



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104797199 B

(45)授权公告日 2018.02.23

(21)申请号 201380060524.3

(22)申请日 2013.11.13

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104797199 A

(43)申请公布日 2015.07.22

(30)优先权数据

61/728,566 2012.11.20 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.05.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/060105 2013.11.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/080319 EN 2014.05.30

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 J·R·杰戈 A·道 A·科莱比永

L·K·庞弗里

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 102197316 A,2011.09.21,

CN 102197316 A,2011.09.21,

CN 1784177 A,2006.06.07,

WO 2008072157 A2,2008.06.19,

FREDRIK ORDERUD 等 Automatic

Alignment of Standard Views in 3D

Echocardiograms Using Real-time Tracking.

《proceeding of SPIE》.2009,第7265卷72650D-1-72650D-7.

审查员 王传利

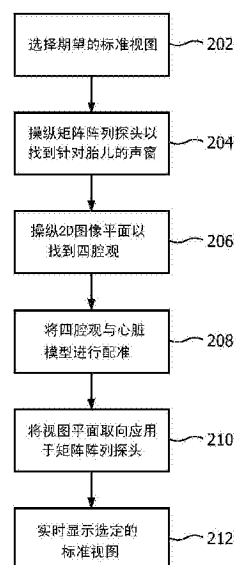
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

(54)发明名称

用于实时胎儿心脏评估的标准平面的自动定位

(57)摘要

描述了一种用于与实时成像同时地采集胎儿心脏的标准视图的超声系统和方法。操纵矩阵阵列探头,直到采集到诸如四腔观的第一标准视图。将所述第一标准视图图像匹配到所述第一标准视图图像在胎儿心脏模型中的对应的平面。根据所述心脏模型的经匹配的平面,从在所述心脏模型之内的结构的几何关系获知其他标准视图的取向。该取向信息用于控制所述矩阵阵列探头以自动地同时实时扫描所有的所述标准视图的平面。



1. 一种用于对胎儿心脏的多个不同取向的图像平面进行成像的诊断超声系统,所述多个不同取向的图像平面包括第一图像平面和至少一个第二图像平面,所述系统包括:

矩阵阵列探头,其被配置为实时扫描身体区域中的所述多个不同取向的图像平面;

控制器,其被耦合到所述矩阵阵列探头,并且所述控制器被配置为控制由所述矩阵阵列探头进行的对所述多个不同取向的图像平面的所述扫描;

图像处理器,其被耦合到所述矩阵阵列探头,并且所述图像处理器被配置为产生由所述矩阵阵列探头扫描的所述多个不同取向的图像平面的实时超声图像;

显示器,其被耦合到所述图像处理器,并且被配置用于实时显示所述多个不同取向的图像平面的所述实时超声图像;

图像配准处理器,其被配置为:

-将超声图像的所述第一图像平面与表示所述胎儿心脏的解剖结构模型的数据进行配准,所述超声图像包括针对所述第一图像平面的所述胎儿心脏的数据;并且

-响应于配准所述超声图像的所述第一图像平面来识别所述胎儿心脏的所述至少一个第二图像平面中的每个的图像平面取向数据;并且

其中,所述控制器被配置为控制所述矩阵阵列探头响应于包括所述图像平面取向数据的门控信号来实时扫描所述多个不同取向的图像平面。

2. 根据权利要求1所述的诊断超声系统,

其中,所述超声图像是参考2D胎儿心脏图像,所述图像配准处理器被配置为将所述参考2D胎儿心脏图像配准到所述胎儿心脏的所述解剖结构模型的平面;并且

其中,所述多个不同取向的图像平面是胎儿心脏的标准视图的多个图像平面。

3. 根据权利要求2所述的诊断超声系统,还包括用户控制,所述用户控制被配置为使用户能够选择所述标准视图的所述多个图像平面。

4. 根据权利要求3所述的诊断超声系统,其中,所述参考2D胎儿心脏图像包括四腔观。

5. 根据权利要求4所述的诊断超声系统,其中,所述标准视图的所述多个图像平面中的至少一个是LV流出道、RV流出道、五腔观、三血管观、或气管观的图像平面。

6. 根据权利要求5所述的诊断超声系统,其中,所述显示器被配置为同时实时显示所述标准视图的所述多个图像平面的所述实时超声图像,并且

其中,所述显示器还被配置为显示指示所述多个图像平面中的至少一个图像平面与所述胎儿心脏的相对取向的图标图形。

7. 一种用于对胎儿心脏的多个不同取向的图像平面进行实时超声成像的方法,包括:

选择所述胎儿心脏的所述多个不同取向的图像平面,所述多个不同取向的图像平面包括第一图像平面和至少一个第二图像平面;

将矩阵阵列探头定位到声窗处以获得针对所述第一图像平面的所述胎儿心脏的视图;

采集所述胎儿心脏的所述第一图像平面的2D图像;

将采集到的所述2D图像配准到胎儿心脏模型的数据;

响应于配准采集到的所述第一图像平面的所述2D图像而识别所述胎儿心脏的所述至少一个第二图像平面中的每个的图像平面取向数据,所述图像平面取向数据包括所述至少一个第二图像平面中的每个的平面坐标,其中,所述至少一个第二图像平面中的每个的平面坐标是在胎儿心脏模型数据中被找到的;

借助于波束形成控制器来控制所述矩阵阵列探头以响应于包括所述图像平面取向数据的门控信号而实时扫描所述第一图像平面和所述至少一个第二图像平面;并且

同时实时显示所述第一图像平面和所述至少一个第二图像平面的超声图像。

8. 根据权利要求7所述的方法,

其中,所述第一图像平面和所述至少一个第二图像平面是所述胎儿心脏的标准视图的图像平面。

9. 根据权利要求7所述的方法,还包括显示图标图形,所述图标图形识别所述多个不同取向的图像平面中的一个和所述胎儿心脏的相对取向。

10. 根据权利要求7所述的方法,还包括:

使所述胎儿心脏模型适应于患者特性。

11. 根据权利要求10所述的方法,还包括:

将患者特性数据输入到超声系统中,并且

使所述胎儿心脏模型适应于所输入的患者特性数据。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中,使所述胎儿心脏模型适应于所输入的患者特性数据还包括响应于所输入的患者特性数据而选择所述胎儿心脏模型的所述数据。

