



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106073746 A

(43)申请公布日 2016. 11. 09

(21)申请号 201610424445.1

(22)申请日 2016.06.15

(71)申请人 北京工业大学

地址 100124 北京市朝阳区平乐园100号

(72)发明人 张松 李广飞 杨琳 杨益民

李旭雯 郝冬梅 王妍 李淑芳

张蕾

(74)专利代理机构 北京思海天达知识产权代理有限公司 11203

代理人 沈波

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

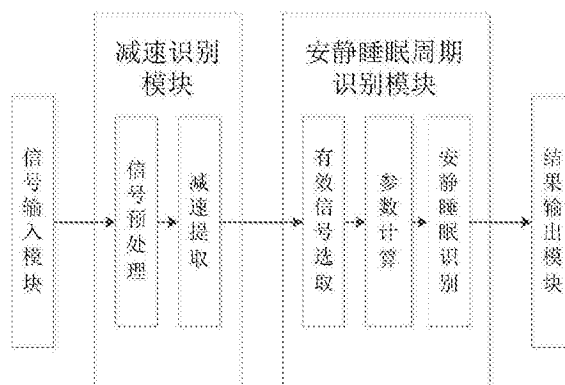
权利要求书2页 说明书4页 附图3页

(54)发明名称

基于胎儿心率曲线的胎儿安静睡眠周期提取方法

(57)摘要

本发明公开了基于胎儿心率曲线的胎儿安静睡眠周期提取方法,包括信号输入模块,减速识别模块,安静睡眠周期识别模块,结果输出模块。其中:信号输入模块包括信号预处理与减速片段提取,胎儿安静睡眠周期识别模块包括有效信号选取、参数计算以及安静睡眠周期识别。结果输出为安静睡眠周期次数、最长持续时间和平均持续时间等参数。该方法可利用胎心监护仪器获得的原始数据提取出胎儿的安静睡眠周期并输出相关参数,有效提高对电子胎心监护图的解读效率。



1. 基于胎儿心率曲线的胎儿安静睡眠周期提取方法, 其特征在于: 包括信号输入模块、减速识别模块、安静睡眠周期识别模块、结果输出模块; 信号输入模块、减速识别模块、安静睡眠周期识别模块、结果输出模块依次相连, 胎儿心率信号输入信号输入模块后在减速识别模块对胎儿心率信号进行预处理并识别出减速片段, 在安静睡眠周期识别模块中进行有效信号选取及特定参数计算后提取出胎儿安静睡眠周期, 之后在结果输出模块计算出胎儿安静睡眠周期的最长持续时间、次数、平均持续时间及安静睡眠周期占整体监护时间的比例, 最后将这些参数输出;

所述信号输入模块, 接收电子胎心监护仪器实测的信号 $F(t)$, $F(t)$ 中包含母亲心率信号、胎儿心率信号、母亲移动次数和子宫肌电信号, 并从信号 $F(t)$ 中分离出胎儿心率信号 $f(t)$;

所述减速识别模块, 对分离得到的胎儿心率信号 $f(t)$ 进行预处理, 并利用减速定义提取识别出胎儿心率减速片段, 以下为减速具体识别方法;

首先对胎儿心率信号 $f(t)$ 进行预处理, 将 $f(t)$ 分为 N 段特定长度的胎儿心率信号片段 $f(k)$, 每一段胎儿心率信号片段 $f(k)$ 中胎儿心率等于0的为丢失信号 $f(k_0)$, 其长度为 $l(f(k_0))$, 与该段胎儿心率信号片段 $f(k)$ 的长度 $l(f(k))$ 之比作为信号丢失率 $lost = \frac{l(f(k_0))}{l(f(k))}$, 筛选出满足信号丢失率 $lost$ 小于特定阈值 low 的胎儿心率信号片段 $g(k)$, 即满足条件 $lost = \frac{l(g(k_0))}{l(g(k))} < low$, 其中 $g(k_0)$ 为胎儿心率信号片段 $g(k)$ 中胎儿心率等于0的丢失信号, $l(g(k_0))$ 为 $g(k_0)$ 的长度; 则监护胎儿心率信号时间总长度为 $L_t = \sum_{i=1}^N [l_i(g(k)) - l_i(g(k_0))]$; 其中 N 为

