



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107157474 B

(45)授权公告日 2020.04.28

(21)申请号 201710500220.4

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2017.06.27

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107157474 A

CN 103876731 A,2014.06.25,

CN 103705270 A,2014.04.09,

CN 203493632 U,2014.03.26,

CN 103222862 A,2013.07.31,

US 7892178 B1,2011.02.22,

US 6149602 A,2000.11.21,

(43)申请公布日 2017.09.15

(73)专利权人 西南医科大学

地址 646000 四川省泸州市龙马潭区香林路1段1号

审查员 陈雨羲

(72)发明人 吴军 吴海燕 金雪梅 王永容

(74)专利代理机构 北京同恒源知识产权代理有限公司 11275

代理人 赵荣之

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0472(2006.01)

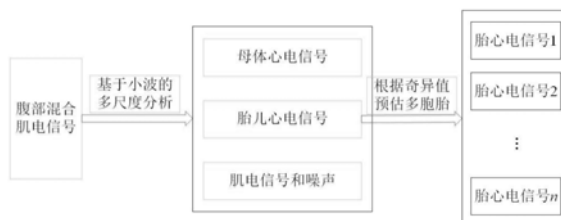
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种便携式多胞胎心电监测仪及其监测方法

(57)摘要

本发明涉及一种便携式胎心电监测仪及其监测方法,属于医疗设备领域。该装置包括生物电传感器、信号放大与滤波器、A/D转换器、嵌入式微控制器、存储器、LCD显示器、充电电池、时钟频率模块、蓝牙和NFC模块;该装置检测方法包括步骤:从母体腹部采集生物电信号;采用自适应滤波算法滤除掉肌电信号、噪声干扰;采用小波算法提取出MECG信号;对FECGErr信号,加入高斯白噪声,进行集合经验模态分解;采用X表示分解后的IMF信号,对X进行奇异值分解,求出矩阵X的k个奇异值;并对该k个奇异值排序;对胎儿个数预测。本发明只采用了一路母体腹壁信号实现母胎心电信号的分离,可在孕妇怀孕5个孕周后初次使用,并可以对胎儿个数进行预估。



1. 一种便携式胎心电监测仪的检测方法,其特征在于:该方法包括以下步骤:

S1:采集母体腹部的信号;

S2:采用自适应滤波算法滤除掉肌电信号、噪声干扰;

S3:采用小波算法提取出母体心电信号MECG;

S4:对去除母体心电信号后的残余信号FECGErr,加入高斯白噪声,进行集合经验模态分解EEMD,从而把残余信号分解为若干个本征模态信号IMF;采用X表示分解后的IMF信号,即 $X = (c_1, c_2, \dots, c_n, r)$,其中 c_i 表示第i个本征模态信号,共n个本征模态信号,r表示分解后的残差;

S5:对X进行奇异值分解SVD,求出矩阵 $X \cdot X^T$ 的k个特征值,设为 λ_i ,其中 $1 \leq i \leq k$,该特征值的算术平方根 σ_i 即为矩阵X的k个奇异值;并对该k个奇异值按从大到小的顺序排序为: $\sigma_1 > \sigma_2 > \dots > \sigma_k$;

S6:设 $\mu_i = \sigma_i / \sigma_{i+1}$,其中 $i = 1, 2, \dots, k-1$;

求出 μ_i 中的最大值,设当 $i = j$ 时, μ_i 取得k个奇异值的降低梯度中的最大值 μ_j ,即相邻奇异值比值中的最大值 μ_j ;

则对胎儿的预测个数为j个,且j个胎心电信号为:

$Fecg = (c_1, c_2, \dots, c_{j-1}, c_j + c_{j+1} + \dots + c_n + r)$ 。

2. 如权利要求1所述的一种便携式胎心电监测仪的检测方法,其特征在于:所述步骤S1具体为:将便携式胎心电监测仪的传感器贴于母体肚脐眼正下方三指宽处,采集到一路母体腹部肌电信号。

3. 如权利要求1所述的一种便携式胎心电监测仪的检测方法,其特征在于:步骤S4中所述EEMD具体包括以下步骤:

S401:在FecgErr中添加一定量的高斯白噪声;

S402:进行初始化操作: $l_0(t) = FecgErr, i = 1$;

S403:得到第i个IMF;

S403a: $h_0(t) = l_{i-1}(t), j = 1$;

S403b:找出 $h_{j-1}(t)$ 的局部极值点;

S403c:对 $h_{j-1}(t)$ 的极大和极小值点分别进行三次样条函数插值,分别形成 $h_{j-1}(t)$ 的上下包络线;

S403d:计算上下包络线的平均值 $m_{j-1}(t)$;

