保护范围之内。

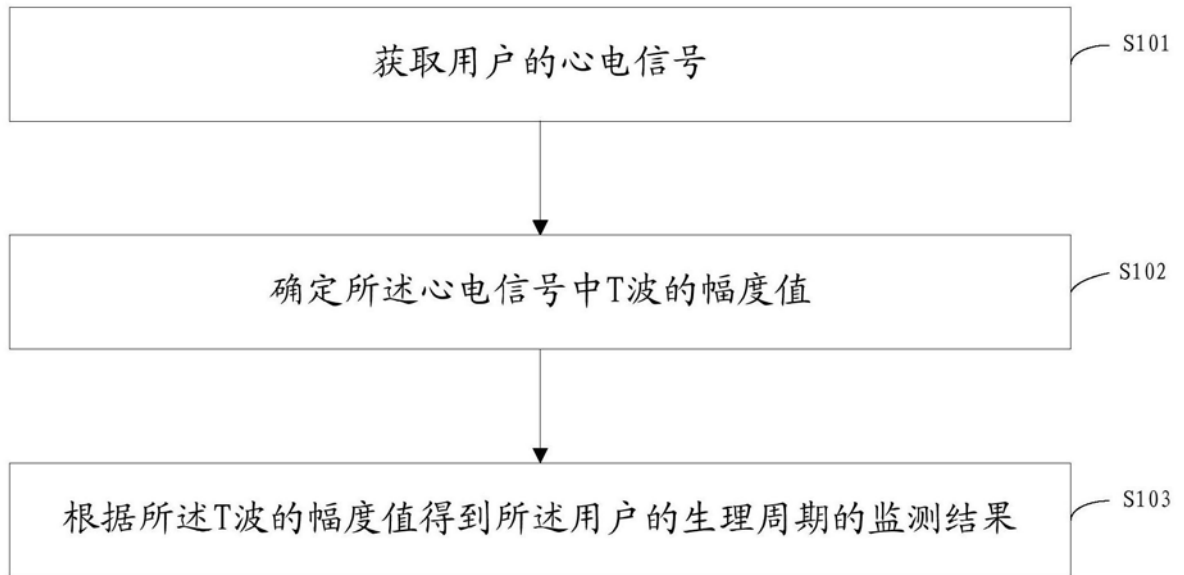


图1

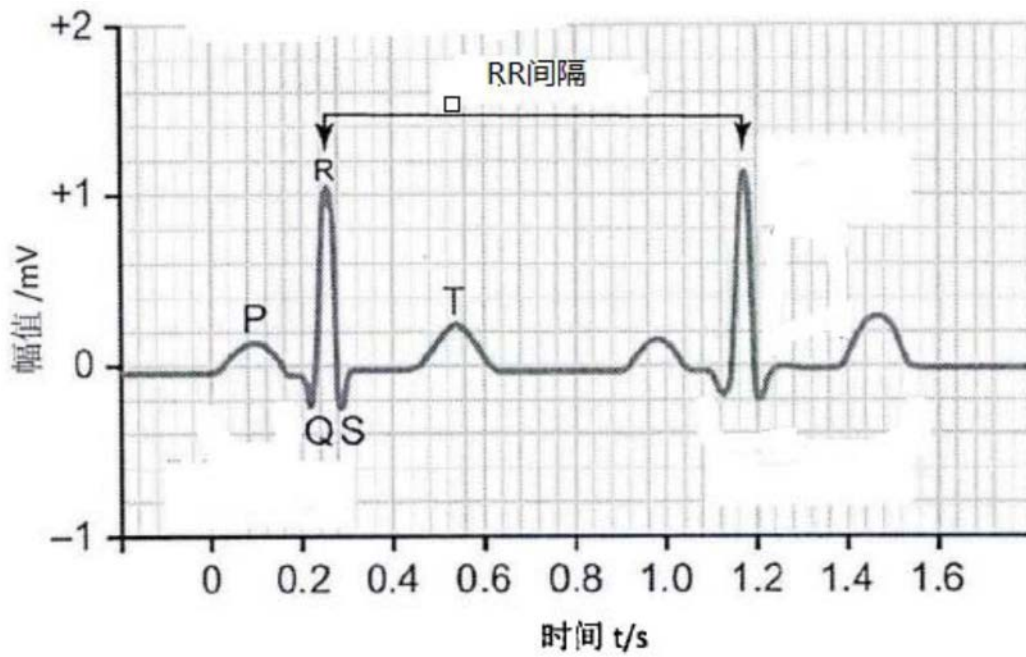


图2

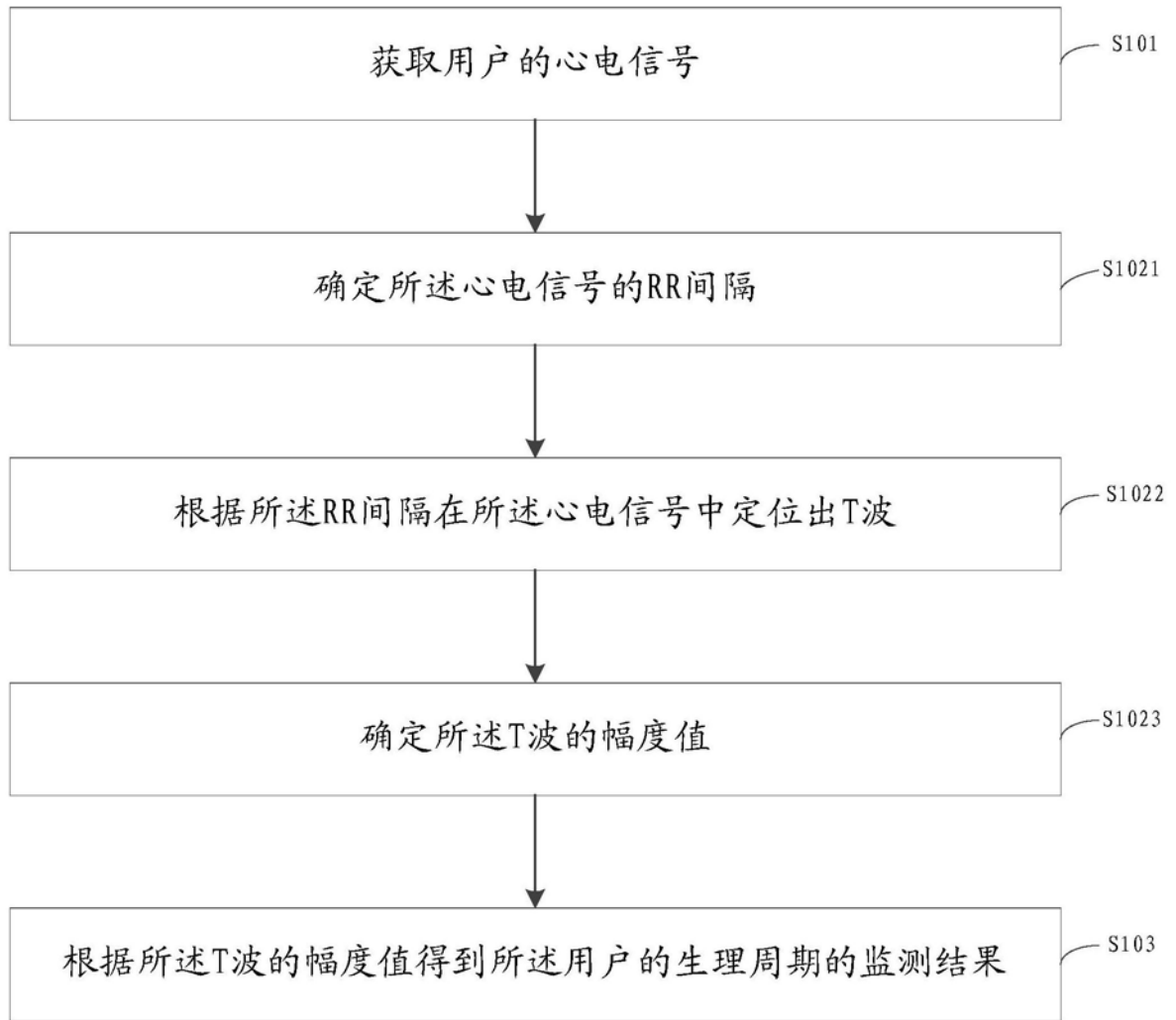


图3

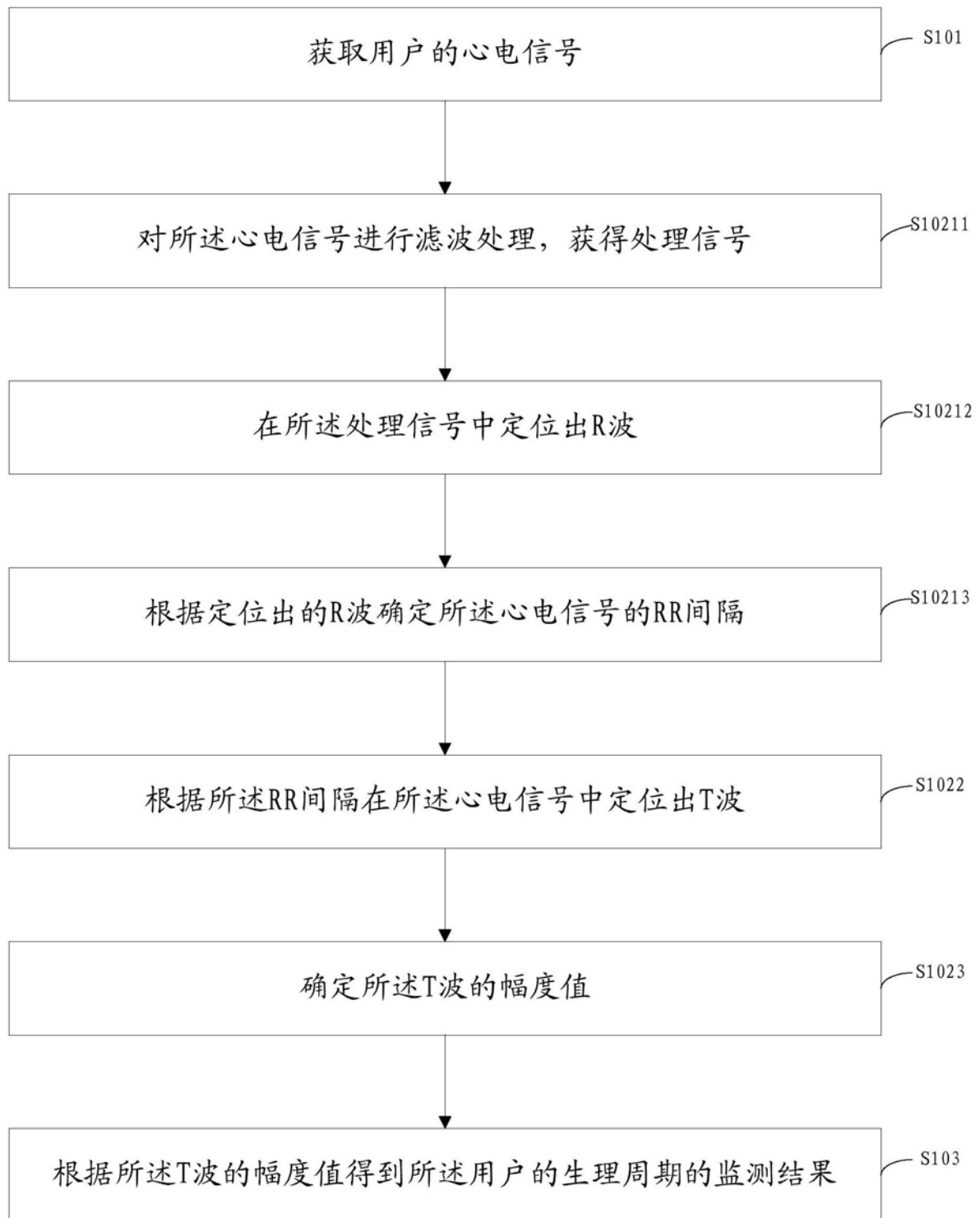


图4

