



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106343994 A

(43)申请公布日 2017.01.25

(21)申请号 201610918055.X

(22)申请日 2016.10.21

(71)申请人 上海与德信息技术有限公司

地址 200233 上海市金山区亭卫公路6558号4幢1419室

(72)发明人 王文斌

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司

11332

代理人 孟金喆 胡彬

(51) Int. Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

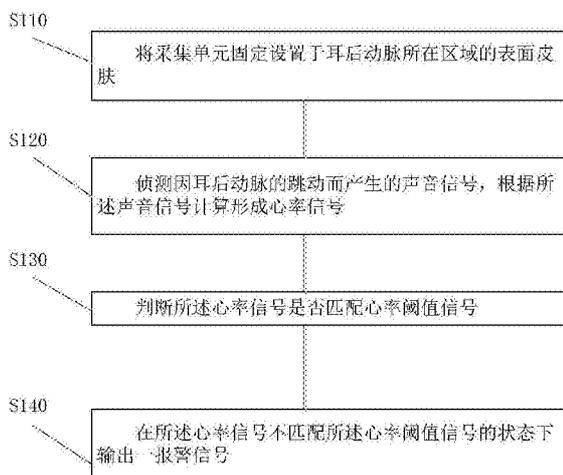
权利要求书3页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

一种心率检测方法及系统

(57)摘要

本发明实施例涉及检测技术,尤其涉及一种心率检测方法及系统。将采集单元固定设置于耳后动脉所在区域的表面皮肤;侦测因耳后动脉的跳动而产生的声音信号,根据所述声音信号计算形成心率信号;判断所述心率信号是否匹配心率阈值信号;在所述心率信号不匹配所述心率阈值信号的状态下输出一报警信号。通过将采集单元固定于耳后动脉所在区域的表面皮肤,耳后动脉的振动幅度相对较大,其振动产生的声音相对较大,有利于采集单元获取因耳后动脉的跳动而产生的声音信号,同时因耳后动脉的小汗腺相对较小,避免因汗液延长耳后动脉与采集单元之间的距离,提高采集单元采集的准确率。



1. 一种心率检测方法,其特征在于,包括:

将采集单元固定设置于耳后动脉所在区域的表面皮肤;

侦测因耳后动脉的跳动而产生的声音信号,根据所述声音信号计算形成心率信号;

判断所述心率信号是否匹配心率阈值信号;

在所述心率信号不匹配所述心率阈值信号的状态下输出一报警信号。

2. 根据权利要求1所述的心率检测方法,其特征在于,所述阈值信号至少包括休闲阈值信号和运动阈值信号;

在工作于休闲模式下,在所述心率信号大于所述休闲阈值信号时切换至运动模式;

在工作于所述运动模式下,在所述心率信号不匹配所述运动阈值信号的状态下输出所述报警信号。

3. 根据权利要求2所述的心率检测方法,其特征在于,在将所述心率检测系统固定设置于耳后动脉所在区域的表面皮肤之前,还包括:

于用户初始使用时,根据内部的时间显示单元读取当前的时间;

于当前时间匹配初始化时间时进入初始化模式;

接收用户输入的标识信息,根据用户输入的所述标识信息设置心率计算方式;

测量用户当前的初始化心率信号;

根据所述初始化心率信号结合所述心率计算方法计算形成所述心率阈值信号。

4. 根据权利要求3所述的所述的心率检测方法,其特征在于,测量用户当前的初始化心率信号包括:

在初始化预定时间内获取用户的所述的初始化心率检测信号;

重复采集N个初始化心率检测信号,N的取值范围为1至100;

根据N个所述初始化心率检测信号计算形成所述初始化心率信号。

5. 根据权利要求3所述的所述的心率检测方法,其特征在于,所述标识信息至少包括性别、年龄和心脏状况。

6. 根据权利要求5所述的心率检测方法,其特征在于:所述心脏状况包括正常状态和疾病状态;

所述心率计算方式至少包括男性运动状态计算方法、女性运动状态计算方法和疾病状态计算方法;

男性正常状态计算方法为:

$$Z_{M1} = [(205 - X - A) * Q + A] * M$$

女性正常状态计算方法为:

$$Z_{F1} = [(220 - X - A) * Q + A] * M$$

疾病状态计算方法为:

$$Z_2 = A * N;$$

其中, Z_{M1} :为男性运动状态计算结果, Z_{F1} :为女性运动状态计算结果, Z_2 :为疾病状态计算结果;

X:为年龄;

A:为所述初始化心率信号;

Q:为运动系数,所述Q的取值区间为0.5-1;

M:为运动状态下初始化心率信号的计算系数,所述M的取值区间为0.6-0.8;

N:为疾病状态下初始化心率信号的计算系数,所述N的取值区间为1.4-1.8。

7.根据权利要求6所述的心率检测方法,其特征在于,所述运动阈值信号包括男性运动阈值信号、女性运行阈值信号和疾病阈值信号;