13. 根据权利要求10所述的方法,其中,适应所述胎儿心脏模型还包括使所述胎儿心脏模型的所述数据翘曲或变形成所述2D图像。

14. 一种用于对胎儿心脏的多个不同取向的图像平面进行实时超声成像的方法,包括:

选择所述胎儿心脏的所述多个不同取向的图像平面,所述多个不同取向的图像平面包括第一图像平面和至少一个第二图像平面;

将矩阵阵列探头定位到声窗处以观察所述胎儿心脏;

采集所述胎儿心脏的体积图像数据集,所述体积图像数据集包括针对所述第一图像平面的所述胎儿心脏的数据;

将所述体积图像数据集的所述第一图像平面配准到胎儿心脏模型的数据;

响应于配准所述体积图像数据集的所述第一图像平面而识别所述胎儿心脏的所述至少一个第二图像平面中的每个的图像平面取向数据,所述图像平面取向数据包括所述至少一个第二图像平面中的每个的平面坐标,其中,所述至少一个第二图像平面中的每个的所述平面坐标是在所述胎儿心脏模型中被找到的;

通过射束形成控制器响应于包括所述图像平面取向数据的门控信号而控制所述矩阵阵列探头以实时扫描所述多个不同取向的图像平面;并且

同时实时显示所述多个不同取向的图像平面的超声图像。

15. 根据权利要求14所述的方法,还包括:

周期性地采集所述胎儿心脏的另一体积图像数据集;并且

响应于所述另一体积图像数据集而更新所述图像平面取向数据。

用于实时胎儿心脏评估的标准平面的自动定位

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,并且具体涉及能够通过对诊断上有用的图像平面进行实时成像来执行胎儿心脏诊断的超声系统。

背景技术

[0002] 超声成像常规地用于在妊娠期间评价在母亲的子宫中的胎儿的发育。胎儿心脏超声筛查旨在检测结构性异常(一般为先天性心脏缺损或CHD),并且包括对胎儿心脏的标准二维(2D)图像视图的分析。典型的标准视图包括四腔观和使得能够评价左心室(LV)流出道和右心室(RV)流出道的视图。可以要求的其他视图包括五腔观、三血管观以及气管观。实际上,这些视图常常揭露大部分的CHD。临床医生采集每个要求的视图的图像的传统方式是,当超声探头与腹部声接触时,操纵超声探头直到期望的解剖结构取向处于2D成像探头的平面中。比如,临床医生首先操纵探头,直到在四腔观中看到胎儿心脏。临床医生然后存储在一个或多个心跳上的该视图的图像或图像序列。结束图像存储,并且临床医生再次操纵探头,此时试图将图像平面与LV流出道的视图对齐。当临床医生已经成功地将图像平面与该视图对齐时,存储另一图像或图像序列。针对所要求的第三视图和其他视图重复探头操纵和存储的处理。利用该过程,能够存在遗漏异常的大量案例,这是因为获得并分析这些视图要求高的技能:胎儿超声心动图是非常依赖操作者的。另外,在该过程期间胎儿可以移动,每当胎儿移动时,要求临床医生随着胎儿心脏使她自己重新取向。

[0003] 随着三维(3D)超声图像采集(尤其是时空图像关联,或STIC,协议)的出现,现在能够捕捉胎儿心脏和相邻血管的整个体积,并且能够执行对心脏中的任何取向处的2D视图的计算重建,包括标准计算重建,甚至在释放患者之后。通过做出胎儿心脏上的2D图像平面的缓慢扫掠来引导STIC过程,其可以花费10秒或更多。该目的是采集在胎儿心搏周期的每个阶段处的胎儿心脏的每个相邻解剖结构平面的图像。这通过采集在许多心搏周期上的大量图像来完成,这是因为所述图像平面是在心脏上扫掠的。给用户指导的图像处理然后用于从所采集的2D帧中提取整个胎儿心脏的主要时间周期。该信息然后用于将所述帧重新组装成一系列体积图像,每幅图像在心搏周期的不同阶段处。然后通过被称为多平面重建(MPR)的处理,由用户从所述体积中提取标准2D视图。临床医生必须搜索遍及不同平面取向处的体积,搜索每个标准视图。取决于对图像平面的扫掠的速度和均匀性,一些视图可以被扭曲或是解剖结构上不正确的。从一个检查到下一个检查,STIC体积的质量和一致性能变化很大。此外,STIC图像不是实时的,而是从多个不同的心搏周期构建的解剖结构视图的合成回顾性重建。尽管存在STIC过程的困难和限制,但是假设3D工作流是直观的并且提供可以胜任的工具(例如,MPR)来研究体积图像数据,现在接受的做法是3D胎儿心脏检查能够潜在地减少误诊率并且改善工作流和操作者的依赖性(更少的技能)。

[0004] 人们也许认为实时3D超声成像能够用于采集胎儿心脏的实况体积图像。遗憾的是,在大多数情况下,当前的体积帧速率不够高,不足以提供足够的空间分辨率和时间分辨率两者(体积率)来做出可实际用于胎儿心脏成像的实况3D成像。此外,由于仅仅要求特定

的2D图像平面来对胎儿心脏进行诊断,因此不利用太多的3D信息。如果能够仅仅采集需要的平面,则原理上这些能够以高的多的帧速率且以好的多的分辨率来采集。因此。存在能够以好的空间分辨率和时间分辨率来同时实时采集提供所要求的2D标准视图的超声数据的需要。

[0005] 由F.Oderus、H.Torp、S.I.Rabbe于“Automatic Alignment of Standard Views in 3D Echocardiograms Using Real-Time Tracking”(Proceedings of SPIE,卷7265, 2009年2月26日,第72650D-1-72650D-7页,XP040495310)一文公开了用于标准顶点和短轴切片的对齐,以及在3D超声心动图中针对平面外运动对其进行校正的自动途径。所述方法在图像采集期间使得能够潜在地进行实时操作。

发明内容

[0006] 根据本发明的原理,描述了一种诊断超声系统和方法,所述诊断超声系统和方法使得能够实时采集诸如胎儿心脏的靶解剖结构的多个标准视图。矩阵阵列探头被放置在母亲的身体上与合适的声窗接触,以查看所述胎儿心脏。矩阵阵列探头能够快速连续地扫描可选择的、不同取向的图像平面,使得能够对选定的图像平面进行实时成像。当对一个平面进行实时成像时,首先操纵所述探头,直到采集到诸如四腔观的第一参考平面。诸如心脏模型的所述靶解剖结构的模型然后用于将所述四腔观的超声图像与所述心脏模型中的对应的四腔观进行匹配。根据所述模型中的期望的平面的相对取向,所述心脏模型提供关于与所采集的参考平面有关的其他标准视图的所述相对取向的信息。该信息用于控制所述矩阵阵列探头来额外地实时扫描一个或多个其他视图的图像平面。用户然后能够同时实时显示参考标准视图和一个或多个其他期望的视图。

