



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109640831 A

(43)申请公布日 2019.04.16

(21)申请号 201780052751.X

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2017.09.01

代理人 孟杰雄 王英

(30)优先权数据

16186862.5 2016.09.01 EP

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.02.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/071998 2017.09.01

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/042008 EN 2018.03.08

(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 C·洛伦茨 T·克林德

I·韦希特尔-施特勒

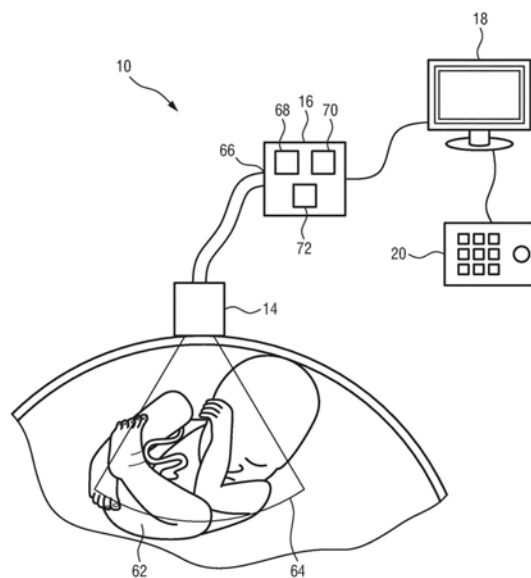
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

超声诊断装置

(57)摘要

本发明涉及一种超声诊断装置(10),特别是用于分析胎儿(62)的超声诊断装置。超声数据接口(66)被配置为接收来自对象(12)的3D(三维)超声数据。所述超声诊断装置还包括:测量单元(70),其用于基于分割数据来测量所述对象的解剖结构;以及计算单元(72),其被配置为基于所述3D超声数据来计算至少一个生物测定参数。



1. 一种超声诊断装置(16),特别是用于分析对象(62)的超声诊断装置,包括:
 - 超声数据接口(66),其被配置为接收来自所述对象(12)的3D超声数据,
 - 平面提取单元,其被配置为基于所述3D超声数据来提供2D超声平面,
 - 分割单元(68),其用于在所述2D超声平面中分割所述对象的解剖结构,并且用于提供所述解剖结构的分割数据;
 - 测量单元(70),其用于基于所述解剖结构的所述分割数据来测量所述对象的所述解剖结构,以及
 - 计算单元(72),其被配置为基于所测量的所述对象的解剖结构来计算至少一个生物测定参数。
2. 如权利要求1所述的超声诊断装置,还包括:数据接口,其被配置为接收用于计算所述至少一个生物测定参数的生物测定数据。
3. 如权利要求2所述的超声诊断装置,其中,所述生物测定数据包括预定义的基于模型的分割数据。
4. 如权利要求1所述的超声诊断装置,其中,所述测量单元被配置为基于测量算法来计算所述至少一个生物测定参数。
5. 如权利要求4所述的超声诊断装置,其中,所述算法被预先选择并且被存储在所述超声诊断装置的存储器中。
6. 如权利要求5所述的超声诊断装置,其中,所述测量算法是由用户预先选择的。
7. 如权利要求4所述的超声诊断装置,其中,所述测量算法是基于所计算的至少一个生物测定参数来选择的。
8. 如权利要求1所述的超声诊断装置,其中,所述测量单元被配置为基于所述解剖结构的所述分割数据来执行对所述对象的所述解剖结构的多个不同的生物测定测量,并且其中,所述计算单元被配置为分别基于所述多个不同的生物测定测量中的每个生物测定测量来计算所述至少一个生物测定参数的参数值。
9. 如权利要求8所述的超声诊断装置,其中,由所述测量单元执行的所述多个不同的生物测定测量(i)评价所述对象的不同的生物测定度量,(ii)是基于不同的测量算法来执行的,并且/或者(iii)是基于从不同的3D超声数据集中导出的分割数据来执行的。
10. 如权利要求8所述的超声诊断装置,其中,所述计算单元被配置为基于所述多个不同的生物测定测量中的每个生物测定测量来计算所计算的参数值的互相关性。
11. 如权利要求10所述的超声诊断装置,其中,所述计算单元被配置为在所计算的互相关性高于预定义的相关性阈值的情况下估计所述至少一个生物测定参数的所述计算的准确度。
12. 如权利要求10所述的超声诊断装置,其中,所述计算单元被配置为在所计算的互相关性低于预定义的相关性阈值的情况下基于由所述测量单元执行的另外的生物测定测量来计算所述至少一个生物测定参数的另外的参数值。
13. 如权利要求12所述的超声诊断装置,其中,所述计算单元被配置为将所述另外的参数值与基于所述多个不同的生物测定测量中的每个生物测定测量而计算的所述参数值进行比较,并且基于所述比较来导出置信度值。
14. 一种超声诊断方法(20),特别是用于分析对象(62)的超声诊断方法,包括以下步骤

骤:

- 在超声数据接口(66)处接收(202)来自所述对象(12)的3D超声数据;
- 基于所述3D超声数据来提取2D超声平面;
- 在所述2D超声平面中分割所述对象的解剖结构以提供所述解剖结构的分割数据;
- 基于所述解剖结构的所述分割数据来测量所述对象的所述解剖结构;并且
- 基于所测量的所述对象的解剖结构来计算至少一个生物测定参数。

15. 一种超声成像装置(10),特别是用于对对象(62)进行成像的超声成像装置,包括:

- 图形用户接口(66),特别是被配置为显示超声图像数据的显示单元(18);以及
- 如权利要求1所述的用于分析所述对象(62)的超声诊断装置(16),其中,所述图形用户接口适于显示所述至少一个生物测定参数的计算结果。

超声诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊断装置,特别是用于分析胎儿的超声诊断装置。本发明还涉及超声诊断方法,特别是用于分析胎儿的超声诊断方法。本发明还涉及超声成像装置,所述超声成像装置包括图形用户接口和根据本发明的超声诊断装置,所述超声成像装置用于显示所分析的对象至少一个计算的生物测定参数的计算结果。本发明最后还涉及执行根据本发明的方法的步骤的计算机程序。

背景技术

[0002] 通常已知超声成像系统用于检查人类患者的解剖学特征。特别地,超声成像系统和超声诊断系统用于对胎儿进行产前筛查检查,包括测量胎儿的生物测定参数,如由US 2013/0173175 A1所公开的内容。

