

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织  
国际局

(43) 国际公布日  
2013年4月18日 (18.04.2013)



(10) 国际公布号  
WO 2013/053290 A1

- (51) 国际专利分类号:  
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/02 (2006.01)  
A61B 5/0444 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2012/082019
- (22) 国际申请日: 2012年9月26日 (26.09.2012)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:  
201110309679.9 2011年10月13日 (13.10.2011) CN
- (71) 申请人: 深圳市理邦精密仪器股份有限公司 (EDAN INSTRUMENTS, INC.) [CN/CN]; 中国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 栋三楼尹新, Guangdong 518067 (CN)。
- (72) 发明人: 饶箭 (RAO, Jian); 中国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 栋三楼尹新, Guangdong 518067 (CN)。 陈吴笋 (CHEN, Wusun); 中国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 栋三楼尹新, Guangdong 518067 (CN)。 曾永华 (ZENG, Yonghua); 中国广东

省深圳市南山蛇口南海大道 1019 号南山医疗器械园 B 栋三楼尹新, Guangdong 518067 (CN)。 陈德伟 (CHEN, Dewei); 中国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 栋三楼尹新, Guangdong 518067 (CN)。

(74) 代理人: 深圳市港湾知识产权代理有限公司 (SHENZHEN GANGWAN INTELLECTUAL PROPERTY AGENT CO., LTD); 中国广东省深圳市罗湖区宝安南路 1054 号湖北宝丰大厦 1307 室/孙强, Guangdong 518001 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

[见续页]

(54) Title: DEVICE AND METHOD FOR IMPROVING IDENTIFICATION ACCURACY OF FETAL HEART RATE DECELERATION

(54) 发明名称: 一种提高胎心率数据减速识别准确性的装置和方法

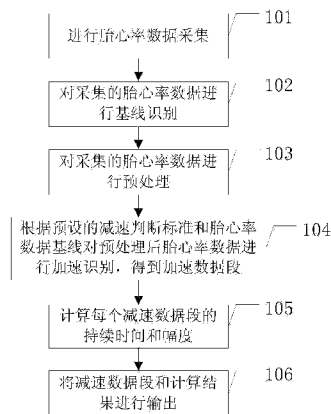


图 1 / Fig. 1

- 101 COLLECTING FETAL HEART RATE DATA
- 102 PERFORMING BASELINE IDENTIFICATION ON THE COLLECTED FETAL HEART RATE DATA
- 103 PREPROCESSING THE COLLECTED FETAL HEART RATE DATA
- 104 PERFORMING DECELERATION IDENTIFICATION ON THE PREPROCESSED FETAL HEART RATE DATA ACCORDING TO PRESET DECELERATION JUDGMENT STANDARDS AND A FETAL HEART RATE DATA BASELINE TO OBTAIN A DECELERATED DATA SEGMENT
- 105 CALCULATING A DECELERATION ATTRIBUTE VALUE OF EACH DECELERATED DATA SEGMENT
- 106 OUTPUTTING THE DECELERATED DATA SEGMENT AND CALCULATION RESULT

(57) Abstract: A device and method for improving the identification accuracy of fetal heart rate deceleration. The method includes: collecting fetal heart rate data (101); performing baseline identification on the collected fetal heart rate data (102); preprocessing the collected fetal heart rate data (103); performing deceleration identification on the preprocessed fetal heart rate data according to preset deceleration judgment standards and a fetal heart rate data baseline to obtain a decelerated data segment (104); and calculating a deceleration attribute value of each decelerated data segment (105), and outputting the decelerated data segment and calculation result (106). The present invention can effectively eliminate the baseline variation part by employing methods such as dynamic threshold area method, continuous wave peak detection and hybrid deceleration detection and so on, and accurately identify each deceleration and the type thereof, avoiding the defects that the existing method easily causes large deceleration identification error but cannot identify continuous deceleration or eliminate baseline variation and cannot identify hybrid deceleration and so on. The solution in the present invention is not only suitable for the situation where deceleration occurs independently and is typical deceleration but also suitable for the situation where continuous deceleration and hybrid deceleration occur.

(57) 摘要:

[见续页]



WO 2013/053290 A1



(84) **指定国** (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG,

CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

**本国际公布:**

— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

---

一种提高胎心率数据减速识别准确性的装置及方法。该方法包括: 进行胎心率数据采集(101); 对采集的胎心率数据进行基线识别(102); 对采集的胎心率数据进行预处理(103); 根据预设的减速判断标准和胎心率数据基线对预处理后的胎心率数据进行减速识别, 得到减速数据段(104); 计算每个减速数据段的减速属性值(105), 将减速数据段和计算结果输出(106)。本发明通过采用动态阈值面积法、连续波峰检测和混合减速检测等方法, 可以有效地剔除基线变异部分, 准确地识别出每个减速及其类型, 避免了现有的方法容易造成减速识别误差大, 不能识别连续减速和剔除基线变异, 不能识别混合减速等不足。本发明中的方案既适合减速独立出现, 为典型减速的情况, 又适合出现连续减速、混合减速的情况。

## 说明书

---

### 一种提高胎心率数据减速识别准确性的装置和方法

#### 技术领域

本发明涉及生物医学信号处理领域，具体的说是一种提高胎心率数据减速识别准确性的装置及其实现的方法。

#### 背景技术

胎心率减速是在分娩期中用来为判定胎儿安危提供参考和分析的最简单有效的方法，在整个产程的进展中，大约有 50%~70%的产例会出现胎心率减速，其代表情形是早发减速、迟发减速及变化减速。早发减速一般作为胎头受压所致的现象的参考，与胎儿缺氧关系不大，但如果频发于产程早期，也应考虑脐带受压胎儿缺氧的可能；迟发减速一般作为由于缺氧导致迷走神经亢进及/或对心肌的抑制所致的参考，主要发生在子宫-胎盘血流量减少，及胎盘功能低下等所造成的胎儿缺氧时；变化减速主要作为由脐带受压引起，当出现重度变化减速或不典型变化减速时提示胎儿窘迫的参考。

目前临床医学上对胎心率减速及其类型的判断没有统一的量化标准，这导致临床上自动识别胎心率减速数据的方法主要是根据各类减速的持续时间、下降幅度等的经验参数设定的减速标准来计算，即首先通过胎监模块采集到胎心率数据并识别出胎心率基线，然后根据临床上减速的经验参数设定标准去计算基线之下减速的个数以及每个减速的持续时间、幅度、类型等。但在临床应用中这种按照经验参数去识别减速的方法有以下缺点：一是实际临床环境中减速的类型多种多样，经验参数既不一定准确也无法覆盖到所有情况，会导致减速识别数据的误差大；二是这种方法不能识别连续减速和剔除基线变异部分，造成识别出的减速数据个数比实际偏少以及将基线变异部分算在减速中去；三是在产程中有可能会出现多种减速

## 说明书

---

类型的混合，这种方法对采集的每一个减速数据只能识别出一种类型，不能识别混合减速数据的情况。

经验参数不能满足自动识别减速的要求，本发明的目的是为了克服现有的胎心率减速自动识别方法识别出的减速误差大，不能识别连续减速和剔除基线变异，不能识别混合减速等不足，通过采用动态阈值面积法、连续波峰检测和混合减速检测等算法，可以有效地剔除基线变异部分，准确地识别出每个减速及其类型。

### 发明内容

为克服上述缺陷，本发明的目的即在于一种提高胎心率数据减速识别准确性的装置和方法。

本发明的目的是通过以下技术方案来实现的：

包括：胎心率数据采集模块、胎心率数据基线识别模块、胎心率数据预处理模块、胎心率数据减速识别模块和输出模块，

所述的胎心率数据采集模块，用于采集预设时长的胎心率数据，得到胎心率数据序列  $H(n)$ ；

所述的胎心率数据基线识别模块与所述的胎心率数据采集模块连接，用于接收所述胎心率数据采集模块发送的胎心率数据序列  $H(n)$ ，并且识别出胎心率基线序列  $B(n)$ ；

所述的胎心率数据预处理模块与所述的胎心率数据采集模块连接，用于接收所述胎心率数据采集模块发送的胎心率数据序列  $H(n)$ ，并且对所述的序列  $H(n)$  进行预处理得到胎心率数据序列  $V(n)$ ；

所述的胎心率数据减速识别模块与所述的胎心率数据基线识别模块和胎心率数据预处理模块连接，用于接收所述胎心率数据基线识别模块发送的胎心率基线序列  $B(n)$  和所述胎心率数据预处理模块发送的预处理后的序列  $V(n)$ ，根据预设的减速判断标准和所述的胎心率数据基线序列  $B(n)$  对所述的预处理后的胎心率数据序列  $V(n)$  进行减速识别，得到减速数据段；

## 说明书

---

所述的输出模块与所述的胎心率数据减速识别模块连接，用于接收胎心率数据减速识别模块发送的所述的减速数据段，并进行输出。

作为本发明进一步的技术方案，

所述的提高胎心率数据减速识别准确性的装置还包括，胎心信号采集与处理转换模块、胎心率数据减速校验模块、胎心率数据减速判断标准设定模块、胎心率数据减速类型判断模块、采集时长设定与判断模块和胎心率数据减速属性计算模块，

所述的胎心信号采集与处理转换模块与所述的胎心率数据采集模块相连接，用于采集胎心信号，并转换成胎心率数据，发送胎心率数据到所述的胎心率数据采集模块；

所述的胎心率数据减速校验模块与所述的胎心率数据减速识别模块和胎心率数据减速属性计算模块连接，用于接收所述的胎心率数据减速识别模块发送的减速数据段，根据每个减速的信号损失情况，校验每个减速序列段是否为真正的减速，并将校验结果发送到所述的胎心率数据减速属性计算模块；

所述的胎心率数据减速判断标准设定模块与所述的胎心率数据减速识别模块相连接，用于预先对胎心率数据减速判断标准进行设定，并发送到胎心率数据减速识别模块；

所述的胎心率数据减速类型判断模块与所述的胎心率数据减速属性计算模块连接，用于在同时采集宫缩数据的情况下进行减速类型的判断，并将判断结果发送到胎心率数据减速属性计算模块；

