



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109875526 A

(43)申请公布日 2019.06.14

(21)申请号 201811629004.0

(22)申请日 2018.12.28

(71)申请人 北京津发科技股份有限公司

地址 100085 北京市海淀区清河安宁庄东
路18号

(72)发明人 赵起超 李召 杨苒

(74)专利代理机构 北京金咨知识产权代理有限
公司 11612

代理人 宋教花

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

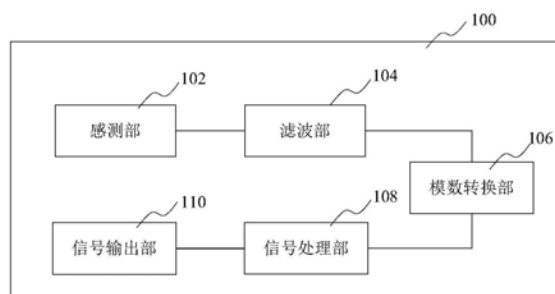
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

一种基于压力与反射式综合测量脉搏装置

(57)摘要

本发明提供一种基于压力与反射式综合测量脉搏装置,其包括感测部,其包括:光电传感器,其用于感测被测体的脉搏以生成脉搏感测信号;以及多个压力传感器,其布置在光电传感器周围并且用于感测被测体的表面压力以生成压力感测信号;滤波部,其用于对脉搏感测信号和压力感测信号进行滤波;模数转换部,其用于将滤波后的脉搏感测信号转换为数字脉搏感测信号和将滤波后的压力感测信号转换为数字压力感测信号;以及信号处理部,其用于基于数字压力感测信号,对数字脉搏感测信号进行处理,以得到脉搏信号。根据本发明的测量脉搏装置即使在运动状态下也可以准确测量脉搏信号。



1. 一种基于压力与反射式综合测量脉搏装置,其特征在于,该测量脉搏装置包括:
感测部,其包括:光电传感器,其用于感测被测体的脉搏以生成脉搏感测信号;以及多个压力传感器,其布置在所述光电传感器周围并且用于感测所述被测体的表面压力以生成压力感测信号;
滤波部,其用于对所述脉搏感测信号和所述压力感测信号进行滤波;
模数转换部,其用于将滤波后的所述脉搏感测信号转换为数字脉搏感测信号和将滤波后的所述压力感测信号转换为数字压力感测信号;以及
信号处理部,其用于基于所述数字压力感测信号,对所述数字脉搏感测信号进行处理,以得到脉搏信号。
2. 根据权利要求1所述的测量脉搏装置,
其中,所述感测部包括基板以及位于所述基板面对所述被测体一侧的中央、用于支撑所述光电传感器的第一基座,该第一基座具有第一预定高度,
其中,所述光电传感器为附接在所述第一基座上的反射式光电传感器,该反射式光电传感器包括向所述被测体发射光的发射器和接收从所述被测体反射的光的反射器,
其中,所述反射式光电传感器的感测面为向所述被测体突出的弧形,并且所述发射器向所述被测体发射光的发射窗和所述接收器接收从所述被测体反射的光的接收窗位于所述感测面。
3. 根据权利要求2所述的测量脉搏装置,
其中,所述感测部还包括位于所述基板面对所述被测体一侧、用于支撑所述压力传感器的第二基座,该第二基座具有小于所述第一预定高度的第二预定高度,
其中,所述压力传感器为应变片型压力传感器并附接在所述第二基座上。
4. 根据权利要求3所述的测量脉搏装置,其中,所述第二预定高度为0.5mm。
5. 根据权利要求1所述的测量脉搏装置,其中,所述多个压力传感器均匀分布在所述光电传感器的周围,并且所述压力传感器的中心距所述光电传感器的中心距离在8mm至4cm之间。
6. 根据权利要求1所述的测量脉搏装置,其中,所述压力传感器的数量为4个。
7. 根据权利要求1所述的测量脉搏装置,其中,所述滤波部包括高通滤波器,其用于对所述脉搏感测信号进行高通滤波。
8. 根据权利要求6所述的测量脉搏装置,其中,所述高通滤波器的截止频率在0.1Hz到0.25Hz之间。
9. 根据权利要求7所述的测量脉搏装置,其中,所述高通滤波器的截止频率在0.15Hz到0.2Hz之间。
10. 根据权利要求1至9中任意一项所述的测量脉搏装置,该测量脉搏装置还包括信号输出部,其用于向外部输出所测得的脉搏信号。

