



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108742644 A
(43)申请公布日 2018.11.06

(21)申请号 201810169917.2

(22)申请日 2018.02.28

(71)申请人 北京维特兴科技有限公司
地址 100080 北京市海淀区善缘街1号7层
3-705

(72)发明人 黄汶 王义向

(74)专利代理机构 北京卓言知识产权代理事务
所(普通合伙) 11365
代理人 王弗智 龚清媛

(51)Int.Cl.
A61B 5/1455(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)
A61B 5/1464(2006.01)

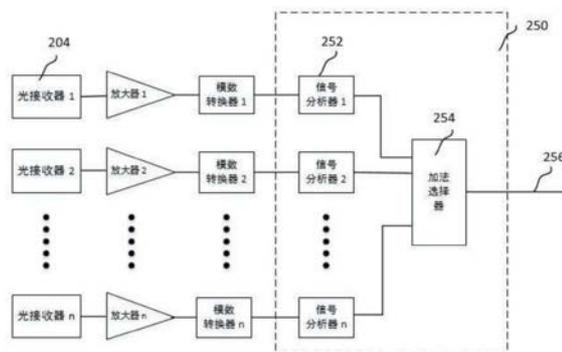
权利要求书2页 说明书13页 附图12页

(54)发明名称

胎儿血氧饱和度信号处理方法、光接收装置
和检测装置

(57)摘要

本发明提供一种腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法,将接收的多个与胎儿血氧饱和度相关的光信号合成光信号总和,包括步骤A:将接收的与胎儿血氧饱和度相关的多个光信号分别与胎儿心率信号进行相关性分析得到各光信号的相关性系数;步骤B:基于相关性系数得到各光信号对应的加权系数;步骤C:将多个光信号根据各自的加权系数进行叠加得到与胎儿血氧饱和度相关的光信号总和,以提高接收到的与胎儿血氧饱和度相关的光信号强度,去除噪音信号干扰,提高信噪比;本发明还提供采用本发明信号处理方法的光接收装置和腹外无创胎儿血氧饱和度检测装置。



1. 一种腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法,其特征在于,将接收的多个与胎儿血氧饱和度相关的光信号合成光信号总和,包括以下步骤:

步骤A:将接收的与胎儿血氧饱和度相关的多个光信号分别与胎儿心率信号进行相关性分析得到各光信号的相关性系数;

步骤B:基于相关性系数得到各光信号对应的加权系数;

步骤C:将多个光信号根据各自的加权系数进行叠加得到与胎儿血氧饱和度相关的光信号总和。

2. 根据权利要求1所述的腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法,其特征在于,步骤B包括:

如果光信号的相关性系数低于预设的相关性阈值,则加权系数为0;如果相关性系数高于预设的相关性阈值,则根据相关性系数得到加权系数,将多个光信号根据各自的加权系数进行叠加得到光信号总和。

3. 根据权利要求1所述的腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法,其特征在于,步骤A包括:将接收的每个与胎儿血氧饱和度相关的光信号在时域与接收的胎儿心率信号进行相关性分析得到各光信号的相关性系数。

4. 根据权利要求1所述的腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法,其特征在于,步骤A包括:

将接收的每个与胎儿血氧饱和度相关的光信号从时域转到频域得到光信号频谱,同时将接收的胎儿心率信号从时域转到频域得到胎儿频域光功率频谱,将光信号频谱在频域与胎儿频域光功率频谱进行相关性分析得到各光信号的相关性系数。

5. 根据权利要求4所述的腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法,其特征在于,步骤A还包括:

从光信号频谱中过滤掉胎儿频谱功率以外的信号频谱功率得到滤波光信号频谱,把滤波光信号频谱从频域还原回时域得到滤波光信号作为加权叠加的光信号。

6. 根据权利要求1-5任一所述的腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法,其特征在于,还包括步骤D:将与胎儿血氧饱和度相关的光信号总和以及采集的孕妇心率、和或孕妇光信号、和或胎儿心率信号进行分析计算得到胎儿的血氧饱和度。

7. 一种光接收装置,用于腹外无创胎儿血氧饱和度检测装置,其特征在于:包括多个光接收器,与多个光接收器连接的信号初级处理器,信号初级处理器包括接收胎儿心率信号的接口,初级处理器通过权利要求1-5任一所述的腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法将接收的多个与胎儿血氧饱和度相关的光信号合成光信号总和。

8. 根据权利要求7所述的光接收装置,其特征在于:所述的信号初级处理器包括多个信号分析器和与多个信号分析器连接的加法选择器,多个信号分析器分别分析多个光接收器采集的与胎儿血氧饱和度相关的光信号和胎儿心率信号的相关性系数,加法选择器根据信号分析器的分析结果,将多路数字信号权重叠加以合成光信号总和。

9. 根据权利要求8所述的光接收装置,其特征在于:所述的信号分析器为时域信号分析器或频域信号分析器。

10. 根据权利要求8所述的光接收装置,其特征在于:所述的加法选择器为线性叠加器,线性叠加器将信号分析器处理后的多路数字信号经线性叠加以合成光信号总和;或者,所

述的加法选择器为光信号选择器,光信号选择器从信号分析器处理后的多路数字信号中选择一路作为光信号总和,或从中选择多路数字信号并将它们叠加形成光信号总和。

11. 根据权利要求7所述的光接收装置,其特征在于:所述的信号初级处理器为单片机。

12. 一种腹外无创胎儿血氧饱和度检测装置,包括具有信号处理控制器的腹外胎儿血氧仪,发光光源装置、用于从孕妇腹外采集与胎儿血氧饱和度相关的光信号的光接收装置,用于采集胎儿心率信号的胎心采集装置,发光光源装置、光接收装置和胎心采集装置均与信号处理控制器连接,其特征在于:

所述的发光光源装置向孕妇腹内照射两个或两个以上的不同波长的光;

所述的光接收装置包括多个光接收器,与多个光接收器连接的信号初级处理器,信号初级处理器与胎心采集装置连接,初级处理器通过权利要求1-5任一所述的腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法将接收的多个与胎儿血氧饱和度相关的光信号合成光信号总和输出给信号处理控制器,

所述的信号处理控制器根据光接收装置输出的光信号总和,并根据胎心采集装置采集的胎儿心率信号计算胎儿血氧饱和度。

胎儿血氧饱和度信号处理方法、光接收装置和检测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备中的血氧饱和度检测技术领域,更具体地说,涉及一种腹外无创胎儿血氧饱和度信号处理方法、光接收装置和腹外无创胎儿血氧饱和度检测装置。

背景技术

[0002] 怀孕后期,以及临产和生产阶段,对孕妇和胎儿会是一个危险的时间阶段。如果胎儿脐带变得扭曲处于不利的位置、胎盘过早分离,或者某些孕妇和胎儿的疾病,都有可能导导致胎儿血液中含氧量不足,进而引起胎儿脑损伤或死亡。临床医学上用脉搏血氧饱和度(SaO₂)这一生理指标来间接监测人体,包括胎儿血液中的含氧量。

[0003] 目前,胎儿心率、心音监护仪已被广泛应用于胎儿生理状态的监护。鉴于胎儿的供氧并非由胎儿自身呼吸取得,而是由母体从胎盘输送,胎儿的血氧饱和度能够更准确反映血液中含氧浓度,从而是一个更直接反映胎儿生命状态的生理指标。检测胎儿的SaO₂的临床意义在于,直接反映胎儿的氧合状况,以此确诊胎儿在母体内的生命状态,以减少围产儿的死亡率与新生儿的致残率。2000年有美国公司生产过一种把传感器置放于子宫内来测量胎儿血氧饱和度的仪器,医护人员需要把器械深入孕妇的子宫内,直接从胎儿体表取血来获得胎儿的血氧饱和度指标。这些方法和仪器不适合长时间、连续对胎儿血氧饱和度的检测,更不适用于胎儿的围产期监护。由于目前没有有效的非侵入方式检测胎儿的血氧饱和度的仪器设备,医护人员往往只能依靠胎儿心率监护仪器。而目前广泛应用的胎心监测,虽能敏感检测胎儿的窒息,但其特异性较低、不能提前反映窒息前兆。由于胎心监测的特异性较低,导致医生缺乏对胎儿整体状态的充分认识,比如是否需要实行剖腹产,什么时候开始实行剖腹产,必须在没有充分知识的情况下做出紧急的医疗决策,因而一方面,医生可能错误诊断,贻误采取必要手段的时机;另一方面,医生往往过于谨慎,造成许多不必要的剖腹产手术干预增多,不仅增加手术风险和孕妇分娩并发症,而且随之而来的不必要的高额的医疗费用还增加了社会与家庭的经济负担。

[0004] 本专利发明人在中国专利ZL201310182965.2(胎儿血氧饱和度检测系统及方法)中提供了一种以非侵入的方式来监测胎儿脉搏血氧饱和度的检测系统及方法,首次采用置放在孕妇体外的胎儿脉搏血氧饱和度光电传感器,在检测过程中无需任何深入孕妇腹内的操作,无需将光电传感器施加于胎儿的特定部位,从而真正实现了腹外无创胎儿血氧饱和度检测,能够把对胎儿的心率和胎儿的血氧饱和度这两个重要的胎儿生理参数同时提供给医护人员,对胎儿、孕妇和社会具有很高的实用意义。本发明是在根据上述专利研发实现具体产品过程中进一步产生的新发明。本申请人发现,由于胎儿在母亲子宫内的位置(胎位)存在很大的不确定性,不同孕妇的胎位各不相同,同一孕妇在不同妊娠阶段的胎位变化很大,胎儿在子宫内的姿态也会随时改变,胎儿不同部位的血氧饱和度也不一样,因此,当采用中国专利(ZL201310182965.2)的胎儿SaO₂检测系统的光电传感器施加于孕妇腹外的一个特定部位时,其感测到的与胎儿SaO₂相关的光电信号存在较大的不确定性,该不确定性直接影响到检测结果的特异性,即当检测结果显示阳性(血氧饱和度偏低)时,胎儿实际的

SaO₂是正常的。这种情况的后果,可能会导致不必要的人为干预,甚至手术干预,这些干预会引发医疗成本和医疗风险的增大,同时还会增加母婴的痛苦。由此可见,腹外无创胎儿血氧饱和度检测面临的一个现实问题是如何解决胎位的不确定性对检测结果的影响问题,再一个问题就是光的衰减问题,光接收器接收的光信号必须是从孕妇腹外照射到其腹腔内的胎儿,再从胎儿经孕妇腹腔返回到孕妇腹外的特定波长的光,它从发出到接收,需经过很长的光程,而光的衰减与光程的平方成正比。此外,光接收器接收到的与胎儿血氧饱和度相关的光信号,是经胎儿组织、孕妇组织(如皮肤、脂肪、子宫、羊水等)吸收、反射、散射等复杂过程后的极其微弱的光,其微弱程度足以威胁到检测的成功与腹外无创胎儿血氧饱和度检测的实用性。因此,腹外胎儿无创血氧饱和度检测装置必需解决光接收装置收到的与胎儿血流相关的信号强度的问题,以及信号干扰的问题,提高信号强度去除噪音干扰,提高信噪比。为此,要研发成功腹外胎儿无创血氧饱和度检测装置,必须同时解决上述两个难题,于是,发光和光接收器收到与胎儿血流相关的信号强度的问题成为能否解决这两个难题的关键。

[0005] 本申请人在研究中还发现,腹外胎儿无创血氧饱和度监测系统必须有足够功率的光照射在孕妇的腹部,才能保证光接收器接收到有效的与胎儿相关的光信号,然而如果一味增加光源的发光功率,基于目前使用的发光元件(如LED、激光器),其发光面积都很小,且通常紧贴孕妇的皮肤,使用中存在孕妇皮肤感觉不舒服或被灼伤的可能性。根据国际非离子辐射防护委员会(International Commission of Non-Ionizing Radiation Protection, ICNIRP) 2000年发布的文件可知,对波长在400nm至1400nm范围的LED光波,几毫瓦的光功率持续100秒,就能对皮肤造成灼伤。因此,要提高该检测装置的实用性和舒适性,排除局部灼伤的光辐射伤害的风险隐患也是非常必要的。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于提供一种提高接收到的与胎儿血氧饱和度相关的光信号强度,去除噪音信号干扰,信噪比高的腹外无创胎儿血氧饱和度信号处理方法,以及采用本发明腹外无创胎儿血氧饱和度信号处理方法的光接收装置和腹外无创胎儿血氧饱和度检测装置。