根据所述男性运动状态计算方法计算形成男性运动阈值信号,

根据所述女性运动状态计算方法计算形成所述女性运动阈值信号,

根据所述疾病状态计算方法计算形成所述疾病阈值信号。

8.根据权利要求2所述的心率检测系统,其特征在于,在工作于运动状态下侦测频率大于在工作于运动状态下的侦测频率。

9.一种心率检测系统,其特征在于,包括:

采集单元,用以固定设置于耳后动脉所在区域的表面皮肤,

心率信号计算单元,用以侦测因耳后动脉的跳动而产生的声音信号,根据所述声音信号计算形成心率信号;

判断单元,用以判断所述心率信号是否匹配心率阈值信号;

报警单元,用以在所述心率信号不匹配所述心率阈值信号的状态下输出一报警信号。

10.根据权利要求9所述的心率检测系统,其特征在于,还包括:所述阈值信号至少包括休闲阈值信号、运动阈值信号;

在工作于休闲模式下,在所述心率信号大于所述休闲阈值信号时将工作模式切换至运动模式;

在工作于所述运动模式下,在所述心率信号不匹配所述运动阈值信号的状态下发出所述报警信号。

11.根据权利要求10所述的心率检测系统,其特征在于,还包括:

时间装置,用以记录当前的时间;

初始化时间装置,于所述检测系统初次启动时,读取当前的时间;

模式切换装置,于当前时间匹配初始化时间时,将当前心率检测系统的工作模式切换至初始化模式;

计算装置,接收用户输入的标识信息,用户当前的初始化心率信号;根据用户输入的所述标识信息设置心率计算方式;根据所述初始化心率信号结合所述心率计算方法计算形成所述心率阈值信号。

12.根据权利要求11所述的心率检测系统,其特征在于,所述标识信息至少包括性别、年龄、心脏状况。

13.根据权利要求12所述的心率检测系统,其特征在于,所述心脏状况包括正常状态和疾病状态;

所述心率计算方式:男性运动状态计算方法、女性运动状态计算方法和疾病状态计算方法;

男性正常状态计算方法为:

$$Z_{M1} = [(205 - X - A) * Q + A] * M$$

男性正常状态计算方法为:

$$Z_{F1} = [(220 - X - A) * Q + A] * M$$

疾病状态计算方法为：

$$Z_2 = A * N;$$

其中， Z_{M1} ：为男性正常状态计算结果； Z_{F1} ：为女性正常状态计算结果； Z_2 ：为疾病状态计算结果；

X：为年龄；

A：为所述初始化心率信号；

Q：为运动系数，所述Q的取值区间为0.5-1；

M：为运动状态下初始化心率信号的计算系数，所述M的取值区间为0.6-0.8；

N：为疾病状态下初始化心率信号的计算系数，所述N的取值区间为1.4-1.8。

14. 根据权利要求13所述的心率检测方法，其特征在于：所述运动阈值信号包括男性运动阈值信号、女性运动阈值信号和疾病阈值信号；

根据所述男性运动状态计算方法计算形成男性运动阈值信号，

根据所述女性运动状态计算方法计算形成所述女性运动阈值信号，

根据所述疾病状态计算方法计算形成所述疾病阈值信号。

15. 根据权利要求10所述的心率检测方法，其特征在于：工作于运动状态下的侦测频率大于工作于运动状态下的侦测频率。

一种心率检测方法及系统

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及检测技术,尤其涉及一种心率检测方法及系统。

背景技术

[0002] 心率是指人体心脏每分钟搏动的次数。在人体参数检测中,心率是一个非常重要的生理指标,为医学诊断提供参考。同时,心率也可作为人体运动生理负荷的客观评定指标,已经广泛地用于健身运动、竞技体育训练的各个方面。目前,心率监测仪仍然存在很多限制,指夹式心率监测需要被测者在测量保持静止,ECG电极心率监测需要将电极片贴于皮肤固定位置监测心率,难以满足未来电子健康监测、可穿戴设备等的要求,因此随时随地提取人的心率数据就显得尤为重要。

[0003] 现有技术中,也有采用光电容积脉搏波描记法检测心率的记载,光电容积脉搏波描记法是借助光电手段在活体组织中检测血液容积变化的一种无创检测方法。当一定波长的光束照射到皮肤表面时,光束将通过透射或反射的方式传送到光电接收器。在此过程中,由于受到皮肤肌肉和血液的吸收衰减作用,检测器检测到的光强度将减弱,其中皮肤、肌肉、组织等对光的吸收在整个血液循环中是保持恒定不变的,而皮肤内的血液容积在心脏作用下呈搏动性变化。当心脏收缩时,外围血管血容量最多,光吸收量也最大,检测到的光强度最小;而在心脏舒张时,外围血管血容量最少,检测到的光强度最大,使光电接收器检测到的光强度随之呈脉动式变化。将此光强度变化的信号转换成电信号,便可以获得容积脉搏血流的变化。但是此种方式需要一光源,在采集过程中光源处于发光状态,光源长时间发光,其功耗较大,同时用户在运动过程中,人体表面的汗液也会影响光线反射进而导致出现采集误差。

