



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106343995 A

(43)申请公布日 2017.01.25

(21)申请号 201610918086.5

(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)

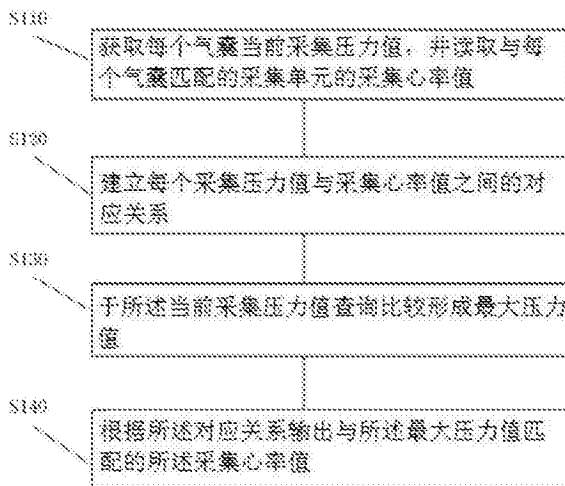
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(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。其中一种心率检测方法包括,获取每个气囊当前采集压力值,并读取与每个气囊匹配的采集单元的采集心率值;建立每个采集压力值与采集心率值之间的对应关系;在当前采集压力值中查询比较形成最大压力值;根据对应关系输出与最大压力值匹配的采集心率值。本发明中,根据对应关系输出与最大压力值匹配的采集心率值,避免因检测系统或检测装置本体对人体表面皮肤形成压力偏低造成输出心率信号不准确,通过上述方法旨在提高心率信号的检测准确度。



1. 一种心率检测方法,其特征在于,包括:至少包括两个气囊,获取每个气囊当前采集压力值,并读取与每个气囊匹配的采集单元的采集心率值;建立每个采集压力值与每个采集心率值之间的对应关系;在所述当前采集压力值中查询比较形成最大压力值;根据所述对应关系输出与所述最大压力值匹配的所述采集心率值。
2. 根据权利要求1所述的心率检测方法,其特征在于,在所述当前采集压力值中查询比较形成最大压力值包括:
  - 预制压力阈值信号;
  - 在所述当前采集压力值中比较形成最大采集压力值;
  - 判断所述最大采集压力值是否匹配所述压力阈值信号;
  - 在所述最大采集压力值匹配所述压力阈值信号的状态下,将所述最大采集压力值定义为所述最大压力值;
  - 在所述最大采集压力值不匹配所述压力阈值信号的状态下,将所述最大采集压力值定义为0,并发出警报。
3. 根据权利要求1所述的心率检测方法,其特征在于,获取每个气囊当前采集压力值,并读取与每个气囊匹配的采集单元的采集心率值之后,还包括,
  - 在所述当前采集心率值中比较形成最小采集心率值;
  - 判断所述最小采集心率值是否匹配休闲阈值信号;并形成一判断结果输出;
  - 于所述判断结果为所述最小采集心率值不匹配所述休闲阈值信号的状态下,将当前的采集频率切换为运动采集频率。
4. 根据权利要求3所述的心率检测方法,其特征在于,根据所述对应关系输出与所述最大压力值匹配的所述采集心率值之后,还包括;
  - 于所述判断结果为所述最小采集心率值匹配所述休闲阈值信号的状态下,在所述当前采集心率值中查询比较形成最大采集心率值;
  - 判断所述最大采集心率值是否匹配休闲阈值信号;并形成一判断结果输出;
  - 于所述判断结果为所述最大采集心率值匹配所述休闲阈值信号的状态下,将当前的采集频率切换为休闲采集频率。
5. 根据权利要求4所述的心率检测方法,其特征在于,所述运动采集频率大于所述休闲采集频率。
6. 根据权利要求1所述的心率检测方法,其特征在于,所述气囊对称设置在预定装置上。
7. 根据权利要求6所述的心率检测方法,其特征在于,所述预定装置为耳机。
8. 一种心率检测系统,其特征在于,包括:至少包括两个气囊,
  - 采集单元,用以获取每个气囊当前采集压力值,并读取与每个气囊匹配的采集单元的采集心率值;
  - 处理单元,用以建立每个采集压力值与采集心率值之间的对应关系;
  - 比较单元,用以在所述当前采集压力值中查询比较形成最大压力值;
  - 查询单元,用以根据所述对应关系查询并输出与所述最大压力值匹配的所述采集心率值。

9. 根据权利要求8所述的心率检测系统,其特征在於,所述比较单元预制压力阈值信号;包括,

采集比较装置,在所述当前采集压力值中比较形成最大采集压力值;

