



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103222863 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 18

(21) 申请号 201310191335. 1

US 4960118 , 1990. 10. 02, 全文 .

(22) 申请日 2013. 05. 22

CN 2790407 Y, 2006. 06. 28, 全文 .

(73) 专利权人 哈尔滨工业大学

审查员 谢楠

地址 150000 黑龙江省哈尔滨市南岗区西大直街 92 号

(72) 发明人 樊家良 杨强

(51) Int. Cl.

A61B 5/0245(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 2358833 Y, 2000. 01. 19, 说明书第 1 页倒数第 1 行至第 3 页第 2 行及图 1、3.

CN 102370496 A, 2012. 03. 14, 说明书第

【0005】-【0029】段及图 1-5.

CN 102068249 A, 2011. 05. 25, 说明书第

【0197】-【0144】段 .

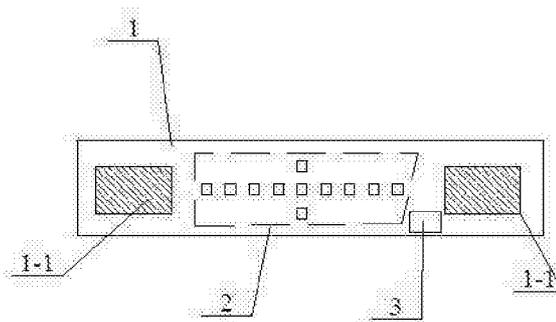
权利要求书1页 说明书3页 附图1页

(54) 发明名称

一种基于压电薄膜传感器的阵列式胎心监测腹带

(57) 摘要

一种基于压电薄膜传感器的阵列式胎心监测腹带,本发明涉及对胎儿心脏的监测领域。它是为了解决现有胎心监测多是利用胎心音听诊器、超声多普勒胎音仪、单个传感器来进行胎心监测,它们存在误差大或属于“入侵式”的监测或精度低的问题。它的腹带的两端部上分别设置有魔术贴,压电薄膜传感器阵列设置在腹带的中部;检测电路设置在腹带上;所属检测电路由前置差分放大电路、滤波电路、模/数转换电路、DSP 模块、存储器模块、接口模块组成。本发明所采用的压电薄膜传感器具有响应速度快、灵敏度高和线性度好的优点,能够保证检测的准确性;由于压电薄膜传感器质量小,柔软,耐用,其嵌入腹带后能够很好的与人体贴合,人机功效良好。



1. 一种基于压电薄膜传感器的阵列式胎心监测腹带, 它是由腹带(1)、多个压电薄膜传感器(2)、检测电路(3)组成;

其特征在于腹带(1)的两端部上分别设置有魔术贴(1-1), 多个压电薄膜传感器(2)按阵列排列设置在腹带(1)的中部; 检测电路(3)设置在腹带(1)上; 所述检测电路(3)由前置差分放大电路(3-1)、滤波电路(3-2)、模/数转换电路(3-3)、DSP模块(3-4)、存储器模块(3-5)、接口模块(3-6)组成; 压电薄膜传感器(2)阵列的信号输出总线连接前置差分放大电路(3-1)的信号输入总线, 前置差分放大电路(3-1)的信号输出总线连接滤波电路(3-2)的信号输入总线, 滤波电路(3-2)的信号输出总线连接模/数转换电路(3-3)的信号输入总线, 模/数转换电路(3-3)的数据输出总线连接DSP模块(3-4)的数据输入总线, DSP模块(3-4)的数据存储输出输入总线端连接存储器模块(3-5)的数据存储输出输入总线端, DSP模块(3-4)的数据输出总线端与接口模块(3-6)的数据输出总线端连接; 所述DSP模块(3-4)对胎儿能量算法为: 第一步, 利用Teager能量算子突出信号的高能量区域, Teager能量算子的计算采用如下公式:

$$y(n) = x^2(n-1) - x(n-1) * x(n-2)$$

其中:  $x(n)$  为接收到的胎儿心跳信号,  $y(n)$  为Teager能量信号; 第二步, Teager能量信号经过自相关处理实现胎儿心率的初步估计; 第三步, 自相关处理后得到的信号经过峰值估计处理后, 得到峰值点所对应的频率和能量; 第四步, 峰值估计得到的能量信号经过能量比较处理, 得到最大能量所对应的频率, 将此频率作为胎儿的心率; 所述DSP模块(3-4)对胎儿心脏位置的算法为: 在同一平面, 假设胎儿心脏位置与所述压电薄膜传感器的坐标位置分别为  $(x, y)$  和  $(x_i, y_i)$ , 其中  $i = 0, 1, 2, \dots, 10$ ,  $r_j$  为声源到第  $j$  个所述压电薄膜传感器之间的距离差, 用方程可表示为:

$$\begin{cases} r_0^2 = (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 \\ r_j^2 = (x - x_j)^2 + (y - y_0)^2 \\ \Delta r_j = r_j - r_0 = c\tau_j \end{cases}$$