一种基于压力与反射式综合测量脉搏装置

技术领域

[0001] 本发明涉及生理信号测量技术,特别涉及一种基于压力与反射式综合测量脉搏装置。

背景技术

[0002] 目前大量测量心率的传感器的已经投入实际应用中,但是大部分的传感器基本都是测量一个心率值,并没有给出实时波形的预览。这样就会有一个问题,就是会丢失某一时刻的心率值。同时只是心率的值也很难去研究一个对象(被试)的属性。尤其是在被测者运动时,心率信号或者呈现的心率波形不稳定,软件对其不能做有效的R波检测,所以会造成心率不准的情况和心率滞后的情况。例如,在医院中进行心电图检查时,被测者需要躺在床上保持静止状态才能准确测量被测者的心电图。

[0003] 因此,需要一种能够在运动状态下也能测量脉搏信号的测量脉搏装置。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一种测量脉搏装置,以克服现有技术中的一个或多个缺陷。

[0005] 根据本发明的一个方面,提供一种测量脉搏装置。该测量脉搏装置包括:感测部,其包括:光电传感器,其用于感测被测体的脉搏以生成脉搏感测信号;以及多个压力传感器,其布置在光电传感器周围并且用于感测被测体的表面压力以生成压力感测信号;滤波部,其用于对脉搏感测信号和压力感测信号进行滤波;模数转换部,其用于将滤波后的脉搏感测信号转换为数字脉搏感测信号和将滤波后的压力感测信号转换为数字压力感测信号;以及信号处理部,其用于基于数字压力感测信号,对数字脉搏感测信号进行处理,以得到脉搏信号。

[0006] 在一些实施例中,感测部可以包括基板以及位于基板面对被测体一侧的中央、用于支撑光电传感器的第一基座,该第一基座具有第一预定高度。光电传感器为附接在第一基座上的反射式光电传感器,该反射式光电传感器包括向被测体发射光的发射器和接收从被测体反射的光的反射器。反射式光电传感器的感测面为向被测体突出的弧形,并且发射器向被测体发射光的发射窗和接收器接收从被测体反射的光的接收窗位于感测面。

[0007] 在一些实施例中,感测部还可以包括位于基板面对被测体一侧、用于支撑压力传感器的第二基座,该第二基座具有小于第一预定高度的第二预定高度。压力传感器为应变片型压力传感器并附接在第二基座上。

[0008] 在一些实施例中,第二预定高度为0.5mm。

[0009] 在一些实施例中,多个压力传感器均匀分布在光电传感器的周围,并且压力传感器的中心距光电传感器的中心距离在8mm至4cm之间。

[0010] 在一些实施例中,压力传感器的数量为4个。

[0011] 在一些实施例中,,滤波部包括高通滤波器,其用于对脉搏感测信号进行高通滤

波。

[0012] 在一些实施例中,高通滤波器的截止频率在0.1Hz到0.25Hz之间。

[0013] 在一些实施例中,高通滤波器的截止频率在0.15Hz到0.2Hz之间。

[0014] 在一些实施例中,该测量脉搏装置可以还包括信号输出部,其用于向外部输出所测得的脉搏信号。

[0015] 根据本发明的测量脉搏装置,可以测得脉搏信号,同时抗运动干扰。

[0016] 本领域技术人员应当理解的是,能够用本发明实现的目的和优点不限于以上具体所述,并且根据以下详细说明将更清楚地理解本发明能够实现的上述和其他目的。

[0017] 并且,应当理解,前述大体的描述和后续详尽的描述均为示例性说明和解释,并不应当用作对本发明所要求保护内容的限制。

附图说明

[0018] 参考随附的附图,本发明更多的目的、功能和优点将通过本发明实施方式的如下描述得以阐明,其中:

[0019] 图1示出了根据本发明示例性实施例的测量脉搏装置的框图;

[0020] 图2示出了根据本发明一些实施例的感测部的底面视图;

[0021] 图3示出了根据本发明一些实施例的感测部的截面图;

[0022] 图4示出了根据本发明一些实施例的滤波部的框图;

