



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111163689 A

(43)申请公布日 2020.05.15

(21)申请号 201880064378.4

(22)申请日 2018.10.02

(30)优先权数据

17195205.4 2017.10.06 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.04.01

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/076740 2018.10.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/068684 EN 2019.04.11

(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 M·S·沃尔施拉格 H·盖维茨

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 刘兆君

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/03(2006.01)

A61B 8/02(2006.01)

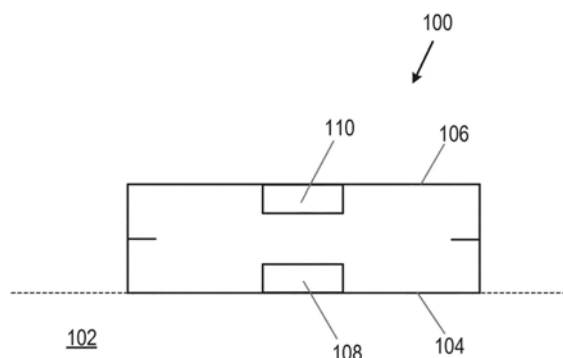
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

用于测量子宫收缩和胎儿心率的设备

(57)摘要

提供了一种用于放置在对象的腹部(102)上以测量所述对象的子宫收缩和胎儿心率的设备(100)。所述设备(100)包括刚性底座(104)和罩盖(106)，所述刚性底座用于放置在所述对象的所述腹部(102)上，所述罩盖被配置为连接到所述刚性底座(104)。所述罩盖(106)包括能响应于所述对象的子宫收缩而移动的柔性部分。所述设备(100)还包括胎儿心率传感器(108)，所述胎儿心率传感器被安装在所述刚性底座(104)上并且被配置为测量所述胎儿心率。所述设备(100)还包括子宫收缩传感器(110)，所述子宫收缩传感器被定位在所述设备(100)内并且被配置为测量所述对象的所述子宫收缩。



1. 一种用于放置在对象的腹部(102)上以测量所述对象的子宫收缩和胎儿心率的设备(100),所述设备(100)包括:

刚性底座(104),其用于放置在所述对象的所述腹部(102)上;

罩盖(106),其被配置为连接到所述刚性底座(104),其中,所述罩盖(106)包括能响应于所述对象的子宫收缩而移动的柔性部分;

胎儿心率传感器(108),其被安装在所述刚性底座(104)上并且被配置为测量所述胎儿心率;以及

子宫收缩传感器(110),其被定位在所述设备(100)内并且被配置为测量所述对象的所述子宫收缩。

2. 根据权利要求1所述的设备(100),其中:

整个罩盖(106)是所述柔性部分;或者

所述罩盖(106)包括所述柔性部分跨过其被设置的孔;或者

所述柔性部分围绕所述罩盖(106)的周边延伸,并且被配置为被连接到所述刚性底座(104)。

3. 根据权利要求1或2所述的设备(100),其中,所述子宫收缩传感器(110)包括以下中的任何一个或多个:

压力传感器,其被配置为测量表示子宫收缩的压力的变化;

光学传感器,其被配置为测量表示子宫收缩的光强度的变化;

电容式传感器,其被配置为测量表示子宫收缩的电容的变化;以及

电感式传感器,其被配置为测量表示子宫收缩的电感的变化。

4. 根据权利要求3所述的设备(100),其中,所述光学传感器包括:

光源,其被安装在所述刚性底座(104)上并且被定位为朝向所述柔性部分发射光;以及

光检测器,其被安装在所述刚性底座(104)上并且被定位为检测从所述柔性部分反射的光。

5. 根据权利要求3所述的设备(100),其中,所述电容式传感器包括一对导体,并且所述刚性底座(104)包括所述一对导体中的一个导体,并且所述罩盖(106)包括所述一对导体中的另一个导体。

6. 根据权利要求3所述的设备(100),其中,所述电感式传感器包括:

线圈和传导板;或者

一对导体,并且所述刚性底座(104)包括所述一对导体中的一个导体,并且所述罩盖(106)包括所述一对导体中的另一个导体。

7. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备(100),其中,所述胎儿心率传感器(108)包括超声传感器或麦克风。

8. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备(100),其中,所述设备(100)包括被安装在所述刚性底座(104)上的不同位置处的多个胎儿心率传感器(108),每个胎儿心率传感器(108)被配置为测量所述胎儿心率。

9. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备(100),其中,所述设备(100)包括被定位在所述设备(100)内的不同位置处的多个子宫收缩传感器(110),每个子宫收缩传感器(110)被配置为测量所述子宫收缩。

10. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备(100), 其中, 所述罩盖(106)能从所述刚性底座(104)移除。

11. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备(100), 其中, 所述设备(100)是基本上不透气的或基本上不透水的。

12. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备(100), 其中, 所述设备(100)被配置为通过支撑构件(400)抵靠所述对象的所述腹部(102)而被保持, 其中, 所述支撑构件(400)被配置为被佩戴在所述对象的所述腹部(102)周围, 并且还被配置为与所述设备(100)接触以引起所述柔性部分响应于所述子宫收缩的移动。

13. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备(100), 其中, 所述传感器(108、110)被配置为同时测量所述胎儿心率和所述子宫收缩。

14. 一种当被放置在对象的腹部(102)上时操作设备(100)测量所述对象的子宫收缩和胎儿心率的方法, 其中, 所述设备(100)是根据前述权利要求中的任一项所述的设备, 并且其中, 所述方法包括:

控制所述胎儿心率传感器(108)测量所述胎儿心率; 并且/或者

控制所述子宫收缩传感器(110)测量所述子宫收缩。

15. 一种包括计算机可读介质的计算机程序产品, 所述计算机可读介质具有体现于其中的计算机可读代码, 所述计算机可读代码被配置使得在由合适的计算机或处理器执行时引起所述计算机或处理器依据根据权利要求14所述的方法来操作所述设备。

用于测量子宫收缩和胎儿心率的设备

技术领域

[0001] 本发明涉及健康护理监测的领域,并且具体涉及用于放置在对象的腹部上以测量对象的子宫收缩和胎儿心率的设备。

背景技术

[0002] 在产科中,尤其是在阵痛和分娩期间,两个医学参数对评价胎儿的健康是重要的。这两个参数是胎儿心率和子宫收缩(或子宫活动)。为了确定胎儿状况,两个参数随着时间的同时记录是重要的。现代医学设备使用外部换能器来导出这些参数。通常,超声多普勒(US)换能器和应变计换能器用于该目的,其中,超声多普勒换能器包括测量胎儿心率的传感器,并且应变计换能器包括测量子宫收缩的传感器。

[0003] 当同时测量子宫收缩和胎儿心率时,腹部上用于产生最好信号质量的最佳位置对于这两种测量通常不是完全相同的。例如,胎儿心率换能器必须被放置在胎儿心脏正上方,因为心率信号经常被包含在有噪声的接收到的超声信号中。由于该原因,胎儿心率换能器和子宫收缩换能器传统上被保持分离以允许用于优化的个体调节。使这两个换能器分离意味着需要独立的弹性带将换能器固定在腹部上的适当位置中。然而,带的放置和附接对于孕妇来说是耗时的且不方便。