发明内容

[0004] 本发明提供一种心率检测方法及系统,通过对耳后动脉的侦测以实现获取准确的心率信号。

[0005] 一方面,本发明提供一种心率检测方法,其中,包括:

[0006] 将采集单元固定设置于耳后动脉所在区域的表面皮肤;

[0007] 侦测因耳后动脉的跳动而产生的声音信号,根据所述声音信号计算形成心率信号;

[0008] 判断所述心率信号是否匹配心率阈值信号;

[0009] 在所述心率信号不匹配所述心率阈值信号的状态下输出一报警信号。

[0010] 优选地,上述的心率检测方法,其中,所述阈值信号至少包括休闲阈值信号和运动阈值信号;

[0011] 在工作于休闲模式下,在所述心率信号大于所述休闲阈值信号时切换至运动模式;

[0012] 在工作于所述运动模式下,在所述心率信号不匹配所述运动阈值信号的状态下输

出所述报警信号。

[0013] 优选地,上述的心率检测方法,其中,在将所述心率检测系统固定设置于耳后动脉所在区域的表面皮肤之前,还包括:

[0014] 于用户初始使用时,根据内部的时间显示单元读取当前的时间;

[0015] 于当前时间匹配初始化时间时进入初始化模式;

[0016] 接收用户输入的标识信息,根据用户输入的所述标识信息设置心率计算方式;

[0017] 测量用户当前的初始化心率信号;

[0018] 根据所述初始化心率信号结合所述心率计算方法计算形成所述心率阈值信号。

[0019] 优选地,上述的心率检测方法,其中,测量用户当前的初始化心率信号包括:

[0020] 在初始化预定时间内获取用户的所述的初始化心率检测信号;

[0021] 重复采集N个初始化心率检测信号,N的取值范围为1至100;

[0022] 根据N个所述初始化心率检测信号计算形成所述初始化心率信号。

[0023] 优选地,上述的心率检测方法,其中,所述标识信息至少包括性别、年龄和心脏状况。

[0024] 优选地,上述的心率检测方法,其中,所述心脏状况包括正常状态和疾病状态;

[0025] 所述心率计算方式至少包括男性运动状态计算方法、女性运动状态计算方法和疾病状态计算方法;

[0026] 男性正常状态计算方法为:

[0027] $Z_{M1} = [(205 - X - A) * Q + A] * M$

[0028] 男性正常状态计算方法为:

[0029] $Z_{F1} = [(220 - X - A) * Q + A] * M$

[0030] 疾病状态计算方法为:

[0031] $Z_2 = A * N$;

[0032] 其中, Z_{M1} :为男性运动状态计算结果, Z_{F1} :为女性运动状态计算结果, Z_2 :为疾病状态计算结果;

[0033] X:为年龄;

[0034] A:为所述初始化心率信号;

[0035] Q:为运动系数,所述Q的取值区间为0.5—1;

[0036] M:为运动状态下初始化心率信号的计算系数,所述M的取值区间为0.6—0.8;

[0037] N:为疾病状态下初始化心率信号的计算系数,所述N的取值区间为1.4—1.8。

[0038] 优选地,上述的心率检测方法,其中,所述运动阈值信号包括男性运动阈值信号、女性运行阈值信号和疾病阈值信号;

[0039] 根据所述男性运动状态计算方法计算形成男性运动阈值信号,

[0040] 根据所述女性运动状态计算方法计算形成所述女性运动阈值信号,

[0041] 根据所述疾病状态计算方法计算形成所述疾病阈值信号。

[0042] 优选地,上述的心率检测方法,其中,在工作于运动状态下侦测频率大于在工作于运动状态下的侦测频率。

[0043] 另一方面,本发明再提供一种心率检测系统,其中,包括:

[0044] 采集单元,用以固定设置于耳后动脉所在区域的表面皮肤,

- [0045] 心率信号计算单元,用以侦测因耳后动脉的跳动而产生的声音信号,根据所述声音信号计算形成心率信号;
- [0046] 判断单元,用以判断所述心率信号是否匹配心率阈值信号;
- [0047] 报警单元,用以在所述心率信号不匹配所述心率阈值信号的状态下输出一报警信号。
- [0048] 优选地,上述的心率检测系统,其中,还包括:所述阈值信号至少包括休闲阈值信号、运动阈值信号;
- [0049] 在工作于休闲模式下,在所述心率信号大于所述休闲阈值信号时将工作模式切换至运动模式;
- [0050] 在工作于所述运动模式下,在所述心率信号不匹配所述运动阈值信号的状态下发出所述报警信号。
- [0051] 优选地,上述的心率检测系统,其中,还包括:
- [0052] 时间装置,用以记录当前的时间;
- [0053] 初始化时间装置,于所述检测系统初次启动时,读取当前的时间;
- [0054] 模式切换装置,于当前时间匹配初始化时间时,将当前心率检测系统的工作模式切换至初始化模式;
- [0055] 计算装置,接收用户输入的标识信息,用户当前的初始化心率信号;根据用户输入的所述标识信息设置心率计算方式;根据所述初始化心率信号结合所述心率计算方法计算形成所述心率阈值信号。
- [0056] 优选地,上述的心率检测系统,其中,所述标识信息至少包括性别、年龄、心脏状况。
- [0057] 优选地,上述的心率检测系统,其中,所述心脏状况包括正常状态和疾病状态;
- [0058] 所述心率计算方式:男性运动状态计算方法、女性运动状态计算方法和疾病状态计算方法;
- [0059] 男性正常状态计算方法为:
- [0060] $Z_{M1} = [(205 - X - A) * Q + A] * M$
- [0061] 男性正常状态计算方法为:
- [0062] $Z_{F1} = [(220 - X - A) * Q + A] * M$
- [0063] 疾病状态计算方法为:
- [0064] $Z_2 = A * N$;
- [0065] 其中, Z_{M1} :为男性正常状态计算结果; Z_{F1} :为女性正常状态计算结果; Z_2 :为疾病状态计算结果;
- [0066] X:为年龄;
- [0067] A:为所述初始化心率信号;
- [0068] Q:为运动系数,所述Q的取值区间为0.5—1;
- [0069] M:为运动状态下初始化心率信号的计算系数,所述M的取值区间为0.6—0.8;
- [0070] N:为疾病状态下初始化心率信号的计算系数,所述N的取值区间为1.4—1.8。
- [0071] 优选地,上述的心率检测系统,其中,所述运动阈值信号包括男性运动阈值信号、女性运动阈值信号和疾病阈值信号;

[0072] 根据所述男性运动状态计算方法计算形成男性运动阈值信号，
[0073] 根据所述女性运动状态计算方法计算形成所述女性运动阈值信号，
[0074] 根据所述疾病状态计算方法计算形成所述疾病阈值信号。
[0075] 优选地，上述的心率检测系统，其中，工作于运动状态下的侦测频率大于工作于运动状态下的侦测频率。

[0076] 与现有技术相比，本发明的优点是：

[0077] 将采集单元固定设置于耳后动脉所在区域的表面皮肤；侦测因耳后动脉的跳动而产生的声音信号，根据所述声音信号计算形成心率信号；判断所述心率信号是否匹配心率阈值信号；在所述心率信号不匹配所述心率阈值信号的状态下输出一报警信号。通过将采集单元固定于耳后动脉所在区域的表面皮肤，耳后动脉的振动幅度相对较大，其振动产生的声音相对较大，有利于采集单元获取因耳后动脉的跳动而产生的声音信号，同时因耳后动脉的小汗腺相对较小，避免因汗液延长耳后动脉与采集单元之间的距离，提高采集单元采集的准确率。

附图说明

[0078] 图1为本发明实施例提供的一种心率检测方法的流程图；
[0079] 图2为本发明实施例提供的一种心率检测方法的流程图；
[0080] 图3为本发明实施例提供的一种心率检测方法的流程图；
[0081] 图4为本发明实施例提供的一种心率检测系统的结构示意图。

具体实施方式

[0082] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步的详细说明。可以理解的是，此处所描述的具体实施例仅仅用于解释本发明，而非对本发明的限定。另外还需要说明的是，为了便于描述，附图中仅示出了与本发明相关的部分而非全部结构。

[0083] 通常在运动过程，人体心跳和呼吸都要加快，内脏和肌肉产生大量的热量，同时刺激交感神经处于兴奋状态，兴奋中的交感神经支配小汗腺对外分泌大量的汗液，汗液附着于表面皮肤，汗液延长了动脉与心率检测装置之间的距离，使得现有的心率检测装置无法获得有效的心率信号。基于上述缺陷，本发明提供一种心率检测方法。

[0084] 实施例一

[0085] 图1为本发明实施例一提供的一种心率检测方法的流程图，本实施例可适用于心率检测，该方法可以由搭载有相应软件的硬件来执行，具体包括如下步骤：

[0086] 步骤S110、将采集单元固定设置于耳后动脉所在区域的表面皮肤；

[0087] 步骤S120、侦测因耳后动脉的跳动而产生的声音信号，根据所述声音信号计算形成心率信号；

[0088] 步骤S130、判断所述心率信号是否匹配心率阈值信号；

[0089] 步骤S140、在所述心率信号不匹配所述心率阈值信号的状态下输出一报警信号。

[0090] 本发明中，采用对耳后动脉的检测方法，耳后动脉为颈总动脉的一个分支，颈总动脉的脉动幅度仅次于心脏的振动幅度，但是对劲总动脉进行心率检测不利于用户正常运动，为此本发明选择颈总动脉的分支——耳后动脉进行检测，一方面耳后动脉邻近颈总动

脉,其动脉的振动幅度相对较大(与身体的其他部分相比较),另外耳后动脉区域的小汗腺数量相对较少,即使用户大量运动,其耳后动脉对应区域的汗液相对较小,有利益采集单元紧密贴近耳后动脉。

