



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110974180 A

(43)申请公布日 2020.04.10

(21)申请号 201911354600.7

(22)申请日 2019.12.25

(71)申请人 索思(苏州)医疗科技有限公司
地址 215123 江苏省苏州市工业园区星汉街5号3号楼401-404单元

(72)发明人 孙纪光

(74)专利代理机构 苏州创元专利商标事务所有
限公司 32103
代理人 范晴 王凯

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

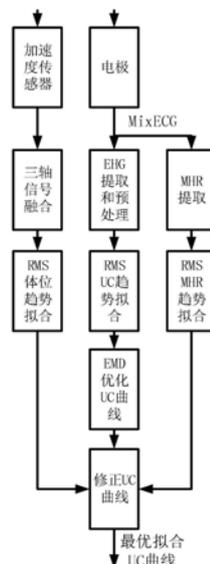
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

基于母体生理电信号的宫缩检测装置及方法

(57)摘要

本发明公开了基于母体生理电信号和加速度传感器的宫缩检测装置及方法,包括电极,接触分布于产妇腹部体表并获得其体表子宫肌电信号;处理器,与所述电极保持电信号传递;且所述处理器包括计算分析系统;计算分析系统,从所述电极获得的体表子宫肌电信号中提取出子宫收缩趋势曲线,再通过EMD算法对所述子宫收缩趋势曲线进行非线性分解和重构获得子宫收缩精确曲线;综合母体体位信号及母体心率数据对所述子宫收缩精确曲线进行缩放修正得到最终的子宫收缩曲线。



1. 基于母体生理电信号的宫缩检测装置,其特征在于:包括:
电极,接触分布于产妇腹部体表并获得其体表子宫肌电信号;
处理器,与所述电极保持电信号传递;且所述处理器包括计算分析系统;
计算分析系统,从所述电极获得的体表子宫肌电信号中提取出子宫收缩趋势曲线,再通过EMD算法对所述子宫收缩趋势曲线进行非线性分解和重构获得子宫收缩精确曲线;综合母体体位信号及母体心率数据对所述子宫收缩精确曲线进行缩放修正得到最终的子宫收缩曲线。
2. 根据权利要求1所述的宫缩检测装置,其特征在于:EMD算法对所述子宫收缩趋势曲线进行非线性分解和重构:是去除原始信号中高频成分明显的本征模函数,并将剩余的本征模函数重构成所述子宫收缩精确曲线。
3. 根据权利要求2所述的宫缩检测装置,其特征在于:重构后的宫收缩精确曲线记为:
 $uClineEmd(chan=1, \dots, CH-1)$
其中,CH表示的是体表子宫肌电信号采集系统的通道数。
4. 根据权利要求1所述的宫缩检测装置,其特征在于:包括用于反馈产妇体位信号的加速度传感器。
5. 根据权利要求4所述的宫缩检测装置,其特征在于:母体体位信号的融合公式为:
 $acc(i) = |x_t - x_{t-1}| + |y_t - y_{t-1}| + |z_t - z_{t-1}|$
其中, x_t 、 y_t 、 z_t 表示所述加速度传感器在t时刻采集的三轴信号值。
6. 根据权利要求1或5所述的宫缩检测装置,其特征在于:根据母体体位信号拟合得到体位信号趋势,根据母体心率数据拟合得到心率数据趋势。
7. 根据权利要求6所述的宫缩检测装置,其特征在于:在体位信号趋势和心率数据趋势中判断出与宫缩活动有关联的峰,并对该关联的峰在下式中缩放:
 $uClineEmdSingle(i) = uClineEmdSingle(i) \times (1 + AmpCoff * hann(k))$;
其中,i是信号序列,k是相应的汉宁窗hann的序列号,AmpCoff是缩放系数。
8. 根据权利要求7所述的宫缩检测装置,其特征在于:所述有关联的峰的判断条件为:
 - a. 在相应趋势信号中的峰要大于阈值,否则认为和宫缩无关;
 - b. 相邻两个峰之间的间期不能小于minUcRR,否则认为和宫缩无关;
 - c. 某个峰的宽度不能小于minUcWidth,否则认为和宫缩无关。
9. 根据权利要求7所述的宫缩检测装置,其特征在于:所述有关联的峰的缩放条件为:
 - A. $\max(uClineEmdSingle(i)), i \in [Pkon(j), Pkoff(j)]$ 的值大于ThresholdUcline1;
 - B. $\max(uClineEmdSingle(i)), i \in [Pkon(j), Pkoff(j)]$ 的值小于ThresholdUcline2;
 其中,ThresholdUcline1 < ThresholdUcline2。
10. 根据权利要求1所述的宫缩检测装置,其特征在于:包括柔性载体,电极及处理器均布置于所述柔性载体上;所述处理器还包括胎儿心电信号分离系统。
11. 一种根据权利要求1所述宫缩检测装置来检测宫缩的方法,其特征在于:步骤包括:
 - 1、对母体体位信号进行三轴系融合,并使用RMS算法进行趋势拟合得到体位信号趋势;
 - 2、采用MQRS波检测算法直接对电极采集的体表混合电信号进行分析,并计算母体心率数据,然后根据RMS算法提取得到心率数据趋势;
 - 3、对电极采集的体表子宫肌电信号进行滤波处理;

- 4、使用RMS算法提取体表子宫肌电信号获得子宫收缩趋势曲线；
- 5、使用EMD算法对子宫收缩趋势曲线进行分解,然后去除原始信号中高频成分明显的本征模函数,并将剩余的本征模函数重构成子宫收缩精确曲线；
- 6、根据体位信号趋势、心率数据趋势对子宫收缩精确曲线进行非线性缩放得到最终的子宫收缩曲线；
- 7、根据最终的子宫收缩曲线进行宫缩峰的判断。

