



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110446466 A

(43)申请公布日 2019. 11. 12

(21)申请号 201880019794.2

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2018.03.19

代理人 刘兆君

(30)优先权数据

17305300.0 2017.03.20 EP

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

G06T 15/08(2011.01)

2019.09.20

A61B 8/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

G06T 7/00(2017.01)

PCT/EP2018/056792 2018.03.19

G06T 7/60(2017.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/172236 EN 2018.09.27

(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 E·M·S·阿蒂亚 C·洛伦茨

D·N·朗德西尔 A·道

B·J-D·B·M·莫里

权利要求书3页 说明书12页 附图8页

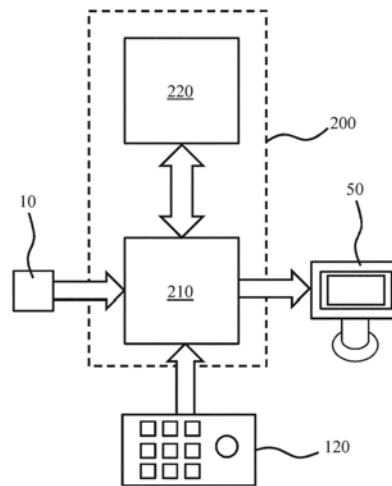
(54)发明名称

体积绘制的超声成像

装置的超声成像系统,计算机实施的方法和用于在计算机上实施该方法的计算机程序产品。

(57)摘要

公开了一种用于从3D超声图像获得感兴趣解剖特征的生物学测量的超声图像处理装置(200)。所述装置包括被通信地耦合到显示装置(50)处理器装置(210),所述处理器装置适于:从所述3D超声图像绘制体积超声图像(300),并且控制所述显示装置显示绘制的所述图像;接收强调所述感兴趣解剖特征的多个用户输入(303),每个输入对应于显示的体积超声图像的像素;估计体积超声图像(300)中的所述像素中的每个的深度;基于接收的用户输入沿着估计的所述深度在体积超声图像中定义3D路径(307);基于定义的3D路径执行处理操作;并且控制所述显示装置显示所述处理操作的结果,其中基于所定义的3D路径的所述处理操作包括以下中的至少一项:对所述3D路径(307)的长度的测量;对绘制的体积超声图像(300)进行重新定向;以及基于所述定义3D路径生成所述3D超声图像的2D图像切片(400)。还公开了一种包括这样的超声图像处理



100

1. 一种用于从3D超声图像获得感兴趣解剖特征的生物学测量的超声图像处理装置(200),所述超声图像处理装置包括被通信地耦合到处理器装置(210)的显示装置(50),所述处理器装置适于:

从所述3D超声图像绘制体积超声图像(300),并且控制所述显示装置来显示绘制的所述图像;

接收强调所述感兴趣解剖特征的多个用户输入(303),每个输入对应于所显示的体积超声图像的一像素;

估计体积超声图像(300)中的所述像素中的每个的深度;

沿着估计的所述深度基于所接收的用户输入在体积超声图像中定义3D路径(307);

基于所定义的3D路径来执行处理操作;并且

控制所述显示装置来显示所述处理操作的结果,其中,基于所定义的3D路径的所述处理操作包括以下中的至少一项:

对所述3D路径(307)的长度的测量;

对绘制的体积超声图像(300)的重新定向;以及

基于所定义3D路径的对所述3D超声图像的2D图像切片(400)的生成。

2. 根据权利要求1所述的超声图像处理装置(200),所述处理器装置适于从2D超声图像的序列生成所述3D超声图像。

3. 根据权利要求2所述的超声图像处理装置(200),其中,所述处理器装置(210)适于基于所定义的3D路径(307)通过以下操作来生成2D图像切片(400):

将多个切向平面拟合到所定义的3D路径的不同区域;

选择与所定义的3D路径有最佳拟合的切向平面;并且

根据所选择的切向平面来生成所述2D图像切片,任选地其中,所选择的切向平面还基于当前视图取向。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的超声图像处理装置(200),其中,所述处理器装置(210)还适于:

对在所生成的2D图像切片(400)内可见的感兴趣解剖特征(311)执行所述生物学测量;并且

控制所述显示装置(50)来显示所执行的生物学测量的结果。

5. 根据权利要求4所述的超声图像处理装置(200),其中,所述处理器装置(210)适于通过控制所述显示装置来显示所生成的2D图像切片(400)以及所述结果来控制所述显示装置(50)来显示所执行的生物学测量的结果。

6. 根据权利要求4或5所述的超声图像处理装置(200),其中,所述处理器装置(210)适于通过以下操作来对在所生成的2D图像切片(400)内可见的感兴趣解剖特征(311)执行所述生物学测量:

定义与所定义的3D路径(307)相关联的感兴趣体积(309);并且

在所述感兴趣体积内识别所述感兴趣解剖特征(311)。

7. 根据权利要求6所述的超声图像处理装置(200),其中,所述处理器装置(210)适于通过以下操作来在所述感兴趣体积(309)内识别所述感兴趣解剖特征(311):

将多个图像滤波器应用于所述感兴趣体积;并且

基于通过所述应用获得的滤波器结果来识别所述感兴趣解剖特征。

8. 一种超声成像系统(100),包括根据权利要求1-7中的任一项所述的超声图像处理装置(200)和超声探头(10),所述超声探头用于为所述超声图像处理装置提供用于形成所述3D超声图像的超声图像数据。

9. 一种用于从3D超声图像获得感兴趣解剖特征的生物学测量的计算机实施的方法(500),所述方法包括:

接收(501)所述3D超声图像;

从所述3D超声图像绘制(503)体积超声图像(300),并且控制所述显示装置(50)来显示绘制的所述图像;

接收(505)强调所述感兴趣解剖特征的多个用户输入(303),每个输入对应于显示的体积超声图像的一像素;

估计体积超声图像中的所述像素中的每个的深度;

沿着估计的所述深度基于所接收的用户输入在体积超声图像中定义(507)3D路径(307);

基于所定义的3D路径来执行处理操作;并且

控制所述显示装置来显示所述处理操作的结果,其中,基于所定义的3D路径的所述处理操作包括以下中的至少一项:

对所述3D路径(307)的长度的测量;

对绘制的体积超声图像(300)的重新定向;以及

基于所定义3D路径的对所述3D超声图像的2D图像切片(400)的生成。

10. 根据权利要求9所述的计算机实施的方法(500),还包括接收2D超声图像的序列,并且从2D超声图像的所述序列生成所述3D超声图像。

11. 根据权利要求9或10所述的计算机实施的方法(500),其中,基于所定义的3D路径(307)来生成(517)2D图像切片(400)包括:

将多个切向平面拟合到所定义的3D路径的不同区域;

选择与所定义的3D路径有最佳拟合的切向平面;并且

根据所选择的切向平面生成所述2D图像切片,任选地其中,所选择的切向平面还基于当前视图取向。

12. 根据权利要求9-11中的任一项所述的计算机实施的方法(500),还包括:

对在所生成的2D图像切片(400)内可见的感兴趣解剖特征(311)执行(515)所述生物学测量;并且

控制(519)所述显示装置来显示执行的生物学测量的结果,任选地其中,控制所述显示装置来显示所执行的生物学测量的结果包括控制所述显示装置来显示所生成的2D图像切片以及所述结果。

13. 根据权利要求12所述的计算机实施的方法(500),其中,对在所生成的2D图像切片(400)内可见的感兴趣解剖特征(311)执行(515)所述生物学测量包括:

定义(511)与所定义的3D路径(307)相关联的感兴趣体积(309);并且

在所述感兴趣体积内识别(513)所述感兴趣解剖特征。

14. 根据权利要求13所述的计算机实施的方法(500),其中,在所述感兴趣体积(309)内

识别 (513) 所述感兴趣解剖特征 (311) 包括:

将多个图像滤波器应用于所述感兴趣体积;并且

基于通过所述应用获得的滤波器结果来识别所述感兴趣解剖特征。

15. 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随之被嵌入的计算机可读程序指令,所述计算机可读程序指令用于,当在根据权利要求1-7中的任一项所述的超声图像处理装置 (200) 的处理器装置 (210) 上运行时,使所述处理器装置实施根据权利要求9-14中的任一项所述的方法 (500)。

## 体积绘制的超声成像

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于从3D超声图像获得生物学测量的超声图像处理装置,包括被通信地耦合到处理器装置的显示装置,所述处理器装置适于从3D超声图像绘制体积超声图像并且控制所述显示装置显示绘制的所述图像。

[0002] 本发明还涉及一种包括这种超声图像处理装置的超声系统。

[0003] 本发明还涉及一种从3D超声图像绘制体积超声图像并且控制显示装置显示绘制的所述图像的计算机实施的方法。

[0004] 本发明还涉及一种用于在超声成像处理装置上实施这种方法的计算机程序产品。

### 背景技术

[0005] 超声在许多诊断成像技术中起到重要作用,包括但不限于胎儿成像。在怀孕期间常规地使用超声成像来评估母亲子宫中胎儿的发育,例如以检测胎儿的结构异常。临床医师采集胎儿的每个所需视图的图像的常规方式是在与母亲的腹部声学接触的同时操纵超声探头,直到期望的解剖学取向处在2D成像探头的平面中。如果要利用这样的流程生成多个视图,则存在错过异常的风险,因为获得和分析这些视图需要高的技能(例如,胎儿超声心动图非常依赖于操作者),另外胎儿可能在流程期间移动,每次胎儿移动都要求临床医师随着胎儿使自己进行重新定向。