[0007] 为实现上述目的,本发明采用了如下技术方案:

[0008] 一种腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法,将接收的多个与胎儿血氧饱和度相关的光信号合成光信号总和,包括以下步骤:

[0009] 步骤A:将接收的与胎儿血氧饱和度相关的多个光信号分别与胎儿心率信号进行相关性分析得到各光信号的相关性系数;

[0010] 步骤B:基于相关性系数得到各光信号对应的加权系数;

[0011] 步骤C:将多个光信号根据各自的加权系数进行叠加得到与胎儿血氧饱和度相关的光信号总和。

[0012] 进一步的,步骤B包括:如果光信号的相关性系数低于预设的相关性阈值,则加权系数为0;如果相关性系数高于预设的相关性阈值,则根据相关性系数得到加权系数,将多个光信号根据各自的加权系数进行叠加得到光信号总和。

[0013] 进一步的,步骤A包括:将接收的每个与胎儿血氧饱和度相关的光信号在时域与接

收的胎儿心率信号进行相关性分析得到各光信号的相关性系数。

[0014] 进一步的,步骤A包括:将接收的每个与胎儿血氧饱和度相关的光信号从时域转到频域得到光信号频谱,同时将接收的胎儿心率信号从时域转到频域得到胎儿频域光功率频谱,将光信号频谱在频域与胎儿频域光功率频谱进行相关性分析得到各光信号的相关性系数。

[0015] 进一步的,步骤A还包括:从光信号频谱中过滤掉胎儿频谱功率以外的信号频谱功率得到滤波光信号频谱,把滤波光信号频谱从频域还原回时域得到滤波光信号作为加权叠加的光信号。

[0016] 进一步的,还包括步骤D:将与胎儿血氧饱和度相关的光信号总和以及采集的孕妇心率、和或孕妇光信号、和或胎儿心率信号进行分析计算得到胎儿的血氧饱和度。

[0017] 本发明还提供一种光接收装置,用于腹外无创胎儿血氧饱和度检测装置,包括多个光接收器204,与多个光接收器204连接的信号初级处理器250,信号初级处理器250包括接收胎儿心率信号的接口,初级处理器250通过本发明的腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法将接收的多个与胎儿血氧饱和度相关的光信号合成光信号总和。

[0018] 进一步的,所述的信号初级处理器250包括多个信号分析器252和与多个信号分析器252连接的加法选择器254,多个信号分析器252分别分析多个光接收器204采集的与胎儿血氧饱和度相关的光信号和胎儿心率信号的相关性系数,加法选择器254根据信号分析器252的分析结果,将多路数字信号权重叠加以合成光信号总和256。

[0019] 进一步的,所述的信号分析器252为时域信号分析器或频域信号分析器。

[0020] 进一步的,所述的加法选择器254为线性叠加器,线性叠加器将信号分析器252处理后的多路数字信号经线性叠加以合成光信号总和256;或者,所述的加法选择器254为光信号选择器,光信号选择器从信号分析器252处理后的多路数字信号中选择一路作为光信号总和256,或从中选择多路数字信号并将它们叠加形成光信号总和256。

[0021] 进一步的,所述的信号初级处理器250为单片机。

[0022] 本发明还提供一种腹外无创胎儿血氧饱和度检测装置,包括具有信号处理控制器11的腹外胎儿血氧仪,发光光源装置92、用于从孕妇腹外采集与胎儿血氧饱和度相关的光信号的光接收装置91,用于采集胎儿心率信号的胎心采集装置,发光光源装置92、光接收装置91和胎心采集装置均与信号处理控制器11 连接,所述的发光光源装置92向孕妇腹内照射两个或两个以上的不同波长的光;所述的光接收装置91包括多个光接收器204,与多个光接收器204连接的信号初级处理器,信号初级处理器与胎心采集装置连接,初级处理器通过本发明的腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法将接收的多个与胎儿血氧饱和度相关的光信号合成光信号总和输出给信号处理控制器11,所述的信号处理控制器 11根据光接收装置91输出的光信号总和,并根据胎心采集装置采集的胎儿心率信号计算胎儿血氧饱和度。

[0023] 本发明的腹外无创胎儿血氧饱和度信号处理方法,通过多个光接收器204 采集多个与胎儿血氧饱和度相关的光信号叠加合成光信号总和以提高接收到的光信号的强度,而且基于多个光接收器204采集的光信号与同时采集的胎儿心率信号进行相关性分析进行加权叠加以减少光信号中与胎儿血氧饱和度无关的噪音信号干扰,提高采集到的光信号的信噪比,以提高外无创胎儿血氧饱和度检测装置检测的准确性和可靠性。特别是,将接收的与

胎儿血氧饱和度相关的多个光信号分别与胎儿心率信号进行相关性分析时,将信号从时域转到频域进行相关性分析,并且从光信号频谱中过滤掉胎儿频谱功率以外的信号频谱功率,大大降低了噪音干扰,提高了采集与胎儿血氧饱和度相关的光信号的强度。此外,本发明的另一个改进在于通过使用无线通信连接孕妇腹部的传感器和胎儿血氧检测仪主机。

附图说明

- [0024] 图1是本发明腹外无创胎儿血氧饱和度检测装置的结构框图;
- [0025] 图2是本发明腹外无创胎儿血氧饱和度检测装置的结构示意图;
- [0026] 图3是本发明胎儿血氧光信号采集装置的结构示意图;
- [0027] 图4-5是本发明光接收装置的两个实施例的结构图;
- [0028] 图6-11是本发明胎儿血氧光信号采集装置的多个光接收器与发光光源的布局结构的六个实施例的结构图;
- [0029] 图12-14是本发明光接收装置的发光光源的发光单元的布局结构的三个实施例的结构图;
- [0030] 图15是本发明发光光源装置的结构示意图;
- [0031] 图16是本发明光接收装置的又一实施例结构图;
- [0032] 图17是图16所示的初级处理器250信号处理流程的一个实施例的框图;
- [0033] 图18是图16所示的初级处理器250信号处理流程的另一个实施例的框图;
- [0034] 图19是图16所示初级处理器250信号处理流程的又一个实施例的框图;
- [0035] 图20是图16的光接收装置的加法选择器的一个实施例;
- [0036] 图21是图16的光接收装置的加法选择器的另一个实施例。

具体实施方式

[0037] 以下结合附图1至21给出的实施例,进一步说明本发明的腹外无创胎儿血氧饱和度检测装置的具体实施方式。

[0038] 如图1所示,本发明涉及的腹外无创胎儿血氧饱和度检测装置通常包括腹外胎儿血氧仪和与腹外胎儿血氧仪连接的信号检测组件。腹外胎儿血氧仪包括信号处理控制器11;所述的信号检测组件包括用于向孕妇腹内照射两个或两个以上的不同波长的光的发光光源装置92,用于从孕妇腹外采集与胎儿血氧饱和度相关的光信号的光接收装置91,以及用于采集胎儿心率信号、采集孕妇心率信号和孕妇脉搏血氧饱和度光信号中的任意一个或多个信号的参考信号检测装置。所述的参考信号检测装置包括用于从孕妇腹外采集胎儿心率信号的胎心采集装置,和或采集孕妇心率信号的孕妇心率采集装置,和或采集孕妇脉搏血氧饱和度光信号的孕妇脉搏血氧饱和度采集装置,所述的光接收装置91、发光光源装置92、胎心采集装置、孕妇心率采集装置和孕妇脉搏血氧饱和度采集装置均与信号处理控制器11连接;信号处理控制器11根据采集的与胎儿血氧饱和度相关的光信号,并基于胎儿心率信号、孕妇心率信号和孕妇脉搏血氧饱和度光信号中的一个或多个信号来计算胎儿脉搏血氧饱和度。

[0039] 本发明涉及的在孕妇体外测量胎儿的血流的血氧饱和度的检测技术,在检测过程中无需任何深入孕妇腹内的操作,无需将光电传感器施加于胎儿的特定部位,开创性地实

现了无侵入式腹外无创胎儿血氧饱和度检测,包括如何转换处理信号的问题的具体解决方案已在本发明人早先的发明专利 CN201310182965.2中公开,再次不在赘述。

[0040] 如图2-3所示,本发明的腹外无创胎儿血氧饱和度检测装置的一个实施例,包括腹外胎儿血氧仪和与腹外胎儿血氧仪连接的胎儿血氧光信号采集装置9;腹外胎儿血氧仪包括信号处理控制器11,以及与信号处理控制器11连接的显示模块12和操作模块13;所述胎儿血氧光信号采集装置9包括光传感器安装机构 93,所述的光传感器安装机构93集成安装有发光光源装置92和包括多个光接收器204的光接收装置91,将发光光源装置92和光接收装置91集成在一起构成采集胎儿血氧光信号的采集装置。所述的胎儿血氧光信号采集装置9能够以紧贴的方式将发光光源装置92和光接收装置91紧裹在孕妇腹部体表上,且可以按胎儿移动位置进行调整;优选的,胎儿血氧光信号采集装置9为能够固定安装发光光源装置92和包括多个光接收器204的光接收装置91且同时能够固定在孕妇腹部上的裹覆于孕妇腹部的软性构件。如胎儿血氧光信号采集装置9的光传感器安装机构93可以是一个系在孕妇腹部的腰带,一个可穿戴腹部围巾,肚兜或其他即可以安装发光光源装置92和包括多个光接收器204的光接收装置91并且可以固定在孕妇腹部的装置。所述的胎儿血氧光信号采集装置9通过通讯链路14与腹外胎儿血氧仪连接,通讯链路14可以是有线链接也可以是无线链接。无线链接可采用WIFI、蓝牙和其他无线通信协议。显示模块12可以是LED屏、LCD屏或触摸屏,操作模块13可以是键盘。

[0041] 进一步,腹外无创胎儿血氧饱和度检测装置还包括胎心采集装置(图中未示出),胎儿血氧光信号采集装置9与胎心采集装置一起组合构成腹外胎儿血氧探头,或者胎心采集装置也集成在胎儿血氧光信号采集装置9的光传感器安装机构93上构成腹外胎儿血氧探头,用于采集腹外胎儿血氧仪需要的各种信号,腹外胎儿血氧探头通过通讯链路14与腹外胎儿血氧仪1连接。例如一种实施例为胎儿血氧光信号采集装置9和胎心采集装置为两个独立的采集装置,一起构成腹外胎儿血氧探头,胎儿血氧光信号采集装置9和胎心采集装置分别与腹外胎儿血氧仪1连接,所述的腹外胎儿血氧仪1上设有与光接收装置91连接的光信号接口,与发光光源装置92连接的发光光源接口,与胎心采集装置连接的胎儿心率检测接口,发光光源装置92、光接收装置91和胎心采集装置分别通过光信号链路、发光光源链路和胎儿心率信号链路与光信号接口、发光光源接口和胎儿心率检测接口连接,光信号链路、发光光源链路和胎儿心率信号链路可以是有线或无线的链接方式,无线链接可采用WIFI、蓝牙和其他无线通信协议。例如另一种实施例为胎儿血氧光信号采集装置9的发光光源装置92和光接收装置91,以及胎心采集装置集成在光传感器安装机构93上构成腹外胎儿血氧探头,所述的腹外胎儿血氧仪1上设有第一无线发射接收器,腹外胎儿血氧仪1的光信号接口、发光光源接口和胎儿心率检测接口分别与第一无线发射接收器连接,光传感器安装机构93上设有第二无线发射接收器,发光光源装置92、光接收装置91和胎心采集装置分别与第二无线发射接收器连接,通过第二无线发射接收器、第一无线发射接收器的链路14与腹外胎儿血氧仪1连接。进一步,腹外胎儿血氧探头还可以包括孕妇心率采集装置和或孕妇脉搏血氧饱和度采集装置(图中未示出)。