[0004] 将有益的是,减少换能器的数量,并且理想地,利用单个换能器捕获最重要的参数。例如,这对于孕妇来说将是更舒适的,需要更少的技术部件,并且因此降低成本。然而,与组合这两个测量原理相关联的问题是,对于每个的外壳设计和最佳换能器定位的要求与彼此不兼容。测量胎儿心率的超声换能器例如需要压电元件能够被胶粘在其上的外壳底座。可用声场的尺寸是重要的,以便覆盖观察的均匀体积。另一方面,测量子宫收缩的分娩力计(toco)换能器的感测面积的尺寸与灵敏性直接相关,并且因此应当是可调节的。灵敏性的任何缺乏(例如,在延伸的脂肪层的情况下)能够通过突出的探针来补偿。

[0005] 然而,突出的探针导致压力印记、皮肤刺激和物理不适。而且,压电元件在换能器的底座上的机械布置是固定的,并且不能被容易地改变。因此,通过将子宫收缩传感器包括在换能器设计中产生的任何结构改变有换能器的性能的降低的风险,并且还强加在医院中对于换能器的验证的需要。由于该原因,优选的是避免与胎儿心率(或超声)功能性相关的外壳零件的机械和电气结构的任何改变或修改。

[0006] EP0300069公开了一种换能器的范例,其中,进行对换能器的机械和电气结构的修改以除了胎儿心率传感器之外还包含子宫活动传感器。所公开的换能器包括承载用于胎儿心率测量的压电晶体的可移动底板和用于测量子宫活动的电阻丝应变部件。电阻丝应变部件经由导板与可移动底板连接,所述导板将通过底板感测到的机械运动传送到电阻丝应变部件以给出子宫活动的指示。

[0007] 电阻丝应变部件需要额外的机械部件被提供在换能器中,由于存在可能潜在地失效并且还与保持换能器尽可能小的要求矛盾的更多部件,这增加了换能器失效的风险。此外,当承载用于胎儿心率测量的压电晶体的底板和用于测量子宫活动的电阻丝应变部件被

机械地连接时,这两个零件在那些零件中的一个中有缺陷的情况下必须被更换。而且,部件到可移动底板的机械连接可能损坏底板。侵蚀性液体(诸如消毒液体)的应用还能够损坏可移动底板,并且可以引起换能器中的泄漏。

[0008] 因此存在用于测量对象的子宫收缩和胎儿心率的改善的设备需要。

发明内容

[0009] 如上面所指出的,现有设备的限制是,在单个设备中组合胎儿心率传感器和子宫收缩传感器而无需以一定方式机械地连接传感器是不可能的,并且设备因此在机械上是复杂的,其中不管缺陷是发生在仅一个传感器中还是在两个传感器中都需要整个设备的更换。因此将有价值的是具有克服现有问题的用于测量对象的子宫收缩和胎儿心率的改善的设备。因此,根据本发明的第一方面,提供了一种用于放置在对象的腹部上以测量所述对象的子宫收缩和胎儿心率的设备。所述设备包括刚性底座和罩盖,所述刚性底座用于放置在所述对象的所述腹部上,所述罩盖被配置为连接到所述刚性底座。所述罩盖包括能响应于所述对象的子宫收缩而移动的柔性部分。所述设备还包括胎儿心率传感器,所述胎儿心率传感器被安装在所述刚性底座上并且被配置为测量所述胎儿心率。所述设备还包括子宫收缩传感器,所述子宫收缩传感器被定位在所述设备内并且被配置为测量所述对象的所述子宫收缩。

[0010] 在一些实施例中,整个罩盖可以是所述柔性部分,或者所述罩盖可以包括所述柔性部分跨过其被设置的孔,或者所述柔性部分可以围绕所述罩盖的周边延伸,并且可以被配置为被连接到所述刚性底座。

[0011] 在一些实施例中,所述子宫收缩传感器可以包括以下中的任何一个或多个:压力传感器,其被配置为测量表示子宫收缩的压力的变化;光学传感器,其被配置为测量表示子宫收缩的光强度的变化;电容式传感器,其被配置为测量表示子宫收缩的电容的变化;以及电感式传感器,其被配置为测量表示子宫收缩的电感的变化。在一些实施例中,所述光学传感器可以包括光源和光检测器,所述光源被安装在所述刚性底座上并且被定位为朝向所述柔性部分发射光,所述光检测器被安装在所述刚性底座上并且被定位为检测从所述柔性部分反射的光。在一些实施例中,所述电容式传感器可以包括一对导体,并且所述刚性底座可以包括所述一对导体中的一个,并且所述罩盖包括所述一对导体中的另一个。在一些实施例中,所述电感式传感器可以包括线圈和传导板。在一些实施例中,所述电感式传感器可以包括一对导体,并且所述刚性底座包括所述一对导体中的一个,并且所述罩盖可以包括所述一对导体中的另一个。

[0012] 在一些实施例中,所述胎儿心率传感器可以包括超声传感器或麦克风。在一些实施例中,所述设备可以包括被安装在所述刚性底座上的不同位置处的多个胎儿心率传感器。在这些实施例中,每个胎儿心率传感器可以被配置为测量所述胎儿心率。在一些实施例中,所述设备可以包括被定位在所述设备内的不同位置处的多个子宫收缩传感器。在这些实施例中,每个子宫收缩传感器可以被配置为测量所述子宫收缩。

[0013] 在一些实施例中,所述罩盖可以能从所述刚性底座移除。在一些实施例中,所述设备可以是基本上不透气的或基本上不透水的。在一些实施例中,所述设备可以被配置为通过支撑构件抵靠所述对象的所述腹部而被保持。在这些实施例中,所述支撑构件可以被配

置为被佩戴在所述对象的所述腹部周围,并且可以还被配置为与所述设备接触以引起所述柔性部分响应于所述子宫收缩的移动。

[0014] 在一些实施例中,所述传感器可以被配置为同时测量所述胎儿心率和所述子宫收缩。

[0015] 根据第二方面,提供了一种当被放置在对象的腹部上时操作设备测量所述对象的子宫收缩和胎儿心率的方法。所述设备是如上面所描述的。所述方法包括控制所述胎儿心率传感器测量所述胎儿心率,和/或控制所述子宫收缩传感器测量所述子宫收缩。

[0016] 根据本发明的第三方面,提供了一种包括计算机可读介质的计算机程序产品,所述计算机可读介质具有体现于其中的计算机可读代码,所述计算机可读代码被配置使得在由合适的计算机或处理器执行时引起所述计算机或处理器执行上面描述的方法。

[0017] 根据上面描述的方面和实施例,解决了现有设备的限制。具体地,根据上面描述的方面和实施例,能够在具有最小结构改变的单个设备中可靠地测量对象的子宫收缩和胎儿心率两者。以此方式,减少需要用来采集者两种测量结果的设备(和任何对应的固定部件,诸如带)的数量。这减少了实践中所需的技术努力,并且还最小化对象的不适。

[0018] 此外,上面描述的方面和实施例使这成为可能而不损害监测质量。例如,由于罩盖包括能响应于子宫收缩而移动的柔性部分,能够从这种移动测量子宫收缩而不损害胎儿心率传感器的性能,并且因此能够从胎儿心率传感器和子宫收缩传感器两者采集可靠的测量结果,其中,这两个传感器被定位在单个设备中。即使在子宫收缩传感器被定位在这种组合的设备中的情况下,胎儿心率传感器的机械布置和性能也能够保持不变。设备的罩盖包括柔性部分而设备的底座是刚性的事实意味着,用于腹部的放置的设备的底座抵抗侵蚀性液体(诸如消毒液体)是更强的并且更不可能泄漏,而设备的柔性部分对因此能够被测量的子宫收缩是灵敏的。

