



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104510459 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 15

(21) 申请号 201410318566. 9

(22) 申请日 2014. 07. 07

(30) 优先权数据

1317730. 8 2013. 10. 08 GB

(71) 申请人 中慧有限公司

地址 中国香港新界沙田香港科学园科技大道西 2 号生物资讯中心 6 楼 609-610 室

(72) 发明人 樊家伦 赵梁 梁颂恒

(74) 专利代理机构 北京北新智诚知识产权代理有限公司 11100

代理人 王宏伟 周家欣

(51) Int. Cl.

A61B 5/024(2006. 01)

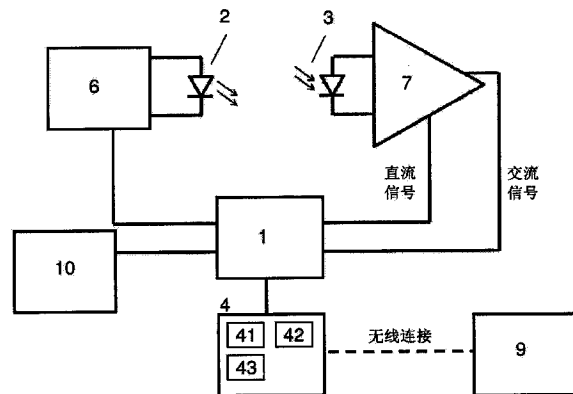
权利要求书3页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

测量脉搏率的装置及方法

(57) 摘要

本发明提供一种脉搏率测量装置,其包括微处理器、光源、光感测单元、输出装置及壳体;微处理器被配置用于确定光感测单元是否与使用者皮肤接触,而如果光感测单元被确定与使用者皮肤接触,微处理器被配置用于调整光源的光强度,直至微处理器成功识别预设数目的连续脉搏,及后再进行脉搏率计算,以取得输出到输出装置的输出脉搏率;本发明亦提供测量脉搏率的方法。



1. 脉搏率测量装置,包括:
 - 微处理器;
 - 用于发射光线到使用者皮肤下的静脉和微细血管的光源,其与微处理器电连接;
 - 用于侦测发射到静脉和微细血管的光线及从静脉和微细血管反射的光线的光感测单元,其与微处理器电连接;
 - 与微处理器电连接的输出装置;
 - 容纳微处理器、光源、光感测单元及输出装置的壳体;其中微处理器被配置用于确定光感测单元是否与使用者皮肤接触,而如果光感测单元被确定与使用者皮肤接触,微处理器被配置用于调整光源的光强度,直至微处理器成功识别预设数目的连续脉搏,及后再进行脉搏率计算,以取得输出到输出装置的输出脉搏率。
2. 如权利要求 1 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,光感测单元输出电压波形的电子信号,其具有代表环境光强度的直流部分,以及代表从静脉和微细血管反射的光线的强度的交流部分。
3. 如权利要求 2 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,微处理器被配置成通过确定从光感测单元输出的电子信号的电压波形的直流部分是否零或低于预设阈值,来确定光感测单元是否与使用者皮肤接触;如果光感测单元输出的电子信号的电压波形的直流部分是零或低于预设阈值,此代表光感测单元没有侦测到环境光线或所侦测到的环境光线非常弱,故光感测单元被确定为与使用者皮肤接触;如果光感测单元输出的电子信号的直流部分的电压波形超出预设阈值,此代表侦测到强烈的环境光线,故光感测单元被确定为没有与使用者皮肤接触。
4. 如权利要求 3 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,光源通过可变电阻器连接到微处理器;光感测单元通过电压放大器连接到微处理器;电压放大器放大并过滤从光感测单元输出的电子信号的电压波形,以被微处理器识别。
5. 如权利要求 4 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,微处理器通过侦测从光感测单元输出并由电压放大器放大及过滤的电子信号的电压波形的上升边缘、峰值及下降边缘来识别脉搏。
6. 如权利要求 5 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,微处理器通过调整可变电阻器的电阻值,调整光源的光强度。
7. 如权利要求 6 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,微处理器通过以下步骤进行脉搏率计算,以取得输出脉搏率,并用于输出到输出装置:
 - (i) 为预设数目的连续脉搏对的每一对取得脉搏率,其中取得每对连续脉搏的脉搏率是通过测量连续脉搏对的第一脉搏的峰值与连续脉搏对的第二脉搏的峰值之间以秒为单位的时间段,并将测量到的时间段除以 60;
 - (ii) 通过计算预设数目的连续脉搏对的脉搏率的平均值,取得输出到输出装置的输出脉搏率。
 - (iii) 如需要,重复 (i) 和 (ii) 预设次数,以更新输出到输出装置的输出脉搏率。
8. 如权利要求 7 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,电压放大器是运算放大器,其包括输入端、第一副运算放大器、第一电容器、第一电阻器、低通滤波器、有源低通滤波器以及输出端;输入端从光感测单元收集电子信号输出的电压波形,并连接到第一副运算放大器;

