



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107411702 A

(43)申请公布日 2017. 12. 01

(21)申请号 201610344154.1

(22)申请日 2016.05.23

(71)申请人 工业和信息化部电信研究院
地址 100191 北京市海淀区花园北路52号

(72)发明人 郑海霞 刘晋兴 朱岩 李玮
王征 张翔 马鑫

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 汤在彦

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

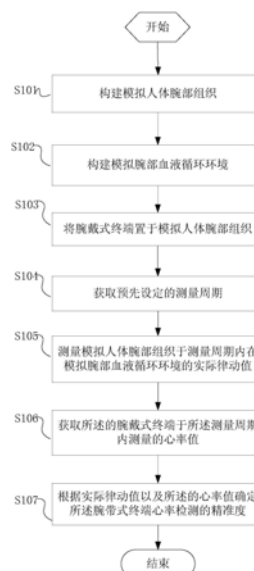
权利要求书3页 说明书16页 附图15页

(54)发明名称

一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法以及系统

(57)摘要

本发明提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法以及系统,所述方法包括:构建模拟人体腕部组织;构建模拟腕部血液循环环境;将腕戴式终端置于所述模拟人体腕部组织;测量所述模拟人体腕部组织在所述模拟腕部血液循环环境的实际律动值;获取所述的腕戴式终端测量的心率值;根据所述的实际律动值以及所述的心率值确定所述腕带式终端心率检测的精准度。本发明能够客观测试目前市场上针对腕戴式终端的基于PPG原理的心率检测的精准度,提升了产品质量。



1. 一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法,其特征是,所述的方法包括:
构建模拟人体腕部组织;
构建模拟腕部血液循环环境;
将腕戴式终端置于所述模拟人体腕部组织;
获取预先设定的测量周期;
测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在所述模拟腕部血液循环环境的实际律动值;
获取所述的腕戴式终端于所述测量周期内测量的心率值;
根据所述的实际律动值以及所述的心率值确定所述腕带式终端心率检测的精准度。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征是,所述的构建模拟人体腕部组织包括:
构建具有血管的人体腕部生物组织;
在所述的人体腕部生物组织外部构建类皮肤结构,得到模拟人体腕部组织。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征是,所述的构建模拟腕部血液循环环境包括:
利用心率泵、导管以及所述的模拟人体腕部组织构建闭合管道;
获取预先设定的心率泵的律动期望值,所述的律动期望值为一个或多个;
获取预定浓度的血液;
所述的心率泵根据所述的律动期望值带动所述的血液在所述闭合管道流动,形成与所述的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境。
4. 根据权利要求3所述的方法,其特征是,测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在所述模拟腕部血液循环环境的实际律动值包括:
获取预先设定的测量次数,设为N,N为正整数;
测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在与所述的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境的实际律动值;
重复执行测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在与所述的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境的实际律动值的步骤达到N次。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征是,获取所述的腕戴式终端于所述测量周期内测量的心率值包括:
获取预先设定的测量次数,设为N,N为正整数;
获取所述腕戴式终端于所述测量周期内测量的心率值;
重复执行获取所述腕戴式终端于所述测量周期内测量的心率值的步骤达到N次,得到N个心率值。
6. 根据权利要求5所述的方法,其特征是,当所述的测量次数为1时,根据所述的实际律动值以及测量的心率值确定所述腕带式终端心率检测的精准度包括:
根据所述的实际律动值以及测量的心率值确定所述腕带式终端心率检测的算术平均值;
根据所述的算术平均值确定所述腕戴式终端心率检测的平均误差值;
根据所述的平均误差值由贝塞尔公式确定所述腕戴式终端心率检测的离散程度,所述的离散程度即为精准度。
7. 根据权利要求5所述的方法,其特征是,当所述的测量次数大于1时,根据所述的实际

律动值以及测量的心率值确定所述腕带式终端心率检测的精准度包括：

筛选相同的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境下的N个实际律动值；

筛选相同的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境下的N个心率值；

根据所述的N个实际律动值、N个心率值以及误差值最优原则确定出所述相同的律动期望值下的实际律动值以及心率值；

根据所述的实际律动值以及所述的心率值确定所述腕带式终端心率检测的算术平均值；

根据所述的算术平均值确定所述腕戴式终端心率检测的平均误差值；

根据所述的平均误差值由贝塞尔公式确定所述腕戴式终端心率检测的离散程度，所述的离散程度即为精准度。

8. 一种测试腕戴式终端心率检测精准度的系统，其特征是，所述的系统包括构建装置、被测试的腕戴式终端以及测量装置，

其中，所述的构建装置包括：

第一构建模块，用于构建模拟人体腕部组织；

第二构建模块，用于构建模拟腕部血液循环环境；

所述的测量装置包括：

测量周期获取模块，用于获取预先设定的测量周期；

实际律动值测量模块，用于测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在所述模拟腕部血液循环环境的实际律动值；

心率值获取模块，用于获取所述的腕戴式终端置于所述测量周期内在所述模拟人体腕部组织上测量的心率值；

精准度确定模块，用于根据所述的实际律动值以及所述的心率值确定所述腕带式终端心率检测的精准度。

9. 根据权利要求8所述的系统，其特征是，所述的第一构建模块包括：

人体腕部生物组织构建单元，用于构建具有血管的人体腕部生物组织；

模拟人体腕部组织构建单元，用于在所述的人体腕部生物组织外部构建类皮肤结构，得到模拟人体腕部组织。

10. 根据权利要求9所述的系统，其特征是，所述的第二构建模块包括：

闭合管道构建单元，用于利用心率泵、导管以及所述的模拟人体腕部组织构建闭合管道；

律动值获取单元，用于获取预先设定的心率泵的律动值，所述的律动期望值为一个或多个；

血液获取单元，用于获取预定浓度的血液；

模拟腕部血液循环环境形成单元，所述的心率泵根据所述的律动期望值带动所述的血液在所述闭合管道流动，形成与所述律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境。

11. 根据权利要求10所述的系统，其特征是，所述的实际律动值测量模块包括：

测量次数获取单元，用于获取预先设定的测量次数，设为N，N为正整数；

实际律动值测量单元，用于测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在与所述的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境的实际律动值；

重复测量单元,用于重复执行所述的实际律动值测量单元达到N次。

12.根据权利要求11所述的系统,其特征是,所述的心率值获取模块包括:

测量次数获取单元,用于获取预先设定的测量次数,设为N,N为正整数;

心率值获取单元,用于获取所述腕戴式终端于所述测量周期内测量的心率值;

重复获取单元,用于重复执行所述的心率值获取单元达到N次,得到N个心率值。

13.根据权利要求12所述的系统,其特征是,当所述的测量次数为1时,所述的精准度确定模块包括:

算术平均值确定单元,用于根据所述的实际律动值以及测量的心率值确定所述腕带式终端心率检测的算术平均值;

平均误差值确定单元,用于根据所述的算术平均值确定所述腕戴式终端心率检测的平均误差值;

离散程度确定单元,用于根据所述的平均误差值由贝塞尔公式确定所述腕戴式终端心率检测的离散程度,所述的离散程度即为精准度。

14.根据权利要求13所述的系统,其特征是,当所述的测量次数大于1时,所述的精准度确定模块还包括:

实际律动值筛选单元,用于筛选相同的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境下的N个实际律动值;

心率值筛选单元,用于筛选相同的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境下的N个心率值;

确定单元,用于根据所述的N个实际律动值、N个心率值以及误差值最优原则确定出所述相同的律动期望值下的实际律动值以及心率值。

一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法以及系统

技术领域

[0001] 本发明关于测试设备技术领域,特别是关于腕戴式终端的测试设备,具体的讲是一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法及系统。

背景技术

[0002] 近年来,以智能可穿戴设备为代表的智能硬件市场发展强劲,各类可穿戴设备层出不穷,其中,主打运动健康检测功用的腕戴式智能可穿戴设备尤受用户青睐。这些腕戴式设备中越来越多地具备心率检测的功能,以基于光电容积脉搏波描记法PPG原理的光电心率传感器心率检测应用最为广泛。

[0003] 基于PPG的心率检测是借助了光电的原理,即:当一定波长的光束照射到皮肤表面时,随着心脏的收缩或舒张的变化状态,人体血液对光束的吸收量、与光接收机能够检测到的透射或反射回来的光强度呈现脉动性的反比变化,最后将光接收器接收到的光强度转换成电信号以获得心率值。

[0004] 目前,对于内置了光电心率传感器的腕戴式终端,针对其心率传感器的检测结果的精准度的评定多采取主观人工评测的方式,主要包括如下两种:

[0005] 1、将通过心电图扫描的心率值与腕戴式终端测得的心率值进行对比得出误差。这种测量方法是以人实体为标本,将腕戴式终端佩戴在手腕的同时,采集人同步的心电图信号,之后将同周期内两者测得的数值进行对比,得出腕戴式终端内置的心率检测的精准度和测量误差。测试的过程中会设计人体的不同状态下的心率数据采集,比如静止状态、运动(如走路)状态,同时采用多个人选。

[0006] 由于这种测量方法是以人实体为标本,当下获得的数据不能排除存在人个体的身体差异性因素的影响,且腕戴式终端的心率检测为手腕佩戴式,与医疗级心电图的直接获取方式相比,还存在佩戴贴合度和皮肤表面情况的干扰因素,对于以健康检测为宗旨的腕戴式产品来说,这种误差对比方式过于苛刻。同时为了减小个体差异,需要采用多个人选进行数据采集,人选数目的确定和测试成本的考虑也比较困难。

[0007] 2、直接通过人体等时记录数值,再与腕戴式终端测得的心率值进行对比的误差计算方式。这种测量方法也是以人实体为标本,按照时间先后顺序,首先先让被测人选默认记录自己每分钟的心率值,然后再将腕戴式终端佩戴在手腕上,开启终端的心率检测功能再获取一份心率值,之后将这一前一后同周期内两者测得的数值进行对比,得出腕戴式终端内置的心率检测的精准度和测量误差。测试的过程中会设计人体的不同状态下的心率数据采集,比如静止状态、运动(如走路)状态,同时采用多个人选。

[0008] 这种测试方法也是以人实体为标本,数据不能排除存在人个体的身体差异性因素影响,并且采用测试群体自己记录心率值的方法,比上一技术更为主观,干扰因素更多,并不具备测试的信服力和公正性。同时为了减小个体差异,需要采用多个人选进行数据采集,人选数目的确定和测试成本的考虑也比较困难。

[0009] 因此,如何研究和开发出一种新的方案,其能够客观测试目前市场上针对腕戴式

终端的基于PPG原理的心率检测的精准度,以提升产品质量是本领域亟待解决的技术难题。

发明内容

[0010] 为了克服现有技术存在的上述技术问题,本发明提供了一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法以及系统,通过构建模拟人体腕部组织以及模拟腕部血液循环环境,进而可由腕带式终端测量心率值,通过与模拟人体腕部组织在模拟腕部血液循环环境的实际律动值的比较,即可得出被测的腕带式终端心率检测精准度,能够客观测试目前市场上针对腕戴式终端的基于PPG原理的心率检测的精准度,提升了产品质量。

