



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110072466 B

(45) 授权公告日 2022.07.19

(21) 申请号 201780077624.5

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

专利代理人 李光颖 王英

(22) 申请日 2017.12.14

(51) Int.CI.

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 110072466 A

(43) 申请公布日 2019.07.30

(56) 对比文件

CN 1599578 A, 2005.03.23

(30) 优先权数据

16306690.5 2016.12.15 EP

CN 103857342 A, 2014.06.11

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2019.06.14

US 5910114 A, 1999.06.08

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/082901 2017.12.14

CN 1725981 A, 2006.01.25

(87) PCT国际申请的公布数据

W02018/109114 EN 2018.06.21

WO 2015075612 A1, 2015.05.28

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

CN 103917891 A, 2014.07.09

地址 荷兰艾恩德霍芬

US 2011144544 A1, 2011.06.16

(72) 发明人 J-M·鲁埃 M·佩罗特

WO 2016015994 A1, 2016.02.04

C·乔福洛-法伊特

US 2011071398 A1, 2011.03.24

EP 2425205 A1, 2012.03.07

US 6450043 B1, 2002.09.17

US 2014276055 A1, 2014.09.18

审查员 刘永敏

权利要求书2页 说明书13页 附图7页

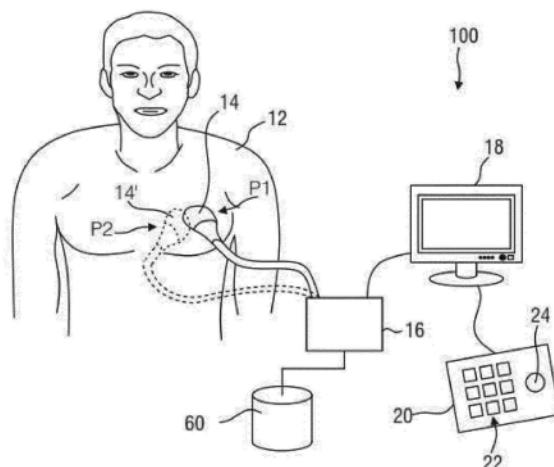
(54) 发明名称

述超声系统上的计算机程序产品。

产前超声成像

(57) 摘要

公开了一种超声系统(100)和操作方法(200)，其中，所述系统适于从超声探头(14)接收产前实体(62)的2-D超声图像帧(150)的序列(15)，并且对于所述序列中的每个图像帧：控制显示设备显示所接收的图像帧；尝试对所述图像帧进行分割以识别所述图像帧中的所述产前实体的兴趣解剖特征(151)；并且在识别所述特征后接受所述图像帧以进行进一步处理，所述进一步处理包括：确定针对每个所接受的图像帧的所识别的兴趣解剖特征的几何性质；并且控制所述显示设备利用每个所显示的图像帧显示所述序列中的所接受的图像帧的所确定的几何性质。可以使这样的操作方法可用作用于安装在所



1. 一种超声系统(100),包括处理器装置(16)以及在所述处理器装置的控制下的显示设备(18),其中,所述处理器装置适于:

从超声探头(14)接收产前实体(62)的2-D超声图像帧(150)的序列(15),所述序列跨所述产前实体沿着平移方向定义2-D超声图像帧的滑动窗口,并且对于所述序列中的每个图像帧:

控制所述显示设备显示所接收的图像帧;

尝试对所述图像帧进行分割以识别所述图像帧中的所述产前实体的兴趣解剖特征(151);并且

在识别所述特征后接受所述图像帧以进行进一步处理,所述进一步处理包括:

确定针对每个所接受的图像帧的所识别的兴趣解剖特征的几何性质;并且

控制所述显示设备利用每个所显示的图像帧显示所述序列中的所接受的图像帧的所确定的几何性质,其中,对所述几何性质的确定包括对所识别的解剖特征的尺寸的确定。

2. 根据权利要求1所述的超声系统(100),其中,所述处理器装置(16)适于计算所确定的几何性质与参考值的偏差,并且控制所述显示设备(18)以指示所述计算的结果的方式显示每个所确定的几何性质。

3. 根据权利要求2所述的超声系统(100),其中,所述处理器装置(16)适于控制所述显示设备(18)将所述序列中的所接受的图像的所确定的几何性质显示为曲线图(320)。

4. 根据权利要求2或3所述的超声系统(100),其中,所述处理器装置(16)适于控制所述显示设备(18)在显示的所接受的图像帧(150)的所识别的兴趣解剖特征(151)上方显示包括所确定的几何性质的叠加(310)。

5. 根据权利要求1-3中的任一项所述的超声系统(100),其中,所述处理器装置(16)适于:

确定多个所接受的图像帧(150)之间的所确定的几何性质的变化;

在所确定的变化超过定义的阈值的情况下拒绝所述多个所接受的图像帧;并且

控制所述显示设备(18)显示所述拒绝的指示。

6. 根据权利要求5所述的超声系统(100),其中,所述处理器装置(16)适于在以下情况下拒绝所述多个所接受的图像帧:

所确定的变化超过所述定义的阈值;并且

图像帧的整个序列(15)中的所接受的图像帧(150)的总数量与图像帧的所述整个序列中的图像帧的总数量的比率低于定义的另一阈值。

7. 根据权利要求1-3中的任一项所述的超声系统(100),还包括数据存储装置(60),其中,所述处理器装置(16)适于将所接受的图像帧(150)和所确定的几何性质存储在所述数据存储装置中,以用于在稍后的时间点评估所述图像帧和/或所确定的几何性质。

8. 根据权利要求1-3中的任一项所述的超声系统(100),还包括所述超声探头(14)。

9. 根据权利要求1-3中的任一项所述的超声系统(100),其中,图像帧(150)的所述序列(15)形成体积图像的一部分。

10. 一种用于操作超声系统(100)的方法(200),所述超声系统包括处理器装置(16)以及在所述处理器装置的控制下的显示设备(18),其中,所述方法包括利用所述处理器装置:

从超声探头(14)接收(203)产前实体(62)的2-D超声图像帧(150)的序列(15),所述序

列跨所述产前实体沿着平移方向定义2-D超声图像帧的滑动窗口，并且对于所述序列中的每个图像帧：

控制(217)所述显示设备显示所接收的图像帧；

尝试(205)对所述图像帧进行分割以识别所述图像帧中的所述产前实体的兴趣解剖特征(151)；并且

在识别所述特征后接受(207)所述图像帧以进行进一步处理，所述进一步处理包括：

确定(211)针对每个所接受的图像帧的所识别的兴趣解剖特征的几何性质；并且

控制(217)所述显示设备利用每个所显示的图像帧显示所述序列中的所接受的图像的所确定的几何性质，其中，对所述几何性质的确定包括对所识别的解剖特征的尺寸的确定。

11. 根据权利要求10所述的方法(200)，还包括计算(215)所确定的几何性质与参考值的偏差，并且控制(217)所述显示设备(18)以指示所述计算的结果的方式显示每个所确定的几何性质。

12. 根据权利要求11所述的方法(200)，还包括控制(217)所述显示设备(18)在所接受的图像帧(150)的所识别的兴趣解剖特征(151)上方显示包括所确定的几何性质的叠加(310)。

13. 根据权利要求10-12中的任一项所述的方法(200)，还包括：

确定(221)多个所接受的图像帧(150)之间的所确定的几何性质的变化；

在所确定的变化超过定义的阈值的情况下拒绝(223)所述多个所接受的图像帧；以及

控制所述显示设备(18)显示所述拒绝的指示。

14. 一种包括计算机可读存储介质的计算机程序产品，所述计算机可读存储介质具有体现于其中的计算机可读程序指令，当在根据权利要求1-9中的任一项所述的超声系统(100)的处理器装置(16)上运行时，所述计算机可读程序指令使所述处理器装置实施根据权利要求10-13中的任一项所述的方法(200)。

产前超声成像

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声系统,其包括处理器装置以及在所述处理器装置的控制下的显示设备,其中,所述处理器装置适于从超声探头接收产前实体的2-D超声图像帧的序列并且控制所述显示设备显示所接收的图像帧。

[0002] 本发明还涉及一种操作这样的超声系统的方法。

[0003] 本发明还涉及一种包括计算机可读存储介质的计算机程序产品,所述计算机可读存储介质具有体现于其中的计算机可读程序指令,当在这样的超声系统的处理器装置上运行时,所述计算机可读程序指令使所述处理器装置实施这样的方法。

背景技术

[0004] 超声成像在怀孕期间常规性地用来评价产前实体(通常是胎儿)在母亲的子宫中的发育,例如以检测胎儿的结构异常。临床医生采集产前实体的每个所需视图的图像的传统方式是当与母亲的腹部声学接触时操纵超声探头直至期望的解剖取向处于2D成像探头的平面中。如果多个视图要利用这样的流程来生成,例如以对产前实体的兴趣解剖特征整体进行成像,超声检查医师可以在母亲的腹部上方沿特定方向移动超声探头以获得2D图像帧的时间序列。

