



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108024789 A

(43)申请公布日 2018.05.11

(21)申请号 201580082801.X

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2015.07.02

A61B 8/08(2006.01)

G06T 7/00(2017.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2018.03.01

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2015/038931 2015.07.02

(87)PCT国际申请的公布数据
W02017/003480 EN 2017.01.05

(71)申请人 西门子保健有限责任公司
地址 德国埃朗根市

(72)发明人 朴鎮亨 M.索夫卡 S.K.周

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公
司 72001

代理人 周学斌 刘春元

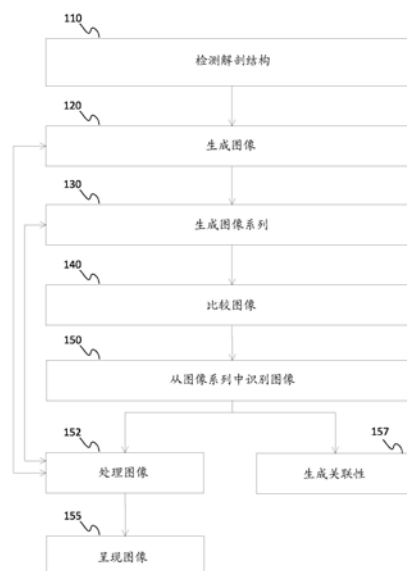
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(54)发明名称

容积间病变检测和图像准备

(57)摘要

通过以下方式在超声数据的容积中检测(110)解剖结构:在超声数据的另一容积中识别(150)解剖结构并且生成(155)解剖结构和解剖界标的图像。生成(130)原始容积的图像组,并且将该图像组与其他容积的图像进行比较(140)。基于该比较将图像组中的图像选择(150)为包括该解剖结构。



1. 一种在超声数据的第一容积中检测解剖结构的方法,所述方法包括:
在超声数据的第二容积中检测(110)所述解剖结构,所述第二容积和所述第一容积表示不同但重叠的患者区域;
由处理器(16)生成(120)所述第二容积的第二切片的第二图像,所述第二切片包括表示所述第二容积中的平面并且包括所述解剖结构和解剖界标的数据;
由所述处理器(16)生成(130)所述第一容积的切片的图像系列,所述第一容积的切片包括表示所述第一容积中的平面并且包括所述解剖界标的数据;
由所述处理器(16)来将所述图像系列与所述第二图像进行比较;以及
由所述处理器(16)基于所述比较(140)来从图像系列中识别(150)包含所述解剖结构的表示的第一图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括:
在显示器上呈现(155)所述第一图像和所述第二图像。
3. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括:
在数据库中将所述第一图像和所述第二图像与所述解剖结构进行联系(157)。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中所述患者的重叠区域包括所述患者的乳房。
5. 根据权利要求4所述的方法,其中所述解剖结构是所述患者的乳房中的病变。
6. 根据权利要求4所述的方法,其中所述解剖界标是所述患者的乳房的乳头。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中在所述第二容积中检测(110)解剖结构包括:由用户利用输入设备手动地指示所述解剖结构的位置。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中在所述第二容积中检测(110)解剖结构包括:使用边缘检测来自动地检测(110)所述解剖结构。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中生成(130)所述第一容积的切片的图像系列包括:以使所述解剖界标作为原点的放射模式递增地生成针对所述第一容积的切片的图像。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中所述放射模式包括:针对预定角度范围所选择的所述第一容积的切片。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中生成(120)所述第二图像以及生成所述图像系列包括:生成具有在所述图像中心的解剖界标的图像。
12. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括在生成所述第二图像以及生成所述图像系列之后:
在所述第二图像和所述图像系列中建立所述患者的身体部分的轮廓;以及
移除(175)在所述第二图像和所述图像系列中的所述轮廓外的非组织物质的超声表示。
13. 根据权利要求12所述的方法,其中将所述图像系列与所述第二图像进行比较(140)包括:在所述移除之后将所述第二图像与所述图像系列进行比较(140)。
14. 根据权利要求1所述的方法,其中所述比较(140)包括:生成所述图像系列的图像与所述第二图像之间的相似性值。
15. 根据权利要求14所述的方法,其中所述识别(150)包括:将所述第一图像识别(150)为具有所述图像系列的最高相似性值。
16. 一种用于在超声数据的第一容积中检测解剖结构的系统,所述系统包括:

至少一个存储器(22),其可操作为存储超声数据的第一容积和第二容积,所述超声数据表示不同但重叠的患者区域;以及

处理器(16),其被配置成:

在超声数据的第二容积中检测所述解剖结构;

生成所述第二容积的第二切片的第二图像,所述第二切片包括表示所述第二容积中的平面并且包括所述解剖结构和解剖界标的数据;

生成所述第一容积的切片的图像系列,所述第一容积的切片包括表示所述第一容积中的平面并且包括所述解剖界标的数据;

将所述图像系列与所述第二图像进行比较;以及

基于所述比较来从图像系列中识别包含所述解剖结构的表示的第一图像。

17.根据权利要求16所述的系统,其中所述处理器(16)被进一步配置成在显示器上呈现所述第一图像和所述第二图像。

18.根据权利要求16所述的方法,其中所述处理器(16)被进一步配置成在具有所述解剖结构的第一图像和第二图像的数据库中生成关联性。

19.根据权利要求16所述的方法,其中所述患者的重叠区域包括所述患者的乳房,以及所述解剖结构是在所述患者的乳房中的病变。

20.一种非临时性计算机可读存储介质,其具有存储于其中的数据,所述数据表示可由被编程的处理器(16)执行以用于在超声数据的第一容积中检测解剖结构的指令,所述存储介质包括用以进行以下操作的指令:

在超声数据的第二容积中检测(110)所述解剖结构,所述第二容积和所述第一容积表示不同但重叠的患者区域;

生成(120)所述第二容积的第二切片的第二图像,所述第二切片包括表示所述第二容积中的平面并且包括所述解剖结构和解剖界标的数据;

生成(130)所述第一容积的切片的图像系列,所述第一容积的切片包括表示所述第一容积中的平面并且包括所述解剖界标的数据;

将所述图像系列与所述第二图像进行比较(140);以及

基于所述比较(140)来从图像系列中识别(150)包含所述解剖结构的表示的第一图像。

容积间病变检测和图像准备

背景技术

[0001] 容积超声被用来对患者进行成像,诸如对患者乳房进行成像来检测和/或显示病变。可能需要多个容积来对乳房进行充分成像。这些多个容积可以包括患者的重叠区域。可以在多个容积中呈现病变或其他解剖结构。然而,容积是从不同的角度或视角采集的,所以特定病变相对于不同容积的位置可能发生变化。这种容积之间的位置变化可能使得难以跨不同容积来跟踪或定位特定病变。

发明内容

[0002] 作为介绍,下文所描述的优选实施例包括用于超声成像的方法和系统。在容积中识别由超声数据表示的解剖结构,并且根据包括该解剖结构的超声数据来生成图像。根据不同容积的超声数据来生成图像,并且将图像系列与其他图像进行比较来确定解剖结构在不同容积中的存在。

[0003] 在第一方面中,一种在超声数据的第一容积中检测解剖结构的方法涉及在超声数据的第二容积中检测所述解剖结构,所述第二容积和所述第一容积表示不同但重叠的患者区域。该方法还涉及由处理器生成所述第二容积的第二切片的第二图像,所述第二切片包括表示在所述第二容积中的平面并且包括所述解剖结构和解剖界标的的数据。该方法还涉及由处理器生成所述第一容积的切片的图像系列,所述第一容积的切片包括表示在所述第一容积中的平面并且包括所述解剖界标的的数据。该方法还涉及由所述处理器来将所述图像系列与所述第二图像进行比较,以及由所述处理器基于所述比较来从图像系列中识别包含所述解剖结构的表示的第一图像。

