



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102458259 B

(45) 授权公告日 2016.03.16

(21) 申请号 201080025724.1
 (22) 申请日 2010.06.07
 (30) 优先权数据
 09162259.7 2009.06.09 EP
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2011.12.09
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/IB2010/052506 2010.06.07
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02010/143113 EN 2010.12.16
 (73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司
 地址 荷兰艾恩德霍芬
 (72) 发明人 S. 吕特 A. 杜比尔齐克
 M. 沃尔施拉格
 (74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
 72001
 代理人 刘红 刘鹏

(51) Int. Cl.
A61B 8/02(2006.01)
A61B 8/08(2006.01)
A61B 5/024(2006.01)
 (56) 对比文件
 US 2005/0251044 A1, 2005.11.10,
 US 4299234, 1981.11.10,
 US 5170791 A, 1992.12.15,
 审查员 刘珊珊

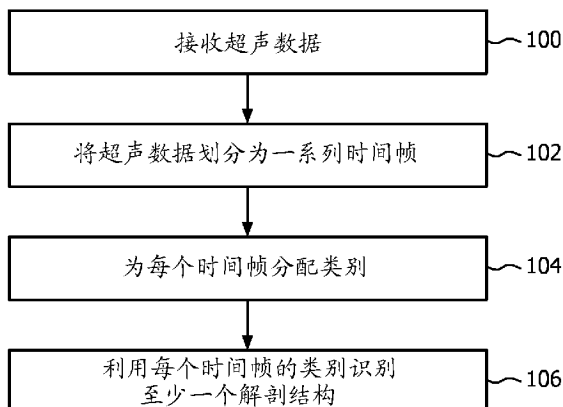
权利要求书2页 说明书11页 附图4页

(54) 发明名称

利用超声识别移动的解剖结构的方法和装置

(57) 摘要

一种利用超声数据识别至少一个移动解剖结构的方法,该方法通过接收超声数据进行操作(100)。所述超声数据包括提供描述至少一个解剖结构的速度的信息的多普勒频移信息。所述超声数据首先被划分为一系列时间帧(102)。然后利用所述多普勒频移信息为所述每个时间帧分配类别(104)。然后通过利用每个时间帧的类别识别所述至少一个解剖结构(106)。该方法是可行的,因为不同的解剖结构在多普勒频移信息中产生不同的模式。



1. 一种利用超声数据识别至少一个移动解剖结构的方法,该方法包括以下步骤:

- 接收超声数据(100,200,400),其中该超声数据包括描述所述至少一个解剖结构的速度的多普勒频移信息,

- 将所述超声数据(102,404)划分为一系列时间帧,

- 利用所述多普勒频移信息为每个所述时间帧分配类别(104),以及

- 利用每个所述时间帧的类别识别所述至少一个解剖结构(106),

其中所述方法进一步包括为每个所述时间帧构建特征向量(406)的步骤,其中利用为每个特征向量识别类别的模式识别模块(408)来分配所述类别,以及其中采用模式识别模块利用每个所述时间帧的类别来确定所述至少一个解剖结构。

2. 根据权利要求1的方法,其中利用所述多普勒频移信息为每个所述时间帧分配类别的步骤包括以下步骤:

- 利用所述多普勒频移信息辨别胎儿心脏瓣膜运动数据,

- 利用所述多普勒频移信息辨别胎儿心壁运动数据,

以及

其中利用每个所述时间帧的类别将胎儿心脏识别为解剖结构。

3. 根据权利要求1或2的方法,其中利用所述多普勒频移信息为每个所述时间帧分配类别的步骤包括利用所述多普勒频移信息辨别胎儿身体运动的步骤,以及其中利用每个所述时间帧的类别将所述解剖结构辨别为胎儿身体。

4. 根据权利要求1的方法,其中所述模式识别模块进一步适于利用所述特征向量识别不同类型的胎儿身体运动。

5. 根据权利要求1或4的方法,其中所述方法进一步包括从分娩宫缩传感器(310)接收测量值且利用来自该分娩宫缩传感器的测量值构建特征向量的步骤,和/或其中所述方法进一步包括从麦克风接收心音图测量值且利用来自该麦克风的心音图测量值构建特征向量的步骤,和/或其中所述方法进一步包括从心电图系统接收测量值并且利用来自该心电图系统的测量值构建特征向量,和/或其中所述方法进一步包括从脉搏血氧系统接收测量值并且利用来自该脉搏血氧系统的测量值构建特征向量,和/或其中所述方法进一步包括从外围氧饱和度系统接收测量值并且利用来自该外围氧饱和度系统的测量值构建特征向量,和/或其中所述方法进一步包括从非侵入式血压系统接收测量值并且利用来自该非侵入式血压系统的饱和度的测量值构建特征向量。

6. 根据权利要求1或4的方法,其中所述模式识别模块是隐马尔可夫模型的实现。

7. 一种利用超声数据识别至少一个移动解剖结构的控制系统,所述控制系统包括:

- 用于接收超声数据(100,400)的装置,其中该超声数据包含描述所述至少一个解剖结构的速度的多普勒频移信息,

- 用于将所述超声数据(102,404)划分为一系列时间帧的装置,

- 用于利用所述多普勒频移信息为每个所述时间帧分配类别(104)的装置,

- 用于利用每个所述时间帧的类别识别所述至少一个解剖结构(106)的装置,以及

用于为每个所述时间帧构建特征向量(406)的装置,

其中利用为每个特征向量识别类别的模式识别模块(408)来分配所述类别,以及其中采用模式识别模块利用每个所述时间帧的类别来确定所述至少一个解剖结构。

8. 根据权利要求 7 的控制系统,其中用于利用所述多普勒频移信息为每个连续时间帧分配类别的装置包含:

- 用于利用所述多普勒频移信息辨别胎儿心脏瓣膜运动数据的装置,以及
- 用于利用所述多普勒频移信息辨别胎儿心壁运动数据的装置,

以及

其中利用每个所述时间帧的类别将胎儿心脏识别为所述解剖结构。

9. 根据权利要求 7 或 8 的控制系统,其中利用高通滤波器(322)辨别所述超声数据中的胎儿心脏瓣膜运动数据以及其中利用低通滤波器(324)辨别所述胎儿心壁运动数据,其中所述高通滤波器使用 200-400 Hz 的截止频率,和 / 或其中低通滤波器使用 200-400 Hz 的截止频率。

10. 根据权利要求 9 的控制系统,其中所述高通滤波器使用 250-350 Hz 的截止频率,和 / 或其中低通滤波器使用 250-350 Hz 的截止频率。

11. 根据权利要求 7 或 8 的控制系统,其中用于利用所述多普勒频移信息为每个所述时间帧分配类别的装置包括用于利用多普勒频移信息辨别胎儿身体运动数据的装置,以及其中利用每个所述时间帧的类别将所述解剖结构辨别为胎儿身体,以及其中利用具有 1-15 Hz 的截止频率的低通滤波器辨别所述胎儿身体运动数据。

