



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102090883 B

(45) 授权公告日 2012. 11. 07

(21) 申请号 201010619745. 8

JP 特开 2009-233408 A, 2009. 10. 15, 全文.

(22) 申请日 2010. 12. 30

WO 2004/054449 A1, 2004. 07. 01, 全文.

(73) 专利权人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司

审查员 赵实

地址 518067 广东省深圳市南山区蛇口南海大道 1019 号南山医疗器械园 B 栋三楼

(72) 发明人 孙艳 刘冰 陈德伟 陈吴笋

(74) 专利代理机构 深圳市港湾知识产权代理有限公司 44258

代理人 张雄哲

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101194826 A, 2008. 06. 11, 说明书第 5 页第 9 行至第 7 页最后行, 图 1-4.

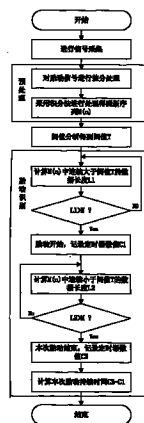
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 5 页

(54) 发明名称

一种胎动自动识别方法及其装置

(57) 摘要

本发明公开了一种胎动自动识别方法及其装置,包括以下几个步骤,对包括胎动信号的所有信号进行数据采集;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,得到对应的实时阈值;根据得到的阈值对分离出的胎动信号进行识别,得到胎动的次数以及持续时间;采用上述方案可以有效地滤除胎心跳、母体呼吸等噪声,提取胎动信息;自动阈值调节算法,可以针对不同孕妇进行阈值调节,并且可以随监护过程中信号强度变化进行阈值调节,避免了固定阈值引起的有胎动检测不到或误检的情况;可以准确地识别出胎动信息,计算出监护过程中胎动的次数以及单次胎动的持续时间。



1. 一种胎动自动识别方法,其特征在于:包括以下步骤:

A、对包括胎动信号的所有信号进行数据采集;所述的数据采集是将超声探头接收到的 Doppler 频移信号经过硬件滤波处理后分成胎动信号和胎心信号;并对这两路信号进行采样,得到胎动信号 $m(n)$ 和胎心信号 $h(n)$;

B、将采集后的信号进行滤波预处理,分离出胎动信号;

C、根据胎动信号的特点对信号进行实时分析,得到对应的实时阈值;

D、根据得到的阈值对分离出的胎动信号进行识别,得到胎动的次数以及持续时间。

2. 根据权利要求 1 所述的胎动自动识别方法,其特征在于:步骤 B 中的分离胎动信号是采用差分滤波器对胎动信号 $m(n)$ 进行处理,得到序列 $D(n)$;并对序列 $D(n)$ 采用积分滤波器进行处理,得到序列 $M(n)$ 。

3. 根据权利要求 2 所述的胎动自动识别方法,其特征在于:步骤 C 当中还包括:

a、当所述胎心信号 $h(n)$ 质量良好即符合倍频关系时,抽取此时所述序列 $M(n)$ 中的相应部分,得到新序列 $M1(n)$,并对 $M1(n)$ 进行阈值分析;

b、对 $M1(n)$ 加和求平均值,以平均值为参考得到该段时间内信号的基线值 $B(i)$;

c、重复步骤 a、b,连续计算多次基线值 $B(i)$,对其进行加权平均得到新的基线值 B ;

d、以 B 为阈值对 $M1(n)$ 进行分析,统计大于阈值的数据个数 M ;

如果 $M > N1$,则认为阈值过低,增大基线值 $B(i)$,重复步骤 c、d,重新计算加权平均值,直到 M 满足使超过基线值 B 的噪声信号能量等于 A ;

如果 $M < N1$,说明阈值过高,减小基线值 $B(i)$,重复步骤 c、d,重新计算加权平均值;直到 M 满足使超过基线值 B 的噪声信号能量小于 A ; $N1$ 和 A 均为临床经验值;满足上述条件的基线值 B 即为阈值 T ;

e、重复步骤 a、b、c、d、得到新的阈值 $T(i)$,比较 $T(i-1)$ 与 $T(i)$ 的大小,如果 $T(i)$ 大,则认为基线值改变,更改阈值为新的阈值 $T(i)$,否则保持不变。

4. 根据权利要求 1 所述的胎动自动识别方法,其特征在于:步骤 D 还包括以下步骤:

根据阈值 T 对步骤 B 处理后得到的序列 $M(n)$ 进行处理;计算连续大于阈值的数据个数 $L1$,如果 $L1$ 大于 N ,则认为有胎动,且胎动开始,记录此时定时器的数值 $C1$;

如果有胎动开始计算连续低于阈值的数据个数 $L2$,如果 $L2$ 小于 M ,则认为为同一次胎动,反之,则认为本次胎动结束,记录此时的定时器的数值 $C2$; $C2$ 与 $C1$ 的差值即为本次胎动的持续时间,其中 N 和 M 均为临床经验值。

5. 一种自动识别胎动信息的装置,其特征在于:该装置主要包括信号采集模块、预处理模块、阈值分析模块、胎动识别模块以及显示打印模块;信号采集模块将采集到的信号输出至预处理模块处理,并经阈值分析模块进行阈值分析;再输送到胎动识别模块进行识别后显示或打印;所述的信号采集模块包括一超声探头,其接收超声探头采集到的 Doppler 频移信号滤波处理后分为两路信号,其中一路为胎动信号,另一路为胎心信号。