[0004] 在第二方面,一种用于在超声数据的第一容积中检测解剖结构的系统涉及至少一个存储器,其可操作为存储超声数据的第一容积和第二容积,所述超声数据表示不同但重叠的患者区域。该系统还涉及处理器,其被配置成:在超声数据的第二容积中检测所述解剖结构;生成所述第二容积的第二切片的第二图像,所述第二切片包括表示所述第二容积中的平面并且包括所述解剖结构和解剖界标的的数据;生成所述第一容积的切片的图像系列,所述第一容积的切片包括表示所述第一容积中的平面并且包括所述解剖界标的的数据;将所述图像系列与所述第二图像进行比较;以及基于所述比较来从图像系列中识别包含所述解剖结构的表示的第一图像。

[0005] 在第三方面中,一种非临时性计算机可读存储介质具有存储于其中的数据,所述数据表示可由被编程的处理器执行以用于在超声数据的第一容积中检测解剖结构的指令。所述存储介质包含用以在超声数据的第二容积中检测所述解剖结构的指令,所述第二容积和所述第一容积表示不同但重叠的患者区域。该存储介质还包含用以生成所述第二容积的第二切片的第二图像的指令,所述第二切片包括表示所述第二容积中的平面并且包括所述解剖结构和解剖界标的的数据。该存储介质还包含用以生成所述第一容积的切片的图像系列的指令,所述第一容积的切片包括表示所述第一容积中的平面并且包括所述解剖界标的的数据。该存储介质还包含用以将所述图像系列与所述第二图像进行比较以及基于所述比较来

从图像系列中识别包含所述解剖结构的表示的第一图像的指令。

[0006] 本实施例由下述权利要求限定,并且本部分中没有内容应当被理解为对那些权利要求的限制。可以使用上文所讨论的方面中的任意一个或任意两个或更多个的组合。下文结合优选实施例来讨论本发明另外的方面和优点。

附图说明

[0007] 部件和附图不一定是按比例,而是把重点放在说明本发明的原理上。此外,在附图中,遍及不同的视图,相同的附图标记标明了对应的部分。

[0008] 图1是用于针对解剖结构检测进行超声成像的方法的一个实施例的流程图;

图2是用于处理超声图像的方法的一个实施例的流程图;

图3A-D图示了示例解剖结构检测;

图4是用于容积扫描的超声系统的一个实施例的框图;以及

图5A-E图示了示例超声图像处理。

具体实施方式

[0009] 病变或其他解剖结构可以在表示患者区域的超声数据的初始容积(诸如患者的容积乳房扫描)中检测到。可以根据初始容积得出病变的图像。该图像可以然后与根据该患者区域的其他超声容积所得出的其他图像进行比较,利用这种比较产生在其他超声容积中对该病变的识别。

[0010] 容积扫描可以提供用于病变分析的综合性数据,因为这样的扫描能够捕获以三维来表示整个乳房的数据。可能需要多次重叠的容积扫描来实现这一完整表示。照此,乳房中的病变可以由多次容积扫描的数据来表示。这些多次扫描可以每个都提供病变的不同视图或视角。

[0011] 跨多次扫描识别特定病变可以通过首先在第一容积数据中识别该特定病变来实现。这种检测可以通过使用全自动病变分段算法,以半自动方式或以手动方式来实现,以在第一容积数据中确定病变边界。接下来,第一容积数据的病变数据可以被用来在其他容积数据中定位病变。

[0012] 在实施例中,二维(2D)乳房检测算法被应用于第一容积的每个切片。然后,使用三维(3D)界标检测算法来检测诸如乳头之类的解剖界标。通过旋转以乳头为中心并且相对于(例如,垂直于)当前视图取向的平面来选择包括解剖界标和病变两者的第一容积的2D切片。生成针对所选择切片的图像。在第二容积中,使用平面来生成图像。该平面被移动或旋转以生成不同的图像,诸如将平面取向为垂直于包含在第一容积中被分段的关注病变和乳头的当前视图。将第二容积的图像与第一容积的图像进行比较,其中最佳匹配的图像(例如,最高匹配分数)被确定为是包含病变的图像。可以根据匹配图像来确定位置的测量结果和病变的特性和/或将其关联回到第二容积以用于进一步分析。

[0013] 在本文中的示例中使用乳房成像。在其他实施例中,解剖结构检测被用于扫描患者的其他部分。腹部、小器官和外周血管是一些其他的示例。

[0014] 图1是用于在医学诊断超声容积成像中进行解剖结构检测的方法的一个实施例的流程图。可以由图4中示出的系统、处理器和/或计算机可读介质来实现该方法,但是也可以

使用其他系统。例如，多个计算机化的系统可以进行交互和/或通信来实现该方法，诸如与计算机或服务器交互的成像系统。

[0015] 可以实行附加的、不同的或更少动作。例如，可以不实行动作155和/或157。以示出的顺序或另一顺序来实行该方法。例如，可以在动作120之后并且在动作130之前实行动作152。

[0016] 在动作110中，检测解剖结构。作为与第一容积的区分，可以在第二容积中检测该解剖结构。该第二容积和第一容积可以表示不同但重叠的患者区域。第一和第二可以表示或可以不表示采集的顺序。

[0017] 检测任意解剖结构，诸如病变、其他不规则结构、乳头、其他规则结构或任何其他解剖结构。在其他实施例中，检测被插入的设备。

[0018] 可以使用任何技术来检测解剖结构。例如，可以使用3D容积分段技术。而且，在实施例中，穿过第二容积来选择连续的平行平面，由此表示3D容积的2D平面。可以例如使用边缘检测技术对该2D平面或由其生成的图像进行分析和/或分段来检测解剖结构。例如，可以使用像素强度区分或边缘检测。在实施例中，用户使用诸如键盘或触摸屏显示器之类的用户输入设备来手动地从容积中选择解剖结构。

[0019] 在动作120中，生成图像。可以显示或可以不显示所生成的图像。如本文中所使用的图像可以是可以被处理以产生图像的数据帧，所以可以包括或可以不包括RGB显示值。

[0020] 该图像可以具有第二容积的2D切片。该切片涉及表示平面的数据，因此该图像是该平面的图像。该切片对应于通过扫描生成的切片，或者该切片是具有相对于所扫描的容积的任意取向的切片。

[0021] 该切片和图像包括表示解剖结构的数据以及表示解剖界标的数据。解剖界标可以是患者的任意已知且可检测的解剖部分，诸如正被扫描的乳房上的乳头。在实施例中，生成图像涉及生成具有在图像中心的解剖界标的图像。

[0022] 界标是手动确定的。用户在一个或多个图像上标明界标的位置。替换地，处理器使用过滤、分类或其他自动过程来定位界标。可以使用对界标的半自动识别。在不同容积中识别同样的界标点。例如，在容积中对乳头进行定位，并且乳头位置然后被用作锚点以对齐或配准由容积所生成的图像。

[0023] 在动作130中，生成图像系列。作为与在动作120中由第二容积所生成的图像的区分，该图像系列可以具有第一容积。该图像系列具有第一容积的切片。第一容积的切片涉及表示第一容积中的平面并且包括解剖界标的数据，该解剖界标诸如是上文所描述的乳头。使用相同或不同的方式（例如，手动、自动、或半自动）来在各种容积中检测界标。