[0011] 本发明的目的之一是,提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法,所述方法包括:构建模拟人体腕部组织;构建模拟腕部血液循环环境;将腕戴式终端置于所述模拟人体腕部组织;获取预先设定的测量周期;测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在所述模拟腕部血液循环环境的实际律动值;获取所述的腕戴式终端于所述测量周期内测量的心率值;根据所述的实际律动值以及所述的心率值确定所述腕带式终端心率检测的精准度。

[0012] 在本发明的优选实施方式中,构建模拟人体腕部组织包括:构建具有血管的人体腕部生物组织;在所述的人体腕部生物组织外部构建类皮肤结构,得到模拟人体腕部组织。

[0013] 在本发明的优选实施方式中,构建模拟腕部血液循环环境包括:利用心率泵、导管以及所述的模拟人体腕部组织构建闭合管道;获取预先设定的律动值,所述的律动期望值为一个或多个;获取预定浓度的血液;所述的心率泵根据所述预先设定的律动值带动所述的血液在所述闭合管道流动,形成模拟腕部血液循环环境。

[0014] 在本发明的优选实施方式中,测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在所述模拟腕部血液循环环境的实际律动值包括:获取预先设定的测量次数,设为N,N为正整数;测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在与所述律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境的实际律动值;重复执行测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在与所述律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境的实际律动值的步骤达到N次。

[0015] 在本发明的优选实施方式中,获取所述的腕戴式终端于所述测量周期内测量的心率值包括:获取预先设定的测量次数,设为N,N为正整数;获取所述腕戴式终端于所述测量周期内测量的心率值;重复执行获取所述腕戴式终端于所述测量周期内测量的心率值的步骤达到N次,得到N个心率值。

[0016] 在本发明的优选实施方式中,当所述的测量次数为1时,根据所述的实际律动值以及测量的心率值确定所述腕带式终端心率检测的精准度包括:根据所述的实际律动值以及测量的心率值确定所述腕带式终端心率检测的算术平均值;根据所述的算术平均值确定所述腕戴式终端心率检测的平均误差值;根据所述的平均误差值由贝塞尔公式确定所述腕戴式终端心率检测的离散程度,所述的离散程度即为精准度。

[0017] 在本发明的优选实施方式中,当所述的测量次数大于1时,根据所述的实际律动值以及测量的心率值确定所述腕带式终端心率检测的精准度包括:筛选相同的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境下的N个实际律动值;筛选相同的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境下的N个心率值;根据所述的N个实际律动值、N个心率值以及误差值最优原则确定出所述相同的律动期望值下的实际律动值以及心率值;根据所述的实际律动值以及所

述的心率值确定所述腕带式终端心率检测的算术平均值;根据所述的算术平均值确定所述腕戴式终端心率检测的平均误差值;根据所述的平均误差值由贝塞尔公式确定所述腕戴式终端心率检测的离散程度,所述的离散程度即为精准度。

[0018] 本发明的目的之一是,提供了一种测试腕戴式终端心率检测精准度的系统,所述的系统包括构建装置、被测试的腕戴式终端以及测量装置,其中,所述的构建装置包括:第一构建模块,用于构建模拟人体腕部组织;第二构建模块,用于构建模拟腕部血液循环环境;所述的测量装置包括:测量周期获取模块,用于获取预先设定的测量周期;实际律动值测量模块,用于测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在所述模拟腕部血液循环环境的实际律动值;心率值获取模块,用于获取所述的腕戴式终端置于所述测量周期内在所述模拟人体腕部组织上测量的心率值;精准度确定模块,用于根据所述的实际律动值以及所述的心率值确定所述腕带式终端心率检测的精准度。

[0019] 在本发明的优选实施方式中,所述的第一构建模块包括:人体腕部生物组织构建单元,用于构建具有血管的人体腕部生物组织;模拟人体腕部组织构建单元,用于在所述的人体腕部生物组织外部构建类皮肤结构,得到模拟人体腕部组织。

[0020] 在本发明的优选实施方式中,所述的第二构建模块包括:闭合管道构建单元,用于利用心率泵、导管以及所述的模拟人体腕部组织构建闭合管道;律动值获取单元,用于获取预先设定的律动值,所述的律动期望值为一个或多个;血液获取单元,用于获取预定浓度的血液;模拟腕部血液循环环境形成单元,所述的心率泵根据所述预先设定的律动值带动所述的血液在所述闭合管道流动,形成模拟腕部血液循环环境。

[0021] 在本发明的优选实施方式中所述的实际律动值测量模块包括:测量次数获取单元,用于获取预先设定的测量次数,设为N,N为正整数;实际律动值测量单元,用于测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在与所述律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境的实际律动值;重复测量单元,用于重复执行所述的实际律动值测量单元达到N次。

[0022] 在本发明的优选实施方式中,所述的心率值获取模块包括:测量次数获取单元,用于获取预先设定的测量次数,设为N,N为正整数;心率值获取单元,用于获取所述腕戴式终端于所述测量周期内测量的心率值;重复获取单元,用于重复执行所述的心率值获取单元达到N次,得到N个心率值。

[0023] 在本发明的优选实施方式中,当所述的测量次数为1时,所述的精准度确定模块包括:算术平均值确定单元,用于根据所述的实际律动值以及测量的心率值确定所述腕带式终端心率检测的算术平均值;平均误差值确定单元,用于根据所述的算术平均值确定所述腕戴式终端心率检测的平均误差值;离散程度确定单元,用于根据所述的平均误差值由贝塞尔公式确定所述腕戴式终端心率检测的离散程度,所述的离散程度即为精准度。

[0024] 在本发明的优选实施方式中,当所述的测量次数大于1时,所述的精准度确定模块还包括:实际律动值筛选单元,用于筛选相同的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境下的N个实际律动值;心率值筛选单元,用于筛选相同的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境下的N个心率值;确定单元,用于根据所述的N个实际律动值、N个心率值以及误差值最优原则确定出所述相同的律动期望值下的实际律动值以及心率值。

[0025] 本发明的有益效果在于,提供了一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法以及系统,通过构建模拟人体腕部组织以及模拟腕部血液循环环境,进而可由腕带式终端测量

心率值,通过与模拟人体腕部组织在模拟腕部血液循环环境的实际律动值的比较,即可得出被测的腕带式终端心率检测精准度,排除了人为干扰的重大因素,能够客观测试目前市场上针对腕戴式终端的基于PPG原理的心率检测的精准度,提升了产品质量。

[0026] 为了让本发明的上述和其他目的、特征和优点能更明显易懂,下文特举较佳实施例,并配合所附图式,作详细说明如下。

附图说明

[0027] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅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。

[0028] 图1为本发明实施例提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法的流程图;

[0029] 图2为图1中的步骤S101的具体流程图;

[0030] 图3为图1中的步骤S102的具体流程图;

[0031] 图4为图1中的步骤S105的具体流程图;

[0032] 图5为图1中的步骤S106的具体流程图;

[0033] 图6为图1中的步骤S107的实施方式一的具体流程图;

[0034] 图7为图1中的步骤S107的实施方式二的具体流程图;

[0035] 图8为本发明实施例提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统的结构框图;

[0036] 图9为本发明实施例提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统中构建装置的结构框图;

[0037] 图10为本发明实施例提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统中测量装置的结构框图;

[0038] 图11为本发明实施例提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统中第一构建模块的结构框图;

[0039] 图12为本发明实施例提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统的第二构建模块的结构框图;

[0040] 图13为本发明实施例提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统中实际律动值测量模块的结构框图;

[0041] 图14为本发明实施例提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统中心率值获取模块的结构框图;

[0042] 图15为本发明实施例提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统中精准度确定模块的实施方式一的结构框图;

[0043] 图16为本发明实施例提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统中精准度确定模块的实施方式二的结构框图;

[0044] 图17为一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统的具体示意图。

具体实施方式

[0045] 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,所描述的实施例仅仅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。

[0046] 本发明是针对目前市场上尚无完备的针对腕戴式终端上基于PPG原理的心率检测精准度的客观检测方法和测量装置提出的。随着越来越多的腕戴式设备具备了光电心率检测的功能,现有技术中急需一种可以客观评测的手段,以正确鉴别各类产品的心率检测功能的实际精准度,以提升产品质量,从而真正从用户角度来引导移动健康心率检测的市场发展,提高产品的用户体验。

[0047] 本发明涉及的关键技术术语包括:

[0048] 腕戴式终端,是指智能手表和智能手环式可穿戴设备。

[0049] PPG,是指光电容积脉搏波描记法。

[0050] 图1为本发明提出的一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法的具体流程图,由图1可知,所述的方法包括:

[0051] S101:构建模拟人体腕部组织。

[0052] 图2为步骤S101的具体流程图,由图2可知,该步骤具体包括:

[0053] S201:构建具有血管的人体腕部生物组织;

[0054] S202:在所述的人体腕部生物组织外部构建类皮肤结构,得到模拟人体腕部组织。

[0055] 由图1可知,该方法还包括:

[0056] S102:构建模拟腕部血液循环环境。图3为步骤S102的具体流程图,由图3可知,该步骤具体包括:

[0057] S301:利用心率泵、导管以及所述的模拟人体腕部组织构建闭合管道;

[0058] S302:获取预先设定的心率泵的律动值,所述的律动期望值为一个或多个;

[0059] S303:获取预定浓度的血液;

[0060] S304:所述的心率泵根据所述的律动期望值带动所述的血液在所述闭合管道流动,形成与所述律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境。

[0061] 在具体的实施方式中,律动期望值即为心率泵每分钟律动的期望值,通过B来表示,每一个律动期望值可以形成一个模拟腕部血液循环环境,多个律动期望值即可以形成多个模拟腕部血液循环环境。诸如可以设置5个律动期望值。

[0062] 如上所述,本发明设计了一套接近真实测量环境的模拟系统,用来模拟接近人体的真实环境,包括模拟的人体腕部生物组织和类皮肤结构以及模拟流经腕部的闭合血液循环环境。其中,设置心率泵的律动工作,模拟人体的心脏收缩/扩张功能,带动血液流动。

[0063] 由图1可知,所述的方法还包括:

[0064] S103:将腕戴式终端置于所述模拟人体腕部组织。

[0065] S104:获取预先设定的测量周期;

[0066] S105:测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在所述模拟腕部血液循环环境的实际律动值。

[0067] S106:获取所述的腕戴式终端于所述测量周期内测量的心率值;

[0068] S107:根据所述的实际律动值以及所述的心率值确定所述腕带式终端心率检测的精准度。

[0069] 如上即是本发明提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法,通过设计一套接近真实测量环境的模拟系统,可客观有效地验证腕戴式设备上的PPG心率检测功能是否准确,并提供参考数据。

[0070] 图4为图1中的步骤S105的具体流程图,由图4可知,该步骤具体包括:

[0071] S401:获取预先设定的测量次数,设为N,N为正整数。

[0072] S402:测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在与所述律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境的实际律动值。

[0073] S403:重复执行测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在与所述律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境的实际律动值的步骤达到N次。

[0074] 在具体的实施方式中,诸如测量次数N为3,则重复执行步骤S403达到3次。对于每一个律动期望值,均需要测量3次,得到3组实际律动值。实际律动值可通过A来表示,对于第一个律动期望值对应的第一次测量得到的实际律动值,即为 A_{xi} ,其中i为测量次数,x为律动期望值的个数。当律动期望值为两个,即B1、B2,测量次数为3时,测量结果如表1所示:

[0075] 表1

[0076]

律动期望值 (B_x)	测量周期内心率泵的实际律动值 (A_{xi})
B1	A11
	A12
	A13
B2	A21
	A22
	A23

[0077] 图5为图1中的步骤S106的具体流程图,由图5可知,该步骤具体包括:

[0078] S501:获取预先设定的测量次数,设为N,N为正整数;

[0079] S502:获取所述腕戴式终端于所述测量周期内测量的心率值;

[0080] S503:重复执行获取所述腕戴式终端于所述测量周期内测量的心率值的步骤达到N次,得到N个心率值。

[0081] 在具体的实施方式中,诸如测量次数N为3,则重复执行步骤S503达到3次。对于每一个律动期望值,均需要测量3次,得到3组心率值。心率值可通过C来表示,对于第一个律动期望值对应的第一次测量得到的心率值,即为 C_{xi} ,其中i为测量次数,x为律动期望值的个数。当律动期望值为两个,即B1、B2,测量次数为3时,测量结果如表2所示:

[0082] 表2

[0083]

律动期望值 (B _x)	测量周期内腕戴式设备所测得的心率值 (C _{xi})
B1	C11
	C12
	C13
B2	C21
	C22
	C23

[0084] 图6为图1中的步骤S107的实施方式一的具体流程图,由图6可知,在实施方式一中,所述的测量次数为1,假设律动期望值为两个,即B1、B2,则步骤S105、S106得到的测量结果如表3所示:

[0085] 表3

[0086]

律动期望值 (B _x)	测量周期内心率泵的实际律动值 (A _x)	测量周期内腕戴式设备所测得的心率值 (C _x)
B1	A1	C1
B2	A2	C2

[0087] 此时步骤S107包括:

[0088] S601:根据所述的实际律动值以及测量的心率值确定所述腕带式终端心率检测的算术平均值。在具体的实施方式中,该步骤可通过下述公式实现:

$$[0089] \quad v = \frac{\sum_{x=1}^n \frac{A_x}{C_x}}{n}$$

[0090] 其中,v为算术平均值,n为律动期望值的个数,v保留至小数点后4位。对于表3而言,n=2。

[0091] S602:根据所述的算术平均值确定所述腕戴式终端心率检测的平均误差值。在具体的实施方式中,该步骤可通过下述公式实现:

$$[0092] \quad x' = |1-v|$$

[0093] 其中,x'为平均误差值,x'保留至小数点后4位。平均误差值的最后结果用百分比表示 $\bar{x} = x' \times 100\%$ 。 $\bar{x}$ 为平均误差值的最后结果。

[0094] S603:根据所述的平均误差值由贝塞尔公式确定所述腕戴式终端心率检测的离散程度,所述的离散程度即为精准度。在具体的实施方式中,该步骤可通过下述公式实现:

$$[0095] \quad s' = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{x=1}^n \left(v - \frac{A_x}{C_x} \right)^2}$$

[0096] 其中,s'为离散程度,s'保留至小数点后4位。离散程度的最后结果用百分比表示 $\bar{s} = s' \times 100\%$ 。 $\bar{s}$ 为平均误差值的最后结果即精准度。n为律动期望值的个数,对于表3而言,n=2。

[0097] 如上即是本发明提供了一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法,通过设计一套接近真实测量环境的模拟系统,可客观有效地验证腕戴式设备上的PPG心率检测功能是否准确,并提供参考数据。

[0098] 图7为图1中的步骤S107的实施方式二的具体流程图,由图7可知,在实施方式二中,所述的测量次数大于1,假设律动期望值为五个,即B1、B2、B3、B4、B5,测量次数为3,则步骤S105、S106得到的测量结果如表4所示,x的取值范围[1,5],表示每个律动期望值的顺序标号,i的取值范围[1,3],表示测量次数的次序标号。

[0099] 表4

[0100]	律动期望值 (B _x)	测量周期内心率泵的实际律动值 (A _{xi})	测量周期内腕戴式设备所测得的心率值 (C _{xi})
	B1	A11	C11
		A12	C12
		A13	C13
	B2	A21	C21
		A22	C22
		A23	C23
	B3	A31	C31
		A32	C32
		A33	C33
	B4	A41	C41
		A42	C42
		A43	C43
	B5	A51	C51
		A52	C52
		A53	C53

[0101] 此时步骤S107包括:

[0102] S701:筛选相同的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境下的N个实际律动值;

[0103] 以表4为例,相同的律动期望值B1筛选出的N个实际律动值为A11、A12、A13,相同的律动期望值B2筛选出的N个实际律动值为A21、A22、A23,相同的律动期望值B3筛选出的N个实际律动值为A31、A32、A33,相同的律动期望值B4筛选出的N个实际律动值为A41、A42、A43,相同的律动期望值B5筛选出的N个实际律动值为A51、A52、A53。

[0104] S702:筛选相同的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境下的N个心率值;

[0105] 以表4为例,相同的律动期望值B1筛选出的N个心率值为C11、C12、C13,相同的律动期望值B2筛选出的N个心率值为C21、C22、C23,相同的律动期望值B3筛选出的N个心率值为C31、C32、C33,相同的律动期望值B4筛选出的N个心率值为C41、C42、C43,相同的律动期望值B5筛选出的N个心率值为C51、C52、C53。

[0106] S703:根据所述的N个实际律动值、N个心率值以及误差值最优原则确定出所述相同的律动期望值下的实际律动值以及心率值。

[0107] 具体的,以表4中的相同的律动期望值B1为例进行说明,其筛选出的N个实际律动值为A11、A12、A13,N个心率值为C11、C12、C13,则根据误差值最优原则确定B1的实际律动值和心率值的过程为:通过下述公式确定同一律动期望值下单次测量的腕戴式终端心率检测的误差值,设为Pxi。如此,得到B1的多个误差,如表5所示。

$$[0108] \quad P_{xi} = \frac{|A_{xi} - C_{xi}|}{A_{xi}} \times 100\%$$

[0109] 表5

[0110]

律动期望值 (Bx)	测量周期内心率泵的实际律动值 (Axi)	测量周期内腕戴式设备所测得的心率值 (Cxi)	腕戴式终端心率检测的误差值 (Pxi)
B1	A11	C11	P11
	A12	C12	P12
	A13	C13	P13

[0111] 对每个律动期望值B进行筛选,选择单次误差值最小的一组数据,取为该组的最终计算数据,记为本次测量周期内心率泵的实际律动值Ax和本次测量周期内腕戴式设备所测得的心率值Cx。若每组中的最优单次误差值有相同的情况的,则取Axi值最接近Bx值的那次测量数据。以表5为例,则取P11、P12、P13中的值最小的一组数据,假设P11最小,则A11记为本次测量周期内心率泵的实际律动值A1,C11即为本次测量周期内腕戴式设备所测得的心率值C1。

[0112] 对表4中的所有数据进行筛选处理之后,则得到表6。

[0113] 表6

律动期望值 (Bx)	测量周期内心率泵的实际律动值 (Ax)	测量周期内腕戴式设备所测得的心率值 (Cx)
B1	A1	C1
B2	A2	C2
B3	A3	C3
B4	A4	C4
B5	A5	C5

[0115] S704:根据所述的实际律动值以及测量的心率值确定所述腕带式终端心率检测的算术平均值。在具体的实施方式中,该步骤可通过下述公式实现:

$$[0116] \quad v = \frac{\sum_{x=1}^n \frac{Ax}{Cx}}{n}$$

[0117] 其中, v 为算术平均值, n 为律动期望值的个数, v 保留至小数点后4位。对于表6而言, $n=5$ 。

[0118] S705: 根据所述的算术平均值确定所述腕戴式终端心率检测的平均误差值。在具体的实施方式中, 该步骤可通过下述公式实现:

$$[0119] \quad x' = |1-v|$$

[0120] 其中, x' 为平均误差值, x' 保留至小数点后4位。平均误差值的最后结果用百分比表示 $\bar{x} = x' \times 100\%$ 。 $\bar{x}$ 为平均误差值的最后结果。

[0121] S706: 根据所述的平均误差值由贝塞尔公式确定所述腕戴式终端心率检测的离散程度, 所述的离散程度即为精准度。在具体的实施方式中, 该步骤可通过下述公式实现:

$$[0122] \quad s' = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{x=1}^n \left(v - \frac{A_x}{C_x} \right)^2}$$

[0123] 其中, s' 为离散程度, s' 保留至小数点后4位。离散程度的最后结果用百分比表示 $\bar{s} = s' \times 100\%$ 。 $\bar{s}$ 为平均误差值的最后结果即精准度。 n 为律动期望值的个数, 对于表6而言, $n=5$ 。

[0124] 如上即是本发明提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法, 通过设计一套接近真实测量环境的模拟系统, 可客观有效地验证腕戴式设备上的PPG心率检测功能是否准确, 并提供参考数据。

[0125] 图8为本发明提出的一种测试腕戴式终端心率检测精准度的系统的结构框图, 由图8可知, 所述的系统包括构建装置100、被测试的腕戴式终端300以及测量装置200。

[0126] 图9为本发明实施例提供的一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统中构建装置的结构框图, 由图9可知, 所述的构建装置100包括:

[0127] 第一构建模块101, 用于构建模拟人体腕部组织;

[0128] 第二构建模块102, 用于构建模拟腕部血液循环环境。

[0129] 图11为第一构建模块101的结构框图, 由图11可知, 第一构建模块具体包括:

[0130] 人体腕部生物组织构建单元1011, 用于构建具有血管的人体腕部生物组织;

[0131] 模拟人体腕部组织构建单元1012, 用于在所述的人体腕部生物组织外部构建类皮肤结构, 得到模拟人体腕部组织。

[0132] 图12为第二构建模块102的结构框图, 图17为一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统的具体示意图, 由图12、图17可知, 第二构建模块具体包括:

[0133] 闭合管道构建单元1021, 用于利用心率泵01、导管02以及所述的模拟人体腕部组织构建闭合管道, 在具体的实施例中, 可通过如图17所示的驱动来带动心率泵工作;

[0134] 律动值获取单元1022, 用于获取预先设定的心率泵的律动值, 所述的律动期望值为一个或多个, 在具体的实施例中, 可通过如图17所示的控制服务器来预先设定心率泵的律动值, 然后由律动值获取单元获取律动值。

[0135] 血液获取单元1023, 用于获取预定浓度的血液;