[0006] 随着三维(3D)超声图像采集的出现,现在能够捕获胎儿的大的体积并且在任意时间点(例如,甚至在患者(胎儿)被释放之后)执行对2D视图的计算绘制。可以通过在胎儿上进行对2D图像平面的缓慢扫掠(机械转向)或者通过在胎儿上将超声波束电子地转向来进行3D采集流程。然后,可以使用用户指向的图像处理来评估所捕获的图像体积,即,对胎儿解剖结构进行评估。这样,3D超声图像采集较少依赖于操作者,并且便于沿着不同视图对图像体积的评估,例如在对胎儿的检查后回答不同的诊断问题。

[0007] 分析胎儿的发育的特别感兴趣的是所谓的生物学测量,其被用于检查胎儿是否在正确发育,例如,在预期的容差之内。然而,由于诸如在胎儿的3D体积在超声成像系统的显示装置上进行成像的体积绘制模式中3D超声图像的解读的复杂性,许多临床医生更喜欢对2D超声图像执行这种生物学测量,因为他们在当从2D图像获得时的这种测量的可靠性方面更加有信心,因为在期望的平面(例如沿着这种特征的平面)获得感兴趣解剖特征的可视化是简单的,尽管Alan Roberto Hatanaka等人在“Reference Intervals for Fetal Ear Length Between 19and 24Weeks of Pregnancy on 3Dimensional Sonography”, J.Ultrasound Med.2011;30:1185-1190)中提供了证据,其中他们展示了在体积绘制模式中的3D超声能够比得上具有良好的操作者之间可再现性的2D超声成像的生物学测量准确性。例如,临床医生可能担心通过诸如感兴趣解剖特征(例如胎儿骨骼等)的透视短缩的影响而获得不正确的生物学测量,由于测量正在临床医生没有注意到感兴趣解剖特征在一角度下被可视化的事实的体积视图中被执行,引起通过由临床医生的测量获得的其尺寸的低估。

[0008] 因此,3D(和4D)超声成像目前主要用来为怀孕母亲提供其发育婴儿(即胎儿)的真实图像。这妨碍了这种3D和4D超声成像系统到医疗设施内的突破,考虑到如果系统不被例程地用于诊断目的,则这种系统所需的投资可以被认为是不合理的。因此,存在对促进体积绘制的3D图像被临床医生评估的需要。

[0009] EP3106096A1公开了一种超声诊断装置,其包括:显示器,其被配置为显示示出对象的第一超声图像;用户输入设备,其被配置为接收用于选择第一超声图像中的第一和第二深度并且关于第一和第二深度来设置不同的三维(3D)绘制性质的用户输入;以及控制器,其被配置为基于设置的3D绘制属性来生成示出对象的3D体积的第二超声图像,其中显示器被还配置为显示生成的第二超声图像。具体地,不透明度值、颜色、ROI的形状或聚焦的程度可以由用户根据深度来设置。

## 发明内容

[0010] 本发明旨在提供一种促进来自体积绘制的超声图像的准确生物学测量的超声图像处理装置。

[0011] 本发明还旨在提供一种包括这种超声图像处理装置的超声系统。

[0012] 本发明还旨在提供促进来自体积绘制的超声图像的准确生物学测量的计算机实施的方法。

[0013] 本发明还旨在提供一种用于在超声成像处理装置上实施这种方法的计算机程序产品。

[0014] 根据一方面,提供了一种用于从3D超声图像获得感兴趣解剖特征的生物学测量的超声图像处理装置,包括:被通信地耦合到显示装置处理器装置,所述处理器装置适于从所述3D超声图像绘制体积超声图像,并且控制所述显示装置显示绘制的所述图像;接收强调所述感兴趣解剖特征的多个用户输入,每个输入对应于显示的体积超声图像的像素;估计体积超声图像中的所述像素中的每个的深度;基于接收的用户输入沿着估计的所述深度在体积超声图像中定义3D路径;基于定义的3D路径来执行处理操作;并且控制所述显示装置显示所述处理操作的结果,其中,基于所定义的3D路径的所述处理操作包括以下中的至少一项:对所述3D路径的长度的测量;对绘制的体积超声图像的重新定向;以及基于定义的所述3D路径的对所述3D超声图像的2D图像切片的生成。

[0015] 因此,提供了一种超声图像处理装置,其中,用户能够例如通过在触摸屏显示装置的情况下触摸显示装置的屏幕或通过使用任何合适的用户接口(诸如鼠标、轨迹球等等)强调体积超声图像内的感兴趣解剖特征来指定若干点(例如显示装置上的两个或更多个点),该用户指定的点在绘制的体积超声图像的背景下被超声图像处理装置解读以识别图像中的3D路径,基于此,处理器装置可以基于经确定的3D路径来执行若干操作中的一个或多个。例如,处理器装置可以确定3D路径的长度,这例如可以在用户已经指定两个(或更多个)点来获得由这些点识别的感兴趣解剖特征的测量的情况下是有用的,其中,3D路径通常被绘制到感兴趣解剖特征上,由此提供对该解剖特征的尺寸(例如长度)的准确测量。替代地,3D路径可以用来对绘制的体积超声图像进行重新定向,使得3D路径与观察角度对齐或垂直于沿着绘制的体积超声图像的观察角度,由此为用户提供以直观方式来对体积超声图像进行重新定向的选项,例如以获得3D路径所基于的用户指定的点来识别的感兴趣解剖特征的视

图。特别优选的处理选项是(绘制的)2D图像切片从体积超声图像提取,并且被显示在显示装置上以促进感兴趣解剖特征被用户的解读。优选地,2D图像切片被生成为使得感兴趣解剖特征或其至少大部分位于图像切片的平面中,由此降低假如用户希望手动地执行这种测量则感兴趣解剖特征由用户的不正确生物学测量的风险。

[0016] 本发明的各种实施例的共同是,它们是基于体积超声图像通常包括深度信息(例如如通过纹理绘制获得的一定强度的等值面或使用用户的观察角度结合用户指定的点获得的深度信息的形式)的洞悉,基于此,可以估计通过体积超声图像的视线,该视线可以用来获得沿着该视图的图像信息以便找到具有对与用户定义的点一致的显示装置像素的像素强度的最高贡献的体积超声图像中的深度。以此方式,可以沿着在体积超声图像内捕获的感兴趣解剖结构的表面轮廓创建3D路径,该3D路径可以对体积超声图像执行的进一步处理操作,如上面解释的。

[0017] 在一个实施例中,所述处理器装置适于从2D超声图像的序列生成所述3D超声图像,该序列例如可以通过机械或电子束转向或通过超声探头沿着轨迹(诸如患者的身体轮廓)的手动迁移来捕获。

[0018] 在一个实施例中,所述处理器装置适于基于所定义的3D路径通过以下来生成2D图像切片:将多个切向平面拟合到所定义的3D路径的不同区域;选择与所定义的3D路径有最佳拟合的切向平面;并且根据选定的切向平面来生成所述2D图像切片。以此方式,体积超声图像的2D图像切片与3D路径准确地对齐。

[0019] 任选地,所选择的切向平面是还基于所述体积绘制的超声图像的当前视图取向。例如,可以选择在当前视图取向周围的视图取向的定义范围内的最佳拟合平面,以便避免绘制的体积超声图像的视图取向的突然的大的改变,突然的大的改变会对超声图像处理装置的用户造成混淆。

[0020] 在又一个实施例中,所述处理器装置还适于对在所生成的2D图像切片内可见的感兴趣解剖特征执行所述生物学测量;并且控制所述显示装置显示执行的生物学测量的结果,以便提供完全自动化的流程来获得这种生物学测量。所述处理器装置可以适于通过控制所述显示装置显示所生成的2D图像切片以及所述结果来控制所述显示装置显示所执行的生物学测量的结果。

[0021] 为了获得生物学测量,所述处理器装置可以适于通过以下来对在所生成的2D图像切片内可见的感兴趣解剖特征执行所述生物学测量:定义与所定义的3D路径相关联的感兴趣体积;以及在所述感兴趣体积内识别所述感兴趣解剖特征。这是识别与用户指定的点相关联的感兴趣解剖特征的鲁棒方式。

[0022] 在这种自动化生物学测量中,感兴趣解剖特征可以是先验已知的,例如因为用户已经指定用户正在寻找哪个感兴趣解剖特征,在此情况下感兴趣解剖特征可以在定义的感兴趣体积中以简单的方式被识别,例如使用图像过滤器和/或分割算法以便识别感兴趣体积内的已知感兴趣解剖特征。然而,在还不知道用户正在寻找哪个感兴趣解剖特征的情况下,所述处理器装置可以适于通过以下来在所述感兴趣体积内识别所述感兴趣解剖特征:将多个图像过滤器应用于所述感兴趣体积;以及基于通过所述应用而获得的过滤器结果来识别所述感兴趣解剖特征。以此方式,感兴趣解剖特征可以以自动化方式通过使用例如导致具有最高置信度的解剖特征的辨识的那些过滤器结果来识别。

