



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109414207 A

(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201780018843.6

(22)申请日 2017.03.21

(30)优先权数据

16168873.4 2016.05.10 EP

(66)本国优先权数据

PCT/CN2016/076872 2016.03.21 CN

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/056722 2017.03.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/162686 EN 2017.09.28

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 祁昱 田聪 邬宇强 罗忠池

温广立 殷斌 李林

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 孟杰雄 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/03(2006.01)

A61B 5/1464(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

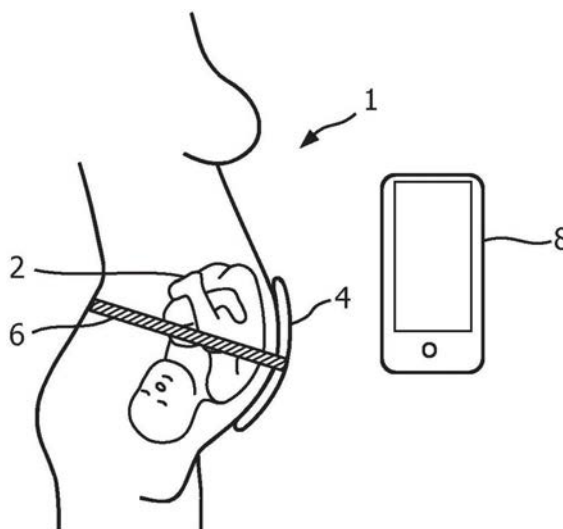
权利要求书1页 说明书10页 附图10页

(54)发明名称

胎动监测系统和方法

(57)摘要

本发明提供了使用光学模式感测来检测胎动的胎动监测系统。胎动提供了光学传感器与检测器之间的光学路径的变化(例如,羊水与胎儿的不同比例)和/或与光学传感器装置的不同接触压力。这些影响中的一者或两者可以基于对由所述系统捕获的所述光学信号的分析来检测。



1. 一种胎动监测系统(1),包括:  
腹带(6);  
光学传感器装置(4),其由所述带携带,包括用于朝向目标的腹部发射光学信号的至少一个光发射器(10)和用于接收来自所述目标的所述腹部的所述光学信号的至少一个光接收器(12),以及  
控制器(8、30),其适于分析由所述光学传感器装置(4)的所述光接收器(12)接收的光学信号,从而基于所接收的光学信号的模式变化来检测胎动。  
其中,所述光学信号被导向为行进通过所述目标的所述腹部。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述光学传感器装置(4)包括至少一个PPG传感器。
3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述光学传感器装置(4)包括至少一个脉搏血氧传感器。
4. 根据任一前述权利要求所述的系统,包括用于存储胎动信息的存储器。
5. 根据任一前述权利要求所述的系统,还包括运动传感器(24)。
6. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述运动传感器(24)被所述带(6)携带而远离胎儿区域。
7. 根据权利要求5或6所述的系统,其中,所述运动传感器(24)或另外的运动传感器被准妈妈穿戴而远离所述带。
8. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中,通过至少一个时域参数或至少一个频域参数或这两者的组合来表征所接收的所述光学信号的模式。
9. 根据任一前述权利要求所述的系统,还包括输出设备(8),其中,所述控制器(30)或所述光学传感器装置(4)与所述输出设备(8)无线通信。
10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述输出设备(8)包括手表或手机。
11. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中,所述光发射器适于发射:  
绿光;或  
红光或红外辐射。
12. 一种胎动监测方法,包括:  
使用被提供在腹带(6)上的包括至少一个光发射器(10)和至少一个光接收器(12)的光学传感器装置(4),由所述至少一个光发射器(10)朝向目标的胎儿区域发射光学信号,并且由所述至少一个光接收器(12)接收来自所述目标的所述胎儿区域的所述光学信号;  
分析由所述光接收器(12)接收的所述光学信号,从而基于所接收的光学信号的模式变化来检测胎动,  
其中,所述光学信号被导向为行进通过所述目标的所述腹部。
13. 根据权利要求12所述的方法,包括使用PPG传感器来生成和接收所述光学信号。
14. 根据权利要求12或13所述的方法,还包括使用与准妈妈相关的运动信息来帮助分析光学传感器信号。
15. 根据任一前述权利要求所述的系统,包括利用以下项来生成光学信号:  
绿光;或  
红光或红外辐射。

## 胎动监测系统和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及胎动监测系统和方法。

### 背景技术

[0002] 胎动对于评估胎儿健康是极其重要的。完整的神经肌肉功能以及氧气和营养物质到中枢神经系统的充足供应对于正常胎动是必需的。胎动的减少可以指示胎儿危险,或者胎动的减少可以预测差的胎儿结果。医学护理提供者建议孕妇从第二个三月期开始每天至少对胎动计数一次。每小时3至5次的平均值指示胎儿发育良好。太少或太多的移动可能是由氧气供应不足引起的,这需要联系医学护理提供者。

[0003] 除了临床指示以外,关于胎动(和胎位)的信息可以为准父母提供胎儿正在如何发育的一般指示,这会给予愉悦与安心。这种胎儿日记或体动类型的胎儿活动记录没有明确的临床含义,充当准妈妈与胎儿之间的情感联系。

[0004] 记录胎动方面的自动化将会是极其有益的。在长时间段上执行对胎动的手动计数是不切实际的。例如,会希望在一小时的时段上记录胎动,然后将该结果与先前的时间段进行比较。

[0005] 已知的胎动监测系统利用超声多普勒感测、加速度计、压电压力传感器和移动线圈传感器。然而,这些技术均具有其自身的缺点。超声多普勒感测涉及辐射暴露。加速度计对包括来自准妈妈的运动的所有运动都敏感。用于胎动感测的压电压力传感器具有相对较低的检测灵敏度。

[0006] 如果系统是用于家庭和连续监测的,则超声和流电技术(例如用于医学或用于消费者应用的大多数现有胎儿监测产品所采用的那些技术)并不合适。

[0007] 因此存在对能够检测胎动的简单、安全、易于使用且低成本的系统的需要。尤其地,能够记录并以自动方式提取胎动信息的可穿戴监测设备将会是感兴趣的。

### 发明内容

[0008] 本发明通过权利要求来定义。

[0009] 根据本发明的一个方面的范例,提供了一种胎动监测系统,包括:

[0010] 腹带;

[0011] 光学传感器装置,其由所述带携带,包括用于朝向目标的腹部发射光学信号的至少一个光发射器和用于接收来自所述目标的所述腹部的所述光学信号的至少一个光接收器,以及

[0012] 控制器,其适于分析由所述光学传感器装置接收的光学信号,从而基于所述光学传感器装置的信号的模式变化来检测胎动。

[0013] 其中,所述光学信号被导向为行进通过所述目标的所述腹部。

[0014] 该系统利用光学监测来检测胎动。具体地,胎动提供了(1)光学传感器与检测器之间的光学路径的变化(例如,羊水与胎儿的不同比例)和/或(2)与光学传感器装置的不同接

触压力,并且接触压力变化可以引起光学路径的部分(例如,腹部皮肤的小动脉或/和肌肉)的变化。这些影响中的一者或两者可以基于对由该系统捕获的光学信号的分析来检测。以此方式,简单且低成本的系统能够检测胎动,并且在这样的移动的时间内提供日志。

[0015] 所述模式变化可以通过所接收的光学信号的时间和/或频率变化来识别。

[0016] 所述光学传感器可以包括PPG传感器。

[0017] 这提供了低成本且现有的传感器技术。PPG信号也使得能够检测母体呼吸循环,并且这些也能够在对光学传感器装置的信号的分析中用于提供对胎动的检测的进一步改进。例如,可以在呼吸期间补偿准妈妈的移动。也能够获得其他生理信息,包括母体和胎儿的心率、心率变异性和氧饱和度。PPG传感器是高度灵敏且低成本的,并且还实现了对胎动的连续监测。

[0018] 所述光学传感器可以包括用于实施所述PPG传感器的脉搏血氧传感器。

[0019] 脉搏血氧计测量对光的吸收,并且实现低功率操作。在一种光源选择(红或红外)的情况下,信号穿透到胎儿中。脉搏血氧计然后可以用于测量一个频率下的胎儿脉搏,但是较低频率下的脉搏血氧计信号的变化可以用于确定因胎儿移动引起的光学路径的变化。

[0020] 在不同的光源选择(例如,绿光)的情况下,信号从腹壁被反射,并且替代地可以用于测量母体脉搏。胎动(尤其是对腹壁的踢腿)改变接触力,这会引发小动脉的堵塞,并且这会改变所检测的光学信号。