所述的采集时长设定与判断模块与所述的胎心率数据采集模块相连接，用于对胎心率数据采集的时长进行设定并判断采集数据时间是否超过设定时长，若超过设定时长，则向胎心率数据采集模块发送超时信号。

所述的胎心率数据减速属性计算模块与所述的胎心率数据减速

## 说明书

---

识别模块和输出模块连接，用于接收所述的胎心率数据减速识别模块发送的减速数据段，并计算每个减速数据段的持续时间和幅度等减速属性值，并将计算结果发送到所述的输出模块；

作为本发明更进一步的技术方案，

所述的胎心率数据预处理模块，还进一步包括，

错误数据处理单元，对所述的胎心率数据序列  $H(n)$  进行错误数据处理，得到有效胎心率数据序列  $V(n)$ ；

插值处理单元，对所述的有效胎心率数据序列  $V(n)$  中无效数据部分采用线性插值方法进行拟合，得到胎心率数据序列  $C(n)$ 。

作为本发明更进一步的技术方案，所述的胎心率数据减速识别模块，还进一步包括，

标准比较单元，用于判断所述的胎心率数据序列  $C(n)$  中是否有满足预设减速判断标准的序列段；

区分减速与变异单元，用于根据满足判断标准的胎心率数据序列  $C(n)$  及其对应的基线序列  $B(n)$ ，检测并区分满足标准的序列  $C(n)$  中减速和基线变异的序列段；

分析减速个数单元，用于分析所述满足标准的序列  $C(n)$  中减速序列段的连续减速个数。

作为本发明更进一步的技术方案，所述的输出模块，还进一步包括，

显示单元，用于将识别到的减速数据段及其属性值进行显示；

打印单元，用于将识别到的减速数据段及其属性值进行打印输出；

存储单元，用于将识别到的减速数据段及其属性值进行存储；

标识单元，用于将识别到的减速数据段及其属性值进行标识。

本发明一种提高胎心率数据减速识别准确性的方法，包括：

步骤 1，预订时长内进行胎心率数据的采集，得到胎心率数据序

## 说明书

列  $H(n)$ ;

步骤 2, 对所述的胎心率数据序列  $H(n)$  进行基线识别, 得到胎心率基线数据序列  $B(n)$ ;

步骤 3, 对所述的胎心率数据序列  $H(n)$  进行预处理, 得到预处理后的胎心率数据序列  $C(n)$ ;

步骤 4, 根据预设的减速判断标准和所述的胎心率基线数据序列  $B(n)$  对预处理后的胎心率数据序列  $C(n)$  进行减速识别, 得到减速数据段;

步骤 5, 将每个所述的减速数据段及其减速属性值的计算结果进行输出。

作为本发明进一步的技术方案, 在所述的步骤 1 之前还包括, 采集并处理胎心信号转换得到胎心率数据。

作为本发明更进一步的技术方案, 所述的步骤 3 进一步包括:

步骤 31, 对所述的胎心率数据序列  $H(n)$  进行错误数据处理得到序列  $V(n)$ ;

步骤 32, 对所述的序列  $V(n)$  进行插值处理得到预处理后的胎心率数据序列  $C(n)$ ;

作为本发明更进一步的技术方案, 所述的步骤 4 进一步包括:

步骤 41, 将所述的序列  $C(n)$ 、 $B(n)$  输入到预设的减速判断标准中, 得出序列  $C(n)$  中满足减速标准的各个序列段的集合  $\left\{ \left\{ C_i \right\}_{S_i}^{E_i} \right\}_1^N$  以及其对应的基线序列段集合  $\left\{ \left\{ B_i \right\}_{S_i}^{E_i} \right\}_1^N$ , 如果没有满足减速判断标准的序列段, 则回到所述的步骤 1, 重新对胎心率数据的采集;

步骤 42, 将所述的  $\left\{ C_i \right\}_{S_i}^{E_i}$  与  $\left\{ B_i \right\}_{S_i}^{E_i}$  作差, 得到序列段  $\left\{ D_i \right\}_{S_i}^{E_i}$ , 在序列段  $\left\{ D_i \right\}_{S_i}^{E_i}$  中寻找不超过阈值  $R_0$  的连续的序列段, 如果  $\left\{ D_i \right\}_{S_i}^{E_i}$  中没有满足此条件的序列段, 则判断序列段  $\left\{ C_i \right\}_{S_i}^{E_i}$  为减速序列段, 如果  $\left\{ C_i \right\}_{S_i}^{E_i}$  中有满足此条件的序列段, 则  $\left\{ C_i \right\}_{S_i}^{E_i}$  中满足此条件对应位置的序列段判断为基线变异部分, 记基线变异部分为  $\left\{ \left\{ C_j \right\}_{S_j}^{E_j} \right\}_1^M$ , 所述的基线变异部

## 说明书

分将  $\{C_i\}_{S_i}^{E_i}$  分割成为若干个片段，记为  $\{\{\bar{C}'_k\}_{S'_k}^{E'_k}\}^{M_2}$  对  $\{\bar{C}'_k\}_{S'_k}^{E'_k}$  判断是否满足减速标准，如果其满足减速标准则  $\{\bar{C}'_k\}_{S'_k}^{E'_k}$  为减速序列段，否则则为基线变异序列段，其中  $R_0$  为预先设定的参数；

步骤 43，在所述减速序列段  $\{\bar{C}'_k\}_{S'_k}^{E'_k}$  中寻找偏离其对应基线数值不超过阈值  $R1$  的连续的序列段，如果没有满足这样条件的序列段，则  $\{\bar{C}'_k\}_{S'_k}^{E'_k}$  为一个减速，如果有满足这样条件的序列段，则记为  $\{\{\bar{C}''_k\}_{S''_k}^{E''_k}\}^{M_2}$ ，然后分析每个分段  $\{\bar{C}''_k\}_{S''_k}^{E''_k}$  是否能单独满足减速标准，如果能满足，则  $\{\bar{C}''_k\}_{S''_k}^{E''_k}$  独立成为减速，如果不满足，则需要将  $\{\bar{C}''_k\}_{S''_k}^{E''_k}$  合并到片段  $\{\bar{C}''_k\}_{S''_k}^{E''_k}$  中，使其相邻片段连续并一起分析是否满足减速标准，如果满足减速标准则此连续数据段为一个减速，并继续对后续的片段数据重新进行减速标准分析，否则基线合并片段直到片段全部被合并为止，其中  $R1$  为预先设定的参数；

作为本发明更进一步的技术方案，在所述的步骤 4 之后还包括，根据所述的减速数据段，判断每个减速数据段的信号损失情况，校验每个减速序列段是否为真正的减速；

作为本发明更进一步的技术方案，所述的根据所述的减速数据段，判断每个减速数据段的信号损失情况，校验每个减速序列段是否为真正的减速的步骤进一步包括：

- a. 比较所述的序列  $V(n)$  和  $C(n)$ ，对有插值的位置做标记，得到标记序列  $M(n)$ ；
- b. 对于每个所述的减速数据段，根据序列  $M(n)$  调整减速的起点、终点的位置，使起点、终点都不为插值点，且离插值点最近；
- c. 计算调整后的减速中的信号损失程度  $L$ ，如果  $L$  超过阈值  $\bar{L}$ ，则撤销该减速的资格，否则保留减速的资格，其中  $\bar{L}$  为预先设定的参数。

作为本发明更进一步的技术方案，所述的步骤 5 之前还包括，计算每个所述的减速数据段的减速属性值；

## 说明书

作为本发明更进一步的技术方案，所述的计算每个所述的减速数据段的减速属性值，还进一步包括：

步骤 51，根据每个减速的起点  $D_s$ 、终点  $D_e$  计算持续时间  $D_T$ ，计算减速中偏离基线的最大幅度  $D_A$ ，并记录该点（波峰点）的位置  $D_P$ 。

步骤 52，判断是否同时采集宫缩数据，如果没有采集宫缩数据，则不判断减速的类型，如果采集了宫缩数据，则根据预设减速类型判断条件判断所述的减速数据段是否为早发减速和/或迟发减速和/或变化减速和/或延长减速。

作为本发明更进一步的技术方案，所述的步骤 6 进一步包括：将减速数据段和属性值计算结果进行显示和/或打印和/或存储和/或标识。

作为本发明更进一步的技术方案，步骤 4 中所述的预设的减速判断标准，进一步包括：

第一：该段胎心率曲线必须都在胎心率基线之下。

第二：在胎心率基线之下的持续时间  $T$  必须大于等于阈值  $T_0$ 。

第三：偏离基线的最大幅度  $A$  必须大于等于阈值  $A_0$ 。

第四：设该段胎心率曲线及其对应的基线段分别为  $\{C_i\}_{S_i}^{E_i}$ 、 $\{B_i\}_{S_i}^{E_i}$ ，将  $\{B_i\}_{S_i}^{E_i}$  与  $\{C_i\}_{S_i}^{E_i}$  作差，得到序列段  $\{D_i\}_{S_i}^{E_i}$ ，对  $\{D_i\}_{S_i}^{E_i}$  采用步长为  $h$  的等分的复化梯形公式得到面积  $S$ ， $S$  必须大于等于动态阈值  $\alpha \times A \times T$  和静态阈值  $\beta$  中的最小值。

若满足以上所述的全部条件则判断所述的待分析的胎心率数据段为减速数据段，其中  $A_0$ 、 $T_0$ 、 $\beta$ 、 $\alpha$  是预先设定的参数。

本发明通过采用动态阈值面积法、连续波峰检测和混合减速检测等方法，可以有效地剔除基线变异部分，准确地识别出每个减速及其类型，避免了现有的方法容易造成减速识别误差大，不能识别连续减速和剔除基线变异，不能识别混合减速等不足。该方案既适