[0005] 这例如可以对使用所谓的生物测定测量分析产前实体(例如胎儿)的发育是有益的,所述生物测定测量用来检查产前实体的一个或多个兴趣解剖特征是否例如在预期的容差内正确地发育并且/或者估计胎龄。这可能需要超声检查医师评估每个所捕获的图像帧以便执行这些测量,其能够是耗时的。此外,如果图像帧序列通过沿着母亲的腹部在非最佳方向上移动超声探头来获得,则图像帧中的若干可能包括以失真的方式的兴趣解剖特征或者可能根本不包括兴趣解剖特征。这能够使对这样的生物测定测量的采集相当繁琐且耗时。

[0006] 众所周知的是,各种感兴趣的胎儿解剖特征可以使用所谓的图像分割技术从2D超声图像帧来提取,其中,兴趣解剖特征的轮廓被识别为图像帧的分割物,在此之后所识别的特征的生物测定评估可以被(自动)执行。例如,Jinhua Yu等人在*Ultrasound in Med. & Biol.* (第34卷,第2号,第169-182页(2008))中公开了一种用于从2D超声图像帧提取并测量胎儿腹部轮廓的方法,而Judith G.Thomas等人在*IEEE Transactions on Medical Imaging* (第10卷,第2号(1991),第180-186页)中公开了使用形态学算子对超声图像的自动分割,仅例举了这样的众所周知的算法的几个范例。

[0007] US8891881B2公开了一种用于识别最佳图像帧的方法。该方法包括接收对感兴趣对象中的兴趣解剖区域的选择。此外,该方法包括获得对应于所选择的兴趣解剖区域的多个图像帧。该方法还包括确定对应于多个所采集的图像帧的实时指标,其中,所述实时指标表示图像帧的质量。此外,该方法包括传送实时指标以帮助选择最佳图像帧。该方法因此可以用来识别用于生物测定评估的最有前景的图像帧。然而,该方法不帮助超声检查医师识别超声探头移动的合适方向,以便生成感兴趣的胎儿解剖特征能够被可靠地识别的足

够数量的2D图像帧。

[0008] US2014/0185895A1公开了一种用于分析胎儿超声图像的计算机实施的方法,所述方法包括访问根据表示符合胎儿腹部组织标本的形状的训练数据计算的第一统计模型,以及访问表示超声图像中的扫描平面的图像数据。该方法还包括使用第一统计模型来识别扫描平面中包括腹部的兴趣区域,访问根据表示符合胎儿解剖结构标本的形状的训练数据计算的第二统计模型,使用第二统计模型来确定一个或多个解剖结构是否存在于兴趣区域内,以及基于一个或多个解剖结构在兴趣区域中的存在将评级分配给扫描平面。

[0009] US2007/0081705A1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,该方法包括以下步骤: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3维网格上的点域的多个强度;提供经训练以检测所述胎儿的所述图像中的解剖结构的多个分类器;并且使用所述图像分类器通过将所述椭圆轮廓分类器应用于所述胎儿超声图像来分割和测量解剖结构,其中,表征所述解剖结构的多个2维轮廓被检测。

[0010] US2016/0045152A1公开了一种用于自动监测产道中的胎儿头部下降的方法,其包括将一幅或多幅图像中的每幅图像分割成多个相邻分量,确定对应于一幅或多幅图像中的每幅图像中的多个相邻分量中的每个相邻分量的成本函数,基于成本函数来识别一幅或多幅图像中的每幅图像中的至少两个感兴趣结构,其中,至少两个感兴趣结构包括耻骨支和胎儿头部,基于至少两个感兴趣结构来测量前进角度,并且基于前进角度来确定产道中的胎儿头部下降。

发明内容

[0011] 本发明想要提供一种能够帮助超声检查医师沿合适的方向在母亲的腹部区域上方引导超声探头以获得产前实体的2D图像的有用序列的超声系统。

[0012] 本发明还想要提供一种操作这样的超声系统的方法。

[0013] 本发明另外想要提供一种包括计算机可读存储介质的计算机程序产品,所述计算机可读存储介质具有体现于其中的计算机可读程序指令,当在这样的超声系统的处理器装置上运行时,所述计算机可读程序指令使所述处理器装置实施这样的方法。

[0014] 根据一方面,提供了一种超声系统,其包括处理器装置以及在所述处理器装置的控制下的显示设备,其中,所述处理器装置适于从超声探头接收产前实体的2-D超声图像帧的序列,所述序列沿着平移方向定义2-D超声图像帧的滑动窗口,并且对于所述序列中的每个图像帧:控制所述显示设备显示所接收的图像帧;尝试对所述图像帧进行分割以识别所述图像帧中的所述产前实体的兴趣解剖特征;并且在识别所述特征后接受所述图像帧以进行进一步处理,所述进一步处理包括确定针对每个所接受的图像帧的所识别的兴趣解剖特征的几何性质;并且控制所述显示设备利用每个所显示的图像帧显示所述序列中的所接受的图像帧的所确定的几何性质。

[0015] 根据本发明的实施例,超声系统评估它从超声探头接收的相应的图像帧,并且尝试通常使用合适的分割算法对图像帧进行分割以便隔离(识别)图像帧中的兴趣解剖特征。兴趣解剖特征例如可以由超声系统的用户(诸如超声检查医师)例如使用用户接口等来进行选择。对于对其的分割被系统认为成功的那些图像帧,系统保持对各个所接受的图像帧的几何性质的跟踪,并且显示这些几何性质以及序列的每个所显示的图像帧,使得对

于被显示的每个图像帧,为超声检查医师提供序列的相应的图像帧中的所获得的几何性质的散布或变化性的指示,由此为超声检查医师提供超声检查医师跨感兴趣区域(诸如产前实体(诸如胎儿)的母亲的腹部区域)移动超声探头的方向的合适性的清楚指示。因此,为超声检查医师提供关于由超声检查医师跨其移动超声探头的路径的合适性的实时反馈,使得在该反馈指示欠佳的路径的情况下超声检查医师可以改变该路径。

[0016] 对所述几何性质的确定意味着对所识别的解剖特征的尺寸的确定,所识别的解剖特征的尺寸诸如胎儿头部或腹部的直径或周长、股骨长度、颈部半透明度、双顶径等。自动检测和分割算法可用于其的任何解剖特征都可以被预见到。

[0017] 在优选实施例中,所述处理器装置适于计算所确定的几何性质与参考值的偏差,并且控制所述显示设备以指示所述计算的结果的方式显示每个所确定的几何性质。以此方式,用户(诸如超声检查医师)得到关于所确定的几何性质的可靠的即时视觉反馈。例如,在不可靠的或可能假的性质值的情况下,值可以以红色进行显示,而在可靠的性质值的情况下,该值可以以绿色进行显示,使得用户能够立即识别出如在所分割的图像帧中识别的兴趣解剖特征的所确定的几何性质的相关性。

[0018] 所述处理器装置可以适于控制所述显示设备以任何合适的方式(诸如曲线图)显示所述序列中的所接受的图像的所确定的几何性质。曲线图表示具有以下优点:所确定的几何性质的时间变化性能够以简单直接的方式被用户识别。

[0019] 在一实施例中,所述处理器装置适于,如果所显示的图像帧是所接受的图像帧,则控制所述显示设备在所识别的解剖特征上方显示包括所确定的几何性质的叠加,使得当对应于所确定的几何性质的所接受的图像帧被显示在显示设备上时,为用户实时呈现所确定的几何性质。这例如可以包括以指示前面提到的对所确定的几何性质与参考值的偏差的计算的方式显示叠加,使得用户能够容易地在可靠值与可能假的值之间进行区分。

[0020] 优选地,所述处理器装置还适于评价图像帧的序列整体上是否是可接受的。为此目的,所述处理器装置可以适于确定跨多个所接受的图像帧的所确定的几何性质的变化;在所确定的变化超过定义的阈值的情况下拒绝多个所接受的图像帧;并且控制所述显示设备显示所述拒绝的指示。这为用户提供图像帧的特定序列是特别有噪声的反馈信息,使得鼓励用户通过沿不同的方向跨感兴趣区域移动超声探头来重新捕获图像帧的序列,该方向的选择可以基于能够针对其确定感兴趣解剖特征的可靠的几何性质的所捕获的图像帧。

[0021] 所述处理器装置可以被布置为在以下情况下作出对多个所接受的图像帧的这种拒绝:所确定的变化超过所述定义的阈值;并且图像帧的整个序列中的所接受的图像帧的总数量与图像帧的整个序列中的图像帧的总数量的比率低于定义的另一阈值。

[0022] 在优选实施例中,所述超声系统还包括数据存储装置,其中,所述处理器装置适于将所接受的图像帧和所确定的几何性质存储在所述数据存储装置中,以用于在稍后的时间点(例如在任何合适的时间点)通过例如借助于用于从序列中选择一幅或多幅图像的用户接口从数据存储装置(例如存储器)简单检索图像来评估所述图像帧和/或所确定的几何性质。

[0023] 超声系统不一定包括超声探头,因为超声探头可以在超声系统外部,例如当超声系统包括实施超声探头可以被附接到的超声诊断装置时。备选地,超声系统还包括超声探头,例如可以形成完整超声成像系统。

