



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105997095 A

(43)申请公布日 2016. 10. 12

(21)申请号 201610414552.6

(22)申请日 2016.06.14

(71)申请人 重庆医科大学

地址 400000 重庆市渝中区医学路1号

(72)发明人 陈龙聪 罗义庭 熊兴良 刘改琴  
张应举

(74)专利代理机构 深圳市兴科达知识产权代理  
有限公司 44260

代理人 易敏

(51)Int.Cl.

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

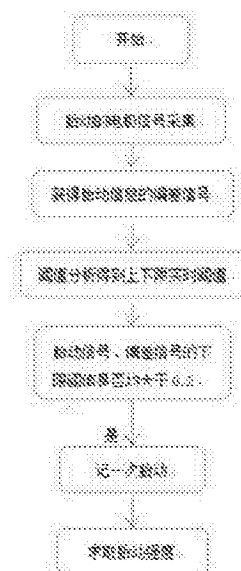
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

### (54)发明名称

一种基于电极阵列的胎动实时监测的方法  
及装置

### (57)摘要

本发明提供一种基于电极阵列的胎动实时监测的方法及装置,包括采用电极阵列对胎动信号的进行数据采集;将采集后的信号进行滤波预处理,分离出胎动信号;根据胎动信号的特点对信号进行实时分析,得到对应的阈值;根据得到的阈值得到胎动的次数、胎动强度以及每次胎动维持的时间。采用上述方案,一方面可以客观准确地监测胎动的次数、快慢、强弱;另外一方面可以应用于要求简便、长时间监测的家庭监护中。



1. 一种基于电极阵列的胎动实时监测的装置,其特征在于,包括对胎动信息进行采集的电极阵列,所述电极阵列接入多道前级放大单元,所述多道前级放大单元接入多道带通滤波单元,所述多道带通滤波单元接入模拟开关及数控放大单元,所述模拟开关及数控放大单元接入微处理器单元,所述微处理器单元接入SD卡储存单元、显示及输入单元;

由所述电极阵列采集胎动信息形成模拟信号进行放大、滤波后,交由所述模拟开关及数控放大单元进行模数转换和放大,并传输至所述微处理器单元对胎动信息的数字信号进行数据处理和控制,通过所述SD卡储存单元进行数据保存,通过所述显示及输入单元实现用户信息的输入及相应参数功能的显示。

2. 根据权利要求1所述的一种基于电极阵列的胎动实时监测的装置,其特征在于,所述电极阵列包括六个电极,分别贴在母体腹部的上、下、左、右、中间位置及母体背部位置;中间位置的电极紧靠肚脐,背部的电极位置与中间的电极位置相对应。

3. 根据权利要求1所述的一种基于电极阵列的胎动实时监测的装置,其特征在于,所述电极阵列、多道前级放大单元、模拟开关及数控放大单元、微处理器单元、SD卡储存单元和显示及输入单元由DC-DC电压转换单元供电。

4. 根据权利要求1所述的一种基于电极阵列的胎动实时监测的装置,其特征在于,所述SD卡储存单元为双SD卡模式,两个SD卡同时对胎动信息进行数据储存。

5. 根据权利要求1所述的一种基于电极阵列的胎动实时监测的装置,其特征在于,所述电极阵列的电极可为心电电极、肌电电极。

6. 根据权利要求1所述的一种基于电极阵列的胎动实时监测的装置,其特征在于,所述模拟开关及数控放大单元可实现1、2、5、10、20、50、100和200放大倍数选择。

7. 根据权利要求1所述的一种基于电极阵列的胎动实时监测的装置,其特征在于,所述微处理器单元连接有液晶显示屏和蜂鸣器。

8. 一种基于电极阵列的胎动实时监测方法,其特征在于,包括:

第一步:以背部电极作为参照电极,获取孕妇腹部上、下、左、右、中间五处电极的信号;

第二步:以上述五个电极信号中上、下、左、右四处任一电极信号为参照信号,将所述参照信号与上述五个电极信号中的其余四个电极信号相减,获得四个偏差信号;

第三步:将获得五个电极信号,四个偏差信号进行放大、滤波处理分离出胎动信号;