[0021] 所述系统还可以包括运动传感器。

[0022] 运动传感器可以用于使得能够抵消因准妈妈的移动引起的光学信号变化,以便实现对仅因胎动引起的光学信号变化的更准确的确定。

[0023] 所述运动传感器可以由所述带携带。这使传感器成为所述系统的部分,并且因此易于作为单条带而被用户使用。

[0024] 所述运动传感器可以被远离胎儿区域地安装在所述带上。这确保了所述运动传感器正在检测准妈妈而非胎儿的移动。

[0025] 所述运动传感器或另外的运动传感器可以被准妈妈穿戴而远离所述带。

[0026] 所述运动传感器可以以此方式被穿戴而远离腹部,例如在腕部上。可以在多个位置中存在运动传感器,并且腕部安装设备(例如,智能手表)也可以充当用于所述系统的用户接口。所述运动传感器可以被携带,例如通过移动电话来实施。

[0027] 通过至少一个时域参数或至少一个频域参数或这两者的组合来表征所接收的所述光学信号的模式。通过执行对所述光学信号的时域分析和/或频域分析,可以将不同类型的胎动彼此区分开来。以此方式,所述系统可以提供对特定时间段内的胎动的计数以及对移动的类型指示(例如,踢腿或变化的位置)。

[0028] 所述系统还可以包括输出设备,其中,所述控制器或所述光学传感器装置与所述输出设备无线通信。

[0029] 所述输出设备可以是智能手表、智能手机、膝上型电脑或所收集的数据可以在其上显示和分析的其他设备。可以在所述带上(因此所述控制器在所述带处)或在所述输出设备处(因此所述控制器在所述输出设备处)执行由所述控制器执行的数据处理,或者可以远程执行数据处理中的一些数据处理。类似地,所述存储器可以在所述带处或在所述输出设备处。

[0030] 所述光发射器可以适于发射：

[0031] 绿光；或

[0032] 红光或红外辐射。

[0033] 注意，当术语“光”和“光学信号”被使用时，术语“光”和“光学信号”一般旨在覆盖所有电磁谱，因此例如包括可见光以及红外辐射。

[0034] 绿光给出了例如针对母体PPG测量的更小的穿透深度以及对压力变化的检测，而红光或红外辐射给出了例如针对胎儿PPG测量的更大的穿透深度以及对路径变化的检测。

[0035] 根据本发明的另一方面的范例，提供了一种胎动监测方法，包括：

[0036] 使用被提供在腹带上的光学传感器装置来生成光学信号并且接收来自准妈妈的胎儿区域的反射的光学信号；并且

[0037] 分析所述光学传感器装置的信号，从而基于所述光学传感器装置的信号的模式变化来检测胎动。

[0038] 所述方法可以包括使用PPG传感器来生成和接收所述光学信号。所述方法还可以包括使用与准妈妈相关的运动信息来帮助分析光学传感器信号。关于胎动的信息优选被存储在存储器中。

[0039] 所述光学信号可以利用绿光或红光或红外辐射来生成。

#### 附图说明

[0040] 现在将参考附图来详细描述本发明的范例，在附图中：

[0041] 图1示出了胎动监测系统；

[0042] 图2以示意性形式示出了PPG传感器（例如，脉搏血氧传感器）的部件；

[0043] 图3示出了接触压力对PPG信号的影响；

[0044] 图4更详细地示出了图1的系统的带；

[0045] 图5示出了用于图1的系统的电气/电子系统部件；

[0046] 图6示出了针对基于检测接触压力的第一方法的第一实验结果；

[0047] 图7示出了针对基于检测接触压力的第一方法的第二实验结果；

[0048] 图8示出了针对基于检测接触压力的第一方法的第三实验结果；

[0049] 图9示出了胎动对PPG传感器的光发射器与检测器之间的光学路径的影响；

[0050] 图10示出了低通滤波如何从PPG传感器信号中去除噪声；

[0051] 图11示出了针对基于检测光学路径变化的第二方法的第一实验结果；

[0052] 图12示出了针对基于检测光学路径变化的第二方法的第二实验结果；

[0053] 图13示出了针对基于检测光学路径变化的第二方法的第三实验结果；

[0054] 图14在时域方面和在频域方面示出了不同类型的胎动如何产生不同的信号模式；并且

[0055] 图15示出了适合用于执行图1的系统所需的信号处理的一般计算机架构。

#### 具体实施方式

[0056] 本发明提供了使用光学模式感测来检测胎动的胎动监测系统。胎动提供了光学传感器与检测器之间的光学路径的变化（例如，羊水与胎儿的不同比例）和/或与光学传感器

装置的不同接触压力。这些影响中的一者或两者可以基于对由该系统捕获的光学信号的分析来检测。

[0057] 图1示出了正在被准妈妈1穿戴的系统的一个范例。该系统用于监测胎儿2的移动。光学传感器阵列4被安装在肚子上面,包括至少一个光发射器和至少一个光接收器,在该范例中通过带子6来保持。光学传感器阵列4可以替代地被暂时粘附在适当位置中。光学传感器阵列4和带子6一起形成带。

[0058] 处理器被提供用于对检测到的光学传感器信号进行处理,从而基于所接收的光学信号的模式变化来检测胎动。这些模式变化通常是光学传感器阵列信号的时间变化,但是它们也可以是频谱变化。在所示出的范例中,处理器被提供在远程设备(例如,智能手机8(或智能手表))中,传感器信号从传感器阵列4被无线传输到智能手机8。处理器可以替代地是系统的部分,例如被安装在带上。数据通信也可以通过到处理器的有线连接而非无线连接来进行。处理也可以利用例如通过互联网的通信在中央后端处理位置处从远侧执行。

[0059] 存在用于存储传感器数据和用于存储处理的结果的存储器。在图1的范例中,智能手机8实施存储器和处理器。

[0060] 本发明利用光学感测和模式分析。合适的光学感测技术的一个范例是光体积描记图(PPG)。存在用于检测血管的体积变化并且常用于基于组织中的特定波长处的光吸收的变化来测量心率的已知的光学无创方法。

[0061] PPG方法具有使用对测试对象无害的低功率水平的优点。PPG因此适合用于连续监测;并且由于响应快速,它也适合用于实时信号采集。PPG系统能够被设计为便携式的、鲁棒的且低成本的系统。

[0062] 在图2中示意性地示出了反射式PPG系统。存在被形成为传感器探头14的部分的LED光发射器10和光检测器12,传感器探头14被应用于测量部位,例如,皮肤16。

[0063] 所接收的PPG信号波长受探头14与测量部位16之间的接触力影响,并且因此根据PPG探头接触压力而不同。在高压状况下记录的PPG信号能够引起低的交流电(AC)信号幅度以及由PPG探头14下方的堵塞的小动脉引起的失真的波长。

[0064] 先前的研究已经分析了随着增加的接触力的脉搏轮廓变化,并且结果在图3中重复。从图3(a)至图3(c),接触力逐渐增加,并且PPG信号波长的幅度对应地减小。接触力是0.21N、0.40N和0.81N,并且结果根据Teng XF和Zhang YT的“The effect of contacting force on photoplethysmographic signals”(Physiol.Meas.2004年;第25卷,第1323-1335页)重复,这篇文献建议在PPG测量期间保持恒力以避免信号失真。

[0065] 根据本发明的范例的第一方法利用PPG信号对测量部位与探头之间的接触力的这种依赖性。胎动和踢腿将会在母体腹部上生成压力。通过检测该生成的压力,可以基于因测量部位与探头之间的接触力变化引起的PPG信号的强度的中断或减小来检测胎动和踢腿。LED发射器10朝向目标的腹部发射绿光。指向腹部的绿光仅能够穿透母体组织,然后绿光中的一些由于反射、散射或扩散而传播回到光接收器12。当由于胎儿踢腿或胎动而生成力时,小动脉的堵塞发生或部分地发生,然后传播通道的组成变化,这会引引起对绿光的吸收变化。相应地,将会在检测器12侧处发生所接收的绿光的模式或强度变化。

[0066] 图4示出了传感器阵列4和带子6。传感器阵列包括PPG传感器20的阵列,每个PPG传感器20均具有光发射器和光检测器(如在图2中示出的)。

[0067] 阵列4的传感器20被安装在支撑物22上,支撑物22由柔软织物制作并且在前面覆盖整个腹部。它能够通过具有粘扣连接的带子6被固定在背部上,使得整个系统形成可调节带。

[0068] 邻近的传感器20之间的距离能够是固定的或可调节的。具有以阵列方式更稀疏分布的传感器的装置具有更低的成本但是更低的灵敏度,而具有更密集填充的传感器的装置具有更高的灵敏度但是更高的成本。