为满足信号丢失率 $lost$ 小于特定阈值 low 的胎儿心率信号片段 $g(k)$ 的个数;

然后识别胎儿心率减速片段, 对于输入的胎儿心率信号 $g(k)$, 如若满足胎儿心率 $g(k) \leq b(k)$ 成立, 则开始计数, 当 $g(k+a_j) > b(k+a_j)$ 成立时则停止计数, 计数不包括第 a_j 个胎儿心率, 故有 $0, 1, 2, \dots, (a_j-1)$ 共 a_j 个数值, 此时如果计数值 $a_j \geq m_1$ 且满足 $g(k_r) \leq b(k_r) - m_2$, 其中 $k_r \in [k, k+a_j-1]$, m_1 与 m_2 为特定阈值且都大于零, 则该段胎儿心率片段为减速片段 $g_d(k)$;

所述安静睡眠周期识别模块, 在筛选出有效信号 $e(t)$ 之后, 利用 $e(t)$ 计算特征参数 c , 识别出胎儿安静睡眠周期, 以下为胎儿安静睡眠周期具体识别方法;

首先是筛选有效信号 $e(t)$; 对于胎儿心率信号 $g(k)$, 将其分为定长为一分钟的信号片段 $\min(k)$; 如果长度为一分钟的胎儿心率信号 $\min(k)$ 满足以下两个条件中任何一个, 则舍弃该段胎心率信号; 条件一: 信号 $\min(k)$ 中含有判定为胎儿心率减速片段 $g_d(k)$ 的部分或者全部; 条件二: 信号 $\min(k)$ 的丢失率 $lost > 40\%$, 其中 $lost = \frac{l(\min(k_0))}{l(\min(k))}$, $l(\min(k_0))$ 为信号 $\min(k)$ 中胎儿心率等于0的长度, $l(\min(k))$ 为信号 $\min(k)$ 的长度; 在对定长为一分钟的胎儿心率信号 $\min(k)$ 进行判断并舍弃满足条件的信号之后, 剩余一分钟长度的胎儿心率信号片段为有效信号片段 $e(k)$, 所有的一分钟长度信号 $e(k)$ 的集合则为有效信号 $e(t)$;

然后利用有效胎儿心率信号 $e(t)$ 计算出特征参数 c ; 每一分钟长度的有效信号 $e(k)$ 都会对应计算出一个特征参数 c ; 计算公式如下:

$$c = \begin{cases} \max(e(k)) - \min(b(k)) & \min(e(k) - b(k)) > 0 \\ \max(e(k) - b(k)) - \min(e(k) - b(k)) & \min(e(k) - b(k)) \leq 0 \end{cases}$$

其中 $b(k)$ 为心率信号 $e(k)$ 对应的基线心率; $\max(e(k))$ 为 $e(k)$ 中最大胎儿心率值, $\min(e(k))$ 为 $e(k)$ 中最小胎儿心率值; $\max(b(k))$ 为该段有效信号 $e(k)$ 对应的最大基线心率值, $\min(b(k))$ 为该段有效信号 $e(k)$ 对应的最小基线心率值;

最后识别出胎儿安静睡眠周期;设定有效胎儿心率信号 $e(t)$ 长度为 M 分钟,则对应会计算出特征参数 c 为 M 个,其中第 i 分钟对应的特征参数为 $c(i)$;将 M 个特征参数 c 折叠成 $(M-5)$ 行6列的矩阵 D ;矩阵 D 如下所示:

$$D = \begin{bmatrix} c(1) & c(2) & \cdots & c(5) & c(6) \\ c(2) & c(3) & \cdots & c(6) & c(7) \\ \vdots & \vdots & & \vdots & \vdots \\ c(M-6) & c(M-5) & \cdots & c(M-2) & c(M-1) \\ c(M-5) & c(M-4) & \cdots & c(M-1) & c(M) \end{bmatrix}_{(M-5) \times 6}$$

