



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109805900 A

(43)申请公布日 2019. 05. 28

(21)申请号 201910256945.2

(22)申请日 2019.04.01

(71)申请人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园1号

(72)发明人 冯雪 王鹏 付际

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/22(2006.01)

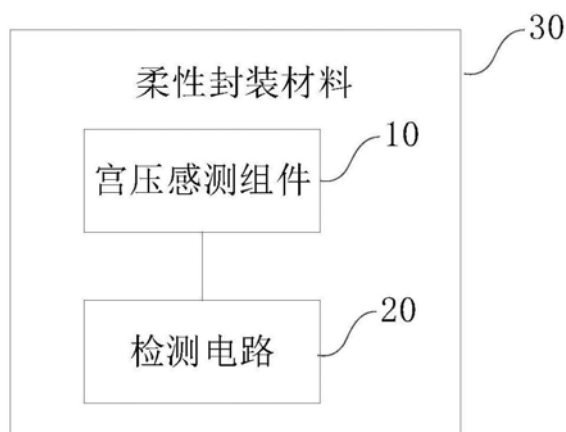
权利要求书1页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

宫缩压力柔性检测设备

(57)摘要

本公开涉及一种宫缩压力柔性检测设备,所述设备包括:宫压感测组件,所述宫压感测组件根据感测到的宫缩压力改变阻抗;检测电路,其与所述宫压感测组件连接,并根据所述宫压感测组件的阻抗变化生成用于分析所述宫缩压力的电信号;柔性封装材料,其用于封装所述宫压感测组件和所述检测电路。本公开实施例的宫缩压力柔性检测设备,具有检测方便且能够提高检测精度的特点。



1. 一种宫缩压力柔性检测设备,其特征在于,所述设备包括:
宫压感测组件,所述宫压感测组件根据感测到的宫缩压力改变阻抗;
检测电路,其与所述宫压感测组件连接,并根据所述宫压感测组件的阻抗变化生成用于分析所述宫缩压力的电信号;
柔性封装材料,其用于封装所述宫压感测组件和所述检测电路。
2. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,所述宫压感测组件构造为网状结构。
3. 根据权利要求2所述的设备,其特征在于,所述设备还包括:
多个第一固定件,各所述第一固定件一端与所述网状结构的表面固定连接,另一端嵌入在所述柔性封装材料内部,所述第一固定件用于将所述宫压感测组件稳固地封装在所述柔性封装材料内部;和/或
第二固定件,其一端与所述检测电路固定连接,另一端嵌入在所述柔性封装材料内部,所述第二固定件用于将所述检测电路稳固地封装在所述柔性封装材料内部。
4. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,所述设备还包括:
通信模块,其通过导线与所述检测电路连接,并将所述检测电路生成的所述电信号向外部传输;
其中,所述通信模块封装在所述柔性封装材料内部。
5. 根据权利要求4所述的设备,其特征在于,所述设备还包括:
电源模块,其用于通过导线为所述宫压感测组件、所述检测电路和所述通信模块供电,并且,所述电源模块封装在所述柔性封装材料内部。
6. 根据权利要求4或5所述的设备,其特征在于,所述导线具有可延展性;
其中,所述导线的形状构造为蜿蜒蛇形和/或网状。
7. 根据权利要求1-5中任意一项所述的设备,其特征在于,所述设备还包括:
计算模块,其用于根据所述检测电路生成的所述电信号的幅值确定宫缩压力,以及根据所述电信号的频率确定宫缩压力的频率。
8. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,
所述柔性封装材料的厚度小于或者等于2mm,并且,所述柔性封装材料的最小弯曲半径为2mm。
9. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,所述设备还包括:
粘贴材料,其设置在所述柔性封装材料的一面上,并且所述粘贴材料的粘贴面朝向外侧;
其中,所述粘贴材料的形状构造成由多组多边形拼接而成的网状,并且所述多边形的边为S形。
10. 一种宫缩压力检测方法,其特征在于,所述方法应用在如权利要求1-9中任意一项所述的宫缩压力柔性检测设备中,并包括:
通过检测电路检测宫压感测组件的阻抗变化;
根据所述阻抗变化生成用于分析所述宫缩压力的电信号。

宫缩压力柔性检测设备

技术领域

[0001] 本公开涉及医疗器械领域,尤其涉及一种宫缩压力柔性检测设备和方法。

背景技术

[0002] 宫缩即子宫收缩,是临产的一个重要特征,通过对孕妇的宫缩压力进行实时监测,可以尽早地发现异常状况,对孕妇的早产和流产能够起到早预防、早诊断、早治疗的作用。

[0003] 通常,医院或孕妇个人都可以使用类似于胎儿心率监护仪的仪器来检测孕妇的宫缩压力,使用时,需要有人用手辅助检测探头贴在孕妇的肚皮上使用,或者利用绑带将检测探头绑在孕妇的腰部上使用,以方便长时间检测宫缩压力。同时,为了使检测探头与孕妇的肚皮贴合良好,以保证获取到实时的准确的检测数据,需要孕妇尽量做到不移动,但如此会限制孕妇的正常生活,给用户带来不好的使用体验,并且,孕妇在正常的生产过程中不可避免会有移动,因此会导致接收到的检测数据不准确。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本公开提出了一种宫缩压力柔性检测设备,具有使用方便且能够提高检测精度的特点。

[0005] 根据本公开的一方面,提供了一种宫缩压力柔性检测设备,所述设备包括:

[0006] 宫压感测组件,所述宫压感测组件根据感测到的宫缩压力改变阻抗;

[0007] 检测电路,其与所述宫压感测组件连接,并根据所述宫压感测组件的阻抗变化生成用于分析所述宫缩压力的电信号;

[0008] 柔性封装材料,其用于封装所述宫压感测组件和所述检测电路。

[0009] 在一些可能的实施方式中,所述宫压感测组件构造为网状结构。

[0010] 在一些可能的实施方式中,所述设备还包括:

[0011] 多个第一固定件,各所述第一固定件一端与所述网状结构的表面固定连接,另一端嵌入在所述柔性封装材料内部,所述第一固定件用于将所述宫压感测组件稳固地封装在所述柔性封装材料内部;和/或

[0012] 第二固定件,其一端与所述检测电路固定连接,另一端嵌入在所述柔性封装材料内部,所述第二固定件用于将所述检测电路稳固地封装在所述柔性封装材料内部。

[0013] 在一些可能的实施方式中,所述设备还包括:

[0014] 通信模块,其通过导线与所述检测电路连接,并将所述检测电路生成的所述电信号向外部传输;

[0015] 其中,所述通信模块封装在所述柔性封装材料内部。

[0016] 在一些可能的实施方式中,所述设备还包括:

[0017] 电源模块,其用于通过导线为所述宫压感测组件、所述检测电路和所述通信模块供电,并且,所述电源模块封装在所述柔性封装材料内部。

[0018] 在一些可能的实施方式中,所述导线具有可延展性。

- [0019] 在一些可能的实施方式中,所述导线的形状构造为蜿蜒蛇形和/或网状。
- [0020] 在一些可能的实施方式中,所述设备还包括:
- [0021] 计算模块,其用于根据所述检测电路生成的所述电信号的幅值确定宫缩压力,以及根据所述电信号的频率确定宫缩压力的频率。
- [0022] 在一些可能的实施方式中,
- [0023] 所述柔性封装材料的厚度小于或者等于2mm,并且,所述柔性封装材料的最小弯曲半径为2mm。
- [0024] 在一些可能的实施方式中,所述设备还包括:
- [0025] 粘贴材料,其设置在所述柔性封装材料的一面上,并且所述粘贴材料的粘贴面朝向外侧;
- [0026] 其中,所述粘贴材料的形状构造成由多组多边形拼接而成的网状,并且所述多边形的边为S形。
- [0027] 根据本公开的第二方面,提供了一种宫缩压力检测方法,所述方法应用在本公开第一方面中任意一项所述的宫缩压力柔性检测设备中,并包括:
- [0028] 通过检测电路检测宫压感测组件的阻抗变化;
- [0029] 根据所述阻抗变化生成用于分析所述宫缩压力的电信号。
- [0030] 本公开实施例的宫缩压力柔性检测设备,本公开实施例采用柔性封装材料将宫压感测组件和检测电路封装在内部,在保护各元器件不受外部损伤的同时,还能够提高本公开实施例的检测设备与孕妇肚皮的贴合度,将宫缩压力准确的传递给宫压感测组件,进而提高检测数据的准确性。
- [0031] 根据下面参考附图对示例性实施例的详细说明,本公开的其它特征及方面将变得清楚。

附图说明

- [0032] 包含在说明书中并且构成说明书的一部分的附图与说明书一起示出了本公开的示例性实施例、特征和方面,并且用于解释本公开的原理。
- [0033] 图1示出根据本公开一实施例的一种宫缩压力柔性检测设备的结构框图。
- [0034] 图2示出根据本公开一实施例的一种宫缩压力柔性检测设备的局部结构图。
- [0035] 图3示出根据本公开一实施例的一种宫缩压力柔性检测设备的结构框图。
- [0036] 图4示出根据本公开一实施例的一种宫缩压力柔性检测设备的结构框图。
- [0037] 图5示出根据本公开一实施例的一种宫缩压力柔性检测设备的结构框图。
- [0038] 图6示出根据本公开一实施例的一种宫缩压力柔性检测设备的结构示意图。
- [0039] 图7示出根据本公开一实施例的一种宫缩压力柔性检测设备的结构框图。
- [0040] 图8示出根据本公开一实施例的导线的结构图。
- [0041] 图9a示出根据本公开一实施例的导线的结构图。
- [0042] 图9b示出根据本公开一实施例的导线的结构图。
- [0043] 图10a示出根据本公开一实施例的粘贴材料的结构图。
- [0044] 图10b示出根据本公开一实施例的粘贴材料的结构图。

具体实施方式

[0045] 以下将参考附图详细说明本公开的各种示例性实施例、特征和方面。附图中相同的附图标记表示功能相同或相似的元件。尽管在附图中示出了实施例的各种方面，但是除非特别指出，不必按比例绘制附图。

[0046] 在这里专用的词“示例性”意为“用作例子、实施例或说明性”。这里作为“示例性”所说明的任何实施例不必解释为优于或好于其它实施例。

[0047] 在本发明使用的术语是仅仅出于描述特定实施例的目的，而非旨在限制本发明。在本发明和所附权利要求书中所使用的单数形式的“一种”、“所述”和“该”也旨在包括多数形式，除非上下文清楚地表示其他含义。还应当理解，本文中使用的术语“和/或”是指并包含一个或多个相关联的列出项目的任何或所有可能组合。

[0048] 应当理解，尽管在本发明可能采用术语第一、第二、第三等来描述各种信息，但这些信息不应限于这些术语。这些术语仅用来将同一类型的信息彼此区分开。例如，在不脱离本发明范围的情况下，第一信息也可以被称为第二信息，类似地，第二信息也可以被称为第一信息。取决于预警，如在此所使用的词语“若”可以被理解成为“在……时”或“当……时”或“响应于确定”等。

[0049] 另外，为了更好的说明本公开，在下文的具体实施方式中给出了众多的具体细节。本领域技术人员应当理解，没有某些具体细节，本公开同样可以实施。在一些实例中，对于本领域技术人员熟知的方法、手段、元件和电路未作详细描述，以便于凸显本公开的主旨。

[0050] 本公开实施例的宫缩压力柔性检测设备，可用于短时间或长时间检测孕妇的宫缩压力，例如在孕妇的孕期期间检测孕妇的宫缩压力，或通过宫缩应激试验诱导出宫缩后监测宫缩压力，从而及时了解孕妇和胎儿的生理状态，方便医生及时作出相应的医疗诊断，并且，本公开实施例的设备还可以在孕妇分娩过程中全程监测宫缩压力，帮助医护人员及时了解孕妇的生产能力，进而帮助孕妇顺利生产。