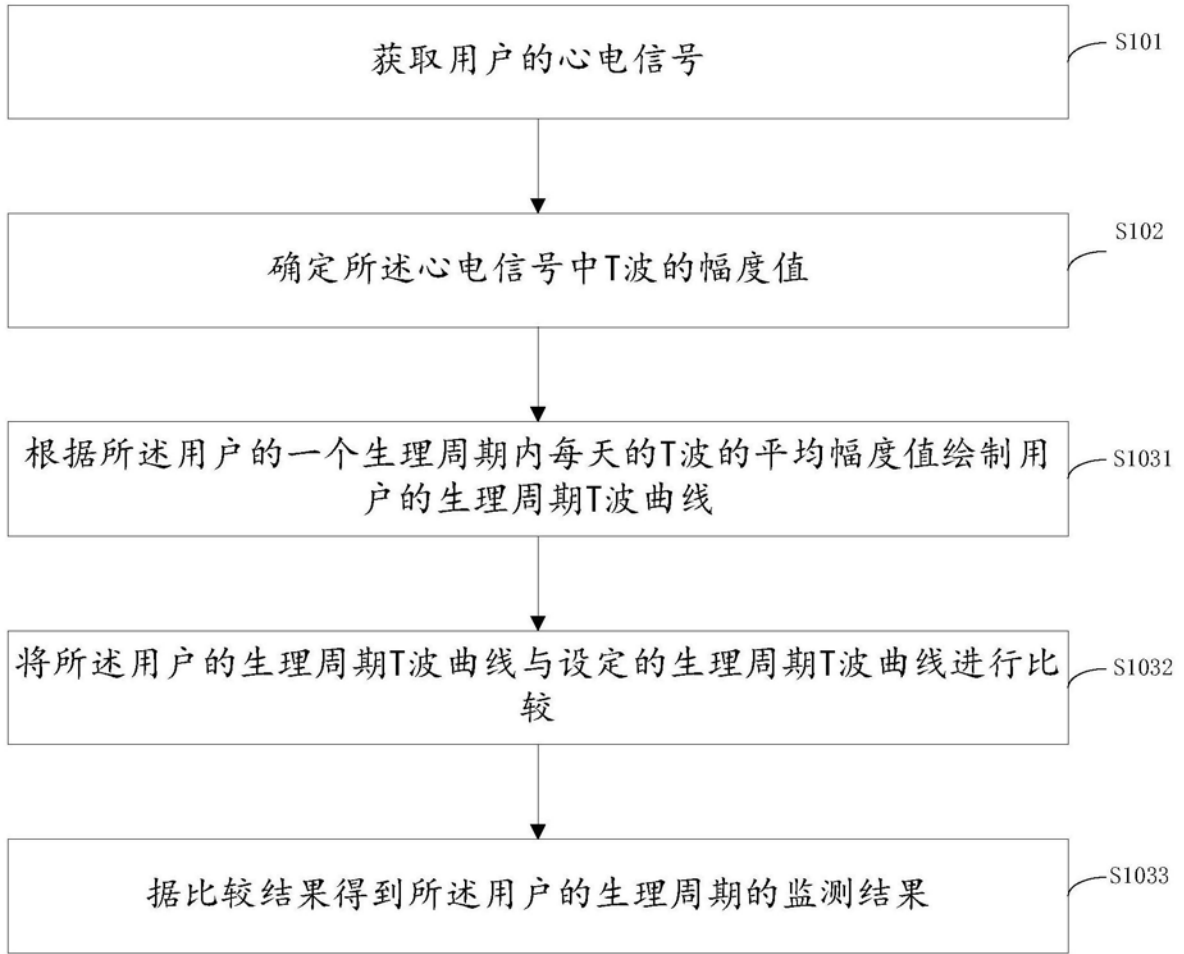


图5

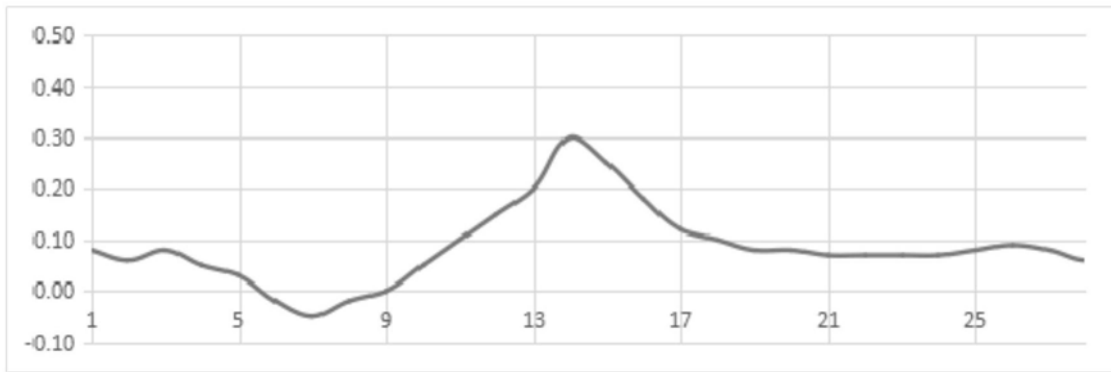


图6

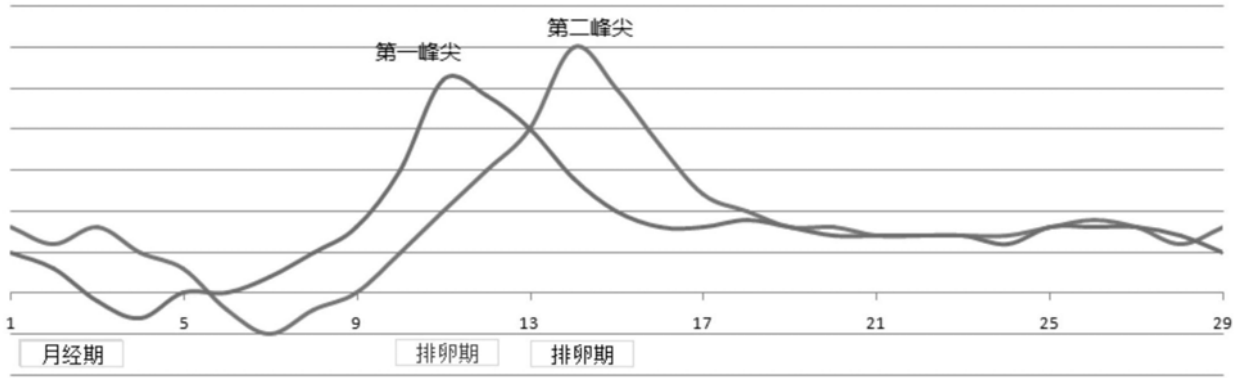


图7

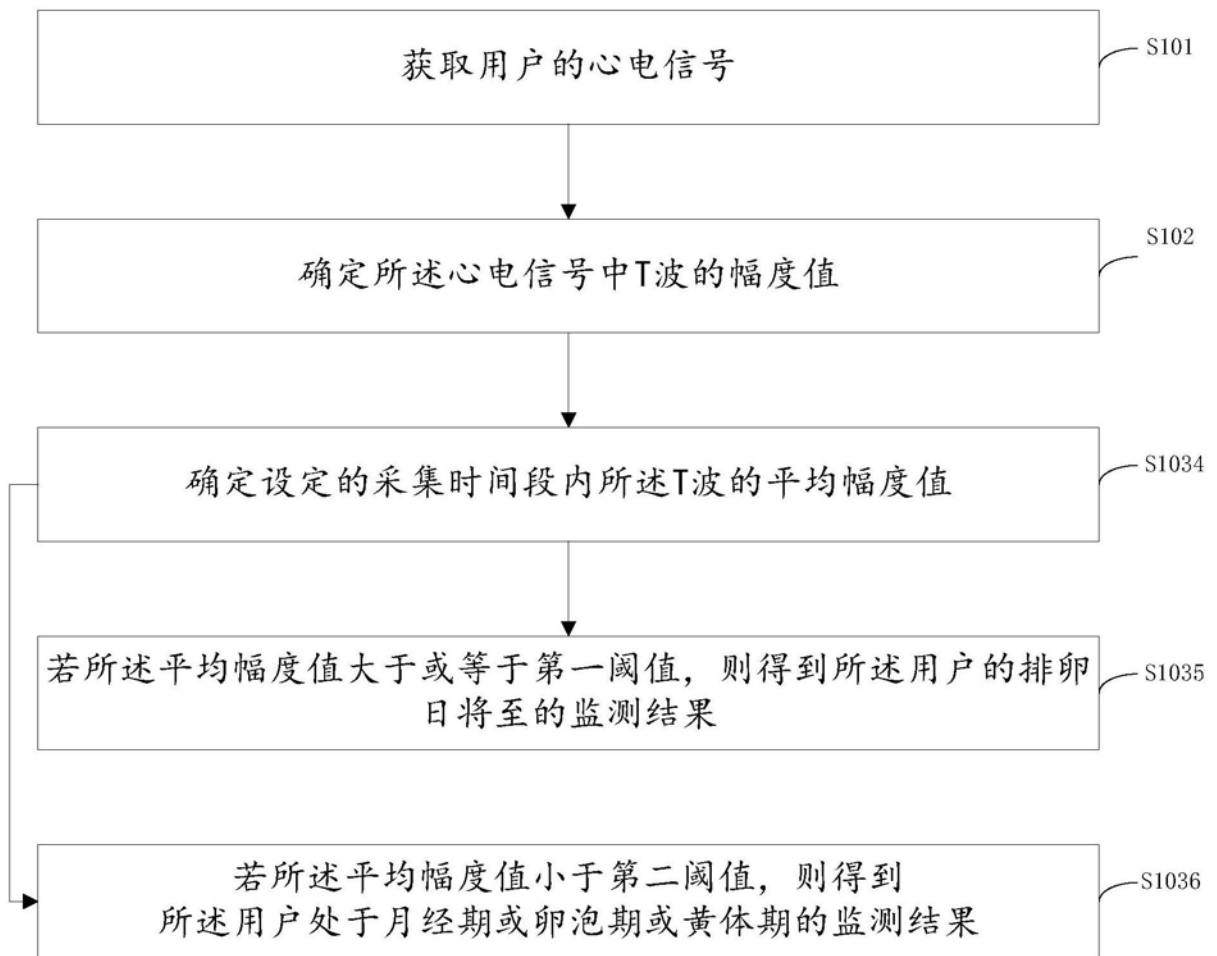


图8

