



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105188552 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 23

(21) 申请号 201380073985. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 11. 11

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/769, 913 2013. 02. 27 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 08. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/069468 2013. 11. 11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/133605 EN 2014. 09. 04

(71) 申请人 王士平

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 王士平

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 杜诚 陈炜

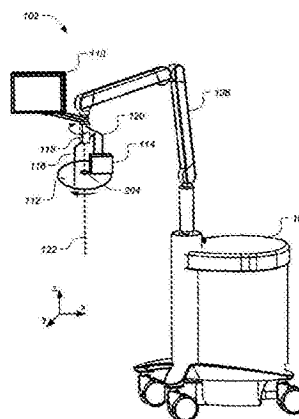
权利要求书4页 说明书11页 附图8页

(54) 发明名称

乳房超声扫描装置

(57) 摘要

公开了一种设备和方法,用于获得用模板朝向胸腔被按压的患者的乳房的超声图像,该模板是基本平面的,并且相对于乳房旋转,同时与模板一起移动的一个或更多个超声换能器通过模板中的一个或更多个相应径向取向的槽,优选地通过能渗透凝胶的膜取得乳房的二维图像。二维图像被处理成表示期望厚度和取向的乳房切片的切片图像,单独地或与二维图像中的一些,优选地正交设置的二维图像对一起来显示所述切片图像。



1. 一种用于超声扫描乳房的设备,包括:

基本平面的径向扫描模板,被配置成接触所述乳房并朝向胸腔按压所述乳房,其中所述模板具有圆形外周和被配置成使乳房乳头从中突出的乳头孔,并且所述模板具有从所述中央孔向所述模板的外周延伸的一个或更多个狭长的槽形开口;

一个或更多个狭长的超声换能器,每个超声换能器与所述一个或更多个槽形开口中的一个相应槽形开口对准;

所述模板被配置成在按压所述乳房的同时在所述乳房上旋转,并且所述一个或更多个换能器被配置成与所述模板一起旋转,以通过相应的一个或更多个槽形开口超声扫描所述乳房以及生成所述乳房的二维超声图像;以及

计算机实现的图像处理和显示设施,其与所述一个或更多个换能器相关联并且被配置成接收所述二维图像并将所述二维图像处理成具有选择的厚度和取向的所述乳房的切片的图像,并且所述图像处理和显示设施还被配置成在操作者控制下显示从所述切片图像中选择的至少一个或更多个图像。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述图像处理和显示设施被配置成与从所述切片图像中选择一个或更多个图像的显示同时地显示从所述二维图像中选择一个或更多个图像。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述图像处理和显示设施被配置成同时显示第一二维图像和第二二维图像,所述第一二维图像和所述第二二维图像二者均选自所述二维图像,使得所述第一二维图像和所述第二二维图像相隔180度。

4. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述模板包括两个或更多个槽形开口以及两个或更多个超声换能器,每个超声换能器与所述开口中的一个相应开口对准。

5. 根据权利要求4所述的设备,其中,所述超声换能器中的两个或更多个超声换能器在径向长度方面彼此不同。

6. 根据权利要求4所述的设备,其中,除了径向长度的任何差别之外,所述超声换能器中的两个或更多个超声换能器还在特征方面彼此不同。

7. 根据权利要求4所述的设备,其中,所述模板具有非圆形形状,并被配置成在扇区中具有较大的径向尺寸,所述扇区被配置成当用所述换能器扫描患者的乳房时,接近所述患者的腋下。

8. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述模板的边缘设置有圆形唇缘以避免尖锐边缘与患者皮肤接触。

9. 根据权利要求8所述的设备,其中,所述圆形边缘包括在所述模板的外周处的边缘以及在所述模板中的所述一个或更多个开口处的边缘。

10. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述一个或更多个换能器中的至少一个换能器具有被配置成以凹面与所述乳房接触的下侧。

11. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述模板被配置成利用一个或更多个换能器以扫描角扫描所述乳房,该扫描角超出360°一个重叠角。

12. 根据权利要求11所述的设备,其中,所述模板被配置成通过在5°到45°的范围内的重叠角进行扫描。

13. 根据权利要求1所述的设备,包括能透过声耦合剂的膜,所述膜在所述一个或更多

个槽形开口中的至少一个槽形开口上延伸,并且其中,所述一个或更多个超声换能器中的至少一个超声换能器通过所述膜扫描所述乳房。

14. 一种用于超声扫描乳房的设备,包括:

径向扫描模板,被配置成用具有小于 5° 的离去角的凹形内表面接触所述乳房并朝向胸腔按压所述乳房,其中所述模板具有圆形外周和被配置成使乳房乳头从中突出的乳头孔,并且所述模板具有从所述中央孔向所述模板的外周延伸的一个或更多个狭长的槽形开口;

一个或更多个狭长的超声换能器,每个超声换能器与所述一个或更多个槽形开口中的一个相应的槽形开口对准;

所述模板被配置成在按压所述乳房的同时在所述乳房上旋转,并且所述一个或更多个换能器被配置成与所述模板一起旋转,以通过相应的一个或更多个槽形开口超声扫描所述乳房以及生成所述乳房的二维超声图像;以及

计算机实现的图像处理和显示设施,其与所述一个或更多个换能器相关联并且被配置成接收所述二维图像并将所述二维图像处理成具有选择的厚度和取向的所述乳房的切片的图像,并且所述图像处理和显示设施还被配置成在操作者控制下显示从所述切片图像中选择的至少一个或更多个图像。

15. 根据权利要求14所述的设备,其中,所述图像处理和显示设施被配置成与从所述切片图像中选择一个或更多个图像的显示同时地显示从所述二维图像中选择一个或更多个图像。

16. 根据权利要求14所述的设备,其中,所述图像处理和显示设施被配置成同时显示第一二维图像和第二二维图像,所述第一二维图像和所述第二二维图像二者均选自所述二维图像,使得所述第一二维图像和所述第二二维图像相隔 180° 度。

17. 根据权利要求14所述的设备,其中,所述模板包括两个或更多个槽形开口以及两个或更多个超声换能器,每个超声换能器与所述开口中的一个相应开口对准。

18. 根据权利要求17所述的设备,其中,所述超声换能器中的两个或更多个超声换能器在径向长度方面彼此不同。

19. 根据权利要求17所述的设备,其中,除了径向长度的任何差别之外,所述超声换能器中的两个或更多个超声换能器还在特征方面彼此不同。

20. 根据权利要求17所述的设备,其中,所述模板具有非圆形形状,并被配置成在扇区中具有较大的径向尺寸,所述扇区被配置成当用所述换能器扫描患者的乳房时,接近所述患者的腋下。

21. 根据权利要求14所述的设备,其中,所述模板的边缘设置有圆形唇缘以避免尖锐边缘与患者皮肤接触。

22. 根据权利要求21所述的设备,其中,所述圆形边缘包括在所述模板的外周处的边缘以及在所述模板中的所述开口处的边缘。

23. 根据权利要求14所述的设备,其中,所述一个或更多个换能器中的至少一个换能器具有被配置成以凹面与所述乳房接触的下侧。

24. 根据权利要求14所述的设备,包括能透过声耦合剂的膜,并且所述一个或更多个超声换能器中的至少一个超声换能器通过所述膜扫描所述乳房。

25. 一种超声扫描患者的乳房的方法,包括:

用径向扫描模板朝向胸腔按压所述乳房,所述径向扫描模板被配置成用具有小于 20° 的离去角的凹形内表面接触所述乳房并朝向胸腔按压所述乳房,其中所述模板具有圆形外周和被配置成使乳房乳头从中突出的乳头孔,并且所述模板具有从所述中央孔向所述模板的外周延伸的一个或更多个狭长的槽形开口;

用一个或更多个狭长的超声换能器超声扫描被朝向胸腔按压的乳房,同时所述模板和所述换能器在所述乳房上旋转,每个超声换能器与所述一个或更多个槽形开口中的一个相应槽形开口对准;

