

胎儿电子监护自动分析系统的设计与实现

孙海涛¹, 童 蕾², 陈超敏¹

(1. 南方医科大学 生物医学工程学院 广东 广州 510515;

2. 广东机电职业技术学院 广东 广州 510515)

摘要: 提出一种对围产期胎儿宫内发育和健康状况自动评估分析系统. 该系统通过对探头获取的胎心信号、宫缩压信号进行处理, 识别出胎心宫缩图的胎心率基线、胎心率加速和减速、胎心率基线变异、宫缩等生理参数指标, 并根据计算出的参数值和临床上广泛采用的评分法, 完成胎儿在宫内的健康状况评估分析, 为妇产科医生提供诊断依据. 通过临床试验验证, 相比传统的人工判读模式, 本系统能够获取较为客观公正的生理参数值, 有效避免人工识别的主观性误差, 提升围产期胎儿的监护质量.

关键词: 胎心率; 胎儿电子监护; 胎心宫缩图; 自动评分分析

中图分类号: R318.6

文献标志码: A

文章编号: 1671-6841(2016)02-0065-06

DOI: 10.13705/j.issn.1671-6841.2015293

0 引言

胎儿在母体生长过程中会出现缺氧、缺血的窘迫状态, 这是致婴儿死亡的重要因素. 胎儿心脏是供氧和输送营养物质的重要器官, 受到大脑中枢神经系统的控制, 以及血流状态和激素等体液的调节. 一旦出现问题可导致智力迟钝、胎儿窘迫, 甚至是早产、难产^[1]. 这些特征可以从胎儿心率的变化上反映出来. 所以对胎心的判断对于临床分析显得尤为重要. 胎心率信号的获取方式经历了早期的听诊法、胎儿头皮电极测心电图法、母体腹部胎儿测心电图法^[2]以及超声多普勒法, 其中超声多普勒获取胎心率目前使用最为广泛. 临床医生主要凭借临床经验根据胎心宫缩图进行主观判断胎儿发育状况, 没有较为统一的评判标准, 可能会出现误判, 造成严重的后果. 本文对胎心率检测算法和胎心率临床参数指标算法进行优化分析. 设计一种基于临床上广泛采用的评分法的胎心宫缩图自动评估系统, 根据胎心宫缩图评分法对胎心率相关参数进行处理分析, 进而为宫内胎儿状况进行综合评分, 为临床妊娠期产妇的预防和治疗提供有效依据.

1 系统结构与功能

本系统设计的胎心监护自动分析系统是对孕妇宫缩压和胎儿心率进行检测并智能分析的仪器. 主要包括胎心率宫缩压检测分析模块、胎心率曲线相关参数分析模块、宫缩曲线相关参数分析模块及评分分类系统分析模块, 其系统框图如图1所示. 首先将从胎心宫缩探头模块获得的数据进行预处理, 然后提取胎心率基线、宫缩基线并检测和评估相关参数, 最后根据 Krebs、Fischer、NST、CST 等评分法则进行自动评分分析^[3], 并保存输出评估结果. 本研究的目的是设计出提取胎心宫缩图相关特征参数的算法, 包括胎心率基线、胎心率加速、胎心率减速、胎心率基线变异、子宫收缩和胎动等参数进行识别和分析, 将不同的信号处理方法运用在复杂的生物信号处理之中.

收稿日期: 2015-12-01

基金项目: 广东省重大科技专项项目(2012A080104010).

作者简介: 孙海涛(1990—), 男, 河南驻马店人, 硕士研究生, 主要从事生物医学信息检测与处理、母婴监护系统的研究, E-mail: 1536678860@qq.com; 通讯作者: 陈超敏(1966—), 男, 江西吉安人, 教授, 博士, 主要从事精确放射治疗技术研究, E-mail: gzccm@fimmu.com.

引用本文: 孙海涛, 童蕾, 陈超敏. 胎儿电子监护自动分析系统的设计与实现[J]. 郑州大学学报(理学版), 2016, 48(2): 65-70.