矩阵 D 每行为六分钟有效胎儿心率信号对应的六个特征参数,如 $D(i)$ 表示矩阵第 i 行,其包含第 i 分钟到第 $i+5$ 分钟有效信号对应的特征参数;对矩阵 D 的每一行进行如下比较: $D(i)$ 中的六个特征参数 $c(i)c(i+1)c(i+2)c(i+3)c(i+4)c(i+5)$ 分别与特定阈值 m_3 第进行比较,如果六个特征参数中有五个或者六个特征参数小于等于特定阈值 m_3 ,则 $D(i)$ 为胎儿安静睡眠片段;故胎儿安静睡眠片段持续时间最短为六分钟,如果判定结果 $D(i)$ 和 $D(i+1)$ 都为胎儿安静睡眠片段,则从第 i 分钟到 $i+6$ 分钟总计持续时间七分钟为胎儿安静睡眠片段;记第 j 次胎儿安静睡眠周期持续时间为 $T(j)$,胎儿安静睡眠周期出现共计 n 次;

所述结果输出模块,在计算出胎儿安静睡眠周期的最长持续时间 $\max(T(j))$ 、次数 n 、平均持续时间 $\text{mean}(T(j))$ 及胎儿安静睡眠周期占整体监护时间的比例 rate 之后,将这些胎儿安静睡眠相关参数输出;

首先从胎儿安静睡眠周期片段中选出最长持续时间 $\max(T(j))$;计算出胎儿安静睡眠周期平均持续时间 $\text{mean}(T(j))$; $\text{mean}(T(j))$ 计算公式如下:

$$\text{mean}(T(j)) = \frac{\sum_{j=1}^n T(j)}{n}$$

胎儿安静睡眠周期占整体监护时间的比例 rate 计算公式如下:

$$\text{rate} = \frac{\sum_{j=1}^n T(j)}{L_t}$$

最后将上述计算出的胎儿安静睡眠周期参数结果输出。

基于胎儿心率曲线的胎儿安静睡眠周期提取方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学信号处理领域,具体是一种电子胎心监护中基于胎儿心率曲线的胎儿安静睡眠周期提取方法。

背景技术

[0002] 电子胎心监护技术是产科临床应用十分广泛的胎儿心率监测手段,是了解胎儿宫内情况和胎儿储备能力的重要方法。其中无应激试验(non-stress test, NST)主要用于产前监测,对胎儿进行20~40分钟的胎儿心率监测并记录得到的胎儿心率图形。胎儿心率曲线中蕴含着丰富的有关胎儿的神经与心血管功能信息,其所表现出来的形态、振幅强度与一定的周期性等方面的综合信息在相当程度上反映出胎儿在宫内的生理状态。胎儿心率信号中的安静睡眠周期作为胎儿电子监护图形中的重要组成部分,是胎儿心率满足基线变异小于特定阈值、持续时间大于特定阈值的心率片段,在安静睡眠周期内胎儿处于安静睡眠状态。胎儿在安静睡眠状态下其心率信号在监护图形上的波动较为平缓。

[0003] 目前对胎儿心率信号安静睡眠周期的评估主要是通过对监护图形的手工测量与计算和肉眼识别的方法来判定,对胎儿心率信号的分析与研究不够准确,对胎儿安静睡眠周期所含有的信息提取不够充分。利用数字信号处理技术,对胎儿心率信号计算机化分析,可获取更为客观的参数值,有助于得到更为全面的胎儿安静睡眠相关信息。

发明内容

[0004] 现有的技术方案主要是利用多路电极传感器采集孕妇与胎儿的心电信号,对采集获得的心电信号进行滤波等方法处理并由特定算法得到胎儿心率。利用胎儿心率曲线的形态学特征来识别胎儿安静睡眠周期。产前胎儿的监护是一个综合复杂的过程,以主观判读的方法从监护图形中获取的胎儿安静睡眠周期信息不够客观,且不同判读者之间得出的结果差异性较大,仅依靠肉眼对胎儿安静睡眠周期进行识别,效率较低并且会丢失除时域以外在频域或者由非线性参数提供的更多信息。