6. 根据权利要求 5 所述的自动识别胎动信息的装置,其特征在于:所述的预处理模块包括差分处理单元与积分处理单元,其用于信号的去噪与预滤波,得到胎动信号 $m(n)$ 及胎心信号 $h(n)$ 。

7. 根据权利要求 5 所述的自动识别胎动信息的装置,其特征在于:阈值分析模块分为胎心倍频分析单元、阈值计算单元以及阈值质量判断单元;每隔一定时间通过胎心倍频分

析单元对胎心信号进行倍频分析;如果符合倍频,将相应的预处理后的胎动信号输入阈值计算单元进行基线值计算;求取此段胎动信号 $M1(n)$ 的加和平均值为参考得到基线值;连续计算多次时间的基线值,求加权平均值;阈值质量判断单元以此平均值为阈值对胎心信号满足倍频时的胎动信号进行分析;如果超过阈值的数据个数 $> N1$,则认为阈值过低,调节基线值重新求加权平均值,再重新对 $M1(n)$ 进行判断;直到使超过基线值 B 的噪声信号能量等于 A ;如果超过阈值的数据 $< N1$,则认为阈值过高,调节基线值,重新计算加权平均值,再对 $M1(n)$ 进行判断,直到使超过基线值 B 的噪声信号能量小于 A ;选取满足上述条件的加权平均值作为胎动识别的阈值,其中 $N1$ 和 A 均为临床经验值。

8. 根据权利要求 5 所述的自动识别胎动信息的装置,其特征在于:胎动识别模块主要负责采用阈值分析模块得到的阈值,对预处理后的信号进行胎动识别,得到胎动的次数及每次胎动的持续时间;如果连续超过阈值的数据的个数大于 N 则认为是一次胎动,如果连续低于阈值的数据的个数小于 M ,则认为是一次胎动;通过计算胎动开始及结束时的定时器的数值可以得到单次胎动的持续时间,其中 N 和 M 均为临床经验值。

一种胎动自动识别方法及其装置

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学信号处理领域,具体的说是涉及一种胎动自动识别方法以及实现该方法的装置。

背景技术

[0002] 胎动是胎儿安危的重要指标,一般从孕 28 周开始,胎动检测就具有了临床意义。胎动正常表示着胎儿宫内良好,胎动的减少或消失是胎儿缺氧或死亡的标志,胎动急剧提示胎儿急性缺氧并可能会死亡。在妊高征、过期妊娠、胎儿 IUGR 等高危妊娠时,在胎盘功能影响胎心率之前即可引起胎动减少,一般胎动消失到胎心消失可长达 12-48 小时。而妊娠期间,伴随着胎动发生的胎心加速是胎儿健康的表现,尤其在第一产程中,伴随胎动的加速的出现是胎儿储备良好的重要指标之一。

[0003] 基于超声多普勒技术的测量方法是目前常用的胎动检测手段,超声探头发射的具有一定频率的超声波束,经过母体腹壁遇到胎儿的运动部位后,形成反射波束,此波束被超声探头接收,形成 Doppler 频移信号,通过算法识别出胎动信号,得到胎动的个数以及持续时间。

[0004] 而实际的 Doppler 频移信号除了包含胎动信息外,还包括胎儿心跳、母体呼吸以及母体运动等信息。胎动信号与胎心信号以及其他噪声信号比较,具有频率低、非周期性、幅度高的特点。而不同孕妇,胎动信号的强度不同,并且在监护过程中,胎心位置改变也会引起信号强度变化,现有的胎动识别方法中阈值不可调,会造成信号强度变化后无法检测出胎动或无胎动误检为胎动的情况。

[0005] 目前在临床实时检测中最常用的是阈值检测法,对信号进行简单的滤波后,进行阈值判断。信号中超过阈值则认为是胎动。但这种方法中阈值多为临床经验值,在临床应用中无法根据不同孕妇的信号特点来调节,造成无法准确的检测出胎动信息。国内已经公开一篇关于胎动算法的专利,专利号为 CN101194826A,该专利中采用的方法是小波变化与 BP 神经网络,这种方法计算的数据量较大,不能满足实时检测的要求。而国外相关检测算法多基于互相关以及位移检测等理论,这些方法计算过程复杂,不适合临床应用。

发明内容

[0006] 本发明的目的是为了克服现有的胎动识别方法可调性差,提出的一种自动识别胎动的方法,其采用自动阈值调节算法,有效检测出胎动的次数以及单次胎动的持续时间。

[0007] 为了实现上述目的,本发明采用以下的技术方案:

[0008] 1、一种胎动自动识别方法,其特征在于:包括以下步骤:

[0009] A、对包括胎动信号的所有信号进行数据采集;

[0010] B、将采集后的信号进行滤波预处理,分离出胎动信号;

[0011] C、根据胎动信号的特点对信号进行实时分析,得到对应的实时阈值;

[0012] D、根据得到的阈值对分离出的胎动信号进行识别,得到胎动的次数以及持续时

间。

[0013] 所述的数据采集是将超声探头接收到的 Doppler 频移信号经过硬件滤波处理后分成胎动信号和胎心信号；并对这两路信号进行采样，得到胎动信号 $m(n)$ 和胎心信号 $h(n)$ 。

[0014] 步骤 B 中的分离胎动信号是采用差分滤波器对胎动信号 $m(n)$ 进行处理，得到序列 $D(n)$ ；并对序列 $D(n)$ 采用积分滤波器进行处理，得到序列 $M(n)$ 。