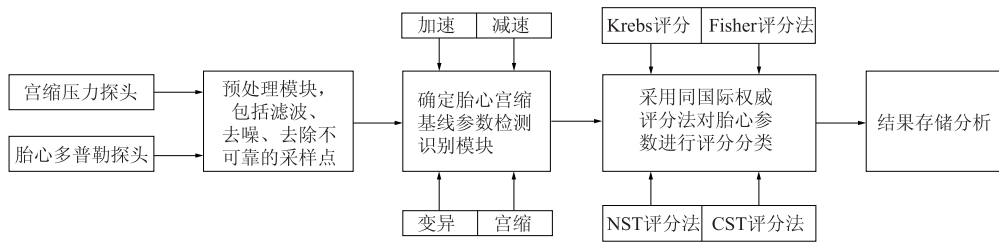


图1 胎心电子监护系统框图

Fig.1 System structure of the electronic fetal heart rate monitoring

2 胎心宫缩信号检测模块分析

胎心率信号采集系统是基于超声多普勒原理超声波探头检测获取^[4]. 由于宫内胎儿心脏周期性跳动, 若探头以固定频率 f 、固定角度 θ 的超声波朝向胎儿心脏发射, 接收到回波频率 f_2 , 满足 $f_2 = \frac{c + v \cos \theta}{c - v \cos \theta} f_1$, 其中: c 为传播介质速率. f_2 与 f_1 的差为 $f_d = \frac{2v \cos \theta}{c} f_1$, f_d 为两者之间的差值, 称之为频移. 由于胎儿的心脏跳动是成周期性变化, 那么此频移 f_d 也具有周期性, 经处理后可反映胎儿心脏跳动的健康状况. 实验采集到的胎心率原始信号如图2所示. 为了精确检测胎儿瞬时心率值, 采用基于自相关算法的胎心率检测^[5-6]. 核心思想就是提取胎心信号的包络线, 根据相邻两个波的时间间隔计算出瞬时胎儿心率. 应用自相关函数检测胎心率周期信号的基本原理如下. 设原始信号 $x(t) = s(t) + n(t)$, 其自相关函数为:

$$R_{xx}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \int_{-T}^T \{ [s(t) + n(t)] [s(t + \tau)] \} dt / 2T = R_{ss}(t) + R_{nn}(t) + R_{sn}(t) + R_{ns}(t),$$

其中: τ 为延时, $s(t)$ 为实际信号, $n(t)$ 为噪声信号, 因为噪声信号不相关, 故后两项为零, 而 $n(t)$ 自相关的结果理论上是一个 δ 函数, 所以当 $s(t)$ 为周期函数时, 对胎心信号数据进行自相关处理后的结果如图3所示, 横轴为采样点.

根据自相关结果求得胎儿瞬时速率, 先从自相关序列信号 $R_{xx}(k)$ 中提取出第一个峰值和峰值对应的序列点 R_f , 采样频率为 F_s , 可以计算胎儿的心率跳动周期 $T_f = R_f / F_s$, 则胎儿的瞬时心率 $FHR = 60 / T_f$, 得到胎儿瞬时心率曲线如图4所示.

宫缩信号检测系统是通过应变压力传感器进行采集. 子宫收缩时, 母体子宫会凸起、变硬, 对绑在腹部的宫缩探头产生压力, 并将压力信号转化为电信号, 即宫缩波的等效信号. 由于此宫缩信号是从母体腹部检测到的, 包含一些复杂的干扰信号, 故需要采用相应的处理方法检测宫缩波周期、持续时间、压力变化趋势等参数.

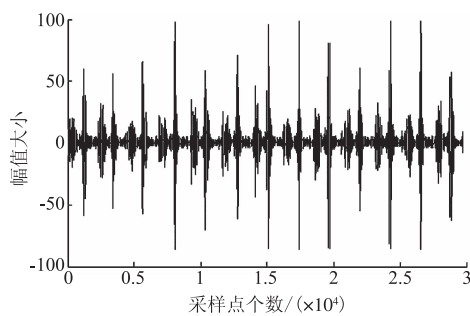


图2 胎心率原始信号

Fig.2 The original signal of fetal heart rate

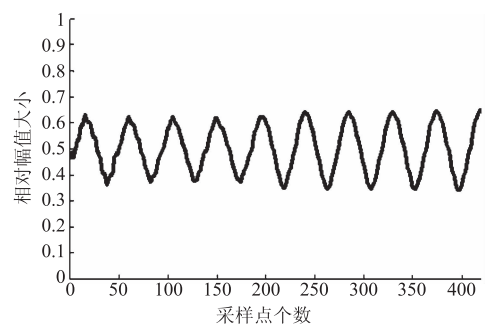


图3 胎心率自相关信号

Fig.3 The autocorrelation signal of fetal heart rate

3 胎心宫缩曲线相关参数分析模块

3.1 胎心率基线分析

胎心率基线是胎心率加速、减速、基线变异的重要指标分析的基础, 临床上胎心率容易受到外界因素干

扰,对结果造成不利影响.因此很有必要设计一种高精度获取胎心率基线的算法^[7].一般情况胎心率基线分为:正常、心动过速和心动过缓3种类型.针对不同类型结果并结合临床表现,设计一种新的胎心率基线提取算法,其算法核心思想是:

- 1) 读取单位时间内胎心率数据,去除无效数据(本文为90~200 bpm之外的数据),对剩余数据进行统计分析,用直方图分析得到剩余数据中所占比例最大的值作为胎心率的基线值.
- 2) 将该基线值作为基准点对原胎心率曲线进行平滑滤波.
- 3) 胎心率曲线波动较大时,单纯平滑算法效果不好,必须加以修正.
- 4) 修正后再进行4次平滑、迭代处理,最终得到较为平稳、光滑的胎心率基线.

直方图分析获取基准点位置时,需注意先将胎儿瞬时心率从bpm转换到时域单位(胎儿的心动周期),以便于对胎心数据进行筛选.选取胎心率范围为90~200 bpm,转换为时域即选取心动周期在300~600 ms之间.然后通过直方图分析找到某采样点内出现较为集中的胎儿心动周期,再进行单位转化即可得到胎心率基准点.如图5所示观察到的基准点(倒三角标识)的位置和大小.

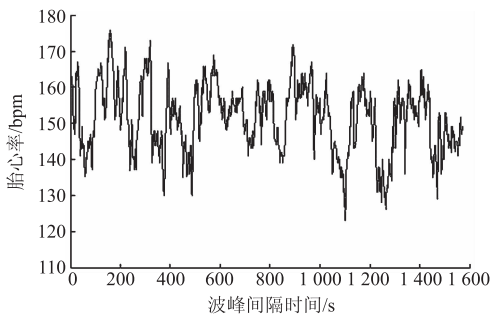


图4 胎儿瞬时心率曲线图

Fig. 4 The graph of fetal instaneous heart rate

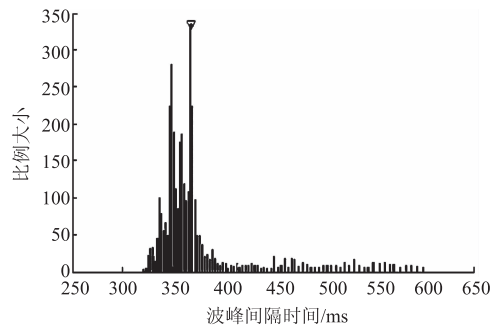


图5 直方图法分析胎心率基线

Fig. 5 Histogram analysis for fetal heart rate baseline

平滑算法采用了向前、向后平滑同时进行,将直方图分析所得的基准点作为胎心率平滑滤波的参考点 B_0 ,并在该点的基础上进行滤波处理.

初始位置: $B_0 = 0.975B_0 + 0.025B_i$;

向前滤波: $B_i = 0.975B_{i+1} + 0.025B_i$;

向后滤波: $B_i = 0.975B_{i-1} + 0.025B_i$, 其中: $i = 1, 2, 3 \dots$.

当胎心率波动较大时,平滑效果不理想,需要对波动大的部分加以修正.修正算法的思想是:设定一个上下限阈值,当胎心率数据大于流动基线上限阈值的时候,该胎心率数据需要被替换,根据设置的阈值能够找到需要替换点的位置和大小,同理当胎心率数据小于流动基线下限阈值的时候,同样的方法进行替换^[8].3次迭代阈值参数设置如表1.

图6得到整个监护过程的胎心率基线,波动较大的细线是胎心瞬时速率曲线,较为平稳光滑的粗线就是胎心率基线.