[0005] 为解决上述问题,本发明提出了一种胎儿心率信号曲线的胎儿安静睡眠周期提取方法,胎儿安静睡眠周期是利用电子胎心监护长时间的胎儿心率数据以及胎儿安静睡眠周期定义计算获得,具有较明确的生理意义,结合胎儿心率的加速、减速、基线、基线变异以及其它电子胎心监护中的参数,能够从胎儿心率信号中获得更为全面的信息。应用提取出的胎儿安静睡眠周期片段,计算相关特征参数,可以对胎儿的安静睡眠状态的相关信息加以分析。

[0006] 为达到上述目的,本发明所采取的技术方案为:基于胎儿心率曲线的胎儿安静睡眠周期提取方法,其特征在于:包括信号输入模块、减速识别模块、安静睡眠周期识别模块、结果输出模块。信号输入模块、减速识别模块、安静睡眠周期识别模块、结果输出模块依次相连,胎儿心率信号输入信号输入模块后在减速识别模块对胎儿心率信号进行预处理并识别出减速片段,在安静睡眠周期识别模块中进行有效信号选取及特定参数计算后提取出胎

儿安静睡眠周期,之后在结果输出模块计算出胎儿安静睡眠周期的最长持续时间、次数、平均持续时间及安静睡眠周期占整体监护时间的比例,最后将这些参数输出。

[0007] 所述信号输入模块,接收电子胎心监护仪器实测的信号 $F(t)$, $F(t)$ 中包含母亲心率信号、胎儿心率信号、母亲移动次数和子宫肌电信号,并从信号 $F(t)$ 中分离出胎儿心率信号 $f(t)$ 。

[0008] 所述减速识别模块,对分离得到的胎儿心率信号 $f(t)$ 进行预处理,并利用减速定义提取识别出胎儿心率减速片段,以下为减速具体识别方法。

[0009] 首先对胎儿心率信号 $f(t)$ 进行预处理,将 $f(t)$ 分为 N 段特定长度的胎儿心率信号片段 $f(k)$,每一段胎儿心率信号片段 $f(k)$ 中胎儿心率等于0的为丢失信号 $f(k_0)$,其长度为 $l(f(k_0))$,与该段胎儿心率信号片段 $f(k)$ 的长度 $l(f(k))$ 之比作为信号丢失率

$$lost = \frac{l(f(k_0))}{l(f(k))}, \text{筛选出满足信号丢失率 } lost \text{ 小于特定阈值 } low \text{ 的胎儿心率信号片段 } g(k), \text{即}$$

$$\text{满足条件 } lost = \frac{l(g(k_0))}{l(g(k))} < low, \text{其中 } g(k_0) \text{ 为胎儿心率信号片段 } g(k) \text{ 中胎儿心率等于0的丢失信号, } l(g(k_0)) \text{ 为 } g(k_0) \text{ 的长度。则监护胎儿心率信号时间总长度为}$$

$$L_t = \sum_{i=1}^N [l_i(g(k)) - l_i(g(k_0))]. \text{其中 } N \text{ 为满足信号丢失率 } lost \text{ 小于特定阈值 } low \text{ 的胎儿心率信号片段 } g(k) \text{ 的个数。}$$

[0010] 然后识别胎儿心率减速片段,对于输入的胎儿心率信号 $g(k)$,若满足胎儿心率 $g(k) \leq b(k)$ 成立,则开始计数,当 $g(k+a_j) > b(k+a_j)$ 成立时则停止计数(计数不包括第 a_j 个胎儿心率,故有 $0, 1, 2, \dots, (a_j-1)$ 共 a_j 个数值),此时如果计数值 $a_j \geq m_1$ 且满足 $g(k_r) \leq b(k_r) - m_2$ (其中 $k_r \in [k, k+a_j-1]$, m_1 与 m_2 为特定阈值且都大于零),则该段胎儿心率片段为减速片段 $g_d(k)$ 。

[0011] 所述安静睡眠周期识别模块,在筛选出有效信号 $e(t)$ 之后,利用 $e(t)$ 计算特征参数 c ,识别出胎儿安静睡眠周期,以下为胎儿安静睡眠周期具体识别方法。