第一副运算放大器被用作为电压跟随器,其消除因光感测单元的阻抗变化而产生的不必要效果;第一电容器用于阻挡电子信号的电压波形的直流部分;直流部分是对于测量脉搏率不必要的信号;第一电容器通过第一电阻器接地;第一电阻器用于对第一电容器放电,因而在正常操作过程中充电的第一电容器不会对有源低通滤波器产生额外的直流电,且不会在输出端产生误差信号;低通滤波器是由第二电阻器和第二电容器组成,用来抑制从光感测单元产生的不必要高频噪声;有源低通滤波器是由第二副运算放大器、反馈电阻器和反馈电容器组成;有源低通滤波器用于为微处理器放大电压波形,继而抑制不必要的高频噪声;输出端从有源低通滤波器传送电压波形到微处理器。

9. 如权利要求 1 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,光源包括一个或多个光源。

10. 如权利要求 1 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,光源在介乎 400 奈米至 900 奈米之间的波长操作。

11. 如权利要求 1 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,光源和光感测单元被相互分开设置,优选地分开 2 毫米,其中阻光器在光源和光感测单元之间设置,以防止光源的光线直接进入光感测单元。

12. 如权利要求 11 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,阻光器是深色、柔软、弹性的电绝缘体。

13. 如权利要求 1 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,输出装置包括传送由微处理器计算出的脉搏率到外部装置的无线通信模块。

14. 如权利要求 13 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,外部装置为个人电脑或流动装置,其操作流动软件应用程式来分析、显示及存储从无线通信模块传送的脉搏率。

15. 如权利要求 1 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,输出装置包括以音频方式输出输出脉搏率的音频输出单元。

16. 如权利要求 1 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,壳体为眼镜框;输出装置包括微型投射单元,其以图像方式输出输出脉搏率;图像由微型投射单元投射光线于眼镜框的显示区上形成;眼镜框设有两只眼镜脚,其中每只均设有弹性突出物;光源和光感测单元设置在面向使用者皮肤的其中一个弹性突出物上;弹性突出物被用作为夹子,以确保光源和光感测单元与使用者的颞皮肤区紧密接触。

17. 如权利要求 1 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,壳体为可佩戴在身体不同部位上的配件。

18. 如权利要求 17 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,壳体连接到可调节带;可调节带佩戴在身体不同部位上。

19. 如权利要求 1 所述的脉搏率测量装置,其特征在于,壳体还设置移动感测单元,用于测量使用者的移动;移动感测单元的输出被传送到输出装置。

20. 脉搏率测量方法,包括以下步骤:

(i) 从光源发射光线到使用者皮肤下的静脉和微细血管;

(ii) 通过光感测单元侦测发射到静脉和微细血管的光线以及从静脉和微细血管反射的光线;

(iii) 确定光感测单元是否与使用者皮肤接触;

(iv) 如果光感测单元被确定与使用者皮肤接触,调整光源的光强度,直至预设数目的

连续脉搏被成功识别；

(v) 进行脉搏率计算，以取得输出脉搏率。

21. 如权利要求 20 所述的脉搏率测量方法，其特征在于，步骤 (ii) 还包括输出作为电压波形的电子信号，其具有代表环境光强度的直流部分，以及代表通过光感测单元从静脉和微细血管反射的光线的强度的交流部分。

22. 如权利要求 21 所述的脉搏率测量方法，其特征在于，步骤 (iii) 还包括确定从光感测单元输出的电子信号的电压波形的直流部分是否零或低于预设阈值；如果光感测单元输出的电子信号的电压波形的直流电部件是零或低于预设阈值，此代表光感测单元没有侦测到环境光线或只侦测到非常弱的环境光线，故光感测单元被确定为与使用者皮肤接触；如果光感测单元输出的电子信号的电压波形的直流部分超出预设阈值，此代表侦测到强烈环境光线，故光感测单元被确定为没有与使用者皮肤接触。

23. 如权利要求 21 所述的脉搏率测量方法，其特征在于，识别脉搏的步骤包括侦测从光感测单元输出并由电压放大器放大及过滤的电子信号的电压波形的上升边缘、峰值及下降边缘。

24. 如权利要求 21 所述的脉搏率测量方法，其特征在于，步骤 (v) 还包括以下步骤：

(i) 为预设数目的连续脉搏对的每一对取得脉搏率，其中取得每对连续脉搏的脉搏率是通过测量连续脉搏对的第一脉搏的峰值与连续脉搏对的第二脉搏的峰值之间以秒为单位的时间段，并将测量到的时间段除以 60；

