



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106510652 A

(43)申请公布日 2017.03.22

(21)申请号 201610938212.3

(22)申请日 2016.10.25

(71)申请人 中山大学

地址 510275 广东省广州市海珠区新港西路135号

申请人 广东顺德中山大学卡内基梅隆大学国际联合研究院

(72)发明人 王凯 阿哈迈德·拉希德

(74)专利代理机构 广州粤高专利商标代理有限公司 44102

代理人 林丽明

(51)Int. Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

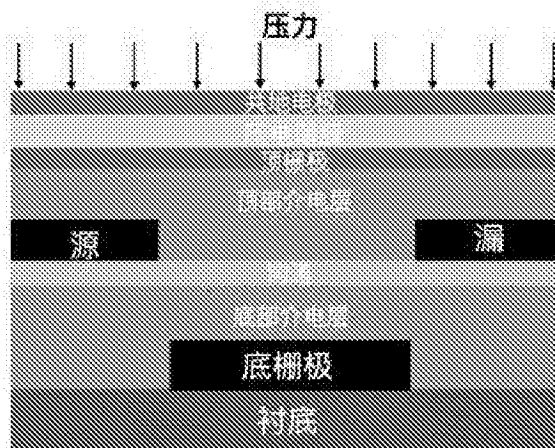
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54)发明名称

一种脉搏波形和心率测量方法及装置

(57)摘要

本发明涉及一种脉搏波形和心率测量方法，利用压电薄膜晶体管来进行脉搏波形和心率的测量；压电薄膜晶体管包括压电传感器和薄膜晶体管；测量方法利用压电传感器对动脉引起的压力波动进行检测，当压电传感器检测到压力波动时，其底部电极会由压电效应而产生、积聚有正电荷或负电荷：(1)当底部电极积聚有正电荷时，积聚的正电荷对底部的薄膜晶体管进行开启的作用，从而引起薄膜晶体管源极输出电流的增加；(2)当底部电极积聚有负电荷时，积聚的负电荷对底部的薄膜晶体管进行关闭的作用，引起薄膜晶体管源极输出电流的减少；测量方法通过测量薄膜晶体管源极输出电流的变化，即可还原出脉搏波形以及心率。



1. 一种脉搏波形和心率测量方法,其特征在于:利用压电薄膜晶体管来进行脉搏波形和心率的测量;所述压电薄膜晶体管包括压电传感器和薄膜晶体管;所述测量方法利用集成在薄膜晶体管顶面上的压电传感器对动脉引起的压力波动进行检测,当压电传感器检测到压力波动时,其底部电极会由压电效应而产生、积聚有正电荷或负电荷:

(1)当底部电极积聚有正电荷时,积聚的正电荷对底部的薄膜晶体管进行开启的作用,从而引起薄膜晶体管源极输出电流的增加;

(2)当底部电极积聚有负电荷时,积聚的负电荷对底部的薄膜晶体管进行关闭的作用,从而引起薄膜晶体管源极输出电流的减少;

所述测量方法通过测量薄膜晶体管源极输出电流的变化,即可还原出脉搏波形以及心率。

2. 根据权利要求1所述的脉搏波形和心率测量方法,其特征在于:所述压电传感器包括压电薄膜层和分别贴合或直接制备在压电薄膜层顶面、底面的共地电极与顶栅极,所述顶栅极作为底部电极其底面与薄膜晶体管的顶面贴合或直接制备。

3. 根据权利要求2所述的脉搏波形和心率测量方法,其特征在于:所述压电薄膜层、共地电极和顶栅极采用透明材料制成,所述薄膜晶体管采用对光敏感的三维薄膜晶体管以提高测量的灵敏度。

4. 一种根据权利要求1~3任一项所述方法的装置,用于对脉搏波形和心率进行测量,其特征在于:包括一压电薄膜晶体管和一信号放大电路,所述压电薄膜晶体管包括压电传感器和薄膜晶体管;所述薄膜晶体管的源极与信号放大电路的输入端连接。