## 说明书

合减速独立出现，为典型减速的情况，又适合出现连续减速、混合减速的情况。

### 附图说明

为了易于说明，本发明由下述的较佳实施例及附图作以详细描述。

图 1 为本发明一种提高胎心率数据减速识别准确性的方法的一种实施例流程图；

图 2 为本发明一种提高胎心率数据减速识别准确性的方法的另一种实施例流程图；

图 3 为本发明一种提高胎心率数据减速识别准确性的装置的一种实施例架构图；

图 4 为本发明一种提高胎心率数据减速识别准确性的装置的另一种实施例架构图；

图 5 为采集的胎心率数据和识别出的胎心率基线示意图；

图 6 为胎心率数据序列预处理后的效果图；

图 7 为胎心率数据序列的减速识别效果图；

图 8 为胎心率数据序列的减速校验效果图；

图 9 为胎心率数据序列的有宫缩数据时减速类型识别的效果图。

### 具体实施方式

为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本发明进行进一步详细说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。

用于胎心率减速自动识别的技术方案实现主要包括上位机和下位机，下位机主要是通过超声探头来获取胎心信号，然后经过硬件滤波处理和自相关算法计算出胎心率；上位机主要是接受来自下位机的数据，然后显示、存储胎心率数据、描绘胎心率曲线、对胎心率数据的分析(包括对胎心率数据减速的识别等等)、显示、打印，

## 说明书

---

其中主要处理方法流程如图 1 所示：

### 101. 进行胎心率数据采集；

上位机采集  $n$  分钟的胎心率数据，得到胎心率数据序列  $H(n)$ ，其中，本实施例中设定需要至少采集十分钟的数据，根据《胎儿电子监护学》，一般而言，确定胎心率基线至少需要十分钟的胎心率数据。

### 102. 对采集的胎心率数据进行基线识别；

根据序列  $H(n)$ ，采用低通滤波方法识别出胎心率基线数据序列  $B(n)$ ，相对于胎心率数据，基线属于低频信号，低通滤波器具有能使低频信号通过而高频信号被阻断的特性，可用于提取胎心率基线这种低频信号。另外在此步中也可以先对序列  $H(n)$  进行数据处理，如错误数据处理、均值滤波、线性插值等方法得到处理后的数据再进行胎心率基线识别，图 5 为采集的胎心率数据和识别出的胎心率基线。

### 103. 对采集的胎心率数据进行预处理；

对序列  $H(n)$  依次进行错误数据处理和线性插值的方法进行处理，得到不同预处理过程所对应的相应的胎心率数据序列。

### 104. 根据预设的减速判断标准和胎心率数据基线对预处理后的胎心率数据进行减速识别，得到减速数据段；

通过预设的判断标准判断出符合条件的序列段，再根据此序列段及其对应的基线序列段，检测并区分此序列段中减速和基线变异的序列段，并分析减速序列段的连续减速个数。

### 105. 计算每个减速数据段的减速属性值；

根据每个减速的起点、终点计算其持续时间，计算减速中偏离基线的最大幅度值。

### 106. 将减速数据段和计算结果输出；

本实施例优选为将识别到的减速数据段和计算结果进行显示和

## 说明书

---

/或打印和/或存储。

为了更好的理解本发明，作为本发明的另一个实施例，一种提高胎心率数据减速识别准确性的方法的流程图如图 2 所示：

100. 采集并处理胎心信号转换得到胎心率数据；

超声探头接收到的胎心信号在下位机经过硬件滤波处理和自相关算法计算出胎心率后上传到上位机，上位机的处理包括对胎心率数据进行显示、存储和描绘成胎心率曲线以及相关数据处理等等。其中硬件滤波为了去除采集到的信号受到的频率干扰而自相关算法是具有能使周期信号得到加强而随机噪声被减弱的特性，是计算胎心率数据的常用技术。

101. 进行胎心率数据采集，得到胎心率数据序列  $H(n)$ ；

上位机采集  $n$  分钟的胎心率数据，得到胎心率数据序列  $H(n)$ ，其中，本实施例中设定需要至少采集十分钟的数据，根据《胎儿电子监护学》，一般而言，确定胎心率基线至少需要十分钟的胎心率数据。

102. 对序列  $H(n)$  进行胎心率基线识别得到序列  $B(n)$ ；

根据序列  $H(n)$ ，采用低通滤波方法识别出胎心率基线  $B(n)$ ，相对于胎心率数据，基线属于低频信号，低通滤波器具有能使低频信号通过而高频信号被阻断的特性，可用于提取胎心率基线这种低频信号。另外在此步中也可以先对序列  $H(n)$  进行数据处理，如错误数据处理、均值滤波、线性插值等方法得到处理后的数据再进行胎心率基线识别，图 5 为采集的胎心率数据和识别出的胎心率基线。另外，进行胎心率数据基线识别的方式还有很多，比如业界通常采用的平均值法等等。

1031. 对  $H(n)$  进行错误数据处理得到序列  $V(n)$ ；

对序列  $H(n)$  进行错误数据处理，得到有效胎心率数据序列  $V(n)$ ，此步可以有效的滤除胎心序列中因胎心信号质量差而产生的无效、

## 说明书

错误数据，剩下的是有效数据。

1032. 对  $V(n)$  进行插值处理得到序列  $C(n)$ ;

对序列  $V(n)$  中无效数据部分采用线性插值方法进行拟合，得到序列  $C(n)$ ，线性插值是利用两点成线原理求解直线上其他点的简单的插值方法。图 6 为胎心率数据序列预处理后的效果图，图中方框内的胎心率曲线部分，也即为对错误数据进行插值处理后所得的曲线段。

如上所述的 1031 和 1032 步骤为对采集的胎心率数据进行预处理，此外，对胎心率数据预处理步骤，并不局限于如上步骤，还可以采用业界熟知的对以每分钟多少跳（bpm, beats per min）为单位记的胎心率值去除错误数据和/或滑动平均和/或插值拟合的方法等等。

1041. 序列  $C(n)$  中是否有满足预设减速判断标准的序列段；

在本实施例中优选预设的减速判断标准为：

对于一段胎心率曲线，必须满足以下全部条件才能确定为减速：

第一：该段胎心率曲线必须都在胎心率基线之下。

第二：在胎心率基线之下的持续时间  $T$  必须大于等于阈值  $T_0$ 。

第三：偏离基线的最大幅度  $A$  必须大于等于阈值  $A_0$ 。

第四：根据复化数值积分原理对该段胎心率曲线求面积  $S$ ，其过程为：设该段胎心率曲线及其对应的基线段分别为  $\{C_i\}_{S_i}^{E_i}$ 、 $\{B_i\}_{S_i}^{E_i}$ ，将  $\{B_i\}_{S_i}^{E_i}$  与  $\{C_i\}_{S_i}^{E_i}$  作差，得到序列段  $\{D_i\}_{S_i}^{E_i}$ ，对  $\{D_i\}_{S_i}^{E_i}$  采用步长为  $h$  的等分的复化梯形公式得到面积  $S$ ， $S$  必须大于等于动态阈值  $\alpha \times A \times T$  和静态阈值  $\beta$  中的最小值。

该判断条件丰富了判断的标准，使得判断更加准确，其中参数  $A_0$ 、 $T_0$ 、 $\beta$ 、 $\alpha$  是预设的经验参数，且随着孕周参数的输入的不同而会设置不同变化。

将序列  $C(n)$ 、 $B(n)$  输入到减速判断标准中，得出  $C(n)$  中满足减

## 说明书

速标准的各个序列段的集合  $\{\{C_i\}_{S_i}^{E_i}\}_1^N$  以及其对应的基线序列段集合  $\{\{B_i\}_{S_i}^{E_i}\}_1^N$ ，如果没有满足减速标准的序列段，则说明该胎心率曲线中没有减速，此时即可结束胎心率减速的识别，重新回到对胎心率数据的采集。


1042. 根据满足标准的序列  $C(n)$  及其对应的基线序列  $B(n)$ ，检测并区分满足标准的序列  $C(n)$  中减速和基线变异的序列段；

对于每个序列段  $\{C_i\}_{S_i}^{E_i}$ ，将  $\{C_i\}_{S_i}^{E_i}$  与  $\{B_i\}_{S_i}^{E_i}$  作差，得到序列段  $\{D_i\}_{S_i}^{E_i}$ ，在序列段  $\{D_i\}_{S_i}^{E_i}$  中寻找值不超过阈值  $R_0$  的连续的序列段，如果  $\{D_i\}_{S_i}^{E_i}$  中没有满足此条件的序列段，则序列段  $\{C_i\}_{S_i}^{E_i}$  为一个或者连续减速组成，将在下一步用连续波峰检测算法分析减速个数；如果  $\{C_i\}_{S_i}^{E_i}$  中有满足此条件的序列段，则  $\{C_i\}_{S_i}^{E_i}$  中对应位置的序列段即为基线变异部分，记基线变异部分为  $\{\{C'_j\}_{S'_j}^{E'_j}\}_1^M$ ，其中  $\{C'_j\}_{S'_j}^{E'_j} \subseteq \{C_i\}_{S_i}^{E_i}$ ，此时基线变异部分会将  $\{C_i\}_{S_i}^{E_i}$  分割成为若干个片段，记为  $\{\{\bar{C}'_k\}_{S'_k}^{E'_k}\}_1^{N_2}$ ，其中  $\{\bar{C}'_k\}_{S'_k}^{E'_k} \subseteq \{C_i\}_{S_i}^{E_i}$ ，对  $\{\bar{C}'_k\}_{S'_k}^{E'_k}$  判断是否满足减速标准，如果其满足减速标准则  $\{\bar{C}'_k\}_{S'_k}^{E'_k}$  为一个或者由连续减速组成，将在下一步用连续波峰检测算法分析减速的个数；如果其不满足减速标准，则  $\{\bar{C}'_k\}_{S'_k}^{E'_k}$  为基线变异部分，通过这一步可以区分减速和基线变异部分。