[0091] 本发明的工作原理是:将采集单元固定设置于耳后动脉所在区域的表面皮肤;侦测因耳后动脉的跳动而产生的声音信号,根据所述声音信号计算形成心率信号;判断所述心率信号是否匹配心率阈值信号;在所述心率信号不匹配所述心率阈值信号的状态下输出一报警信号。通过将采集单元固定于耳后动脉所在区域的表面皮肤,耳后动脉的振动幅度相对较大,其振动产生的声音相对较大,有利于采集单元获取因耳后动脉的跳动而产生的声音信号,同时因耳后动脉的小汗腺相对较小,避免因汗液延长耳后动脉与采集单元之间的距离,提高采集单元采集的准确率。

[0092] 作为进一步优选实施方案,上述的心率检测方法,其中,所述阈值信号至少包括休闲阈值信号和运动阈值信号;

[0093] 在工作于休闲模式下,在所述心率信号大于所述休闲阈值信号时切换至运动模式;

[0094] 在工作于所述运动模式下,在所述心率信号大于所述运动阈值信号的状态下输出所述报警信号。进一步地,在工作于运动状态下侦测频率大于在工作于运动状态下的侦测频率。当用户处于休闲状态下,其心率的变化速度较慢,故而在休闲状态下,其侦测频率较低,休闲状态下的侦测频率可为3s/次、5s/次、7s/次、10s/次,用户处于运动状态下,其心率的变化速度较快,故而在运动状态下,其侦测频率较高,运动状态下的为实时侦测。采用此种方式,旨在减少能耗。

[0095] 休闲阈值信号与运动阈值信号可为两个相互独立且互补的阈值信号,休闲阈值信号的上限等于运动阈值信号的下限信号,也可为两个相互独立但并不完全互补的阈值信号,即休闲阈值信号与运动阈值信号之间存在一段“中空”区域,具体的休闲阈值信号与运动阈值信号的设置方式,此处不做具体限制,可根据实际使用设置。

[0096] 完成初始化设置后,默认进入休闲模式,以休闲模式的侦测频率获取用户当前的心率信号,但是,一旦该用户的心率信号达到运动阈值信号时,则将工作模式自动切换至运动模式,以运动模式的侦测频率获取用户当前的心率信号。

[0097] 在运动模式下,连续预定时间段内所述心率信号均小于运动阈值信号,则将工作模式切换回休闲模式。连续预定时间可为连续三分钟、五分钟或者其他。

[0098] 实施例二

[0099] 每个用户的身体状况各不相同,为了能够更加准确、高效的获取用户的运动量,本发明提供一种因人而异的心率检测方法。确保使用该心率检测方法用户能够及时获知自己的运动极限,且避免过量运动。

[0100] 作为进一步优选实施方案,如图2所示,本发明实施例一提供的一种心率检测方法的流程图,其中,步骤S110、在将所述心率检测系统固定设置于耳后动脉所在区域的表面皮肤之前,还包括:

[0101] 步骤S1091、于用户初始使用时,根据内部的时间显示单元读取当前的时间;

[0102] 步骤S1092、于当前时间匹配初始化时间时进入初始化模式;进一步地,初始化为早上6点至8点;

[0103] 步骤S1093、接收用户输入的标识信息,根据用户输入的所述标识信息设置心率计算方式;进一步地,所述标识信息至少包括性别、年龄和心脏状况。所述心脏状况包括正常状态和疾病状态;

[0104] 步骤S1094、测量用户当前的初始化心率信号;

[0105] 步骤S1095、根据所述初始化心率信号结合所述心率计算方法计算形成所述心率阈值信号。其中,所述心率计算方法至少包括男性运动状态计算方法、女性运动状态计算方法和疾病状态计算方法;

[0106] 男性正常状态计算方法为:

[0107] $Z_{M1} = [(205 - X - A) * Q + A] * M$

[0108] 男性正常状态计算方法为:

[0109] $Z_{F1} = [(220 - X - A) * Q + A] * M$

[0110] 疾病状态计算方法为:

[0111] $Z_2 = A * N$;

[0112] 其中, Z_{M1} :为男性运动状态计算结果, Z_{F1} :为女性运动状态计算结果, Z_2 :为疾病状态计算结果;

[0113] X:为年龄;

[0114] A:为所述初始化心率信号;

[0115] Q:为运动系数,所述Q的取值区间为0.5~1;Q取值越大,其运动越剧烈,当Q等于1时,无氧运动,当Q等于0.5时为仅有四肢辅助活动的有氧运动,例如慢跑、快走等等。当Q等于0.75时为仅有四肢活动的有氧运动,例如游泳、健身操等等。

[0116] M:为运动状态下初始化心率信号的计算系数,所述M的取值区间为0.6~0.8;