附图说明

[0007] 在附图中:

[0008] 图1以方框图的形式图示了根据本发明的原理构建的超声系统。

[0009] 图2图示了根据本发明的用于胎儿图像采集和显示的一种方法。

[0010] 图3图示了根据本发明的用于胎儿图像采集和显示的第二方法。

[0011] 图4图示了根据本发明的用于胎儿图像采集和显示的第三方法。

[0012] 图5图示了与胎儿心脏模型的胎儿心脏的三个标准视图的对应平面相关联的所述胎儿心脏的三个标准视图。

[0013] 图6图示了具有根据本发明的原理产生的胎儿心脏的标准图像平面的三个实时视图的超声系统显示。

具体实施方式

[0014] 首先参考图1,以方框图的形式示出了一种根据本发明的原理构建的超声系统10。所述超声系统被两个子系统配置:前端采集子系统10A和显示子系统10B。超声探头被耦合到采集子系统,所述采集子系统包括二维矩阵阵列换能器70和微射束形成器72。所述微射束形成器包含电路,所述电路控制应用于阵列换能器70的元件(“模块”)的组的信号,并且对由每个组的元件接收的回波信号进行初步处理。在探头中的微射束形成有利地减少了在

探头与超声系统之间的缆线中的导体的数目,并且在美国专利5997479 (Savord等人) 和在美国专利6436048 (Pesque) 中得以描述。

[0015] 所述探头被耦合到超声系统的采集子系统10A。所述采集子系统包括射束形成控制器74,所述射束形成控制器74对如以下所描述的产生的门控信号做出响应,并且将控制信号提供给微射束形成器72,向探头发出关于2D图像平面或3D体积中的发射射束的时间计定、频率、方向以及聚焦的指令。通过控制模数(A/D)转换器18和射束形成器20,射束形成控制器也控制由采集子系统接收的回波信号的射束形成。由探头接收的回波信号通过在采集子系统的前置放大器和TGC(时间增益控制)电路16进行放大,然后由A/D转换器18进行数字化。然后将数字化的回波信号形成为由射束形成器20完全操控和聚焦的射束。然后由图像处理器22处理所述回波信号,所述图像处理器22执行数字滤波、B模式检测以及多普勒处理,并且也能够执行其他信号处理,例如,谐波分离、相干斑抑制以及其他期望的图像信号处理。

[0016] 由采集子系统10A产生的回波信号被耦合到显示子系统10B,所述显示子系统10B处理所述回波信号以用于以期望的图像格式进行显示。图像线处理器24处理所述回波信号,所述图像线处理器24能够对所述回波信号进行采样,将射束的节段拼接成完整的线信号,并且对线信号取平均以用于信噪比改善或流的持久性。由扫描转换器26将针对2D图像的图像线扫描转换成期望的图像格式,所述扫描转换器26执行本领域公知的R-theta转换。然后所述图像被存储在图像存储器28中,来自所述图像存储器28的所述图像能够被显示在显示器38上。存储器中的图像也与要与所述图像一起显示的图形进行叠加,由图形生成器34生成所述图形。在对图像环或序列的捕捉期间,个体图像或图像序列能够被存储在电影存储器30中。

[0017] 在一些实施方案中,可以期望采集在胎儿心搏周期的具体阶段处的图像。胎儿心率生成器54提供该能力。如在国际专利出版物WO 2011/001309 (Jago等人) 和WO 2011/158136 (Schauf) 中所描述的,胎儿心率生成器合成胎儿心搏周期的周期性。胎儿心率生成器产生在胎儿心脏的选定阶段处的门控信号,所述门控信号能够用于对如下所述的图像采集或处理进行门控。

[0018] 根据本发明的原理,显示子系统包括胎儿心脏的心脏模型数据32。所述心脏模型数据是如在美国专利出版号2008/0304744 (Peters等人) 和在2011年12月12日提交的美国临时申请号61/569450 (Radulescu等人) 中所描述的胎儿心脏的3D解剖结构网格模型的数据。这样的模型表示心脏的结构,包括其内部结构和外部结构,例如,血管和瓣膜。心脏模型可以是心脏的单个阶段(例如,舒张末期),或者心脏模型可以包括心脏在心搏周期的不同阶段处的多个模型。对于本发明重要的是,从心脏模型数据能够提取个体平面,并且所述个体平面能够被匹配或配准到实际的胎儿超声2D图像。由图像配准处理器36执行该配准,所述图像配准处理器36接收由扫描转换器26产生的胎儿心脏的超声图像,并且将所述胎儿心脏的超声图像与心脏模型数据的对应平面进行配准。与心脏模型的平面的匹配触发图像平面取向数据44的产生,其继而将门控信号中的图像平面坐标或取向数据耦合到射束形成控制器74,作为响应,所述射束形成控制器74指导矩阵阵列探头来扫描识别的图像平面。从心脏模型数据中提供针对图像平面取向的平面坐标信息。针对选定的图像平面42访问心脏模型数据32,从用户控制面板40选择所述选定的图像平面42。ECG触发器信号生成器54被耦合

