



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110613435 A

(43)申请公布日 2019.12.27

(21)申请号 201910878424.0

(22)申请日 2019.09.16

(71)申请人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司

地址 518122 广东省深圳市坪山新区坑梓
街道金沙社区金辉路15号

(72)发明人 饶箭 陈德伟 罗崇 谭娟鹃

(74)专利代理机构 北京三聚阳光知识产权代理
有限公司 11250

代理人 吴黎

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/03(2006.01)

A61B 5/22(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

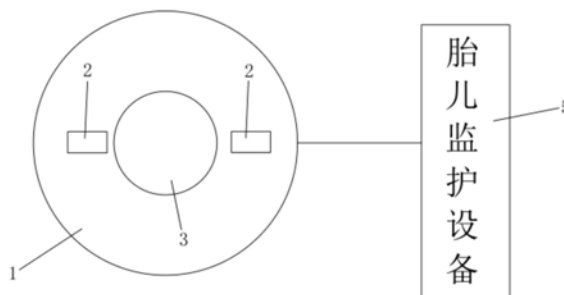
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(54)发明名称

一种监护探头及胎心率和宫缩压力的检测方法

(57)摘要

本发明公开了一种监护探头及胎心率和宫缩压力的检测方法,所述监护探头包括:探头本体,其内部安装有应力传感装置,所述应力传感装置可附接在被测对象的皮肤表面;心电传感装置,包括贴片基体和设置在所述贴片基体上的感测电极;所述贴片基体可粘贴在待检测对象的皮肤上,所述感测电极通过导联线连接到所述探头本体。将心电传感装置和应力传感装置集成在一个探头本体中,可以获取准确的母体心率、胎儿心率以及子宫收缩压力值,完成胎心和宫缩监护,解决传统监护方式中存在的探头沉重、移动不便、监护体验差的问题。



1. 一种监护探头,其特征在于,包括:

探头本体,其内部安装有应力传感装置,所述应力传感装置可附接在被测对象的皮肤表面;

心电传感装置,包括贴片基体和设置在所述贴片基体上的感测电极;所述贴片基体可粘贴在待检测对象的皮肤上,所述感测电极通过导联线连接到所述探头本体。

2. 根据权利要求1所述的监护探头,其特征在于,所述心电传感装置包括至少两个与所述应力传感装置的位置不相重叠的电极贴片,每个所述电极贴片均包括所述贴片基体和所述感测电极。

3. 根据权利要求2所述的监护探头,其特征在于,至少两个所述电极贴片均集成连接到所述探头本体的内部。

4. 根据权利要求2所述的监护探头,其特征在于,至少两个所述电极贴片均位于所述探头本体的外部,并分别通过所述导联线连接于所述探头本体。

5. 根据权利要求4所述的监护探头,其特征在于,所述导联线从所述探头本体伸出并指向所述电极贴片贴放位置的方向。

6. 根据权利要求4所述的监护探头,其特征在于,至少两个所述电极贴片的导联线集束连接后再连接于所述探头本体。

7. 一种胎心率和宫缩压力的检测方法,基于权利要求1—6中任意一项所述的监护探头,其特征在于,包括:

通过附接在被测对象皮肤表面的应力传感装置获取子宫肌肉收缩压力信号,并通过附接到被测对象腹部的心电传感装置获取被测对象的腹部混合心电信号;

根据获取的所述腹部混合心电信号,分离计算得到母体心率和胎儿心率;

根据获取的所述子宫肌肉收缩压力信号,得到子宫机械压力值;

输出母体心率、胎儿心率的计算结果,并根据所述子宫机械压力值绘制子宫收缩压力的监护曲线。

8. 根据权利要求7所述的胎心率和宫缩压力的检测方法,其特征在于,所述根据获取的所述腹部混合心电信号,分离计算得到母体心率和胎儿心率,包括:

对所述腹部混合心电信号进行滤波处理,得到消除干扰后的胎儿心电信号;

对所述胎儿心电信号进行信号包络处理得到胎儿心电包络信号;

识别所述胎儿心电包络信号中的胎儿QRS波段信号,根据所述胎儿QRS波段信号计算胎儿心率;

从所述腹部混合心电信号减去所述胎儿QRS波段信号得到母体心电信号;

对所述母体心电信号进行包络处理得到母体心电包络信号;

识别所述母体心电包络信号中的母体QRS波段信号,根据所述母体QRS波段信号计算母体心率。

9. 根据权利要求7所述的胎心率和宫缩压力的检测方法,其特征在于,所述根据获取的所述子宫肌肉收缩压力信号,得到子宫机械压力值,包括:

对所述子宫肌肉收缩压力信号进行信号包络处理得到子宫机械压力包络信号;

将得到的所述子宫机械压力包络信号除以预设压力值对应的包络值得到子宫机械压力值。

10. 根据权利要求9所述的胎心率和宫缩压力的检测方法, 其特征在于, 在所述根据获取的所述子宫肌肉收缩压力信号, 得到子宫机械压力值之后, 还包括:

对所述腹部混合心电信号进行带通滤波处理, 得到消除干扰后的子宫肌肉电信号;

将消除干扰后的所述子宫肌肉电信号进行信号包络处理得到子宫肌肉电压力包络信号;

将所述子宫肌肉电压力包络信号除以预设压力值对应的包络值得到子宫电压力值;

根据得到的所述子宫机械压力值和所述子宫电压力值, 绘制子宫收缩压力的监护曲线。

11. 根据权利要求10所述的胎心率和宫缩压力的检测方法, 其特征在于, 所述根据得到的所述子宫机械压力值和所述子宫电压力值, 绘制子宫收缩压力曲线, 包括:

比较所得到的所述子宫电压力值和所述子宫机械压力值;

当所述子宫电压力值小于所述子宫机械压力值时, 以所述子宫电压力值作为输出结果绘制子宫收缩压力的监护曲线;

当所述子宫电压力值大于或等于所述子宫机械压力值且两者差值的绝对值在预设范围内时, 以所述子宫机械压力值或所述子宫电压力值作为输出结果绘制子宫收缩压力的监护曲线;

当所述子宫电压力值大于所述子宫机械压力值且两者差值的绝对值超过预设范围时, 则分别根据所述子宫机械压力值绘制子宫机械压力曲线和根据所述子宫电压力值绘制子宫电压力曲线。

12. 一种母胎监护设备, 其特征在于, 包括: 监护探头、显示设备、存储器、处理器以及储存在所述存储器中并可在所述处理器上运行的计算机程序, 所述监护探头采用如权利要求1—6中任意一项所述的监护探头, 所述处理器执行所述计算机程序时实现如权利要求7—11中任一项所述的胎心率和宫缩压力的检测方法, 所述显示设备用于显示所述母体心率、所述胎儿心率的计算结构以及所述子宫收缩压力的监护曲线。

13. 一种计算机可读存储介质, 其特征在于, 所述计算机可读存储介质存储有计算机指令, 所述计算机指令用于使所述计算机执行权利要求7—12中任一项所述的胎心率和宫缩压力的检测方法。

一种监护探头及胎心率和宫缩压力的检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医用胎儿监护技术领域,具体涉及一种监护探头及胎心率和宫缩压力的检测方法。