(ii) 通过计算预设数目的连续脉搏对的脉搏率的平均值，取得输出到输出装置的输出脉搏率；

(iii) 如需要，重复 (i) 和 (ii) 预设次数，以更新输出到输出装置的输出脉搏率。

测量脉搏率的装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗保健装置,更具体地涉及一种测量脉搏率的装置。本发明还涉及一种测量脉搏率的方法。

背景技术

[0002] 随着人们的健康意识提高,市面上推出了很多用于评估身体状况的装置。这些装置分析相关数据,并提供分析结果。很多这些装置都是供个人使用。例如,这样的装置可以是指夹式,在运动期间佩戴在使用者的手指上,继而连续地监测使用者的身体状况。指夹设有光源,用于把光线发射到使用者指尖,亦设有光感测器,用于感测指尖下的微细血管的血液所反射的光线,以侦测脉搏率。然而,这些装置的可靠性很容易受各种因素如外部光源的干扰所影响。此外,由于这些装置经常被设计用于身体的一个特定部位如颞区、上腕等,所以有时会为使用者带来不便。

发明内容

[0003] 鉴于现有技术的上述缺点,本发明提供一种测量脉搏率的装置和方法,其可在身体不同部位上使用,并提供可靠的测量。本发明通过把光线发射到使用者皮肤下数毫米的静脉和微细血管实现;静脉和微细血管在脉动期间的体积变化导致被反射的光线的光强度亦产生变化;本发明通过测量被反射的光线以及计算光强度的变化,测量使用者的脉搏率。

[0004] 为实现这一点,本发明的脉搏率测量装置包括:

[0005] 微处理器;

[0006] 用于把光线发射到使用者皮肤下的静脉和微细血管的光源,其与微处理器电连接;

[0007] 用于侦测发射到静脉和微细血管的光线及从静脉和微细血管反射的光线的光感测单元,其与微处理器电连接;

[0008] 与微处理器电连接的输出装置;

[0009] 容纳微处理器、光源、光感测单元及输出装置的壳体;

[0010] 其中微处理器被配置用于确定光感测单元是否与使用者皮肤接触,而如果光感测单元被确定与使用者皮肤接触,微处理器被配置用于调整光源的光强度,直至微处理器成功识别预设数目的连续脉搏,及后再进行脉搏率计算,以取得输出到输出装置的输出脉搏率。

[0011] 光感测单元输出电压波形的电子信号,其具有代表环境光强度的直流部分,以及代表从静脉和微细血管反射的光线的强度的交流部分。

[0012] 微处理器被配置成通过确定从光感测单元输出的电子信号的电压波形的直流部分是否零或低于预设阈值,来确定光感测单元是否与使用者皮肤接触;如果光感测单元输出的电子信号的电压波形的直流部分是零或低于预设阈值,此代表光感测单元没有侦测到环境光线或所侦测到的环境光线非常弱,故光感测单元被确定为与使用者皮肤接触;如果

光感测单元输出的电子信号的直流部分的电压波形超出预设阈值,此代表侦测到强烈的环境光线,故光感测单元被确定为没有与使用者皮肤接触。

[0013] 光源通过可变电阻器连接到微处理器;光感测单元通过电压放大器连接到微处理器;电压放大器放大并过滤从光感测单元输出的电子信号的电压波形,以被微处理器识别。

[0014] 微处理器通过侦测从光感测单元输出并由电压放大器放大及过滤的电子信号的电压波形的上升边缘、峰值及下降边缘来识别脉搏。

[0015] 微处理器通过调整可变电阻器的电阻值,调整光源的光强度。

[0016] 微处理器通过以下步骤进行脉搏率计算,取得输出脉搏率,并输出到输出装置:

[0017] (i) 为预设数目的连续脉搏对的每一对取得脉搏率,其中取得每对连续脉搏的脉搏率是通过测量连续脉搏对的第一脉搏的峰值与连续脉搏对的第二脉搏的峰值之间以秒为单位的时间段,并将测量到的时间段除以 60;

[0018] (ii) 通过计算预设数目的连续脉搏对的脉搏率的平均值,取得输出到输出装置的输出脉搏率;

[0019] (iii) 如需要,重复 (i) 和 (ii) 预设次数,以更新输出到输出装置的输出脉搏率。

[0020] 在一实施例,电压放大器是运算放大器,其包括输入端、第一副运算放大器、第一电容器、第一电阻器、低通滤波器、有源低通滤波器以及输出端。输入端收集从光感测单元输出的电子信号的电压波形,并连接到第一副运算放大器。第一副运算放大器被用作为电压跟随器,其消除因光感测单元的阻抗变化而产生的不必要影响。第一电容器用于阻挡电子信号的电压波形的直流部分;直流部分对于测量脉搏率不必要的信号。第一电容器通过第一电阻器接地。第一电阻器用于对第一电容器放电,使在正常操作过程中充电的第一电容器不会对有源低通滤波器产生额外的直流电,且不会在输出端产生误差信号。低通滤波器是由第二电阻器和第二电容器组成,用来抑制从光感测单元产生的不必要高频噪声。有源低通滤波器是由第二副运算放大器、反馈电阻器和反馈电容器组成;有源低通滤波器用于为微处理器放大电压波形,继而抑制不必要的高频噪声。输出端从有源低通滤波器传送电压波形到微处理器。

