



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105640513 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 08

(21) 申请号 201511021510. 8

(22) 申请日 2015. 12. 31

(71) 申请人 中国科学院微电子研究所

地址 100029 北京市朝阳区北土城西路 3 号

(72) 发明人 张劭龙 刘苏 张以涛 耿兴光

侯洁娜 张海英

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 宋焰琴

(51) Int. Cl.

A61B 5/02(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

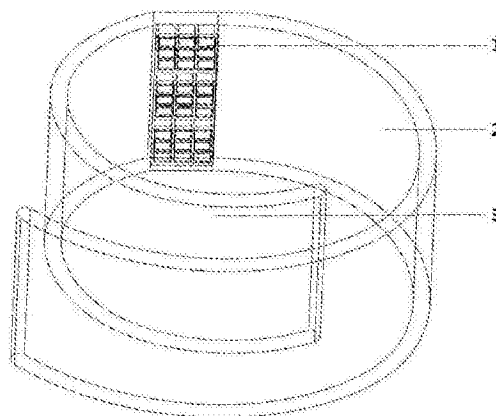
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54) 发明名称

脉搏波阵列式传感器采集系统及方法

(57) 摘要

一种脉搏波阵列式传感器采集系统及方法, 该采集系统包括若干压电薄膜传感器, 所述压电薄膜传感器为以阵列式排列的 PVDF 膜传感器, 用于将脉搏的压力信号转换为电压信号。本发明的采集系统采用阵列式 PVDF 压电薄膜, 压电常数大, 变力响应灵敏度高, 膜轻且柔韧, 易于制备, 与人体组织的阻抗耦合性好, 机械品质因素低, 阻尼小, 密度低, 能满足脉搏信号的频率特性; 此外, 本发明的采集系统可以保证完全采集到寸、关、尺三个位置的信息, 可以更加精确的定位, 排除了人为的误差; 可以对手腕位置进行逐渐加压测量, 有效解决目前脉搏传感器难以定位、难以定标浮、中、沉的问题; 电路简化, 可实现电路小型化。



1. 一种脉搏波阵列式传感器采集系统,其特征在于,包括:

若干压电薄膜传感器,所述若干压电薄膜传感器为以阵列式排列的PVDF膜传感器,用于将脉搏的压力信号转换为电压信号。

2. 如权利要求1所述的脉搏波阵列式传感器采集系统,其特征在于,所述若干压电薄膜传感器包括若干组PVDF膜阵列,每一组PVDF膜阵列包括横向3个×纵向3个共九个PVDF膜传感器。

3. 如权利要求2所述的脉搏波阵列式传感器采集系统,其特征在于,所述PVDF膜传感器为3mm×3mm单点PVDF压电薄膜传感器,每个单点PVDF压电薄膜传感器之间距离低于1mm。

4. 如权利要求1所述的脉搏波阵列式传感器采集系统,其特征在于,所述脉搏波阵列式传感器采集系统还包括腕带,所述腕带是中空结构,能够通过充气而膨胀或收缩。

5. 如权利要求1所述的脉搏波阵列式传感器采集系统,其特征在于,所述腕带通过空气泵进行充气,所述空气泵能够根据需要控制所述腕带对佩戴者手腕的压力大小。

6. 如权利要求4所述的脉搏波阵列式传感器采集系统,其特征在于,所述PVDF膜传感器通过硅胶封装在腕带上。

7. 如权利要求1所述的脉搏波阵列式传感器采集系统,其特征在于,所述脉搏波阵列式传感器采集系统还包括信号处理单元,所述信号处理单元包括:

前置线性电荷放大器,用于与所述压电薄膜传感器的换能器的阻抗匹配,把高阻抗输入转换为低阻抗电压输出,并将微弱感测信号转换成电压信号并放大;

降噪单元,用于对所述前置线性电荷放大器输出的电压信号进行降噪处理;所述降噪单元包括滤波电路,所述滤波电路由二阶滤波结构组成:

低通滤波电路,由R1和C1组成,上限截止频率为1000Hz,以使脉搏信号让脉搏信号的高次谐波通过,信号反映的病理性特征信息得到完整的保留;以及

低通滤波器,用于滤除高频干扰。

8. 如权利要求7所述的脉搏波阵列式传感器采集系统,其特征在于,所述降噪单元还包括设置一条接触皮肤的参考电极,将其连接模拟地,以有效消除50Hz工频干扰。

9. 如权利要求7所述的脉搏波阵列式传感器采集系统,其特征在于,所述信号处理单元还包括一处理器,所述处理器将测量得到的256个数据视为一队列,每进行一次新的测量,就把测量结果放入队尾,而剔除原来队首的一次数据;对所述256个数据逐个比较大小,去掉其中的最大值和最小值,然后计算254个数据的平均值。