[0023] 图5示出了根据本发明一些实施例的滤波部的滤波前后信号的对照图;

[0024] 图6示出了本发明示例性实施例的测量脉搏装置的信号处理部处理信号的方法的流程图;以及

[0025] 图7示出了根据本发明示例性实施例的测量脉搏装置得到的脉搏信号的图。

具体实施方式

[0026] 通过参考示范性实施例,本发明的目的和功能以及用于实现这些目的和功能的方法将得以阐明。然而,本发明并不受限于以下所公开的示范性实施例;可以通过不同形式来对其加以实现。说明书的实质仅仅是帮助相关领域技术人员综合理解本发明的具体细节。

[0027] 在下文中,将参考附图描述本发明的实施例。在附图中,相同的附图标记代表相同或类似的部件,或者相同或类似的步骤。

[0028] 为了使本发明的技术方案更加清楚、明白,下面将参照附图并结合具体实施例对本发明的证件信息识别方法和装置进行详细描述。

[0029] 发明人发现如果仅采用一个光电传感器放在动脉脉搏上检测脉搏心率信号,静止状态下是没问题的。但是,如果运动状态的话,一点波动会让脉搏信号失真。而压力传感器是克量级的,很灵敏,所以动脉旁边的肌肉轻微运动都可以被压力传感器感测到。为此,发明人发明了一种光电传感器与压力传感器结合式的测量脉搏装置。

[0030] 图1示出了根据本发明示例性实施例的测量脉搏装置的示意性框图。

[0031] 如图1所示,测量脉搏装置100可以包括感测部102、滤波部104、模数转换部106、信号处理部108和信号输出部110。

[0032] 感测部102包括:用于感测被测体的脉搏以生成脉搏感测信号的光电传感器;以及

布置在光电传感器周围并且用于感测被测体的表面压力以生成压力感测信号的多个压力传感器。滤波部104用于对脉搏感测信号和压力感测信号进行滤波。模数转换部106用于将滤波后的脉搏感测信号转换为数字脉搏感测信号和将滤波后的压力感测信号转换为数字压力感测信号。信号处理部110用于基于数字压力感测信号,对数字脉搏感测信号进行处理,以得到脉搏信号。

[0033] 在本发明的一些示例中,信号输出部110用于向外部输出所测得的脉搏信号,例如,信号输出部110可以包括用于显示脉搏信号的显示屏。在本发明的另一些示例中,信号输出部110可以包括用于向外部输出所测得的脉搏信号的硬件输出接口,例如,USB接口。在本发明的另一些示例中,信号输出部可以包括无线传输模块,用于通过无线方式向外部传输所测得的脉搏信号,例如,蓝牙模块或2.4G无线发送模块。在本发明的一些示例中,信号输出部110也可以包括诸如显示屏、硬件输出接口、无线传输模块中的两个或更多个。当然,在本发明的一些示例中,可以不包括信号输出部110。

[0034] 在本发明的一些示例中,多个压力传感器均匀分布在光电传感器的周围。在本发明的一些示例中,光电传感器可以为包括向被测体发射光的发射器和检测透过被测体的光的接收器的透射式光电传感器。在本发明的一些示例中,光电传感器可以为包括向被测体发射光的发射器和接收从被测体反射的光的反射器的反射式光电传感器。反射式光电传感器受外界环境光的影响比透射式光电传感器的小。

[0035] 图2和图3示出了压力传感器的个数是4并且光电传感器为反射式光电传感器的情况,其中,图2示出了感测部102的示例性结构的底面视图,而图3示出了感测部102的示例性结构的截面图。

[0036] 如图2和图3所示,感测部102可以包括基板201、第一基座203和第二基座202、光电传感器220以及压力传感器211、212、213和214。

[0037] 在一些示例中,基板201可以是柔性材料,以便于贴合被测体的形状。

[0038] 第一基座203位于基板201的面对被测体的第一表面的中央,用于支撑光电传感器220。第二基座202可以位于基板201的第一表面上且均匀分布在第一基座203四周,用于支撑各个压力传感器211-214。第二基座202的数量可以与压力传感器的数量一样多。