[0012] 首先是筛选有效信号 $e(t)$ 。对于胎儿心率信号 $g(k)$,将其分为定长为一分钟的信号片段 $\min(k)$ 。如果长度为一分钟的胎儿心率信号 $\min(k)$ 满足以下两个条件中任何一个,则舍弃该段胎心率信号。条件一:信号 $\min(k)$ 中含有判定为胎儿心率减速片段 $g_d(k)$ 的部分

$$\text{或者全部;条件二:信号 } \min(k) \text{ 的丢失率 } lost > 40\%, \text{其中 } lost = \frac{l(\min(k_0))}{l(\min(k))}, l(\min(k_0)) \text{ 为信号 } \min(k) \text{ 中胎儿心率等于0的长度, } l(\min(k)) \text{ 为信号 } \min(k) \text{ 的长度。在对定长为一分钟的胎儿心率信号 } \min(k) \text{ 进行判断并舍弃满足条件的信号之后,剩余一分钟长度的胎儿心率信号片段为有效信号片段 } e(k), \text{所有的一分钟长度信号 } e(k) \text{ 的集合则为有效信号 } e(t)。$$

[0013] 然后利用有效胎儿心率信号 $e(t)$ 计算出特征参数 c 。每一分钟长度的有效信号 $e(k)$ 都会对应计算出一个特征参数 c 。计算公式如下:

$$[0014] \quad c = \begin{cases} \max(e(k)) - \min(b(k)) & \min(e(k) - b(k)) > 0 \\ \max(e(k) - b(k)) - \min(e(k) - b(k)) & \min(e(k) - b(k)) \leq 0 \end{cases}$$

[0015] 其中 $b(k)$ 为心率信号 $e(k)$ 对应的基线心率。 $\max(e(k))$ 为 $e(k)$ 中最大胎儿心率值, $\min(e(k))$ 为 $e(k)$ 中最小胎儿心率值。 $\max(b(k))$ 为该段有效信号 $e(k)$ 对应的最大基线心率

值, $\min(b(k))$ 为该段有效信号 $e(k)$ 对应的最小基线心率值。

[0016] 最后识别出胎儿安静睡眠周期。设定有效胎儿心率信号 $e(t)$ 长度为 M 分钟, 则对应会计算出特征参数 c 为 M 个, 其中第 i 分钟对应的特征参数为 $c(i)$ 。将 M 个特征参数 c 折叠成 $(M-5)$ 行 6 列的矩阵 D 。矩阵 D 如下所示:

$$[0017] \quad D = \begin{bmatrix} c(1) & c(2) & \cdots & c(5) & c(6) \\ c(2) & c(3) & \cdots & c(6) & c(7) \\ \vdots & \vdots & & \vdots & \vdots \\ c(M-6) & c(M-5) & \cdots & c(M-2) & c(M-1) \\ c(M-5) & c(M-4) & \cdots & c(M-1) & c(M) \end{bmatrix}_{(M-5) \times 6}$$

[0018] 矩阵 D 每行为六分钟有效胎儿心率信号对应的六个特征参数, $D(i)$ 表示矩阵第 i 行, 其包含第 i 分钟到第 $i+5$ 分钟有效信号对应的特征参数。对矩阵 D 的每一行进行如下比较: $D(i)$ 中的六个特征参数 $c(i)c(i+1)c(i+2)c(i+3)c(i+4)c(i+5)$ 分别与特定阈值 m_3 第进行比较, 如果六个特征参数中有五个或者六个特征参数小于等于特定阈值 m_3 , 则 $D(i)$ 为胎儿安静睡眠片段。故胎儿安静睡眠片段持续时间最短为六分钟, 如果判定结果 $D(i)$ 和 $D(i+1)$ 都为胎儿安静睡眠片段, 则从第 i 分钟到 $i+6$ 分钟总计持续时间七分钟为胎儿安静睡眠片段。记第 j 次胎儿安静睡眠周期持续时间为 $T(j)$, 胎儿安静睡眠周期出现共计 n 次。

[0019] 所述结果输出模块, 在计算出胎儿安静睡眠周期的最长持续时间 $\max(T(j))$ 、次数 n 、平均持续时间 $\text{mean}(T(j))$ 及胎儿安静睡眠周期占整体监护时间的比例 rate 之后, 将这些胎儿安静睡眠相关参数输出。