12. 根据权利要求 11 的控制系统,其中利用具有 8-12 Hz 的截止频率的低通滤波器辨别所述胎儿身体运动数据。

利用超声识别移动的解剖结构的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及对象的超声诊断，特别地用于识别在超声信号中产生多普勒频移的解剖结构。

背景技术

[0002] 胎儿监控器是检测和记录胎儿心率的设备。然而，在胎儿心脏迹象微弱或没有的情况下，或者如果换能器放置不正确，它们可以无意地记录母体心率。在这样的记录上，这些母体心率模式可以模仿胎儿心率模式。因而，每年都会提交涉及医护工作者未能分辨母体和胎儿心率模式的案例的诉讼。曲解心率轨迹可能导致不必要的动作、不必要的外科手术，缺乏抵抗力的胎儿(compromised fetus)的延时分娩或者甚至胎儿死亡。

[0003] 美国专利申请公开 US2007/0066908A1 描述了一种方法和装置，通过该方法和装置，基于奇异值分解，将一个或多个胎儿心脏分量与从妊娠女性获得的信号信息分离。

[0004] 美国专利 2005/0251044A1 描述了一种使用一个或多个超声换能器阵列贴片的连续的、非侵入性的心率测量系统。贴片探头以脉冲波(PW)多普勒模式操作。通过基于胎儿心脏瓣膜产生的多普勒频移横向扫描超声束直到检测到胎儿心脏，来获得胎儿心脏信号。数字信号处理器被编程用来对胎儿心脏信号执行自动识别算法，例如通过检测某个频率范围内的多普勒频移的振荡平均频率。

[0005] 美国专利 US4, 299, 234A 描述了一种同时利用超声和心电图信号连续监控胎儿心率的装置。

[0006] Georgoulas 等人的(“Classification of fetal heart rate during labour using hidden Markov models”)描述了利用一组参数对属于缺氧和正常的新生儿的胎儿心率轨迹的自动分类，所述参数是从胎儿心率以及两种隐马尔可夫模型(每种模型用于一个种类)中提取的。

发明内容

[0007] 本发明在独立权利要求中提供了一种利用超声数据来识别移动解剖结构的方法、计算机程序产品、控制系统以及胎儿监控器。本发明的实施例在从属权利要求中进行了描述。

[0008] 本发明的实施例通过对包含多普勒频移速度信息的超声数据进行频谱分解来解决上述问题。地形的不同部分以不同的速率运动。例如，当心脏运动时，心壁和心脏瓣膜以不同的速度运动。此外，对象的某些类型的内部运动是循环的或者具有特定的模式。以心脏为例，心室收缩(心壁运动)和心脏瓣膜运动具有一定的模式。对这些运动的模型以及其相继顺序的认识可以用来利用超声换能器识别正在检查的对象，而无需成像系统。在心脏的情况下，允许辨别超声换能器被正确放置以便检测胎儿心率。

[0009] 本发明的一些实施例使用模式识别来辨别不同的生理信号源，从而提供一种区分母体和胎儿超声信号的方法。因此可以使轨迹曲解的风险最小化。此外，也可以使用算法

将不同类型的胎动分类,并且因此提供描述胎儿的情况和良好状态的附加信息。所述方法不需要任何附加电缆或换能器或其他任何其他努力,这对于该方法将要被护理者和对象欣然接受是至关重要的。

[0010] 胎儿监控器被定义为用于测量和可视化未出生人类的多个生理参数的设备。这些监控器由多个用于测量子宫活动及胎儿心跳的传感器元件组成。基本上,使用两种方法进行电子监控:

[0011] - 外部或间接方法使用放置在母体腹部的外部换能器。典型地,在这个范畴中使用超声多普勒(US)换能器,其中高频声波反映胎儿心脏的机械动作。

[0012] - 内部或直接方法使用螺旋电极导出从未出生胎儿的呈现部分获取的胎儿心电图。只有当呈现部分可接近且可识别时才可以使用该方法。

[0013] 胎儿监控器使用超声多普勒技术在妊娠和分娩期间对胎儿心率进行非侵入性采集和记录。胎儿心脏肌肉的机械收缩导致超声反射中的周期性信号模式。胎儿监控器使用该模式的周期确定胎儿当前心率。该技术的主要问题是其对于产生超声反射的生理信号源漠不关心。超声束范围内的组织或血流的所有周期性运动都可以在胎儿监控器内产生心率。母亲腹部动脉的脉动是该问题的众所周知的原因。在这种情况下,胎儿监控器有时会误导地记录母体而非胎儿的心率。

[0014] 此外,用超声多普勒技术记录的轨迹可以显示重复计算的现象。如果母体在心脏收缩期间的主动脉壁运动与在心脏舒张期间的主动脉壁运动几乎相同,重复计算就可能出现。于是从传感器信号导出的包络波具有相同的形状且胎儿监控器软件不能检测两者的差别。心脏的一次跳动将被计算为二而不是一,这可能使得心率加倍。于是,当测量例如由主动脉壁运动造成的微弱信号时,心律加倍时常出现。通常,加倍的母体心率似乎增大了可变性,因此可能被解释为胎儿心率。

[0015] 为了帮助护理者识别假心率,现代胎儿监控器提供通过 ECG 或脉搏血氧测定法同步测量母亲的心率。如果母体心率与通过超声传感器测量的心率相匹配,监控器向护理者发出警告。然而,这些方法无法区分胎儿和母体心率。它们仅能在两种记录的心率相同时向护理者发出警报,告知超声信号源很可能事实上是母体解剖结构。这些方法需要附加的传感器或至少附加的电极以导出母体心率。电极和传感器增加了附加的电缆,因此给对象和护理者增添了麻烦。结果,任何增加附加传感器或电极的方法都未被很好地接受。

[0016] 本发明的一些实施例通过建模每个生理信号源的特征信号模式来区分这些信号源。因而超声信号序列与已知源的模型进行比较且被最佳拟合模型分类。当超声信号源已知时,胎儿监控器可以将该信息显示在其屏幕上,或者如果信号源不是胎儿心脏就简单地通知护理者。此外,运动模式的建模可以用来检测胎儿心脏的病理状况或测量胎儿心脏循环中一些机械事件的持续时间。该信息为负责的护理者进行更细致的诊断提供了进一步的可能性。

[0017] 可以使用同样的方法将不同类型的胎动分类。使用新的算法有可能区分不同类型的胎动,例如呼吸、吮吸或移动臂和腿。

[0018] 本发明的一些实施例可以通过将模式识别算法集成到胎儿监控器的超声信号处理中来构建。该算法可以区分胎儿和母体的超声信号。使用该模式识别算法,胎儿监控器可以确定超声信号的生理源。这种确定是可能的,原因是胎儿心脏以及脐带的脉动、胎动或

脉动母体血管全都具有唯一的超声模式“指纹”，该“指纹”可以例如通过隐马尔可夫模型（HMM）建模。HMM 是多参数模型，其可以用多个特征对超声信号进行分类，这些特征诸如心跳期间（如心脏瓣膜运动和心肌运动）子模式的校准，它们各自的持续时间、发生及频率，以及信号能量或其频谱成份。所有这些特征的组合对每个生理源来说是唯一的。