[0039] 多个压力传感器211-214可以是应变片型压力传感器,并附接在各个第二基座202上。反射式光电传感器220设置在第一基座203上并由第一基座203支撑。反射式光电传感器220包括用于向被测体发射光的发射器222和接收从被测体反射回的光的接收器224。优选地,发射器222向被测体发射的光可以是有更好穿透性的红外光。另外,该波长的光滤波有着更好的抗干扰性和穿透性。接收器224可以采用高精度的红外接收器,可以很好的滤除日光的干扰。

[0040] 光电传感器220的采集原理如下:人体心脏每泵一次血,血流量会传送到身体的各个部位,此时血流流经的位置会出现血流量大,血管扩张,血液浓度高的情况,此时用红外光去照射血管部位,它反射回来的光就比较小,接收器224接收到的光信号就比较暗,所以输出的模拟电压的脉搏感测信号的幅值就比较小;当人体心脏收缩的时候,人体的血液会回流到心脏,此时的血流经的被测部位的血液浓度变低,此时用红外光去照射血管部位,反射回来的光就比较大,接收器224接收到的光信号就比较亮,所以输出的模拟电压的脉搏感测信号的幅值就比较大。

[0041] 在本发明的一些示例中,第一基座203具有第一预定高度,而第二基座202具有比第一预定高度低的第二预定高度。在本发明的一些示例中,第二预定高度以使得在使用时感测部102牢固地粘贴在被测体皮肤上但看不到光电传感器220和压力传感器211-214为宜,例如,第二预定高度可以在例如0.3mm至1mm范围内,优选地为0.5mm。籍此,第二基座202对压力传感器211、212、213和214不仅起支撑作用,保持应变片型压力传感器不发变形,而且通过具有第二预定高度的第二基座,可以使压力传感器211、212、214和214与被测体的皮肤充分接触,进而提高测得的压力感测信号的准确性。

[0042] 在本发明的一些示例中,发射器222向被测体发射光的发射窗和接收器从被测体接收光的接收窗所位于的光电传感器220的感测面为向被测体突出的弧形。同时,第一基座的第一预定高度大于第二基座的预定高度,使得光电传感器的感测面比压力传感器的感测面向被测体更突出,使得在防止光电传感器220漏光的同时,保持压力传感器的压力均匀。由此,可以提高感测部102所感测到的脉搏感测信号和压力感测信号的精度,进而提高脉搏信号的测量精度。

[0043] 在本发明的一些示例中,压力传感器211、212、213和214各个的中心距光电传感器220的中心距离在8mm至4cm的范围内。该范围可以使得压力传感器211-214与光电传感器220所受到的运动影响大致相同,而且没有相互影响,从而可以更好地滤除脉搏感测信号中的运动干扰。

[0044] 在本发明的一些示例中,感测部102通过医用双面胶牢固地粘贴至皮肤上,保证佩戴的稳定性。

[0045] 虽然在图2和图3中示出了感测部102包括基板201、第一基座203和第二基座202,但是,本领域技术人员可以理解,在光电传感器220和压力传感器211-214可以直接设置在基板201上。

[0046] 滤波部104对于光电传感器所测得的光电感测信号和多个压力传感器各个所测得的压力感测信号分别进行滤波,以去除噪声信号。

[0047] 图4示出了根据本发明一些实施例的滤波部104的示意性电路图。滤波部104包括串联连接的高通滤波器1041、放大电路1042和低通滤波器1043。高通滤波器1041包括电容器C1和电阻R3,其传递函数为下式(1)

$$[0048] \quad \frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{s}{s + \frac{1}{C1R3}} \quad (1)$$

[0049] 在本发明的一些实施例中,高通滤波器1041的截止频率在0.1Hz到0.25Hz之间,优选地在0.15Hz到0.2Hz之间。

[0050] 放大电路1042包括放大器A、连接在高通滤波器输出端与放大器A的反相输入端的电阻R1、连接到放大器A的同相输入端和基准电压之间的电阻器R2、并联连接在放大器A的反相输入端与放大器A的输出端的电阻器R4和C2。放大电路的放大倍数 A_u 为下式(2)

$$[0051] \quad A_u = R4/R1 \quad (2)$$

[0052] 低通滤波器1043包括放大器B、串联连接在放大电路1042的输出端和放大器B的同相输入端的电阻器R5和R6、连接在地和放大器B的同相输入端之间的电容器C4、连接大电阻