5. 根据权利要求4所述的装置,其特征在于:所述压电传感器包括压电薄膜层和分别贴合或直接制备在压电薄膜层顶面、底面的共地电极与顶栅极,所述顶栅极作为底部电极其底面与薄膜晶体管的顶面贴合或直接制备。

6. 根据权利要求5所述的装置,其特征在于:所述压电薄膜层、共地电极和顶栅极采用透明材料制成,所述薄膜晶体管采用对光敏感的三维薄膜晶体管以提高测量的灵敏度。

7. 根据权利要求5所述的装置,其特征在于:所述信号放大电路包括运算放大器和积分电容,其中运算放大器的正相输入端接地,所述运算放大器的反相输入端与薄膜晶体管的源极连接,所述运算放大器的输出端通过积分电容与运算放大器的反相输入端连接。

8. 根据权利要求7所述的装置,其特征在于:所述运算放大器的反相输入端与顶栅极连接。

9. 根据权利要求8所述的装置,其特征在于:所述薄膜晶体管的底栅极、漏极与压电传感器的顶栅极连接。

## 一种脉搏波形和心率测量方法及装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及压电薄膜晶体管领域,更具体地,涉及一种脉搏波形和心率测量方法及装置。

### 背景技术

[0002] 目前的可穿戴设备主要利用容积法和光电传感器实现脉搏或者心率的测量。然而,在一些情况下,还需要对脉搏波的形状进行测量以期获得更全面的人体健康情况,传统中医的把脉就是医生利用患者手腕上动脉压力的变化情况来判断患者的病情。但是,现有技术还没有出现相应的方法或装置。

### 发明内容

[0003] 本发明为解决以上现有技术的难题,提供了一种脉搏波形和心率测量方法,该方法能够实现对脉搏波形的测量。

[0004] 为实现以上发明目的,采用的技术方案是:

一种脉搏波形和心率测量方法,利用压电薄膜晶体管来进行脉搏波形和心率的测量;所述压电薄膜晶体管包括压电传感器和薄膜晶体管;所述测量方法利用集成在薄膜晶体管顶面上的压电传感器对动脉引起的压力波动进行检测,当压电传感器检测到压力波动时,其底部电极会由压电效应而产生、积聚有正电荷或负电荷:

(1) 当底部电极积聚有正电荷时,积聚的正电荷对底部的薄膜晶体管进行开启的作用,从而引起薄膜晶体管源极输出电流的增加;

(2) 当底部电极积聚有负电荷时,积聚的负电荷对底部的薄膜晶体管进行关闭的作用,从而引起薄膜晶体管源极输出电流的减少;

测量方法通过测量薄膜晶体管源极输出电流的变化,即可还原出脉搏波形以及心率。

[0005] 在具体实施的情况下,压电传感器检测到的压力波动的大小与其底部电极积聚的正电荷或负电荷的数量是呈正相关关系的,而其底部电极积聚的正电荷或负电荷的数量与薄膜晶体管源极输出电流的大小也是呈正相关关系的。因此,压电薄膜晶体管能够通过源极输出电流来准确地反映检测到的压力波动的大小,在连续进行检测的情况下,其检测到的压力波动能够形成一条脉搏波形曲线和心率曲线。因此本发明所提供的方法能够实现对脉搏波形和心率的测量。

[0006] 优选地,所述压电传感器包括压电薄膜层和分别贴合或直接制备在压电薄膜层顶面、底面的共地电极与顶栅极,所述顶栅极作为底部电极其底面与薄膜晶体管的顶面贴合或直接制备。

[0007] 优选地,所述压电薄膜层、共地电极和顶栅极采用透明材料制成,所述薄膜晶体管采用对光敏感的三维薄膜晶体管。压电薄膜层、共地电极和顶栅极采用透明材料制成,使得光可以透射入三维薄膜晶体管,而对光敏感的三维薄膜晶体管在光照作用下,其内电阻会减少,在压电薄膜晶体管受到同等的压力波动下,薄膜晶体管源极输出电流将增大,有利