[0023] 根据另一方面,提供了一种超声成像系统,包括本文中描述的实施例中的任一个的超声图像处理装置和超声探头,所述超声探头用于为所述超声图像处理装置提供3D超声图像数据。这种超声探头通常是用于捕获3D超声图像的超声探头,即通过机械或电子转向来捕获2D超声图像的序列,根据所述2D超声图像的序列能够绘制3D超声图像。

[0024] 根据又一方面,提供了一种用于从3D超声图像获得感兴趣解剖特征的生物学测量的计算机实施的方法,所述方法包括:接收所述3D超声图像;从所述3D超声图像绘制体积超声图像,并且控制显示装置显示绘制的所述图像;接收强调所述感兴趣解剖特征的多个用户输入,每个输入对应于显示的体积超声图像的像素;估计体积超声图像中的所述像素中的每个的深度;基于接收的用户输入沿着估计的所述深度在体积超声图像中定义3D路径;基于定义的3D路径来执行处理操作;并且控制所述显示装置显示所述处理操作的结果,其中基于对所定义的3D路径的所述处理操作包括以下中的至少一项:对所述3D路径的长度的测量;对绘制的体积超声图像的重新定向;以及基于定义的所述3D路径的对所述3D超声图像的2D图像切片的生成。如上面解释的,在超声图像处理装置背景下,这种计算机实施的方法促进了体积超声图像被用户(诸如临床医生或超声波检查医师)的解读,通过允许用户获得生物学测量,以直观且简单的方式绘制的体积图像进行重新定向或选择感兴趣解剖特征位于切片的平面中的2D图像切片,例如通过用户接口(诸如触摸屏、鼠标、轨迹球等等)来指定点。如上面解释的,以此方式可以构建准确地沿循特征(诸如体积超声图像内的额轮廓表面)的3D路径。

[0025] 所述方法可以还包括从2D超声图像的序列生成所述3D超声图像,如上面解释的。

[0026] 基于所定义的3D路径来生成2D图像切片可以包括:将不同区域的多个切向平面拟合到所定义的3D路径;选择与所定义的3D路径有最佳拟合的切向平面;并且根据所选择的切向平面生成所述2D图像切片,以便获得定义的3D路径与要被显示在显示装置上的2D图像切片之间的良好匹配,如上面解释的。这种生成可选地包括在绘制的体积图像的当前视图取向周围的视图取向的定义范围内选择最佳拟合平面,以便避免绘制的体积超声图像的视图取向的突然的大的改变,突然的大的改变可能会对超声图像处理装置的用户造成混淆。

[0027] 在一个实施例中,所述计算机实施的方法还包括:对在所生成的2D图像切片内可见的感兴趣解剖特征执行所述生物学测量;并且控制所述显示装置显示执行的生物学测量的结果,任选地其中,控制所述显示装置显示所述执行的生物学测量的结果包括控制所述显示装置显示所生成的2D图像切片以及所述结果,由此提供从绘制的体积超声图像获得准确的生物学测量的完全自动化的方法。

[0028] 对在所生成的2D图像切片内可见的感兴趣解剖特征执行所述生物学测量可以包括:定义与所定义的3D路径相关联的感兴趣体积;并且在所述感兴趣体积内识别所述感兴趣解剖特征,以便可靠地识别感兴趣解剖特征,如上面解释的。

[0029] 在所述感兴趣体积内识别所述感兴趣解剖特征可以包括:将多个图像滤波器应用于所述感兴趣体积;并且基于通过所述应用获得的滤波器结果来识别所述感兴趣解剖特征,以便辨识未知的感兴趣解剖特征,如上面解释的。

[0030] 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随之被嵌入的计算机可读程序指令,所述计算机可读程序指令用于,当在本文中描述的实施例中的任一个的超声图像处理装置的处理装置上运行时,使

所述处理器装置实施本文中描述的实施例中的任一个的方法。

### 附图说明

[0031] 通过参考附图的非限制性示例更详细地描述了本发明的实施例,在附图中:

[0032] 图1示意性描绘了在操作中的根据示例实施例的超声成像系统;

[0033] 图2更详细地示意性描绘了图1的超声成像系统的方面;

[0034] 图3示意性描绘了本发明的超声成像系统的示例实施例的框图;

[0035] 图4描绘了绘制的体积超声图像的图像;

[0036] 图5示意性描绘了根据本发明的示例实施例的绘制的体积超声图像的图像,其中,用户已经识别了感兴趣点;

[0037] 图6示意性描绘了根据本发明的示例实施例的基于用户识别的感兴趣点的绘制的体积超声图像的处理;

[0038] 图7示意性描绘了根据本发明的示例实施例的基于用户识别的感兴趣点从绘制的体积超声图像提取的2D图像切片;并且

[0039] 图8是根据本发明的示例实施例的方法的流程图。

### 具体实施方式

[0040] 应当理解,附图仅仅是示意性的并且并未按比例绘制。还应当理解,贯穿附图使用相同的附图标记来指示相同或相似的部分。

[0041] 图1示出了根据示例实施例的超声成像系统100的示意性图示。超声成像系统100被应用于检查解剖部位的体积区域,特别是患者13的包括胎儿8的解剖部位。这样的体积区域的3D图像也将被称为成像体积,而这样的3D图像的2D切片也将被称为体积切片。

[0042] 超声成像系统100包括超声探头10,超声探头10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。所述换能器元件优选以二维(2D)阵列来布置,其被构造为在体积区域内对超声波束电子地转向,使得提供所述区域的三维超声图像帧。替代地,所述阵列可以是一维阵列(1D),其被构造为机械地转向通过体积区域,以便提供三维超声图像帧。探头10适于在特定方向上发射超声波并且从形成超声探头10的给定3D图像帧的视场6的特定方向接收超声波。这样的3D成像自身是众所周知的,并且因此,仅为了简洁起见,将不再被进一步详细地解释。

[0043] 在图1中所示的实施例中,患者13是怀孕的人,其中,待检查的解剖实体是胎儿8,胎儿8的至少一部分被设置在视场6中。

[0044] 超声成像系统100还包括诸如控制单元的超声图像处理装置200,超声图像处理装置200通常包括具有一个或多个处理元件的处理器装置210,并且控制经由超声系统100提供超声图像。如将在下文解释的,超声图像处理装置200可以从超声探头10的换能器阵列接收超声图像数据,并且在超声系统100的体积绘制模式中提供根据胎儿8的不同超声数据集而导出的复合三维(3D)超声图像(即体积绘制图像)。

[0045] 超声成像系统100还包括用于显示从超声图像处理装置200接收到的超声图像的显示设备50。更进一步地,提供了用户接口120,其可以包括键或键盘以及输入设备的任意组合,并且可以被连接到显示设备50和/或被直接连接到超声图像处理装置200。这样的输

入设备例如可以包括鼠标、轨迹球等。其他合适的输入设备对于技术人员而言是显而易见的。在本申请的上下文中，用户可以通过移动诸如轨迹球或鼠标的输入设备、通过点击键等，来向超声图像处理装置200传达平移指令。应当理解，在一些实施例中，平移指令等同于用户对诸如轨迹球或鼠标的输入设备的移动。用于三维超声系统100的具体范例可以是申请人出售的CX40Compact Xtreme超声系统。一般来说，如在Philips iE33系统上发现的矩阵换能器系统或如在矩阵换能器系统Philips iU22和HD15系统上发现的机械3D/4D换能器技术可以配合本发明来应用。

[0046] 在图2中更详细地提供了超声图像处理装置200的示例实施例，其中，超声图像处理装置200包括至少一个处理器装置210以及数据存储装置220。显示设备50可以与超声图像处理装置200分离，或者可以形成超声图像处理装置200的部分。类似地，用户接口120的至少部分可以与超声图像处理装置200分离，或者可以形成超声图像处理装置200的部分。

[0047] 处理器装置210可以包括超声图像处理器，所述超声图像处理器适于通过在超声图像处理器中的空间复合来处理数字回波信号，诸如如在图6中示意性描绘的超声成像系统的示例实施例中的超声图像处理器30，其将在下文更详细地描述。数据存储装置220可以包括一个或多个存储器设备，所述一个或多个存储器设备可以是分立的存储器设备或者可以形成处理器装置210的部分。例如，数据存储装置220可以包括复合图像存储器单元，所述复合图像存储器单元可以形成超声图像处理器的部分或者可以与超声图像处理器分离。所述复合图像存储器可以被实施为3D帧存储缓存器，并且可以被实施为能够被同时地写入和读取的双端口存储器。使用这样的R/W存储器使得通过超声探头10的换能器阵列和波束形成器(将在下文更详细地描述)将新采集的3D超声图像帧写入到R/W存储器的一个区中，同时读出并且分析先前存储在存储器中的其他3D图像帧的数据。将新的切片图像数据写入到存储器中可以由写地址控制器来控制，而从存储器中的其他位置读取切片图像数据可以在读地址控制器的控制下进行，由此便于实时的图像分析和复合。当然，这样的复合图像存储器单元同样可以被用于在完成其采集时(例如，在对患者进行调查之后)对所述成像体积的评估。