[0117] N:为疾病状态下初始化心率信号的计算系数,所述N的取值区间为1.4~1.8。

[0118] 进一步地,所述运动阈值信号包括男性运动阈值信号、女性运行阈值信号和疾病阈值信号;

[0119] 根据所述男性运动状态计算方法计算形成男性运动阈值信号,进一步地,男性运动阈值信号下限为 $[(205 - X - A) * Q + A] * 0.6$,男性运动阈值信号上限为 $[(205 - X - A) * Q + A] * 0.8$ 。

[0120] 根据所述女性运动状态计算方法计算形成所述女性运动阈值信号,进一步地,女性运动阈值信号下限为 $[(220 - X - A) * Q + A] * 0.6$,女性运动阈值信号上限为 $[(220 - X - A) * Q + A] * 0.8$ 。

[0121] 根据所述疾病状态计算方法计算形成所述疾病阈值信号。进一步地,疾病阈值信号的下限为 $A * 1.4$,疾病阈值信号的下限为 $A * 1.6$ 。

[0122] 上述技术方案中,于早晨6点至8点任意时间段可启动初始化模式,初始化模式获得的初始化心率信号,其初始化心率信号为晨脉,晨脉通常能准确体现人体处于安静状态下的心率,通过晨脉计算能够准确计算与用户匹配的心率阈值信号。根据用户的身体状况计算不同的阈值信号,因人而异,提高用户的体验感。

[0123] 作为进一步优选实施方案,如图3所示,本发明实施例一提供的一种心率检测方法的流程图,其中,步骤S1094、测量用户当前的初始化心率信号包括:

[0124] 步骤S10941、在初始化预定时间内获取用户的所述的初始化心率检测信号;

- [0125] 步骤S10942、重复采集N个初始化心率检测信号,N的取值范围为1至100;
- [0126] 步骤S10943、根据N个所述初始化心率检测信号计算形成所述初始化心率信号。
- [0127] 需要说明的是:在上述任一技术方案的基础之上,本发明还可存储多名用户的标识信号,对每个新录入信息的用户进行初始化设置,并保存每个用户的初始化信息及阈值信号相关信息,当检测系统被开启后,先对用户进行验证,根据验证信息对于该用户的初始化信息及阈值信号相关信息。这样,该系统就可满足多人使用。
- [0128] 实施例三
- [0129] 如图4所示,本发明提供的一种心率检测系统的结构示意图,其中,包括:
- [0130] 采集单元,用以固定设置于耳后动脉所在区域的表面皮肤,
- [0131] 心率信号计算单元,用以侦测因耳后动脉的跳动而产生的声音信号,根据所述声音信号计算形成心率信号;
- [0132] 判断单元,用以判断所述心率信号是否匹配心率阈值信号;
- [0133] 报警单元,用以在所述心率信号不匹配所述心率阈值信号的状态下输出一报警信号。
- [0134] 作为进一步优选实施方案,上述的心率检测系统,其中,还包括:所述阈值信号至少包括休闲阈值信号、运动阈值信号;
- [0135] 在工作于休闲模式下,在所述心率信号大于所述休闲阈值信号时将工作模式切换至运动模式;
- [0136] 在工作于所述运动模式下,在所述心率信号不匹配所述运动阈值信号的状态下发出所述报警信号。
- [0137] 作为进一步优选实施方案,上述的心率检测系统,其中,还包括:
- [0138] 时间装置,用以记录当前的时间;
- [0139] 初始化时间装置,于所述检测系统初次启动时,读取当前的时间;
- [0140] 模式切换装置,于当前时间匹配初始化时间时,将当前心率检测系统的工作模式切换至初始化模式;
- [0141] 计算装置,接收用户输入的标识信息,用户当前的初始化心率信号;根据用户输入的所述标识信息设置心率计算方式;根据所述初始化心率信号结合所述心率计算方法计算形成所述心率阈值信号。
- [0142] 作为进一步优选实施方案,上述的心率检测系统,其中,所述标识信息至少包括性别、年龄、心脏状况。
- [0143] 作为进一步优选实施方案,上述的心率检测系统,其中,所述心脏状况包括正常状态和疾病状态;
- [0144] 所述心率计算方式:男性运动状态计算方法、女性运动状态计算方法和疾病状态计算方法;
- [0145] 男性正常状态计算方法为:
- [0146] $Z_{M1} = [(205 - X - A) * Q + A] * M$
- [0147] 男性正常状态计算方法为:
- [0148] $Z_{F1} = [(220 - X - A) * Q + A] * M$
- [0149] 疾病状态计算方法为:

[0150] $Z_2 = A * N$;

[0151] 其中, Z_{M1} :为男性正常状态计算结果; Z_{F1} :为女性正常状态计算结果; Z_2 :为疾病状态计算结果;

[0152] X:为年龄;

[0153] A:为所述初始化心率信号;

[0154] Q:为运动系数,所述Q的取值区间为0.5—1;

[0155] M:为运动状态下初始化心率信号的计算系数,所述M的取值区间为0.6—0.8;