[0024] 在实施例中，以使解剖界标作为原点的放射模式来递增地生成针对第一容积的切片的图像，诸如关于图3C所图示的。在这一实施例中，放射模式可以包括针对预定角度范围所选择的第一容积的切片，该预定角度范围诸如是基于与解剖界标相交的所选择的原点线从零度到180度。该线是一个轴，关于该轴而将平面以如在图3中示出的各种取向进行放置。在实施例中，生成图像系列涉及生成具有在图像中心的解剖界标的图像。可以使用针对平面的其他取向和/或位置，诸如与由界标所限定的子容积相交的一叠切片。

[0025] 在动作140中，将图像进行比较。第二容积的图像可以与第一容积的图像系列进行比较。在实施例中，将具有在图像中心的解剖界标的图像进行比较。也可以将其他图像进行

比较。

[0026] 在动作150中,从图像系列中识别图像。基于动作140的比较来识别所识别的图像。所识别的图像包含解剖结构的表示。由于来自第二容积的图像被选择为包括界标和解剖结构两者,因此可以基于还包括界标和结构两者来从系列中选择所识别的图像。

[0027] 可以使用任意技术来识别图像。例如,可以使用相似性度量和/或评分。可以使用诸如结构相似性指数(SSIM)、峰值信噪比(PNSR)、绝对差值的最小和、相关性和/或均方差(MSE)之类的技术。在实施例中,所识别的图像是具有最高或最好相似性分数的图像。来自第二容积的参考图像包括界标和结构两者。通过将来自根据第一容积生成的系列的图像识别为最相似,这一所识别的图像更有可能包括界标和结构两者。

[0028] 在动作152中,处理图像。图像可以被处理以对该图像进行细化和/或改善。在实施例中,在图像中建立患者身体部分的轮廓,并且去除图像中在轮廓外的物质的超声表示。例如,通过患者身体部分剪影确定来细化图像,以从图像去除超声凝胶或其他材料的表示,如关于图2和5A-5E所描述的。可以在显示或呈现之前(诸如在动作155中)或者在其他时间(诸如在动作120和/或动作130之后)对图像进行处理。在这样的实施例中,动作140的比较发生在经处理的图像之间。例如,将图像系列与动作120的图像进行比较涉及在去除和/或任何分段之后将图像与图像系列进行比较。

[0029] 在动作155中,呈现图像。所呈现的图像是来自第一容积的图像和/或来自第二容积的所识别的图像,其中的每个均包含解剖结构和解剖界标的表示。可以在同时或不同时示出图像。可以在诸如关于图4所描述的显示器24之类的显示器上示出图像。

[0030] 在动作157中,生成关联性。关联性将参考图像中的结构和/或界标与所识别的图像相联系。例如,将两个图像中的病变进行联系以指示来自不同视角或者针对不同容积的同一病变。

[0031] 关联性可以是在数据库的记录中具体指示的关联性或其他关联参考。可以将数据库包含在以下各项中或者可以由以下各项访问:电子医学记录系统、计算机计算机化医嘱录入(CPOE)系统、自动工作流程系统、查验站、工作站、计算机、图片存档和通信系统(PACS)站、服务器、其组合、或者在医疗设施、从业者、护理者和/或患者中或与其相关联的其他信息技术系统。在实施例中,为解剖结构提供标识符,诸如索引号或代码,并且与两个图像都关联地存储该代码。

[0032] 图2是图像处理的实施例的流程图,该图像处理例如是关于图1所指示的图像处理。该方法可以由图4中示出的系统、处理器和/或计算机可读介质来实现,但是也可以使用其他系统。例如,多个计算机化系统可以进行交互和/或通信来实现该方法。

[0033] 可以实行附加的、不同的或更少的动作。例如,可以不实行动作160。以所示的顺序或另一顺序来实行该方法。

[0034] 超声凝胶或其他超声传导耦合剂有时在患者的超声数据中是可检测到的,并且在根据该数据所得出的超声图像中是可见的。这种凝胶可能使患者组织的轮廓模糊不清或以其他方式被遮挡,如可以通过图5A中的可视凝胶501而看到的。可以在处理期间将超声图像中凝胶的这些可视痕迹从图像去除。

[0035] 在动作160中,生成平均图像。可以根据沿着患者的冠状面采集的超声容积数据来构建平均图像,如在图5B中示出的。将平均图像形成为沿着给定方向的投影。超声容积数据

可以具有患者的诸如乳房之类的身体部分。

[0036] 可以在动作165中生成极图像(polar image)。极图像是平均图像的像素的极转换,如在图3C中示出的。可以使用可操作为使用极坐标变换将平均图像的正交参考元素定位到新的极图像中的任意技术或变换来对像素进行转换。

[0037] 在动作170中,生成方向性边缘图像。通过从像素的右侧减去像素的左侧来计算针对极图像的每个像素的方向性边缘值。为了计算像素点的边缘,应用了位于像素上的滤波器。例如,[-1 0 1]滤波器从点像素的右像素值减去该点像素的左像素值。所得到的值将是较低的,因为强度比其他区域更高的乳房位于极图像中的左边,在那里将具有[-1 0 1]的方向性边缘滤波器应用到极图像。在乳房边界上所得到的值是较低的,因为在乳房内强度更高并且在乳房外强度更低。参考图3D可以看到这样的方向性边缘图像的示例。

[0038] 在动作175中,找到剪影。该剪影是乳房的剪影。可以通过使用边缘值将极图像进行分段来找到剪影,例如通过将边缘图像划分成两个区域:左边针对乳房以及右边针对非乳房。这种分段可以通过以下方式来实现:找到从极图像的顶部到底部的最短路径,同时将边缘值用于路径加权。该最短路径是乳房剪影,诸如图5E中示出的路径505。

[0039] 在动作180中,将剪影点映射到原始图像。这将提供图像中的乳房组织的轮廓或剪影。在动作185中,基于剪影映射来细化原始图像。例如,可以将图像中示出的在剪影外的结构去除以留下乳房组织的清晰轮廓。

[0040] 图3A-3D图示了容积间解剖结构检测和/或确定的实施例。图3A示出了患者乳房的所采集的超声容积301。从仰卧前后位(AP)视角采集和渲染该容积。该容积包含表示存在于患者乳房的所扫描区域中的病变302的数据。对这一容积进行分析,并且识别病变302。还识别诸如乳头305之类的解剖界标或参考。乳头305作为固定参考而存在,以遍及乳房的不同取向或视图(诸如AP视图、横向视图(LAT)和/或医学视图(MED))的所采集的容积来提供共同的界标。一旦识别了乳头306和病变302,则确定了与二者相交的平面310。

[0041] 图3B示出了根据平面310的数据所生成的图像310。如可以从图像310看到的,乳头306和病变302两者都是可见的。在这个实施例中,已经对图像进行取向或配置以使得乳头306处于图像310的中心或近似中心处。该近似中心可以是图像的广义中心,而不是图像的绝对几何中心。这可以计及可能在确定图像310的绝对中心时引入难度的乳头306或组织形状变化。并且,图像的中心可以被视为图像横向中心、图像竖直中心或两者。

[0042] 图3C示出了患者乳房的第二所采集的超声容积311。根据LAT视角来采集和渲染该容积。容积311还包含表示病变302和乳头306的数据,如从LAT视角所采集的。通过LAT容积来确定和/或生成切片320、322、324、326、328、330的系列。如示出的,这些切片以使乳头306解剖界标作为原点的放射模式而递增地进行取向。图像是由这些切片320、322、324、326、328、330所生成的。

[0043] 将根据切片320、322、324、326、328、330生成的图像与根据AP视角容积生成的图像310进行比较。图3D示出了被确定为与根据AP视角容积生成的图像310最相似的根据LAT视角容积而生成的图像系列的图像334。图像334对应于平面系列的平面324。如可以在图像中看到的,病变302和乳头306都被表示在图像中。现在在LAT视角容积中识别(自动地、半自动地或手动地)和/或确定病变302的位置,并且确定这是在两个容积之间的共同病变。将在两个容积中都进行表示的病变进行联系。