10. 一种脉搏波的采集方法,包括以下步骤:

采用如权利要求4至6任意一项所述的脉搏波阵列式传感器采集系统,将所述阵列式排列的PVDF膜传感器压在手腕处脉管上方;袖带加压后控制加压力度的大小来调整浮、中、沉三种深度;所述PVDF膜传感器捕捉到由于动脉管的跳动而产生的动态压力值后将脉搏的压力信号转换为电压信号。

脉搏波阵列式传感器采集系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及传感器技术领域,更具体地涉及一种脉搏波阵列式传感器采集系统及方法。

背景技术

[0002] 中医脉诊具有两千多年临床实践,这是我国传统中医四诊中的精髓之一。脉搏信息在中医临床方面有着十分重要的意义。在传统中医脉诊中,切脉技巧复杂,难以掌握和运用,医生主观因素影响也较大,诊断标准不一。由于中医缺少设备上面的辅助,缺少客观化、量化的标准,使得中医传承愈加困难。几十年来,国内外研制出了不同的脉象仪,用于脉诊的客观化研究,但从目前研制情况看,大部分传感器不能很好的定位中医切脉时所取寸、关、尺三部,按三部九候诊法检测脉搏信号。

发明内容

[0003] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一方便使用的便携式中医脉诊诊疗辅助设备,以便能够快速简便的检测分析脉搏波信息,为医生、患者提供有效的诊断依据。

[0004] 为实现上述目的,作为本发明的一个方面,本发明提供了一种脉搏波阵列式传感器采集系统,包括:

[0005] 若干压电薄膜传感器,所述若干压电薄膜传感器为以阵列式排列的PVDF膜传感器,用于将脉搏的压力信号转换为电压信号。

[0006] 其中,所述若干压电薄膜传感器包括若干组PVDF膜阵列,每一组PVDF膜阵列包括横向3个×纵向3个共九个PVDF膜传感器。

[0007] 其中,所述PVDF膜传感器为3mm×3mm单点PVDF压电薄膜传感器,每个单点PVDF压电薄膜传感器之间距离低于1mm。

[0008] 作为本发明的另一个方面,本发明还提供了一种脉搏波的采集方法,包括以下步骤:

[0009] 采用如上所述的脉搏波阵列式传感器采集系统,将所述阵列式排列的PVDF膜传感器压在手腕处脉管上方;袖带加压后控制加压力度的大小来调整浮、中、沉三种深度;所述PVDF膜传感器捕捉到由于动脉管的跳动而产生的动态压力值后将脉搏的压力信号转换为电压信号。

[0010] 基于上述技术方案可知,本发明的脉搏波阵列式传感器采集系统具有以下优点:

[0011] (1)本发明的压力传感器部分是阵列式的PVDF(聚偏二氟乙烯)压电薄膜,之所以选择PVDF压电薄膜,因为它有如下几个优点:①压电常数大($d_{33}=20\text{pC/N}$),变力响应灵敏度高,比石英晶体高10倍,压电电压输出常数 $g=174$ 是所有压电体中最高的;在非常高的交变电场中不至于去极化,单位体积能获得大的输出功率,因为换能器单位体积最大输出功率正比于机电耦合系数和能承受的最大电场强度的平方;②膜轻且柔韧,易于制备,与人体组织的阻抗耦合性好,能紧贴皮肤,使得脉搏信号通过薄膜而不失真;另外由于薄膜类似于

人类皮肤,可以制作仿生触觉传感器;③机械品质因素低,阻尼小,密度低,具有宽带特性,能满足脉搏信号的频率特性;人体的脉搏频率非常低,约为0.5~4Hz,一般情况下为1Hz左右;由于PVDF膜的柔性及其厚度方向伸缩振动的谐振频率很高,使得在很宽范围内有平坦的频率响应(响应范围是0.1-100MHz)。因此,从理论上讲,PVDF换能器能检测微弱低频的脉搏信号;

[0012] (2)阵列式薄膜传感器是由多个 $3*3\text{mm}^2$ 的正方形PVDF换能器成阵列式排列,每个点阵之间距离低于1mm,这种结构可以保证完全采集到寸、关、尺三个位置的信息,避免了传统脉搏波传感器需要繁琐的人工调节,利用算法确定寸、关、尺,可以更加精确的定位,排除了人为的误差;

