



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1846233 B

(45) 授权公告日 2012.01.04

(21) 申请号 200480025456.8

(22) 申请日 2004.08.06

(30) 优先权数据

60/492,752 2003.08.06 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2006.03.06

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IL2004/000733 2004.08.06

(87) PCT申请的公布数据

W02005/015499 EN 2005.02.17

(73) 专利权人 特里格医疗有限公司

地址 以色列内舍

(72) 发明人 约阿夫·帕尔蒂利

奥克塔维安·索尔代亚

兰·巴-塞拉 盖尔·本-戴维

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 刘建功 车文

(51) Int. Cl.

G06T 7/60(2006.01)

A61B 5/107(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

(56) 对比文件

US 6375616 B1, 2002.04.23, 第 11 列 30 行-50 行.

审查员 于行洲

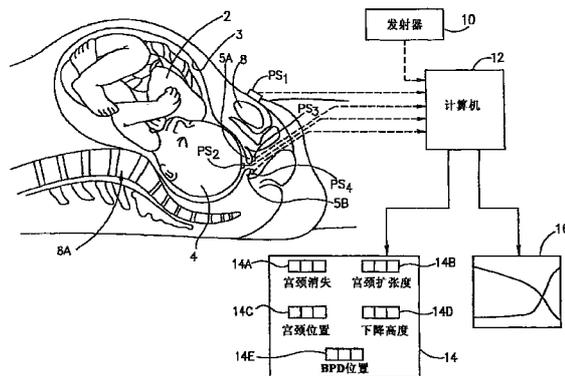
权利要求书 1 页 说明书 16 页 附图 20 页

(54) 发明名称

监测分娩参数的方法和装置

(57) 摘要

一种妊娠并发症早期检测方法,包括将位置传感器接触到母体中胎儿的胎儿先露部分上的点,并捕获位置传感器的位置,将位置传感器接触到母体上的一组点并捕获每一点上位置传感器的位置;以及基于用于所述妊娠并发症的预定判据检测妊娠并发症的指征。还在其它实施例中描述了用于在超声图像中识别 BPD 图形,用于检测骨盆区域外身体部分的特征,用于 BPD 重建和用于位置传感器的适配器的方法和装置。



1. 一种用三维椭圆体逼近胎儿头的方法,该方法包括:
识别在胎儿头横截面的二维超声图像中的胎儿头体素;
利用识别到的胎儿头体素限定稳定的胎儿头椭圆体;以及
利用识别到的胎儿头体素的不对称性确定面部朝向和 BPD 朝向,
其中,限定稳定的胎儿头椭圆体的步骤包括:
 - a) 由 3D 二次型二阶系数限定预期表面;
 - b) 设置该系数中的至少一个系数为非 0 值,并使用标准差方法计算其余系数;
 - c) 从限定预期表面的系数组中选出最严格地限定椭圆体的组;以及
 - d) 通过重复步骤 a) 到步骤 c) 处理椭圆体限定,直到椭圆体的系数稳定并且不依靠从附加超声图像提取的新的胎儿头像素。
2. 如权利要求 1 所述的方法,还包括用由椭圆体横截面限定的椭圆将胎儿头可视化。
3. 如权利要求 1 所述的方法,还包括利用与 BPD 平面相重合的超声探头将胎儿头可视化。

监测分娩参数的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种在分娩期间监测分娩过程和分娩参数的方法和装置。

背景技术

[0002] 正常的分娩一般分成三个阶段：第一阶段以分娩的发作开始，宫颈扩张度完全时结束；第二阶段在第一阶段结束的点开始，以婴儿完全生出结束；紧接着是第三阶段，该阶段以胎盘分娩出结束。在分娩过程中，通常使用用于记录婴儿心率的外超声波系统，和用于检测母亲子宫收缩的外部系统，或使用电子系统通过附着在婴儿头上的电极来检测婴儿的心脏脉搏，和通过作用到母亲子宫内部的压力导管检测母亲的宫缩。

[0003] 然而，在分娩期间，母亲和婴儿的许多其它生理状况也要监测，以确定分娩过程。这些额外的状况包括：(1) 宫颈消失（在分娩的第一阶段之前和期间出现的子宫颈变薄）；(2) 宫颈扩张度（子宫颈口的尺寸增加）；(3) 子宫颈的位置（子宫颈与阴道轴，通常胎儿头的关系）；(4) 下降高度 (Station)（相对于母亲的骨盆来说胎儿露出部分预定点的水平位置）。(5) 头的位置，以描述头与骨盆的位置关系；以及 (6) 产位，以描述胎儿在子宫口的部分（如额，面或臀部）。

[0004] 下降高度更通常的确定是胎儿头顶点和大夫能够触摸到的坐骨脊柱之间的距离；但是下降高度更准确的确定是胎儿头双顶径 (BPD) 和母亲骨盆入口之间的距离。

[0005] 上述状况通常由身体检查，例如将手指插入母亲的阴道来确定。然而，这样“手指”检查的准确性是非常主观的，在很大程度上依靠大夫的经验、判断、甚至是手指的大小。这样身体检查中的其他缺点是仅能够在隔开的间隔进行，通常使母亲产生不舒服，并伴随有许多危险，这些危险包括玷污、感染、胎儿监视器的移动、对婴儿的伤害等。根据身体检查不能解释分娩过程准确阶段，从而能够导致婴儿或母亲的受伤，甚至死亡。

[0006] 以前已经提出了许多装置，用于自动监测这些状况。例如，美国专利 4,476,871 提出了一种延长管道，该管道具有沿其长度间隔设置的电极，以监测在分娩期间子宫颈的扩张；美国专利 4,942,88 和 5,135,006 提出了一种附着在胎儿头上监测心脏跳动的胎儿监测探测器，校准该探测器以监测儿头下降的过程；美国专利号 5,222,485 提出了一种监测胎儿位置和子宫颈构成的延长可充气袋子；美国专利 5,406,961 提出了一种监测子宫颈构成的子宫托。然而，由于一种原因或另外的原因，以前提出的装置没有一种得到广泛的应用，历史的“手指”检查作为一种常用方法使用至今。

[0007] 最近的研究 (Sherer et al. Ultrasound Obstet Gynecol 2002 Mar;19(3):258-68) 已经证明（分别）在活跃分娩和分娩的第二阶段期间，通过阴道手指确定下降高度或胎儿头位置的高错误率 (75% 和 65%)。状态或胎儿头位置不准确估计还导致当胎儿头在产道中过高时决定使用产钳或真空吸器，同样当需要时延迟实施 C 阶段。两种情况的最终结果对胎儿是致命性的并对母亲有严重伤害。

[0008] 另外，“指（手指）检”可造成感染，并在羊膜破裂早期情况下是禁止的。它还给产房工作人员造成很繁重的工作量，特别是在高峰时段。另外，由于指检是断续的，在分娩过

程中的趋势和快速变化有时会错过,又导致潜在的错误决定。另外,多次指检增加了发炎的危险。

[0009] Paltieli 的美国专利 6, 200, 279 在此全文引入作为参考,其描述了监测分娩过程改进的方法和装置。在一个实施例中,监测分娩过程是将位置传感器附着到母亲骨盆骨骼的预定点;监测位置传感器在三维空间相对于参考的位置;监测胎儿先露部分相对于母亲骨盆骨骼预定点的位置,通过类似的位置传感器或通过成像指示胎儿先露部分的位置,而子宫颈的位置也可用类似的方式监测。

[0010] 在美国专利 6, 200, 279 的部分继续申请美国专利 6, 669, 653 中,描述了进一步的实施例。根据美国专利 6, 669, 653 的一方面,提供在生产期间在母体中监测分娩过程的方法,包括:将位置传感器附着到母亲骨盆骨骼的预定点;监测位置传感器在三维空间内相对于参考的位置;监测胎儿先露部分相对于母亲骨盆骨骼预定点的位置,以提供分娩过程的指示;以及通过将传感器附着在子宫颈来测量子宫颈的扩张。

[0011] 在美国专利 6, 669, 653 另一个实施例中,提供一种在生产期间在母体中不连续监测分娩过程的方法,包括:使用探测器或安装在手指上的传感器测量胎儿先露部分相对于母亲骨盆骨骼预定点的位置,并通过接触子宫颈,例如两点,测量子宫颈的扩张。

[0012] 另一个实施例中,可通过附着这些相应元件的位置传感器监测胎儿先露部分和母亲子宫颈端部相对侧的位置。在第二个所描述的实施例中,可使用手持探测器或安装在手指上的传感器不连续地监测后者。在第三个所描述的实施例中,监测后者可通过操作超声传感器以在屏幕上对母亲的子宫颈和骨盆骨骼及胎儿头进行成像,并通过使用超声传感器的位置传感器和一个标示屏幕的标示物来定位这些元件的位置。第四个所描述的实施例利用至少两个传感器,一个附着在骨盆的骨位置作为参考点,而另一个可首先通过将其附着在超声探测器上来用于从体外绘制骨盆和 BPD 平面,从体内绘制坐骨脊骨和坐骨结节,然后再附着在子宫颈和胎儿先露部分。

[0013] 在根据美国专利 6, 669, 653 进一步实施例中,位置传感器还可附着在,或获得位置坐标于,前上部的髂骨脊骨,耻骨联合,scrum 第 1-3 水平,坐骨脊骨和坐骨结节,并且可使用这些位置来描绘骨盆入口出口和盆腔。这种描绘或骨盆测量可在检测胎儿头是否是通过产道的合适尺寸方面有帮助。

[0014] 根据美国专利 6, 669, 653 中的进一步特征,通过监测作用到子宫颈端部相对侧的位置传感器的位置并连续显示它们之间的空间距离,来连续指示母亲子宫颈的宫颈扩张度。胎儿先露部分(例如,胎儿头)的位置也可通过监测和显示它们的各自位置连续指示。

[0015] 在另一个实施例中,母亲子宫颈的宫颈扩张度以及胎儿先露部分的位置,或称 BPD,是通过将探头或手指上的传感器接触到子宫颈的每一侧以及胎儿头上或与胎儿头相连的预定点上,从而进行非连续监测的。

[0016] 根据美国专利 6, 669, 653 中的进一步特征,计算和显示上述的状况可以单位距离(例如,cm)的形式,和/或以被称为波特图(Partogram)曲线的形式,表示宫颈扩张度相互关系和胎儿先露部分下降。此外,这种显示可包括在产道内胎儿图像和胎儿头到骨盆入口,出口和骨盆中间的时间关系和定位。图 4A 表示根据美国专利 6, 669, 653 实施例在分娩的不同阶段先露部分位置的显示。可用其它方法显示这种信息。

[0017] 在美国专利 6, 669, 653 进一步实施例中,提供一种在生产期间在母体中监测分娩

过程的装置,包括:至少两个传感器,一个附着在骨盆 8 的骨位置作为参考点,而另一个可首先通过将其附着在超声探测器上来用于从体外绘制骨盆和 BPD 平面,从体内绘制坐骨脊骨和坐骨结节,然后再附着在胎儿先露部分,并可附着在子宫颈侧面。

[0018] 输出装置优选是显示器,但也可以是绘图机,记录器,或用于显示、记录和 / 或处理由计算机输出数据的其它装置。

[0019] 这样的方法和装置允许分娩过程以一种方式受到监测,该方式是连续的,或间断的,该方式较少依靠传统“手指检查”中助理护士的经验、判断或手指大小的准确性,该方式较少使母亲感到不舒服,并且该方式较少有玷污、感染或胎儿监视器移动的危险,或由于胎儿位置或分娩过程的错误估计伤害婴儿或母亲、或致使婴儿或母亲死亡。另外,该技术能够更准确监测重要的状况,即婴儿头的 BPD 相对骨盆入口的空间距离的变化。

发明内容

[0020] 本发明力求提供与前述美国专利 6, 200, 279 或 6, 669, 653 不同的改进和特征。

[0021] 在本发明的一个实施例中,用于妊娠并发症如但非限制性例子,早产或先兆流产的早期检测提供方法和装置,如在下面详细描述。

[0022] 在另一个本发明实施例中,提供在超声图像中识别 BPD 图形的方法,如在下面详细描述。

[0023] 下面的描述将使本发明的进一步特征和优点更加清楚了。

附图说明

[0024] 通过举例的方式参考附图描述本发明,附图中:

[0025] 图 1 表示根据本发明构成的一种系统的实施例的方框图;

[0026] 图 2 表示根据本发明实施例的图 1 系统中的一个位置传感器;

[0027] 图 3 是根据本发明实施例的可以使用的一种类型的位置传感系统的方框图;

[0028] 图 4 表示根据本发明实施例的更详细地表示图 1 系统中的波特图 (Partogram) 显示;

[0029] 图 4A 表示根据本发明实施例在分娩的不同阶段先露部分位置的显示;

[0030] 图 5 表示根据本发明实施例用于显示母亲子宫,特别是子宫颈、骨盆骨骼和胎儿头图像以更好地表示分娩过程的成像系统的方框图;

[0031] 图 6A-6D 表示根据本发明实施例在分娩的不同阶段由图 5 系统产生的显示;

[0032] 图 7 表示根据本发明实施例在胎儿头下降期间由图 5 系统产生的显示;

[0033] 图 8 表示根据本发明实施例所监测的数据如何处理、以显示婴儿头 BPD 相对于母亲骨盆入口的空间距离中的变化;

[0034] 图 9 表示可以包括在本发明实施例中的胎儿心脏监测显示和子宫收缩;

[0035] 图 10A 表示根据本发明实施例的手指上安装的传感器;

[0036] 图 10B 表示根据本发明实施例的手指上安装的传感器的不对称凹槽和附着在胎儿头上的传感器的相应突起的近视图;

[0037] 图 10C 表示根据本发明实施例的可附着在胎儿传感器的不对称形状盖体;

[0038] 图 11 表示根据本发明实施例的可附着在子宫颈和胎儿先露部分的刚性部件;

[0039] 图 11A 表示根据本发明实施例的用于附着位置传感器到电极或构成和操作的传感器的适配器；

[0040] 图 11B 表示根据本发明另一个实施例的用于附着位置传感器到电极的另一个适配器；

[0041] 图 11C 仍然表示根据本发明另一个实施例的用于附着位置传感器到电极的另一个适配器；

[0042] 图 11D 到 11E 依然表示根据本发明另一个实施例的用于附着位置传感器到电极的另一个适配器；

[0043] 图 12 表示根据本发明实施例使用图 1 系统用于妊娠并发症的早期检测的简单流程图；

[0044] 图 13 表示根据本发明实施例用于在超声图像中识别 BPD 图形的方法的简单流程图。

[0045] 图 14 表示根据本发明实施例利用不同胎儿头横截面的二维超声图像由三维椭圆柱体逼近胎儿头方法的简单流程图；

[0046] 图 14A 表示根据本发明实施例 BPD 重建的方法；

[0047] 图 15 表示根据本发明实施例用于 BPD 平面逼近方法的简单流程图；

[0048] 图 16 表示根据本发明实施例用于特殊分娩中通过骨盆入口的相应胎儿头平面的识别方法的简单流程图；

[0049] 图 17 表示根据本发明实施例用于检测骨盆区域以外的身体部分的内部或球面特性方法的简单流程图,该骨盆区域是使用外部位置传感器和外推法,模型拉伸或其它算法描绘的;以及

[0050] 图 18 表示根据本发明实施例用于检测骨盆区域以外的身体部分或胎儿头的内部或球面特性方法的简单流程图,该骨盆区域或胎儿头是使用外部超声传感器和外推法,模型拉伸或其它算法描绘的。

具体实施方式

[0051] 在下面的描述中,将描述本发明的各个方面。为解释的目的,提出了具体结构和细节以此提供对本发明全面理解。然而,本领域熟练技术人员还应该理解本发明可无需此处出现的具体细节而实施。另外,为了使本发明简明,省略或简化了公知的特征。