第四步:采集及分析上述五个电极信号、四个偏差信号各自分离出来的胎动信号的变化幅度、幅度随时间的变化率及超过各自阈值的持续时间,所述阈值为自适应阈值,若九个信号的下限阈值出现一次均大于0.2的情况,记为一次胎动;

第五步:根据所述五个电极信号、四个偏差信号各自的变化幅度、幅度随时间的变化率大小、持续时间、阈值分析计算出胎动强度、胎动快慢及每次胎动维持的时间。

9. 根据权利要求8所述的一种基于电极阵列的胎动实时监测方法,其特征在于,所述方法第一步还包括:对五个电极阵列的电极信号进行滤波平滑处理,并对滤波平滑处理的电极信号进行放大。

10. 根据权利要求8所述的一种基于电极阵列的胎动实时监测方法,其特征在于,所述方法的第四步还包括:计算所述五个电极信号、四个偏差信号的各自阈值,计算公式为: $S_{THL} = 0.5(S_{max} + S_{min}) + K_1(S_{max} - S_{min})$ ,  $S_{THF} = (S_{max} - S_{min}) / (S_{max} + S_{min})$ , 其中 $K_1$ 的取值为0.1到0.5之间,  $S_{THL}$ 为对应信号的上限阈值,  $S_{THF}$ 为对应信号的下限阈值,  $S_{max}$ 为对应信号在一定时间范

围内的最大值,  $S_{\max}$  为对应信号的在一定时间范围内的最小值。

11. 根据权利要求10所述一种基于电极阵列的胎动实时监测方法, 其特征在于, 所述方法的第五步还包括, 计算胎动信号的胎动强度, 计算方法为所述五个电极信号、四个偏差信号的下限阈值  $S_{\text{TH下}}$  乘以各自权重后并求和。

## 一种基于电极阵列的胎动实时监测的方法及装置

### 技术领域

[0001] 本发明专利涉及生物医学信号处理领域,具体地说是涉及一种基于电极阵列的可长时间用于家庭监测胎动的方法及装置。

### 背景技术

[0002] 胎动的次数、快慢、强弱等是胎儿安危的重要指标,具有非常重要的临床意义,尤其是对过期妊娠及高危孕妇的胎儿来说,监测胎动次数,可方便处理各种突发状况。目前,胎动监护手段主要有三种:第一种是孕妇主观计数;第二种是基于多普勒超声的监测方法;第三种是基于电磁感应、压电、阻抗检测等传感器阵列的监测方法。主观计数主要是在每天8~9时、14~15时、20~21时分别进行一小时计数。但是由于大多数孕妇医学知识有限,注意力不能长时间集中,以及孕妇敏感程度差异等因素会造成计数误差。多普勒超声监测方法是通过对母体腹部持续发送超声信号,根据多普勒效应,当胎儿运动时接收的超声信号会发生频移,通过对频移信号的分析就可以得到准确的胎动信号。该方法准确度高并已广泛应用于医院定期检查中。然而,该方法的使用复杂且长时间监测对胎儿有所不利,不适用于长时间的家用监测。电磁感应、压电、阻抗检测等传感器阵列的方法都是将胎动引起母体腹部的运动通过各种传感器转化为各种电信号,由于传感器的灵敏度或者信号处理方法粗糙,目前并没有该方法的胎动监测装置面市。

[0003] 电极阵列在心电、脑电、肌电等其它便携式家用装置中已经得到了广泛应用,并取得了一定成果。由于胎动同样会引起母体腹部肌电信号发生变化,通过电极阵列提取母体腹部电信号进行分析就可以了解到胎动信息。就目前而言,还没有将电极阵列用于胎动监测的方法及装置。因此,基于电极阵列的胎动实时监测的方法具有广阔的市场应用场景。

### 发明内容

[0004] 本发明专利的目的是提出一种基于电极阵列的胎动实时监测的方法及装置,在满足客观准确地监测胎动的次数、快慢、强弱的同时,也满足家庭监护装置简便、持续时间长的要求。