式中,  $c$  为声传播速度,  $\tau_j$  为声源信号到第  $j$  个所述压电薄膜传感器与到所述压电薄膜传感器  $(x_0, y_0)$  的时延值, 由双曲线的定义可知, 每对时延值确定一条双曲线, 则两对时延值确定两条双曲线, 且这两条双曲线的交点位置即为心脏位置。

2. 根据权利要求1所述的一种基于压电薄膜传感器的阵列式胎心监测腹带, 其特征在于所述压电薄膜传感器(2)阵列的中心点与所述腹带(1)的中心点、妊娠妇女的肚脐对准, 具体位置是在所述腹带(1)的中心点放置一个压电薄膜传感器, 在水平方向上对称于所述腹带(1)的中心点左、右两侧分别放置四个压电薄膜传感器, 在肚脐水平的方向上, 相邻所述压电薄膜传感器之间的距离为6厘米, 在垂直方向上, 对称于所述腹带(1)的中心点上、下两端分别对称放置一个压电薄膜传感器, 垂直方向上的压电薄膜传感器与腹带(1)的中心点之间的距离为6厘米。

## 一种基于压电薄膜传感器的阵列式胎心监测腹带

### 技术领域

[0001] 本发明涉及对胎儿心脏的监测领域。

### 背景技术

[0002] 胎心监护在以往仅用于推测胎儿是否存活,现在则通过胎心监测,可以诊断胎儿能量储备能力和胎儿健康状况。胎心监测不仅可以诊断胎儿心脏功能,还可以诊断胎儿中枢神经系统功能,避免妊娠妇女子宫环境恶化对胎儿中枢神经造成不可挽回的损伤。胎心率是胎心监测的一个重要指标。

[0003] 早期的胎心监测多是利用胎心音听诊器来测量胎心率,存在误差大、抗干扰能力差,需要医生或者妊娠妇女手动操作的缺点。目前在医院中广泛使用超声多普勒胎音仪作为胎心监测手段,这种方法主要原理是借助仪器主动发送超声波作用于胎儿,从胎儿各种组织对超声波的不同反射信号来获取胎心信息。显然,这是一种“入侵式”的监测方法。采用这种方法对胎儿进行持续监测安全性未知,存在对母体和胎儿的潜在危害。采用单个传感器的胎心监测设备精度较低,测量结果受母体影响较大,并且不能对胎儿心脏位置做出估计。

### 发明内容

[0004] 本发明的目的是提供一种基于压电薄膜传感器的阵列式胎心监测腹带,为了解决现有胎心监测多是利用胎心音听诊器、超声多普勒胎音仪、单个传感器来进行胎心监测,它们存在误差大或属于“入侵式”的监测或精度低的问题。

[0005] 所述的目的是通过以下方案实现的:所述的一种基于压电薄膜传感器的阵列式胎心监测腹带,是由腹带、多个压电薄膜传感器、检测电路组成;

[0006] 腹带的两端部上分别设置有魔术贴,多个压电薄膜传感器按阵列排列设置在腹带的中部;检测电路设置在腹带上;所述检测电路由前置差分放大电路、滤波电路、模/数转换电路、DSP模块、存储器模块、接口模块组成;压电薄膜传感器阵列的信号输出总线连接前置差分放大电路的信号输入总线,前置差分放大电路的信号输出总线连接滤波电路的信号输入总线,滤波电路的信号输出总线连接模/数转换电路的信号输入总线,模/数转换电路的数据输出总线连接DSP模块的数据输入总线,DSP模块的数据存储输出输入总线端连接存储器模块的数据存储输出输入总线端,DSP模块的数据输出总线端与接口模块的数据输出总线端连接;所述DSP模块对胎儿能量算法为:第一步,利用Teager能量算子突出信号的高能量区域,Teager能量算子的计算采用如下公式:

[0007]  $y(n) = x^2(n-1) - x(n-1) * x(n-2)$

[0008] 其中: $x(n)$ 为接收到的胎儿心跳信号, $y(n)$ 为Teager能量信号;第二步,Teager能量信号经过自相关处理实现胎儿心率的初步估计;第三步,自相关处理后得到的信号经过峰值估计处理后,得到峰值点所对应的频率和能量;第四步,峰值估计得到的能量信号经过能量比较处理,得到最大能量所对应的频率,将此频率作为胎儿的心率;所述DSP模块3-4对