[0052] 参照图 1,图 1 图示母亲子宫和在分娩期间用于监护该过程的系统的例子。计算机 12(可以是,例如个人计算机,工作站,包括“芯片上计算机”的专用装置等),还有输出显示器,如显示器 14 或 16,例如监视器。除了所示这些也可使用其它显示器。计算机 12 可操作地连接到例如发射器 10 和传感器 PS。发射器 10 无需使用。计算机 12 典型地包括合适的软件和用于处理从此处描述传感器发出数据的一个或多个合适的处理器,这种处理器为本领域熟练技术人员所熟知的。图 1 图示胎儿 2 在子宫 3 的正常位置,其中胎儿头 2 朝向下方,为通过子宫的子宫颈 5 娩出做准备。扩大和消除子宫颈 5 为胎儿通过的宫颈管和阴道腔通道做准备。可测量在分娩期间胎儿头下降的不同阶段,例如,涉及坐骨脊骨或骨盆骨 8 的骨盆入口 8a。

[0053] 分娩过程的监测,例如通过一组附着在胎儿头和母亲子宫和子宫颈不同部分的位

置传感器实现,如下述:第一位置传感器 PS1 可附着在,例如骨盆骨 8 之一作为坐骨脊骨和骨盆入口 8a 参考点;第二位置传感器 PS2 可附着在胎儿头 4(或如果不是胎儿头,其它未出生婴儿典型先露部分);而第三和第四位置传感器 PS3 和 PS4 可附着在,例如子宫颈 5A 和 5B 的外部开口两端的对边。可使用不同于所示那些的附着位置。

[0054] 适合的位置传感器包括但不限于,位置跟踪传感器,例如由 Ascension Technology Corporation, Burlington, Vermont, US 生产的 3D 跟踪器,在 MicroBIRD 和 PcBIRD 或 PciBIRD 型号下。MicroBIRD 传感器很小(1.8mm 直径×8.5mm 长度)而 PcBIRD 或 PciBIRD 较大(18mm×8mm×8mm)。

[0055] 在替代实施例中,位置传感器 PS2 可附着或作为其部分(例如用下述合适的适配器)的,例如本领域公知的胎儿头皮电极,其常用于胎儿生命指征的监护。例如,位置检测传感器 PS2 可附着或作为 Copeland 胎儿头皮电极(Surgicraft:, England)部分,其用钩子附着在胎儿上,其用例如螺钉,弹簧或螺线等附着在胎儿先露部分的胎儿头皮电极上。也可使用其它胎儿电极或传感器,例如胎儿螺旋形电极。合适的胎儿螺旋形电极包括但不限于 Corometrics E9007JC Qwik ConnectPlus 胎儿螺旋形电极(K792669)或 Hewlett Packard/Philips 15133E 螺旋形胎儿头皮电极。这些都是安全易于使用的头皮电极用于到胎儿头顶的传感器附着。

[0056] 在另一个传感器中,位置传感器 PS2 可通过其它方法附着在胎儿先露部分,如用吸盘,绝缘胶布或其它粘合剂等。

[0057] 计算机或监视器 12 可跟踪骨盆的移动,而这样可监视整个骨盆的空间位置,特别是骨盆入口,出口和盆腔。

[0058] 在某实施例中,位置传感器 PS1-PS4 可以任何合适的方式(例如,利用夹具,吸盘,或其它粘合剂等)固定到其各自表面。每个典型地能感受其相对于参考点在三维空间的精确位置和朝向,下面将更详细描述。位置传感器也可在刚性杆或物体或其它支撑物的一端支撑住,而其另一端夹紧到各自表面。

[0059] 在本发明替代性实施例中,监测分娩过程可在不连续的基础上,由安装在手持探测器或套环或其它手指固定件上的位置传感器实现。在一个实施例中,使用用户手指来操作探测器,并且其上手已经安装了位置传感器。探测器接触到胎儿和母亲上的不同点。探测器也可例如安装在杆或其它刚性物质上。

[0060] 现参照图 11A,根据本发明实施例构造和实施的,所示适配器 40 用于附着位置传感器 41 到附着点,表面或装置,例如非限定地为解剖标志。

[0061] 适配器 40 包括套管 43,位置传感器 41 插入其中。套管 43 可非限制性地由医用生物相容的聚乙烯材料构成。套管 43 可是消过毒的且其远端部分 44 可附着到附着装置 42 上,非限制性手段如医用粘合剂,声波接合,机械固定装置(例如螺钉)等。附着装置 42 非限制性地包括刚性或柔性主体(例如由医用安全塑胶制成),其附着到组织或身体其它部分,或包括电极或传感器(在整个说明书和权利要求书中可交换地使用的术语),例如头部电极可附着到胎儿头部或子宫颈的部分。位置传感器 41 可插入套管 43 中,并由摩擦力或任选自粘合剂或其它接合或附着装置简单固定在那里。

[0062] 或者,位置传感器 41 可附着到套管 43 或直接附着到附着点或装置。作为另一个可选择性,位置传感器 41 可附着到刚性机械连接 45,用(例如插入)套管 43 装配或直接附

着到胎儿头部和 / 或子宫颈的部分。在这种选择中,位置传感器 41 远离附着点。

[0063] 现参照图 11B,根据本发明另一个实施例,所示另一个适配器 50 用于附着位置传感器 41 到附着点。在该实施例中,适配器 50 包括弹性可拉伸的套管 51,例如避孕套,并将位置传感器 41 插入其中。该实施例对手工操作特别有用,通过将用户的手指和传感器 41 一起插入套管 51 中实现。用户可很敏锐地触及解剖标志。作为一种选择,附着装置(例如电极 42)可插入套管 51。

[0064] 建立位置传感器相对于套管和 / 或附着装置 / 点(在 3D 空间涉及 6 个自由度)的正确定位可通过几何键控(geometric keying)手段实现。“几何键控”可包括用具体几何形状(例如三角形,梯形等)加工成形位置传感器和在带有互补(complimentary)几何形状的套管和 / 或附着装置 / 点中加工成形附着位置,以使其两部分象七巧板样固定在一起并且明确而清楚地建立传感器正确的空间和旋转定位。

[0065] 现参照图 11C,根据本发明另一个实施例,所示另一个适配器 60 用于附着位置传感器 41。在该实施例中,适配器 60 包括带有凹槽 62 的插座 61,该凹槽 62 有套管 43(带位置传感器 41 的)插入其中的。可认为插座 61 是刚性套管并可由例如模压塑胶构成。提供释放杆 63 当插入凹槽 62 时位置传感器 41 接合。可提升或者移动释放杆 63 来释放位置传感器 41,允许其从插座 61 中移出。适配器 60 可还包括附着电极(传感器)42 的附加部件 64。例如,附加部件 64 可包括电极(传感器)42 隐藏地压入其中的弹性臂(例如带有纵向狭长切口的弹性圆柱体)。

[0066] 现参照图 11D 和 11E,根据本发明另一个实施例,所示另一个适配器 70 用于附着位置传感器 41。在该实施例中,适配器 70 包括带有钳口 72 的夹钳 71。可由附着其上的拉绳 73 致动(即开和关)钳口 72。套管或管子 74 附着在位置传感器 41 插入其中的适配器 70 上。在适配器主体上提供手指插座 75 用于放入用户手指(未示出)。适配器 70 对夹住子宫颈特别有用,虽然非限制性实施例是这种用途但也可用在其它用途中。

[0067] 注意上述适配器和特征都可以任何结合方式彼此结合。

[0068] 现参照图 10A,根据本发明一个实施例,所示表示位置探测器或手指上安装的传感器 1000 的示意图。位置探测器或手指上安装的传感器 1000 形状如套环,在进行检查时固定在医生或医师手指 1002 的远端。其它形状和固定如环或手套也可用于固定这样的传感器。导线或金属丝 1001 可操作地将手指上安装的传感器连接到计算机,处理器或胎儿监护工作站。或者,这种可操作的连接可通过无线电子数据链路。传感器 1000 可类似对应于系统的用此处讨论的类似探测器 PS 的方式操作,并可用于此。

[0069] 图 10A 还表示已经附着了胎儿头皮定位导向器 1006 的胎儿先露部分 1004,如胎儿头或其它部分。胎儿头皮定位导向器 1006 可包括专用电极,金属丝或传输装置(用于,例如传输心率信息),或不包括。胎儿头皮定位导向器 1006 可以合适的方式(例如,通过夹具,吸盘或其它粘合剂等)固定在其表面。胎儿头皮定位导向器 1006 可附着在例如监护胎儿生命指征中通常使用的胎儿头皮电极上,或包括其中或作为其一部分;有选择性地胎儿头皮定位导向器 1006 可不与这些装置联合使用。胎儿头皮定位导向器 1006 典型地为与位置探测器接触提供参考或附加点,也可为位置探测器提供定位导向,典型地,通过提供凸键部分或凸键形状,在与位置探测器适当接触时迫使位置探测器(其包括一匹配的凸键部分)相对于胎儿头皮定位导向器 1006 以某种方式定位。胎儿头皮定位导向器 1006 以适当

方式附在胎儿上。

[0070] 可将一或多个典型不对称形状的突起 1012 装配在手指上安装的传感器 1000 的远端 1010 上, 从而使其配合并与典型地位于胎儿头皮定位导向器 1006 的朝外侧面 1008 上的一个或多个凹槽 1009 的形状相匹配。凹槽 1009 和突起 1012 每个形成与另一部分匹配的凸键部分。突起 1012 和凹槽 1009 的定位在另一个实施例中可选择在手指上安装的传感器 1000 的远端 1010 和胎儿头皮定位导向器 1006 的朝外侧面 1008 之间。突起 1012 和凹槽的形状和数量可不同于图示的。“突起”或凸键 (key) 部分可不从电极表面伸出来; 例如突起可是凹槽以允许对应的凸键部分插入或匹配。可不使用电线, 位置探测器可根据下述讨论的无线方法操作。

[0071] 在本发明一个实施例中, 在使用时, 探测器或手指上安装的传感器 1000 可接触到例如胎儿头 1004 (或胎儿身体其它先露部分) 和在母体上的一组点 (其中组可包括一个元件)。典型地传感器 1000 接触子宫颈 1014 外口的每一侧, 但也可使用母体的其它部分。子宫颈 1014 外口的每一侧可包括用于提供参考或附加点和定位点的凸键装置或导向器, 但典型地在母体上不需要这些装置。如果使用这些装置, 它们可与导向器 1006 的形状类似。

[0072] 在某实施例中, 传感器可是接触 - 敏感的这样传感器例如手指上安装的传感器 1000 接触到胎儿先露点 1004 或骨盆就触发这些点的位置计算。在其它实施例中, 检查的医师用手指上安装的传感器 1000 接触到指定点如胎儿头, 并可通过标识到计算机或监护装置上来捕获初始位置。例如, 用户可点击鼠标或操作键盘, 脚踏开关或可操作地连接这种位置传感器以提供用户标识和触发相应点位置计算的其它开关。除了所示那些还可使用参考或附加点。触及胎儿先露部分 1004 相关位置的计算涉及, 例如, 母体子宫颈 5A 和 5B (或其它点) 的相对端可允许做分娩过程的计算。

[0073] 在某实施例中, 需要收集比手指上安装的传感器 1000 接触到胎儿先露 1004 的点更多信息, 以提供给例如, 建立对应骨盆骨接触点的定位所需精度。这样, 为了计算胎儿先露部分的位置, 需要固定传感器 1000 接触到胎儿先露 1004 的定位。

[0074] 现参照图 10B, 根据本发明一个实施例, 其表示手指上安装的传感器 1000 的不对称凹槽突起 (s) 1012 和附着在胎儿头皮定位导向器 1006 上的相应突起 1008 的近视图。突起 1012 和 1008 典型地提供键控系统 (胎儿键和位置键), 当接触时, 固定其相对位置和定位。获得传感器 1000 接触到胎儿头皮定位导向器 1006 的固定定位可通过, 例如, 需要在传感器 1000 位置计算时间内 (例如如上述鼠标点击时间) 将传感器 1000 远端 1010 突起 (s) 1012 装配在胎儿头皮定位导向器 1006 朝外侧面的凹槽 1009 实现。典型地, 突起需要当传感器 1000 和定位导向器 1006 全接触时, 它们彼此具有特殊的相对定位。

[0075] 或者, 确定接触胎儿先露部分 1004 上的传感器 1000 的定位可通过, 例如, 接触在胎儿先露部分 1004 上或胎儿头皮定位导向器 1006 上的几个 (虽然可使用其它个数, 但典型地是三个) 指定点来实现。这样的指定点可以是, 例如, 在胎儿头上的三个解剖标志中的任意点, 例如前面和 / 或后面的囟门, 或附着在胎儿先露部分 1004 上的三个不干胶标或标志。

[0076] 现参照图 10C, 根据本发明一个实施例, 其表示可附着胎儿头皮定位导向器 1006 上的顶盖或盖体, 并有不对称形状结构 1018 蚀刻或附着在该导向器 1006 上。也可使用其它适合的结构, 标志或形状。实现建立相对于胎儿先露部分 1004 的接触传感器 1000 的定位

可通过,例如,接触传感器 1000 在不对称形状结构 1018 上的几个(虽然可使用其它个数,但典型地是三个)点来实现。这样三点可以是以例如,附着或蚀刻入胎儿头皮定位导向器 1006 内的 1020A,1020B 和 1020C 点的不等边三角形的形式。可使用其它形状。在特定实施例中可省略盖体。在某实施例中,不对称形状结构 1018 蚀刻入或直接附着在胎儿头皮定位导向器 1006 上或在附着胎儿的其它传感器上。

[0077] 在另一实施例中,几个(虽然可使用其它个数,但典型地是三个)已知长度的刚性部件的第一端可附着到子宫颈 5A 和 5B 的两端以及胎儿先露部分 1004。这种刚性部件每个的第二端可附着到例如,位置传感器。宫颈位置和朝向或胎儿先露部分造成传感器位置的变化。在可选择性实施例中,这种刚性部件的第二端可旋转移动地连接到位于人体外的插座。根据本发明实施例,参照图 11 所示的刚性部件 1102,其第一端可附着在例如,子宫颈 5A 和 5B 以及胎儿先露部分 1004。还可以使用其它适合的附加点以及部件的其它数目。这种刚性部件 1102 的第二端可移动地插入例如,测量这种部件 1102 的移动和朝向的插座 1104。部件 1102 的这种移动反映子宫颈 5A 和 5B 的扩张与消失,以及胎儿先露部分 1004 的下降高度(station)和位置(position),并且可通过例如,电子,机械或光学播放机(reader)记录,该播放机位于插座 1104 内并附着到刚性部件 1102 的每一个。插座 1104 还可有位置传感器作为插座 1104 定向的参考点,这样已知刚性部件的位置相对于位置或插座 1104。

[0078] 位置传感器可以是,例如,磁的,超声波的,机械的(例如,多铰接臂,基于气囊的传感器,基于剪刀结构的传感器等等)、惯性的、光学的、回转仪的、加速计的、基于电位计的传感器,基于射频(RF)的传感器,或其它已知的位置传感器。为该目的的位置传感器的许多类型是已知的。在所示的例子中,位置传感器 PS1-PS4 和传感器 1000 是所述的电磁场类型,例如 Blood 的专利 4,945,305。也可使用其它位置传感器和从传感器计算位置的方法。当例如由发射器 10(图 1)触发时,位置传感器 PS 和传感器 1000 例如可输出信号来由计算机 12(图 1)计算传感器精确位置,该计算机 12(图 1)接收位置传感器的输出和由发射器 10 发射的信号。计算机 12 可计算每个传感器 1000 和传感器 PS1-PS4 精确的位置和朝向,并从这些计算,生成并控制例如如 14(图 1)和 16(图 1)所示的显示,为了在分娩期间显示不同母亲和胎儿各种生理状况,特别是下面的内容(其它状况或状况组可存在):