[0156] N:为疾病状态下初始化心率信号的计算系数,所述N的取值区间为1.4—1.8。

[0157] 作为进一步优选实施方案,上述的心率检测系统,其中,所述运动阈值信号包括男性运动阈值信号、女性运动阈值信号和疾病阈值信号;

[0158] 根据所述男性运动状态计算方法计算形成男性运动阈值信号,

[0159] 根据所述女性运动状态计算方法计算形成所述女性运动阈值信号,

[0160] 根据所述疾病状态计算方法计算形成所述疾病阈值信号。

[0161] 作为进一步优选实施方案,上述的心率检测系统,其中,工作于运动状态下的侦测频率大于工作于运动状态下的侦测频率。

[0162] 上述产品可执行本发明任意实施例所提供的方法,具备执行方法相应的功能模块和有益效果。故此处对心率检测系统的工作原理不再赘述。

[0163] 注意,上述仅为本发明的较佳实施例及所运用技术原理。本领域技术人员会理解,本发明不限于这里所述的特定实施例,对本领域技术人员来说能够进行各种明显的变化、重新调整和替代而不会脱离本发明的保护范围。因此,虽然通过以上实施例对本发明进行了较为详细的说明,但是本发明不仅仅限于以上实施例,在不脱离本发明构思的情况下,还可以包括更多其他等效实施例,而本发明的范围由所附的权利要求范围决定。