[0019] 此外,使用非机械传感器(诸如压力传感器、光学传感器、电容式传感器、和/或电感式传感器)来测量由通过子宫收缩生成的力产生的性质的变化极大地简化了设备,并且减少(或甚至消除)要不然可能需要的机械部件。这允许设备的尺寸被减小,并且还最小化设备遭遇机械失效的风险。

[0020] 因此提供了克服现有问题的用于测量对象的子宫收缩和胎儿心率的改善的设备。

附图说明

[0021] 为了更好地理解实施例并且为了更清楚地示出它们可以如何被实施,现在将仅以范例的方式参考附图,在附图中:

[0022] 图1A是根据实施例的设备的方框图;

[0023] 图1B是根据实施例的设备的方框图;

[0024] 图2是根据实施例的设备的图示;

[0025] 图3是根据实施例的设备的一部分的图示;

[0026] 图4是根据实施例的在使用中的设备的一部分的图示;并且

[0027] 图5是通过根据实施例的设备测量的压力的变化的图形表示。

具体实施方式

[0028] 如上面所指出的,提供了克服现有问题的用于测量对象的子宫收缩和胎儿心率的改善的设备。

[0029] 图1A和B图示了根据实施例的用于放置在对象的腹部102上以测量对象的子宫收缩和胎儿心率(FHR)的设备100的范例。本文中描述的设备100也可以被称为换能器,或在一些实施例中,被称为组合的分娩力计(toco)超声换能器。本文中提到的子宫收缩也可以被称为子宫活动(UA)。子宫收缩包括引起被放置在对象的腹部102上的设备100上的力的子宫肌肉的变硬或绷紧。

[0030] 本文中描述的设备100能够包括封闭的体积。封闭的体积能够包含气体(例如,空气)的体积。如图1A和1B中图示的,设备100包括用于(或适合于)放置在对象的腹部102上的刚性底座(例如,刚性衬底)104。设备100还包括被配置为连接到刚性底座104的罩盖(例如,盖子)106。罩盖106和刚性底座104能够是可连接到彼此的两个单独零件。因此,实际上,设备100包括壳体(其也可以被称为外壳),并且所述壳体包括刚性底座104和罩盖106。刚性底座104和罩盖106一起提供壳体(外壳)。设备100的罩盖106包括柔性部分(未在图1A和1B中描绘)。该柔性部分能响应于对象的子宫收缩而移动。

[0031] 当被连接到刚性底座104时,罩盖106由刚性底座104支撑。当被连接到彼此时,刚性底座104和罩盖106两者都暴露于外部(或周围)环境。在使用中,适合于放置在对象的腹部102上的设备100的刚性底座104与对象的腹部102接触(或更具体地,直接接触),而设备100的罩盖106不与对象的腹部102接触。刚性底座104被配置使得,在使用中,它提供罩盖106与对象的腹部102之间的分离。因此,在使用中,设备100的罩盖106通过刚性底座104与对象的腹部102分离。

[0032] 如图1A和1B中图示的,设备100包括胎儿心率传感器108。胎儿心率传感器108被安装在刚性底座104上。胎儿心率传感器108可以被定位在设备100内,如图1A和1B中图示的,或在设备100的外部(诸如外表面上)。胎儿心率传感器108被配置为测量胎儿心率。设备100还包括子宫收缩传感器110(其也可以被称为分娩力计传感器)。子宫收缩传感器110被定位在设备100内,并且被配置为测量对象的子宫收缩。

[0033] 当胎儿心率传感器108被安装在刚性底座104上并且刚性底座104用于放置在对象的腹部102上时,胎儿心率传感器108被定位在用于放置在对象的腹部102上的设备100的部分处。在一些实施例中,子宫收缩传感器110也可以被定位在用于放置在对象的腹部102上的设备100的部分处,诸如被安装在设备100的刚性底座104上。在其他实施例(诸如图1A中图示的实施例)中,子宫收缩传感器110能够被定位在设备100的相对于用于放置在对象的腹部102上的设备100的部分的相对部分(或设备100的与用于放置在对象的腹部102上的设备100的部分相对的部分)处。例如,子宫收缩传感器110可以被安装在设备100的罩盖106上,该罩盖与用于放置在对象的腹部102上的设备100的刚性底座104相对。在另外的其他实施例(诸如图1B中图示的实施例)中,子宫收缩传感器110可以被安装在刚性底座104与罩盖106之间的空间中。例如,子宫收缩传感器110可以被安装在延伸到刚性底座104与罩盖106之间的空间中的支撑构件上。

[0034] 尽管已经针对子宫收缩传感器110在设备100内的位置提供了一些范例,但是将理解,其他范例也是可能的,并且子宫收缩传感器110实际上能够被定位在设备100内的任何

位置处。

[0035] 在本文中描述的实施例中的任一个中,对象的子宫收缩能够通过子宫收缩传感器110被测量为设备100的柔性部分对对象的子宫收缩的反应,该反应相当于对象的子宫收缩在用于放置在对象的腹部102上的设备100的刚性底座104处的作用。这允许优化的且不产生影响的布置。而且,胎儿心率传感器108的位置能够被维持或保持不变。

[0036] 本文中提及的子宫收缩传感器110能够是被配置为测量表示子宫收缩的性质的变化的任何传感器。性质的变化是由设备100的柔性部分响应于子宫收缩的移动引起的变化。子宫收缩传感器110能够是非机械传感器。更具体地,子宫收缩传感器110能够是能够测量子宫收缩而无需额外机械部件的任何传感器。子宫收缩传感器110能够例如包括以下中的任何一个或多个:压力传感器、光学传感器、电容式传感器、电感式传感器、或适合于测量子宫收缩的任何其他传感器、或适合于测量子宫收缩的传感器的任何组合。在子宫收缩传感器110包括压力传感器的实施例中,压力传感器被配置为测量表示子宫收缩(并且由于子宫收缩引起)的压力的变化或改变。例如,压力传感器能够将由于子宫收缩引起的对象的子宫肌肉中的张力变化或改变测量为压力的变化或改变。压力的变化或改变例如由于被封闭在设备100内的气体的体积的压缩和/或随后解压缩而发生。由被封闭在设备100内的气体的体积的压缩和/或随后解压缩产生的压力能够通过压力传感器来测量。在一些实施例中,压力传感器可以包括基于微机电系统(MEMS)的压力传感器。以此方式,设备100的尺寸能够被减小。

[0037] 在子宫收缩传感器110包括光学传感器的实施例中,光学传感器被配置为测量表示子宫收缩(并且由于子宫收缩引起)的光强度的变化或改变。例如,由于子宫收缩引起的对象的子宫肌肉中的张力变化或改变能够通过光学传感器被测量为光强度的变化或改变。在范例光学传感器实施例中,光学传感器可以包括被安装在刚性底座104上并且被定位为朝向柔性部分发射光的光源和也被安装在刚性底座104上并且被定位为检测从柔性部分反射的光的光检测器。在这些实施例中的一些中,柔性部分可以包括反射材料。例如,柔性部分的至少一部分可以由反射材料形成,或者柔性部分可以被至少部分地涂覆有反射材料。