[0003] 胎儿超声一种用于胎儿筛查、诊断和胎龄估计的选择模态。由上述文献US 2013/0173175 A1公开的当前流程主要基于二维超声。然而,基于超声的生物测定测量是容易出错且耗时的,并且通常限于实际获取的测量结果的数量。假设为正常情况,能够通过仅一种测量(例如,头围、股骨长度等)来估计胎龄。对于筛选,生物测定测量通常是针对给定任务单独执行的,例如,可以测量小脑的直径以检测脑发育异常。然而,这些测量会导致忽略异常的情况或者仍未检测到生物测定测量缺乏准确性的情况。

[0004] 然而,对超声图像的自动分析使得能够在短时间内执行大量测量。当必须不活跃地执行超声测量并将其录入系统时,在系统中容易获得图像以对其进行进一步处理。对头部执行自动生物测定测量的能力提高了胎儿筛查的效率。同时,操作者并不总是清楚这种测量是否值得信任。由于在一组较大的测量中包含冗余,因此可以基于例如涉及典型的依赖模态的测量准确度的某个偏差阈值来检测意见分歧。如果在此阶段存在意见分歧,则并不清楚该意见分歧是由测量误差引起的还是由异常引起的。通过在示出有关的解剖结构的图像顶部显示有意见分歧的测量来引导操作者充分认识这个问题。

[0005] 然而,可用的超声诊断系统没有错误检测系统,该错误检测系统在检测到的生物测定参数偏离预期的生物测定参数的情况下向操作者指示检测到的生物测定参数的异常是否正确。

[0006] US 2007/0081705 A1公开了一种用于分割和测量胎儿超声图像中的解剖结构的方法,所述方法包括以下步骤:提供胎儿的数字化超声图像,所述数字化超声图像包括对应于3D网格上的点域的多个强度;提供多个经过训练的分类器以检测所述胎儿的所述图像中的解剖结构;并且通过将所述椭圆轮廓分类器应用于所述胎儿超声图像,使用所述图像分类器来分割和测量解剖结构,其中,检测表征所述解剖结构的多个2D轮廓。能够将解剖结构测量与另一解剖结构的测量结合以估计胎儿的胎龄。

[0007] EP 2624211 A1公开了一种图像处理设备,包括:数据采集设备,其用于采集对象的包括目标骨骼的图像数据;以及数据处理器,其用于通过执行以下操作来采集二值图像数据:基于图像数据来执行阈值化处理;通过标记将二值图像数据分割成多个片段;基于目

标骨骼的图像特征将多个片段中的一个片段确定为目标图像;并且基于目标图像来测量目标骨骼的长度。

[0008] EP 2982306 A1公开了一种超声诊断装置,包括:数据采集单元,其被配置为采集对象的头部的体积数据;图像处理器,其被配置为从体积数据中检测正中矢状平面(MSP),生成对应于MSP的MSP图像,基于MSP来检测至少一个测量平面,并且生成对应于至少一个测量平面的至少一幅测量平面图像;以及显示器,其被配置为在单个屏幕上显示MSP图像和至少一幅测量平面图像。

发明内容

[0009] 本发明的目的是提供改进的超声诊断装置,其包括针对计算和测量的生物测定参数的自动误差检测,并且对所提供的超声检测提供改善的准确度。本发明的另外的目的是提供对应的方法、对应的超声成像装置以及用于实施这样的方法的对应的计算机程序。

[0010] 在本发明的第一方面中,提出了一种超声诊断装置,特别是用于分析对象的超声诊断装置,包括:

[0011] -超声数据接口,其被配置为接收来自所述对象的3D(三维)超声数据,

[0012] -平面提取单元,其被配置为基于所述3D超声数据来提供2D超声平面,

[0013] -分割单元,其用于在所述2D超声平面中分割所述对象的解剖结构,并且用于提供所述解剖结构的分割数据;

[0014] -测量单元,其用于基于所述解剖结构的所述分割数据来测量所述对象的所述解剖结构,以及

[0015] -计算单元,其被配置为基于所测量的所述对象的解剖结构来计算至少一个生物测定参数。

[0016] 在本发明的另外的方面中,提出了一种超声诊断方法,特别是用于分析对象的超声诊断方法,包括以下步骤:

[0017] -在超声数据接口处接收来自所述对象的3D(三维)超声数据;

[0018] -基于所述3D超声数据来提取2D超声平面;

[0019] -在所述2D超声平面中分割所述对象的解剖结构以提供所述解剖结构的分割数据;

[0020] -基于所述解剖结构的所述分割数据来测量所述对象的所述解剖结构;并且

[0021] -基于所测量的所述对象的解剖结构来计算至少一个生物测定参数。

[0022] 在本发明的另外的方面中,提出了一种超声成像装置,特别是用于对对象进行成像的超声成像装置,包括:

[0023] -图形用户接口,特别是被配置为显示超声图像数据的显示单元,以及

[0024] -如权利要求1所述的用于分析所述对象的超声诊断装置,其中,所述图形用户接口适于显示所述至少一个生物测定参数的计算结果。

[0025] 在本发明的又一方面中,提出了一种包括程序代码单元的计算机程序,当在计算机上执行所述计算机程序时,所述程序代码单元用于令计算机执行上述方法的步骤。

[0026] 在从属权利要求中定义了本发明的优选实施例。应当理解,要求保护的方法具有与要求保护的设备以及从属权利要求中定义的那些相似和/或相同的优选实施例。

[0027] 本发明基于这样的思想:利用从对象捕获的三维超声数据并提供自动提取的二维数据平面,以便确定用于测量对象的某些生物测定组成部分的生物测定参数,特别是确定胎儿的胎龄。由于通过三维(3D)超声系统测量对象,因此减少了特别是对胎儿的辐照的暴露,使得与基于CT图像的3D数据相比,对象的健康不会受到影响。因此,超声诊断装置能够用于确定关键生物测定3D参数,同时对象的健康不会受到超声辐射的影响。

[0028] 在优选实施例中,所述超声诊断装置还包括:数据接口,其被配置为接收用于计算所述至少一个生物测定参数的生物测定数据。这能够提供参考数据以将所计算的生物测定参数与先前计算的参数或文献的生物测定参数进行比较,从而减少用于确定错误的生物测定参数的技术努力。

[0029] 所述超声诊断装置还包括:分割单元,其用于在所述超声数据中分割所述对象的解剖结构,并且用于提供所述解剖结构的分割数据,其中,如果后续的测量单元需要分割单元,则所述测量单元被提供用于基于所述分割数据来测量所述对象的解剖结构,如果后续的测量单元不需要分割单元,则能够省略分割单元。分割单元能够改善解剖结构的测量结果和至少一个生物测定参数的确定结果。