根据通过一个或更多个换能器的扫描而提供的信号,生成所述乳房的二维超声图像;

将所述二维图像计算机处理成具有选择的厚度和取向的所述乳房的切片的图像;以及在操作者控制下,显示从所述切片图像中选择的至少一个或更多个图像。

26. 根据权利要求 25 所述的方法,其中,所述按压步骤包括用基本平面的径向扫描模板按压所述乳房。

27. 根据权利要求 25 所述的方法,包括在所述乳房的扫描期间在所述乳房与所述一个或更多个换能器之间插入能透过声耦合剂的膜。

28. 根据权利要求 27 所述的方法,包括在所述扫描期间在所述乳房与所述模板的侧面之间插入能透过声耦合剂的膜。

29. 一种用于超声扫描乳房的设备,包括:

凹形弯曲的径向扫描模板,被配置成接触所述乳房并朝向胸腔按压所述乳房,其中所述模板具有圆形外周和被配置成使乳房乳头从中突出的乳头孔,并且所述模板具有从所述中央孔向所述模板的外周延伸的一个或更多个狭长的槽形开口;

一个或更多个狭长的超声换能器,每个超声换能器与所述一个或更多个槽形开口中的一个相应槽形开口对准,并且每个超声换能器具有被成形为与所述凹形弯曲的径向扫描模板相符合的下表面;

所述模板被配置成在按压所述乳房的同时在所述乳房上旋转,并且所述一个或更多个换能器被配置成与所述模板一起旋转,以通过相应的一个或更多个槽形开口超声扫描所述乳房以及生成所述乳房的二维超声图像;以及

计算机实现的图像处理和显示设施,其与所述一个或更多个换能器相关联并且被配置成接收所述二维图像并将所述二维图像处理成具有选择的厚度和取向的所述乳房的切片的图像,并且所述图像处理和显示设施还被配置成在操作者控制下显示从所述切片图像中选择的至少一个或更多个图像。

30. 根据权利要求 29 所述的设备,其中,所述图像处理和显示设施被配置成与从所述切片图像中选择一个或更多个图像的显示同时地显示从所述二维图像中选择一个或更多个图像。

31. 根据权利要求 29 所述的设备,其中,所述图像处理和显示设施被配置成同时显示第一二维图像和第二二维图像,所述第一二维图像和所述第二二维图像二者均选自所述二维图像,使得所述第一二维图像和所述第二二维图像相隔 180° 。

32. 根据权利要求 29 所述的设备,其中,所述模板包括两个或更多个槽形开口以及两个或更多个超声换能器,每个超声换能器与所述开口中的一个相应开口对准。

33. 根据权利要求 29 所述的设备,包括能透过声耦合剂的膜,所述膜在所述一个或更多个槽形开口中的至少一个槽形开口上延伸,并且其中,所述一个或更多个超声换能器中的至少一个超声换能器通过所述膜扫描所述乳房。

34. 根据权利要求 29 所述的设备,所述一个或更多个超声换能器中的每个超声换能器的所述下表面是沿所述下表面的纵向方向和与所述纵向方向正交的方向二者凹形弯曲的。

35. 根据权利要求 34 所述的设备,其中,所述一个或更多个换能器中的至少一个换能器包括彼此平行的多个换能器阵列。

乳房超声扫描装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2013 年 2 月 27 日提交的美国临时申请 61/769,913 的优先权。该申请是 2011 年 11 月 14 日提交的美国申请序列号 13/296,023 (其被公布为 US 2012/0089026 A1 并且预定在 2013 年 11 月 12 日作为 US 专利 8,579,819 被发布) 的部分继续,美国申请序列号 13/296,023 是 2006 年 8 月 30 日提交的并要求 2005 年 9 月 1 日提交的美国临时申请第 60/713,282 号的权益的美国申请序列号 11/513,481 的继续。所有以上申请的全部内容通过引用合并于此。以下引用的专利申请以及专利和其他公布的全部内容也通过引用合并于此。

技术领域

[0003] 本专利说明书涉及医学成像。更具体地,本专利说明书涉及使用乳房的朝向胸腔按压的乳房超声成像以及利用紧固至径向扫描模板的换能器的自动扫描。

背景技术

[0004] 容积乳房超声扫描通常包括:线性阵列超声换能器通过彼此平行的连续扫描线相对于患者的乳房组织的直线运动,以及处理得到的超声回声以形成表示扫描的乳房的至少一个声学性能的局部(例如体素)值的数据卷。已经提出乳房的容积超声扫描,作为乳腺癌筛查的互补手段。在美国专利第 7,828,733 号中讨论了一个示例,该示例涉及使用朝向胸腔按压乳房的全场乳房超声(下文为“FFBU”)扫描设备,以及如在例如 WO 2007/014292 中所讨论的使用保持超声换能器与乳房接触的直线换能器平移机构,其采用通过能渗透超声耦合剂的织物材料进行扫描并且具有减少诸如被认为是由于气泡而产生的图像伪像的优点。

[0005] 乳房超声中最重要的因素之一是图像质量,其通常由诸如图像空间分辨率、信号动态范围和相对组织图像对比度的参数来定义。图像质量非常依赖于超声的频率。关于乳房超声的主要文字书籍,诸如 A. Thomas Stavros 的“Breast Ultrasound”(出版者:Lippincott Williams&Wilkins 2004)(下文为“Stavros 2004”)以及 Helmut Madjar 和 Ellen Mendelson 的“The practice of Breast Ultrasound:Techniques,Findings,Differential Diagnosis”(出版者:Thieme 2008),建议在寻求实现可接受的乳房图像时使用 7MHz 至 7.5MHz 之下的超声频率。这些书籍说明高得多的超声频率(如果可能像 12MHz 那样高)应当用于乳房成像。“Guidelines from IBUS(International Breast Ultrasound School)for Ultrasonic Examination of the Breast”(Helmut Madjar 等人编辑;1999 年公布于 European Journal of Ultrasound;第 9 卷第 99-102 页)也建议不使用 7.5MHz 之下的超声频率用于乳房成像。然而,以较高频率进行乳房超声成像存在挑战,这是因为乳房组织的超声衰减随着超声频率快速增大,如 D’Astous 和 Foster 所示出的(1986 年公布于 Ultrasound in Med.&Biol.;第 12 卷第 795-808 页)(下文为“D’Astous 和 Foster”)。利用分别用于乳腺癌和薄壁组织的 1 至 2dB/cm-MHz 的衰减系数,在 7MHz 的超声频率处,对于

6cm 厚的乳房组织,所生成的衰减会达到不期望的 42dB 至 84dB 的范围。Stavros2004 的第 34 页上的图 2 至 37 示出了针对以 12MHz 获得的乳房超声图像的大约 3.5cm 的穿透深度。当前商业可得的 FFBU 被认为是在从 8MHz 至 14MHz 的超声频率的范围内进行工作,以针对乳房尺寸的范围获得可接受的图像质量。

[0006] 已知当前商业可得的 FFBU 扫描装置是利用如上面说明的彼此基本平行的扫描线的直线扫描仪。这些扫描仪中的重要挑战是尝试相对圆形乳房拟合矩形扫描区域。常常,每个乳房需要在重叠扫描组中扫描二至五次或更多次。甚至利用良好图像拼接技术,诸如 RF Change 等人报告的“Rapid image stitching and computer-aided detection for multipass automated breast ultrasound”(2010 年公布于 Medical Physics ;第 37 卷第 2063-2073 页),也难以将乳房的若干单独扫描准确地拼接成形成单个图像的一个单个组。因此,阅读商业 FFBU 的图像的当前实践是单独地且独立地查看若干扫描中的每个扫描,因为每个扫描覆盖乳房的不同但部分重叠的部分。结果,每个乳房的这样的多个扫描会需要医师的较长解释时间。这样多个扫描的另一问题是扫描检查室中每个患者的时间增加,这对下述项有直接负面影响:(1) 患者吞吐量;以及(2) 每年每个 FFBU 的收益生成。