[0019] 本发明的实施例是通过将超声数据划分为较短的时间帧而发挥作用的。将每个时间帧分类，然后使用分类中的模式辨别在超声信号中产生多普勒频移信息的解剖结构。因为在短时间尺度内超声数据中的噪声和伪影可能使得何为多普勒频移的源不清楚，所以观察各分类的模式是至关重要的。当检查较长时间周期的模式时，然后出现关于哪个解剖结构产生多普勒频移的更加准确的结论。

[0020] 在多普勒频移频谱中能够看见的单个事件可能是生理信号的一部份，但也可能是伪影造成的。看起来与例如心脏瓣膜反射相似的孤立事件也可能是身体或换能器移动。只有当检查全时间帧时，我们才能说出关于解剖源的一些可靠事物，这一点非常重要。在胎儿心脏辨别的情况下，这将是一次或两次心跳。通过观察各单个事件的整体序列，可以使得说出关于信号源的事物成为可能。当得知时间帧中各单个事件的整体序列时，我们可以说出整个模式是否可能由例如胎儿心动周期所产生。HMM 十分擅长该类型的模式识别。

[0021] 此外，本发明的实施例可以提供进一步的诊断信息：

[0022] 各单个动作（例如心脏瓣膜运动和心肌运动）之间的时间以及某些动作（例如心脏收缩和心脏舒张）的持续时间可以被测量并且可以指示病理状况。该附加信息为可靠的诊断及更好的治疗提供了进一步的可能性。

[0023] 在一些实施例中，本发明可以通过将附加信号处理算法集成到胎儿监控设备的现有处理器中来并入到现有的胎儿监控器中，因此标准胎儿监控器的装配（一个 TOCO 传感器，一个超声传感器）不需要改变。这保证了简单集成到临床环境中，以使得护理者和助产士不需要任何额外的训练。

[0024] 本发明的实施例可以具有以下益处：

[0025] - 超声模式辨别算法可以区分不同的超声波模式且因此可以区分胎儿源和母体源，所以可以排除母体而非胎儿的心率的无意测量，并且护理者可以确信地记录胎儿心率。

[0026] - 所述方法可以用现有的临床信号自动进行训练。不需要冗长的手动调节。也可以添加附加模式。

[0027] - 护理者可以确信地测量胎儿心脏，而不是例如脉动的脐带。

[0028] - 胎儿监控器产生的简单的视觉或听觉信号能够向护理者发出警报。

[0029] - 实施例可以辨别听觉信号中的某些单个事件。因此可以从该信号导出附加信息（例如特定心脏动作的持续时间和发生），从而允许对病理信号模式进行更详细的诊断、更好的治疗以及辨别。

[0030] - 它可以辨别不同类型的胎动。

[0031] - 实施例可以提供附加的信号质量指示器。

[0032] - 所述方法的实施例可以简单地集成到现有处理器，所以有可能容易地升级安装基础。

[0033] - 不需要附加努力及额外的传感器或电缆。因此对象的舒适感不会下降。

[0034] - 不需要对护理者进行额外的训练；因此临床中接受度高。

[0035] - 拥有成本没变。

[0036] - 显著增加了胎儿监控的可靠性且降低了分娩期的胎儿死亡的风险。

[0037] 增加用于胎儿监控的检测算法的鲁棒性且避免胎儿心率的曲解对于监控设备的成功来说是至关重要的。本发明的优点在于可以告知护理者哪个生理结构是当前听觉信号的源。这使得护理者能够确信地使用超声传感器监控胎儿心脏。胎儿监控器将检测到对母体结构的无意测量并且因此用信号进行通知。另外,新的算法给出了当前信号源的更多信息。其可以指示病理模式且为更细致的诊断提供更多信息。为了使用该新特征,不需要附加训练以及任何附加装备。这保证了在待产室中助产士和其他护理者的接受度将是高的。

[0038] 分娩宫缩传感器在本文中被定义为用来测量在分娩期间宫缩的传感器。该分娩宫缩传感器的一个实例被称为宫缩压力(toco)传感器。分娩宫缩传感器的实例是利用应变仪、麦克风、压电材料、移动线圈或通过测量分娩宫缩期间由身体产生的电信号来测量分娩宫缩的传感器。

[0039] 胎儿监控器是能够监控至少一个指示胎儿健康状况的参数的监控器。胎儿监控器典型地能够监控胎儿的心率。也可以将心电图(ECG)、外围氧饱和度(SPO2)和/或非侵入性血压(NIBP)传感器和许多胎儿监控器一起使用来监控母体的生命体征。

[0040] 超声数据在本文中被定义为由超声系统通过使用超声换能器获得的数据。超声系统通过使用换能器将超声脉冲发送到组织区域且测量被反射的超声。对象的内部结构可以被检查。超声信号中的多普勒变化可以用来确定对象内的血液速度或内部结构。

[0041] 多普勒频移信息在本文中被定义为从超声数据导出的速度信息。

[0042] 胎儿心脏瓣膜运动数据在本文中被定义为指示胎儿心脏瓣膜运动的超声数据。胎儿心壁运动数据在本文中被定义为指示胎儿心壁运动的超声数据。

[0043] 已训练的软件模块在本文中被定义为可以使用一组训练数据来训练的模式识别模块。模型识别模块在本文中被定义为适于识别数据中的模式的软件模块。模式识别模块可以通过使用多种不同方法来实现。可以使用的不同方法或算法的实例是:主成份分析、神经网络、CN2 算法、C4.5 算法、迭代二叉树(Iterative Dichotomiser)3 (ID3)、最近邻域搜索算法、朴素贝叶斯分类算法、全息联想记忆或感知学习算法。模式识别算法在本文中也称为分类算法。模式识别模块可以通过使用特征向量作为输入来工作。训练数据可以利用示例性特征向量产生或可以利用模拟数据或模型来构建。

[0044] 本发明提供了一种使用超声数据识别至少一个解剖结构的方法。该方法包括接收超声数据的步骤。超声数据包含描述所述至少一个解剖结构的速度的多普勒频移信息。该方法包括将超声数据划分为一系列时间帧的步骤。该方法包括使用多普勒频移信息为每个时间帧分配类别的步骤。该方法包括通过使用每个时间帧的类别识别所述至少一个解剖结构的步骤。该方法具有以下优点:即使在数据包含噪声和伪影时,也能够识别哪个或哪些解剖结构负责在超声数据中产生多普勒频移。这是通过识别各个类别的模式实现的。

[0045] 时间帧在被分割为大约 10 毫秒的量级的情况下是有用的。更长的时间和更短的时间也可以使用。在 1 毫秒至 15 毫秒的范围内的时间也是有用的。针对连续帧中每一个帧的将胎儿心脏运动分类是有益的,因为在心跳期间存在有规律的事件序列。例如,各种心脏瓣膜和心室以有规律地间隔打开和闭合或收缩和扩张。这意味着可以开发可以用于将胎儿心脏运动进行分类的模型。

