



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108420425 A

(43)申请公布日 2018.08.21

(21)申请号 201710723391.3

(22)申请日 2017.08.22

(71)申请人 索思(苏州)医疗科技有限公司  
地址 215104 江苏省苏州市吴中经济开发区越溪街道塔韵路188号塔韵大厦15层

(72)发明人 高林明 范哲权 谢秋平 程晨

(51) Int. Cl.  
A61B 5/0402(2006.01)  
A61B 5/0444(2006.01)  
A61B 5/00(2006.01)

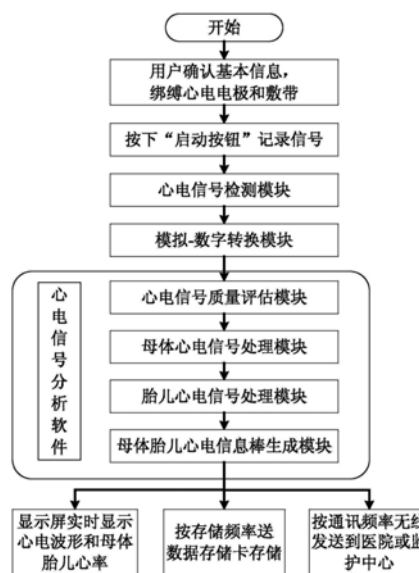
权利要求书3页 说明书10页 附图7页

(54)发明名称

穿戴式动态母体胎儿心电监测仪

(57)摘要

穿戴式动态母体胎儿心电监测仪,包括用于采集孕妇的心电信号并与模拟数字转换模块连接的心电信号检测模块、微处理器、用于存储孕妇心电信号及根据预先设定的存储频率存储生成的母体胎儿心电信息棒的数据存储卡以及将生成的母体胎儿心电信息棒无线传输至医院或监护中心的无线通讯模块,模拟数字转换模块、数据存储卡和无线通讯模块均与微处理器连接,微处理器用于心电信号的实时分析、数据存储与通讯控制,完成心电信号质量评估、母体心电信号处理、胎儿心电信号处理和生成母体胎儿心电信息棒。该装置可实现对母体和胎儿心电信号的动态、长程监测和实时分析处理,能够对母体和胎儿心电远程监护。



1. 一种可穿戴式动态母体胎儿心电检测装置,其特征是,包括以下部分:

(1) 心电信号检测模块,包括依次连接的心电电极、低通滤波器、高通滤波器、工频陷波器和信号放大电路,与模拟数字转换模块连接,用于采集孕妇的心电信号,并完成信号的滤波、去噪和放大;

(2) 模拟数字转换模块:与微处理器连接,用于实现模拟信号到数字信号的转换;

(3) 数据存储卡:与微处理器连接,用于存储孕妇心电信号,同时根据预先设定的存储频率存储生成的母体胎儿心电信息棒;

(4) 无线通讯模块:与微处理器连接,将生成的母体胎儿心电信息棒无线传输至医院或者监护中心;

(5) 微处理器:与模拟数字转换模块、数据存储卡和无线通讯模块连接,用于心电信号的实时分析、数据存储与通讯控制,完成心电信号质量评估、母体心电信号处理、胎儿心电信号处理和生成母体胎儿心电信息棒;

孕妇心电信号首先进入心电信号检测模块、然后进入模拟数字转换模块,经模拟数字转换后进入T秒固定时间窗口长度的信号堆栈,该堆栈每T/2秒更新一次,新采集的T/2秒信号入栈,最早采集到的T/2秒信号出栈,保证前后两次处理的T秒心电信号片段存在50%重叠,从而保证可以得到连续的心电特征信息,避免T秒心电信号片段首尾特征信息无法检测造成的信息遗漏,对从信号堆栈出来的T秒心电信号片段首先进行心电信号质量评估,然后依次完成母体心电信号处理、胎儿心电信号处理和生成母体胎儿心电信息棒,具体过程如下:

①心电信号质量评估:对T秒3导联孕妇心电信号的每一导联信号分别进行质量评估,每一导联心电信号质量被分为以下4类中的一类:电极脱落、运动伪迹、强噪声和质量良好;

②母体心电信号处理:对信号质量良好的T秒孕妇心电信号进行分析,依据步骤①给出的孕妇心电信号质量信息自动选择主成份分析法或者基于抛物线权重的峰值检测法确定母体R波峰值点位置,根据母体R波峰值点位置,得到母体RR间期序列,最后根据母体RR间期序列得出母体心率信息,同时构造母体心电模板并重构母体心电波形;

③胎儿心电信号处理:对信号质量良好的T秒孕妇心电信号进行分析,首先从孕妇心电信号中剔除母体心电信号,得到胎儿心电信号,然后依据步骤①给出的孕妇心电信号质量信息自动选择主成份分析法或者基于抛物线权重的峰值检测法确定胎儿R波峰值点位置根据胎儿R波峰值点位置,得到胎儿RR间期序列,最后根据胎儿RR间期序列得出胎儿心率信息;

④生成母体胎儿心电信息棒:生成上述T秒固定时间窗口长度的母体胎儿心电信息棒。

2. 根据权利要求1所述的可穿戴式动态母体胎儿心电检测装置,其特征是所述步骤①中,对心电信号质量进行分类的方法如下:

首先检测是否“电极脱落”,将当前T秒心电信号按T/5秒一段划分为5段,若其中2段以上信号出现恒值,则判定为“电极脱落”,若不是“电极脱落”,则判断是否“运动伪迹”,检测当前T秒心电信号的最大值,以该最大值的50%作为阈值,仍将当前T秒心电信号按T/5秒一段划分为5段,若其中2段以上信号不存在超过该阈值的时间点,则判定为“运动伪迹”,若不是“运动伪迹”,再判断是“强噪声”还是“质量良好”,使用样本熵算法进行判断,如果该T秒心电信号的样本熵值大于1.5,则判定为“强噪声”,否则判定为“质量良好”。

3. 根据权利要求2所述的可穿戴式动态母体胎儿心电检测装置,其特征是所述T秒心电信号样本熵值的计算方法如下:T秒心电信号首先被重采样为500点固定长度,设重采样后的信号为 $data = \{x_1, x_2, \dots, x_K\}$ ,K为数据点个数,对data进行时间序列相空间重构,依次取m个连续点组成矢量 $Y_m(i) = [x_i, x_{i+1}, \dots, x_{i+m-1}]$ , $i=1 \sim K-m+1$ ,定义矢量 $Y_m(i)$ 与 $Y_m(j)$ 之间的距离 $d(Y_m(i), Y_m(j)) = \max(|x_{i+k} - x_{j+k}|)$ ,设定阈值 $r = 0.2 \times \sigma_X$ ,其中 $\sigma_X$ 为时间序列data的标准差,对于 $K-m+1$ 个m维矢量统计不包含元素 $Y_m(i)$ 在内的 $K-m$ 个矢量中与元素 $Y_m(i)$ 的距离小于阈值r的元素数目,记为模板匹配数 $K_m(i)$ ,并计算 $K_m(i)$ 与距离总数 $K-m$   
 $B_m^r(i) = K_m(i)/(K-m)$ ,对所有的 $i=1 \sim K-m+1$ 的均值,

记为 $B_m(r) = \sum_{i=1}^{K-m+1} B_m^r(i) / (K-m+1)$ ,然后将空间维数增加至m+1,依照上述步骤重新计算 $B_{m+1}(r)$ ,则信号data的样本熵为: $S_{ampEn}(m, r, K) = \ln[B_m(r) / B_{m+1}(r)]$ ,参数mr,和K分别设置为,20.2和500。

4. 根据权利要求1所述的可穿戴式动态母体胎儿心电检测装置,其特征是所述步骤②中确定母体R波峰值点位置的方法如下:若3导联孕妇心电信号中至少有2导联心电信号质量良好,则选择主成份分析法;若3导联孕妇心电信号中仅有1导联心电信号质量良好,则选择基于抛物线权重的峰值检测法;

主成份分析法确定母体R波峰值点位置的具体方法如下:设质量良好的导联数为M,其

$$X = \begin{bmatrix} x_1(1) & x_1(2) & \dots & x_1(N) \\ x_2(1) & x_2(2) & \dots & x_2(N) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_N(1) & x_N(2) & \dots & x_N(N) \end{bmatrix} = [x(1), x(2), \dots, x(N)] = AY,$$

中M为2或者3,设该M导联的孕妇心电信号为 $\{x_m(n)\}$ ,其中 $m=1, 2, \dots, M, n=1, 2, \dots, N$ ;N为T秒心电信号长度,生成心电信号矩阵 $X_T$ 为:

其中 $x(n) = [x_1(n), x_2(n), \dots, x_M(n)]$ 为M导联心电在同一采样时刻采样值组成的向量;A表示系数矩阵Y;表示心电信号矩阵X的信号源矩阵且满足归一化正交条件,信号源矩阵Y的第一行 $y_1(n) = [y_1(1), y_1(2), \dots, y_1(N)]$ 即为孕妇心电信号的主成份,因为母体心电信号强度大于胎儿心电信号所以该主成份即对应母体心电信号矩阵A和Y形式如下:

$$A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \dots & a_{1M} \\ a_{21} & a_{22} & \dots & a_{2M} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ a_{M1} & a_{M2} & \dots & a_{MM} \end{bmatrix}, Y = \begin{bmatrix} y_1(1) & y_1(2) & \dots & y_1(N) \\ y_2(1) & y_2(2) & \dots & y_2(N) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ y_N(1) & y_N(2) & \dots & y_N(N) \end{bmatrix}$$

$$R = \frac{1}{N} XX^T = U \Sigma U^T = U \Sigma^{1/2} \Sigma^{1/2} U^T,$$

对心电信号矩阵X的相关矩阵R进行特征值分解为:

其中 $\Sigma$ 为矩阵R的特征值矩阵,U为矩阵R的特征向量矩阵,因为 $X=AY$ ,则上式写为:

$$R = \frac{1}{N} XX^T = \frac{1}{N} AYY^T A^T = AA^T,$$

则有 $A=U \Sigma^{1/2}$ ,即有 $a_{mk} = \sqrt{\lambda_m} u_{mk}$ ,其中 $\lambda$ 为矩阵R的特征值, $u = [u_1, u_2, \dots, u_M]$ 为矩阵R对应特征值 $\lambda_m$ 的特征向量,孕妇心电信号主成份则表示为: $m_1, m_2$

$$y_1(n) = \frac{1}{\sqrt{\lambda_1}} u_1^T x(n),$$

将T秒母体心电信号 $y_1(n)$ 按T/5秒一段划分为5段,选取每段中的最大值并计算这些最大值的均值,以均值的60%作为阈值确定主成份中高于此阈值的区域即为母体心电信号R波区域,最后在原孕妇心电信号的此区域中寻找最大值/最小值作为母体R波峰值点位置;

使用基于抛物线权重的峰值检测法确定母体R波峰值点位置的具体方法如下此时3导联心电信号中只有1导联信号质量好,设该导联信号为 $p(n)$ ,首先对该信号进行带通滤波,保留0.05Hz-40Hz频率段信号,滤波后信号记为 $q(n)$ ,然后生成长度为20点的线性序列 $k_1 = [1, 0.95, 0.9, 0.85, \dots, 0.05]$ ,令序列 $k_2$ 为序列 $k_1$ 的平方根序列,令序列 $k_3$ 为序列 $k_2$ 的翻转序列,则抛物线权重向量通过 $w = [k_3, 1, k_2]$ 得到,为41点序列,然后将该抛物线权重向量 $w$ 依次与滤波后的心电信号 $q(n)$ 逐点做相关,得到相关信号 $r(n)$ ,最后将T秒时间长度的相关信号 $r(n)$ 按T/5秒一段划分为5段,选取每段中的最大值并计算这些最大值的均值,以均值的80%作为阈值确定 $r(n)$ 中高于此阈值的区域即为母体心电信号R波区域,最后在原孕妇心电信号的此区域中寻找最大值/最小值作为母体R波峰值点位置。

5. 根据权利要求1所述的可穿戴式动态母体胎儿心电检测装置,其特征是所述步骤②中,构造母体心电模板并重构母体心电波形的方法如下:

提取前后相邻的R波峰值点之间的心电信号片段记为 $v_i(n)$ , $v_i(n)$ 即为单一心动周期心电信号,其中 $i = 1, 2, \dots, L$ , $L$ 为心动周期数,将 $L$ 个 $v_i(n)$ 伸缩到相同信号长度,然后计算其相干平均值 $\bar{v}(n) = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L v_i(n)$ , $\bar{v}(n)$ 即为当前导联T秒心电信号的母体心电模板,然后重构母体心电信号,依据R波峰值点位置得到RR间期,将心电模板信号 $\bar{v}(n)$ 依次伸缩为与上述各RR间期长度相同的信号,然后顺次将伸缩后的信号首尾连接即形成重构后的母体心电信号,此时当前T秒心电信号片段中第一个R波峰值点位置之前和最后一个R波峰值点之后的母体心电信号空缺,依据时间对应关系,补充前一个T秒心电信号片段和后一个T秒心电信号片段重构的母体心电信号的对应信号片段即获得完整的T秒母体心电信号。

6. 根据权利要求1所述的可穿戴式动态母体胎儿心电检测装置,其特征是,所述步骤③中,从孕妇心电信号中剔除母体心电信号的方法是:首先对T秒孕妇心电信号 $xx(n)$ 和重构的母体心电信号 $yy(n)$ 使用原采样频率的10倍采样频率进行重新采样,分别记为 $xx^*(n)$ 和 $yy^*(n)$ ,然后提取 $yy^*(n)$ 中以R波峰值点位置为中心的200毫秒时间窗口的信号片段 $yyi^*(n)$ 并与 $xx^*(n)$ 对应时间的信号片段 $xxi^*(n)$ 进行相关操作,记录相关值接着通过左右移动 $yyi^*(n)$ 再次与 $xxi^*(n)$ 进行相关操作并记录相关值确定一系列相关值中的最大值并记录此时左右移动的采样点数,并按照此采样点数调整 $yyi^*(n)$ 在重采样后母体心电信号 $yy^*(n)$ 中的位置,最后通过降采样得到经R波进行相关操作,记录相关值,接着通过左右移动 $yyi^*(n)$ 再次与 $xxi^*(n)$ 进行相关操作并记录相关值确定一系列相关值中的最大值并记录此时左右移动的采样点数,并按照此采样点数调整 $yyi^*(n)$ 在重采样后母体心电信号 $yy^*(n)$ 中的位置,最后通过降采样得到经R波。

## 穿戴式动态母体胎儿心电监测仪

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种对母体和胎儿进行无创动态长程心电监测,实时评估心电信号质量和提取母体和胎儿心率信息,同时生成可以无线传输的母体胎儿心电信息棒的装置具,体是一种可穿戴式母体胎儿心电手机属于母体胎儿心电检测技术领域。

### 背景技术

[0002] 自从1885年荷兰生理学家W.Einthoven首次从体表记录到心电波形,经过100多年的发展,心电检测已经成为临床最为常用的检测手段之一。心电波形反映了心脏兴奋的电活动过程,其在反映心脏基本功能及其病理变化,分析与鉴别各种心律失常,评估心肌受损程度和发展过程,指导心脏手术进行及指示必要的药物处理上有极其重要的临床参考价值。

[0003] 传统的母体胎儿心电检测通过以下方式进行孕妇首先躺在检测床上休息几分钟待心血管系统活动稳定,然后通过安放在腹部的心电电极无创获取孕妇心电信号,孕妇心电信号同时包含有母体和胎儿的心电信号(通常母体心电信号强度大于或者远大于胎儿心电信号)接着计算机软件通过自动分析从孕妇心电信号中提取出胎儿心电信号,最后给出关于胎儿心电活动信息。随着现在社会对母体和胎儿健康关注的增加传统检测方法已不能够满足对母体和胎儿进行全面动态长时间心电检测的要求,具体来讲其存在如下四个方面的不足:一是传统母体胎儿心电检测主要是静息状态下的心电信号检测缺乏对母体和胎儿心电活动的动态监测,而已有研究表明活动状态下的心电信号更有可能呈现出潜在的疾病信息,因此需要对母体和胎儿心电活动进行动态监测;二是传统母体胎儿心电检测多是短程检测,检测时间一般持续几分钟缺乏对母体和胎儿心电活动的长程跟踪,而已有研究表明许多携带有特定疾病信息的心电信号片段的出现具有偶发性不一定在孕妇接受检测期间呈现,因此需要对母体和胎儿心电活动进行长程监测;三是传统母体胎儿心电检测多侧重于对胎儿心电信号做出医学解释和判断,忽略了对母体本身心电信号的医学解释和判断,而母体本身心电活动的变化同样含有非常重要的临床诊断价值,因此需要对母体和胎儿心电信号进行全方位多角度的临床解读;四是传统母体胎儿心电检测的计算机自动分析方法适合于平稳状态下的心电分析;而并不适合于动态环境下长程采集的心电信号分析,动态环境下大量不可预期的噪声出现会严重影响传统方法对母体和胎儿心电特征的判断,此外,目前已有的计算机分析软件对心电信号质量评估环节重视不够,而心电信号质量评估是进行心电信号医学解读的前提和先决条件,同时也是动态长程心电信号分析的必备步骤,因此,优化传统方法,建立新的适合于动态长程母体和胎儿心电信号处理的方法势在必行。

### 发明内容

[0004] 本发明针对现有临床母体胎儿心电检测技术的不足,提供一种能够实现对母体和胎儿心电信号的无创、动态、长程监测能够实时检测和分析孕妇心电信号能够对母体和胎

儿心电远程监护的可穿戴式动态母体胎儿心电检测装置。

[0005] 本发明的可穿戴式动态母体胎儿心电检测装置,包括以下部分:

[0006] (1) 心电信号检测模块,包括依次连接的心电电极,低通滤波器,高通滤波器,工频陷波器和信号放大电路,与模拟数字转换模块连接,用于采集孕妇的心电信号,并完成信号的滤波、去噪和放大;

[0007] 信号经心电电极采集后由低通滤波器、高通滤波器、工频陷波器和信号放大电路依次进行低通滤波、高通滤波、工频陷波和信号放大。

[0008] (2) 模拟数字转换模块:与微处理器连接,用于实现模拟信号到数字信号的转换;

[0009] (3) 数据存储卡:与微处理器连接,用于存储孕妇心电信号,同时根据预先设定的存储频率存储生成的母体胎儿心电信息棒;7

[0010] (4) 无线通讯模块:与微处理器连接,将生成的母体胎儿心电信息棒无线传输至医院或者监护中心(以手机图片格式);

[0011] (5) 微处理器:与模拟数字转换模块、数据存储卡和无线通讯模块连接,用于心电信号的实时分析、数据存储与通讯控制,完成心电信号质量评估,母体心电信号处理胎儿心电信号处理和生成母体胎儿心电信息棒;

[0012] 孕妇心电信号首先进入心电信号检测模块,然后进入模拟数字转换模块,经模拟数字转换后进入T秒固定时间窗口长度的信号堆栈,该堆栈每T/2秒更新一次,新采集的T/2秒信号入栈,最早采集到的T/2秒信号出栈,保证前后两次处理的T秒心电信号片段存在50%重叠,从而保证可以得到连续的心电特征信息,避免T秒心电信号片段首尾特征信息无法检测造成的信息遗漏;对从信号堆栈出来的T秒心电信号片段首先进行心电信号质量评估,然后依次完成母体心电信号处理胎儿心电信号处理和生成母体胎儿心电信息棒,具体过程如下;

[0013] ①心电信号质量评估对T秒3导联孕妇心电信号的每一导联信号分别进行质量评估,每一导联心电信号质量被分为以下4类中的一类电极脱落、运动伪迹、强噪声和质量良好;