器R5和R6之间的连接点与放大器B的反相输入端之间的电容器C3、放大器B的反相输入端与输出端之间通过导线短接。低通滤波器1043的传递函数如下式(3)

[0053]

$$\frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{1}{s^2 + s \times \left(\frac{1}{R6 \times C3} + \frac{1}{R5 \times C4} \right) + \frac{1}{R5 \times C3 \times R6 \times C4}} \quad (3)$$

[0054] 图5示出了根据本发明的滤波部104滤波前后的脉搏感测信号的对照图。图5示出了中(A)、(B)、(C)、(D)和(E)分别示出在高通滤波器1041采用不同截止频率时原始脉搏感测信号与滤波后的脉搏感测信号的对照图,上部的为原始测得的脉搏感测信号,下部的为滤波后的脉搏感测信号。其中(A)对应高通滤波器1041的截止频率为0.1Hz; (B)对应高通滤波器1041的截止频率为0.15Hz; (C)对应高通滤波器1041的截止频率为0.2Hz; (D)对应高通滤波器1041的截止频率为0.25Hz; 而(E)对应高通滤波器1041的截止频率为0.5Hz。(A) - (D)中滤波后脉搏感测信号在毛刺、波形平滑度方面的滤波效果明显优于(E)。

[0055] 模数转换部106将滤波部104滤波后的光电感测信号转换为数字光电感测信号,将滤波后的各个压力感测信号转换为数字压力感测信号。

[0056] 信号处理部108用于基于数字压力感测信号,对数字脉搏感测信号进行处理,以得到脉搏信号。下面结合图6来说明信号处理部108处理信号的方法。

[0057] 图6示出了根据本发明示例性实施例的测量脉搏装置的信号处理部处理信号的方法的流程图。

[0058] 首先,在步骤ST102,信息处理部108基于数字压力感测信号,确定被测体是处于运动状态还是静止状态。此处,运动状态和静止状态并不是指被测体整体的状态,而是指测量脉搏装置粘贴在被测体上进行测量时的,感测部所感受到的状态。例如,当一个被测者坐着测量其手腕部的脉搏时,在测量过程中,被测者手指轻微弯曲带动手腕部皮肤轻微颤动。此时,虽然被测者整体并未运动,但是被测部位的皮肤发生了轻微颤动,因此,属于运动状态。

[0059] 由于压力传感器211-214对于作用在其感测面上的压力变化非常敏感,因此,即使轻微的运动,压力传感器211-214也能感测到。在本发明的一些示例中,当压力传感器211-214中至少一个所感测到的数字压力感测信号的幅值大于预定阈值时,可以确定被测体处于运动状态;而不大于预定阈值时,可以确定被测体处于静止状态。例如,预定阈值可以是压力传感器的满量程的30%。

[0060] 在确定出被测体处于运动状态时,基于数字压力感测信号对光电传感器测得的脉搏感测信号进行信号处理。具体而言,在步骤ST104,通过计算数字压力感测信号的频谱,确定其频率范围f0-f1。例如,可以通过傅里叶变换或快速傅里叶变换,计算数字压力感测信号的频谱。然后在步骤ST106中,使用通带范围为频率范围f0-f1的带通滤波器,对数字脉搏感测信号进行滤波,获得脉搏信号。

[0061] 在本发明的一些示例中,可以分别计算压力传感器211-214测得的压力感测信号各自的频谱,确定各个压力感测信号的频率范围。然后,将多个压力感测信号各个的频率范

围进行并集运算,确定出的频率范围作为带通滤波器的通带范围。例如,确定出压力传感器211所测得的频率范围是1~10Hz;压力传感器212所测得的数字压力感测信号的频率范围是1~8Hz;压力传感器213所测得的数字压力感测信号的频率范围是1~15Hz;压力传感器214所测得的数字压力感测信号的频率范围是1~20Hz;那么并集运算后得到的频率范围 f_0 - f_1 就是1~20Hz。

[0062] 在本发明的一些示例中,计算压力传感器211-214测得的多个数字压力感测信号的的压力和信号,计算该压力和信号的频谱,确定该压力和信号的频率范围 f_0 - f_1 ,作为带通滤波器的通带范围。