[0020] 首先从胎儿安静睡眠周期片段中选出最长持续时间 $\max(T(j))$ 。计算出胎儿安静睡眠周期平均持续时间 $\text{mean}(T(j))$ 。 $\text{mean}(T(j))$ 计算公式如下:

$$[0021] \quad \text{mean}(T(j)) = \frac{\sum_{j=1}^n T(j)}{n}$$

[0022] 胎儿安静睡眠周期占整体监护时间的比例 rate 计算公式如下:

$$[0023] \quad \text{rate} = \frac{\sum_{j=1}^n T(j)}{L_t}$$

[0024] 最后将上述计算出的胎儿安静睡眠周期参数结果输出。

[0025] 胎儿心率安静睡眠周期提取的有益效果在于:

[0026] 该方法仅需输入电子胎儿心率监护仪器的实测原始信号, 即可分从中离出胎儿心率信号, 并通过信号预处理、胎儿心率减速识别、特征参数计算等步骤获取该胎儿心率信号的安静睡眠周期片段与相关参数。步骤简单方便, 提出了一种胎儿安静睡眠周期的提取方法, 并计算出一些相关时域参数, 改善了关于胎儿安静睡眠周期较难识别的情况。在实际应用过程中可减少通过目测方法带来的误差, 有效提高关于胎儿心监护图的解读效率。

附图说明

[0027] 图1为胎儿安静睡眠周期及其参数提取结构框图。

[0028] 图2为胎儿安静睡眠周期及其特征参数提取操作流程。

[0029] 图3为胎儿安静睡眠周期对应胎儿心率曲线示意图。

具体实施方式

[0030] 以下结合附图对本发明的一种较为典型的具体实施方式进行详细描述。

[0031] 本发明的一种典型应用场景在于利用电子胎儿心率监护实测信号获取胎儿安静睡眠周期及其特征参数。由此可以利用现有电子胎心监护仪采集胎儿心率信号的成熟技术及胎儿安静睡眠周期识别方法获取更为客观全面的关于胎儿安静睡眠周期的特征信息。

[0032] 如图2所示,以一位年龄为29周岁,孕周为39周的被测者为例。

[0033] 步骤T1中系统开始接收点电子胎儿心率监护仪器实测的信号 $F(t)$,并从 $F(t)$ 中提取出胎儿心率信号 $f(t)$ 。

[0034] 步骤T2将输入的胎儿心率信号 $f(t)$ 进行分段,计算出每段信号序列 $f(k)$ 的丢失率 $lost$ 以及整体胎儿心率信号的时间长度 L_t ,被测者的胎儿心率时间长度 L_t 为10小时40分钟。

[0035] 步骤T3中根据每段信号的丢失率 $lost$ 进行判断,不满足丢失率 $lost$ 低于特定阈值 low 的胎儿心率信号片段予以舍弃。满足丢失率 $lost$ 低于特定阈值 low 的胎儿心率信号片段 $g(k)$ 则进入下一步操作。

[0036] 步骤T4对步骤T3中满足要求的胎儿心率信号 $g(k)$ 进行减速识别提取,提取出的减速片段为 $g_d(k)$ 。

[0037] 步骤T5中将胎儿心率信号 $g(k)$ 分为定长为一分钟的信号片段 $min(k)$,并进行有效信号判断,如果 $min(k)$ 中含有判定为胎儿心率减速片段 $g_d(k)$ 的部分或信号 $min(k)$ 的丢失率 $lost > 40\%$,则该段信号舍弃;如果 $min(k)$ 中不含有胎儿心率减速片段 $g_d(k)$ 的部分并且信号 $min(k)$ 的丢失率 $lost < 40\%$ 则该段信号有效,为有效信号片段 $e(k)$,所有的一分钟长度信号 $e(k)$ 的集合则为有效信号 $e(t)$ 。

[0038] 步骤T6中利用每一分钟长度的有效信号片段 $e(k)$ 计算出一个特征参数 c ,计算公式如下:

$$[0039] \quad c = \begin{cases} \max(e(k)) - \min(b(k)) & \min(e(k) - b(k)) > 0 \\ \max(e(k) - b(k)) - \min(e(k) - b(k)) & \min(e(k) - b(k)) \leq 0 \end{cases}$$