[0046] 在另一个实施例中,解剖结构被识别为来源于胎儿或母体。这是有利的,因为其避免了母体心率被错误地识别为胎儿心率。

[0047] 在另一个实施例中,利用多普勒频移信息为每个时间帧分配类别的步骤包括利用多普勒频移信息辨别胎儿心脏瓣膜运动数据的步骤。利用多普勒频移信息为每个时间帧分配类别的步骤进一步包括利用多普勒频移信息辨别胎儿心壁运动数据的步骤。然后利用每个时间帧的类别将胎儿心脏识别为所述至少一个解剖结构之一。该实施例是有利的,原因是胎儿心脏产生了可以识别的周期性模式。所述方法防止了将母体心跳错误地辨别成胎儿心跳。胎儿心脏具有快速心脏瓣膜运动和较慢心壁运动的模式,该模式肯定可以在超声数据中被辨别。

[0048] 在另一个实施例中,本发明提供一种用于确定胎儿心率的方法。该方法进一步包括利用多普勒频移信息辨别胎儿心脏瓣膜运动的步骤。该方法进一步包括利用多普勒频移信息辨别胎儿心壁运动数据的步骤。该方法进一步包括利用多普勒频移信息辨别胎儿心壁运动数据的步骤。该方法进一步包括利用心脏瓣膜运动数据及心壁运动数据来确定胎儿心率的步骤。该实施例是有利的,因为胎儿心脏瓣膜比胎儿心壁移动得更快。通过辨别胎儿心脏瓣膜运动和胎儿心壁运动,能够识别用来指示超声系统实际上正在接收来源于胎儿的超声数据的可检测模式。该方法的主要优点是单个传感器可以用来确定胎儿心率是否正在被测量。不需要用于独立监控母亲心率的外部传感器。

[0049] 在另一个实施例中,通过将超声数据傅立叶变换中胎儿心脏瓣膜运动和心壁运动的模式与胎儿心脏模型相比较,确定胎儿心率。如前文中提到,心脏瓣膜运动比心壁运动更快。这允许两种类型的数据在傅立叶变换中被分离。

[0050] 在另一个实施例中,利用多普勒频移信息为每个时间帧分配类别的步骤包括利用多普勒频移信息辨别胎儿身体运动的步骤。利用每个时间帧的类别辨别出解剖结构是胎儿身体。胎儿身体运动在本文中被定义为胎儿身体的自发运动或牵涉到多个器官和肌肉的胎儿身体运动。实例将是移动四肢、移动头部、吮吸拇指或打嗝。由于胎儿运动比心率时间更长,因此可以辨别胎儿身体运动。胎儿运动时间典型地将会是大约半秒到几秒。此外,胎儿身体运动并不迅速。胎儿身体运动的多普勒频移典型地低于 10 Hz。当胎儿移动时,大区域在移动,因此多普勒频移的幅度比心跳或母体血管运动的多普勒频移幅度要大。

[0051] 在另一个实施例中,所述方法进一步包括为每个时间帧构建特征向量的步骤。利用为每个特征向量识别类别的模式识别模块分配类别。特征向量是被模式识别模块用作输入的数据集合。对于图像处理而言,特征向量将可能是图像中的像素值。对于本申请,处理超声数据。例如提取快速傅立叶变换、小波变换、维格纳(Wigner)分布或功率密度。这些量可以被计算成产生多普勒频移的速度或频率的函数。该实施例是有利的,因为模式识别模块可以被用于利用特征向量作为输入来辨别每个时间帧中正在发生什么。该模式识别模块可以是利用训练数据训练的已训练软件模块。这可以是用于产生用于训练的模拟特征向量的模拟超声数据,或者利用超声系统获取的实际数据可以被用作输入。一旦为每个时间帧都确定了类别,可以利用这些类别确定引起多普勒频移的解剖结构。以识别胎儿心脏为例,其能顺利进行的原因是当确定了胎儿心脏的特定状态时,其他事件后来发生的可能性非常高。这意味着心脏瓣膜关闭以及心室泵血(pumping)具有规则的顺序。可以训练模式识别模块以识别这些模式。用来分配类别且利用这些类别识别解剖结构的模式识别模块可以是

单个的软件模块或者它可以由多个软件模块组成。换句话说,可以使用不同的模式识别方法来分配类别及识别解剖结构。

[0052] 在另一个实施例中,模式识别模块进一步适于利用特征向量识别不同类型的胎儿身体运动。可以将不同类型的胎儿身体运动分类,例如可以确定胎动、打嗝以及打喷嚏。与心脏瓣膜运动和心壁运动相比,胎儿身体运动非常缓慢。结果,较低频率的运动在傅立叶变换中的较低的频率处显现。模式识别模块也可以用来识别这些胎儿身体运动。这是有益的,因为它允许医生不仅知道胎儿心率而且知道胎儿正在经历何种类型的运动。这对于确立胎儿的健康状况及胎儿是否存活是非常有用的。

[0053] 在另一个实施例中,所述方法进一步包括从分娩宫缩传感器接收测量值的步骤。于是特征向量包括来自分娩宫缩传感器的测量值。这是个极其有益的实施例,因为利用分娩宫缩传感器对母体宫缩进行测量可以并入胎儿心率的模型。在宫缩期间胎儿心率改变。将来自分娩宫缩传感器的数据包含在特征向量中以及包含在模式识别模块使用的模型中增加了快速辨别是否正在测量胎儿心率且确定胎儿心率的准确性。宫缩期间的胎儿心率也是医生所关心的。使得该信息相关允许医生做出有关胎儿分娩的更好的诊断决定。

[0054] 在另一个实施例中,所述方法进一步包括从麦克风接收心音图测量值的步骤。所述方法进一步包括利用来自麦克风的心音图测量值构建特征向量的步骤。心音图测量是利用麦克风对胎儿心脏进行的测量。这提供了可以包含在特征向量中的补充信息并且将协助模式识别模块适当辨别超声换能器是否正确放置在胎儿心脏上方。

[0055] 用于进行心音图测量的系统可以具有噪声消除子系统。

[0056] 在另一个实施例中,所述方法进一步包括:从心电图系统接收测量值并且利用来自该心电图系统的测量值构建特征向量。

[0057] 在另一个实施例中,所述方法进一步包括:从脉搏血氧系统接收测量值并且利用来自该脉搏血氧系统的测量值构建特征向量。

[0058] 在另一个实施例中,所述方法进一步包括:从外围氧饱和度系统接收测量值并且利用来自该外围氧饱和度系统的测量值构建特征向量。

[0059] 在另一个实施例中,所述方法进一步包括:从非侵入式血压系统接收测量值并且利用来自该非侵入式血压系统的测量值构建特征向量。

[0060] 在另一个实施例中,所述模式识别模块是隐马尔可夫模型的实现。这是非常有利的实施例,原因是隐马尔可夫模型观察连续数据的单独片断。在这种情况下,正在被检查的是时间帧。隐马尔可夫模型使用了其它事件会遵循的概率。该方法允许构建非常精确和鲁棒的模型,该模型可以辨别胎儿心率。