[0042] 本发明的一个改进点之一,所述的信号处理控制器11控制发光光源装置92向孕妇腹内照射两个或两个以上的不同波长的光,所述的光接收装置91包括分别设置在孕妇腹外多个不同位置的多个光接收器204,光接收装置91通过多个光接收器204采集多个从孕妇

腹内散射和反射回的与胎儿血氧饱和度相关的光信号,并叠加后输出与胎儿血氧饱和度相关的光信号总和输出给信号处理控制器11。本发明的光接收装置91包括分别设置在孕妇腹外多个不同位置的多个光接收器204,光接收装置91采集多个从孕妇腹内返回的与胎儿血氧饱和度相关的光信号,并叠加汇总成光信号总和并传送给信号处理控制器11;所述的信号处理控制器11根据光接收装置91输出的光信号总和,并根据从参考信号检测装置采集的胎儿心率信号、孕妇心率信号和孕妇脉搏血氧饱和度光信号中的任意一个或多个信号来计算胎儿血氧饱和度。本发明的光接收装置91通过多个光接收器204采集多个与胎儿血氧饱和度相关的光信号,将采集的多个信号进行叠加汇总传送给信号处理控制器11,有效提高了接收到的信号中与胎儿血流相关的光信号的强度。所述的光接收器204是硅光电二极管、雪崩式光电二极管、光电倍增管或其他光电转换器件;所述的发光光照模块12包括至少两个不同波长的光源,可以是在500纳米的红光到1000纳米红外光,其中优选为660纳米、740纳米、880纳米、940纳米,发光光源为LED或者激光器或其他发光光源。

[0043] 如图4-5所示,所述的光接收装置91包括多个光接收器204和与多个光接收器204连接的加法器,加法器与腹外胎儿血氧仪的信号处理控制器11连接。各光接收器204分别接收从孕妇腹内返回的与胎儿血氧饱和度相关的光信号,并将各光信号转换成多路电信号,加法器将多路电信号进行叠加后输出与胎儿血氧饱和度相关的光信号总和输出给信号处理控制器11,光接收装置91通过多个光接收器204和加法器实现,结构简单成本低,无需对现有的腹外胎儿血氧仪进行改进。

[0044] 如图4所示,本发明光接收装置91的一个实施例,光接收装置91包括多个光接收器204,分别与多个光接收器204连接的多个放大器,多个放大器与加法器连接,加法器通过数模转换器与腹外胎儿血氧仪的信号处理控制器11连接。各光接收器204分别接收从孕妇腹内返回的与胎儿血氧饱和度相关的光信号,并将各光信号转换成多路电信号,多路电信号经放大器放到后经加法器叠加到一起后在经过数模转换器数字信号的光信号总和输出给信号处理控制器11。

[0045] 如图5所示,本发明光接收装置91的另一个实施例,光接收装置91包括多个光接收器204,分别与多个光接收器204连接的多个放大器,分别与多个放大器连接的多个数模转换器,多个数模转换器与加法器连接,加法器与腹外胎儿血氧仪的信号处理控制器11连接。各光接收器204将各光信号转换成多路电信号后,分别经放大器放大信号并经过数模转换器转换为数字信号后,再通过加法器叠加成光信号总和输出给信号处理控制器11。

[0046] 本发明的一个改进点之一,所述胎儿血氧光信号采集装置9将发光光源装置92和包括多个光接收器204的光接收装置91集成在一起,不仅使得其使用方便,而且还使得发光光源装置92和多个光接收器204之前的布局更加合理,采集散射和反射的路径更接近,能够合理的利用光源,提高光接收装置91采集的信号强度。

[0047] 如图6所示,本发明的胎儿血氧光信号采集装置9一个优选实施例,所述的光接收装置91的多个光接收器204和发光光源装置92安装在传感器安装机构93上,所述的光接收装置91的多个光接收器204设置在发光光源装置92的发光光源921的四周组成一个圆形。优选的,光传感器安装机构93能够形成圆拱形扣在孕妇腹部,发光光源装置92的发光光源位于圆拱形中部位于孕妇腹部顶侧中部,光接收装置91的多个光接收器204在孕妇腹部侧面环绕成一个圆形,发光光源和多个光接收器204构成圆拱形,通过将光接收装置91的多个光

接收器204与发光光源装置92的发光光源921合理布局,能够合理的利用光源,提高光接收装置91采集的信号强度。

[0048] 如图7所示,本发明的胎儿血氧光信号采集装置9另一个优选实施例,所述的光接收装置91的多个光接收器204设置在发光光源装置92的发光光源921四周组成一个方形。

[0049] 如图8-11所示的几个实施例,所述的光接收装置91的多个光接收器204构成1个 i 行 \times j 列的阵列且设置在发光光源装置92的发光光源921的一侧, i 和 j 均为大于0的整数;或者所述的光接收装置91的多个光接收器204构成2个 i 行 \times j 列的阵列且分别设置在发光光源装置92的发光光源921两侧, i 和 j 均为大于0的整数。

[0050] 进一步,本发明的胎儿血氧光信号采集装置9另一个优选实施例,所述的胎儿血氧光信号采集装置9还包括由发光光源装置92发射的脉冲时序产生的信号控制的导通开关,光接收装置91的每个光接收器204接收的光信号转换成电信号后经过所述的导通开关,以使发光光源装置92的发光和通过导通开关接收的光信号是同步的,只有与发光光源装置92的发光同步的窄脉冲时间内的光信号才能被送到光接收装置91的模数转换器转变成数字信号进行下一步处理。

[0051] 本发明的一个改进点之一,本发明的发光光源装置92包括发光光源921和与发光光源921连接的光源驱动器。所述光源驱动器与信号处理控制器连接,光源驱动器在信号处理控制器的控制下驱动发光光源921发出频率高于20Hz的脉冲光,并且其脉冲的占空比小于40%。优选的所述脉冲光的频率范围为400Hz至5000Hz,但不包含50Hz、60Hz和它们的整数倍的频率。本发明的发光光源装置92采用具有较小占空比的脉冲光信号,使得人体所接收到的平均光功率大大小于瞬间最大发光功率从而保障人体安全,在提高信号强度的同时,解决了过大发光功率对孕妇和胎儿可能造成伤害的问题。本实施例的光源驱动器可以用于具有单个第一发光单元和单个第二发光单元的发光光源921,也可以用于具有多个第一发光单元和多个第二发光单元的发光光源921。

[0052] 本发明的一个改进点之一,本发明的发光光源装置包括发光光源921和与发光光源921连接的光源驱动器,所述的发光光源921包括多个第一发光单元和多个第二发光单元,多个第一发光单元均能够发出第一波长的红光或红外光,多个第二发光单元均能够发出第二波长的红光或红外光,第一波长与第二波长不同,第一发光单元和第二发光单元的数量相同,多个第一发光单元和多个第二发光单元被布置成行列光源阵,多个第一发光单元和多个第二发光单元在光源驱动器的控制下交替点亮。行列光源阵中多个第一发光单元和多个第二发光单元可以是等间距的,也可以是不等间距的,优选,行列光源阵中各发光单元的间距是相等的。本发明的发光光源装置92采用多个第一发光单元和多个第二发光单元,且将多个第一发光单元和多个第二发光单元布置为等间距的行列光源阵,实现大范围多路以增加光源的发光功率,同时光照并非一点,使接收到的与胎儿血氧饱和度相关的光信号比原装置大大加强,但孕妇腹部皮肤单位面积所接收到的光功率确很小或未增加。优选的,所述的发光光源装置92包括至少2个第一发光单元以及至少2个第二发光单元。所述的第一发光单元和第二发光单元为可以发出红光或红外光的LED、激光器或者其他光源,优选可以发出600纳米的红光到950纳米红外光的LED或者激光器,如果第一波长是红光则第二波长为红外光,如果第一波长是红外光,则第二波长是红光。多个第一发光单元发出的红光或红外光的第一波长最好能完全相同,但实际很难达到,因此,多个第一发光单元发出的

红光或红外光的第一波长的红光或红外光是指在基本相同,在较小的偏差范围内即可,均属于本申请的保护范围。同样,多个第二发光单元发出的红光或红外光的第二波长也类似。

[0053] 如图12所示,发光光源装置92的发光光源921包括多个第一发光单元等间距或不等间距的布置构成一个 $m \times n$ 的第一行列光源阵,多个第二发光单元等间距或不等间距的布置构成一个 $m \times n$ 的第二行列光源阵, n 为大于1的整数, m 为大于等于1的整数。其中第一发光单元为红光LED 102,图中R表示红光,第一行列光源阵为红光LED构成的红光LED阵列,第二发光单元为红外光LED 104,图中IR表示红外光,第二行列光源阵为红外光LED构成的红外光LED阵列。

[0054] 如图13所示,发光光源装置的发光光源包括多个第一发光单元和多个第二发光单元等间距或不等间距的布置构成 m 行 $2 \times n$ 列的行列光源阵,行列光源阵的每列均由第一发光单元构成的第一发光单元列或均有第二发光单元构成的第二发光单元列,第一发光单元列和第二发光单元列交替设置, n 为大于1的整数, m 为大于等于1的整数,可是使两个不同波长的红光或红外光经过孕妇腹部到达胎儿的光路比图12的方式更加接近。显然,第一发光单元和第二发光单元采样行交替的方式设置也是可以的,即多个第一发光单元和多个第二发光单元等间距布置或不等间距的构成 $2 \times m$ 行 n 列的行列光源阵,行列光源阵的每行均由第一发光单元构成的第一发光单元行或均有第二发光单元构成的第二发光单元行,第一发光单元行和第二发光单元行交替设置, n 为大于1等于的整数, m 为大于1的整数。

[0055] 如图14所示,本发明发光光源装置的优选实施例,在多个第一发光单元和多个第二发光单元构成的行列光源阵中,第一发光单元和第二发光单元交替设置,使得行列光源阵的每行中第一发光单元和第二发光单元交替设置且行列光源阵的每列中第一发光单元和第二发光单元也交替设置,使两个不同波长的红光或红外光经过孕妇腹部到达胎儿的光路比图13更加接近,大大提高了光接收装置91采集信号的强度和精度。

[0056] 进一步,如图15所示,本发明发光光源装置的优选实施例,在发光光源921的多个第一发光单元和多个第二发光单元布置成的行列光源阵外设有扩散照射面积的光扩散透镜922,以能在增加发光单元的发光功率时不增加单位照射面积上的光辐射。优选的,所述的光扩散透镜922为凹透镜,凹透镜与第一发光单元和第二发光单元之间的距离大于0;或者,所述的光扩散透镜为凸透镜,凹透镜与第一发光单元和第二发光单元之间的距离大于0且小于或等于凸透镜的焦距。

[0057] 进一步,本发明的胎儿血氧光信号采集装置的优选实施例,将本发明的包括多个光接收器204的光接收装置91与行列光源阵布局的发光光源装置92结合。如一种优选方式,光接收装置91和的发光光源装置92安装在光传感器安装机构93上,发光光源装置92的发光光源包括多个第一发光单元和多个第二发光单元构成的行列光源阵,在行列光源阵,第一发光单元和第二发光单元交替设置,使得行列光源阵的每行中第一发光单元和第二发光单元交替设置且行列光源阵的每列中第一发光单元和第二发光单元也交替设置,且所述的光接收装置91的多个光接收器204设置在发光光源装置92的四周组成一个圆形,光传感器安装机构93能够形成圆拱形扣在孕妇腹部,发光光源装置92的发光光源位于圆拱形中部位于孕妇腹部顶侧中部,光接收装置91的多个光接收器204在孕妇腹部侧面环绕成一个圆形,发光光源和多个光接收器204构成圆拱形。这使得光源的光照和光接收器204的采集均为多点且也不要求必须一一对应,使单位面积加大,而且两个不同波长的红光或红外光经过孕