[0007] 在 W0 03/103500 中存在对非直线 FFBU 扫描的建议,这不被认为是已经商业实现的。参考文件建议使用具有孔的锥形组织建模元件,通过该孔超声换能器在建模元件相对于乳房旋转时扫描乳房。参考文件中的图看似示出建模元件的壁以大约 90° 的角收敛。与本文描述的扫描的乳房相对患者的胸壁是平坦的优选实施例中的一个或更多个相比较,使用这样的 90° 建模元件会意味着通过大得多的厚度的乳房组织进行扫描。这会带来两个主要缺点:(1) 较差的图像质量;以及(2) 可以扫描的乳房的尺寸的有限范围。这是因为对于较大厚度的扫描的乳房组织必须使用较低的超声频率,特别是在要求最小建议 7.5MHz 之下的超声频率的较大乳房的情况下。诸如在专利公布 US 2006/0173303 A1 中讨论的,包括横向按压的乳房的早期 FFBU 开发(如在乳房 X 线照相术中)产生比扫描朝向胸腔按压的乳房的当前装置具有更低质量的图像,因为在这样的早期开发 FFBU 装置中对于较大乳房必须使用较低超声频率,较低超声频率导致转入至朝向胸腔按压。如本领域技术人员鉴于本专利说明书中的公开内容而容易明白的,在上面提到的直线扫描装置和在 W0 03/103500 中讨论的装置中产生另外的问题。

发明内容

[0008] 提供了用于超声扫描乳房并显示容积信息的设备和相关方法,该设备包括超声换能器和沿大体朝向胸腔方向按压乳房的径向扫描模板,径向扫描模板优选地是圆形的,并且优选地在模板的中央处具有开口,其中乳房的乳头可以通过该开口伸出。径向扫描模板具有从中央大致径向向外延伸的槽形开口,通过该开口超声换能器在模板在乳房上旋转时扫描乳房。在一个实施例中,扫描模板是“基本平面的”,其在本专利说明书中指定模板,该模板可以偏离绝对平面度,仅使得中央开口的水平与该模板的外周之间的差小于被成形为具有以大于 175° 到大约 180° 的范围内的角收敛的侧壁和相似的中央开口的截锥的模板的差,在该情况下,可以认为模板偏离绝对平面度某一角,该角在小于 2.5° 至 0° 的范围内并且在本专利说明书中被称作离去角。在其他实施例中,根据使用的换能器的长度和形状,离去角可以处于 5° 至 0°、10° 至 0°、15° 至 0° 或 20° 至 0° 的范围内。模板如果

不是绝对平面的,模板可以基本上被成形为浅的截锥或其可以像浅的倒扣碗那样被成形,并且优选地具有大体中央开口。模板的凹侧被配置成朝向胸腔面对患者的乳房并使之平坦。模板优选地具有圆形圆周,但是可能不一定是圆形的。内(面向乳房)壁可以在一个或两个维度上弯曲。模板可以在轮廓上是凸轮形的,或接近卵形,或甚至接近方形或矩形,只要它具有足够的圆角以允许如下述示例中那样相对朝向胸腔按压的乳房旋转。与模板一起使用的狭长的超声换能器的面向乳房侧可以沿着直线或沿着曲线延伸,使得曲面会接触乳房,以更好地匹配用模板被平坦的乳房的稍微圆形的凹侧。换能器的面向乳房的侧的边缘和模板及其开口的边缘优选地为充分圆形的或有斜面的,以避免尖锐边缘或拐角与乳房的不舒适接触。

[0009] 存在显著的优点在于采用基本平面的扫描模板,其可以有效地相对胸壁使乳房组织平坦,并且从而减小所需的扫描深度并且一贯地可能和实际利用较高超声频率。较高超声频率(例如 8MHz 至 15MHz)于是可以穿透至所需深度并且相比于较低超声频率(例如 7.5MHz 之下,其对于 W003/103500 中建议的方式对较厚的乳房组织进行扫描是必要的)的图像产生更好的图像质量。基本平面的径向扫描配置还允许更容易的容积信息重建以及显示,这进而提供放射科医师解释显示的图像的方便性。这样的扫描模板对于超声扫描仰卧患者的乳房是特别有效的,但是对其他患者位置的应用(例如,俯卧、直立、卧下)也在优选实施例的范围内。

[0010] 在一个优选实施例中,径向模板的中央处的孔允许乳头在扫描期间通过模板伸出。这克服了诸如在美国专利第 7,828,733 号和 WO 02/30287 中提出的装置的、可以在扫描处理期间扫描乳头并且将乳头推入乳房中的 FFBU 扫描装置的图像失真和伪像问题。WO 02/30287 认识到该问题但是提出了不同的解决方案,即,使用乳头垫以致力于减少通过扫描乳头而导致的图像失真和伪像问题。相比于健康专家在图像中手动寻找乳头并在扫描图像中标记其位置的已知扫描装置的情况,在本专利说明书中公开的模板的中央处的孔还用作作用于乳头的自然定位器。

[0011] 本专利说明书中公开的该径向扫描配置能够通过使用单个换能器以单次扫描覆盖乳房,而诸如美国专利第 7,828,733 号中的直线扫描商业 FFBU 可以通过使用较长的以及由此更昂贵的换能器以 2 至 5 次扫描覆盖乳房。诸如 WO 02/30287 中的直线扫描使用较大次数的扫描以覆盖乳房,这使得由于通过扫描处理引起的乳房运动以及由于图像拼接伪像而导致更难重建 3D 容积图像。相比于多次扫描,单次扫描的显著优点包括:(1) 减少的解释时间;(2) 增加的患者吞吐量;以及(3) 针对 FFBU 拥有者增加的收益生成。根据一些实施例,单次扫描装置的图像质量通过减慢扫描速度被进一步改进,这是在没有进一步减少患者吞吐量的情况下执行多次扫描时当前 FFBU 不容易实现的。

[0012] 优选地,本专利说明书中公开的径向扫描模板包括半刚性或基本上刚性的材料,该材料基本上朝向胸腔使乳房平坦以用于扫描,并且基本上光学半透明的以有利于将乳房可视化以用于定位和扫描。

[0013] 根据一个优选实施例,超声换能器通过模板中的槽形开口与乳房皮肤直接接触。在另一优选实施例中,能渗透诸如凝胶的超声耦合剂的织物在模板中的槽形开口上延伸,并且超声换能器通过多孔织物扫描乳房。在又一优选实施例中,至少整个模板的内侧被由这样的多孔织物形成的可拆卸护套覆盖。在又一优选实施例中,患者穿戴乳罩型物品,其中

覆盖乳房的至少该部分由这样的多孔织物形成并且可以具有乳头通过其伸出的孔,在本专利说明书中描述的模板被定位在织物上方,其中乳头通过模板中的中央孔伸出。

[0014] 根据一个优选实施例,扫描模板具有仅一个径向延伸的槽形开口以及仅单个超声换能器扫描该乳房。径向扫描模板在乳房超声扫描期间旋转通过 360 度加上重叠角(如果期望的话),重叠角优选地在 5° 到 45° 的范围内。因此,重叠角内的乳房组织被扫描两次。可以使用来自某一组织的这样的双扫描的信息,以使用重复扫描信息的适当混合来减少在与扫描的开始-停止位置相关联的乳房的得到的容积表示中的可能的不连续。

[0015] 根据另一优选实施例,具有不同尺寸和形状的不同径向扫描模板和/或换能器被使用以符合要扫描的乳房的不同尺寸和形状。

[0016] 在又一优选实施例中,与相似的凹形弯曲模板一起使用凹形弯曲换能器。

[0017] 根据另一优选实施例,提供了多个超声换能器和模板中的相应的多个槽形开口。通常,在存在 N 个换能器的情况下,可以通过将径向扫描模板旋转 $360/N$ 度加上重叠角(如果期望的话)来实现整个容积扫描,在有同时扫描的显著数目的换能器的情况下,重叠角可以小于 5°。