[0069] 在极端情况下,可以存在单个传感器(发射器和检测器对),但是优选存在传感器的阵列或数个或数十个传感器。

[0070] 加速度计24(或加速度计阵列)被提供为监测系统的部分。在图4中,加速度计24被示为在带子6上,并且因此远离腹部。以此方式,加速度计24不检测肚子区域的局部移动,而是用于监测准妈妈的一般躯干移动。

[0071] 加速度计替代地可以是被准妈妈穿戴或携带而远离带的单独设备。

[0072] 该系统还具有控制器,该控制器用于对传感器信号进行处理,从而基于所接收的光学信号的模式变化来检测胎动。如参考图1所解释的,控制器可以是智能手机、或智能手铐或手表的部分。该控制器设备例如也可以包括加速度计。

[0073] 图5示出了整个系统电气部件。传感器阵列4和加速度计24将其输出提供给控制器30,在该范例中,控制器30被示为与输出设备分开,并且输出设备是智能手表32,智能手表32然后简单地充当显示输出设备。控制器30包括用于存储历史数据的存储器。

[0074] 控制器30实时接收来自PPG传感器的阵列的PPG信号以及加速度传感器信号,并且存储该信息。控制器30的分析模块对被存储在存储器中的PPG波长信号进行分析,以便识别胎动并且在某一时间段(例如,1小时)期间提供移动计数。控制器30的分析模块也能够在更长的监测时段(例如,数周和数月)内生成胎动模式,以告知准妈妈胎儿的健康。这些结果能够被存储在存储器中并且被显示在屏幕上。

[0075] 加速度计24用于监测母体移动,其充当参考以减少母体运动伪影。针对PPG信号的可能影响因素包括母体运动、母体呼吸、传感器相对于身体的移位,以及环境光的变化,这些因素能够通过各种手段得以消除。加速度计能够监测准妈妈的移动,以减少母体运动伪影对PPG信号的影响。尤其地,当PPG信号变化在时间上与加速度计感测到的母体移动交叠时,PPG信号能够被忽略并且因此不用于检测胎动。因母体呼吸引入的规律腹部移动的影响也能够通过信号处理算法得以去除。

[0076] 能够在对胎动的计数期间通过在监测时段期间安静地坐着或躺着以及通过将可延伸带的长度调节到正确长度而将PPG传感器相对于测量部位的相对移位有效地最小化。

[0077] 为了消除在准妈妈的剧烈活动期间收集的无效数据的影响,信号处理算法也能够被用于分析PPG信号和加速度计信号。当由加速度计(或加速度计阵列)监测的母体身体活动在某一时间段内低于预定阈值时,所收集的PPG数据能够被处理以用于对胎动的分析,而当准妈妈的身体活动高于该阈值时,该信号被认为无效。

[0078] 如果监测系统例如被外壳和准妈妈的衣服遮盖,则环境光水平的变化对PPG信号的影响极小。

[0079] 控制器30也可以当胎动模式与先前存储的正常移动模式相比变化时或当移动的数量在某一时间段(例如,1小时)期间太多或太少时实施警报来警告准妈妈。

[0080] PPG传感器阵列也可以用于测量母体血液灌注信号,该母体血液灌注信号能够用于监测母体心率、心率变异性和血氧饱和度。

[0081] 在该第一方法(其涉及检测接触力)中,PPG光信号不需要深入穿透组织,因为表面压力影响正在得到监测。因此,PPG传感器可以使用仅主要穿透到母体组织中的绿光,其中,所接收的光学信号的强度变化主要指示接触力变化。传感器可以替代地使用具有更深穿透深度的红光或红外辐射,在这种情况下,所接收的光学信号受仅超过接触力的影响所影响。然后可以获得关于胎儿的其他生理信息。

[0082] 已经进行实验来证明该方法的有效性,该实验通过检查PPG信号响应于瞬时以及连续的接触力变化而如何变化来证明该方法的有效性。

[0083] 在第一测试中,PPG探头被附接到对象的手指,并且力传感器被放置在探头的顶部上。通过在探头上向下按压来改变手指与PPG探头之间的接触力。连续和瞬时的压力脉冲都被施加。

[0084] 图6示出了随着时间的针对五种不同压力水平(包括零压力)的PPG信号。在大致10秒的时段内施加每个新的压力水平,作为连续压力。每个不同压力水平下的PPG信号的幅度变化是清楚可见的。当压力足够高时,PPG信号由于血液灌注的阻挡而消失。该结果指示PPG波长信号随着探头与测量部位之间的不同连续接触力而变化,这种变化随着连续压力而持续存在。也能够当存在压力变化的时刻观察到光学信号模式的更显著的变化。

[0085] 图7示出了随着时间的针对五种不同压力水平的PPG信号。在大致1秒的时段内施加每个新的压力水平,作为连续压力。每当施加新的压力信号时,不管压力水平如何,都存在对PPG信号的显著干扰。

[0086] 在第二测试中,PPG探头被附接到腹部,并且首先将压力施加在探头的顶部上,并且然后在距探头的相继更远距离处施加压力。

[0087] 图8示出了随着时间的PPG信号。在大致1秒的时段内施加压力,作为瞬时压力。将压力脉冲施加在探头处(被示为0cm),然后在距探头1cm至5cm的相继更远距离处施加压力脉冲。

[0088] 结果表明:当将压力脉冲施加在探头的顶部上但是也将压力脉冲施加到被附接到腹部的探头附近时,PPG波长信号响应于压力而变化,并且变化的幅度随着探头与受到压力施加的部位之间的距离增加而减小。在5cm的距离处,PPG波长信号的变化几乎是不可检测的。该结果表明:不仅被直接施加在探头的顶部上的压力,而且也被施加在探头附近的压力都能够引起PPG信号波长变化。

[0089] 上面的方法基于使用PPG(或其他光学感测)作为压力检测机制。

[0090] 第二方法基于使用光源与检测器之间的光学路径的变化的影响作为检测机制。

[0091] 图9(a)示出了源10与检测器12之间存在一组光学路径。LED发射器10发射光学光,并且该光学光朝向胎儿区域通过多个传播路径被导向目标的腹部。由于反射、散射或扩散而在检测器12处接收的光来自路径的组合。一些入射光已经行进通过母体组织90以及胎儿组织92(以及它们之间的羊水94),一些光仅行进通过母体腹部组织90,并且一些光行进通过母体腹部组织90和羊水94。

[0092] 当光发射器和检测器被固定到母体腹部并且母亲在监测期间静止不动时,母体腹部组织90和羊水94的光学性质以及母体腹部组织和羊水在光学路径中的位置在很大程度

上不会变化。这意味着所接收的光的强度和模式的任何显著变化主要由胎动引起。

[0093] 当胎儿92静止不动时,不论胎儿是否在光学路径中,传播路径的组成(例如,母体组织90、胎儿组织92和羊水94的比例)都将保持相对恒定,这引起对光行进通过的稳定影响。然后光接收器12处的所接收的光具有恒定的强度和模式。一旦胎儿移动而远离或进入光学路径(如通过图9(b)中箭头96所表示的),所接收的光的强度和模式随着因胎儿的干扰所引起的光传播通道的组成的变化而变化。

[0094] 因此,该第二方法基于监测当胎儿移动时引起的光学路径干扰。以此方式,该系统不仅能够测量引起母体腹部的触碰的胎动,而且还能够测量子宫内的未触碰母体腹部的胎动。

[0095] 该方法需要穿透到一定深度的光,使得光学路径受胎儿影响。优选使用红光和红外光(辐射)而非绿光。绿光光谱区域中的血液吸收非常大,以致于绿光仅能够透射通过非常薄的组织层,而红光和红外光能够达到高穿透深度以到达胎儿。

[0096] 如上面的方法所述,信号处理可以用于消除对所接收的信号的潜在影响因素和区别不同的移动模式。

[0097] 例如,首先可以使用高通滤波器(或带通滤波器)来滤除来自传感器的直流信号。以此方式,当胎儿静止不动时,不管胎儿是否正在阻挡光学路径,输出都为零。

[0098] 信号处理然后用于根据所接收的光强度和模式来区别不同类型的胎动。例如,可以区别触碰母体腹部的胎动与子宫内的未触碰母体腹部的胎动。外部影响因素(例如,母体移动或在母体腹部上生成压力的外力)也可以使用如上所述的运动感测并且通过带的合适设计来抵消。

[0099] 为了区分不同的移动模式,一个范例使用了四个特征:

[0100] (i) 时域中的最高峰值;

[0101] (ii) 时域中的最低谷值(即,具有最大幅值的谷);

[0102] (iii) 时域中的第二最高峰值与第二最低谷值(即,具有第二大幅值的谷)的比;