妇腹部到达胎儿的光路接近,大大提高了接收到的信号中与胎儿血流相关的光信号的强度。

[0058] 如图16所示,本发明的另一个改进点,本发明的光接收装置91包括多个光接收器204,与多个光接收器204连接的信号初级处理器250,信号初级处理器250包括接收胎儿心率信号的接口,用于与胎心采集装置连接,初级处理器250通过多个光接收器204接收与胎儿血氧饱和度相关的多个光信号,通过胎心采集装置获取同时采集的胎儿心率信号,初级处理器250将接收的与胎儿血氧饱和度相关的多个光信号分别与胎儿心率信号进行相关性分析得到各光信号的相关性系数;基于相关性系数得到各光信号对应的加权系数;将多个光信号根据各自的加权系数进行叠加得到光信号总和。

[0059] 本发明还提供一种腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法,将接收的包含胎儿血氧饱和度信息的多个光信号合成光信号总和,以提高与胎儿血氧饱和度相关的光信号的强度,去除噪音干扰,以提高信噪比,可以用于光接收装置91,其包括以下步骤:

[0060] 将接收的与胎儿血氧饱和度相关的多个光信号分别与胎儿心率信号进行相关性分析得到各光信号的相关性系数;基于相关性系数得到各光信号对应的加权系数;将多个光信号根据各自的加权系数进行叠加得到光信号总和。其中,基于相关性系数得到各光信号对应的加权系数的步骤为:如果光信号的相关性系数低于预设的相关性阈值,则舍弃该光信号,即加权系数为0;如果相关性系数高于预设的相关性阈值,则根据相关性系数得到加权系数,相关性系数越大则加权系数越大, $0 < \text{加权系数} < 1$;然后,将多个光信号根据各自的加权系数进行叠加得到光信号总和,如将多个光信号分别与各自的加权系数相乘后叠加得到光信号总和。本发明的腹外无创胎儿血氧饱和度信号处理方法,通过多个光接收器204采集多个与胎儿血氧饱和度相关的光信号叠加合成光信号总和以提高接收到的光信号的强度,而且基于多个光接收器204采集的光信号与同时采集的胎儿心率信号进行相关性分析进行加权叠加以去除光信号中与胎儿血氧饱和度无关的噪音信号干扰,提高采集到的光信号的信噪比,以提高外无创胎儿血氧饱和度检测装置检测的准确性和可靠性。

[0061] 本发明的腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法,可用于腹外无创胎儿血氧饱和度检测装置的光接收装置91上,将接收的与胎儿血氧饱和度相关的多个光信号进行选择叠加后得到光信号总和,去除噪音干扰,提高信噪比,再将与胎儿血氧饱和度相关的光信号总和发送到腹外胎儿血氧仪1的信号处理控制器11,由信号处理控制器11将光信号总和与胎儿心率信号进行分析计算得到胎儿的血氧饱和度。当然,由信号处理控制器11还可以进一步基于光信号总和,以及采集的孕妇心率、和或孕妇光信号、和或胎儿心率信号进行分析计算得到胎儿的血氧饱和度,胎儿的血氧饱和度的计算方式已在发明人的另一项专利CN201310182965.2中记载,在此不再赘述。需要说明的是,本发明的腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法也可以由信号处理控制器11进行处理,由信号处理控制器11接收多个光信号后合成光信号总和,但这样将会大大增加系统的复杂度。

[0062] 如图16所示,本发明的光接收装置91包括多个光接收器204,分别与多个光接收器204连接的多个放大器,分别与多个放大器连接的多个数模转换器,以及与多个数模转换器连接的信号初级处理器250,信号初级处理器250与胎心采集装置的输出端连接。各光接收器204分别接收来自孕妇腹内的光信号并将其转换成多路电信号,经放大器和模数转换器处理成多路数字信号,再经信号初级处理器250处理后被合成接收光信号总和256。

[0063] 所述的信号初级处理器250的一种实施例如图16所示,包括多个信号分析器252和与多个信号分析器252连接的加法选择器254,所述的多个信号分析器252进行相关性分析,所述的加法选择器254进行信号的选择叠加。当然,所述的信号初级处理器250可以为单片机,本发明的腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法通过软件实现,包括信号分析器252和加法选择器254的相应功能通过软件实现,单片机执行相应软件,对多个光信号进行分析处理和叠加实现光信号总和的合成。胎心采集装置的胎儿心率传感器可以是多普勒超声波胎儿心音传感器或电极组成的胎儿心电传感器或其他胎儿心率传感器。作为另一实施例,所述的信号初级处理器250可以为单片机,替代如图4-5所示的实施例的加法器,实现图4-5所示的实施例,通过软件直接进行信号的叠加。

[0064] 图17是一个信号分析器252在时域进行信号分析的流程实例,所述的信号分析器252为时域信号分析器,将接收的每个与胎儿血氧饱和度相关的光信号在时域与接收的胎儿心率信号进行相关性分析得到各光信号的相关性系数。具体参见图17,本发明腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法中多路光信号的数字信号权重叠加合成接收光信号总和256的流程包括以下步骤:

[0065] (620) 获取光接收器接收的光信号,将光接收器接收的光信号转换为电信号后经放大器和数模转换器处理后转换为数字信号,得到与胎儿血氧饱和度相关的光信号;

[0066] (630) 与步骤(620)并行地,获取胎心采集装置接收到的胎儿心率信号;

[0067] (622) 将光信号,在时域进行与胎儿心率信号的相关性分析,相关性分析的算法属于现有技术,在一般数学手册中均由记载,在此不再赘述;

[0068] (624) 经相关性分析计算出相关性系数A;

[0069] (626) 判断相关性系数A是否超过预先设定阈值X,如果相关性系数A高于预定阈值X则转到步骤628,如果相关性系数A低于预定阈值X则转到步骤 632;

[0070] (628) 根据相关性系数A获得加权系数M, $0 < \text{加权系数} M < 1$,然后转到其下的步骤634;

[0071] (632) 设定加权系数M为0,然后转到其下的步骤634;

[0072] (634) 将与胎儿血氧饱和度相关的光信号与加权系数M相乘加权,加权后的数据E送入加法选择器254。

[0073] 图18是一个信号分析器252在频域进行信号分析的流程实例,所述的信号分析器252为频域信号分析器,将接收的每个与胎儿血氧饱和度相关的光信号从时域转到频域得到光信号频谱,同时将接收的胎儿心率信号从时域转到频域得到胎儿频域光功率频谱,将光信号频谱在频域与胎儿频域光功率频谱进行相关性分析得到各光信号的相关性系数。具体参见图18,本发明腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法中多路数字信号权重叠加合成接收光信号总和256 的流程包括以下步骤:

[0074] (720) 获取光接收器接收的光信号,将光接收器接收的光信号转换为电信号后经放大器和数模转换器处理后转换为数字信号,得到与胎儿血氧饱和度相关的光信号,然后转到其下的步骤722;

[0075] (722) 将与胎儿血氧饱和度相关的光信号从时域转到频域得到光信号频谱,然后转到步骤724;

[0076] (740) 与步骤720并行地,获取胎心采集装置接收到的胎儿心率信号,然后转到其

下的步骤742;

[0077] (742) 将输入的胎儿心率信号从时域转到频域得到胎儿频域光功率频谱,然后转到其下的步骤724;

[0078] (724) 将与胎儿血氧饱和度相关的光信号频谱,在频域与胎儿频域光功率频谱进行相关性分析;

[0079] (726) 经相关性分析计算出在频域,光信号频谱与胎儿频域光功率频谱的相对值B作为相关性系数;

[0080] (728) 判断相对值B是否超过预先设定阈值Y,如果相对值B高于预定阈值Y则转其下的步骤730,如果相对值B低于预定阈值Y则转下面的步骤744;

[0081] (730) 把光信号频谱从频域还原回时域,然后转到其下的步骤732;

[0082] (732) 根据相对值B加权获得加权系数M, $0 < \text{加权系数} M < 1$,然后转到其下的步骤734;

[0083] (744) 把光信号频谱信号从频域还原回时域,然后转到其下的步骤746,当然步骤744也可以省略;

[0084] (746) 设定加权系数M为0,然后转到其下的步骤734;

[0085] (734) 将与胎儿血氧饱和度相关的光信号与加权系数M加权,加权后的数据F送入加法选择器254。

[0086] 图19是一个信号分析器252在频域进行信号分析的另一个流程实例,将接收的每个与胎儿血氧饱和度相关的光信号从时域转到频域得到光信号频谱,同时将接收的胎儿心率信号从时域转到频域得到胎儿频域光功率频谱,将光信号频谱在频域与胎儿频域光功率频谱进行相关性分析得到各光信号的相关性系数,且从光信号频谱中过滤掉胎儿频谱功率以外的信号频谱功率得到滤波光信号频谱,以去除光信号中与胎儿血氧饱和度无关的噪音信号干扰,再把滤波光信号频谱从频域还原回时域得到滤波光信号作为加权叠加的光信号。具体的,参见图19,本发明腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法中多路数字信号权重叠加合成接收光信号总和256的流程包括以下步骤:

[0087] (720) 获取光接收器接收的光信号,将光接收器接收的光信号转换为电信号后经放大器和数模转换器处理后转换为数字信号,得到与胎儿血氧饱和度相关的光信号,然后转到其下的步骤722;

[0088] (722) 将与胎儿血氧饱和度相关的光信号光信号从时域转到频域得到光信号频谱,然后转到其下面步骤724;

[0089] (740) 与步骤720并行地,获取胎心采集装置接收到的胎儿心率信号,然后转到其下的步骤742;

[0090] (742) 将输入的胎儿心率信号从时域转到频域得到胎儿频域光功率频谱,然后转到其下的步骤724;

[0091] (724) 将与胎儿血氧饱和度相关的光信号频谱,在频域与胎儿频域光功率频谱进行相关性分析和比较;

[0092] (726) 经相关性分析计算出在频域,光信号频谱与胎儿频域光功率频谱的相对值B作为相关性系数;

[0093] (728) 判断相对值B是否超过预先设定阈值Y,如果相对值B高于预定阈值Y则转其

下的步骤750,如果相对值B低于预定阈值Y则转下面的步骤744;

[0094] (750)从光信号频谱中过滤掉胎儿频域光功率频谱以外的信号频谱功率得到滤波光信号频谱,可以采用频域滤波器,也可以通过软件方式实现,然后转到其下的步骤730

[0095] (730)把滤波光信号频谱从频域还原回时域得到滤波光信号作为加权叠加的光信号,然后转到其下的步骤734;

[0096] (744)把光信号频谱从频域还原回时域,然后转到其下的步骤746;

[0097] (746)乘上加权系数M为0,然后转到其下的步骤734;

[0098] (734)将与胎儿血氧饱和度相关的滤波光信号与加权系数M加权,加权后的数据F送入加法选择器254。

[0099] 需要说明的是,图18与图19的不同之处是,频域信号在步骤728判定超过预先设定阈值Y后,图18直接在步骤730进行逆转换复原时域信号。图19则是把与胎儿频域光功率频谱不相关的信号滤除掉以后,再输入步骤730进行逆转换复原时域信号。

[0100] 图18、图19中步骤722将信号从时域转换成频域的数学转换公式可以采用快速傅里叶转换公式或Z变换公式,此外,拉普拉斯变换也可以用于从时域到频域的转换,时域转换成频域的方式属于现有技术不在赘述。

[0101] 图18、图19中步骤730将信号从频域逆转换回时域的数学转换公式可以对应采用快速逆傅里叶转换公式和逆Z变换公式或逆拉普拉斯变换,频域逆转换回时域的方式属于现有技术不在赘述。

[0102] 参见图16、20-21,信号初级处理器250还包括用于将数字信号从时域转换为频域的时频转换器和/或用于将数字信号从频域还原为时域的时频逆转换器。所述的信号初级处理器250的信号分析器252基于胎儿心率信号与数字信号在频域或时域的相关性,对各路数字信号分别标注加权系数,所述的加法选择器254根据加权系数进行叠加处理,所述的加法选择器254可以为线性叠加器或者光信号选择器。

[0103] 图20是图16中加法选择器254的一个流程实例。所述的信号初级处理器250包括加法选择器254,所述的加法选择器254为线性叠加器,它将光接收器204输出的并经过信号分析器252分析处理后的多路数字信号经线性叠加,以合成接收光信号总和256。具体地说,每一个信号分析器252产生的信号802、804、806汇入线性叠加器进行线性叠加,产生接收光信号总和256。接收光信号总和256将通过通讯链路14送入腹外胎儿血氧仪1。所述的信号初级处理器250的线性叠加器的输入信号是由时域信号分析器产生的数据E,或者是由频域信号分析器产生的数据F。