[0048] 图3示意性描绘了超声成像系统1的示例实施例，其中，超声图像处理装置200被提供为用户控制台，包括超声换能器阵列11的超声探头10例如使用适当的线缆等被通信地耦合到所述用户控制台。然而，应当理解，超声成像系统1的至少部分可以是分布式的，例如，作为远程服务来提供，特别是技术人员将理解的那些元件，这些元件被部署用于处理利用超声换能器阵列10所捕获的超声数据。

[0049] 具体地，图3示意性描绘了电子器件的示例实施例的框图，所述电子器件可以被部署以与超声换能器阵列11接口连接并且控制超声换能器阵列11以生成超声波(例如，超声脉冲)和接收超声回波(例如，脉冲回波)，例如用于诊断成像目的。这些电子器件中的至少部分可以由处理器装置210来体现。因此，应当理解，尽管这些电子器件由不同的附图标记来标记，但是这并不一定意指这些电子器件与处理器装置210不同。

[0050] 超声换能器阵列11可以被耦合到微波束形成器12，微波束形成器12在一些实施例中可以被定位在超声探头10中，其控制超声换能器阵列11的超声换能器单元111对信号的发送和接收。微波束形成器能够对由换能器元件瓦块的组或“贴片”接收到的信号进行至少部分地波束形成，例如，如在美国专利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12可以通过探头线缆(例如,同轴线)被耦合到终端,例如诸如用户控制台设备等的超声图像处理装置200,所述装置可以包括发送/接收(T/R)开关16,其在发送模式与接收模式之间切换,并且当不存在或者不使用微波束形成器时保护主波束形成器20免受高能发送信号的影响,并且所述换能器阵列由主系统波束形成器20直接操作。

[0051] 在微波束形成器12的控制下,来自超声换能器阵列11的超声波束的传输可以由通过T/R开关16和主系统波束形成器20被耦合到微波束形成器的换能器控制器18来引导,所述换能器控制器接收来自用户的通过控制面板38对用户接口120的操作的输入。由换能器控制器18控制的功能中的一项功能是波束被转向和聚焦的方向。波束可以从换能器阵列的正前方(正交)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18可以被耦合以控制用于超声换能器阵列110的电压源45。例如,电压源45可以设置被施加到CMUT(电容式微机械超声换能器)阵列11的CMUT元件111的(一个或多个)DC和AC偏置电压,例如以塌陷模式来操作所述CMUT元件,如自身众所周知的,但是应当理解,本发明的实施例并不限于基于CMUT的超声探头10,并且任何合适的超声探头可以用于本发明的超声成像系统1。换能器控制器18还可以适于控制电压源45,以便将超声换能器单元130切换到低功率模式,例如,响应于指示超声换能器单元130达到临界温度的温度传感器信号。

[0052] 由微波束形成器12产生的部分波束形成的信号可以被转发到主波束形成器20,在主波束形成器20中,来自换能器元件的个体贴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20可以具有128个通道,所述通道中的每个通道接收来自数十或数百个超声换能器单元111的贴片和/或来自这样的超声换能器单元111的个体超声换能器元件的部分波束形成的信号。以这种方式,由超声换能器阵列100的数千个换能器元件接收到的信号能够有效地贡献于单个波束形成的信号。

[0053] 经波束形成的信号被耦合到信号处理器22,信号处理器22可以形成如先前所解释的处理器装置210的部分。信号处理器22能够以各种方式来处理接收到的回波信号,诸如带通滤波、抽样、I和Q分量分离以及谐波信号分离,其用于分离线性信号和非线性信号,以便能够识别从组织和微泡返回的非线性(基频的较高谐波)回波信号。信号处理器22任选地可以执行额外的信号增强,诸如纹波减少、信号复合以及噪声消除。信号处理器22中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其通带在回波信号从增加的深度接收到时从较高频带滑动到较低频带,由此拒绝来自缺少解剖信息的这些频率的更大深度处的更高频率的噪声。

[0054] 经处理的信号可以被转发到B模式处理器26并且任选地被转发到多普勒处理器28,其中的每个处理器可以形成处理器装置210的部分。B模式处理器26采用检测接收到的超声信号的幅度以用于对身体内的结构的成像,诸如对身体内的器官和血管的组织的成像。可以以谐波图像模式或者以基本图像模式或者这两者的组合来形成身体的结构的B模式图像,例如,如在美国专利US 6283919 (Roundhill等人)和US 6458083 (Jago等人)中所描述的。

[0055] 多普勒处理器28(如果存在的话)则处理来自组织移动和血液流动的时间上不同的信号,以检测物质的运动,诸如图像场中的血细胞的流动。所述多普勒处理器通常包括具有参数的壁滤波器,所述壁滤波器可以被设置为通过和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波。例如,所述壁滤波器能够被设置为具有通带特性,所述通带特性使来自较高

速度材料的相对低幅度的信号通过,同时拒绝来自较低或零速度材料的相对较强的信号。

[0056] 该通带特性将使来自流动的血液的信号通过,同时拒绝来自附近静止或缓慢移动物体(诸如心脏的壁)的信号。相反的特性将使来自心脏的移动组织的信号通过,同时拒绝被用于对组织的运动进行组织多普勒成像、检测和描绘的血液流动信号。所述多普勒处理器可以从图像场中的不同点接收和处理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体(ensemble)。在相对短的间隔内快速连续接收到的回波总体能够被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性。在较长时间段内接收到的回波的整体被用于估计较慢流动的血液或缓慢移动的组织的速度。由(一个或多个)B模式(和多普勒)处理器产生的结构和运动信号被耦合到扫描转换器32和多平面重新格式化器44。扫描转换器32以期望的图像格式以接收回波信号的空间关系来布置所述回波信号。例如,所述扫描转换器可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式或者金字塔形三维(3D)图像。

[0057] 所述扫描转换器能够利用与图像场中的点处的运动相对应的颜色来叠加B模式结构图像,其具有多普勒估计的速度,以产生彩色多普勒图像,所述彩色多普勒图像描绘了图像场中的组织和血流的运动。多平面重新格式化器44将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收到的回波转换成该平面的超声图像,例如,如在美国专利US 6443896(Detmer)中所描述的。体积绘制器42将3D数据集的回波信号转换为从给定参考点观察到的投影的3D图像,如在美国专利US 6530885(Entrekin等人)中所描述的。

[0058] 2D或3D图像从扫描转换器32、多平面重新格式化器44和体积绘制器42被耦合到图像处理30,以用于进一步增强、缓存和临时存储以供在图像显示器50上显示。图像处理30可以形成处理器装置210的部分,并且还可以如上所解释的适于控制体积切片的可视化。除了被用于成像之外,由多普勒处理器28产生的血流值以及由B模式处理器26产生的组织结构信息被耦合到量化处理器34。所述量化处理器产生不同流量条件的度量(诸如血流的体积率)以及结构测量结果(诸如器官的尺寸和孕龄)。所述量化处理器可以从用户控制面板38接收输入,诸如要进行测量的图像的解剖结构中的点。

[0059] 来自所述量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器36,用于利用显示器50上的图像来再现测量图形和值。图形处理器36还能够生成用于与超声图像一起显示的图形叠加。这些图形叠加能够包含标准识别信息,诸如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等。出于这些目的,所述图形处理器从控制面板38接收输入,诸如患者姓名。

[0060] 用户接口120可以被耦合到发射控制器18,以控制来自换能器阵列11的超声信号的生成,并且因此控制由换能器阵列11和超声系统1产生的图像。用户接口120也可以被耦合到多平面重新格式化器44,以用于选择和控制多幅多平面重新格式化(MPR)图像的平面,其可以被用于在MPR图像的图像场中执行量化测量。超声成像系统100的上述功能性的至少一部分可以利用处理器装置210来实施,如对技术人员来说立即显而易见的。

[0061] 根据本发明的实施例,超声图像处理装置200的处理器装置210适于实施方法500,在图8中描绘了方法500的流程图。换言之,在方法500被实施在包括计算能力的装置(诸如超声图像处理装置200)上的意义上,所述方法是计算机实施的方法。

[0062] 根据本发明的实施例,超声图像处理装置200的操作者可以在所谓的体积绘制模式中对装置进行操作,其中该装置从利用超声系统100的超声探头10捕获的3D超声图像

或2D图像切片绘制用于显示在显示装置50上的体积图像,该图像切片可以已经使用如之前解释的部署机械或电子转向超声探头10来捕获。绘制的体积图像通常包括感兴趣解剖对象(诸如胎儿8),但是应当理解,本发明的教导不限于胎儿超声,而是可以被应用于临床医生可能希望对其执行诊断评估(诸如解剖对象的感兴趣特征的生物学测量)的任何感兴趣解剖对象的超声成像,例如研究中的患者13的感兴趣器官,诸如这种患者的心脏、大脑等等。