[0103] (iv) 频域中的最高峰的频率。

[0104] 图4和图5示出了该系统的实施方式。控制器30用于分析强度变化和模式变化两者,以便识别胎动。

[0105] 此外,通过分析所接收的光信号,不仅能够如上面解释的那样生成母体生理信息(包括心率、心率变异性和氧饱和度),而且还能够生成胎儿生理信息(也包括心率、心率变异性和氧饱和度)。信号处理因此能够区分指示胎动的所接收的光强度和模式的不规律变化与主要由母体呼吸和心脏脉动引起的规律变化。

[0106] 也已经进行了实验以证明该方法的有效性,该实验通过(例如使用脉搏血氧计)检查PPG信号响应于光学路径的内部干扰如何变化来证明该方法的有效性。

[0107] 采用模拟的母体腹部(厚度2cm)和胎儿。LED发射器和光检测器以大约2cm的分开距离被附接到模拟的母体腹部。

[0108] 这样产生了人造胎动和可以引发光学信号干扰的潜在影响因素。总的来说,通过实验分析了三种干扰模式:

[0109] (i) 触碰(T)事件,通过使用手指轻击或按压肚子表面,模拟母体移动或在母体腹部上生成压力的其他影响因素;

- [0110] (ii) 踢腿&触碰 (KT) 事件,其中,胎儿踢腿并且触碰肚子;
- [0111] (iii) 踢腿 (K) 事件,其中,胎儿踢腿而未触碰肚子。
- [0112] 具有50Hz频率的周期性振荡噪声被添加到所收集的数据集以模拟电噪声。
- [0113] 图10在顶部标绘图中示出了原始的收集的PPG信号(其中,DC分量被去除),并且在底部标绘图中示出了在低通滤波去除50Hz噪声之后的信号。图10示出了响应于肚子上的轻击的PPG信号。可以利用带通滤波器一起实现DC分量的去除和噪声的滤波。
- [0114] 图11示出了基于1秒的重复时间,响应于相继的轻击事件而(随着时间)记录的PPG信号。
- [0115] 能够看出,每个轻击事件生成具有几乎相等的正幅值峰和负幅值谷的脉冲,并且几乎不存在随后的振荡。
- [0116] 图12示出了基于1秒的重复时间,响应于相继的踢腿和轻击事件而(随着时间)记录的PPG信号。
- [0117] 能够看出,每个事件生成具有比最深负幅值谷更大的正幅值峰的脉冲,但是也几乎不存在随后的振荡。
- [0118] 图13示出了基于1秒的重复时间,响应于相继的踢腿事件而(随着时间)记录的PPG信号。
- [0119] 能够看出,每个事件生成大致以零附近为中心的振荡响应。
- [0120] 图11至图13因此均示出了仅一个事件类型(T、KT或K)的相继范例。
- [0121] 图14在时域和频域方面示出了每种类型的一个个体事件。图14(a)示出了轻击事件(T),图14(b)示出了踢腿和轻击事件(KT),并且图14(c)示出了踢腿事件(K)。顶部标绘图是时域标绘图,而底部标绘图是频域标绘图。
- [0122] 在频域方面,踢腿事件生成多个频率分量。轻击和踢腿事件具有最低的主频率分量。
- [0123] 时域和频域信号模式的这些差异可以用于区分不同类型的事件。
- [0124] 对于每个事件,可以例如提取时域和频域中的以下特征:
- [0125] 时域中的具有最大的两个幅值的峰和谷及其差和比;
- [0126] 频域中的具有最大的两个幅值的峰及其差和比。
- [0127] 在实验中,记录68次轻击事件、68次轻击和踢腿事件以及55次踢腿事件。
- [0128] 然后将时域和频域特征具有10倍交叉验证的决策树分类器。在分类中使用这些特征中的四个特征。这四个特征是:
- [0129] (i) 时域中的最高峰值;
- [0130] (ii) 时域中的最低谷值;
- [0131] (iii) 时域中的第二最高峰值与第二最低谷值的比;以及
- [0132] (iv) 频域中的最高峰的频率。
- [0133] 特征(i)在识别一般具有最高峰值的踢腿和轻击事件中是特别感兴趣的(参见图12)。
- [0134] 特征(ii)在识别一般相对于最高峰值具有最大幅值谷值的轻击事件中是特别感兴趣的(参见图11)。
- [0135] 特征(iii)在识别一般具有无阻尼响应而使得第二最高峰和第二最深谷仍然相对

较大的踢腿事件中是特别感兴趣的。

[0136] 特征 (iv) 在识别一般具有最低主频率分量的踢腿和轻击事件中是特别感兴趣的 (参见图14 (b))。

[0137] 当然存在可以使用的其他度量。

[0138] 一般地,在时域和/或频域中获得表征信号的一个或多个参数。

[0139] 在下面的表1中示出了该特定方法的结果。每列示出了多个事件被分类在三个类别中的每个类别中。

[0140]

T	KT	T
64	3	1
3	65	0
3	2	50

[0141] 在该实验中,93.7% (179/191) 实例被正确地分类。大范围的移动强度也被使用。例如,在轻击事件中,引起感测到的0.1至0.5伏特范围内的信号幅度被记录。这表明用于识别移动模式的算法对移动的绝对幅度非常不灵敏。

[0142] 该系统因此能够对胎动进行计数以及区分胎儿已经触碰肚子的移动,并且排除由母体移动引起的错误警报。

[0143] 上述系统利用控制器或处理器以用于对感测到的数据进行处理并且用于执行数据分析。

[0144] 图15图示了用于实施上述控制器或处理器的计算机150的范例。

[0145] 计算机150可以包括但不限于PC、工作站、膝上型电脑、PDA、掌上设备、服务器、存储设备等。一般来说,在硬件架构方面,计算机150可包括一个或多个处理器151、存储器152,以及经由本地接口(未示出)通信性耦合的一个或多个I/O设备153。本地接口能够例如是但不限于如本领域已知的一个或多个总线或其他有线连接或无线连接。本地接口可以具有实现通信的额外元件,例如,控制器、缓冲器(高速缓冲存储器)、驱动器、转发器及接收器。另外,本地接口可包括地址连接、控制连接和/或数据连接,以实现上述组件之间的适当通信。

[0146] 处理器151是用于执行能够被存储在存储器152中的软件的硬件设备。处理器151实质上能够是任何定制或市场销售的处理器、中央处理器(CPU)、数字信号处理器(DSP)或与计算机150相关联的几个处理器之间的辅助处理器,并且处理器151可以是基于半导体的微处理器(采用微芯片的形式)或微处理器。

[0147] 存储器152能够包括易失性存储器元件(例如,诸如动态随机存取存储器(DRAM)、静态随机存取存储器(SRAM)等的随机存取存储器(RAM))和非易失性存储器元件(例如,ROM、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、可编程只读存储器(PROM)、磁带、压缩盘只读存储器(CD-ROM)、磁盘、磁碟、盒式磁带、卡式磁带等)的任何一个或其组合。另外,存储器152可以包括电学、磁性、光学和/或其他类型的存储媒介。注意,存储器152能够具有分布式架构,其中,多个部件互相远离,但能够由处理器151访问。

[0148] 存储器152中的软件可以包括一个或多个单独的程序,其中,每个程序包括用于实施逻辑功能的可执行指令的排序列表。存储器152中的软件包括合适的操作系统(O/S) 154、

编译器155、源代码156以及根据示例性实施列的一个或多个应用程序157。

[0149] 应用程序157包括许多功能部件,例如,计算单元、逻辑单元、功能单元、过程、操作、虚拟实体和/或模块。

[0150] 操作系统154控制计算机程序的执行,并且提供调度、输入-输出控制、文件和数据管理、存储器管理以及通信控制和相关服务。

[0151] 应用程序157可以是源程序、可执行程序(目标代码)、脚本或包括一组要执行的指令的任何其他实体。当应用程序157是源程序时,则该程序通常经由编译器(例如,编译器155)、汇编器、解读器等(其可以被包括在存储器152内,也可以不被包括在存储器152内)进行翻译,以便结合操作系统154适当地操作。此外,应用程序157能够被编写为面向目标的程序设计语言(其具有数据类和方法类)或过程式程序设计语言(其具有例程、子例程和/或函数,例如但不限于C、C++、C#、Pascal、BASIC、API调用、HTML、XHTML、XML、ASP脚本、JavaScript、FORTRAN、COBOL、Perl、Java、ADA、.NET等)。

[0152] I/O设备153可包括输入设备,例如但不限于,鼠标、键盘、扫描仪、麦克风、相机等。此外,I/O设备153还可以包括输出设备,例如但不限于,打印机、显示器等。最后,I/O设备153还可以包括与输入和输出两者均通信的设备,例如但不限于,网络接口控制器(NIC)或调制器/解调器(其用于访问远程设备、其他文件、设备、系统或网络)、射频(RF)或其他收发器、电话接口、桥接器、路由器等。I/O设备153还包括用于通过各种网络(例如,互联网或内联网)通信的部件。