[0021] 光源可包括一个或多个光源。

[0022] 光源在介乎 400 奈米至 900 奈米之间的波长操作。波长介乎 400 奈米至 900 奈米之间的光线可穿透至使用者的皮肤表面下数毫米,这范围包括具有大量静脉和微细血管的真皮层和表皮层。静脉和微细血管的体积相应脉搏产生变化,而静脉和微细血管反射的光线量(波长介乎 400 奈米至 900 奈米之间)根据静脉和微细血管的体积变化而变化。因此,可通过测量被反射的光线的光强度变化测量脉搏率。

[0023] 光源和光感测单元被相互分开设置,优选地分开 2 毫米,其中阻光器在光源和光感测单元之间设置,以防止光源的光线直接进入光感测单元,确保光感测单元感测的光线是来自皮肤的反射,从而改善脉搏率测量的准确性。

[0024] 阻光器是深色、柔软、弹性的电绝缘体;它可以由例如是乙烯-醋酸乙烯酯共聚物(EVA)或环氧树脂的物料制成。深色防止光源的光线直接进入光感测单元,确保光感测单元感测到的光线是来自皮肤的反射,从而改善脉搏率测量的准确性。柔软、弹性的质料确保光源和光感测单元适当地相互隔离,且适当地屏蔽光源和光感测单元,免受灰尘和湿气影响。电绝缘特性保护光源和光感测单元,免受短路影响。

- [0025] 光感测单元可以为光电二极管或光电晶体管。
- [0026] 输出装置包括传送由微处理器计算出的脉搏率到外部装置的无线通信模块。
- [0027] 外部装置为个人电脑或流动装置,其操作流动软件应用程序来分析、显示及存储从无线通信模块传送的脉搏率。
- [0028] 输出装置包括以音频方式输出输出脉搏率的音频输出单元。
- [0029] 壳体为眼镜框;输出装置包括微型投射单元,其以图像方式输出输出脉搏率;图像由微型投射单元投射光线于眼镜框的显示区上形成;眼镜框设有两只眼镜脚,其中每只均设有弹性突出物;光源和光感测单元设置在面向使用者皮肤的其中一个弹性突出物上;弹性突出物被用作为夹子,以确保光源和光感测单元与使用者的颞皮肤区紧密接触。
- [0030] 壳体为可佩戴在身体不同部位上的配件;配件可连接到可调节带,而可调节带可佩戴在身体不同部位上,其包括小腿、手腕、上臂、胸部、下肢等。
- [0031] 壳体还设置移动感测单元,用于测量使用者的移动;移动感测单元的输出被传送到输出装置。
- [0032] 本发明还提供测量脉搏率的方法,其包括以下步骤:
- [0033] (i) 从光源发射光线到使用者皮肤下的静脉和微细血管;
- [0034] (ii) 通过光感测单元侦测发射到静脉和微细血管的光线以及从静脉和微细血管反射的光线;
- [0035] (iii) 确定光感测单元是否与使用者皮肤接触;
- [0036] (iv) 如果光感测单元被确定与使用者皮肤接触,调整光源的光强度,直至预设数目的连续脉搏被成功识别;
- [0037] (v) 进行脉搏率计算,以取得输出脉搏率。
- [0038] 步骤(ii)还包括输出电压波形的电子信号,其具有代表环境光强度的直流部分,以及代表通过光感测单元从静脉和微细血管反射的光线的强度的交流部分。
- [0039] 步骤(iii)还包括确定从光感测单元输出的电子信号的电压波形的直流部分是否零或低于预设阈值;如果光感测单元输出的电子信号的电压波形的直流电部件是零或低于预设阈值,此代表光感测单元没有侦测到环境光线或只侦测到非常弱的环境光线,故光感测单元被确定为与使用者皮肤接触;如果光感测单元输出的电子信号的电压波形的直流部分超出预设阈值,此代表侦测到强烈环境光线,故光感测单元被确定为没有与使用者皮肤接触。
- [0040] 识别脉搏的步骤包括侦测从光感测单元输出并由电压放大器放大及过滤的电子信号的电压波形的上升边缘、峰值及下降边缘。
- [0041] 步骤(v)还包括以下步骤:
- [0042] (i) 为预设数目的连续脉搏对的每一对取得脉搏率,其中取得每对连续脉搏的脉搏率是通过测量连续脉搏对的第一脉搏的峰值与连续脉搏对的第二脉搏的峰值之间以秒为单位的时间段,并将测量到的时间段除以60;
- [0043] (ii) 通过计算预设数目的连续脉搏对的脉搏率的平均值,取得输出到输出装置的输出脉搏率;
- [0044] (iii) 如需要,重复(i)和(ii)预设次数,以更新输出到输出装置的输出脉搏率。