[0024] 在以上实施例中,图像帧的序列可以是由超声检查医师在如之前解释的在感兴趣区域上方移动超声探头而捕获的2-D图像帧的序列。然而,本发明的实施例可以有用地适用于3-D图像,即体积图像,其中,图像帧的序列形成该体积图像的一部分。具体地,超声系统可以对用户命令作出响应以沿特定方向对体积图像进行切片,由此生成多个2-D图像切片(帧),对于其,超声系统可以尝试对每个切片进行分割,并且导出针对成功分割的切片的兴趣解剖特征的几何性质,并且维持所导出的几何性质的历史,该历史可以提供所选择的切片方向在对特定兴趣解剖特征的评价中的合适性的指示,使得系统的用户可以使用该反馈来选择不同的切片方向,以便获得由所选择的切片方向产生的2-D图像切片中的兴趣解剖特征的最佳视图。

[0025] 根据另一方面,提供了一种用于操作超声系统的方法,所述超声系统处理器装置以及在所述处理器装置的控制下的显示设备,其中,所述方法包括利用所述处理器装置:从超声探头接收产前实体的2-D超声图像帧的序列,所述序列沿着平移方向定义2-D超声图像帧的滑动窗口,并且对于所述序列中的每个图像帧:控制所述显示设备显示所接收的图像帧;尝试对所述图像帧进行分割以识别所述图像帧中的所述产前实体的兴趣解剖特征;并且在识别所述特征后接受所述图像帧以进行进一步处理,所述进一步处理包括确定针对每个所接受的图像帧的所识别的兴趣解剖特征的几何性质;并且控制所述显示设备利用每个所显示的图像帧显示所述序列中的所接受的图像的所确定的几何性质。以此方式,超声系统的用户获得关于跨图像帧的序列的几何性质的稳定性的实时反馈信息,该反馈信息可以由用户用来重新调整跨感兴趣区域(诸如怀有产前实体的母亲的腹部区域)移动超声探头的方向,以便改进用于确定该产前实体的兴趣解剖特征的几何性质的图像帧的序列的合适性。

[0026] 这可以包括计算所确定的几何性质与参考值的偏差,并且控制所述显示设备以指示所述计算的结果的方式显示每个所确定的几何性质,以向用户更清楚地突出显示所确定的几何性质是否能够被依赖。

[0027] 在一实施例中,该方法还包括如果所显示的图像帧是所接受的图像帧,则控制所述显示设备在所识别的解剖特征上方显示包括所确定的几何性质的叠加,使得用户得到几何性质的实时指示,该指示可以由用户用来重新调整跨感兴趣区域移动超声探头的方向。

[0028] 此外,所述方法可以还包括确定多个所接受的图像帧之间的所确定的几何性质的变化;在所确定的变化超过定义的阈值的情况下拒绝多个所接受的图像帧;并且控制所述显示设备显示所述拒绝的指示以帮助用户确定所采集的序列是否具有用于评估产前实体(诸如胎儿)的兴趣几何性质的足够的质量。

[0029] 根据又一方面,提供了一种包括计算机可读存储介质的计算机程序产品,所述计算机可读存储介质具有体现于其中的计算机可读程序指令,当在根据本发明的任一实施例的超声系统的处理器装置上运行时,所述计算机可读程序指令使所述处理器装置实施根据本发明的任一实施例的方法。这样的计算机程序产品可以用来增强或以其他方式配置超声系统的功能,例如通过将计算机可读程序指令安装在所述系统上。

附图说明

[0030] 参照附图详细地并且以非限制性范例的方式描述本发明的实施例,其中:

- [0031] 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；
- [0032] 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；
- [0033] 图3示出了用于扫描胎儿的超声成像装置的示意图；
- [0034] 图4示出了要在两个不同的观察方向上扫描的患者的示意图；
- [0035] 图5示意性地描绘了通过跨患者身体的兴趣区域移动超声探头而捕获的2-D图像帧的序列；
- [0036] 图6是根据一实施例的操作超声系统的方法的流程图；以及
- [0037] 图7示意性地描绘了按照根据一实施例的操作超声系统的方法在显示设备上生成的视图。

具体实施方式

[0038] 应当理解，附图仅仅是示意性且并未按比例描绘。还应当理解，遍及各图中使用相同的附图标记用来指示相同或类似的部分。

[0039] 图1示出了超声系统100(特别是医学二维(2D)超声成像系统或三维(3D)超声成像系统)的示意图。超声系统100可以被应用于随时间检查解剖部位的体积，该解剖部位具体为患者12的解剖部位。超声系统100包括超声探头14，该超声探头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。在一个范例中，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。换能器元件可以在2D超声系统100的情况下以线性阵列方式进行布置或者可以在2D超声系统100的情况下以二维阵列(特别地用于提供多平面图像或三维图像)方式进行布置。

[0040] 三维超声系统的特定范例可以是由本申请人出售的CX40 Compact Xtreme超声系统，其具体与本申请人的X6-1或X7-2t TEE换能器或使用本申请人的xMatrix技术的其他换能器一起使用。通常，如在飞利浦iE33系统上找到的矩阵换能器系统或如在飞利浦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应用。

[0041] 另外，超声系统100可以包括处理器装置，所述处理器装置包括控制经由超声系统100对2D或3D图像序列的提供的图像重建单元16。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的换能器阵列对数据的采集，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而形成2D或3D图像序列的信号和图像处理。

[0042] 超声系统100可以还包括用于向用户显示2D或3D图像序列的显示设备18(此后也被称为显示器18)。更进一步地，可以提供输入设备20，该输入设备可以包括按键或键盘22以及其他输入设备，例如，跟踪球24。输入设备20可以连接到显示器18或直接连接到图像重建单元16。

[0043] 超声系统100可以还包括数据存储装置60，例如一个或多个存储器设备、硬盘、光盘等，图像重建单元16可以将图像帧和图像帧处理数据存储于其中，例如以用于在稍后的日期进行评估，如将在下面更详细地解释的。

[0044] 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是能够以二维方式扫描以进行2D成像或以三维方式扫描以进行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，该微波束形成器控制由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“片块”接收的信号进行波束形成，如美国专利5997479 (Savord等人)、6013032 (Savord) 和6623432 (Powers等人) 中所描述的。微波束形成器28可以通过探头线缆被耦合到发射/接收 (T/R) 开关30，该开关在发射与接收之间切换，并且在微波束形成器28未被使用并且换能器阵列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对超声波束的发射是由通过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，该换能器控制器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操纵和聚焦的方向。波束可以被操纵为从换能器阵列26笔直向前(正交于其)或者以不同的角度被操纵以获得更宽的视场。换能器控制器32能够被耦合以控制CMUT阵列的DC偏置控制58。DC偏置控制58设置被施加到CMUT单元的(一个或多个)DC偏置电压。

[0045] 由微波束形成器26在接收时产生的部分波束形成的信号被耦合到主波束形成器34，在那里来自换能器元件的个体片块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片块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。

[0046] 波束形成的信号被耦合到信号处理器36，其可以形成一部分。信号处理器36能够以各种方式处理所接收的回波信号，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返回的非线性(基频的较高谐波)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，随着从增大的深度接收到回波信号，带通滤波器的通带从较高频带滑动到较低频带，从而拒绝来自较大深度的在较高频率的噪声，在这些较大深度中这些频率缺乏解剖信息。

[0047] 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6283919 (Roundhill等人) 和美国专利6458083 (Jago等人) 中所描述的。

[0048] 多普勒处理器40可以处理来自组织移动和血流的时间上不同的信号，以检测图像场中的物质的运动(例如，血液细胞的流动)。多普勒处理器40通常包括具有参数的壁滤波器，其可以被设置为使从身体中的选定类型的材料返回的回波通过和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波。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材料的相对较低幅度的信号通过，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缓慢移动的对象(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，这也被称为对组织的运动进行组织多普勒成像、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上离散的回波信号的序列，来自特定点的回波

的序列被称为总集(ensemble)。在相对较短间隔内快速连续接收的回波的总集能够用于估计流动的血液的多普勒频移,其中,多普勒频率与速度的对应关系指示血流速度。在较长时间段内接收的回波的总集用于估计较慢流动的血液或缓慢移动的组织的速度。

[0049] 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具有其估计的多普勒速度的点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。

[0050] 在3D成像系统中,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6443896(Detmer)中所描述的。体积绘制器52将3D数据集的回波信号随时间转换成如从给定的参考点观察到的投影的3D图像序列56,如美国专利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以用于进一步增强、缓冲和临时存储以供显示在显示器18上。

[0051] 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形成处理器装置的一部分的量化处理器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形成处理器装置的一部分的图形处理器50,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,如将在下面更详细地进行解释的。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对超声信号的生成,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,在3D成像系统的情况下这些平面可以用于在MPR图像的图像场中执行量化测量。

[0052] 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范例。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。

[0053] 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并且该图像重建单元包括分割单元68、测量单元70和计算单元72。图像重建单元16被连接到用于显示超声扫描的结果的显示器18,并且显示器被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。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 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结果执行胎龄的计算，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。