表1 胎心率基线修正阈值参数设置

Tab. 1 The parameters setting for fetal heart rate baseline threshold

迭代次数	上限阈值/bpm	下限阈值/bpm
1	20	20
2	15	15
3	10	10

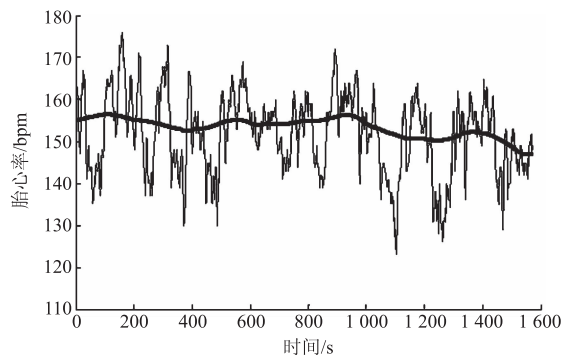


图6 胎心率基线检测分析

Fig. 6 The algorithm analysis of fetal heart rate baseline

3.2 胎心率加速和减速分析

胎心率加速指实验开始 20 min 内不少于 2 次胎儿瞬时心率大于胎心率基线 15 bpm 以上,并且连续超过 15 s. 胎心率减速定义为:随子宫收缩出现的暂时性胎心率基线降低,依据其出现的先后顺序和形状大小可分为不同类型. 脑干中枢交感神经和副交感神经共同支配调节基线加快或减慢,是胎儿自主神经功能调节的一种形式,所以对胎心率加速和减速算法的研究分析对判断胎儿在宫内的健康状况具有重要意义^[9].

根据胎心率加速的定义设计胎心率加速算法,主要过程为:

- 1) 获取胎心率基线和检测每个采样点的瞬时胎心率 FHR 值.
- 2) 查找大于 FHR 基线值 10 bpm 的数据,在以后的一分钟内搜索最大值,记录峰值和发生时间.
- 3) 分别向前、向后 55 s 时间内搜索比基线值大 3 bpm 的点.
- 4) 在 3) 中搜索对应时间范围的 FHR 最小值点,并记录发生的时间为起始点和终止点.
- 5) 判断终点位置与起始点位置的时间间隔是否超过 15 s,如超过,就标记一次胎心率加速事件,并标记加速峰值以及发生的时间.

减速检测算法的思路过程与加速算法类似:

- 1) 获取胎心率基线和检测每个采样点的瞬时胎心率 FHR 值.
- 2) 查找小于 FHR 基线值 20 bpm 的数据,在以后的一分钟内搜索最小值,标记波谷值以及发生的时间.
- 3) 然后分别向前、向后 55 s 时间内搜索比基线值小 3 bpm 的点.
- 4) 找到满足条件的点(对应范围的 FHR 为胎心率减速事件),并标记出下降幅度以及发生时间.

实际检测效果如图 7 所示,对加速事件和减速事件标记就可以得到胎心率加速和减速的数目和发生的时间^[10].

3.3 胎心率基线变异

胎心率基线变异的定义是:胎心率在基线上快速重复变化的小波,可分为长变异(long term variability, LTV)和短变异(short term variability, STV). LTV 是肉眼可以看见的摆动的基线波,由振幅和周期构成. 正常情况下胎儿在胎动活跃时,振幅变化范围在 10 ~ 25 bpm 之间,如果基线变化不明显或者停止不动,这将是胎儿窘迫的表现. STV 是一次心跳到下一次心跳的时间内发生的微小变化,一般情况下这种时间差为 20 ~ 30 s,心搏间 FHR 数值变化范围一般为 3 bpm. 胎心率变异的计算主要是变异振幅和周期的计算. 其计算方法主要思想是:首先读取 FHR 基线数据,把每一分钟内的基线分化成相连续的片段,算出每个片段基线的平均值,然后将相邻 FHR 平均值相减,得到相邻差值再进行平均即得到每分钟内变异平均值,最后再将整个过程得到的变异值平均化,计算出最终 STV 值.

3.4 宫缩基线及宫缩检测分析

宫缩压是指孕子宫有规律地收缩时产生的压力,是孕妇产检的重要指标,对孕妇的早产和流产具有很好的预测作用. 本系统中的宫缩波是从孕妇腹壁获得,其成分比较复杂,故采用如下检测方法:

- 1) 对原始宫缩曲线预处理,低通滤波处理得到宫缩数组 filter_uc,经微分运算后得到数组 diff_uc.
- 2) 在数组 diff_uc 选取一个片段并找出最小值坐标,以该坐标为起点向前搜索过零点,该点坐标对应 filter_uc 一峰值点,并判断此峰值是否大于宫缩基线 25 mmHg,低于则没有宫缩发生,找出峰值点位置 peak.
- 3) 从峰值 peak 点开始找出宫缩发生的起始位置和终点位置,若宫缩发生的时间超过 30 s,而且本次 peak 位置与上次间隔大于 60 s,则认为发生一次宫缩.
- 4) 继续从本次峰值处开始在数组 diff_uc 向后搜索过零点,标注为新宫缩波的起始点. 并保证本次的峰值点位置大于上次位置,避免检测到同一个宫缩波^[10].