附图说明

- [0045] 图 1 是本发明的第一实施例的立体图。
- [0046] 图 2 是示出第一实施例的光源、光感测单元、阻光器结构的图。
- [0047] 图 3 是第一实施例的方框图。
- [0048] 图 4 是第一实施例的电压放大器的电路图。
- [0049] 图 5 是示出由第一实施例的光感测单元输出的电子信号的电压波形的曲线图。
- [0050] 图 6a 至 6c 是其他实施例的壳体的立体图。

具体实施方式

[0051] 下文将参照数个实施例和附图详细描述本发明。然而,本发明不应受下文的详细描述所限。

[0052] 如图 1 至 5 所示,本发明的第一实施例的脉搏率测量装置包括微处理器 1、光源 2、光感测单元 3、输出装置 4、以及容纳微处理器 1、光源 2、光感测单元 3 及输出装置 4 的壳体 5。

[0053] 本实施例的壳体 5 为眼镜框。眼镜框设有两只眼镜脚,其中每只均设有弹性突出物 51;光源 2 和光感测单元 3 设置在面向使用者皮肤的其中一个弹性突出物 51 上;弹性突出物 51 被用作为夹子,以确保光源 2 和光感测单元 3 与使用者的颞皮肤区紧密接触。输出装置 4 与微处理器 1 电连接,并进一步包括无线通信模块 41、音频输出单元 42 以及微型投射单元 43。无线通信模块 41 传送由微处理器 1 计算出的输出脉搏率到外部装置 9;外部装置 9 可以为个人电脑或流动装置,其操作流动软件应用程序来分析、显示及存储从无线通信模块 41 传送的输出脉搏率。音频输出单元 42 以音频方式输出输出脉搏率。微型投射单元 43 以图像方式输出输出脉搏率;图像由微型投射单元投射光线于眼镜框的显示区上形成。

[0054] 光源 2 用于发射光线到使用者皮肤下的静脉和微细血管。在本实施例,光源 2 通过可变电阻器 6 连接到微处理器 1。本实施例的光源 2 包括两个在波长介乎 400 奈米至 900 奈米之间操作的 LED。光源 2 和光感测单元 3 被相互分开设置,优选地分开 2 毫米,其中阻光器 8 在光源 2 和光感测单元 3 之间设置,以防止光源 2 的光线直接进入光感测单元 3,确保光感测单元 3 感测的光线是来自皮肤的反射,从而改善脉搏率测量的准确性。阻光器 8 是环氧树脂制成,其是深色、柔软、弹性的电绝缘体。深色防止光源 2 的光线直接进入光感测单元 3,确保光感测单元 3 感测的光线是来自皮肤的反射,从而改善脉搏率测量的准确性。柔软、弹性的质料确保光源 2 和光感测单元 3 适当地相互分隔,且适当地屏蔽光源 2 和光感测单元 3,免受灰尘和湿气影响。电绝缘特性保护光源 2 和光感测单元 3,免受短路影响。

[0055] 本实施例的光感测单元 3 可以为光电二极管或光电晶体管,用于侦测发射到静脉和微细血管的光线及从静脉和微细血管反射的光线。在本实施例,如图 5 所示,光感测单元 3 输出电压波形的电子信号,其具有代表环境光强度的直流部分,以及代表从静脉和微细血管反射的光线的强度的交流部分;光感测单元 3 通过电压放大器 7 连接到微处理器 1;电压放大器 7 放大并过滤从光感测单元 3 输出的电子信号的电压波形,用于被微处理器 1 识别。在本实施例,电压放大器 7 是运算放大器,其包括输入端 71、第一副运算放大器 72、第一电容器 73、第一电阻器 74、低通滤波器 75、有源低通滤波器 76 以及输出端 77。输入端 71 收