胎儿心脏位置的算法为：在同一平面，假设胎儿心脏位置与所述压电薄膜传感器的坐标位置分别为 $(x, y)$ 和 $(x_i, y_i)$ ，其中 $i=0, 1, 2, \dots, 10$ ， $r_j$ 为声源到第 $j$ 个所述压电薄膜传感器之间的距离差，用方程可表示为：

$$[0009] \quad \begin{cases} r_0^2 = (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 \\ r_j^2 = (x - x_j)^2 + (y - y_0)^2 \\ \Delta r_j = r_j - r_0 = c\tau_j \end{cases}$$

[0010] 式中， $c$ 为声传播速度， $\tau_j$ 为声源信号到第 $j$ 个所述压电薄膜传感器与到所述压电薄膜传感器 $(x_0, y_0)$ 的时延值，由双曲线的定义可知，每对时延值确定一条双曲线，则两对时延值确定两条双曲线，且这两条双曲线的交点位置即为心脏位置。

[0011] 本发明所采用的压电薄膜传感器具有响应速度快、灵敏度高和线性度好的优点，能够保证检测的准确性；由于压电薄膜传感器质量小，柔软，耐用，其嵌入腹带后能够很好的与人体贴合，人机功效良好。

[0012] 本发明只需在妊娠妇女腹部缠绕一条所述腹带，便能够对妊娠妇女胎心率进行实时监测，同时对妊娠妇女体内胎儿心脏位置做出估计，能满足孕妇在家中自我监测的需要，并且存储的监测数据也能为医生提供参考，保证了妊娠妇女以及胎儿的健康。

## 附图说明

[0013] 图1是本发明的整体结构示意图；

[0014] 图2是图1中检测电路3的结构示意图。

## 具体实施方式

[0015] 具体实施方式一：如图1、图2所示，它是由腹带1、多个压电薄膜传感器2、检测电路3组成；

[0016] 腹带1的两端部上分别设置有魔术贴1-1，多个压电薄膜传感器2按阵列排列设置在腹带1的中部；检测电路3设置在腹带1上；所述检测电路3由前置差分放大电路3-1、滤波电路3-2、模/数转换电路3-3、DSP模块3-4、存储器模块3-5、接口模块3-6组成；压电薄膜传感器2阵列的信号输出总线连接前置差分放大电路3-1的信号输入总线，前置差分放大电路3-1的信号输出总线连接滤波电路3-2的信号输入总线，滤波电路3-2的信号输出总线连接模/数转换电路3-3的信号输入总线，模/数转换电路3-3的数据输出总线连接DSP模块3-4的数据输入总线，DSP模块3-4的数据存储输出输入总线端连接存储器模块3-5的数据存储输出输入总线端，DSP模块3-4的数据输出总线端与接口模块3-6的数据输出总线端连接；所述DSP模块3-4对胎儿能量算法为：第一步，利用Teager能量算子突出信号的高能量区域，Teager能量算子的计算采用如下公式：

$$[0017] \quad y(n) = x^2(n-1) - x(n-1) * x(n-2)$$

[0018] 其中： $x(n)$ 为接收到的胎儿心跳信号， $y(n)$ 为Teager能量信号；第二步，Teager能量信号经过自相关处理实现胎儿心率的初步估计；第三步，自相关处理后得到的信号经过峰值估计处理后，得到峰值点所对应的频率和能量；第四步，峰值估计得到的能量信号经过能量比较处理，得到最大能量所对应的频率，将此频率作为胎儿的心率；所述DSP模块3-4对

胎儿心脏位置的算法为：在同一平面，假设胎儿心脏位置与所述压电薄膜传感器的坐标位置分别为 $(x, y)$ 和 $(x_i, y_i)$ ，其中 $i=0, 1, 2, \dots, 10$ ， $r_j$ 为声源到第 $j$ 个所述压电薄膜传感器之间的距离差，用方程可表示为：

$$[0019] \quad \begin{cases} r_0^2 = (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 \\ r_j^2 = (x - x_j)^2 + (y - y_0)^2 \\ \Delta r_j = r_j - r_0 = c\tau_j \end{cases}$$

[0020] 式中， $c$ 为声传播速度， $\tau_j$ 为声源信号到第 $j$ 个所述压电薄膜传感器与到所述压电薄膜传感器 $(x_0, y_0)$ 的时延值，由双曲线的定义可知，每对时延值确定一条双曲线，则两对时延值确定两条双曲线，且这两条双曲线的交点位置即为心脏位置。

[0021] 所述压电薄膜传感器2阵列由多片MEAS公司LDT0-028K构成，前置差分放大电路3-1由多片INA326芯片构成；滤波电路3-2由多片运算放大器芯片LF356构成；模/数转换电路3-3由多片AD7091R构成；DSP模块3-4型号可选用TMS320C674x低功耗浮点DSP；存储器模块3-5型号可选用Micron公司256MB DDR3MT41J256M8芯片；接口模块3-6型号可选用ADI公司AD8376VGA芯片。