[0136] 模拟腕部血液循环环境形成单元1024, 所述的心率泵根据所述的律动期望值带动所述的血液在所述闭合管道流动, 形成与所述律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境。

[0137] 在具体的实施方式中, 律动期望值即为心率泵每分钟律动的期望值, 通过B来表

示,每一个律动期望值可以形成一个模拟腕部血液循环环境,多个律动期望值即可以形成多个模拟腕部血液循环环境。诸如可以设置5个律动期望值。

[0138] 如上所述,本发明设计了一套接近真实测量环境的模拟系统,用来模拟接近人体的真实环境,包括模拟的人体腕部生物组织和类皮肤结构以及模拟流经腕部的闭合血液循环环境。其中,设置心率泵的律动工作,模拟人体的心脏收缩/扩张功能,带动血液流动。

[0139] 图10为本发明实施例提供的一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统中测量装置的结构框图,由图10可知,所述的测量装置200包括:

[0140] 测量周期获取模块201,用于获取预先设定的测量周期;

[0141] 实际律动值测量模块202,用于测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在所述模拟腕部血液循环环境的实际律动值。

[0142] 心率值获取模块203,用于获取所述的腕戴式终端于所述测量周期内测量的心率值;

[0143] 精准度确定模块204,用于根据所述的实际律动值以及所述的心率值确定所述腕带式终端心率检测的精准度。

[0144] 如上即是本发明提供的一种测试腕戴式终端心率检测精准度的系统,通过设计一套接近真实测量环境的模拟系统,可客观有效地验证腕戴式设备上的PPG心率检测功能是否准确,并提供参考数据。

[0145] 图13为本发明实施例提供的一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统中实际律动值测量模块的结构框图,由图13可知,实际律动值测量模块202具体包括:

[0146] 测量次数获取单元2021,用于获取预先设定的测量次数,设为N,N为正整数。

[0147] 实际律动值测量单元2022,用于测量所述模拟人体腕部组织于所述测量周期内在与所述律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境的实际律动值。

[0148] 重复测量单元2023,用于重复执行所述的实际律动值测量单元达到N次。

[0149] 在具体的实施方式中,诸如测量次数N为3,则重复执行步骤S403达到3次。对于每一个律动期望值,均需要测量3次,得到3组实际律动值。实际律动值可通过A来表示,对于第一个律动期望值对应的第一次测量得到的实际律动值,即为 A_{xi} ,其中i为测量次数,x为律动期望值的个数。当律动期望值为两个,即B1、B2,测量次数为3时,测量结果如表1所示。

[0150] 图14为本发明实施例提供的一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统中心率值获取模块的结构框图,由图14可知,该心率值获取模块203具体包括:

[0151] 测量次数获取单元2031,用于获取预先设定的测量次数,设为N,N为正整数;

[0152] 心率值获取单元2032,用于获取所述腕戴式终端于所述测量周期内测量的心率值;

[0153] 重复获取单元2033,用于重复执行所述的心率值获取单元达到N次,得到N个心率值。

[0154] 在具体的实施方式中,诸如测量次数N为3,则重复执行步骤S503达到3次。对于每一个律动期望值,均需要测量3次,得到3组心率值。心率值可通过C来表示,对于第一个律动期望值对应的第一次测量得到的心率值,即为 C_{xi} ,其中i为测量次数,x为律动期望值的个数。当律动期望值为两个,即B1、B2,测量次数为3时,测量结果如表2所示。

[0155] 图15为本发明实施例提供的一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统中精准度

确定模块的实施方式一的结构框图,由图15可知,在实施方式一中,所述的测量次数为1,假设律动期望值为两个,即B1、B2,则测量结果如表3所示。此时精准度确定模块204包括:

[0156] 算术平均值确定单元2041,用于根据所述的实际律动值以及测量的心率值确定所述腕带式终端心率检测的算术平均值。在具体的实施方式中,该步骤可通过下述公式实现:

$$[0157] \quad v = \frac{\sum_{x=1}^n \frac{Ax}{Cx}}{n}$$

[0158] 其中,v为算术平均值,n为律动期望值的个数,v保留至小数点后4位。对于表3而言,n=2。

[0159] 平均误差值确定单元2042,用于根据所述的算术平均值确定所述腕戴式终端心率检测的平均误差值。在具体的实施方式中,该步骤可通过下述公式实现:

$$[0160] \quad x' = |1-v|$$

[0161] 其中,x'为平均误差值,x'保留至小数点后4位。平均误差值的最后结果用百分比表示 $\bar{x} = x' \times 100\%$ 。 $\bar{x}$ 为平均误差值的最后结果。

[0162] 离散程度确定单元2043,用于根据所述的平均误差值由贝塞尔公式确定所述腕戴式终端心率检测的离散程度,所述的离散程度即为精准度。在具体的实施方式中,该步骤可通过下述公式实现:

$$[0163] \quad s' = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{x=1}^n \left(v - \frac{A_x}{C_x} \right)^2}$$

[0164] 其中,s'为离散程度,s'保留至小数点后4位。离散程度的最后结果用百分比表示 $\bar{s} = s' \times 100\%$ 。 $\bar{s}$ 为平均误差值的最后结果即精准度。n为律动期望值的个数,对于表3而言,n=2。

[0165] 如上即是本发明提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度的系统,通过设计一套接近真实测量环境的模拟系统,可客观有效地验证腕戴式设备上的PPG心率检测功能是否准确,并提供参考数据。

[0166] 图16为本发明实施例提供的一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统中精准度确定模块的实施方式二的结构框图,由图16可知,在实施方式二中,所述的测量次数大于1,假设律动期望值为五个,即B1、B2、B3、B4、B5,测量次数为3,则步骤S105、S106得到的测量结果如表4所示,x的取值范围[1,5],表示每个律动期望值的顺序标号,i的取值范围[1,3],表示测量次数的次序标号。此时精准度确定模块204还包括:

[0167] 实际律动值筛选单元2044,用于筛选相同的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境下的N个实际律动值;

[0168] 以表4为例,相同的律动期望值B1筛选出的N个实际律动值为A11、A12、A13,相同的律动期望值B2筛选出的N个实际律动值为A21、A22、A23,相同的律动期望值B3筛选出的N个实际律动值为A31、A32、A33,相同的律动期望值B4筛选出的N个实际律动值为A41、A42、A43,相同的律动期望值B5筛选出的N个实际律动值为A51、A52、A53。

[0169] 心率值筛选单元2045,用于筛选相同的律动期望值对应的模拟腕部血液循环环境下的N个心率值;

[0170] 以表4为例,相同的律动期望值B1筛选出的N个心率值为C11、C12、C13,相同的律动期望值B2筛选出的N个心率值为C21、C22、C23,相同的律动期望值B3筛选出的N个心率值为C31、C32、C33,相同的律动期望值B4筛选出的N个心率值为C41、C42、C43,相同的律动期望值B5筛选出的N个心率值为C51、C52、C53。

[0171] 确定单元2046,用于根据所述的N个实际律动值、N个心率值以及误差值最优原则确定出所述相同的律动期望值下的实际律动值以及心率值。

[0172] 具体的,以表4中的相同的律动期望值B1为例进行说明,其筛选出的N个实际律动值为A11、A12、A13,N个心率值为C11、C12、C13,则根据误差值最优原则确定B1的实际律动值和心率值的过程为:通过下述公式确定同一律动期望值下单次测量的腕戴式终端心率检测的误差值,设为Pxi。如此,得到B1的多个误差,如表5所示。

$$[0173] \quad P_{xi} = \frac{|A_{xi} - C_{xi}|}{A_{xi}} \times 100\%$$

[0174] 对每个律动期望值B进行筛选,选择单次误差值最小的一组数据,取为该组的最终计算数据,记为本次测量周期内心率泵的实际律动值Ax和本次测量周期内腕戴式设备所测得的心率值Cx。若每组中的最优单次误差值有相同的情况的,则取Axi值最接近Bx值的那次测量数据。以表5为例,则取P11、P12、P13中的值最小的一组数据,假设P11最小,则A11记为本次测量周期内心率泵的实际律动值A1,C11即为本次测量周期内腕戴式设备所测得的心率值C1。

[0175] 对表4中的所有数据进行筛选处理之后,则得到表6。

[0176] 如上即是本发明提供了一种测试腕戴式终端心率检测精准度的系统,通过设计一套接近真实测量环境的模拟系统,可客观有效地验证腕戴式设备上的PPG心率检测功能是否准确,并提供参考数据。

[0177] 下面结合具体的实施例,详细介绍本发明的技术方案。图17为本发明提供了一种测试腕戴式终端心率检测精准度系统的具体示意图。由图17可知,本发明在具体的实施例中,可通过控制服务器设置驱动心率泵的律动工作,模拟人体的心脏收缩/扩张功能,带动血液流动;显示监控服务器测量模块监控心率泵的实际律动情况,保证系统自身的准确度。心率泵同时支持泵抽动的频次设置,即可模拟人体处于不同状态下的心率跳动频次。

[0178] 本发明的具体操作步骤如下:

[0179] 1. 确认模拟腕部组织内部的血管放置状态,外部包上类皮肤材料;

[0180] 2. 按照参考标准调制好适用浓度的血液,开启心率泵,让血液充斥闭合管道;

[0181] 3. 将腕戴式终端贴合佩戴在模拟的腕部上;

[0182] 4. 由控制单元设置心率泵每分钟律动的期望值,然后启动驱动工作和腕戴式终端上的心率检测应用;

[0183] 5. 心率泵将按照设置的律动值带动血液在闭合管道内流动,同时实际律动值测量模块会实时显示当前心率泵的实际已律动次数总数目;腕戴式设备上的PPG模块则根据获取的光强度转换成电信号获得心率值。

[0184] 6. 测量周期结束后,记录显示监控模块计算的律动次数为本周期内心率泵的实际律动值(设为Axi)、控制单元服务器上设置的值(设为Bx)和腕戴式设备所测得的心率值(设为Cxi)。

[0185] 7.同一控制单元服务器上设置的值 B_x ,依据步骤1-6过程,重复测试3遍,分别记录每次的测试数据 A_{xi} 和 C_{xi} ($1 \leq i \leq 3$)。

[0186] 8.在控制单元服务器上修改不同的心率泵周期律动值(平均设置5个不同的参数值, $1 \leq x \leq 5$),重复步骤1-7过程。

[0187] 9.经过5组、每组3次的测量后,将生成以下测试数据记录:

[0188]

测试数据记录				
测试顺序(第X组)	控制单元服务器上设置的值(B_x)	本周内心率泵的实际律动值(A_{xi})	腕戴式设备所测得的心率值(C_{xi})	腕戴式设备心率检测的误差值(P_{xi})
1	B1	A11	C11	P11
		A12	C12	P12
		A13	C13	P13
2	B2	A21	C21	P21
		A22	C22	P22
		A23	C23	P23
3	B3	A31	C31	P31
		A32	C32	P32
		A33	C33	P33
4	B4	A41	C41	P41
		A42	C42	P42
		A43	C43	P43
5	B5	A51	C51	P51