基于母体生理电信号的宫缩检测装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及孕期医疗用具领域,特别是基于母体生理电信号及加速度传感器的宫缩检测装置及方法。

背景技术

[0002] 目前子宫收缩(UC)的测量方法包括TOCO(分娩压力计)、IUP(宫内压力计)、以及基于体表子宫肌电(EHG)的方法。其中IUP是一种有创的测量方法,通过一个导管来测量宫内或羊水压力,如果操作不慎可能引起感染。TOCO是无创的,是目前临床中应用最广泛的一种测量方式,TOCO监测时用皮带缠在产妇腹部,通过测量应变而感受宫缩。这样测得的压力受测量初始压力的影响严重,和皮带捆扎的松紧程度关系很大,对于肥胖等部分孕妇不适用。

[0003] 而基于EHG的方法,直接通过放置在产妇腹壁的表面电极检测子宫电信号(EHG),通过评估EHG信号来进行监测,这种无创的UC监测方法不但具有TOCO的易用性的优点,并且不易受到肥胖症影响等优点。

[0004] 基于EHG信号进行UC检测,主要包括:时域、频域、时频域分析、以及非线性分析等。其中时域分析中最常采用的是RMS法,它是通过计算子宫肌电的标准差来反映整个EHG信号爆发段和非爆发段信号的能量变化趋势。频域分析法主要是根据信号的功率谱密度、中频谱等特征来寻找UC特点。时频域分析方法,主要是使用小波变化、短时傅里叶变换等将EHG信号转换到时频域进行分析。其中、时域、频域、时频域分析方法又都属于线性分析方法。

[0005] 非线性分析法是一个新的研究方向,其中比较有代表性的是非线性相关系数 H^2 法,它是通过计算多个导联之间的非线性相关系数 H^2 进行宫缩曲线的拟合,然后根据幅度、宽度等进行宫缩判断。

[0006] RMS法算法简单,能够很好的反映爆发波段成分;该方法得到的波形较为平滑,有助于宫缩波的识别。但不能有效抑制子宫肌电信号的脉冲性噪声干扰,在提取的子宫肌电强度信号中出现虚假波峰。

[0007] 频域分析对于平稳信号的分析效果比较显著,但EHG信号是一种非平稳的信号,效果有限。时频域分析,能够识别子宫肌电信号中爆发波段,并提取出爆发波对应的宫缩波信号,但对于计算窗口长度的选择较为敏感,且容易受子宫肌电信号中幅值较大的脉冲性噪声的影响。此外、时频域分析计算量大,不适用于实时分析的系统。

[0008] 非线性相关系数 H^2 ,根据多个导联的非线性相关系数进行宫缩曲线的拟合,对于出现在少数导联幅度较大的噪声抑制能力较强,但是算法对于采集系统的依赖较大,当采集系统的导联数较少时,算法准确性大幅下降。

[0009] 总之,目前存在的宫缩检测系统和算法都面临的最大挑战是,如何抑制EHG信号中的大幅噪声的对宫缩爆发波的影响,同时防止部分能量较小的宫缩活动的漏检。

发明内容

[0010] 本发明的技术方案是:基于母体生理电信号及加速度传感器的宫缩检测装置,包

括电极贴片、集成处理器。

[0011] 具体的,电极贴片优选湿凝胶电极,电极的作用是从产妇体表收集母体的体表电信号,尤其是体表子宫肌电信号(EHG)。电极则通过柔性的导线或者金属导丝连接至集成处理器,其进一步的将体表电信号发送至集成处理器中进行处理。

[0012] 集成处理器的优势在于体积小,移动电源,便携,通用接口插接方便等等。当电极贴片与集成处理器配置在同一个柔性载体上时,其上述优势得到综合。通过电极贴片接触式的贴附在产妇腹部体表,达到信号感测的目的,而且亲肤能力好,接触无刺激同时贴附效果突出,不会轻易脱离体表。

[0013] 集成处理器的作用在于可进行数据传输和数据分析,集成处理器至少包括一个可以通过分离式插接的芯片。芯片可以通过外部输入来植入多种系统及算法,在本发明方案中至少具备计算母体宫缩的计算分析系统和计算胎儿心率的胎儿心电信号分离系统。

[0014] 具体的,电极贴片收集EHG信号,EHG信号进入集成处理器后经过带通滤波、卡尔曼滤波处理后降低噪音。计算母体宫缩的计算分析系统采用了RMS算法为基础,从降噪后的EHG信号中提取出子宫收缩趋势曲线(UC曲线)。

[0015] 以该UC曲线为基础,使用EMD算法对其进行进一步分解,然后将高频成分明显的部分IMF(本征模函数)从原始信号中去除,将剩余的IMF重构,作为新的UC曲线。

[0016] 本方案的发明点还在于引入了体位信号和母体心率信号(MHR信号),即在收集产妇体表生理电信号的同时,还通过加速度传感器来感测母体的体位信号。计算分析系统会根据三轴系的母体体位信号使用RMS算法得到体位信号趋势和心率数据趋势。使用体位信号趋势和MHR信号趋势对新的UC曲线进行非线性缩放,防止EHG信号中部分能量过小的宫缩漏检。最终,就得到了可以准确反映产妇当前宫缩情况的UC曲线,根据曲线的幅度、间期、宽度等参数进行宫缩峰的判断。