[0018] 在一个实施例中,使用至少两个超声换能器,该至少两个超声换能器具有对应于径向扫描模板周围的不同中央孔到外周的距离的不同长度。每个超声换能器扫描乳房的不同冠状扇区。在一个示例中,较长超声换能器扫描在腋下附近的乳房的冠状扇区,该扇区相比其它乳房扇区通常从乳头向外延伸更远,并且较短超声换能器扫描乳房的其它部分。

[0019] 在一个实施例中,换能器由换能器元件的单线性阵列(有时称作 1D 阵列)形成。在另一优选实施例中,换能器由彼此平行的多个阵列(有时被称作 1.25D 阵列、1.5D 阵列、2D 阵列等)形成。这种类型的多阵列换能器可以提供比单个阵列换能器更好的横向空间分辨率。

[0020] 在一个优选实施例中,可以用来自换能器的扫描超声束的波束转向来部分覆盖乳头和子乳晕区域。在另一实施例中,乳头和子乳晕区域可以例如利用手持超声换能器被单独手动扫描。

[0021] 如本专利说明书所公开的利用基本平面的径向模板进行扫描可以生成更简单的图像组,其允许更容易和更准确的 3D 信息重建和显示,3D 信息包括例如冠状切片图像。该扫描配置还允许有利于图像解释的原始 2D 图像的电影摄影式查阅。

附图说明

[0022] 图 1 以透视图示出了全场乳房超声 (FFBU) 装置。

[0023] 图 2 以透视分解图示出了基本平面扫描模板和用于扫描胸前平坦的乳房的超声换能器。

[0024] 图 3a 是基本平面的扫描模板的顶平面视图;图 3b 是穿过线 A-A' 的截面;以及图 3c 是穿过线 B-B' 的截面。以及图 3b 分别是基本平面的扫描模板的平面视图和截面视图。

[0025] 图 4a 是示出了用基本平面的模板朝向胸腔按压的且通过模板中径向延伸的开口利用超声换能器扫描的患者的乳房的截面视图。

[0026] 图 4b 是图 4a 的模板的顶视图。

[0027] 图 4c 是另外与图 4a 和图 4b 的模板类似、但是与绝对平面度偏离了大于 2.5° 的

离去角 ϕ 的扫描模板的截面视图。

[0028] 图 5 是具有可透过诸如凝胶的超声耦合剂的膜的模板的平面视图,超声换能器可以通过该膜扫描乳房。

[0029] 图 6 是图 5 的模板的截面视图。

[0030] 图 7 是类似于图 6、但是另外示出被扫描的乳房的部分和扫描超声换能器的截面视图。

[0031] 图 8 是示出扫描重叠角的模板的顶视图。

[0032] 图 9 是根据一些实施例的具有用于两个分立的超声换能器的两个径向槽的模板的顶视图。

[0033] 图 10 是具有非圆形轮廓和多个径向槽的模板的顶视图,通过多个径向槽不同尺寸和 / 或其他特性的相应换能器扫描乳房的相应扇区。

[0034] 图 11a 示出了根据一些实施例的具有冠状切片的 3D 扫描的乳房容积。

[0035] 图 11b 示出了这样的冠状切片的图像的显示。

[0036] 图 12a 示出了 3D 扫描的乳房容积及其与原始 2D 扫描切片的关系。

[0037] 图 12b 示出了冠状切片和原始 2D 扫描的相关联的正交视图的显示。

[0038] 图 12c 示出了具有异常的冠状切片和包含异常的相关联的正交视图的显示。

[0039] 图 13a 示出了利用超声换能器扫描的乳房的截面,该超声换能器具有弯曲凹形下侧并且通过模板中的开口扫描,该模板在二维中可以是具有大于 2.5° 的离去角的基本平面的或球形的或另外曲线的。

[0040] 图 13b 和图 13c 示出了根据一些实施例的超声换能器的侧视图。

[0041] 图 14 以框图形式示出了用于获取和处理超声图像并与用户接口协作地显示得到的处理图像的系统。

具体实施方式

[0042] 图 1 示出了根据优选实施例的全场乳房超声 (FFBU) 扫描设备 102 的透视图,该设备包括可包含超声处理器的框架 104、可动支撑臂 106 和连接至支撑臂 106 的监视器 110。FFBU 扫描设备 102 还包括基本平面的径向扫描模板 112 和超声换能器 114。径向扫描模板 112 被配置成在优选地以乳头孔 204 为中心围绕轴 122 旋转的情况下在胸前按压患者 (例如仰卧的患者) 的乳房。超声换能器 114 与径向扫描平面模板 112 一起旋转,并且通过模板中的槽形的径向延伸的开口扫描乳房。这里为了参考的目的,+z 方向是指离开患者的胸的向外方向,x 轴是指相对于仰卧的患者的左右方向,并且 y 轴是指头到脚的方向。x-y 平面由此对应于乳房的冠状平面,x-z 平面对应于轴向平面,并且 y-z 平面对应于矢状平面。

[0043] 图 1 中还示出了分别将径向扫描模板 112 和超声换能器 114 机械地连接至致动器组件 118 以实现本文描述的移动功能的刚性两插脚连接器 116 和刚性单臂连接器 120。应理解,图 1 中的机械元件 116-120 仅通过概念示例而非按比例的方式被绘制。鉴于本专利说明书中的公开内容,本领域技术人员能够容易地构建实现所描述的机械功能所需要的各种机械 / 电气联动装置、致动器、电动机、传感器等,而不需要过度的实验。因此,为了描述清楚,几乎从本文的附图省略了这样的机械 / 电气细节。

[0044] 优选地,支撑臂 106 被配置并适配成使得整个按压 / 扫描组件 112-120 : (i) 在空

间中中性浮起或 (ii) 具有轻的净向下重力 (例如 2-3 磅) 用于乳房按压, 同时允许简单的用户操纵。可选地, 支撑臂 106、模板和 / 或换能器可以包括电位器和 / 或其他传感器 (未示出) 以允许针对整个按压 / 扫描组件 112-120、模板和 / 或换能器的力、位置和 / 或取向感测。替代地或另外地, 可以使用其他类型的力、位置和 / 或取向感测 (例如, 陀螺仪、磁、光、射频 (RF))。

[0045] 在框架 104 内, 可以提供全功能超声引擎, 用于驱动一个或更多个超声换能器并根据扫描结合相关联的位置和取向信息来生成容积乳房超声数据和图像。容积扫描数据可以使用本领域已知的各种数据传递方法中的任一种被传递至一个或更多个其他计算机系统, 以用于进一步处理。可以在与超声引擎相同的计算机上实现的通用计算机可以被提供用于通用用户接口连接和系统控制。通用计算机可以是自含式独立单元, 或可以通过在网络上连接的远程站被远程控制、被配置和 / 或被监视。

[0046] 图 2、图 3a、图 3b 和图 3c 示出了根据优选实施例的基本平面的径向扫描模板 112 的更多详细视图。径向扫描模板 112 优选地是圆形的, 例如, 具有大体圆形形状, 并且在其中限定了槽形开口 202, 该槽形开口从中央开口 204 大致径向延伸。槽形开口 202 被确定尺寸, 从而允许超声换能器 114 至少部分地从中穿过, 以扫描乳房。虽然在图 2 中被示出为一维阵列, 但是超声换能器 114 更一般地可以是多阵列 (有时称作 1.25D、1.5D、2D 等) 或其杂化, 而不会背离优选实施例的范围。在一个优选实施例中, FFB 扫描设备 102 设置有针对不同尺寸或形状的乳房有区别地确定尺寸或形状的基本平面的径向扫描模板 112 的可更换 (和 / 或一次性) 组。在一个示例中, 设置了具有 4 英寸、5 英寸、6 英寸、7 英寸、8 英寸、9 英寸、10 英寸和 12 英寸的基部直径的八个 (8) 不同径向扫描模板。中央开口 204 的示例性直径的范围在大约 0.25”到 1”(0.25 英寸到 1 英寸) 之间。槽形开口 202 可以具有取决于插入其中的超声换能器的尺寸的、通常在 0.25”到 1”的范围内的宽度。此外, 可以提供不是基本平面的但是具有较大离去角的模板的选择。