[0005] 为了实现上述目的,本发明技术方案如下:一种基于电极阵列的胎动实时监测的装置,包括对胎动信息进行采集的电极阵列,所述电极阵列接入多道前级放大单元,所述多道前级放大单元接入多道带通滤波单元,所述多道带通滤波单元接入模拟开关及数控放大单元,所述模拟开关及数控放大单元接入微处理器单元,所述微处理器单元接入SD卡储存单元、显示及输入单元。由所述电极阵列采集胎动信息形成模拟信号进行放大,滤波后,交由所述模拟开关及数控放大单元模数转换和放大,并传输至所述微处理器单元对胎动信息的数字信号进行数据处理和控制,通过所述SD卡储存单元进行数据保存,通过所述显示及输入单元实现用户信息的输入及相应参数功能的显示。整个装置外壳采用具有很好电磁屏蔽功能的低密度金属材料。

[0006] 进一步的,所述电极阵列包括六个电极,分别贴在母体腹部偏前的上、下、左、右、

中间位置及母体背部位置;中间位置的电极紧靠肚脐,背部的电极位置与中间的电极位置相对应。

[0007] 进一步的,所述电极阵列、多道前级放大单元、模拟开关及数控放大单元、微处理器单元、SD卡储存单元和显示及输入单元由DC-DC电压转换单元供电。

[0008] 进一步的,所述SD卡储存单元为双SD卡模式,两个SD卡同时对胎动信息进行数据储存。

[0009] 进一步的,所述电极阵列的电极可为心电电极、肌电电极。

[0010] 进一步的,所述模拟开关及数控放大单元可实现1、2、5、10、20、50、100和200放大倍数选择。

[0011] 进一步的,所述微处理器单元还连接有液晶显示屏和蜂鸣器,以实现胎动次数进行显示,当胎动异常时进行报警提醒。

[0012] 一种基于电极阵列的胎动实时监测方法,包括以下几个步骤:

[0013] 第一步:以背部电极为参照电极,获取孕妇腹部上、下、左、右、中间五处电极的信号;

[0014] 第二步:以上述五个电极信号中上、下、左、右四处任一电极信号为参照信号,将所述参照信号与上述五个电极信号中的其余四个电极信号相减,获得四个偏差信号;

[0015] 第三步:将获得五个电极信号,四个偏差信号进行放大、滤波处理分离出胎动信号;

[0016] 第四步:采集及分析上述五个电极信号、四个偏差信号各自分离出来的胎动信号的变化幅度、幅度随时间的变化率及超过各自阈值的持续时间,所述阈值为自适应阈值,若九个信号的下限阈值出现一次均大于0.2的情况,记为一次胎动;

[0017] 第五步:根据所述五个电极信号、四个偏差信号各自的变化幅度、幅度随时间的变化率大小、持续时间、阈值分析计算出胎动强度、胎动快慢及每次胎动维持的时间。

[0018] 进一步的,所述方法第一步还包括:对五个电极阵列的电极信号进行滤波平滑处理,并对滤波平滑处理的电极信号进行放大。

[0019] 进一步的,所述方法的第四步还包括:计算所述五个电极信号、四个偏差信号的各自阈值,计算公式为: $S_{THL}=0.5(S_{max}+S_{min})+K_1(S_{max}-S_{min})$ ,  $S_{THF}=(S_{max}-S_{min})/(S_{max}+S_{min})$ ,其中 $K_1$ 的取值为0.1到0.5之间, $S_{THL}$ 为对应信号的上限阈值, $S_{THF}$ 为对应信号的下限阈值, $S_{max}$ 为对应信号在一定时间范围内的最大值, $S_{min}$ 为对应信号的在一定时间范围内的最小值。

[0020] 进一步的,所述方法的第五步还包括,计算胎动信号的胎动强度,计算方法为所述五个电极信号、四个偏差信号的下限阈值 $S_{THF}$ 乘以各自权重后并求和。有效增益:

[0021] (1)本发明专利提出的方法和装置能检测出胎动的次数、快慢、强弱及每次胎动维持的时间信息。本发明专利提出的方法和装置获取到的胎动信号比目前的方法更加精确,便于对孕妇进行胎动监测,有利于保证其胎儿安全出生,降低胎儿死亡率。