[0013] (3)PVDF压电传感器利用硅胶封装固定,并固定在手腕式空气袖带上;利用单片机对空气泵的精确控制,可以对手腕位置进行逐渐加压测量,有效解决目前脉搏传感器难以定位、难以定标浮、中、沉的问题;

[0014] (4)电荷放大电路的高阻抗输入可以很好的捕捉到PVDF薄膜产生的微弱电荷;

[0015] (5)在皮肤上引入参考地电极可以有效的消除50Hz工频信号,大幅度地简化了电路,实现电路小型化设计。

附图说明

[0016] 图1为本发明的脉搏波阵列式传感器采集系统的工作流程图;

[0017] 图2为本发明的阵列式传感器设计示意图;

[0018] 图3为本发明的腕带式结构设计示意图;

[0019] 图4为本发明的腕带式加压模块设计示意图。

具体实施方式

[0020] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白,以下结合具体实施例,并参照附图,对本发明作进一步的详细说明。

[0021] 本发明公开了一种脉搏波阵列式传感器采集系统,包括:

[0022] 若干压电薄膜传感器,所述若干压电薄膜传感器为以阵列式排列的PVDF膜传感器,用于将脉搏的压力信号转换为电压信号。

[0023] 作为优选,所述若干压电薄膜传感器包括若干组PVDF膜阵列,每一组PVDF膜阵列包括横向3个×纵向3个共九个PVDF膜传感器。所述PVDF膜传感器为 $3\text{mm} \times 3\text{mm}$ 单点PVDF压电薄膜传感器,每个单点PVDF压电薄膜传感器之间距离低于1mm。

[0024] 作为优选,所述脉搏波阵列式传感器采集系统还包括腕带,所述腕带是中空结构,能够通过充气而膨胀或收缩。所述腕带通过空气泵进行充气,所述空气泵能够根据需要控制所述腕带对佩戴者手腕的压力大小。

[0025] 作为优选,所述PVDF膜传感器通过硅胶封装在腕带上。

[0026] 作为优选,所述脉搏波阵列式传感器采集系统还包括信号处理单元,所述信号处理单元包括:

[0027] 前置线性电荷放大器,用于与所述压电薄膜传感器的换能器的阻抗匹配,把高阻抗输入转换为低阻抗电压输出,并将微弱感测信号转换成电压信号并放大;

[0028] 降噪单元,用于对所述前置线性电荷放大器输出的电压信号进行降噪处理。

[0029] 作为优选,所述降噪单元包括滤波电路,所述滤波电路由二阶滤波结构组成:

[0030] 低通滤波电路,由R1和C1组成,上限截止频率为1000Hz,以使脉搏信号让脉搏信号的高次谐波通过,信号反映的病理性特征信息得到完整的保留;以及

[0031] 低通滤波器,用于滤除高频干扰。

[0032] 作为优选,所述降噪单元还包括设置了一条接触皮肤的参考电极,将其连接模拟地,以有效消除50Hz工频干扰。

[0033] 作为优选,所述信号处理单元还包括一处理器,所述处理器将测量得到的256个数据视为一队列,每进行一次新的测量,就把测量结果放入队尾,而剔除原来队首的一次数据;对所述256个数据逐个比较大小,去掉其中的最大值和最小值,然后计算254个数据的平均值。

[0034] 本发明还公开了一种脉搏波的采集方法,包括以下步骤:

[0035] 采用如上所述的脉搏波阵列式传感器采集系统,将所述阵列式排列的PVDF膜传感器压在手腕处脉管上方;袖带加压后控制加压力度的大小来调整浮、中、沉三种深度;所述PVDF膜传感器捕捉到由于动脉管的跳动而产生的动态压力值后将脉搏的压力信号转换为电压信号。

[0036] 下面通过具体实施例和附图对本发明的技术方案做进一步的阐述说明。

[0037] 本发明的脉搏波阵列式传感器采集系统的工作流程如图1所示,通过充气袖带将柔性PVDF压电阵列薄膜传感器压在手腕处脉管上方;袖带加压后可以控制加压力度的大小来调整浮、中、沉三种深度;阵列式薄膜的一部分传感器会捕捉到由于动脉管的跳动而产生的动态压力值;PVDF压电材料产生形变后会产生一定的电荷量,通过电荷放大电路可以将脉搏的压力信号转换为电压信号;通过ADC转换将电压的模拟信号转换成数字信号,利用STM32F103单片机将数据发送至PC端进行数据处理;PC端通过压力值的反馈,利用电机驱动模块进行加压或者减压调节。