集从光感测单元 3 输出的电子信号的电压波形,并连接到第一副运算放大器 72。第一副运算放大器 72 被用作为电压跟随器,其消除因光感测单元 3 的阻抗变化而产生的不必要效果。第一电容器 73 用于阻挡电子信号的电压波形的直流部分,亦即是对于测量脉搏率不必要的信号。第一电容器 73 通过第一电阻器 74 接地。第一电阻器 74 用于对第一电容器 73 放电,使在正常操作过程中充电的第一电容器 73 不会对有源低通滤波器 76 产生额外直流电,且不会在输出端 77 产生误差信号。低通滤波器 75 是由第二电阻器 751 和第二电容器 752 组成,用来抑制从光感测单元 3 产生的不必要高频噪声。有源低通滤波器 76 是由第二副运算放大器 761、反馈电阻器 762 和反馈电容器 763 组成;有源低通滤波器 76 用于为微处理器 1 放大电压波形,并进一步抑制不必要的高频噪声。输出端 77 从有源低通滤波器 76 传送电压波形到微处理器 1。

[0056] 微处理器 1 被配置用于确定光感测单元 3 是否与使用者皮肤接触,而如果光感测单元 3 被确定与使用者皮肤接触,微处理器 1 将被配置用于调整光源 2 的光强度,直到微处理器 1 成功识别预设数目的连续脉搏,然后再进行脉搏率计算,以取得输出到输出装置 4 的输出脉搏率。在本实施例,连续脉搏的预设数目为两个。

[0057] 更具体地,微处理器 1 被配置成通过确定从光感测单元 3 输出的电子信号的电压波形的直流部分是否零或低于预设阈值,来确定光感测单元 3 是否与使用者皮肤接触;如果光感测单元 3 输出的电子信号的电压波形的直流电部件是零或低于预设阈值,此代表光感测单元 3 没有感测到环境光线或只侦测到非常弱的环境光线,故光感测单元 3 被确定为与使用者皮肤接触;如果光感测单元 3 输出的电子信号的直流部分的电压波形超出预设阈值,此代表侦测到强烈的环境光线,故光感测单元 3 被确定为没有与使用者皮肤接触。如果光感测单元 3 被确定与使用者皮肤接触,微处理器 1 可以进一步识别两个连续脉搏,其中通过侦测从光感测单元 3 输出并由电压放大器 7 放大及过滤的电子信号的电压波形的上升边缘、峰值及下降边缘来识别脉搏。如果微处理器 1 未能识别两个连续脉搏,微处理器 1 通过调整可变电阻器 6 的电阻值来调整光源 2 的光强度,直至两个连续脉搏被成功识别。微处理器 1 然后通过以下步骤进行脉搏率计算:(i) 为预设数目(本实施例为两对)的连续脉搏对的每一对取得脉搏率,其中取得每对连续脉搏的脉搏率是通过测量连续脉搏对的第一脉搏的峰值与连续脉搏对的第二脉搏的峰值之间以秒为单位的时间段,并将测量到的时间段除以 60;(ii) 通过计算预设数目的连续脉搏对的脉搏率的平均值,取得用于输出到输出装置的输出脉搏率;(iii) 如需要,重复(i)和(ii)预设次数(本实施例为十次),以更新输出到输出装置的输出脉搏率。

[0058] 在本实施例,壳体 5 还设置移动感测单元 10,用于测量使用者的移动;移动感测单元 10 的输出被传送到输出装置 4。

[0059] 图 6a 至 6c 示出本发明的其他实施例,其中壳体 5 为可分别佩戴在一个人小腿、手腕、上臂等位置的配件。

[0060] 上述实施例为本发明较优选的实施例,但上述实施例不用于限制本发明的描述。任何不偏离本发明的精神所作出的实质或基本改变、修饰、替代、组合及简化,均应为等效的替代,并包含在本发明的保护范围之内。