[0058] 3D超声扫描通常涉及发射照射身体内的可以被指定为目标体积或体积区域的特定体积的超声波。这能够通过以多个不同角度发射超声波来实现。体积数据集然后通过接收并处理反射波来获得。该体积数据集是身体内的目标体积随时间的表示。由于时间经常被表示为第四维，随着时间递送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。

[0059] 相比之下，在2D超声系统100中，这样的体积区域通常由超声检查医师在母亲的腹部区域上方物理地移动超声探头14来产生，以便捕获2D图像帧150的序列15，该序列可以由超声检查医师进行评估以获得产前实体的一部分（包括感兴趣解剖特征151）的印象，如在图5中示意性地描绘的。这样的感兴趣解剖特征可以是能够在图像帧150中通过合适的分割算法自动识别的任何解剖特征。这样的算法本身是众所周知的并且是广泛可用的，使得仅为了简洁起见，它们将不会在本申请中被进一步解释。这样的解剖特征的非限制性范例包括胎儿头部、腹部、骨结构（诸如股骨或脊柱）等。超声检查医师可能对这样的解剖特征的评估感兴趣，以确定妊娠期发育、异常等。

[0060] 尽管在体积区域的原始观察角度没有准确地显示或甚至不能显示感兴趣解剖特征的情况下3D体积数据可以被重新切片以给出更好的观察角度，但是在2D成像中，观察角度通过超声检查医师在母亲的腹部区域上方移动超声探头14的方向来确定。然而，获得超声检查医师要在感兴趣身体区域（此处是母亲的腹部区域）上方移动超声探头14的最佳方向是需要技巧和经验的不可小视的操练。因此，在采集2-D图像切片150的序列15后，该序列的随后评估可以指示感兴趣解剖特征151跨序列15不是一致可见的，例如从图像切片151中的至少一些中丢失和/或失真。在这样的情况下，超声检查医师将需要通过在感兴趣身体区域上方沿不同方向移动（即平移）超声探头14来产生2-D图像切片150的新序列15，希望这改进图像切片150中的感兴趣解剖特征151的可见性。如能够认识到的，这是试错的操练，其因

此对于超声检查医师来说可能是相当耗时的且令人沮丧的,以及对于患者来说可能是受创伤的。

[0061] 本发明的实施例想要为超声检查医师提供指示2-D图像切片150的序列15用于在序列的采集期间评估这样的感兴趣解剖特征的合适性的实时视觉反馈,使得超声检查医师能够根据该视觉反馈来调整他或她跨患者的感兴趣身体区域移动超声探头14的方向。为此目的,根据本发明的一个方面,超声系统100的处理器装置可以适于实施操作超声系统100的方法200以便生成这样的视觉反馈,在图6中示出了该方法的流程图,该流程图描绘了该方法200的范例实施例,但是应当理解,在不脱离本发明的教导的情况下可以预见到该方法的变化,例如在该流程图中描绘的操作被执行的顺序的变化。

[0062] 处理器装置可以通过单个处理器或通过跨如之前描述的超声系统分布的多个处理器来体现,并且可以以任何合适的方式适于实施方法200的实施例。例如,期望的功能可以由超声成像装置100的一个或多个专用硬件部件来实施,或备选地可以在用于在适当配置的处理器装置上运行的软件中例如以计算机程序指令(诸如使这样的适当配置的处理器装置实施方法200的算法)形式来实现。

[0063] 方法200在操作201中开始,例如由超声检查医师开始利用超声探头14对患者进行扫描,通常通过沿着患者的感兴趣身体区域(诸如怀有诸如胎儿的产前实体的母亲的腹部区域)移动(即平移)超声探头14。在操作203中,处理器装置(例如图像重建单元16)从超声探头14接收优选地具有时间戳153的2-D图像帧150,并且在操作205中,尝试使用如之前解释的合适的分割算法对所接收的图像帧进行分割,以便识别产前实体的兴趣解剖特征151。在一实施例中,超声系统100可以包含用于识别这样的产前实体的不同兴趣解剖特征的多种这样的分割算法,在这种情况下超声检查医师可以使用用户接口20选择兴趣解剖特征,例如通过在操作201中在开始序列15的捕获之前从被显示在显示设备18上的选择菜单选择兴趣解剖特征151。

[0064] 在操作207中,检查所尝试的对所接收的图像帧150的分割是否成功。如果没有成功,则图像帧150可以被认为是不正确的或至少不适合用于对兴趣解剖特征的评估,这可以使方法202前进到操作209,其中拒绝图像帧150以进行进一步处理。这可以还包括丢弃图像帧150,但是备选地所拒绝的图像帧150可以例如与拒绝指示一起被存储在数据存储装置60中,使得在稍后的评估模式中,所拒绝的图像帧可以被立即识别为是被拒绝的。

[0065] 另一方面,在操作207中确定所尝试的对所接收的图像帧150的分割成功,方法200前进到211,其中所识别的兴趣解剖特征151的几何性质在所分割的图像帧150中例如利用分割算法被自动确定。这样的几何性质例如可以是兴趣几何特征151的尺寸,例如胎儿头部或腹部区域的直径或周长、股骨长度、颈部半透明度、双顶径等,如本领域技术人员将容易理解的。在操作213中,所识别的兴趣解剖特征151的所确定的几何性质可以与相关联的2-D图像切片150和其时间戳153一起被存储在数据存储装置60中,用于随后的评估,例如序列15的交互式审查操作,如将在下面更详细地进行解释的。

[0066] 在操作215中,处理器装置确定兴趣解剖特征151的几何性质的时间变化性。为此目的,处理器装置可以维持图像帧150的滑动窗口,其中固定数量的所接受的图像帧与如从被保持在该滑动窗口中的所分割的图像帧150导出的兴趣解剖特征151的所确定的几何性质一起被保持。例如,滑动窗口可以被实施为大小N的缓冲区,其中N是任何合适大小

(例如大小为10)的正整数。如本领域技术人员将理解的,N的实际值的选择是可以基于变化性估计的准确性与估计该变化性所需的计算努力之间的权衡而做出的设计选择。缓冲区可以形成数据存储装置60的一部分,或备选地可以形成处理器装置的一部分,例如在片上存储器(诸如高速缓冲存储器等)上。

[0067] 时间变化性可以是跨滑动窗口中的图像帧150的兴趣解剖特征151的尺寸的变化,或备选地或额外地,可以是跨图像帧150的兴趣解剖特征151的定位的变化,例如兴趣解剖特征的重心的变化,其可以指示图像帧150的序列15的采集方向与兴趣解剖特征的常见传播方向未对齐,这可以引起跨图像帧150的兴趣解剖特征151的所提取的尺寸易于不准确。

[0068] 如从图像帧150的滑动窗口导出的兴趣解剖特征151的几何性质的时间变化性是如由超声检查医师跨调查研究中的患者的感兴趣身体区域移动超声探头14捕获的图像帧150的序列15的合适性以及因此可靠性的有用指标。因此,当在序列15的采集期间显示所捕获的图像帧150时该时间变化性的视觉表示是对超声检查医师的他或她跨调查研究中的患者的感兴趣身体区域移动超声探头的方向是否将导致能够根据其可靠地获得产前实体的兴趣解剖特征151的几何性质的超声图像帧150的序列15的有用指标。

[0069] 为此目的,在操作217中,处理器装置控制显示设备18,使得所述序列15中的所接受的图像帧150的所确定的几何性质(例如滑动窗口中的所接受的图像帧150的所确定的几何性质)与每个所显示的图像帧150也一起被显示,通常使得跨滑动窗口中的图像帧的这些几何性质的时间变化性能够被观看显示设备18的超声检查医师容易地意识到。在图7中示意性地描绘了如被显示在显示设备18上的这样的所显示的图像300的非限制性范例,该图像300包括2-D图像帧150,例如所接受的2-D图像帧,其中兴趣解剖特征151能够通过如之前解释的分割算法以及从之前接收的所接受的图像帧150(例如被存储在如之前解释的实施这样的帧的滑动窗口的固定大小的缓冲区中的固定数量的之前接收的图像帧)导出的几何性质的历史320来识别。这样的历史320例如可以被显示为超声检查医师能够从其立即导出跨历史上获得的几何性质的变化的曲线图或图表。

[0070] 在一实施例中,处理器装置还适于将每个所确定的几何性质与参考值(诸如基于产前实体在特定发育阶段的正常发育的几何性质的预期值)进行比较,并且控制显示设备18以指示该比较的结果的方式显示每个所确定的几何性质。例如,在历史320中,落在这样的参考值的容差范围内的历史几何性质321可以与落在该容差范围之外的几何性质323不同的方式被显示,使得超声检查医师能够立即评价大多数几何性质是否被认为是可靠的。例如,可靠的几何性质321可以被给予第一颜色,诸如绿色,而不可靠的几何性质323可以被给予与第一颜色不同的第二颜色,诸如红色。当然,几何性质321和323的许多其他区分可视化对技术人员而言是立即显而易见的。容差范围也可以例如被显示为具有在每个所显示的几何性质周围的上界和下界的置信区间,以进一步帮助超声检查医师评价由历史320表示的相应几何性质的可靠性。