判断装置,判断所述最大采集压力值是否匹配所述压力阈值信号;

最大压力值形成装置,在所述最大采集压力值匹配所述压力阈值信号的状态下,将所述最大采集压力值定义为所述最大压力值;在所述最大采集压力值不匹配所述压力阈值信号的状态下,将所述最大采集压力值定义为0,并发出警报。

10. 根据权利要求9所述的心率检测系统,其特征在於,所述采集单元包括,

最小采集心率值形成装置;在所述当前采集心率值中比较形成最小采集心率值;

最小心率值判断装置,判断所述最小采集心率值是否匹配休闲阈值信号;并形成一判断结果输出;

采集频率切换单元,于所述判断结果为所述最小采集心率值不匹配所述休闲阈值信号的状态下,将当前的采集频率切换为运动采集频率。

11. 根据权利要求10所述的心率检测系统,其特征在於,所述查询单元,还包括;

最大采集心率形成装置,用以在所述判断结果为所述最小采集心率值匹配所述休闲阈值信号的状态下,在所述当前采集心率值查询比较形成最大采集心率值;

最大心率值判断装置,判断所述最大采集心率值是否匹配休闲阈值信号;并形成一判断结果输出;

采集频率切换单元,用以于所述判断结果为所述最大采集心率值匹配所述休闲阈值信号的状态下,将当前的采集频率切换为休闲采集频率。

12. 根据权利要求10所述的心率检测系统,其特征在於,所述运动采集频率大于所述休闲采集频率。

13. 根据权利要求8所述的心率检测方法,其特征在於,所述气囊对称设置在预定装置上。

14. 根据权利要求13所述的心率检测方法,其特征在於,所述预定装置为耳机。

## 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。

[0004] 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检测装置同样处于不稳定装置,进而导致检测装置不能与皮肤表面有效接触,其后果为检测装置采集的心率值低于实际心率值,用户在剧烈运动状态下,采集的心率值容易误差用户做出错误判断产生严重后果。

### 发明内容

[0005] 本发明提供一种心率检测方法及系统,旨在提高心率检测系统的检测准确度。

[0006] 本发明提供一种心率检测方法,其中,包括:至少包括两个气囊,

[0007] 获取每个气囊当前采集压力值,并读取与每个气囊匹配的采集单元的采集心率值;

[0008] 建立每个采集压力值与采集心率值之间的对应关系;

[0009] 于所述当前采集压力值查询比较形成最大压力值;

[0010] 根据所述对应关系输出与所述最大压力值匹配的所述采集心率值。

[0011] 优选地,上述的心率检测方法,其中,在所述当前采集压力值中查询比较形成最大压力值包括:

[0012] 预制压力阈值信号;

[0013] 在所述当前采集压力值中比较形成最大采集压力值;

- [0014] 判断所述最大采集压力值是否匹配所述压力阈值信号；
- [0015] 在所述最大采集压力值匹配所述压力阈值信号的状态下,将所述最大采集压力值定义为所述最大压力值；
- [0016] 在所述最大采集压力值不匹配所述压力阈值信号的状态下,将所述最大采集压力值定义为0,并发出警报。
- [0017] 优选地,上述的心率检测方法,其中,获取每个气囊当前采集压力值,并读取与每个气囊匹配的采集单元的采集心率值之后,还包括,
- [0018] 在所述当前采集心率值中比较形成最小采集心率值；
- [0019] 判断所述最小采集心率值是否匹配休闲阈值信号;并形成一判断结果输出；
- [0020] 于所述判断结果为所述最小采集心率值不匹配所述休闲阈值信号的状态下,将当前的采集频率切换为运动采集频率。
- [0021] 优选地,上述的心率检测方法,其中,根据所述对应关系输出与所述最大压力值匹配的所述采集心率值之后,还包括；
- [0022] 于所述判断结果为所述最小采集心率值匹配所述休闲阈值信号的状态下,在所述当前采集心率值查询比较形成最大采集心率值；
- [0023] 判断所述最大采集心率值是否匹配休闲阈值信号;并形成一判断结果输出；
- [0024] 于所述判断结果为所述最大采集心率值匹配所述休闲阈值信号的状态下,将当前的采集频率切换为休闲采集频率。
- [0025] 优选地,上述的心率检测方法,其中,所述运动采集频率大于所述休闲采集频率。
- [0026] 优选地,上述的心率检测方法,其中,所述气囊对称设置在预定装置上。
- [0027] 优选地,上述的心率检测方法,其中,所述预定装置为耳机。
- [0028] 本发明再提供一种心率检测系统,其中,包括:至少包括两个气囊,还包括,
- [0029] 采集单元,用以获取每个气囊当前采集压力值,并读取与每个气囊匹配的采集单元的采集心率值；
- [0030] 处理单元,用以建立每个采集压力值与采集心率值之间的对应关系；
- [0031] 比较单元,用以在所述当前采集压力值中查询比较形成最大压力值；
- [0032] 查询单元,用以根据所述对应关系查询并输出与所述最大压力值匹配的所述采集心率值。
- [0033] 优选地,上述的心率检测系统,其中,所述比较单元预制压力阈值信号;包括:
- [0034] 采集比较装置,在所述当前采集压力值中比较形成最大采集压力值；
- [0035] 判断装置,判断所述最大采集压力值是否匹配所述压力阈值信号；
- [0036] 最大压力值形成装置,在所述最大采集压力值匹配所述压力阈值信号的状态下,将所述最大采集压力值定义为所述最大压力值;在所述最大采集压力值不匹配所述压力阈值信号的状态下,将所述最大采集压力值定义为0,并发出警报。
- [0037] 优选地,上述的心率检测系统,其中,所述采集单元包括:
- [0038] 最小采集心率值形成装置;用以在所述当前采集心率值比较形成最小采集心率值；
- [0039] 最小心率值判断装置,判断所述最小采集心率值是否匹配休闲阈值信号;并形成一判断结果输出；