1043. 分析减速序列段的连续减速个数；

对于每个待分析的胎心率序列片段（此处可能为  $\{C_i\}_{S_i}^{E_i}$  或者是  $\{\bar{C}'_k\}_{S'_k}^{E'_k}$ ），其中  $\{\bar{C}'_k\}_{S'_k}^{E'_k} \subseteq \{C_i\}_{S_i}^{E_i}$ ，采用连续波峰检测算法分析的过程为：在片段中寻找偏离对应基线不超过阈值  $R_1$  的连续的序列段，如果没有满足这样条件的序列段（全部超过阈值  $R_1$ ），则  $\{\bar{C}'_k\}_{S'_k}^{E'_k}$  为一个减速；如果有满足这样条件的序列段，则记为  $\{\{\bar{C}''_k\}_{S''_k}^{E''_k}\}_1^{M_2}$ ，其中  $\{\bar{C}''_k\}_{S''_k}^{E''_k} \subseteq \{\bar{C}'_k\}_{S'_k}^{E'_k}$ ，然后分析每个分段  $\{\bar{C}''_k\}_{S''_k}^{E''_k}$  是否能单独满足减速标准，如果能满足，则  $\{\bar{C}''_k\}_{S''_k}^{E''_k}$  独立成为减速，如果不满足，则需要将  $\{\bar{C}''_k\}_{S''_k}^{E''_k}$  合并到片段  $\{\bar{C}'_k\}_{S'_k}^{E'_k}$  中，使其相邻片段连续并一起分析是否满足减速标准，如果满足减速标准则此连续数据段为一个减速，并继续对后续的片段数据重新进行减速标准分析，否则基线合并片段直到

## 说明书

片段全部被合并为止。通过这一步将连续减速识别出来。图 7 为减速识别效果图，图中方框中胎心率曲线部分为基线变异部分，箭头所指的曲线段部分为识别到的胎心率减速曲线段。

如上所述的步骤：1041、1042、1043 为对与处理后的采集的胎心率数据进行减速识别，到本步骤为止已经可以完成本发明对减速数据段进行识别，可直接进入如下的 105 步骤和 106 步骤进行属性值计算和结果输出或者直接进入 106 步骤进行结果的输出。为了使得结果更加准确本实施例中还可以优选在计算和结果输出步骤之前采用如下的减速校验步骤。

107. 根据每个减速的信号损失情况，校验每个减速序列段是否为真正的减速；

如上步骤中的减速是根据插值后的序列求得的，也就是在不考虑信号损失的情况下求得的。本步中要对减速进行校验，分析每个预减速中的信号损失，以决定一个预减速是否被保留、拆分，最终得到真正的减速。该步骤还包括以下处理过程：

第一步：比较序列  $V(n)$  和  $C(n)$ ，对有插值的位置做标记，得到标记序列  $M(n)$ 。

第二步：对于每个减速，根据序列  $M(n)$  调整减速的起点、终点的位置，使起点、终点都不为插值点，且离插值点最近。





第三步：计算调整后的减速中的信号损失程度  $L$ ，信号损失度为胎心率减速曲线数据中无效值的个数及（等同于插值点的个数）占整体的比例，如果  $L$  超过阈值  $\bar{L}$ ，则撤销该减速的资格；否则保留减速的资格。图 8 为减速校验效果图，图中箭头图标表示减速。

105、计算各个减速的持续时间、幅度和/或类型；

根据每个减速的起点  $D_s$ 、终点  $D_e$  计算其持续时间  $D_T$ ，计算减速中偏离基线的最大幅度  $D_A$ ，并记录该点（波峰点）的位置  $D_P$ 。

另外，如果在同时采集宫缩数据的时候，可以判断减速的类型，

## 说明书

如果没有采集宫缩数据，则不判断减速的类型，最终的减速显示效果图与图 8 一致；如果采集了宫缩数据，则对每个减速采用混合减速检测算法确定该减速的类型的过程为：判断条件一： $D_P$  减去  $D_S$  得到的值  $D_{PS}$  大于等于阈值  $T_E^1$ ， $D_S$  减去宫缩起点  $U_S$  的绝对值小于等于阈值  $T_E^2$ ， $D_P$  减去宫缩波峰点位置  $U_P$  的绝对值小于等于阈值  $T_E^3$ ；判断条件二： $D_P$  减去  $D_S$  得到的值  $D_{PS}$  大于等于阈值  $T_L^1$ ， $D_E$  减去  $D_S$  得到的值  $D_{ES}$  大于等于阈值  $T_L^2$ ， $D_P$  减去宫缩波峰点位置  $U_P$  大于等于阈值  $T_L^3$  且小于等于阈值  $T_L^4$ ， $D_E$  大于宫缩的终点  $U_E$ ；判断条件三： $D_P$  减去  $D_S$  得到的值  $D_{PS}$  小于阈值  $T_V^1$ ， $D_T$  大于等于阈值  $T_V^2$  且小于阈值  $T_V^3$ ， $D_A$  大于等于阈值  $A_V^1$ ；判断条件四： $D_T$  大于等于阈值  $T_P^1$  且小于阈值  $T_P^2$ ， $D_A$  大于等于阈值  $A_P^1$ 。如果所判断的减速数据满足条件一则判断为早发减速，满足条件二则判断为迟发减速，满足条件三则判断为变化减速，满足条件四则判断为延长减速。将每个减速数据输入这四个判断条件中，如果仅满足一个条件，则该减速判断为典型减速，也即单一类型减速；如果满足多个条件，则该减速数据判断为不典型减速，也即混合减速类型，同时可以根据该减速所满足的条件确定该减速为哪些减速类型的混合。图 9 为有宫缩数据时减速类型识别效果图，图中表示早发减速，表示变化减速，表示早发减速与变化减速混合，表示迟发减速与变化减速混合。

106. 将减速数据段和属性值计算结果进行显示和/或打印和/或存储和/或标识；

将识别到的减速数据段分别送入显示、打印、存储模块，并且还可以在胎监图上标识并显示出每个减速数据段及其属性值，并可存储和打印其属性值。

为了更好的解释本发明，一种提高胎心率数据减速识别准确性的装置的一种实施例架构图，如图 3 所示：

胎心率数据采集模块 301：

## 说明书

---

用于采集预设时长的胎心率数据，得到胎心率数据序列  $H(n)$ ；

胎心率数据基线识别模块 302：

与所述的胎心率数据采集模块 301 连接，用于接收所述胎心率数据采集模块 301 发送的胎心率数据序列  $H(n)$ ，并且识别出胎心率基线序列  $B(n)$ ；

胎心率数据预处理模块 303：

与所述的胎心率数据采集模块 301 连接，用于接收所述胎心率数据采集模块 301 发送的胎心率数据序列  $H(n)$ ，并且对序列  $H(n)$  进行预处理得到胎心率数据序列  $V(n)$ ；

胎心率数据减速识别模块 304：

与所述的胎心率数据基线识别模块 302 和胎心率数据预处理模块 303 连接，用于接收所述胎心率数据基线识别模块 302 发送的胎心率基线序列  $B(n)$  和所述胎心率数据预处理模块 303 发送的预处理后的序列  $V(n)$ ，根据预设的减速判断标准和所述的胎心率数据基线序列  $B(n)$  对所述的预处理后的胎心率数据序列  $V(n)$  进行减速识别，得到减速数据段；

胎心率数据减速属性计算模块 305：

与所述的胎心率数据减速识别模块 304 连接，用于接收所述的胎心率数据减速识别模块 304 发送的减速数据段，并计算每个减速数据段的持续时间和幅度等减速属性；

输出模块 306：

与所述的胎心率数据减速属性计算模块 305 连接，用于接收胎心率数据减速属性计算模块 305 发送的所述的减速数据段及其减速属性计算结果，并进行输出。

为了更好的解释本发明，一种提高胎心率数据减速识别准确性的装置的另一种实施例架构图，如图 4 所示：

一种提高胎心率数据减速识别准确性的装置，还包括：

## 说明书

---

胎心信号采集与处理转换模块 300:

与所述的胎心率数据采集模块 301 相连接, 是一个实现信号采集、处理和转换的超声探头装置, 用于采集胎心信号, 并转换成胎心率数据, 发送胎心率数据到所述的胎心率数据采集模块 301;

胎心率数据减速校验模块 312:

与所述的胎心率数据减速识别模块 304 和胎心率数据减速属性计算模块 305 连接, 用于接收所述的胎心率数据减速识别模块 304 发送的减速数据段, 根据每个减速的信号损失情况, 校验每个减速序列段是否为真正的减速, 并将校验结果发送到所述的胎心率数据减速属性计算模块 305;

胎心率数据减速判断标准设定模块 313:

与所述的胎心率数据减速识别模块 304 相连接, 用于预先对胎心率数据减速判断标准进行设定, 并发送到胎心率数据减速识别模块 304;

胎心率数据减速类型判断模块 314:

与所述的胎心率数据减速属性计算模块 305 连接, 用于在同时采集宫缩数据的情况下进行减速类型的判断, 并将判断结果发送到胎心率数据减速属性计算模块 305;

采集时长设定与判断模块 319:

与所述的胎心率数据采集模块 301 相连接, 用于对胎心率数据采集的时长进行设定并判断采集数据时间是否超过设定时长, 若超过设定时长, 则向胎心率数据采集模块 301 发送超时信号;

另外, 所述的胎心率数据预处理模块 303, 进一步包括了:

错误数据处理单元 307, 对所述的胎心率数据序列  $H(n)$  进行错误数据处理, 得到有效胎心率数据序列  $V(n)$ ;

插值处理单元 308, 对所述的有效胎心率数据序列  $V(n)$  中无效数据部分采用线性插值方法进行拟合, 得到胎心率数据序列  $C(n)$ ;

## 说明书

---

所述的胎心率数据减速识别模块 304, 进一步包括了:

标准比较单元 309, 用于判断所述的胎心率数据序列  $C(n)$  中是否有满足预设减速判断标准的序列段;

区分减速与变异单元 310, 用于根据满足判断标准的胎心率数据序列  $C(n)$  及其对应的基线序列  $B(n)$ , 检测并区分满足标准的序列  $C(n)$  中减速和基线变异的序列段;