[0022] (2)本发明专利提出的方法及装置采用的是胎动过程中本身的信号进行检测,所以该方法及装置进行长时的实时检测不会对胎儿和母体产生任何影响。

[0023] (3)本发明专利提出的装置可以实现可穿戴式长时间实时监测,而无需静卧状态。

[0024] (4)本发明专利提出的装置同时采用双SD卡的方式,保证实现不间断地实现数据的记录。

[0025] (5)本发明专利提出的装置外壳采用具有电磁屏蔽功能的低密度金属材料,以屏蔽电路本身工作过程中产生的各种电磁辐射对胎儿及母体产生影响。

#### 附图说明:

[0026] 图1是胎动实时监测的装置原理框图;

[0027] 图2是模拟开关及数控放大单元节点电路图;

[0028] 图3是微处理器单元控制节点电路图;

[0029] 图4是基于电极阵列的胎动实时监测方法流程图。

#### 具体实施方式

[0030] 下面结合附图及具体实施方式来对本发明进行进一步的说明。

[0031] 一种基于电极阵列的胎动实时监测的装置,如图1所示,主要由电极阵列、多道前级放大单元、多道带通滤波单元、模拟开关及数控放大单元、微处理器单元、DC-DC电压转换单元、SD卡存储单元、显示及输入单元等构成。本发明通过电极阵列获取多道胎动相关信息;多道前级放大单元主要获取各道相对于参考电极的胎动变化信号,并实现放大;多道带通滤波单元主要将多道前级放大单元的输出信号进行滤波,去除各种干扰信号,保留有用的胎动信号;模拟开关及数控放大单元主要是在微处理器单元的控制下依次选中各道信号,并选择合适的放大倍数后送入微处理器的A/D转换端口;微处理器单元通过其内部的A/D转换器实现模数转换,并通过高精度参考电压单元通过的A/D值修正后获取相应通道的信号,然后通过平滑等处理,最后得到胎动次数、快慢、强弱等信息,同时将获取的原始信号及处理结果保存到两个SD卡上;DC-DC电压转换单元主要为其他各单元提供相应的电源电压,以实现各单元正常工作;显示及输入单元主要是在微处理器的控制下实现用户信息的输入及显示相应参数的功能。此外在微处理器单元还连接有液晶显示屏和蜂鸣器,实现对胎动次数进行显示、胎动异常时进行报警提醒。

[0032] 本发明中,电极阵列中的电极可采用心电电极、肌电电极及其它表面电极。电极阵列的电极数为六,六个电极分别贴在母体腹部偏前的上、下、左、右、中间位置以及母体背部位置。其中,中间位置的电极紧靠肚脐,背部的电极位置与中间的电极位置相对应,背部的电极为参考电极。

[0033] 模拟开关及数控放大单元及其节点如图2所示,主要由模拟开关和可编程增益放大器为一体的PGA117及外围元件构成,主要是在微处理器的控制下可实现1、2、5、10、20、50、100和200几种放大倍数的选择,以适应不同孕妇及妊娠期。节点PGA117\_SCLK、PGA117\_DI、PGA117\_DO、PGA117\_CS、Vin分别与微处理器控制单元中对应节点相连;模拟输入节点CHIn1、CHIn2、CHIn3、CHIn4、CHIn5分别与多道带通滤波单元对应节点相连;模拟输入节点RefVoItIn与高精度电压单元的输出节点相连;与供电节点AV3.3、DV3.3、AGND、GND分别与供电单元中的模拟电源3.3V、数字电源3.3V、模拟地、数字地相连,为该模块提供工作电源。

[0034] 微处理器单元主要由32位微处理器STM32F103RC和相应的外围元件构成。其中STM32F103RC最高工作频率可达72MHz;拥有多个IO接口、256K字节闪存、48K字节的SRAM;内带一个实时时钟RTC、3个12位的A/D转换器、一个8位SDIO接口;另外,其内核是先进的Cortex-M3内核,有极强的浮点运算能力和有增强的DSP处理指令,利用这一点可以较快地