背景技术

[0002] 目前临床上对孕妇监护胎心率和宫缩一般都是通过超声传感器和外宫缩压力传感器进行,超声传感器负责通过向胎儿心脏发送超声波并检测超声回波完成胎心率,外宫缩压力传感器通过应力计感受孕妇腹部压力变化完成宫缩监护。

[0003] 然而这种传统的监护方式,超声传感器和外宫缩压力传感器是完全相互独立进行检测的,在临床应用中,当两个传感器分别通过绷带同时捆扎在孕妇腹部时,整体的重量较重,孕妇的监护体验不好;当孕妇移动时探头容易掉落或滑动。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明提供一种监护探头及胎心率和宫缩压力的检测方法,以解决传统监护方式中存在的探头沉重、移动不便、监护体验差的问题。

[0005] 根据第一方面,本发明实施例的提供了一种监护探头,包括:探头本体,其内部安装有应力传感装置,所述应力传感装置可附接在被测对象的皮肤表面;心电传感装置,包括贴片基体和设置在所述贴片基体上的感测电极;所述贴片基体可粘贴在待检测对象的皮肤上,所述感测电极通过导联线连接到所述探头本体。

[0006] 进一步地,所述心电传感装置包括至少两个与所述应力传感装置的位置不相重叠的电极贴片,每个所述电极贴片均包括所述贴片基体和所述感测电极。

[0007] 进一步地,至少两个所述电极贴片均集成连接到所述探头本体的内部。

[0008] 进一步地,至少两个所述电极贴片均位于所述探头本体的外部,并分别通过所述导联线连接于所述探头本体。

[0009] 进一步地,所述导联线从所述探头本体伸出并指向所述电极贴片贴放位置的方向。

[0010] 进一步地,至少两个所述电极贴片的导联线集束连接后再连接于所述探头本体。

[0011] 根据第二方面,本发明实施例还提供了一种胎心率和宫缩压力的检测方法,基于如上所述的监护探头,包括:通过附接在被测对象皮肤表面的应力传感装置获取子宫肌肉收缩机械压力信号,并通过附接到被测对象腹部的心电传感装置获取被测对象的腹部混合心电信号;根据获取的所述腹部混合心电信号,分离计算得到母体心率和胎儿心率;根据获取的所述子宫肌肉收缩压力信号,得到子宫机械压力值;输出母体心率、胎儿心率的计算结果,并根据所述子宫机械压力值绘制子宫收缩压力的监护曲线。

[0012] 进一步地,所述根据获取的所述腹部混合心电信号,分离计算得到母体心率和胎儿心率,包括:对所述腹部混合心电信号进行滤波处理,得到消除干扰后的胎儿心电信号;对所述胎儿心电信号进行信号包络处理得到胎儿心电包络信号;识别所述胎儿心电包络信

号中的胎儿QRS波段信号,根据所述胎儿QRS波段信号计算胎儿心率;从所述腹部混合心电信号减去所述胎儿QRS波段信号得到母体心电信号;对所述母体心电信号进行包络处理得到母体心电包络信号;识别所述母体心电包络信号中的母体QRS波段信号,根据所述母体QRS波段信号计算母体心率。

[0013] 进一步地,所述根据获取的所述子宫肌肉收缩压力信号,得到子宫机械压力值,包括:对所述子宫肌肉收缩压力信号进行信号包络处理得到子宫机械压力包络信号;将得到的所述子宫机械压力包络信号除以预设压力值对应的包络值得到子宫机械压力值。

[0014] 进一步地,在所述根据获取的所述子宫肌肉收缩压力信号,得到子宫机械压力值之后,还包括:对所述腹部混合心电信号进行带通滤波处理,得到消除干扰后的子宫肌肉电信号;将消除干扰后的所述子宫肌肉电信号进行信号包络处理得到子宫肌肉电压力包络信号;将所述子宫肌肉电压力包络信号除以预设压力值对应的包络值得到子宫电压力值;根据得到的所述子宫机械压力值和所述子宫电压力值,绘制子宫收缩压力的监护曲线。

[0015] 进一步地,所述根据得到的所述子宫机械压力值和所述子宫电压力值,绘制子宫收缩压力的监护曲线,包括:比较所得到的所述子宫电压力值和所述子宫机械压力值;当所述子宫电压力值小于所述子宫机械压力值时,以所述子宫电压力值作为输出结果绘制子宫收缩压力的监护曲线;当所述子宫电压力值大于或等于所述子宫机械压力值且两者差值的绝对值在预设范围内时,以所述子宫机械压力值或所述子宫电压力值作为输出结果绘制子宫收缩压力的监护曲线;当所述子宫电压力值大于所述子宫机械压力值且两者差值的绝对值超过预设范围时,则分别根据所述子宫机械压力值绘制子宫机械压力曲线和根据所述子宫电压力值绘制子宫电压力曲线。

[0016] 根据第三方面,本发明实施例还提供了一种母胎监护设备,包括:监护探头、显示设备、存储器、处理器以及储存在所述存储器中并可在所述处理器上运行的计算机程序,所述监护探头采用如上所述的监护探头,所述处理器执行所述计算机程序时实现如上所述的胎心率和宫缩压力的检测方法,所述显示设备用于显示所述母体心率、所述胎儿心率的计算结构以及所述子宫收缩压力的监护曲线。

[0017] 根据第四方面,本发明实施例还提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机指令,所述计算机指令用于使所述计算机执行如上所述的胎心率和宫缩压力的检测方法。

[0018] 本发明技术方案,具有如下优点:

[0019] 1、本发明提供的监护探头,通过导联线将心电传感装置集成到探头本体上,可以减少孕妇监护过程中所需佩戴探头的数量,减轻孕妇的负担;而且贴片基体相对探头而言,更加轻便,贴放在孕妇身体之后不会掉落或滑落,孕妇移动将不再有限制,大幅提高了监护体验。

[0020] 2.本发明提供的监护探头,电极贴片集成在探头本体内部的方式,节省了导联线的使用,降低了成本,而且使用上也比较方便。

[0021] 3.本发明提供的监护探头,导联线从探头本体伸出并指向电极贴片贴放位置的出线方式,可以使用户迅速定位任意一个电极贴片贴放位置所需要使用的导联线,提高用户的工作效率。

[0022] 4.本发明提供的监护探头,两组导联线分别设置在探头本体的相对两端的方式,

可以扩大电极贴片在待检测对象身上的检测区域范围,适用性更强。

[0023] 5.本发明提供的监护探头,至少两根导联线集束连接再连接到探头本体的方式,可以方便电极贴片独立放置在不同位置、灵活性更好;与现有技术中多根导联线分别单独与探头本体连接的方式相比,可以减少导联线的长度,从而节省成本。

[0024] 6.本发明提供的胎心率和宫缩压力的检测方法,将心电传感装置和应力传感装置集成在一个探头结构中,分别通过心电电极和应力传感器实时采集、分析腹部混合心电信号和子宫肌肉收缩压力信号,可以获取准确的母体心率、胎儿心率以及宫缩值,完成胎心和宫缩监护,解决传统监护方式中存在的探头沉重、移动不便、容易检测到母亲心率、宫缩监护易受母体呼吸影响的问题。

附图说明

[0025] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施方式,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0026] 图1为本发明实施例提供的母胎监护设备的第一种实施方式的结构示意图;

[0027] 图2为本发明实施例提供的母胎监护设备的第二种实施方式的结构示意图;