S403e:计算 $h_j(t) = h_{j-1}(t) - m_{j-1}(t)$,若 $h_j(t)$ 是IMF函数,则第i个本征函数 $imf_i(t) = h_j(t)$,否则 $j = j+1$,转至步骤S403b;

S404:计算 $l_i(t) = l_{i-1}(t) - imf_i(t)$;

S405:如果 $l_i(t)$ 的极值点数仍多于2个,则 $i = i+1$,转至步骤S403;否则,分解结束;最终, $l_i(t)$ 是残余分量。

4. 如权利要求1所述的一种便携式胎心电监测仪的检测方法,其特征在于:步骤S5中所述的SVD具体包括以下步骤:

S501:求出矩阵X的转置矩阵 X^T 、 $X^T \cdot X$ 或 $X \cdot X^T$;

S502:选择矩阵 $X^T \cdot X$ 和 $X \cdot X^T$ 中尺度较小的矩阵,进入步骤S503;

S503:求出矩阵 $X^T \cdot X$ 或 $X \cdot X^T$ 的k个特征值为 λ_i ,其中 $1 \leq i \leq k$;

S504: 求出 λ_i 的算数平方根 σ_i 即为矩阵X的k个奇异值; $\sigma_i = \sqrt{\lambda_i}$ 。

5. 如权利要求1所述的一种便携式胎心电监测仪的检测方法, 其特征在于: 根据步骤S6中所述的胎心电信号Fecg和QRS波群的个数计算出胎儿的瞬时心率。

6. 基于权利要求1所述方法的便携式胎心电监测仪, 其特征在于: 包括用于采集母体肌电信号的生物电传感器、用于放大信号与滤掉噪声干扰的信号放大与滤波器、用于把模拟信号转换成数字信号的A/D转换器、用于控制和处理信号的嵌入式微控制器、用于存储信息的存储器、用于显示监测数据的LCD显示器、用于提供电源的充电电池、时钟频率模块、用于非接触式传输数据的蓝牙和近距离无线通信技术NFC模块;

所述生物电传感器将采集到的母体腹部体表肌电信号通过所述信号放大与滤波器进行滤波和除噪, 再通过所述A/D转换器转换成数字信号输入到所述嵌入式微控制器进行信号处理, 将监测结果传送到所述LCD显示器, 并通过蓝牙和NFC模块进行无线数据传输; 所述嵌入式微控制器将信息存储到所述存储器, 所述时钟频率模块控制所述嵌入式微控制器的时钟频率。

一种便携式多胞胎心电监测仪及其监测方法

技术领域

[0001] 本发明属于医疗设备监测领域,涉及一种便携式多胞胎心电监测仪及其监测方法。

背景技术

[0002] 全世界每年约有300多万胎儿在孕期死亡,约400多万婴儿在出生后前四周内死亡。仅中国每年就有数千万的孕妇和约2000万的新生儿出生,2002年一年仅北京的婴儿死亡率就有约0.59%,2007年浙江省围产儿死亡率约为1.174%。而在贫困地区,新生儿平均死亡率就更高,约为3.976%。由此可见,为了提高新生儿的质量和生存率,早发现和早预防就显得十分重要。产前检查的主要内容是胎儿健康监护,胎儿健康监护能提前检测到某些胎儿的心脏疾病、胎儿被脐带缠绕引起的窒息和胎儿窘迫等异常情况,实现优生和胎儿健康安全预防,能大大减少胎儿和新生儿的死亡率。

[0003] 胎儿健康监测的主要指标就是胎心率 (fetalheartrate, FHR),它简单方便的通过数值直观地显示了胎儿的心脏功能,并且与子宫内的营养、供氧状况和脐带缠绕等危险信息息息相关,当胎心率出现明显变化时,医生不仅会考虑胎儿可能的心脏疾病和危险,还会考虑孕期妇女本身的健康状况、营养情况等,并给出诊断建议,实现孕期妇女安全怀孕、顺利生产等。所以,在妇女孕期实施胎心监测,对提高围产期胎儿质量和降低新生儿的死亡率具有十分重要的现实意义。所以,胎儿健康监测在某种意义上就等同于胎心率监测。

[0004] 目前常用的家用胎心监测仪是基于超声波多普勒效应实现的胎心音监测,胎心音监测仪虽然能够实时计算出胎心率,并能够提供一种直观的胎心跳动的声音。但是胎心音监测仪需要在孕妇腹部涂上耦合剂,并且要移动超声探头直到寻找到最佳监听部位为止。因此胎心音监测仪不适合长时间在线监测,并且超声波对胎儿的影响并不十分明确。而胎心电 (Fetal Electrocardiogram, FECG) 监测仪可以更方便、更简单地进行胎心监测,胎心电信号中除了可以计算出胎心率之外还蕴含了更多的信息,而且胎心电监测仪能够实现长时间在线监测,以便将来可以实现远程医疗等。