分析减速个数单元 311, 用于分析所述满足标准的序列  $C(n)$  中减速序列段的连续减速个数;

所述的输出模块 306, 进一步包括了:

显示单元 315, 用于将识别到的减速数据段及其属性值进行显示;

打印单元 316, 用于将识别到的减速数据段及其属性值进行打印输出;

存储单元 317, 用于将识别到的减速数据段及其属性值进行存储;

标识单元 318, 用于将识别到的减速数据段及其属性值进行标识;

以上所述仅为本发明的较佳实施例而已, 并不用以限制本发明, 凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等, 均应包含在本发明的保护范围之内。

## 权利要求书

1. 一种提高胎心率数据减速识别准确性的装置，其特征在于，包括：  
胎心率数据采集模块、胎心率数据基线识别模块、胎心率数据预处理模块、  
胎心率数据减速识别模块和输出模块，

所述的胎心率数据采集模块，用于采集预设时长的胎心率数据，得到  
5 胎心率数据序列  $H(n)$ ；

所述的胎心率数据基线识别模块与所述的胎心率数据采集模块连接，  
用于接收所述胎心率数据采集模块发送的胎心率数据序列  $H(n)$ ，并且识别  
出胎心率基线序列  $B(n)$ ；

所述的胎心率数据预处理模块与所述的胎心率数据采集模块连接，用  
10 于接收所述胎心率数据采集模块发送的胎心率数据序列  $H(n)$ ，并且对所述  
的序列  $H(n)$  进行预处理得到胎心率数据序列  $V(n)$ ；

所述的胎心率数据减速识别模块与所述的胎心率数据基线识别模块  
和胎心率数据预处理模块连接，用于接收所述胎心率数据基线识别模块发  
送的胎心率基线序列  $B(n)$  和所述胎心率数据预处理模块发送的预处理后  
15 的序列  $V(n)$ ，根据预设的减速判断标准和所述的胎心率数据基线序列  $B(n)$   
对所述的预处理后的胎心率数据序列  $V(n)$  进行减速识别，得到减速数据  
段；

所述的输出模块与所述的胎心率数据减速识别模块连接，用于接收胎  
心率数据减速识别模块发送的所述的减速数据段，并进行输出。

2. 根据权利要求 1 所述的一种提高胎心率数据减速识别准确性的装  
20 置，其特征在于，所述的提高胎心率数据减速识别准确性的装置还包括，  
胎心信号采集与处理转换模块、胎心率数据减速校验模块、胎心率数据减  
速判断标准设定模块、胎心率数据减速类型判断模块、采集时长设定与判  
断模块和胎心率数据减速属性计算模块，

所述的胎心信号采集与处理转换模块与所述的胎心率数据采集模块  
25 相连接，用于采集胎心信号，并转换成胎心率数据，发送胎心率数据到所  
述的胎心率数据采集模块；

## 权利要求书

所述的胎心率数据减速校验模块与所述的胎心率数据减速识别模块和胎心率数据减速属性计算模块连接，用于接收所述的胎心率数据减速识别模块发送的减速数据段，根据每个减速的信号损失情况，校验每个减速序列段是否为真正的减速，并将校验结果发送到所述的胎心率数据减速属性计算模块；

所述的胎心率数据减速判断标准设定模块与所述的胎心率数据减速识别模块相连接，用于预先对胎心率数据减速判断标准进行设定，并发送到胎心率数据减速识别模块；

所述的胎心率数据减速类型判断模块与所述的胎心率数据减速属性计算模块连接，用于在同时采集宫缩数据的情况下进行减速类型的判断，并将判断结果发送到胎心率数据减速属性计算模块；

所述的采集时长设定与判断模块与所述的胎心率数据采集模块相连接，用于对胎心率数据采集的时长进行设定并判断采集数据时间是否超过设定时长，若超过设定时长，则向胎心率数据采集模块发送超时信号。

所述的胎心率数据减速属性计算模块与所述的胎心率数据减速识别模块和输出模块连接，用于接收所述的胎心率数据减速识别模块发送的减速数据段，并计算每个减速数据段的持续时间和幅度等减速属性值，并将计算结果发送到所述的输出模块；

3. 根据权利要求1或2所述的一种提高胎心率数据减速识别准确性的装置，其特征在于，所述的胎心率数据预处理模块，还进一步包括，

错误数据处理单元，对所述的胎心率数据序列 $H(n)$ 进行错误数据处理，得到有效胎心率数据序列 $V(n)$ ；

插值处理单元，对所述的有效胎心率数据序列 $V(n)$ 中无效数据部分采用线性插值方法进行拟合，得到胎心率数据序列 $C(n)$ 。

4. 根据权利要求1或2所述的一种提高胎心率数据减速识别准确性的装置，其特征在于，所述的胎心率数据减速识别模块，还进一步包括，

## 权利要求书

标准比较单元，用于判断所述的胎心率数据序列 $C(n)$ 中是否有满足预设减速判断标准的序列段；

区分减速与变异单元，用于根据满足判断标准的胎心率数据序列 $C(n)$ 及其对应的基线序列 $B(n)$ ，检测并区分满足标准的序列 $C(n)$ 中减速和基线  
5 变异的序列段；

分析减速个数单元，用于分析所述满足标准的序列 $C(n)$ 中减速序列段的连续减速个数。

5. 根据权利要求 1 或 2 所述的一种提高胎心率数据减速识别准确性的装置，其特征在于，所述的输出模块，还进一步包括，  
10 显示单元，用于将识别到的减速数据段及其属性值进行显示；  
打印单元，用于将识别到的减速数据段及其属性值进行打印输出；  
存储单元，用于将识别到的减速数据段及其属性值进行存储；  
标识单元，用于将识别到的减速数据段及其属性值进行标识。

6. 一种提高胎心率数据减速识别准确性的方法，其特征在于，包括：  
15 步骤 1，预订时长内进行胎心率数据的采集，得到胎心率数据序列 $H(n)$ ；

步骤 2，对所述的胎心率数据序列 $H(n)$ 进行基线识别，得到胎心率基线数据序列 $B(n)$ ；

20 步骤 3，对所述的胎心率数据序列 $H(n)$ 进行预处理，得到预处理后的胎心率数据序列 $C(n)$ ；

步骤 4，根据预设的减速判断标准和所述的胎心率基线数据序列 $B(n)$ 对预处理后的胎心率数据序列 $C(n)$ 进行减速识别，得到减速数据段；

步骤 5，将每个所述的减速数据段及其减速属性值的计算结果进行输出。

25 7. 根据权利要求 6 所述的一种提高胎心率数据减速识别准确性的方法，其特征在于，在所述的步骤 1 之前还包括，采集并处理胎心信号转换

## 权 利 要 求 书

得到胎心率数据。

8. 根据权利要求 6 所述的一种提高胎心率数据减速识别准确性的方法，其特征在于，所述的步骤 3 进一步包括：

5 步骤 31，对所述的胎心率数据序列  $H(n)$  进行错误数据处理得到序列  $V(n)$ ；

步骤 32，对所述的序列  $V(n)$  进行插值处理得到预处理后的胎心率数据序列  $C(n)$ ；

9. 根据权利要求 6 所述的一种提高胎心率数据减速识别准确性的方法，其特征在于，所述的步骤 4 进一步包括：

10 步骤 41，将所述的序列  $C(n)$ 、 $B(n)$  输入到预设的减速判断标准中，得出序列  $C(n)$  中满足减速标准的各个序列段的集合  $\left\{ \left\{ C_i \right\}_{S_i}^{E_i} \right\}_1^N$  以及其对应的基线序列段集合  $\left\{ \left\{ B_i \right\}_{S_i}^{E_i} \right\}_1^N$ ，如果没有满足减速判断标准的序列段，则回到所述的步骤 1，重新对胎心率数据的采集；

15 步骤 42，将所述的  $\left\{ C_i \right\}_{S_i}^{E_i}$  与  $\left\{ B_i \right\}_{S_i}^{E_i}$  作差，得到序列段  $\left\{ D_i \right\}_{S_i}^{E_i}$ ，在序列段  $\left\{ D_i \right\}_{S_i}^{E_i}$  中寻找不超过阈值  $R_0$  的连续的序列段，如果  $\left\{ D_i \right\}_{S_i}^{E_i}$  中没有满足此条件的序列段，则判断序列段  $\left\{ C_i \right\}_{S_i}^{E_i}$  为减速序列段，如果  $\left\{ C_i \right\}_{S_i}^{E_i}$  中有满足此条件的序列段，则  $\left\{ C_i \right\}_{S_i}^{E_i}$  中满足此条件对应位置的序列段判断为基线变异部分，记基线变异部分为  $\left\{ \left\{ C_j' \right\}_{S_j'}^{E_j'} \right\}_1^M$ ，所述的基线变异部分将  $\left\{ C_i \right\}_{S_i}^{E_i}$  分割成为若干个片段，记为  $\left\{ \left\{ \bar{C}_k \right\}_{S_k}^{E_k} \right\}_1^{N_2}$  对  $\left\{ \bar{C}_k \right\}_{S_k}^{E_k}$  判断是否满足减速标准，如果其满足减速标准则  $\left\{ \bar{C}_k \right\}_{S_k}^{E_k}$  为减速序列段，否则则为基线变异序列段，其中  $R_0$  为预先设定的参数；

20

步骤 43，在所述减速序列段  $\left\{ \bar{C}_k \right\}_{S_k}^{E_k}$  中寻找偏离其对应基线数值不超过阈值  $R1$  的连续的序列段，如果没有满足这样条件的序列段，则  $\left\{ \bar{C}_k \right\}_{S_k}^{E_k}$  为一个减速，如果有满足这样条件的序列段，则记为  $\left\{ \left\{ \bar{C}_k'' \right\}_{S_k''}^{E_k''} \right\}_1^{M_2}$ ，然后分析每个分段  $\left\{ \bar{C}_k'' \right\}_{S_k''}^{E_k''}$  是否能单独满足减速标准，如果能满足，则  $\left\{ \bar{C}_k'' \right\}_{S_k''}^{E_k''}$  独立成为减速，如果不满足，则需要将  $\left\{ \bar{C}_k'' \right\}_{S_k''}^{E_k''}$  合并到片段  $\left\{ \bar{C}_k \right\}_{S_k}^{E_k}$  中，使其相邻片段连续并一起分析是否满足减速标准，如果满足减速标准则此连续数据段为