依照这种方法向后动态搜索整个宫缩曲线以及宫缩基线,即可以获取所有宫缩波,图 8 为实际检测到的宫缩波的效果,宫缩曲线峰值处的“·”代表检测到的宫缩波的最大等效点,而前后相邻的两个“·”位置的时间间隔为宫缩波发生的持续时间,即可以计算宫缩次数和持续时间等参数.

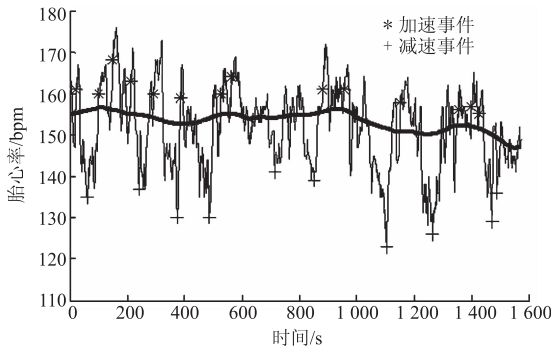


图7 胎心率减速和加速检测分析

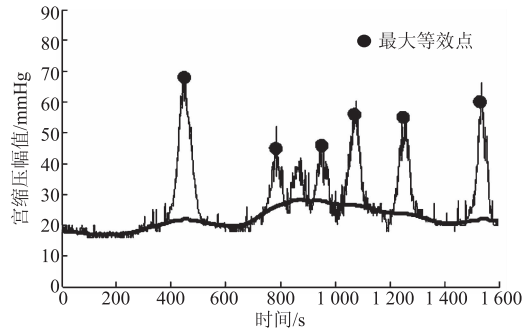


图8 宫缩波检测分析

Fig. 8 The uterine contraction wave analysis

Fig. 7 The analysis of FHR acceleration and FHR deceleration

4 评分分析法设计模块

胎心宫缩图(cardiotocography, CTG)是利用电子监护设备对胎心率曲线和宫缩压力曲线描记下来供临床分析的图形. 目前国内临床上大部分依靠计算机描绘出的宫缩图进行人工判读,其准确性与一致性不高. 在本系统中计算机根据分析胎心宫缩曲线的相关参数对宫内胎儿状况进行自动评分^[11]. 胎心监护分:无刺激试验(non stress test, NST)、宫缩应激试验(contraction stress test, CST)和催产素应激试验(oxytocin challenge test, OCT)3种监护模式^[12]. NST是在没有发生宫缩和外界条件影响的情况下对胎心率曲线的分析. 临床上将NST结果分为4种类型,包括反应型、无反应型、混合型和正弦型. CST是指自然宫缩或外部刺激下对胎心率曲线的分析. OCT是指使用催产素诱发子宫收缩下对胎心率曲线的分析. 目前国内外学者基于胎心率监护提出了多种方法,其中国外的包括基于Dawes/Redman判断的Huntleigh系统、SisPorto2.0系统、2CTG系统等,国内的包括广州三瑞、深圳理邦等,这些系统的评分结果还没有一个统一的规范标准. 在本系统设计中,有3种NST、CST和OCT监护模式可供选择,适用于不同的曲线特征. 临床上在国内得到普遍认可的是NST监护模式,本系统的NST采用国际上公认最新的美国妇产科协会(American college of obstetrics and gynaecology, ACOG)指定的产前CTG无刺激实验分类,制定了最新最权威的参数指标:胎心率基线、胎心率加速、胎心率减速、基线变异等分类方法^[13],分为3种类型:正常型(2分)、不确定型(1分)、非正常型(0分). 最后将验证过了的各参数模块的算法采用面向对象的思想在客户端进行软件系统设计开发. 本系统采用Window下的MFC框架进行界面设计和功能实现.