到图像配准处理器36。

[0019] 在图2中图示了一种用于使用图1的超声系统来采集用于胎儿心脏检查的标准图像的方法。在步骤202中,用户选择用于该具体胎儿心脏检查所期望的标准视图。如以上所提及的,典型的标准视图包括四腔观、LV流出道、RV流出道、五腔观、三血管观、以及气管观。用户可以从作为系统显示上的下拉列表访问的标准视图的列表中选择这些标准视图。用户利用控制面板40的控制键来选择所期望的视图,并且选定的视图的图像平面被存储在42处,在此处它们用于从心脏模型数据32的平面选择视图。在步骤204中,用户对着患者的腹部按压矩阵阵列探头光圈,并且操纵探头直到找到合适的声窗,从所述合适的声窗中的一个,用户能够对胎儿心脏进行成像。在步骤206中,用户操纵矩阵阵列探头,此时所述矩阵阵列探头仅仅扫描单个2D图像平面,直到所述图像平面贯穿胎儿心脏并且获得心脏的第一选定视图的图像。典型地,该第一标准视图将是胎儿心脏的四腔观。该第一标准视图被耦合到图像配准处理器36,在步骤208中,所述图像配准处理器36将超声图像与心脏模型的平面进行配准。在以上的Peters等人的出版物和Radulescu等人的出版物中描述了超声图像与心脏模型的配准,并且在图5的位置a)中可视地图示了所述超声图像与心脏模型的配准。在位置a)的左侧是胎儿心脏的4室超声图像502,并且在位置a)的右侧是3D胎儿心脏模型的4室平面504。利用在底部处的降主动脉122'的横截面,心脏模型平面504被取向为对应于其在超声图像502中的122'处的位置。超声图像中的心室已经被标记为(RA、LA、RV、LV),并且它们与心脏模型平面504中的那些的对应是显而易见的。因此,使用工具(例如,将超声图像的像素匹配到通过心脏模型数据的不同平面),图像配准处理器识别最接近匹配四腔观502的解剖结构的平面。心脏模型平面504和其他图示的心脏模型平面中的箭头指示超声图像中能够最容易被找到和匹配的、在心脏模型平面中的解剖结构标志,加速了配准处理。图5也图示了其他标准视图到心脏模型的匹配。位置b)图示了与胎儿心脏模型的LV流出道平面508对应的LV流出道的图像506,并且位置c)图示了与心脏模型的管拱平面512对应的管拱视图的图像510。管拱图像510被看到被与心脏模型的平面512有关地反转。这能够通过如在专利6669641(Poland等人)中所描述的反转超声图像或通过如在以上提到的Peters等人的出版物和Radulescu等人的出版物中描述的在配准处理期间反转心脏模型数据来解决。

[0020] 在已经找到最佳匹配第一标准视图超声图像的解剖结构的平面后,使用心脏模型能够容易地识别其他选定的标准视图的取向。当在心脏模型中已经识别第一标准视图平面时,基于关于在胎儿心脏之内的结构的正常几何关系的先验统计知识,从心脏模型中获知其他标准视图平面的相对取向。例如,当心脏模型的具体平面被识别为四腔观时,下一个标准视图可以在关于模型中的四腔观平面旋转35°和倾斜15°的平面中。该旋转和倾斜的平面的坐标被耦合到图像平面取向数据44,并且用于控制矩阵阵列探头来以相对于第一标准视图平面的该具体取向来扫描第二图像平面。类似地,如在步骤210中所指示的,在心脏模型数据中找到其他选定的标准平面的平面坐标,所述平面坐标被耦合到图像平面取向数据,并且用于对所有选定的标准视图平面中的额外图像平面的扫描进行门控。

[0021] 在步骤212中,在超声显示器38上实时显示选定的标准视图。图6图示了超声系统的显示屏幕,所述显示屏幕正在实时显示三个这样的标准视图。在屏幕的左上象限示出了实况四腔观602,在右上象限示出了实况管拱视图610,并且在左下象限示出了LV流出视图

606。由于需要交替连续地扫描仅仅三个图像平面而不是整个3D体积,从所述整个3D体积中必须识别并提取MPR帧,因此能够同时实时显示所述三个视图。当四腔观602被用作起始标准视图时,其他标准视图一般将在也贯穿换能器光圈的平面中,使得所有的标准视图能够被成像为B模式图像。这是最期望的,这是由于C模式图像将要求与全体积几乎相同的扫描时间,并且将丢失仅扫描几个平面的高帧速率的优点。图6的实施方式包含普通胎儿心脏612的图标图形610,所述图标图形610示出了用户如何使图像的平面614贯穿心脏。通过胎儿心脏模型32能够提供胎儿心脏图形612的轮廓。在图6中用框描绘每幅图像的轮廓。当用户点击图像时,所述图像的框被加亮,指示平面图形614正在示出与心脏有关的该图像的取向。备选地,用不同颜色能够描绘每个框的轮廓,并且在图形中能够同时显示多个相同颜色的平面图形614。另一显示选项是绘制三维中的三个平面,向用户描绘所有三个实时图像的相对取向。实时图像也能够与可调节的光标13、14和15(见图5)进行叠加,用户能够重新定位所述可调节的光标13、14和15,并且使用图像调节控制12能够点击所述可调节的光标13、14和15来查看正交于标准视图平面的图像平面。通常与所述图像一起显示的另一图形是胎儿心率,所述胎儿心率由胎儿心率生成器54产生,所述胎儿心率是许多诊断中的重要因素。

[0022] 原理上,当在双平面模式中操作在本发明的实施方式中的矩阵阵列探头时,所述矩阵阵列探头的操作和控制能够使用所述矩阵阵列探头的功能性的元件。美国专利6669641 (Poland等人)、6709394 (Frisa等人)和6755786 (Frisa等人)描述了超声双平面成像。在双平面成像中,二维矩阵阵列换能器探头快速交替连续地扫描两个不同的2D图像平面,从而产生两个平面的实况实时图像。所述图像平面中的一个被命名为参考图像平面。一般使该图像平面取向垂直于矩阵阵列换能器的平面,从围绕正交于阵列的中心轴的探头直线延伸出来。参考图像取向通常维持固定,并且第二图像平面可由用户以与该参考平面有关的方式移动。‘394专利描述了在其中第二图像平面能够关于参考平面倾斜或旋转的双平面成像。在从马萨诸塞州的安杜佛的飞利浦医疗保健部可获得的商业实施例中,倾斜的图像平面具有其中心轴与参考平面的中心轴对齐的标称的取向。能够移动(倾斜)倾斜平面,使得使其关于参考平面的中心轴在不同角度处取向,但其中心轴总是被定位在参考平面中。旋转双平面实施方式再次具有起初与参考图像的中心轴对齐的第二(旋转)图像平面的中心轴,并且第二图像取向正交于参考图像的平面。从该起始位置,旋转平面能够以关于参考图像的不同于正交的角度关于其中心轴旋转。‘786专利描述了周知的海拔倾斜双平面成像。在海拔倾斜成像中,第二图像具有与参考图像对齐的起始位置。然后在海拔维度中将第二图像移动远离参考图像平面,并且能够将所述第二图像移动到感兴趣区域中的不贯穿参考图像平面的不同平面。因此,两个平面能够优选地是平行的或成角度地平行的,后者是第二平面与参考平面具有共同的顶点位置或在所述图像的顶部(最浅的深度)以上贯穿参考平面的状况。双平面图像允许临床医生定位参考平面以查看靶解剖结构或感兴趣区域,然后移动第二平面以观察靶解剖结构的其他平面图像。如前述专利所示,同时并排式显示两个双平面图像,使得临床医生在移动第二平面的同时能够持续地查看参考图像。双平面成像允许临床医生同时扫描并观察两个图像平面,同时持续地将他或她的图像位置的导向方位(navigational bearing)维持在正被扫描的三维体积之内。当临床医生将感兴趣解剖结构定位在两个图像平面中时,能够捕捉或保存单个图像或环(实况图像序列),并且在做出明确诊断时稍后显示或重播所述单个图像或环(实况图像序列)。当仅要求两个标准视图