[0014] ②母体心电信号处理对信号质量良好的T秒孕妇心电信号进行分析,依据步骤①给出的孕妇心电信号质量信息自动选择主成份分析法或者基于抛物线权重的峰值检测法确定母体R波峰值点位置根据母体R波峰值点位置,得到母体RR间期序列,最后根据母体RR间期序列得出母体心率信息,同时构造母体心电模板并重构母体心电波形;

[0015] ③胎儿心电信号处理对信号质量良好的T秒孕妇心电信号进行分析,首先从孕妇心电信号中剔除母体心电信号,得到胎儿心电信号,然后依据步骤①给出的孕妇心电信号质量信息自动选择主成份分析法或者基于抛物线权重的峰值检测法确定胎儿R波峰值点位置根据胎儿R波峰值点位置,得到胎儿RR间期序列,最后根据胎儿RR间期序列得出胎儿心率信息;

[0016] ④生成母体胎儿心电信息棒生成上述T秒固定时间窗口长度的母体胎儿心电信息棒。

[0017] 信息棒采用图片格式生成,自上而下包含4部分信息第1部分为孕妇基本信息,包括姓名、年龄、孕周、身高和体重第2部分为去除基线漂移后的3导联孕妇心电波形,心电信号质量信息显示在波形上方第3部分为重构的3导联母体心电波形及母体R波峰值点位置标

注,如果某一导联心电信号非“质量良好”类型,则该导联母体心电波形显示直线,如果3导联心电信号都不是“质量良好”类型,则3导联母体心电波形均显示直线,母体心率数值显示在波形上方,若3导联心电信号都不是“质量良好”类型,则母体心率数值空缺;第4部分为从孕妇心电信号中剔除母体心电信号后的3导联胎儿心电波形及胎儿R波峰值点位置标注,如果某一导联心电信号非“质量良好”类型,则该导联胎儿心电波形显示直线,如果3导联心电信号都不是“质量良好”类型,则3导联胎儿心电波形均显示直线胎儿心率数值显示在波形上方,若3导联心电信号都不是“质量良好”类型,则胎儿心率数值空缺。

[0018] 上述步骤①中,对心电信号质量进行分类的方法如下:

[0019] 首先检测是否“电极脱落”将当前T秒心电信号按T/5秒一段划分为5段,若其中2段以上信号出现恒值,则判定为“电极脱落”,若不是“电极脱落”,则判断是否“运动伪迹”检测当前T秒心电信号的极大值,以该极大值的50%作为阈值,仍将当前T秒心电信号按T/5秒一段划分为5段,若其中2段以上信号不存在超过该阈值的时间点,则判定为“运动伪迹”若也不是“运动伪迹”再判断是“强噪声”还是“质量良好”使用样本熵算法进行判断如果该T秒心电信号的样本熵值大于1.5,则判定为“强噪声”否则判定为“质量良好”。

[0020] T秒心电信号样本熵值的计算方法如下T:秒心电信号首先被重采样为500点固定长度,设重采样后的信号为 $data = \{x_1, x_2, \dots, x_K\}$ ,K为数据点个数对data进行时间序列相空间重构,依次取m个连续点组成矢量 $Y_m(i) = [x_i, x_{i+1}, \dots, x_{i+m-1}]$ , $i = 1 \sim K-m+1$ 定义矢量 $Y_m(i)$ 与 $Y_m(j)$ 之间的距离 $d(Y_m(i), Y_m(j)) = \max(|x_{i+k} - x_{j+k}|)$ ,设定阈值 $r = 0.2 \times \sigma_X$ ,其中 $\sigma_X$ 为时间序列data的标准差,对于 $K-m+1$ 个m维矢量统计不包含元素 $Y_m(i)$ 在内的 $K-m$ 个矢量中与元素 $Y_m(i)$ 的距离小于阈值r的元素数目,记为模板匹配数 $K_m(i)$ ,并计算 $K_m(i)$ 与距离总数 $K-m$  $B_m^r(i) = K_m(i)/(K-m)$ ,对所有的 $i = 1 \sim B_m^r(i)$ 的均值,记为 $B_m(r) = \sum_{i=1}^{K-m+1} B_m^r(i) / (K-m+1)$ ,

然后将空间维数增加至m+1,依照上述步骤重新计算 $B_{m+1}(r)$ ,则信号data的样本熵为 $SiampEn(m, r, K) = \ln[B_m(r) / B_{m+1}(r)]$ ,参数mr,和K分别设置为,2,0.2和500。

[0021] 上述步骤②中确定母体R波峰值点位置的方法如下:若3导联孕妇心电信号中至少有2导联心电信号质量良好,则选择主成份分析法;若3导联孕妇心电信号中仅有1导联心电信号质量良好,则选择基于抛物线权重的峰值检测法。

[0022] 主成份分析法确定母体R波峰值点位置的具体方法如下:设质量良好的导联数为M,其中M为2或者3设该M导联的孕妇心电信号为 $\{x_m(n)\}$ ,其中 $m = 1, 2, \dots, M, n = 1, 2, \dots, N$ ;N为T秒心电信号长度生成心电信号矩阵X为:

$$[0023] \quad X = \begin{bmatrix} x_1(1) & x_1(2) & \dots & x_1(N) \\ x_2(1) & x_2(2) & \dots & x_2(N) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_M(1) & x_M(2) & \dots & x_M(N) \end{bmatrix} = [x(1), x(2), \dots, x(N)] = AY$$

[0024] 其中 $x(n) = [x_1(n), x_2(n), \dots, x_M(n)]^T$ 为M导联心电在同一采样时刻采样值组成的向量A,表示系数矩阵Y;表示心电信号矩阵X的信号源矩阵且满足归一化正交条件信号源矩阵Y的第一行 $y_1(n) = [y_1(1), y_1(2), \dots, y_1(N)]$ 即为孕妇心电信号的主成份,因为母体心电信号强度大于胎儿心电信号所以该主成份即对应母体心电信号矩阵A和Y形式如下:

$$[0025] \quad A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \cdots & a_{1M} \\ a_{21} & a_{22} & \cdots & a_{2M} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ a_{M1} & a_{M2} & \cdots & a_{MM} \end{bmatrix}, \quad Y = \begin{bmatrix} y_1(1) & y_1(2) & \cdots & y_1(N) \\ y_2(1) & y_2(2) & \cdots & y_2(N) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ y_N(1) & y_N(2) & \cdots & y_N(N) \end{bmatrix},$$

$$R = \frac{1}{N} XX^T = U \Sigma U^T = U \Sigma^{1/2} \Sigma^{1/2} U^T,$$

[0026] 对心电信号矩阵X的相关矩阵R进行特征值分解为:

[0027] 其中 $\Sigma$ 为矩阵R的特征值矩阵 $U$ ,为矩阵R的特征向量矩阵,因为 $X=AY$ ,则上式写为:

$$[0028] \quad R = \frac{1}{N} XX^T = \frac{1}{N} AYY^T A^T = AA^T,$$

[0029] 则有 $A=U\Sigma^{1/2}$ ,即有 $a_{mk} = \sqrt{\lambda_m} u_{mk}$ ,其中 $\lambda$ 为矩阵R的特征值 $u=[u_1, u_2, \dots, u_L]$

为矩阵R对应特征值 $\lambda_m$ 的特征向量孕妇心电信号主成份(母体心电信号)则表示为:

$$y_1(n) = \frac{1}{\sqrt{\lambda_1}} u_1^T x(n),$$

[0030]

[0031] 将T秒母体心电信号 $y_1(n)$ 按T/5秒一段划分为5段,选取每段中的最大值并计算这些最大值的均值以均值的60%作为阈值确定主成份中高于此阈值的区域即为母体心电信号R波区域最后在原孕妇心电信号的此区域中寻找最大值/最小值作为母体R波峰值点位置。

[0032] 使用基于抛物线权重的峰值检测法确定母体R波峰值点位置的具体方法如下此时3导联心电信号中只有1导联信号质量良好,设该导联信号为 $p(n)$ ,首先对该信号进行带通滤波,保留0.05Hz-40Hz频率段信号滤波后信号记为 $q(n)$ ,然后生成长度为20点的线性序列 $k_1=[1, 0.95, 0.9, 0.85, \dots, 0.05]$ ,令序列 $k_2$ 为序列 $k_1$ 的平方根序列,令序列 $k_3$ 为序列 $k_2$ 的翻转序列,则抛物线权重向量通过 $w=[k_3, 1, k_2]$ 得到,为41点序列,然后将该抛物线权重向量 $w$ 依次与滤波后的心电信号 $q(n)$ 逐点做相关,得到相关信号 $r(n)$ 最后将T秒时间长度的相关信号 $r(n)$ 按T/5秒一段划分为5段,选取每段中的最大值并计算这些最大值的均值以均值的80%作为阈值确定 $r(n)$ 中高于此阈值的区域即为母体心电信号R波区域,最后在原孕妇心电信号的此区域中寻找最大值/最小值作为母体R波峰值点位置。[0033]上述步骤②中构造母体心电模板并重构母体心电波形的方法如下:提取前后相邻的R波峰值点之间的心电信号片段记为 $v_i(n)$ , $v_i(n)$ 即为单一心动周期心电信号,其中 $i=1, 2, \dots, L$ ,L为心动周期数,将L个 $v_i(n)$ 伸缩到相同信号长度,然后计算其相干平均值 $\bar{v}(n) = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L v_i(n)$ , $\bar{v}(n)$ 即为

当前导联T秒心电信号的母体心电模板,然后重构母体心电信号,依据R波峰值点位置得到RR间期,将心电模板信号 $\bar{v}(n)$ 依次伸缩为与上述各RR间期长度相同的信号,然后顺次将伸缩后的信号首尾连接即形成重构后的母体心电信号,此时当前T秒心电信号片段中第一个R波峰值点位置之前和最后一个R波峰值点之后的母体心电信号空缺,依据时间对应关系,补充前一个T秒心电信号片段和后一个T秒心电信号片段重构的母体心电信号的对应信号片段即获得完整的T秒母体心电信号。