[0079] 1. 宫颈消失 14A:这是发生在分娩第一阶段之前和期间子宫颈变薄消失的过程。子宫颈由于回缩而变薄,为了给生产过程提供更多空间。宫颈消失可由百分比表示,从 0%(未消失)到 100%(子宫颈小于 0.25cm 厚)。在图 1 所示系统中,计算并在 14A 显示宫颈消失,其为附着在胎儿头上的传感器 PS2 和附着在子宫颈 5 端的两个传感器 PS3, PS4 连线中点之间的空间距离。也可将在各点上的传感器 1000 的位置用作这种计算。还可使用其它限定和表示宫颈消失的方法。

[0080] 2. 宫颈扩张度 14B:这是子宫颈口扩大。当其尺寸测量达到 10cm 时就认为全部开放了,因为通常有足月大小胎儿的胎儿头可通过那个尺寸的子宫颈口。在图 1 所示的系统中,计算并在 14B 显示宫颈扩张度,其为附着在子宫颈 5 对侧面的两个位置传感器 PS3, PS4 之间的空间距离。也可将在合适点上的传感器 1000 的位置用作这种计算。还可使用其它限定和表示宫颈扩张度的方法。

[0081] 3. 宫颈位置 14C:这是子宫颈朝前-朝后的倾向。在该情况中,它作为子宫颈中心轴的朝向,该中心轴是附着在胎儿头上的传感器 PS2 和附着在子宫颈对侧面的两个位置传

感器 PS3, PS4 连线中点的连线。可在分娩开始获得子宫颈中心轴的初始朝向,而标识宫颈位置的进程可由在任何给定时间子宫颈轴与初始朝向的夹角。医生可指定任何夹角范围,如“朝前”,或“中间”,或“朝后”。或者,标识宫颈位置可由耻骨联合之间的距离,由位置传感器 PS1 和附着在子宫颈对侧面的两个位置传感器 PS3, PS4 连线中点的连线确定。还可使用其它限定和表示宫颈位置的方法。例如,也可用在各点上的传感器 1000 的位置。

[0082] 4. 下降高度 14D:这是对应于母亲子宫颈预定点的胎儿头(或其它先露部分)的位置。传统下降高度是胎儿头顶点和坐骨脊骨的距离。在一个实施例中,可使用测量位置更精确的方法:测量 BPD 与骨盆入口的距离。在此处所示系统中,可以传统方式计算并显示下降高度,该方式基于如图 7 所示的胎儿头顶点和坐骨脊骨的距离,或用更精确的方法,就是基于如图 8 所示的 BPD 与骨盆入口的空间距离。还可使用其它限定和表示这种位置的方法。

[0083] 5. 胎儿头的位置是描述胎儿头与骨盆关系,而先露位置是描述在子宫颈开口的胎儿部分(例如,额,面或臀部)。还可使用其它定义和表示这种位置的方法。

[0084] 6. 骨盆测量法:这是如现有技术已知的对骨盆入口和骨盆出口和盆腔的面积和形状的描述或计算。这种描述的目的是确定骨盆入口,出口和盆腔的面积是否适合胎儿的通过。还可使用其它限定和表示这种面积和形状的方法。

[0085] 另外,使用本发明可由,如(没有限制)外传感器和外推法或其它算法用于描绘骨盆区域外身体部分。

[0086] 本发明在特定实施例中提供得到骨盆测量法提高精度的方法。得到这种骨盆测量法可通过最初将传感器附着或接触骨质骨盆和脊骨的部分或全部,附着或接触在描绘阶段下列点的部分或全部:髌骨脊骨前上部,耻骨联合,在 1-3 水平的骶骨,这些可在外部测量或通过阴道,坐骨脊骨和坐骨结节测量。也可使用其它测量区域或测量区域组。由本发明实施例实施的骨盆测量法可在活跃的分娩,分娩开始前,或任何其它时间实施。

[0087] 位置传感器 PS1-PS4 或 1000 可是公知的各种类型。图 2 所示的是这种传感器 PS 或 1000 中的一种。它包括,例如几个(虽然可使用其它个数,但典型地是三个)空间相隔的电磁线圈 21, 22, 23 的三角排列,所有的都在于位置传感器中心点 24 精确已知距离上。这样,通过确定三个线圈 21-23 相对于参考的位置和朝向,确定位置传感器 PS 或 1000 中心点 24 相对于那个参考的精确定位。

[0088] 在 Blood 的美国专利 4, 945, 305 的各种实施例中描述了位置传感系统的例子。如图 3 框图所示,这样的系统是能够精确测量在对应于利用脉冲 DC 电磁信号的发射天线 31 的接收天线 30 的 6 个自由度上的定位(位置和朝向)。发射和接收部件包括两个或多个已知的彼此对应位置和朝向的发射天线。DC 驱动电路 32 一次一个(由脉冲直流信号)驱动发射天线 31。接收天线 30 在信号处理电路 33 测量已发射的直流电磁场和地球电磁场并将该信息反馈到计算机 34, 以此确定接收天线 30 的定位。本发明系统和方法的各种实施例可使用 Blood 教导的计算方法,并且,例如,体现在计算机 12 和 / 或计算机 12 中的软件里。也可使用其它计算方法。

[0089] 这种位置传感系统结构和操作的进一步细节在美国专利 4, 945, 305 中阐明,在此全文引入作为参考。本发明实施例也可使用其它电磁场系统,例如,在 Blood 申请的专利现有技术的讨论中阐明的,基于 AC 的场。

[0090] 其它可用于位置传感器 PS-PS4 或 1000 的位置传感系统是,例如,由 Burlington, VT, USA 的 Polhemus Inc. 或 Ascension Technology Corporation 生产的位置传感系统。在这种系统中,例如可顺次发射三个互相正交的电磁场,而例如使用三个互相正交方向线圈检测几个电磁场。使用计算机计算空间位置和组合线圈的朝向。

[0091] 更进一步的位置传感系统可使用由 Cambridge, MA, USA 的 Adaptive Optics Associates, Inc. 生产的位置传感系统。其包括多个光源附着在要检测位置和朝向的物体上,而多个位于已知空间位置的照相机检测由光源发出的光。计算机组合所有数据并计算物体的位置和朝向。

[0092] 另一个位置传感系统可使用由 New Haven, CT, USA 的 ScienceAccessories Corporation 生产的位置传感系统。它包括附着在要检测位置物体上点的超声波源,而而多个位于已知空间位置的扩音器检测由超声波源发出的声音。计算机组合所有数据并计算物体的位置。通过物体上附着的多个空间相隔的超声发射器,还可以由组合每个发射器的位置数据来计算其朝向。

[0093] 在一个实施例中,位置传感器是无线类型的,以便对生产过程的干扰最小化。在某些情况下使用机械定位系统是有利的,该系统基于将机器人的手臂物理地连接到要跟踪物体并在可对要跟踪物体精确空间朝向的接合点(例如,旋转的编码器)上安装机械传感器。

[0094] 接收对应位置传感器 PS1-PS4(或,在一个实施例中,传感器 1000,图 10)的位置数据的计算机 12(图 1),处理该数据以提供所需显示的类型。计算机 12 可包括软件,内存,大容量存储器,中心处理器(CPU)等。图 1 所示显示器 14,16 的两种类型;也可使用其它显示器。显示器 14 以距离单位的形式(例如 cm)显示每个参数,宫颈消失,宫颈扩张度,宫颈位置,下降高度和/或 BPD 距离。然而,显示器 16 是波特图(Partogram),其中宫颈扩张度和位置作为时间函数以图形形式显示,以此显示宫颈扩张度于胎儿头(或其它先露部分)下降的相互关系,而且还可类似显示宫颈消失和宫颈位置。

[0095] 波特图(Partogram)显示器 16,更具体地图示在图 4 中,由于它提供了分娩过程视觉上的显示,并且如果需要能够记录,它具有特殊的价值。通过使用波特图(Partogram),能够更好地确定分娩过程是否正常。可以在波特图(Partogram)上打印“报警”和“动作”行,以提供视觉上的指示:分娩是否正常或异常进行,因此更好地警告主治医师,如果需要立刻采取即时行动。这样的“电子波特图(partogram)”也能够标示性地减少滞产数目,减少分娩中、分娩后和早期新生儿感染的几率,减少不必要干预和由于胎儿头错误判断引起的新生儿创伤的数量。无需使用一个波特图,而使用其它形式的波特图。

[0096] 图 5 表示与图 1 类似的监测系统,但是进一步装备有成像系统,用于对母亲子宫区域进行成像,并连续显示,例如,母亲的子宫颈、骨盆骨骼、和胎儿头(或其它先露部分)。可显示其它部分。

[0097] 图 5 的系统包括超声传感器 40,用于通过计算机 12 在图像显示器 42 上对子宫区域进行成像。它也包括附着到超声传感器 40 上的位置传感器 PS5。也使用位置传感器 1000 捕获对该实施例的位置信息。因此,显示器 42 上图像的任何点都可以由标示装置 43,如鼠标或触摸屏,进行选择,其位置输入到计算机 12,以识别各点相对于附着到母亲耻骨的位置传感器 PS1 的位置。其它装置,如键盘,可达到标示装置 43 的效果。可绘制其它或附着的位置。根据该信息,计算机 12 能够计算在显示器 14 和 16(例如)中所显示的不同关系,

因此,省略对位置传感器 PS2、PS3 和 PS3 的需要。在显示器 42 中显示的图像可以以相同的方式使用,用于标示例如婴儿头的 BPD,如图 8 所示,由此能够具体计算和监测胎儿 BPD 和骨盆入口之间的空间距离。还可进行其它计算。显然,除了 BPD 或胎儿头顶部外的其它参考点,以及母亲骨盆的任何其它点,都可以用做参考点,用于监测分娩过程。这样的自由选择是很需要的,因为不同医生当中的优先选择各不相同。

[0098] 图 5 所示的成像系统也能够用来,例如提供分娩不同阶段的视觉上的图像,如表示子宫颈的渐进性扩张和宫颈消失的图 6A-6D 所示,或如表示经过相对于坐骨脊骨 7 (图 7) 或母亲骨盆入口 (图 8) 的不同位置胎儿头顶渐进性下降的图 7 和 8 所示。如果成像系统与图 5 所示的所有五个位置传感器 PS1-PS5 一起使用,超声波成像仅可以用来在分娩开始或稍后测量 BPD。可使用带有其它位置和其它结构的位置传感器的其它装置。然后计算机 12 确定 BPD 和,例如胎儿顶间的距离,之后计算机也能够使用胎儿头顶部的位置来确定 BPD 位置。然后如果需要,超声波成像仅可以用于确认。它也能够用于确认宫颈扩张度和宫颈消失。

[0099] 图 5 表示的系统也可以用于,例如检测母亲子宫的收缩。在收缩期间,胎儿头略微移动,扩张也略微增大;而收缩之后,它们都缩回到以前的位置。通过这样观察作为时间函数扩张和 / 或胎儿头的位置,主治医师可以辨别收缩的发生以及这样收缩的持续时间和强度。也可通过,例如使用一个或多个位置传感器检测收缩的发生,这些传感器附着在母亲腹部表面,跟踪由于收缩引起的腹部表面的拉伸效应。这可以通过分析传感器和参考传感器之间的相对运动,和 / 或分析传感器彼此之间的相对运动来实现。另外,通过在胎儿头位置传感器 PS2 中包括的心脏脉搏传感器,医生可以观察胎儿心率 (FHR) 与子宫收缩 (UC) 的关系,以表示图 9 所示两种情况之间的关系。可以对计算机 12 进行编程以接受来自不同传感器的上述信息,并在监视器 45 产生,例如对应于与子宫收缩 (UC) 有关的胎儿心率 (FHR) 的显示,如图 9 所示。如果确定或预见出现并发症,则特别需要这样的信息。也可作其它分析。

[0100] 当在附图中表示了单个的显示时,显然,这些显示应当是在同一个大的计算机显示器上的窗口的形式。

[0101] 现参照图 12,表示根据本发明实施例使用图 1 系统用于妊娠并发症的早期检测,该妊娠并发症例如但不限于早产或先兆流产。“早产”的定义是分娩发生在怀孕第 37 周完成之前。早产发生率在过去 40 年间没有下降。在美国,早产发生率接近十分之一的生产中,是新生儿死亡至少 75% 的原因,还不包括那些与先天畸形有关的 (McCormick MC. The contribution of low birth weight to infant mortality and childhood morbidity. N Engl J Med 1985 ;312 :82-90.)。

[0102] 早产症状的识别帮助确保病人能够被正确评价、诊断并治疗。

[0103] 因为早产症状无特异性,Creasy 和 Herron 提出了早产的判据 (Creasy R. I, Herron MA. Prevention of preterm birth. Semin Perinatol 1981, 5 :295-302)。提出早产的诊断应该在患者怀孕 20 周到 36 周之间,6 天做,如果宫缩发生频率在每 20 分钟 4 次或每 60 分钟 8 次,并伴随有下列症状之一:羊膜早破 (PROM),宫颈扩张度大于 2cm,子宫颈成熟度超过 50%,或由系列检查检测的宫颈扩张度或成熟度的变化。

[0104] 注意提到的上述引用参考只用于参考目的,而本发明不限于那些参考文献中提到的资料或理论。

[0105] “先兆流产”是一种怀孕的状况,通常发生在怀孕 20-24 周,提示潜在流产的发生。近似 20%的怀孕妇女经历过一些阴道出血,在第一个三个月时有或没有腹部绞痛。这是已知的先兆流产。然而,这些怀孕的状态大多数顺利度过此期间经过或没经过治疗。少于 30%的怀孕期间阴道出血妇女发生先兆流产。

[0106] 在先兆流产情况的结果,通常引起胎儿死亡。典型胎儿死亡是染色体或发育异常的结果。其它潜在的起因包括感染,母亲解剖缺陷,内分泌因素,免疫因素,以及母亲全身系统疾病。

[0107] 与发生危险增加有关的:妇女年龄超过 35 岁,带有全身系统疾病(如糖尿病或甲状腺机能障碍)的妇女,和那些有三或多次在前先兆流产历史的妇女。

[0108] 通常先兆流产的诊断包括骨盆检查,其显露子宫颈不是变薄(消失)就是张开(扩张)。子宫颈成熟度(cervical effacement)和/或扩张度的存在与即将发生的流产是一致的。可使用怀孕用超声波检测胎儿心率。

[0109] 活动限制从避免某些形式的锻炼到外鞘卧床休息各有不同。限制活动不能担保不发生流产。保健医生典型地推荐骨盆休眠(节制性交,冲洗,月经棉条的使用)直到症状缓解。妇女的情况可小心监护。可使用黄体酮施用来放松子宫。

[0110] 据此,系统可检测妊娠并发症征兆或症状(图 12,步骤 101),征兆(sign)或症状(symptom)(该术语可交换使用)显示预测妊娠并发症(例如早产)可包括但不限于,频繁宫缩(大于每小时 4 次),腹部绞痛,骨盆加压,过多阴道流出物,背痛和背下部疼痛。

[0111] 图 1 的系统可识别在宫缩期间子宫颈很小的活动(例如,1cm),并可容易地检测上述妊娠并发症征兆或症状,且在宫颈扩张度和消失发生前提供早期有效宫缩的识别。

[0112] 一旦有怀疑妊娠并发症征诊断,可使用的治疗例如但不限于产科(tocolytic)剂和肾上腺皮质激素(corticosteroids)治疗以延缓分娩并改善胎儿存活和分娩结果(图 12,步骤 102)。系统可提供产科剂治疗效果的敏感性监测,它可使用最小有效剂量并避免与剂量相关的副作用(图 12,步骤 103)。

[0113] 现参照图 13,表示根据本发明实施例用于在超声图像中识别 BPD 图形的方法。

[0114] BPD 平面或图形可使用超声图像的图像处理寻找,例如处理由图 1 系统获得的超声图。可由下列步骤完成:

[0115] 1. 识别 EUB(有效超声波束)区域(图 13,步骤 201)。这在声极面对有效放射区域(ERA)-束区域是等效的。

[0116] 该步骤提供胎头轮廓位置的第一次逼近并可加速进一步的计算。它还可以帮助提取(并丢弃)其它超声合成元素(例如文字,菜单等)。

[0117] 为了增强 EUB 区域,在寻找它之前,可使用阈值滤波器。接着就可寻找并找到预定超声波束形状(矩形,梯形等)。

[0118] 2. 在 EUB 区域内识别胎头轮廓(图 13,步骤 202)。

[0119] 该步骤定位胎头轮廓并提供为搜索胎儿头内部的任何内部图形的第一次逼近。它帮助提取(并丢弃)在胎儿头外部的超声视频成分。

[0120] 为了改善视频图像,可用平滑滤波器预备图像,接下来用对比度增强滤波器(步骤 203)。据此,基本上相对于图像其余部分增强了轮廓线(步骤 204)。这意味着只得到部分轮廓线,而典型地可增强水平边。增强图像的直方图包括水平和垂直的方框,在胎头轮廓

区域内的平行四边形或矩形,并可提供胎头轮廓边界矩形的第一次逼近。

[0121] 接着可使用椭圆形遮罩(带有厚边的椭圆形)寻找胎头轮廓(步骤 205)。椭圆形遮罩开始的尺寸和位置基于找到的边界矩形。椭圆形遮罩可绕边界矩形移动,旋转和/或缩放直到找到与图像像素最佳匹配(步骤 206)。椭圆形遮罩参数(位置,尺寸,朝向)限定了胎儿头的轮廓。

[0122] 以下描述参照图 14 使用椭圆形遮罩寻找胎头轮廓的详细实例,其描述了利用不同胎儿头横截面的二维超声图像由三维椭圆柱逼近胎儿头方法。

[0123] 3. 在胎头轮廓内识别 BPD 特征(图 13,步骤 207)。

[0124] 如上所述已经找到胎头轮廓。现在,在轮廓区域内搜索 BPD 特征,其中轮廓的直径是特征的对称轴(步骤 208)。BPD 特征的位置和尺寸与轮廓尺寸近似成比例的。

[0125] 为了找到 BPD 特征,基于轮廓位置和尺寸计算特征位置和尺寸的第一次逼近(步骤 209)。使用图像增强来增强的 BPD 特征(步骤 210)。可使用预定几何形状(例如两个平行四边形)构成的该特征模型来做图形匹配而找到 BPD 特征。可使用穿过椭圆直径的 BPD 特征的对称特性用于该模型的增强。

[0126] 现参照图 14,描述了根据本发明实施例利用不同胎儿头横截面的二维超声图像由三维椭圆柱逼近胎儿头的方法。该结果可由下列步骤完成:

[0127] 1. 识别胎儿头的体素(voxel)(步骤 401),例如通过图像处理。例如在胎儿头 2D 图像是使用一组已知图像变换滤波器识别属于胎儿头的体素(或像素)。可使用它们在发射器坐标系中的空间坐标记录这些体素。

[0128] 2. 使用在步骤 402 中识别的体素(或像素)对胎儿头椭圆柱限定(步骤 403)。

[0129] 该椭圆柱由通常 3D 表面系数根据下列考虑的事项限定:

[0130] a. 由 3D 二次型二阶系数限定预期表面(步骤 404)。在二次型的等式中,有对应二阶的坐标倍增因数的 6 个系数。这些系数中的至少一个不是 0,而作为默认值,其值可设为 1。

[0131] b. 使用标准差方法计算其余系数(步骤 405)。

[0132] c. 得到限定所需平面的 6 组系数的最大值(步骤 406)。

[0133] d. 从这 6 组系数中,选择最严格地限定椭圆柱的组(步骤 407)。

[0134] 3. 椭圆柱限定的处理(步骤 408)

[0135] 重复步骤 401-407 直到椭圆体系数稳定并且不依靠从附加超声图像提取的新的胎儿头像素。

[0136] 4. BPD 测定(步骤 409)

[0137] 椭圆柱等式变换到标准型,产生椭圆柱轴的矢量和其系数值(步骤 410)。

[0138] 具体地,可获得椭圆柱主轴系数。使用从固定系数传感器的数据,定位到胎儿头顶点的近端,可获得胎儿头的朝向(顶部/底部)。

[0139] 使用胎儿头和/或胎儿头部分的已识别的超声波体素/像素的不对称性,例如眼睛或鼻子,可限定面部朝向和 BPD 朝向及系数(步骤 411)。

[0140] 5. 可视化

[0141] 作为由超声平面限定的椭圆柱横截面是椭圆形,限定该椭圆形可在将椭圆体系数变换到超声平面坐标系并设 Z 坐标为 0 实现(步骤 412)。该椭圆柱横截面的曲线是椭圆。

在超声图像上绘制该椭圆用于胎儿头的控制和使可视化清楚（步骤 413, 以及例如在图 13 中的步骤 205 和 206）。

[0142] 6. 超声探头到 BPD 平面的引导

[0143] 如步骤 411 所限定的 BPD 朝向和系数可帮助引导超声探头直接到图像的 BPD 平面。据此, 可打开在 BPD 平面上的超声探头的特殊窗口（步骤 414）。使用该窗口, 以使医生或其它操作者容易地使超声探头和 BPD 平面符合用于胎儿头 BPD 横截面的可视化。

[0144] 现参照图 14A, 描述了根据本发明另一个实施例用于 BPD 重建的方法。可使用该方法识别在对应于胎儿头骨的二维超声 (US) 图像中的像素。

[0145] 当医生移动超声波传感器寻找胎儿头骨图像时, 可使用现有技术已知方法采集（收集）超声图像以及 3D 的位置数据和校准信息（步骤 1401）。

[0146] 在得到图像的集合后, 选择单个图像并标记胎儿头骨（步骤 1402）。完成此项可通过例如, 由医生手工选择收集图像中的一幅并在图像中标记胎儿头骨的轮廓, 或基于图像处理算法的自动选择来寻找高信噪比并带有胎儿头骨轮廓清晰标记的图像。还可用在 EUB 区域识别胎头轮廓的手段寻找最初头骨标记（如图 13 中的步骤 202）。

[0147] 可将标记的胎儿头骨图像投影到另一个处于 3D 空间不同平面的超声波图像上（步骤 1403）。可通过下列方法中的任何一个或其合适的组合来做投影：

[0148] a. 使用正交投影将标记的轮廓投影到新的平面（步骤 1404）。

[0149] b. 投影两个环绕的轮廓, 一个位于主轮廓内部的（内部）以及一个外部的（外部）（步骤 1405）。

[0150] c. 创建线段, 该线段与原始轮廓的已投影模型正交, 横跨从内轮廓到外轮廓（步骤 1406）。

[0151] d. 创建新的轮廓, 在新的平面内通过选择在每个线段上使用函数的单个像素, 该函数例如但不限于, 最高的灰度水平; 或有序滤波器或跟随着有序滤波器的平滑滤波器, 或匹配滤波器（步骤 1407）。

[0152] e. 通过去除在轮廓中较暗像素的部分来二次滤波新的轮廓（步骤 1408）。

[0153] f. 通过计算椭圆来二次滤波新的轮廓, 最佳匹配新轮廓点并接着去除离椭圆距离太远的点（步骤 1409）。可使用最小均方方法做椭圆的估计。基于椭圆, 可将新的点增加到头骨不太明显位置的轮廓中。（当然这正是一个这种二次滤波的非限制例子。）

[0154] 作为上述改进, 可手工为投影选择下一个超声波图像 / 平面, 或者选择最近的平面（例如带有预处理以确保已选择的图像包含头骨的迹象, 以使不会在不包含头骨部分的图像上和带有高噪声水平的图像上做投影）。

[0155] 可使用校准信息将在超声波图像上的 2D 轮廓转换为其真正 3D 位置的轮廓（步骤 1410）。这可形成“点云” (cloud of points) 用于重建 3D 椭圆柱体（或类似 3D 表面的）来估计 BPD, 参照图 13 和 14 如上述所述。

[0156] 图 14A 的方法优于现有的已知技术在于它需要很少的计算资源（例如, 与像“蛇” (snakes) 这样熟知的技术比较）。

[0157] 用于 BPD 平面逼近的方法可基于胎儿头的其它部件, 参照图 15 如现在所述。

[0158] 方法 1: 基于其它已很好限定的平面逼近 BPD 平面（步骤 301）

[0159] 可用超声和跟踪装置定位另一个在胎儿头中已很好限定的平面, 例如矢状面。基

于已知的解剖关系,使用该平面简单 3D 变换(平移和旋转)来计算 BPD 平面(步骤 302)。

[0160] 方法 2:基于胎儿头 3D 轮廓逼近 BPD 平面(步骤 303)

[0161] 超声操作者可定位胎儿头并接着平移超声波束穿过胎儿头,从上向下或从下向上捕获胎儿头(步骤 304)。该步骤收集几个在穿过胎儿头不同地方的 2D 图像。

[0162] 可使用图像处理程序处理在前面步骤捕获的图像并寻找 2D 轮廓和其它在胎儿头中熟知的物体(步骤 305)。

[0163] 由于跟踪装置附着在超声上,前面步骤找到的轮廓可很好限定在 3D 轴系统,而 3D 轮廓(例如椭圆体)可由这些 2D 轮廓的叠加构成,同时外推丢失的部分(例如,简单的线性外推法)(步骤 306)。

[0164] 构成 3D 模型后,可计算与 3D 模型相关的 BPD 平面(步骤 307)。

[0165] 方法 3:基于胎儿头拉伸模型逼近 BPD 平面(步骤 308)

[0166] 超声操作者可定位胎儿头并接着平移超声波束穿过胎儿头,从上向下或从下向上捕获胎儿头(步骤 309)。该步骤收集几个在穿过胎儿头不同地方的 2D 图像。

[0167] 可使用图像处理程序处理在前面步骤捕获的图像并寻找 2D 轮廓和其它在胎儿头中熟知的物体,例如但不限于,眼睛、脊柱、下颚等(步骤 310)。

[0168] 由于跟踪装置附着在超声上,前面步骤找到的轮廓和物体可很好限定在 3D 轴系统,一胎儿头的 3D 模型,可拉伸标记在该模型的这些特征,这样改变了其尺寸和朝向直到在该模型上已测量特征的定位和这些特征的定位得到良好匹配,结果该模型没有根据已测量的胎儿头朝向和量尺寸(步骤 311)。

[0169] 构成 3D 模型后,可计算与 3D 模型相关的 BPD 平面(步骤 312)。在此情况下,用熟知的模型和其参数二次拉伸来拉伸在胎儿头模型中的 BPD 平面。

[0170] 现参照图 16,表示使用图 1 系统,用于特殊分娩中通过骨盆入口的相应胎儿头平面的识别。通常在分娩中通过骨盆入口的最好的胎儿头平面是 BPD 平面。然而,不同因素,例如但不限于,胎儿头形状改变和在分娩中并发症可意味着另一个平面对通过骨盆入口是更优选的。更确切地说,在胎儿头和骨盆入口之间发生比例失调(CPD-头-骨盆比例失调)。可使用图 1 系统实施 CPD 的早期诊断,如现在解释的。

[0171] 首先,如此上述,建立胎儿头的三维模型(步骤 501)(例如,从寻找的胎头轮廓或从识别的胎儿头体素等)。由具有长轴 P 和短轴 p 的椭圆作骨盆入口的模型(步骤 502)。胎儿头的朝向可以是已知或假定的(步骤 503)。为了检验胎儿头可通过骨盆入口,给出已知或假定的朝向,检查一组切片(在胎儿头平面)(步骤 504)。可定义正态 N 为垂直指向胎儿头横断平面的矢量。正态 N 这样就是横断胎儿头平面的朝向矢量。该正态的 N 表示一组平面, $N_x \cdot X + N_y \cdot Y + N_z \cdot Z = c$, 其中参数 c 限定了正态 N 的空间朝向。可通过改变参数 c 收集切片,并由椭圆模拟它们的形状。

[0172] 对于沿路径的每个椭圆,可计算长轴 $M_c(N)$ 和短轴 $m_c(N)$ (步骤 505)。对于每个朝向矢量 N ,可计算最大的轴尺度 $\max_c M_c(N)$ $\max_c m_c(N)$ (步骤 506)。

[0173] 在搜索最佳朝向中,可限定可能物理朝向的有限组(步骤 507)。接着计算两剩余尺度:

[0174] $S(N) = P - \max_c M_c(N)$, $s(N) = p - \max_c m_c(N)$ 。如果两剩余尺度是正的,朝向允许经过胎儿头。

[0175] 在所有允许的朝向中,选择带有最大平均剩余尺度的一个 $\max_N \frac{1}{2}[S(N)+s(N)]$ 作为最佳可能朝向(步骤 508)。

[0176] 现参照图 17,表示根据本发明实施例,使用图 1 系统,用于检测骨盆区域以外的身体部分的内部或球面特性。可使用解剖平面的集成方法检测内部或球面特性。通过使用内部或球面特性的时间分析获得解剖结构关于移动的数据。可使用外部位置传感器描绘身体部分(步骤 601)。该描绘还包括外推法,模型拉伸或其它算法(步骤 602)。

[0177] 现参照图 18,表示根据本发明另一个实施例,使用图 1 系统,用于检测骨盆区域内外的身体部分的内部或球面特性,或解剖结构的移动。可使用外部超声发射器描绘身体部分(步骤 701)。该描绘还包括外推法,模型拉伸或其它算法(步骤 702)。

[0178] 对于图 17 和 18,身体部分可包括但不限于,头,躯干(胸部)和腹部。内部特征可包括但不限于,在身体部分内特别感兴趣的解剖平面或结构(例如在胎儿头中 BPD 平面)的位置。球部特征可包括但不限于,体积,重量,尺寸,维度,(横截面)面积,直径,百分比等。

[0179] 使用图 17 和 18 所描述的具体技术测量胎儿不同参数,例如但不限于,胎儿重量和体积,胎儿头周长和肢体尺寸,如大腿骨尺寸。

[0180] 图 17 和 18 的技术的实例实施是胎儿生物物理概况的测定。该轮廓的构成部分的分娩评价可帮助预测胎儿健康和影响围产期结果。在高风险妊娠中,生物物理概况检查效果在妊娠结果上具有特殊重要性。

[0181] 生物物理概况通常包括但不限于,胎儿运动的监护,胎儿音调和胎儿呼吸,羊水体积分的估计和由电子监护的胎儿心率的估计。除了胎儿心率,这些参数都可由图 17 和 18 所述技术容易并精确地估计。通过正确连接标准产科监护仪可提供胎儿心率。