时,本发明的实施方式能够使用两幅(双平面)图像,并且当需要三个或更多个标准视图时,所述本发明的实施方式被延伸为对其他平面进行成像。双平面成像的中心参考图像平面能够用于采集起始标准视图,例如,四腔观。当在参考图像中看到四腔观时,图像配准处理器36将所述图像匹配到心脏模型的最接近的4室平面,并且心脏模型根据其他期望的标准视图在心脏模型中的位置提供所述其他期望的标准视图的相对取向。这些平面取向被耦合到射束形成控制器74,所述射束形成控制器74然后自动开始扫描并实时显示这些其他视图的图像。如果胎儿在检查期间移动,则用户仅仅需要重新定位探头以在参考图像平面中重新采集四腔观,图像配准处理器再次将所述图像匹配到心脏模型的4室平面,在心脏模型中识别其他标准视图的取向,将所述其他标准视图的取向耦合到射束形成控制器,并且重新开始所有的标准视图的实况成像。

[0023] 本发明的实施方式能够与固定的心脏模型或能适应的心脏模型一起操作。例如,心脏模型可以是表示心脏在心搏周期的舒张末期阶段处的模型。然后利用在胎儿心跳的该阶段处捕捉的图像完成图像配准处理。这能够通过使用胎儿心率生成器54来完成,所述胎儿心率生成器54能够对在胎儿心搏周期的选定阶段处的图像进行门控,这使得配准处理器能够在舒张末期图像已经被采集的时刻处执行匹配。

[0024] 图3图示了其中心脏模型被适应于具体胎儿的本发明的方法。在设置步骤302中,用户不仅选择所期望的标准视图,而且输入胎儿特性,例如,胎儿年龄、胎儿心脏的形状和发育、已知或疑似的心脏异常或缺损、或更加具体地描述要被检查的胎儿的心脏的其他信息。然后在步骤308中该信息用于使心脏模型适应于具体胎儿。一个适应技术是针对不同的胎儿年龄具有不同的胎儿心脏模型库。对胎儿年龄数据的输入使得能够选择最接近匹配正被检查的胎儿的年龄的心脏模型,使图像配准更容易且更可靠。如在以上提到的Peters等人的出版物和Radulescu等人的申请中所描述的,另一适应技术是使心脏模型变形或扭曲成在采集的胎儿心脏图像中的特征的尺寸和形状。也参见国际专利出版物W0 2007/034425 (Ecabert等人),给定的心脏模型能够适应于几乎任何胎儿心脏图像并且适应于心搏周期的不同阶段。在步骤310中将起始标准视图图像配准到经适应的心脏模型数据,并且如前所述在步骤210和212中对其他标准视图图像的识别、扫描和显示继续进行。

[0025] 图4图示了本发明的甚至更加高度自动化的实施方式。在该方法中,用户开始以非2D采集模式而以3D采集模式进行成像。在步骤404中,用户找到适当的3D声窗,从所述适当的3D声窗对整个胎儿心脏进行3D成像,并且在步骤406中,采集胎儿心脏的体积图像。然后,如通过MPR重建,配准处理器将体积图像的至少一个平面(比如,与心脏模型32的对应平面)进行匹配。然后,通过将体积超声图像的所有的标准视图平面匹配到心脏模型的对应平面,或通过心脏模型的标准视图平面相对于一个超声图像——心脏模型平面的匹配的取向,在心脏模型中识别标准视图平面。标准视图平面的取向被提供给矩阵阵列探头(步骤210),所述矩阵阵列探头开始扫描并显示选定的标准视图2D平面(步骤212)。利用该实施方式,用户甚至不必找到初始标准视图。仅仅有必要捕捉胎儿心脏的体积图像数据,并且超声系统识别并提取所期望的标准视图平面,并且开始对他们进行成像而没有进一步的用户输入。如在图3的描述中所讨论的,图4的方法也能够合并对心脏模型的适应。

[0026] 在步骤414中,考虑图4的方法中的探头或胎儿的移动,矩阵阵列探头周期性地采集另一体积图像数据集。再次从步骤406开始,新的体积图像数据用于重新识别标准视图平

面的取向,并且更新对矩阵阵列探头的控制以对所期望的标准视图平面进行成像。对于用户仅仅有必要定位探头,使得根据需要能够连续地采集全体积图像数据集。因此,所述系统能够继续追踪并实时显示所期望的标准视图而没有任何用户交互,简化并加速了做出胎儿诊断的能力。