[0034] 上述步骤③中从孕妇心电信号中剔除母体心电信号的方法是:首先对T秒孕妇心

电信号 $xx(n)$ 和重构的母体心电信号 $yy(n)$ 使用原采样频率的10倍采样频率进行重新采样,分别记为 $xx^*(n)$ 和 $yy^*(n)$ ,然后提取 $yy^*(n)$ 中以R波峰值点位置为中心的200毫秒时间窗口的信号片段 $yyi^*(n)$ 并与 $xx^*(n)$ 对应时间的信号片段 $xxi^*(n)$ 进行相关操作,记录相关值,接着通过左右移动 $yyi^*(n)$ 再次与 $xxi^*(n)$ 进行相关操作并记录相关值确定一系列相关值中的最大值并记录此时左右移动的采样点数,并按照此采样点数调整 $yyi^*(n)$ 在重采样后母体心电信号 $yy^*(n)$ 中的位置,最后通过降采样得到经R波位置微调后的母体心电信号,从孕妇心电信号中减去该母体心电信号即实现了母体心电信号的剔除。

[0035] 上述步骤③中,确定胎儿R波峰值点位置的方法与步骤②中确定母体R波峰值点位置的方法相同。

[0036] 本发明提供的可穿戴式母体胎儿心电手机具有下述优点:

[0037] 1、实现对母体和胎儿心电信号的动态、长程、同步、实时监测,可将母体胎儿心电信息实时上传至医院或监护中心,可存储孕妇各种活动状态下的心电波形,提升了临床孕妇心电监护技术,具有较强的临床应用价值;

[0038] 2、对孕妇心电信号进行必要及准确的质量评估增强了自动分析结果的可靠性;

[0039] 3、独有的母体胎儿心电信息棒技术不仅方便了医护人员对孕妇心电信号的分析,也大大提高了孕妇本身对心电信号的阅读和理解能力更有益于孕妇身心健康。

## 附图说明

[0040] 图1是本发明可穿戴式动态母体胎儿心电检测装置的结构原理图。

[0041] 图2是用于绑缚本发明所述装置的敷带结构示意图。

[0042] 图3是本发明心电信号采集处理流程示意图。

[0043] 图4是3导联孕妇心电信号均“质量良好”的母体胎儿心电信息棒的示例图。

[0044] 图5是3导联中的一导联信号属于“电极脱落”的母体胎儿心电信息棒的示例图。

[0045] 图6是3导联中的一导联信号属于“运动伪迹”的母体胎儿心电信息棒的示例图。

[0046] 图7是3导联中的一导联信号属于“强噪声”的母体胎儿心电信息棒的示例图。

[0047] 图8是3导联孕妇心电信号均不属于“质量良好”类型以致分析无法进行的母体胎儿心电信息棒的示例图。

[0048] 其中:1、心电信号检测模块,2、模拟数字转换模块,3、微处理器,4、数据存储卡,5、无线通讯模块,6、敷带,7、单性粘扣带,8、口袋,9、右上心电电极,10、左上心电电极,11、左下心电电极,12、右下心电电极。

## 具体实施方式

[0049] 下面结合具体实施例对本发明作进一步具体详细描述,但本发明的实施方式不限于此,对于未特别注明的工艺参数,可参常规技术进行。

[0050] 如图1所示本发明的可穿戴式动态母体胎儿心电检测装置包括心电信号检测模块1模拟数字转换模块2、DSP处理芯片(微处理器3)数据存储卡4和无线通讯模块5。心电信号检测模块1与模拟数字转换模块2连接,用于采集孕妇的心电信号,并完成信号的滤波、去噪和放大,包括依次连接的心电电极(右上心电电极9,左上心电电极10,左下心电电极11和右下心电电极12),低通滤波器,高通滤波器、50Hz工频陷波器和信号放大电路,信号经心电电

极采集后依次经过通过低通滤波器,高通滤波器,50Hz工频陷波器和信号放大电路完成低通滤波,高通滤波,50Hz工频陷波和信号放大。模拟数字转换模块2数据存储卡4和无线通讯模块5均与微处理器3连接。模拟数字转换模块采用12位以上A/D转换器采样频率设定为500Hz。数据存储卡4用于存储孕妇心电信号,同时根据预先设定的存储频率存储生成的母体胎儿心电信息棒,无线通讯模块根据预先设定的通讯频率,将生成的母体胎儿心电信息棒以手机图片格式无线传输至医院或监护中心默认的存储频率和通讯频率均为每20分11钟一次,用户根据需要可以重新设置存储频率或通讯频率。微处理器3采用DSP处理芯片,内置心电信号分析软件,用于心电信号的实时分析数据存储与通讯控制。

[0051] 图2给出了用于绑缚上述装置的敷带结构及敷带上电极的安放位置。敷带6由不会伸缩的硬质布料做成,其两侧连接弹性粘扣带7,弹性粘扣带7可以调节绑缚的松紧度,敷带外侧设置有放置整个装置的口袋8。3导联心电信号采集采用标准的4电极安放方式,4电极分别放置在矩形的四角,分别为:右上心电电极9(红色)、左上心电电极10(黄色)、左下心电电极11(绿色)、和右下心电电极12(黑色)、其中右下心电电极12作为参考电极。导联1心电信号由右上心电电极9与参考电极右下心电电极12)得到导联2心电信号由左上心电电极10与参考电极得到导联3心电信号由左下心电电极11与参考电极得到。敷带尺寸分为大、中、小三种类型相应的电极间隔有所不同,具体尺寸见下表:

[0052]

敷带类型	敷带水平长度	敷带竖直长度	电极水平间隔	电极竖直间隔
大	80 cm	20 cm	22 cm	16 cm
中	70 cm	18 cm	20 cm	14 cm
小	60 cm	16 cm	18 cm	12 cm

[0053] 心电信号检测模块1上设置心电导联接口,各个心电电极通过该心电导联接口连接至心电信号检测模块1,心电导联接口为通用型USB数据接口,测量时孕妇心电信号通过此接口进入心电信号检测模块1,非测量时可通过此接口导出数据。

[0054] 固化在微处理器3上的心电信号分析软件,用于心电信号的实时分析,数据存储与通讯控制,包括心电信号质量评估模块、母体心电信号处理模块胎儿心电信号处理模块和母体胎儿心电信息棒生成模块,分别完成心电信号质量评估、母体心电信号处理胎儿心电信号处理和生成母体胎儿心电信息棒。所有软件模块处理的对象均为T秒固定时间窗口长度的3导联心电信号片段(时间窗口可以在5秒至20秒范围内自行设定,默认值为10秒。)图3给出了心电信号采集处理流程示意图。用户需首先确认个人基本信息基本信息包括:姓名、年龄、孕周、身高和体重,然后连接心电电极绑好敷带接通电源即开始实时采集处理信号,具体过程详述如下。

[0055] 信号首先进入心电信号检测模块1,然后进入模拟数字转换模块2,经模拟数字转换后进入T秒固定时间窗口长度的信号堆栈,该堆栈每T/2秒更新一次,新采集的T/2秒信号入栈最早采集到的T/2秒信号出栈,保证前后两次处理的T秒心电信号片段存在50%重叠,从而保证可以得到连续的心电特征信息,避免T秒心电信号片段首尾特征信息无法检测造成的信息遗漏。

[0056] 经信号堆栈规整为固定时间长度后的信号进入到心电信号质量评估模块,对T秒3

导联孕妇心电信号的每一导联信号分别进行质量评估,每一导联心电信号质量被分为以下4类中的一类电极脱落、运动伪迹、强噪声和质量良好。若3导联孕妇心电信号没有1个导联心电信号质量良好,则程序不再进行,并提示该T秒孕妇心电信号片段“信号质量差无法进行分析”。利用质量评估算法对心电信号质量进行分类的方法如下:首先检测是否“电极脱落”?将当前T秒心电信号按T/5秒一段划分为5段,若其中2段以上信号出现恒值,则判定为“电极脱落”,若不是“电极脱落,则判断是否“运动伪迹”检测当前T秒心电信号的极大值,以该极大值的50%作为阈值,仍将当前T秒心电信号按T/5秒一段划分为5段,若其中2段以上信号不存在超过该阈值的时间点,则判定为“运动伪迹”,若也不是“运动伪迹”,再判断是“强噪声”还是“质量良好”使用样本熵算法进行判断,如果该T秒心电信号的样本熵值大于1.5,则判定为“强噪声”否则判定为“质量良好”。

[0057] 计算T秒心电信号样本熵值的方法如下T:秒心电信号首先被重采样为500点固定长度,设重采样后的信号为 $data = \{x_1, x_2, \dots, x_K\}$ ,K为数据点个数,对data进行时间序列相空间重构,依次取m个连续点组成矢量 $Y_m(i) = [x_i, x_{i+1}, \dots, x_{i+m-1}]$ , $i = 1 \sim K-m+1$ ,定义矢量 $Y_m(i)$ 与 $Y_m(j)$ 之间的距离 $d(Y_m(i), Y_m(j)) = \max(|x_{i+k} - x_{j+k}|)$ 设定阈值 $r = 0.2 \times \sigma_X$ ,其中 $\sigma_X$ 为时间序列data的标准差对于K-m+1个m维矢量统计不包含元素 $Y_m(i)$ 在内的K-m个矢量中与元素 $Y_m(i)$ 的距离小于阈值r的元素数目,记为模板匹配数 $K_m(i)$ ,并计算 $K_m(i)$ 与距离总数 $K-m$ 的比值 $B_m^r(i) = K_m(i)/(K-m)$ ,对所有的 $i = 1 \sim K-m+1$ 的均值,记为 $B_m(r) = \sum_{i=1}^{K-m+1} B_m^r(i) / (K-m+1)$ ,