[0189]

		A52	C52	P52
		A53	C53	P53

[0190] 10.将步骤9中的测试记录数据,按照腕戴式设备心率测量误差值 P_{xi} 最优原则,对每组数据进行筛选,选择单次误差值最小的一组数据,取为该组的最终计算数据,记为本组周期内心率泵的实际律动值 A_x ,和本组腕戴式设备所测得的心率值 C_x 。若每组中的最优单次误差值有相同的情况的,则取 A_{xi} 值最接近 B_x 值的那次测量数据。

[0191] 根据筛选条件,将步骤9中的测试数据重新整理,得到最后需要的计算数据:

筛选后的计算数据			
测试顺序（第X组）	控制单元服务器上设置的值（B _x ）	本组周期内心率泵的实际律动值(A _x)	本组腕戴式设备所测得的心率值（C _x ）
[0192] 1	B1	A1	C1
2	B2	A2	C2
3	B3	A3	C3
4	B4	A4	C4
5	B5	A5	C5

[0193] 11. 根据步骤10整理的计算数据, 计算得出腕戴式设备上心率检测的平均误差值以及离散程度。离散程度最后结果用百分比表示 $\bar{s} = s' \times 100\%$, 即为腕带式终端心率检测的精准度。

[0194] 综上所述, 本发明提出了一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法以及系统, 通过构建模拟人体腕部组织以及模拟腕部血液循环环境, 进而可由腕带式终端测量心率值, 通过与模拟人体腕部组织在模拟腕部血液循环环境的实际律动值的比较, 即可得出被测的腕带式终端心率检测精准度。

[0195] 本发明的方案相较现有的评测手段, 极大地提高了评测的可信度。主要优势有如下几点:

[0196] 1. 全部采取了模拟装置和配件, 能够直观地体现出腕戴式终端设备上心率检测的精准度情况, 排除了人为干扰的重大因素, 统一了所有产品的测量环境, 实现了该项指标的客观评测, 测试结果具有信服力和指导意义。

[0197] 2. 既能满足光电心率传感器器件级的精准度的客观测量, 更是实现了终端级心率检测精准度测量技术的重大突破, 使得基于PPG原理的心率检测精准度能够通过直接对终端级产品的测量体现出来, 整机测量的方式更贴近实际使用情况, 符合用户需要和市场需求。

[0198] 3. 适用于检测机构的测量使用, 也适用于产品的出厂摸底和产品设计质量测试, 数据客观、有参考性。

[0199] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程, 可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成, 所述的程序可存储于一般计算机可读取存储介质中, 该程序在执行时, 可包括如上述各方法的实施例的流程。其中, 所述的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体(Read-Only Memory, ROM)或随机存储记忆体(Random Access Memory, RAM)等。

[0200] 本领域技术人员还可以了解到本发明实施例列出的各种功能是通过硬件还是软件来实现取决于特定的应用和整个系统的设计要求。本领域技术人员可以对于每种特定的应用, 可以使用各种方法实现所述的功能, 但这种实现不应被理解为超出本发明实施例保护的范围。