[0017] 优选的是,本装置还具备了远程的数据交换功能,通过远程网络连接,可以将检测和分析计算后的数据进行交互,并可以通过相应的远端设备进行查看。

[0018] 基于上述系统原理的宫缩检测装置,本发明记载了一种宫缩检测方法包括:

[0019] 1、对三轴系的体位信号进行融合,并且使用RMS算法进行趋势拟合。宫缩检测系统之所以采集母亲体位信号是因为母亲宫缩和体位变化具有一定的相关性,部分的宫缩活动伴随着体位信号的变化(加速度传感器也贴在母亲腹部)。其中,三轴系的体位信号融合公式为:

$$[0020] \quad acc(i) = |x_t - x_{t-1}| + |y_t - y_{t-1}| + |z_t - z_{t-1}| \quad (1)$$

[0021] x_t 、 y_t 、 z_t 表示加速度传感器在t时刻采集的三轴信号值, x_{t-1} 、 y_{t-1} 、 z_{t-1} 是t-1时刻的值。使用RMS算法对公式(1)中得到的信号acc进行处理,得到加速度趋势曲线,记为:accTrend。值得注意的是,三轴加速度信号,经过上述处理之后,得到的加速度趋势曲线accTrend是一个一通道信号。

[0022] 2、通过MQRS波检测算法直接对基于产妇腹部采集到的生理电信号进行分析,并计算MHR值,然后使用RMS算法提取MHR变化趋势。因为,MHR值和宫缩活动具有一定的相关性,部分的宫缩活动伴随着母亲心率的变化。例如,将母亲腹部电极采集电信号记为mixEGG(channel){channel=1,...,CH},其中channel代表信号的通道数,CH是总的mixEGG通道数。mixEGG信号中,主要包括母亲心电信号MECG、胎儿心电信号FECG、宫缩肌电信号EHG、胎

动噪声等。但是一般情况下,胎动、母亲移动等动作并不会影响根据mixECG定位母亲QRS波的位置(记为MQRS)。

[0023] 3、通过电极提取EHG信号,主要是利用了双电极采集EHG的原理。EHG信号提取之后,对EHG信号进行带通滤波、卡尔曼滤波等处理,降低EHG信号中的噪声。

[0024] 测量EHG信号最常用的方式被称为双电极方式,它是通过电极矩阵的方式,两个相邻电极测量得到两通道电信号mixEGG通过相减的方式,得到一通道的EHG信号,如EHG(1) = mixECG(1) - mixECG(2), CH通道的mixEGG(channel), 最终得到了CH-1导联的EHG信号,记为EHG(chan) (chan=1, ..., CH-1)。

[0025] 4、使用RMS算法提取EHG信号的变化趋势形成UC曲线。

[0026] RMS算法的主要原理是根据标准差来衡量信号的能量变化的趋势,具体如公式为:

$$[0027] \quad RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \hat{x})^2} \quad (2)$$

[0028] 其中N表示一段信号 x_i ($i=1, 2, \dots, N$) 的长度, x_i 表示该段信号中第i个信号值, \hat{x} 表示 x_1, x_2 到 x_N 的均值。

[0029] 为了得到连续的RMS值,通过计算长度为N,滑动窗口为M的RMS得到EHG的包络信号。此外,为了抵消计算中出现的频谱泄露,滑动窗口选择汉宁窗,公式如下:

$$[0030] \quad y_i = 0.5 \cdot x_i \cdot \left(1 - \cos \frac{2\pi i}{N}\right) \quad (3)$$

[0031] 基于EHG的RMS法UC曲线的拟合,本发明中使用较小的 $M=1s, N=4s$,利用RMS算法大致估计出一个UC曲线的拟合曲线(记为uClineInit),尽管这条曲线难以表述信号的包络趋势,不够光滑,但同样降低了部分高的、持续时间较短的大幅脉冲波的影响。

[0032] 5、使用EMD算法对上一步得到的UC曲线进行分解,然后将高频成分明显的部分IMF从原始信号中去除,剩余的IMF重构作为新的UC曲线。

[0033] 因为,EHG信号本质上是一种非平稳、非线性信号,使用EMD分解对初步得到的UC曲线uClineInit (chan=1, ..., CH-1) 分解,然后高频成分明显的部分IMF被去除,剩余的IMF重构,记为uClineEmd (chan=1, ..., CH-1)。

[0034] 对uClineEmd (chan=1, ..., CH-1) 按照如下公式进行归一化处理:

$$[0035] \quad uClineEmd(i, chan) = \frac{(uClineEmd(i, chan) - MinUcV(chan))}{MaxUcV(chan) - MinUcV(chan)} \quad (i=1, \dots, L) \quad (4)$$

[0036] 其中i表示chan通道的uClineEmd信号序列第i个信号值,L表uClineEmd的长度,MaxUcV(chan)表示第chan的uClineEmd最大值,相应的MinUcV(chan)表示最小值。归一化处理之后, $uClineEmd(i, chan) \in [0, 1]$ 。

[0037] CH-1通道的EHG信号,最终得到了CH-1通道uClineEmd(chan),如果 $CH-1 > 1$,则需要将CH-1通道的uClineEmd(chan) 整合为一个通道信号,主要通过下面的公式:

$$[0038] \quad uClineEmdSingle(i) = \prod_{chan=1}^{CH-1} uClineEmd(chan) \quad (5)$$