[0071] 在一实施例中,处理器装置还适于控制显示设备18显示所接受的图像帧150中的所识别的兴趣解剖特征151的所确定的几何性质以及该图像帧,使得在序列15的采集期间为超声检查医师提供该解剖特征的几何性质的实时指示。这可以帮助超声检查医师评价调查研究中的产前实体。所确定的几何性质可以以任何合适的方式被显示,例如被

显示为被显示在显示设备18上的相关联的图像帧150的叠加310。这样的叠加可以基于几何性质与如之前解释的参考值的比较来进行颜色编码,使得可靠的几何性质(例如诸如周长或直径的可靠的尺寸)可以与不可靠的几何性质是可容易区分开的。例如,可靠的几何性质可以以绿色进行示出,而不可靠的几何性质可以以红色进行示出,但是其他颜色当然可以被选择。优选地,如用于历史320的在几何性质的可靠值与不可靠值之间进行区分的相同颜色编码方案也用于叠加310。

[0072] 此时应注意,至少为了生物测定测量采集的目的,在操作209中拒绝的图像帧150也可以与图像帧151被拒绝的警告一起被显示在显示设备18上。这样的警告可以是任何合适的可见警告(诸如显示设备18的屏幕上的闪烁或恒定颜色的区域)、听得见的警告等。

[0073] 方法200还可以评估如从超声探头14接收的图像帧150的序列15在感兴趣解剖特征151的几何性质的变化性方面是否是足够稳定的,使得超声检查医师能够决定序列15是否能够被依赖或序列15是否需要被重新捕获。为此目的,方法200可以在操作219中检查序列15的采集是否已经完成。这例如可以基于从超声探头14或用户接口20接收的指示这种完成的用户命令、或基于滑动窗口(例如数据存储缓冲区)充满来确定。确定超声检查医师是否已经完成序列15的采集的其他方式对技术人员将是显而易见的。

[0074] 如果在操作219中确定图像帧150的序列15的采集还未完成,则方法200反转回到操作203,其中接收序列15的下一个图像帧150。另一方面,如果在操作219中确定序列15的采集完成,则方法200前进到操作221,其中至少评估序列15的图像帧150中的感兴趣解剖特征151的稳定性并且优选地评估其稳定性以及可用性。例如,处理器装置可以确定跨在操作207中接受的序列15的多个图像帧150的所确定的几何性质的变化。这样的变化可以涉及确定跨多个图像帧150的几何性质的平均值,并且检查每个图像帧150与位于该平均值的特定容差范围内的所确定的几何性质相关联。备选地,这可以涉及将几何性质中的每个与前面提到的参考值进行比较。其他合适的度量对技术人员将是显而易见的。以此方式,能够确定序列15是稳定的还是有噪声的。

[0075] 在一实施例中,这种确定可以基于对该变化性和序列15中的所接受的图像帧150的总数量与序列15中的图像帧150(即包括在操作207中拒绝的图像帧150)的总数量的比率的确定的组合。如果该比率降至定义的阈值之下,则这可以是序列15是有噪声的又一指示,使得在以下中的至少一种情况下序列15可以被认为是不可靠的:跨序列15的几何性质的变化性过高,以及操作207中的图像帧150的接受率过低。

[0076] 处理器装置可以控制显示设备18例如在有噪声的序列15的情况下通过红灯并且在稳定的序列15的情况下通过绿灯显示在操作221中获得的评估结果。突出显示这种评估的不同结果的其他可区分的方式对技术人员将是立即显而易见的,并且可以在本申请的教导的背景下被同样地预见到。

[0077] 如果图像帧150的序列15在操作221中被认为是有噪声的,则方法200可以前进到操作223,其中序列15被拒绝。这样的拒绝可以是自动的,并且可以引起图像帧150和相关联的数据(诸如图像帧150中的感兴趣解剖特征151的几何性质)从数据存储装置60中的移除。备选地,超声检查医师可以例如通过显示设备18上的所显示的消息被提示,以确认序列15能够从数据存储装置60中被移除。在后者情况下,尽管序列被认为是有噪声的,超声检查医师也可以决定保持序列15,在这种情况下操作223可以不包括序列15的所接受的图像帧150。

从数据存储装置60中的删除。另一方面,如果图像帧150的序列15在操作221中被认为是足够稳定的,则方法200可以直接前进到操作225,其中确定超声检查医师是否希望采集图像帧150的另一序列15。这种确定可以以任何合适的方式来进行,例如通过对经由超声探头14或用户接口20提供的指示希望采集这样的另一序列15的用户指令做出响应。如果是这种情况,则方法200可以反转回到操作203;否则,图像帧150的采集可以在227中终止,例如方法200可以进入交互式审查模式,如将在下面更详细地进行解释的。

[0078] 以此方式,为超声检查医师提供关于由超声检查医师捕获的图像帧150的序列15的可靠性和合适性的实时反馈,使得为超声检查医师提供关于图像帧150的采集的实时引导,该引导例如可以帮助超声检查医师跨患者的感兴趣身体区域沿合适方向引导超声探头14,如在上面更详细地解释的。

[0079] 然而,应当理解,本发明的实施例不限于为超声检查医师提供实时反馈。在一实施例中,利用如上面描述的方法200收集的数据可以在超声系统100的交互式审查模式中使用,其中超声检查医师可以使用用户接口20来浏览被存储在数据存储装置60中的图像帧150的历史,以便评估所记录的图像帧150和相关联的分割信息(诸如通过分割算法在图像帧150中识别的兴趣解剖特征151的所估计的几何性质)。为了便于导航,处理器装置例如可以使显示设备18显示从针对每个所存储的图像帧150记录的时间戳153导出的时间线,使得超声检查医师可以沿着所显示的时间线滚动,以便从数据存储装置60中检索对应于特定时间戳的图像帧150,并且将所检索的图像帧150显示在显示设备18上。这可以还包括如通过分割算法在该图像帧150中识别的所识别的兴趣解剖特征151的所确定的几何性质的显示,该几何性质可以以任何合适的方式被显示,例如被显示为叠加,如在上面更详细地解释的。类似地,图像帧150的分割可以被显示为叠加或以任何合适的备选方式被显示,如对技术人员将是立即显而易见的。

[0080] 沿着这样的时间线的导航具有进一步的优点:超声检查医师可以识别兴趣解剖特征151被特别好地表示(例如清楚可见而无失真)的图像帧150。基于与这样的所识别的图像帧150相关联的时间戳153,超声检查医师可以能够估计该图像帧被捕获的超声探头14在感兴趣身体区域上的位置,使得如果希望在另一序列15中获得兴趣解剖特征151的进一步改进的清楚性或可见性,则该位置的了解可以被超声检查医师用来获得该另一序列。

[0081] 在一实施例中,处理器装置可以计算针对所存储的图像帧150的子集的平均几何性质,并且使显示设备18显示该平均几何性质。这样的子集例如可以响应于由超声检查医师对特定图像帧150的选择而汇编,该子集包括与所选择的图像帧相邻的多个图像帧150,使得为超声检查医师呈现兴趣几何性质的平均值(例如兴趣解剖特征151的尺寸),这可以帮助超声检查医师评估该解剖特征,如例如避免对于超声检查医师评估一系列个体图像帧150来获得针对产前实体(例如胎儿)的体积区域的该几何性质的需要。

[0082] 如果必要的话,超声检查医师可以进一步使用该交互式审查模式来手动地校正兴趣解剖特征151的所确定的几何性质和/或手动地校正所存储的图像帧150的建议的分割,以便改进该几何性质的评估的准确性。在超声检查医师手动地校正所存储的图像帧150的建议的分割的情况下,处理器装置可以自动地重新计算兴趣解剖特征151的经校正的分割的几何性质。处理器装置还可以适于自动地利用基于超声检查医师的输入进行的校正来更新数据存储装置60。

[0083] 此时,应注意,本发明的实施例已经在由超声检查医师跨感兴趣身体区域沿超声探头14的平移方向手动地移动超声探头14以定义2-D图像帧150的滑动窗口来采集2-D图像帧150(每次对胎儿62的不同切片进行成像)方面进行描述。然而,应当理解,本发明的原理同样可以适用于3-D超声图像,其中超声检查医师可以不必跨感兴趣身体区域移动超声探头14,但是其中超声检查医师可能需要决定沿哪个方向对体积图像进行切片以便获得对应于2-D图像帧150的2-D图像切片用于进一步评估,例如确定感兴趣解剖特征151的几何性质。在这种情况下,方法200可以评估2-D图像切片中的每个,以便如在上面更详细地解释的那样确定图像切片的序列的稳定性(变化性),使得为超声检查医师提供关于所选择的切片方向的合适性的实时反馈,使得超声检查医师能够获得关于体积图像应当沿哪个方向被切片的引导,在这种情况下切片方向定义了图像切片的滑动窗口被生成的平移方向,以便可靠地获得该几何性质。