[0038] 在子宫收缩传感器110包括电容式传感器的实施例中,电容式传感器被配置为测量表示子宫收缩(并且由于子宫收缩引起)的电容的变化或改变。例如,由于子宫收缩引起的对象的子宫肌肉中的张力变化或改变能够通过电容式传感器被测量为电容的变化或改变。在范例电容式传感器实施例中,电容式传感器可以包括一对导体。例如,设备100的刚性底座104可以包括该对导体中的一个,并且设备100的罩盖106可以包括该对导体中的另一个。即,刚性底座104能够包括该对导体中的一个导体,并且罩盖106能够包括该对导体中的另一个导体。

[0039] 在子宫收缩传感器110包括电感式传感器的实施例中,电感式传感器被配置为测量表示子宫收缩(并且由于子宫收缩引起)的电感的变化或改变。例如,由于子宫收缩引起的对象的子宫肌肉中的张力变化或改变能够通过电感式传感器被测量为电感的变化或改变。在范例电感式传感器实施例中,电感式传感器可以包括一对导体。例如,设备100的刚性底座104可以包括该对导体中的一个,并且设备100的罩盖106可以包括该对导体中的另一个。即,刚性底座104能够包括该对导体中的一个导体,并且罩盖106能够包括该对导体中的另一个导体。在另一范例电感式传感器实施例中,电感式传感器可以包括线圈和传导(例如,

金属)板。

[0040] 尽管已经针对子宫收缩传感器110的类型提供了一些范例,但是将理解,其他范例也是可能的,并且子宫收缩传感器110实际上能够包括适合于测量子宫收缩的任何传感器、或适合于测量子宫收缩的传感器的任何组合。

[0041] 在本文中描述的实施例中的任一个中,胎儿心率传感器108的任一部分或整个和子宫收缩传感器110的任一部分或整个可以被放置在印刷电路板(PCB)上或被连接到印刷电路板(PCB)。在一些实施例中,胎儿心率传感器108和/或子宫收缩传感器110可以包括用于连接到一个或多个其他部件(诸如处理器,其随后将被更详细地描述)的计算和/或通信接口(例如,电路或数字接口)。

[0042] 在一些实施例中,本文中描述的设备100能够是不透气的(或基本上不透气的)或不透水的(或基本上不透水的)。这具有以下有利效果:设备100能够在水下应用中使用。在这些实施例中的一些中,子宫收缩传感器110可以至少包括压力传感器。在一些实施例中,例如,在测试阶段中,设备100可以被测试以通过真空测量确定它是不透水的还是不透气的(或充分不透水或不透气的)。在一些实施例中,用于放置在对象的腹部102上的设备100的刚性底座104能够由与设备100的罩盖106不同的材料或与设备100的柔性部分不同的材料制作(在此情况下,设备100的罩盖106的其余部分可以由与刚性底座104相同的材料制作)。例如,用于放置在对象的腹部102上的设备100的刚性底座104能够由比设备的罩盖106的材料或设备100的柔性部分的材料更强、更弹性、更有抵抗力和/或更硬的材料制作。假如用于放置在对象的腹部102上的设备100的刚性底座104与能够损坏柔软材料并且可以引起设备100中的泄漏的侵蚀性液体(诸如侵蚀性消毒液体)接触,这能够是有益的。因此,设备100借助于包括能响应于对象的子宫收缩而移动的柔性部分的设备100的罩盖106而对子宫收缩是灵敏的,并且设备100也是更鲁棒的。

[0043] 在本文中描述的实施例中的任一个中,设备100的为刚性的部分(诸如设备100的底座104以及任选地设备100的罩盖106的一部分)可以是响应于子宫收缩而维持其结构的部分。例如,设备100的为刚性的部分可以不管由子宫收缩生成的力如何都维持其结构。设备100的为刚性的部分可以例如是为硬的、不可变形的和/或非柔性的设备100的部分。在一些实施例中,设备100的为刚性的部分能够是由刚性材料(例如,无弹性材料,诸如硬塑料、聚亚苯基砜PPSU、玻璃纤维增强的丙烯腈丁二烯苯乙烯共聚物ABS、或任何其他刚性材料)形成的设备100的部分。根据一些实施例,刚性材料可以例如是复合材料。在本文中描述的实施例中的任一个中,设备100的为可移动的柔性部分可以是可变形或柔性的部分。在一些实施例中,例如,设备100的为可移动的柔性部分能够是由为柔软、可变形和/或柔性的材料(例如,弹性体或弹性材料,诸如橡胶、聚氨酯PUR、聚酰胺PU、或任何其他柔软、可变形和/或柔性材料)形成的部分。根据一些实施例,柔软、可变形和/或柔性材料可以例如是复合材料。

[0044] 在一些实施例中,设备100的整个罩盖106可以是柔性部分。在其他实施例中,设备100的罩盖106可以包括柔性部分被设置在其中或跨过其被设置的孔。例如,柔性部分可以包括被定位在设备100的罩盖106的孔中或跨过该孔被定位的柔性表面,诸如柔性薄膜。设备100的罩盖106的孔可以任选地由凹槽(诸如环形凹槽)环绕。至少环绕孔的罩盖106的部分可以是刚性的。备选地或除了包括柔性部分跨过其被设置的孔的设备100的罩盖106之

外,根据一些实施例,柔性部分可以围绕设备100的罩盖106的周边延伸。在这些实施例中,围绕设备100的罩盖106的周边延伸的柔性部分可以被配置为被连接到设备100的刚性底座104。因此,在一些实施例中,设备100可以具有折叠布置,其中柔性部分被定位在罩盖106与刚性底座104之间(例如,作为柔性带)。在这些实施例中的一些中,柔性部分被定位在其之间的底座104和罩盖106两者可以是刚性的。

[0045] 在一些实施例中,取决于为可移动的柔性部分的程度和/或设备100内部的气体的封闭的体积,子宫收缩传感器110的灵敏性可以是可调节的。尽管根据一些实施例可以仅提供单个柔性部分,但是根据其他实施例存在多个柔性部分也是可能的。如以前提到的,子宫收缩包括子宫肌肉的变硬和绷紧,其引起被放置在对象的腹部102上的设备100上的力。更具体地,力作用在设备100的柔性部分上。该力引起柔性部分的移动,并且柔性部分因此通过气体的压缩来减小设备100内部的气体的体积。

[0046] 图2图示了根据实施例的用于放置在对象的腹部102以测量对象的子宫收缩和胎儿心率的设备100的范例。设备100包括用于放置在对象的腹部102上的刚性底座104和被配置为连接到刚性底座104的罩盖106。设备100的罩盖106包括能响应于子宫收缩而移动的柔性部分200。

[0047] 在该图示的范例实施例中,设备100的罩盖106包括柔性部分200跨过其被设置的孔。更具体地,在该图示的范例实施例中,柔性部分200包括跨过设备100的罩盖106中的孔被定位的柔性表面(诸如柔性薄膜)。在该图示的范例实施例中,孔由环形凹槽环绕。柔性部分200跨过孔被定位在设备100的内侧上。更具体地,在该图示的范例实施例中,柔性部分200覆盖设备的罩盖106的整个内表面。在该图示的范例实施例中,柔性部分200还延伸通过孔以突出至设备100的罩盖106的表面以上。