[0015] 步骤 C 当中还包括：

[0016] a、当所述胎心信号 $h(n)$ 质量良好即符合倍频关系时，抽取此时所述序列 $M(n)$ 中的相应部分，得到新序列 $M1(n)$ ，并对 $M1(n)$ 进行阈值分析。

[0017] b、对 $M1(n)$ 加和求平均值，以平均值为参考得到该段时间内信号的基线值 $B(i)$ ；

[0018] c、重复步骤 a、b，连续计算多次基线值 $B(i)$ ，对其进行加权平均得到新的基线值 B ；

[0019] d、以 B 为阈值对 $M1(n)$ 进行分析，统计大于阈值的数据个数 M ；

[0020] 如果 $M > N1$ ，则认为阈值过低，增大基线值 $B(i)$ ，重复步骤 c、d，重新计算加权平均值，直到 M 满足使超过基线值 B 的噪声信号能量等于 A ；

[0021] 如果 $M < N1$ ，说明阈值过高，减小基线值 $B(i)$ ，重复步骤 c、d，重新计算加权平均值；直到 M 满足使超过基线值 B 的噪声信号能量小于 A ； $N1$ 和 A 均为临床经验值；满足上述条件的基线值 B 即为阈值 T ；

[0022] e、重复步骤 a、b、c、d、得到新的阈值 $T(i)$ ，比较 $T(i-1)$ 与 $T(i)$ 的大小，如果 $T(i)$ 大，则认为基线值改变，更改阈值为新的阈值 $T(i)$ ，否则保持不变。

[0023] 步骤 D 还包括以下步骤：

[0024] 根据阈值 T 对步骤 B 处理后得到的序列 $M(n)$ 进行处理；计算连续大于阈值的数据个数 $L1$ ，如果 $L1$ 大于 N ，则认为有胎动，且胎动开始，记录此时定时器的数值 $C1$ ；

[0025] 如果有胎动开始计算连续低于阈值的数据个数 $L2$ ，如果 $L2$ 小于 M ，则认为为同一次胎动，反之，则认为本次胎动结束，记录此时的定时器的数值 $C2$ ； $C2$ 与 $C1$ 的差值即为本次胎动的持续时间，其中 N 和 M 均为临床经验值。

[0026] 一种自动识别胎动信息的装置，其特征在于：该装置主要包括信号采集模块、预处理模块、阈值分析模块、胎动识别模块以及显示打印模块；信号采集模块将采集到的信号输出至预处理模块处理，并经阈值分析模块进行阈值分析；再输送到胎动识别模块进行识别后显示或打印。

[0027] 所述的信号采集模块包括一超声探头，其接收超声探头采集到的 Doppler 频移信号滤波处理后分为两路信号，其中一路为胎动信号，另一路为胎心信号。

[0028] 所述的预处理模块包括差分处理单元与积分处理单元，其用于信号的去噪与预滤波，得到胎动信号 $m(n)$ 及胎心信号 $h(n)$ 。

[0029] 阈值分析模块分为胎心倍频分析单元、阈值计算单元以及阈值质量判断单元；每隔一定时间通过胎心倍频分析单元对胎心信号进行倍频分析；如果符合倍频，将相应的预处理后的胎动信号输入阈值计算单元进行基线值计算；求取此段胎动信号 $M1(n)$ 的加和平均值为参考得到基线值；连续计算多次时间的基线值，求加权平均值；阈值质量判断单元以此平均值为阈值对胎心信号满足倍频时的胎动信号进行分析；如果超过阈值的数据个数

> N1, 则认为阈值过低, 调节基线值重新求加权平均值, 再重新对 M1(n) 进行判断; 直到使超过基线值 B 的噪声信号能量等于 A; 如果超过阈值的数据 < N1, 则认为阈值过高, 调节基线值, 重新计算加权平均值, 再对 M1(n) 进行判断, 直到使超过基线值 B 的噪声信号能量小于 A; 选取满足上述条件的加权平均值作为胎动识别的阈值。

[0030] 胎动识别模块主要负责采用阈值分析模块得到的阈值, 对预处理后的信号进行胎动识别, 得到胎动的次数及每次胎动的持续时间; 如果连续超过阈值的数据的个数大于 N 则认为是一次胎动, 如果连续低于阈值的数据的个数小于 M, 则认为是一次胎动; 通过计算胎动开始及结束时的定时器的数值可以得到单次胎动的持续时间。

[0031] 采用上述方案, 可以有效地滤除胎心跳、母体呼吸等噪声, 提取胎动信息; 自动阈值调节算法, 可以针对不同孕妇进行阈值调节, 并且可以随监护过程中信号强度变化进行阈值调节, 避免了固定阈值引起的有胎动检测不到或误检的情况; 可以准确地识别出胎动信息, 计算出监护过程中胎动的次数以及单次胎动的持续时间。

附图说明

- [0032] 图 1 是胎动自动识别方法的流程图;
- [0033] 图 2 是自动阈值调节算法的流程图;
- [0034] 图 3 是采集的胎动信号示意图;
- [0035] 图 4 为信号平滑差分处理后的效果图;
- [0036] 图 5 为信号移动积分处理后的效果图;
- [0037] 图 6 为胎心信号符合倍频时的处理后的胎动信号;
- [0038] 图 7 为通过阈值分析后得到的自动调节的阈值效果图;
- [0039] 图 8 为用计算出来的阈值进行胎动识别的效果图;
- [0040] 图 9 为本发明胎动自动识别装置的控制框图。