[0084] 上面描述的方法200的实施例可以通过体现于计算机可读存储介质上的计算机可读程序指令来实现,当在超声系统100的处理器装置上运行时,所述计算机可读程序指令使处理器装置实施方法200。任何合适的计算机可读存储介质可以用于该目的,例如光学可读介质(诸如CD、DVD或蓝光光盘)、磁性可读介质(诸如硬盘)、电子数据存储设备(诸如记忆棒等)等。计算机可读存储介质可以是通过网络(诸如互联网)可访问的介质,使得计算机可读程序指令可以通过网络来访问。例如,计算机可读存储介质可以是网络附接的存储设备、存储区域网络、云存储等。计算机可读存储介质可以是计算机可读程序指令可以从其获得的网络可访问服务。在一实施例中,超声成像装置适于从这样的计算机可读存储介质检索计算机可读程序指令,并且通过将所检索的计算机可读程序指令存储在数据存储装置中(例如在形成数据存储装置的一部分的存储器设备等中)来产生新的计算机可读存储介质,该数据存储装置可由处理器装置访问,使得处理器装置能够从数据存储装置中检索用于运行的计算机可读程序指令。

[0085] 应当注意,上述实施例说明而非限制本发明,并且本领域技术人员能够在不脱离所附权利要求的范围的情况下设计许多备选实施例。在权利要求中,置于括号内的任何附图标标记不应被解释为限制权利要求。词语“包括”不排除除了权利要求中列出的元件或步骤之外的其他元件或步骤的存在。在元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在。本发明可以借助于包括若干个不同元件的硬件来实施。在列举了若干单元的设备权利要求中,这些单元中的若干可以由同一项硬件体现。在相互不同的从属权利要求中记载了特定措施的仅有事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