实现每次的系数修正计算。利用微处理器的IO端口实现各数控放大器的放大倍数和模拟选择器的控制。利用内带的256K字节闪存,可以用于存储程序、测试结果及修正后的计算系数。内带的实时时钟RTC可获取测量的时刻。微处理器单元可利用其内带的A/D转换实现对经放大、滤波等处理后孕妇腹部电信号的电压进行测量;以及对高精度参考电压单元的输出电压就进行测量,并以其值为标准,对采集的值进行修正,以提高测量精度。利用SDIO口的四位模式对SD卡读写进行数据的存储,SD卡可直接插入计算机的SD卡接口进行数据的导入。另外,微处理器同时向其它部分发送相应的数据或控制信号;控制LCD液晶实现各种相关信息的显示、蜂鸣器报警及通过SDIO接口单元进行数据传输。

[0035] 微处理器控制节点如图3所示:其中Vin与模拟开关及数控放大单元的模拟输出节点相连;输入节点RefVoItIn与高精度电压单元的输出节点相连;节点DD0---DD7、LCD\_DI、LCD\_RW、LCD\_E、LCD\_CSA、LCD\_CSB、LCD\_REST、LCD\_Control、TCS、TDOUT、TDIN、TCLK、TBUSY、TPENIRQ分别与显示及输入单元中对应节点相连;节点SD1IO\_D0、SD1IO\_D1、SD1IO\_D2、SD1IO\_D3、SD1IO\_SCK、SD1IO\_CMD、SD2IO\_D0、SD2IO\_D1、SD2IO\_D2、SD2IO\_D3、SD2IO\_SCK、SD2IO\_CMD分别与SD卡单元中相应节点连接进行数据传输;节点PGA117\_SCLK、PGA117\_DI、PGA117\_D0、PGA117\_CS与模拟开关及数控放大单元中对应节点相连;其中蜂鸣器Buzz在微处理器的控制下,实现有胎动异常时发出警报;接口Boot与外部连接,用于控制微处理器在上电后是进入运行状态还是编程状态;供电节点AV3.3、DV3.3、GND、AGND分别与供电单元中的高精度电源3.0V、模拟电源3.3V、数字电源3.3V、数字地、模拟地相连,为该模块提供工作电源。

[0036] SD卡储存单元为双SD卡模式,两个SD卡同时对胎动信息进行数据储存。两个SD卡均采用大容量的SD卡,以实现原始数据和分析结果、采样时刻的不间断记录,且随时可取出其中一SD卡用于家用电脑或送医院读取数据,并可进行进一步深入地分析获取更多相关信息,而不影响对胎儿的信息监测。

[0037] 一种基于电极阵列的胎动实时监测方法,如图4所示,包括以下几个步骤:

[0038] 第一步:将获取腹部上、下、左、右、中间处电极的信号,进行平滑滤波,滤除干扰信号,分别记为: $S_U$ 、 $S_B$ 、 $S_L$ 、 $S_R$ 、 $S_M$ 。

[0039] 第二步:以五个电极信号 $S_U$ 、 $S_B$ 、 $S_L$ 、 $S_R$ 、 $S_M$ 中上、下、左、右四处任一电极信号为参照信号,将所述参照信号与上述五个电极信号中的其余四个电极信号相减,获得四个偏差信号。本实施方案中以母体腹部偏前的上处电极信号 $S_U$ 为参照信号,获得四个偏差信号, $S_{UB}$ 、 $S_{UL}$ 、 $S_{UR}$ 、 $S_{UM}$ 。

[0040] 第三步:将获得的 $S_U$ 、 $S_B$ 、 $S_L$ 、 $S_R$ 、 $S_M$ 、 $S_{UB}$ 、 $S_{UL}$ 、 $S_{UR}$ 、 $S_{UM}$ 进行放大、滤波处理分离出胎动信号。

[0041] 第四步:分析提取 $S_U$ 、 $S_B$ 、 $S_L$ 、 $S_R$ 、 $S_M$ 、 $S_{UB}$ 、 $S_{UL}$ 、 $S_{UR}$ 、 $S_{UM}$ 共9个信号的变化幅度、幅度随时间的变化率等,并分析提取各信号变化幅度、幅度随时间的变化率超过各自阈值的持续时间。各阈值为自适应阈值,其计算方法为:

[0042]  $S_{THL} = 0.5(S_{max} + S_{min}) + K_1(S_{max} - S_{min})$ ;  $S_{THF} = (S_{max} - S_{min}) / (S_{max} + S_{min})$ ; 公式中, $K_1$ 的取值为0.1到0.5之间, $S_{THL}$ 为对应道的上限阈值, $S_{THF}$ 为对应道的下限阈值, $S_{max}$ 为对应道的信号在一定时间范围内的最大值, $S_{min}$ 为对应道的信号的在一定时间范围内的最小值;这里的时间范围可取10分钟到24小时。

[0043] 根据上述9个信号变化幅度在一定时间范围内同时超过各自信号的上限阈值 $S_{TH上}$ 和限阈值 $S_{TH下}$ 的持续时间的变化情况,排除由于母体的运动而引起各量的变化,准确地分析出胎动的次数。一般由于母体的运动而引起 $S_U$ 、 $S_B$ 、 $S_L$ 、 $S_R$ 、 $S_M$ 、 $S_{UB}$ 、 $S_{UL}$ 、 $S_{UR}$ 、 $S_{UM}$ 9个信号的变化,其显著特征是: $S_{UB}$ 、 $S_{UL}$ 、 $S_{UR}$ 、 $S_{UM}$ 的变化不大,本实施例中,当 $S_{UB}$ 、 $S_{UL}$ 、 $S_{UR}$ 、 $S_{UM}$ 的变化不大时,这四个胎动偏差信号的下限阈值 $S_{TH下}$ 小于0.1;而 $S_U$ 、 $S_B$ 、 $S_L$ 、 $S_R$ 、 $S_M$ 的变化会比较大,此时,这五个信号对应的下限阈值 $S_{TH下}$ 大于0.2。而胎动会引起 $S_U$ 、 $S_B$ 、 $S_L$ 、 $S_R$ 、 $S_M$ 、 $S_{UB}$ 、 $S_{UL}$ 、 $S_{UR}$ 、 $S_{UM}$ 9个信号的变化量在一定时间内均是比较大的,此时9个信号的 $S_{TH下}$ 均大于0.2,这样便可准确地判断胎动的次数。

[0044] 第五步:根据 $S_U$ 、 $S_B$ 、 $S_L$ 、 $S_R$ 、 $S_M$ 、 $S_{UB}$ 、 $S_{UL}$ 、 $S_{UR}$ 、 $S_{UM}$ 共9个信号各自的变化幅度、幅度随时间的变化率大小、持续时间等分析出胎动强弱、快慢及每次胎动维持的时间及时刻等信息。当记一次胎动时,微处理单元可计算出胎动信号的波长、两次胎动信号的间隔时间;计算胎动信号的强弱程度时,因为不能直接从胎动信号上得出,本发明采用一个加权求和的方法来计算胎动的强弱程度,本实施例中,胎动强弱用 $I$ 来表示,令一个值 $K_2 = S_{TH下}$ ,且 $K_2$ 的取值范围为 $[0.2, 1]$ ,即此时微处理单元获得的数字信号为一次胎动信号,则 $I$ 可以的计算公式可以为:

[0045]  $I = C_1 K_{2U} + C_2 K_{2B} + C_3 K_{2L} + C_4 K_{2R} + C_5 K_{2M} + C_6 K_{2UB} + C_7 K_{2UL} + C_8 K_{2UR} + C_9 K_{2UM}$ ,其中 $K_{2U}$ 、 $K_{2B}$ 、 $K_{2L}$ 、 $K_{2R}$ 、 $K_{2M}$ 、 $K_{2UB}$ 、 $K_{2UL}$ 、 $K_{2UR}$ 、 $K_{2UM}$ 分别表示 $S_U$ 、 $S_B$ 、 $S_L$ 、 $S_R$ 、 $S_M$ 、 $S_{UB}$ 、 $S_{UL}$ 、 $S_{UR}$ 、 $S_{UM}$ 九个信号的 $K_2$ 值, $C_1$ 到 $C_9$ 表示各自的权重系数。本实施方案中, $C_1$ 到 $C_5$ 五个权值的取值为0.1, $C_6$ 到 $C_9$ 四个权值的取值为0.2。计算出来的 $I$ 值就表示此次胎动信号的强弱程度。