[0005] 最早的胎心电监测是有创的,需要将电极通过阴道插入子宫,贴到胎儿头皮上。这种方法操作复杂,可能会对孕妇和胎儿造成一定损伤,且不适于早期的胎心电监测。因此,目前的胎心电监测法都是无创的,是在孕妇体表采集信号,从而采用一定的信号处理方法提取出所需的胎心电信号。

[0006] 使用得最多的胎心电提取方法是基于盲信号处理的胎心电信号提取法,这种方法需要在孕妇体表采集多路信号。并且目前的胎心电信号提取算法都没有考虑多胞胎的情况。所以,目前的胎心电监测仪都只适合医院使用,并不太适合家用的便携式操作环境。

发明内容

[0007] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一种基于时间多尺度实现了母体心电、胎儿心电的分离,并且基于奇异值分解的方法提出了一种多胞胎便携式胎心电监测仪的监测方

法,为达到上述目的,本发明提供如下技术方案:

[0008] 一种便携式多胞胎心电监测仪,包括用于采集母体肌电信号的生物电传感器、用于放大信号与滤掉噪声干扰的信号放大与滤波器、用于把模拟信号转换成数字信号的A/D转换器、用于控制和处理信号的嵌入式微控制器、用于存储信息的存储器、用于显示监测数据的LCD显示器、用于提供电源的充电电池、时钟频率模块、用于非接触式传输数据的蓝牙和近距离无线通信技术(Near Field Communication,NFC)模块;

[0009] 所述生物电传感器将采集到的母体肌电信号通过所述信号放大与滤波器进行滤波和除噪,再通过所述A/D转换器转换成数字信号输入到所述嵌入式微控制器进行信号处理,将监测结果传送到所述LCD显示器,并通过蓝牙和NFC模块进行无线数据传输;所述嵌入式微控制器将信息存储到所述存储器,所述时钟频率模块控制所述嵌入式微控制器的时钟频率。

[0010] 一种便携式多胞胎心电监测仪的检测方法,该方法包括以下步骤:

[0011] S1:采集母体腹部的信号;

[0012] S2:采用自适应滤波算法滤除掉肌电信号、噪声干扰;

[0013] S3:采用小波算法提取出母体心电信号MECG;

[0014] S4:对去除母体心电信号后的残余信号FECGErr,加入高斯白噪声,进行集合经验模态分解(Ensemble Empirical Mode Decomposition,EEMD),从而把残余信号分解为若干个本征模态信号(Intrinsic Mode Function,IMF);采用X表示分解后的IMF信号,即 $X=(c_1, c_2, \dots, c_n, r)$,其中 c_i 表示第 i 个本征模态信号,共 n 个本征模态信号, r 表示分解后的残差;

[0015] S5:对X进行奇异值分解(Singular Value Decomposition,SVD),求出矩阵 $X \cdot X^T$ 的 k 个特征值,设为 λ_i ,其中 $1 \leq i \leq k$,该特征值的算术平方根 σ_i 即为矩阵X的 k 个奇异值;并对该 k 个奇异值按从大到小的顺序排序为: $\sigma_1 > \sigma_2 > \dots > \sigma_k$;

[0016] S6:设 $\mu_i = \sigma_i / \sigma_{i+1}$,其中 $i=1, 2, \dots, k-1$;

[0017] 求出 μ_i 中的最大值,设当 $i=j$ 时, μ_i 取得 k 个奇异值的降低梯度中的最大值 μ_j ,即相邻奇异值比值中的最大值 μ_j ;

[0018] 则对胎儿的预测个数为 j 个,且 j 个胎心电信号为:

[0019] $Fecg = (c_1, c_2, \dots, c_{j-1}, c_j + c_{j+1} + \dots + c_n + r)$ 。

[0020] 进一步,所述步骤S1具体为:将便携式胎心电监测仪的传感器贴于母体肚脐眼正下方三指宽处,采集到一路母体腹部肌电信号。

[0021] 进一步,步骤S4中所述EEMD具体包括以下步骤:

[0022] S401:在FecgErr中添加一定量的高斯白噪声;

[0023] S402:进行初始化操作: $l_0(t) = FecgErr, i=1$;

[0024] S403:得到第 i 个IMF;

[0025] S403a: $h_0(t) = l_{i-1}(t), j=1$;