[0104] 图21是图16中加法选择器254的另一个流程实例。所述的信号初级处理器250包括加法选择器254,所述的加法选择器254为光信号选择器,它将从光接收器204输出的并经过信号分析器252分析处理后的多路数字信号中选择一路作为接收光信号总和256;或者从中选择多路数字信号并将它们叠加形成接收光信号总和256。具体地说,每一个信号分析器产生的信号802、804、806汇入光信号选择器进行进一步筛选和叠加。光信号选择器810根据所有信号802、804、806的比较、对图6、图7、图16中每一个光接收器204的位置的认知,以及其他与胎儿血氧饱和度相关的知识进行判断,选择一个或多个信号产生接收光信号总和256。接收光信号总和256将通过通讯链路14送入腹外胎儿血氧仪1。所述的信号初级处理器250的光信号选择器的输入信号是由时域信号分析器产生的数据E,或者是由频域信号分析器

产生的数据F,信号初级处理器250的光信号选择器选择条件包括血氧饱和度信号状态、和/或位置信号状态。

[0105] 本发明既可以用于缺氧心率不良的胎儿,同样也可以用于正常心率的胎儿,既可以在医院检测,也可以被移植和扩展到以移动互联网支持的远程围产监护,如通过远程在家庭进行检测。本发明可以和现有的电子胎儿监护仪(Electronic Fetal Monitor,EFM)结合起来,实现对更全面的新型胎儿监护设备的信号处理。