[0038] 图2为阵列式传感器设计,1是PVDF压电薄膜阵列单元电极,用于直接焊接在电路,两极分别压在PVDF膜的两面上;2为3mm×3mm单点PVDF压电薄膜;3为硅胶封装底座部分,用于固定每片压电薄膜,并有一定的柔韧性,保证了每个点的静态压力值的一致性。

[0039] 图3为腕带式结构设计,其中第一部分是图1中的PVDF阵列式传感器,将其固定在第二部分的腕带的内部表面,腕带是中空结构,可由空气泵进行充气;第三部分为尼龙扣,用于将腕带绑在手腕处,空气泵加压后会将传感器紧贴皮肤表面,并且可以控制压力大小;空气泵如图4所示,封装在腕带上部的腔体中,可用单片机进行控制。

[0040] 信号采集电路设计:

[0041] PVDF压电薄膜电路部分是本设计中的主要关键环节之一,作用是能模拟人的压觉,将微弱低频的脉搏压力信号转换成电信号。由于PVDF压电薄膜的内阻值很高,而且脉搏信号非常微弱,因而前置线性电荷放大器有两个作用:一是与换能器的阻抗匹配,把高阻抗输入转换为低阻抗电压输出。二是将微弱电荷转换成电压信号并放大。为了提高电荷测量的精确度和灵敏度,前置放大电路采用了线性修正的电荷放大电路,以获得较低的下限频率,降低由电缆的分布电容对灵敏度的影响,使设计的传感器体积小化。

[0042] 除噪设计:

[0043] 由于脉搏信号频率很低,是微弱信号,且干扰信号较多,滤波电路的设计非常重要。系统中,噪声主要来自以下几个方面:元器件噪声、工频电50Hz噪声、PVDF对电磁信号响应引起的噪声、患者和医生手部抖动对PVDF激励产生的噪声。对不同的噪声,我们采取了不同的滤除和抑制措施。滤波电路是由二阶滤波结构组成:第一阶低通滤波电路由R1和C1组成,上限截止频率约为1000Hz,以使脉搏信号的高次谐波可以通过,信号反映的病理性特征信息得到完整的保留。第二个低通滤波器环节主要是滤除高频干扰。根据经验,设置上限截止频率为100Hz比较理想。工频陷波器环节是为了滤除工频50Hz的干扰,但是经过试验发现,滤波电路对于50Hz的工频信号只是有一定的抑制作用,无法起到消除作用,因此在皮肤上引入一条电极接入模拟地,有效地消除了50Hz工频干扰。数据采集和模数转换是在32bit的STM32单片机开发板内进行的,该板具有数字信号处理功能,适合于频率比较低的脉搏信号。该单片机可对脉搏信号进行预处理,并通过其USB接口实现与微机的通信。通过数字滤波法可以有效地消除患者偶尔的抖动现象。其基本思想是把测量得到的256个数据看成一队列,每进行一次新的测量,就把测量结果放入队尾,而剔除原来队首的一次数据,这样在队列中始终有256个“最新”数据,对256个数据逐个比较大小,去掉其中的最大值和最小值,然后计算254个数据的平均值。这种滤波方法对周期性干扰有良好的抑制作用,还能对滤除脉诊过程中人体偶尔的抖动产生的干扰。

[0044] 以上所述的具体实施例,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施例而已,并不用于限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