[0201] 本发明中应用了具体实施例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

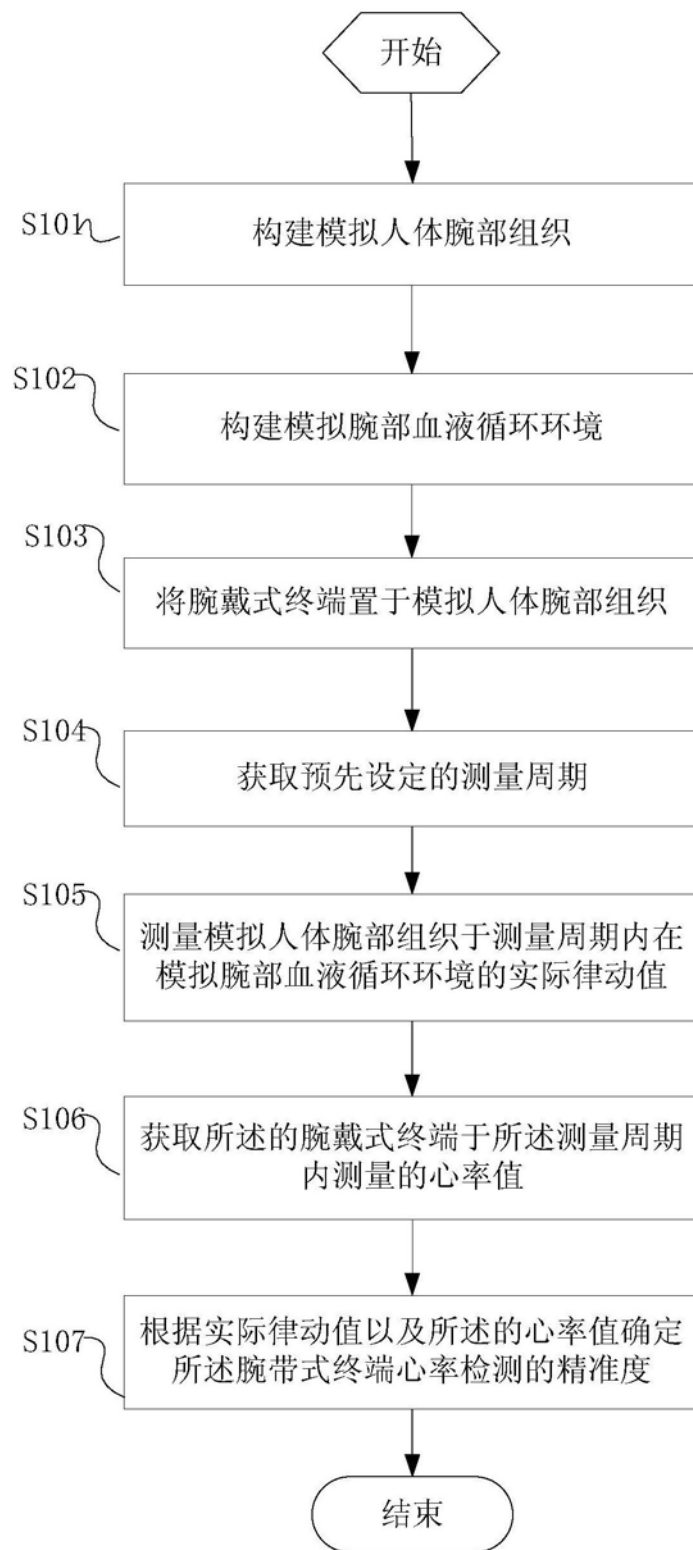


图1

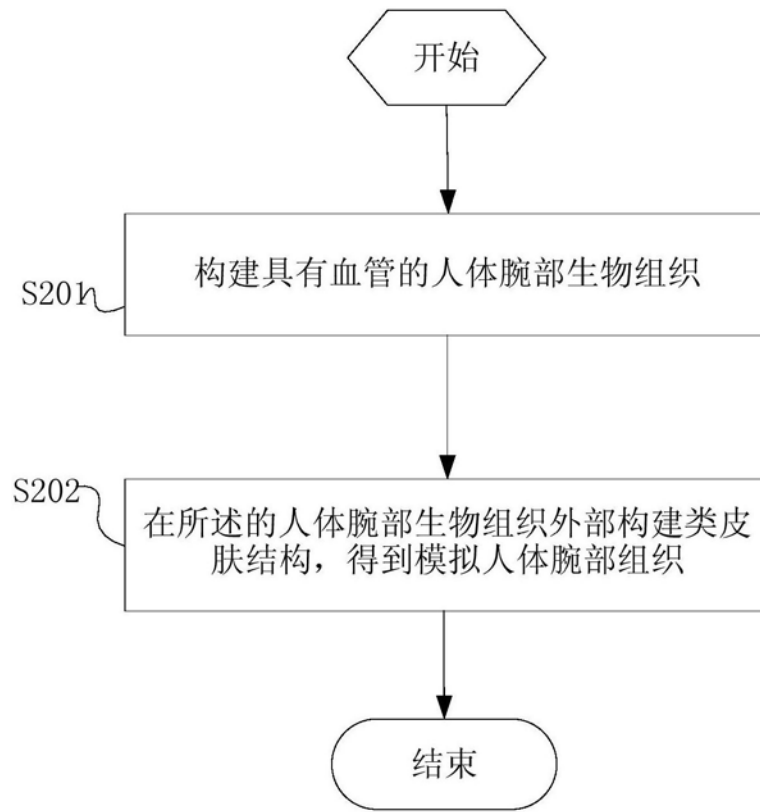


图2

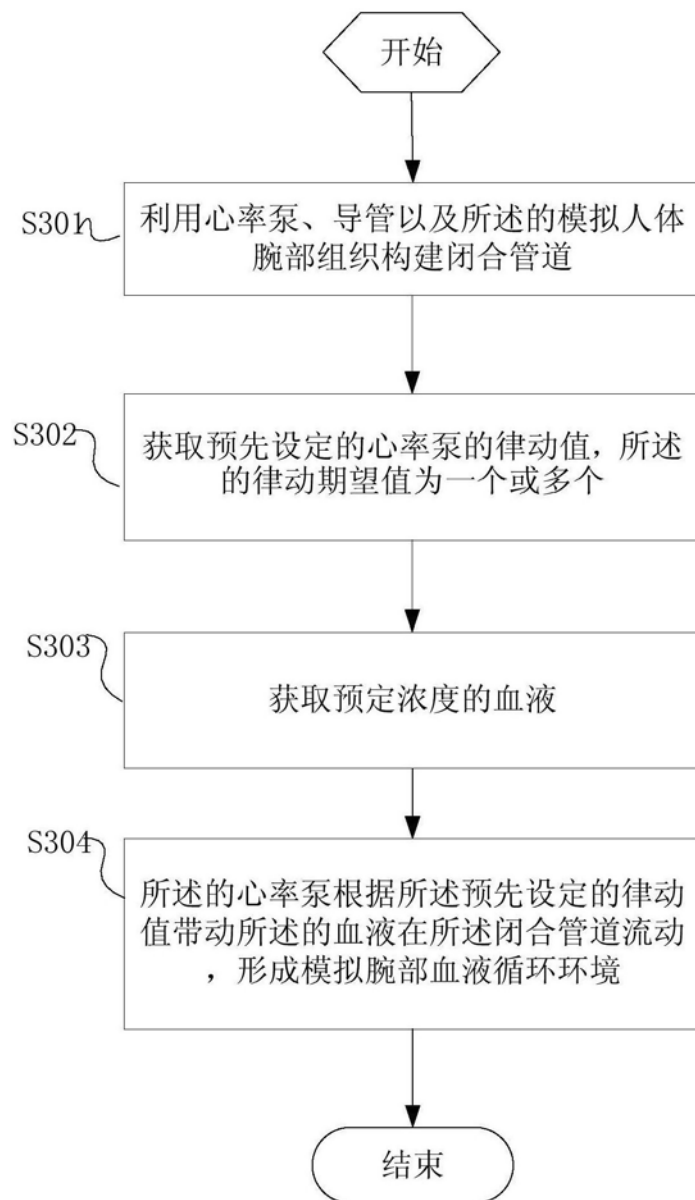


图3

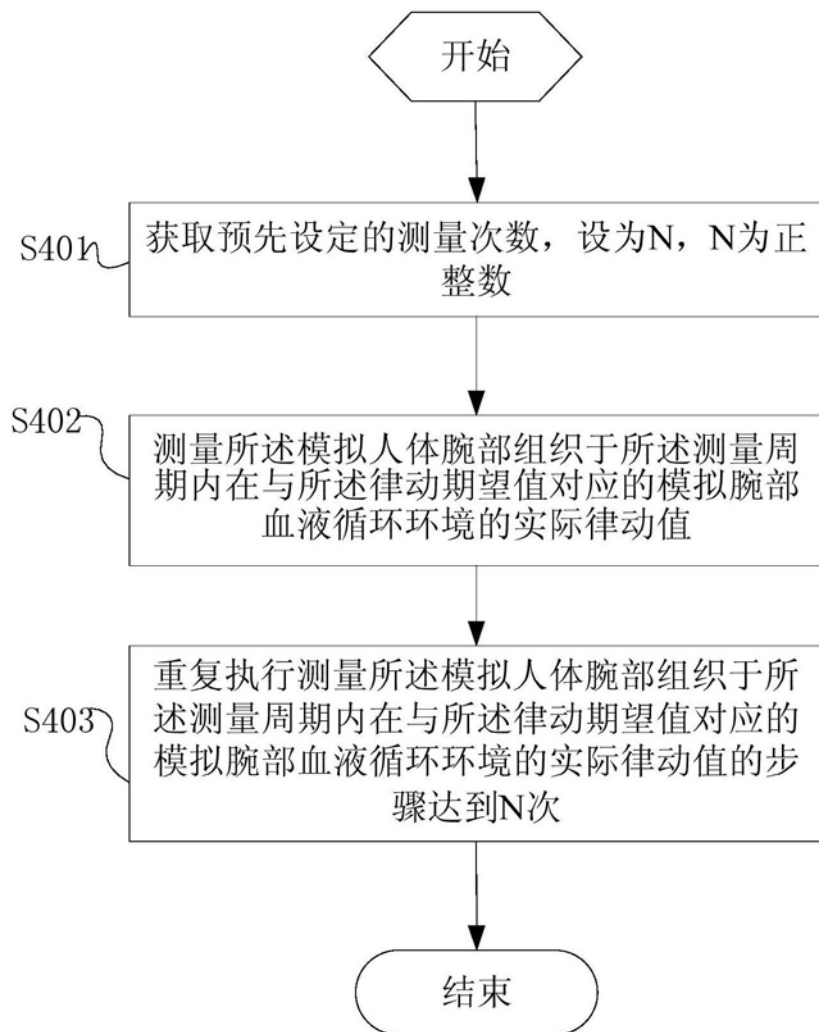


图4

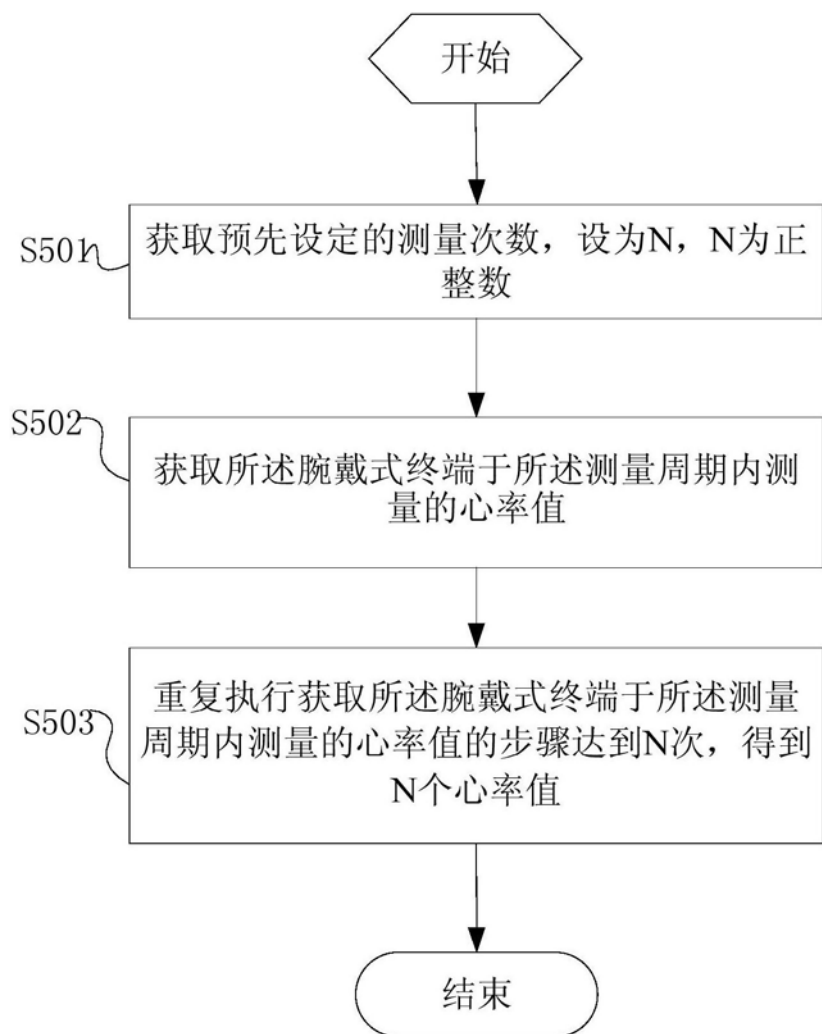


图5

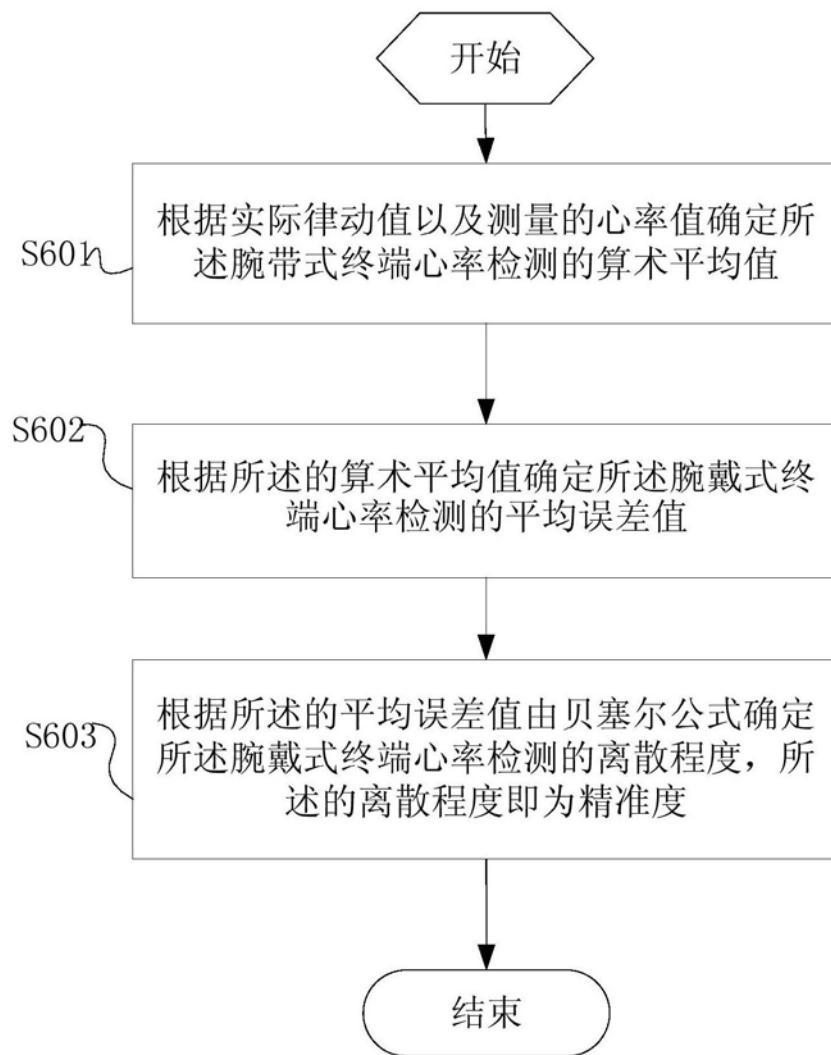


图6

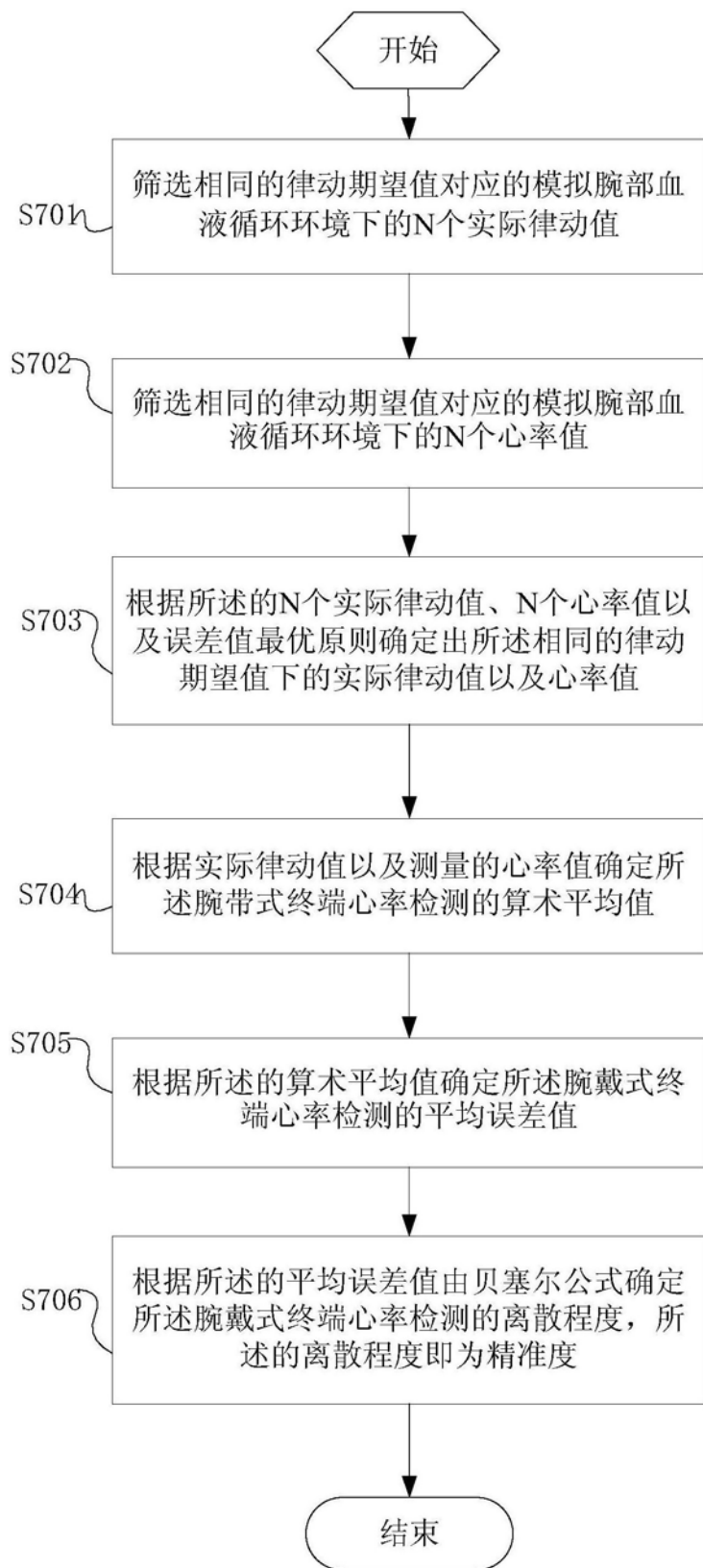


图7

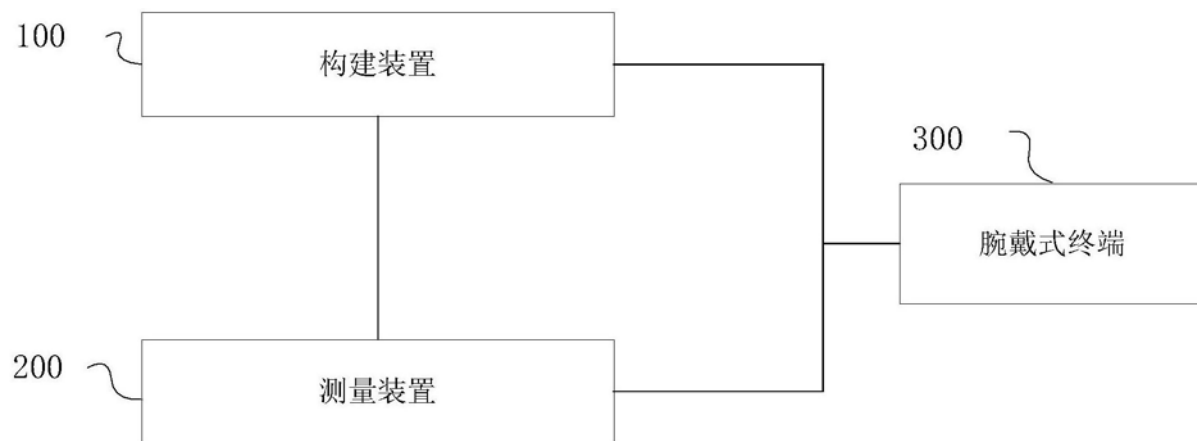


图8

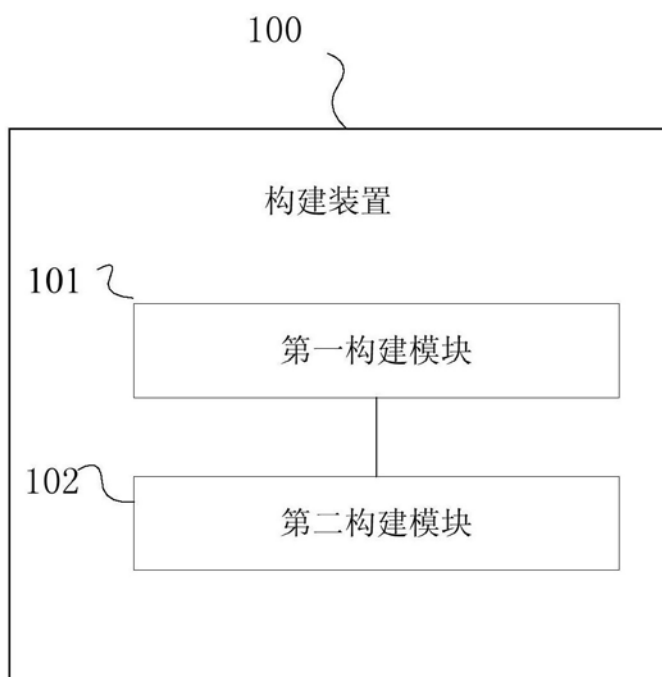


图9