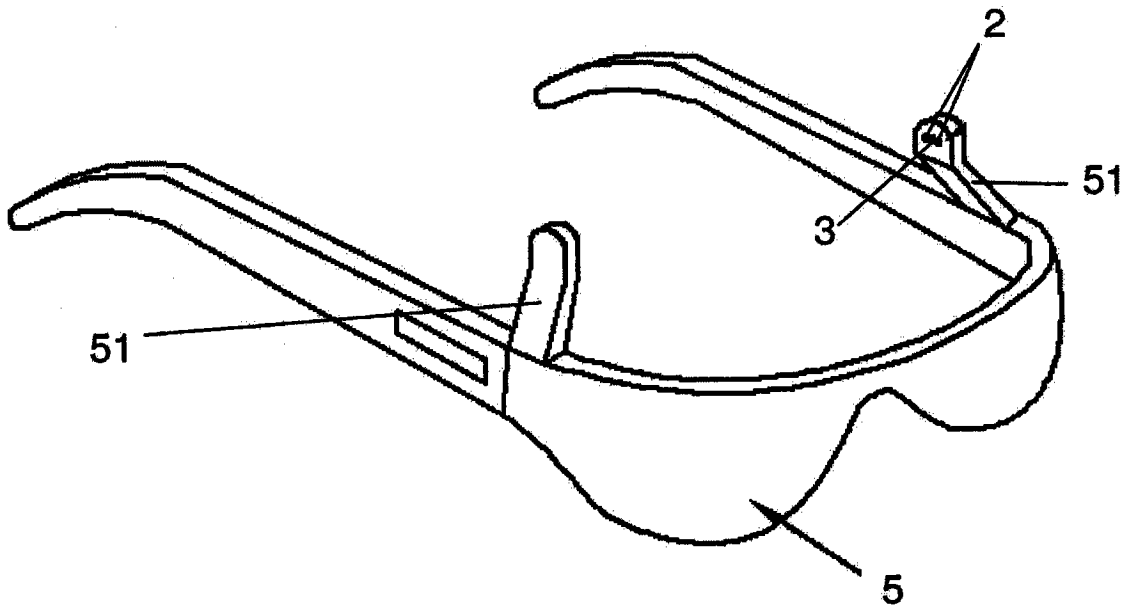


图 1

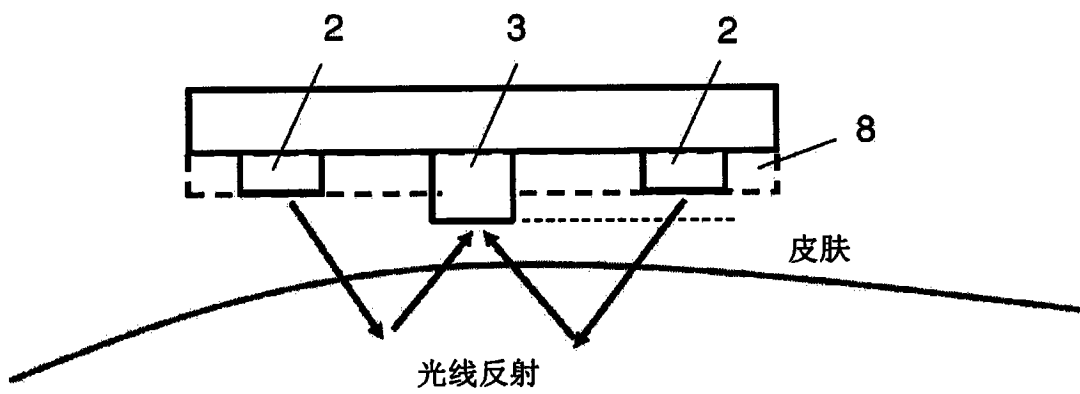


图 2

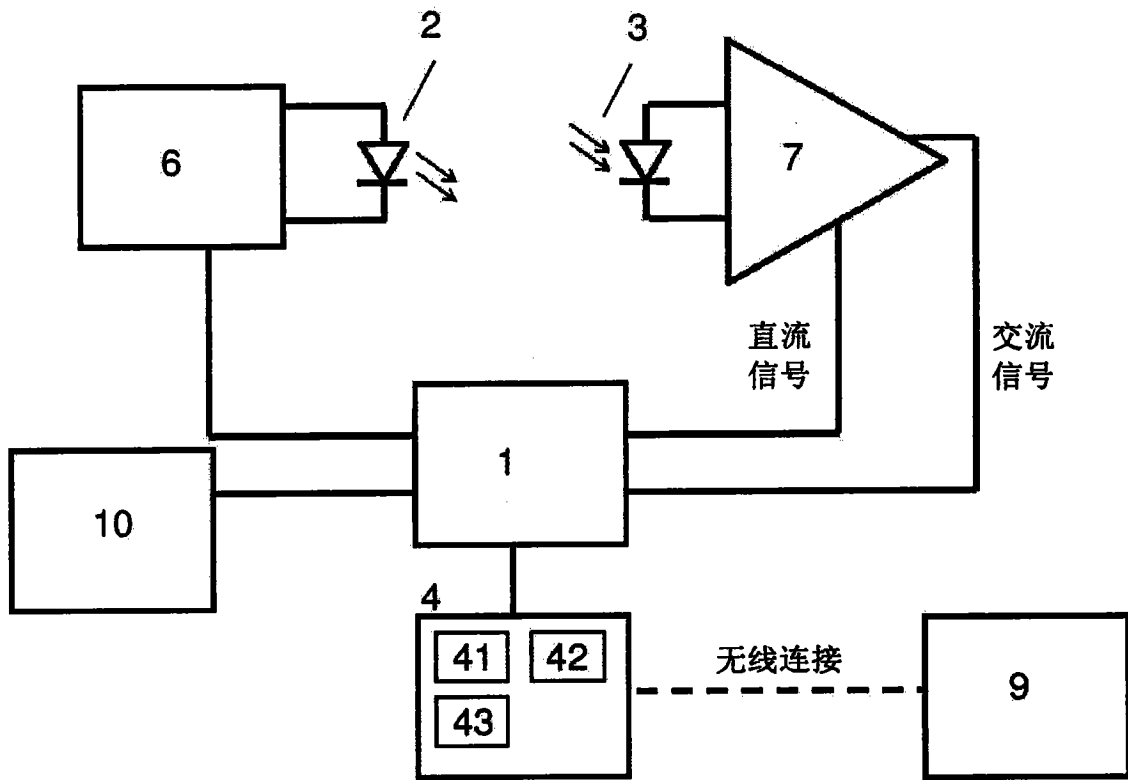


图 3

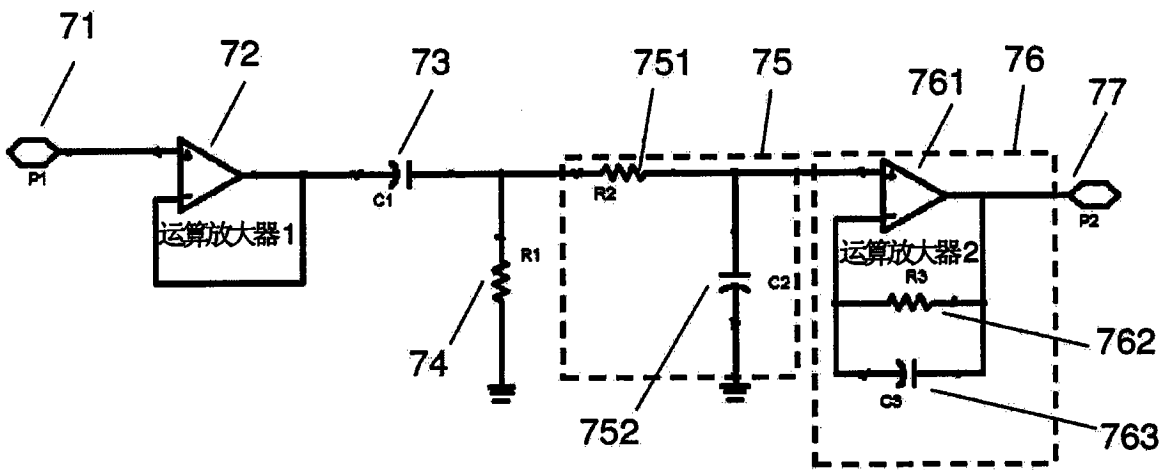


