



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109645967 A
(43)申请公布日 2019.04.19

(21)申请号 201910081071.1

(22)申请日 2019.01.28

(71)申请人 杭州电子科技大学
地址 310018 浙江省杭州市下沙高教园区2号大街

(72)发明人 徐莹 姜扬 张海靖

(74)专利代理机构 杭州君度专利代理事务所
(特殊普通合伙) 33240
代理人 朱亚冠

(51) Int. Cl.
A61B 5/02(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

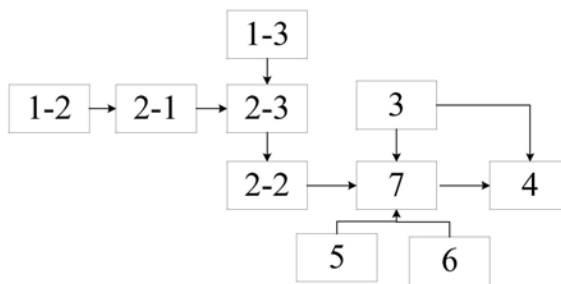
权利要求书4页 说明书10页 附图2页

(54)发明名称

一种长时程且位置自检的脉搏检测仪及其脉搏检测方法

(57)摘要

本发明公开了一种长时程且位置自检的脉搏检测仪及其脉搏检测方法。过去长时程脉搏检测装置的检测精度不高,以及无法显示测量点是否为最佳测量点。本发明一种长时程且位置自检的脉搏检测仪,包括脉搏传感器、信息放大传输电路、交互器、控制器和松紧调节器。所述的脉搏传感器包括检测壳体、n根横向压电薄膜条和n根纵向压电薄膜条。依次排列的n根横向压电薄膜条和依次排列的n根纵向压电薄膜条均设置在检测壳体内,交错排列成网格状。n根横向压电薄膜条和n根纵向压电薄膜条均通过信息放大传输电路与控制器连接。本发明能够提示使用者调整脉搏传感器的位置以提高检测精度,并通过位移补偿的方式提高当前检测结果的精度。



1. 一种长时程且位置自检的脉搏检测仪,包括脉搏传感器、信息放大传输电路、交互器、控制器和松紧调节器;其特征在于:所述的脉搏传感器包括检测壳体、n根横向压电薄膜条和n根纵向压电薄膜条;依次排列的n根横向压电薄膜条和依次排列的n根纵向压电薄膜条均设置在检测壳体内,交错排列成网格状;n根横向压电薄膜条和n根纵向压电薄膜条均通过信息放大传输电路与控制器连接;

所述的交互器包括显示壳体、蜂鸣器、显示屏和调整提示灯;所述的显示屏设置在显示壳体外侧面的中部;四个调整提示灯均呈箭头状,且沿显示屏的周向均布在显示壳体上;蜂鸣器设置在显示壳体的外侧面上;显示屏及调整提示灯均与控制器相连。

2. 根据权利要求1所述的一种长时程且位置自检的脉搏检测仪,其特征在于:还包括供电电源、复位电路和晶振电路;所述的晶振电路及复位电路均与控制器相连;所述的供电电源为脉搏传感器、信息放大传输电路、交互器及控制器供电;控制器采用8051单片机。

3. 根据权利要求1所述的一种长时程且位置自检的脉搏检测仪,其特征在于:所述的横向压电薄膜条及纵向压电薄膜条的长度均为30mm。

4. 根据权利要求1所述的一种长时程且位置自检的脉搏检测仪,其特征在于:所述的信息放大传输电路包括锁存器、A/D转换电路和放大器;n根横向压电薄膜条的信号输出端与锁存器的n个输入引脚分别相连;锁存器的n个输入引脚与n个放大器的输入引脚分别相连;n根纵向压电薄膜条的信号输出端与n个放大器的输入引脚分别相连;锁存器的使能引脚与控制器相连;n个放大器的输出引脚与数模转换器的n个模拟信号输入引脚分别相连;数模转换器的n个模拟信号输出引脚与控制器的n个I/O分别相连。

5. 根据权利要求1所述的一种长时程且位置自检的脉搏检测仪,其特征在于:所述显示壳体的两侧与检测壳体的两侧分别通过腕带连接;两根腕带的内侧均设置有松紧调节器;松紧调节器采用压电陶瓷;其中一根腕带通过两根扣合在一起的子腕带组成。

6. 根据权利要求1所述的一种长时程且位置自检的脉搏检测仪,其特征在于:所述的交互器还包括报警灯、测量指示灯和电源指示灯;所述的报警灯、测量指示灯及电源指示灯均设置在显示壳体的外侧面上;报警灯、测量指示灯及电源指示灯均与控制器相连。

7. 如权利要求1所述的一种长时程且位置自检的脉搏检测仪的脉搏检测方法,其特征在于:步骤一、使用者将显示壳体、检测壳体、两根腕带连成的环形戴到腕部,使得横向压电薄膜条的长度方向与使用者小臂的长度方向平行;以使用者的手掌到手背的方向作为观察方向,定义脉搏传感器的上、下、左、右四个方向,在观察方向上,上方、右方、下方、左方沿着顺时针方向依次排列;脉搏传感器的左方到右方的方向为使用者小臂到手掌的方向;对n根纵向压电薄膜条沿着从左到右的方向依次排序;对n根横向压电薄膜条沿着从上到下的方向依次排序;每隔d执行一次步骤二至十,d为采样周期;

步骤二、n根横向压电薄膜条和n根纵向压电薄膜条受到压力;n根横向压电薄膜条和n根纵向压电薄膜条将自身检测到的模拟信号通过信息放大传输电路传输给控制器;

步骤三、数据处理;

3-1. 建立横向电荷量集合 Q_1 和纵向电荷量集合 Q_2 如下:

$$Q_1 = \{q_{11}, q_{12}, \dots, q_{1n}\}$$

$$Q_2 = \{q_{21}, q_{22}, \dots, q_{2n}\}$$

其中, s_{1k} 为第k根横向压电薄膜条输出的电压最大值; s_{2k} 为第k根纵向压电薄膜条输出

的电压最大值; $k=1,2,\dots,n$;

根据横向电荷量集合 Q_1 和纵向电荷量集合 Q_2 ,建立二维电荷量集合 Q'

$$Q' = \begin{cases} \{q'_{11}, q'_{12}, \dots, q'_{1n}\}, \\ \{q'_{21}, q'_{22}, \dots, q'_{2n}\}, \\ \dots \\ \{q'_{n1}, q'_{n2}, \dots, q'_{nm}\} \end{cases}$$

其中, $s'_{ij}=s_{1i}+s_{2j}$; $i=1,2,\dots,n$; $j=1,2,\dots,n$;

3-2. 建立二维电压集合 U ;

$$U = \begin{cases} \{u_{11}, u_{12}, \dots, u_{1n}\}, \\ \{u_{21}, u_{22}, \dots, u_{2n}\}, \\ \dots \\ \{u_{n1}, u_{n2}, \dots, u_{nm}\} \end{cases}$$

其中, $u_{ij} = -\frac{q'_{ij} + q_{cij}}{C_f}$; $i=1,2,\dots,n$; $j=1,2,\dots,n$; q_{cij} 为第 i 根横向压电薄膜条与第 j 根

横向压电薄膜条的交点处的误差电荷量; C_f 为信息放大传输电路2的放大器内电容的电容值大小;

3-3. 建立脉搏压力矩阵 F

$$F = \begin{cases} \{F_{11}, F_{12}, \dots, F_{1n}\}, \\ \{F_{21}, F_{22}, \dots, F_{2n}\}, \\ \dots \\ \{F_{n1}, F_{n2}, \dots, F_{nm}\} \end{cases}$$

其中, $F_{ij} = -\frac{C_f \beta_{33}^T}{g_{33}} u_{ij}$; β_{33}^T 为横向压电薄膜条及纵向压电薄膜条的自由介电常数; g_{33} 为

横向压电薄膜条及纵向压电薄膜条的压电电压常数;

步骤四、将脉搏压力矩阵 F 内的最大值称为 F_{ab} ; a 表示 F_{ab} 在脉搏压力矩阵 F 中的行序号; b 表示 F_{ab} 在脉搏压力矩阵 F 中的列序号; F_{ab} 为第 a 根横向压电薄膜条和第 b 根纵向压电薄膜条交点处受到的压力值; 若 $\lfloor n/8 \rfloor < a < \lfloor 7n/8 \rfloor$ 且 $\lfloor n/8 \rfloor < b < \lfloor 7n/8 \rfloor$; 则直接进入步骤十; 否则, 蜂鸣器8.2开始震动, 并进入步骤五;