[0063] 在本发明的一些示例中,在步骤ST104计算数字压力感测信号的频谱之前,可以对各数字压力感测信号进行均值滤波。

[0064] 在确定出被测体处于静止状态时,在步骤ST108,将数字脉搏感测信号作为被测体的脉搏信号。

[0065] 在本发明的一些示例中,在确定被测体处于运动状态的情况下,在基于数字压力感测信号,对数字脉搏感测信号进行信号处理之前,和/或在确定被测体处于静止状态的情况下,将数字脉搏感测信号作为被测体的脉搏信号之前,可以对数字脉搏感测信号进行高通滤波。

[0066] 图7示出了根据本发明示例性实施例的测量脉搏装置得到的脉搏信号的图。

[0067] 如图7所示,上部的脉搏感测信号波形是在被测体运动的情况下,由反射式光电传感器所测得的脉搏感测信号;下部的脉搏信号是在确定被测体运动的情况下,基于数字压力感测信号,对数字脉搏感测信号进行处理之后,所得到的脉搏信号。由此可以看出,根据本发明的测量脉搏装置,可以基本上滤除脉搏信号中的运动干扰,可以得到很好的脉搏信号。

[0068] 根据本发明的测量脉搏装置,可以基于压力感测信号确定被测体是处于运动状态还是静止状态,在处于静止状态的情况下,由于光电传感器感测的信号中没有运动干扰,因此,直接采用光电传感器测得的数字脉搏感测信号作为脉搏信号,从而实现快速处理;而在处于运动状态的情况下,由于光电传感器感测的信号中存在运动干扰,基于多个压力传感器测得的数字压力感测信号,对光电传感器测得的数字脉搏感测信号进行处理,获得脉搏信号,从而抗运动干扰。由此,根据本发明的测量脉搏装置在抗运动干扰的同时,也可以实现信号的快速处理。

[0069] 根据本发明的测量脉搏装置,通过基于多个压力传感器测得的数字压力感测信号对数字脉搏感测信号进行处理,可以更好地除滤运动干扰,从而既使在运动状态也可精确测量脉搏信号。

[0070] 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方式描述的各示例性的单元及方法步骤,能够以硬件、软件或者二者的结合来实现。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。

[0071] 结合本文中所公开的实施方式描述的方法或算法的步骤可以用硬件(计算机等逻辑装置)执行的软件来实现。所述软件在被执行时,可以使所述硬件(计算机等逻辑装置)实

现上述的方法或其组成步骤,或使所述硬件(计算机等逻辑装置)充当上面所述的本发明的装置部件。

[0072] 软件可以置于随机存储器(RAM)、内存、只读存储器(ROM)、电可编程ROM、电可擦除可编程ROM、寄存器、硬盘、可移动磁盘、CD-ROM、或技术领域内所公知的任意其它形式的存储介质中。