25

## 权 利 要 求 书

一个减速，并继续对后续的片段数据重新进行减速标准分析，否则基线合并片段直到片段全部被合并为止，其中 R1 为预先设定的参数；

10. 根据权利要求 6 所述的一种提高胎心率数据减速识别准确性的方法，其特征在于，在所述的步骤 4 之后还包括，根据所述的减速数据段，  
5 判断每个减速数据段的信号损失情况，校验每个减速序列段是否为真正的减速；

11. 根据权利要求 10 所述的一种提高胎心率数据减速识别准确性的方法，其特征在于，所述的根据所述的减速数据段，判断每个减速数据段的信号损失情况，校验每个减速序列段是否为真正的减速的步骤进一步包  
10 括：

a. 比较所述的序列  $V(n)$  和  $C(n)$ ，对有插值的位置做标记，得到标记序列  $M(n)$ ；

b. 对于每个所述的减速数据段，根据序列  $M(n)$  调整减速的起点、终点的位置，使起点、终点都不为插值点，且离插值点最近；

15 c. 计算调整后的减速中的信号损失程度  $L$ ，如果  $L$  超过阈值  $\bar{L}$ ，则撤销该减速的资格，否则保留减速的资格，其中  $\bar{L}$  为预先设定的参数。

12. 根据权利要求 6 或 10 所述的一种提高胎心率数据减速识别准确性的方法，其特征在于，所述的步骤 5 之前还包括，计算每个所述的减速数据段的减速属性值；

20 13. 根据权利要求 12 所述的一种提高胎心率数据减速识别准确性的方法，其特征在于，所述的计算每个所述的减速数据段的减速属性值，还进一步包括：

步骤 51，根据每个减速的起点  $D_s$ 、终点  $D_e$  计算持续时间  $D_t$ ，计算减速中偏离基线的最大幅度  $D_a$ ，并记录该点（波峰点）的位置  $D_p$ 。

25 步骤 52，判断是否同时采集宫缩数据，如果没有采集宫缩数据，则不判断减速的类型，如果采集了宫缩数据，则根据预设减速类型判断条件判断所述的减速数据段是否为早发减速和/或迟发减速和/或变化减速和/或

## 权利要求书

延长减速。

14. 根据权利要求6所述的一种提高胎心率数据减速识别准确性的方法，其特征在于，所述的步骤6进一步包括：将减速数据段和属性值计算结果进行显示和/或打印和/或存储和/或标识。

5 15. 根据权利要求6所述的一种提高胎心率数据减速识别准确性的方法，其特征在于，步骤4中所述的预设的减速判断标准，进一步包括：

第一：该段胎心率曲线必须都在胎心率基线之下。

第二：在胎心率基线之下的持续时间 $T$ 必须大于等于阈值 $T_0$ 。

第三：偏离基线的最大幅度 $A$ 必须大于等于阈值 $A_0$ 。

10 第四：设该段胎心率曲线及其对应的基线段分别为 $\{C_i\}_{S_i}^{E_i}$ 、 $\{B_i\}_{S_i}^{E_i}$ ，将 $\{B_i\}_{S_i}^{E_i}$ 与 $\{C_i\}_{S_i}^{E_i}$ 作差，得到序列段 $\{D_i\}_{S_i}^{E_i}$ ，对 $\{D_i\}_{S_i}^{E_i}$ 采用步长为 $h$ 的等分的复化梯形公式得到面积 $S$ ， $S$ 必须大于等于动态阈值 $\alpha \times A \times T$ 和静态阈值 $\beta$ 中的最小值。

15 若满足以上所述的全部条件则判断所述的待分析的胎心率数据段为减速数据段，其中 $A_0$ 、 $T_0$ 、 $\beta$ 、 $\alpha$ 是预先设定的参数。