具体实施方式

[0041] 下面结合附图及具体实施例对本发明做进一步的详细说明:

[0042] 如图 1 的一种胎动自动识别方法, 主要是处理超声 Doppler 频移信号中的胎动信号, 超声探头接收到 Doppler 频移信号中包括胎心信号以及胎动信号, 还有母体呼吸、母体运动等噪声信号, 经过前期硬件处理滤波处理后得到胎动信号及胎心信号; 其主要包括以下步骤:

- [0043] A、对需要处理的信号进行数据采集;
- [0044] B、将采集后的信号采用数字滤波的方法进行预处理, 分离出胎动信号;
- [0045] C、根据胎动信号的特点对信号进行实时分析, 得到对应的实时阈值;
- [0046] D、根据得到的阈值对分离出的胎动信号进行识别, 得到胎动的次数以及持续时间。

[0047] 本发明中超声探头接收到的 Doppler 频移信号经过硬件滤波处理后分为两路信号, 一路为胎动信号, 一路为胎心信号。对这两路信号进行采样, 得到胎动信号 $m(n)$ 及胎心信号 $h(n)$ 。

[0048] 如图 3 和图 4、图 5, 对采集后的胎动信号 $m(n)$ 进行预处理。采用数字滤波的方法,

分离出胎动信号。

[0049] 其具体方法是, 第一步: 采用差分滤波器对胎动信号 $m(n)$ 进行处理, 得到序列 $D(n)$ 。

[0050] 第二步: 采用积分滤波器对序列 $D(n)$ 进行处理得到新的序列 $M(n)$ 。

[0051] 如图 2, 根据胎动信号的特点对信号进行分析, 得到阈值; 并根据信号强度的变化实时更改阈值, 从而实现阈值的自动调节, 其由以下几个步骤完成;

[0052] a、胎心信号为 Doppler 频移信号, 当胎心信号质量良好时, 即胎心信号符合倍频关系, 一般没有胎动, 抽取此时序列 $M(n)$ 中的相应部分, 得到新序列 $M1(n)$, 并对 $M1(n)$ 进行阈值分析。

[0053] b、对 $M1(n)$ 加和求平均值, 以平均值为参考得到该段时间内信号的基线值 $B(1)$;

[0054] c、重复步 a、b, 连续计算多次, 基线值 $B(i)$, 对其进行加权平均得到新的基线值 B ;

[0055] d、以 B 为阈值对 $M1(n)$ 进行分析, 统计大于阈值的数据个数 M ;

[0056] 如果 $M > N1$, 则认为阈值过低, 增大基线值 $B(i)$, 重复步骤 c、d, 重新计算加权平均值, 直到 M 满足使超过基线值 B 的噪声信号能量等于 A ;

[0057] 如果 $M < N1$, 说明阈值过高, 减小基线值增大基线值 $B(i)$, 重复步骤 c、d, 重新计算加权平均值。直到 M 满足使超过基线值 B 的噪声信号能量小于 A 。 $N1$ 和 A 为临床实验得到的数据; 满足上述条件的基线值 B 即为阈值 T 。

[0058] e、重复上述步骤 a、b、c、d、得到新的阈值 $T(i)$, 比较 $T(i-1)$ 与 $T(i)$ 的大小, 如果 $T(i)$ 大, 则认为基线值改变, 更改阈值为新的阈值 $T(i)$, 否则保持。

[0059] 其实现方式是, 当胎心信号符合倍频时, 以此时步骤 B 处理后的信号 $M(n)$ 来计算阈值, 可以有效的滤除胎心信号、母体呼吸等噪声信号。每隔一定时间对胎心信号 $h(n)$ 进行倍频分析, 主要是通过自相关计算、包络分析、峰值检测处理后判断峰值是否符合倍频。如果满足倍频关系, 对步骤 B 中得到的相应的信号 $M1(n)$ 进行分析, 否则不进行处理。

[0060] 图 6 所示, 胎心信号质量良好时, 没有胎动, 此的信号 $M1(n)$ 只包括处理后的胎心跳等噪声信号, 没有大的波动。用 $M1(n)$ 进行阈值分析, 可以有效滤除噪声, 识别出胎动信号。

[0061] 对 $M1(n)$ 求积加和平均值, 以该平均值为参考得到基线值 $B(i)$ 。重复第一步、第二步, 计算多次基线值, 求多次基线值的加权平均值 B , 得到基线值 $B(i)$, 对其进行加权平均得到新的基线值 B 。

[0062] 以基线值 B 为阈值对 $M1(n)$ 进行分析, 统计序列中超过阈值的数据个数 M 。

[0063] 如果 $M > N1$, 则认为阈值过低, 增大基线值 $B(i)$, 重复步骤 c、d, 重新计算加权平均值, 直到 M 满足使超过基线值 B 的噪声信号能量等于 A 。

[0064] 如果 $M < N1$, 说明阈值过高, 减小基线值增大基线值 $B(i)$, 重复步骤 c、d, 重新计算加权平均值, 直到 M 满足使超过基线值 B 的噪声信号能量小于 A 。 $N1$ 和 A 均为临床实验值; 满足上述条件的基线值 B 作为胎动识别的阈值 T 。