[0073] 以上描述的实施例都是示例性的,不是对本发明的限制,本领域技术人员根据本发明的精神,可以想到各种变型和修改,这些变型和修改也在本发明的范围内。

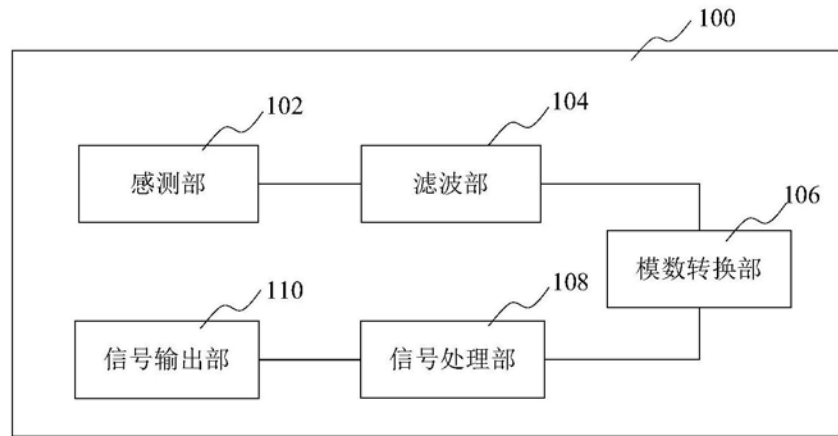


图1

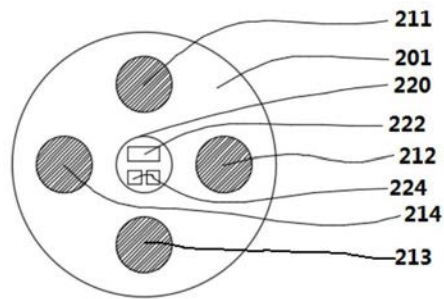


图2

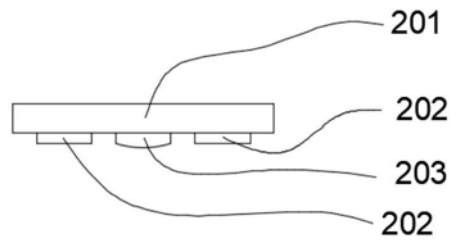


图3

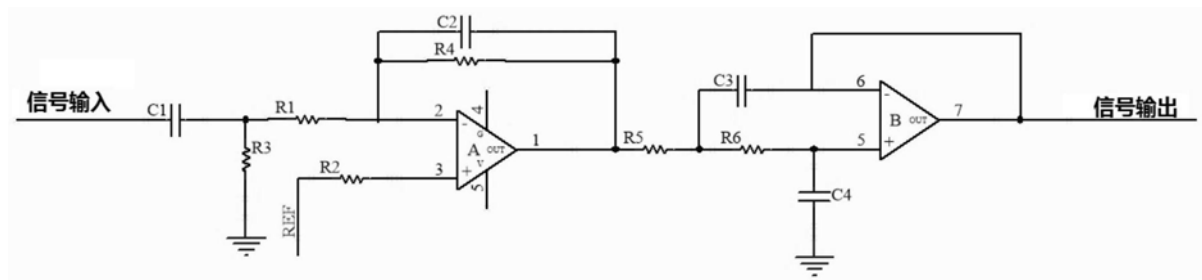
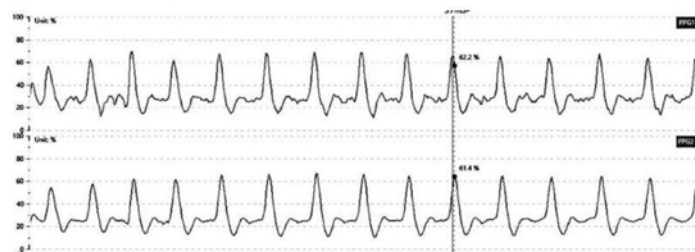


图4



(A)



(B)



(C)



(D)