[0048] 根据该图示的范例实施例的设备100还包括刚性按钮202。刚性按钮202被定位在设备100的罩盖106的孔处,并且通过柔性部分200(或更具体地,通过延伸通过孔的柔性部分200的部分)被连接到设备100的罩盖106。刚性按钮202还突出至设备100的罩盖106的表面以上。刚性按钮202的目的是用于将设备100附接到支撑构件(诸如带、条带或任何其他支撑构件),所述支撑构件被配置为被佩戴在对象的腹部102周围以抵靠对象的腹部102保持设备100,并且所述支撑构件随后将被更详细地描述。然而,将理解,这仅仅是设备100的一个范例实施例,并且在其他范例实施例中,刚性按钮202可以不存在,并且设备100可以以另一方式抵靠对象的腹部102而被保持在适当位置中。

[0049] 在设备包括刚性按钮202的一些实施例中,刚性按钮202的端部可以延伸到设备100的内部体积中。在子宫收缩传感器110包括光学传感器的这些实施例中,延伸到设备100的内部体积中的刚性按钮202的端部可以包括反射表面。例如,光源可以被安装在刚性底座104上,并且被定位为朝向刚性按钮202的反射表面发射光。光检测器也可以被安装在刚性底座104上,并且被定位为检测从刚性按钮202的反射表面反射的光。由于刚性按钮202通过柔性部分200被连接到设备100的罩盖106,柔性部分200响应于子宫收缩的移动进而引起刚性按钮202的移动,使得在光检测器处检测到表示子宫收缩的光强度的变化。然而,将理解,这仅仅是子宫收缩可以被测量的方式的一个范例,并且在其他范例中,设备100可以包括被配置为测量子宫收缩的一个或多个任何其他传感器。

[0050] 在图2的图示的范例实施例中,除了为可移动的柔性部分200之外,设备100的罩盖

106和设备100的底座104是刚性的(例如,由硬材料(诸如硬塑料)形成)。尽管未在图2中图示,但是胎儿心率传感器108被安装在设备100内的刚性底座104上,其中,刚性底座104用于放置在对象的腹部102上。子宫收缩传感器110也被定位在设备100内。在图示的范例实施例中,由子宫收缩引起的设备100上的力相对于设备100的刚性底座104移动柔性部分200,并且柔性部分200的这种移动压缩设备100内部的气体的体积。

[0051] 图3图示了包括适合于放置在对象的腹部102上的刚性底座104的设备100的范例,胎儿心率传感器108被定位在所述刚性底座处。在该图示的范例实施例中,胎儿心率传感器108包括多个感测元件108a、108b、108c、108d、108e、108f、108g。尽管根据该范例实施例的设备100包括七个感测元件,但是将理解任何其他数量的感测元件也是可能的。在一些实施例中,多个感测元件能够彼此等距离地定位,或能够相等地间隔开。出于图示目的,在图3中仅示出了用于放置在腹部102上的设备100的刚性底座104。然而,将理解设备100还包括罩盖106和子宫收缩传感器110。

[0052] 在一些实施例中,本文中描述的胎儿心率传感器108能够是超声传感器。在一些实施例中,超声传感器108可以包括多个超声感测元件108a、108b、108c、108d、108e、108f、108g(例如,如图3中图示的那样被布置)。在这些实施例中的一些中,多个超声感测元件可以彼此等距离地定位,或可以相等地间隔开。这能够例如提供更均匀的声场。尽管已经针对设备100可以包括的胎儿心率传感器108的类型提供了范例,但是将理解任何其他类型的传感器或适合于测量胎儿心率的传感器的任何组合也是可能的。例如,胎儿心率传感器108的另一范例是麦克风,并且本领域技术人员还将意识到可以用于胎儿心率测量的其他传感器。

[0053] 在一些实施例中,设备100可以包括单个胎儿心率传感器108,而在其他实施例中,设备100可以包括多个胎儿心率传感器108。在设备100包括多个胎儿心率传感器108的实施例中,多个胎儿心率传感器108可以被安装在刚性底座104上的不同位置处,并且每个胎儿心率传感器108能够被配置为测量胎儿心率。类似地,在一些实施例中,设备100可以包括单个子宫收缩传感器110,而在其他实施例中,设备100可以包括多个子宫收缩传感器110。在设备100包括多个子宫收缩传感器110的实施例中,多个子宫收缩传感器110可以被定位在设备100内的不同位置处,并且每个子宫收缩传感器110可以被配置为测量子宫收缩。

[0054] 在本文中描述的实施例中的任一个中,设备100的罩盖106可以能从设备100的刚性底座104移除。因此,根据一些实施例,设备100的罩盖106能够是可互换的。这是有利的,因为设备100的罩盖106和/或被定位在设备100内的子宫收缩传感器110能够被更换而不必也更换设备100的胎儿心率传感器108被安装在其上的刚性底座104。类似地,设备100的胎儿心率传感器108被安装在其上的刚性底座104能够被更换而不必也更换设备100的罩盖106和/或被定位在设备100内的子宫收缩传感器110。

[0055] 因此,本文中提供了用于测量对象的子宫收缩和胎儿心率的改善的设备100。还提供了当被放置在对象的腹部102上时操作本文中描述的设备100测量对象的子宫收缩和胎儿心率的方法。该方法包括控制胎儿心率传感器108测量胎儿心率。备选地或额外地,该方法包括控制子宫收缩传感器110测量子宫收缩。在胎儿心率和子宫收缩两者被测量的一些实施例中,传感器108、110可以被配置为同时测量胎儿心率和子宫收缩。例如,胎儿心率传感器108被控制为测量胎儿心率,并且子宫收缩传感器110可以被控制为同时测量子宫收

缩。

[0056] 根据一些实施例,处理器(未图示)可以被配置为以本文中描述的方式控制胎儿心率传感器108测量胎儿心率并且控制子宫收缩传感器110测量子宫收缩。尽管未在附图中图示,但是在一些实施例中,设备100可以包括处理器。在其他实施例中,处理器可以在设备100外部(即与设备100分离或远离)。例如,处理器可以是另一设备的一部分。处理器能够包括被配置或编程为以本文中描述的方式控制胎儿心率传感器108测量胎儿心率并且控制子宫收缩传感器110测量子宫收缩的一个或多个处理器(诸如一个或多个微处理器MPU)、一个或多个处理单元、一个或多个多核处理器和/或一个或多个控制器(诸如一个或多个微控制器MCU)。在具体实施方式中,处理器能够包括均被配置为执行或用于执行本文中关于设备100描述的方法的个体步骤或多个步骤的多个软件和/或硬件模块。

[0057] 尽管也未在附图中图示,但是在一些实施例中,设备100可以包括通信接口(或电路)。通信接口能够用于使得设备100能够与一个或多个其他设备通信(或连接)。例如,在处理器在设备100外部(即与该设备分离或远离)的实施例中,处理器可以经由通信接口控制胎儿心率传感器108测量胎儿心率和/或控制子宫收缩传感器110测量子宫收缩。通信接口可以被配置为无线地、经由有线连接、或经由任何其他通信(或数据传输)机制通信。在一些无线实施例中,通信接口可以例如使用射频(RF)、蓝牙或任何其他无线通信技术用于通信。在一些实施例中,设备100可以将测量结果(或数据或信息)传输到一个或多个其他设备。例如,设备100可以将测量到的胎儿心率和/或测量到的子宫收缩传输到一个或多个其他设备。在这些实施例中,测量(或数据或信息)能够经由通信接口被传输。