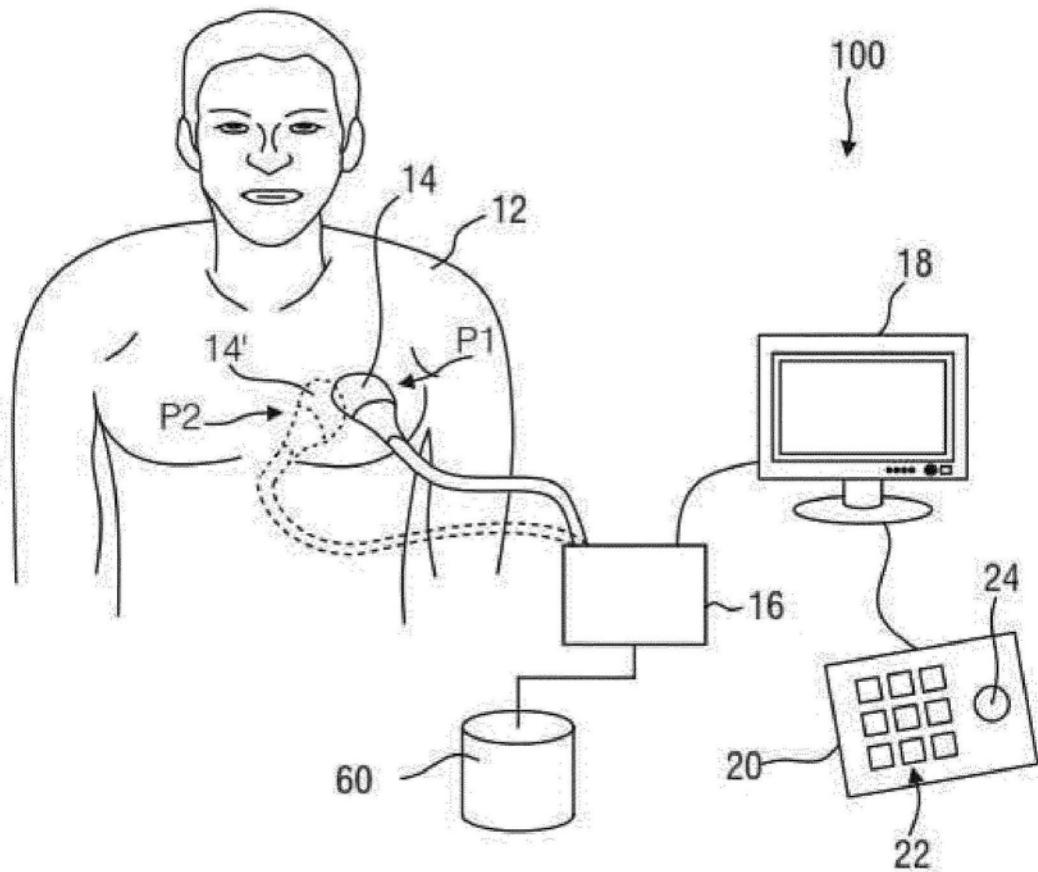


图1

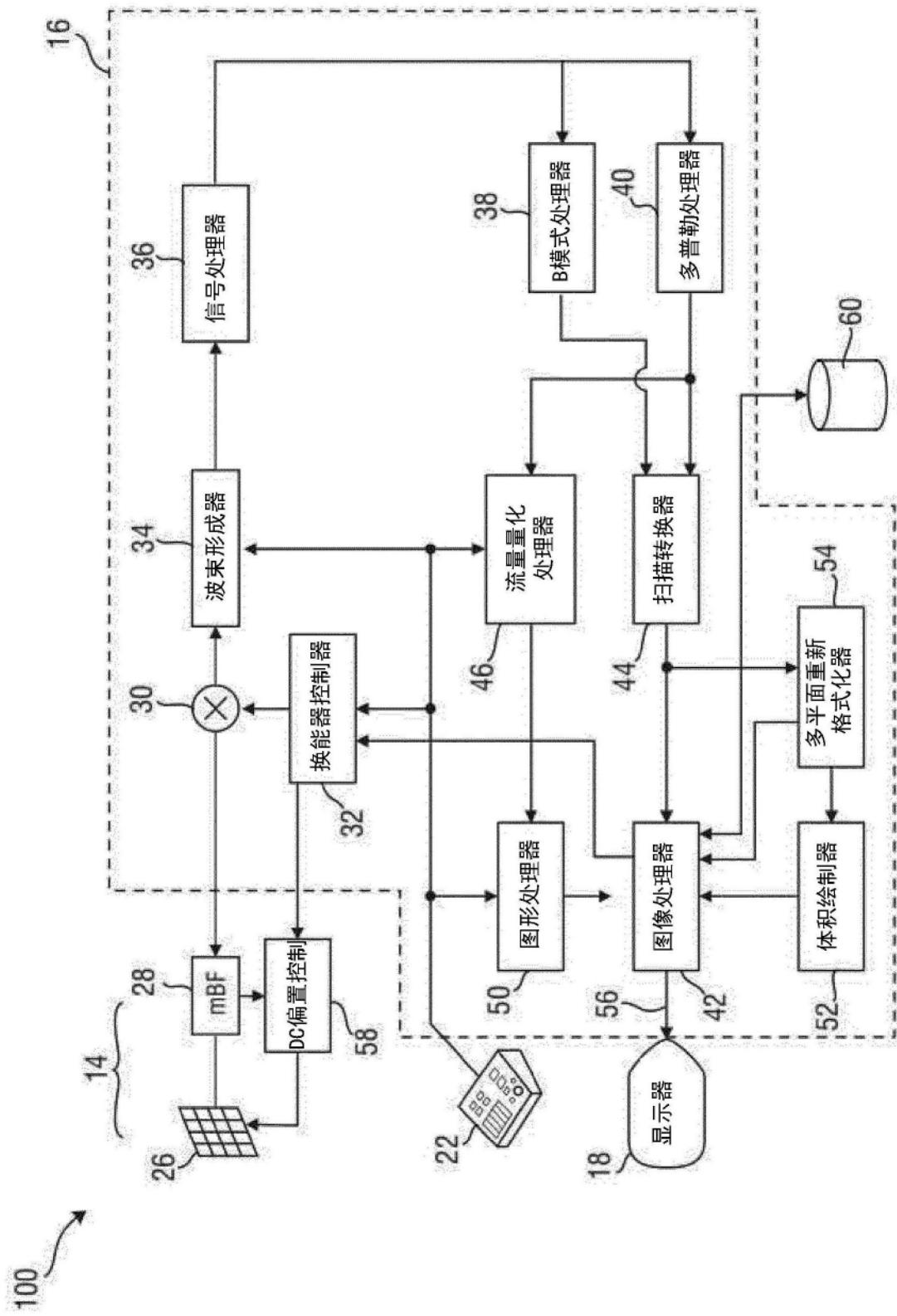


图2

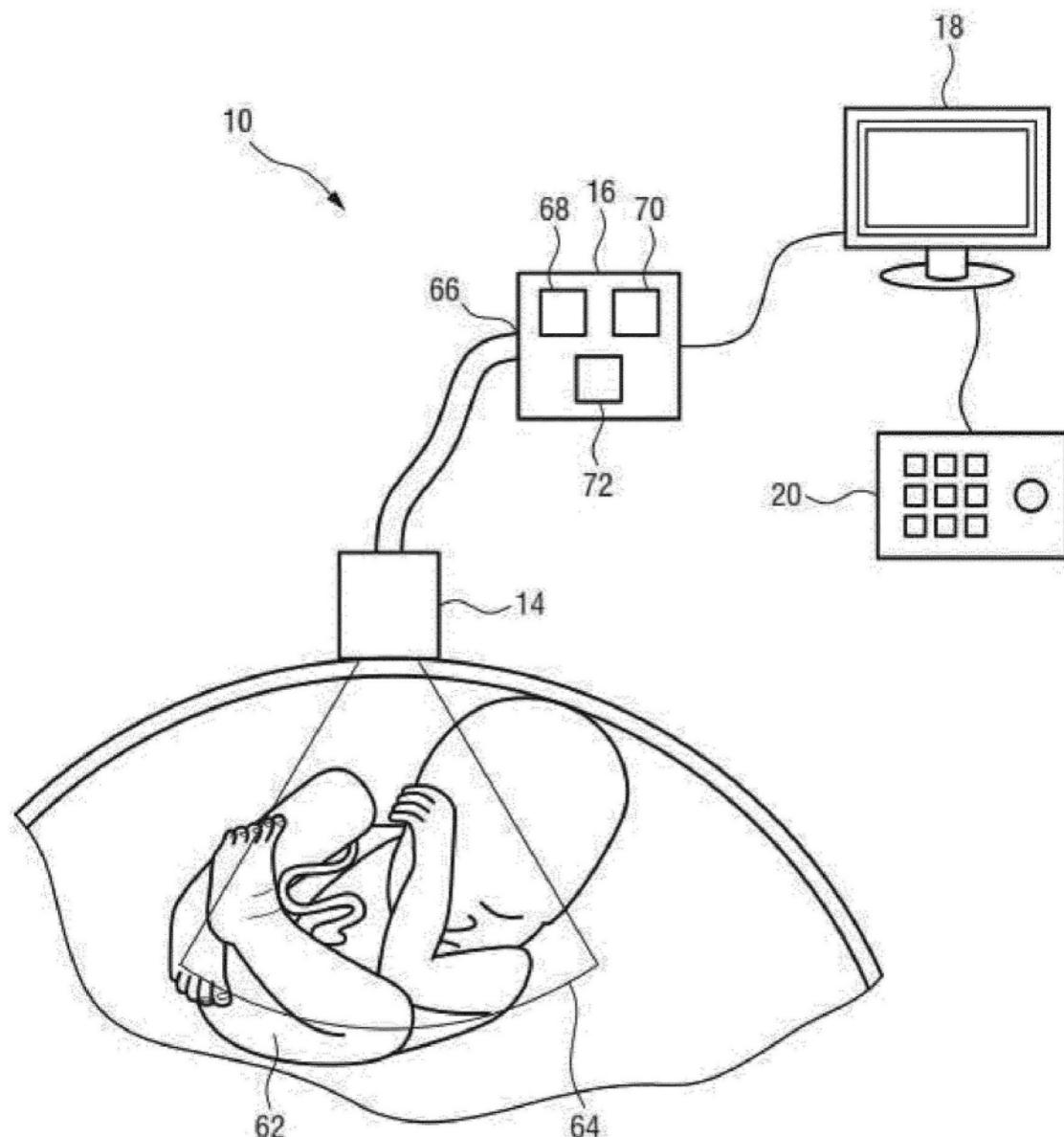


图3

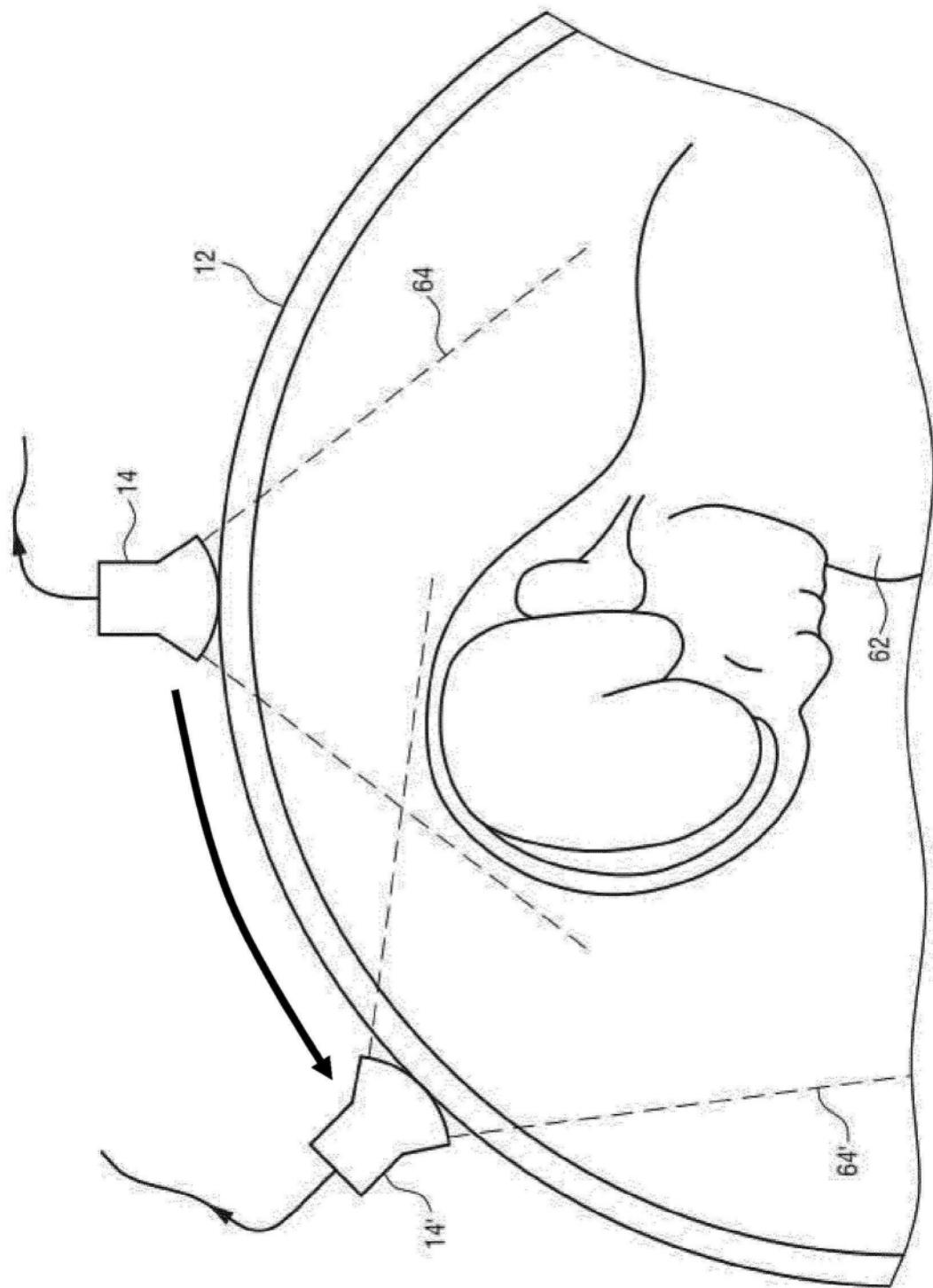