图 4

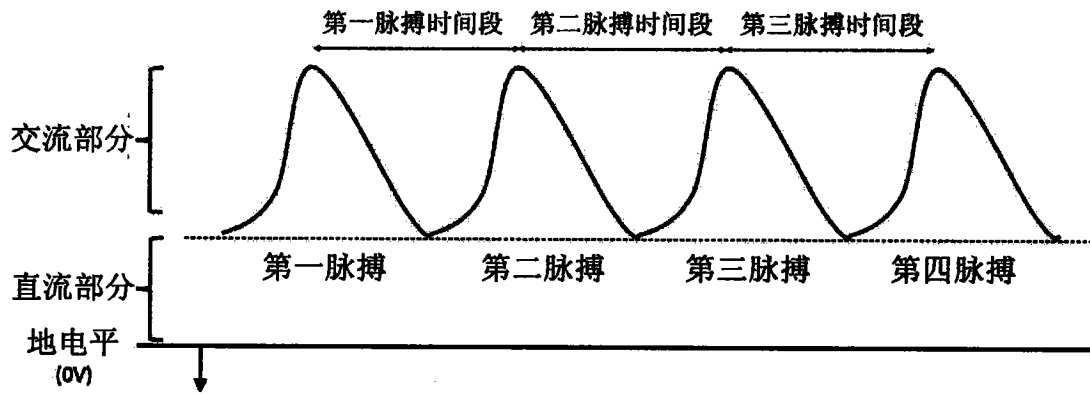


图 5

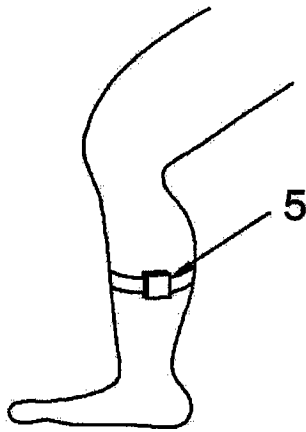


图 6a



图 6b

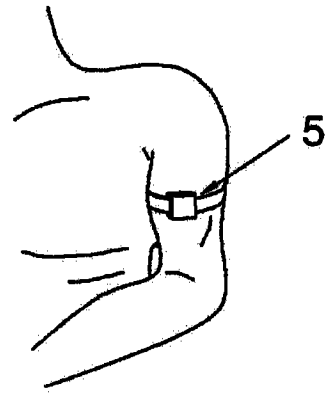


图 6c