[0065] 重复上述步骤 C, 求得新的阈值 $T(i)$, 修改胎动识别阈值为新阈值 $T(i)$, 并于上次计算的阈值 $T(i-1)$ 进行比较, 如果 $T(i)$ 大, 则说明基线值改变, 修改胎动识别阈值为新阈值 $T(i)$, 否则保持不变。

[0066] 如图 7, 在 $t1$ 、 $t2$ 信号的强度改变了, 相应计算得到的阈值也随之改变。对得到的

阈值 T 对 B 过程中分离出的胎动信号进行识别,得到胎动的个数以及持续时间。

[0067] 其实现方式是根据阈值 T 对步骤 B 处理后得到的序列 $M(n)$ 进行分析。计算连续大于阈值的数据个数 $L1$,如果 $L1$ 大于 N ,则认为有胎动,且胎动开始,记录此时定时器的数值 $C1$ 。

[0068] 如果有胎动开始计算连续低于阈值的数据个数 $L2$,如果 $L2$ 小于 M ,则认为同一次胎动,反之,则认为本次胎动结束,记录此时的定时器的数值 $C2$; $C2$ 与 $C1$ 的差值即为本次胎动的持续时间。

[0069] 图 8 为采用计算得到的阈值处理后的效果图;超过阈值的数据个数和 $M1$ 大于 N ,本次胎动开始。低于阈值的数据个数和 $M2$ 、 $M3$ 都小于 M ,认为是同一次胎动,直到 $M4$ 大于 M ,本次胎动结束。

[0070] 如图 9 所示的一种自动识别胎动信息的装置主要包括信号采集模块、预处理模块、阈值分析模块、胎动识别模块以及显示打印模块;其中信号采集模块将采集到的信号输出至预处理模块处理,并经阈值分析模块进行阈值分析;再输送到胎动识别模块进行识别后显示或打印。

[0071] 首先信号采集模块中的超声探头接收到的 Doppler 频移信号经过硬件滤波处理后分为两路信号,其中一路为胎动信号,一路为胎心信号,并通过信号采集模块进行采集得到这两路信号。

[0072] 信号采集后进入预处理模块,预处理模块包括差分处理单元与积分处理单元,主要用于对采集信号的去噪与预滤波,得到胎动信号 $m(n)$ 及胎心信号 $h(n)$ 。

[0073] 胎动信号 $m(n)$ 及胎心信号 $h(n)$ 进入阈值分析模块,阈值分析模块分为胎心质量分析单元、阈值计算单元以及阈值质量判断单元。每隔一定时间通过胎心质量分析单元对胎心信号进行质量分析。如果质量良好,将相应的预处理后的胎动信号输入阈值计算单元进行基线值计算。求取此段胎动信号 $M1(n)$ 的加和平均值为参考得到基线值,连续计算多次时间的基线值,求加权平均值。在阈值质量判断单元以此平均值为阈值对胎心信号质量良好时的胎动信号进行分析。如果超过阈值的数据个数大于 $N1$,则认为阈值过低,调节基线值重新求加权平均值,再重新对 $M1(n)$ 进行判断。直到 M 满足使超过基线值 B 的噪声信号能量等于 A 。如果超过阈值的数据小于 $N1$,则认为阈值过高,调节基线值,重新计算加权平均值,再对 $M1(n)$ 进行判断。直到 M 满足使超过基线值 B 的噪声信号能量小于 A 。选取满足上述条件的加权平均值作为胎动识别的阈值。

[0074] 胎动识别模块主要负责采用阈值分析模块得到的阈值,并对预处理后的信号进行胎动识别,得到胎动的次数及每次胎动的持续时间。如果连续超过阈值的数据的个数大于 N 则认为是一次胎动,如果连续低于阈值的数据的个数小于 M ,则认为是一次胎动。通过计算胎动开始及结束时的定时器的数值可以得到单次胎动的持续时间;得到胎动的次数及单次胎动的持续时间就送入显示打印模块,对胎动次数及持续时间进行记录或显示。