[0047] 在一个优选实施例中, 超声换能器 114 独立于径向扫描模板 112 被支撑并被致动。在另一优选实施例中, 超声换能器 114 与径向扫描模板 112 一体化、被夹到径向扫描模板 112, 或者另外地被紧固至径向扫描模板 112 或与径向扫描模板 112 融合或被安装在径向扫描模板 112 上, 以用于联合支撑和 / 或致动。

[0048] 参照图 3a, 基本平面的径向扫描模板 112 被成形为圆板, 该圆板具有位于圆板 304 的中央处的圆孔 204 以及从孔 204 附近向板 304 的外周附近径向延伸的槽形开口 202。图 3b 示出了沿着线 A-A' 的截面视图, 并且图 3c 示出了沿着线 B-B 的截面视图。

[0049] 在一个优选实施例中, 径向扫描模板 112 由透明的或至少半透明的材料形成, 该材料具有与 40 密耳厚的聚碳酸酯塑料、40 密耳聚苯乙烯塑料或机械等同厚度的聚对苯二甲酸乙二酯 (PETE) 塑料的机械性能相似的机械性能。在本实施例中, 存在对模板 102 的一定“弹性 (give)”或灵活性量, 从而对患者提供一定舒适度以及提供对不同尺寸的乳房的适应能力, 同时提供乳房组织的基本稳定以用于乳房的可靠容积成像。这样的模板在本专利说明书中被称作“半刚性”。在另一优选实施例中, 模板 102 的材料包括透明或至少半透明的材料, 诸如 140 密耳厚的玻璃、140 密耳丙烯酸塑料或 140 密耳聚碳酸酯塑料。这样的模板在本专利说明书中被称作“刚性的”。优选地, 在模板与乳房之间存在超声耦合剂 (诸如凝胶) 的情况下, 径向扫描模板 112 的下表面与皮肤表面形成光滑接触, 使得甚至当乳房

在一定程度（例如 4-12 磅）的向下按压之下时也容易实现旋转。尽管与乳房光滑接触，借助于径向扫描模板 112 的大体圆形形状而提供了稳定。优选地，类似于卷上唇缘设置在许多纸、聚苯乙烯和 PETE 塑料饮水杯上的方式，例如在图 3b 中以 304a 被示出的卷唇缘被设置在外周 304 周围，还以 204a 所示出的那样被设置在中央孔 204 周围，并且如在图 3c 中以 202a 所示出的那样相似的卷唇缘被设置在槽形开口 202 的边缘处，以防止皮肤切割或摩擦并且向患者提供额外的舒适。

[0050] 图 4a 示出了在基本平面的径向扫描模板 112 朝向胸腔按压具有乳头 406 的乳房 404 时基本平面的径向扫描模板 112 的侧面切开视图。视图可以对应于轴向或矢状平面，并且还示出了横向（例如，在冠状平面中）围绕乳房 404 的患者组织 405。乳头 406 伸出穿过中央开口 204。换能器 114 通过槽形开口 202 扫描乳房 404。图 4b 示出了图 4a 的顶部概念视图。图 4c 示出了模板 112a，其可以另外类似于基本平面的模板 112，但是具有与绝对平面性偏离了大于 2.5° 的离去角 ϕ (phi) 的冠状表面。除了被成形为截锥之外，模板 112a 可以被成形为浅的倒扣碗，其具有在两个正交维度上弯曲的侧。如果期望的话，可以使用具有大于 2.5° 的离去角 ϕ 的模板，来替代本专利说明书中示出并讨论的每个基本平面的模板。

[0051] 每当使用从 0° 移开的离去角时，存在通过增加的乳房厚度进行扫描的代价，该厚度被测量为从扫描表面至胸壁的距离。例如，如果我们把 t （图 4c 中的距离 480）定义为从扫描表面到胸壁表面的最大差厚度增量，则 t 可以被表达为换能器的径向长度 L 乘以离去角 ϕ 的正弦：

$$[0052] \quad t = L \sin \phi$$

[0053] 下表示出了关系：

[0054]

ϕ (度)	$\sin \phi$	$L=3$ 英寸	$L=4$ 英寸
		t (cm)	t (cm)
5	0.0872	0.7	0.9
10	0.1736	1.3	1.8
15	0.2588	2.0	2.6
20	0.3420	2.6	3.5
25	0.4226	3.2	4.3
30	0.5000	3.8	5.1

[0055] 表 1

[0056] 在 10MHz，根据 D'Astous 和 Foster，扫描深度 2.5cm 的增量会使衰减增大 25dB 至 50dB，这会对图像质量有严重负面影响。除非在由于乳房尺寸或形状而产生的、对于具有小于三英寸的径向长度的换能器必须使用较大离去角的非同寻常的情况下，应优先考虑使用小于 30 度的离去角。对于三英寸换能器，应优选使用小于 20 度的离去角。对于四英寸换能器，应优选使用小于 15 度的离去角。

[0057] 在图 4a 和图 4b 的具体实施例中，槽形开口 202 和超声换能器 114 二者沿从中央乳头孔 204 到径向扫描模板的外周的基本上整个距离延伸，使得完整的容积扫描可以利用有利于子乳晕成像的可选波束转向在单个 360 度旋转内实现。如果期望的话，旋转角可以扩展几度以实现扫描的乳房组织的一定重叠。

[0058] 图 5 示出了根据优选实施例的径向扫描模板 502 的顶视图, 径向扫描模板 502 包括中央开口 504、槽形开口 506 和在类似槽的开口 506 上延伸的膜 510。超声换能器 (该图中未示出) 通过膜 510 扫描乳房。膜 510 优选地包括能渗透诸如凝胶的超声耦合剂的织物材料, 其会是有利的, 在于气泡被减少。如在本专利说明书中所使用的, 织物一般是指诸如可以通过针织、编织或毡合天然或合成纤维, 将天然或合成纤维一起组成互锁布置, 熔融热塑性纤维, 或将天然或合成纤维与胶接介质粘合到一起而形成的互连或交织部分的材料结构, 织物进一步是指与由此形成的材料具有相似质地或质量的材料, 诸如动物膜或具有类似织物的特性 (固有的或通过处理) 的其他自然存在的物质, 以及诸如通过得到类似织物的织带的化学处理而产生的材料。紧织物的一个特别适合的材料包括具有大约 40 微米的细丝直径和大约 500 微米的细丝间距的聚酯透明硬纱材料。然而, 织物膜可以包括基本上无弹性且大体上能透过超声耦合剂的各种其他织物中的任何一种, 而不会背离本教导的范围。示例包括但不限于聚酯薄纱织物和包括基本上无弹性纤维的直接编织的布织物。如果例如像在男士的正装衬衫或许多床单中使用的布那样编织特别紧, 则可以通过附加处理来实现多孔性。附加处理可以包括在布中形成穿孔阵列或另外引入允许超声耦合剂浸入或渗出的不规则性。

[0059] 图 6 示出了根据优选实施例的基本平面的径向扫描模板 602 的截面视图, 径向扫描模板 602 包括中央开口 604、槽形开口 606 和具有可伸缩的大体圆形织物护套形式的多孔织物膜 610, 该可伸缩的大体圆形织物护套在平面模板 602 的整个底侧 (即, 面对并接触患者的乳房的侧) 上以及在槽形开口 606 上延伸, 但是优选地在膜中具有中央孔 614 用于乳头穿过。护套可以但是无需在模板 602 的上侧的部分或全部上延伸。根据另一优选实施例, 多孔织物护套可以安装在圆形或圆形框架上, 该框架扣紧或另外紧固至大体平面的径向扫描模板 602。超声换能器 (该图中未示出) 通过用诸如凝胶的声耦合剂弄湿的多孔织物膜 610 来扫描乳房。