于后续的信号处理。

[0008] 同时,本发明还提供了一种应用以上方法的装置,该装置用于对脉搏波形和心率进行测量,其具体包括:压电薄膜晶体管和一信号放大电路,所述压电薄膜晶体管包括压电传感器和薄膜晶体管;所述薄膜晶体管的源极与信号放大电路的输入端连接。

[0009] 其中,所述压电薄膜晶体管用于按照以上方法对脉搏波形和心率进行测量,并输出具体的信号,所述信号放大电路用于对输出的信号进行放大。

[0010] 优选地,所述压电传感器包括压电薄膜层和分别贴合或直接制备在压电薄膜层顶面、底面的共地电极与顶栅极,所述顶栅极作为底部电极其底面与薄膜晶体管的顶面贴合或直接制备。

[0011] 优选地,所述压电薄膜层、共地电极和顶栅极采用透明材料制成,所述薄膜晶体管采用对光敏感的三维薄膜晶体管。压电薄膜层、共地电极和顶栅极采用透明材料制成,使得光可以透射入三维薄膜晶体管,而对光敏感的三维薄膜晶体管在光照作用下,其内电阻会减少,在压电薄膜晶体管受到同等的压力波动下,薄膜晶体管源极输出电流将增大,有利于后续的信号处理。

[0012] 优选地,所述信号放大电路包括运算放大器和积分电容,其中运算放大器的正相输入端接地,所述运算放大器的反相输入端与薄膜晶体管的源极连接,所述运算放大器的输出端通过积分电容与运算放大器的反相输入端连接。

[0013] 优选地,所述运算放大器的反相输入端与顶栅极连接。

[0014] 优选地,所述薄膜晶体管的底栅极、漏极与压电传感器的顶栅极连接。

[0015] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

(1)能够准确地对脉搏波形及心率进行测量。

[0016] (2)该方法或装置能够实现能量自洽,无需外界对其供应能量。

## 附图说明

[0017] 图1为压电薄膜晶体管的结构示意图。

[0018] 图2为装置的优选方案一的结构示意图。

[0019] 图3为装置的优选方案二的结构示意图。

[0020] 图4为压电传感器采用透明材料、薄膜晶体管采用对光敏感的三维薄膜晶体管的压电薄膜晶体管的结构示意图。

[0021] 图5为采用图1所述压电薄膜晶体管进行心率测量的结果示意图。

[0022] 图6为采用图4所述压电薄膜晶体管进行心率测量的结果示意图。

## 具体实施方式

[0023] 附图仅用于示例性说明,不能理解为对本专利的限制;

以下结合附图和实施例对本发明做进一步的阐述。

### 实施例1

如图1所示,本发明所涉及的压电薄膜晶体管包括压电传感器和薄膜晶体管,其中所述压电传感器包括压电薄膜层和分别贴合或直接制备在压电薄膜层顶面、底面的共地电极与顶栅极,所述顶栅极作为底部电极其底面与薄膜晶体管的顶面贴合或直接制备。

[0024] 在以上基础上,本发明所涉及的测量脉搏波形和心率的装置包括:压电薄膜晶体管和一信号放大电路,所述压电薄膜晶体管包括压电传感器和薄膜晶体管;所述薄膜晶体管的源极与信号放大电路的输入端连接。

[0025] 本发明提供的装置对脉搏波形和心率进行测量的具体原理如下:

压电传感器用于对动脉引起的压力波动进行检测,当压电传感器检测到压力波动时,其共地电极和底部电极会由压电效应而产生、积聚有正电荷或负电荷:

(1)当底部电极积聚有正电荷时,积聚的正电荷对底部的薄膜晶体管进行开启的作用,从而引起薄膜晶体管源极输出电流的增加;