[0063] 在一个实施例中,处理器装置210在方法500的操作501中接收3D超声图像或2D超声图像的序列,该数据可以从超声探头10被实时接收,或可以从数据存储装置220进行检索,例如在利用超声探头10捕获的超声图像数据的离线评估的情况下,诸如在完成患者13的检查后。处理器装置210接下来在方法500的操作503中处理该数据,以便绘制体积超声图像。在2D超声图像帧的序列已经利用探头10来生成的情况下,这可以以从所接收的序列生成3D超声图像为先导。任何合适类型的体积绘制(诸如直接体积绘制、表面绘制、最大或最小强度投影绘制等等)都可以被部署。因为这种绘制技术本身是众所周知的,仅为了简洁起见,不对其进行更详细的解释。处理器装置210控制显示装置50来显示绘制的体积超声图像300。再次,这种控制对于技术人员来说完全是例行的,并且因此仅为了简洁起见,将对其进行更详细的解释。

[0064] 图4描绘了这种体积绘制的图像300的图像,其中感兴趣解剖对象(此处胎儿8)已经被捕获。用户可能在2D模式中对获得感兴趣解剖对象的具体特征(例如该对象的解剖结构的一部分)的视图感兴趣,例如以在最佳视图中评估感兴趣解剖特征和/或执行感兴趣解剖特征的生物学测量。为此目的,用户可能希望生成绘制的体积超声图像300的2D切片,其中感兴趣解剖特征或至少其实质部分(例如其横截面)位于该生成的2D切片的平面中。然而,用户从这种绘制的体积超声图像300获得这种2D切片不是直截了当的。

[0065] 在本发明的实施例中,用户可以指定体积超声图像300中的许多点303来强调感兴趣解剖特征或至少预期与该特征对齐的视图,如在图5中示意性地描绘的,其中虚线连接指示该解剖特征或视图的用户指定的点303。用户可以以任何合适的方式指定两个或更多个点303。对于便于使用和与显示装置50的直观交互特别优选的是,显示装置50包括体积超声图像300被显示在其上的触摸屏,使得用户能够简单地触摸该触摸屏以便指定两个或更多个点303,例如通过使手指行进穿过触摸屏上的期望轨迹或通过轻击过触摸屏上的离散点。然而,均等地指定点303的备选方式可以被考虑。例如,用户可以使用控制器(诸如鼠标、轨迹球等等)移动光标、十字线或其他合适的位置识别符穿过显示装置50的屏幕,在此情况下用户可以通过在要被选择的点的位置中提供具有位置识别符的点选择命令来指定两个或更多个点303,该点选择命令可以以任何合适的方式来提供,例如通过控制器上或单独的用户接口(诸如键盘等等)上的按钮等等。应当理解,用户能够选择点303的任何合适的方式都可以被部署。

[0066] 在方法500的操作505中,处理器装置210例如与显示装置50和/或与用户接口(诸如被用户用来选择点303的用户接口120)的通信来接收用户选择的点303,其中,处理器装置210处理用户选择的点303以将这些点中的每个链接到体积绘制的超声图像300内的特定位置。在体积绘制的超声图像300中,被显示在显示装置50上的绘制结果的图像的每个像素通常与关于体积绘制的图像300的深度信息(例如深度图)相关联。例如,体积绘制的图像300可以描绘等值面301,所述等值面301可以已经从已经被处理以生成体积绘制的图像300

的2D图像切片中的像素强度信息导出,使得将会已知的是,在体积绘制的图像300内的该深度处用户的观察角度或图像的视线将会与等值面301相符。备选地,在转移表正被使用的情况下,沿着这种视图路径的图像信息的集成能够用来估计最有助于像素与该视图路径一致的深度值。

[0067] 在方法500的操作507中,处理器装置210使用该深度信息来定义体积超声图像300中的3D路径307,如在图6中示意性地描绘的,在该非限制性范例中,3D路径307沿循胎儿8的腿部的一部分的外轮廓,其已经从由超声图像处理装置200的用户如之前解释的定义的许多点303导出,其中该装置的处理器装置210将用户指定的点303中的每个映射到如上面解释的体积超声图像300内的经确定深度处的位置。处理器装置210可以适于部署任何合适的算法来识别3D路径307,例如回归或异常值抑制算法,以在噪声体积图像中或在包含伪影的体积图像中获得有意义的3D曲线。

[0068] 在一个实施例中,处理器装置200适于控制显示装置50,使得3D路径307被显示在体积绘制的超声图像300内,由此基于哪个用户可以决定3D路径307是否已经被处理器装置210近似地定义(在此情况下方法可以前进到操作509)或基于用户可以决定哪个需要3D路径307的改进(在那时用户可以与显示装置50交互以调整3D路径307的定位,例如通过改变之前定义的点303中的一个或多个或以任何其他合适的方式)给予用户视觉反馈。

[0069] 在这一点,将更详细地解释本发明的两个主要实施例。这在图8中通过操作509来描绘,其中两个主要实施例中的一个被选择。然而,应当理解,操作509仅为了清楚起见而被包括,并且没有必要决定在操作507之后遵循哪个主要实施例。例如在调用方法500之前或在方法500的执行期间的任何合适的时间点决定遵循哪个主要实施例同样是可行的。

[0070] 在第一主要实施例中,用户可能希望依赖于处理器装置210来执行与3D路径307相关联的感兴趣解剖特征的自动化生物学测量。这在操作509中进行检查,并且如果是用户希望依赖于这种自动化生物学测量的情况,方法500前进到操作511,其中处理器装置210定义与3D路径307相关联的感兴趣体积309。这种感兴趣体积309可以被定义在3D路径307周围。在一些实施例中,感兴趣体积309可以不围绕3D路径307居中,而且可以从3D路径307来定义,并且前从该路径延伸到体积超声图像300的体积部分,这例如可以增加假如3D路径307界定感兴趣解剖对象的(主体)表面在感兴趣体积309检测到感兴趣解剖特征311的可能性。感兴趣体积309可以具有任何合适的形状,例如具有圆形横截面的管状形状,该管状形状沿循如之前解释的3D路径307。感兴趣体积309的其他形状可以同样被考虑,如将会对技术人员来说是显而易见的。

[0071] 在感兴趣体积309的定义后,感兴趣体积309可以被处理器装置210研究,以便在操作513中识别该体积内的感兴趣解剖特征311。这例如可以使用适于识别这种感兴趣解剖特征311的适当图像滤波器或分割算法来实现。这种图像滤波器和分割算法对于技术人员是众所周知的,并且因此仅为了简洁起见,不进行更详细的解释。在参考图像滤波器的其余部分中,应当理解,这旨在也覆盖分割算法。

[0072] 当清楚用户对什么解剖特征311感兴趣时,用于检测感兴趣体积309内的该解剖特征311的适当图像滤波器可以被部署。例如,在用户已经识别感兴趣解剖特征311(诸如胎儿股骨长度)的情况下,用于胎儿股骨检测的图像滤波器可以被处理器装置210部署。替代地,在用户对什么解剖特征311感兴趣是初步未知的情况下,处理器装置210可以部署多个图像

滤波器来检测不同的解剖特征311,并且选择解剖特征311被识别有最高置信度的滤波结果,最高置信度指示应用的图像滤波器与解剖特征311之间的最佳匹配。

[0073] 如果没有解剖特征311能够在感兴趣体积309中被识别,感兴趣体积309可以被重新缩放,例如其横截面尺寸被增加,在此之后操作513被重复。如果在定义数量的这种迭代之后解剖特征311仍然不能被识别,可以用户呈现警告信号或消息,例如消息被显示在显示装置50上。一旦感兴趣解剖特征311已经被识别,处理器装置210可以在操作515中以任何合适的方式对识别的感兴趣解剖特征311执行生物学测量。这种自动化生物学测量本身是众所周知的,并且因此仅为了简洁起见,不进行更详细的解释。这可以是任何合适的生物学测量,诸如感兴趣解剖特征311的长度、厚度或横截面测量。

[0074] 在生物学测量完成后,或替代地在用户已经指示感兴趣解剖特征的手动生物学测量要被执行使得前面提到的操作511、513和515被省略的第二主要实施例后,方法500前进到操作517,其中处理器装置210基于构建的3D路径307来生成2D图像切片400,如在图7中示意性地描绘的,其中,处理器装置210适于在操作519中控制显示装置50来显示生成的2D图像切片400。2D图像切片400优选地切向于3D路径307进行布置,使得感兴趣解剖特征311(如果存在的话)位于2D图像切片400的平面中。换言之,处理器装置210生成这种感兴趣解剖特征311的最佳观察平面,用户可以基于所述最佳观察平面在这种测量不准确(例如由于通过在如上面更详细地解释的特征看起来似乎更短的非最佳角度下观察该特征的感兴趣解剖特征311的透视短缩)的最小风险的情况下如通过图7中的双箭头指示的那样执行感兴趣解剖特征311的手动生物学测量。

[0075] 在这种生物学测量已经根据本发明的第一主要实施例被执行的情况下,处理器装置210可以还适于在操作519中将生物学测量显示在显示装置50上。处理器装置210优选地与生成的2D图像切片400一起显示生物学测量,例如作为该图像切片的叠加、邻近该图像切片等等,但是在本发明的第一主要实施例的备选实施例中,处理器装置210可以简单地独立显示生物学测量,即而不显示2D图像切片400,在此情况下操作517可以被跳过。