[0030] 在另外的优选实施例中,所述生物测定数据包括预定义的基于模型的分割数据。由于生物测定参数基于根据模型的分割数据,因此能够减少用于确定基于分割数据的生物测定参数的误差的技术努力。

[0031] 所述超声诊断装置还包括:平面提取单元,其被配置为基于3D超声数据来提供2D(二维)超声平面,其中,所述分割单元被配置为基于2D超声平面来分割解剖结构。由于基于2D超声平面对解剖结构的分割在技术上能够比对3D体积图像数据的分割更简单,因此这能够减少技术努力。

[0032] 在另外的优选实施例中,所述测量单元被配置为基于直接测量(没有明确的先前分割)来测量所述至少一个生物测定参数,例如使用机器学习方法(例如,基于神经网络的方法)来测量所述至少一个生物测定参数。

[0033] 在另外的优选实施例中,所述测量单元被配置为基于测量算法来计算所述至少一个生物测定参数。这能够进一步降低生物测定参数的计算的复杂性。

[0034] 进一步优选地,所述算法被预先选择并且被存储在所述超声诊断装置的存储器中。这能够在默认情况下利用预定义的算法,以便提供利用系统对生物测定参数的第一估计以及操作者处理该装置的灵活性和简便性。

[0035] 在另外的优选实施例中,所述测量算法是由用户预先选择的。由于用户熟悉至少一个生物测定参数的测量算法,因此这能够进一步简化超声诊断装置和所计算的生物测定参数。

[0036] 在另外的优选实施例中,所述测量算法是基于所计算的至少一个生物测定参数来选择的。这能够迭代地改进对至少一个生物测定参数的计算。

[0037] 在另外的优选实施例中,所述测量单元被配置为基于不同的测量算法来测量所述解剖结构。这能够自动适应测量算法并且以迭代方式达到最优测量算法以确定当前的生物测定参数。

[0038] 在另外的优选实施例中,所述测量单元被配置为基于不同的测量算法来测量所述解剖结构。这能够比较不同的测量算法的测量结果,以便找到最佳测量算法以确定要计算

的生物测定参数。

[0039] 在另外的优选实施例中,所述测量单元被配置为基于所述对象的不同解剖结构来测量所述3D图像数据。这能够将不同测量的测量结果集合进行相关。例如将左侧解剖学特征(例如,左大腿骨(股骨))的测量结果与右侧解剖学特征(例如,右大腿骨(股骨))的测量结果进行相关。这还能够基于超声测量结果集合来提供生物测定准确度估计。

[0040] 在另外的优选实施例中,所述计算单元被配置为基于不同的超声数据来计算所述分割数据的互相关性,以便根据给定的3D超声数据来确定测量结果中的误差。由于利用不同的超声数据来比较生物测定参数并计算互相关性,因此这能够以低技术努力来确定所测量的超声数据中的误差。

[0041] 在另外的优选实施例中,所述计算单元被配置为基于不同的测量算法来计算所述分割数据的互相关性,以便确定所述3D超声数据中的偏差。由于能够以低技术努力将不同的测量算法的互相关性进行比较,因此这能够以低技术努力确定错误的超声数据。

[0042] 在另外的优选实施例中,所述测量单元被配置为基于不同算法的互相关性来确定误差。

[0043] 在另外的优选实施例中,所述超声诊断装置还包括图形用户接口,特别是被配置为显示所述至少一个生物测定参数的计算结果并且能够用作输入单元以输入用户指令的显示单元,例如,触摸屏。这能够将所测量和所计算的生物测定参数以及所计算的参数的可能的误差呈现给用户,从而能够减少超声诊断装置的处理工作量。

[0044] 在另外的实施例中,所述测量单元被配置为基于所述解剖结构的所述分割数据来执行对所述对象的所述解剖结构的多个不同的生物测定测量,并且其中,所述计算单元被配置为分别基于所述多个不同的生物测定测量中的每个生物测定测量来计算所述至少一个生物测定参数的参数值。

[0045] 在另外的实施例中,由所述测量单元执行的所述多个不同的生物测定测量(i)评价所述对象的不同生物测定度量,(ii)是基于不同的测量算法来执行的,并且/或者(iii)是基于从不同的3D超声数据集中导出的分割数据来执行的。

[0046] 在另外的实施例中,所述计算单元被配置为基于所述多个不同的生物测定测量中的每个生物测定测量来计算所计算的参数值的互相关性。

[0047] 在另外的实施例中,所述计算单元被配置为在所计算的互相关性高于预定义的相关性阈值的情况下估计所述至少一个生物测定参数的所述计算的准确度。

[0048] 在另外的实施例中,所述计算单元被配置为在所计算的互相关性低于预定义的相关性阈值的情况下基于由所述测量单元执行的另外的生物测定测量来计算所述至少一个生物测定参数的另外的参数值。

[0049] 在另外的实施例中,所述计算单元被配置为将所述另外的参数值与基于所述多个不同的生物测定测量中的每个生物测定测量而计算的所述参数值进行比较,并且基于所述比较来导出置信度值。

[0050] 如上所述,三维超声数据能够提高对对象的测量准确度,以便改善至少一个生物测定参数的计算结果,从而改善一般的超声诊断装置的诊断。另外,由于超声图像数据是从对象获取的,因此能够减少针对对象的辐射暴露,从而能够减小对象的压力。

[0051] 另外,由于计算算法不同并且数据库不同,因此能够减少用于确定所捕获的超声

数据中的误差的技术努力。

附图说明

[0052] 参考下文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些方面和其他方面将变得明显并且得到阐明。在以下附图中:

[0053] 图1示出了用于扫描患者身体的部分的超声成像系统的示意图;

[0054] 图2示出了具有阵列换能器的超声成像系统的实施例的示意性框图;

[0055] 图3示出了用于扫描胎儿的超声成像装置的示意图;

[0056] 图4示出了在两个不同的观察方向上扫描患者的示意图;并且

[0057] 图5示出了用于分析胎儿的超声诊断方法的示意性流程图。

具体实施方式

[0058] 在参考根据本发明的一个方面的医学超声诊断装置10之前,将参考图1和图2解释超声系统100的基本原理。

[0059] 图1示出了超声系统100(特别是医学三维(3D)超声成像系统)的示意图。超声成像系统100用于随时间检查解剖部位的体积,具体为患者12的解剖部位。超声系统100包括超声探头14,超声探头14具有至少一个换能器阵列,所述至少一个换能器阵列具有用于发射和/或接收超声波的多个换能器元件。在一个示例中,这些换能器元件中的每个换能器元件能够以特定脉冲持续时间的至少一个发射脉冲(特别是多个后续发射脉冲)的形式发射超声波。换能器元件优选被布置为二维阵列,特别用于提供多平面图像或三维图像。