步骤五、四个测量指示灯分别为上指示灯、下指示灯、左指示灯、右指示灯; 上指示灯与脉搏传感器的下方对齐; 下指示灯与脉搏传感器的上方对齐; 左指示灯与脉搏传感器的左方对齐; 右指示灯与脉搏传感器的右方对齐; 若 $a \leq \lfloor n/8 \rfloor$, 则上指示灯亮起; 若 $a \geq \lfloor 7n/8 \rfloor$, 则下指示灯亮起; 若 $b \leq \lfloor n/8 \rfloor$, 则左指示灯亮起; 若 $b \geq \lfloor 7n/8 \rfloor$, 则右指示灯亮起;

步骤六、判断检测到脉搏压力矩阵 F 是否正常, 并选择位移补偿方式;

6-1. 提取脉搏压力矩阵 F 的最大中心 5×5 阵列, 并提取一个标准压力矩阵的最大中心 5×5 阵列; 一个矩阵的最大中心 5×5 阵列表示以该矩阵的最大值为中心的 5×5 的矩阵; 标准

压力矩阵有多个,是通过提前测量得到;

将脉搏压力矩阵F的最大中心 5×5 阵列减去标准压力矩阵的最大中心 5×5 阵列,得到 5×5 的偏差矩阵;若偏差矩阵内所有元素的平方和小于0.3,则进入步骤;否则,显示屏提示使用者重新检测;

6-2.判断脉搏压力矩阵F内的最大值 F_{ab} 是否在 $D_1 \sim D_2$ 的范围内; $D_1 \sim D_2$ 为脉搏压力峰值的正常范围;若脉搏压力矩阵F内的最大值在 $D_1 \sim D_2$ 的范围内,则执行步骤七;否则执行步骤八和九;

步骤七、小位移补偿;

7-1.若 $a \leq \lfloor n/8 \rfloor$,则创建一个 $n \times n$ 的过渡矩阵new;将脉搏压力矩阵F的第a行至第 $a+n/2$ 行元素放置到过渡矩阵new的第 $n/2+1$ 行到第n行;更新过渡矩阵new的第一行到第 $n/2$ 行,使得过渡矩阵new的第1行到第 $n/2$ 行与过渡矩阵new第 $n/2+1$ 行到第n行互为镜像矩阵;之后,以过渡矩阵作为新的脉搏压力矩阵F;

若 $a \geq \lfloor 7n/8 \rfloor$,则创建一个 $n \times n$ 的过渡矩阵new;将脉搏压力矩阵F的第 $a-n/2+1$ 行至第a行元素放置到过渡矩阵new的第1行到第 $n/2$ 行;更新过渡矩阵new的第 $n/2+1$ 行到第n行,使得过渡矩阵new的第一行到第 $n/2$ 行与过渡矩阵new第 $n/2+1$ 行到第n行互为镜像矩阵;之后,以过渡矩阵作为新的脉搏压力矩阵F;

7-2.若 $b \leq \lfloor n/8 \rfloor$,则创建一个 $n \times n$ 的过渡矩阵new;将脉搏压力矩阵F的第b列至第 $b+n/2$ 列元素放置到过渡矩阵new的第 $n/2+1$ 列到第n列;更新过渡矩阵new的第一列到第 $n/2$ 列,使得过渡矩阵new的第1列到第 $n/2$ 列与过渡矩阵new第 $n/2+1$ 列到第n列互为镜像矩阵;之后,以过渡矩阵作为新的脉搏压力矩阵F;

若 $b \geq \lfloor 7n/8 \rfloor$,则创建一个 $n \times n$ 的过渡矩阵new;将脉搏压力矩阵F的第 $b-n/2+1$ 列至第b列元素放置到过渡矩阵new的第1列到第 $n/2$ 列;更新过渡矩阵new的第 $n/2+1$ 列到第n列,使得过渡矩阵new的第一列到第 $n/2$ 列与过渡矩阵new第 $n/2+1$ 列到第n列互为镜像矩阵;之后,以过渡矩阵作为新的脉搏压力矩阵F;

7-3.进入步骤十;

步骤八、大位移补偿;

8-1.将1赋值给i;

8-2.计算步骤三所得的脉搏压力矩阵F与第i个标准压力矩阵 S_i 的比例调整参数 $h_i = (S_{i,max} - F_{ab}) / S_{i,max}$; $S_{i,max}$ 为第i个标准压力矩阵 S_i 内的最大值; $S_{i,max}$ 在第i个标准压力矩阵 S_i 内所处的行序号为 x_i ,所处的列序号为 y_i ;

在脉搏压力矩阵F截取出矩阵 F_i' ;在第i个标准压力矩阵 S_i 截取出矩阵 S_i' ;

若 $a \leq x_i$ 且 $b \leq y_i$,则矩阵 F_i' 为脉搏压力矩阵F的第一行至第 $a+n-x_i$ 行与第一列至第 $b+n-y_i$ 列的相交区域;矩阵 S_i' 为第i个标准压力矩阵 S_i 的第 x_i-a+1 行至第n行与第 y_i-b+1 列至第n列的相交区域;

若 $a \leq x_i$ 且 $b > y_i$,则矩阵 F_i' 为脉搏压力矩阵F的第一行至第 $a+n-x_i$ 行与第 $b-y_i+1$ 列至第n列的相交区域;矩阵 S_i' 为第i个标准压力矩阵 S_i 的第 x_i-a+1 行至第n行与第一列至第 y_i+n-b 列的相交区域;

若 $a > x_i$ 且 $b \leq y_i$,则矩阵 F_i' 为脉搏压力矩阵F的第 $a-x_i+1$ 行至第n行与第一列至第 $b+n-$

y_i 列的相交区域;矩阵 S'_i 为第 i 个标准压力矩阵 S_i 的第一行至第 x_i+n-a 行与第 y_i-b+1 列至第 n 列的相交区域;

若 $a > x_i$ 且 $b > y_i$,则矩阵 F_i' 为脉搏压力矩阵 F 的第 $a-x_i+1$ 行至第 n 行与第 $b-y_i+1$ 列至第 n 列的相交区域;矩阵 S'_i 为第 i 个标准压力矩阵 S_i 的第一行至第 x_i+n-a 行与第 n 行与第一列至第 y_i+n-b 列的相交区域;

8-3. 定义步骤所得的矩阵 F_i' 内元素 f' 与矩阵 S'_i 上与 f' 对应位置元素 s' 的相关系数 $\gamma = |f' - h_i \times s'|$;之后进入步骤;

8-4. 若矩阵 F_i' 上所有位置的元素与矩阵 S'_i 上对应位置的元素的相关系数均小于阈值 Y ,则将第 i 个标准压力矩阵 S_i 作为特征压力矩阵,将比例调整参数 h_i 作为最终调节系数 h ,并进入步骤;否则,将 i 增大1后,重复步骤和;

8-5. 若 $a \leq x_i$ 且 $b \leq y_i$,则将特征压力矩阵中第 x_i-a 行至第 n 行与第 y_i-b 列至第 n 列的相交区域替换为脉搏压力矩阵 F 的第一行至第 $a+n-x_i$ 行与第一列至第 $b+n-y_i$ 列的相交区域;

若 $a \leq x_i$ 且 $b > y_i$,则将特征压力矩阵中第 x_i-a 行至第 n 行与第一列至第 y_i+n-b 列的相交区域替换为脉搏压力矩阵 F 的第一行至第 $a+n-x_i$ 行与第 y_i-b 列至第 n 列的相交区域;

若 $a > x_i$ 且 $b \leq y_i$,则将特征压力矩阵中第一行至第 x_i+n-a 行与第 y_i-b 列至第 n 列的相交区域替换为脉搏压力矩阵 F 的第 $a-x_i$ 行至第 n 行与第一列至第 $b+n-y_i$ 列的相交区域;

若 $a > x_i$ 且 $b > y_i$,则将特征压力矩阵中第一行至第 x_i+n-a 行与第一列至第 y_i+n-b 列的相交区域替换为脉搏压力矩阵 F 的第 $a-x_i$ 行至第 n 行与第 y_i-b 列至第 n 列的相交区域;