[0039] 如果 $CH-1=1$,则直接uClineEmdSingle=uClineEmd,作为输出结果。之所以将多个通道的uClineEmd(chan) 整合为一个通道的uClineEmdSingle,一方面为了方便宫缩分析,另一方面可以抑制少数导联中因为高大幅度脉冲波导致的虚假峰的幅度,一定程度上

能够防止错检。

[0040] 6、使用体位信号、MHR信号根据RMS算法提取的趋势,对上一步中得到UC曲线,进行非线性缩放形成最终的UC曲线,以防止EHG信号中部分能量过小的宫缩漏检。

[0041] 具体的,母体体位信号及母亲心率信号,根据两者拟合得到的两条accTrend、mHrTrend曲线,它们和宫缩活动也保持一定的相关性。在EHG中部分宫缩能量不明显的情况下,或者因为大幅度的脉冲噪声干扰而导致部分宫缩可能漏检的情况下,通过引入accTrend、mHrTrend能够在一定程度上避免这种漏检,大大提高仅依赖于EHG趋势拟合而漏检和错检的宫缩活动。

[0042] 在accTrend、mHrTrend中,分别检测所有满足一定条件(记为Req1)的峰,认为这些峰可能和宫缩活动有关联。并且检测峰的起点和终点位置,峰的位置记为pksLoc(j),幅度记为pksAmp(j),起点记为pkon(j)、终点记为pkoff(j), $j \in \{j=1,2,\dots,PL\}$,其中j是峰的序列号,PL是满足条件的峰的总数。

[0043] 其中条件Req1是同时满足以下三个条件:

[0044] 1) 在相应趋势信号中的峰要大于阈值Threshold,否则认为和宫缩无关;

[0045] 2) 相邻两个峰之间的间期不能小于minUcRR,否则认为和宫缩无关;

[0046] 3) 某个峰的宽度不能小于minUcWidth,否则认为和宫缩无关;

[0047] 如果在accTrend、mHrTrend中找到了一个和宫缩活动可能相关(满足Req1)的峰pksLoc(j),则在uClineEmdSingle中,如果满足以下条件(记为Req2),则对uClineEmdSingle按照下列方式进行缩放。

[0048]
$$uClineEmdSingle(i) = uClineEmdSingle(i) \times (1 + AmpCoff * hann(k)) \quad (6)$$

[0049] 其中i是信号的序列号, $i \in [Pkon(j), Pkoff(j)]$,k是相应的汉宁窗hann的序列号, $k \in [1, Pkoff(j) - Pkon(j)]$ 。AmpCoff是一个缩放系数, $AmpCoff \in [0, 1]$ 。

[0050] 其中条件Req2是同时满足以下两个条件:

[0051] 1) $\max(uClineEmdSingle(i)), i \in [Pkon(j), Pkoff(j)]$ 的值大于ThresholdUcline1;

[0052] 2) $\max(uClineEmdSingle(i)), i \in [Pkon(j), Pkoff(j)]$ 的值小于ThresholdUcline2;

[0053] 其中阈值 $ThresholdUcline1 < ThresholdUcline2$,也就是说 $\max(uClineEmdSingle(i))$ 在 $i \in [Pkon(j), Pkoff(j)]$ 范围内过大或过小均不进行缩放处理,这样避免了让uClineEmdSingle曲线中幅度过大的峰更大而导致部分宫缩峰漏检,以及过小的噪声峰被放大,而导致宫缩峰的错检。

[0054] uClineEmdSingle经过缩放处理之后,使用上述的归一化处理仍然使其满uClineEmdSingle(i)在[0,1]范围内,并记为uClineEmdFinal。

[0055] 7、根据最终得到的uClineEmdFinal曲线,利用幅度、间期、和宽度等进行宫缩峰的判断。

[0056] 本发明的优点是:

[0057] 1) 使用RMS算法从EHG中初步得到一条UC趋势曲线;

[0058] 2) 对1)初步得到的UC曲线,使用EMD算法对其进行非线性分解和重构,得到一条更精确的UC曲线(通过EMD非线性分解,能够较好的抑制EHG信号中夹杂的幅度较大的脉冲

波)。

[0059] 3) 使用体位信号(三轴加速度传感器)和母亲心率MHR的数据,对2)中得到的UC曲线进行修正,进一步抑制因为少数宫缩或噪声能量较大,而导致部分能量较小的宫缩漏检。

附图说明

[0060] 下面结合附图及实施例对本发明作进一步描述:

[0061] 图1为本发明的原理图;

[0062] 图2为一段EHG信号(3通道)、MHR、体位信号以及参考TOCO曲线图;

[0063] 图3为一段EHG信号(3通道)、经过RMS趋势拟合(结果为uClineInit),EMD优化(结果uClineEmd)和3通道uClineEmd融合(结果uClineEmdSingle)的示意图。

[0064] 图4为一段含有高大脉冲干扰的EHG信号(3通道)、经过算法提取的EHG趋势uClineEmdSingle,以及仅仅经过RMS算法提取的UC趋势对比图;

[0065] 图5经过加速度趋势accTrend和、母亲心率趋势mHrTrend,对经过EMD算法等处理得到的uClineEmdSingle修正,得到的最终UC曲线uClineEmdFina的示意图;

具体实施方式

[0066] 实施例1

[0067] 步骤1:三轴体位信号的融合和RMS趋势提取

[0068] a) 三轴加速度信号的融合:

[0069] 三轴体位信号的融合,按照式(1)的公式进行:

$$[0070] \quad \text{acc}(i) = |x_t - x_{t-1}| + |y_t - y_{t-1}| + |z_t - z_{t-1}| \quad (1)$$