[0182] 尽管就几个优选实施例已经描述了本发明,显然,这些实施例仅仅是为了举例而提出来的,可以作出本发明的许多其它改变、修改和应用。

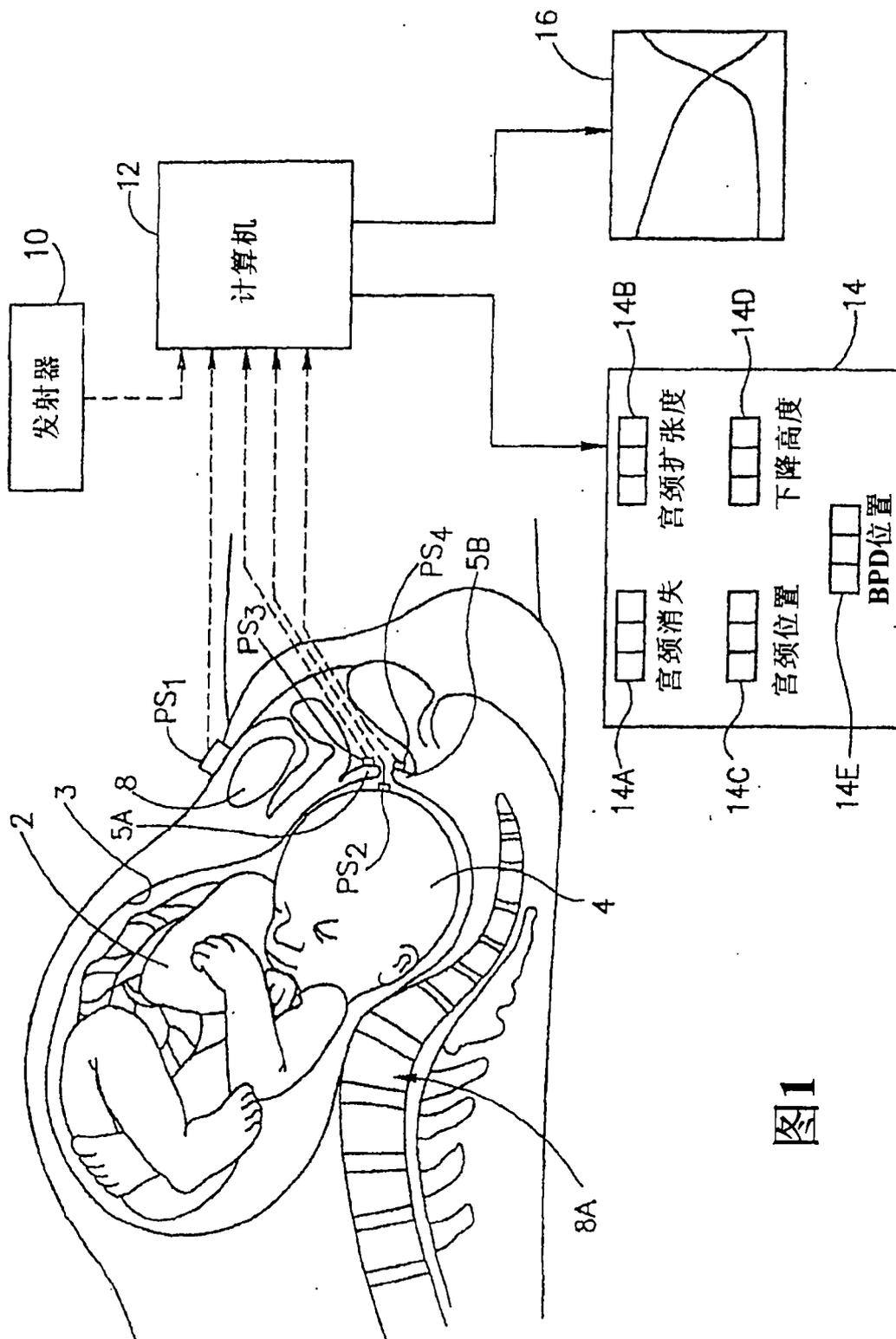


图1

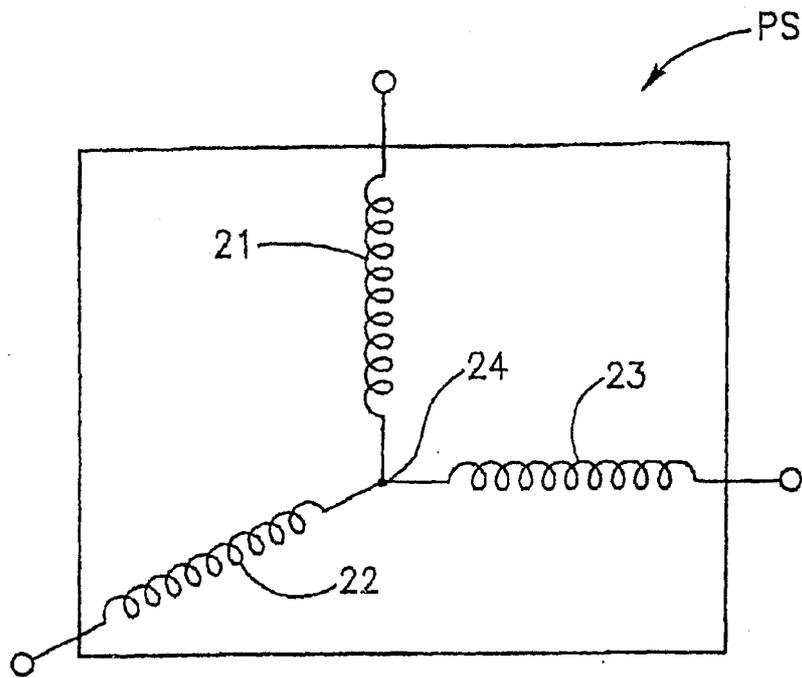


图 2

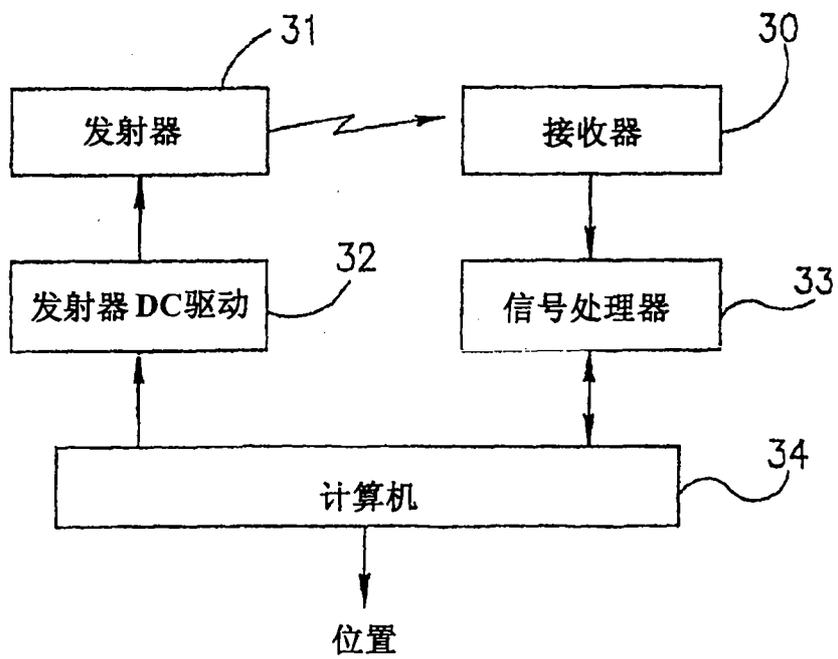


图 3

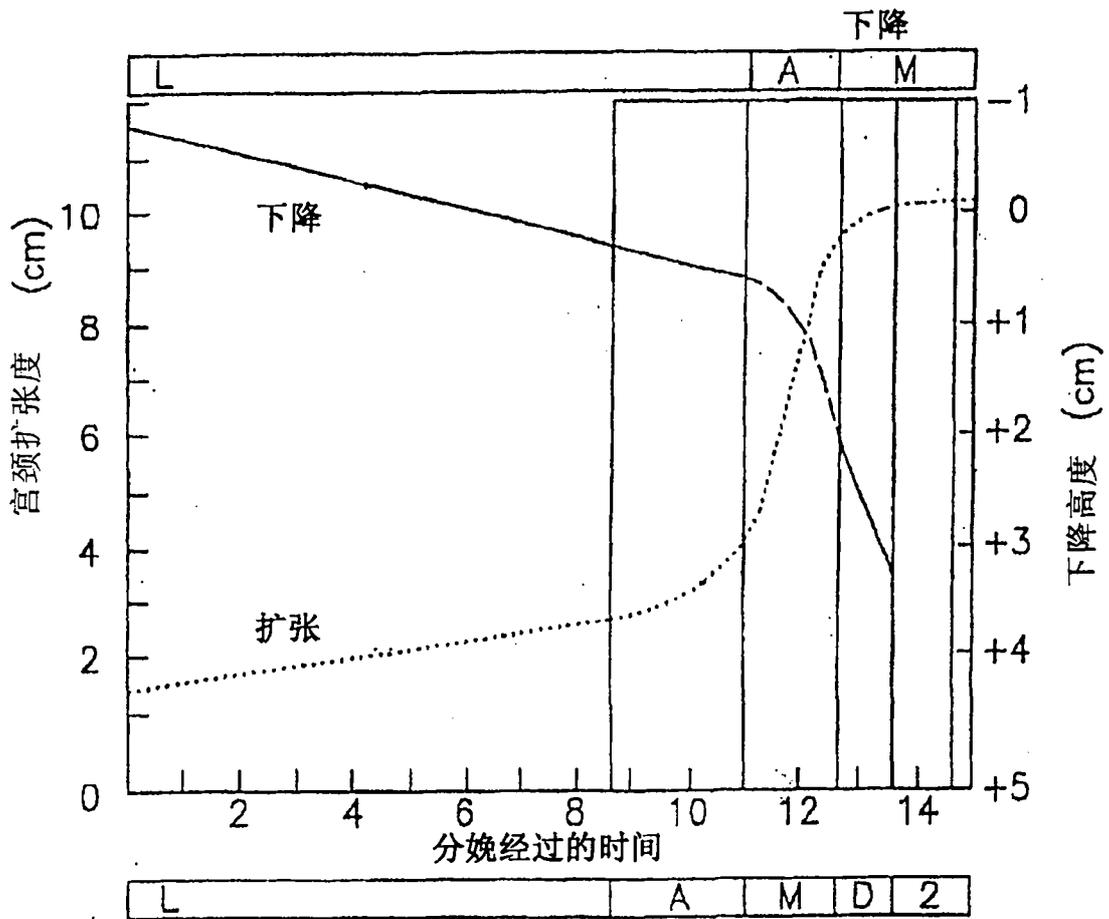


图 4

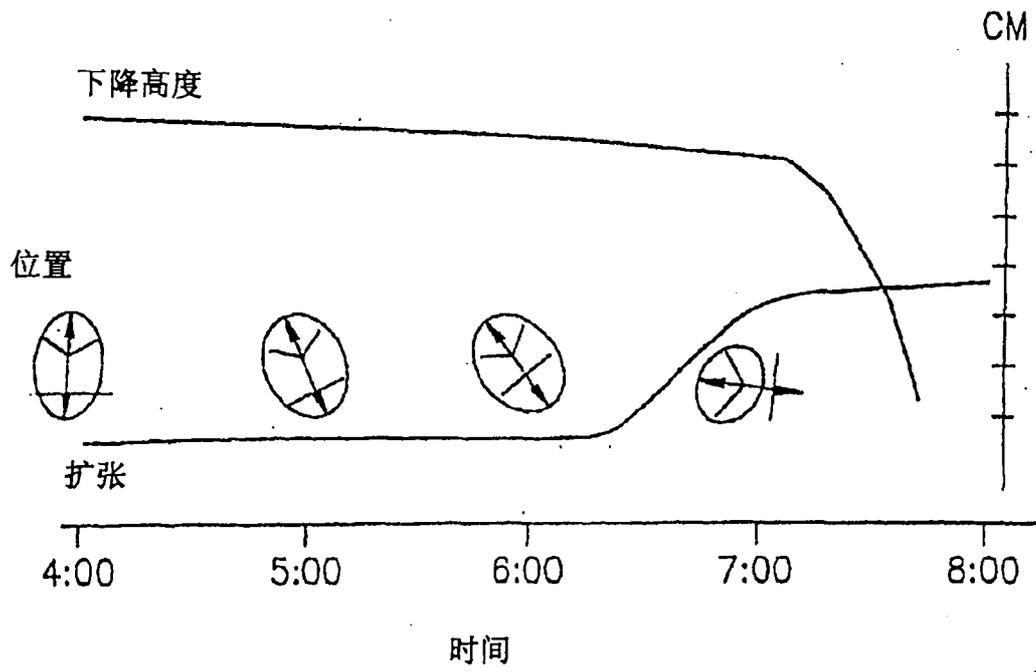


图 4A

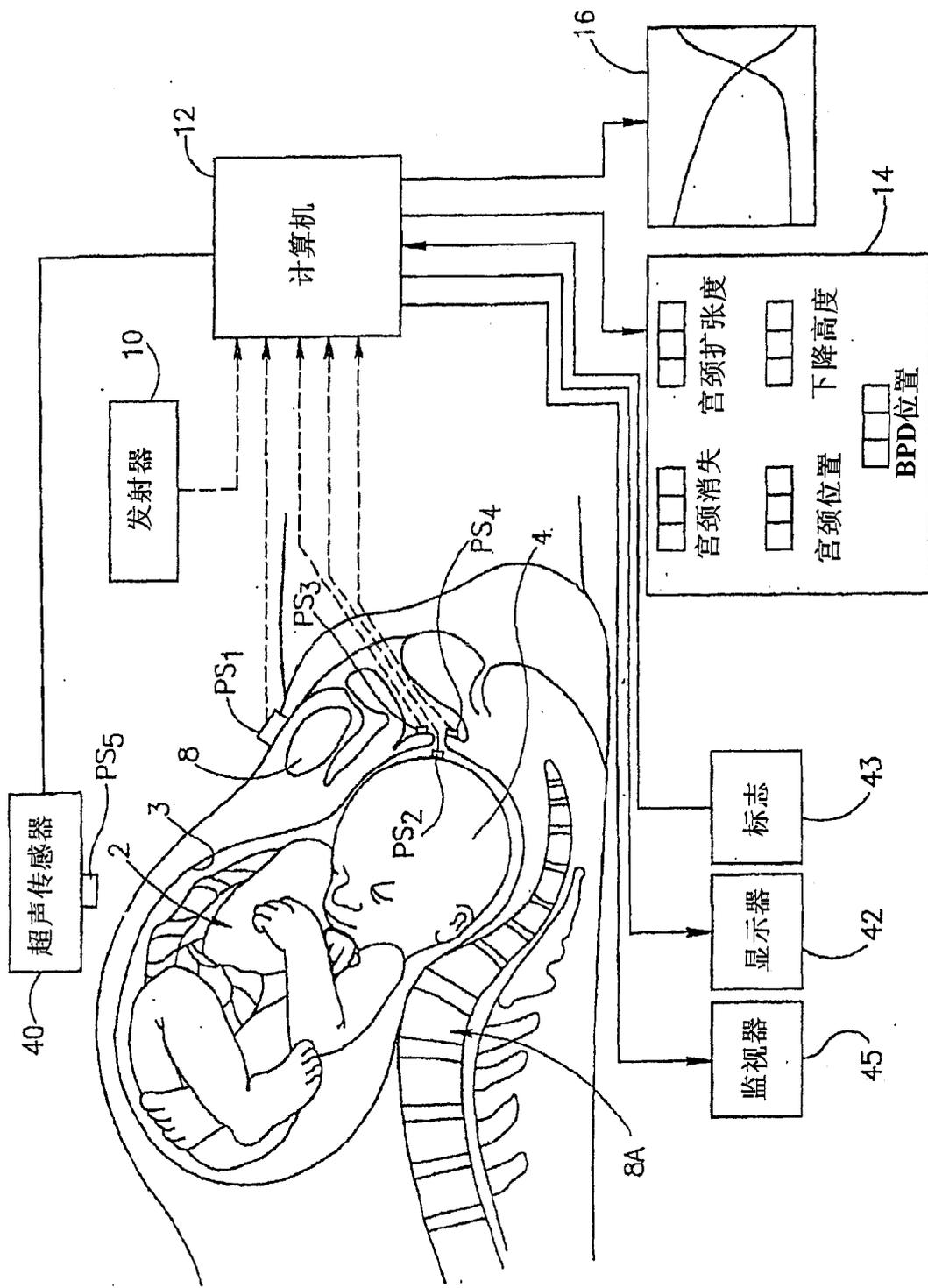


图5

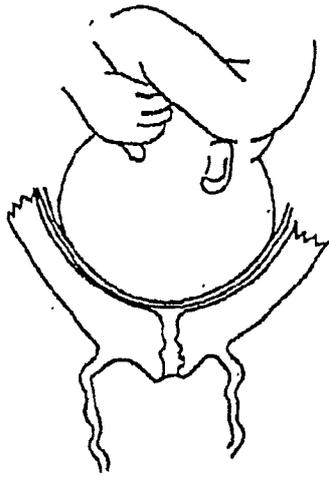


图 6A

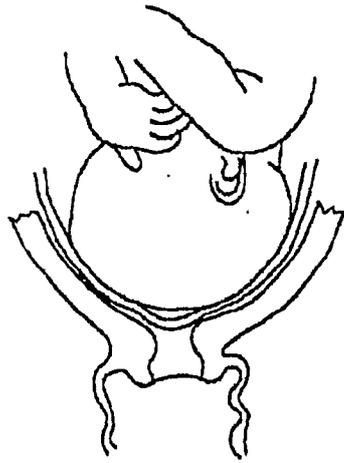


图 6B

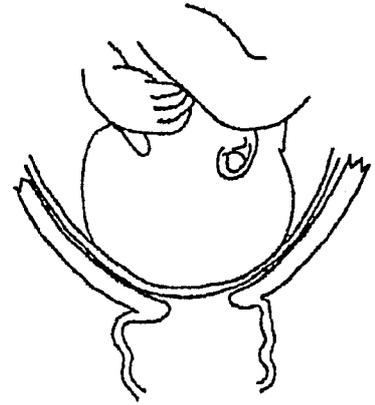


图 6C

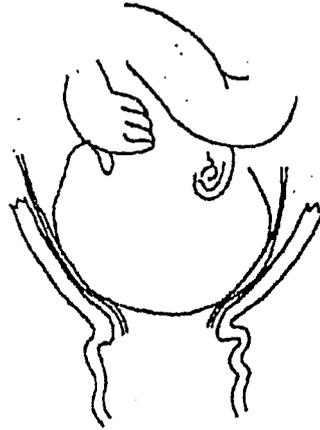