[0026] S403b:找出 $h_{j-1}(t)$ 的局部极值点;

[0027] S403c:对 $h_{j-1}(t)$ 的极大和极小值点分别进行三次样条函数插值,分别形成 $h_{j-1}(t)$ 的上下包络线;

[0028] S403d:计算上下包络线的平均值 $m_{j-1}(t)$;

- [0029] S403e:计算 $h_j(t) = h_{j-1}(t) - m_{j-1}(t)$,若 $h_j(t)$ 是IMF函数,则第 i 个本征函数 $imf_i(t) = h_j(t)$,否则 $j = j+1$,转至步骤S403b;
- [0030] S404:计算 $l_i(t) = l_{i-1}(t) - imf_i(t)$;
- [0031] S405:如果 $l_i(t)$ 的极值点数仍多于2个,则 $i = i+1$,转至步骤S403;否则,分解结束;最终, $l_i(t)$ 是残余分量。
- [0032] 进一步,步骤S5中所述的SVD具体包括以下步骤:
- [0033] S501:求出矩阵 X 的转置矩阵 X^T 、 $X^T * X$ 或 $X * X^T$;
- [0034] S502:选择矩阵 $X^T * X$ 和 $X * X^T$ 中尺度较小的矩阵,进入步骤S503;
- [0035] S503:求出矩阵 $X^T * X$ 或 $X * X^T$ 的 k 个特征值为 λ_i ,其中 $1 \leq i \leq k$;
- [0036] S504:求出 λ_i 的算数平方根 σ_i 即为矩阵 X 的 k 个奇异值; $\sigma_i = \sqrt{\lambda_i}$;
- [0037] 进一步,根据步骤S6中所述的胎心电信号Fecg和QRS波群的个数计算出胎儿的瞬时心率。
- [0038] 进一步,根据步骤S6中所述的胎心电信号Fecg该胎心电信号分析脐带缠绕、胎儿缺氧的情况。
- [0039] 本发明的有益效果在于:本发明只采用了一路传感器从母体腹壁采集信号,然后滤除肌电等干扰和噪声,从而实现了母胎心电信号的分离。由于胎心电信号是在强噪声中的一种弱信号,所以本发明必须采用高信噪比和灵敏度的生物电传感器。本发明可在孕妇怀孕5个孕周后初次使用,并可以对胎儿个数进行预估。在医院用B超确诊胎儿个数后,可进一步对算法进行修正。实现对孕妇的远程医疗、远程监护和延续护理。本发明推广之后将具有较大的经济价值和社会效益,对远程医疗和移动监护的意义较为重大。

附图说明

- [0040] 为了使本发明的目的、技术方案和有益效果更加清楚,本发明提供如下附图进行说明:
- [0041] 图1为本发明示意图;
- [0042] 图2为母体腹部传感器粘贴位置示意图;
- [0043] 图3为便携式胎心电监测仪结构原理图;
- [0044] 图4为EEMD分解出的本征模态信号IMF;
- [0045] 图5为母胎心电信号分离结果。

具体实施方式

- [0046] 下面将结合附图,对本发明的优选实施例进行详细的描述。
- [0047] 如图3所示,一种便携式多胞胎心电监测仪,包括用于采集母体肌电信号的生物电传感器、用于放大信号与滤掉噪声干扰的信号放大与滤波器、用于把模拟信号转换成数字信号的A/D转换器、用于控制和处理信号的嵌入式微控制器、用于存储信息的存储器、用于显示监测数据的LCD显示器、用于提供电源的充电电池、时钟频率模块、用于非接触式传输数据的蓝牙和近距离无线通信技术(Near Field Communication,NFC)模块;
- [0048] 所述生物电传感器将采集到的母体肌电信号通过所述信号放大与滤波器进行滤

波和除噪,再通过所述A/D转换器转换成数字信号输入到所述嵌入式微控制器进行信号处理,将监测结果传送到所述LCD显示器,并通过蓝牙和NFC模块进行无线数据传输;所述嵌入式微控制器将信息存储到所述存储器,所述时钟频率模块控制所述嵌入式微控制器的时钟频率。

[0049] 如图1所示,一种便携式多胞胎心电监测仪的检测方法,该方法包括以下步骤:

[0050] S1:采集母体腹部的信号;

[0051] S2:采用自适应滤波算法滤除掉肌电信号、噪声干扰;

[0052] S3:采用小波算法提取出母体心电信号MECG;

[0053] S4:对去除母体心电信号后的残余信号FecgErr,加入高斯白噪声,进行集合经验模态分解(EnsembleEmpiricalModeDecomposition,EEMD),从而把残余信号分解为若干个本征模态信号(IntrinsicModeFunction,IMF);采用X表示分解后的IMF信号,即 $X = (c_1, c_2, \dots, c_n, r)$,其中 c_i 表示第i个本征模态信号,共n个本征模态信号,r表示分解后的残差;