## 说明书附图

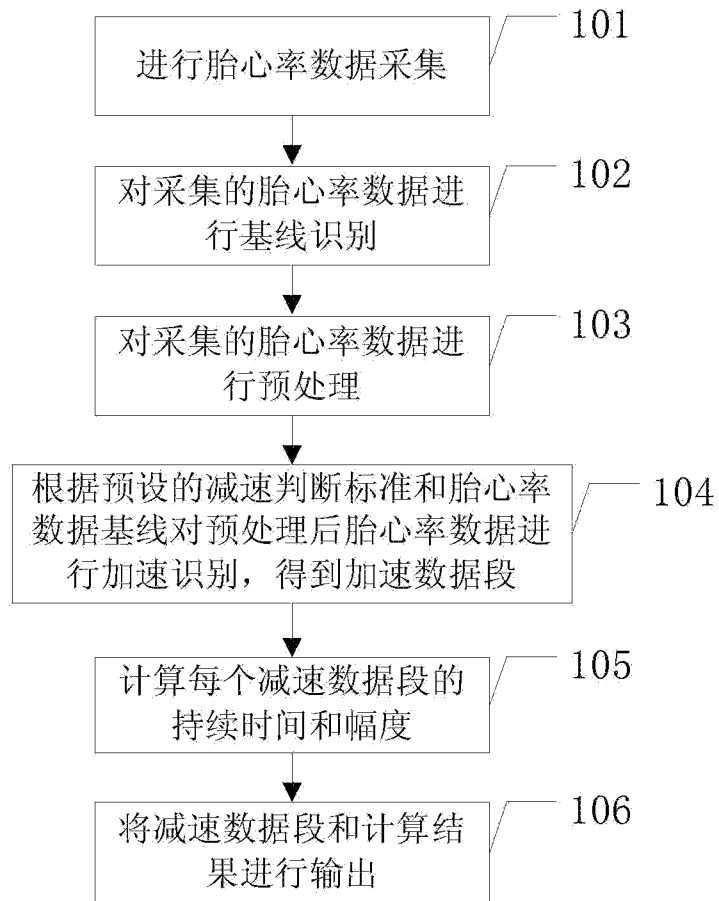


图 1

说明书附图

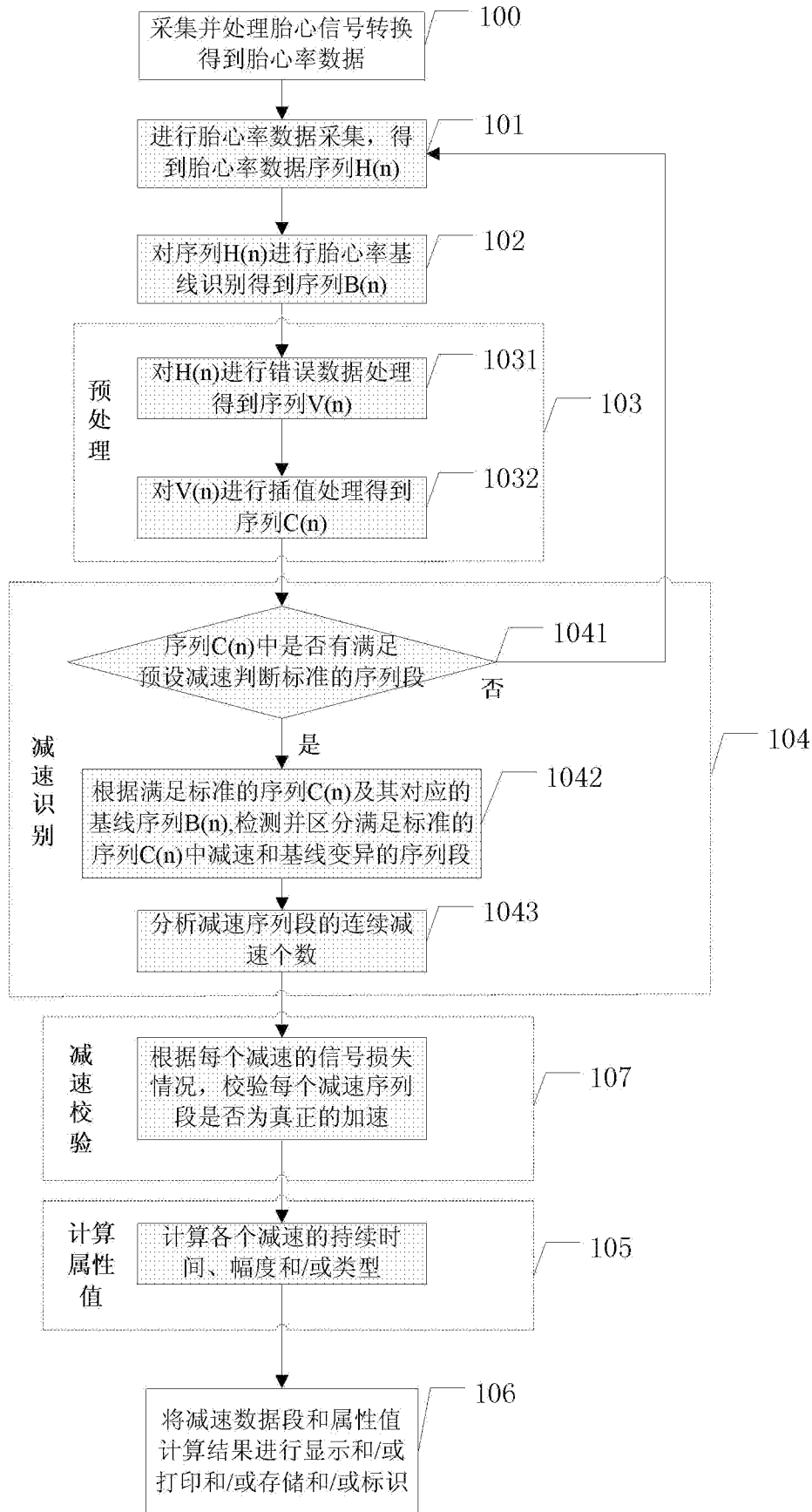


图 2

说明书附图

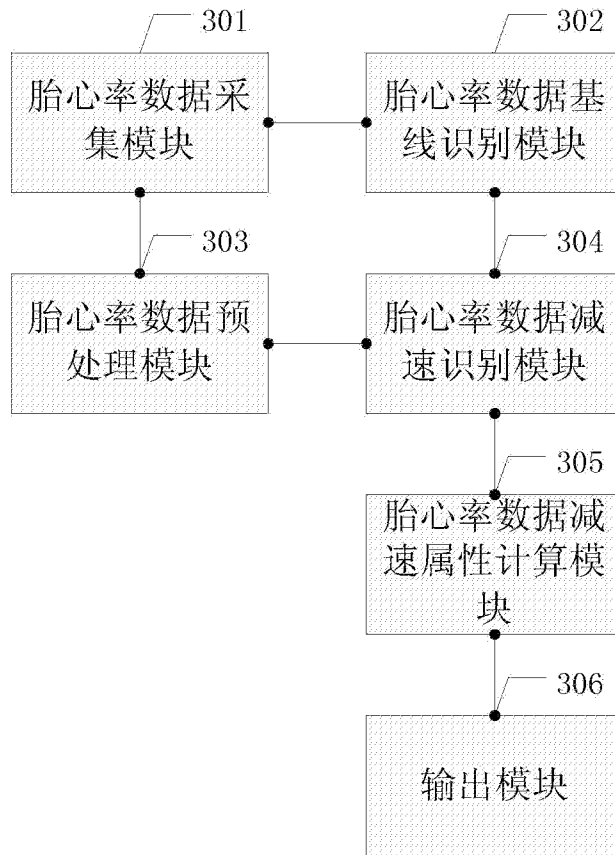


图 3

说明书附图

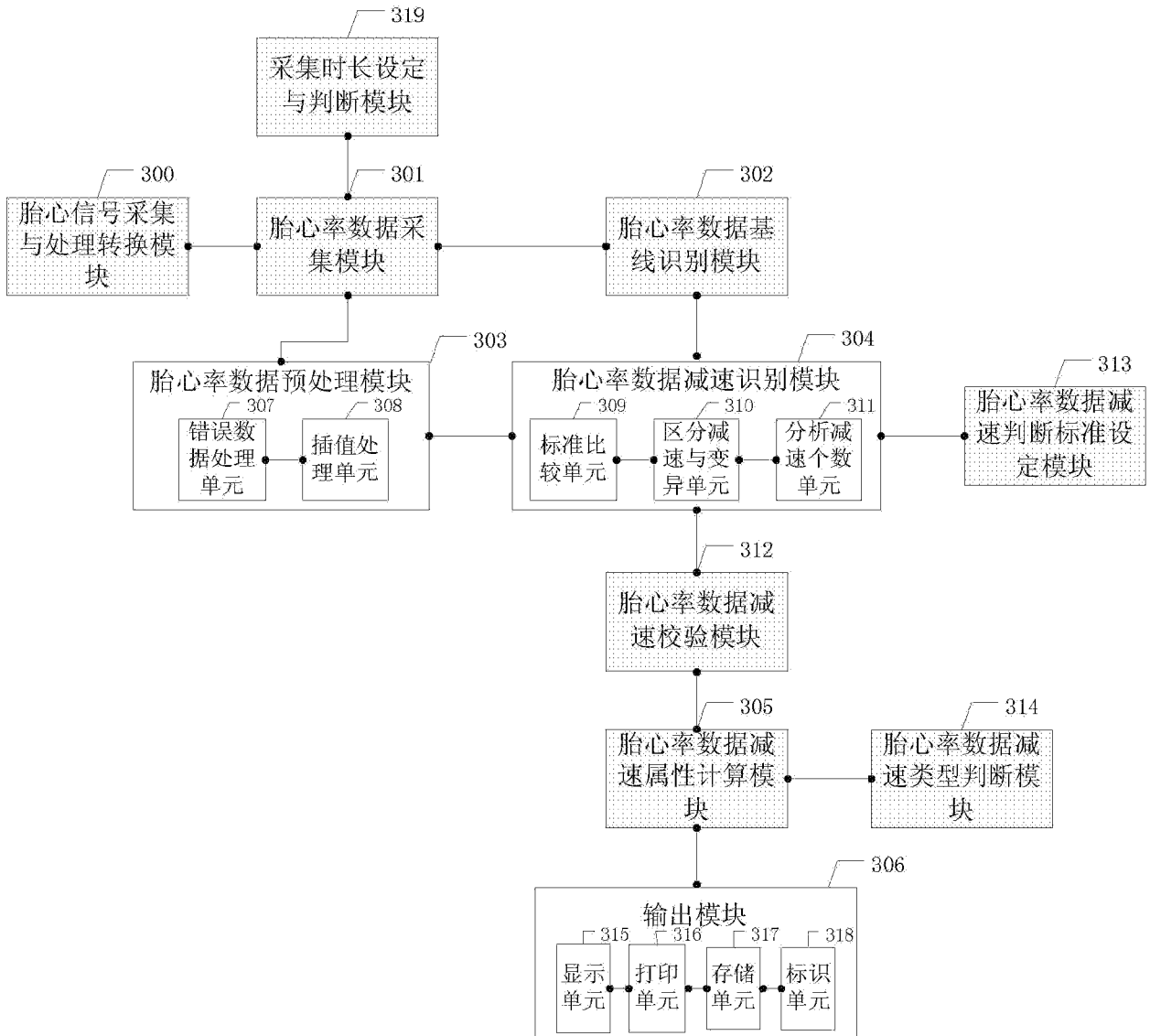


图 4

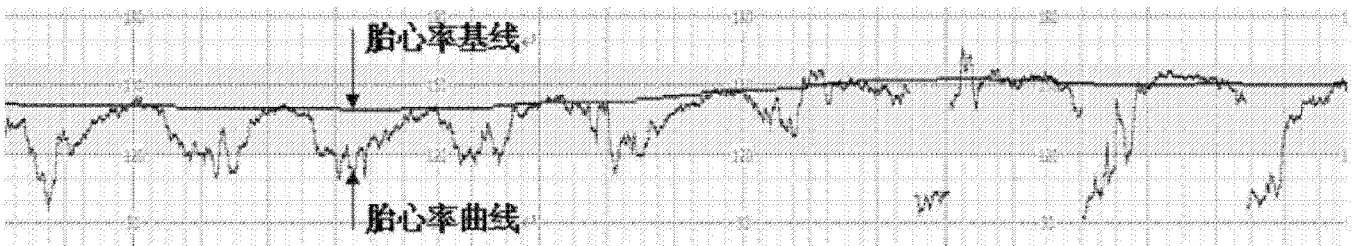


图 5

说明书附图

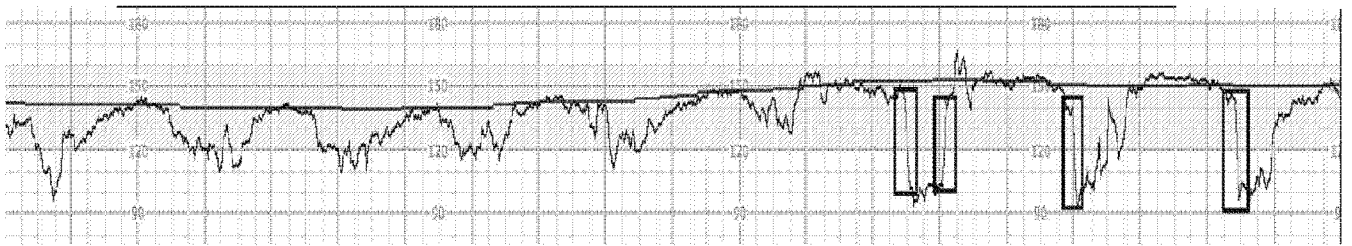


图 6

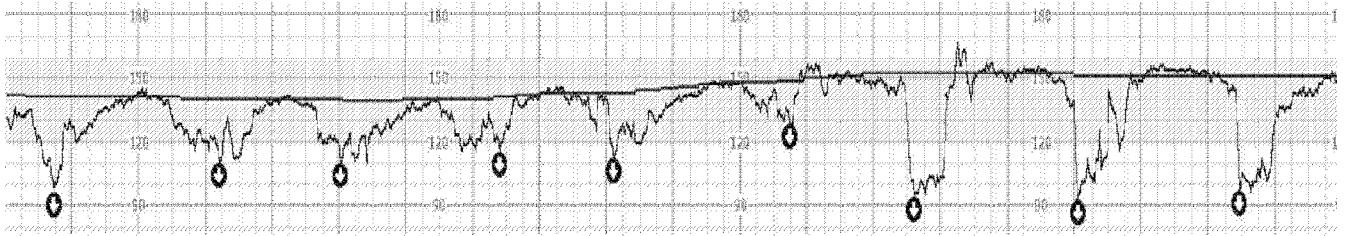


图 7

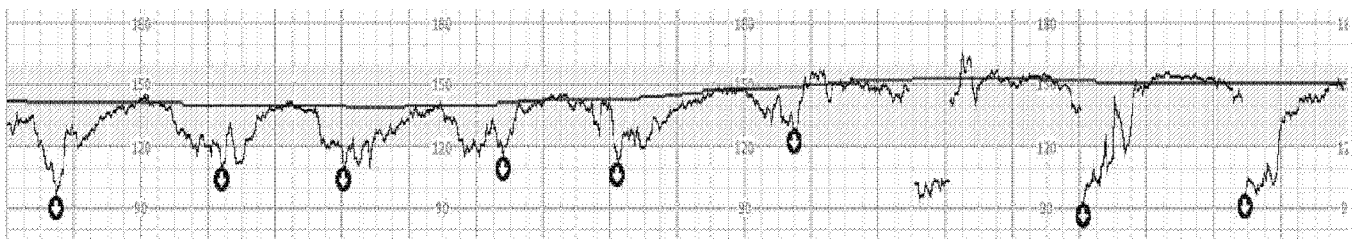


图 8

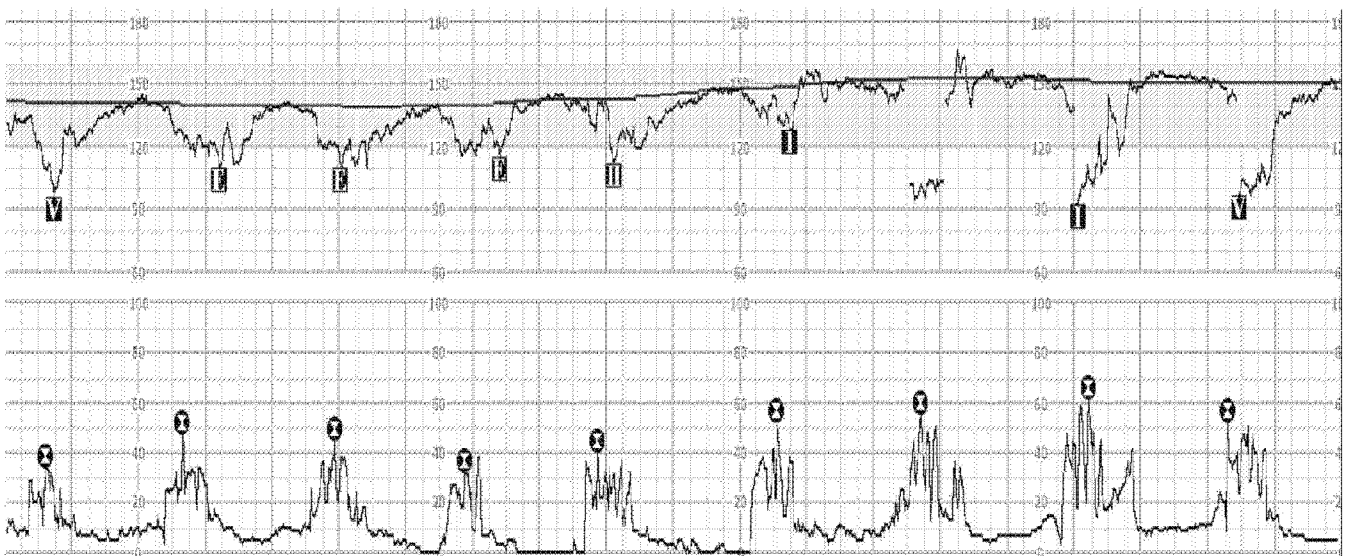


图 9

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/CN2012/082019

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
See the extra sheet		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
IPC: A61B 5		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
VEN, ,CPRSABS,CNTXT,TWABS,TWTXT,CNKI fetal, fetus, foetal, foetus, baseline, base, line, heart, rate, HR, accelerat+, decelerat+, variability		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2009054797 A1 (MILLER L A et al) 26 Feb. 2009 (26.02.2009) the whole document	1-15
A	CN 102048558 A (SHENZHEN LIBANG PREC INSTR CO LTD) 11 May 2011 (11.05.2011) the whole document	1-15
A	CN 1323012 A (KWON GI CHOL) 21 Nov. 2001 (21.11.2001) the whole document	1-15
A	CN 102048534 A (SHENZHEN LIBANG PREC INSTR CO LTD) 11 May 2011 (11.05.2011) the whole document	1-15
A	CN 102210586 A (TAI AN MEDI MEDICAL ELECTRONIC CO LTD) 12 Oct. 2011 (12.10.2011) the whole document	1-15
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:	“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention	
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	
“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	“&” document member of the same patent family	
“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		
“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
14 Nov. 2012 (14.11.2012)	10 Jan. 2013 (10.01.2013)	
Name and mailing address of the ISA State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No. (86-10) 62019451	Authorized officer  SHEN, Yanyan  Telephone No. (86-10) 62085634	

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**International application No.  
PCT/CN2012/082019

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	GB 2471667 A (MONICA HEALTHCARE LTD) 12 Jan. 2011 (12.01.2011) the whole document	1-15
A	US 2004133115 A1 (HAMILTON E F et al) 08 Jul. 2004 (08.07.2004) the whole document	1-15
A	US 2006229518 A1 (PHYSICAL LOGIC AG) 12 Oct. 2006 (12.10.2006) the whole document	1-15
A	CN 1942135 A (NEOVENTA MEDICAL AB) 04 Apr. 2007 (04.04.2007) the whole document	1-15
A	CN 102090883 A (SHENZHEN EDAN PRECISION INSTR CO LTD) 15 Jun. 2011 (15.06.2011) the whole document	1-15

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members

International application No.  
PCT/CN2012/082019

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
US 2009054797 A1	26.02.2009	Nonr	
CN 102048558 A	11.05.2011	CN 102048558 B	23.05.2012
CN 1323012 A	21.11.2001	US 6522916 B1	18.02.2003
		KR 20010105460 A	29.11.2001
CN 102048534 A	11.05.2011	None	
CN 102210586 A	12.10.2011	None	
GB 2471667 A	12.01.2011	GB 2471667 B	09.11.2011
		GB 2482758 A	15.02.2012
		GB 2482758 B	04.04.2012