图 6D

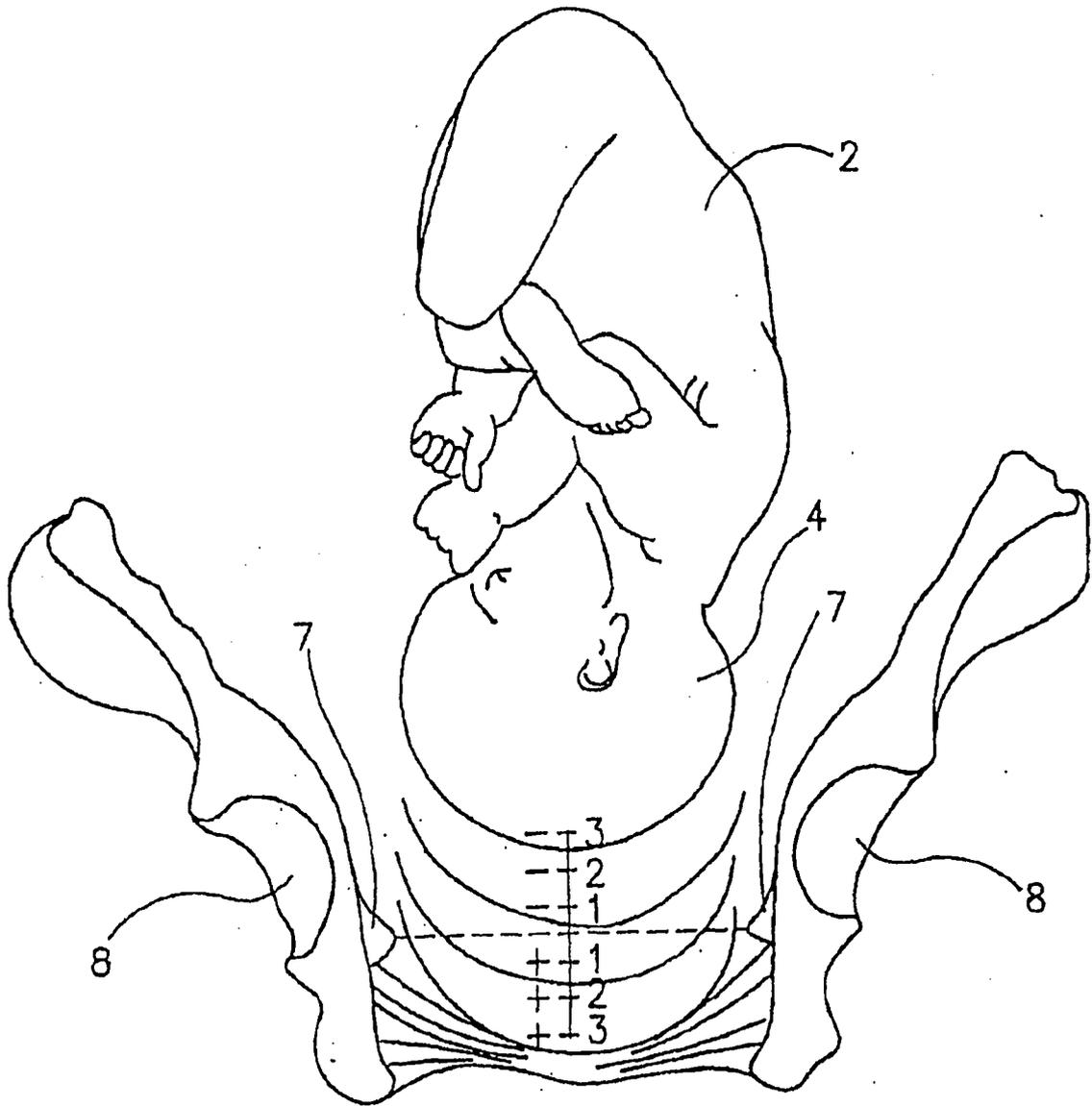


图 7

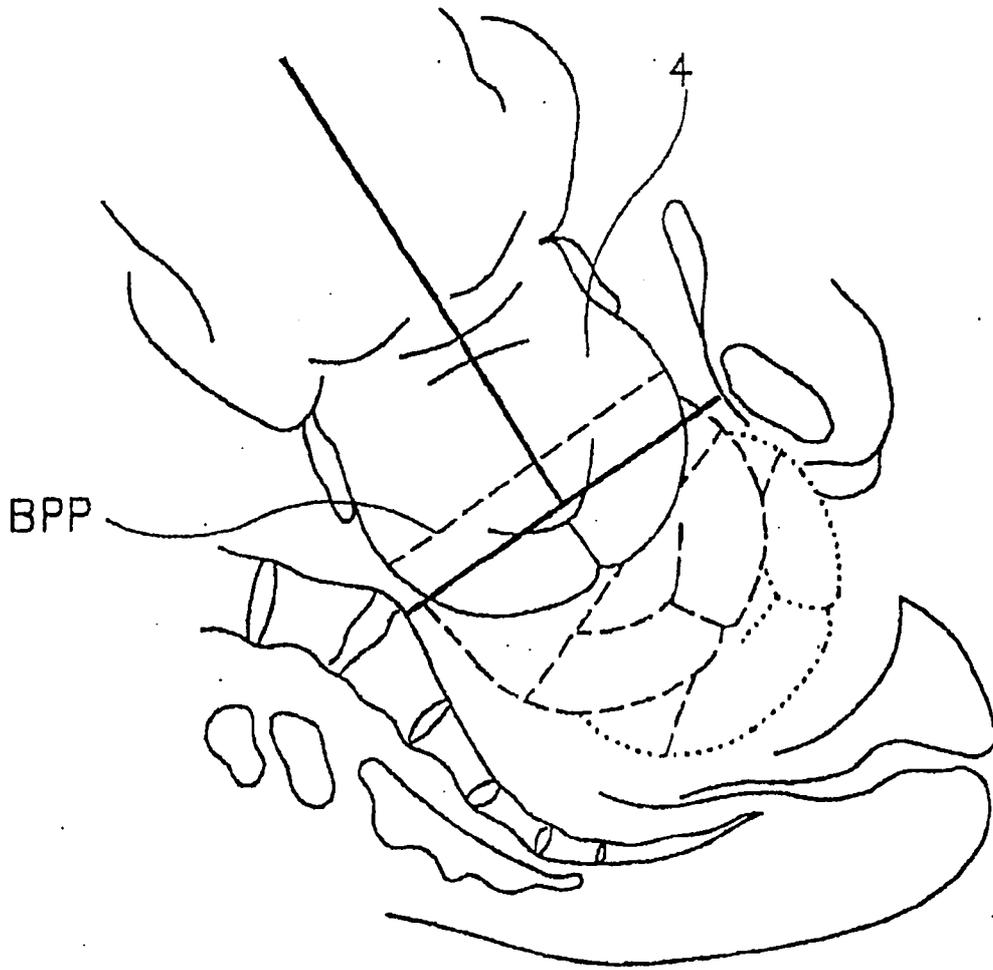


图 8

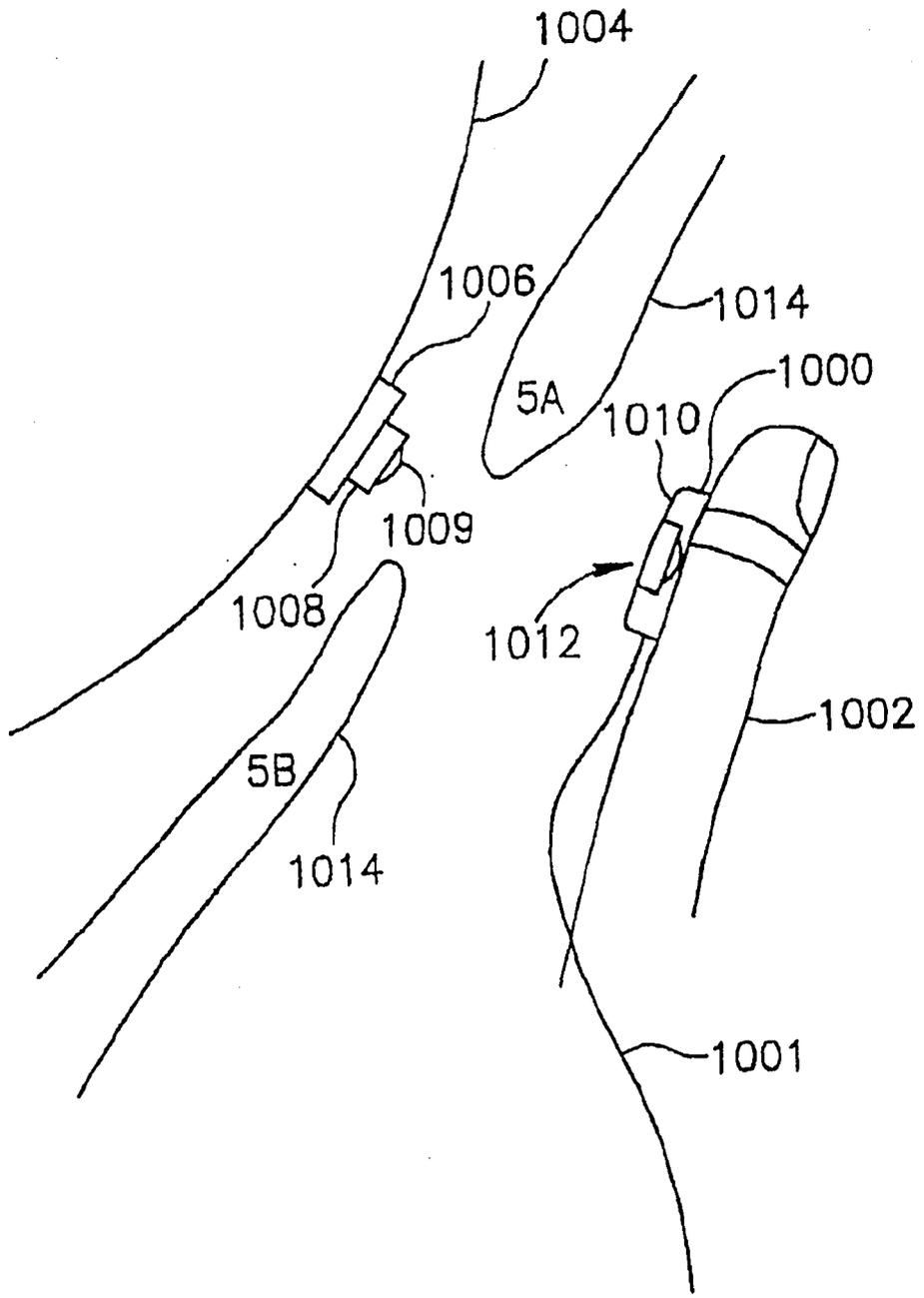


图 10A

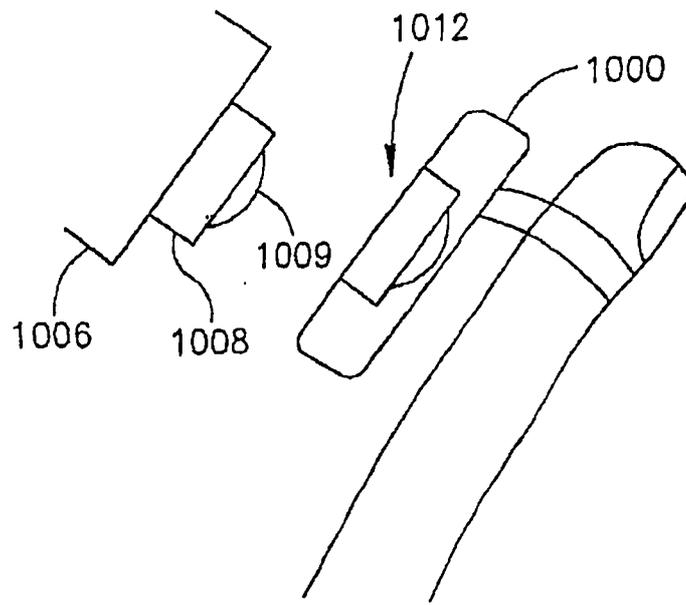


图 10B

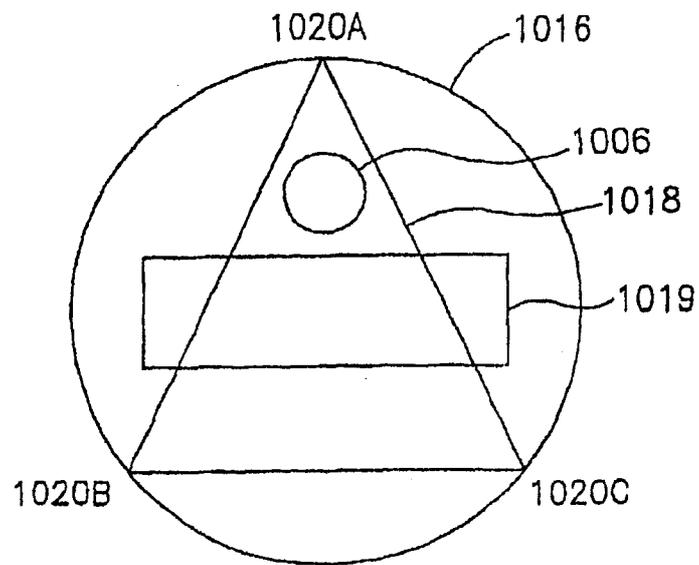


图 10C

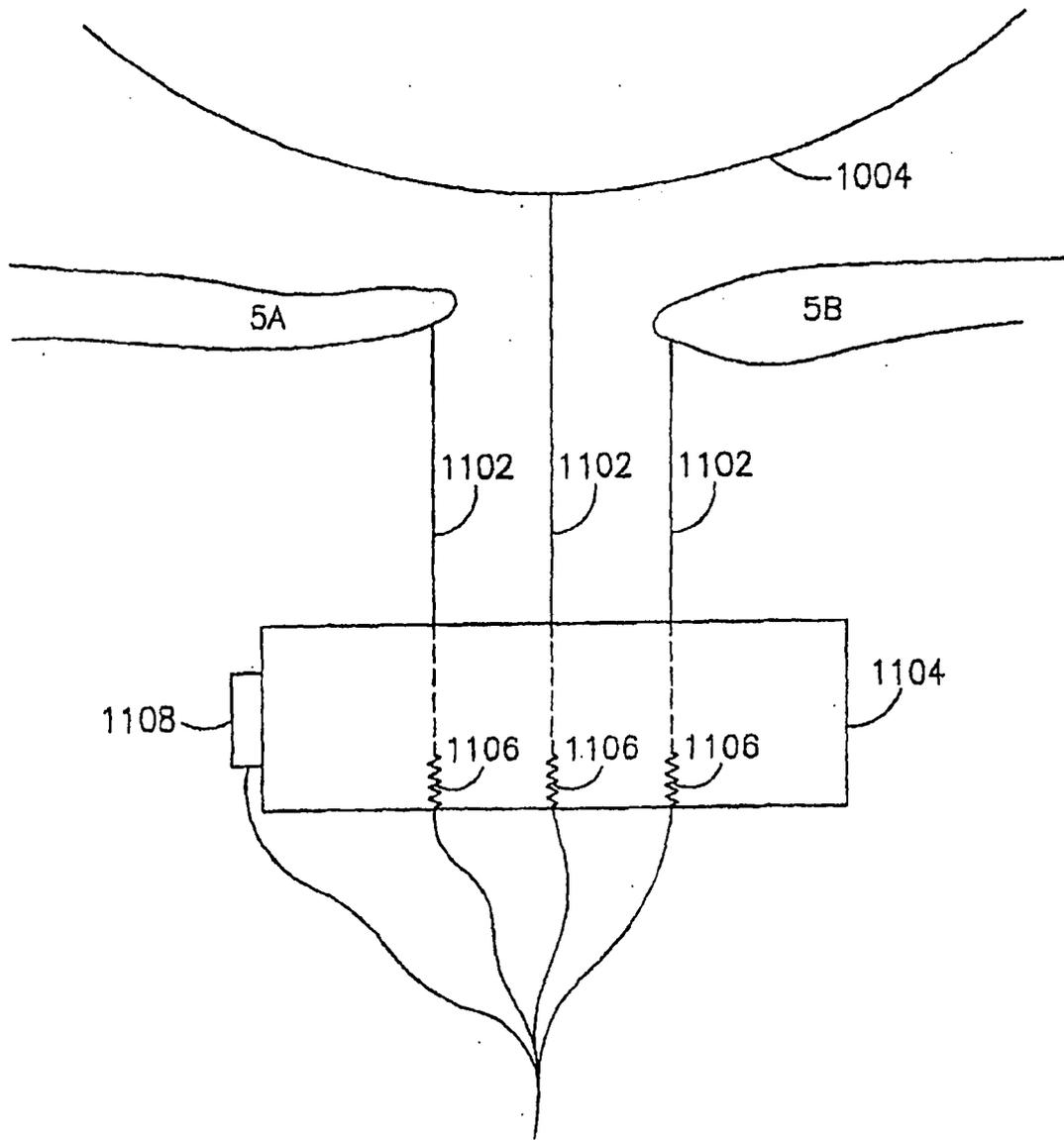


图 11

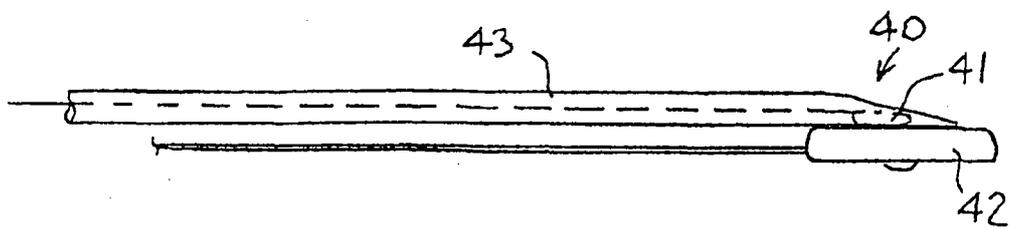


图 11A

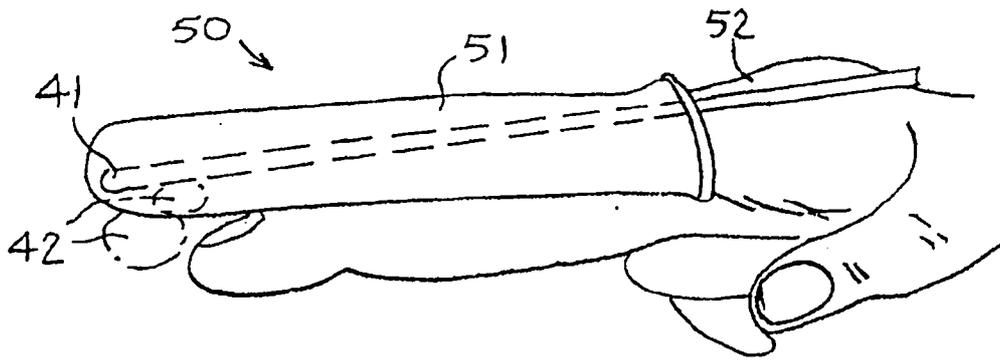


图 11B

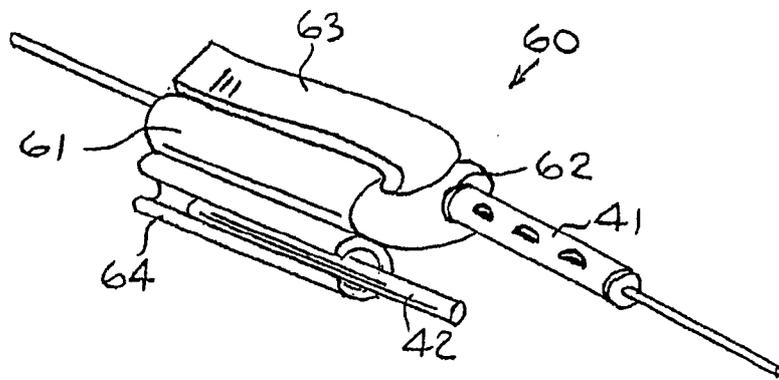


图 11C

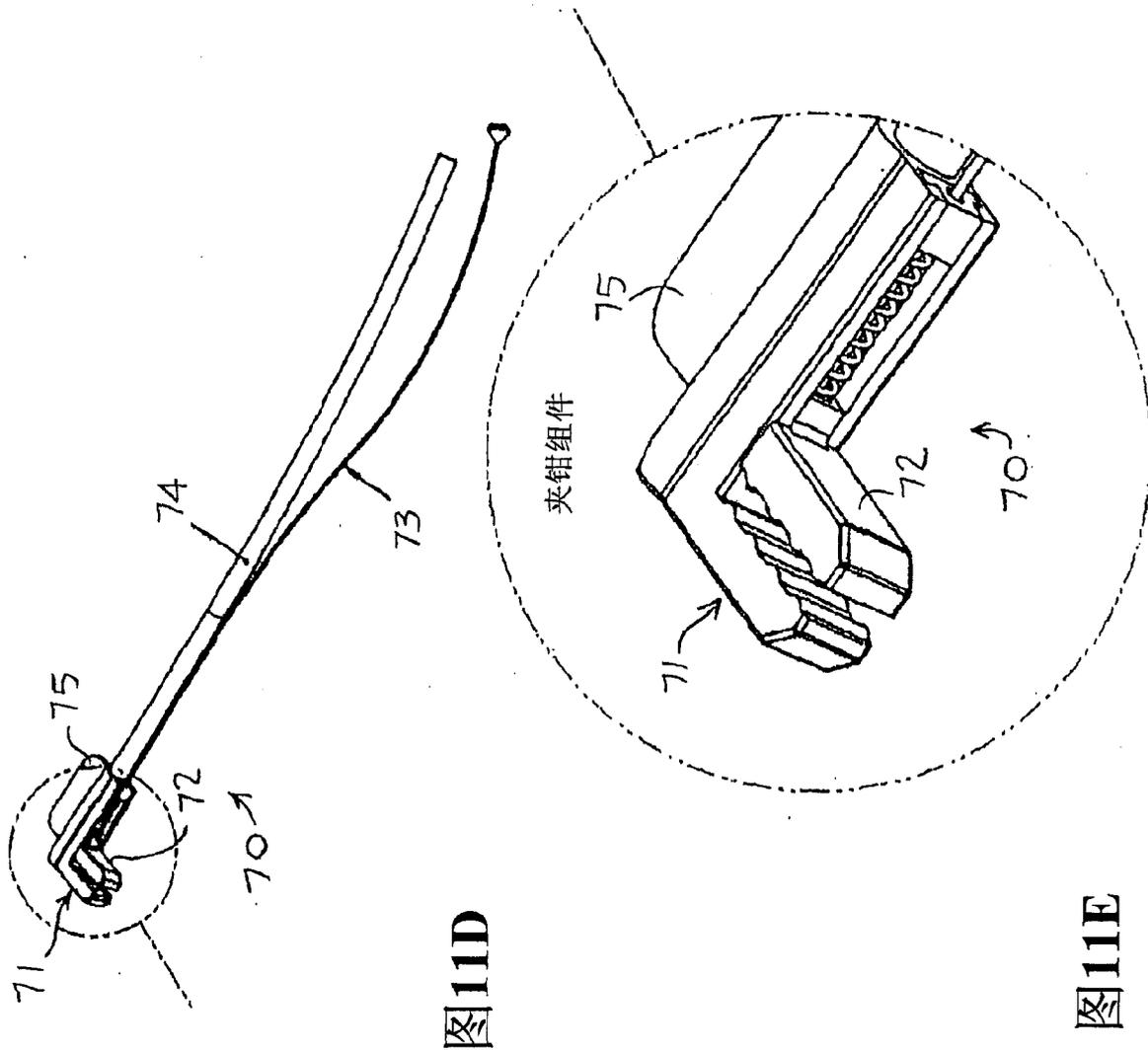


图11D

图11E

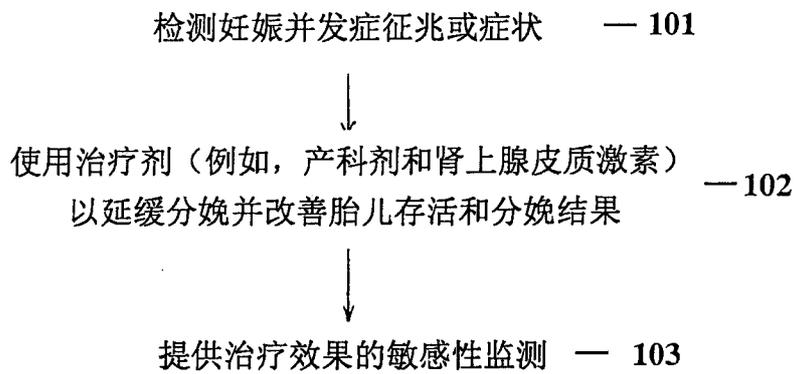