[0044] 图4示出了用于医学诊断超声成像的系统10。系统10可以被用于对诸如乳房之类的患者区域进行容积扫描。系统10包括换能器探头12、波束成形器14、处理器16、检测器18、存储器22和显示器24。可以提供附加的、不同的或更少的部件。例如,系统10包括用户接口和/或用户输入设备。在一个实施例中,系统10是医学诊断超声成像系统。在其他实施例中,处理器16和/或存储器22是与超声成像系统不同或分离的工作站或计算机的部分。工作站临近或远离超声成像系统。在一些实施例中,换能器探头12结合了用于超声成像系统或者是超声成像系统的电子器件。

[0045] 在一个实施例中,系统表示自动乳房容积扫描仪。提供换能器探头12以用于对乳房进行扫描。换能器探头12是手持式的或者可以是自动扫描系统的部分。例如,由机械臂或支持臂来支撑换能器探头12。重力机构、伺服机构、马达机构、弹簧机构、液压机构或其他机构将换能器探头12对着患者乳房保持就位。还可以提供除了乳房成像之外的其他应用。

[0046] 换能器探头12是用于医学诊断超声成像的换能器阵列。换能器探头12包括探头外壳和换能器阵列。可以提供附加的、不同的或更少的部件,诸如电缆和/或电子器件。

[0047] 换能器探头12包括平面阵列、弯曲阵列、二维阵列、放射状阵列、环形阵列或换能器元件的其他多维阵列。例如,换能器探头12包括多维或二维阵列。二维阵列具有在多个方向上间隔的元件(例如, $N \times M$,其中 N 和 M 都大于1)但是在每个方向上不一定具有相等的范围。多维阵列包括1.25D、1.5D、1.75D、环形、放射状或跨越区域而不是线的元件的其他布置。

[0048] 在替换的实施例中,换能器探头12具有与导引件(guide)连接的一维阵列。该导引件是轨道、皮带轮、液压系统、螺旋传动装置、机械联动装置、滚珠轴承、齿条和小齿轮、或用于以旋转或横向移动来导引换能器阵列的其他机构。例如,导引件包括两个凹槽,其中换能器阵列置于凹槽中并且被连接到皮带轮或链条。该凹槽支撑阵列来基本上垂直地移动,诸如在垂直方向上移动。马达诸如通过皮带轮或齿轮来与阵列连接。马达施加力来移动换能器阵列。可以提供任何速度的运动来平移或移动换能器阵列。扫描头在平行于短轴的方向上被机械地平移,使发射平面跨整个容积进行扫描。控制器以期望的次数和/或速度来操作马达。可以使用任意类型的马达,诸如步进马达、电动马达或泵。

[0049] 换能器探头12包括探头外壳。对于乳房成像器而言,探头外壳是塑料、玻璃纤维、金属和/或其他材料的外部壳体或容器(pod)。提供了诸如在换能器阵列与衬垫之间具有或不具有凝胶或其他超声传输物质的柔性袋之类的声学窗口。例如,衬垫与被压缩的乳房的形状共形。在衬垫与换能器阵列之间的凝胶允许适配并且提供从换能器阵列到乳房的声学路径。替换地,探头外壳是乳腺X线成像(mammogram)系统或任何其他乳房压缩或扫描系统的部分。在实施例中,诸如关于图2所描述的实施例,可以将凝胶的表示从根据超声数据得出的图像中去除。

[0050] 在用于扫描乳房的用途或者用于其他用途的替换实施例中,探头外壳是用于手持用途。探头外壳的形状和表面纹理包括由于手动移动探头外壳的手柄或把手。可以提供诸如塑料或透镜之类的声学窗口。

[0051] 探头外壳包住换能器阵列、围绕换能器阵列的大部分、或者是换能器阵列周围的保护框架。探头外壳可以包括把手、手柄、插销、连接部、换能器电缆或其他部件。可以在探头外壳内提供电子器件,但是探头外壳可以没有有源(例如,三极管、开关或前置放大器)电

子器件。

[0052] 换能器探头12的声学元件是锆钛酸铅(PZT)压电转换材料、弛豫铁电体或PVDF材料、电容性薄膜超声换能器(cMUT)材料、微加工薄膜或横梁、微机电设备、其他压电材料或用于声电和/或电声转换的其他装置。例如,声学元件是cMUT或微加工结构,诸如至少一个悬浮在间隙上的柔性薄膜,在间隙的每侧上具有电极以用于在声能与电能之间进行转换。每个声学元件由一个或多个(诸如4-8个)、几十个或者其他数量的薄膜和间隙(即,“鼓”或cMUT单元)来形成。将每个薄膜的电极和用于给定元件的间隙共同连接以形成单个声学元件。

[0053] 所有声学元件包括同一类型的材料,但是多个类型的声学换能器材料可以被用于不同的声学元件。声学元件在声学元件的表面(即,元件的临近要被扫描的容积放置的部分)上具有各种可能形状中的一个,诸如三角形、矩形、正方形、多边形、六边形、圆形、不规则形或形状的任意组合。

[0054] 换能器探头12在电信号与声能之间进行转换,以对患者身体的区域进行扫描。所扫描的身体区域是换能器阵列的类型和换能器探头12相对于患者的位置的函数。线性孔口可以扫描身体的矩形或正方形、平面区域。作为另一示例,弯曲的线性孔口可以扫描身体的饼形(pie-shaped)区域。可以使用与身体内的其他几何区域或形状共形的扫描,诸如Vector™扫描。该扫描具有二维平面,诸如以相对于孔口的不同方位角进行扫描。可以通过移动换能器阵列来扫描不同平面或平面的不同区段。为了扫描乳房容积,换能器阵列也被机械地移动或替代地机械地移动来扫描不同高度间隔的平面。在其他实施例中,多维阵列被用来沿着针对容积的三维扫描的高度和方位角进行电子操纵。

[0055] 波束成形器14由硬件和/或软件来配置。例如,焦距表被用来确定用于对声束进行操纵的延迟或相位。依据软件控制,针对发射操作来生成期待的波形,并且实现期待的接收过程。

[0056] 在一个实施例中,波束成形器14包括发射器或波形生成器,以用于生成针对发射孔口的每个元件的电学波形。波形与相位和幅度相关联。针对给定发射事件的波形可以具有相同或不同的定相。电学波形被相对加权并且被延迟以形成具有期望的相位和幅度特性的声束。例如,发射波束成形器包括放大器、相位旋转器和/或控制器来生成具有关于其他声束的期望的相位和幅度的顺序的、经操纵的脉冲。可以使用会聚波束、发散波束或平面波束。

[0057] 波束成形器14可以包括接收波束成形器,诸如延迟器、相位旋转器、放大器和/或加法器,以用于将所接收到的信号进行相对延迟和加和来形成具有动态聚焦的一个或多个接收波束。例如,使用共享处理、单独处理或其组合,提供多个(例如,几十或几百)并行接收波束成形器来响应于给定的发射波束而形成相应的多个接收波束。替换地,波束成形器14包括处理器,其用于对所接收到的信号进行傅里叶分析或其他分析来生成表示所扫描的区域的不同空间位置的样本。在其他实施例中,针对各个发射波束仅生成一个或几个(例如,九个或更少)接收波束。