[0106] 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。

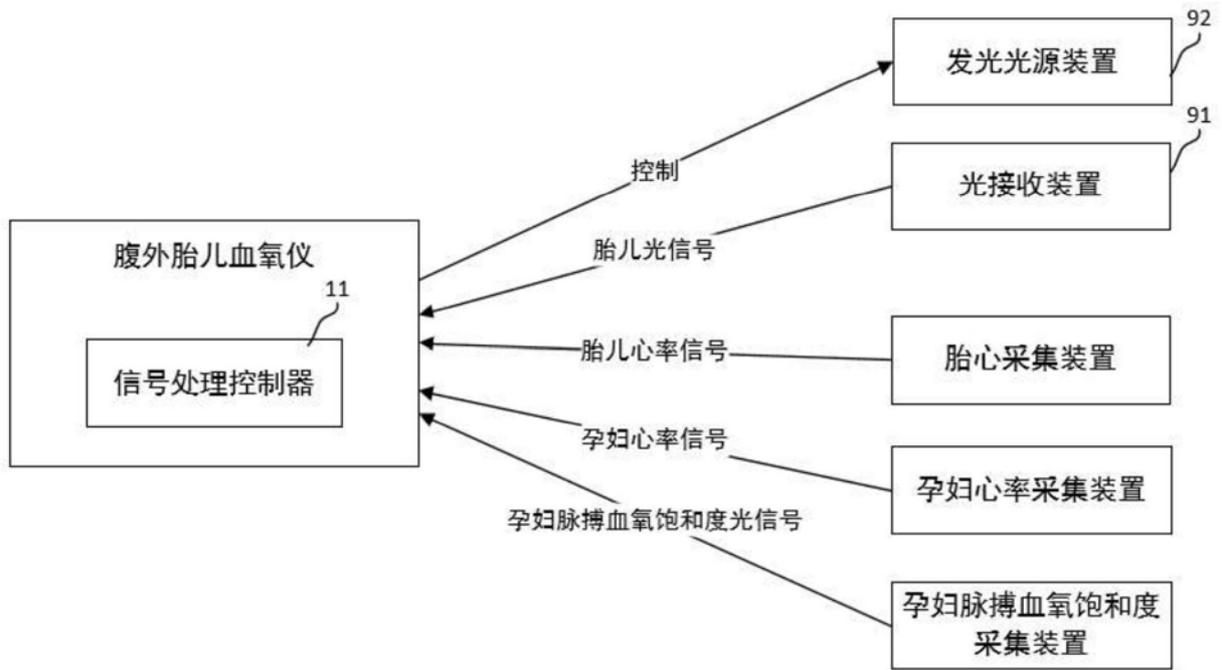


图1

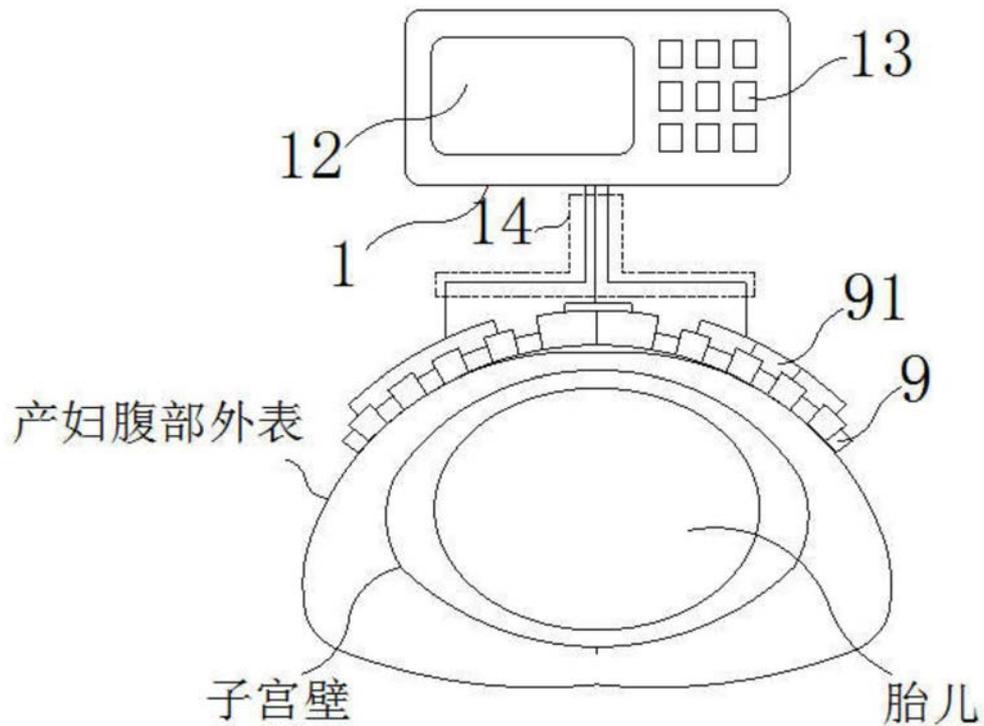


图2

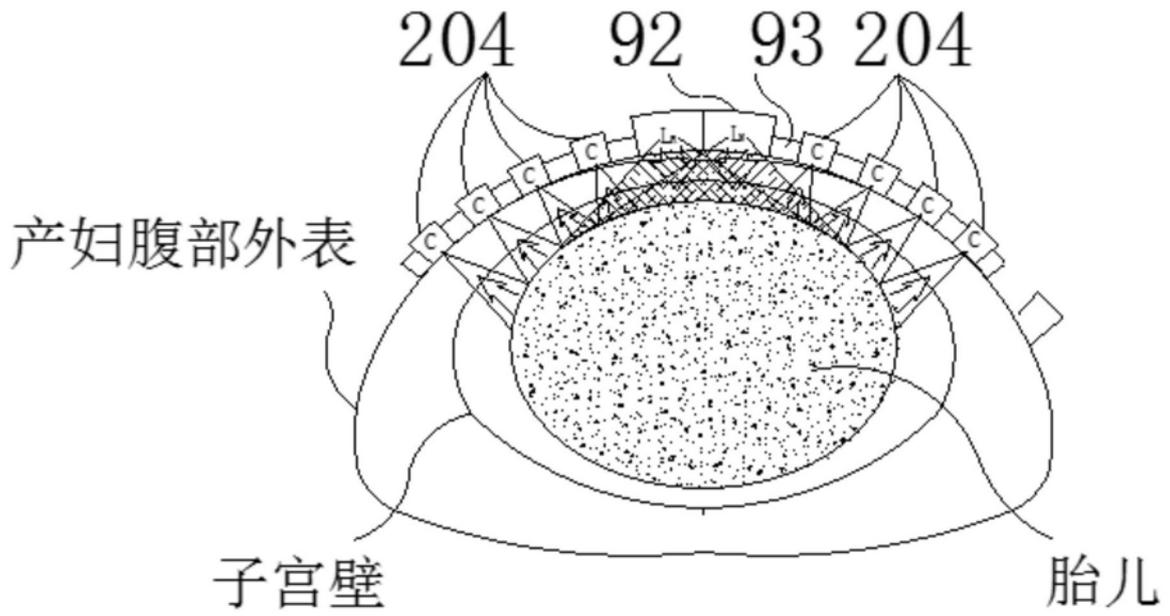


图3

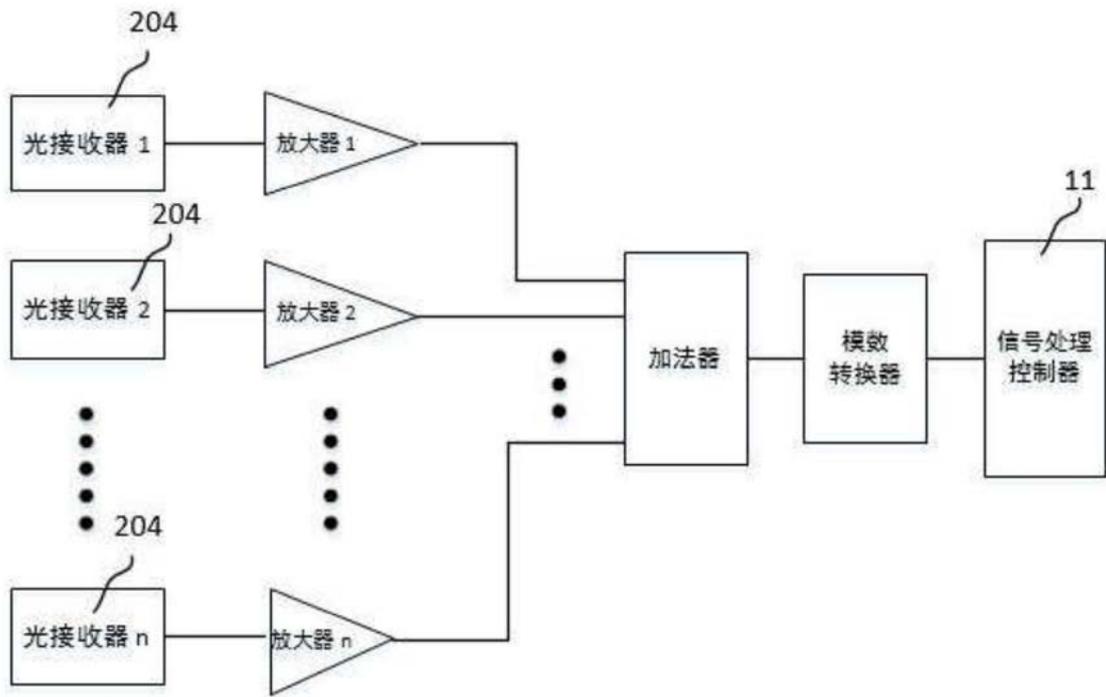


图4

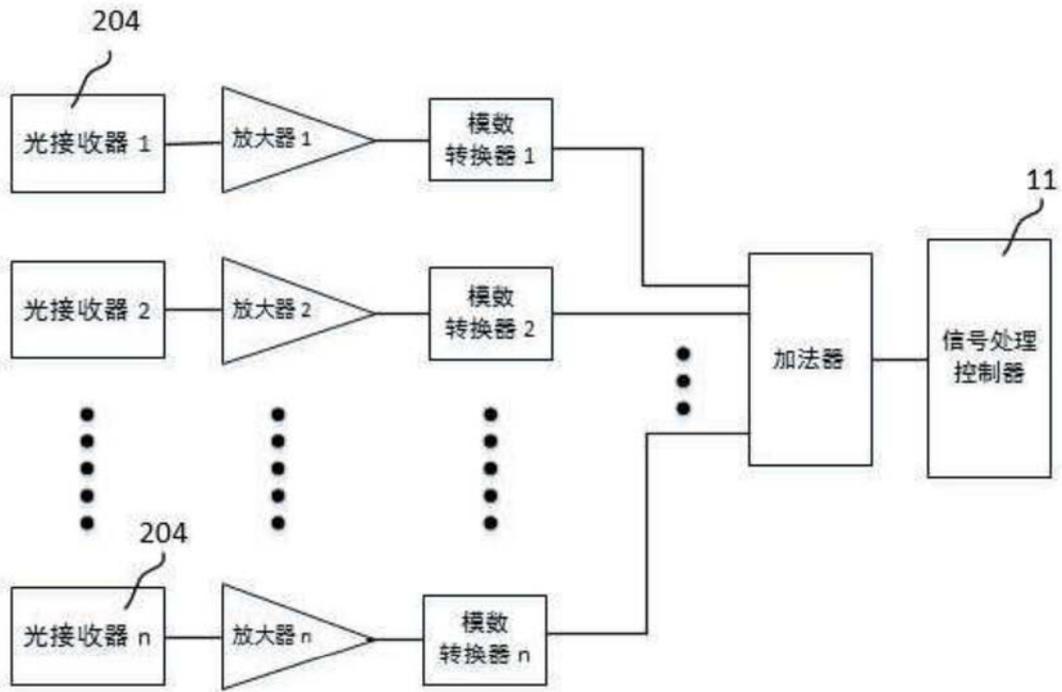


图5

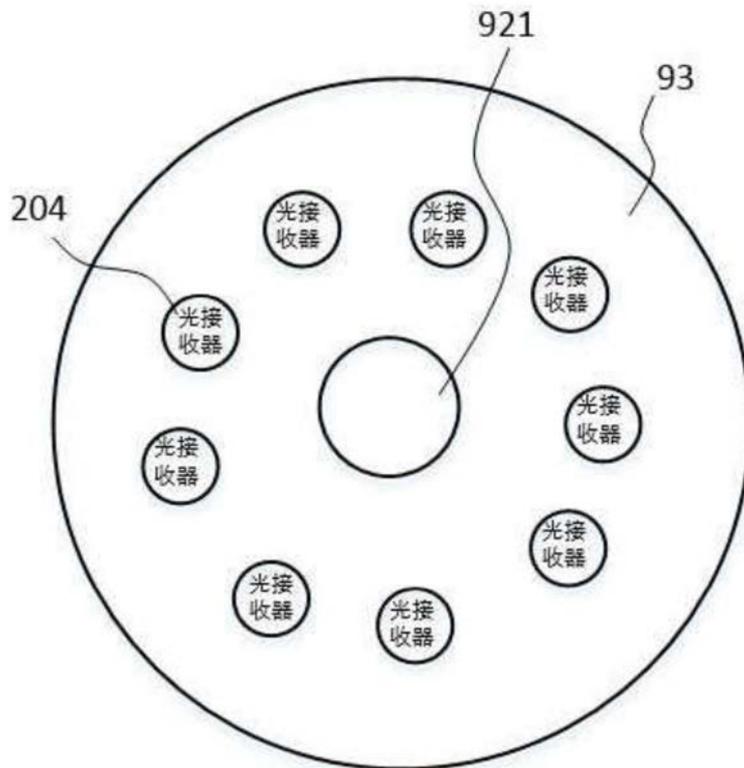


图6

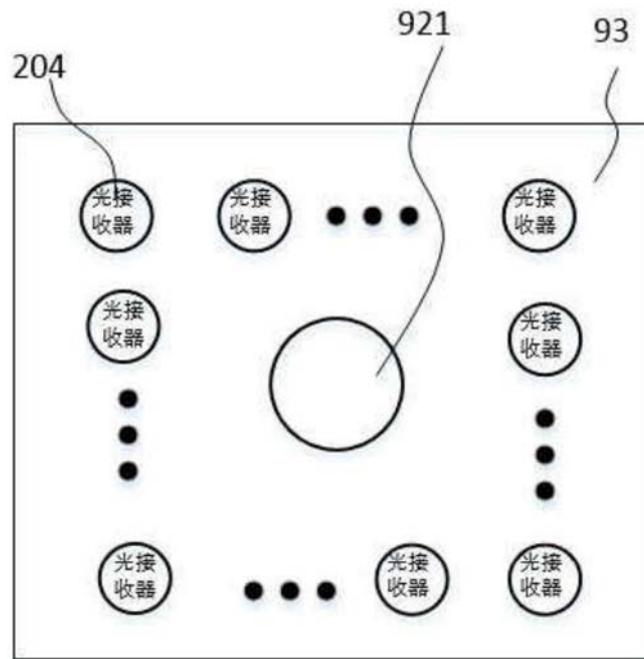


图7

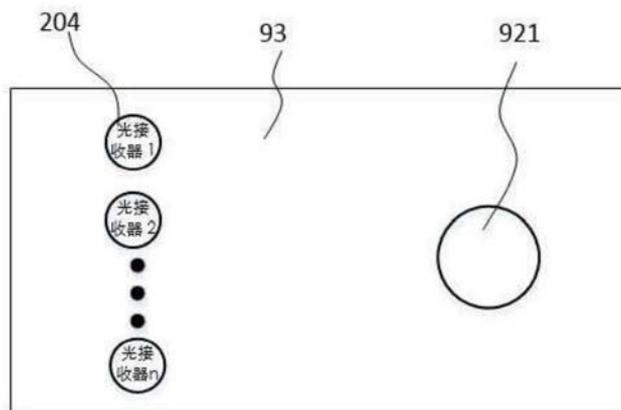


图8

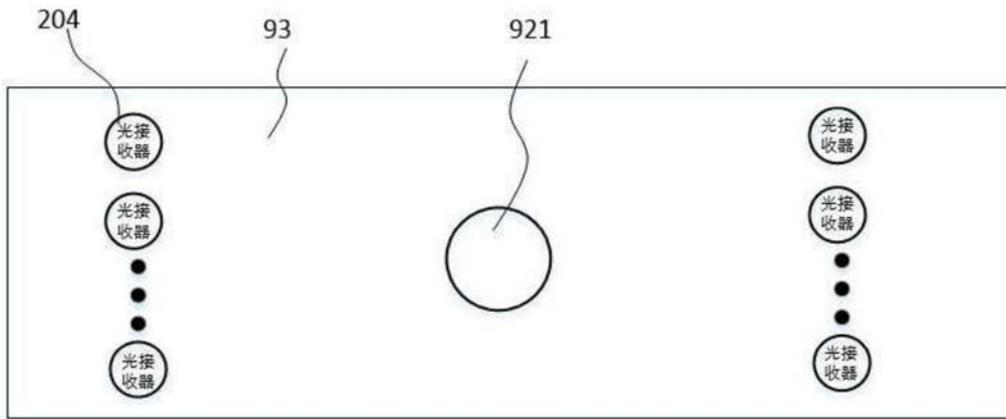


图9

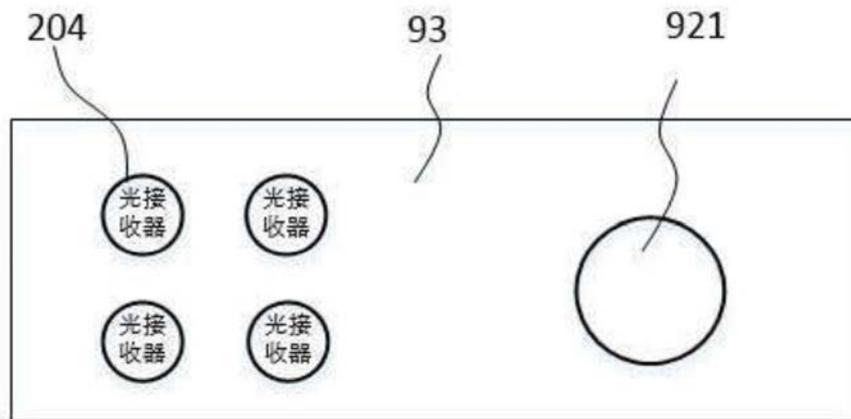


图10