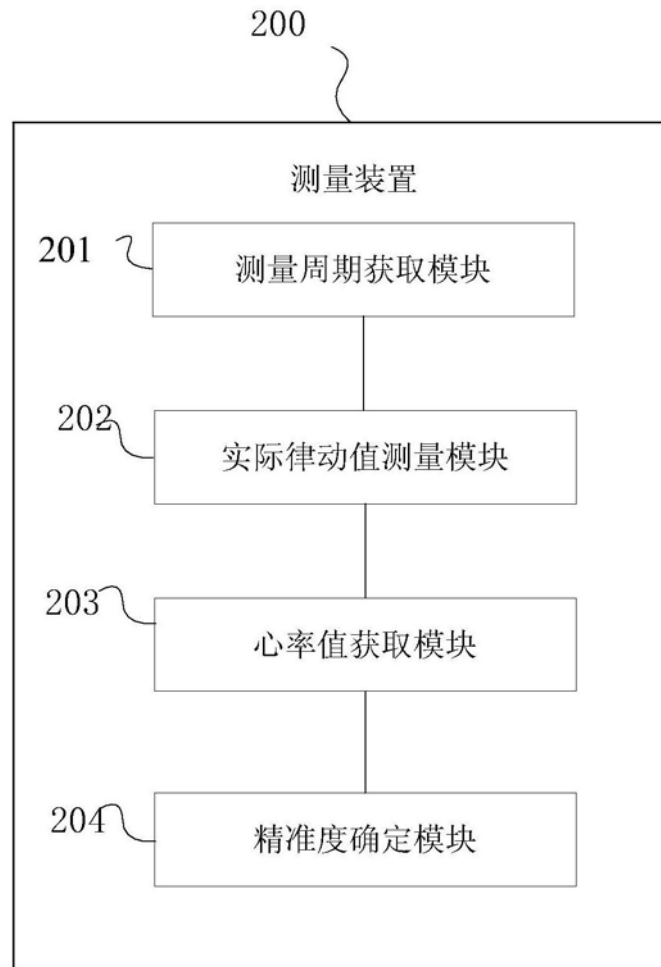


图10

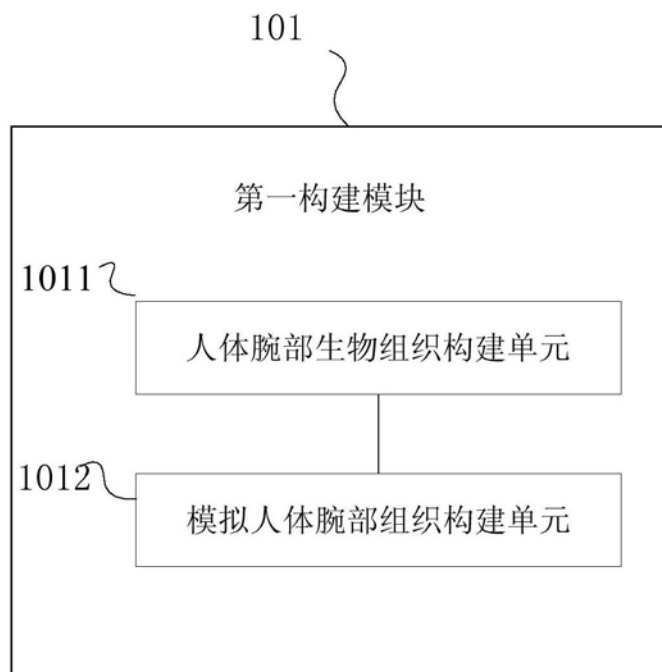


图11

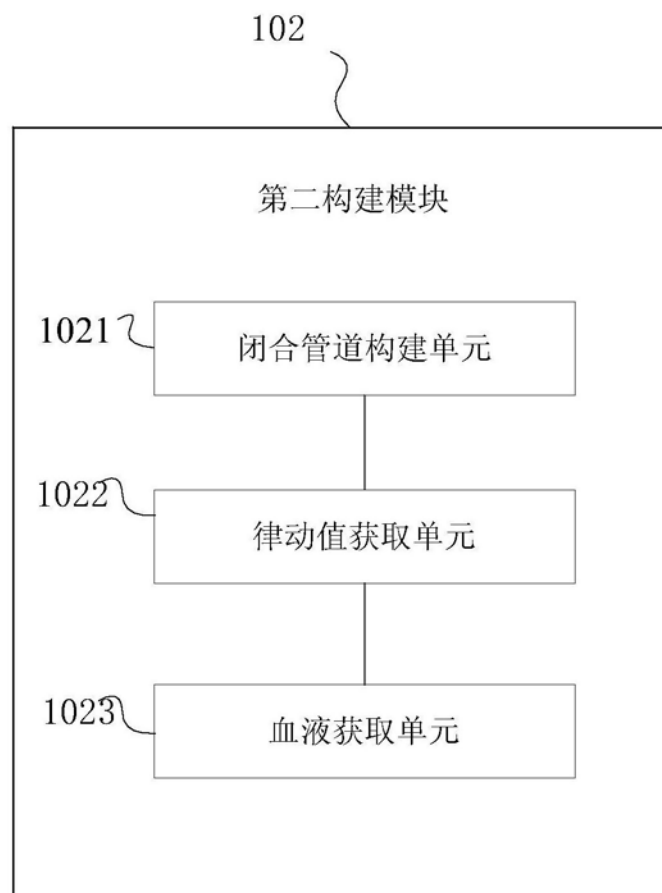


图12

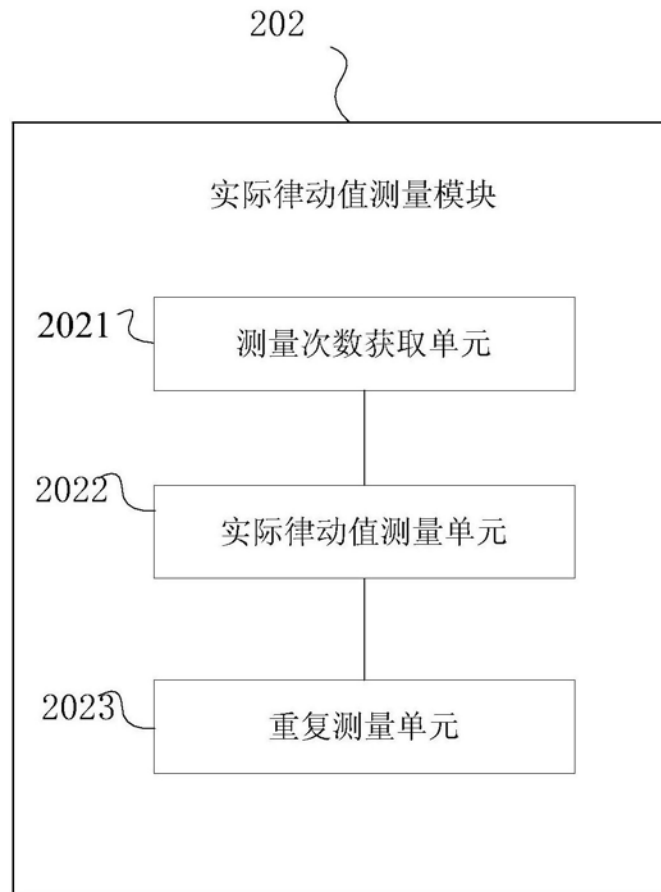


图13

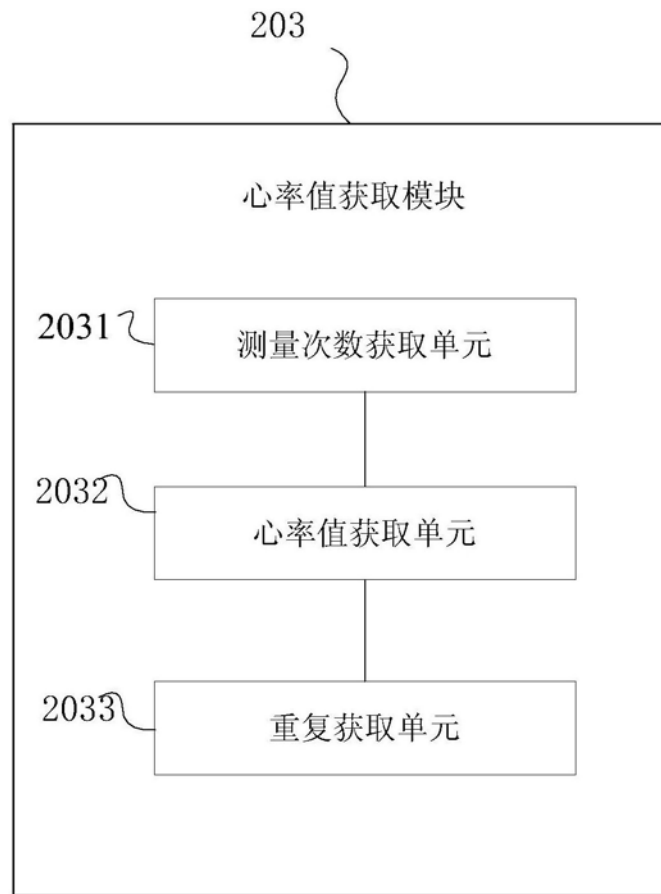


图14

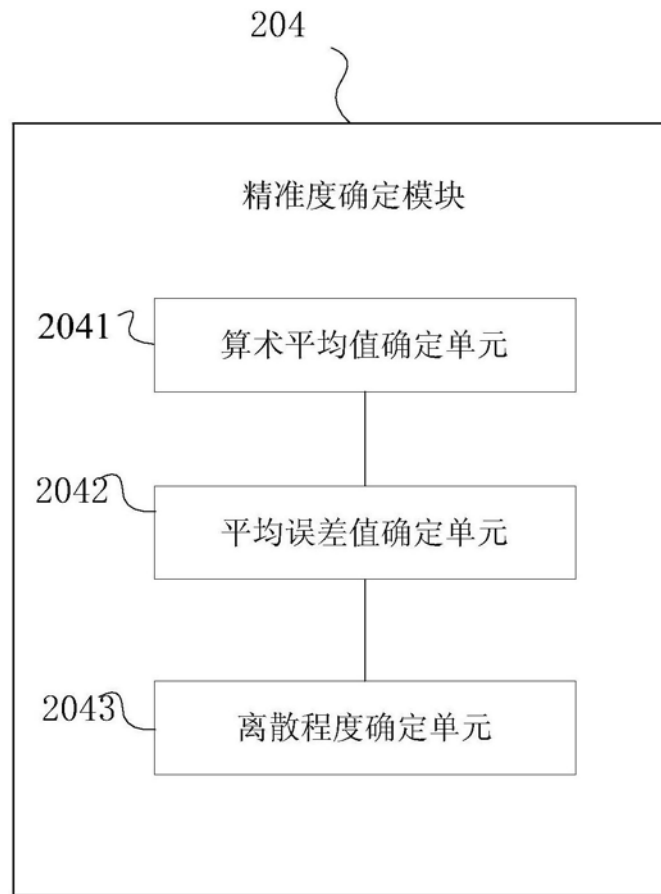


图15

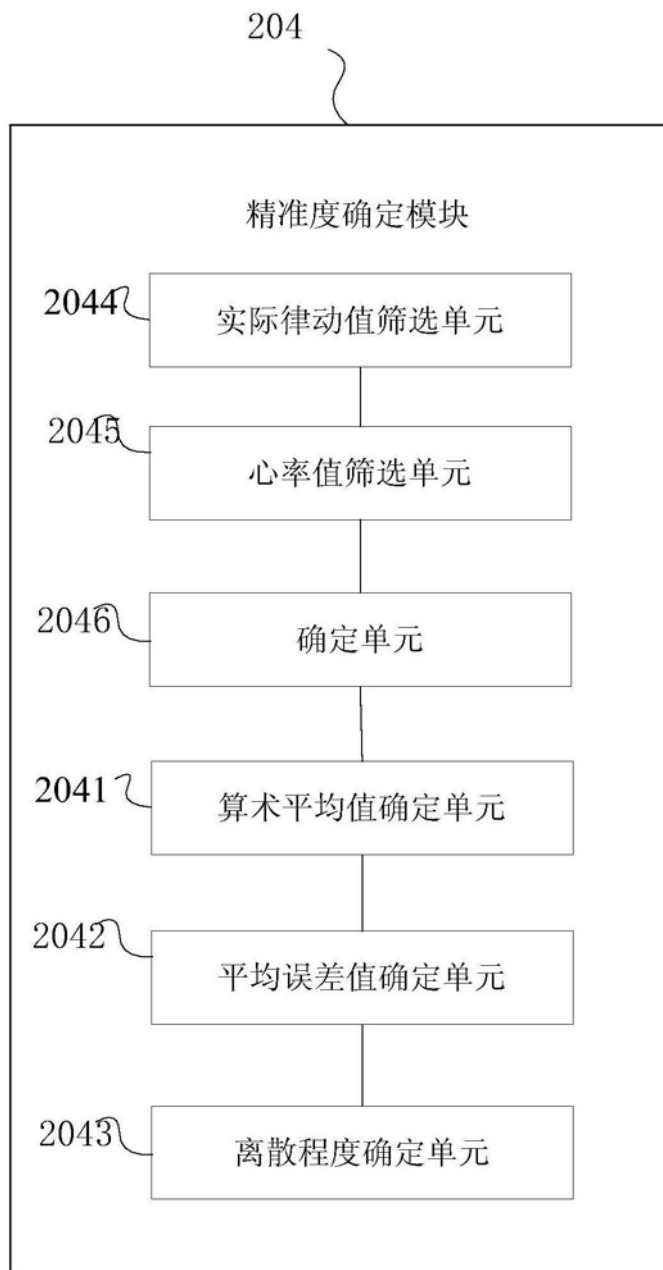


图16

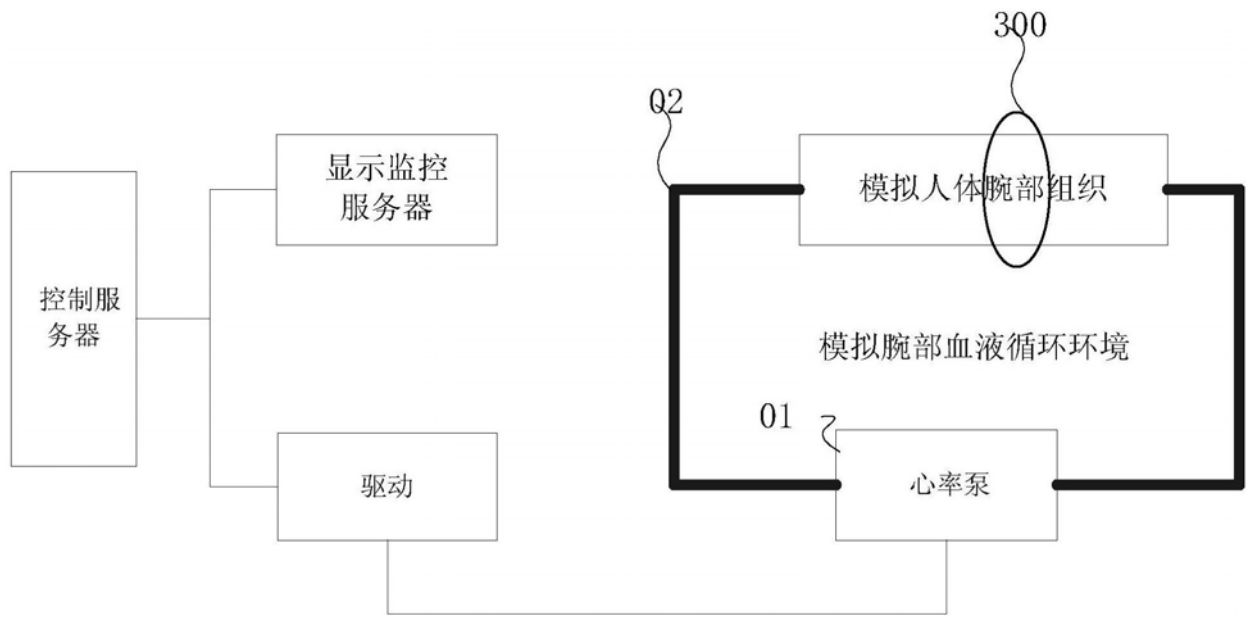


图17

专利名称(译)	一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法以及系统		
公开(公告)号	CN107411702A	公开(公告)日	2017-12-01
申请号	CN201610344154.1	申请日	2016-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	工业和信息化部电信研究院		
申请(专利权)人(译)	工业和信息化部电信研究院		
当前申请(专利权)人(译)	工业和信息化部电信研究院		
[标]发明人	郑海霞 刘晋兴 朱岩 李玮 王征 张翔 马鑫		
发明人	郑海霞 刘晋兴 朱岩 李玮 王征 张翔 马鑫		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/681		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种测试腕戴式终端心率检测精准度的方法以及系统，所述方法包括：构建模拟人体腕部组织；构建模拟腕部血液循环环境；将腕戴式终端置于所述模拟人体腕部组织；测量所述模拟人体腕部组织在所述模拟腕部血液循环环境的实际律动值；获取所述的腕戴式终端测量的心率值；根据所述的实际律动值以及所述的心率值确定所述腕带式终端心率检测的精准度。本发明能够客观测试目前市场上针对腕戴式终端的基于PPG原理的心率检测的精准度，提升了产品质量。