步骤九、将脉搏压力矩阵 F 替换为步骤八所得的特征压力矩阵;之后进入步骤十;

步骤十、将脉搏压力矩阵 F 内的各元素在一个空间直角坐标系中进行描点;空间直角坐标系的横坐标、纵坐标表示点在脉搏传感器上的位置;将空间直角坐标系中的离散点拟合为脉搏特征曲面。

8. 根据权利要求7所述的一种长时程且位置自检的脉搏检测仪的脉搏检测方法,其特征在于:所述标准压力矩阵的获取方法如下:挑选 t 名脉搏正常的成年人, $t > 100$,利用将脉搏传感器贴合到这些成年人小臂上正确的位置对进行标准的脉搏测量,得到的各脉搏压力矩阵即为标准压力矩阵;各标准压力矩阵储存在控制器7的存储器中。

9. 根据权利要求7所述的一种长时程且位置自检的脉搏检测仪的脉搏检测方法,其特征在于:步骤十之后,求出所得脉搏特征曲面中 z 轴最大值;

执行步骤二至十的同时,每隔 T 时间执行一次步骤十一, $10s \leq T \leq 100s$;

步骤十一具体为:将前 T 时长内所得的所有脉搏特征曲面中 z 轴最大值绘入横坐标为时间,纵坐标为压力值的平面之间坐标系中,得到脉搏曲线图;求出脉搏曲线图中有效峰值的个数 1 ;有效峰值表示大于曲线最大值的80%的峰值;计算脉搏频率 $f = 1/T$ 。

一种长时程且位置自检的脉搏检测仪及其脉搏检测方法

技术领域

[0001] 本发明属于生物检测技术领域,具体涉及一种利用压电薄膜准确、可靠的性质测量患者的脉搏跳动的脉搏检测仪及其脉搏检测方法。

背景技术

[0002] 压电材料如今的发展已经不仅在机械制造和机械检测行业,随着不同材料的问世,压电薄膜渐渐成为压电材料的主体。脉搏作为人重要的一项生理特征,它是由于心脏周期性跳动,带动血液循环,促使主动脉中的容积和压力发生变化,引起动脉血管壁的振动所产生的。脉搏的跳动周期和频率以及强度可以显示一些人的生理状态。所以对脉搏的检测于此诞生。

[0003] 由于过去长时程脉搏检测装置的检测精度不高,以及无法显示测量点是否为最佳测量点,所以导致一些脉搏测量时会有一些操作误差,且输出的结果和真实需求的结果有一些偏差值。同时由于是接触测量,而且温度会对压电脉搏传感器的输出造成一定影响,部分仪器对温度也没有具体的补偿,测量环境也有所限制。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种长时程测点调节脉搏检测仪。

[0005] 本发明一种长时程且位置自检的脉搏检测仪,包括脉搏传感器、信息放大传输电路、交互器、控制器和松紧调节器。所述的脉搏传感器包括检测壳体、 n 根横向压电薄膜条和 n 根纵向压电薄膜条。依次排列的 n 根横向压电薄膜条和依次排列的 n 根纵向压电薄膜条均设置在检测壳体内,交错排列成网格状。 n 根横向压电薄膜条和 n 根纵向压电薄膜条均通过信息放大传输电路与控制器连接。

[0006] 所述的交互器包括显示壳体、蜂鸣器、显示屏和调整提示灯。所述的显示屏设置在显示壳体外侧面的中部。四个调整提示灯均呈箭头状,且沿显示屏的周向均布在显示壳体上。蜂鸣器设置在显示壳体的外侧面上。显示屏及调整提示灯均与控制器相连。

[0007] 进一步地,本发明一种长时程且位置自检的脉搏检测仪还包括供电电源、复位电路和晶振电路。所述的晶振电路及复位电路均与控制器相连。所述的供电电源为脉搏传感器、信息放大传输电路、交互器及控制器供电。控制器采用8051单片机。

[0008] 进一步地,所述的横向压电薄膜条及纵向压电薄膜条的长度均为30mm。

[0009] 进一步地,所述的信息放大传输电路包括锁存器、A/D转换电路和放大器。 n 根横向压电薄膜条的信号输出端与锁存器的 n 个输入引脚分别相连。锁存器的 n 个输入引脚与 n 个放大器的输入引脚分别相连。 n 根纵向压电薄膜条的信号输出端与 n 个放大器的输入引脚分别相连。锁存器的使能引脚与控制器相连。 n 个放大器的输出引脚与数模转换器的 n 个模拟信号输入引脚分别相连。数模转换器的 n 个模拟信号输出引脚与控制器的 n 个I/O分别相连。

[0010] 进一步地,所述显示壳体的两侧与检测壳体的两侧分别通过腕带连接。两根腕带的内侧均设置有松紧调节器。松紧调节器采用压电陶瓷。其中一根腕带通过两根扣合在一

起的子腕带组成。

[0011] 进一步地,所述的交互器还包括报警灯、测量指示灯和电源指示灯。所述的报警灯、测量指示灯及电源指示灯均设置在显示壳体的外侧面上。报警灯、测量指示灯及电源指示灯均与控制器相连。

[0012] 该长时程且位置自检的脉搏检测仪的脉搏检测方法具体如下:

[0013] 步骤一、使用者将显示壳体、检测壳体、两根腕带连成的环形戴到腕部,使得横向压电薄膜条的长度方向与使用者小臂的长度方向平行。以使用者的手掌到手背的方向作为观察方向,定义脉搏传感器的上、下、左、右四个方向,在观察方向上,上方、右方、下方、左方沿着顺时针方向依次排列。脉搏传感器的左方到右方的方向为使用者小臂到手掌的方向。对n根纵向压电薄膜条沿着从左到右的方向依次排序。对n根横向压电薄膜条沿着从上到下的方向依次排序。每隔d执行一次步骤二至十,d为采样周期。

[0014] 步骤二、n根横向压电薄膜条和n根纵向压电薄膜条受到压力。n根横向压电薄膜条和n根纵向压电薄膜条将自身检测到的模拟信号通过信息放大传输电路传输给控制器。

[0015] 步骤三、数据处理。

[0016] 3-1. 建立横向电荷量集合 Q_1 和纵向电荷量集合 Q_2 如下:

$$[0017] \quad Q_1 = \{q_{11}, q_{12}, \dots, q_{1n}\}$$

$$[0018] \quad Q_2 = \{q_{21}, q_{22}, \dots, q_{2n}\}$$

[0019] 其中, s_{1k} 为第k根横向压电薄膜条输出的电压最大值; s_{2k} 为第k根纵向压电薄膜条输出的电压最大值; $k=1, 2, \dots, n$ 。

[0020] 根据横向电荷量集合 Q_1 和纵向电荷量集合 Q_2 ,建立二维电荷量集合 Q'

$$[0021] \quad Q' = \begin{Bmatrix} \{q'_{11}, q'_{12}, \dots, q'_{1n}\}, \\ \{q'_{21}, q'_{22}, \dots, q'_{2n}\}, \\ \dots \\ \{q'_{n1}, q'_{n2}, \dots, q'_{nn}\} \end{Bmatrix}$$

[0022] 其中, $s'_{ij} = s_{1i} + s_{2j}$; $i=1, 2, \dots, n$; $j=1, 2, \dots, n$ 。

[0023] 3-2. 建立二维电压集合U。

$$[0024] \quad U = \begin{Bmatrix} \{u_{11}, u_{12}, \dots, u_{1n}\}, \\ \{u_{21}, u_{22}, \dots, u_{2n}\}, \\ \dots \\ \{u_{n1}, u_{n2}, \dots, u_{nn}\} \end{Bmatrix}$$

[0025] 其中, $u_{ij} = -\frac{q'_{ij} + q_{cij}}{C_f}$; $i=1, 2, \dots, n$; $j=1, 2, \dots, n$; q_{cij} 为第i根横向压电薄膜条与第j根纵向压电薄膜条的交点处的误差电荷量。 C_f 为信息放大传输电路2的放大器内电容的电容值大小。

[0026] 3-3. 建立脉搏压力矩阵F

$$[0027] \quad F = \begin{Bmatrix} \{F_{11}, F_{12}, \dots, F_{1n}\}, \\ \{F_{21}, F_{22}, \dots, F_{2n}\}, \\ \dots \\ \{F_{n1}, F_{n2}, \dots, F_{nm}\} \end{Bmatrix}$$