- [0040] 采集频率切换单元,于所述判断结果为所述最小采集心率值不匹配所述休闲阈值信号的状态下,将当前的采集频率切换为运动采集频率。
- [0041] 优选地,上述的心率检测系统,其中,所述查询单元包括;
- [0042] 最大采集心率形成装置,用以在所述判断结果为所述最小采集心率值匹配所述休闲阈值信号的状态下,在所述当前采集心率值查询比较形成最大采集心率值;
- [0043] 最大心率值判断装置,判断所述最大采集心率值是否匹配休闲阈值信号;并形成一判断结果输出;
- [0044] 采集频率切换单元,用以于于所述判断结果为所述最大采集心率值匹配所述休闲阈值信号的状态下,将当前的采集频率切换为休闲采集频率。
- [0045] 优选地,上述的心率检测系统,其中,所述运动采集频率大于所述休闲采集频率。
- [0046] 优选地,上述的心率检测系统,其中,所述气囊对称设置在预定装置上。
- [0047] 优选地,上述的心率检测系统,其中,所述预定装置为耳机。
- [0048] 与现有技术相比,本发明的优点是:
- [0049] 本发明中,通过设置至少两个气囊,获取每个气囊当前采集压力值,并读取与每个气囊匹配的采集单元的采集心率值;于所述当前采集压力值查询比较形成最大压力值;并根据所述对应关系输出与所述最大压力值匹配的所述采集心率值。本发明中,根据所述对应关系输出与所述最大压力值匹配的所述采集心率值,避免因检测系统或检测装置本体对人体表面皮肤形成压力偏低造成输出心率信号不准确,通过上述方法旨在提高心率信号的检测准确度。

## 附图说明

- [0050] 图1为本发明实施例提供的一种心率检测方法的流程图;
- [0051] 图2为本发明实施例提供的一种心率检测方法的流程图;
- [0052] 图3为本发明实施例提供的一种心率检测方法的流程图;
- [0053] 图4为本发明实施例提供的一种心率检测方法的流程图;
- [0054] 图5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

- [0055] 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。
- [0056] 人体处于运动状态下,心率检测系统与人体表面皮肤就无法有效接触,进而此时获得的心率信号通常不准确。
- [0057] 实施例一
- [0058] 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,其旨在通过多个采集单元获取多个部位不同的心率信号,并根据判断比较输出实际心率值,旨在避免因采集装置的位移导致检测准确度降低,其中,具体包括如下步骤,至少包括两个气囊,
- [0059] 步骤S110、获取每个气囊当前采集压力值,并读取与每个气囊匹配的采集单元的

采集心率值；气囊一的侧固定连接在检测系统或检测装置本体上，另一侧则贴近人体表面皮肤，气囊的压力值实际上检测系统或检测装置本体对人体表面时间的压力值。检测系统或检测装置可采用声压检测方式获取采集心率值。

[0060] 进一步地，人体表面皮肤可为耳后动脉区域所对应的皮肤，因耳后动脉区域的小汗腺较少，运动出汗的汗液也就相对较小，气囊通过直接摩擦接触人体表面皮肤，人体表面匹配出现后，气囊与人体表面皮肤的直接摩擦将变成“滑动”摩擦，进而采集的准确度会有所下降，因而作为进一步优选方案，人体表面皮肤可为耳后动脉区域所对应的皮肤，提高压力值、和/或采集心率值的采集准确度。