[0022] 所述压电薄膜传感器2阵列的中心点与所述腹带1的中心点、妊娠妇女的肚脐对准，具体位置是在所述腹带1的中心点放置一个压电薄膜传感器，在水平方向上对称于所述腹带1的中心点左、右两侧分别放置四个压电薄膜传感器，在肚脐水平的方向上，相邻所述压电薄膜传感器之间的距离为6厘米，在垂直方向上，对称于所述腹带1的中心点上、下两端分别对称放置一个压电薄膜传感器，垂直方向上的压电薄膜传感器与腹带1的中心点之间的距离为6厘米。

[0023] 工作原理：压电薄膜传感器2阵列对胎儿心脏跳动信号进行监测，压电薄膜传感器2阵列将上述监测到的信号通过前置差分放大电路3-1、滤波电路3-2、模/数转换电路3-3送入DSP模块3-4中，DSP模块3-4将所述胎心信号4分为两路，一路经过非线性滤波器处理得到相应的胎心率监测结果，另一路经过时延估计处理得到胎儿心脏位置，并将胎心率和胎儿心脏位置实时记录在存储器模块3-5中，同时把相应结果送至接口模块6。

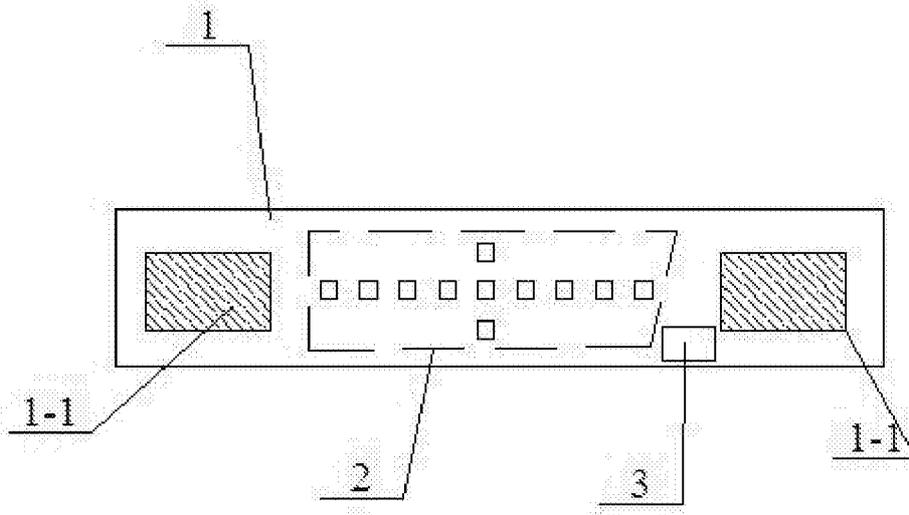


图1

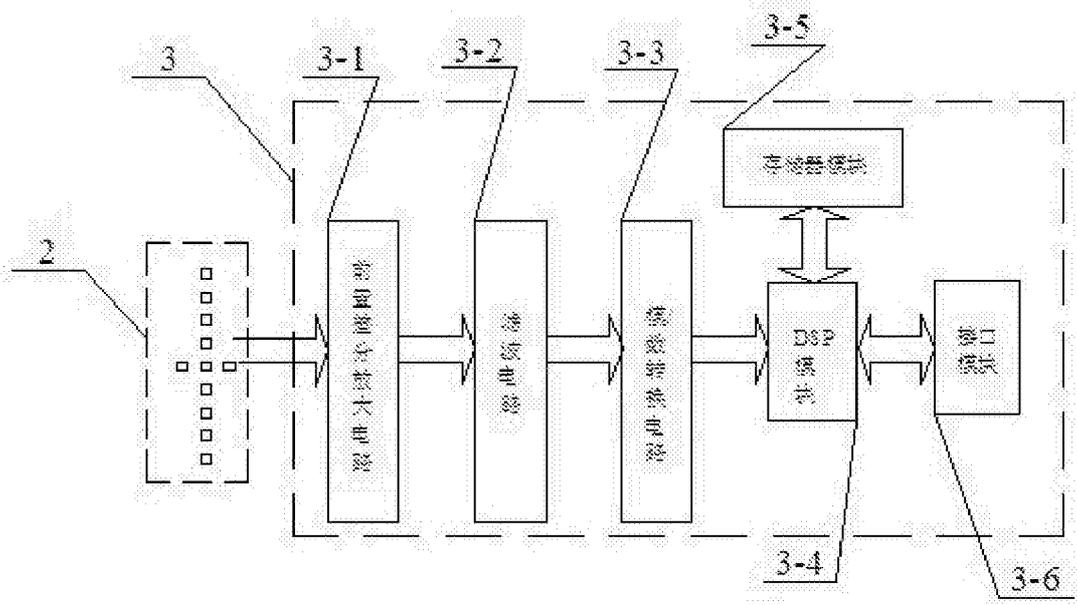


图2