[0071] x_t 、 y_t 、 z_t 表示加速度传感器在t时刻采集的三轴信号值, x_{t-1} 、 y_{t-1} 、 z_{t-1} 是t-1时刻的值。之所以采用 $x_t - x_{t-1}$ 这种减法的形式,是因为它相当于一个高通滤波器,能够去除加速度传感器由于呼吸等原因引入的低频噪声。

[0072] b) RMS算法的原理和体位趋势的提取:

[0073] RMS算法的主要原理是根据标准差来衡量信号的能量变化的趋势,具体如公式(2)所示:

[0074] RMS算法的主要原理是根据标准差来衡量信号的能量变化的趋势,具体如公式为:

$$[0075] \quad \text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \hat{x})^2} \quad (2)$$

[0076] 其中N表示一段信号 x_i ($i=1, 2, \dots, N$)的长度, x_i 表示该段信号中第i个信号值, \hat{x} 表示 x_1 、 x_2 到 x_N 的均值。

[0077] 为了得到连续的RMS值,通过计算长度为N,滑动窗口为M的RMS得到EHG的包络信号。此外,为了抵消计算中出现的频谱泄露,滑动窗口选择汉宁窗,公式如下:

$$[0078] \quad y_i = 0.5 \cdot x_i \cdot \left(1 - \cos \frac{2\pi i}{N}\right) \quad (3)$$

[0079] 使用RMS算法对公式(1)中得到的信号acc进行处理,得到加速度趋势曲线,记为:accTrend。

[0080] 注意:经过上述处理之后,三轴加速度信号,经过上述处理之后,得到的加速度趋势曲线accTrend是一个一通道信号。

[0081] 步骤2:MQRS检测以及MHR趋势的提取

[0082] 基于母亲腹部电极采集电信号记为mixEGG (channel) {channel=1,.....CH},其中channel代表信号的通道数,CH是总的mixEGG通道数。mixEGG信号中,主要包括母亲心电信号MECG、胎儿心电信号FECEG、宫缩肌电信号EHG、胎动噪声等。但是一般情况下,胎动、母亲移动等动作并不会影响根据mixEGG定位母亲QRS波的位置(记为MQRS)。

[0083] MQRS波的检测主要根据mixEGG (channel) 经过带通、差分、平方、平滑等处理之后,削弱ECG信号中的噪声,突出QRS波群的成分,最后根据一种自适应阈值,检测大于阈值的点,作为MQRS波的位置。基于每个导联的mixEGG (channel) {channel=1,.....CH} 信号分别进行MQRS波的检测,记为MQrs (channel) {channel=1,.....CH},然后根据CH个导联的MQrs (channel) 确定最终的MQRS波的位置,记为MQRSFinal,这样做,可以降低某些导联mixEGG (channel) 信号质量差的情况下导致的MQRS波的漏检和错检。

[0084] 对根据MQRSFinal得到的母亲心率MHR进行卡尔曼滤波处理,滤除其中的毛刺等高频成分,根据MHR使用RMS算法,进行趋势提取,记为mHrTrend。

[0085] 经过临床数据分析我们发现MHR值和宫缩活动具有一定的相关性,部分的宫缩活动伴随着母亲心率的变化。我们提取mHrTrend的目的是为了防止部分宫缩能量差异较大,而导致的部分能量过小的宫缩活动漏检。

[0086] 步骤3:EHG信号的提取以及去燥预处理

[0087] 基于母亲腹部电极采集电信号记为mixEGG (channel),如何去除MECG、FECEG等成分,得到更加干净的EHG信号?

[0088] 这和电极连接方式有关,测量EHG信号最常用的方式被称为双电极方式,它是通过电极矩阵的方式,两个相邻电极测量得到两通道电信号mixEGG通过相减的方式,得到一通道的EHG信号,如如 $EHG(1) = mixECG(1) - mixECG(2)$,CH通道的mixEGG (channel),最终得到了CH-1导联的EHG信号,记为EHG (chan) (chan=1, ..., CH-1)。

[0089] 基于双电极方式获取的EHG信号中,仍然包含了高频、低频以及一些高幅度的脉冲干扰。据分析EHG的主要频谱范围为0.09~5Hz,我们使用一个FIR带通滤波器进行带通处理。

[0090] 步骤4:基于EHG的RMS法UC曲线的初步拟合

[0091] 基于RMS的趋势拟合,具体见公式(2)和(3),其中每段窗口长度N,和滑动窗口M是算法的两个关键参数,影响拟合曲线的整体趋势。N、M过小,拟合曲线难以表述信号的包络趋势,过大可能会将多个宫缩峰拟合成一个大的峰,导致最终漏检严重。

[0092] 基于EHG的RMS法UC曲线的拟合,本专利和其他文献不同点在于N、M的选择。本方案的做法是使用较小的 $N=4s$, $M=1s$,利用RMS算法大致估计出一个UC曲线的拟合曲线(记为uClineInit),尽管这条曲线难以表述信号的包络趋势,不够光滑,但同样避免了部分高的、持续时间较短的大幅脉冲波的影响。

[0093] 注意:一个通道的EHG信号EHG (chan),对应一条UC拟合曲线uClineInit (chan) {chan=1, ..., CH-1}。

[0094] 步骤5:三轴体位信号的融合和RMS趋势提取

[0095] EMD分解依据自身的时间尺度特征来进行信号分解,无需预先设定任何基函数,EMD分解在处理非线性非平稳数据上,具有非常明显的优势。该算法的关键是将复杂信号分解为有限个本征模函数(IntrinsicModeFunction,IMF),各个IMF分量包含了原信号的不同时间尺度的局部特征信号。