[0076] 2D图像切片400可以由处理器装置210以任何合适的方式生成。在特别有利的实施例中,到3D路径307的最佳拟合切向平面例如通过拟合到3D路径307的多个切向平面并且选择具有与该路径的最佳拟合的平面来估计。视图几何形状可以根据选定的切向平面来改变,使得视图方向现在平行于该平面的法线。这可以通过选择在绘制的体积图像的当前视图取向周围的一系列视图取向内选择具有与该路径的最佳拟合的平面诸如以限制视图取向相对于绘制的体积图像的改变来改进,因为当混淆时,这种视图取向的大的改变会被用户经历。

[0077] 此时,应注意,从与对应于用户指定的点303的体积图像的像素相关联的深度信息导出的3D路径307不一定被用来生成2D图像切片400。在方法300的备选实施例(未明确示出)中,处理器装置210可以在进一步的处理操作中使用3D路径。

[0078] 第一范例处理操作是3D路径307的长度的确定,这可以以自动化方式提供感兴趣解剖特征的准确生物学测量,这例如在用户在这种自动化生物学测量方面具有足够信心的情况下是有用的。在这种情况下,为了获得期望的生物学测量,可以不需要2D图像切片400的生成。

[0079] 第二范例处理操作是基于3D路径307的绘制的体积图像的重新定向(而非2D图像

切片400的生成),其中路径的主要方向(即与路径相关联的感兴趣解剖特征)垂直于绘制的体积图像的观察角度被取向,使得感兴趣解剖特征跨显示装置50的屏幕延伸,这促进了感兴趣解剖特征被装置的用户评估。其他取向(例如路径的主要方向307平行于绘制的体积图像的观察角度被取向的重新定向)当然也可以被考虑。

[0080] 方法300的上文所描述的实施例可以通过被嵌入在计算机可读存储介质上的计算机可读程序指令来实现,所述计算机可读程序指令当在处理器装置200上被执行时使所述处理器装置实施方法300。任何合适的计算机可读存储介质可以被用于该目的,诸如,例如光学可读介质(诸如CD、DVD或者蓝光光盘),磁性可读介质(诸如硬盘),电子数据存储设备(诸如记忆棒等),等等。所述计算机可读存储介质可以是能通过诸如互联网的网络访问的介质,使得可以通过网络来访问计算机可读程序指令。例如,所述计算机可读存储介质可以是网络附接存储设备、存储区域网络、云存储等。所述计算机可读存储介质可以是互联网可访问的服务,可以从该服务获得计算机可读程序指令。在实施例中,超声图像处理装置200适于从这样的计算机可读存储介质取回计算机可读程序指令,并且通过将取回的计算机可读程序指令存储在数据存储装置220中(例如,在存储器设备中或者形成数据存储装置220的部分的类似部件中)来创建新的计算机可读存储介质。

[0081] 应当注意,上文所提到的实施例说明而不是限制本发明,并且本领域技术人员将能够在不背离权利要求的范围的情况下设计许多替代实施例。在权利要求中,括号内的任何参考符号不应当被解释为限制权利要求。词语“包括”不排除存在除了权利要求中列出的元件或步骤之外的元件或步骤。元件前面的词语“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。本发明可以通过包括若干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,这些单元中的一些单元可以由同一硬件项来体现。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中陈述的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

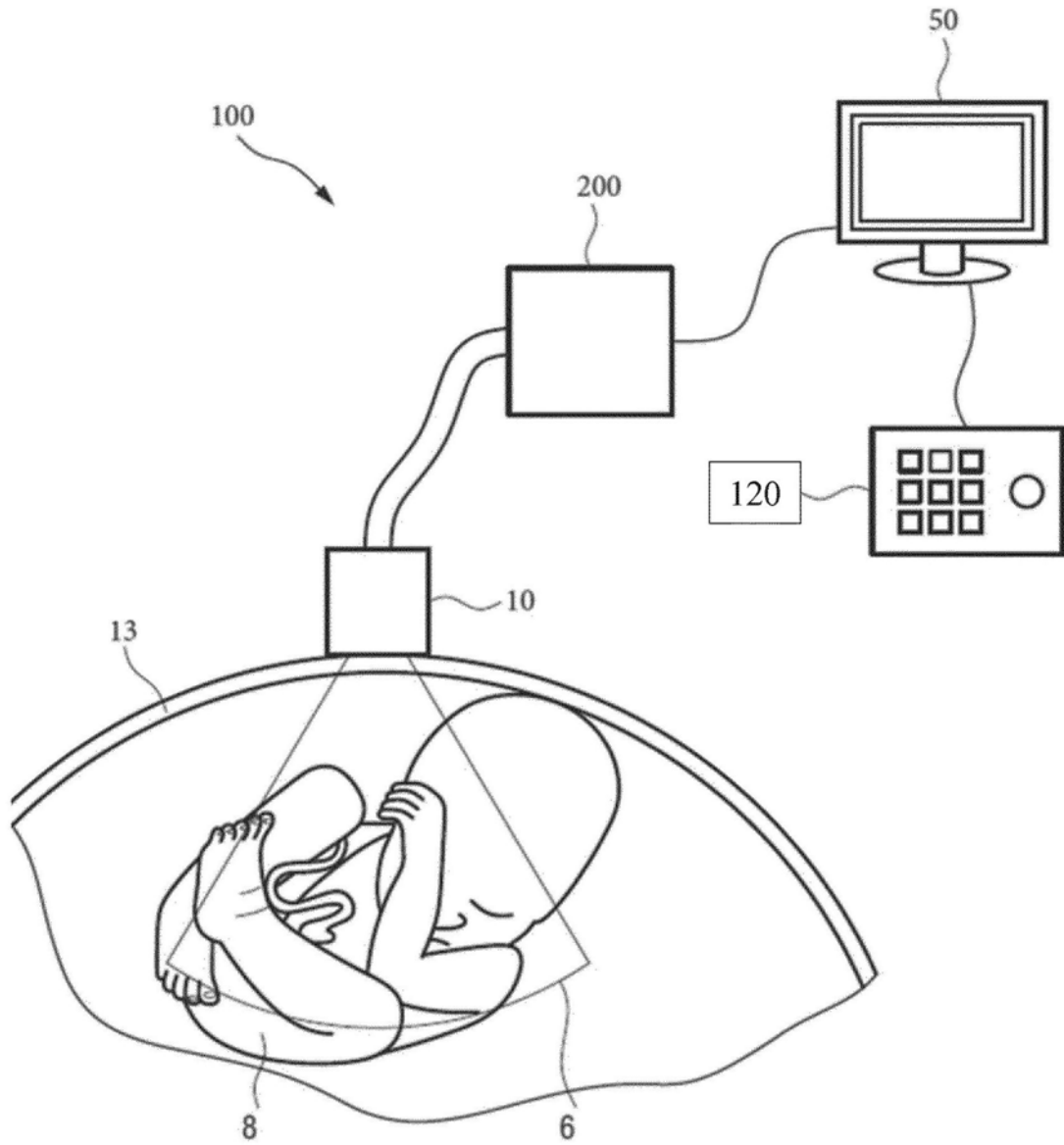
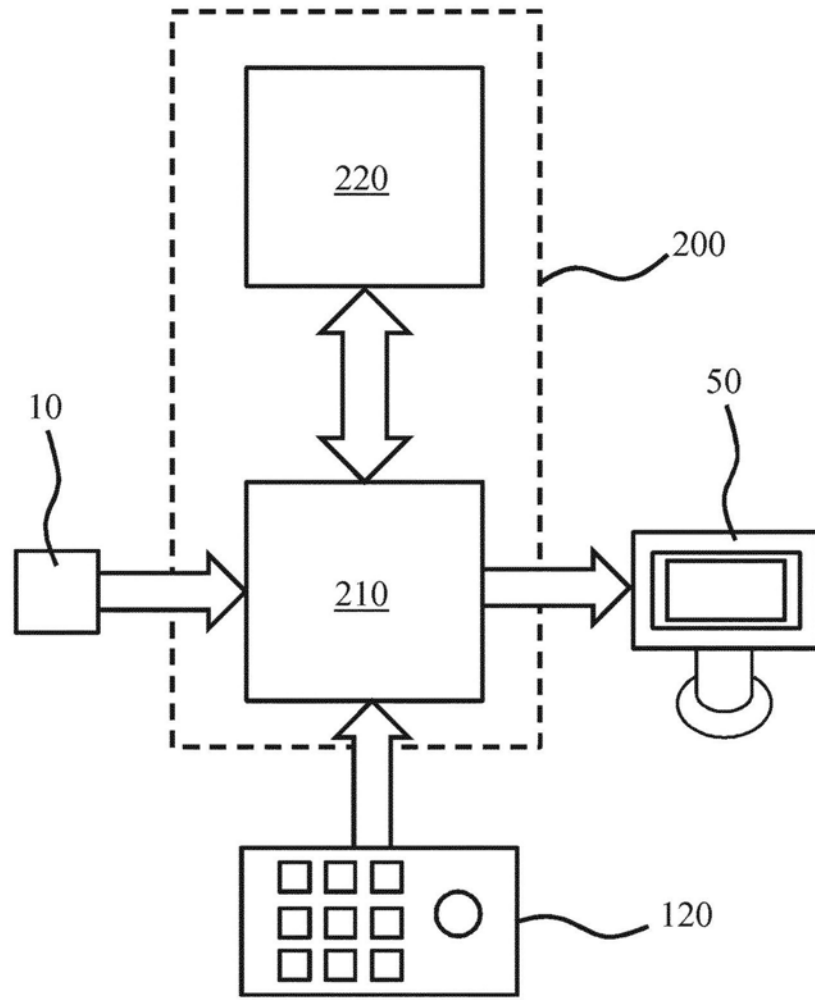
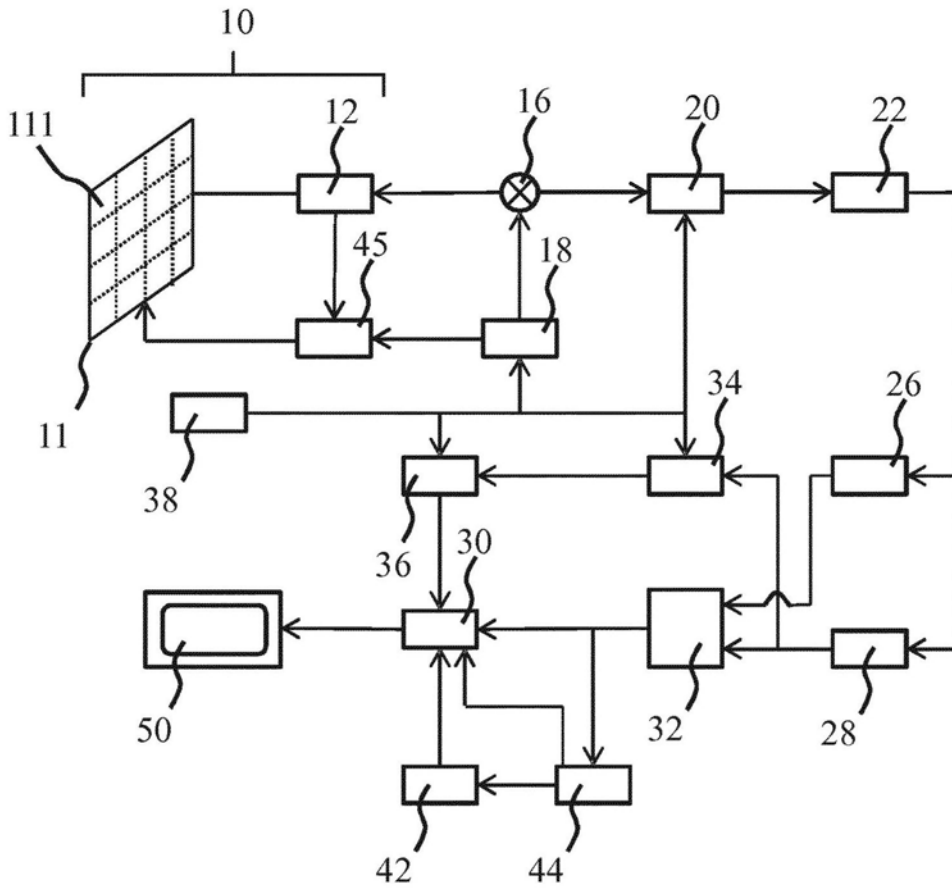