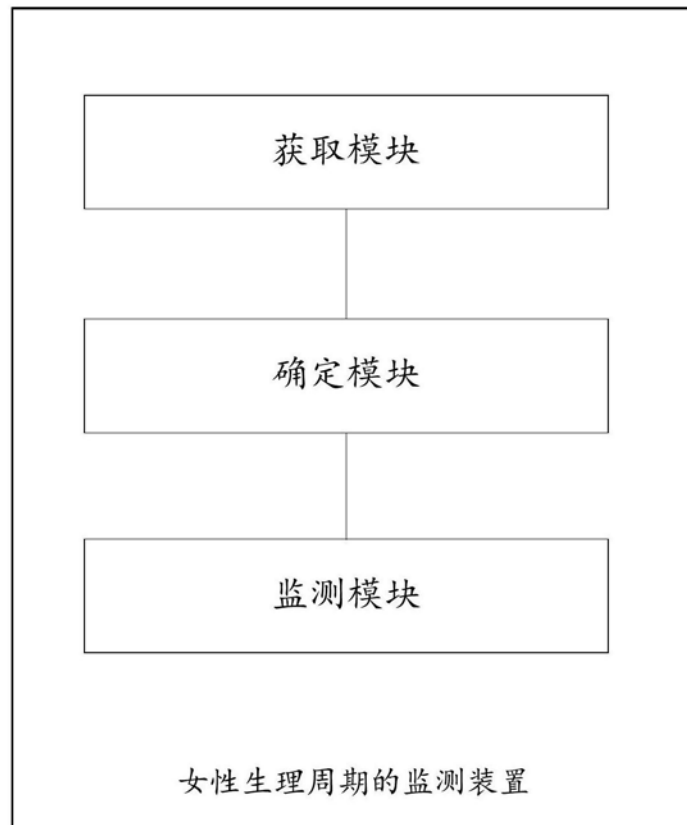


图9

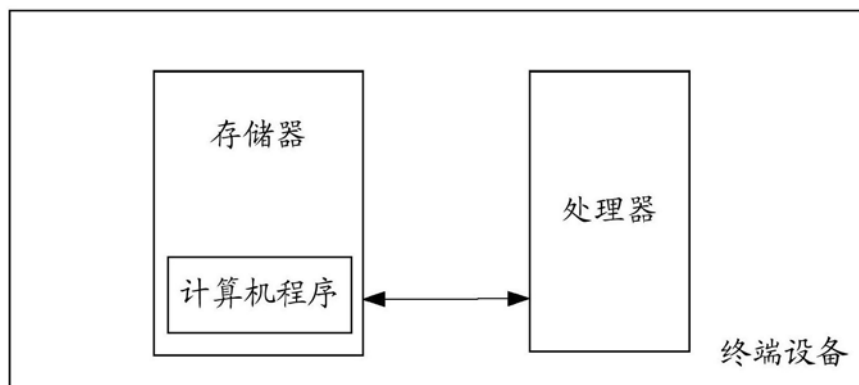


图10

专利名称(译)	一种女性生理周期的监测方法、装置及终端		
公开(公告)号	CN110236524A	公开(公告)日	2019-09-17
申请号	CN201910523632.9	申请日	2019-06-17
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市善行医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市善行医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市善行医疗科技有限公司		
[标]发明人	邹巍 包磊		
发明人	邹巍 包磊		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0452 A61B10/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0452 A61B5/6804 A61B5/6805 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725 A61B5/7253 A61B10/0012		
代理人(译)	陈宇		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例适用于人体健康监测技术领域，提供了一种女性生理周期的监测方法、装置及终端，包括：获取用户的心电信号；确定所述心电信号中T波的幅度值；根据所述T波的幅度值得到所述用户的生理周期的监测结果。