[0054] S5:对X进行奇异值分解(SingularValueDecomposition,SVD),求出矩阵 $X * X^T$ 的k个特征值,设为 λ_i ,其中 $1 \leq i \leq k$,该特征值的算术平方根 σ_i 即为矩阵X的k个奇异值;并对该k个奇异值按从大到小的顺序排序为: $\sigma_1 > \sigma_2 > \dots > \sigma_k$;

[0055] S6:设 $\mu_i = \sigma_i / \sigma_{i+1}$,其中 $i = 1, 2, \dots, k-1$;

[0056] 求出 μ_i 中的最大值,设当 $i = j$ 时, μ_i 取得k个奇异值的降低梯度中的最大值 μ_j ,即相邻奇异值比值中的最大值 μ_j ;

[0057] 则对胎儿的预测个数为j个,且j个胎心电信号为:

[0058] $Fecg = (c_1, c_2, \dots, c_{j-1}, c_j + c_{j+1} + \dots + c_n + r)$ 。

[0059] 所述步骤S1具体为:将便携式胎心电监测仪的传感器贴于母体肚脐眼正下方三指宽处,采集到一路母体腹部肌电信号。

[0060] 步骤S4中所述EEMD具体包括以下步骤:

[0061] S401:在FecgErr中添加一定量的高斯白噪声;

[0062] S402:进行初始化操作: $l_0(t) = FecgErr, i = 1$;

[0063] S403:得到第i个IMF;

[0064] S403a: $h_0(t) = l_{i-1}(t), j = 1$;

[0065] S403b:找出 $h_{j-1}(t)$ 的局部极值点;

[0066] S403c:对 $h_{j-1}(t)$ 的极大和极小值点分别进行三次样条函数插值,分别形成 $h_{j-1}(t)$ 的上下包络线;

[0067] S403d:计算上下包络线的平均值 $m_{j-1}(t)$;

[0068] S403e:计算 $h_j(t) = h_{j-1}(t) - m_{j-1}(t)$,若 $h_j(t)$ 是IMF函数,则第i个本征函数 $imf_i(t) = h_j(t)$,否则 $j = j + 1$,转至步骤S403b;

[0069] S404:计算 $l_i(t) = l_{i-1}(t) - imf_i(t)$;

[0070] S405:如果 $l_i(t)$ 的极值点数仍多于2个,则 $i = i + 1$,转至步骤S403;否则,分解结束;最终, $l_i(t)$ 是残余分量。

[0071] 步骤S5中所述的SVD具体包括以下步骤:

[0072] S501:求出矩阵X的转置矩阵 X^T 、 $X^T * X$ 或 $X * X^T$;

[0073] S502:选择矩阵 $X^T * X$ 和 $X * X^T$ 尺度较小的矩阵,进入步骤S503;

- [0074] S503: 求出矩阵 $X^T * X$ 或 $X * X^T$ 的 k 个特征值为 λ_i , 其中 $1 \leq i \leq k$;
- [0075] S504: 求出 λ_i 的算数平方根 σ_i 即为矩阵 X 的 k 个奇异值; $\sigma_i = \sqrt{\lambda_i}$;
- [0076] 根据步骤S6中所述的胎心电信号Fecg和QRS波群的个数计算出胎儿的瞬时心率。
- [0077] 根据步骤S6中所述的胎心电信号Fecg该胎心电信号分析脐带缠绕、胎儿缺氧的情况。
- [0078] 具体地, 首先, 将高灵敏度的传感器贴在孕妇腹部如图2所示的④号位置, 经过专门的信号放大、调理电路等将采集到的信号输入到嵌入式胎心电监护仪中, 并经过A/D模块将其转换为数字信号, 以便后续处理。
- [0079] 先进行滤波处理: 采用截止频率为10Hz至1kHz的带通滤波器。以便滤出高频噪声和低频肌电信号等干扰信号, 由于本发明采用了高品质的锂离子充电电池, 所以没有设计50Hz的陷波器, 即本发明未考虑工频干扰。
- [0080] 采用小波多尺度分析算法提取出母体心电信号: 需要选取合适的小波包及分解层数等。
- [0081] 如图4所示, 对剔除母体心电信号之后的残余信号进行EEMD分解, 把残余信号分解为若干个本振模态信号IMF, 再对IMF进行SVD分解, 求出IMF的奇异值, 并将这些奇异值按从大到小顺序排序。
- [0082] 再求出奇异值的变化梯度序列, 即相邻两个奇异值的比值。找出最大变化梯度值及其在序列中的位置, 该位置数即为预估胎儿个数。
- [0083] 再根据预估胎儿个数及IMF信号重构出胎心电信号。
- [0084] 本发明最终提取的胎儿心电信号和母体心电信号如图5所示, 并得出结论为该案例中胎儿个数为1, 及胎儿心率和母体心率分别为每分钟80次左右和100次左右。并且在胎心电信号的基础上, 能够进行P波、QRS波 (P波: 左右心房除极时的电位变化; QRS波: 代表心室除极的电位变化) 等波型分析, 以便得出更多的结论。
- [0085] 最后说明的是, 以上优选实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制, 尽管通过上述优选实施例已经对本发明进行了详细的描述, 但本领域技术人员应当理解, 可以在形式上和细节上对其作出各种各样的改变, 而不偏离本发明权利要求书所限定的范围。