(2)当底部电极积聚有负电荷时,积聚的负电荷对底部的薄膜晶体管进行关闭的作用,从而引起薄膜晶体管源极输出电流的减少;

本发明所提供的装置通过测量薄膜晶体管源极输出电流的变化,即可还原出脉搏波形以及心率。其中所述信号放大电路用于对输出的电流进行放大。

[0026] 在具体实施的情况下,压电传感器检测到的压力波动的大小与其底部电极积聚的正电荷或负电荷的数量是呈正相关关系的,而其底部电极积聚的正电荷或负电荷的数量与薄膜晶体管源极输出电流的大小也是呈正相关关系的。因此,压电薄膜晶体管能够通过源极输出电流来准确地反映检测到的压力波动的大小,在连续进行检测的情况下,其检测到的压力波动能够形成一条脉搏波形曲线和心率曲线。因此本发明所提供的方法能够实现脉搏波形和心率的测量。

[0027] 在具体的实施过程中,如图4所示,所述压电薄膜层、共地电极和顶栅极采用透明材料制成,所述薄膜晶体管采用对光敏感的三维薄膜晶体管。压电薄膜层、共地电极和顶栅极采用透明材料制成,使得光可以透射入三维薄膜晶体管,而对光敏感的三维薄膜晶体管在光照作用下,其内电阻会减少,在压电薄膜晶体管受到同等的压力波动下,薄膜晶体管源极输出电流将增大,有利于后续的信号处理。

[0028] 在具体的实施过程中,如图2、3所示,所述信号放大电路包括运算放大器和积分电容,其中运算放大器的正相输入端接地,所述运算放大器的反相输入端与薄膜晶体管的源极连接,所述运算放大器的输出端通过积分电容与运算放大器的反相输入端连接。其中,如图2、3所示,所述顶栅极可等效为压力发电装置和一个内部电容进行并联。

[0029] 在具体的实施过程中,如图2、3所示,所述运算放大器的反相输入端与顶栅极连接。

[0030] 在具体的实施过程中,如图3所示,所述薄膜晶体管的底栅极、漏极与压电传感器的顶栅极连接。

[0031] 实施例2

本发明在实施例1的基础上,提供了一种脉搏波形和心率测量方法,该方法利用压电薄膜晶体管来进行脉搏波形和心率的测量;如图1所示,所述压电薄膜晶体管包括压电传感器和薄膜晶体管;所述测量方法利用集成在薄膜晶体管顶面上的压电传感器对动脉引起的压力波动进行检测,当压电传感器检测到压力波动时,其底部电极会由压电效应而产生、积聚有正电荷或负电荷:

(1)当底部电极积聚有正电荷时,积聚的正电荷对底部的薄膜晶体管进行开启的作用,从而引起薄膜晶体管源极输出电流的增加;

(2) 当底部电极积聚有负电荷时, 积聚的负电荷对底部的薄膜晶体管进行关闭的作用, 从而引起薄膜晶体管源极输出电流的减少;

测量方法通过测量薄膜晶体管源极输出电流的变化, 即可还原出脉搏波形以及心率。

[0032] 在具体实施的情况下, 压电传感器检测到的压力波动的大小与其底部电极积聚的正电荷或负电荷的数量是呈正相关关系的, 而其底部电极积聚的正电荷或负电荷的数量与薄膜晶体管源极输出电流的大小也是呈正相关关系的。因此, 压电薄膜晶体管能够通过源极输出电流来准确地反映检测到的压力波动的大小, 在连续进行检测的情况下, 其检测到的压力波动能够形成一条脉搏波形曲线和心率曲线。因此本发明所提供的方法能够实现脉搏波形和心率的测量。