[0028] 其中, $F_{ij} = -\frac{C_f \beta_{33}^T}{g_{33}} u_{ij}$; β_{33}^T 为横向压电薄膜条及纵向压电薄膜条的自由介电常数。

g_{33} 为横向压电薄膜条及纵向压电薄膜条的压电电压常数。

[0029] 步骤四、将脉搏压力矩阵F内的最大值称为 F_{ab} ; a表示 F_{ab} 在脉搏压力矩阵F中的行序号; b表示 F_{ab} 在脉搏压力矩阵F中的列序号; F_{ab} 为第a根横向压电薄膜条和第b根纵向压电薄膜条交点处受到的压力值。若 $\lfloor n/8 \rfloor < a < \lfloor 7n/8 \rfloor$ 且 $\lfloor n/8 \rfloor < b < \lfloor 7n/8 \rfloor$; 则直接进入步骤十; 否则, 蜂鸣器8.2开始震动, 并进入步骤五。

[0030] 步骤五、四个测量指示灯分别为上指示灯、下指示灯、左指示灯、右指示灯。上指示灯与脉搏传感器的下方对齐。下指示灯与脉搏传感器的上方对齐。左指示灯与脉搏传感器的左方对齐。右指示灯与脉搏传感器的右方对齐。若 $a \leq \lfloor n/8 \rfloor$, 则上指示灯亮起。若 $a \geq \lfloor 7n/8 \rfloor$, 则下指示灯亮起。若 $b \leq \lfloor n/8 \rfloor$, 则左指示灯亮起。若 $b \geq \lfloor 7n/8 \rfloor$, 则右指示灯亮起。

[0031] 步骤六、判断检测到脉搏压力矩阵F是否正常, 并选择位移补偿方式。

[0032] 6-1. 提取脉搏压力矩阵F的最大中心 5×5 阵列, 并提取一个标准压力矩阵的最大中心 5×5 阵列。一个矩阵的最大中心 5×5 阵列表示以该矩阵的最大值为中心的 5×5 的矩阵。标准压力矩阵有多个, 是通过提前测量得到。

[0033] 将脉搏压力矩阵F的最大中心 5×5 阵列减去标准压力矩阵的最大中心 5×5 阵列, 得到 5×5 的偏差矩阵。若偏差矩阵内所有元素的平方和小于0.3, 则进入步骤; 否则, 显示屏提示使用者重新检测。

[0034] 6-2. 判断脉搏压力矩阵F内的最大值 F_{ab} 是否在 $D_1 \sim D_2$ 的范围内。 $D_1 \sim D_2$ 为脉搏压力峰值的正常范围。若脉搏压力矩阵F内的最大值在 $D_1 \sim D_2$ 的范围内, 则执行步骤七; 否则执行步骤八和九。

[0035] 步骤七、小位移补偿。

[0036] 7-1. 若 $a \leq \lfloor n/8 \rfloor$, 则创建一个 $n \times n$ 的过渡矩阵new。将脉搏压力矩阵F的第a行至第 $a+n/2$ 行元素放置到过渡矩阵new的第 $n/2+1$ 行到第n行。更新过渡矩阵new的第一行到第 $n/2$ 行, 使得过渡矩阵new的第1行到第 $n/2$ 行与过渡矩阵new第 $n/2+1$ 行到第n行互为镜像矩阵。之后, 以过渡矩阵作为新的脉搏压力矩阵F。

[0037] 若 $a \geq \lfloor 7n/8 \rfloor$, 则创建一个 $n \times n$ 的过渡矩阵new。将脉搏压力矩阵F的第 $a-n/2+1$ 行至第a行元素放置到过渡矩阵new的第1行到第 $n/2$ 行。更新过渡矩阵new的第 $n/2+1$ 行到第n行, 使得过渡矩阵new的第一行到第 $n/2$ 行与过渡矩阵new第 $n/2+1$ 行到第n行互为镜像矩阵。之后, 以过渡矩阵作为新的脉搏压力矩阵F。

[0038] 7-2. 若 $b \leq \lfloor n/8 \rfloor$, 则创建一个 $n \times n$ 的过渡矩阵new。将脉搏压力矩阵F的第b列至

第 $b+n/2$ 列元素放置到过渡矩阵new的第 $n/2+1$ 列到第 n 列。更新过渡矩阵new的第一列到第 $n/2$ 列,使得过渡矩阵new的第1列到第 $n/2$ 列与过渡矩阵new第 $n/2+1$ 列到第 n 列互为镜像矩阵。之后,以过渡矩阵作为新的脉搏压力矩阵F。

[0039] 若 $b \geq \lfloor 7n/8 \rfloor$,则创建一个 $n \times n$ 的过渡矩阵new。将脉搏压力矩阵F的第 $bn/2+1$ 列至第 b 列元素放置到过渡矩阵new的第1列到第 $n/2$ 列。更新过渡矩阵new的第 $n/2+1$ 列到第 n 列,使得过渡矩阵new的第一列到第 $n/2$ 列与过渡矩阵new第 $n/2+1$ 列到第 n 列互为镜像矩阵。之后,以过渡矩阵作为新的脉搏压力矩阵F。

[0040] 7-3. 进入步骤十。

[0041] 步骤八、大位移补偿:

[0042] 8-1. 将1赋值给 i 。

[0043] 8-2. 计算步骤三所得的脉搏压力矩阵F与第 i 个标准压力矩阵 S_i 的比例调整参数 $h_i = (S_{i,max} - F_{ab}) / S_{i,max} \circ S_{i,max}$ 为第 i 个标准压力矩阵 S_i 内的最大值。 $S_{i,max}$ 在第 i 个标准压力矩阵 S_i 内所处的行序号为 x_i ,所处的列序号为 y_i 。

[0044] 在脉搏压力矩阵F截取出矩阵 F_i' 。在第 i 个标准压力矩阵 S_i 截取出矩阵 S_i' 。

[0045] 若 $a \leq x_i$ 且 $b \leq y_i$,则矩阵 F_i' 为脉搏压力矩阵F的第一行至第 $a+n-x_i$ 行与第一列至第 $b+n-y_i$ 列的相交区域;矩阵 S_i' 为第 i 个标准压力矩阵 S_i 的第 x_i-a+1 行至第 n 行与第 y_i-b+1 列至第 n 列的相交区域。

[0046] 若 $a \leq x_i$ 且 $b > y_i$,则矩阵 F_i' 为脉搏压力矩阵F的第一行至第 $a+n-x_i$ 行与第 $b-y_i+1$ 列至第 n 列的相交区域;矩阵 S_i' 为第 i 个标准压力矩阵 S_i 的第 x_i-a+1 行至第 n 行与第一列至第 y_i+n-b 列的相交区域。

[0047] 若 $a > x_i$ 且 $b \leq y_i$,则矩阵 F_i' 为脉搏压力矩阵F的第 $a-x_i+1$ 行至第 n 行与第一列至第 $b+n-y_i$ 列的相交区域;矩阵 S_i' 为第 i 个标准压力矩阵 S_i 的第一行至第 x_i+n-a 行与第 y_i-b+1 列至第 n 列的相交区域。

[0048] 若 $a > x_i$ 且 $b > y_i$,则矩阵 F_i' 为脉搏压力矩阵F的第 $a-x_i+1$ 行至第 n 行与第 $b-y_i+1$ 列至第 n 列的相交区域;矩阵 S_i' 为第 i 个标准压力矩阵 S_i 的第一行至第 x_i+n-a 行与第 n 行与第一列至第 y_i+n-b 列的相交区域。

[0049] 8-3. 定义步骤所得的矩阵 F_i' 内元素 f' 与矩阵 S_i' 上与 f' 对应位置元素 s' 的相关系数 $\gamma = |f' - h_i \times s'|$ 。之后进入步骤。

[0050] 8-4. 若矩阵 F_i' 上所有位置的元素与矩阵 S_i' 上对应位置的元素的相关系数均小于阈值 Y ,则将第 i 个标准压力矩阵 S_i 作为特征压力矩阵,将比例调整参数 h_i 作为最终调节系数 h ,并进入步骤;否则,将 i 增大1后,重复步骤和。