[0075] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本发明的保护范围。

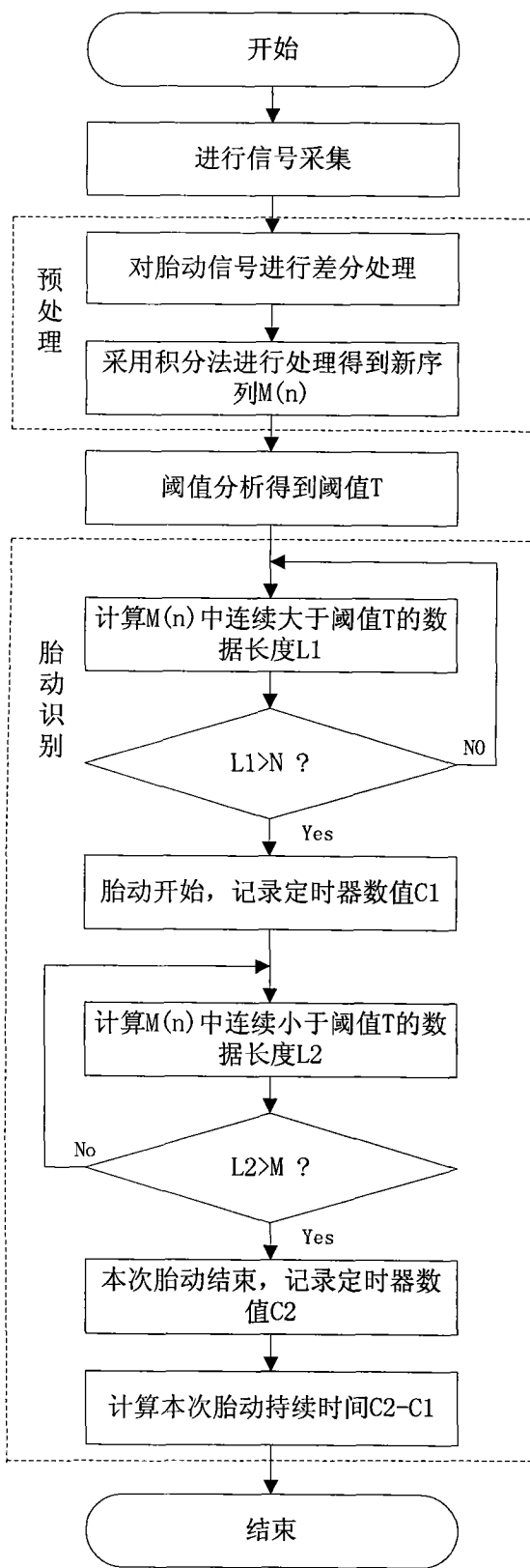


图 1

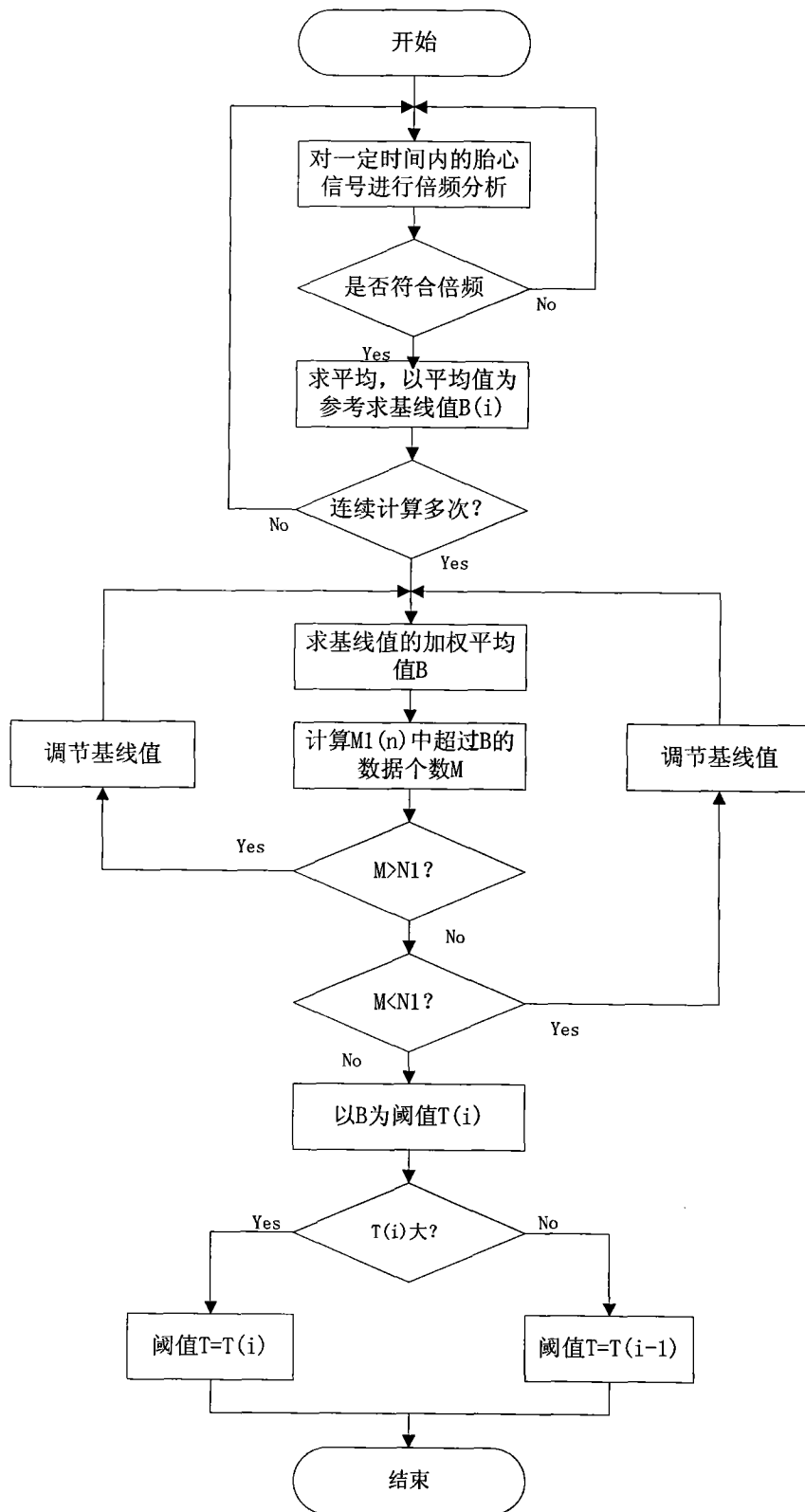


图 2

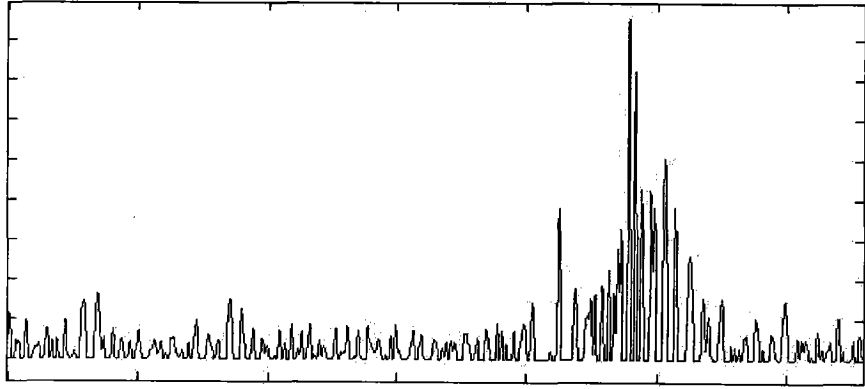


图 3

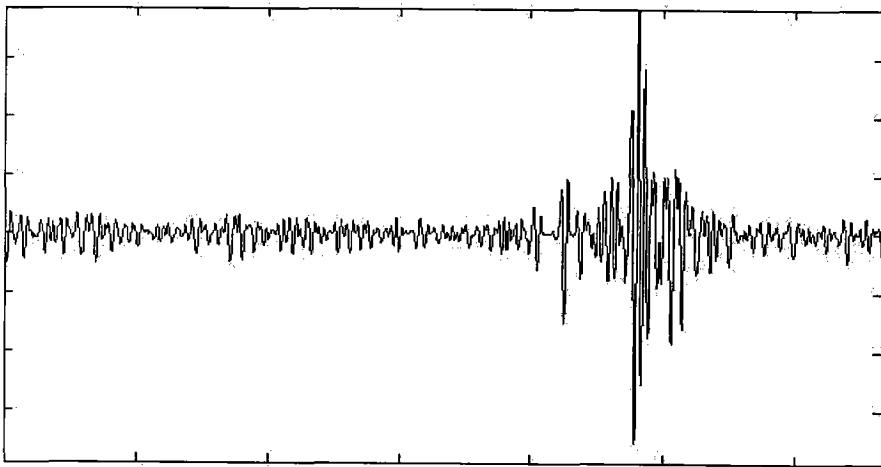


图 4

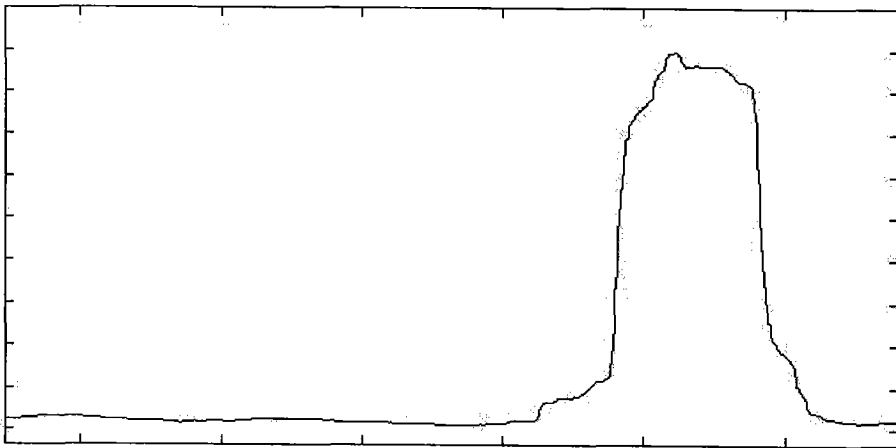


图 5

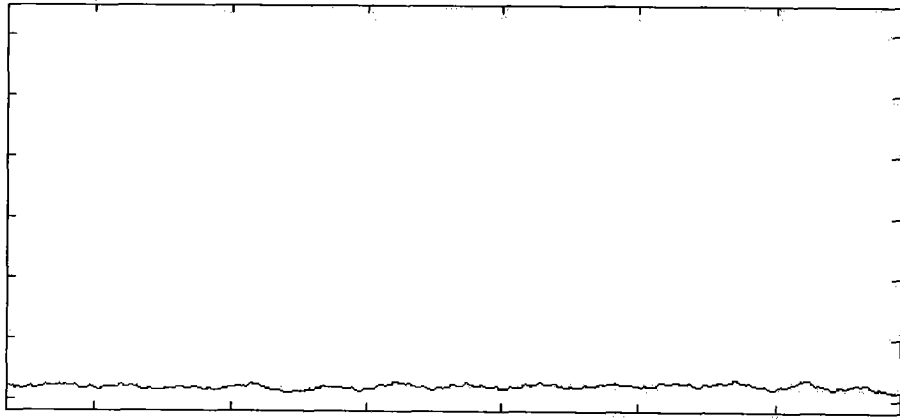


图 6