[0061] 进一步地，人体表面皮肤可为耳后动脉区域所对应的皮肤，因耳后动脉区域的小汗腺较少，运动出汗的汗液也就相对较小，气囊通过直接摩擦接触人体表面皮肤，人体表面匹配出现后，气囊与人体表面皮肤的直接摩擦将变成“滑动”摩擦，进而采集的准确度会有所下降，因而作为进一步优选方案，人体表面皮肤可为耳后动脉区域所对应的皮肤，提高压力值、和/或采集心率值的采集准确度。

[0062] 步骤S120、建立每个采集压力值与采集心率值之间的对应关系；

[0063] 步骤S130、于所述当前采集压力值查询比较形成最大压力值；

[0064] 步骤S140、根据所述对应关系输出与所述最大压力值匹配的所述采集心率值。人体处于运动状态下，其身体部分做有规律的位移改变，例如人体做跳绳运动时，头部的运动位移是上一下一上，那么采集单元的运动规律也为上一下一上，当人体向上跳跃时候，耳朵底部的采集单元向上移动，因人体骨骼的固有特性，底部的采集单元向上移动过程中，其采集单元与人体表面皮肤的接触更加紧密，则气压值也就相对变大，同理向下位移改变，左右位移改变也一样。即人体运动过程中，某一个气囊的压力值变小，其他必然有一个气囊的压力值之间，进而以最大压力值作为获取采集心率值，可是最大压力值获取的采集心率值接近于或等于实际心率值。

[0065] 本发明的工作原理是：获取每个气囊当前采集压力值，并读取与每个气囊匹配的采集单元的采集心率值；建立每个采集压力值与采集心率值之间的对应关系；于所述当前采集压力值查询比较形成最大压力值；根据所述对应关系输出与所述最大压力值匹配的所述采集心率值。

[0066] 本发明中，通过设置至少两个气囊，获取每个气囊当前采集压力值，并读取与每个气囊匹配的采集单元的采集心率值；于所述当前采集压力值查询比较形成最大压力值；并根据所述对应关系输出与所述最大压力值匹配的所述采集心率值。本发明中，根据所述对应关系输出与所述最大压力值匹配的所述采集心率值，避免因检测系统或检测装置本体对人体表面皮肤形成压力偏低造成输出心率信号不准确，通过上述方法旨在提高心率信号的检测准确度。

[0067] 实施例二

[0068] 人体在运动状态下，检测系统与人体皮肤表面发生相对运动，进而有时候可能因佩戴方式、运动动作或采集单元自身的问题使得采集单元与人体表面未有效接触，此种状态的任何采集结果均为无效结果，但是用户并不知道采集结果无效，仍然基于该无效结果做出是否继续距离运动的错误判断，进而可产生较大的危害结果，为了克服这一缺陷。

[0069] 如图2所示，上述的心率检测方法，其中，步骤S130、于所述当前采集压力值比较形

成最大压力值包括：

[0070] 步骤S1301、预制压力阈值信号；

[0071] 步骤S1302、于所述当前采集压力值比较形成最大采集压力值；

[0072] 步骤S1303、判断所述最大采集压力值是否匹配所述压力阈值信号；

[0073] 步骤S1304、在所述最大采集压力值匹配所述压力阈值信号的状态下，将所述最大采集压力值定义为所述最大压力值；

[0074] 步骤S1305、在所述最大采集压力值不匹配所述压力阈值信号的状态下，将所述最大采集压力值定义为0，并发出警报。通常在检测过程中，采集压力值不会出现为0的状况，既然也就不出有与零采集压力值相对于的采集心率值。此处也可将所述最大采集压力值定义为其他任意值，仅需要该任意值为非正常采集压力值，例如为负数、或其他正数。

[0075] 在所述最大采集压力值不匹配所述压力阈值信号的状态下，判定当前的使得采集单元与人体表面未有效接触，此种状态的任何采集结果均为无效结果，需要发出警报提醒用户。

[0076] 本发明的气囊可为不可充压气囊，也可为可充压气囊，当气囊为不可充压气囊时，在所述最大采集压力值不匹配所述压力阈值信号的状态下，则通常为佩戴方式不准确导致。当气囊为可充压气囊时，在所述最大采集压力值不匹配所述压力阈值信号的状态下，则通常为佩戴方式不准确导致，佩戴方式不准确使得气囊无法有效受力，也有可能是气囊内的气压不足，需要对气囊做充压处理。未有效接触的原因可能有很多。此处仅为举例，而非对本发明的进一步限定。