[0060] 图 7 示出了根据优选实施例的基本平面的径向扫描模板 702 的侧视图截面, 径向扫描模板 702 包括中央开口 704 和槽形开口 706。径向扫描模板 702 位于至少在乳房上穿戴包括诸如织物的多孔膜的乳罩形物品 710 的患者 (除了乳房 720 的部分之外未示出) 上方, 并且优选地具有中央孔 714 用于乳头 730 穿过。超声换能器 114 通过多孔织物物品 710 扫描乳房。

[0061] 图 8 示出了根据优选实施例的径向扫描模板 802 的顶视图, 径向扫描模板 802 包括对应于单个超声换能器 (该图中未示出) 的单个槽形开口 804。径向扫描模板优选地在乳房超声扫描期间旋转 360° 加上重叠角 “ α ” (alpha), 如果期望的话, 重叠角优选地在 5° 到 45° 的范围内。与重叠角 α 相关联的冠状扇区 (即图 8 中径线 822 和 824 之间的弧相对 (subtend) 的被按压的乳房的 π 形扇区) 由此被成像两次。有利地可以使用用于重叠扇区的双容积图像, 以减少否则可能沿着径线 822 发生的、乳房的容积表示中的不连续伪像。在一个优选实施例中, 双容积图像在算术上被平均以用于对不连续进行平滑。然而, 可以使用更高级的拼接技术。存在用于减少不连续伪像的处理双容积图像的其他数学方法, 并且这样的数学方法在优选实施例的范围之内。一个非限制性示例是加权平均, 其中应用于重叠区的图像之一的权重从重叠区的起始到末端逐渐从一向零减小, 而应用于重叠区中的其他图像的权重从零向一逐渐增大。例如, 应用于在圆形扫描开始时获得的图像的权重随着

距线 822 的角距离而增大。

[0062] 图 9 示出了根据优选实施例的径向扫描模板 902 的顶视图, 径向扫描模板 902 包括对应于扫描期间使用的两个超声换能器 (未示出) 的两个槽形开口 904 和 906。在一个优选实施例中, 径向扫描模板 902 优选地在乳房超声扫描期间旋转 180° 加上重叠角 (如果期望的话), 从而与使用单个超声换能器相比减少扫描时间。来自两个换能器的图像数据通过拼接或其他竞争算法而被处理成乳房的容积图像。

[0063] 在另一优选实施例中, 径向扫描模板 902 旋转通过完整 360° 加上重叠角 (如果期望的话), 其中关于至少一个成像参数有区别地配置不同的超声换能器。所得到的容积扫描然后以各种有利方式中的任一种, 利用或不利用不同的权重被复合或合成, 和 / 或可以视为单独的图像。可以在换能器之间变化的参数包括但不限于扫描频率、倾斜角、仰角 (elevation) 束宽、扫描模式 (例如, B 模式、谐波、多普勒、弹性成像)、平面内声询问角和不同平面内多角复合方案。对本领域技术人员而言在阅读了本专利说明书之后应明白, 将使用 2 个换能器的这样的扫描配置扩展至使用更大数目的换能器的扫描配置。

[0064] 图 10 示出了根据优选实施例的径向扫描模板 1002 的顶视图, 径向扫描模板 1002 包括对应于五个超声换能器 (该图中未示出) 的五个槽形开口 1004、1006、1008、1010 和 1012, 每个换能器直接通过开口中的一个相应开口或通过在其他实施例中针对单独的换能器描述的膜 (织物) 来扫描乳房。根据图 10 的优选实施例, 超声换能器中的至少两个具有对应于从中央乳头孔到径向扫描平面模板的外周的不同距离的不同径向长度。每个超声换能器扫描乳房的不同冠状扇区。在针对仰卧患者的左乳房的图 10 的示例中, 最长超声换能器 1006 扫描最接近腋下的冠状扇区, 而最短超声换能器 1012 扫描乳房的在下 (inferior) 的医学扇区。因此, 可以理解, 根据优选实施例的径向扫描模板的大体形状不限于在几何中心处具有乳头开口的圆形形状, 而是包括相对于模板的径向外周的乳头开口的不同形状和不同位置。同样地, 根据优选实施例的径向扫描模板不限于圆形形状, 而是可以具有不同形状的外周 (例如, 矩圆形、椭圆形、凸轮形)。

[0065] 有利地可以根据优选实施例以各种方式使用所获得的超声扫描。例如, 已经发现所获取的容积数据特别有利于生成如图 11a 所示的乳房的冠状切片图像, 每个图像优选地表示在 z 方向 (即, 朝向或离开患者的胸壁的方向) 上具有选择的厚度的切片, 但是具有其它取向且可以在厚度方面彼此不同的切片的图像也在本专利说明书的范围之内。切片厚度优选地在 0.5mm-2.0mm 的范围内, 但是也可以在 0.1mm-1.5mm、或 0.1mm-2.0mm、或 0.1mm-10.0mm 的范围内以及甚至更大的范围内。显示冠状图像的另一优点是它们非常好地示出了病变毛刺, 病变毛刺是癌变的可容易识别的特征。

[0066] 图 11a 和图 11b 示出了根据诸如图像 1106 的 2D 径向扫描图像重建的被表示为切片 1110-1120 的乳房的 3D 图像 1101、以及 3D 图像的切片的切片图像 1110-1120 的显示。3D 图像 1101 根据来自径向扫描的垂直于冠状平面的大量原始 2D 图像被重建。示出了一个这样的原始 2D 图像 1106。还示出了中央乳头孔 1104。3D 图像 1101 可以被认为是分成乳房的冠状切片 (垂直于 z 轴的切片) 的图像 1110、1112、1114、1116、1118、1120 等, 其是根据超声成像技术已知的容积堆 1101 而算出的。图 11b 示出了可以如何将切片图像显示给医师或其他健康专家用于解释的示例。最后的 (底部) 切片 1120 通常是胸壁或胸腔处的切片 (其通常会示出肋骨 1122、1123、1124 等以确认已经实现适合的乳房穿透)。可以以拼

接图像或单独地显示通过波束转向或用手持换能器或其他方式进行手动扫描而获得的乳头和子乳晕区。

[0067] 图 12a 和图 12b 示出了乳房组织的容积 3D 图像或堆 1201 中的单个冠状切片图像 1210、以及该切片图像和 2D 图像的显示。两个原始 2D 径向扫描图像 1206 和 1208 例如在矢状平面中平分 3D 图像,并且彼此相隔 180° 。还示出了中央乳头孔 1204。图 12b 示出了 2D 图像 1206 和 1208 的显示连同作为与对 1206 和 1208 正交的对的 2D 图像 1236 和 1238 的显示(例如,如果对 1206-1208 是矢状图像,则对 1236-1238 是轴向图像)。还示出了胸壁线 1209。注意,在本示例中,两个正交图像对是原始 2D 径向扫描图像,不同于已知商业可得的 FFB 中的相似对,其中正交对被认为是根据容积重建 3D 图像堆而构建的并且因此具有降低的图像质量。典型地,读者会对如图 11b 所示的冠状切片进行快速查阅,和/或对图 12b 中的冠状图像进行电影摄影式或其他查阅,和/或对图 12b 中的原始 2D 图像进行快速电影摄影式或其他查阅。对原始 2D 图像进行电影摄影式查阅的优选方式是仅旋转冠状切片 1210 以查看 180° 对。冠状切片的旋转可以通过控制旋钮、电影摄影式查阅控制或另一接口来完成,同时还显示其他信息,诸如旋转角、左乳房或右乳房、患者位置等(图 12b 中未示出)。