然后将空间维数增加至m+1,依照上述步骤重新计算 $B_{m+1}(r)$ ,则信号data的样本熵为 $SiampEn(m, r, K) = \ln[B_m(r) / B_{m+1}(r)]$ ,参数mr,和K分别设置为2,0.2和500。

[0058] 然后信号进入母体心电信号处理模块,该模块对信号质量良好的T秒孕妇心电信号进行分析,依据心电信号质量评估模块给出的孕妇心电信号质量信息自动选择主成份分析法或者基于抛物线权重的峰值检测法确定母体R波峰值点位置根据母体R波峰值点位置,得到母体RR间期序列,最后根据母体RR间期序列计算母体心率信息,同时利用相干平均技术构造母体心电模板并重构母体心电波形。依据心电信号质量的不同自动选择母体心电R波峰值点识别算法的方法如下:若3导联孕妇心电信号中至少有2导联心电信号质量良好,则选择主成份分析法;若3导联孕妇心电信号中仅有1导联心电信号质量良好,则选择基于抛物线权重的峰值检测法。

[0059] 其中使用主成份分析法确定母体R波峰值点位置具体方法如下:设质量良好的导联数为M,其中M为2或者3,设该M导联的孕妇心电信号为 $\{x_m(n)\}$ ,其中 $m = 1, 2, \dots, M, n = 1, 2, \dots, N$ (N为T秒心电信号长度。)生成心电信号矩阵X为:

$$[0060] \quad X = \begin{bmatrix} x_1(1) & x_1(2) & \dots & x_1(N) \\ x_2(1) & x_2(2) & \dots & x_2(N) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_M(1) & x_M(2) & \dots & x_M(N) \end{bmatrix} = [x(1), x(2), \dots, x(N)] = AY$$

[0061] 其中 $x(n) = [x_1(n), x_2(n), \dots, x_M(n)]^T$ 为M导联心电在同一采样时刻采样值组成的向量A,表示系数矩阵Y;表示心电信号矩阵X的信号源矩阵且满足归一化正交条件信号源矩阵Y的第一行 $y_1(n) = [y_1(1), y_1(2), \dots, y_1(N)]$ 即为孕妇心电信号的主成份,因为母体

$$\begin{matrix} \text{心电信} \\ \text{Y形式} \end{matrix} A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \cdots & a_{1M} \\ a_{21} & a_{22} & \cdots & a_{2M} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ a_{M1} & a_{M2} & \cdots & a_{MM} \end{bmatrix}, Y = \begin{bmatrix} y_1(1) & y_1(2) & \cdots & y_1(N) \\ y_2(1) & y_2(2) & \cdots & y_2(N) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ y_N(1) & y_N(2) & \cdots & y_N(N) \end{bmatrix} \text{本心电信号。矩阵}$$

A和

$$[0062] \quad A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \cdots & a_{1M} \\ a_{21} & a_{22} & \cdots & a_{2M} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ a_{M1} & a_{M2} & \cdots & a_{MM} \end{bmatrix}, Y = \begin{bmatrix} y_1(1) & y_1(2) & \cdots & y_1(N) \\ y_2(1) & y_2(2) & \cdots & y_2(N) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ y_N(1) & y_N(2) & \cdots & y_N(N) \end{bmatrix}$$

$$R = \frac{1}{N} XX^T = U \Sigma U^T = U \Sigma^{1/2} \Sigma^{1/2} U^T,$$

[0063] 对心电信号矩阵X的相关矩阵R进行特征值分解为:

[0064] 其中 $\Sigma$ 为矩阵R的特征值矩阵 $U$ ,为矩阵R的特征向量矩阵,因为 $X=AY$ ,则上式可写为:

$$[0065] \quad R = \frac{1}{N} XX^T = \frac{1}{N} AYY^T A^T = AA^T,$$

[0066] 则有 $A=U\Sigma^{1/2}$ 即有 $a_{mk} = \sqrt{\lambda_m} u_{mk}$ ,其中 $\lambda$ 为矩阵R的特征值 $u = [u_1, u_2, \dots, u_m]$ 为矩阵R对应特征值 $\lambda_m$ 的特征向量。孕妇心电信号主成份(母体心电信号)则可表示为:

[0067]

$$y_1(n) = \frac{1}{\sqrt{\lambda_1}} u_1^T x(n)。$$

[0068] 将T秒母体心电信号 $y_1(n)$ 按T/5秒一段划分为5段,选取每段中的最大值并计算这些最大值的均值,以均值的60%作为阈值确定主成份中高于此阈值的区域即为母体心电信号R波区域,最后在原孕妇心电信号的此区域中寻找最大值/最小值作为母体R波峰值点位置。

[0069] 其中使用基于抛物线权重的峰值检测法确定母体R波峰值点位置具体方法如下:此时3导联心电信号中只有1导联信号质量好,设该导联信号为 $p(n)$ ,首先对该信号进行带通滤波,保留0.05Hz-40Hz频率段信号,滤波后信号记为 $q(n)$ ,然后生成长度为20点的线性序列 $k_1 = [1, 0.95, 0.9, 0.85, \dots, 0.05]$ ,令序列 $k_2$ 为序列 $k_1$ 的平方根序列,令序列 $k_3$ 为序列 $k_2$ 的翻转序列,则抛物线权重向量通过 $w = [k_3, 1, k_2]$ 得到,为41点序列,然后将该抛物线权重向量 $w$ 依次与滤波后的心电信号 $q(n)$ 逐点做相关,得到相关信号 $r(n)$ ,最后将T秒时间长度的相关信号 $r(n)$ 按T/5秒一段划分为5段,选取每段中的最大值并计算这些最大值的均值,以均值的80%作为阈值确定 $r(n)$ 中高于此阈值的区域即为母体心电信号R波区域,最后在原孕妇心电信号的此区域中寻找最大值/最小值作为母体R波峰值点位置。

[0070] 其中利用相干平均技术构造母体心电模板并重构母体心电信号的方法如下,提取前后相邻的R波峰值点之间的心电信号片段记为 $v_i(n)$ , $v_i(n)$ 即为单一心动周期心电信号,其中 $i=1, 2, \dots, L$ ,L为心动周期数,将L个 $v_i(n)$ 伸缩到相同信号长度,然后计算其相干平

均值  $\bar{v}(n) = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L v_i(n)$ ,  $\bar{v}(n)$  即为当前导联 T 秒心电信号的母体心电模板, 然后重构母体心电信号, 依据 R 波峰值点位置得到 RR 间期, 将心电模板信号  $\bar{v}(n)$  依次伸缩为与上述各 RR 间期长度相同的信号, 然后顺次将伸缩后的信号首尾连接即形成重构后的母体心电信号, 此时当前 T 秒心电信号片段中第一个 R 波峰值点位置之前和最后一个 R 波峰值点之后的母体心电信号空缺, 依据时间对应关系, 补充前一个 T 秒心电信号片段和后一个 T 秒心电信号片段重构的母体心电信号的对应信号片段即获得完整的 T 秒母体心电信号。

[0071] 然后信号进入胎儿心电信号处理模块该模块对信号质量良好的 T 秒孕妇心电信号进行分析, 首先利用 R 波位置微调技术从孕妇心电信号中剔除母体心电信号, 得到胎儿心电信号, 然后依据心电信号质量评估模块给出的孕妇心电信号质量信息自动选择主成份分析法或者基于抛物线权重的峰值检测法确定胎儿 R 波峰值点位置根据胎儿 R 波峰值点位置, 得到胎儿 RR 间期序列, 最后根据胎儿 RR 间期序列计算胎儿心率信息。利用 R 波位置微调技术从孕妇心电信号中剔除母体心电信号的方法如下, 首先对 T 秒孕妇心电信号  $xx(n)$  和重构的母体心电信号  $yy(n)$  使用原采样频率的 10 倍采样频率进行重新采样, 分别记为  $xx^*(n)$  和  $yy^*(n)$ , 然后提取  $yy^*(n)$  中以 R 波峰值点位置为中心的 200 毫秒时间窗口的信号片段  $yyi^*(n)$  并与  $xx^*(n)$  对应时间的信号片段  $xxi^*(n)$  进行相关操作, 记录相关值, 接着通过左右移动  $yyi^*(n)$  再次与  $xxi^*(n)$  进行相关操作并记录相关值确定一系列相关值中的最大值并记录此时左右移动的采样点数, 并按照此采样点数调整  $yyi^*(n)$  在重采样后母体心电信号  $yy^*(n)$  中的位置, 最后通过降采样得到经 R 波位置微调后的母体心电信号, 从孕妇心电信号中减去该母体心电信号即实现了母体心电信号的剔除。依据心电信号质量的不同自动选择胎儿心电 R 波峰值点识别算法的方法同母体心电信号处理模块所涉及主成份分析法和基于抛物线权重的峰值检测法亦同步步骤母体心电信号处理模块。

[0072] 最后信号进入母体胎儿心电信息棒生成模块, 该模块生成上述 T 秒固定时间窗口长度的母体胎儿心电信息棒, 信息棒采用图片格式生成, 自上而下包含 4 部分信息第 1 部分为孕妇基本信息, 包括姓名、年龄、孕周、身高和体重第 2 部分为去除基线漂移后的 3 导联孕妇心电波形, 心电信号质量信息显示在波形上方第 3 部分为重构的母体心电波形及母体 R 波峰值点位置标注, 如果某一导联心电信号非“质量良好”类型, 则该导联母体心电波形显示直线如果 3 导联心电信号都不是“质量良好”类型, 则 3 导联母体心电波形均显示直线母体心率数值显示在波形上方, 若 3 导联心电信号都不是“质量良好”类型, 则母体心率数值空缺第 4 部分为从孕妇心电信号中剔除母体心电信号后的胎儿心电波形及胎儿 R 波峰值点位置标注, 如果某一导联心电信号非“质量良好”类型, 则该导联胎儿心电波形显示直线, 如果 3 导联心电信号都不是“质量良好”类型, 则 3 导联胎儿心电波形均显示直线, 胎儿心率数值显示在波形上方, 若 3 导联心电信号都不是“质量良好”类型, 则胎儿心率数值空缺。生成的母体胎儿心电信息棒在显示屏上实时显示, 同时根据预先设定的存储频率送数据存储卡存储根据预先设定的通讯频率无线传输至医院或监护中心, 默认的存储频率和通讯频率均为每 20 分钟一次用户根据需要可以重新设置存储频率或通讯频率。