[0051] 图1示出根据本公开一实施例的一种宫缩压力柔性检测设备的结构框图。

[0052] 如图1所示，所述设备包括：

[0053] 宫压感测组件10，所述宫压感测组件10根据感测到的宫缩压力改变阻抗；

[0054] 检测电路20，其与所述宫压感测组件10连接，并根据所述宫压感测组件10的阻抗变化生成用于分析所述宫缩压力的电信号；

[0055] 柔性封装材料30，其用于封装所述宫压感测组件10和所述检测电路20。

[0056] 本公开实施例的宫压感测组件10和检测电路20可以组成压阻式压力传感器，其中，宫压感测组件10可以是压阻器件，所述压阻器件为利用压阻效应制成的器件，其可以随着所受应力的变化而改变电阻率，例如压敏电阻，其可采用半导体材料作为压阻材料，同时，为了提高其感受应力的敏感度，还可选用电阻率较高的压阻材料。

[0057] 其中，所述宫压感测组件10的形状可以是长方体，也可以是圆柱体，还可以是其他任意形状，其只要能够根据所受外力的变化而改变其电阻率即可。并且，本公开实施例所述的宫压感测组件10可以是一个，也可以是多个，例如在柔性封装材料30内阵列式的封装着若干个宫压感测组件10，其数量可以根据具体需要而配置。

[0058] 在一些可能的实施方式中，本公开实施例的宫压感测组件10可以构造为网状结构，如图2所示，图2示出根据本公开一实施例的一种宫缩压力柔性检测设备的局部结构图，

图2中带有阴影部分的结构即为宫压感测组件10,其中,图2示出的网状结构的镂空部分为方形,在其他实施例中还可以为其他形状,本公开实施例对宫压感测组件10的网状形状不做具体限定。

[0059] 相比其他无镂空的全实体结构的压阻器件,本公开实施例的宫压感测组件10构造为网状结构,能够使其更加柔性化,继而容易使其弯成与不同孕妇的腹部相吻合的形状,提高本公开实施例检测设备与孕妇肚皮的贴合度,同时相比全实体结构的压阻器件,更能够准确的反应孕妇的宫缩压力。以及,网状结构的宫压感测组件10会提高孕妇佩戴本公开实施例的设备时的舒适度。

[0060] 将本公开实施例的设备贴合在孕妇的肚皮上,并利用宫压感测组件10的压阻效应来检测孕妇的宫缩压力。具体的,当孕妇出现宫缩时,宫缩压力会作用在宫压感测组件10上,引起宫压感测组件10的阻抗的改变,继而引起宫压感测组件10所在电路的电压或电流等其他电路参数发生改变,选择某一电路参数作为用于分析宫缩压力的电信号,然后进一步分析该电路参数与宫缩压力的大小和频率的关系,形成确定的算法,当检测电路20测得该电路参数时,即可利用该算法计算得出宫缩压力的大小和频率。

[0061] 作为一个示例,检测电路20的结构可以为如下所述,将宫压感测组件10的一端连接外部供电电源的正极,将宫压感测组件10的另一端连接一个固定阻值的电阻,该电阻的另一端连接所述供电电源的负极,此三个元器件形成一个回路,然后将宫压感测组件10的两端电压作为电信号向外输出。同时,由电路原理可知,宫压感测组件10的阻抗可以用下述公式求出:

$$[0062] \quad R_2 = U_2 * R_1 / (U_1 - U_2),$$

[0063] 其中, U_1 为供电电源的电压, U_2 为宫压感测组件10的两端电压, R_1 为固定阻值电阻的阻值, R_2 为宫压感测组件10的阻抗。当把宫压感测组件10的两端电压 U_2 做为电信号传输给外部设备时,外部设备能够测出该电信号的数值,即电压 U_2 的数值,从而通过上述公式能够计算得出宫压感测组件10的阻抗 R_2 ,再根据宫压感测组件10的阻抗与其受到的应力之间的关系,即可得知该应力的数值,即宫缩压力的大小,同理,还可根据外部设备检测到的电信号的频率确定宫缩压力的频率。

[0064] 在其他实施例中,所述检测电路20还可以包括信号放大电路,和/或滤波电路等,以将测得的电信号经过放大和/或滤波后再向外部设备传输,并确立相应的算法以计算宫缩压力的数值和频率,本公开实施例在此不进行赘述。

[0065] 在其他实施例中,所述设备还可以包括多个宫压感测组件10,用以检测孕妇不同部位的宫缩压力以做校准,并配以相应的检测电路20和相应的算法进行测量与计算,本公开实施例在此不进行赘述。

[0066] 另外,上述示例中的检测电路20仅为一种测量方式,在其他实施例中还可采用其他电路结构或添加其他信号处理电路来测得宫缩压力的大小和频率,本公开实施例对检测电路的结构不进行具体限定。

[0067] 本公开实施例的柔性封装材料30,可选用具有良好生物相容性的柔性材料,例如硅胶类的材料,具体的可选用PDMS材料(聚二甲基硅氧烷,一种有机硅类的聚合物)或其他硅胶类的材料,其用于将所述宫压感测组件和所述检测电路封装在其内部,以将各元器件包裹成一个方便用户携带和使用的整体设备,并起到保护各元器件的作用,同时,所述柔性

封装材料30还可将各元器件之间连接所需的导线封装在其内部,以及还可将宫压感测组件和检测电路与外部设备相连接时所需的导线的一部分封装在柔性封装材料30内。

[0068] 在一些可能的实施方式中,柔性封装材料30的厚度可以小于或者等于2mm,并且,所述柔性封装材料的最小弯曲半径可以为2mm,其弯曲刚度与人体组织相近,如此不仅能准确的将宫缩压力传递给宫压感测组件10,以提高检测数据的准确度,还能够提高孕妇佩戴本公开实施例的设备时的舒适度。