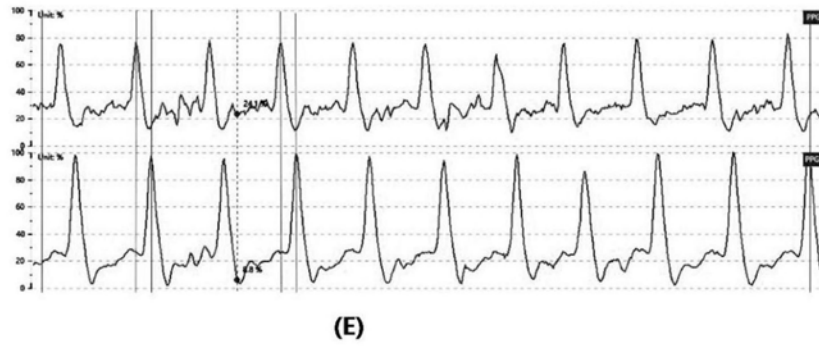


图5

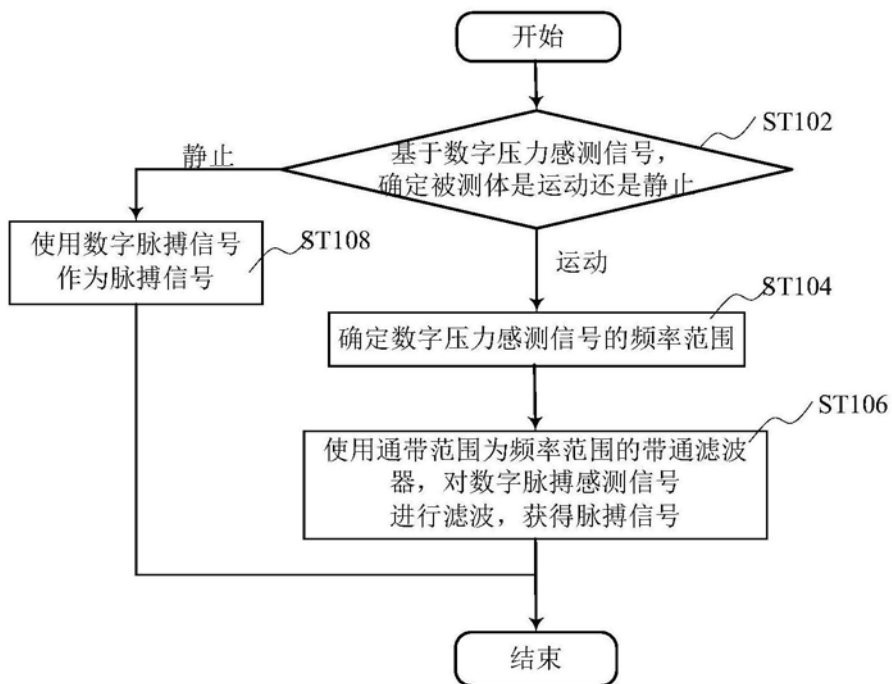


图6

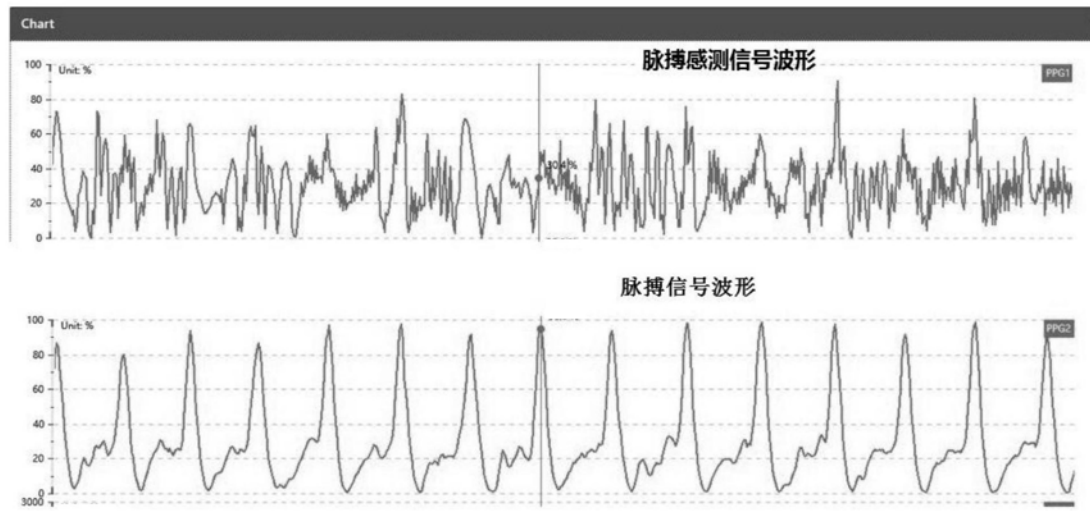


图7

专利名称(译)	一种基于压力与反射式综合测量脉搏装置		
公开(公告)号	CN109875526A	公开(公告)日	2019-06-14
申请号	CN201811629004.0	申请日	2018-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	北京津发科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京津发科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京津发科技股份有限公司		
[标]发明人	赵起超 李召 杨苒		
发明人	赵起超 李召 杨苒		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基于压力与反射式综合测量脉搏装置，其包括感测部，其包括：光电传感器，其用于感测被测体的脉搏以生成脉搏感测信号；以及多个压力传感器，其布置在光电传感器周围并且用于感测被测体的表面压力以生成压力感测信号；滤波部，其用于对脉搏感测信号和压力感测信号进行滤波；模数转换部，其用于将滤波后的脉搏感测信号转换为数字脉搏感测信号和将滤波后的压力感测信号转换为数字压力感测信号；以及信号处理部，其用于基于数字压力感测信号，对数字脉搏感测信号进行处理，以得到脉搏信号。根据本发明的测量脉搏装置既使在运动状态下也可以准确测量脉搏信号。