[0153] 当计算机150操作时,处理器151被配置为执行被存储在存储器152中的软件,以便将数据传送到存储器152并从存储器152传送数据,并且一般根据软件来控制计算机150的操作。应用程序157和操作系统154由处理器151全部或部分读取,可能在处理器151内被缓冲,然后被执行。

[0154] 当应用程序157以软件实施时,应当注意,应用程序157能够被存储在几乎任何计算机可读介质上,以便由任何计算机相关的系统或方法使用或与其结合使用。在本文的上下文中,计算机可读介质可以是电学、磁性、光学或其他物理设备或器件,该设备或器件能够包含或存储计算机程序以便由计算机相关的系统或方法使用或与其结合使用。

[0155] 上述系统和方法可以用于胎儿/怀孕监测产品。

[0156] 上面的范例利用了PPG传感器。这可以例如通过脉搏血氧传感器来实施。也可以使用其他光学发射器和传感器装置。

[0157] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

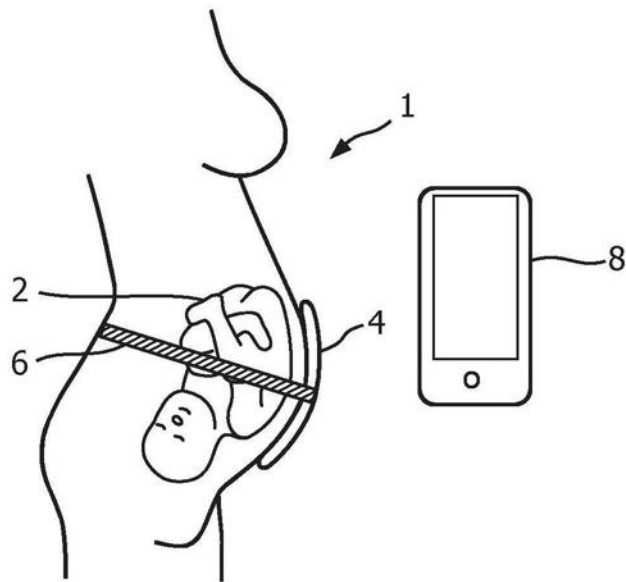


图1

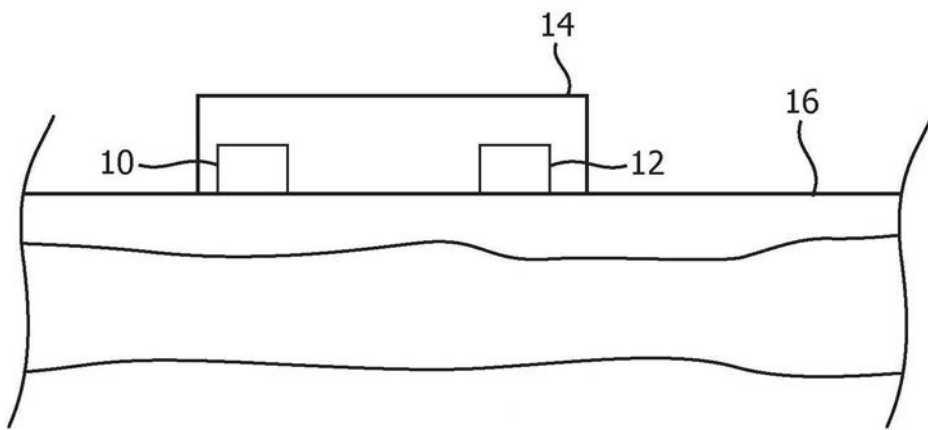


图2

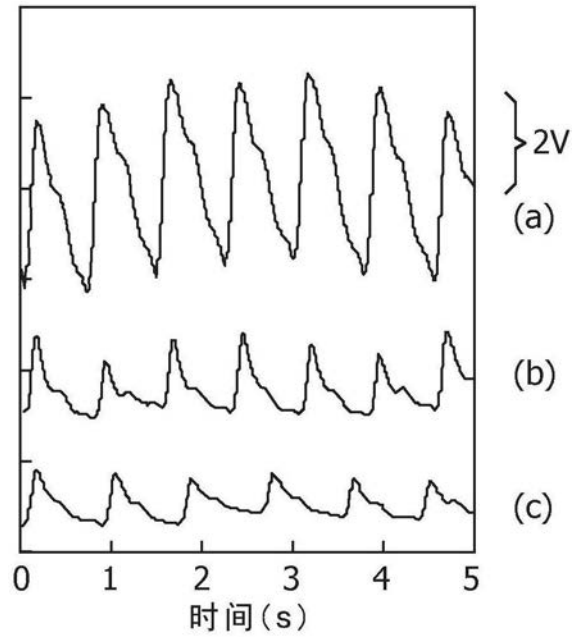


图3

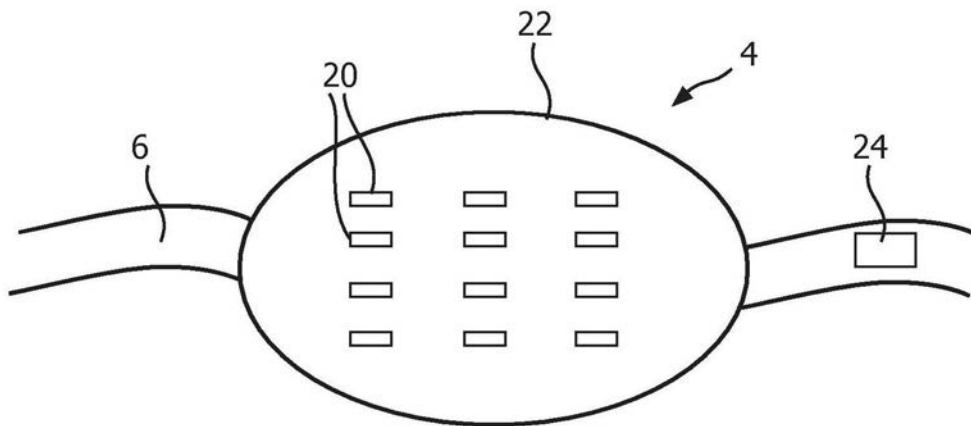


图4

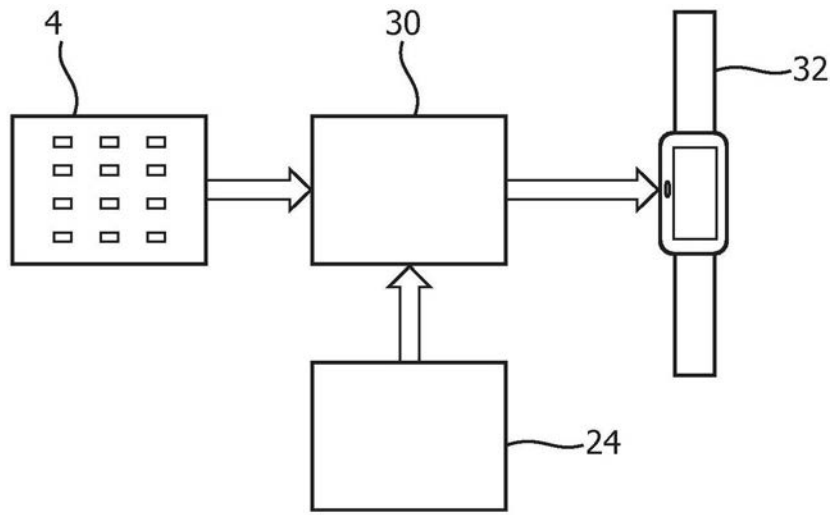


图5

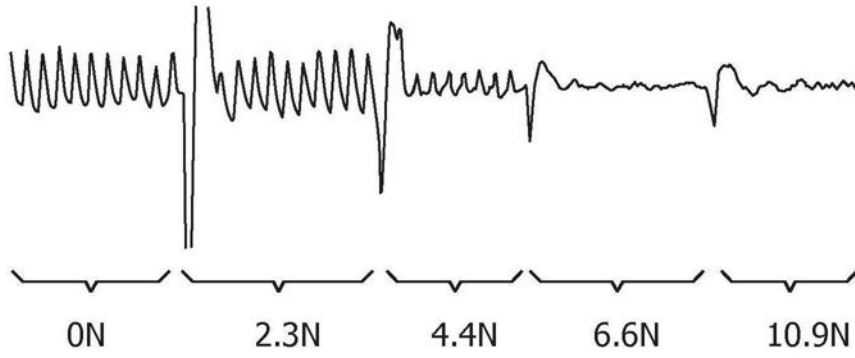


图6

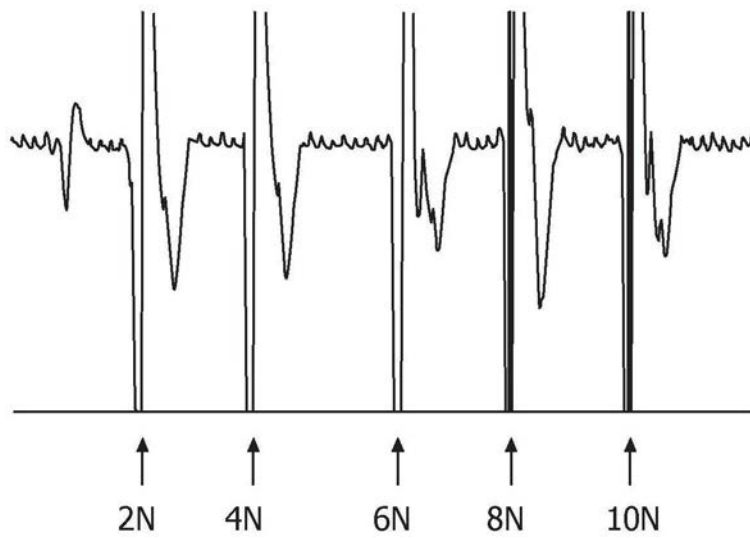


图7

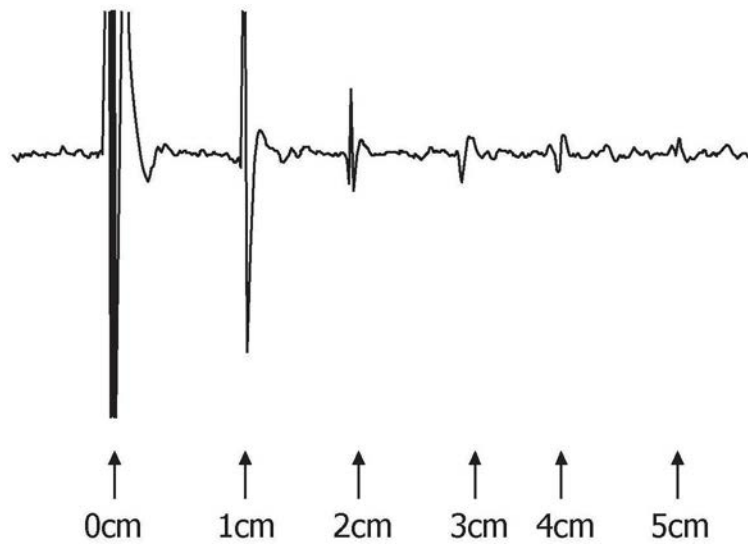


图8

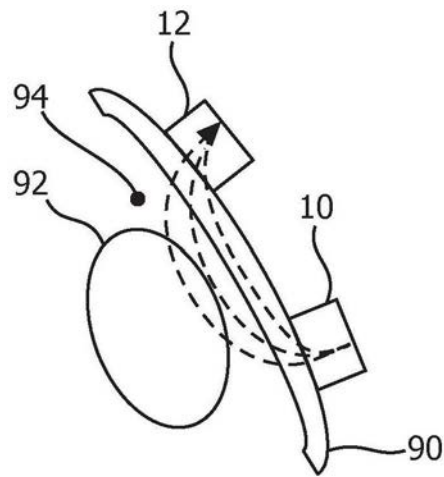


图9(a)

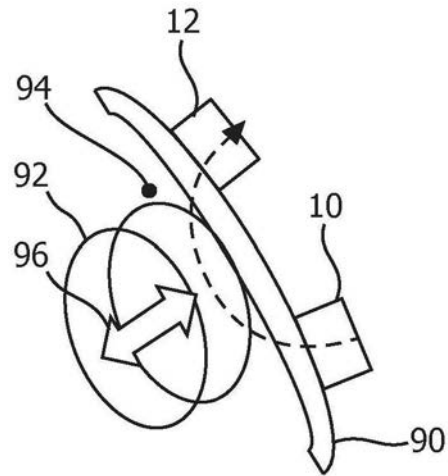


图9 (b)