[0096] EHG信号本质上是一种非平稳、非线性信号,使用EMD分解对初步得到的UC曲线 $uClineInit(chan=1, \dots, CH-1)$ 分解,然后高频成分明显的部分IMF被去除,剩余的IMF重构,记为 $uClineEmd(chan=1, \dots, CH-1)$ 。

[0097] 对 $uClineEmd(chan=1, \dots, CH-1)$ 按照如下公式进行归一化处理:

$$[0098] \quad uClineEmd(i, chan) = \frac{(uClineEmd(i, chan) - MinUcV(chan))}{MaxUcV(chan) - MinUcV(chan)} (i = 1, \dots, L) \quad (4)$$

[0099] 其中 i 表示 $chan$ 通道的 $uClineEmd$ 信号序列第 i 个信号值, L 表 $uClineEmd$ 的长度, $MaxUcV(chan)$ 表示第 $chan$ 的 $uClineEmd$ 最大值,相应的 $MinUcV(chan)$ 表示最小值。归一化处理之后, $uClineEmd(i, chan) \in [0, 1]$ 。

[0100] $CH-1$ 通道的EHG信号,最终得到了 $CH-1$ 通道 $uClineEmd(chan)$, 如果 $CH-1 > 1$, 则需要将 $CH-1$ 通道的 $uClineEmd(chan)$ 整合为一个通道信号,主要通过下面的公式:

$$[0101] \quad uClineEmdSingle(i) = \prod_{chan=1}^{CH-1} uClineEmd(chan) \quad (5)$$

[0102] 如果 $CH-1 = 1$, 则直接 $uClineEmdSingle = uClineEmd$, 作为输出结果。之所以将多个通道的 $uClineEmd(chan)$ 整合为一个通道的 $uClineEmdSingle$, 一方面为了方便宫缩分析, 另一方面可以抑制少数导联中因为高大幅度脉冲波导致的虚假峰的幅度, 一定程度上能够防止错检。

[0103] 步骤6:使用体位信号、母亲心率趋势修正UC宫缩曲线

[0104] 目前常用的基于EHG信号测量宫缩活动,仅仅只根据EHG的包络拟合,而专利创造性的引入了和宫缩活动相关的体位信号(加速度传感器),以及母亲心率信号,根据两者拟合得到的两条 $accTrend$ 、 $mHrTrend$ 曲线,它们和宫缩活动也保持一定的相关性。在EHG中部分宫缩能量不明显的情况下,或者因为大幅度的脉冲噪声干扰而导致部分宫缩可能漏检的情况下,通过引入 $accTrend$ 、 $mHrTrend$ 能够在一定程度上避免这种漏检,大大提高仅依赖于EHG趋势拟合而漏检和错检的宫缩活动。

[0105] 在 $accTrend$ 、 $mHrTrend$ 中,分别检测所有满足一定条件(记为Req1)的峰,认为这些峰可能和宫缩活动有关联。并且检测峰的起点和终点位置,峰的位置记为 $pksLoc(j)$, 幅度记为 $pksAmp(j)$, 起点记为 $pkon(j)$ 、终点记为 $pkoff(j)$, $j \in \{j=1, 2, \dots, PL\}$, 其中 j 是峰的序列号, PL 是满足条件的峰的总数。

[0106] 其中条件Req1是同时满足以下三个条件:

[0107] 4) 在相应趋势信号中的峰要大于阈值 $Threshold$, 否则认为和宫缩无关;

[0108] 5) 相邻两个峰之间的间期不能小于 $minUcRR$, 否则认为和宫缩无关;

[0109] 6) 某个峰的宽度不能小于 $minUcWidth$, 否则认为和宫缩无关;

[0110] 注意:在 $accTrend$ 、 $mHrTrend$ 中, $Threshold$ 和 $Threshold$ 可以分别取不同的值。其中, $minUcRR$ 和 $minUcWidth$ 主要依据生理学上宫缩活动最小的间期、以及宫缩活动最小的持续时间。

[0111] 如果在accTrend、mHrTrend中找到了一个和宫缩活动可能相关(满足Req1)的峰 $pksLoc(j)$, 则在uClineEmdSingle中, 如果满足以下条件(记为Req2), 则对uClineEmdSingle按照下列方式进行缩放。

$$[0112] \quad uClineEmdSingle(i) = uClineEmdSingle(i) \times (1 + AmpCoff * hann(k)) \quad (6)$$

[0113] 其中i是信号的序列号, $i \in [Pkon(j), Pkoff(j)]$, k是相应的汉宁窗hann的序列号, $k \in [1, Pkoff(j) - Pkon(j)]$ 。AmpCoff是一个缩放系数, $AmpCoff \in [0, 1]$ 。

[0114] 其中条件Req2是同时满足以下两个条件:

[0115] 3) $\max(uClineEmdSingle(i)), i \in [Pkon(j), Pkoff(j)]$ 的值大于ThresholdUcline1;

[0116] 4) $\max(uClineEmdSingle(i)), i \in [Pkon(j), Pkoff(j)]$ 的值小于ThresholdUcline2;

[0117] 其中阈值 $ThresholdUcline1 < ThresholdUcline2$, 也就是说 $\max(uClineEmdSingle(i))$ 在 $i \in [Pkon(j), Pkoff(j)]$ 范围内过大或过小均不进行缩放处理, 这样避免了让uClineEmdSingle曲线中幅度过大的峰更大而导致部分宫缩峰漏检, 以及过小的噪声峰被放大, 而导致宫缩峰的错检。