[0060] 三维超声系统的特定示例可以是申请人出售的CX40Compact Xtreme超声系统,其具体与申请人的X6-1或X7-2t TEE换能器或使用申请人的xMatrix技术的其他换能器一起使用。通常,在飞利浦iE33系统上找到的矩阵换能器系统或例如在飞利浦iU22和HD15系统上找到的机械3D/4D换能器技术可以与本发明结合使用。

[0061] 3D超声扫描通常涉及发出照射体内的特定体积(其可以被指定为目标体积或体积区域)的超声波。这能够通过以多个不同角度发出超声波来实现。然后通过接收和处理反射波来获得体积数据集合。所述体积数据集合是体内的目标体积随时间的表示。由于时间通常被表示为第四维度,因此随时间递送3D图像序列的这种超声系统100有时也被称为4D超声成像系统。

[0062] 应当理解,超声探头14能够以无创方式(如图1所示)或以有创方式(这通常在TEE中完成(未明确示出))使用。超声探头14可以由系统的用户(例如,医学人员或医生)手持。超声探头14被应用于患者12的身体,从而提供解剖部位的图像,具体为患者12的解剖对象的图像。

[0063] 另外,超声系统100可以包括图像重建单元16,图像重建单元16经由超声系统100控制3D图像序列的供应。如下文将进一步详细解释的,图像重建单元16不仅能够控制经由超声探头14的换能器阵列采集数据,而且还能够控制根据由超声探头14的换能器阵列接收的超声波束的回波形成3D图像序列的信号和图像处理。

[0064] 超声系统100还能够包括用于向用户显示3D图像序列的显示器18。另外,可以提供输入设备20,输入设备20可以包括按键或键盘22以及其他输入设备,例如,轨迹球24。输入

设备20能够连接到显示器18或直接连接到图像重建单元16。

[0065] 图2图示了超声系统100的示意性框图。超声探头14可以例如包括CMUT换能器阵列26。备选地,换能器阵列26包括由诸如PZT或PVDF的材料形成的压电换能器元件。换能器阵列26是能够在三维中扫描以进行3D成像的一维或二维换能器元件阵列。换能器阵列26被耦合到探头中的微波束形成器28,微波束形成器28控制CMUT阵列单元或压电元件对信号的发射和接收。微波束形成器能够至少部分对由换能器元件的组或“拼片”接收的信号进行波束形成,如美国专利US 5997479 (Savord等人)、US 6013032 (Savord) 和US 6623432 (Powers等人) 中所描述的。微波束形成器28可以通过探查线缆被耦合到发射/接收(T/R)开关30,T/R开关30在发射与接收之间切换,并且在微波束形成器28未被使用且换能器阵列26由主波束形成器34直接操作时保护主波束形成器34免受高能发射信号的影响。在微波束形成器28的控制下从换能器阵列26发射超声波束是由通过T/R开关30和主系统波束形成器34而耦合到微波束形成器28的换能器控制器32来指导的,换能器控制器32接收来自用户接口或控制面板22的用户操作的输入。由换能器控制器32控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。可以使得波束从换能器阵列26(的正交方向)向前转向或者以不同的角度转向以获得更宽的视场。换能器控制器32能够被耦合以控制CMUT阵列的DC偏置控件58。DC偏置控件58设置被施加到CMUT单元的(一个或多个)DC偏置电压。

[0066] 由微波束形成器26在接收波束时产生的部分波束形成的信号被耦合到主波束形成器34,在主波束形成器34中,来自换能器元件的个体拼片的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号。例如,主波束形成器34可以具有128个通道,这些通道中的每个通道都接收来自数十个或数百个CMUT换能器单元或压电元件的部分波束形成的信号。以这种方式,由换能器阵列26的数千个换能器元件接收的信号能够有效地贡献于单个波束形成的信号。

[0067] 波束形成的信号被耦合到信号处理器36。信号处理器36能够以各种方式(例如,带通滤波、抽取、I分量与Q分量的分离,以及谐波信号分离,其用于分离线性信号与非线性信号,以便使得能够识别从组织和/或已经预先施予到患者12的身体中的造影剂中包括的微泡所返回的非线性(基频的较高谐波)回波信号)处理接收到的回波信号。信号处理器36还可以执行额外的信号增强,例如,散斑减少、信号复合,以及噪声消除。信号处理器36中的带通滤波器能够是跟踪滤波器,随着接收到的信号所来自的地方的深度增加,带通滤波器的通带从较高频带滑动到较低频带,从而拒绝了来自较大深度的较高频率的噪声,较高深度处的信号缺乏解剖信息。

[0068] 经处理的信号可以被传送到B模式处理器38和多普勒处理器40。B模式处理器38采用对接收到的超声信号的幅度的检测,以用于对身体中的结构(例如,身体中的器官和血管的组织)进行成像。身体结构的B模式图像可以以谐波图像模式或基波图像模式或两者的组合来形成,如美国专利US 6283919 (Roundhill等人) 和US 6458083 (Jago等人) 中所描述的。

[0069] 多普勒处理器40可以处理因组织移动和血流造成的时间上不同的信号,以检测图像场中的物质的运动(例如,血细胞的流动)。多普勒处理器40通常包括具有参数的壁滤波器,所述参数可以被设置为使从身体中的所选类型的材料返回的回波通过和/或拒绝上述回波。例如,壁滤波器能够被设置为具有通带特性,该通带特性使来自较高速度的材料的相对较低的幅度的信号通过,而拒绝来自较低速度或零速度的材料的相对较强的信号。该通带

特性将使来自流动的血液的信号通过,而拒绝来自附近的静止的或减慢移动的对象(例如,心脏壁)的信号。逆特性将使来自心脏的移动组织的信号通过,而拒绝血流信号,这也被称为对组织运动的组织多普勒成像的、检测和描绘。多普勒处理器40可以接收并处理来自图像场中的不同点的时间离散回波信号的序列,来自特定点的回波序列被称为总集。在相对较短间隔内快速连续接收的回波总集能够用于估计流动的血液的多普勒频移,其中,多普勒频率与指示血流速度的速度具有对应关系。在较长时间段内接收的回声总集用于估计较慢流动的血液或缓慢移动的组织的速度。