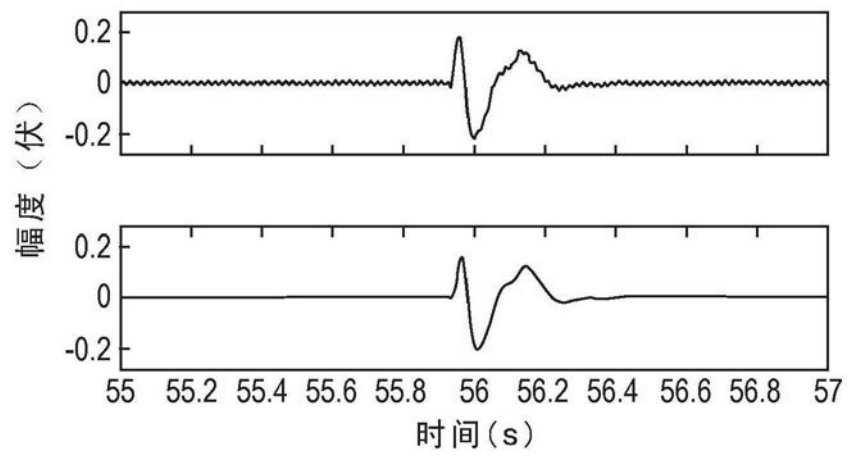


图10

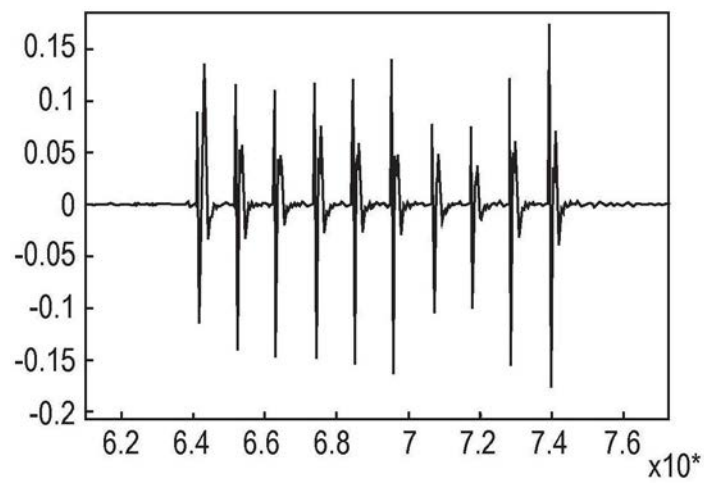


图11

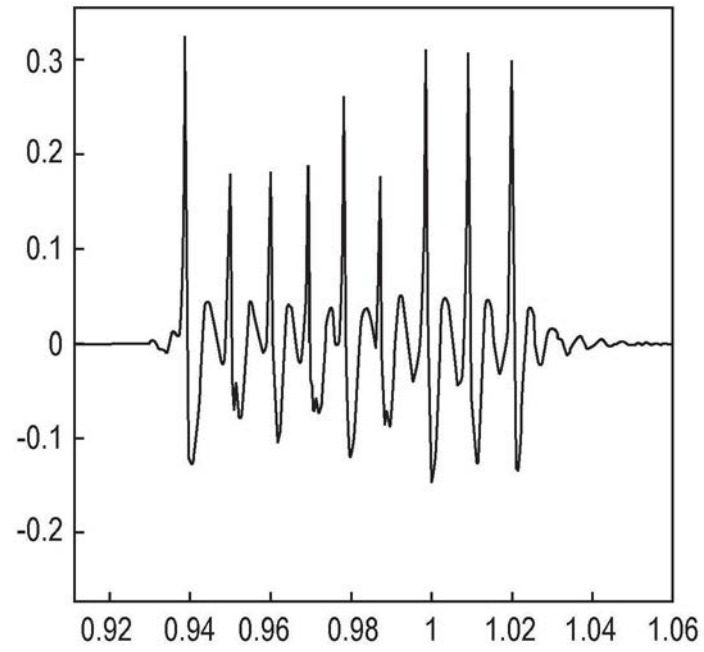


图12

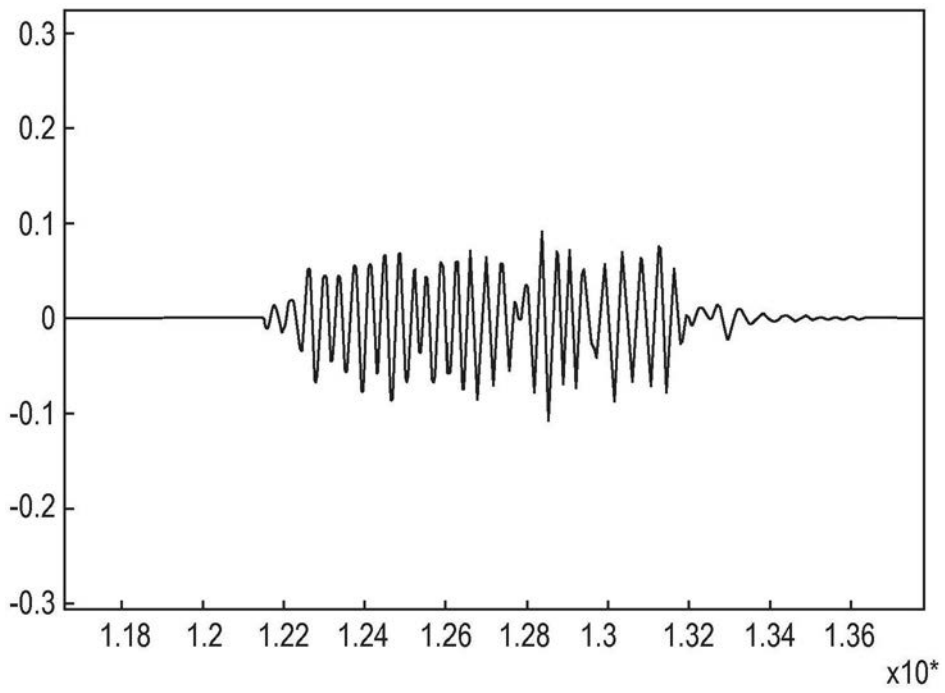