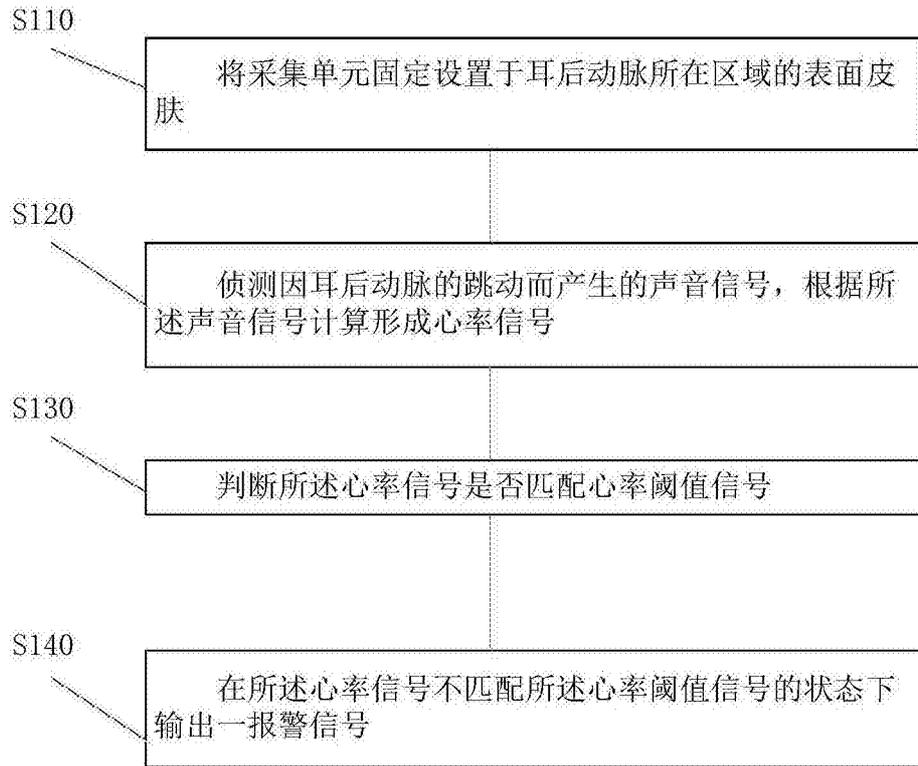


图1

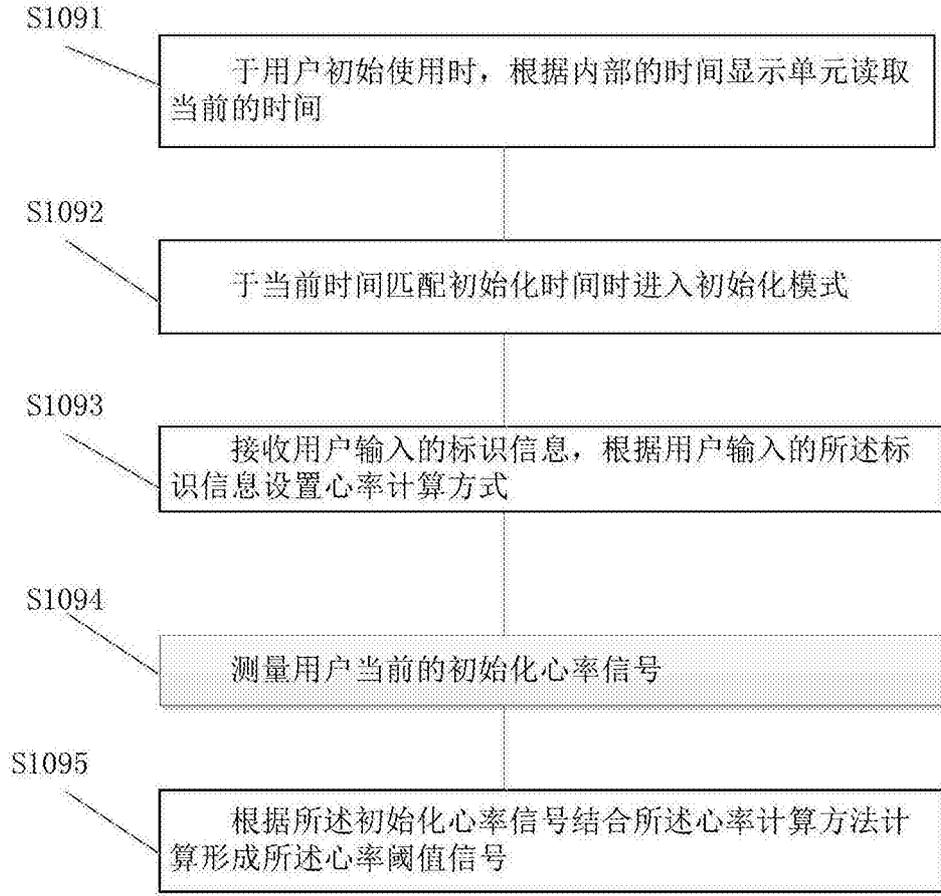


图2

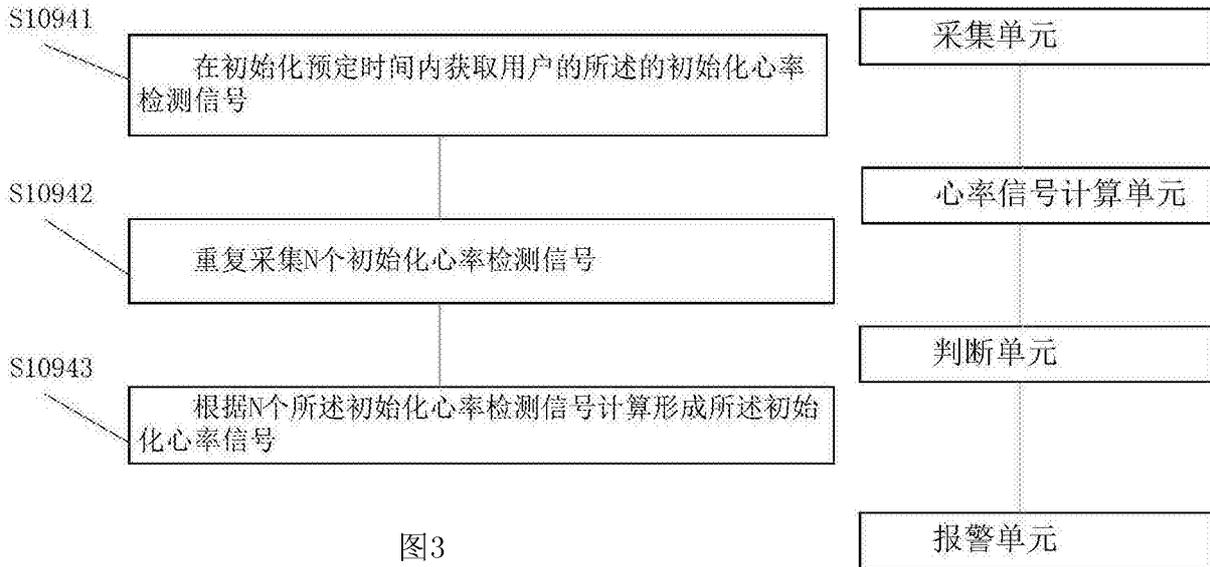


图3

图4

专利名称(译)	一种心率检测方法及系统		
公开(公告)号	CN106343994A	公开(公告)日	2017-01-25
申请号	CN201610918055.X	申请日	2016-10-21
[标]申请(专利权)人(译)	上海与德信息技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	上海与德信息技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	上海与德信息技术有限公司		
[标]发明人	王文斌		
发明人	王文斌		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02438 A61B5/6802 A61B5/7235 A61B5/746		
代理人(译)	胡彬		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例涉及检测技术，尤其涉及一种心率检测方法及系统。将采集单元固定设置于耳后动脉所在区域的表面皮肤；侦测因耳后动脉的跳动而产生的声音信号，根据所述声音信号计算形成心率信号；判断所述心率信号是否匹配心率阈值信号；在所述心率信号不匹配所述心率阈值信号的状态下输出一报警信号。通过将采集单元固定于耳后动脉所在区域的表面皮肤，耳后动脉的振动幅度相对较大，其振动产生的声音相对较大，有利于采集单元获取因耳后动脉的跳动而产生的声音信号，同时因耳后动脉的小汗腺相对较小，避免因汗液延长耳后动脉与采集单元之间的距离，提高采集单元采集的准确率。