[0069] 本公开实施例的宫缩压力柔性检测设备,通过网状结构的宫压感测组件采集宫缩压力数据,能够提高本公开实施例检测设备与孕妇肚皮的贴合度,同时相比全实体结构的压阻器件,能够更加准确的反应孕妇的宫缩压力,并提高孕妇佩戴本公开实施例的设备时的舒适度。以及,本公开实施例采用柔性封装材料将宫压感测组件和检测电路封装在内部,在保护各元器件不受外部损伤的同时,还能够提高本公开实施例的检测设备与孕妇肚皮的贴合度,将宫缩压力准确的传递给宫压感测组件,进而提高检测数据的准确性。

[0070] 为了进一步准确的将柔性封装材料30受到的宫缩压力传递给宫压感测组件10,以及为了防止宫压感测组件10和/或检测电路20在柔性封装材料30内部的移动,本公开实施例的检测设备还可以设置一个或多个固定组件,以将宫压感测组件10和/或检测电路中的元器件稳固在柔性封装材料30内部。

[0071] 具体的,如图2所示,本公开实施例的检测设备可以包括多个第一固定件41,各所述第一固定件41一端与所述网状结构的表面固定连接,另一端嵌入在所述柔性封装材料30内部,所述第一固定件41用于将所述宫压感测组件10稳固地封装在所述柔性封装材料30内部。具体的,可以在一个宫压感测组件10的一侧或多侧表面上的不同位置固定连接多个第一固定件41,其中,所述固定连接方式可以是焊接,也可以是胶合等其他固定连接方式,本公开实施例对固定连接的方式不做具体限定。

[0072] 另外,所述第一固定件41的另一端嵌入在所述柔性封装材料30内部,其具体实施方式可以是多种的,例如,将第一固定件41,除了与网状结构连接的端面外的其他所有表面都与柔性封装材料30紧密贴合,或者也可以是将除了与网状结构连接的端面外的部分表面与柔性封装材料30紧密贴合,即嵌入在柔性封装材料30内部,以尽量保证在使用过程中,不会因宫压感测组件10与柔性封装材料30的形变不同而产生分离,导致宫压感测组件10不能准确感受到宫缩压力,继而影响到检测数据的准确性。

[0073] 在一些可能的实施方式中,本公开实施例的检测设备还可以包括第二固定件,其一端与所述检测电路20固定连接,另一端嵌入在所述柔性封装材料30内部,所述第二固定件用于将所述检测电路20稳固地封装在所述柔性封装材料30内部。具体的,可以类似于图2示出的网状结构的宫压感测组件10、第一固定件41和柔性封装材料30三者之间相互连接的方式,即选择检测电路20中的一个或多个元器件的一个表面或多个表面,与多个第二固定件的一端固定连接,各第二固定件的另一端与所述柔性封装材料30紧密贴合,例如将除了与元器件表面固定连接的端面外的其他所有表面都与柔性封装材料30紧密贴合,或者将除了与元器件表面连接的端面外的部分表面与柔性封装材料30紧密贴合,即嵌入在柔性封装材料30的内部,以防止检测电路20中的元器件随着孕妇的宫缩在柔性封装材料30内部移动。同理,上述的固定连接方式可以是焊接,也可以是用胶粘合等其他方式,本公开实施例对固定连接的方式不做具体限定。

[0074] 本公开实施例的检测设备,通过将一个或多个固定件的一端与宫压感测组件和/或检测电路中的元器件固定连接,另一端嵌入在柔性封装材料内部的方式,防止宫压感测组件和/或检测电路中的元器件随着孕妇的宫缩而在柔性封装材料内部产生位移,以及防止该位移影响到宫压感测组件不能充分采集到孕妇的宫缩压力。

[0075] 图3示出根据本公开一实施例的一种宫缩压力柔性检测设备的结构框图。如图3所示,本公开实施例的检测设备还可以包括电源模块50,其用于通过导线为所述宫压感测组件10和检测电路20供电,其中,所述电源模块50可以设置在外部设备中;或者,所述电源模块50还可以被封装在柔性封装材料30内部,则采用充电电池作为电源模块50,无需因更换电池而将其拆卸;再或者,所述电源模块50还可以固定在柔性封装材料30的表面上,则电源模块50可以为充电电池,也可以为一次性电池;再或者,所述电源模块50还可以被半封装在柔性封装材料30内,将可拆卸部分外露在空气中,以方便更换电池。

[0076] 图4示出根据本公开一实施例的一种宫缩压力柔性检测设备的结构框图。如图4所示,本公开实施例的检测设备还可以包括计算模块60,其用于根据所述检测电路20生成的所述电信号的幅值确定宫缩压力,以及根据所述电信号的频率确定宫缩压力的频率。例如,如上示例中的检测电路20,其测量的电路参数为宫压感测组件10两端的电压,并将该电压作为电信号输出,因此电信号的幅值即为该电压的大小,然后根据上述公式以及采用的宫压感测组件10材料特性(如应力与阻抗的关系)确立相应的算法,并将该算法存储在计算模块中,继而在检测电路20测得电信号的幅值后确定宫缩压力的大小,以及根据电信号的频率与宫缩压力的频率之间的函数关系,确立相应的算法,并将该算法存储在计算模块中,继而在检测电路20测得电信号的频率后确定宫缩压力的频率。其中,所述计算模块60可以配置在外部设备中,也可以被柔性封装材料30封装在其内部,并与电源模块50相连以得到供电。

[0077] 同时,本公开实施例的检测设备还可以包括具有相应计算能力的处理器,以实现上述计算模块60的相应功能,以及本公开实施例的检测设备还可以包括一种非易失性可读存储介质,其上存储有计算模块所需的程序指令和算法,所述的存储介质可以是U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM, Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM, Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质,本公开实施对此不进行具体限制。

[0078] 图5示出根据本公开一实施例的一种宫缩压力柔性检测设备的结构框图。如图5所示,为了将本公开实施例的检测设备无线化,使本公开实施例的检测设备不再受导线长度的制约而限制孕妇的活动范围,以及不再受繁杂的导线的困扰。本公开实施例的检测设备还可以包括通信模块70,其通过导线与所述检测电路20连接,并将所述检测电路20生成的所述电信号向外部传输;