[0073] 图 4、5、6、7、8 给出了本发明的母体胎儿心电信息棒示例, 其中图 4 是 3 导联孕妇心电信号均“质量良好”示例, 图 5 是其中一导联信号属于“电极脱落”示例, 图 6 是其中一导联信号属于“运动伪迹”示例, 图 7 是其中一导联信号属于“强噪声”示例, 图 8 是 3 导联孕妇心电

信号均不属于“质量良好”类型以致分析无法进行示例,示例中的固定时间窗口均取10秒。每个母体胎儿心电信息棒以图片格式显示10秒固定时间窗口长度的孕妇,母体和胎儿心电信息,自上而下包含4部分信息第1部分为孕妇基本信息,包括姓名、年龄、孕周、身高和体重第2部分为去除基线漂移后的3导联孕妇心电波形导联1、2、3信号自上而下显示,心电信号质量信息显示在波形上方第3部分为重构的3导联母体心电波形及母体R波峰值点位置标注(符号“■”)导联1、2、3信号自上而下显示,如果某一导联心电信号非“质量良好”类型,则该导联母体心电波形显示直线如果3导联心电信号都不是“质量良好”类型,则3导联母体心电波形均显示直线母体心率数值显示在波形上方,若3导联心电信号都不是“质量良好”类型,则母体心率数值空缺第4部分为从孕妇心电信号中剔除母体心电信号后的3导联胎儿心电波形及胎儿R波峰值点位置标注(符号“●”)导联1、2、3信号自上而下显示,如果某一导联心电信号非“质量良好”类型,则该导联胎儿心电波形显示直线,如果3导联心电信号都不是“质量良好”类型,则3导联胎儿心电波形均显示直线,胎儿心率数值显示在波