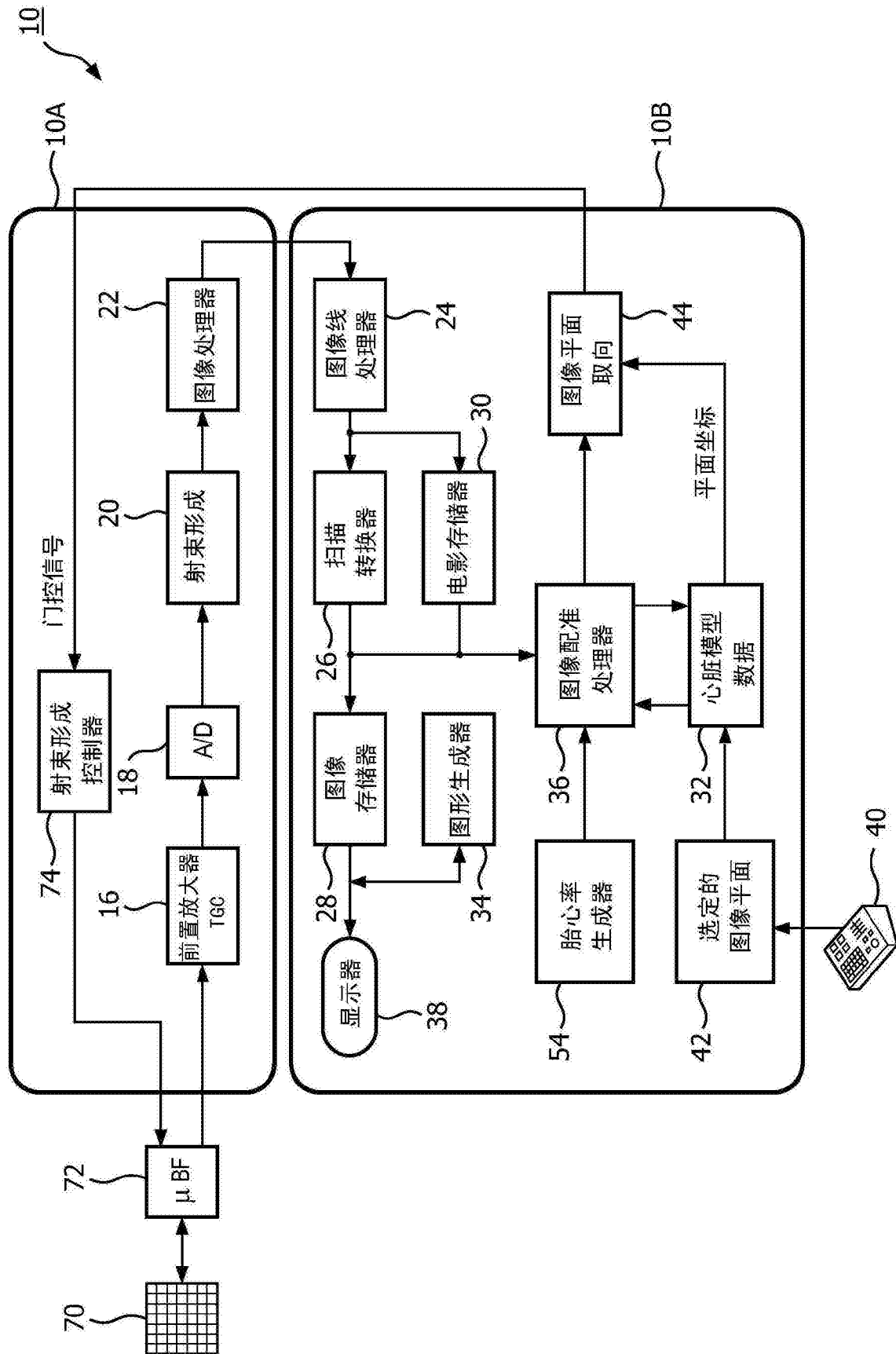


图1

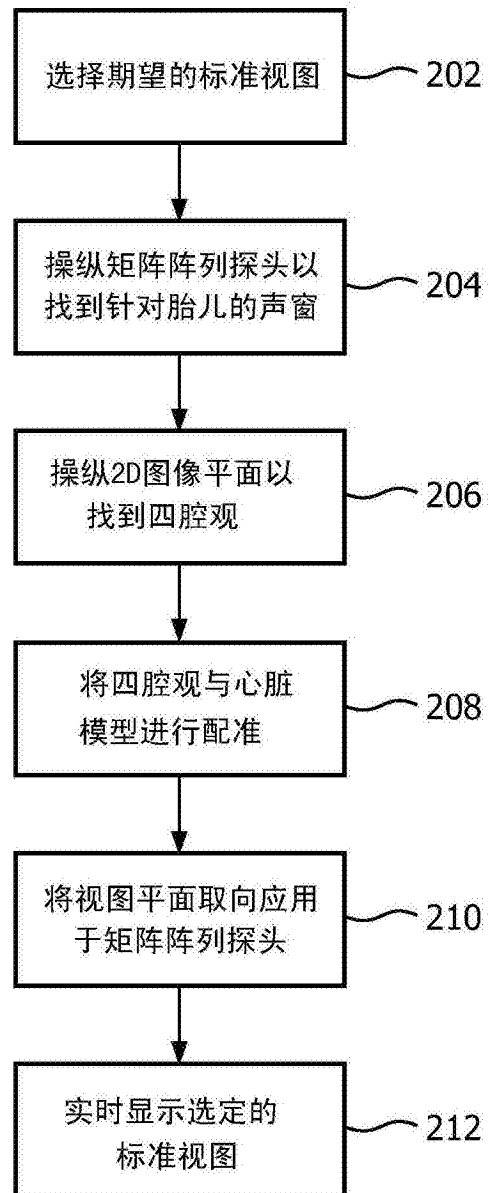


图2

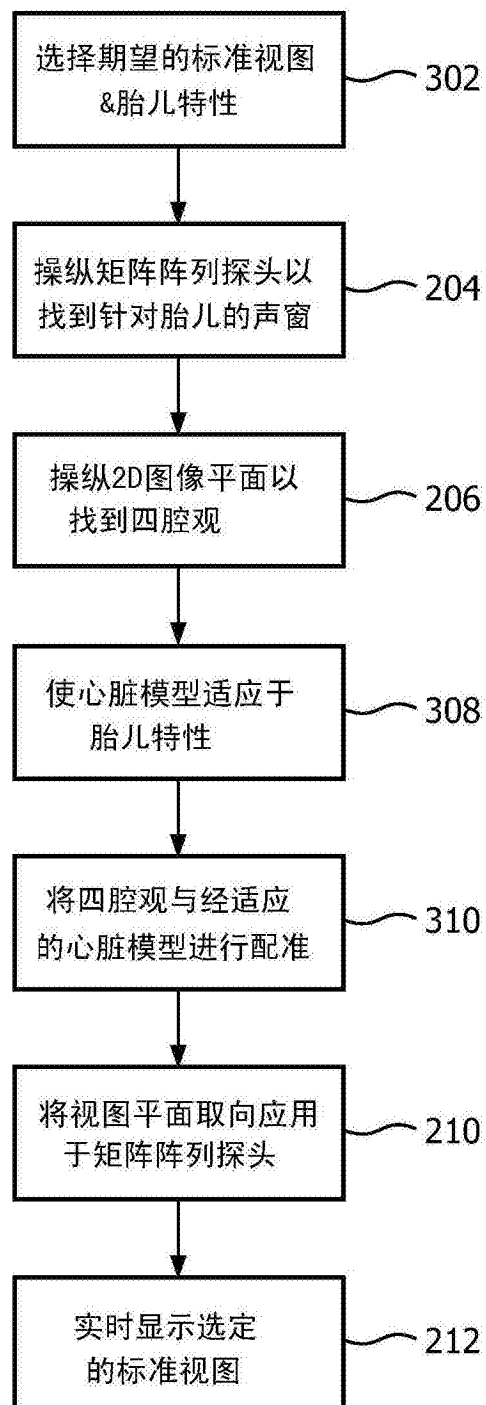