[0077] 需要说明的是：检测系统或检测装置本体上还可以设置一气泵，当所述判断结果为所述压力值匹配所述压力无效阈值信号的状态下对气囊做充气处理、和/或发出警报。以使气囊内的气压值匹配有效阈值信号。此种方式的技术效果与上述技术方案的技术效果相似，对上述技术效果的等同替换。

[0078] 实施例三

[0079] 通常人体处于正常状态下，心率变化频率较慢，处于相对稳定的状态，人体处于运动状态下，心率变化频率较快，且运动状态下心率信号是用户判断人体当前状态下能否继续运动的重要标准，因而处于运动下的心率值的采集频率要大于正常状态的频率采集，运动状态的频率采集通常为实时采集。但是实时采集的功耗会很大。

[0080] 作为进一步优选实施方案，如图3所示，本发明提供了一种心率检测方法的流程示意图，其中，步骤S110、获取每个气囊当前采集压力值，并读取与每个气囊匹配的采集单元的采集心率值之后，还包括

[0081] 步骤S1101、于所述当前采集心率值比较形成最小采集心率值；

[0082] 步骤S1102、判断所述最小采集心率值是否匹配休闲阈值信号；并形成一判断结果输出；

[0083] 步骤S1103、于所述判断结果为所述最小采集心率值不匹配所述休闲阈值信号的状态下，将当前的采集频率切换为运动采集频率。运动采集频率可为100ms/次、500ms/次、1000ms/次、1500ms/次。此处仅为举例，并非对本发明的进一步限定。

[0084] 如图4所示，进一步地，步骤S140、根据所述对应关系输出与所述最大压力值匹配的所述采集心率值之后，还包括，

[0085] 步骤S1401、于所述判断结果为所述最小采集心率值匹配所述休闲阈值信号的状态下,在所述当前采集心率值查询比较形成最大采集心率值;

[0086] 步骤S1402、判断所述最大采集心率值是否匹配休闲阈值信号;并形成一判断结果输出;

[0087] 步骤S1403、于所述判断结果为所述最大采集心率值匹配所述休闲阈值信号的状态下,将当前的采集频率切换为休闲采集频率。所述运动采集频率大于所述休闲采集频率。休闲采集频率可为10s/次,15s/次,20s/次,30s/次。此处仅为举例,并非对本发明的进一步限定。

[0088] 为了降低功耗,上述技术方案中,于所述判断结果为所述最小采集心率值不匹配所述休闲阈值信号的状态下,将当前的采集频率切换为运动采集频率;于所述判断结果为所述最大采集心率值匹配所述休闲阈值信号的状态下,将当前的采集频率切换为休闲采集频率。根据不同的状态设置不同的采集频率,避免于正常状态下对心率信号进行实时采集,降低检测系统或检测装置本体的功耗。

[0089] 作为进一步优选实施方案,上述的心率检测方法,其中,所述气囊对称设置在预定装置上。所述预定装置为耳机。气囊和检测系统对称设置在耳机的支架上,以使气囊和检测系统能够对准耳后动脉对应的区域。

[0090] 实施例四

[0091] 如图5所示,本发明再提供一种心率检测系统结构示意图,其中,包括:至少包括两个气囊,

[0092] 采集单元,用以获取每个气囊当前采集压力值,并读取与每个气囊匹配的采集单元的采集心率值;

[0093] 处理单元,用以建立每个采集压力值与采集心率值之间的对应关系;

[0094] 比较单元,用于在所述当前采集压力值中比较形成最大压力值;

[0095] 查询单元,根据所述对应关系查询并输出与所述最大压力值匹配的所述采集心率值。

[0096] 作为进一步优选实施方案,上述的心率检测系统,其中,所述比较单元预制压力阈值信号;包括:

[0097] 采集比较装置,在所述当前采集压力值中比较形成最大采集压力值;

[0098] 判断装置,判断所述最大采集压力值是否匹配所述压力阈值信号;

[0099] 最大压力值形成装置,在所述最大采集压力值匹配所述压力阈值信号的状态下,将所述最大采集压力值定义为所述最大压力值;在所述最大采集压力值不匹配所述压力阈值信号的状态下,将所述最大采集压力值定义为0,并发出警报。

[0100] 作为进一步优选实施方案,上述的心率检测系统,其中,所述采集单元包括:

[0101] 最小采集心率值形成装置;用以在所述当前采集心率值比较形成最小采集心率值;