[0028] 图3为本发明实施例提供的母胎监护设备的第三种实施方式的结构示意图;

[0029] 图4为本发明实施例二提供的胎心率和宫缩压力的检测方法的实现流程图;

[0030] 图5为本发明实施例二提供的母体心率和胎儿心率的处理方法流程图;

[0031] 图6为本发明实施例二提供的子宫收缩压力曲线的绘制流程图;

[0032] 图7为本发明实施例三提供的母胎监护设备中监护探头的结构示意图;

[0033] 图8为本发明实施例三提供的母体监护设备的结构示意图。

[0034] 附图标记说明:1、探头本体;2、心电传感装置;3、应力传感装置;4、导联线;5、胎儿监护设备。

具体实施方式

[0035] 下面将结合附图对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0036] 实施例一

[0037] 如图1所示的一种监护探头,包括探头本体1和心电传感装置2。其中探头本体1包括探头外壳和安装于探头外壳内部的应力传感装置3,应力传感装置3具体可以为应力计。当探头外壳被固定在被测对象的腹部时,应力传感装置3可紧贴在被测对象腹部皮肤的表面,用于感测被测对象的腹部压力信号,后续可以根据该腹部压力信号得到被测对象的宫缩压力信号。心电传感装置2包括贴片基体和设置在贴片基体正面上的感测电极,贴片基体可粘贴在待检测对象的皮肤上,感测电极用于检测被测对象的心电信号且通过导联线4连接到探头外壳上。

[0038] 这种监护探头,通过导联线4将心电传感装置2集成连接到探头本体1上,可以减少

孕妇监护过程中所需佩戴探头的数量,减轻孕妇的负担;而且贴片基体相对常见探头的外壳而言,更加轻便,在对孕妇进行监护时,贴片基体贴放在孕妇的腹部之后不易出现掉落或松动的现象,孕妇移动将不再有限制,大幅提高了孕妇的监护体验。

[0039] 在本实施例中,心电传感装置2包括两个与应力传感装置3的位置不相重叠的电极贴片,每个电极贴片均包括贴片基体和感测电极。当心电传感装置2的检测对象是孕妇时,感测电极检测到的心电信号至少包括母体心电信号和胎儿心电信号,采用两个心电电极方便后续根据检测到的多路心电信号进行分析,实现母体心率、胎儿心率和宫缩压力的监护。在一些实施方式中,电极贴片的数量还可以是三个或以上。在另外的一些实施例中,贴片基体可以是一个,多个感测电极安装在同一贴片基体的不同位置,多个感测电极之间的相对位置可以是预先设定的或可以在预定范围内调节的。

[0040] 在本实施例的一种实施方式中,两个电极贴片均集成连接到探头外壳的内部,且不与应力传感装置3的位置重叠。电极贴片位于探头外壳的内部的方式可以节省导联线4的使用长度,降低监护探头的生产成本;而且,在使用该监护探头时,仅仅需要将探头外壳固定在孕妇的腹部即可,无需额外将电极贴片粘贴在孕妇腹部的相应位置上,使用上也比较方便。优选的,两个电极贴片在探头外壳内尽可能地相互远离布置,可以增大不同感测电极之间的电压差,方便采集到更大幅度的心电信号。

[0041] 在本实施例的另一种实施方式中,两个电极贴片均集成连接到探头外壳的外部,电极贴片的感测电极通过导联线4分别连接到探头外壳上。电极贴片位于探头外壳外部的的方式,可以扩大电极贴片在待检测对象身上的检测区域范围,适用性更强。同样地,在探头外壳外部的两个心电电极也尽可能地相互远离布置。

[0042] 在本实施例的一种实施方式中,两条导联线4分别从探头外壳伸出并指向对应电极贴片在待检测对象腹部贴放位置的方向。电极贴片通过有固定指向的导联线4连接到探头外壳上的方式,由于导联线4的指向方向是根据预先要求设定好的,都是指向能够采集到母体心电信号最优良的区域,在使用时,方便用户迅速定位任意一个电极贴片贴放到信号采集质量最优良的区域上,大大减少了不断更换心电电极贴放位置以获取更佳心电信号所花费的时间,提高用户的工作效率。在其他实施方式中,导联线4还可以是质地柔软、可任意弯折的导联线4,这种导联线4不具有预定的出线方向。

[0043] 在本实施例的一种实施方式中,两个电极贴片的导联线4在探头壳体外部集束连接后,再连接到探头本体1上。这种方式连接的电极贴片在采集心电信号时的灵活性更好,探头外壳和电极贴片的相对位置不受固定,可以使得应力传感装置3和电极贴片都能安放在各自要求的最佳位置上,当待测怀孕对象的母体体位或胎儿体位不同时,两者可以独立进行安放位置调整,以获取最佳信号,保证信号数据采集的准确性。而且与多根导联线4分别单独与探头本体1连接的方式相比,可以减少导联线4的长度,从而节省成本。

[0044] 在本实施例中,贴片基体采用柔性基底,柔性基底与被测对象腹部皮肤连接的正面具有粘合剂。电极贴片在使用时,柔性基底通过粘合剂贴附在待检测对象的皮肤上,由于柔性基底与皮肤的接触性好,不易受孕妇自身运动的影响,柔性基底上的感测电极可以稳定地贴附在所要求的贴放位置上,减少了感测电极松动或位置变动对采集到心电信号数据的影响,从而可以提高心电信号数据采集的准确度。

[0045] 实施例二

[0046] 如图4所示,一种胎心率和宫缩压力的检测方法,利用上述实施例一所述的监护探头,具体包括以下步骤:

[0047] 步骤S10、通过附接在被测对象皮肤表面的应力传感装置获取子宫肌肉收缩机械压力信号,并通过附接到被测对象腹部的心电传感装置获取被测对象的腹部混合心电信号。

[0048] 在本实施例中,母胎监护设备启动后,母胎监护设备中的信号数据采集程序通过上述实施例所述的心电传感装置2和应力传感装置3实时获取被测对象的腹部混合心电信号和子宫肌肉收缩压力信号并转化为数字信号数据存入相应的缓冲区。具体的,腹部混合心电信号和子宫肌肉收缩压力信号均采用体外监护的方式获取,监护探头捆绑或按压在被测对象的母体腹部以获取子宫收缩活动的机械压力信号,心电传感装置2采用贴放在被测对象的母体腹部的多个电极贴片获取包括母体心电信号、胎儿心电信号和子宫肌肉电信号在内的腹部混合心电信号。

[0049] 步骤S20、根据获取的所述腹部混合心电信号,分离计算得到母体心率和胎儿心率。

[0050] 步骤S30、根据获取的所述子宫肌肉收缩压力信号,得到子宫机械压力值。

[0051] 在本实施例中,应力传感装置获取到子宫肌肉收缩压力信号数据后,通过预设算法,压力计算程序将根据获取的子宫肌肉收缩压力信号通过包络处理得到子宫机械压力值。