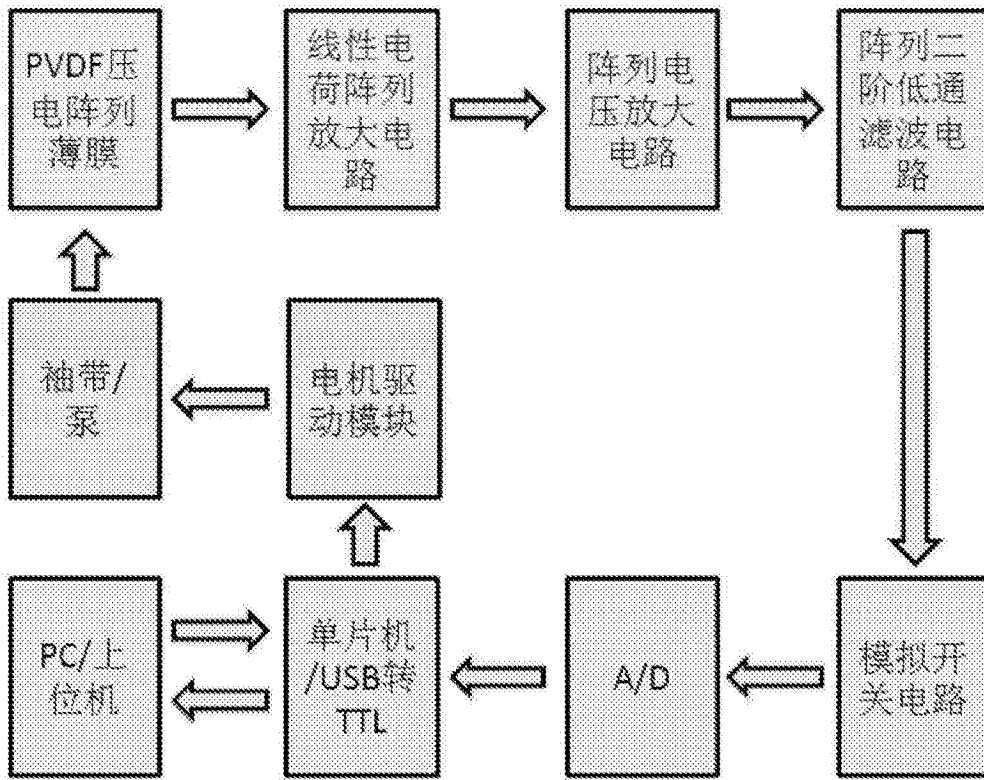


图1

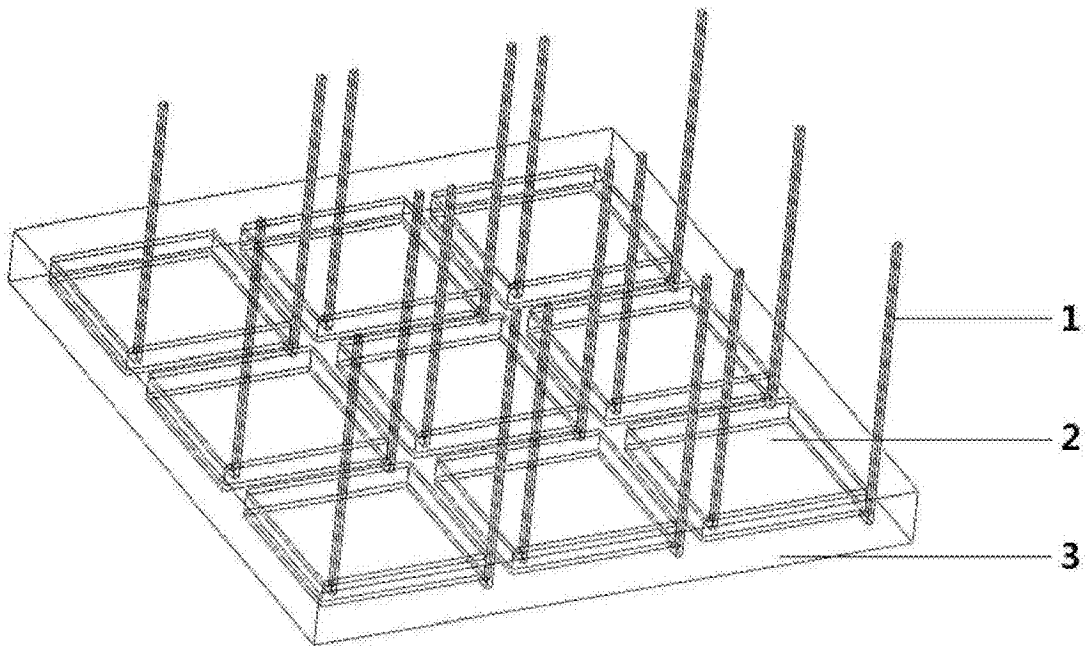


图2

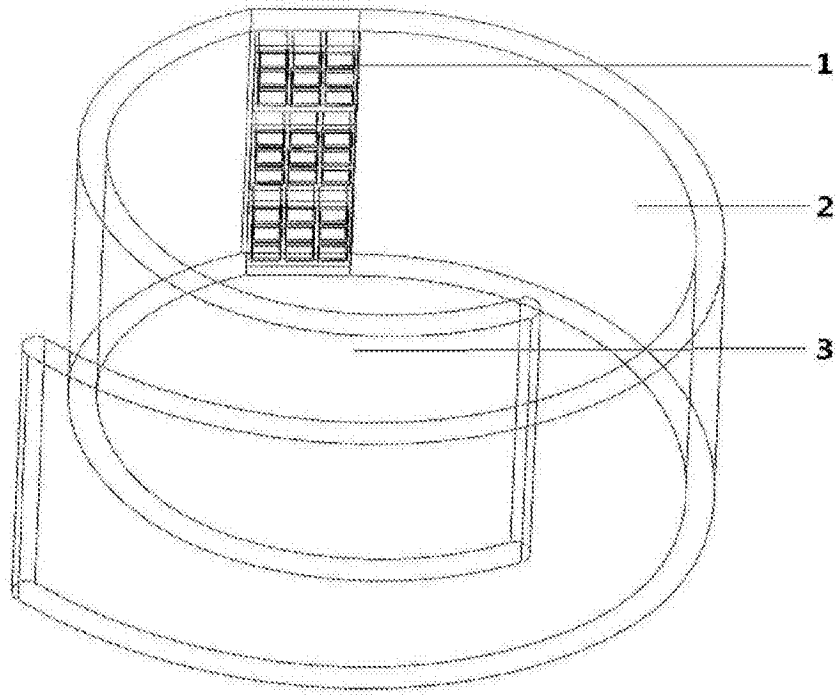


图3

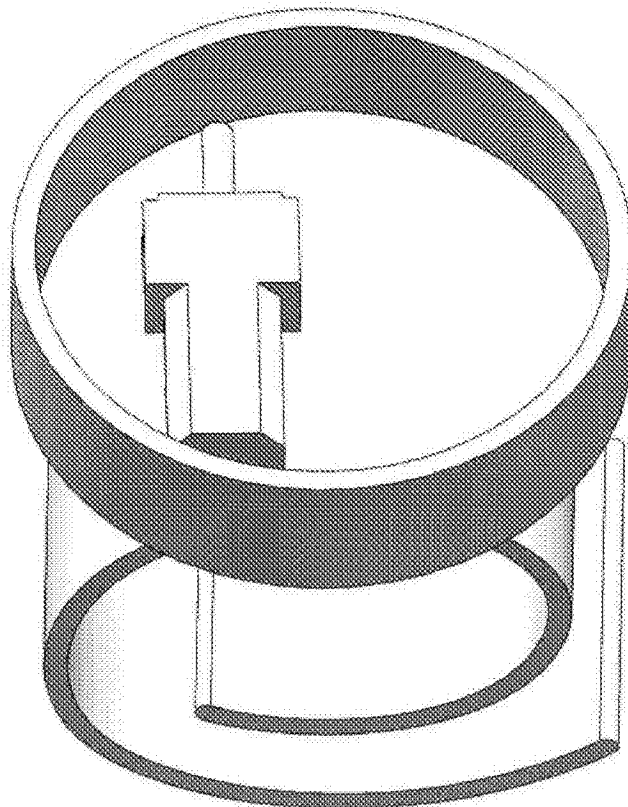


图4

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 脉搏波阵列式传感器采集系统及方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN105640513A | 公开(公告)日 | 2016-06-08 |
| 申请号 | CN201511021510.8 | 申请日 | 2015-12-31 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 中国科学院微电子研究所 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 中国科学院微电子研究所 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 中国科学院微电子研究所 | | |
| [标]发明人 | 张劭龙 刘苏 张以涛 耿兴光 侯洁娜 张海英 | | |
| 发明人 | 张劭龙 刘苏 张以涛 耿兴光 侯洁娜 张海英 | | |
| IPC分类号 | A61B5/02 A61B5/00 | | |
| CPC分类号 | A61B5/02 A61B5/6824 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

一种脉搏波阵列式传感器采集系统及方法，该采集系统包括若干压电薄膜传感器，所述压电薄膜传感器为以阵列式排列的PVDF膜传感器，用于将脉搏的压力信号转换为电压信号。本发明的采集系统采用阵列式PVDF压电薄膜，压电常数大，变力响应灵敏度高，膜轻且柔韧，易于制备，与人体组织的阻抗耦合性好，机械品质因素低，阻尼小，密度低，能满足脉搏信号的频率特性；此外，本发明的采集系统可以保证完全采集到寸、关、尺三个位置的信息，可以更加精确的定位，排除了人为的误差；可以对手腕位置进行逐渐加压测量，有效解决目前脉搏传感器难以定位、难以定标浮、中、沉的问题；电路简化，可实现电路小型化。