图 12

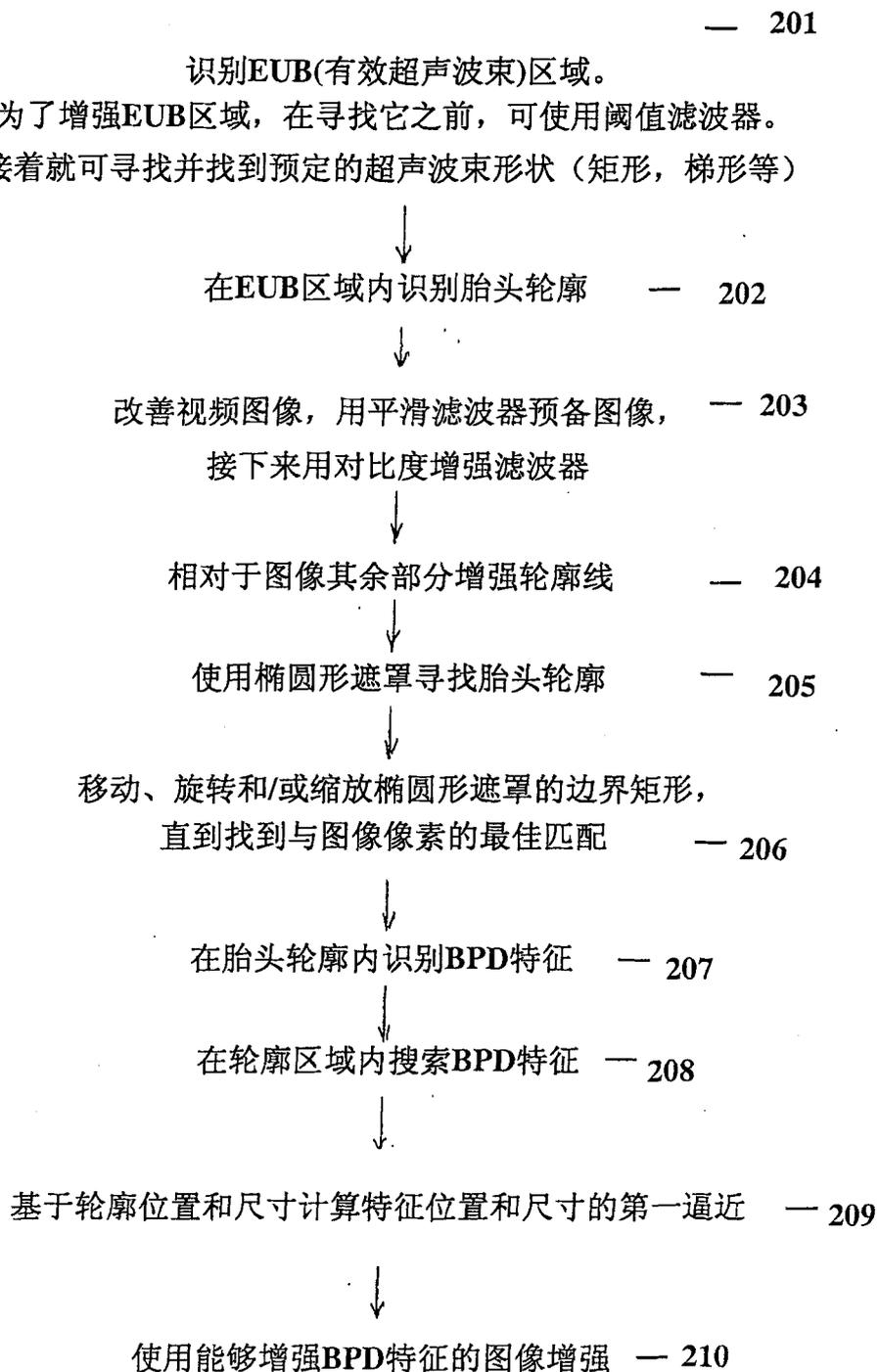


图 13

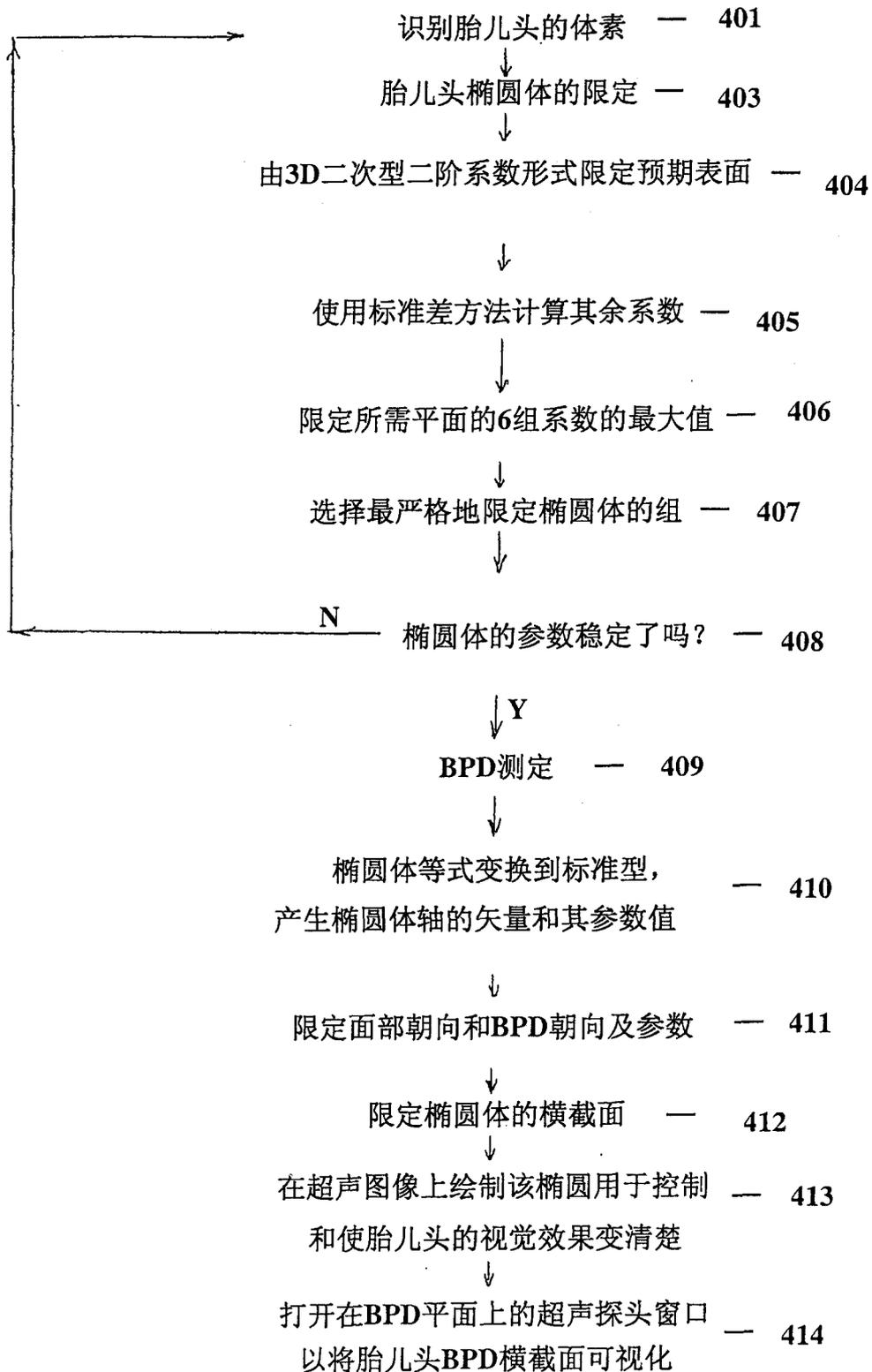


图 14

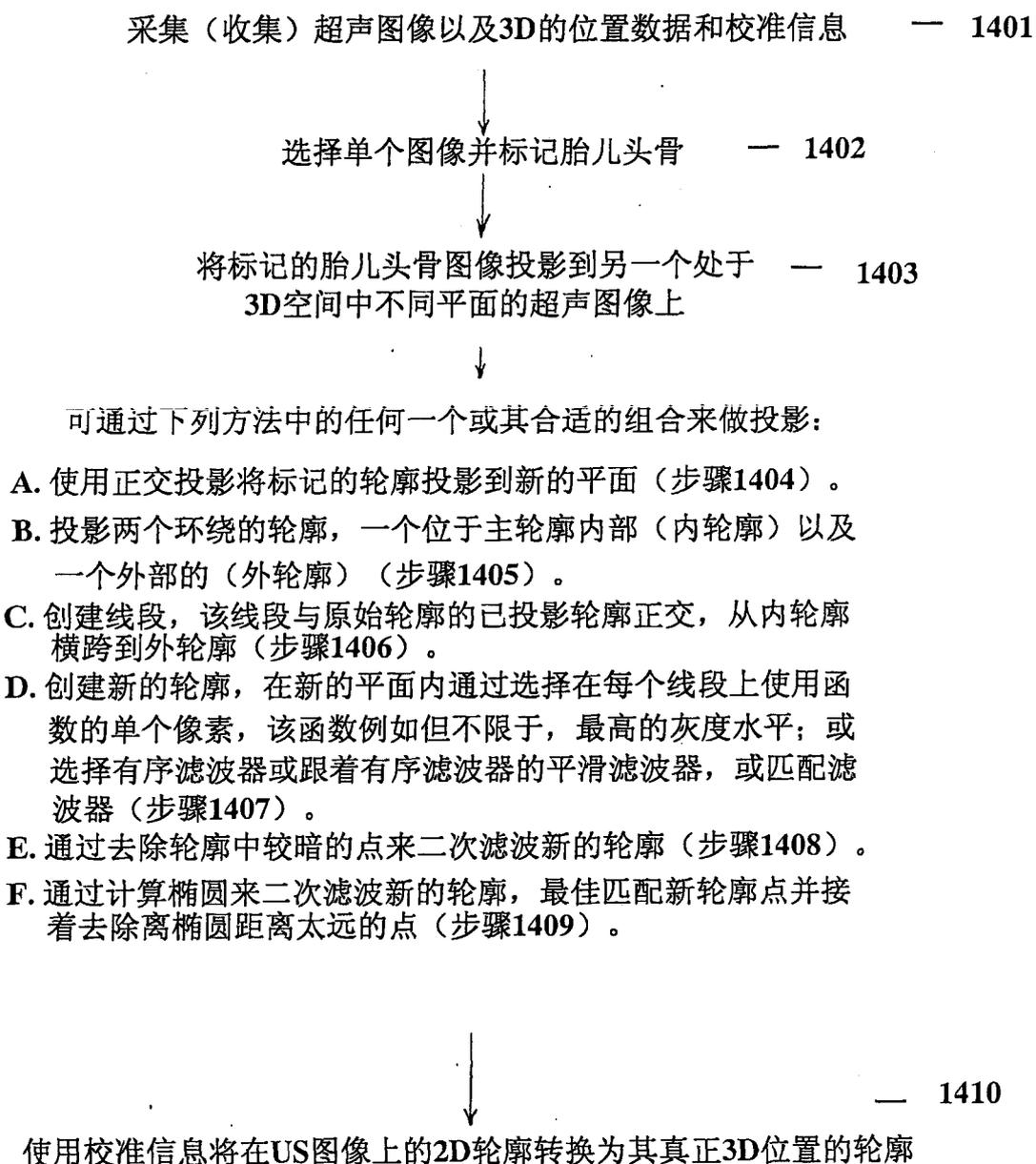


图 14A

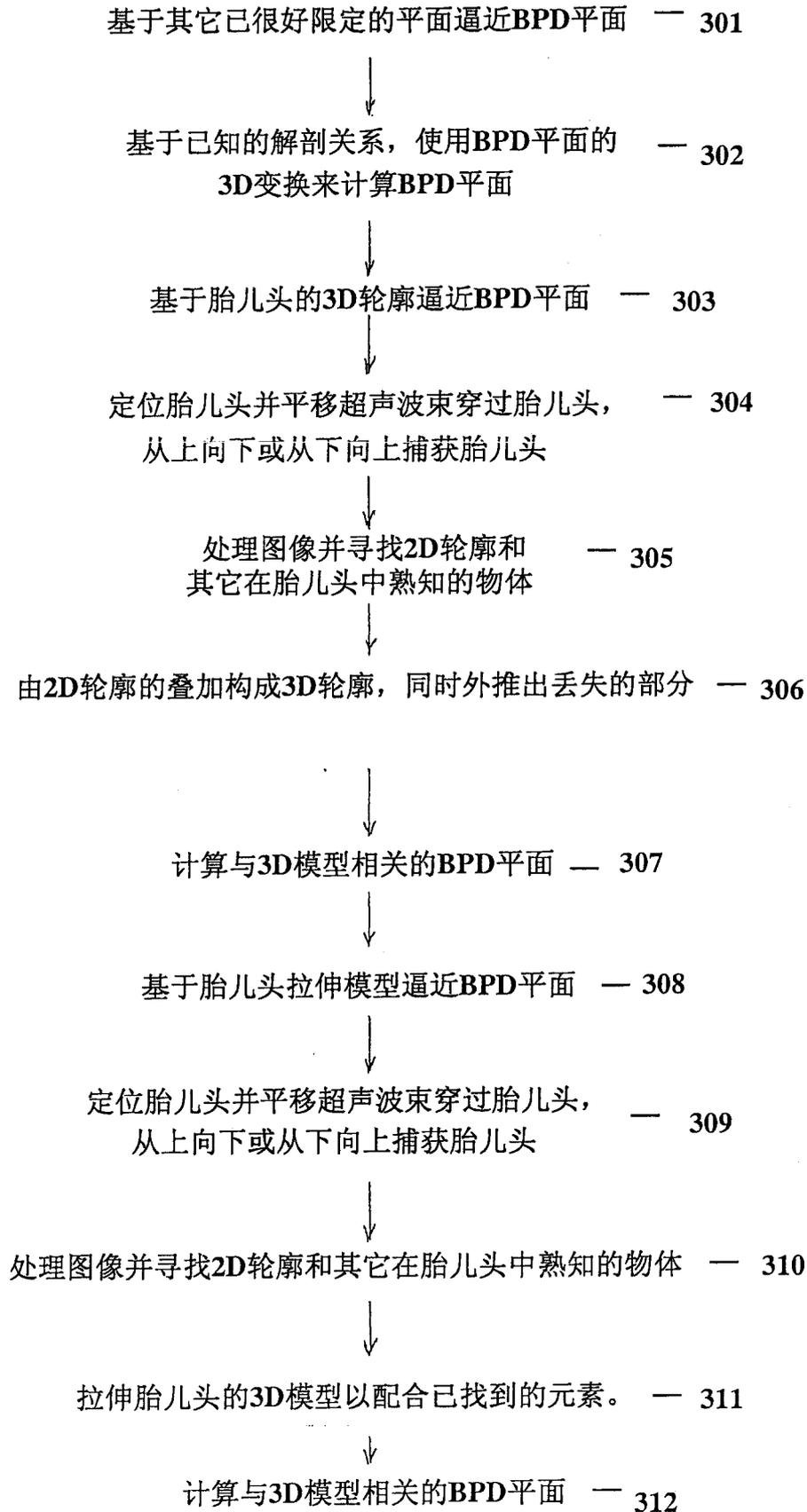


图 15

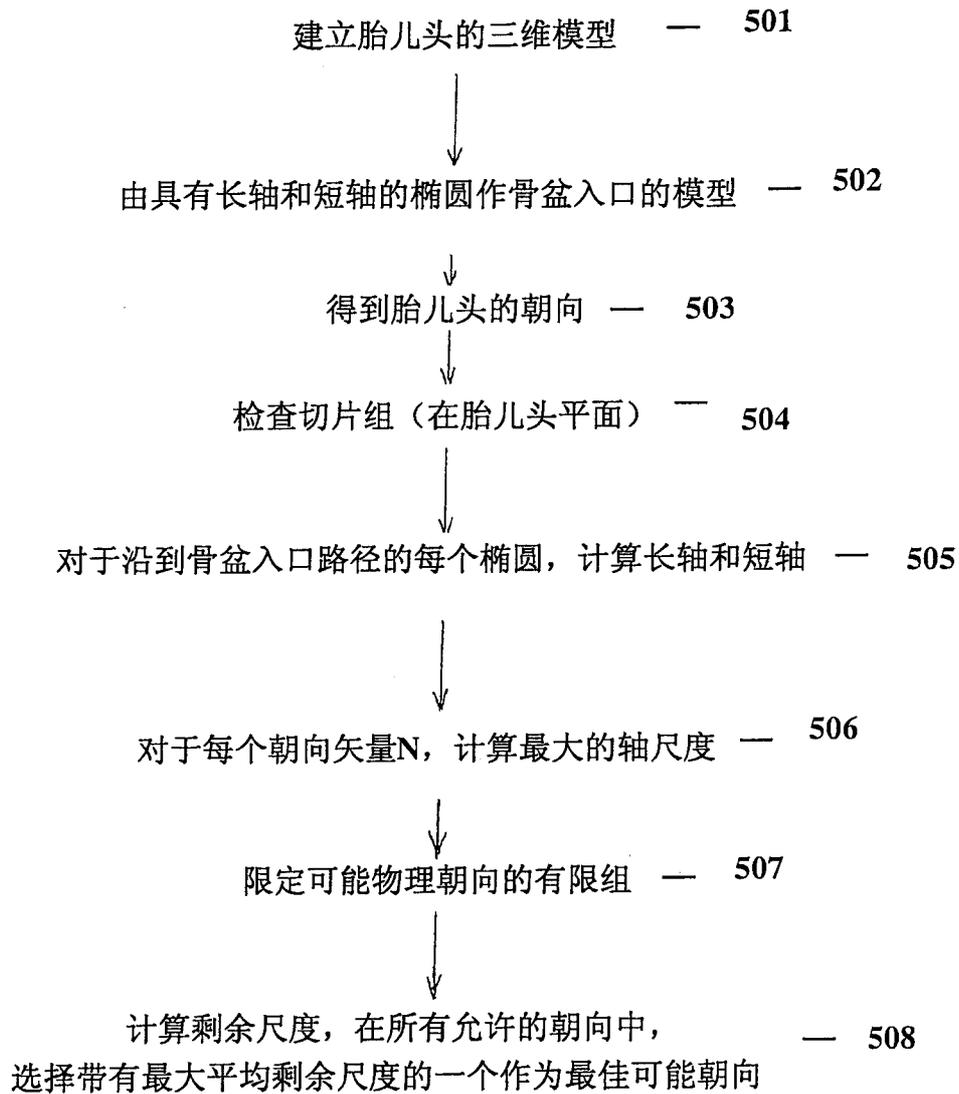


图 16

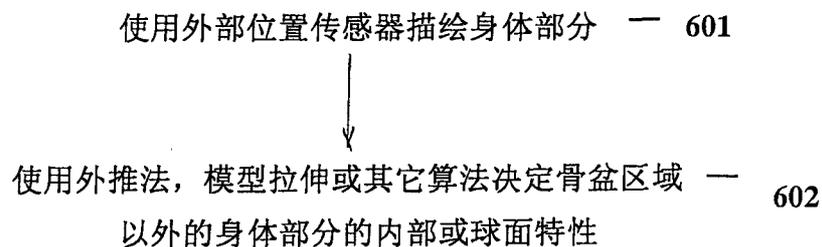


图 17

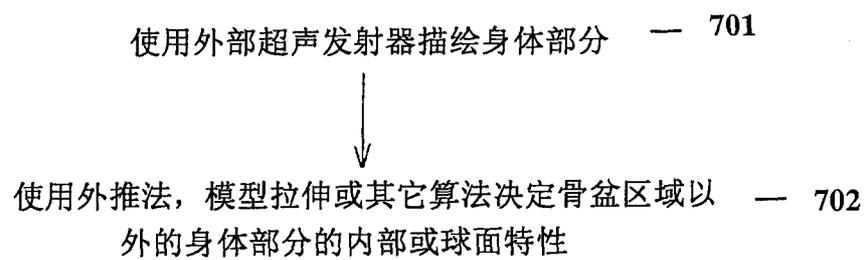


图 18

专利名称(译)	监测分娩参数的方法和装置		
公开(公告)号	CN1846233B	公开(公告)日	2012-01-04
申请号	CN200480025456.8	申请日	2004-08-06
[标]发明人	约阿夫帕尔蒂利 奥克塔维安索尔代亚 盖尔本戴维		
发明人	约阿夫·帕尔蒂利 奥克塔维安·索尔代亚 兰·巴·塞拉 盖尔·本·戴维		
IPC分类号	G06T7/60 A61B5/107 A61B8/08 A61B5/06 G06T5/00 G06T7/00		
CPC分类号	G06T7/0012 A61B5/061 G06T2207/30044 A61B8/0866 A61B8/0833 G06T2207/10132 A61B5/4362 G06T7/0089 A61B5/1076 G06T7/0083 A61B5/6838 A61B5/6826 G06T2207/20116 G06T7/12 G06T7/149 Y10S128/916		
代理人(译)	刘建功		
优先权	60/492752 2003-08-06 US		
其他公开文献	CN1846233A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种妊娠并发症早期检测方法，包括将位置传感器接触到母体中胎儿的胎儿先露部分上的点，并捕获位置传感器的位置，将位置传感器接触到母体上的一组点并捕获每一点上位置传感器的位置；以及基于用于所述妊娠并发症的预定判据检测妊娠并发症的指征。还在其它实施例中描述了用于在超声图像中识别BPD图形，用于检测骨盆区域外身体部分的特征，用于BPD重建和用于位置传感器的适配器的方法和装置。