[0058] 接收波束成形器在前置放大、任何信号调节(例如,滤波)和模数转换之后与换能器阵列的接收元件相连接。接收波束成形器可以与元件一起处于片上。

[0059] 将换能器探头12和波束成形器14连接到一起,诸如发射波束成形器信道通过同轴

电缆连接到换能器探头12。换能器探头12和波束成形器14被配置成对平面区域或平面区域的区段进行扫描。波束成形器14被控制或编程为实行扫描。设置诸如针对焦点的相对延迟和/或定相、变迹(apodization)、波束幅度、波束相位、频率等等的波束成形器参数。设置在换能器探头12上用于发射的孔口和用于接收的孔口。波束成形器14和换能器探头12被用来生成针对孔口的波形,并且将波形转换成用于发射波束的声能。波束成形器14和换能器探头12被用来在接收孔口处接收声能,将声能转换成电能以及将所接收到的电信号进行波束成形。

[0060] 电动操纵可以被用来扫描平面。可以使用换能器阵列的机械移动或进一步的电动操纵来实行容积扫描。可以使用扫描线和/或孔口的任意模式或分布。沿着用于采集数据的每个扫描平面以各种现在已知或随后开发的扫描模式中的任意模式来发射声能。然后通过移动换能器阵列将扫描平面变更到容积中的另一位置。通过沿着导引件移动换能器阵列,可以对容积进行扫描。该容积由针对多个平面的数据来表示。

[0061] 对于每个平面位置,波束成形器被配置成扫描平面一次。替换地,多次地但是以方位角上的不同扫描线角度对平面进行扫描,以便在空间上进行混合。不同孔口位置可以被用于从不同角度对给定位置进行扫描。

[0062] 针对给定的容积,可以重复扫描。通过重复扫描,获得体素数据的帧序列。每个帧表示整个三维扫描容积,但是仅可以表示容积内较小的区域,诸如平面。通过重复扫描,采集了表示容积和/或平面的波束成形数据的多个帧。可以使用扫描线、帧的部分、帧、或帧交织的组中的任意。

[0063] 检测器18被配置成检测由波束成形器14输出并且响应于换能器阵列的数据。检测器18是超声检测器。由硬件和/或软件来配置检测器,以根据波束成形数据和/或插补数据进行检测。可以使用任意检测,诸如B模式、多普勒或色流模式、谐波模式或其他现在已知或随后开发的模式。B模式和一些谐波模式使用单脉冲扫描技术以用于检测。计算关注频带中的所接收到的信号的强度。可以使用诸如速度或能量的流量模式估计之类的多脉冲技术。

[0064] 检测器18检测对用于容积扫描的发射波束的响应。所检测到的数据的空间和/或时间分辨率是基于波束成形分辨率或扫描分辨率。提供表示容积的所检测到的数据。

[0065] 处理器16是由硬件和/或软件进行配置的渲染处理器。处理器16是通用处理器、控制处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、图像处理单元、数字电路、逻辑电路、数字信号处理器、其组合或用于生成以不同平面进行扫描的容积的三维渲染的其他现在已知或随后开发的设备。处理器16是单个设备或设备组。例如,处理器16包括并行或按顺序操作的单独的处理器。作为另一示例,处理器16包括设备的网络,以用于并行或按顺序进行分布式处理。在一个实施例中,处理器16是用于三维图像渲染的特定设备,诸如图形处理单元、图形卡或用于渲染的其他设备。

[0066] 处理器16使用表面渲染、投影渲染、alpha混合、纹理化或其他现在已知或随后开发的渲染。可以将数据再采样成规则的体素网格。替换地,根据以扫描格式(诸如与实际扫描线和/或插补扫描线相关联)的数据来实行渲染。在另外其他实施例中,不提供处理器16,或者处理器16是用于生成二维图像的扫描变换器,该二维图像表示所扫描平面或者来自所扫描容积的平面的重构。

[0067] 处理器16、检测器18或单独的处理器根据从检测器18输出的容积扫描和/或平面

扫描或其他数据来生成图像。例如,灰度和/或彩色编码被用来生成B模式、多普勒模式或B模式多普勒模式组合。将诸如三维渲染之类的任何图像输出到显示器24。

[0068] 在实施例中,处理器16被配置成在超声数据的第二容积中检测解剖结构。处理器16还可以被配置成生成第二容积的第二切片的第二图像,其中第二切片定义了表示第二容积中的平面的数据并且包括解剖结构和解剖界标。处理器16还可以被配置成生成第一容积的切片的图像系列,其中第一容积的切片定义了表示第一容积中的平面并且包括解剖界标的数据。处理器16还可以被配置成将图像系列与第二图像进行比较,并且基于该比较从包含解剖结构的表示的图像系列中识别第一图像。

[0069] 显示器24是CRT、LCD、等离子体、投影仪、打印机或其他现在已知或随后的显示设备。显示器24接收来自处理器16或其他部件的图像数据,并且生成图像。显示了三维渲染、二维图像或其他图像。

[0070] 存储器22是有形的(非临时性)计算机可读存储介质,诸如高速缓存、缓冲器、寄存器、RAM、可移除介质、硬盘驱动器、光学存储设备或其他计算机可读存储介质。由于不是信号而是设备,存储器22是有形的。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质。存储器22可由处理器16访问。

[0071] 存储器22存储数据,该数据表示可由被编程的处理器16、波束成形器14的处理器和/或其他处理器执行以用于利用超声进行扫描、生成图像、比较、识别和/或联系的指令。将用于实现本文中所讨论的过程、方法和/或技术的指令提供在计算机可读存储介质或存储器上。响应于存储在计算机可读存储介质之中或之上的一个或多个指令集来执行附图中图示的或本文中描述的功能、动作或任务。该功能、动作或任务独立于指令集、存储介质、处理器或处理策略的特定类型,并且可以由单独操作或以组合方式的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等等来实行。同样地,处理策略可以包括多重处理、多重任务执行、并行处理等等。在一个实施例中,指令被存储在可移除介质设备上以用于由本地或远程系统读取。在其他实施例中,指令被存储在远程位置中以用于通过计算机网络或在电话线上进行传输。在另外其他实施例中,指令被存储在给定的计算机、CPU、GPU或系统内。

[0072] 在实施例中,存储器22是非临时性计算机可读存储介质,其具有存储于其中的数据,该数据表示可由被编程的处理器执行以用于在超声数据的第一容积中检测解剖结构的指令。该指令可以可操作为和/或以其他方式被配置成使系统10在超声数据的第二容积中检测解剖结构,该第二容积和第一容积表示不同但重叠的患者区域。该指令还可以可操作为和/或以其他方式被配置成使系统10生成第二容积的第二切片的第二图像,该第二切片包括表示第二容积中的平面并且包括解剖结构和解剖界标的数据。该指令还可以可操作为和/或以其他方式被配置成使系统10生成第一容积的切片的图像系列,该第一容积的切片包括表示第一容积中的平面并且包括解剖界标的数据。该指令还可以可操作为和/或以其他方式被配置成使系统10将图像系列与第二图像进行比较,并且基于该比较来从图像系列中识别包含解剖结构的表示的第一图像。

[0073] 尽管上文已经通过参考各种实施例描述了本发明,但应当理解的是,可以在不偏离本发明的范围的情况下做出许多改变和修改。上文的实施例是示例。因此所意图的是,前述详细描述被理解为对本发明目前优选的实施例的说明,而不是理解为本发明的限定。仅意图由所附权利要求(包括所有等同方式)来限定本发明的范围。