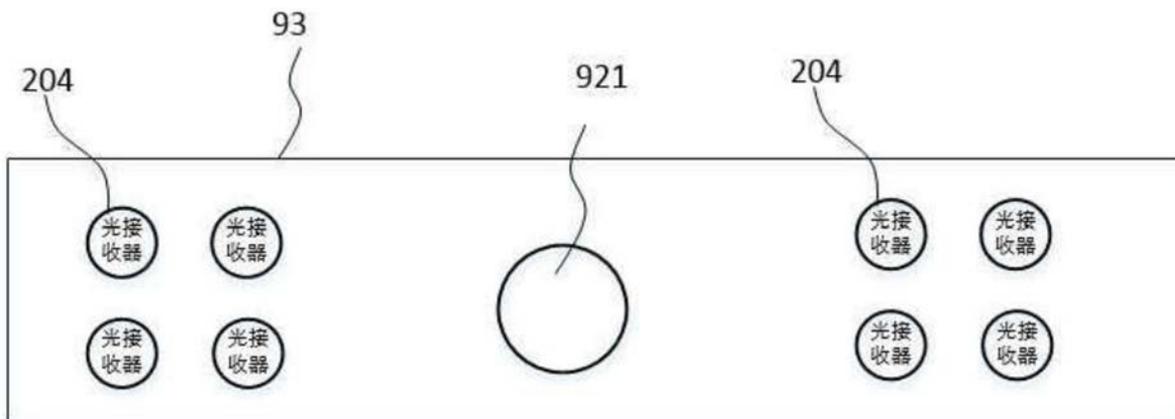


图11

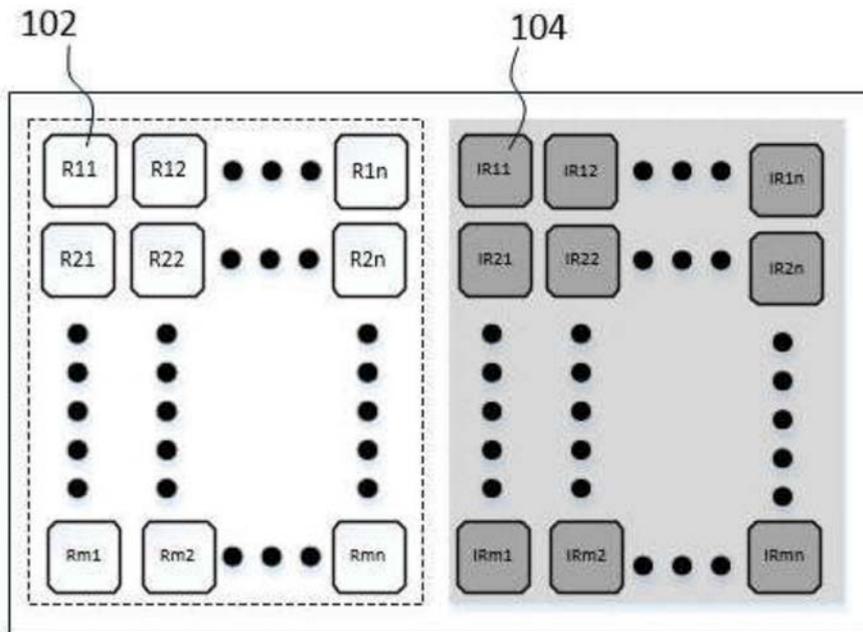


图12

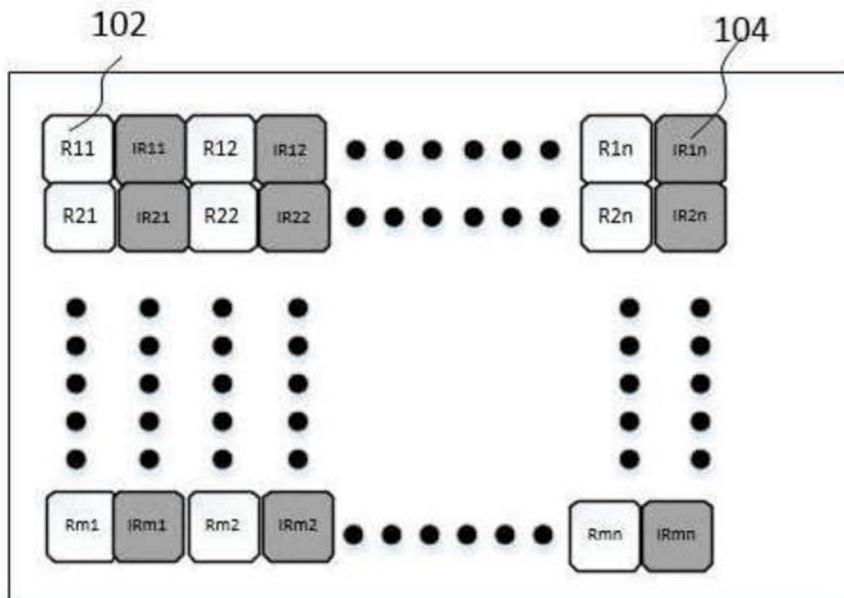


图13

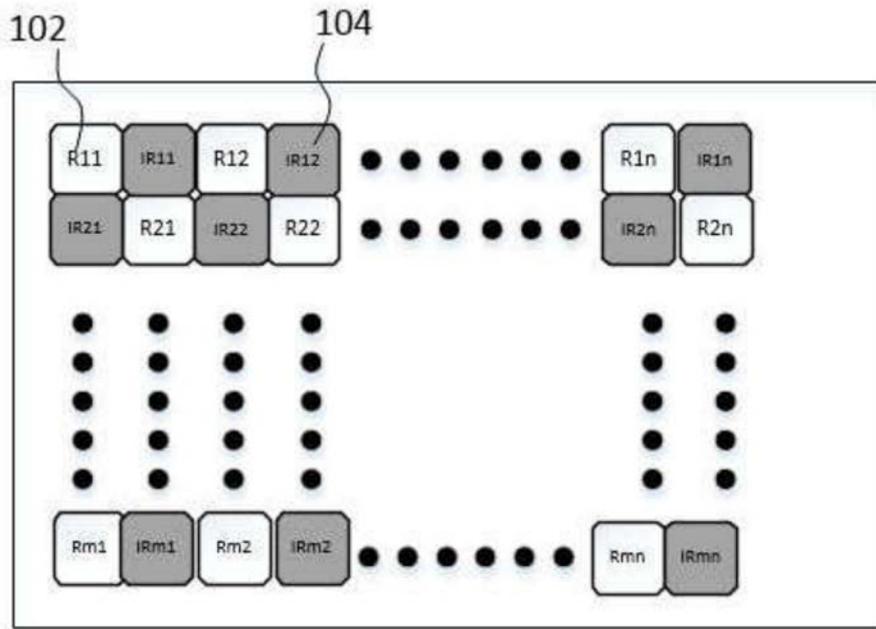


图14

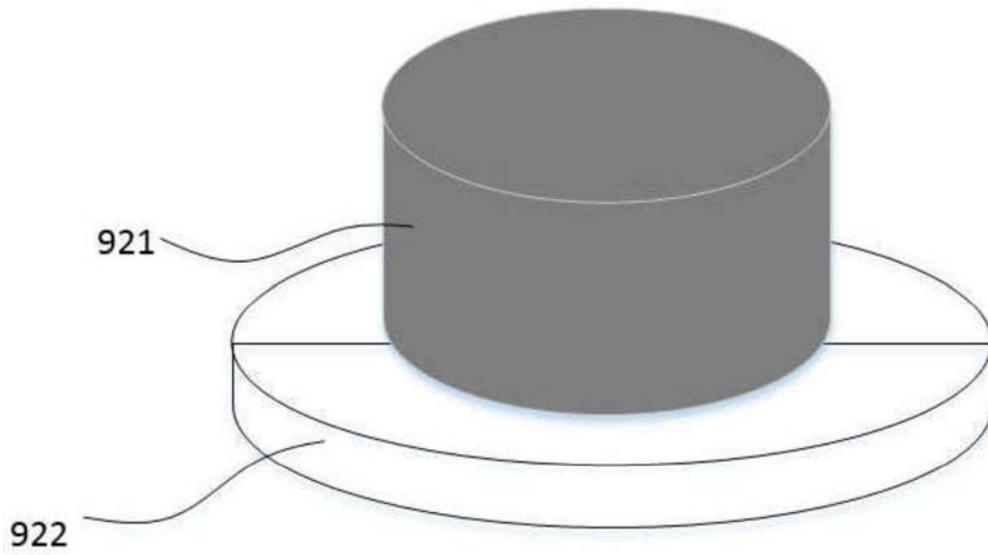


图15

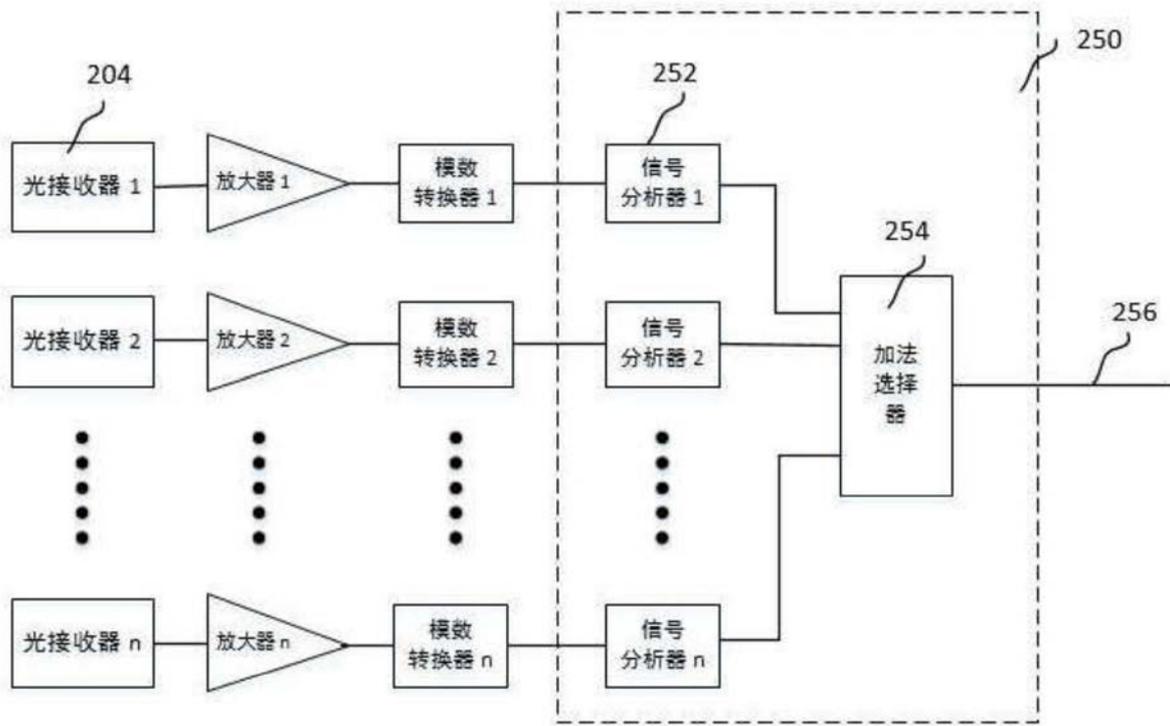


图16

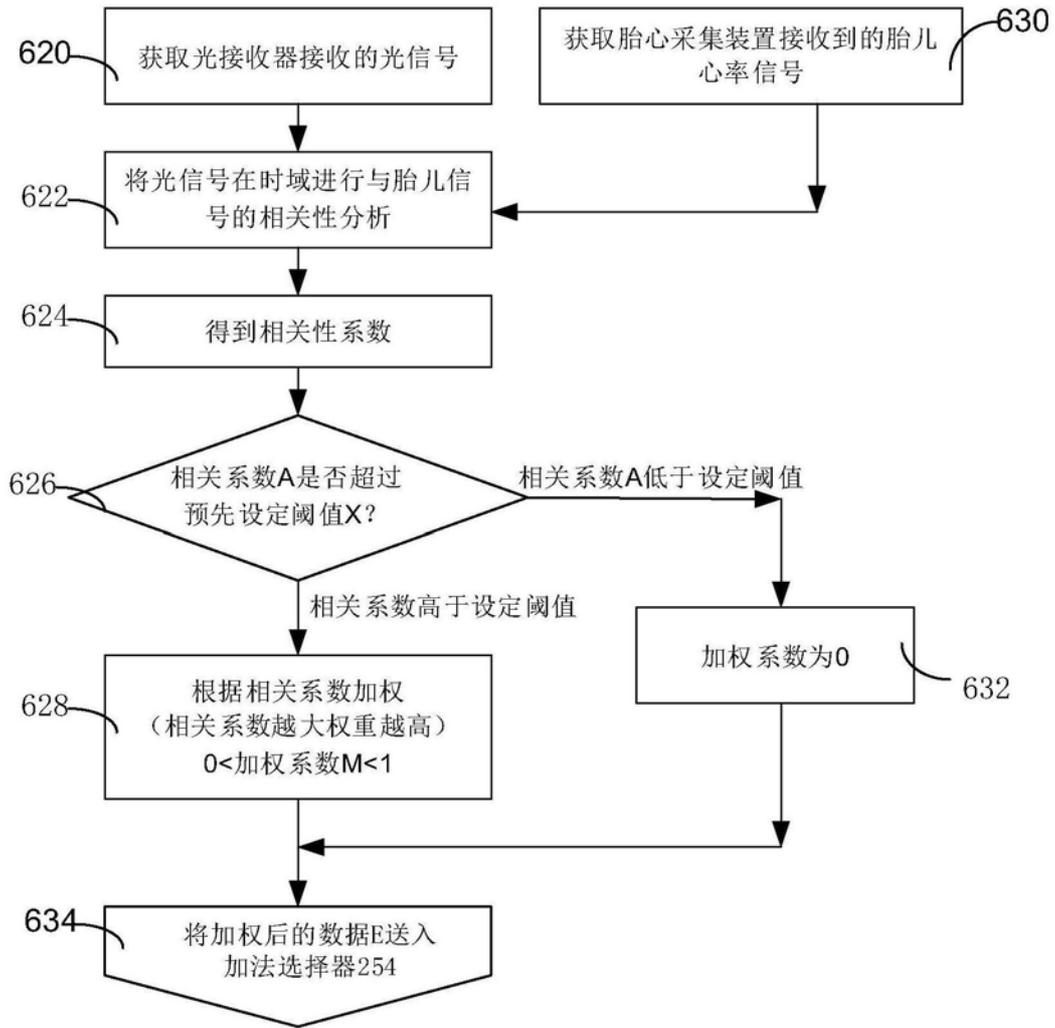


图17

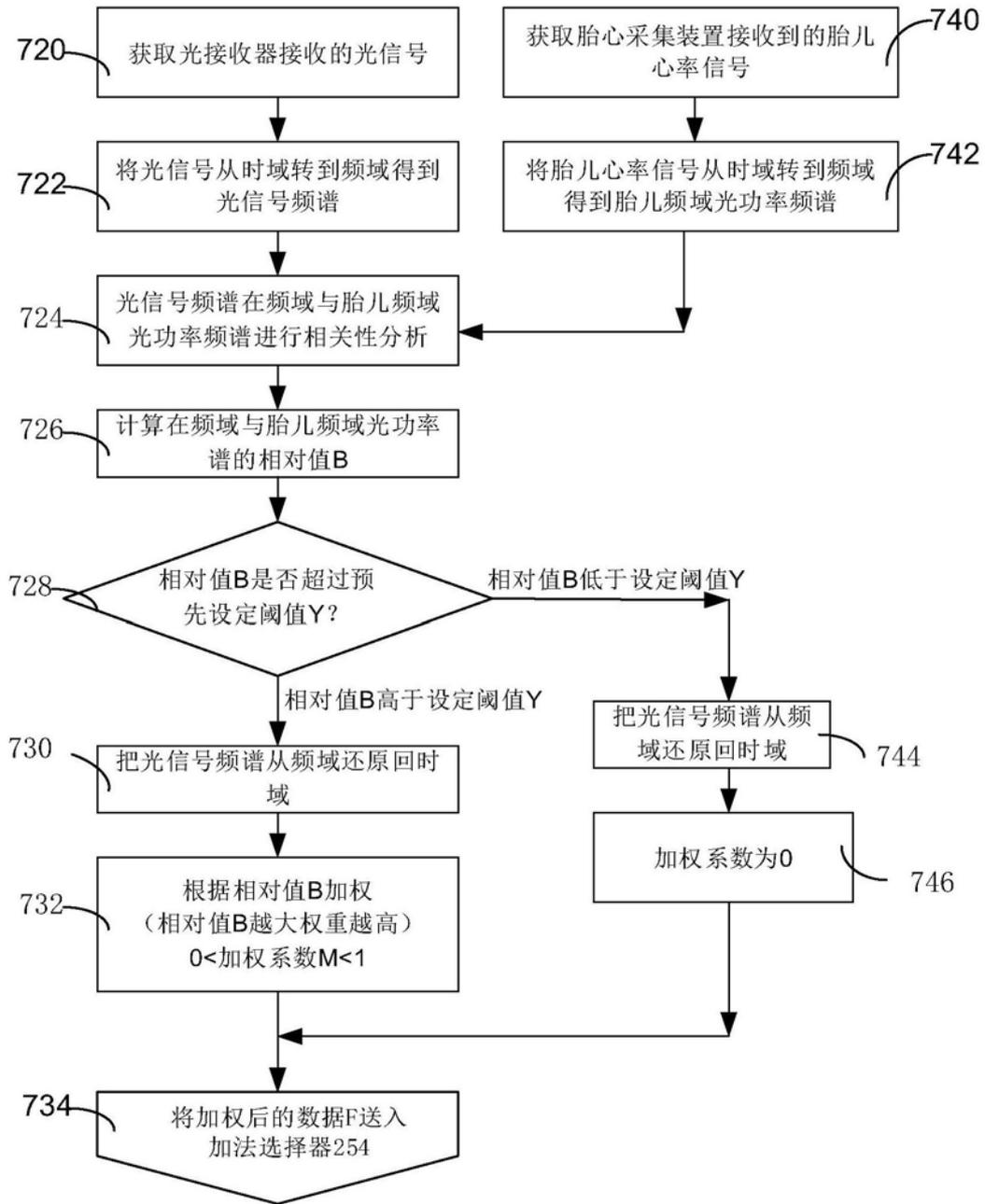


图18

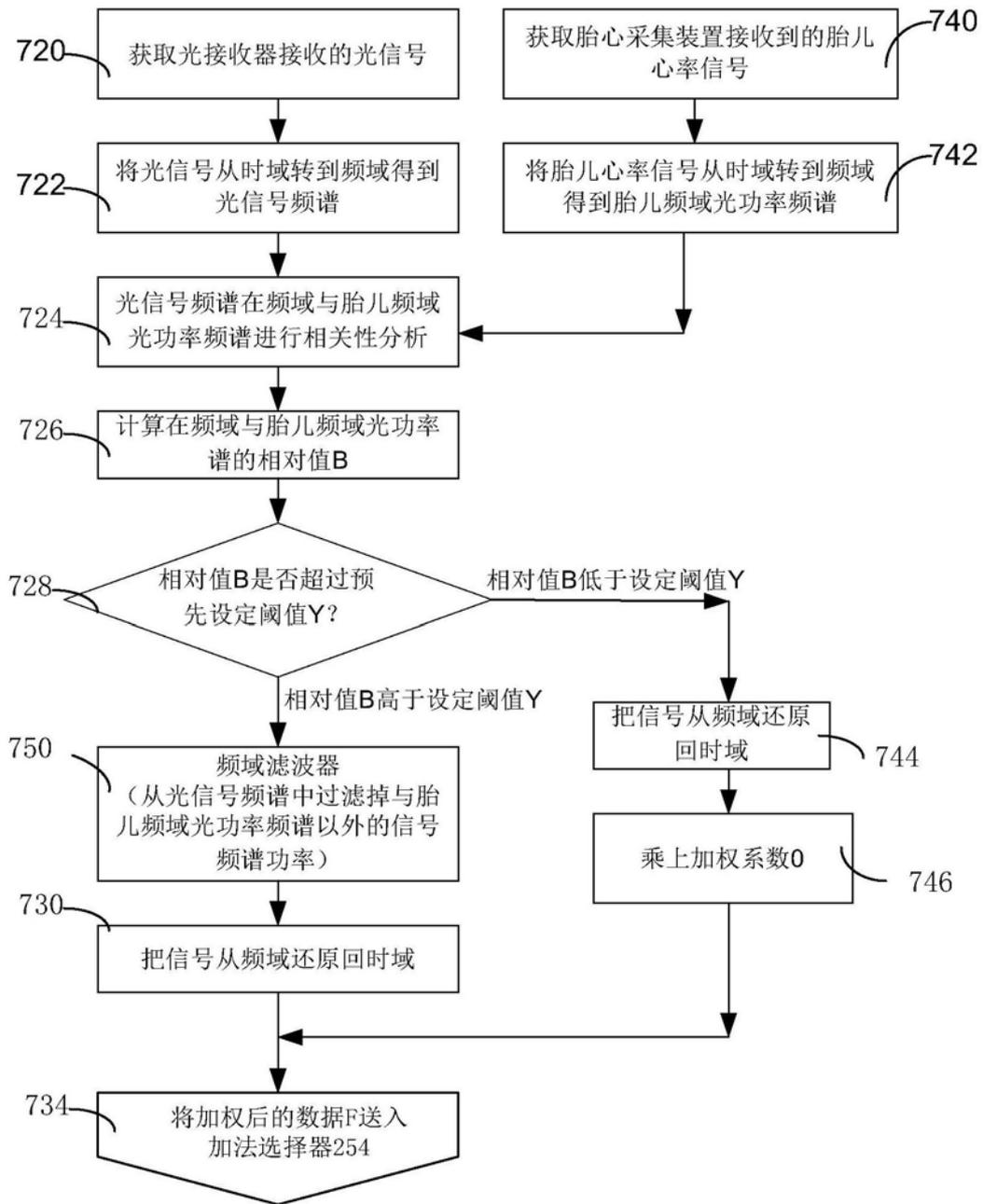


图19

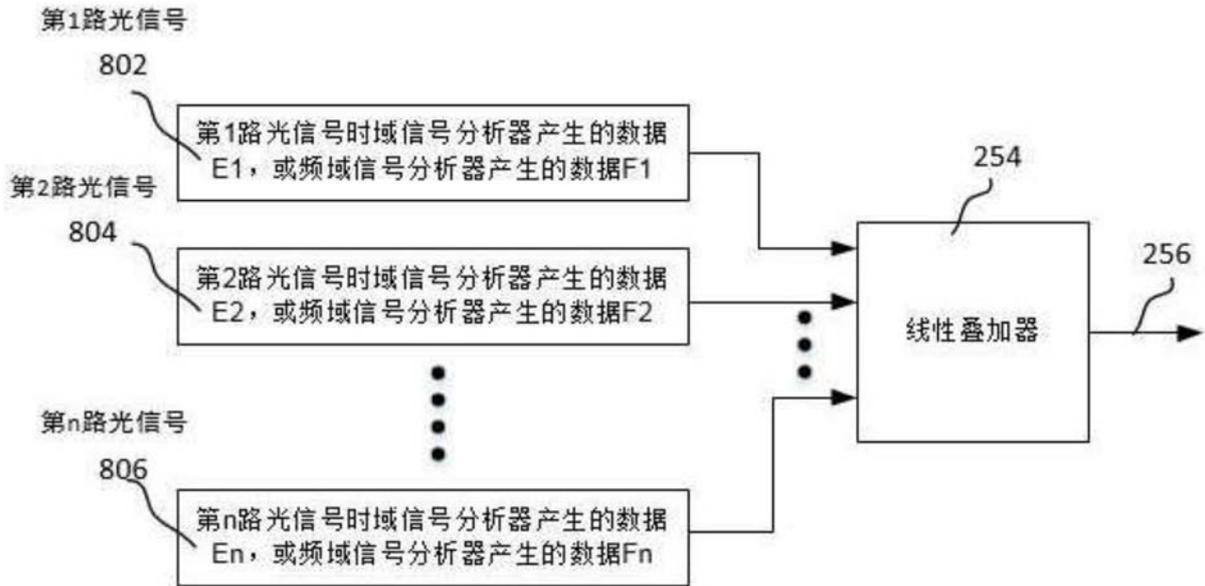


图20

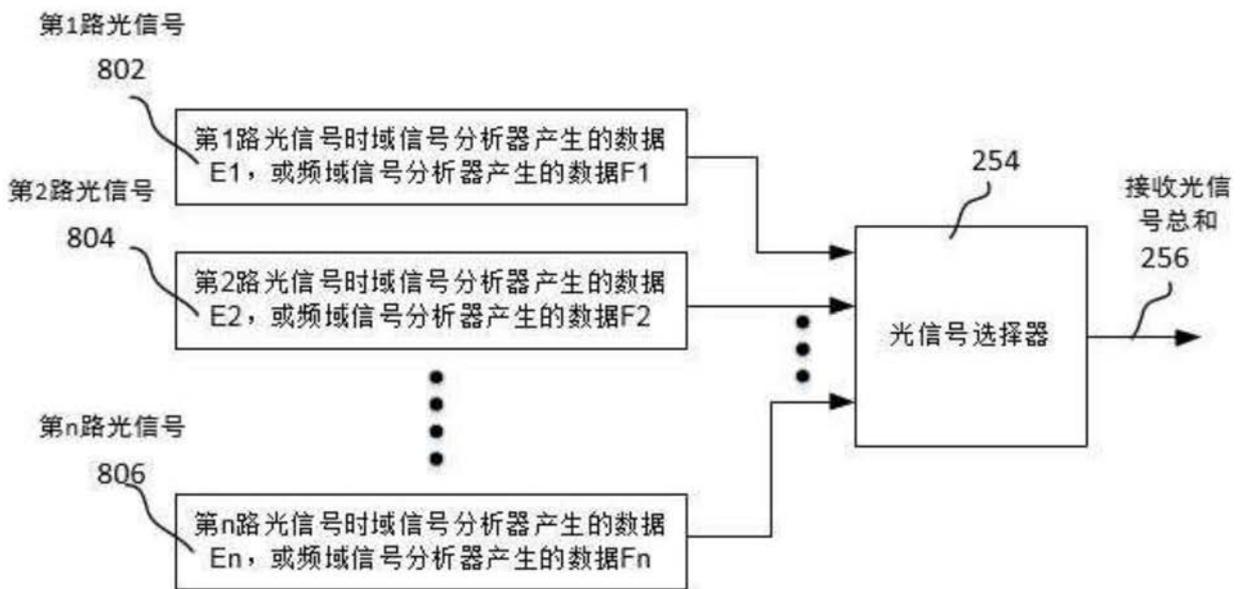


图21

专利名称(译)	胎儿血氧饱和度信号处理方法、光接收装置和检测装置		
公开(公告)号	CN108742644A	公开(公告)日	2018-11-06
申请号	CN201810169917.2	申请日	2018-02-28
[标]发明人	黄汶 王义向		
发明人	黄汶 王义向		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00 A61B5/1464		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/1464 A61B5/7203		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种腹外无创胎儿血氧饱和度检测信号处理方法，将接收的多个与胎儿血氧饱和度相关的光信号合成光信号总和，包括步骤A：将接收的与胎儿血氧饱和度相关的多个光信号分别与胎儿心率信号进行相关性分析得到各光信号的相关性系数；步骤B：基于相关性系数得到各光信号对应的加权系数；步骤C：将多个光信号根据各自的加权系数进行叠加得到与胎儿血氧饱和度相关的光信号总和，以提高接收到的与胎儿血氧饱和度相关的光信号强度，去除噪音信号干扰，提高信噪比；本发明还提供采用本发明信号处理方法的光接收装置和腹外无创胎儿血氧饱和度检测装置。