5 结果与讨论

本系统研制了一种对胎心宫缩曲线自动评分的电子胎儿监护系统,并对胎心宫缩信号的检测分析算法进行改进优化. 通过对胎心率、宫缩压信号进行分析,系统检测出胎心宫缩曲线相关参数值,再根据参数值和评分法对胎儿健康水平进行评分,妇产科医生则基于评分结果实施相应的治疗措施,为临床准确、快速地预测胎儿宫内状况和提出治疗方案提供保障. 为验证本系统的可靠性和准确性,对大样本临床案例进行了评分系统分析(本文未列出),并将多位妇产科临床医生人工识别得分结果作为标准参照. 实验结果发现该系统所自动计算的胎心宫缩曲线指标以及得分结果与人工评分结果相符合. 本系统与传统的人工判别模式相比有以下优点:安全、可靠,降低人工判别的主观性误差,从而得到较为客观公正的结果,进而提升围产期监护质量.

参考文献:

[1] 程志厚,宋书良. 胎儿电子监护学[M]. 北京:人民卫生出版社,2001:60-62.

- [2] 夏冰,刘亚雷,穆晓敏,等.一种改进的非线性 PCA 胎儿心电信号提取算法[J].郑州大学学报(理学版),2009,41(1):99-103.
- [3] WESTERHUIS M, HOREN E V, KWEE A, et al. Inter-and intra-observer agreement of intrapartum ST analysis of the fetal electrocardiogram in women monitored by STAN[J]. Bjog an international journal of obstetrics & gynaecology, 2009, 116(4): 545-551.
- [4] 陆尧胜,卢岑,李晓,等.胎心率宫缩图计算机分析系统的设计与实现[J].微计算机信息,2010,26(18):26-28.
- [5] 张玲,陈硕,张旸.基于自相关获取周期的时间序列模式挖掘算法[J].信息工程大学学报,2015,16(2):209-213.
- [6] 陈晓娟,霍晓良,董寒冰,等.小波熵阈值的心电信号去噪及 R 波检测算法[J].河南科技大学学报(自然科学版),2015,36(5):46-51.
- [7] KRUPA N, ALI MOHD M A, ZAHEDI E, et al. Antepartum fetal heart rate feature extraction and classification using empirical mode decomposition and support vector machine[J]. Biomedical engineering online, 2011, 10(1):6.
- [8] 成新民,蒋天发,李祖欣.一种基于数学形态学的语音基音轨迹平滑的改进算法[J].武汉理工大学学报(交通科学与工程版),2010,34(5):1065-1068.
- [9] 刘卫红,李笑天,潘明明,等.计算机分析胎心电子监护结果与胎儿窘迫的相关性研究[J].中华妇产科杂志,2001,36(10):581-584.
- [10] 杨建平,肖开选.一种评价宫缩强度的小波能量值分析方法[J].生物医学工程学杂志,2012,29(1):80-83.
- [11] PARDEY J, MOULDEN M, REDMAN C W G. A computer system for the numerical analysis of nonstress tests[J]. American journal of obstetrics & gynecology, 2002, 186(5):1095-1103.
- [12] MANTEL R, GEIJIN H P V, CARON F J M, et al. Computer analysis of antepartum fetal heart rate: 1. Baseline determination [J]. International journal of biomedical computing, 1990, 25(4):261-272.
- [13] IAMAIL N A M, IBRAHIM M, NAIM N M, et al. Nifedipine versus terbutaline for tocolysis in external cephalic version[J]. International journal of gynecology & obstetrics, 2008, 102(3):263-266.

Design and Implement of Automatic Analysis System for Electronic Fetal Monitor

SUN Haitao¹, TONG Lei², CHEN Chaomin¹

(1. School of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China;

2. Guangdong Vocational College of Mechanical and Electrical Technology, Guangzhou 510515, China)

Abstract: The cardiotocography (CTG) diagnosis was over-depended on manual operation, and the accuracy was affected by subjective judgement and random factors. A computer-aided automatic analysis system was proposed to forecast the health status of the fetus. The Doppler ultrasound probe was used to obtain the relevant physiological signals. And then signals were calculated by the improved algorithm which was widely used in the clinical fetal electronic monitoring to identify the fetal heart rate (FHR) baseline, FHR acceleration, FHR deceleration, FHR baseline variability and other parameter information. The system made decisions based on the parameters, and got the score. The experimental results showed that the automatic system could be more accurate than subjective judgement, the incidence of neonatal asphyxia and cesarean section could be reduced, and the quality of perinatal monitoring could be improved.

Key words: fetal heart rate; fetal electronic monitoring; cardiotocography (CTG); automatic score analysis

(责任编辑:王浩毅)