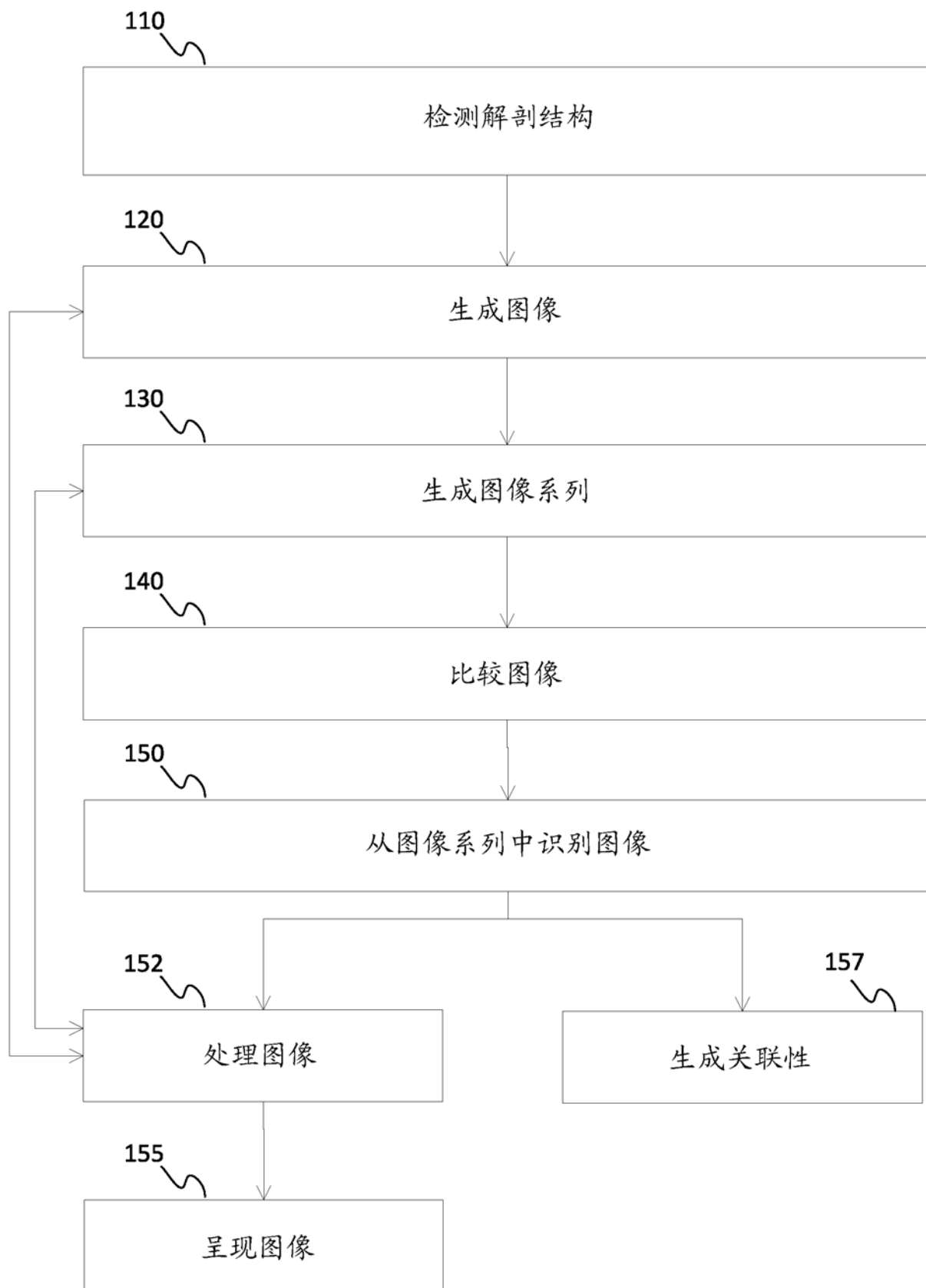


图 1

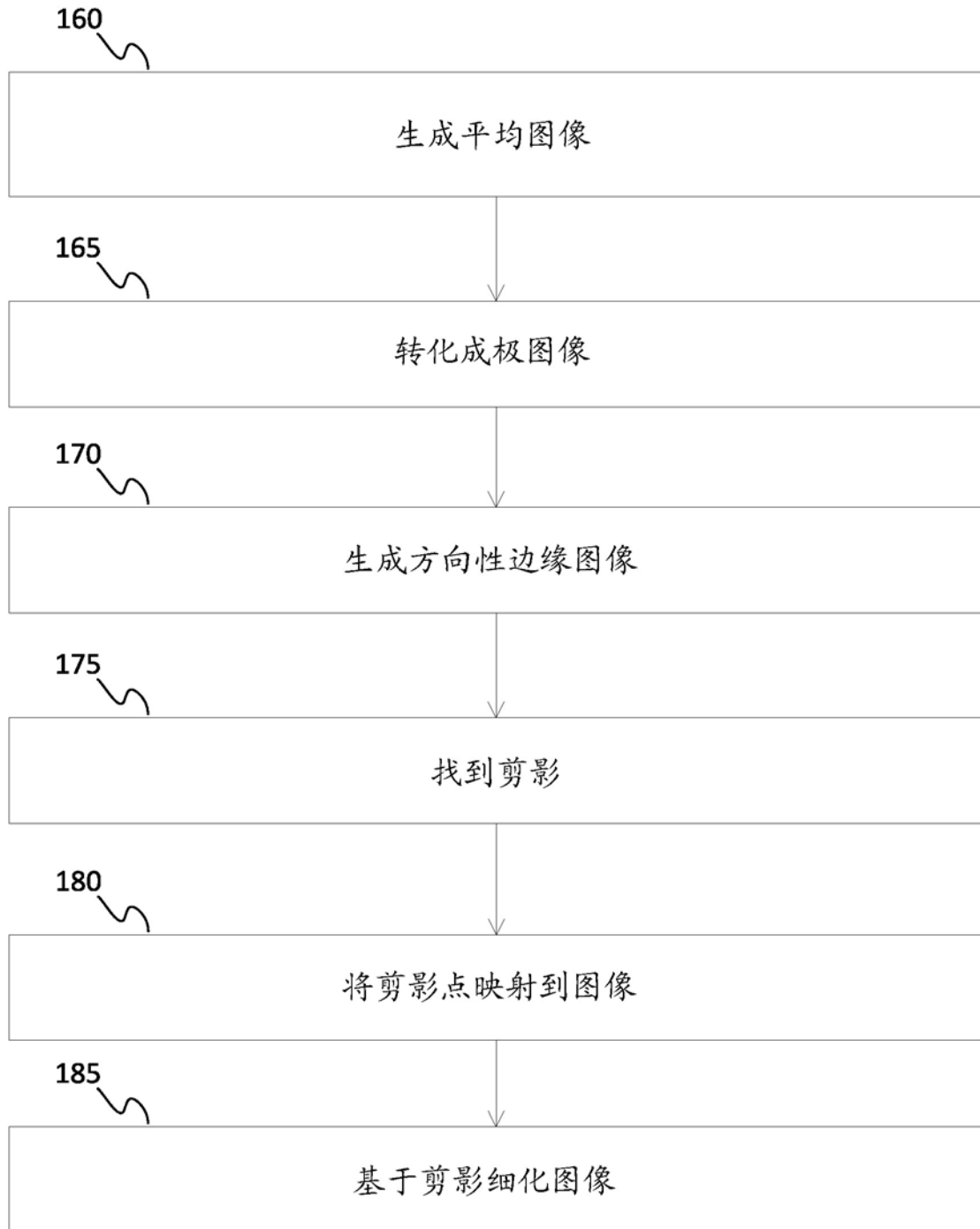


图 2

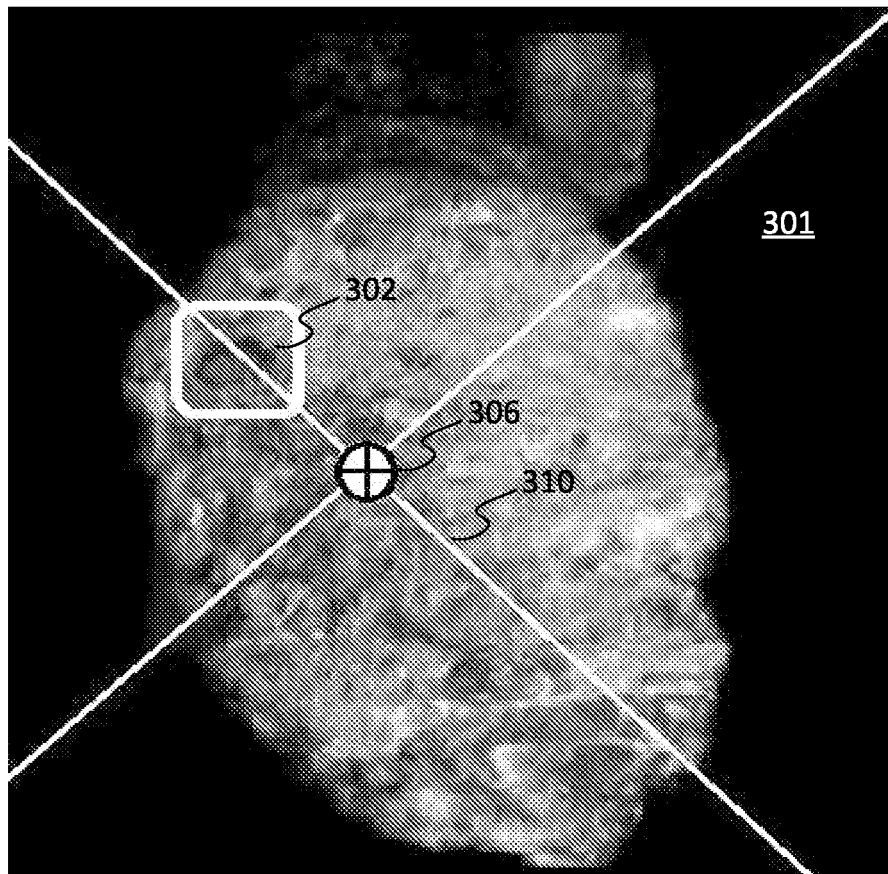


图 3A

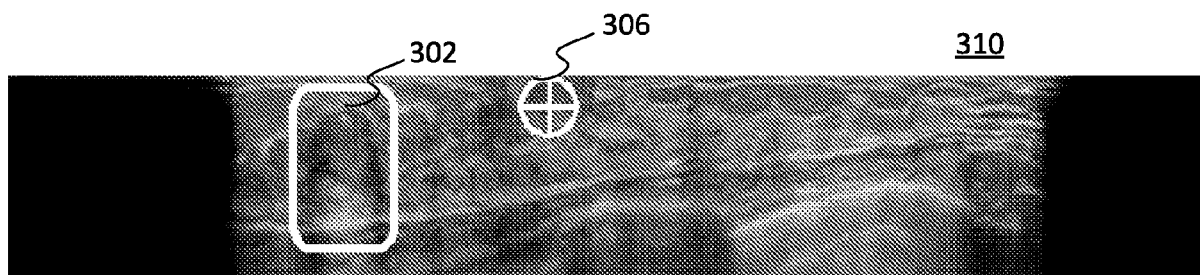


图 3B

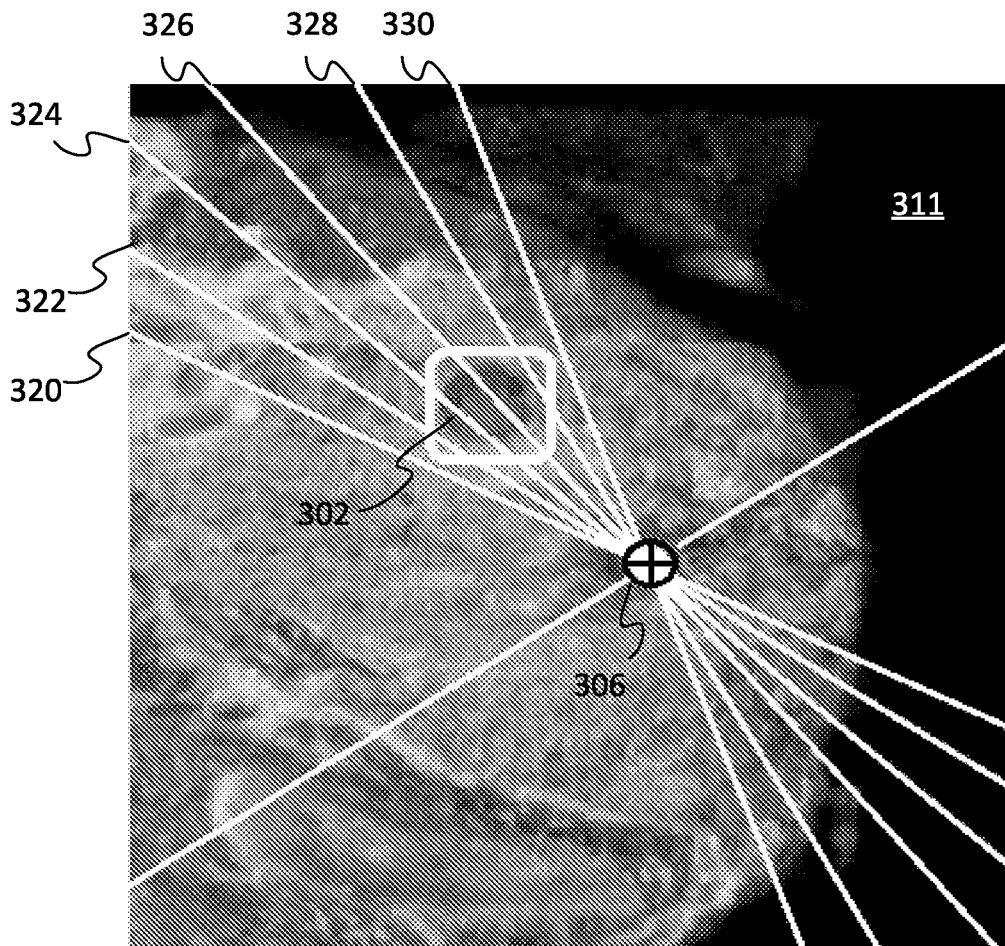


图 3C

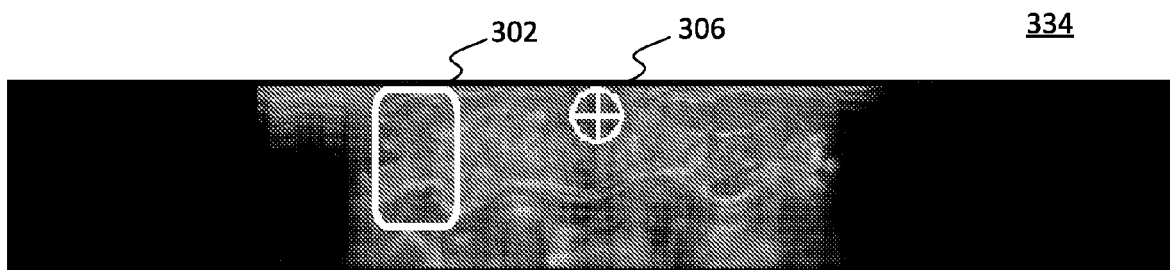


图 3D

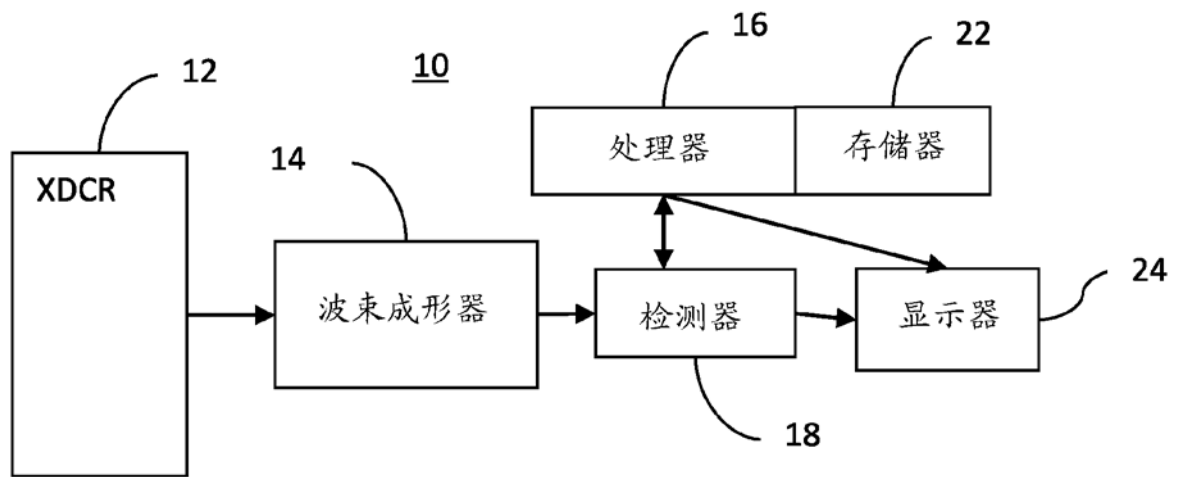


图 4

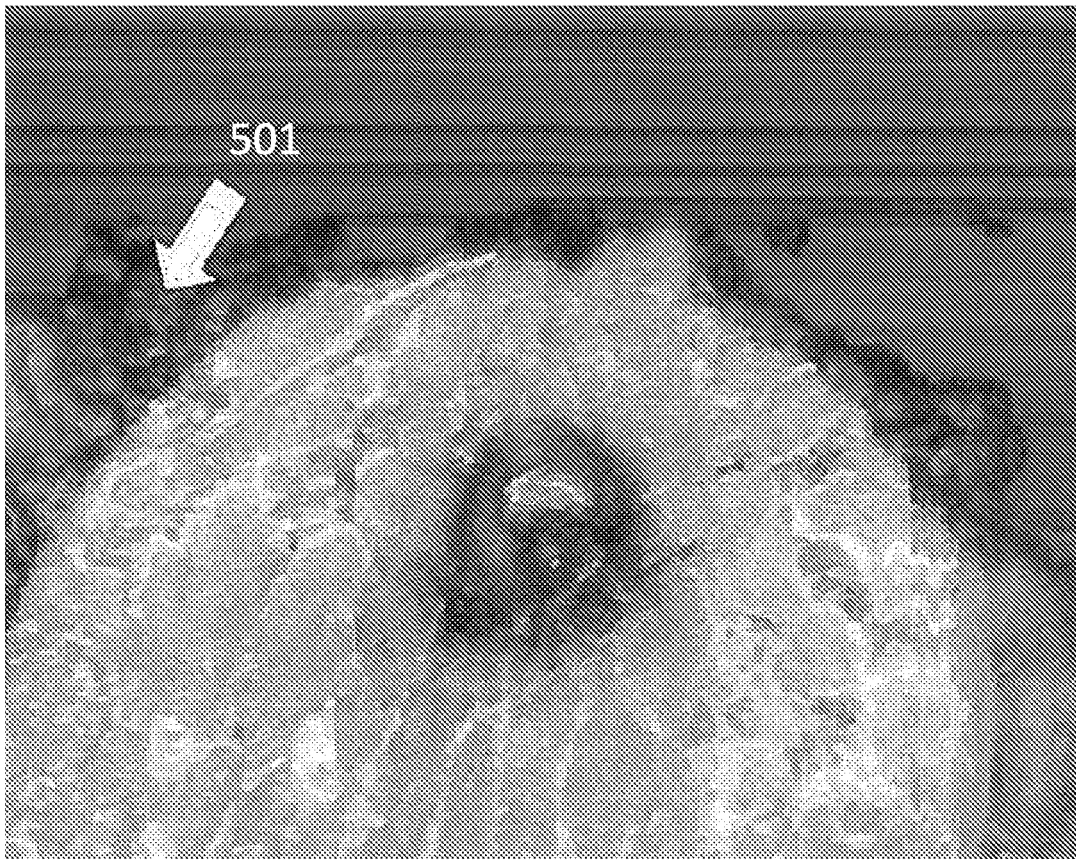


图 5A

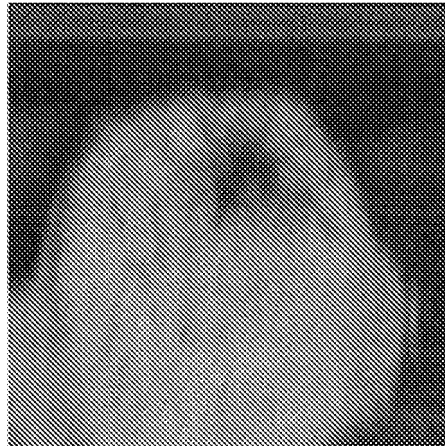