图1



100

图2



1

图3



300

图4

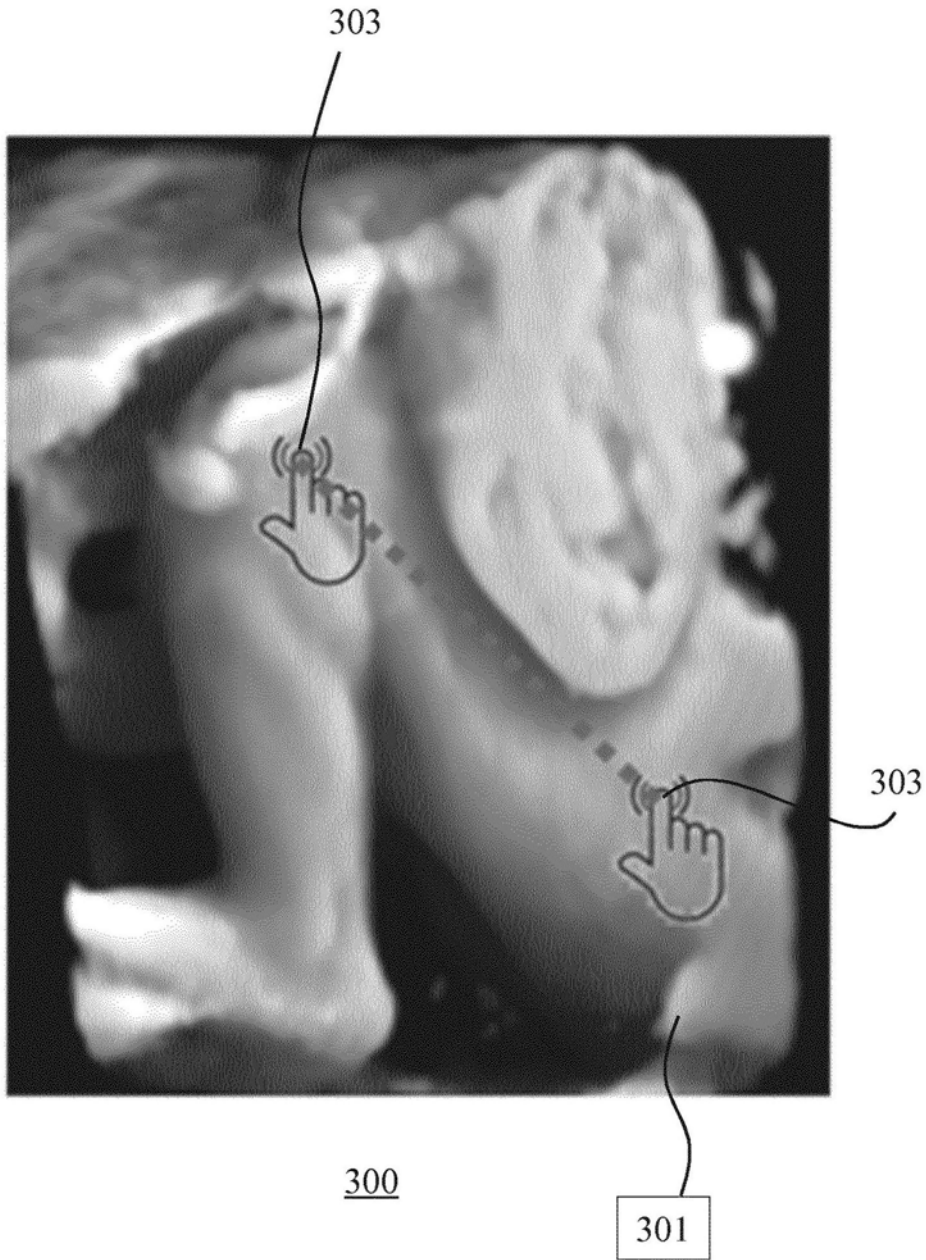
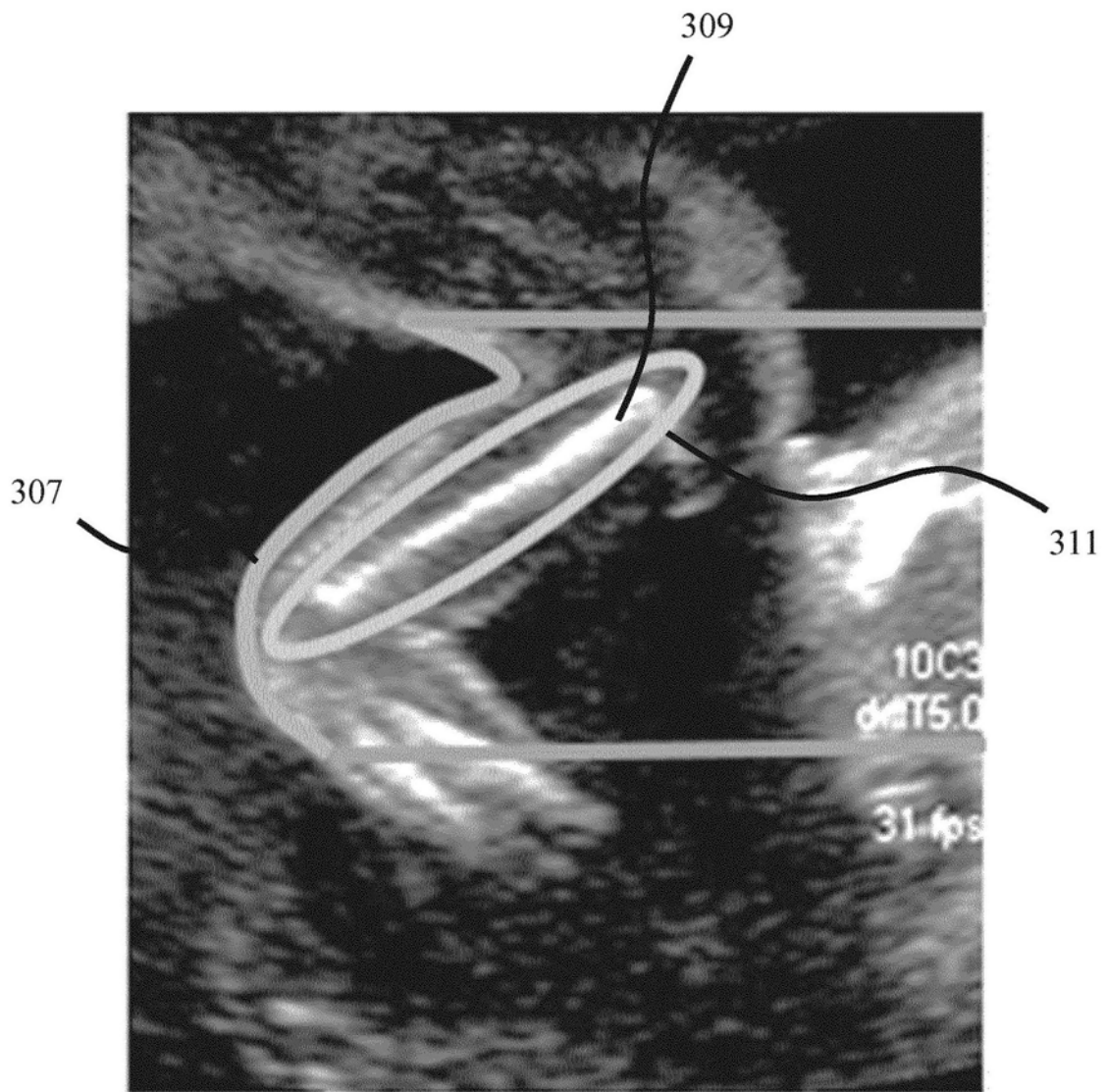
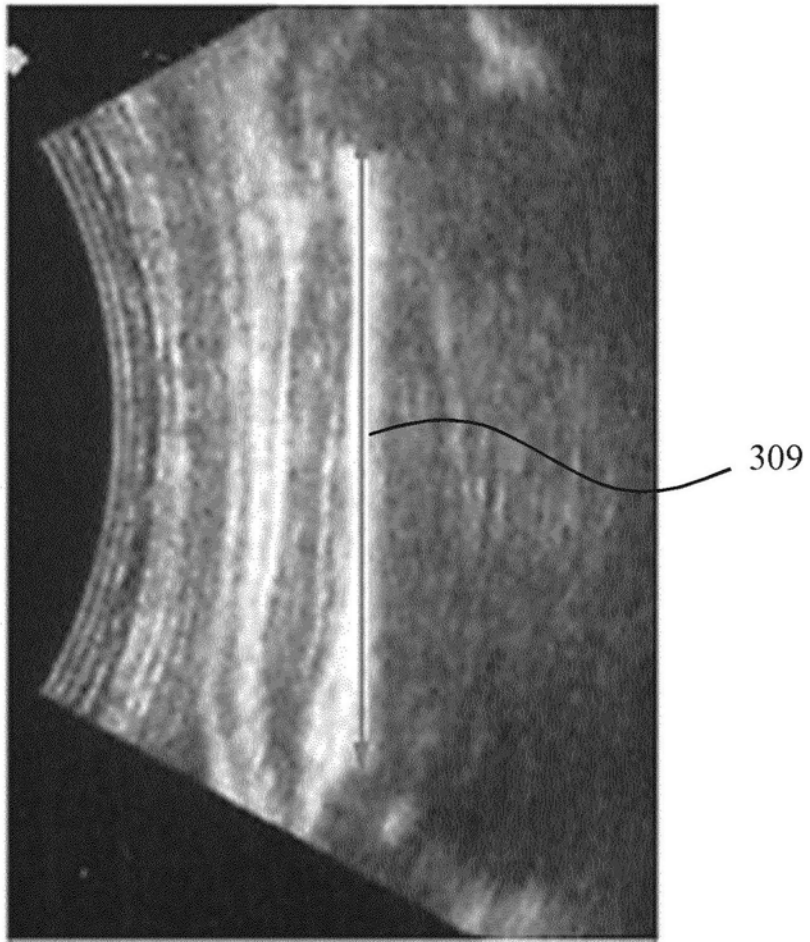