图4

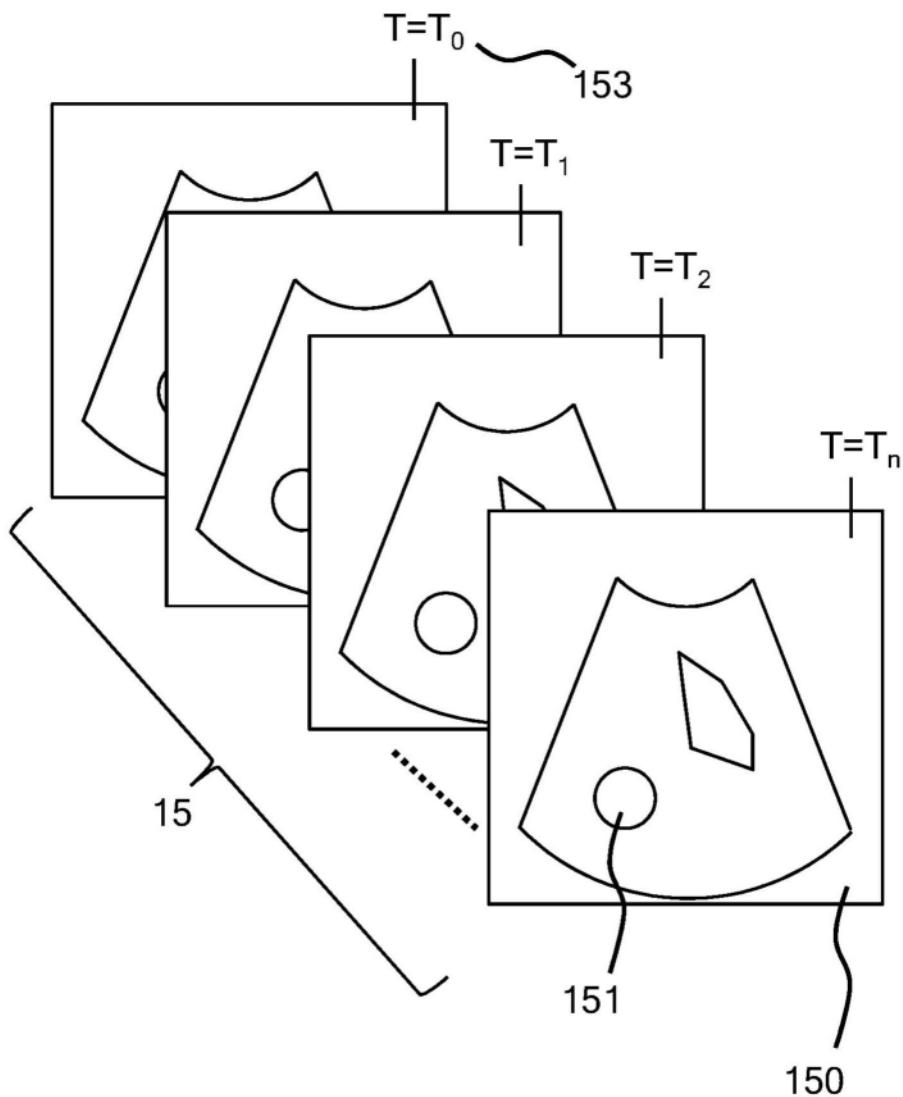
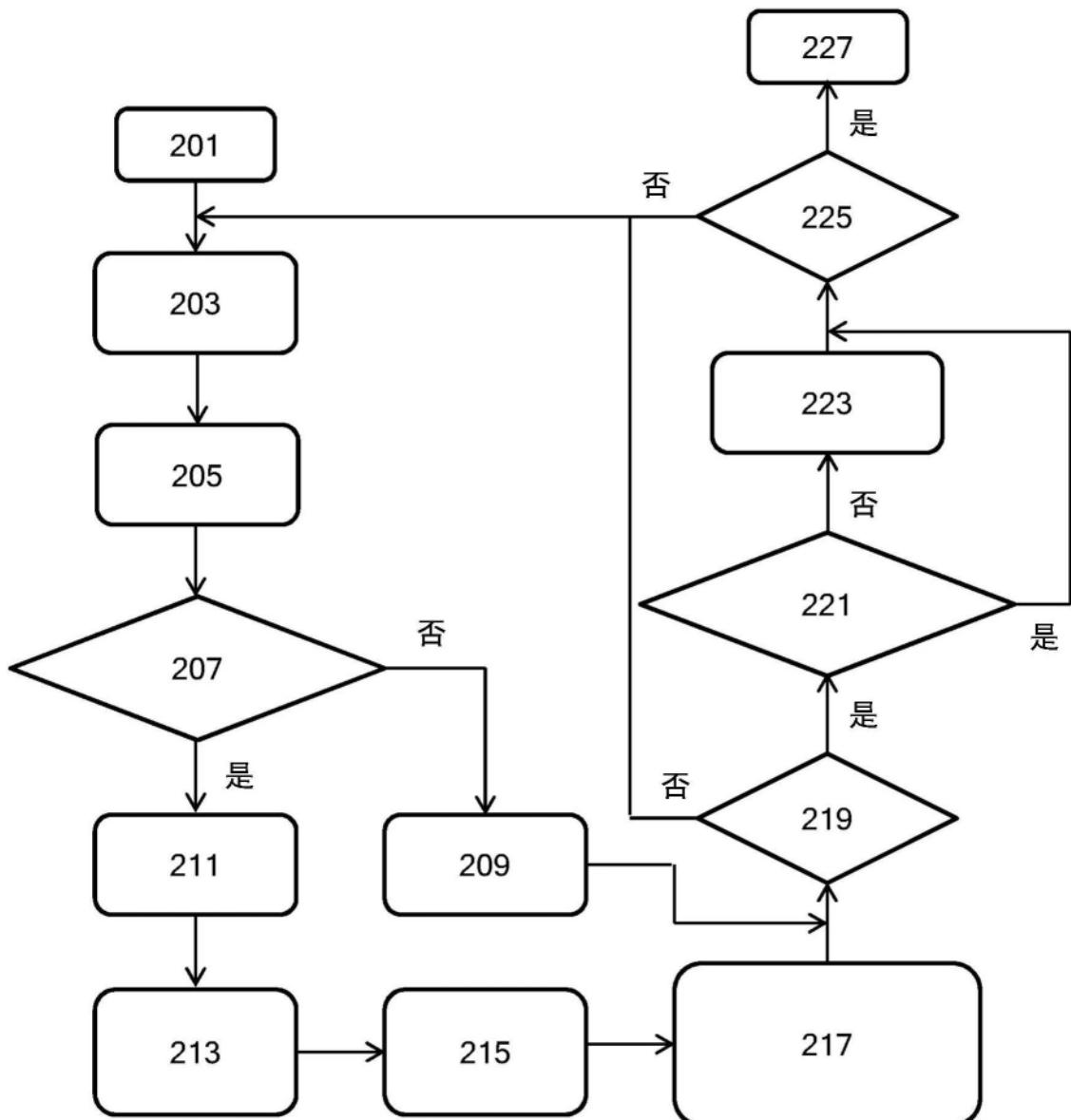


图5



200

图6

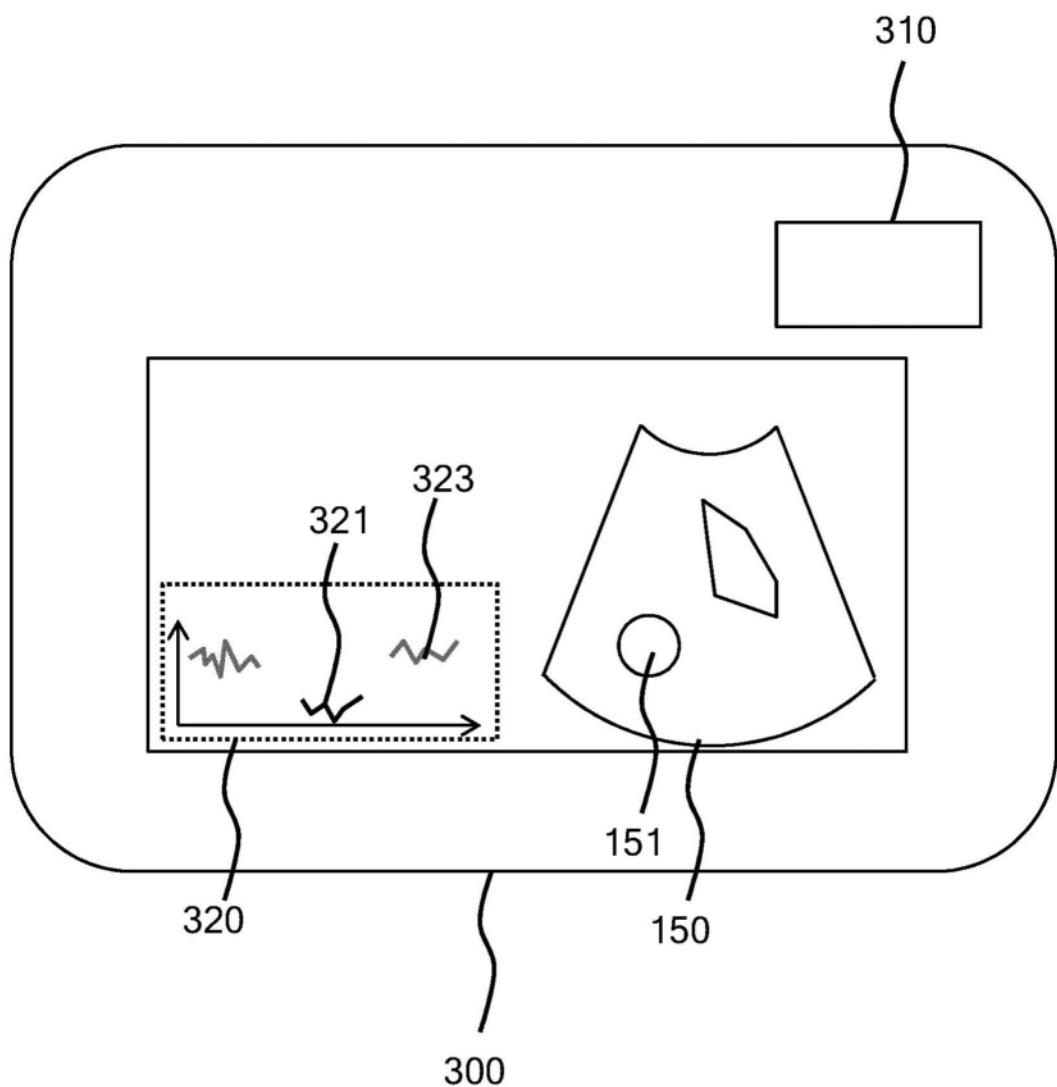


图7