[0051] 8-5. 若 $a \leq x_i$ 且 $b \leq y_i$,则将特征压力矩阵中第 x_i-a 行至第 n 行与第 y_i-b 列至第 n 列的相交区域替换为脉搏压力矩阵F的第一行至第 $a+n-x_i$ 行与第一列至第 $b+n-y_i$ 列的相交区域。

[0052] 若 $a \leq x_i$ 且 $b > y_i$,则将特征压力矩阵中第 x_i-a 行至第 n 行与第一列至第 y_i+n-b 列的相交区域替换为脉搏压力矩阵F的第一行至第 $a+n-x_i$ 行与第 y_i-b 列至第 n 列的相交区域。

[0053] 若 $a > x_i$ 且 $b \leq y_i$,则将特征压力矩阵中第一行至第 x_i+n-a 行与第 y_i-b 列至第 n 列的相交区域替换为脉搏压力矩阵F的第 $a-x_i$ 行至第 n 行与第一列至第 $b+n-y_i$ 列的相交区域。

[0054] 若 $a > x_i$ 且 $b > y_i$,则将特征压力矩阵中第一行至第 x_i+n-a 行与第一列至第 y_i+n-b

列的相交区域替换为脉搏压力矩阵F的第 $a-x_i$ 行至第n行与第 y_i-b 列至第n列的相交区域。

[0055] 步骤九、将脉搏压力矩阵F替换为步骤八所得的特征压力矩阵。之后进入步骤十。

[0056] 步骤十、将脉搏压力矩阵F内的各元素在一个空间直角坐标系中进行描点。空间直角坐标系的横坐标、纵坐标表示点在脉搏传感器上的位置。将空间直角坐标系中的离散点拟合为脉搏特征曲面。

[0057] 进一步地,所述标准压力矩阵的获取方法如下:挑选t名脉搏正常的成年人, $t > 100$,利用将脉搏传感器贴合到这些成年人小臂上正确的位置对进行标准的脉搏测量,得到的各脉搏压力矩阵即为标准压力矩阵。各标准压力矩阵储存在控制器7的存储器中。

[0058] 进一步地,步骤十之后,求出所得脉搏特征曲面中z轴最大值。

[0059] 执行步骤二至十的同时,每隔T时间执行一次步骤十一, $10s \leq T \leq 100s$ 。

[0060] 步骤十一具体为:将前T时长内所得的所有脉搏特征曲面中z轴最大值绘入横坐标为时间,纵坐标为压力值的平面之间坐标系中,得到脉搏曲线图;求出脉搏曲线图中有效峰值的个数1。有效峰值表示大于曲线最大值的80%的峰值。计算脉搏频率 $f = 1/T$ 。

[0061] 本发明具有的有益效果是:

[0062] 1、本发明具有测量极限补偿作用以及可以交互式调整系统,进而能够提示使用者调整脉搏传感器的位置以提高检测精度,并通过位移补偿的方式提高当前检测结果的精度。

[0063] 2、本发明结构相对简单,携带方便,监测数据也可通过显示屏直接显示给用户。

[0064] 3、本发明的控制器采用8051单片机。用于对检测数据进行滤波、定位以及反馈的作用,具有一定的可控性、抗干扰能力以及成本低的优点。

附图说明

[0065] 图1为本发明的立体图;

[0066] 图2为本发明的系统框图;

[0067] 图3为本发明中脉搏传感的示意图;

[0068] 图4为本发明中交互器的正面示意图;

具体实施方式

[0069] 以下结合附图对本发明作进一步说明。

[0070] 如图1和2所示,一种长时程且位置自检的脉搏检测仪,包括脉搏传感器1、信息放大传输电路2、供电电源3、交互器4、复位电路5、晶振电路6、控制器7、腕带8和松紧调节器。控制器7采用8051单片机。晶振电路6及复位电路5均与控制器7相连。供电电源3为脉搏传感器1、信息放大传输电路2、交互器4及控制器7供电。

[0071] 如图2和3所示,脉搏传感器1包括检测壳体1-1、n根横向压电薄膜条1-2和n根纵向压电薄膜条1-3。 $n = 16$ 。横向压电薄膜条1-2及纵向压电薄膜条1-3的长度均为30mm。互相平行且间隔设置的n根纵向压电薄膜条1-3均设置在检测壳体1-1的内侧面。垂直于纵向压电薄膜条1-3且间隔设置的n根横向压电薄膜条1-2均与n根纵向压电薄膜条1-3固定。使得依次排列的n根横向压电薄膜条1-2和依次排列的n根纵向压电薄膜条1-3交错排列成网格状。压电薄膜条通过间隔设置,能够防止干扰电荷影响测量结果。检测过程中,横向压电薄膜条

1-2与人手的腕部以上三指处贴合,用于接收脉搏信号的大小。纵向压电薄膜条1-3用于为脉搏传感器1的位置检测提供信息。

[0072] 信息放大传输电路2包括锁存器2-1、A/D转换电路2-2和放大器2-3。 n 根横向压电薄膜条1-2的信号输出端与锁存器2-1的 n 个输入引脚分别相连。锁存器2-1的 n 个输入引脚与 n 个放大器2-3的输入引脚分别相连。 n 根纵向压电薄膜条1-3的信号输出端与 n 个放大器2-3的输入引脚分别相连。锁存器2-1的使能引脚与控制器7相连。 n 个放大器2-3的输出引脚与数模转换器的 n 个模拟信号输入引脚分别相连。数模转换器的 n 个模拟信号输出引脚与控制器7的 n 个I/O分别相连。

[0073] 如图2和4所示,交互器4包括显示壳体4-1、蜂鸣器4-2、显示屏4-3、报警灯4-4、测量指示灯4-5、电源指示灯4-6和调整提示灯4-7。显示屏4-3设置在显示壳体4-1外侧面的中部。四个调整提示灯4-7均呈箭头状,且沿显示屏4-3的周向均布在显示壳体4-1上。报警灯4-4、测量指示灯4-5、电源指示灯4-6、蜂鸣器4-2均设置在显示壳体4-1的外侧面上。显示屏4-3、报警灯4-4、测量指示灯4-5、电源指示灯4-6及调整提示灯4-7均与控制器7相连。显示壳体4-1的两侧与检测壳体1-1的两侧分别通过腕带8连接。两根腕带8的内侧均设置有松紧调节器。松紧调节器采用压电陶瓷。其中一根腕带8通过两根扣合在一起的子腕带组成。

[0074] 该长时程且位置自检的脉搏检测仪的脉搏检测方法具体如下:

[0075] 该长时程且位置自检的脉搏检测仪在使用前已用于多个健康的成年人,分别通过标准测量得到标准压力矩阵。标准压力矩阵由通过该长时程且位置自检的脉搏检测仪测得的 $n \times n$ 个脉搏压力值组成。标准压力矩阵内的最大值位于标准压力矩阵的中心处(即最大值是最中心的 2×2 矩阵中的一个元素)。所有标准压力矩阵内最大值,作为标准压力下限 D_1 ;所有标准压力矩阵内最小值,作为标准压力下限 D_2 。 $D_1 \sim D_2$ 为脉搏压力峰值的正常范围。

[0076] 步骤一、使用者将显示壳体4-1、检测壳体1-1、两根腕带8连成的环形戴到腕部,并使得脉搏传感器1上的横向压电薄膜条1-2与使用者小臂内侧接触,横向压电薄膜条1-2的长度方向与使用者小臂的长度方向平行。以使用者的手掌到手背的方向作为观察方向,定义脉搏传感器的上、下、左、右四个方向,在观察方向上,上方、右方、下方、左方沿着顺时针方向依次排列。脉搏传感器的左方到右方的方向为使用者小臂到手掌的方向。对 n 根纵向压电薄膜条1-3沿着从左到右的方向依次排序。对 n 根横向压电薄膜条1-2沿着从上到下的方向依次排序。每隔 d 执行一次步骤二至十,且每隔 T 时间执行一次步骤十一, $10s \leq T \leq 100s$ 。 d 为控制器7的采样周期,其取值为 $0.1s$ 。