图3

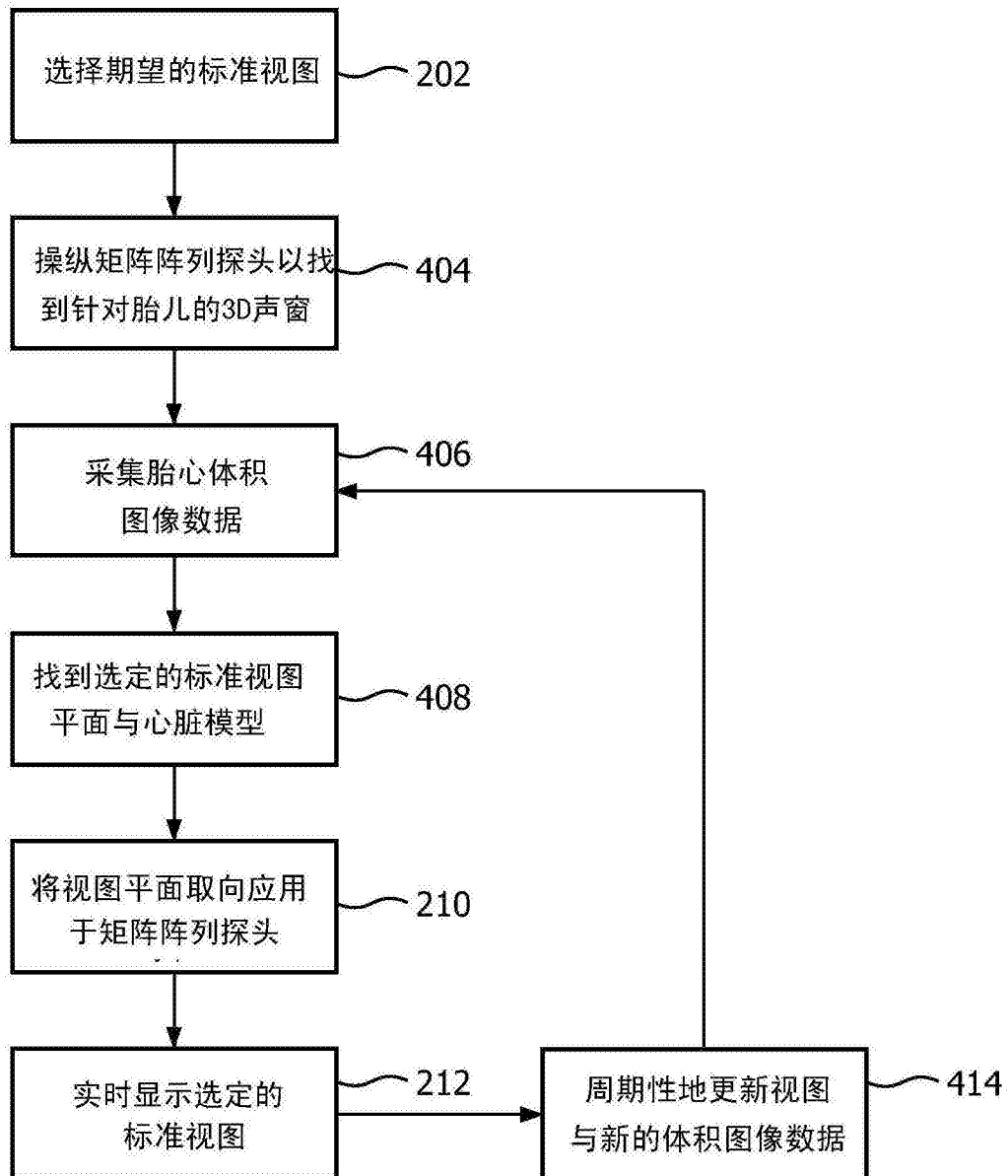


图4

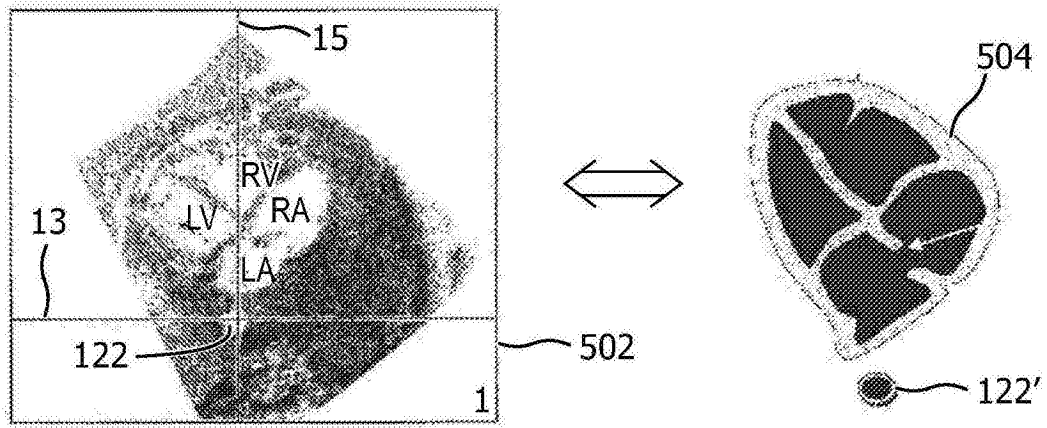


图5a