[0052] 步骤S40、输出母体心率、胎儿心率的计算结果,并根据所述子宫机械压力值输出子宫收缩压力的监护曲线。

[0053] 具体的,在显示设备上显示母体心率和胎儿心率的计算结果、以及根据得到的子宫机械压力值绘制子宫收缩压力的监护曲线。

[0054] 本发明实施例提供的胎心率和宫缩压力的检测方法,将心电传感装置2和应力传感装置3集成在一个探头结构中,分别通过心电电极和应力传感装置3实时采集、分析腹部混合心电信号和子宫肌肉收缩压力信号,可以获取准确的母体心率、胎儿心率以及宫缩值,完成胎心和宫缩监护,解决传统监护方式中存在的探头沉重、移动不便、容易检测到母亲心率、宫缩监护易受母体呼吸影响的问题。

[0055] 参照图5,在步骤S20中,根据获取的所述腹部混合心电信号,分离计算得到母体心率和胎儿心率的一种具体实施方式包括:

[0056] 步骤S201、对所述腹部混合心电信号进行滤波处理,得到消除干扰后的胎儿心电信号。

[0057] 具体的,采用一个预设的自适应滤波器消除基线漂移干扰、工频干扰、肌电干扰和母体心电干扰,得到干净的胎儿心电信号。在其他实施方式中,还可以采用盲源分离的方法,利用各种电信号的统计独立性特征,通过一系列数学推导,可以分离得到包括胎儿心电信号在内的各种所需电信号。

[0058] 步骤S202、对所述胎儿心电信号进行信号包络处理得到胎儿心电包络信号。

[0059] 具体的,在对消除干扰后的胎儿心电信号进行信号包络处理前,先通过差分滤波器对去除干扰后的子宫肌肉电信号进行整流,再将整流后的信号经过一个低通滤波器得到胎儿心电包络信号。

[0060] 步骤S203、识别所述胎儿心电包络信号中的胎儿QRS波段信号,根据所述胎儿QRS波段信号计算胎儿心率。

[0061] 具体的,可以通过检测胎儿心电包络信号中位于预设阈值之上的峰值,这些峰值及对应胎儿QRS波段信号,根据相邻两个峰值之间的时间间隔,即可计算胎儿心率。

[0062] 步骤S204、从所述腹部混合心电信号减去所述胎儿QRS波段信号得到母体心电信号。

[0063] 步骤S205、对所述母体心电信号进行包络处理得到母体心电包络信号。

[0064] 具体的,可以采用与步骤S202中相同的方式将母体心电信号依次通过差分滤波器、低通滤波器进行滤波处理,最后得到母体心电包络信号。

[0065] 步骤S206、识别所述母体心电包络信号中的母体QRS波段信号,根据所述母体QRS波段信号计算母体心率。

[0066] 具体的,可以采用与步骤S203中相同的方式检测母体心电包络信号中位于预设阈值之上的峰值,这些峰值及对应母体QRS波段信号,根据相邻两个峰值之间的时间间隔,即可计算母体心率。

[0067] 在另外的一些实施方式中,也可以采用先从腹部混合心电信号中识别得到母体QRS波段信号,再利用腹部混合心电信号减去母体QRS波段信号得到胎儿心电信号的方式,分别计算得出母体心率和胎儿心率。

[0068] 如图6所示,在步骤S30中,根据获取的所述子宫肌肉收缩压力信号,得到子宫机械压力值的一种实施方式包括:

[0069] 步骤S301、对所述子宫肌肉收缩压力信号进行信号包络处理得到子宫机械压力包络信号。

[0070] 具体的,可以采用预设的低通滤波器对子宫肌肉收缩压力信号进行处理,可以消除子宫肌肉收缩机械压力信号中的噪声,达到去噪效果。

[0071] 步骤S302、将得到的所述子宫机械压力包络信号除以预设压力值对应的包络值得到子宫机械压力值。

[0072] 在一些实施方式中,为了得到更加准确的子宫收缩压力值,在步骤S302之后还包括以下步骤:

[0073] 步骤S303、对所述腹部混合心电信号进行带通滤波处理,得到消除干扰后的子宫肌肉电信号。

[0074] 具体的,干扰信号包括母体心电、胎儿心电、基线漂移、工频等电信号。对于母体心电,消除方法有很多,常见可以采用匹配滤波法去除母体心电,一般可以采用一个预设的带通滤波器对获取的包含子宫肌肉电信号的腹部混合电信号进行处理,得到去除母体心电干扰后的子宫肌肉电信号。对于胎儿心电,由于其本身比较微弱,大约为母体心电的 $1/5-1/10$,在合理放置电极贴片的情况下,胎儿心电可以忽略不计;当然也可以采用匹配滤波法从混合电信号中消除胎儿心电信号。另外,监护探头在进行信号采集时,还会受到工频干扰的影响,可以将获取的腹部混合心电信号送至前置差动放大电路和50HZ双T陷波电路抑制工频干扰等共模信号。关于消除干扰信号的方法有很多,还可以采用盲源分离的方法,利用各种电信号的统计独立性特征,通过一系列数学推导,可以分离得到包括子宫肌肉电信号在内的各种所需电信号。

[0075] 步骤S304、将消除干扰后的所述子宫肌肉电信号进行信号包络处理得到子宫肌肉电压力包络信号。

[0076] 具体的,在对消除干扰后的子宫肌肉电信号进行信号包络处理前,需要对去除干扰后的子宫肌肉电信号进行整流。

[0077] 步骤S305、将所述子宫肌肉电压力包络信号除以预设压力值对应的包络值得到子宫电压力值。

[0078] 步骤S306、根据得到的所述子宫机械压力值和所述子宫电压力值,绘制子宫收缩压力的监护曲线。具体包括;当所述子宫电压力值小于所述子宫机械压力值时,以所述子宫电压力值作为输出结果绘制子宫收缩压力的监护曲线;当所述子宫电压力值大于或等于所述子宫机械压力值且两者差值的绝对值在预设范围内时,以所述子宫机械压力值或所述子宫电压力值作为输出结果绘制子宫收缩压力的监护曲线;当所述子宫电压力值大于所述子宫机械压力值且两者差值的绝对值超过预设范围时,则分别根据所述子宫机械压力值绘制子宫机械压力曲线和根据所述子宫电压力值绘制子宫电压力曲线。

[0079] 对于每一个时间点,比较所得到的子宫电压力值和子宫机械压力值。当子宫电压力值小于子宫机械压力值时,说明子宫机械压力值是受到了母体运动等干扰而产生了错误的压力检测结果,此时以子宫电压力值作为输出结果绘制子宫收缩压力的监护曲线。当子宫电压力值大于或等于子宫机械压力值且两者差值的绝对值在预设范围内时,说明此时的子宫机械压力值完全由子宫电压力值转化而来,子宫机械压力值和子宫电压力值都是子宫真实活动状态的反应,此时可以以子宫机械压力值或子宫电压力值作为输出结果绘制子宫收缩压力的监护曲线。当子宫电压力值大于子宫机械压力值且两者差值的绝对值超过预设范围时,说明子宫肌肉细胞疲劳过度导致子宫肌肉电活动无法有效转化为子宫肌肉机械收缩活动,此时分别根据子宫机械压力值绘制子宫机械压力曲线和根据子宫电压力值绘制子宫电压力曲线,这部分子宫收缩压力的监护曲线包括子宫机械压力曲线部分和子宫电压力曲线部分。

[0080] 为了便于识别,子宫电压力曲线部分与子宫机械压力曲线以不同线型的曲线进行区分,例如采用不同颜色或粗细的曲线,这种绘制方法显示的曲线内容清晰,利于用户易于理解。为了进一步利于用户理解,在显示区域上对根据子宫电压力值绘制的子宫电压力值曲线和对根据子宫机械压力值绘制的子宫机械压力值曲线分别进行文字标记。