[0040] 步骤T7中利用特征参数 c 识别出胎儿安静睡眠周期。

[0041] 步骤T8中计算出胎儿安静睡眠周期的最长持续时间 $\max(T(j))$ 、次数 n 、平均持续时间 $\text{mean}(T(j))$ 及胎儿安静睡眠周期占整体监护时间的比例 $rate$ 之后,将这些胎儿安静睡眠相关参数输出。被测者的最长持续时间 $\max(T(j)) = 13$ 分钟、次数 $n = 7$ 次、平均持续时间 $\text{mean}(T(j)) = 9$ 分钟、胎儿安静睡眠周期占整体监护时间的比例 $rate = 9.8\%$ 。最后将上述参数按照指定格式输出。

[0042]

最长持续时间	次数	平均持续时间	安静睡眠占整体比例
13分钟	7次	9分钟	9.8%

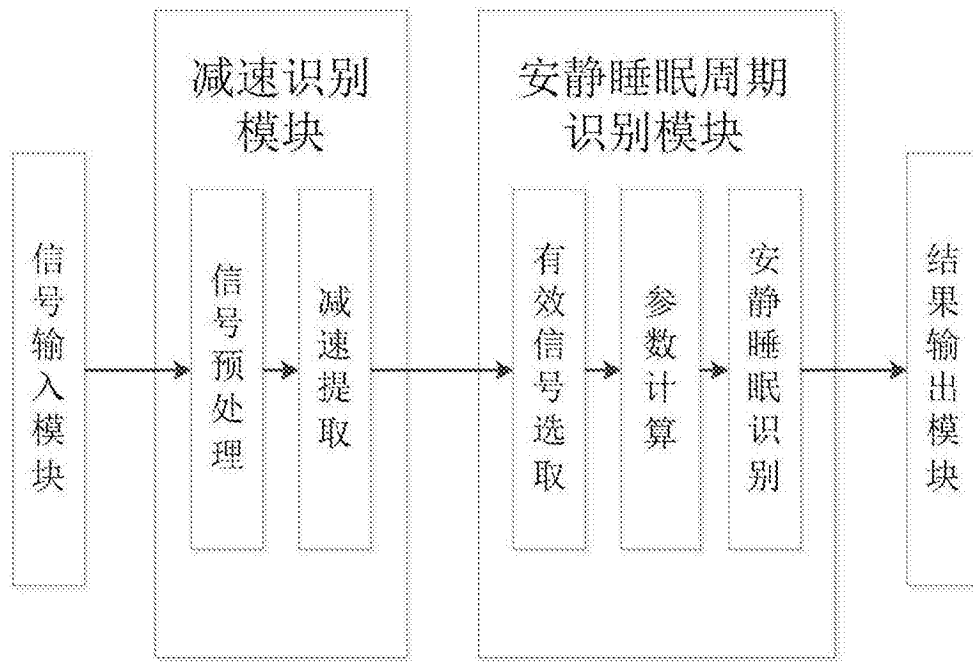


图1

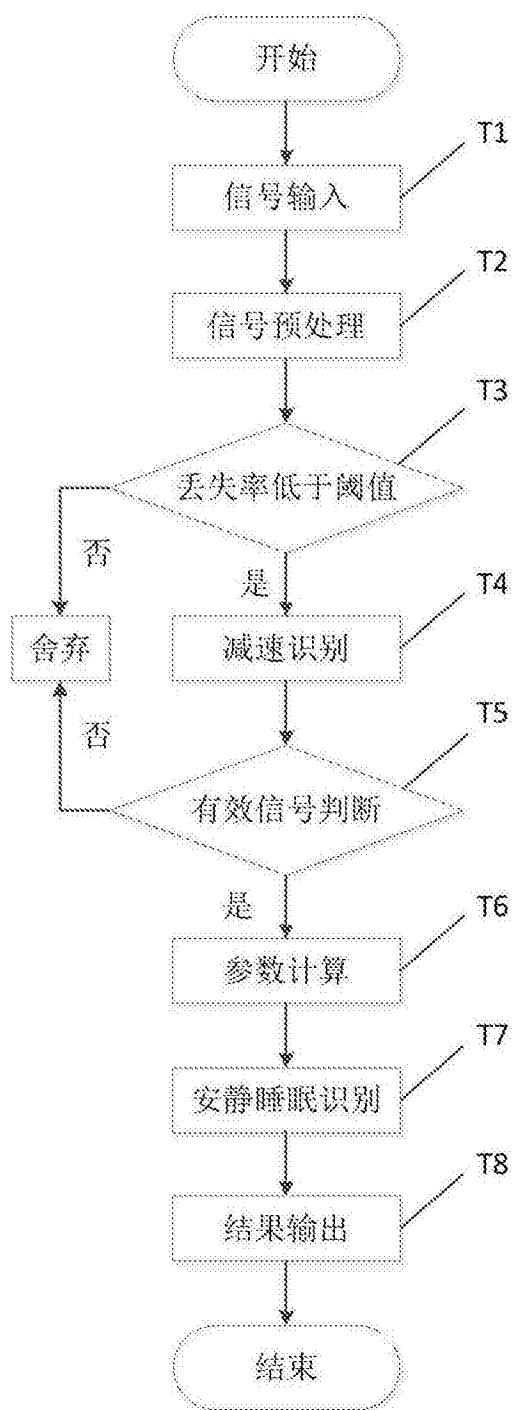


图2

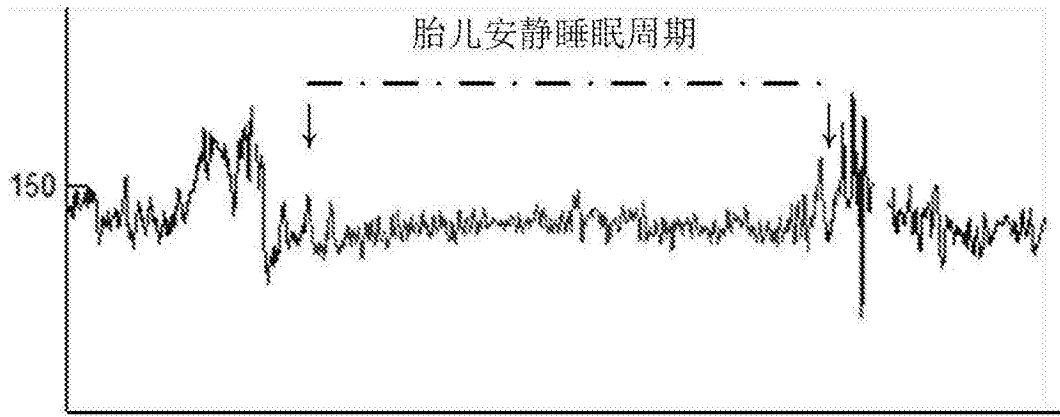


图3

专利名称(译)	基于胎儿心率曲线的胎儿安静睡眠周期提取方法		
公开(公告)号	CN106073746A	公开(公告)日	2016-11-09
申请号	CN201610424445.1	申请日	2016-06-15
[标]申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
[标]发明人	张松 李广飞 杨琳 杨益民 李旭雯 郝冬梅 王妍 李淑芳 张蕾		
发明人	张松 李广飞 杨琳 杨益民 李旭雯 郝冬梅 王妍 李淑芳 张蕾		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/0245 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02411 A61B5/0245 A61B5/4812 A61B5/7225 A61B5/725		
代理人(译)	沉波		
其他公开文献	CN106073746B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了基于胎儿心率曲线的胎儿安静睡眠周期提取方法，包括信号输入模块，减速识别模块，安静睡眠周期识别模块，结果输出模块。其中：信号输入模块包括信号预处理与减速片段提取，胎儿安静睡眠周期识别模块包括有效信号选取、参数计算以及安静睡眠周期识别。结果输出为安静睡眠周期次数、最长持续时间和平均持续时间等参数。该方法可利用胎心监护仪器获得的原始数据提取出胎儿的安静睡眠周期并输出相关参数，有效提高对电子胎心监护图的解读效率。