图13

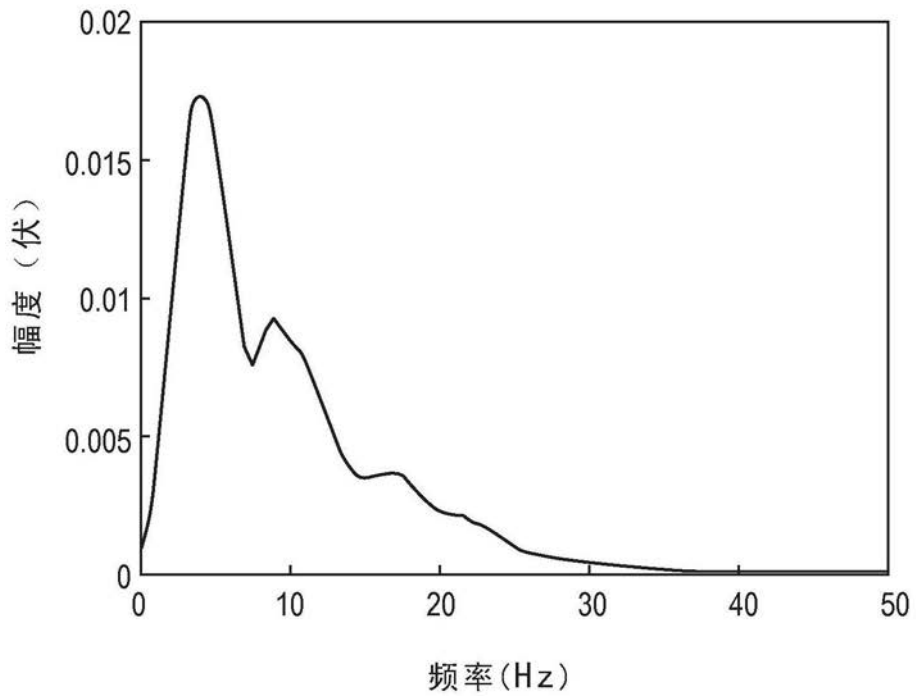
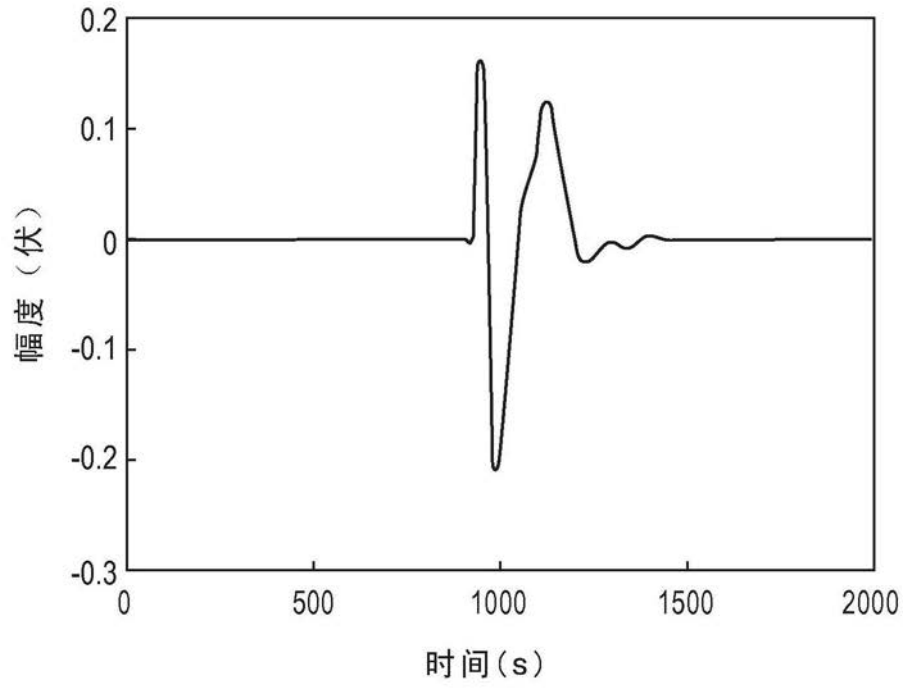


图14(a)

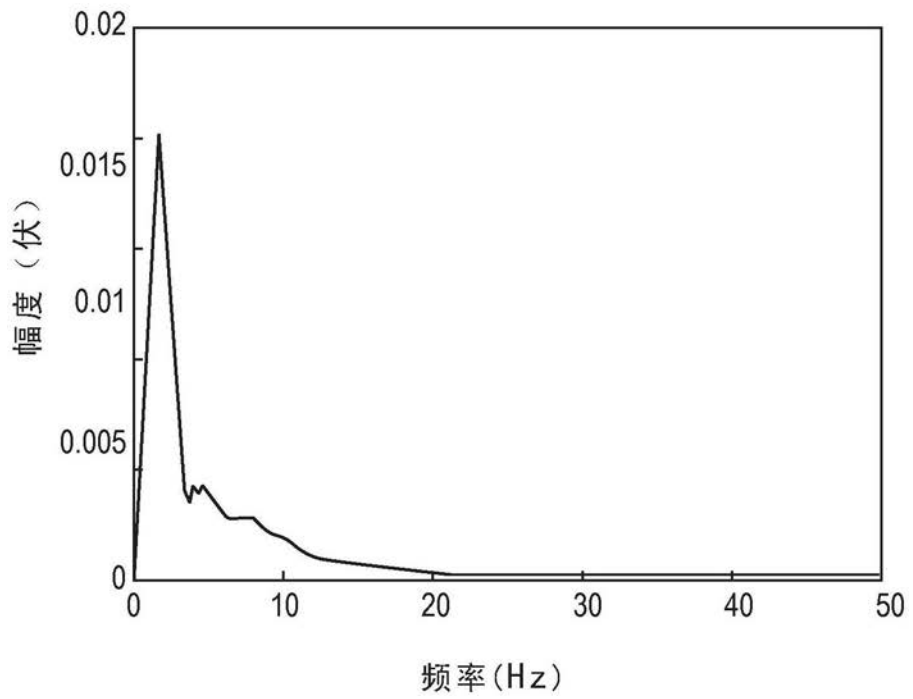
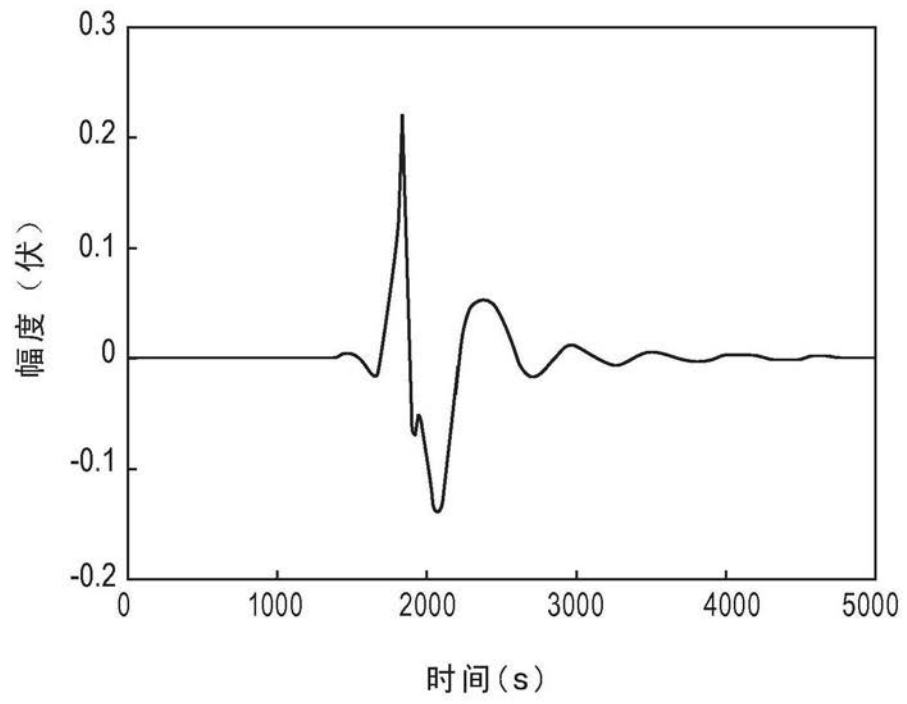