[0081] 实施例三

[0082] 如图7所示,本发明实施例还提供了一种母胎监护设备,包括采用有线电连接或无线通信连接的监护探头和胎儿监护设备。监护探头采用上述实施例一中所述的监护探头,其包括:生理信号数据采集单元10,用于实时获取被测对象母体的腹部混合心电信号数据和子宫肌肉收缩压力信号数据;腹部混合心电信号分析单元20,用于根据获取的腹部混合心电信号,分离计算得到母体心率和胎儿心率的计算结果;子宫肌肉收缩压力信号分析单元30,用于从获取的腹部混合心电信号中得到子宫肌肉电信号数据并与获取的子宫肌肉收缩压力信号数据进行比较,得到子宫收缩压力值。胎儿监护设备包括:监护结果输出单元40,用于显示得到的母体心率、胎儿心率和子宫收缩压力值的监护曲线。

[0083] 在具体的操作过程中,生理信号采集单元10通过心电传感装置2和应力传感装置3分别实时获取被测对象母体的腹部混合心电信号数据和子宫肌肉收缩压力信号数据并存

入相应的缓冲区,腹部混合心电信号分析单元20实时根据所获取的腹部混合心电信号数据进行分析计算得到母亲心率和胎儿心率的计算结果,子宫肌肉收缩压力信号分析单元30实时根据所获取的子宫肌肉收缩压力信号数据进行分析计算并结合从腹部混合心电信号中得到子宫肌肉电信号数据的分析、比较结果计算得到子宫收缩压力值,最后监护结果输出单元40把计算得到的母体心率、胎儿心率和子宫收缩压力值输出到监护系统程序界面,并完成监护曲线显示、打印以及存储等功能。

[0084] 本发明实施例提供的母胎监护设备,将心电传感装置2和应力传感装置3集成在一个探头结构中,且心电传感装置2采用较为轻便的电极贴片,电极贴片贴放置在被测对象母体腹部以后不易出现掉落或滑动,被测对象的身体移动将不再有限制,而且可以同时监测母体心率和胎儿心率,不会出现现有超声传感器那样检测到母体心率的情况发生;同时,将根据提取到的子宫肌肉电信号计算得到的子宫电压力值和根据子宫肌肉收缩压力信号计算得到的得到的子宫机械压力值进行比较分析,可以得到真实的宫缩压力值,大幅减少被测对象母体呼吸等因素影响导致检测到宫缩压力值不准确的问题;因此医护人员能够根据被测对象被检测到子宫肌肉收缩的真实状态,正确地做出相应的处置措施,降低医疗事故风险。

[0085] 如图8所示,本发明实施例提供的母胎监护设备可以包括但不限于电脑、智能手机、心电图机、可穿戴心电采集设备、监护仪等等。母胎监护设备包括处理器51和存储器52。图8仅仅是母胎监护设备的示例,并不构成对母胎监护设备的限定,可以包括比图示更多或更少的部件,或者组合某些部件,或者不同的部件,例如母胎监护设备还可以包括输入输出设备、网络接入设备、总线等。其中,处理器51和存储器52可以通过总线或者其他方式连接,图8中以通过总线连接为例。

[0086] 处理器51可以为中央处理器(Central Processing Unit,CPU)。处理器51还可以为其他通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件等芯片,或者上述各类芯片的组合。

[0087] 存储器52作为一种非暂态计算机可读存储介质,可用于存储非暂态软件程序、非暂态计算机可执行程序以及模块,如本发明实施例中的监测母体子宫收缩活动的方法对应的程序指令/模块。处理器51通过运行存储在存储器52中的非暂态软件程序、指令以及模块,从而执行处理器51的各种功能应用以及数据处理,即实现上述方法实施例二中的胎心率和宫缩压力的检测方法。

[0088] 存储器52可以包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需要的应用程序;存储数据区可存储处理器51所创建的数据等。此外,存储器52可以包括高速随机存取存储器,还可以包括非暂态存储器,例如至少一个磁盘存储器件、闪存器件、或其他非暂态固态存储器件。在一些实施例中,存储器52可选包括相对于处理器51远程设置的存储器,这些远程存储器可以通过网络连接至处理器51。上述网络的实例包括但不限于互联网、企业内部网、局域网、移动通信网及其组合。

[0089] 所述一个或者多个模块存储在所述存储器52中,当被所述处理器51执行时,执行如图4—6所示实施例二中的胎心率和宫缩压力的检测方法。

[0090] 上述母胎监护设备具体细节可以对应参阅图7所示的实施例中对应的相关描述和效果进行理解,此处不再赘述。

[0091] 本领域技术人员可以理解,实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的程序可存储于一计算机可读取存储介质中,该程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,所述存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体(Read-Only Memory,ROM)、随机存储记忆体(Random Access Memory,RAM)、快闪存储器(Flash Memory)、硬盘(Hard Disk Drive,缩写:HDD)或固态硬盘(Solid-State Drive,SSD)等;所述存储介质还可以包括上述种类的存储器的组合。

[0092] 虽然结合附图描述了本发明的实施例,但是本领域技术人员可以在不脱离本发明的精神和范围的情况下作出各种修改和变型,这样的修改和变型均落入由所附权利要求所限定的范围之内。