[0070] 然后,由B模式和多普勒处理器38、40产生的结构和运动信号能够被传送到扫描转换器44和多平面重新格式化器54。扫描转换器44以所需的图像格式将回波信号布置成回波信号被接收时所存在的空间关系。例如,扫描转换器44可以将回波信号布置成二维(2D)扇形形状格式或锥形三维(3D)图像。扫描转换器44能够利用与图像场中的点(其具有估计的多普勒速度)处的运动相对应的颜色来叠加B模式结构图像,以产生描绘图像场中的组织和血流的运动的彩色多普勒图像。多平面重新格式化器54将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收的回波转换成该平面的超声图像,如美国专利US 6443896 (Detmer)中所描述的。当从给定的参考点观察时,体积绘制器52将3D数据集的回波信号随时间转换成投影的3D图像序列56,如美国专利US 6530885 (Entrekin等人)中所描述的。3D图像序列56从扫描转换器44、多平面重新格式化器54和体积绘制器52被传送到图像处理器42以得到进一步增强、缓冲和临时存储以供显示在显示器18上。除了用于成像之外,由多普勒处理器40产生的血流值和由B模式处理器38产生的组织结构信息可以被传送到量化处理器46。该量化处理器46可以产生不同的流动条件的度量(例如,血流的体积速率)以及结构测量结果(例如,器官的大小和胎龄)。量化处理器46可以接受来自用户控制面板22的输入,例如,要进行测量的图像的解剖结构中的点。来自量化处理器46的输出数据可以被传送到图形处理器50以用于在显示器18上利用图像再现测量图形和值。图形处理器50还能够生成用于与超声图像一起显示的图形叠加物。这些图形叠加物能够包含标准识别信息,例如,患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等。出于这些目的,图形处理器50可以接收来自用户接口22的输入,例如,患者姓名。用户接口22可以被耦合到发射控制器32以控制从换能器阵列26生成超声信号,并因此控制由换能器阵列和超声系统产生的图像。用户接口22还可以被耦合到多平面重新格式化器54以用于选择和控制多个多平面重新格式化(MPR)图像的平面,该平面可以用于在MPR图像的图像场中执行量化测量。

[0071] 再次,应当注意,上述超声系统100仅被解释为用于医学超声图像处理设备10的应用的一个可能的示例。应当注意,上述超声系统100不是必须包括之前解释的所有部件。另一方面,如果需要,超声系统100还可以包括其他部件。此外,应当注意,多个上述部件并非一定被实现为硬件部件,而是也可以被实现为软件部件。多个上述部件也可以被包括在共同实体中或者甚至被包括在单个实体中,并且不必全部都被实现为单独的实体,如图2中示意性示出的那样。

[0072] 图3示出了总体上由10表示的超声诊断装置的示意图。超声诊断装置10借助于超声探头14来扫描总体上由62表示的胎儿。超声探头14扫描形成感兴趣区域且总体上由64表示的解剖部位。超声探头14经由超声数据接口66连接到图像重建单元16并且包括分割单元68、测量单元70和计算单元72。

[0073] 图像重建单元16连接到用于显示超声扫描的结果的显示器18,并且显示器18连接到用于输入指令以控制医学超声诊断装置10的输入设备20。

[0074] 分割单元68被提供用于在由超声探头14捕获的3D超声数据中分割胎儿62的解剖结构,并且分割单元68提供胎儿62的解剖结构的分割数据。测量单元72被提供用于基于由分割单元68提供的分割数据来测量胎儿62的解剖结构。计算单元72被配置为基于由分割单元68提供的分割数据来计算胎儿62的至少一个生物测定参数。基于如此确定的至少一个生物测定参数,能够执行不同的生物测定分析,特别是能够基于胎儿62的头部中的解剖结构的测量尺寸来计算胎儿62的胎龄。

[0075] 图4示出了要由超声探头14扫描的对象12的详细示意图,其中,在该特定情况下,对象是要被扫描并基于胎儿62的头部内的不同的个体生物测定参数的生物测定尺寸来确定胎龄的胎儿62。

[0076] 为了测量生物测定参数,首先在具有不同感兴趣区域64、64'的不同位置处执行多个超声扫描,如图4所示,并且经由超声数据接口66将扫描提供给分割单元68,以便执行基于模型的分割,然后进行基于模型的测量。

[0077] 在图4中示出的特定情况下,对所有不同的个体生物测定测量执行胎龄计算,其中,执行对个体测量的直接信任相关以评价不同的基于模型的分割测量的测量结果之间的意见一致性。如果不同的个体测量结果之间达成一致,则估计胎龄和所有其他测量结果的准确度。

[0078] 在个体测量结果之间存在意见分歧或错误相关的情况下,测量单元72运行不同的数学算法,以便提取不同观察方向的至少一个生物测定参数以及由超声探头14捕获的不同的生物测定测量结果。测量单元72评价不同的生物测定测量结果之间的相似性并基于不同的观察方向64、64'导出置信度量。

[0079] 这能够排除测量误差,校正误差或排除个体测量结果,以便实现对生物测定参数的正确计算并实现对胎儿62的胎龄的正确计算。

[0080] 如果测量结果之间的意见分歧是持久的,则测量单元72检查超声数据的相关异常并引导操作者评估相应的相关解剖结构。

[0081] 为了评价超声测量结果,能够执行基于模型的分割,并且基于与同一胎儿62的先前捕获的超声图像的比较或者与被存储在例如存储器60或数据库中的不同胎儿的生物测定参数的比较来计算至少一个生物测定参数。

[0082] 图5示出了根据本发明的超声诊断方法的示意性流程图,超声诊断方法总体上由200来表示。

[0083] 首先,在步骤202处执行对不同的感兴趣区域64、64'的多个超声测量。在步骤204处,计算单元72计算所计算的生物测定参数的校正分析,在这种情况下为经由两两相关来计算胎龄。如果在不同观察方向64、64'的不同生物测定参数之间实现了任何一致,则在步骤206处执行生物测定准确度估计。

[0084] 如果在不同观察方向64、64'的不同生物测定参数之间未能实现一致,则能够在步骤208处经由显示器18向用户提供冲突的测量结果的视觉反馈。

[0085] 基于在步骤208中提供的视觉反馈,用户在步骤210处对不一致的量执行相关异常评价,其中,在显示屏18上显示关键解剖结构。

[0086] 如果在步骤208处能够检测到测量误差,则排除相应的测量结果或者在步骤212处校正冲突的测量结果。基于如此校正的测量结果,能够在步骤206处执行生物测定准确度估计。