		WO 2011004147 A2	13.01.2011
		EP 2451345 A2	16.05.2012
		US 2012150010 A1	14.06.2012
US 2004133115 A1	08.07.2004	CA 2447861 A1	01.05.2004
US 2006229518 A1	12.10.2006	None	
CN 1942135 A	04.04.2007	EP 1568316 A1	31.08.2005
		WO 2005079666 A1	01.09.2005
		EP 1722678 A1	22.11.2006
		JP 2007522898 A	16.08.2007
		EP 1722678 B1	30.01.2008
		US 2008045849 A1	21.02.2008
		DE 602005004604 E	20.03.2008
		ES 2299008 T3	16.05.2008
		DE 602005004604 T2	29.01.2009
		CN 100453035 C	21.01.2009
CN 102090883 A	15.06.2011	None	

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2012/082019

## CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER:

A61B 5/024 (2006.01) i

A61B 5/0444 (2006.01) i

A61B 5/02 (2006.01) i

国际检索报告

国际申请号  
PCT/CN2012/082019

A. 主题的分类

参见附加页

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

IPC: A61B 5

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))

VEN,CPRSABS,CNTXT,TWABS,TWXT,CNKI

深圳市理邦精密仪器股份有限公司,饶箭,陈德伟,曾永华,陈吴笋,胎心率,胎儿心率,胎心律,胎儿心律,FHR,胎儿,HR,心率,心律,胎心,基线,胎,变异,异常,减速,减慢,加速,过速, fetal, fetus, foetal, foetus, baseline, base, line, heart, rate, HR, accelerat+, decelerat+, variability

C. 相关文件

类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
A	US 2009054797 A1 (MILLER L A 等) 26.2 月 2009 (26.02.2009) 全文	1-15
A	CN 102048558 A (深圳理邦精密仪器股份有限公司) 11.5 月 2011 (11.05.2011) 全文	1-15
A	CN 1323012 A (权基澈) 21.11 月 2001 (21.11.2001) 全文	1-15
A	CN 102048534 A (深圳理邦精密仪器股份有限公司) 11.5 月 2011 (11.05.2011) 全文	1-15
A	CN 102210586 A (泰安市迈迪医疗电子有限公司) 12.10 月 2011	1-15

其余文件在 C 栏的续页中列出。

见同族专利附件。

\* 引用文件的具体类型:

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期  
14.11 月 2012 (14.11.2012)

国际检索报告邮寄日期  
10.1 月 2013 (10.01.2013)

ISA/CN 的名称和邮寄地址:  
中华人民共和国国家知识产权局  
中国北京市海淀区蓟门桥西土城路 6 号 100088  
传真号: (86-10)62019451

受权官员  
沈研研  
电话号码: (86-10) 62085634

C(续). 相关文件		
类 型	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
A	GB 2471667 A (MONICA HEALTHCARE LTD) 12.1 月 2011 (12.01.2011) 全文	1-15
A	US 2004133115 A1 (HAMILTON E F 等) 08.7 月 2004 (08.07.2004) 全文	1-15
A	US 2006229518 A1 (PHYSICAL LOGIC AG) 12.10 月 2006 (12.10.2006) 全文	1-15
A	CN 1942135 A (诺文塔医药股份公司) 04.4 月 2007 (04.04.2007) 全文	1-15
A	CN 102090883 A (深圳市理邦精密仪器股份有限公司) 15.6 月 2011 (15.06.2011) 全文	1-15

国际检索报告  
关于同族专利的信息

国际申请号  
**PCT/CN2012/082019**

检索报告中引用的 专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
US2009054797A1	26.02.2009	无	
CN102048558A	11.05.2011	CN102048558B	23.05.2012
CN1323012A	21.11.2001	US6522916B1	18.02.2003
		KR20010105460A	29.11.2001
CN102048534A	11.05.2011	无	
CN102210586A	12.10.2011	无	
GB2471667A	12.01.2011	GB2471667B	09.11.2011
		GB2482758A	15.02.2012
		GB2482758B	04.04.2012
		WO2011004147A2	13.01.2011
		EP2451345A2	16.05.2012
		US2012150010A1	14.06.2012
US2004133115A1	08.07.2004	CA2447861A1	01.05.2004
US2006229518A1	12.10.2006	无	
CN1942135A	04.04.2007	EP1568316A1	31.08.2005
		WO2005079666A1	01.09.2005
		EP1722678A1	22.11.2006
		JP2007522898A	16.08.2007
		EP1722678B1	30.01.2008
		US2008045849A1	21.02.2008
		DE602005004604E	20.03.2008
		ES2299008T3	16.05.2008
		DE602005004604T2	29.01.2009
		CN100453035C	21.01.2009
CN102090883A	15.06.2011	无	

主题的分类:

A61B 5/024 (2006.01) i

A61B 5/0444 (2006.01) i

A61B 5/02 (2006.01) i