[0079] 图6示出根据本公开一实施例的一种宫缩压力柔性检测设备的结构示意图。

[0080] 或者,如图7所示,图7示出根据本公开一实施例的一种宫缩压力柔性检测设备的结构框图,通信模块70还可以通过导线与封装在柔性封装材料30内的计算模块60相连,将计算出的宫缩压力大小和/或频率向外部传输。其中,所述通信模块70可以包括蓝牙单元、wifi单元,或者也可以采用其他无线传输手段,本公开实施例对此不作限定。

[0081] 以及,本公开实施例的检测设备还可以包括电源模块50,其用于通过导线为所述

宫压感测组件10、所述检测电路20和所述通信模块70供电,其中,上述的通信模块70和电源模块50,可以选择封装在柔性封装材料30内部,或镶嵌在柔性封装材料30的表面,或半封装在柔性封装材料30的内部(将其部分结构或表面暴露在空气中),本公开实施例对此不作限定。

[0082] 本公开实施例的检测设备,通过配置通信模块和电源模块,并将其封装在柔性封装材料内部,以实现检测设备的无线化,减少对孕妇活动范围的限制,提高用户的使用体验。

[0083] 另外,本公开实施例所用到的导线,例如各模块之间的连接,模块内部的电路连接,都可以采用具有可延展性的导线80,例如采用具有可延展性的铜、铁等金属或者金属合金作为制作材料。进一步的,所述导线80的形状不仅可以是直线型,还可以制作成更具有可延展能力的形状,例如导线80的形状构造为蜿蜒蛇形和/或网状,以使导线更具有可延展性,防止导线随着孕妇的宫缩或受到外部力量而被拉扯甚至断裂。图8示出根据本公开一实施例的导线的结构图,如图8所示,导线80可以包括一根或多根导线材料81,并被封装在柔性封装材料30内部,这多根导线材料81都为蜿蜒蛇形,图8中的82代表导线80的边界,即其他导线80不能进入该边界内,以防止不同的导线80搭接在一起而改变原本的电路结构。

[0084] 图9a示出根据本公开一实施例的导线的结构图,如图9a所示,导线80可以为网状结构,所述网状结构由各导线材料81相互搭接成的网状结构,其中各导线材料81可以构造为蜿蜒蛇形,图9a中的82为导线80的边界,其他导线80不能进入该边界内。

[0085] 图9b示出根据本公开一实施例的导线的结构图,如图9b所示,将导线材料81制成由多个内凹六边形拼接而成的网状结构,最终形成导线80,图9b中的82为导线80的边界,其他导线80不能进入该边界内。

[0086] 上述列举了导线80的三种实施方式,即为了进一步实现导线的可延展性,防止导线随着孕妇的宫缩或受到外部力量而被拉扯甚至断裂,所以将导线80的形状构造为蜿蜒蛇形和网状,在其他实施例中,所述网状还可以是由其他一种或多种形状拼接而成的网状,所述导线材料81具体采用的材料可以是任意一种导电材料,本公开实施例对此不作具体限定。

[0087] 进一步的,为了使柔性封装材料30紧密贴合在孕妇肚皮上,以及为了使孕妇佩戴着本公开实施例的检测设备时可以正常行动,还能够不影响检测数据的准确性,本公开实施例的检测设备还可以进一步包括:粘贴材料91,其设置在所述柔性封装材料30的一面上,并且所述粘贴材料91的粘贴面朝向外侧。

[0088] 其中,所述粘贴材料91的形状构造由多组多边形拼接而成的网状,所述多边形的边不仅可以是直线形,还可以是曲线形,在一些可能的实施方式中,所述多边形的边可以为S形。同时,由于直线形的边在沿着所在直线方向被拉伸时,会使孕妇肚皮有束缚感,而构造造成S形的边在沿任意方向被拉伸时,都不会使孕妇肚皮有束缚感,因此将所述多边形的边设置成S形会使孕妇更具有舒适感。

[0089] 图10a示出根据本公开一实施例的粘贴材料的结构图。如图10a所示,所述粘贴材料91的整体形状可以是网状,该网状由多个柔性三角形拼接而成,并覆盖在柔性封装材料30的一侧之上,所述柔性三角形指的是将三角形的边制成S形后所形成的形状,所述粘贴材料91可以涂覆在柔性三角形的边上,其余部分不需要涂覆粘贴材料,或者反之亦可。使用本

公开实施例的检测设备时,将柔性封装材料30涂有粘贴材料91的一侧粘贴在孕妇的肚皮上即可。

[0090] 其中,图10a中的92为一组粘贴材料91的边界,在一些可能的实施方式中,可以在柔性封装材料30的一侧上的不同位置处,涂覆多组粘贴材料91,所述粘贴材料91可采用具有良好生物相容性的胶膜作为具体材料,或者也可采用其他具有良好生物相容性的材料,本公开实施例对此不作具体限定。

[0091] 图10b示出根据本公开一实施例的粘贴材料的结构图,如图10b所示,所述粘贴材料91的整体形状可以是网状,该网状由多个柔性六边形拼接而成,并覆盖在柔性封装材料30的一侧之上,所述柔性六边形指的是将六边形的边制成S形后所形成的形状,所述粘贴材料91可以涂覆在柔性六边形的边上,其余部分不需要涂覆粘贴材料,或者反之亦可。使用本公开实施例的检测设备时,将柔性封装材料30涂有粘贴材料91的一侧粘贴在孕妇的肚皮上即可。

[0092] 本公开实施例的宫缩压力柔性检测设备,通过在柔性封装材料的一侧上涂覆粘贴材料,能够使柔性封装材料稳固的贴合在孕妇的肚皮上,防止检测设备从孕妇的肚皮上滑动或滑落,当孕妇翻身或行走时,甚至分娩时,都不会影响检测数据的准确性,也不会限制孕妇的正常活动。同时,本公开实施例的粘贴材料构造为网状,相比全面涂覆粘贴材料的结构形式,该网状结构不会令孕妇的肚皮有束缚感,从而提高用户的使用体验。