[0058] 尽管设备100已经在本文中被描述为包含某些部件,但是将意识到,设备100同样可以包括除以前描述的那些部件之外的额外或备选部件。例如,在一些实施例中,设备100可以包括用于为设备100供电的电池或其他电源、或用于将设备100连接到主电源的器件、或任何其他部件、或部件的任何组合。

[0059] 图4是根据范例实施例的用于放置在对象的腹部102上以在使用中测量对象的子宫收缩和胎儿心率的设备100的图示。如图4中图示的,在一些实施例中,本文中描述的设备100可以是可附接到被配置为被佩戴在对象的腹部102上(或周围)的支撑构件(诸如带、条带或任何其他支撑构件)400的。设备100能够被配置为通过支撑构件400抵靠对象的腹部102而被保持。因此,支撑构件400能够将设备100保持在对象的腹部102上的适当位置中(或将设备100固定到对象的腹部)。支撑构件400能够例如被配置为在腹部102处围绕对象的身体的躯干延伸。支撑构件400可以由弹性材料形成,或可以包括弹性材料。支撑构件400还能够被配置为与设备100接触以引起柔性部分响应于子宫收缩的移动。尽管当设备100在使用中时,刚性底座104与对象的腹部102皮肤接触,但是罩盖106不与对象的腹部102皮肤接触。在该图示的范例实施例中,罩盖106替代地与支撑构件400接触。

[0060] 在图4中图示的范例实施例中,设备100具有图2中图示的形式。然而,将理解设备100可以采取其他形式,但是仍然能通过任何合适的附接机构附接到支撑构件400(诸如图4中图示的支撑构件或任何其他类型的支撑构件)。在图4中图示的范例实施例中,设备100的刚性按钮202通过支撑构件400中的孔(例如,按钮孔或狭缝)被放置。以此方式,支撑构件400能够被固定到设备100。刚性按钮202因此能够用来将设备100保持在适当位置中。在一些实施例中,设备100可以在支撑构件400中心以确保定义的力传输。

[0061] 如图4的范例实施例中图示的,为了将设备100保持在对象的腹部102上的特定位置处,将设备100强加到对象的腹壁上的力F1是必要的。在该图示的范例实施例中,该力由支撑构件400生成,所述支撑构件将设备100保持在对象的腹部102上的适当位置中。为了防止设备100移动,需要相等的反作用力F2,其由对象的腹壁的弹性产生。在子宫肌肉收缩的情况下,第三力F3被生成,并且该力增加反作用力F2。为了保持设备100不动,支撑构件400平衡该力。因此,将设备100强加到腹壁上的力F1和反作用力F2总是相同的。由于该原因,由子宫收缩引起的力能够通过被定位在设备100内的子宫收缩传感器110来测量。

[0062] 尽管已经参考图2和图4描述了其中设备100包括用于将设备100附接到支撑构件400的刚性按钮202的范例实施例,但是本领域技术人员将意识到用于将设备100附接到支撑构件400(诸如图4中示出的支撑构件)的其他机构。例如,代替刚性按钮202,设备100可以包括用于将设备100附接到支撑构件400的夹子(诸如适配器夹子)。更具体地,设备100的罩盖106可以包括夹子。在其他实施例中,设备100可以被简单地放置在支撑构件400与对象的腹部102之间。而且,尽管已经针对设备100可以被保持在对象的腹部102上的适当位置中的方式提供了一些范例,但是其他范例也是可能的,并且本领域技术人员将意识到这些其他范例。

[0063] 图5是通过根据实施例的设备100的子宫收缩传感器110随着时间测量的压力的变化的图形表示。在该图示的实施例中,设备100的子宫收缩传感器110因此是被配置为测量表示子宫收缩的压力的变化的压力传感器。如图5中图示的,压力传感器能够以足够的分辨率检测压力的变化。在图示的实施例中,当对设备100进行测试时,0.025N的力增量通过模拟的子宫收缩来生成。在该图示的实施例中,压力的变化 ΔF 被测量为0.03N,其指示压力传感器能够以足够的准确性和显著的步距提供值。

[0064] 因此本文中提供了改善的设备100和操作改善的设备100的方法,所述改善的设备用于测量对象的子宫收缩和胎儿心率。本文中描述的设备和方法能够例如在怀孕、阵痛和分娩期间在监测对象和胎儿中是有用的。

[0065] 进一步提供了一种包括计算机可读介质的计算机程序产品,所述计算机可读介质具有体现于其中的计算机可读代码,所述计算机可读代码被配置使得在由合适的计算机或处理器执行时引起所述计算机或处理器执行本文中描述的方法。更具体地,在由合适的计算机或处理器执行时,能够引起所述计算机或处理器根据本文中描述的方法来操作所述设备。

[0066] 通过研究附图、说明书以及权利要求书,本领域技术人员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。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。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。计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。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。