[0077] 步骤二、 n 根横向压电薄膜条1-2和 n 根纵向压电薄膜条1-3受到因脉搏跳动而产生的压力,并将压力信号转化为模拟信号。 n 根横向压电薄膜条1-2将自身检测到的模拟信号传输给锁存器2-1。锁存器2-1将 n 根横向压电薄膜条1-2输出的模拟信号的峰值电压分别传输给 n 个放大器2-3。 n 根纵向压电薄膜条1-3将自身检测到的模拟信号分别传输给 n 个放大器2-3。 n 个放大器2-3将接收到的模拟信号分别放大后传输给数模转换器。数模转换器将接收到的 n 个放大后的模拟信号转化为 n 个数字信号后传输给控制器7。由于锁存器2-1将横向压电薄膜条1-2输出的电压最大值经延迟后传输给对应的放大器2-3。而纵向压电薄膜条1-3输出的电压直接传输给放大器2-3;故横向压电薄膜条1-2与纵向压电薄膜条1-3的电压最大值能够分别在不同时间到达对应的放大器2-3。使得控制器7能够分别采集各横向压电薄膜条1-2和纵向压电薄膜条1-3的电压最大值。

[0078] 步骤三、数据处理。

[0079] 3-1. 建立横向电荷量集合 Q_1 和纵向电荷量集合 Q_2 如下:

$$[0080] \quad Q_1 = \{q_{11}, q_{12}, \dots, q_{1n}\}$$

$$[0081] \quad Q_2 = \{q_{21}, q_{22}, \dots, q_{2n}\}$$

[0082] 其中, s_{1k} 为第 k 根横向压电薄膜条1-2输出的电压最大值; s_{2k} 为第 k 根纵向压电薄膜条1-3输出的电压最大值; $k=1, 2, \dots, n$ 。

[0083] 根据横向电荷量集合 Q_1 和纵向电荷量集合 Q_2 , 建立二维电荷量集合 Q'

$$[0084] \quad Q' = \begin{Bmatrix} \{q'_{11}, q'_{12}, \dots, q'_{1n}\}, \\ \{q'_{21}, q'_{22}, \dots, q'_{2n}\}, \\ \dots \\ \{q'_{n1}, q'_{n2}, \dots, q'_{nn}\} \end{Bmatrix}$$

[0085] 其中, $s'_{ij} = s_{1i} + s_{2j}$; $i=1, 2, \dots, n$; $j=1, 2, \dots, n$ 。

[0086] 3-2. 建立二维电压集合 U 。

$$[0087] \quad U = \begin{Bmatrix} \{u_{11}, u_{12}, \dots, u_{1n}\}, \\ \{u_{21}, u_{22}, \dots, u_{2n}\}, \\ \dots \\ \{u_{n1}, u_{n2}, \dots, u_{nn}\} \end{Bmatrix}$$

[0088] 其中, $u_{ij} = -\frac{q'_{ij} + q_{cij}}{C_f}$; $i=1, 2, \dots, n$; $j=1, 2, \dots, n$; q_{cij} 为第 i 根横向压电薄膜条1-2

与第 j 根横向压电薄膜条1-2的交点处的误差电荷量, 其值由提前测量得到。 C_f 为信息放大传输电路2的放大器2-3内电容的电容值大小。

[0089] 3-3. 建立脉搏压力矩阵 F

$$[0090] \quad F = \begin{Bmatrix} \{F_{11}, F_{12}, \dots, F_{1n}\}, \\ \{F_{21}, F_{22}, \dots, F_{2n}\}, \\ \dots \\ \{F_{n1}, F_{n2}, \dots, F_{nn}\} \end{Bmatrix}$$

[0091] 其中, $F_{ij} = -\frac{C_f \beta_{33}^T}{g_{33}} u_{ij}$; β_{33}^T 为横向压电薄膜条1-2及纵向压电薄膜条1-3的自由介电

常数。 g_{33} 为横向压电薄膜条1-2及纵向压电薄膜条1-3的压电电压常数。

[0092] 步骤四、将脉搏压力矩阵 F 内的最大值称为 F_{ab} ; 通过禁忌算法确定 F_{ab} 的下标 a 、 b 。 a 表示 F_{ab} 在脉搏压力矩阵 F 中的行序号; b 表示 F_{ab} 在脉搏压力矩阵 F 中的列序号; F_{ab} 为第 a 根横向压电薄膜条1-2和第 b 根纵向压电薄膜条1-3交点处受到的压力值。若 $\lfloor n/8 \rfloor < a < \lfloor 7n/8 \rfloor$ 且 $\lfloor n/8 \rfloor < b < \lfloor 7n/8 \rfloor$; 则不需要亮灯, 直接进入步骤十; 否则, 蜂鸣器4-28.2开始震动, 显示屏4-3中出现提示调整位置后再次进行测量, 并进入步骤五。

[0093] 步骤五、四个测量指示灯分别为上指示灯、下指示灯、左指示灯、右指示灯。上指示灯与脉搏传感器的下方对齐(由于交互器4与脉搏传感器分别位于手腕的两侧, 故交互器4

的上方即为脉搏传感器的下方)。下指示灯与脉搏传感器的上方对齐。左指示灯与脉搏传感器的左方对齐。右指示灯与脉搏传感器的右方对齐。若 $a \leq \lfloor n/8 \rfloor$, 则上指示灯亮起。若 $a \geq \lceil 7n/8 \rceil$, 则下指示灯亮起。若 $b \leq \lfloor n/8 \rfloor$, 则左指示灯亮起。若 $b \geq \lceil 7n/8 \rceil$, 则右指示灯亮起。

[0094] 步骤六、判断检测到脉搏压力矩阵F是否正常, 并选择位移补偿方式。

[0095] 6-1. 提取脉搏压力矩阵F的最大中心 5×5 阵列, 并提取一个标准压力矩阵的最大中心 5×5 阵列。一个矩阵的最大中心 5×5 阵列表示以该矩阵的最大值为中心的 5×5 的矩阵。

[0096] 标准压力矩阵有多个, 是通过提前测量得到, 获取方法如下: 挑选t名脉搏正常的成年人, $t > 100$, 利用将脉搏传感器贴合到这些成年人小臂上正确的位置对进行标准的脉搏测量, 得到的各脉搏压力矩阵即为标准压力矩阵。各标准压力矩阵储存在控制器7的存储器中, 并命名为 S_i ($i = 1, 2, \dots, t$)。

[0097] 将脉搏压力矩阵F的最大中心 5×5 阵列减去标准压力矩阵的最大中心 5×5 阵列, 得到 5×5 的偏差矩阵。若偏差矩阵内所有元素的平方和小于0.3, 则进入步骤6-2; 否则, 显示屏4-3提示使用者重新检测。

[0098] 6-2. 判断脉搏压力矩阵F内的最大值 F_{ab} 是否在 $D_1 \sim D_2$ 的范围内。 $D_1 \sim D_2$ 为脉搏压力峰值的正常范围。若脉搏压力矩阵F内的最大值在 $D_1 \sim D_2$ 的范围内, 则执行步骤七; 否则执行步骤八和九。

[0099] 步骤七、小位移补偿。

[0100] 7-1. 若 $a \leq \lfloor n/8 \rfloor$, 则说明脉搏压力矩阵F内的最大值 F_{ab} 接近于测量区域的上边缘。创建一个 $n \times n$ 且初始为零矩阵的过渡矩阵new。将脉搏压力矩阵F的第a行至第 $a+n/2$ 行元素放置到过渡矩阵new的第 $n/2+1$ 行到第n行。更新过渡矩阵new的第一行到第 $n/2$ 行, 使得过渡矩阵new的第1行到第 $n/2$ 行与过渡矩阵new第 $n/2+1$ 行到第n行互为镜像矩阵(即过渡矩阵的第一行与第n行相同)。之后, 以过渡矩阵作为新的脉搏压力矩阵F。

[0101] 若 $a \geq \lceil 7n/8 \rceil$, 则说明脉搏压力矩阵F内的最大值 F_{ab} 接近于测量区域的下边缘。创建一个 $n \times n$ 且初始为零矩阵的过渡矩阵new。将脉搏压力矩阵F的第 $a-n/2+1$ 行至第a行元素放置到过渡矩阵new的第1行到第 $n/2$ 行。更新过渡矩阵new的第 $n/2+1$ 行到第n行, 使得过渡矩阵new的第一行到第 $n/2$ 行与过渡矩阵new第 $n/2+1$ 行到第n行互为镜像矩阵(即过渡矩阵的第一行与第n行相同)。之后, 以过渡矩阵作为新的脉搏压力矩阵F。