[0068] 在冠状切片的查看期间,可以注意到异常。如图 12c 所示,当发现冠状切片中的异常 1250 时,通过利用鼠标或控制器或借助某种其他输入在异常 1250 上点击,包含该异常的原始 2D 径向扫描中的相应异常 1251 于是可以通过如在超声图像处理技术中已知的框架 104 中编程的合适的算法被自动拉起并显示。类似地,还可以同时示出包含该异常 1252 的构建的正交 2D 图像 1240。胸壁 1241 在构建的图像 1240 中也是可见的。

[0069] 图 13a 示出了超声换能器 1314 的使用,超声换能器 1314 具有面对并扫描患者的乳房 1304 的凹形弯曲底部 1314a,患者的乳房 1304 通过旋转的凹形形状的模板 1312 被按压,模板 1312 具有乳头 1305 从中穿过的中央开口。虽然模板 1312 被示出为复合凹形弯曲的,但是其形状可以是平面的或球形的,并且换能器 1314 仍可以具有相似的凹形弯曲的下侧 1314a,或其可以具有大体平面的下侧。在例如像图 10 中那样若干换能器同时扫描乳房的实施例中,每个换能器可以具有凹形下侧,或换能器中的一些(例如,最短换能器)可以具有直下侧,或全部可以具有直下侧。在模板 1312 是如图 13a 所示的球形的情況下,如所示出的,离去角 ϕ 可以大于 2.5° ,但是优选地不超过大约 20° 。图 13b 示出了在径向平面中具有弯曲下侧 1314a 而不是直横向下侧的换能器 1314 的侧视图。图 13c 示出了根据一些实施例的多阵列换能器 1314c 的侧视图。如所示出的,多阵列换能器 1314c 更宽。另外,下弯曲侧 1314d 可以在径向维度和横向维度上均是凹形弯曲的,以与凹形弯曲的模板 1312 匹配。

[0070] 图 14 以框图形式示出了根据上述实施例的用于实现扫描、图像处理和显示的一些计算机实现的设施。如上所述扫描乳房的一个或更多个超声换能器 1402 将原始 2D 超声图像提供给预处理设施 1404,其如相关技术已知的那样对原始图像应用各种算法以生成预处理 2D 图像,每个预处理 2D 图像表示符合沿朝向胸腔的方向延伸的平面(与冠状平面垂直)的乳房的平面区。这些预处理 2D 图像被提供给设施 1406,设施 1406 根据这些 2D 图像重建乳房的 3D 图像,并且如果 3D 图像是与表示所选厚度的乳房切片(例如,作为非限制性示例,0.5mm-10mm 厚的切片)的冠状切片图像的堆不同的形式,则该设施根据乳房的 3D

图像生成这样的切片图像。至此,除了使用上述基本平面的模板生成原始 2D 图像之外,该操作与已知的在商业可得的 FFB 装置中生成 2D 和 3D 图像以及切片图像类似。显示设施 1408 接收来自设施 1404 的预处理 2D 图像和来自重建设施 1406 的 3D 图像和 / 或冠状切片图像。显示设施 1408 包括一个或更多个计算机显示屏幕和计算化处理电路和软件,并且在用户接口 1410 的控制下进行工作,以生成并显示如图 11a 和 11b 所示的像 1110 至 1120 的切片图像、和 / 或图 12a 和图 12b 中所示的诸如 1210 的切片图像连同诸如 1206-1208 和 1236-1238 的预处理 2D 图像对。图 11b 的冠状切片图像可以同时地或按顺序或以电影摄影模式显示。按照通过接口 1410 进行的操作者控制,图像可以在显示屏幕上移动或叠加,或者一个或更多个可以例如通过下述方式而改变:通过改变图像表示的切片的取向、或切片的厚度、或一个或更多个叠加图像的透明度、或通过应用超声成像领域中和 / 或其他图像处理技术和显示领域中已知的图像处理技术(诸如静止或视频图像的后期制作)生成切片的投影的类型(例如,最小或最大密度投影)。类似地,图 12b 中示出的图像可以以所示的格式显示或以相关技术中已知的其他格式显示。作为非限制性示例,图 12b 的切片图像 1210 可以改变以表示具有不同取向或厚度的切片,或改变为以不同方式(例如通过不同类型的投影)生成的切片的图像,图 12b 的 2D 图像也可以在来自接口 1410 的输入的控制下例如通过下述方式改变:通过围绕与冠状平面垂直或仅横切的轴旋转其平面,通过改变两个 2D 图像对的平面之间的角,通过改变图像中像素值的范围(即通过控制图像的窗口宽度),以及利用显示像素值图像的技术中已知的其他方式。图 14 中示出的一些或全部设施可以通过下述方式实现:通过对图 1 的框架 104 中的计算装备进行编程,或通过在与之相连的单独的计算机装备中或在远离框架 104 但与之耦合以接收换能器生成的 2D 图像的工作站中执行处理。控制图 1 和 14 所示的装备的操作的软件可以以非暂态形式被存储在计算机可读介质中以形成程序产品。

[0071] 根据一些实施例,使用显示设施 1408 也可以将来自先前检查的图像与患者的当前检查的图像一起示出以查看随时间的变化。根据一些实施例,使用显示设施 1408 显示表示图像之间随时间的不同的图像。根据另外的实施例,也可以使用显示设施 1408 显示 CAD(计算机辅助检测和诊断)结果和 / 或其他图像增强结果。

[0072] 虽然上述示例的许多变更和修改无疑对于阅读前面的描述的本领域技术人员而言将变得明显,但是应理解通过说明的方式示出和描述的具体实施例决不旨在被认为是限制性的。通过示例,应理解可以使用定位、按压、旋转和另外操纵扫描模板的各种不同框架组件中的任一种,无论针对不同患者永久使用或重复使用扫描模板还是针对每个患者扫描模板是一次性的,而不会背离本教导的范围。而且,在一个或更多个替选的优选实施例中,径向扫描模板的基本轮廓可以是椭圆形等,而不是如附图中的一些所指示的那样是严格圆形的。超声换能器的扫描表面可以是弧形的或根据期望以类似方式形成以符合另外的曲面。因此,所提及的实施例的细节并非意在限制其范围。