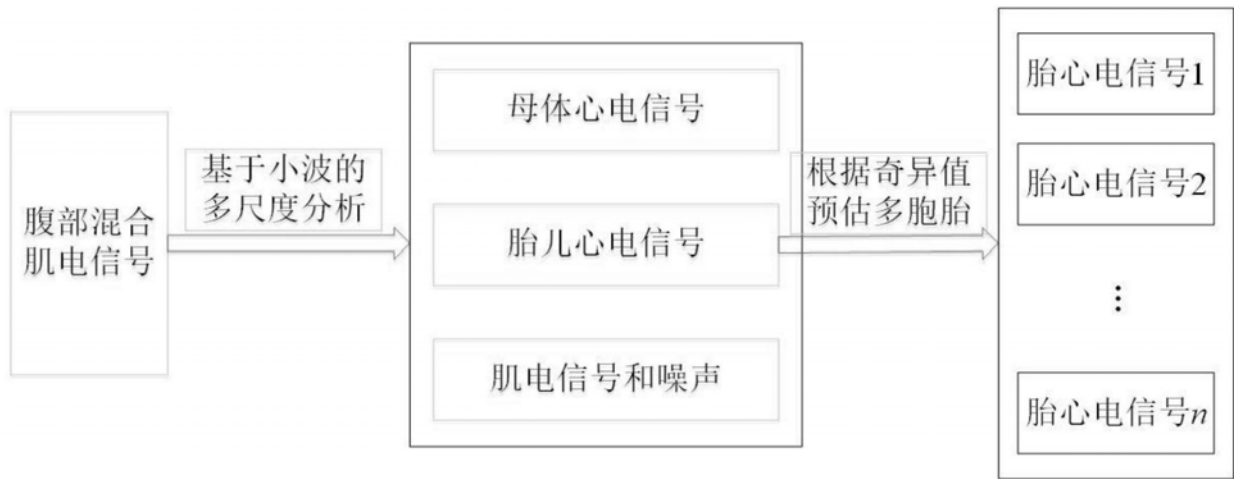


图1

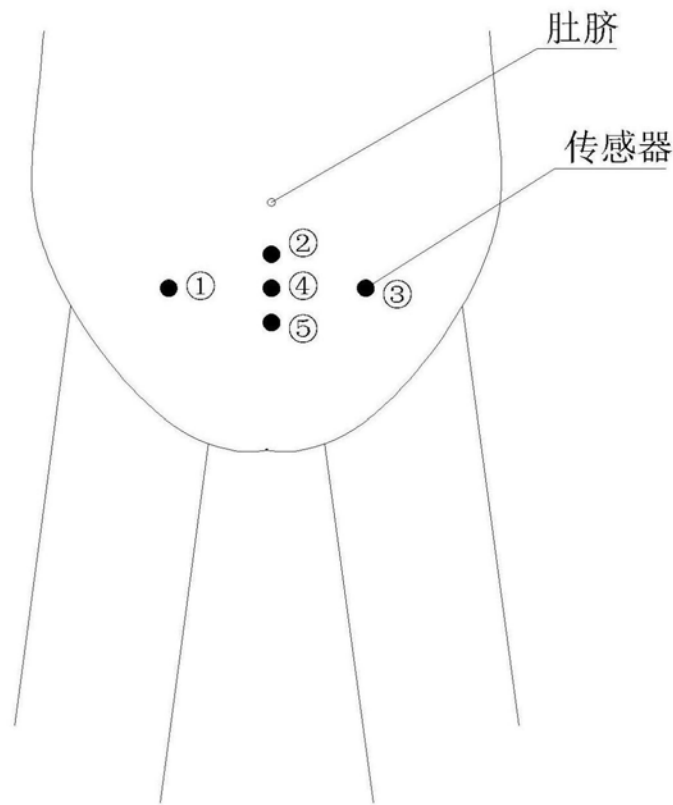


图2

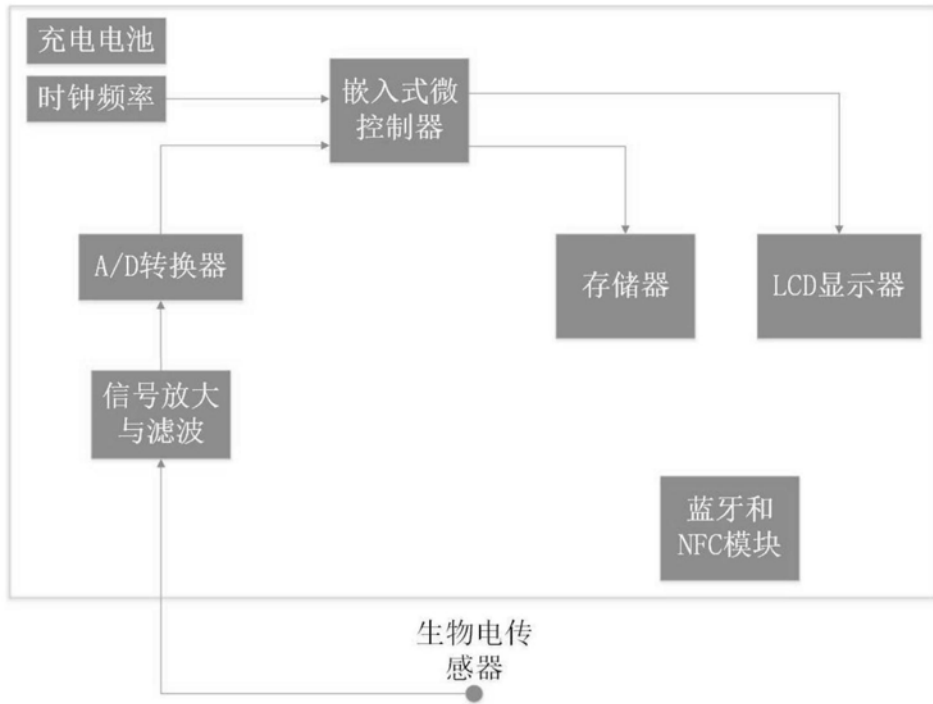


图3

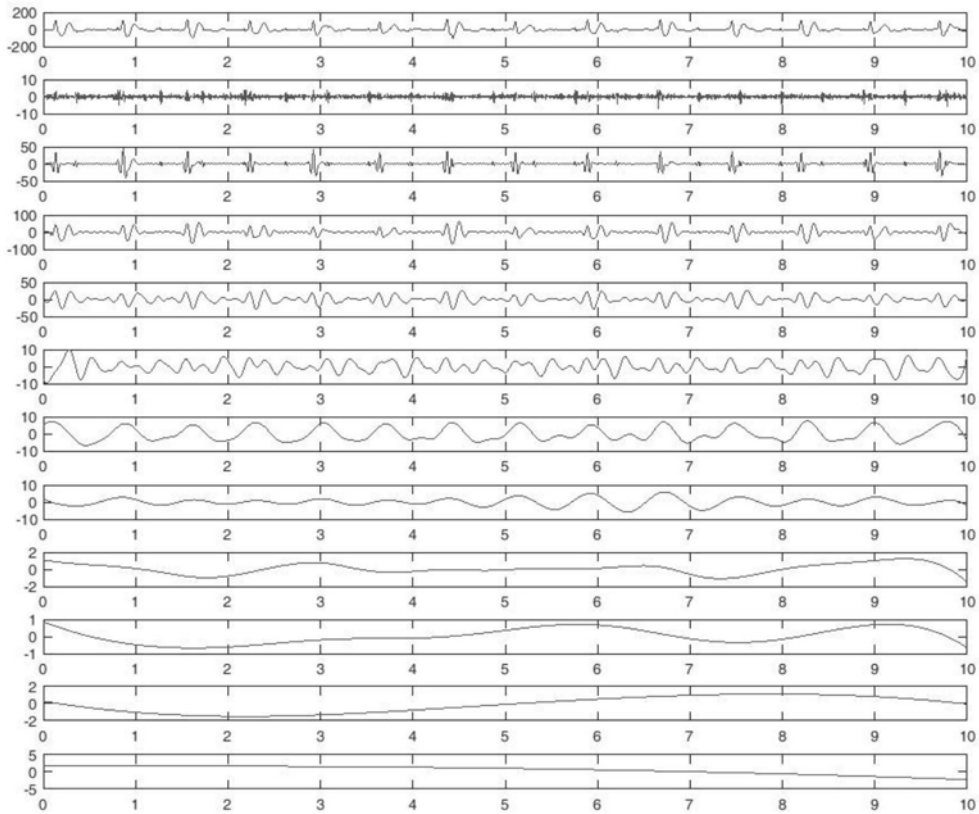


图4

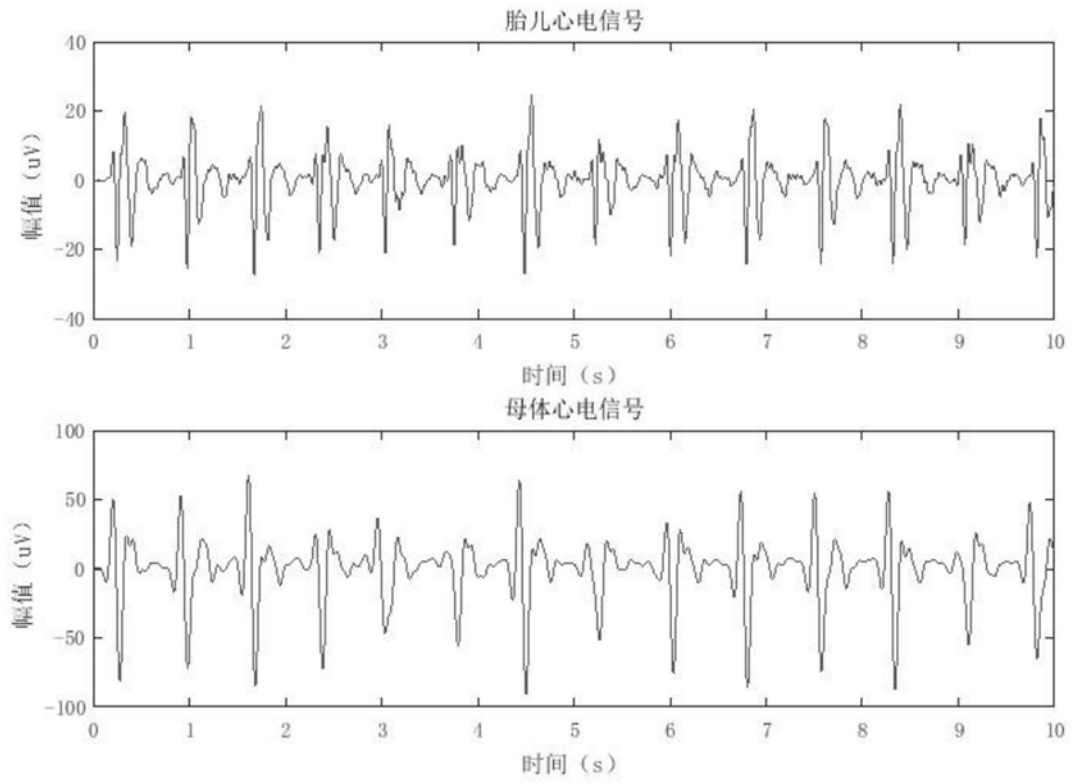


图5

专利名称(译)	一种便携式多胞胎心电图监测仪及其监测方法		
公开(公告)号	CN107157474B	公开(公告)日	2020-04-28
申请号	CN201710500220.4	申请日	2017-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	西南医科大学		
申请(专利权)人(译)	西南医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	西南医科大学		
[标]发明人	吴军 吴海燕 金雪梅 王永容		
发明人	吴军 吴海燕 金雪梅 王永容		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0472 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0472 A61B5/4362 A61B5/72 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725 A61B2560/0431		
其他公开文献	CN107157474A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种便携式胎心电图监测仪及其监测方法，属于医疗设备领域。该装置包括生物电传感器、信号放大与滤波器、A/D转换器、嵌入式微控制器、存储器、LCD显示器、充电电池、时钟频率模块、蓝牙和NFC模块；该装置检测方法包括步骤：从母体腹部采集生物电信号；采用自适应滤波算法滤除掉肌电信号、噪声干扰；采用小波算法提取出MECG信号；对FECGErr信号，加入高斯白噪声，进行集合经验模态分解；采用X表示分解后的IMF信号，对X进行奇异值分解，求出矩阵X的k个奇异值；并对该k个奇异值排序；对胎儿个数预测。本发明只采用了一路母体腹壁信号实现母胎心电信号的分离，可在孕妇怀孕5个孕周后初次使用，并可以对胎儿个数进行预估。