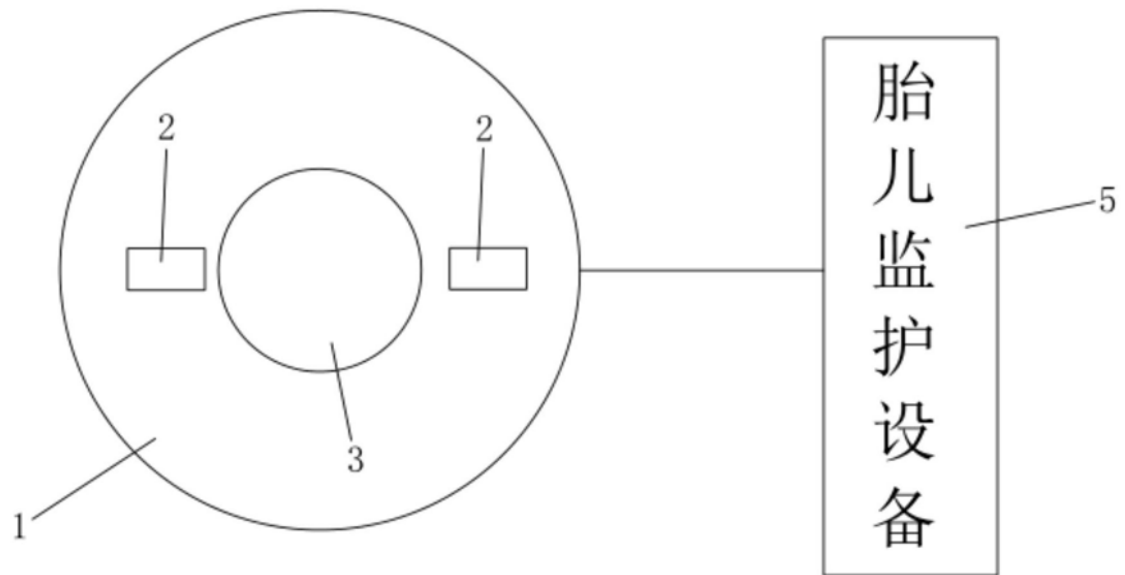


图1

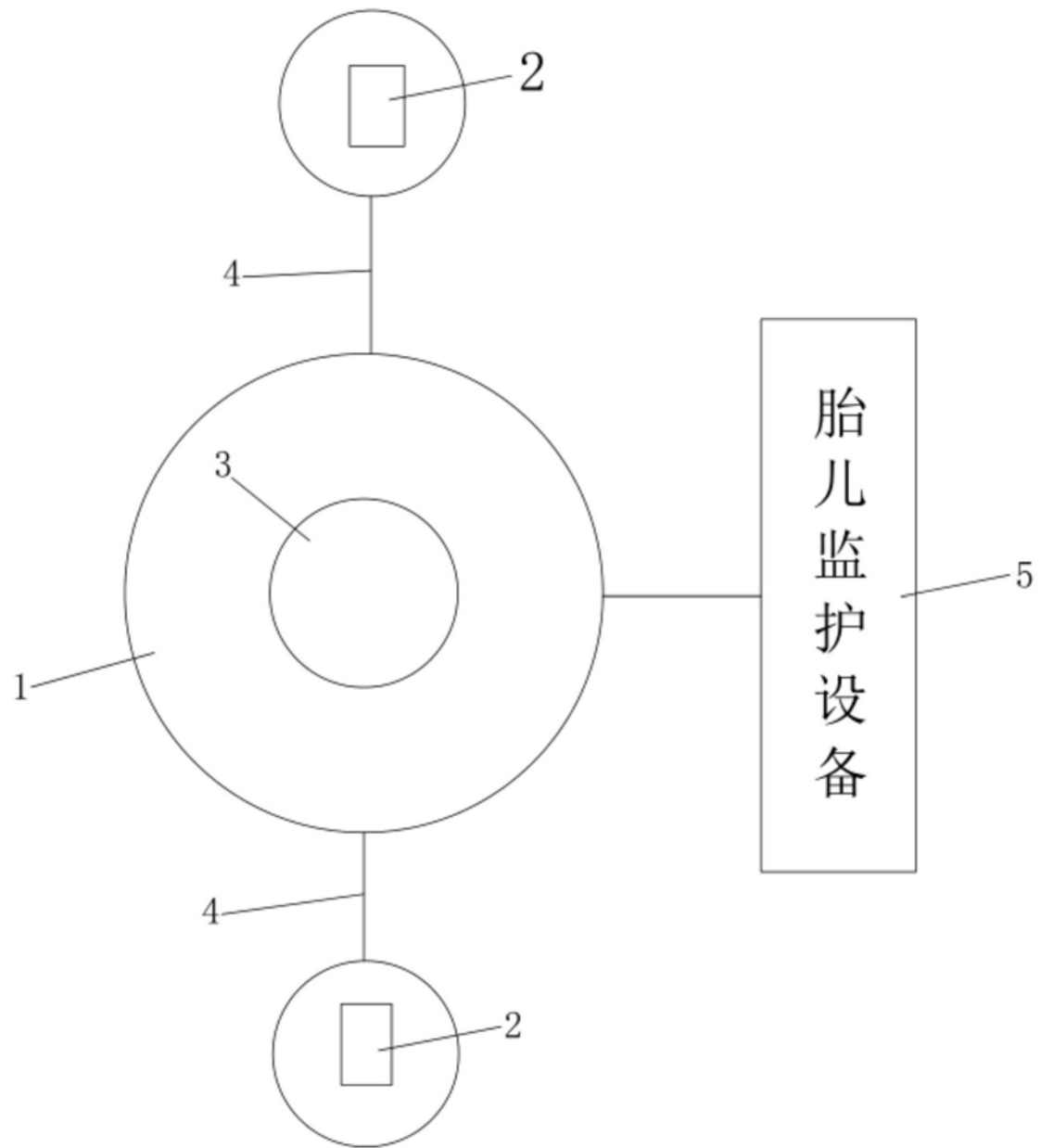


图2

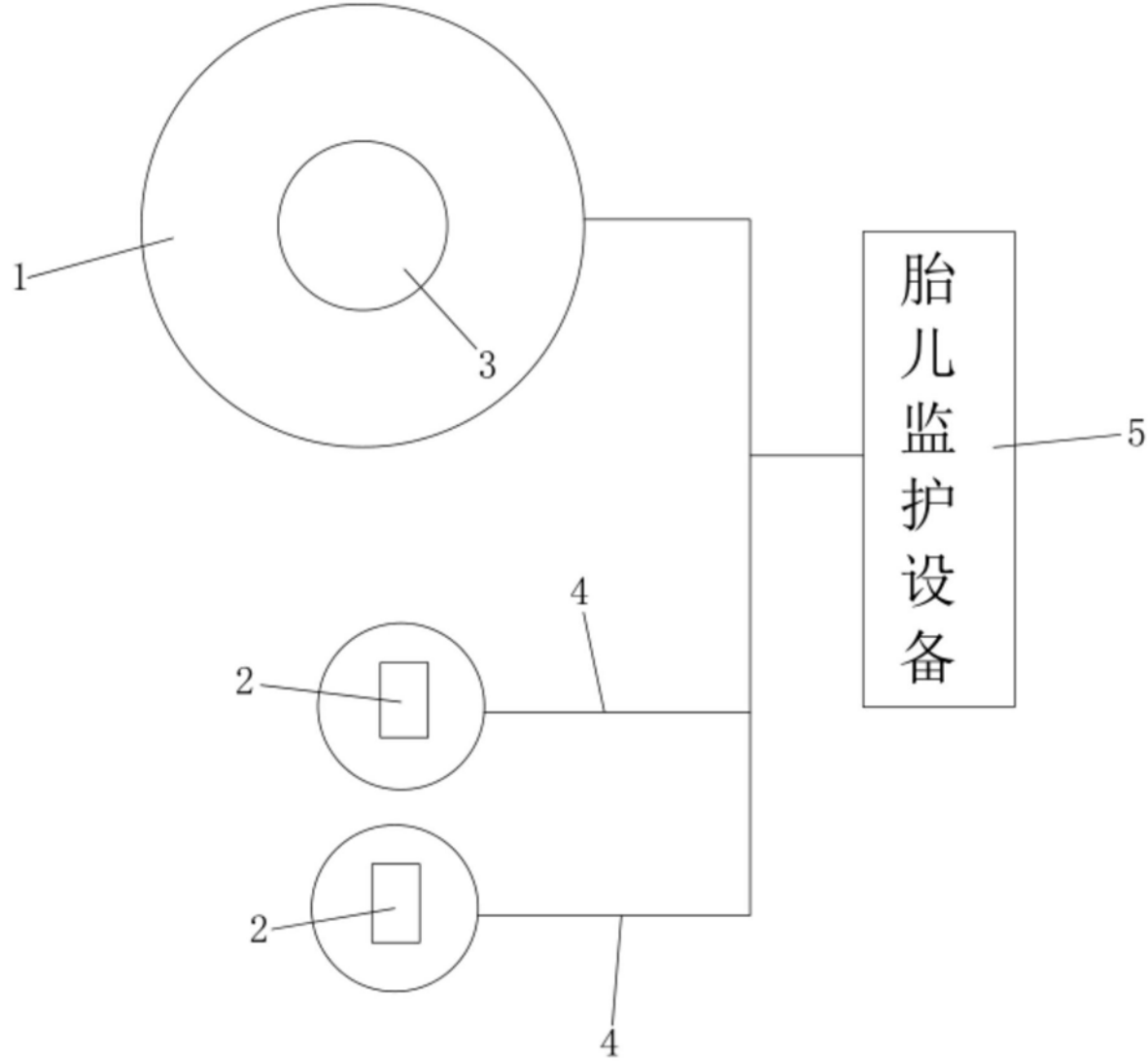


图3

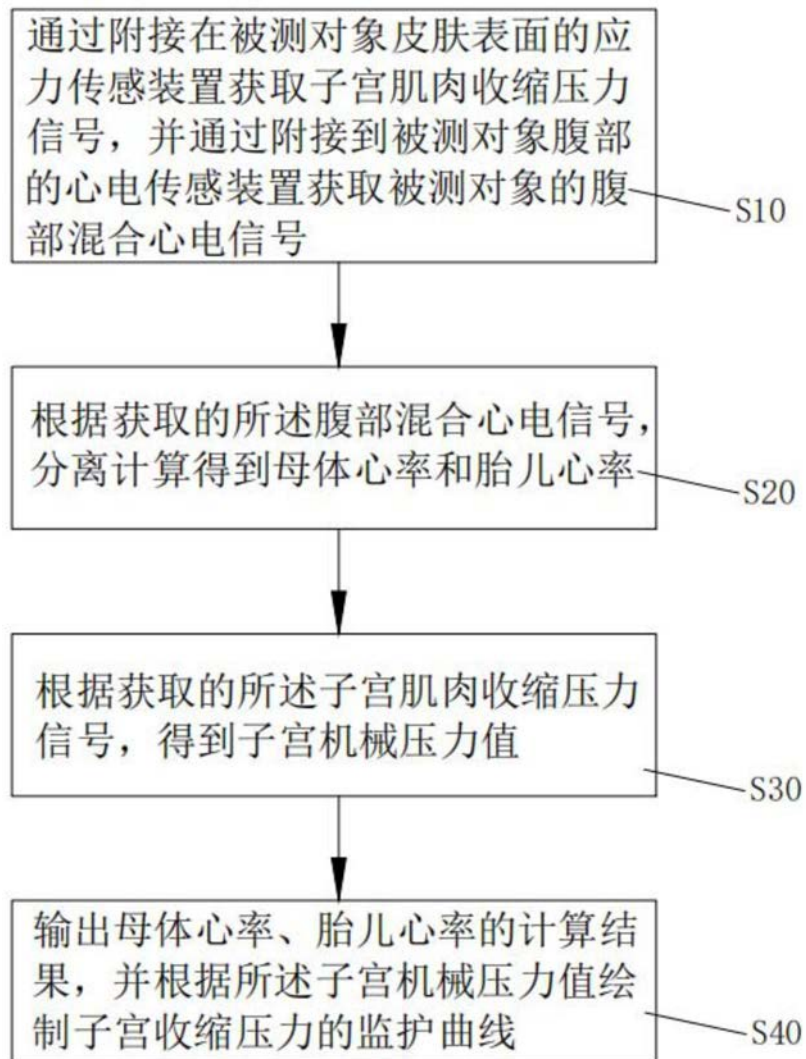


图4

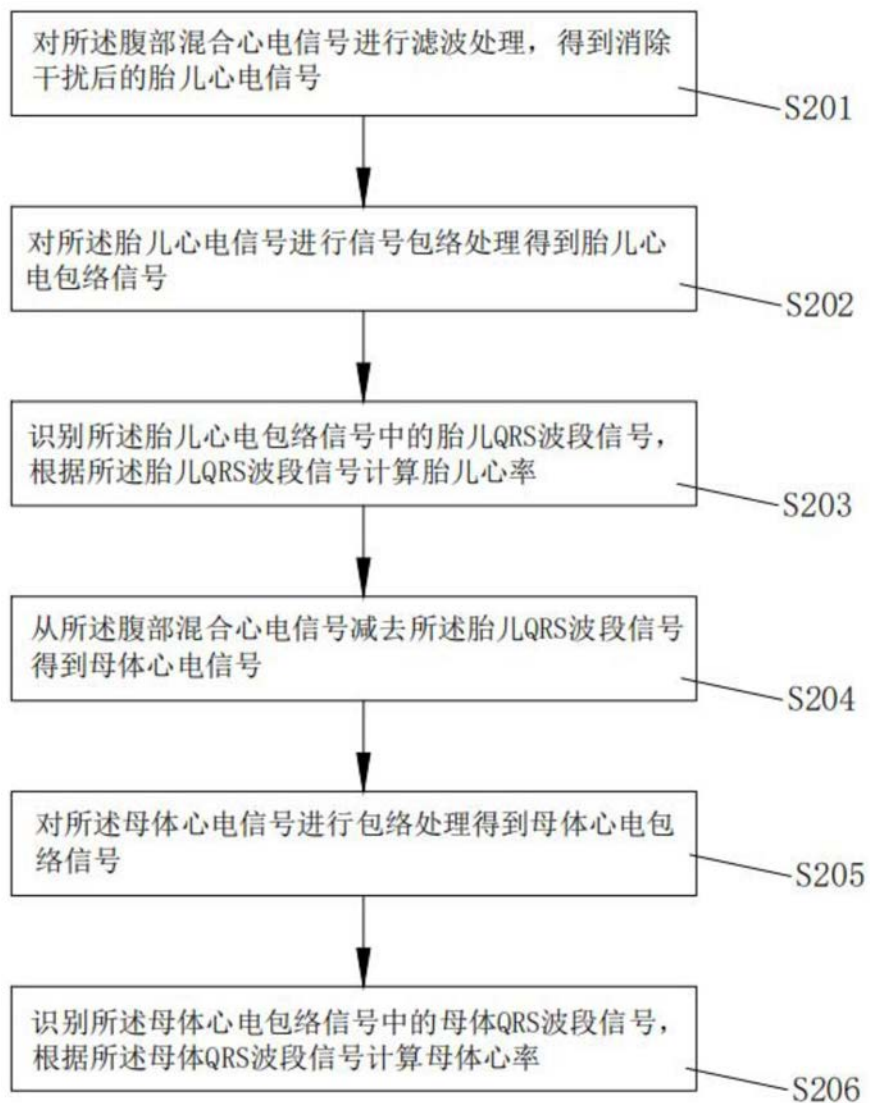


图5

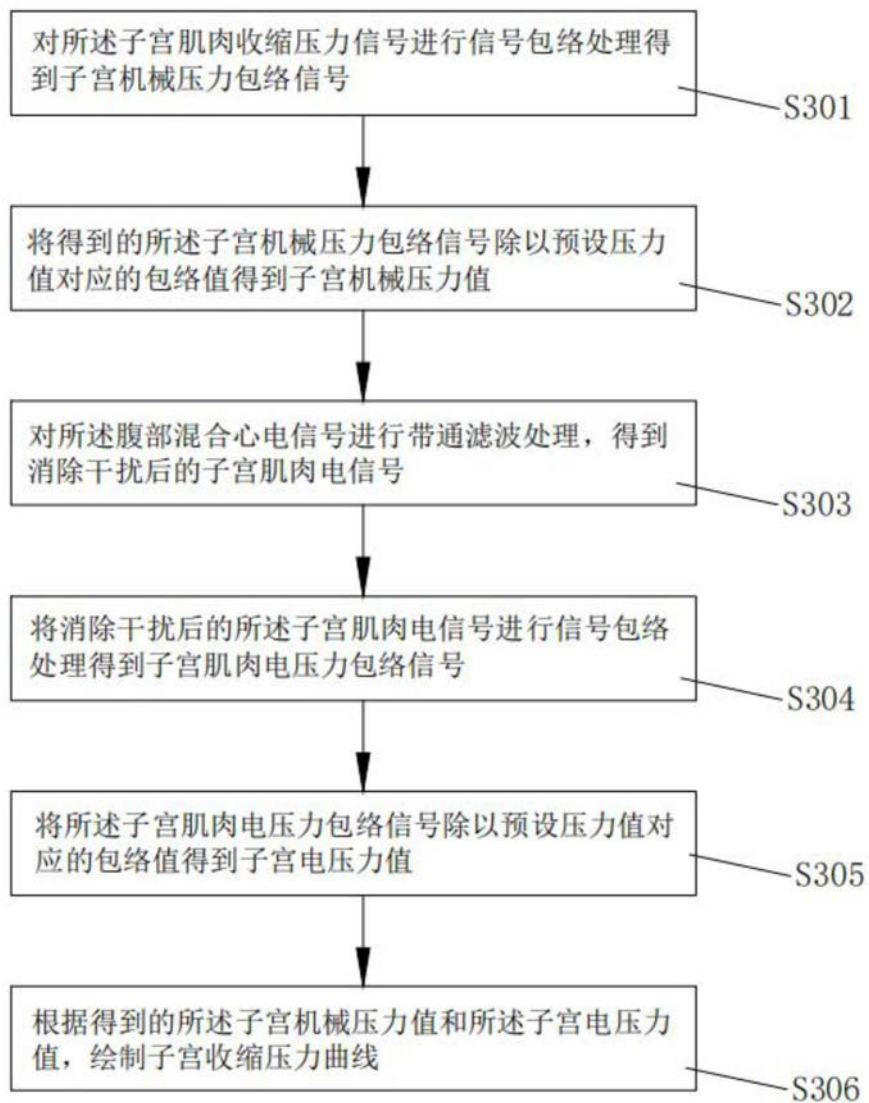


图6

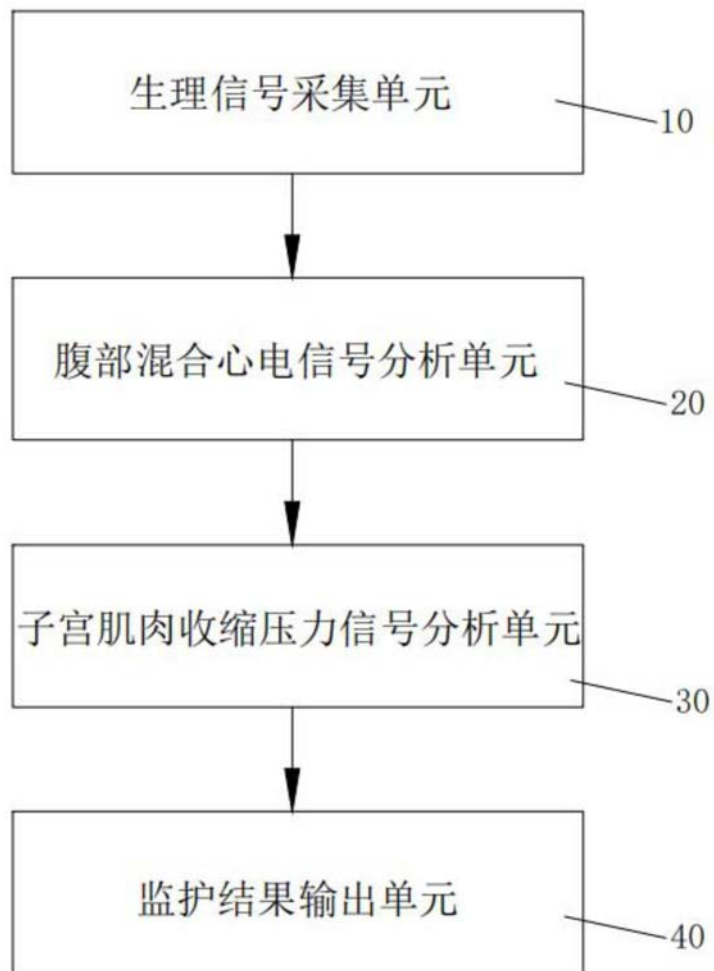


图7

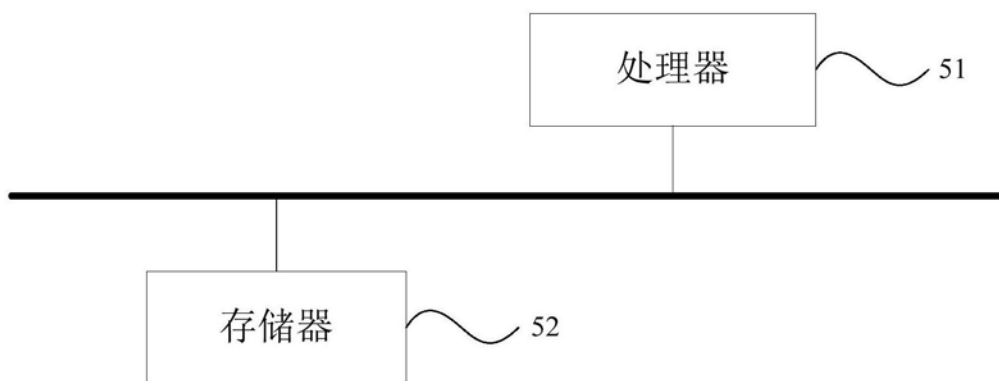


图8

专利名称(译)	一种监护探头及胎心率和宫缩压力的检测方法		
公开(公告)号	CN110613435A	公开(公告)日	2019-12-27
申请号	CN201910878424.0	申请日	2019-09-16
[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	饶箭 陈德伟 罗崇 谭娟鹃		
发明人	饶箭 陈德伟 罗崇 谭娟鹃		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/03 A61B5/22 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/02411 A61B5/033 A61B5/0402 A61B5/227 A61B5/4356 A61B5/4362 A61B2503/02		
代理人(译)	吴黎		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种监护探头及胎心率和宫缩压力的检测方法，所述监护探头包括：探头本体，其内部安装有应力传感装置，所述应力传感装置可附接在被测对象的皮肤表面；心电传感装置，包括贴片基体和设置在所述贴片基体上的感测电极；所述贴片基体可粘贴在待检测对象的皮肤上，所述感测电极通过导联线连接到所述探头本体。将心电传感装置和应力传感装置集成在一个探头本体中，可以获取准确的母体心率、胎儿心率以及子宫收缩压力值，完成胎心和宫缩监护，解决传统监护方式中存在的探头沉重、移动不便、监护体验差的问题。