[0118] uClineEmdSingle经过缩放处理之后, 使用上述的归一化处理仍然使其满uClineEmdSingle(i)在[0,1]范围内, 并记为uClineEmdFinal。

[0119] 步骤7: 宫缩峰的检测

[0120] 经过accTrend、mHrTrend对uClineEmdSingle的缩放, 最终得到了uClineEmdFinal曲线, 最后利用uClineEmdFinal, 检测所有满足Req1条件的峰, 则认为其为宫缩峰, 对应的时间孕妇的发生了一次宫缩活动。

[0121] 实施例2:

[0122] 如图2所示, 一段EHG信号(3通道)、MHR、体位信号以及参考TOCO曲线, 如图所示, 可以看到在宫缩活动发生时, 母亲心率发生明显的波动, 加速度传感器中也发生了明显的变化。

[0123] 如图3所示, 一段EHG信号(3通道)、经过RMS趋势拟合(结果为uClineInit), EMD优化(结果uClineEmd)和3通道uClineEmd融合(结果uClineEmdSingle)的示意图。

[0124] 如图4所示, 一段含有高大脉冲干扰的EHG信号(3通道)、经过本专利算法提取的EHG趋势uClineEmdSingle, 以及仅仅经过RMS算法($N=60, M=3$)提取的UC趋势对比。可以看出, 在噪声段, 经过EMD分解等处理得到的uClineEmdSingle对应的幅度值要明显小于RMS算法($N=60, M=3$)对应的幅度值, 说明uClineEmdSingle对高大脉冲干扰的抑制要明显优于直接使用RMS算法($N=60, M=3$)。

[0125] 如图5所示, 上述是一段含有能量差异较大的UC活动的EHG信号, 经过加速度趋势accTrend和、母亲心率趋势mHrTrend, 对经过EMD算法等处理得到的uClineEmdSingle修正, 得到的最终UC曲线uClineEmdFina的示意图。在图中900s附近的宫缩对应的EHG信号能量远远大于其他两个宫缩对应的能量, 如果根据uClineEmdSingle直接用于宫缩活动的检测, 很可能导致400s和600s附近的宫缩发生漏检, 因为对应的uClineEmdSingle幅度值太小。而经过accTrend和mHrTrend修正后的曲线uClineEmdFina, 在400s和600s附近的宫缩对应的幅度值变大, 和900s附近的宫缩幅度值差异减小, 可以有效的防止漏检。

[0126] 本发明实施例仅例示性说明本发明的原理及其功效,而非用于限制本发明的。任何熟悉此技术的人士皆可在不违背本发明的精神及范畴下,对上述实施例进行修饰或改变。因此,举凡所属技术领域中具有通常知识者在未脱离本发明的所揭示的精神与技术思想下所完成的一切等效修饰或改变,仍应由本发明的权利要求所涵盖。