图 5B

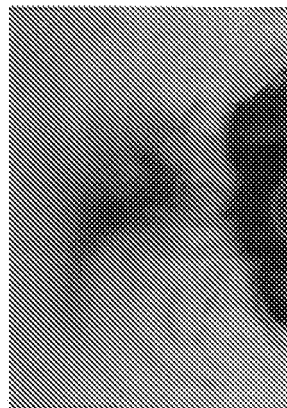


图 5C

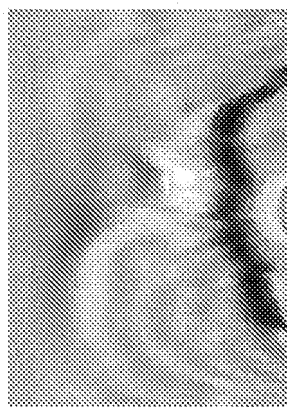


图 5D

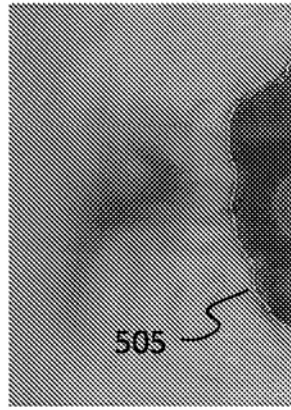


图 5E

专利名称(译)	容积间病变检测和图像准备		
公开(公告)号	CN108024789A	公开(公告)日	2018-05-11
申请号	CN201580082801.X	申请日	2015-07-02
[标]申请(专利权)人(译)	西门子保健有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	西门子保健有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子保健有限责任公司		
[标]发明人	朴镇亨 M 索夫卡 S K 周		
发明人	朴镇亨 M.索夫卡 S.K.周		
IPC分类号	A61B8/08 G06T7/00		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/483 A61B8/523 A61B8/5253 G06T7/73 G06T2200/04 G06T2207/10136 G06T2207/30068		
代理人(译)	周学斌 刘春元		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

通过以下方式在超声数据的容积中检测 (110) 解剖结构：在超声数据的另一容积中识别 (150) 解剖结构并且生成 (155) 解剖结构和解剖界标的图像。生成 (130) 原始容积的图像组，并且将该图像组与其他容积的图像进行比较 (140)。基于该比较将图像组中的图像选择 (150) 为包括该解剖结构。