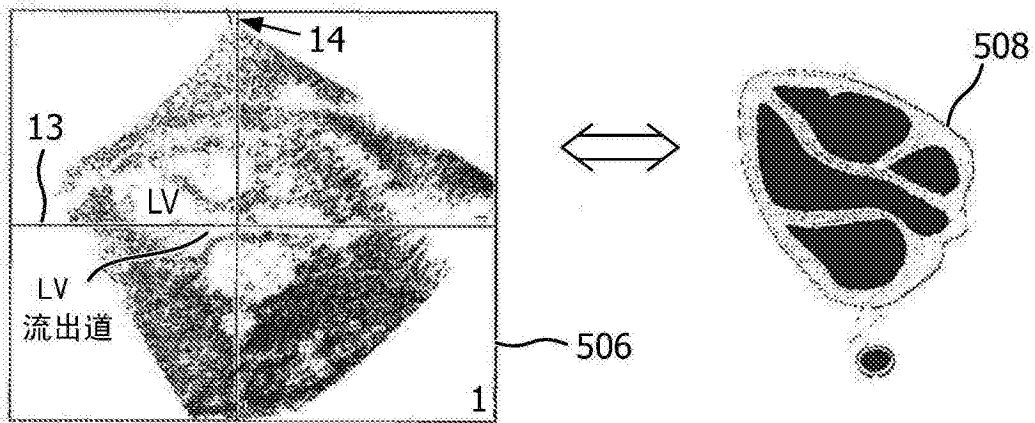


图5b

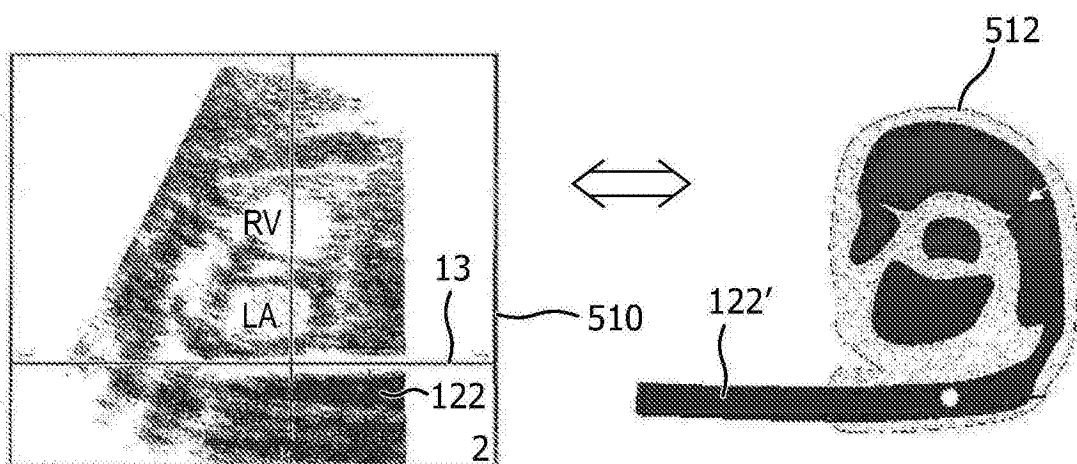


图5c

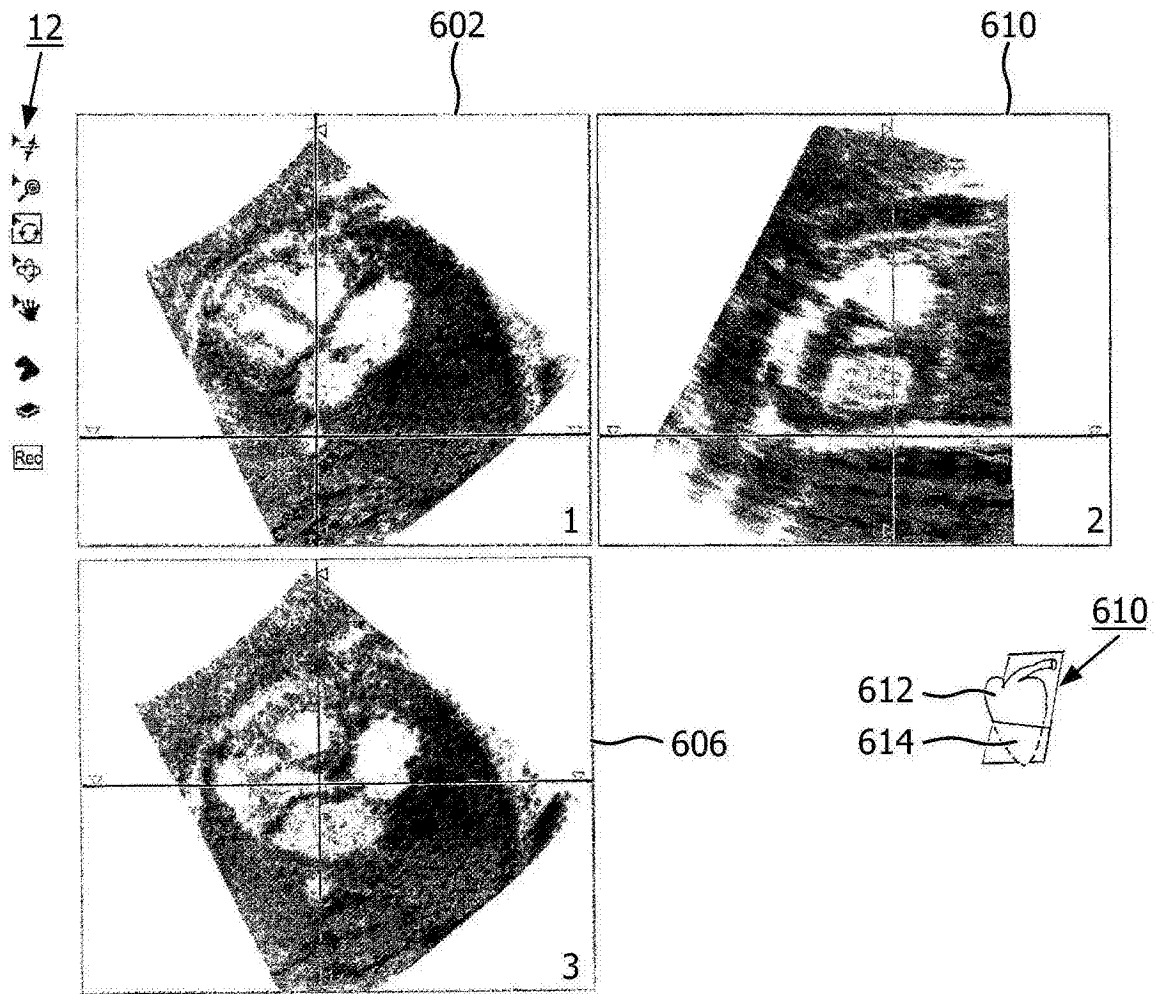


图6