[0102] 最小心率值判断装置,判断所述最小采集心率值是否匹配休闲阈值信号;并形成一判断结果输出;

[0103] 采集频率切换单元,于所述判断结果为所述最小采集心率值不匹配所述休闲阈值信号的状态下,将当前的采集频率切换为运动采集频率。

- [0104] 作为进一步优选实施方案,上述的心率检测系统,其中,所述查询单元包括;
- [0105] 最大采集心率形成装置,用以在所述判断结果为所述最小采集心率值匹配所述休闲阈值信号的状态下,在所述当前采集心率值查询比较形成最大采集心率值;
- [0106] 最大心率值判断装置,判断所述最大采集心率值是否匹配休闲阈值信号;并形成一判断结果输出;
- [0107] 采集频率切换单元,用以于所述判断结果为所述最大采集心率值匹配所述休闲阈值信号的状态下,将当前的采集频率切换为休闲采集频率。
- [0108] 作为进一步优选实施方案,上述的心率检测系统,其中,所述运动采集频率大于所述休闲采集频率。
- [0109] 作为进一步优选实施方案,上述的心率检测系统,其中,所述气囊对称设置在预定装置上。
- [0110] 作为进一步优选实施方案,上述的心率检测系统,其中,所述预定装置为耳机。
- [0111] 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。
- [0112] 需要说明的是,检测系统或检测装置可采用声压检测方式获取采集心率值。但是本方面通常适用于光电检测心率。
- [0113] 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。