图14 (b)

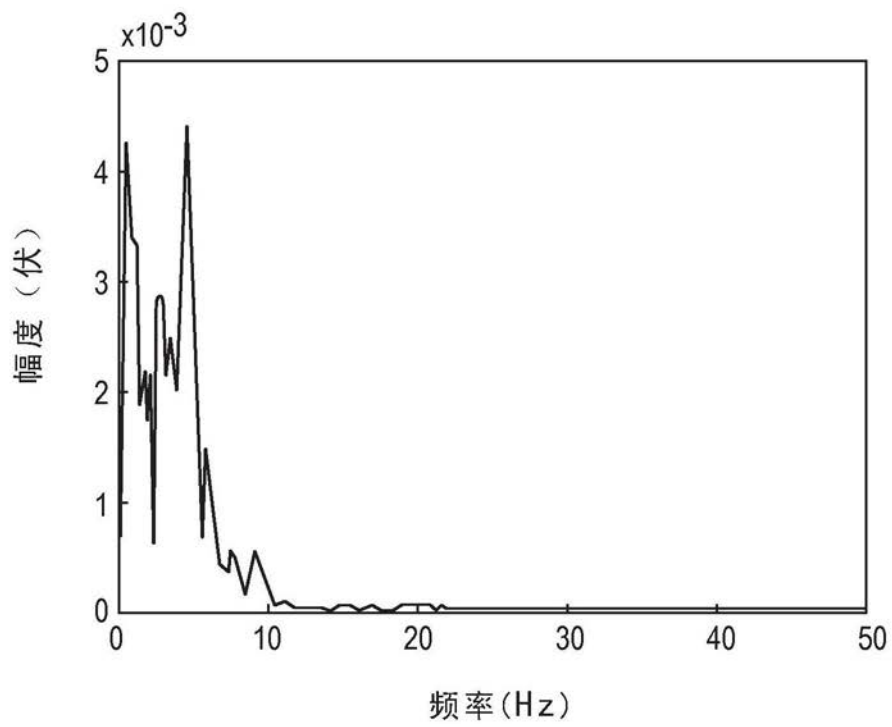
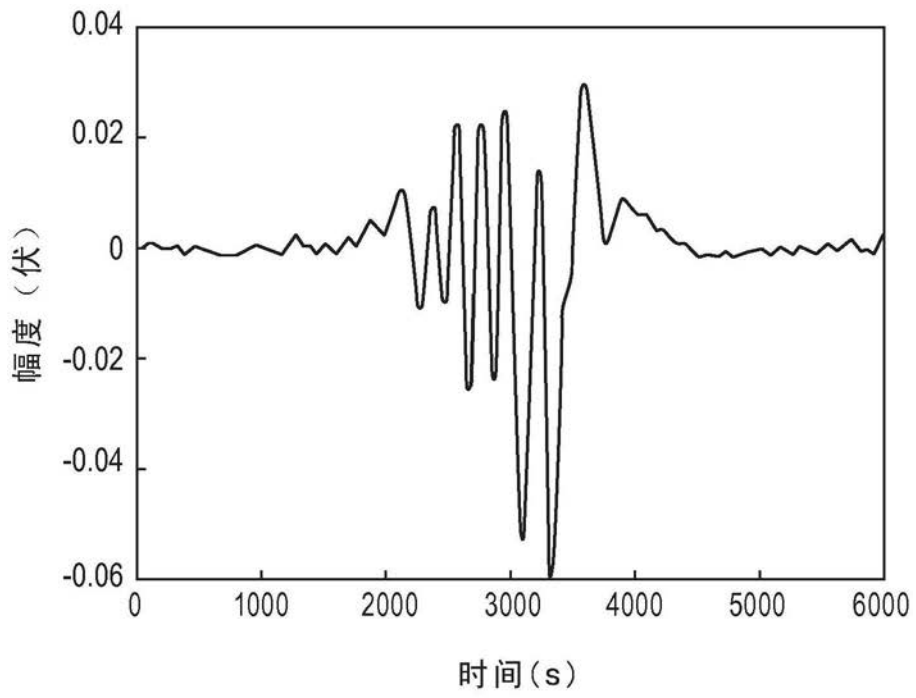


图14(c)

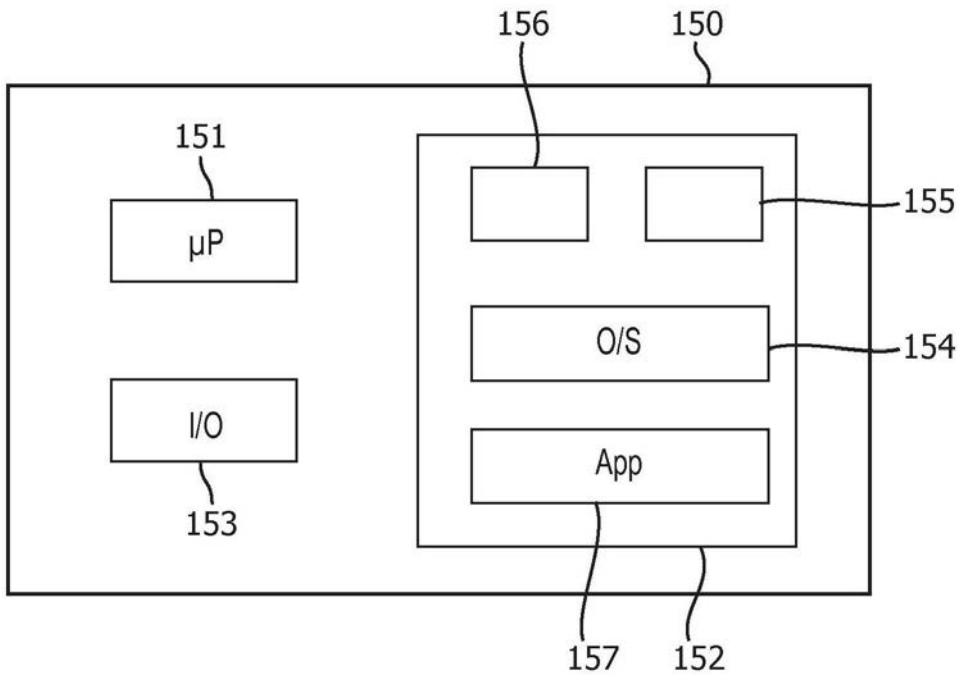


图15

专利名称(译)	胎动监测系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109414207A</a>	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201780018843.6	申请日	2017-03-21
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	祁昱 田聪 邬宇强 罗忠池 温广立 殷斌 李林		
发明人	祁昱 田聪 邬宇强 罗忠池 温广立 殷斌 李林		
IPC分类号	A61B5/03 A61B5/1464 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/11 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/0011 A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/03 A61B5/11 A61B5/1455 A61B5/1464 A61B2560/0412		
代理人(译)	王英		
优先权	2016168873 2016-05-10 EP PCT/CN2016/076872 2016-03-21 WO		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供了使用光学模式感测来检测胎动的胎动监测系统。胎动提供了光学传感器与检测器之间的光学路径的变化(例如, 羊水与胎儿的不同比例)和/或与光学传感器装置的不同接触压力。这些影响中的一者或两者可以基于对由所述系统捕获的所述光学信号的分析来检测。