[0061] 在另一个实施例中,所述方法进一步包括预处理超声数据的步骤。预处理超声数据的步骤包括至少一个以下步骤:过滤超声数据,放大超声数据以及使超声数据标准化。这是有用的,原因是过滤过程能够移除超声数据中不想要的噪声,放大超声数据可以扩大弱信号,并且使超声数据标准化缩小了动态范围且允许利用模式识别模块进行更加容易的分析。

[0062] 在另一方面,本发明的实施例提供了一种计算机程序产品,该产品包括用于由控制系统执行的机器可执行指令。该机器可执行指令包括确定胎儿心率的方法的一个实施例。

[0063] 在另一方面,本发明的实施例提供了一种计算机程序产品,该产品包括用于由控制系统执行的机器可执行指令。该机器可执行指令包括接收超声数据的步骤。超声数据包含描述至少一个解剖结构的速度的多普勒频移信息。指令进一步包括将超声数据划分为一系列时间帧的步骤。指令进一步包括利用多普勒频移信息为每个时间帧分配类别的步骤。指令进一步包括利用每个时间帧的类别识别至少一个解剖结构的步骤。已在前文中讨论过这些步骤的优点。

[0064] 在另一方面,本发明提供了包括微处理器的控制系统,其中微处理器适于执行接收超声数据的步骤。超声数据包含描述至少一个解剖结构的速度的多普勒频移信息。指令进一步包括将超声数据划分为一系列时间帧的步骤。指令进一步包括利用多普勒频移信息为每个时间帧分配类别的步骤。指令进一步包括利用每个时间帧的类别识别至少一个解剖结构的步骤。已在前文中讨论过这些步骤的优点。

[0065] 在另一个实施例中,利用多普勒频移信息为每个连续时间帧分配类别的步骤包括利用多普勒频移信息识别胎儿心脏瓣膜运动数据的步骤。利用多普勒频移信息为每个连续时间帧分配类别的步骤进一步包括利用多普勒频移信息识别胎儿心壁运动数据的步骤。然后利用每个时间帧的类别将胎儿心脏识别为解剖结构。

[0066] 在另一个实施例中,利用高通滤波器从超声数据中辨别胎儿心脏瓣膜运动数据,并且其中利用低通滤波器辨别胎儿心壁运动数据。这是有利的,原因是如前文所述,心脏瓣膜运动比心壁运动更加快速。在傅立叶变换以及其他单一处理技术中,心壁运动将会显现为比快速移动的心脏瓣膜运动数据更低的频率。高通和低通滤波器可以被数字地实现。在其他实施例中,也可以使用模拟高通和低通滤波器。

[0067] 在另一个实施例中,高通滤波器使用 200-400 Hz 的截止频率。优选地,高通滤波器使用 250-350 Hz 的截止频率。最佳截止频率大约为 300 Hz。

[0068] 在另一个实施例中,低通滤波器使用 200-400 Hz 的截止频率。低通滤波器优选地使用 250-350 Hz 的截止频率。同样,低通滤波器的最佳截止频率为大约 300 Hz。

[0069] 在另一个实施例中,利用多普勒频移信息为每个时间帧分配类别的步骤包括利用多普勒频移信息辨别胎儿身体运动数据的步骤。然后利用每个时间帧的类别将解剖结构辨别为胎儿身体。

[0070] 在另一个实施例中,利用具有 1-15 Hz 的截止频率的低通滤波器辨别胎儿身体运动。截止频率最佳为 8-12 Hz。

[0071] 在另一方面,本发明提供了一种胎儿监控器。该胎儿监控器包括适于利用超声换能器测量多普勒频移超声信号的超声系统。该超声系统适于利用多普勒频移超声信号产生超声数据。胎儿监控器进一步包括根据本发明实施例的控制系统。

[0072] 在另一个实施例中,胎儿监控器进一步包括分娩宫缩传感器。控制系统进一步适于执行为每个时间帧以及来自分娩宫缩传感器的测量值构建特征向量的步骤。控制系统进一步适于执行利用识别每个特征向量类别的模式识别模块将每个时间帧内的胎儿心脏运动分类的步骤。利用识别每个特征向量类别的模式识别模块来分配类别。利用模式识别模块确定解剖结构。如前文所述,模式识别模块可以由多个子模块组成,该子模块包括模式识别软件模块。该实施例的优点已在前文中讨论。在该实施例中,利用胎儿心脏运动的类别确定胎儿心率。

[0073] 在另一个实施例中,胎儿监控器适于在指示器上指示至少一个解剖结构。指示器可以是胎儿监控器上的显示器或者其可以写在图表记录器上。该实施例是有益的,因为其对于知道胎儿监控器正在检查何种解剖结构是有利的。该特征可以帮助防止胎儿监控器并不在检查胎儿的错误。

[0074] 在另一个实施例中,胎儿监控器适于在至少一个解剖结构不包括心脏时用警报警告操作者。警报可以是视觉指示器、听觉警报,或者它可以是图表记录器上的标记。该实施例是有益的,因为操作者之后会知道应该重新放置超声换能器。

[0075] 在另一个实施例中,胎儿监控器适于在指示器上显示关于胎儿心率来自于胎儿的置信测度(measure of confidence)。指示器的实例是胎儿监控器上的显示器、可听音、或图表记录器上的标记。该实施例是有益的,因为其给予操作者或护理者有关换能器被正确放置的可能性有多大的指示。当使用了模式识别模块时,该实施例可以容易地实施。许多模式识别模块(如 HMM)也生成关于正确识别模式的概率。该概率可以用来生成置信测度。胎儿心率可以显示在胎儿监控器的数字指示器上,可以用声音指示,也可以记录在图表记录器上,并且可以被发送到电子记录系统。

附图说明

[0076] 以下将仅通过实例并结合附图对本发明的优选实施例进行描述,其中:

[0077] 图 1 示出了利用多普勒频移超声数据确定解剖结构的方法的实施例。

[0078] 图 2 示出了根据本发明实施例的胎儿监控器的实施例。

[0079] 图 3 示出了根据本发明的方法的另一个实施例。

[0080] 图 4 示出了根据本发明实施例的分类算法的实例。

[0081] 图 5 示出了由高通和低通滤波器处理的婴儿超声数据以及利用隐马尔可夫模型对不同时间帧的分类。

具体实施方式

[0082] 这些附图中相同编号的元件是相同的元件或执行相同的功能。对于在前文中已经讨论的元件,如果其功能相同,将不必在随后的附图中讨论。

[0083] 图 1 示出了识别在超声数据中产生多普勒频移信息的解剖结构的方法。在步骤 100 中,接收超声数据。在步骤 102 中,将超声数据划分为一系列时间帧。接下来,在步骤 104 中,为每个时间帧分配类别。在步骤 106 中,利用每个时间帧的类别识别至少一个解剖结构。不同解剖结构的运动在超声数据中产生不同类型的多普勒频移。例如,胎儿心脏的运动包含若干个不同组分。存在快速移动的瓣膜以及更慢移动的心壁。心壁和瓣膜以有节奏的方式运动,该方式可以被识别且用来确认超声传感器被放置在胎儿心脏上方。