[0093] 本公开实施例还提出一种宫缩压力检测方法,所述方法应用在如上所述的任意一种宫缩压力柔性检测设备中,并包括步骤S1和S2:

[0094] 步骤S1:通过检测电路20检测宫压感测组件10的阻抗变化;

[0095] 步骤S2:根据所述阻抗变化生成用于分析所述宫缩压力的电信号。

[0096] 在一些实施例中,本公开实施例提供的方法可以应用在上文的装置实施例中,其具体实现可以参照上文实施例的描述,为了简洁,这里不再赘述。

[0097] 以上已经描述了本公开的各实施例,上述说明是示例性的,并非穷尽性的,并且也不限于所披露的各实施例。在不偏离所说明的各实施例的范围和精神的情况下,对于本技术领域的普通技术人员来说许多修改和变更都是显而易见的。本文中所用术语的选择,旨在最好地解释各实施例的原理、实际应用或对市场中的技术的技术改进,或者使本技术领域的其它普通技术人员能理解本文披露的各实施例。

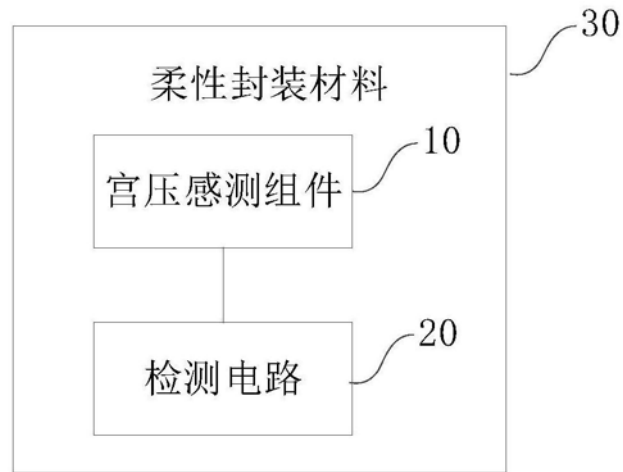


图1

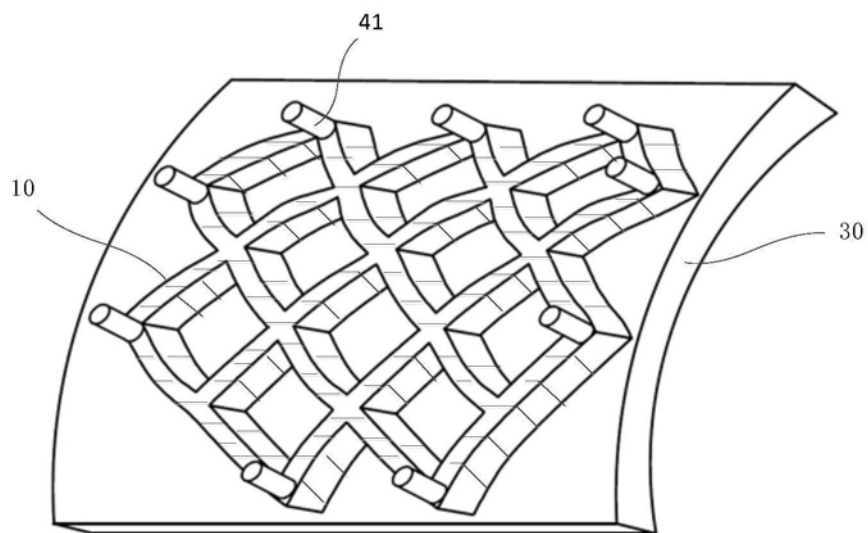