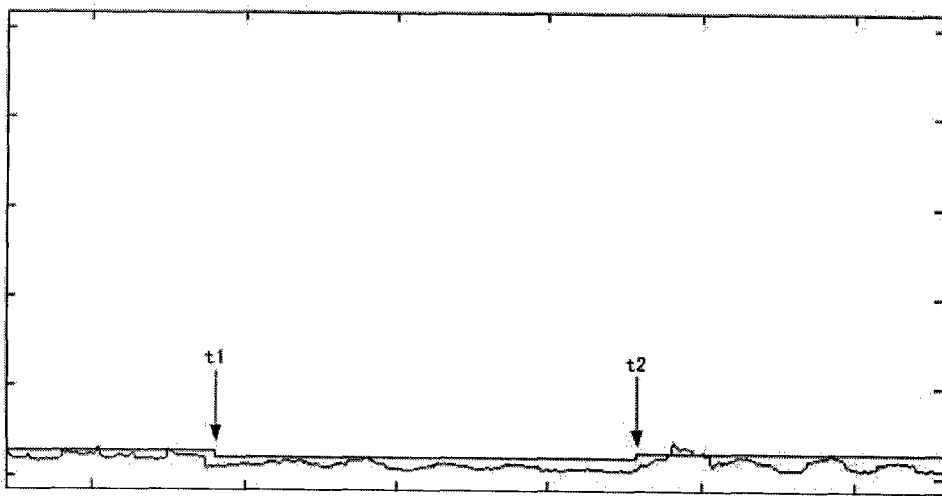


图 7

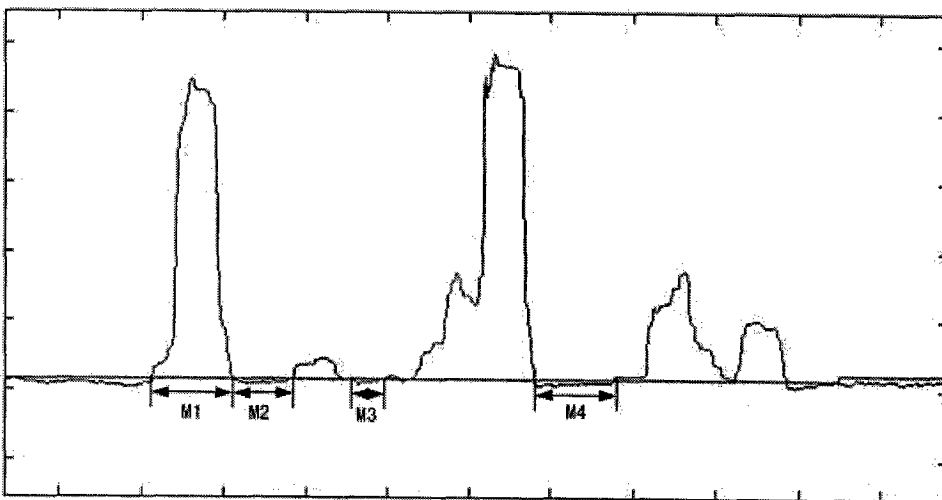


图 8

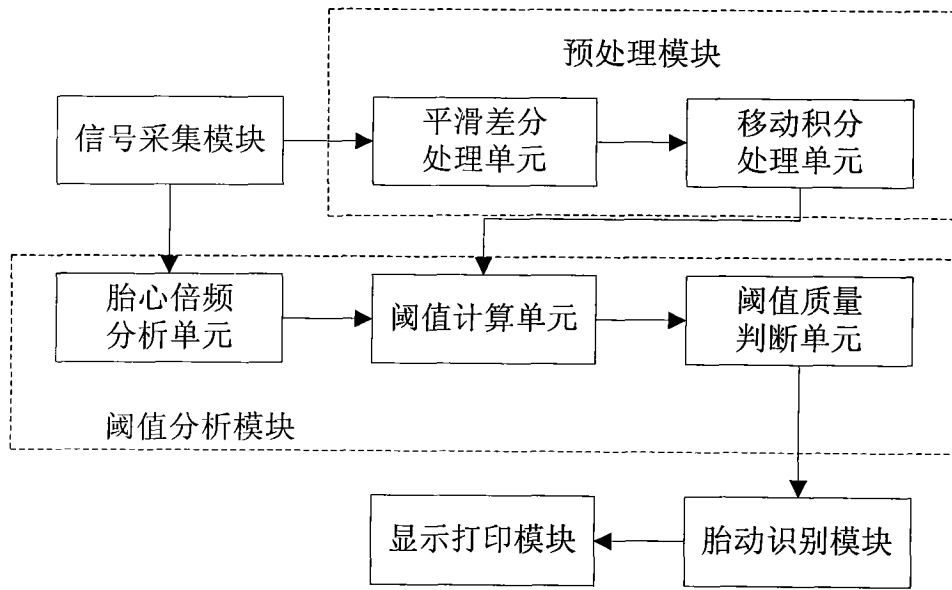


图 9

专利名称(译)	一种胎动自动识别方法及其装置		
公开(公告)号	CN102090883B	公开(公告)日	2012-11-07
申请号	CN201010619745.8	申请日	2010-12-30
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
[标]发明人	孙艳 刘冰 陈德伟 陈吴笋		
发明人	孙艳 刘冰 陈德伟 陈吴笋		
IPC分类号	A61B5/00		
审查员(译)	赵实		
其他公开文献	CN102090883A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种胎动自动识别方法及其装置，包括以下几个步骤，对包括胎动信号的所有信号进行数据采集；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，得到对应的实时阈值；根据得到的阈值对分离出的胎动信号进行识别，得到胎动的次数以及持续时间；采用上述方案可以有效地滤除胎心跳、母体呼吸等噪声，提取胎动信息；自动阈值调节算法，可以针对不同孕妇进行阈值调节，并且可以随监护过程中信号强度变化进行阈值调节，避免了固定阈值引起的有胎动检测不到或误检的情况；可以准确地识别出胎动信息，计算出监护过程中胎动的次数以及单次胎动的持续时间。