[0074] 形上方,若3导联心电信号都不是“质量良好”类型,则胎儿心率数值空缺。

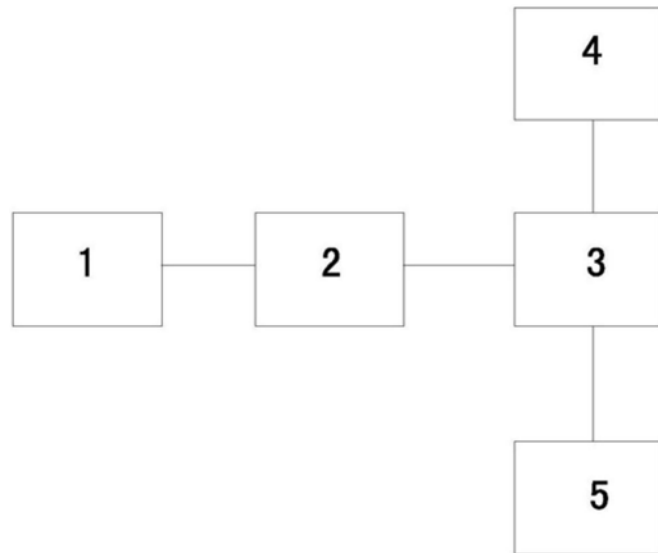


图1

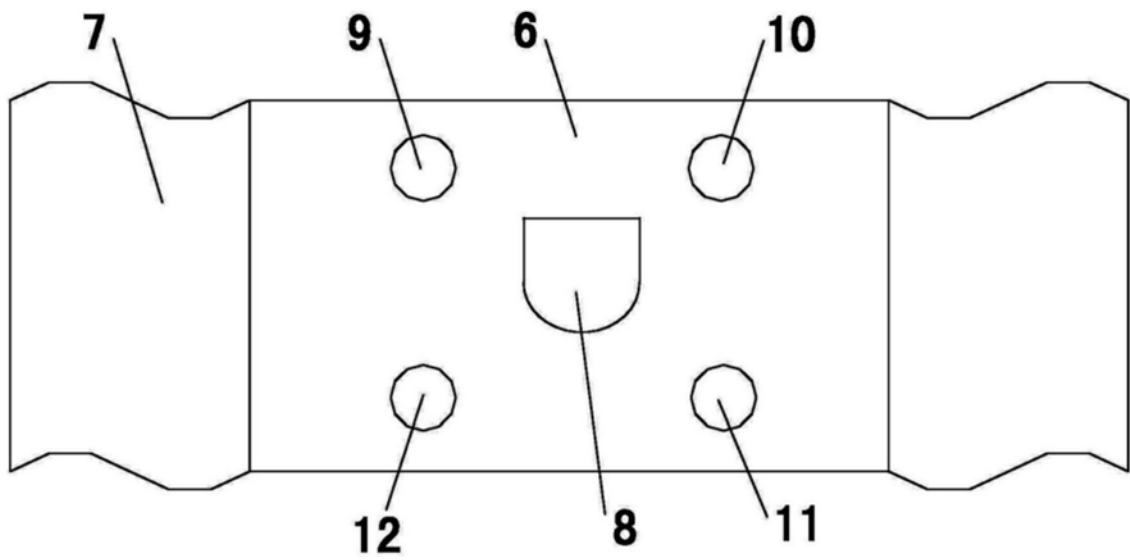


图2

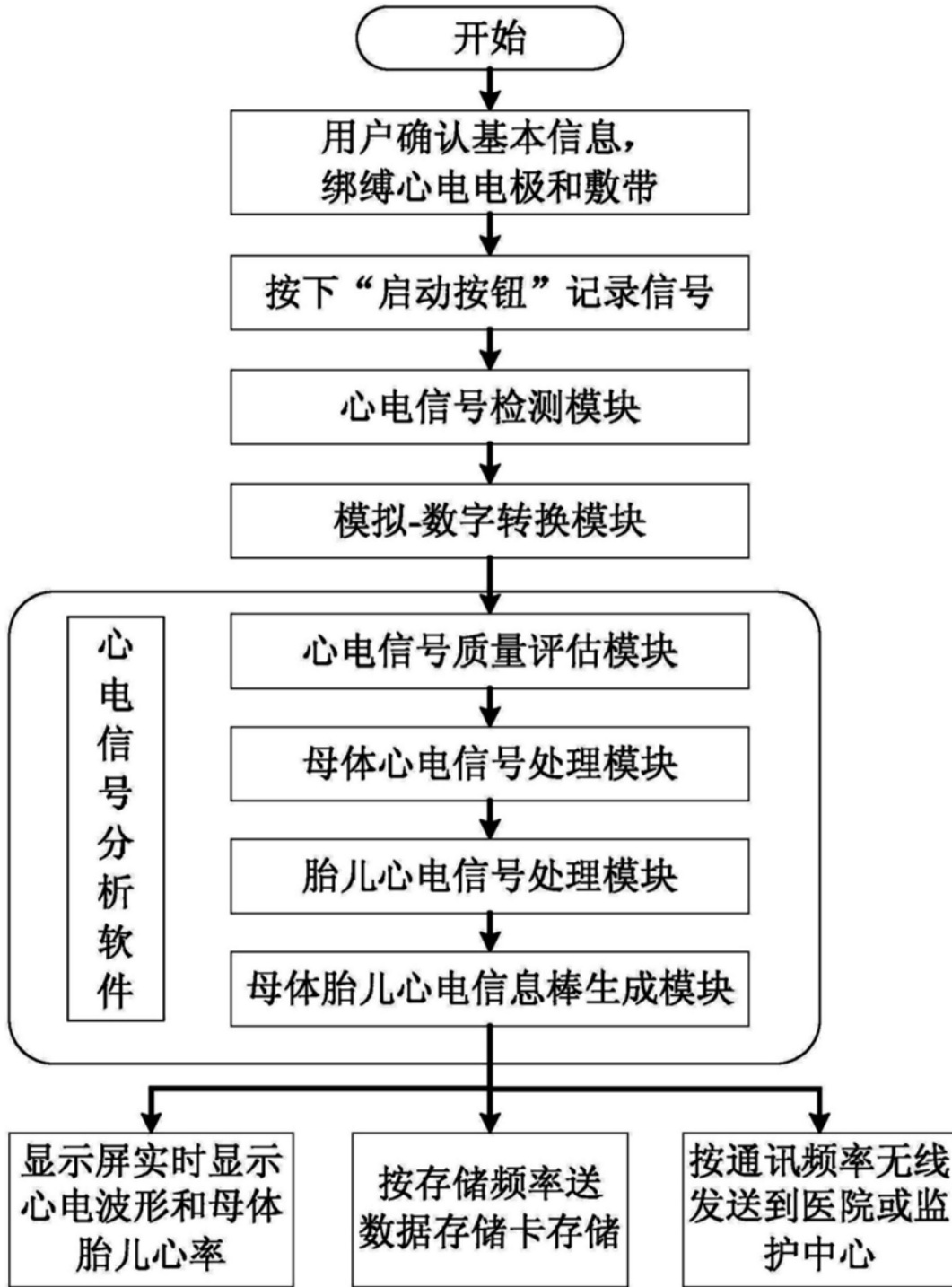


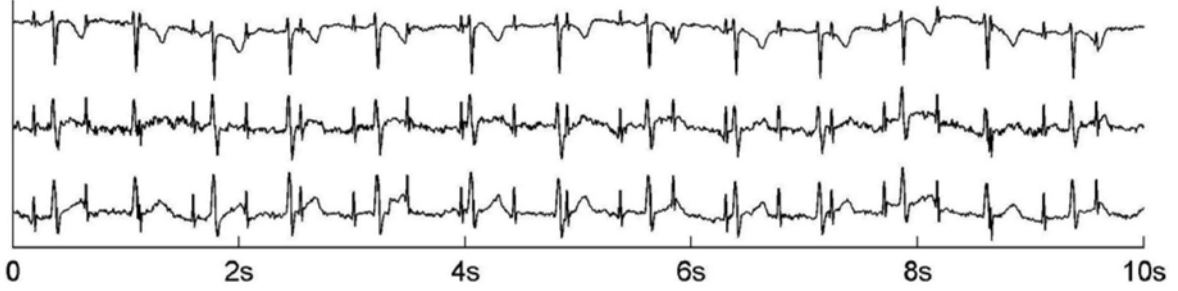
图3

1.孕妇基本信息

姓名: XX 年龄: 29岁 孕周: 36周 身高: 161cm 体重: 67kg

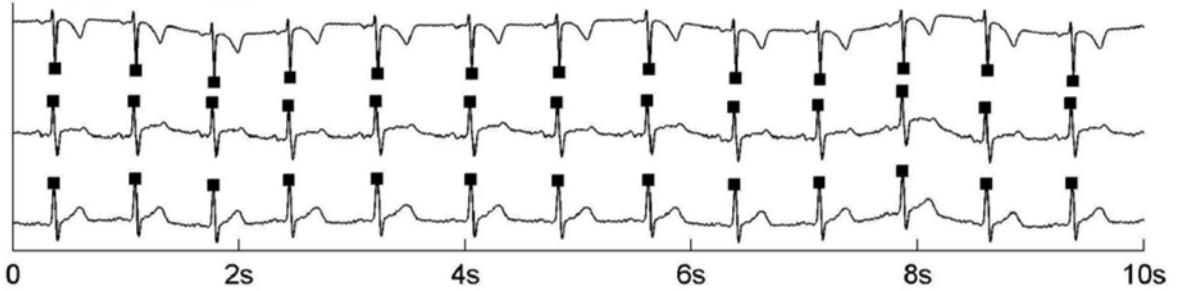
2.孕妇心电波形

导联1: 质量良好 导联2: 质量良好 导联3: 质量良好



3.母体心电波形

母体心率: 80次/分钟



4.胎儿心电波形

胎儿心率: 128次/分钟

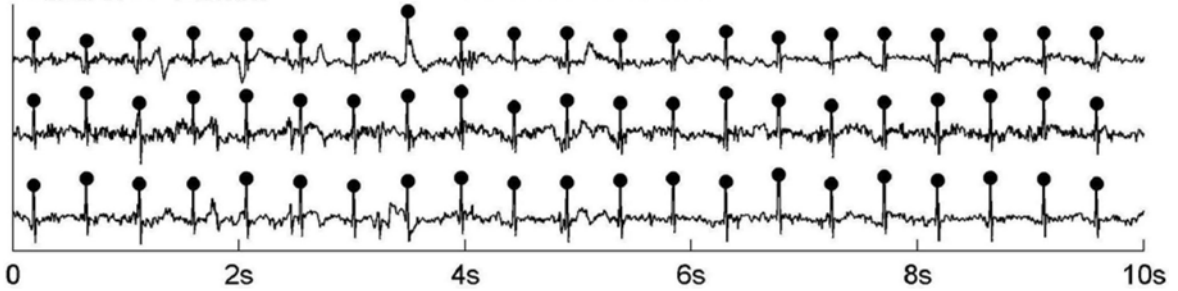


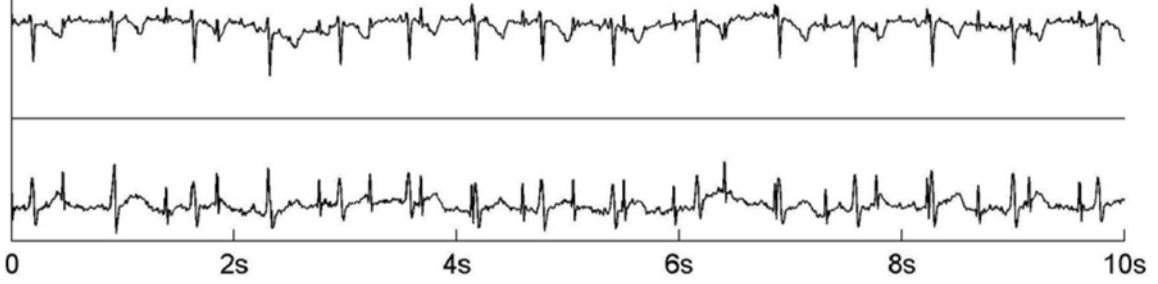
图4

1. 孕妇基本信息

姓名: XX 年龄: 27岁 孕周: 35周 身高: 157cm 体重: 66kg

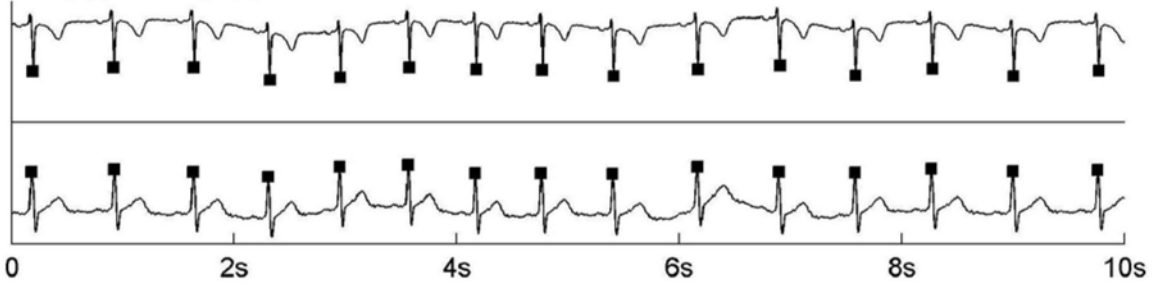
2. 孕妇心电波形

导联1: 质量良好 导联2: 电极脱落 导联3: 质量良好



3. 母体心电波形

母体心率: 88次/分钟



4. 胎儿心电波形

胎儿心率: 131次/分钟

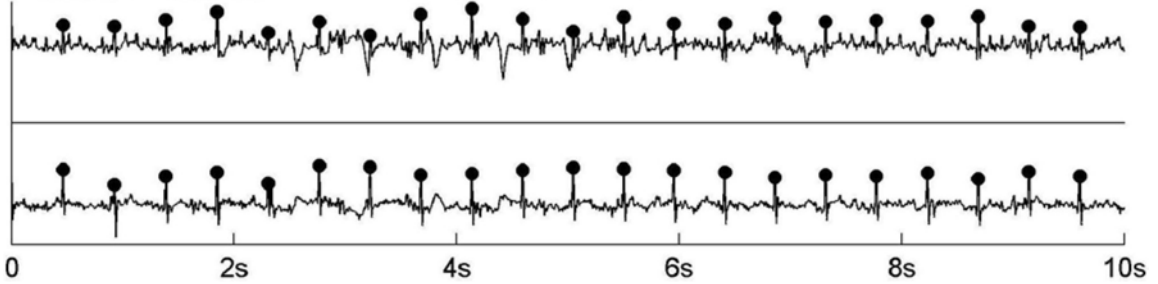


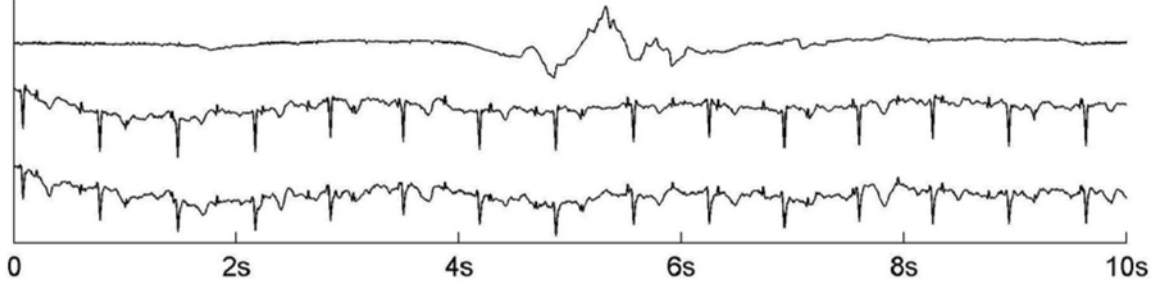
图5

1. 孕妇基本信息

姓名: XX 年龄: 25岁 孕周: 38周 身高: 163cm 体重: 63kg

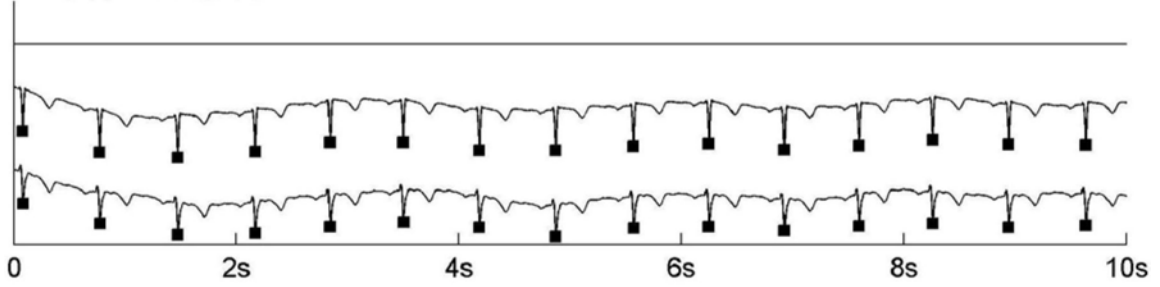
2. 孕妇心电波形

导联1: 运动伪迹 导联2: 质量良好 导联3: 质量良好



3. 母体心电波形

母体心率: 88 次/分钟



4. 胎儿心电波形

胎儿心率: 146 次/分钟

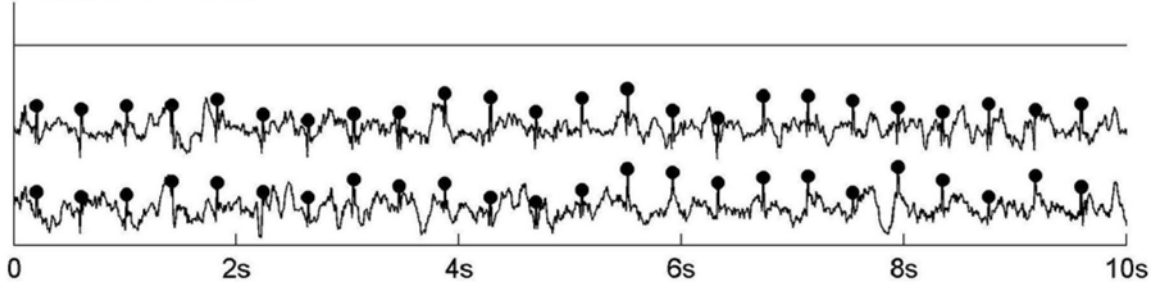


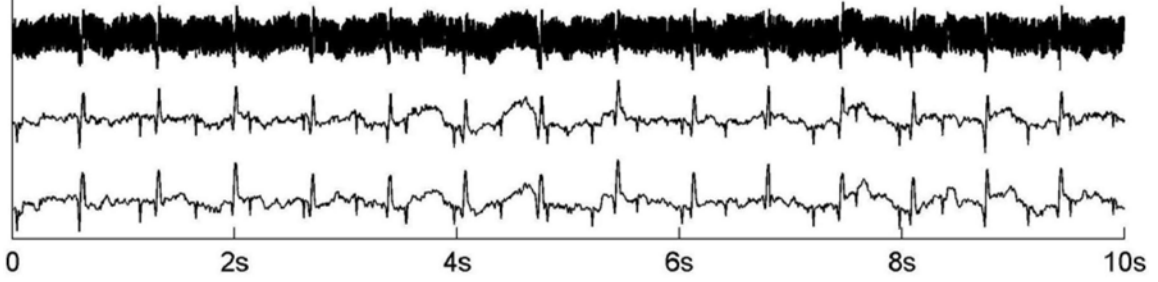
图6

1. 孕妇基本信息

姓名: XX 年龄: 30岁 孕周: 37周 身高: 164cm 体重: 69kg

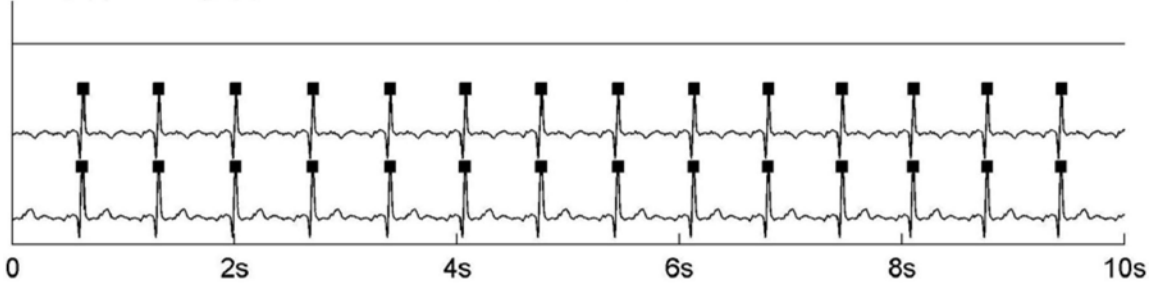