[0084] 一旦得知超声传感器被放置在胎儿心脏上方,瓣膜运动和心壁运动就可以用来直接确定胎儿心率,或者瓣膜运动和心壁运动可以用来确认传感器的确正在测量胎儿心率。一旦确认了是对胎儿心脏进行测量,就可以使用常规的方法来确定胎儿心率。

[0085] 图 2 示出了根据本发明实施例的胎儿监控器 302 的实施例。示出了妊娠对象 300。妊娠对象 300 在其腹部区域具有分娩宫缩传感器 310 及超声换能器 308。分娩宫缩传感器

附接到分娩宫缩传感器系统 304。分娩宫缩传感器系统 304 是运行分娩宫缩传感器 310 所必需的电子器件。分娩宫缩传感器系统 304 与微控制器 312 接口连接。超声换能器 308 附接到超声系统 306。超声系统 306 包括驱动和操作超声换能器 308 所必需的电子器件。超声系统 306 连接到微处理器 312。微处理器 312 通过执行计算机程序产品 314 发挥作用。计算机程序产品 314 操作和执行用于确定胎儿监控器的方法。计算机程序产品 314 包括多个不同的软件模块。模块 316 是胎儿心脏瓣膜运动辨别模块。模块 318 是胎儿心壁运动辨别模块。模块 320 是心率确定模块。322 是数字高通滤波器模块的实现。模块 324 是数字低通滤波器模块的实现。326 为模式识别模块。模式识别 326 可以是已训练的软件模块,该模块也可以包括在其运行时用来比较的训练数据库,或还可以包含在其运行时用来参考的实例数据库。模块 328 是特征向量创建模块。以及模块 330 是软件模块,该模块将超声数据划分为一系列的时间帧。微处理器 312 从超声系统 306 接收超声数据。

[0086] 图 3 示出了根据本发明实施例的方法的框图。在步骤 400 中,接收超声信号。在步骤 402 中,预处理超声信号。接下来在步骤 404 中,提取时间帧。将超声信号或超声数据切分为微小的片断且提取一个或多个时间帧。在步骤 406 中,进行特征提取,在该步骤中为所提取的每个时间帧创建特征向量。在步骤 408 中,将每个特征向量发送到分类算法。该分类算法可以是模式识别模块。分类或模式识别模块将每个特征向量辨别为多种不同状态中的一种,例如时间帧可以辨别出心脏瓣膜正在移动,可以辨别出心壁正在移动,或者可以辨别出心脏瓣膜和心壁都没有移动。在步骤 410 中,分类算法输出最可能的信号种类。

[0087] 新的模式识别模块的输入信号是标准超声信号(参见图 3)。首先预处理数据:数据被过滤、放大且标准化以满足进一步处理的需要。然后从数据中提取比一次心跳时间短得多的时间帧。为每个时间帧提取特定标准(例如 FFT 的结果、小波变换、维格纳分布或功率密度)。这些标准共同建立包含当前时间帧的重要属性的特征向量。所有特征向量被发送到信号分类器(详情参见图 4),该分类器将这些特征向量在其顺序和出现方面与预定义的胎儿或母体信号源的 HMM 相比较。信号分类的输出为当前超声模式与预定义的超声模式模型之一关联的可能性。为当前超声模式产生最高概率的 HMM 描述了当前生理信号源。此外,这些概率是当前信号质量的指标。如果所有概率都很低,则信号弱,并且向护理者发送警告信号通知更换传感器。

[0088] 图 4 示出了图示分类算法 408 的操作的图表。分类算法 408 接收一个或多个特征向量 500 作为输入。然后分类算法 408 输出最可能的信号种类 502。在本例中,信号种类可以识别为关于其是胎儿运动、母体心率、胎儿心率或其他超声模式的概率。存在模块 512 将特征向量与多种超声模型相比较。在本例中比较算法 512 能比较的模型为胎儿运动模型 504、母体心率模型 506、胎儿心率模型 508 以及另一个超声模式模块 510。绘图 512 中的算法可以利用隐马尔可夫模型实现。

[0089] 图 5 示出了超声数据 600 中不同频率范围的功率以及隐马尔可夫模型将胎儿心脏 602 的不同运动分类的实例的绘图。在图 600 中,时间是坐标(access) 604,频率范围中的能量在坐标 606 上给出。坐标 606 上的能量范围是任意的单位。曲线 608 示出了由高通滤波器确定的高频段中的能量。610 确定由低通滤波器确定的低频段中的能量。以及曲线 612 是曲线 608 与曲线 610 的比值。在绘图 602 中,图中的标记 624 指示通过隐马尔可夫模型确定的心脏运动。坐标 614 是以秒为单位的时间,并且图中有三个被标记为 620、622 以及

618 的位置。620 指示心壁运动被辨别,622 指示心脏瓣膜和心壁运动都没有被辨别或是停顿时间。且 618 指示已经检测到心脏瓣膜运动。绘图 602 是利用隐马尔可夫模型可以怎样辨别数据的实例。这也可以被用作可以用来对比以确定是否检测到胎儿心率的模型。

[0090] 对应图 5 示出的实例,使用了 FM 30 胎儿监控器。为了计算曲线 608,取多普勒频移超声数据的短时间傅立叶变换(STFT)的高频段(300-600 Hz)的功率。通过减去高频段中的平均能量且然后除以高频段中能量方差的平方根而将曲线 608 标准化。为了计算曲线 610,同样利用 STFT 来取低频段(0-300 Hz)的功率。相似地,通过减去低频段中的平均能量且除以低频段中能量方差的平方根而将曲线 610 标准化。

[0091] 附图标记的列表:

- [0092] 300 妊娠对象
- [0093] 302 胎儿监控器
- [0094] 304 分娩宫缩传感器系统
- [0095] 306 超声系统
- [0096] 308 超声换能器
- [0097] 310 分娩宫缩传感器
- [0098] 312 微处理器
- [0099] 314 计算机程序产品
- [0100] 316 胎儿心脏瓣膜运动辨别模块
- [0101] 318 胎儿心壁运动辨别模块
- [0102] 320 心率确定模块
- [0103] 322 高通滤波器
- [0104] 324 低通滤波器
- [0105] 326 模式识别模块
- [0106] 328 特征向量创建模块
- [0107] 330 时间帧划分模块
- [0108] 400 超声系统的接收
- [0109] 402 超声数据的预处理
- [0110] 404 提取时间帧
- [0111] 406 特征提取
- [0112] 408 分类算法
- [0113] 410 确定最可能的信号种类
- [0114] 500 特征向量
- [0115] 502 最可能的信号种类
- [0116] 504 胎动模型
- [0117] 506 母体心率模型
- [0118] 508 胎儿心率模型
- [0119] 510 其他超声模式模块
- [0120] 512 将模型与特征向量比较
- [0121] 600 超声数据中不同频率范围的功率