[0102] 7-2. 若 $b \leq \lfloor n/8 \rfloor$, 则说明脉搏压力矩阵F内的最大值 F_{ab} 接近于测量区域的左边缘。创建一个 $n \times n$ 且初始为零矩阵的过渡矩阵new。将脉搏压力矩阵F的第b列至第 $b+n/2$ 列元素放置到过渡矩阵new的第 $n/2+1$ 列到第n列。更新过渡矩阵new的第一列到第 $n/2$ 列, 使得过渡矩阵new的第1列到第 $n/2$ 列与过渡矩阵new第 $n/2+1$ 列到第n列互为镜像矩阵(即过渡矩阵的第一列与第n列相同)。之后, 以过渡矩阵作为新的脉搏压力矩阵F。

[0103] 若 $b \geq \lceil 7n/8 \rceil$, 则说明脉搏压力矩阵F内的最大值 F_{ab} 接近于测量区域的右边缘。创建一个 $n \times n$ 且初始为零矩阵的过渡矩阵new。将脉搏压力矩阵F的第 $b-n/2+1$ 列至第b列元素放置到过渡矩阵new的第1列到第 $n/2$ 列。更新过渡矩阵new的第 $n/2+1$ 列到第n列, 使得过渡

矩阵new的第一列到第 $n/2$ 列与过渡矩阵new第 $n/2+1$ 列到第 n 列互为镜像矩阵(即过渡矩阵的第一列与第 n 列相同)。之后,以过渡矩阵作为新的脉搏压力矩阵 F 。

[0104] 7-3. 进入步骤十。

[0105] 步骤八、大位移补偿:

[0106] 8-1. 将1赋值给 i 。

[0107] 8-2. 计算步骤三所得的脉搏压力矩阵 F 与第 i 个标准压力矩阵 S_i 的比例调整参数 $h_i = (S_{i,max} - F_{ab}) / S_{i,max} \circ S_{i,max}$ 为第 i 个标准压力矩阵 S_i 内的最大值。 $S_{i,max}$ 在第 i 个标准压力矩阵 S_i 内所处的行序号为 x_i ,所处的列序号为 y_i 。各标准压力矩阵均为提前测量得到。

[0108] 将脉搏压力矩阵 F 的最大值 F_{ab} 的坐标位置与第 i 个标准压力矩阵 S_i 的最大值 $S_{i,max}$ 的坐标位置对齐后,取脉搏压力矩阵 F 与第 i 个标准压力矩阵 S_i 的相交部分。在脉搏压力矩阵 F 截取出矩阵 F_i' 。在第 i 个标准压力矩阵 S_i 截取出矩阵 S_i' 。

[0109] 若 $a \leq x_i$ 且 $b \leq y_i$,则矩阵 F_i' 为脉搏压力矩阵 F 的第一行至第 $a+n-x_i$ 行与第一列至第 $b+n-y_i$ 列的相交区域;矩阵 S_i' 为第 i 个标准压力矩阵 S_i 的第 x_i-a+1 行至第 n 行与第 y_i-b+1 列至第 n 列的相交区域。

[0110] 若 $a \leq x_i$ 且 $b > y_i$,则矩阵 F_i' 为脉搏压力矩阵 F 的第一行至第 $a+n-x_i$ 行与第 $b-y_i+1$ 列至第 n 列的相交区域;矩阵 S_i' 为第 i 个标准压力矩阵 S_i 的第 x_i-a+1 行至第 n 行与第一列至第 y_i+n-b 列的相交区域。

[0111] 若 $a > x_i$ 且 $b \leq y_i$,则矩阵 F_i' 为脉搏压力矩阵 F 的第 $a-x_i+1$ 行至第 n 行与第一列至第 $b+n-y_i$ 列的相交区域;矩阵 S_i' 为第 i 个标准压力矩阵 S_i 的第一行至第 x_i+n-a 行与第 y_i-b+1 列至第 n 列的相交区域。

[0112] 若 $a > x_i$ 且 $b > y_i$,则矩阵 F_i' 为脉搏压力矩阵 F 的第 $a-x_i+1$ 行至第 n 行与第 $b-y_i+1$ 列至第 n 列的相交区域;矩阵 S_i' 为第 i 个标准压力矩阵 S_i 的第一行至第 x_i+n-a 行与第 n 行与第一列至第 y_i+n-b 列的相交区域。

[0113] 8-3. 定义步骤8-2所得的矩阵 F_i' 内元素 f' 与矩阵 S_i' 上与 f' 对应位置元素 s' 的相关系数 $\gamma = |f' - h_i \times s'|$ 。 f' 在矩阵 F_i' 上的行序号等于 s' 在矩阵 S_i' 上的行序号。 f' 在矩阵 F_i' 上的列序号等于 s' 在矩阵 S_i' 上的列序号。之后进入步骤8-4。

[0114] 8-4. 若矩阵 F_i' 上所有位置的元素与矩阵 S_i' 上对应位置的元素的相关系数均小于阈值 Y ,则脉搏压力矩阵 F 与第 i 个标准压力矩阵 S_i 相匹配,将第 i 个标准压力矩阵 S_i 作为特征压力矩阵,将比例调整参数 h_i 作为最终调节系数 h ,并进入步骤8-5;否则,将 i 增大1后,重复步骤8-2和8-3。若所有标准压力矩阵均无法与脉搏压力矩阵 F 相匹配,则不输出结果,仅提醒使用者调整脉搏传感器位置。

[0115] 8-5. 若 $a \leq x_i$ 且 $b \leq y_i$,则将特征压力矩阵中第 x_i-a 行至第 n 行与第 y_i-b 列至第 n 列的相交区域替换为脉搏压力矩阵 F 的第一行至第 $a+n-x_i$ 行与第一列至第 $b+n-y_i$ 列的相交区域。

[0116] 若 $a \leq x_i$ 且 $b > y_i$,则将特征压力矩阵中第 x_i-a 行至第 n 行与第一列至第 y_i+n-b 列的相交区域替换为脉搏压力矩阵 F 的第一行至第 $a+n-x_i$ 行与第 y_i-b 列至第 n 列的相交区域。

[0117] 若 $a > x_i$ 且 $b \leq y_i$,则将特征压力矩阵中第一行至第 x_i+n-a 行与第 y_i-b 列至第 n 列的相交区域替换为脉搏压力矩阵 F 的第 $a-x_i$ 行至第 n 行与第一列至第 $b+n-y_i$ 列的相交区域。

[0118] 若 $a > x_i$ 且 $b > y_i$,则将特征压力矩阵中第一行至第 x_i+n-a 行与第一列至第 y_i+n-b

列的相交区域替换为脉搏压力矩阵F的第 $a-x_i$ 行至第n行与第 y_i-b 列至第n列的相交区域。

[0119] 步骤九、将脉搏压力矩阵F替换为步骤八所得的特征压力矩阵。之后进入步骤十。

[0120] 步骤十、将脉搏压力矩阵F内的各元素在一个空间直角坐标系中进行描点,得到 n^2 个离散点,由于表带的自感知压紧作用,使得测量的压力值和血压之间的损耗极小,所以对脉搏压力矩阵F中压力值直接进行描点。空间直角坐标系的横坐标、纵坐标表示点在脉搏传感器上的位置。将空间直角坐标系中的 n^2 个离散点拟合为脉搏特征曲面,并求出所得脉搏特征曲面中z轴最大值。脉搏特征曲面能够完整描述使用者当前的脉搏状况。脉搏特征曲面的z轴最大值为当前的脉搏峰值。

[0121] 步骤十一、将前T时长内所得的所有脉搏特征曲面中z轴最大值绘入横坐标为时间,纵坐标为压力值的平面之间坐标系中,得到脉搏曲线图;求出脉搏曲线图中有效峰值的个数1。有效峰值表示大于曲线最大值的80%的峰值。计算脉搏频率 $f=1/T$ 。