2. 孕妇心电波形

导联1: 强噪声 导联2: 质量良好 导联3: 质量良好



3. 母体心电波形

母体心率: 89次/分钟



4. 胎儿心电波形

胎儿心率: 140次/分钟

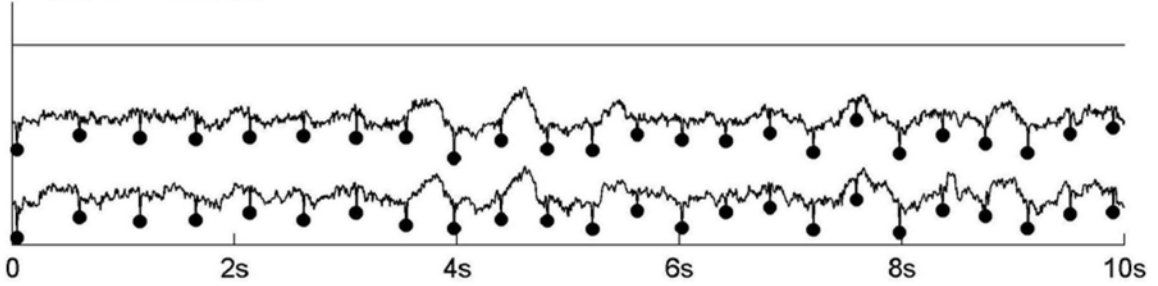


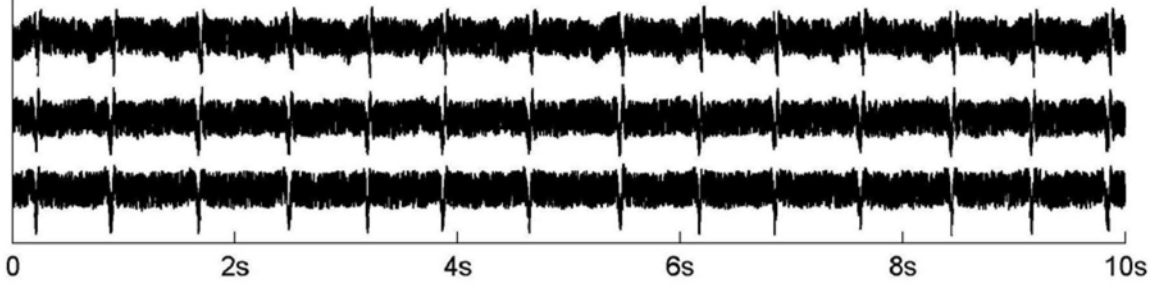
图7

1. 孕妇基本信息

姓名: XX 年龄: 27岁 孕周: 35周 身高: 160cm 体重: 64kg

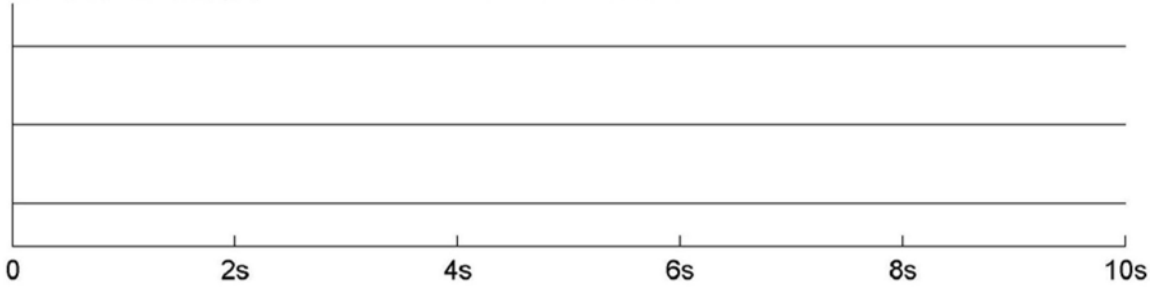
2. 孕妇心电波形

信号质量差, 无法进行分析



3. 母体心电波形

母体心率: --次/分钟



4. 胎儿心电波形

胎儿心率: --次/分钟

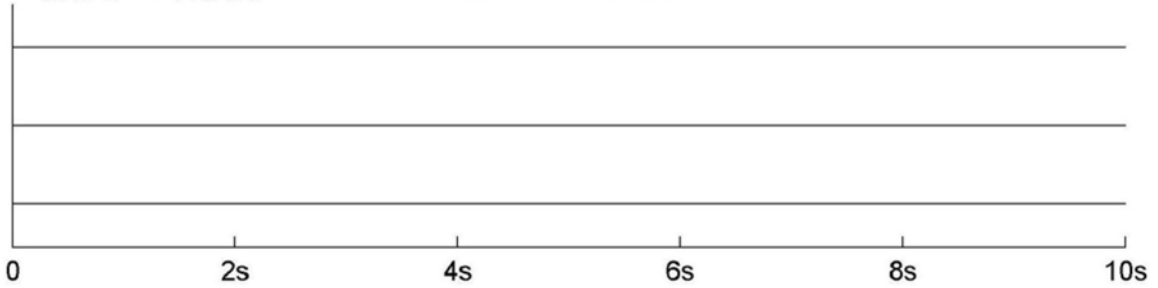


图8

专利名称(译)	穿戴式动态母体胎儿心电监测仪		
公开(公告)号	<a href="#">CN108420425A</a>	公开(公告)日	2018-08-21
申请号	CN2017110723391.3	申请日	2017-08-22
[标]发明人	高林明 范哲权 谢秋平 程晨		
发明人	高林明 范哲权 谢秋平 程晨		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0444 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0006 A61B5/04012 A61B5/0444 A61B5/4362 A61B5/6802 A61B5/6831 A61B5/72 A61B5/7203 A61B5/7207 A61B5/7225 A61B5/725 A61B2503/02		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

穿戴式动态母体胎儿心电监测仪，包括用于采集孕妇的心电信号并与模拟数字转换模块连接的心电信号检测模块、微处理器、用于存储孕妇心电信号及根据预先设定的存储频率存储生成的母体胎儿心电信息棒的数据存储卡以及将生成的母体胎儿心电信息棒无线传输至医院或监护中心的无线通讯模块，模拟数字转换模块、数据存储卡和无线通讯模块均与微处理器连接，微处理器用于心电信号的实时分析、数据存储与通讯控制，完成心电信号质量评估、母体心电信号处理、胎儿心电信号处理和生成母体胎儿心电信息棒。该装置可实现对母体和胎儿心电信号的动态、长程监测和实时分析处理，能够对母体和胎儿心电远程监护。