[0033] 在具体的实施过程中, 如图1所示, 所述压电传感器包括压电薄膜层和分别贴合或直接制备在压电薄膜层顶面、底面的共地电极与顶栅极, 所述顶栅极作为底部电极其底面与薄膜晶体管的顶面贴合或者直接制备。

[0034] 在具体的实施过程中, 如图4所示, 所述压电薄膜层、共地电极和顶栅极采用透明材料制成, 所述薄膜晶体管采用对光敏感的三维薄膜晶体管。压电薄膜层、共地电极和顶栅极采用透明材料制成, 使得光可以透射入三维薄膜晶体管, 而对光敏感的三维薄膜晶体管在光照作用下, 其内电阻会减少, 在压电薄膜晶体管受到同等的压力波动下, 薄膜晶体管源极输出电流将增大, 有利于后续的信号处理。

### [0035] 实施例3

本实施例采用实施例1的装置或实施例2的方法进行了两次心率和脉搏波形的测量。其中一次测量的结果如图5所示, 所测量得到的脉搏或心率为90/分钟, 该次测量中, 所采用的压电薄膜晶体管为图1所示的压电薄膜晶体管。另外一次测量的结果如图6所示, 该次测量中, 所采用的压电薄膜晶体管为图4所示的压电薄膜晶体管。对比图5、图6的测量结果可知, 图6的输出信号得到了增大, 这是由于压电薄膜层、共地电极和顶栅极采用透明材料制成, 使得光可以透射入三维薄膜晶体管, 而对光敏感的三维薄膜晶体管在光照作用下, 其内电阻减少的缘故。这使得压电薄膜晶体管受到同等的压力波动下, 薄膜晶体管源极输出电流将增大。

[0036] 显然, 本发明的上述实施例仅仅是为清楚地说明本发明所作的举例, 而并非是对本发明的实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说, 在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等, 均应包含在本发明权利要求的保护范围之内。