图2

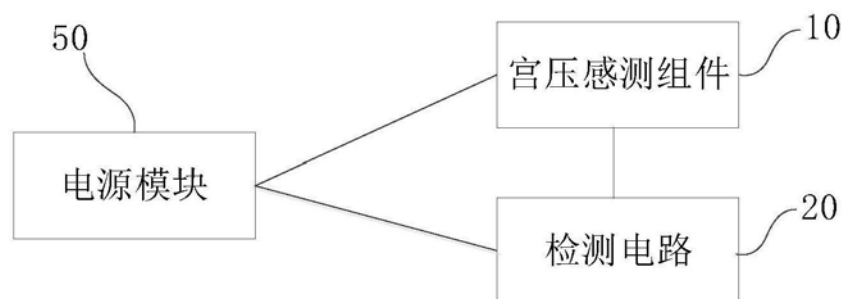


图3

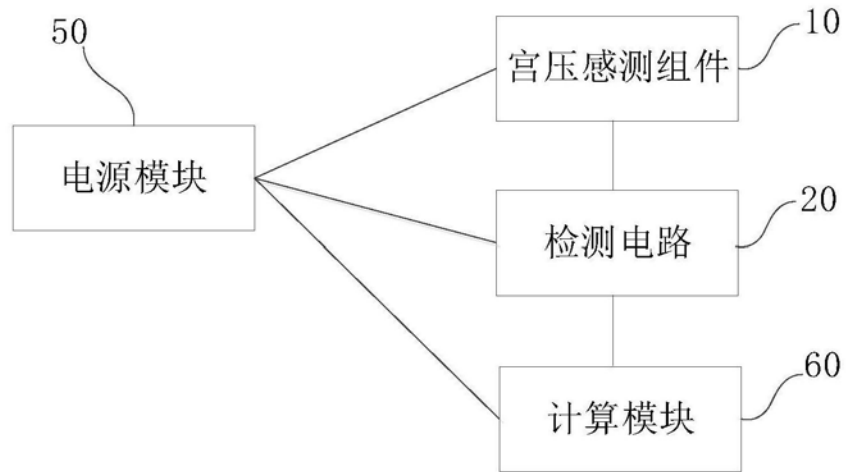


图4

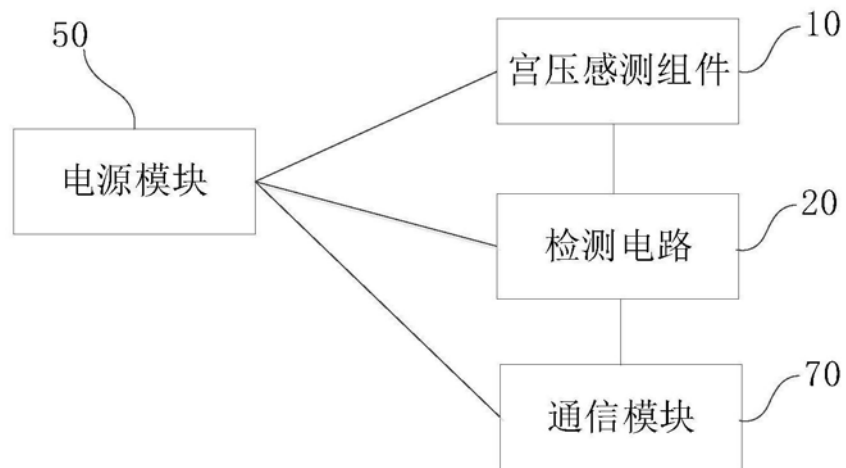


图5

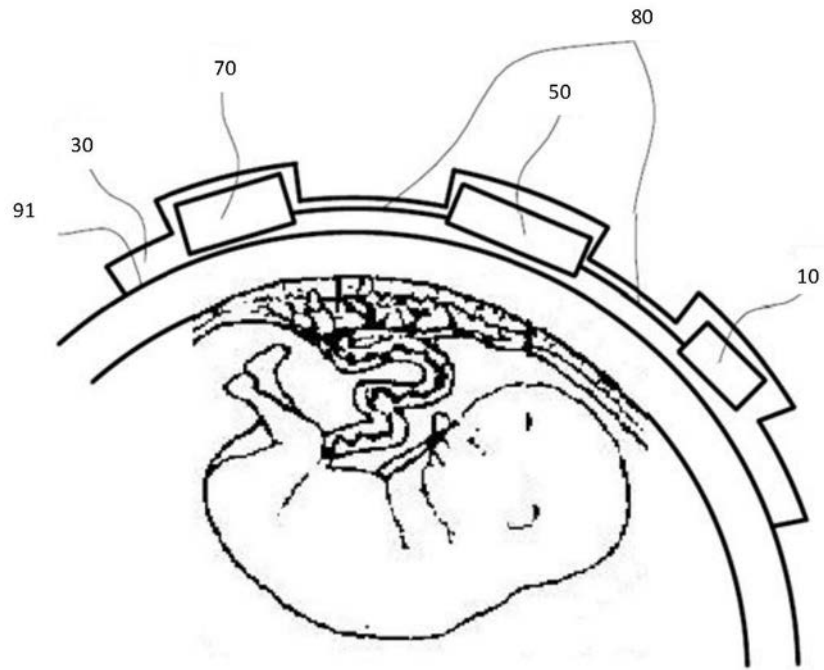


图6

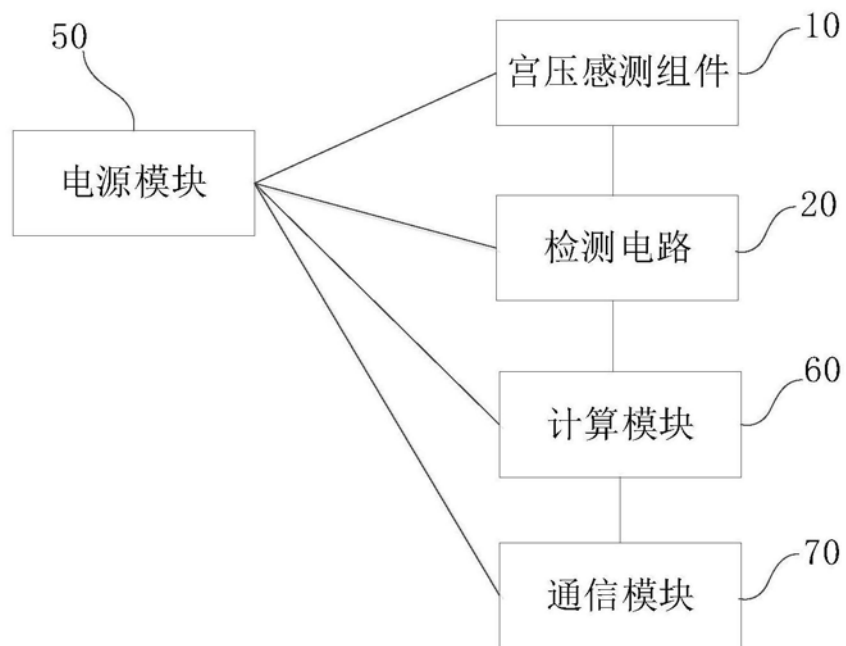


图7

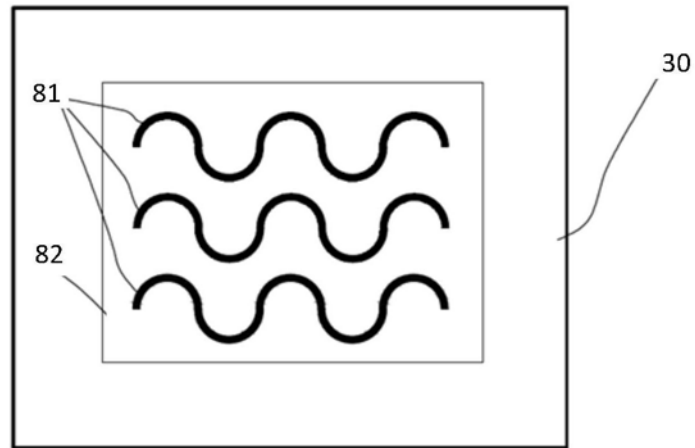


图8

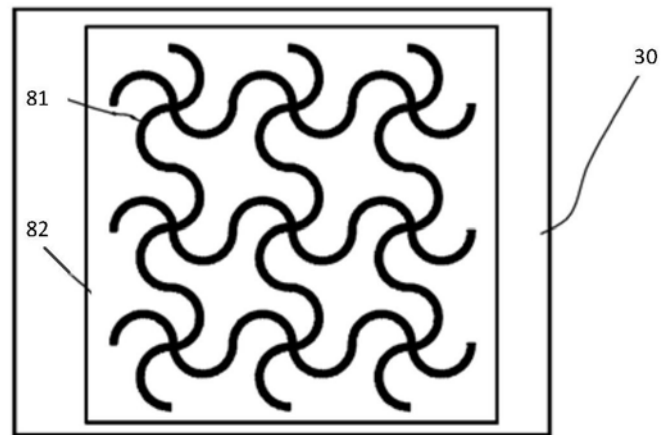


图9a

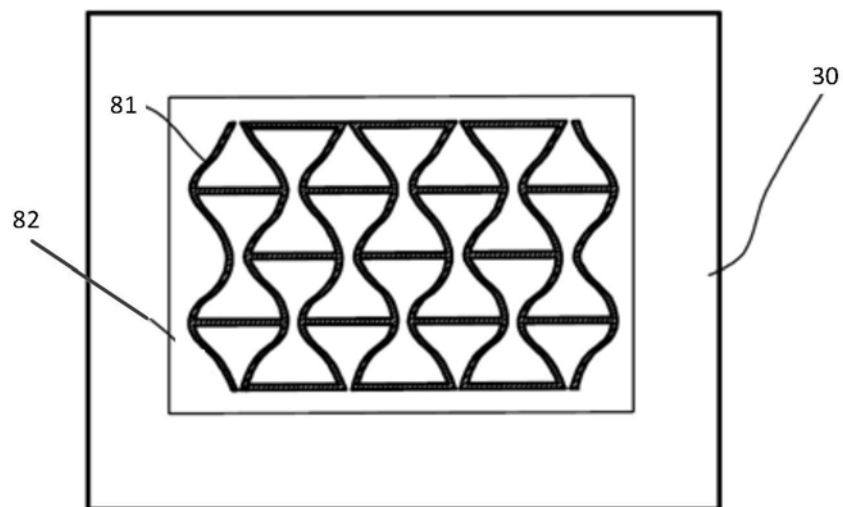


图9b

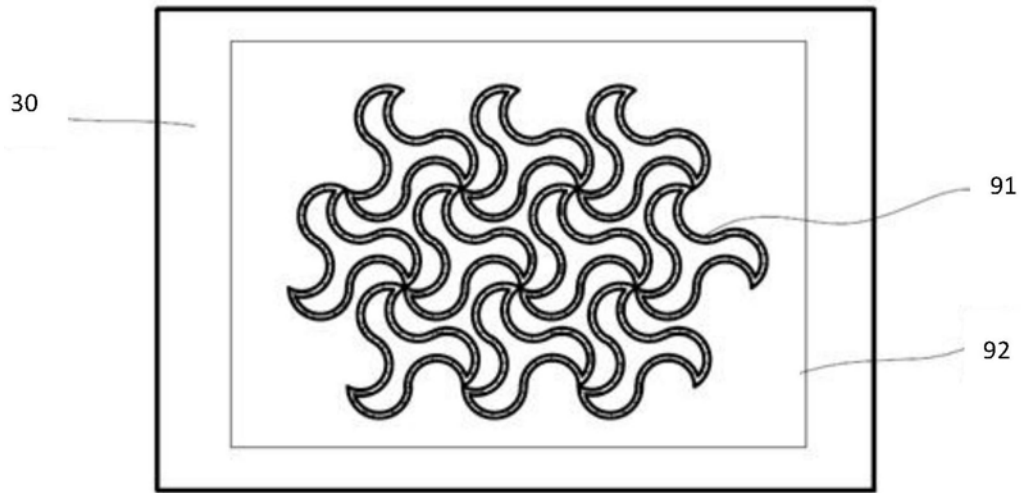


图10a

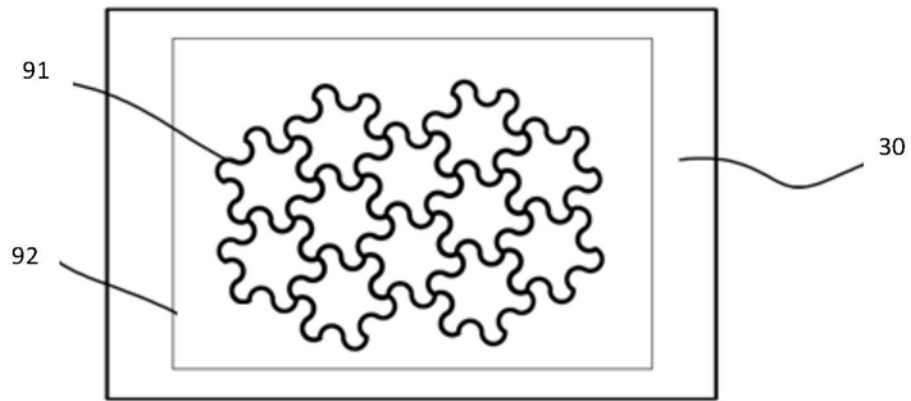


图10b

专利名称(译)	宫缩压力柔性检测设备		
公开(公告)号	CN109805900A	公开(公告)日	2019-05-28
申请号	CN201910256945.2	申请日	2019-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	冯雪 王鹏 付际		
发明人	冯雪 王鹏 付际		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/22		
代理人(译)	刘新宇		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及一种宫缩压力柔性检测设备，所述设备包括：宫压感测组件，所述宫压感测组件根据感测到的宫缩压力改变阻抗；检测电路，其与所述宫压感测组件连接，并根据所述宫压感测组件的阻抗变化生成用于分析所述宫缩压力的电信号；柔性封装材料，其用于封装所述宫压感测组件和所述检测电路。本公开实施例的宫缩压力柔性检测设备，具有检测方便且能够提高检测精度的特点。