[0087] 生物测定准确度估计是由测量单元72经由一个或多个测量结果或计算算法来计算的。测量算法由系统本身或用户预先选择并用于对生物测定参数的第一估计。在胎龄不一致的情况下,测量单元72基于系统自身选择的不同的测量算法来测量解剖结构,以逐步实现分析的两两相关。

[0088] 本超声诊断装置10可以利用3D胎儿模型来确定对象12的解剖结构,并且可以直接利用从超声探头14接收的测量的3D超声数据,或者可以包括图像重建单元16内的平面提取单元。所述平面提取单元被配置为基于3D超声数据来提供2D超声平面,从而在总体上减少分割工作量。

[0089] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示例性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。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。

[0090] 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。单个元件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。

[0091] 计算机程序可以被存储和/或被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被分布,例如,经由互联网或其他有线或无线的电信系统被分布。

[0092] 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。

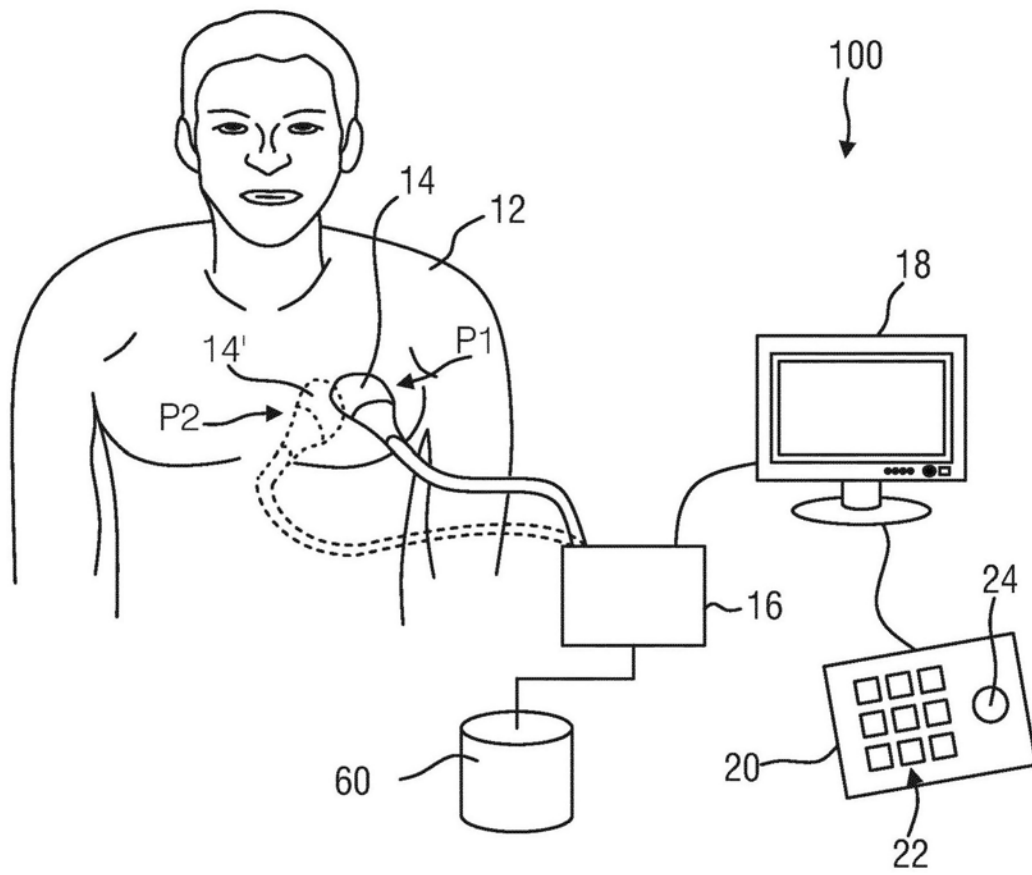


图1

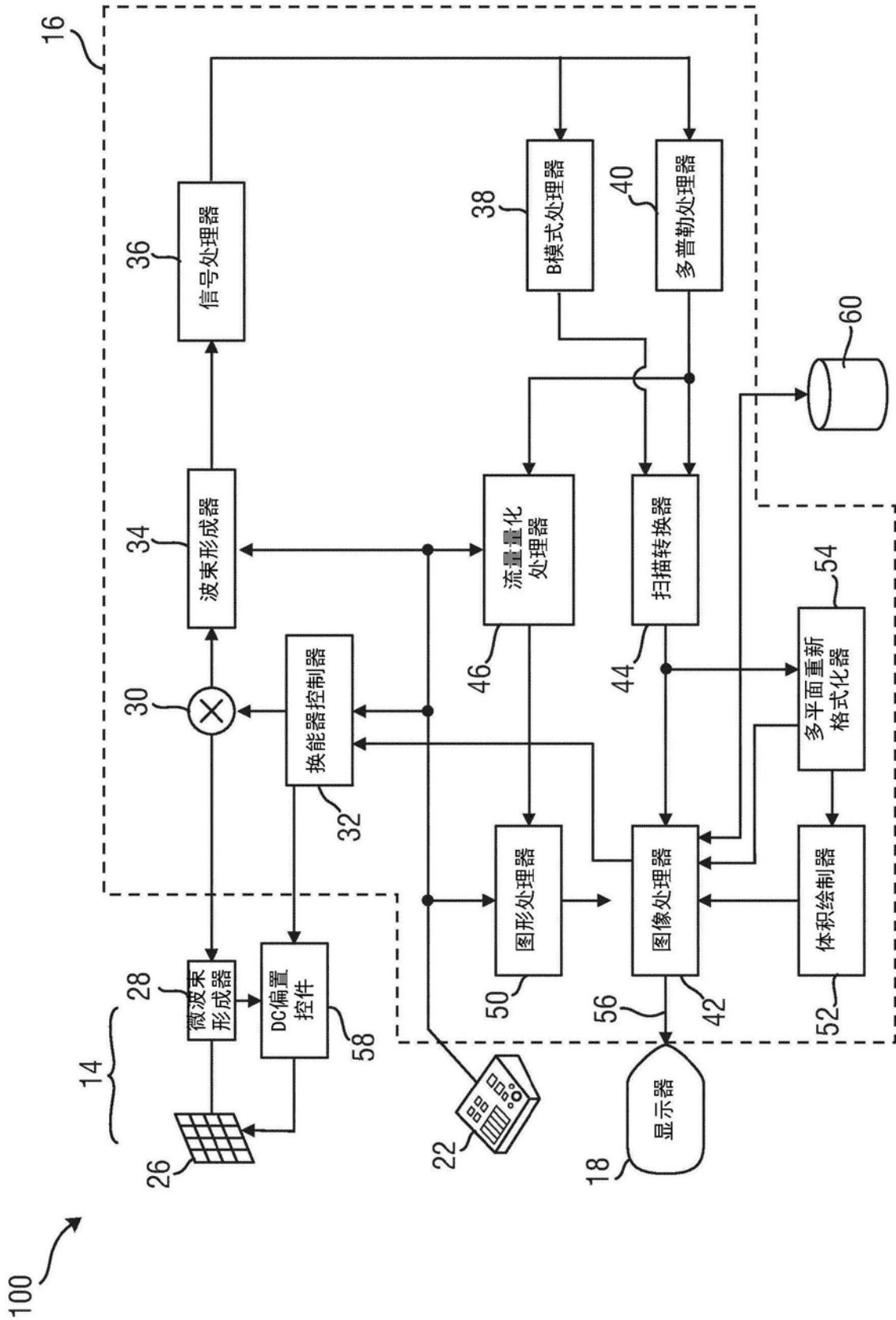


图2

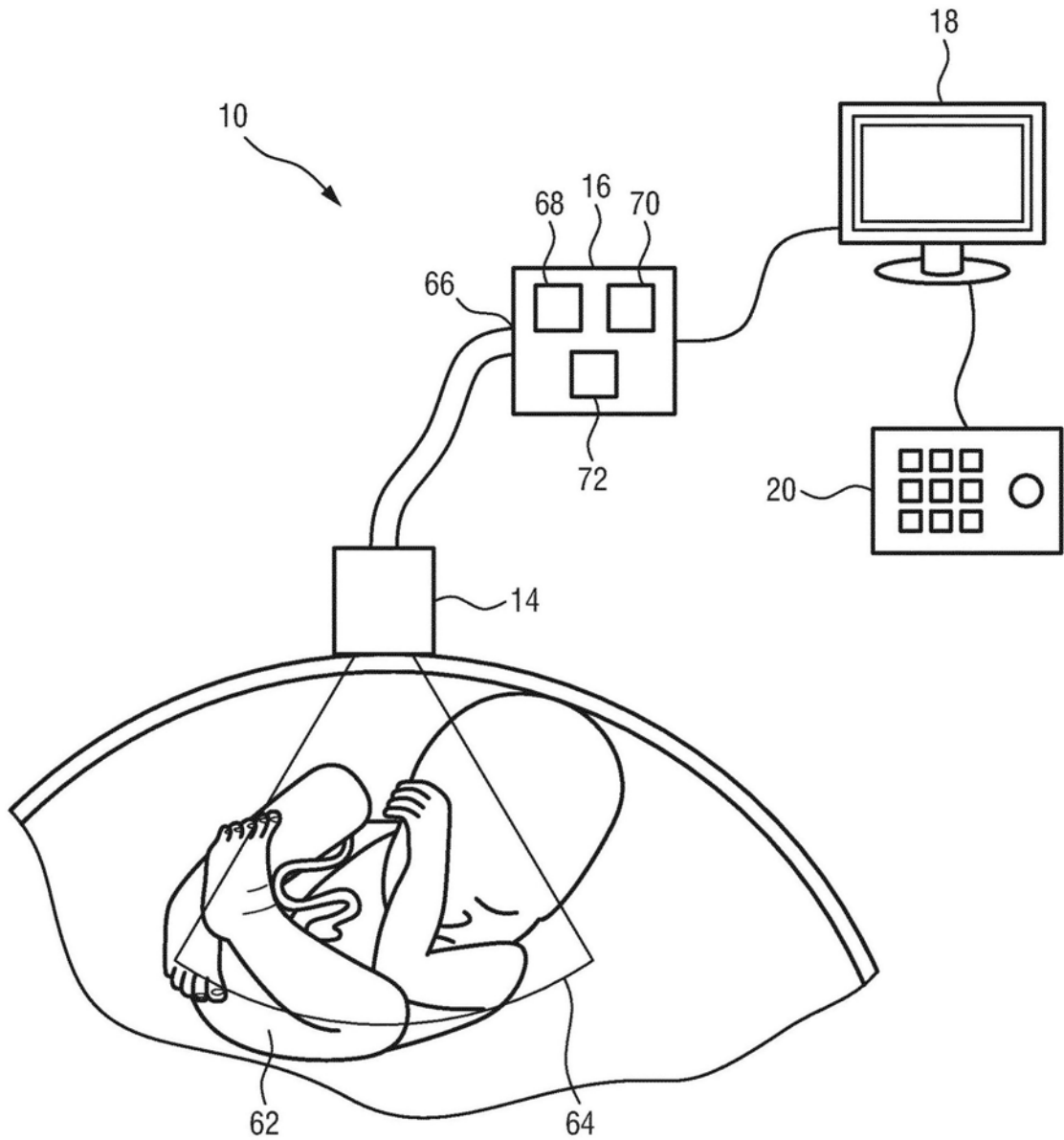


图3

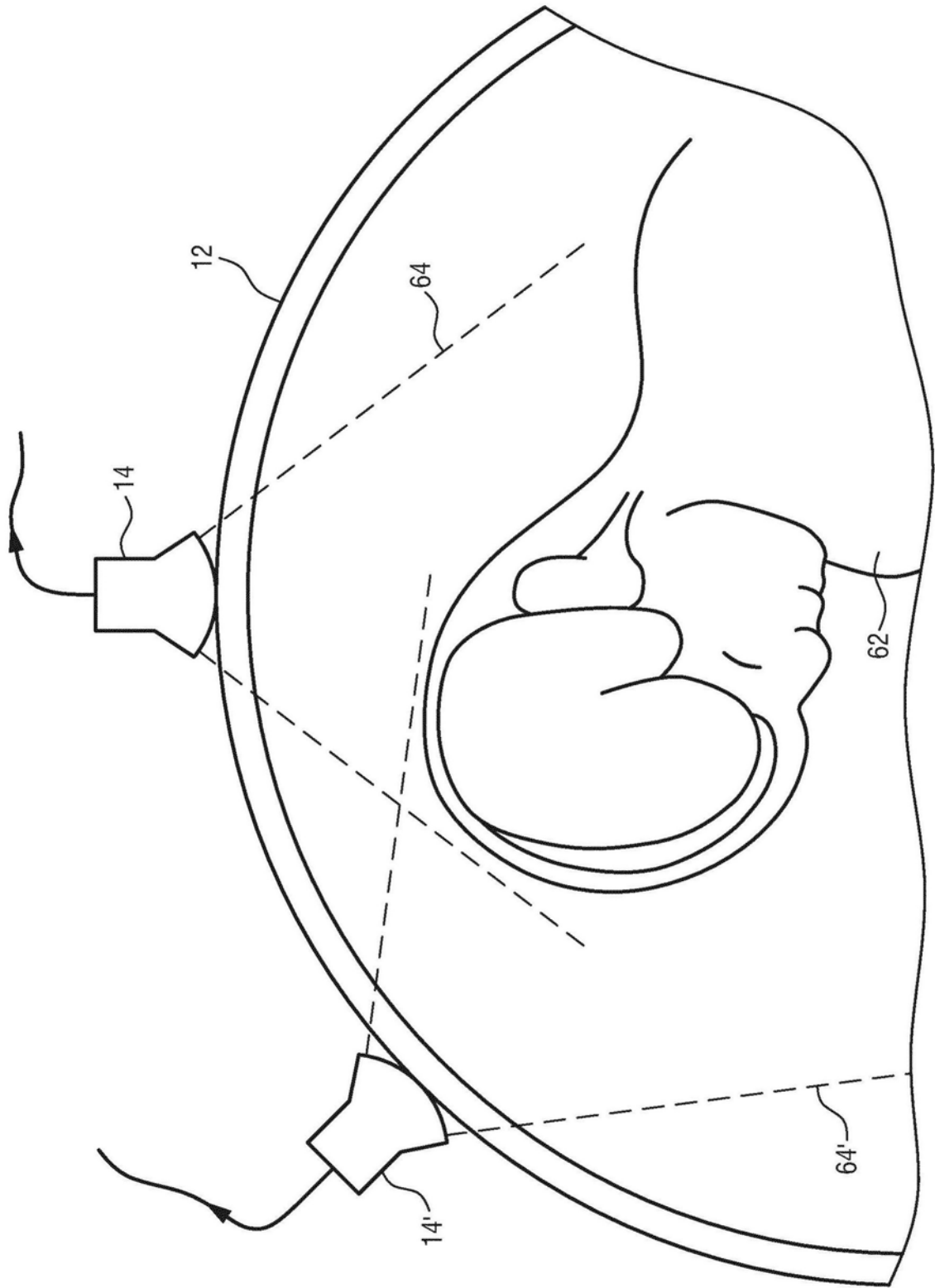


图4

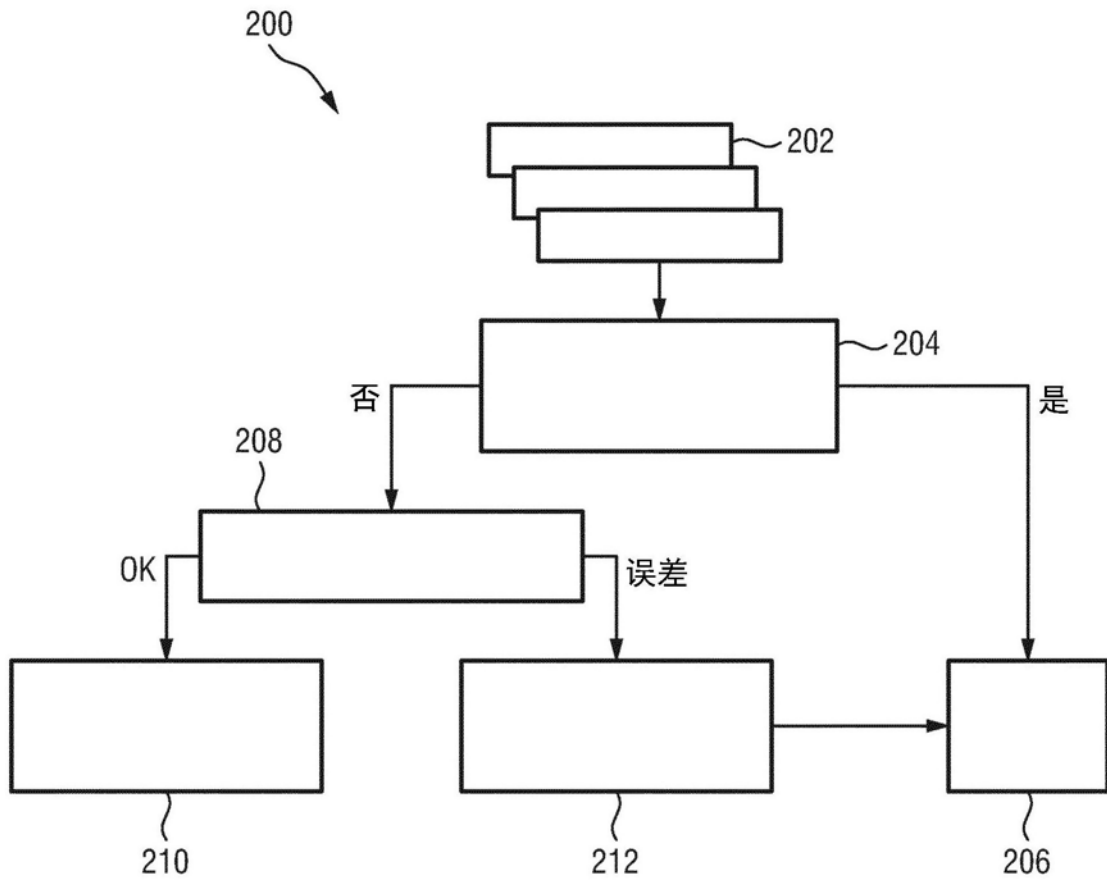


图5

专利名称(译)	超声诊断装置		
公开(公告)号	CN109640831A	公开(公告)日	2019-04-16
申请号	CN201780052751.X	申请日	2017-09-01
[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	C洛伦茨 T克林德 I韦希特尔 施特勒		
发明人	C·洛伦茨 T·克林德 I·韦希特尔-施特勒		
IPC分类号	A61B8/08		
代理人(译)	王英		
优先权	2016186862 2016-09-01 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声诊断装置(10)，特别是用于分析胎儿(62)的超声诊断装置。超声数据接口(66)被配置为接收来自对象(12)的3D(三维)超声数据。所述超声诊断装置还包括：测量单元(70)，其用于基于分割数据来测量所述对象的解剖结构；以及计算单元(72)，其被配置为基于所述3D超声数据来计算至少一个生物测定参数。