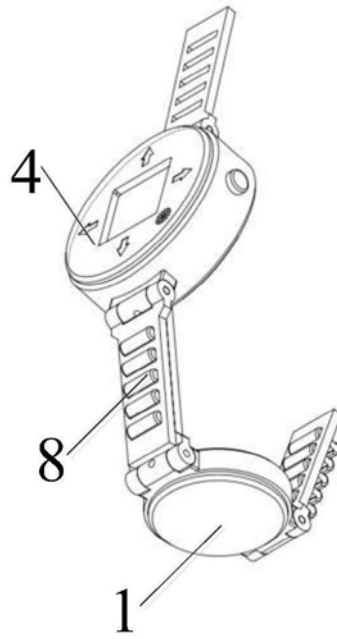


图1

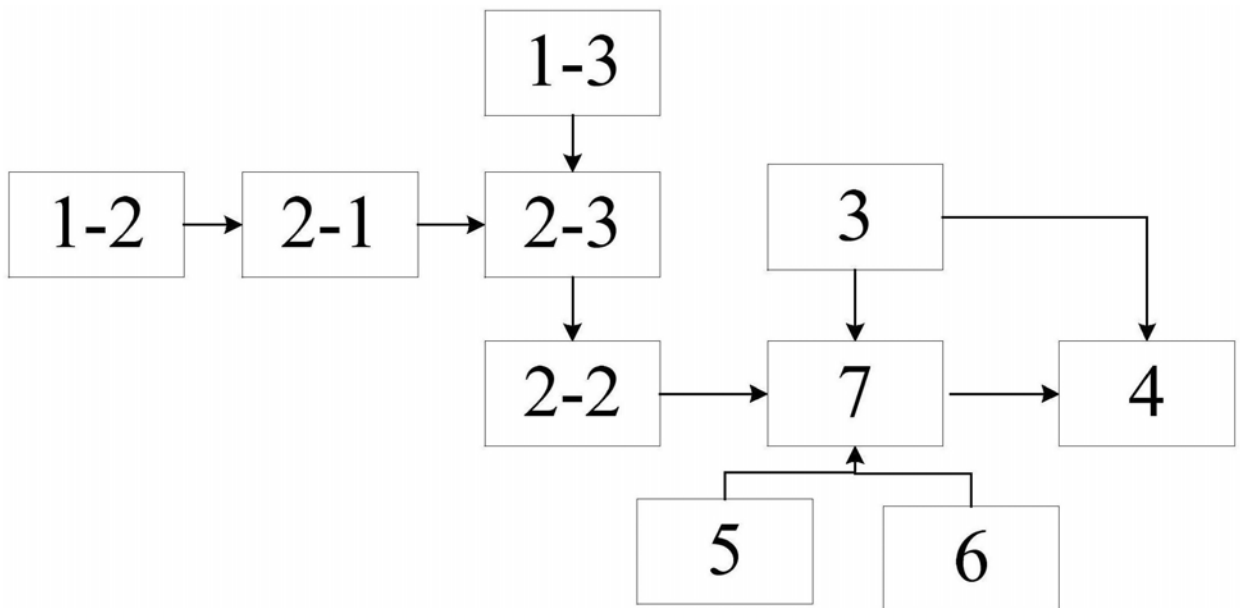


图2

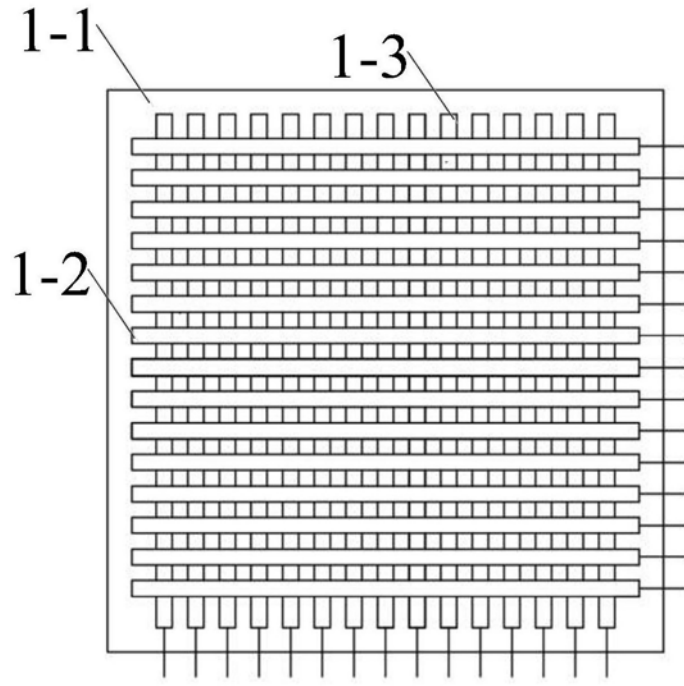


图3

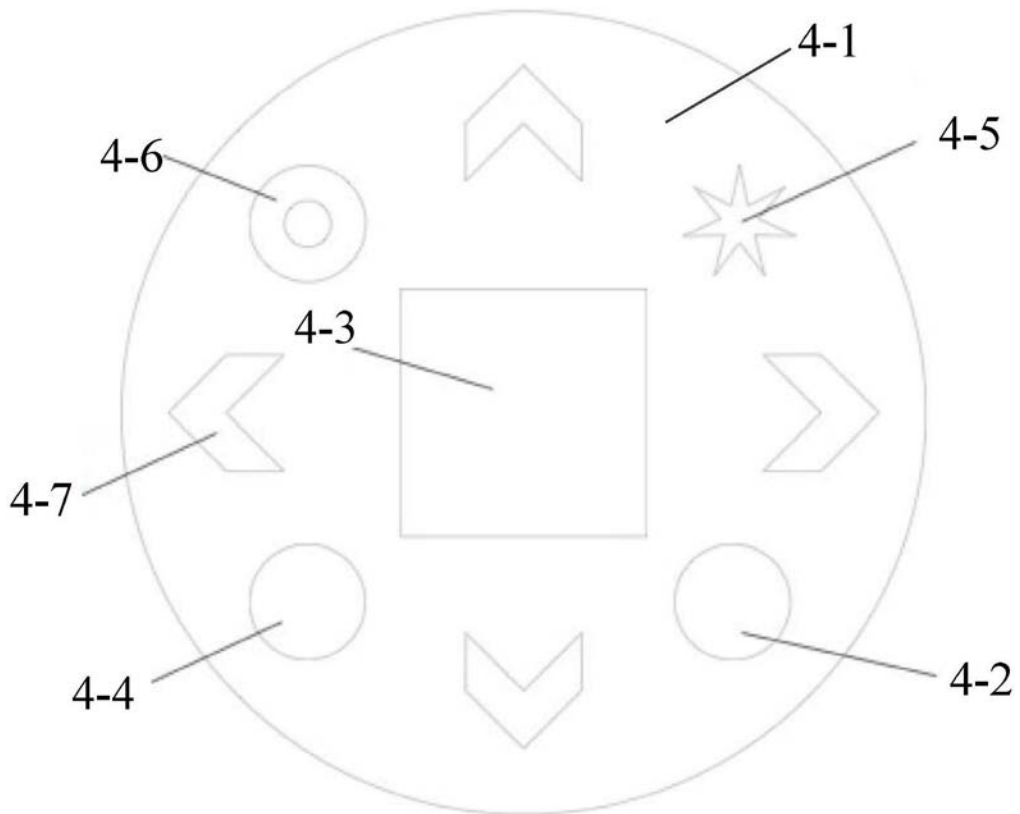


图4

专利名称(译)	一种长时程且位置自检的脉搏检测仪及其脉搏检测方法		
公开(公告)号	CN109645967A	公开(公告)日	2019-04-19
申请号	CN201910081071.1	申请日	2019-01-28
[标]申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
[标]发明人	徐莹 姜扬 张海靖		
发明人	徐莹 姜扬 张海靖		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/7225 A61B5/742 A61B5/746		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种长时程且位置自检的脉搏检测仪及其脉搏检测方法。过去长时程脉搏检测装置的检测精度不高，以及无法显示测量点是否为最佳测量点。本发明一种长时程且位置自检的脉搏检测仪，包括脉搏传感器、信息放大传输电路、交互器、控制器和松紧调节器。所述的脉搏传感器包括检测壳体、n根横向压电薄膜条和n根纵向压电薄膜条。依次排列的n根横向压电薄膜条和依次排列的n根纵向压电薄膜条均设置在检测壳体内，交错排列成网格状。n根横向压电薄膜条和n根纵向压电薄膜条均通过信息放大传输电路与控制器连接。本发明能够提示使用者调整脉搏传感器的位置以提高检测精度，并通过位移补偿的方式提高当前检测结果的精度。