- [0122] 602 胎儿心脏的隐马尔可夫模型的实例
- [0123] 604 以秒为单位的时间
- [0124] 606 任意单位的能量
- [0125] 608 高频段的能量
- [0126] 610 低频段的能量
- [0127] 612 608 与 610 的比值
- [0128] 614 以秒为单位的时间
- [0129] 618 心脏瓣膜
- [0130] 620 心壁
- [0131] 622 停顿
- [0132] 624 心脏活动的指示

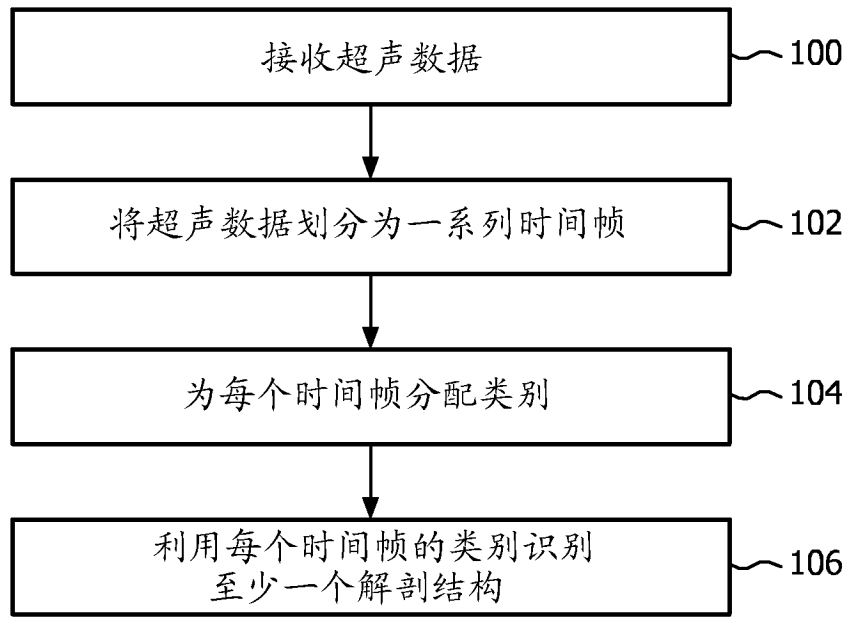


图 1

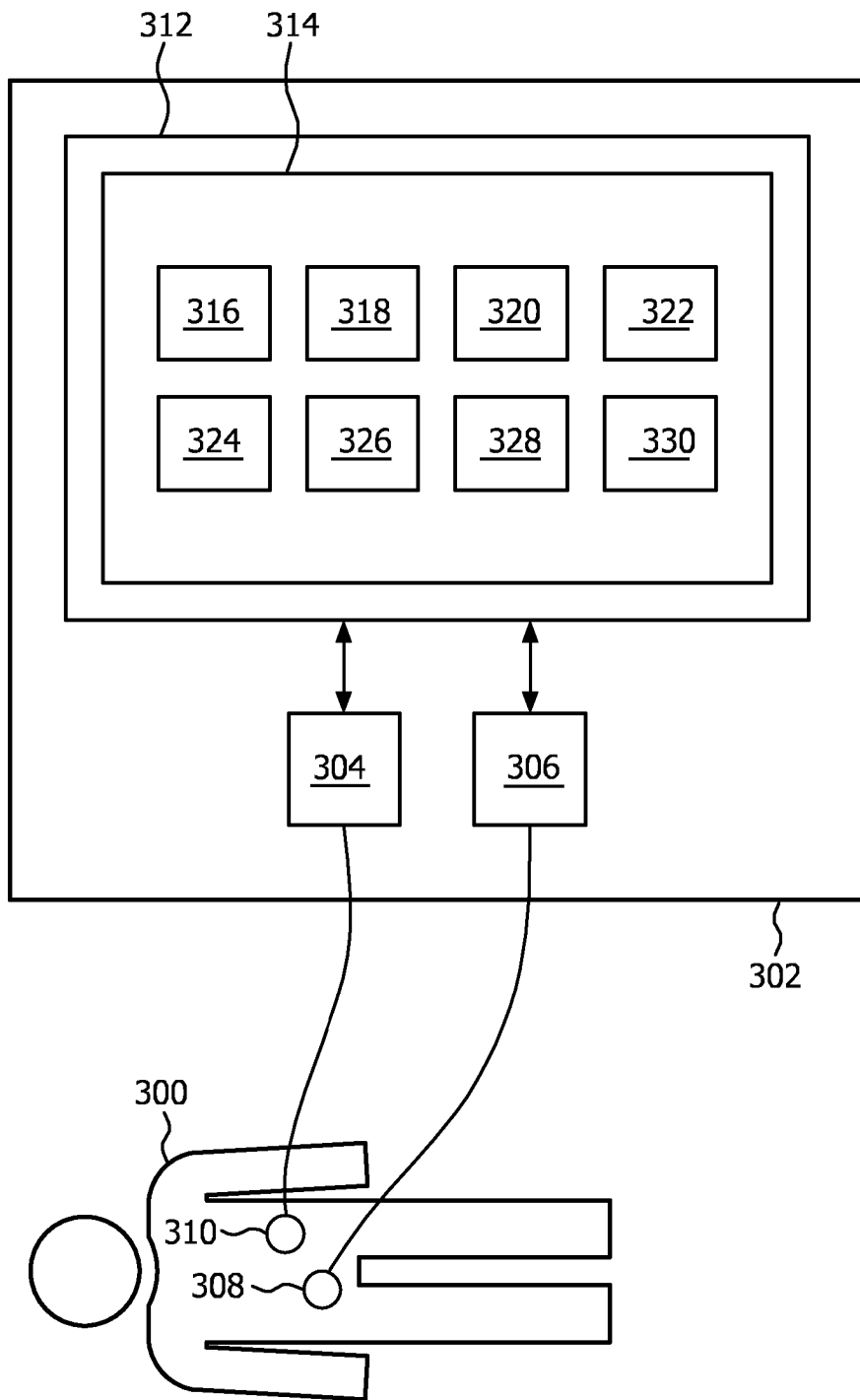


图 2

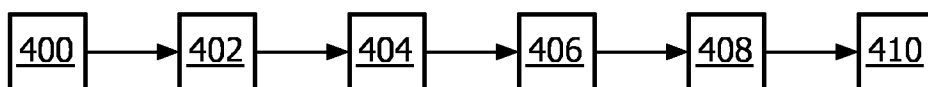


图 3

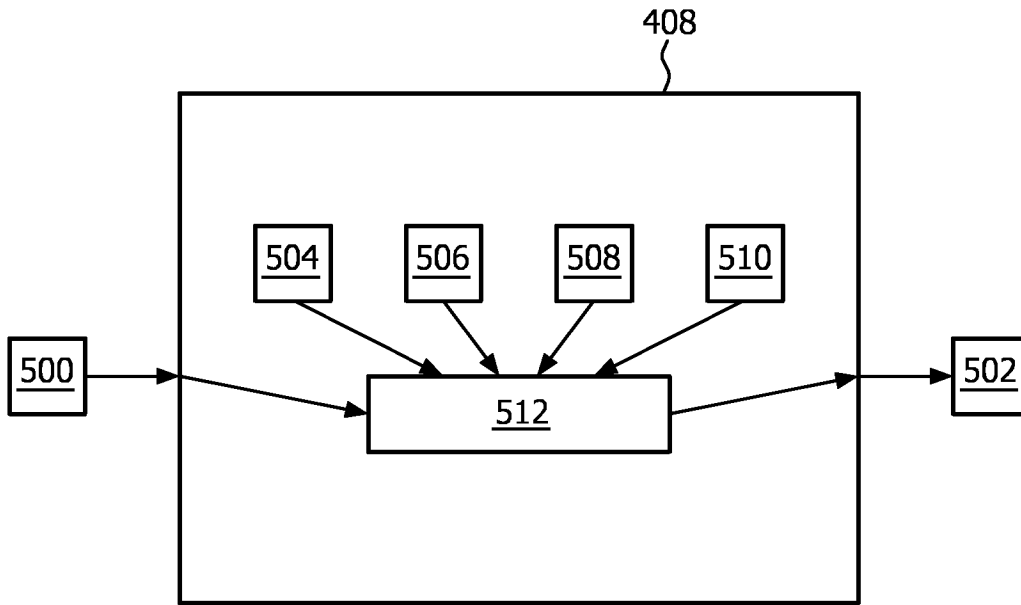


图 4

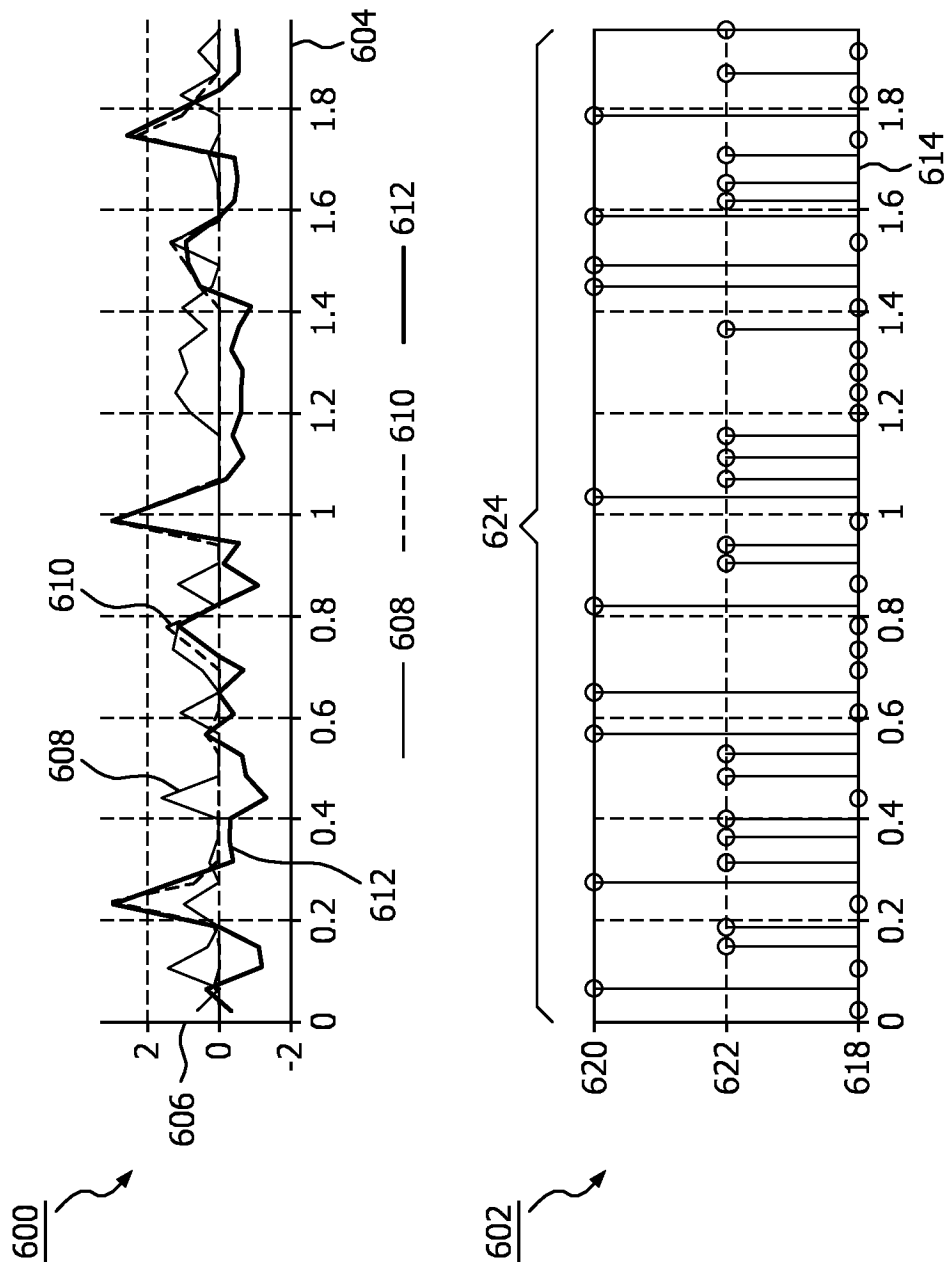


图 5

专利名称(译)	利用超声识别移动的解剖结构的方法和装置		
公开(公告)号	CN102458259B	公开(公告)日	2016-03-16
申请号	CN201080025724.1	申请日	2010-06-07
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	S 吕特 A 杜比尔齐克 M 沃尔施拉格		
发明人	S.吕特 A.杜比尔齐克 M.沃尔施拉格		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/08 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/02411 A61B5/4362 A61B5/7257 A61B5/7264 A61B5/7267 A61B8/02 A61B8/0866 A61B8/488 G16H50/20		
代理人(译)	刘红 刘鹏		
审查员(译)	刘珊珊		
优先权	2009162259 2009-06-09 EP		
其他公开文献	CN102458259A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种利用超声数据识别至少一个移动解剖结构的方法，该方法通过接收超声数据进行操作 (100)。所述超声数据包括提供描述至少一个解剖结构的速度的信息的多普勒频移信息。所述超声数据首先被划分为一系列时间帧 (102)。然后利用所述多普勒频移信息为所述每个时间帧分配类别 (104)。然后通过利用每个时间帧的类别识别所述至少一个解剖结构 (106)。该方法是可行的，因为不同的解剖结构在多普勒频移信息中产生不同的模式。