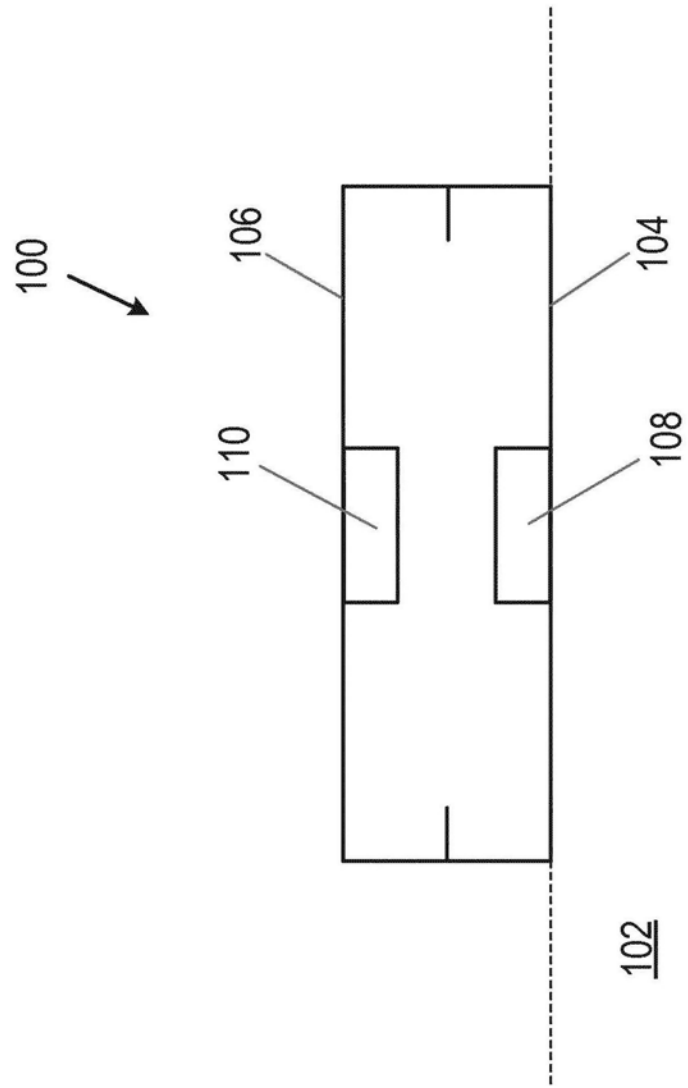


图1A

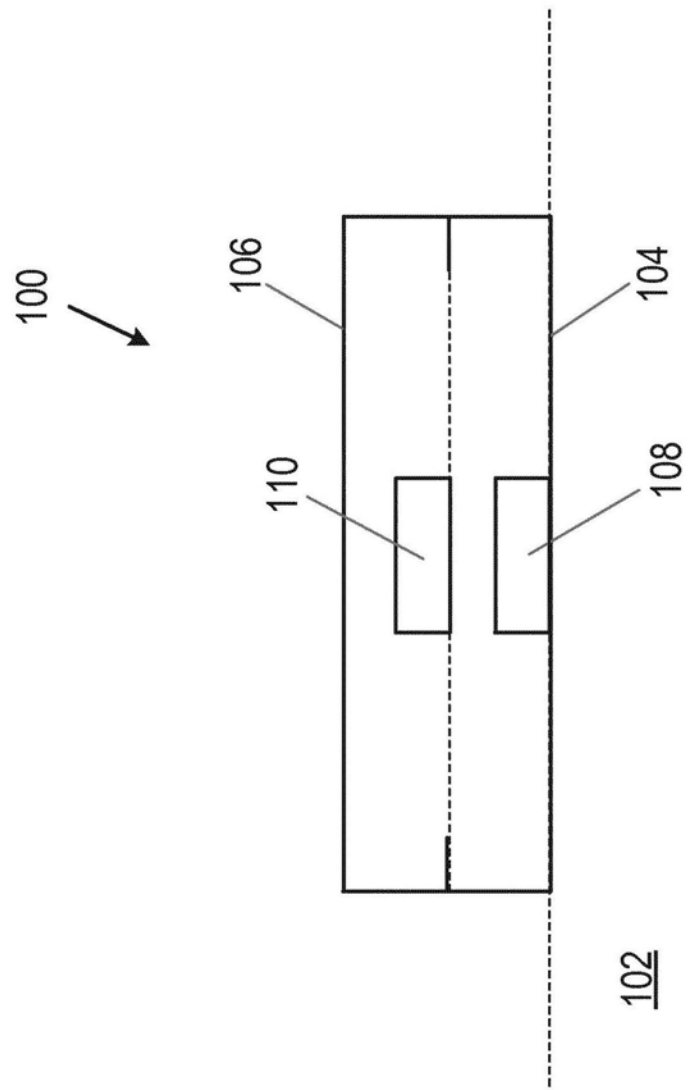


图1B

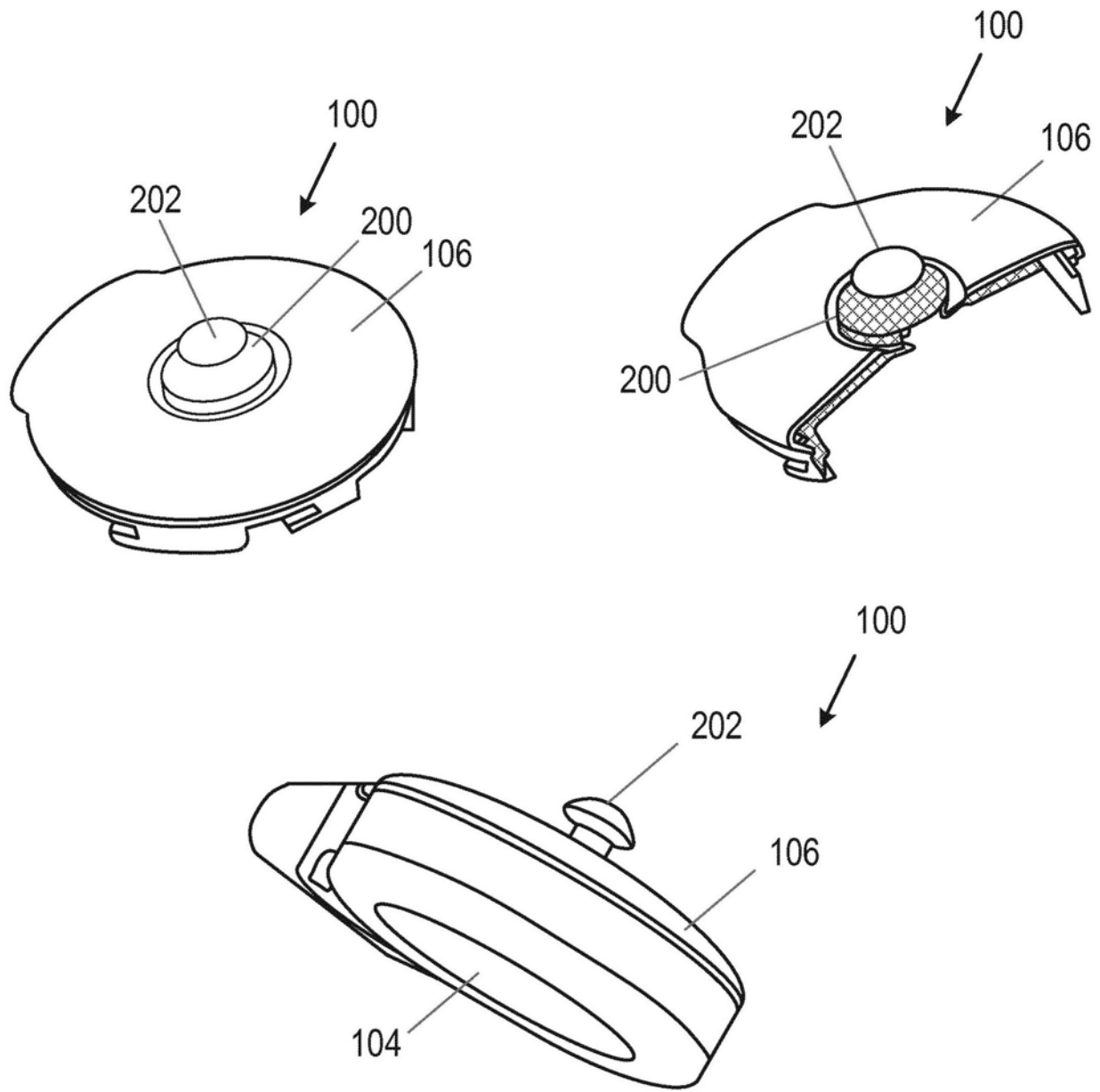


图2

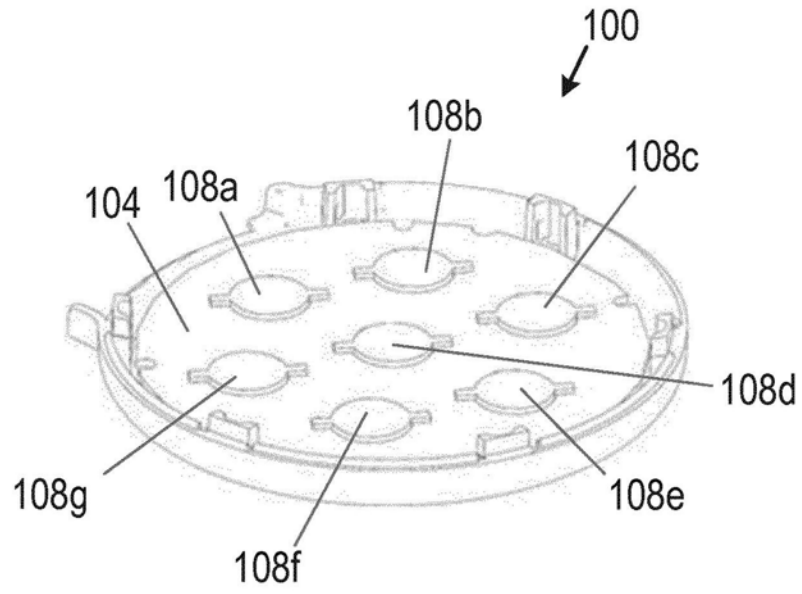


图3

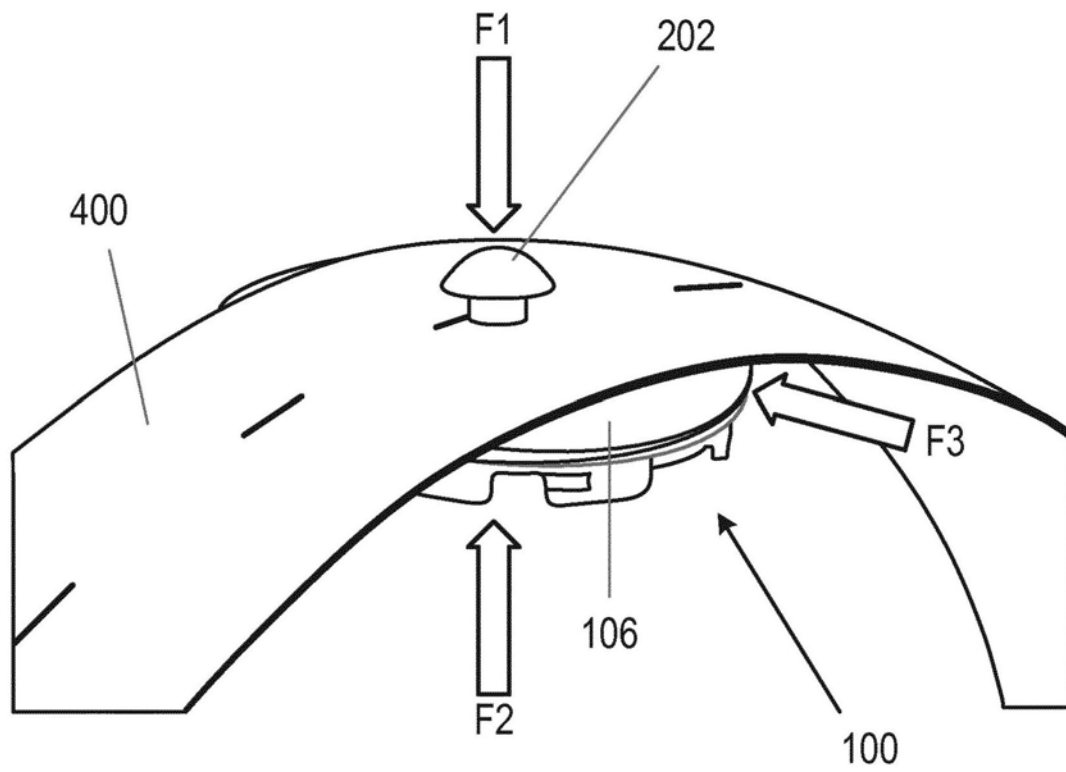


图4

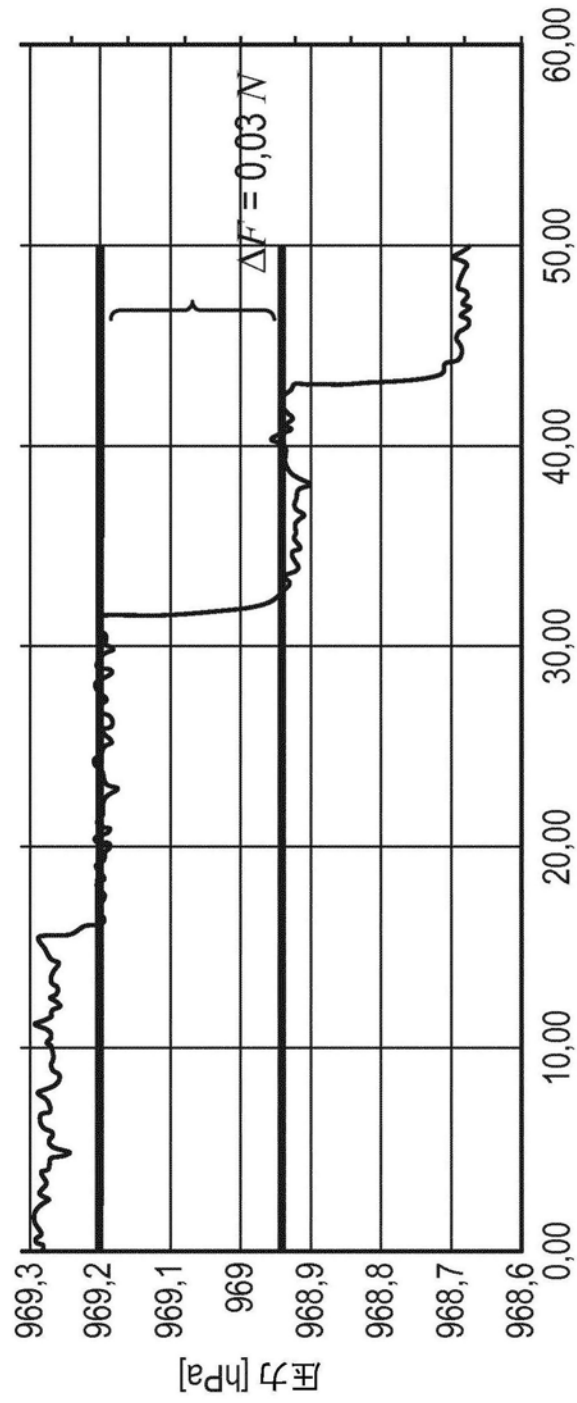


图5

专利名称(译)	用于测量子宫收缩和胎儿心率的设备		
公开(公告)号	CN111163689A	公开(公告)日	2020-05-15
申请号	CN201880064378.4	申请日	2018-10-02
[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	H盖维茨		
发明人	M·S·沃尔施拉格 H·盖维茨		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00 A61B5/03 A61B8/02		
CPC分类号	A61B5/02411 A61B5/033 A61B5/4356 A61B5/6823 A61B8/02 A61B8/0866 A61B8/4227 A61B2562/0204		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2017195205 2017-10-06 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种用于放置在对象的腹部(102)上以测量所述对象的子宫收缩和胎儿心率的设备(100)。所述设备(100)包括刚性底座(104)和罩盖(106)，所述刚性底座用于放置在所述对象的所述腹部(102)上，所述罩盖被配置为连接到所述刚性底座(104)。所述罩盖(106)包括能响应于所述对象的子宫收缩而移动的柔性部分。所述设备(100)还包括胎儿心率传感器(108)，所述胎儿心率传感器被安装在所述刚性底座(104)上并且被配置为测量所述胎儿心率。所述设备(100)还包括子宫收缩传感器(110)，所述子宫收缩传感器被定位在所述设备(100)内并且被配置为测量所述对象的所述子宫收缩。