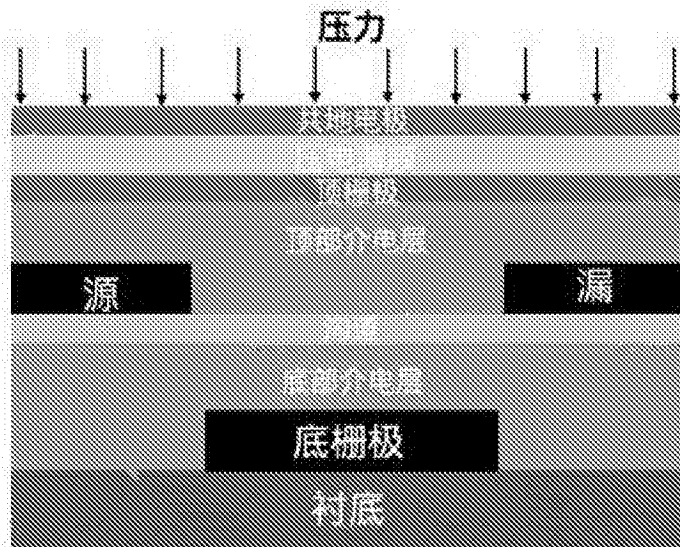


图 1

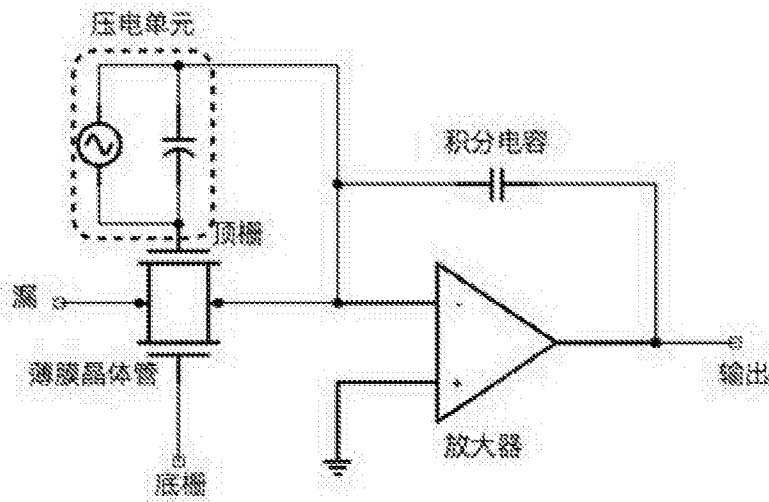


图 2

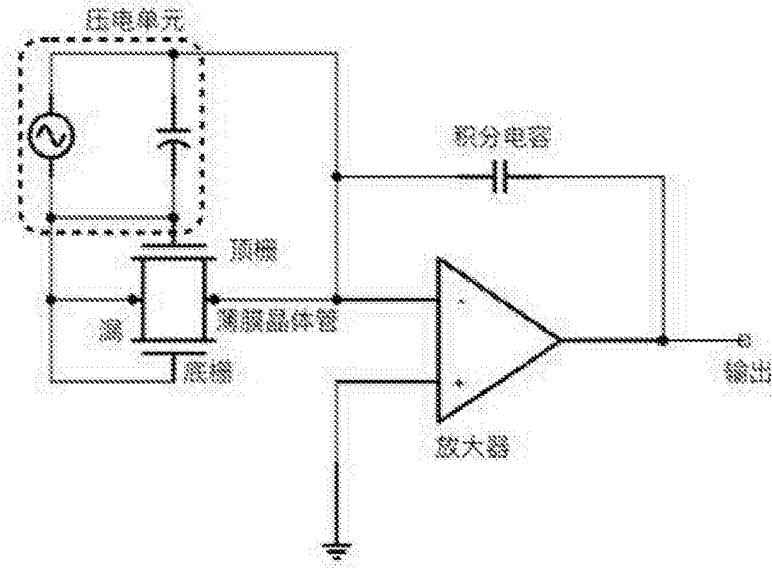


图 3

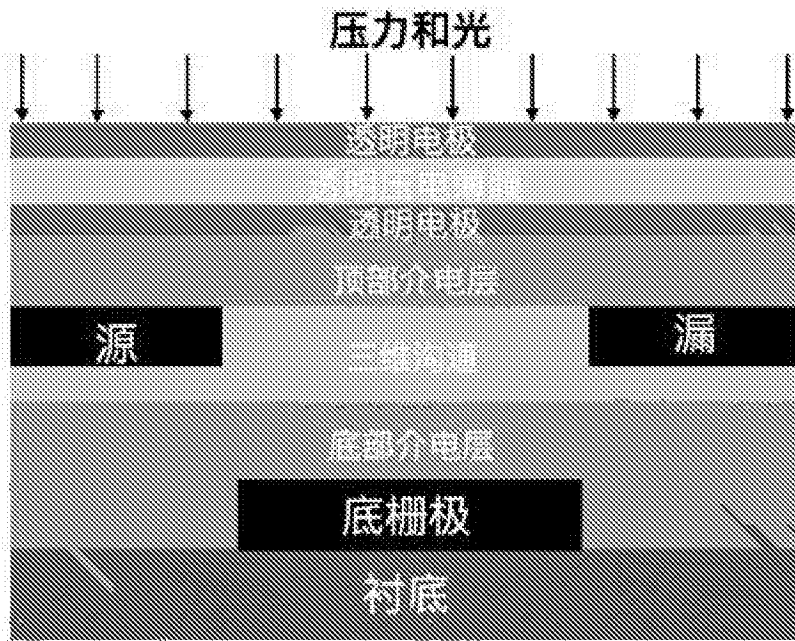


图 4

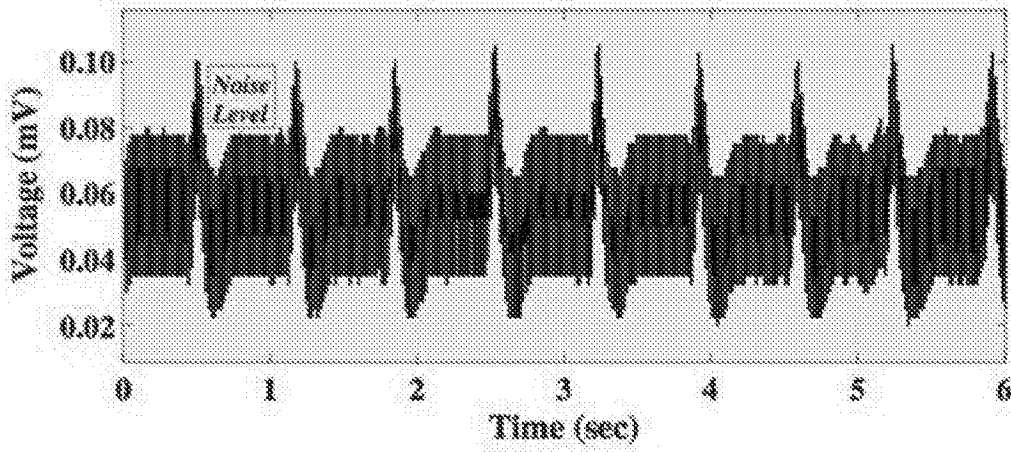


图 5

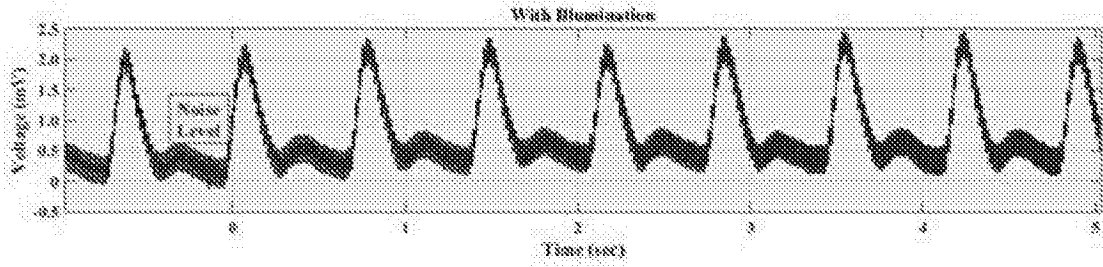


图 6

专利名称(译)	一种脉搏波形和心率测量方法及装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN106510652A</a>	公开(公告)日	2017-03-22
申请号	CN201610938212.3	申请日	2016-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	中山大学 广东顺德中山大学卡内基梅隆大学国际联合研究院		
申请(专利权)人(译)	中山大学 广东顺德中山大学卡内基梅隆大学国际联合研究院		
当前申请(专利权)人(译)	中山大学 广东顺德中山大学卡内基梅隆大学国际联合研究院		
[标]发明人	王凯 阿哈迈德拉希德		
发明人	王凯 阿哈迈德·拉希德		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/02438 A61B5/681 A61B5/7225		
代理人(译)	林丽明		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种脉搏波形和心率测量方法，利用压电薄膜晶体管来进行脉搏波形和心率的测量；压电薄膜晶体管包括压电传感器和薄膜晶体管；测量方法利用压电传感器对动脉引起的压力波动进行检测，当压电传感器检测到压力波动时，其底部电极会由压电效应而产生、积聚有正电荷或负电荷：（1）当底部电极积聚有正电荷时，积聚的正电荷对底部的薄膜晶体管进行开启的作用，从而引起薄膜晶体管源极输出电流的增加；（2）当底部电极积聚有负电荷时，积聚的负电荷对底部的薄膜晶体管进行关闭的作用，引起薄膜晶体管源极输出电流的减少；测量方法通过测量薄膜晶体管源极输出电流的变化，即可还原出脉搏波形以及心率。