[0046] 以上对发明实施例所提供的技术方案进行了详细介绍,本文中应用了具体个例对本发明实施例的原理以及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只适用于帮助理解本发明实施例的原理;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明实施例,在具体实施方式以及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

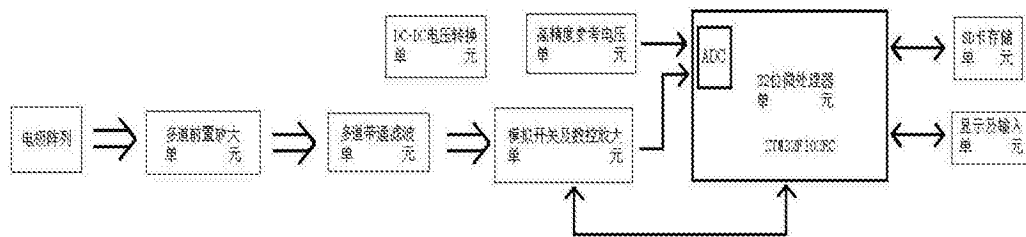


图1

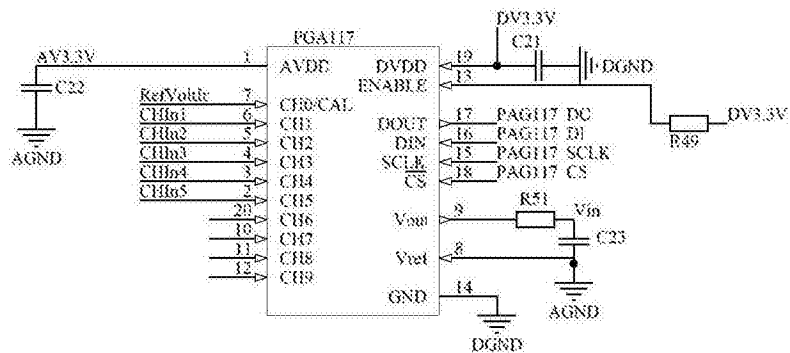


图2

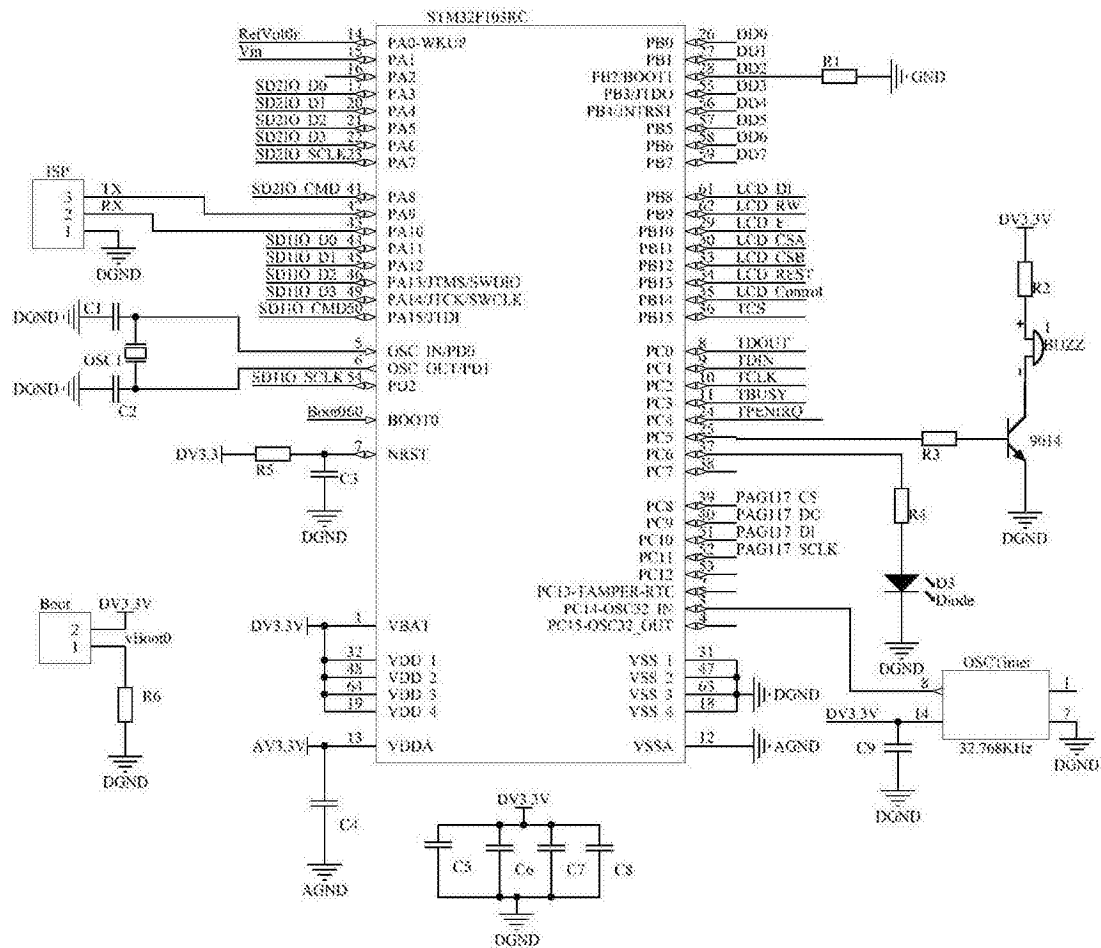


图3

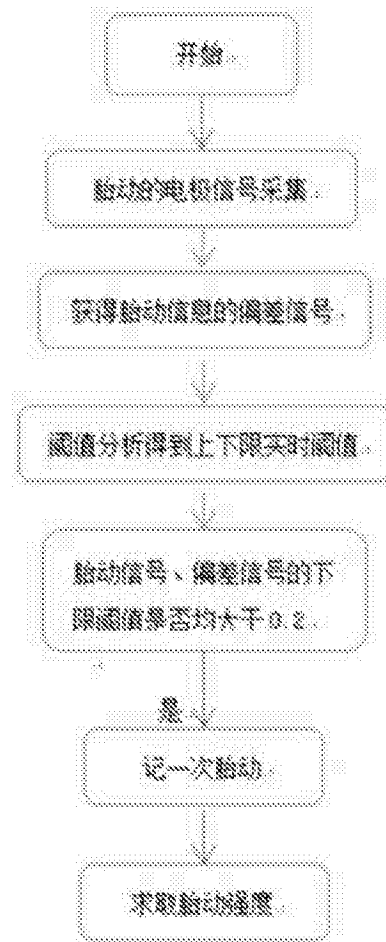


图4

|                |                                                                                                                                                       |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种基于电极阵列的胎动实时监测的方法及装置                                                                                                                                 |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN105997095A</a>                                                                                                                          | 公开(公告)日 | 2016-10-12 |
| 申请号            | CN201610414552.6                                                                                                                                      | 申请日     | 2016-06-14 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 重庆医科大学                                                                                                                                                |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 重庆医科大学                                                                                                                                                |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 重庆医科大学                                                                                                                                                |         |            |
| [标]发明人         | 陈龙聪<br>罗义庭<br>熊兴良<br>刘改琴<br>张应举                                                                                                                       |         |            |
| 发明人            | 陈龙聪<br>罗义庭<br>熊兴良<br>刘改琴<br>张应举                                                                                                                       |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/11 A61B5/0402 A61B5/0488 A61B5/04 A61B5/00                                                                                                      |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/0866 A61B8/488 A61B5/11 A61B5/04 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0488 A61B5/1116 A61B5/1118 A61B5/6802 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/746 A61B2503/02 |         |            |
| 代理人(译)         | 易敏                                                                                                                                                    |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                                                                                        |         |            |

#### 摘要(译)

本发明提供一种基于电极阵列的胎动实时监测的方法及装置，包括采用电极阵列对胎动信号的进行数据采集；将采集后的信号进行滤波预处理，分离出胎动信号；根据胎动信号的特点对信号进行实时分析，得到对应的阈值；根据得到的阈值得到胎动的次数、胎动强度以及每次胎动维持的时间。采用上述方案，一方面可以客观准确地监测胎动的次数、快慢、强弱；另外一方面可以应用于要求简便、长时间监测的家庭监护中。