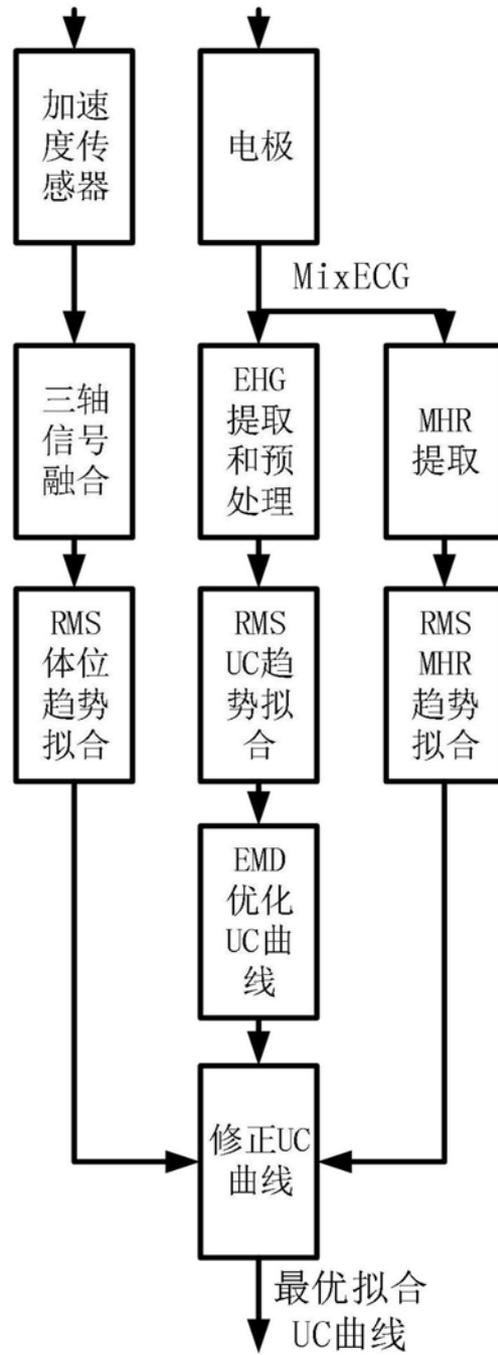


图1

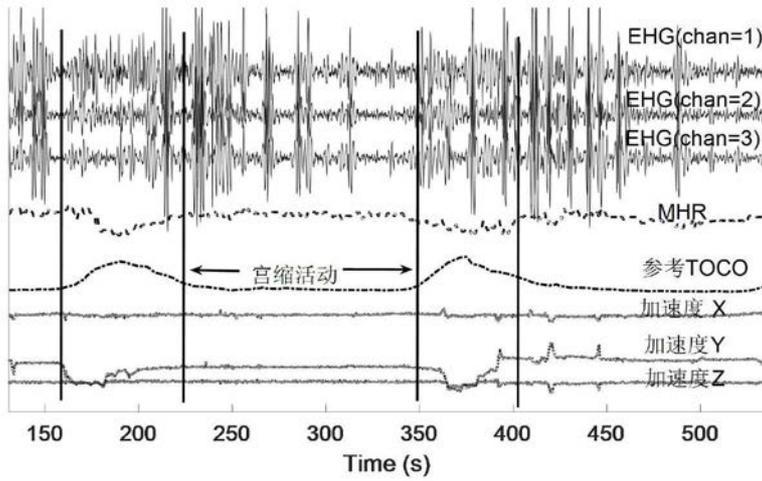


图2

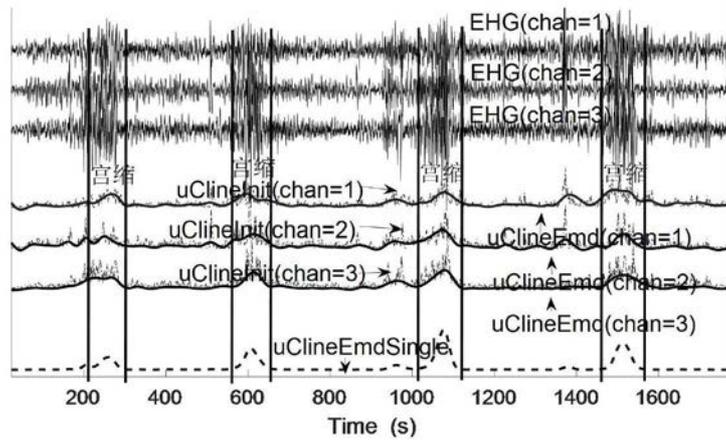


图3

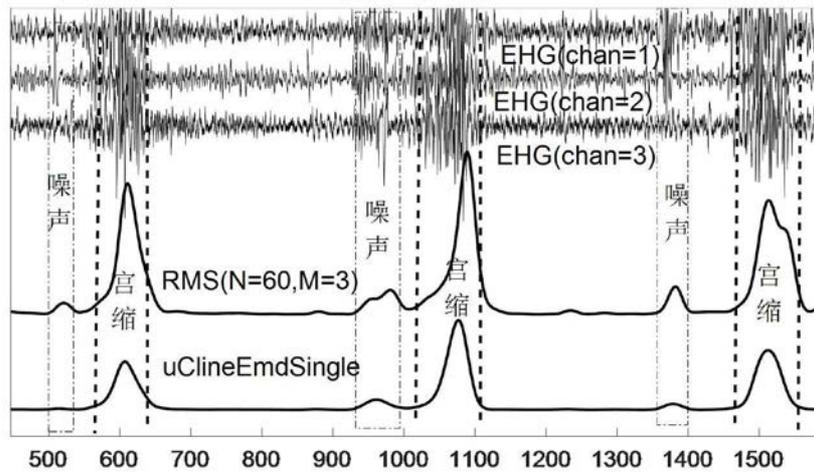


图4

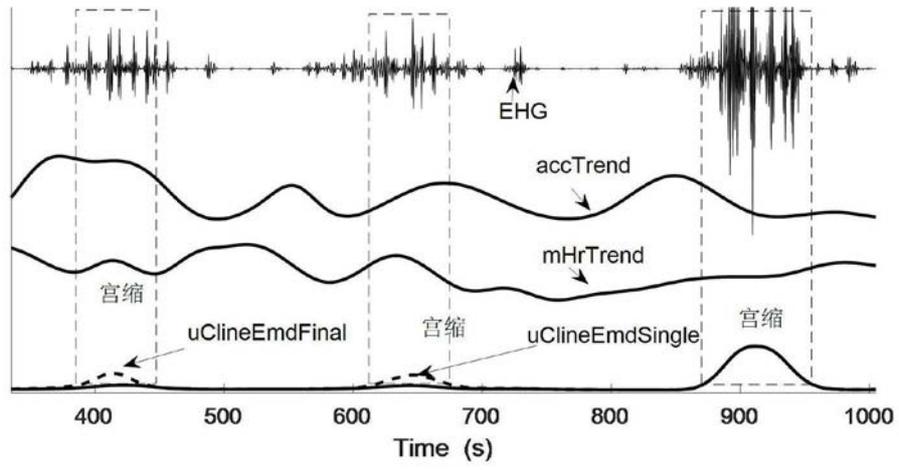


图5

专利名称(译)	基于母体生理电信号的宫缩检测装置及方法		
公开(公告)号	CN110974180A	公开(公告)日	2020-04-10
申请号	CN201911354600.7	申请日	2019-12-25
[标]发明人	孙纪光		
发明人	孙纪光		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0488 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/0488 A61B5/1116 A61B5/4356 A61B5/7203 A61B5/7225		
代理人(译)	范晴 王凯		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了基于母体生理电信号和加速度传感器的宫缩检测装置及方法，包括电极，接触分布于产妇腹部体表并获得其体表子宫肌电信号；处理器，与所述电极保持电信号传递；且所述处理器包括计算分析系统；计算分析系统，从所述电极获得的体表子宫肌电信号中提取出子宫收缩趋势曲线，再通过EMD算法对所述子宫收缩趋势曲线进行非线性分解和重构获得子宫收缩精确曲线；综合母体体位信号及母体心率数据对所述子宫收缩精确曲线进行缩放修正得到最终的子宫收缩曲线。