图5



300

图6



400

图7

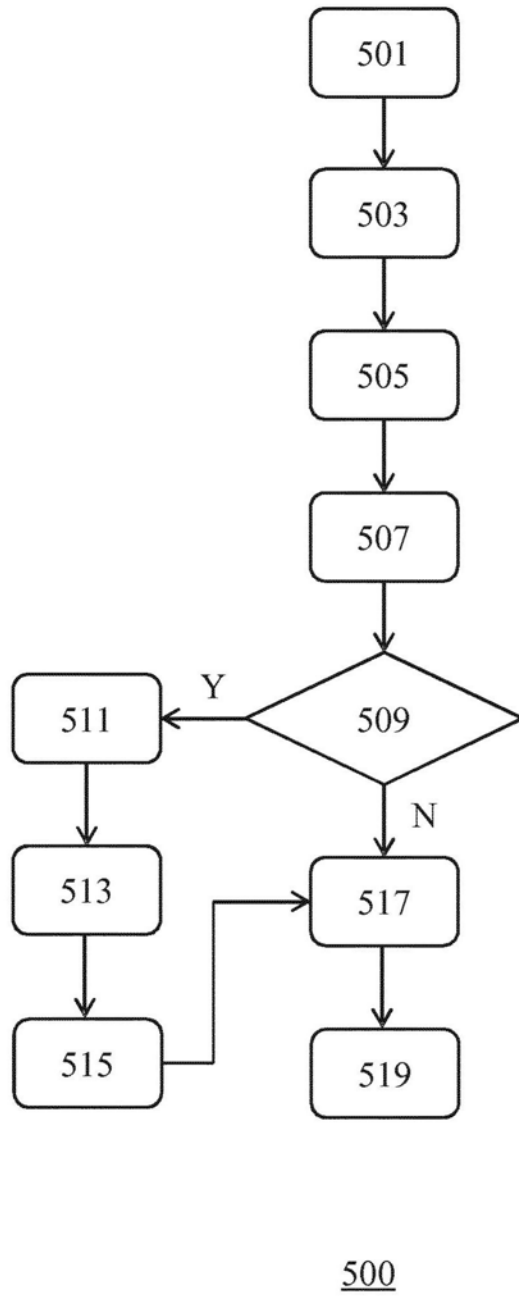
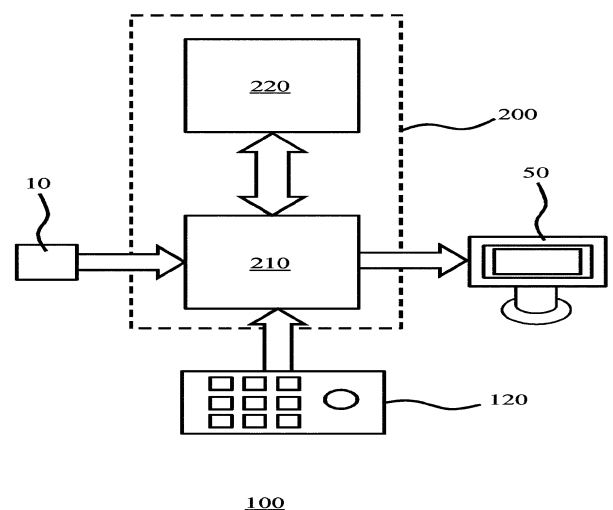


图8

专利名称(译)	体积绘制的超声成像		
公开(公告)号	<a href="#">CN110446466A</a>	公开(公告)日	2019-11-12
申请号	CN201880019794.2	申请日	2018-03-19
[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	E M S 阿蒂亚 C洛伦茨 DN朗德西尔 A道 BJ DBM莫里		
发明人	E·M·S·阿蒂亚 C·洛伦茨 D·N·朗德西尔 A·道 B·J·D·B·M·莫里		
IPC分类号	A61B8/08 G06T15/08 A61B8/00 G06T7/00 G06T7/60		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/523 G06T19/00 G06T2219/008 G16H50/30 A61B8/488 A61B8/5246 G06T7/0012 G06T7/50 G06T7/60 G06T2207/10136		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2017305300 2017-03-20 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

公开了一种用于从3D超声图像获得感兴趣解剖特征的生物学测量的超声图像处理装置(200)。所述装置包括被通信地耦合到显示装置(50)的处理器装置(210)，所述处理器装置适于：从所述3D超声图像绘制体积超声图像(300)，并且控制所述显示装置显示绘制的所述图像；接收强调所述感兴趣解剖特征的多个用户输入(303)，每个输入对应于显示的体积超声图像的像素；估计体积超声图像(300)中的所述像素中的每个的深度；基于接收的用户输入沿着估计的所述深度在体积超声图像中定义3D路径(307)；基于定义的3D路径执行处理操作；并且控制所述显示装置显示所述处理操作的结果，其中基于所定义的3D路径的所述处理操作包括以下中的至少一项：对所述3D路径(307)的长度的测量；对绘制的体积超声图像(300)进行重新定向；以及基于所述定义3D路径生成所述3D超声图像的2D图像切片(400)。还公开了一种包括这样的超声图像处理装置的超声成像系统，计算机实施的方法和用于在计算机上实施该方法的计算机程序产品。



100