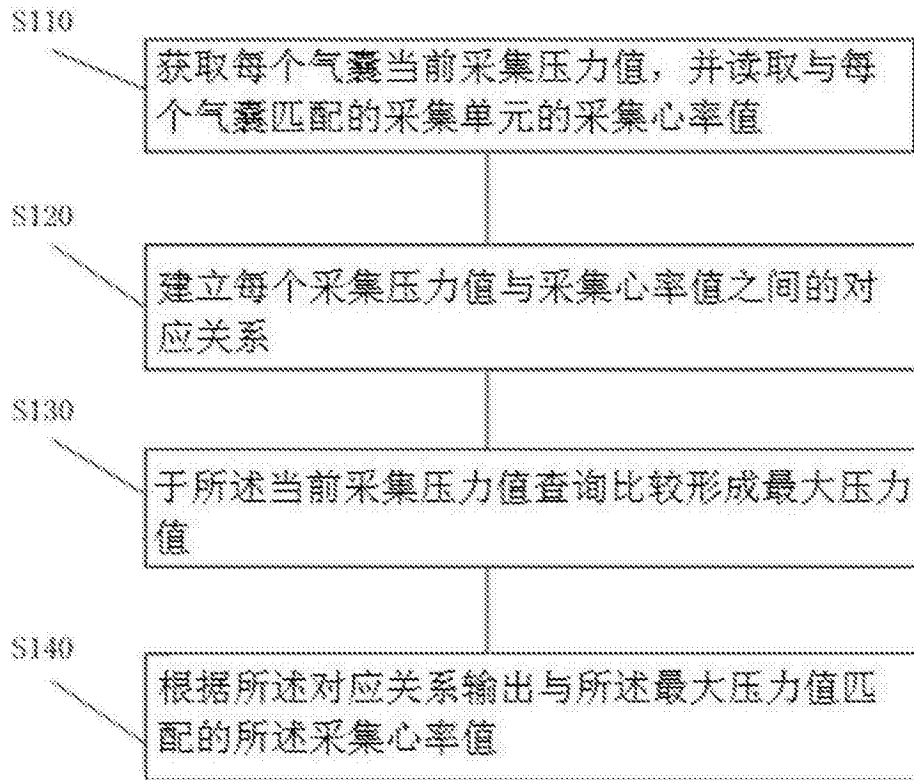


图1

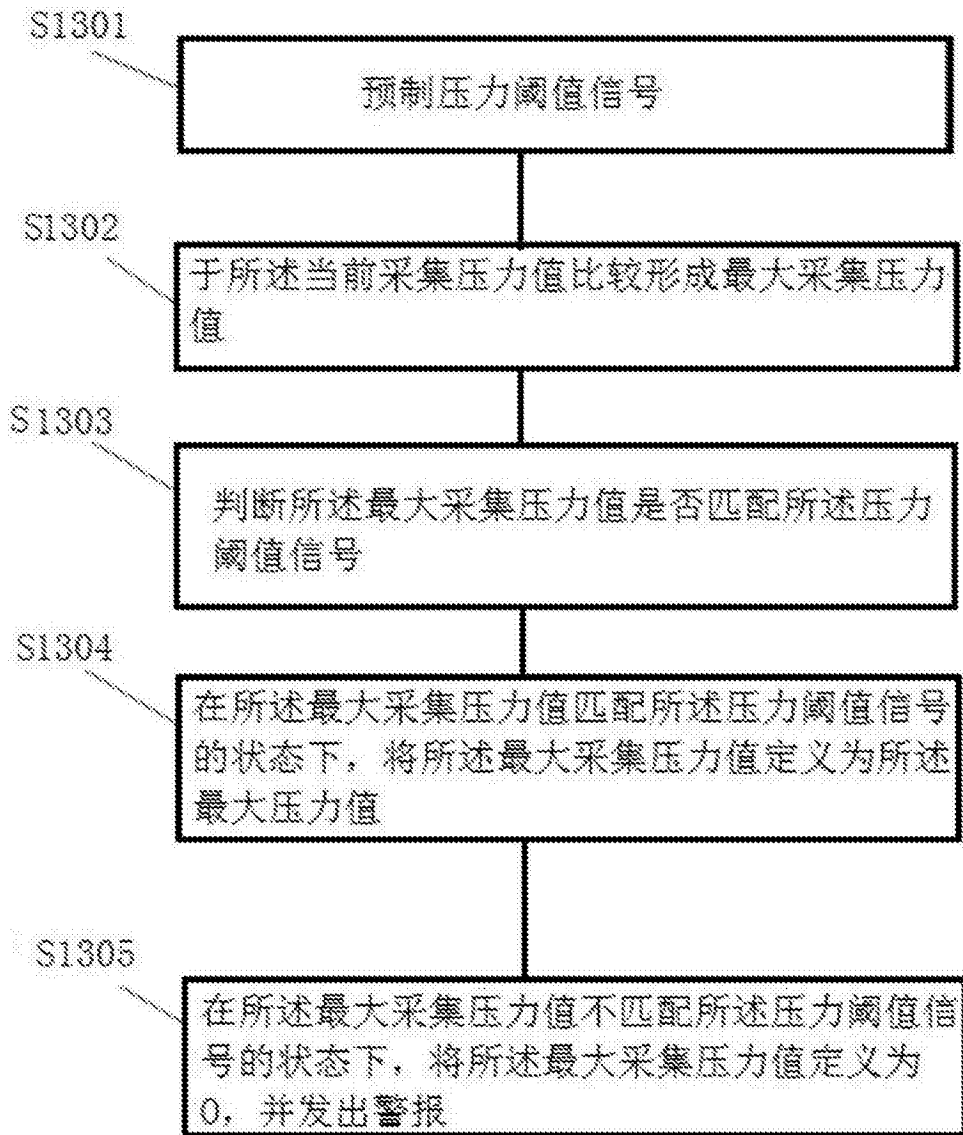


图2

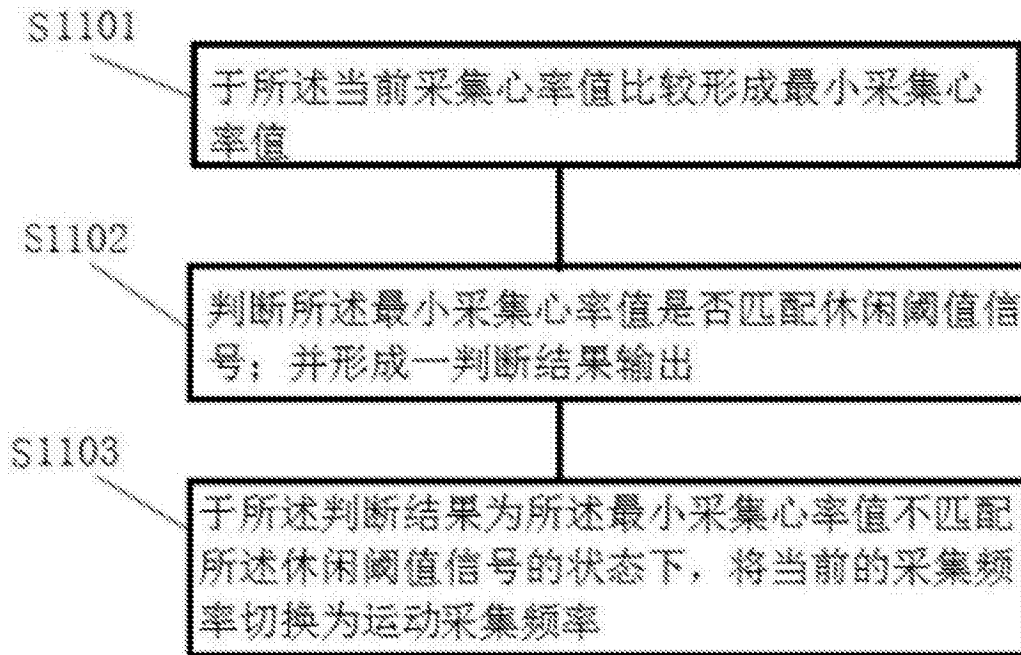


图3

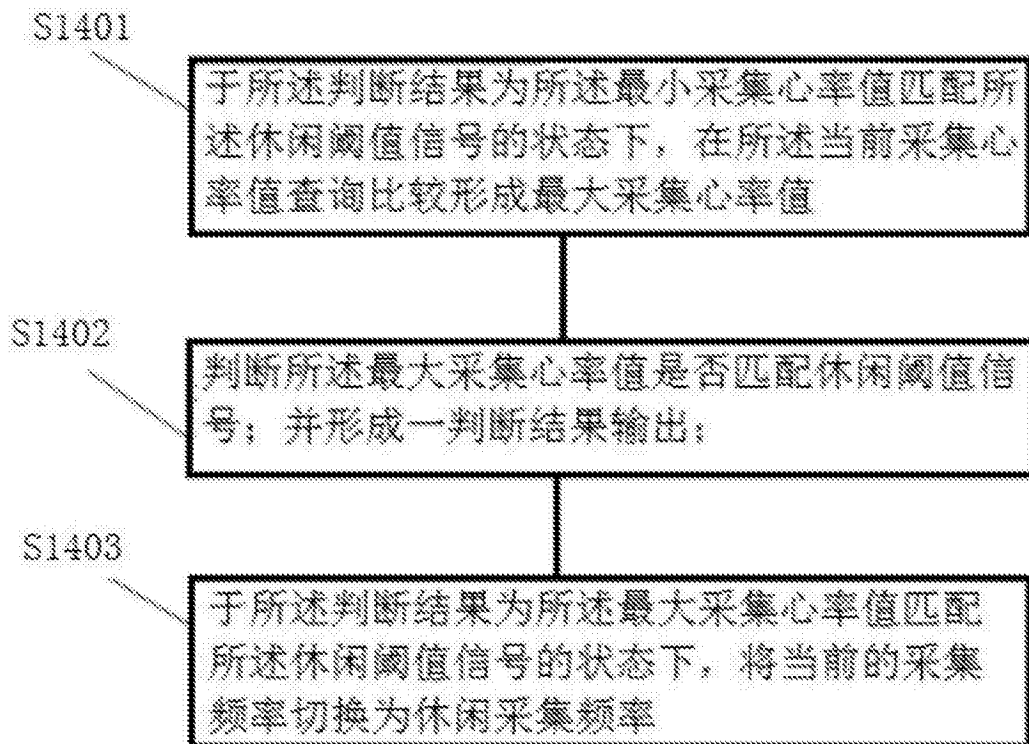


图4

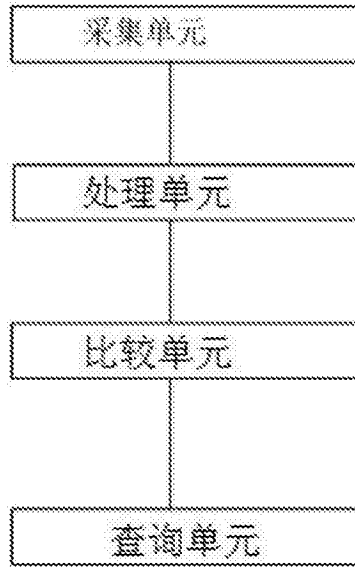


图5

专利名称(译)	一种心率检测方法及系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN106343995A</a>	公开(公告)日	2017-01-25
申请号	CN201610918086.5	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 A61B5/6803 A61B5/7235 A61B5/746		
代理人(译)	胡彬		
其他公开文献	CN106343995B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

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。其中一种心率检测方法包括，获取每个气囊当前采集压力值，并读取与每个气囊匹配的采集单元的采集心率值；建立每个采集压力值与采集心率值之间的对应关系；在当前采集压力值中查询比较形成最大压力值；根据对应关系输出与最大压力值匹配的采集心率值。本发明中，根据对应关系输出与最大压力值匹配的采集心率值，避免因检测系统或检测装置本体对人体表面皮肤形成压力偏低造成输出心率信号不准确，通过上述方法旨在提高心率信号的检测准确度。