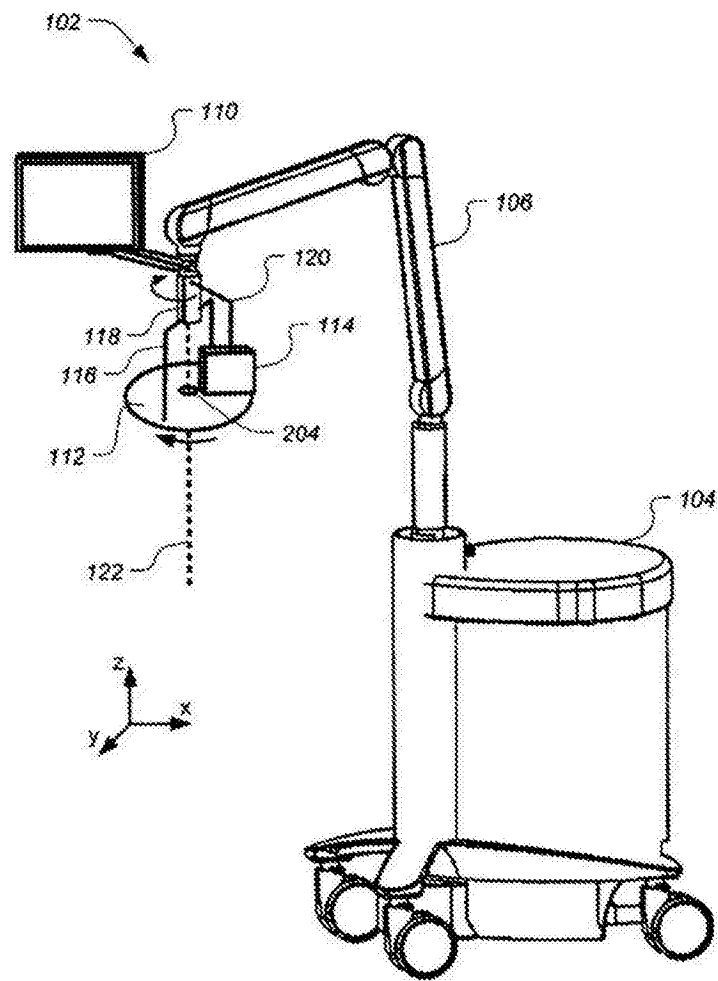


图 1

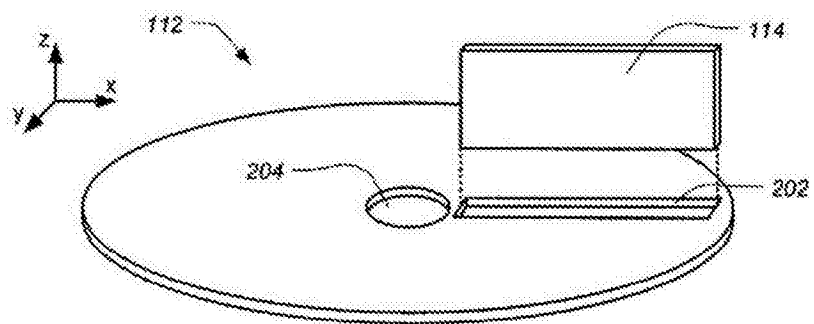


图 2

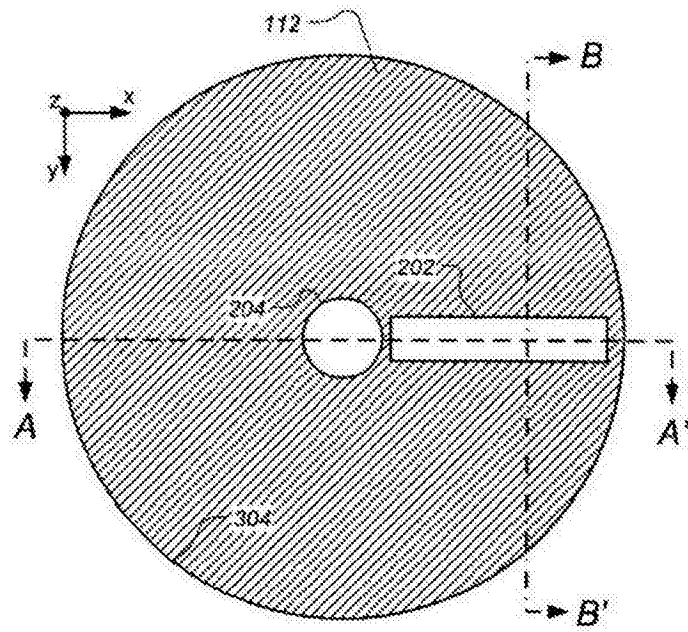


图 3a

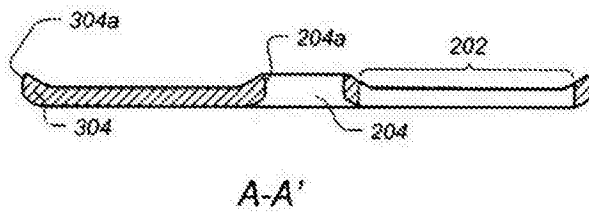
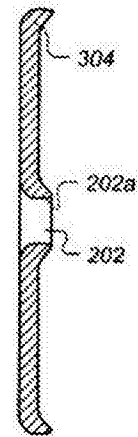


图 3b



B-B'

图 3c

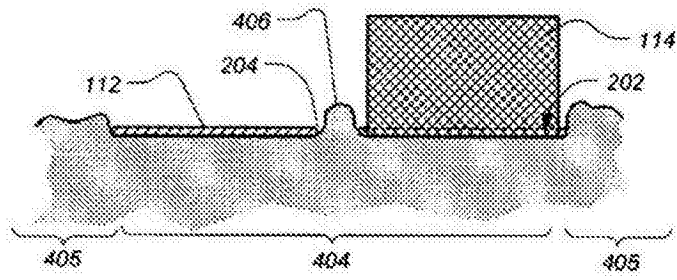


图 4a

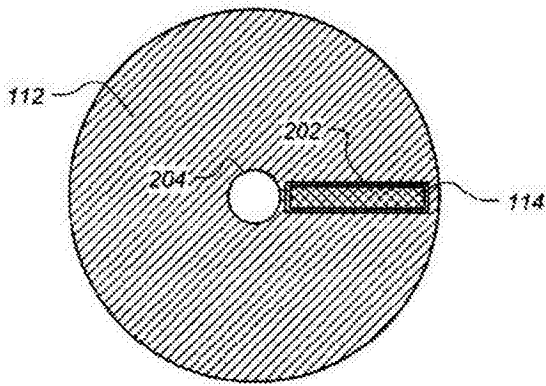


图 4b

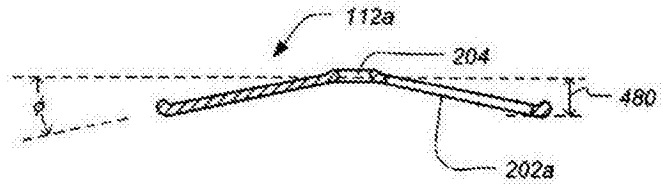


图 4c

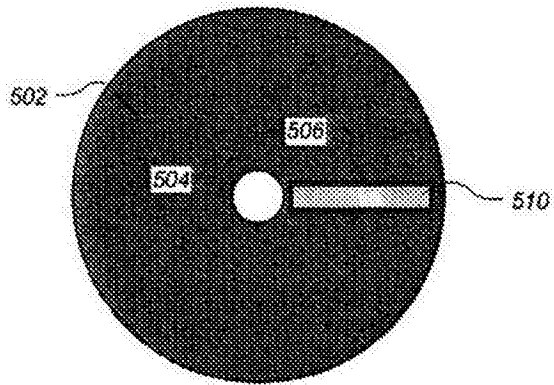


图 5

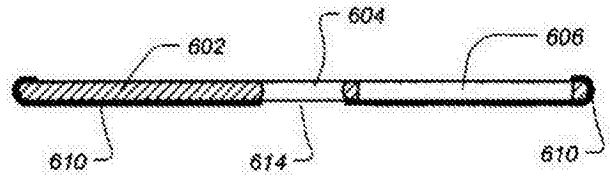


图 6

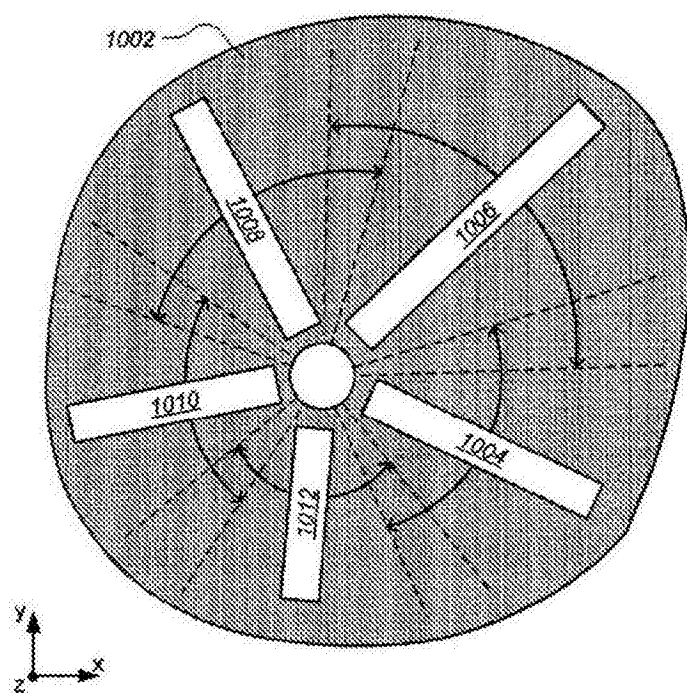


图 10

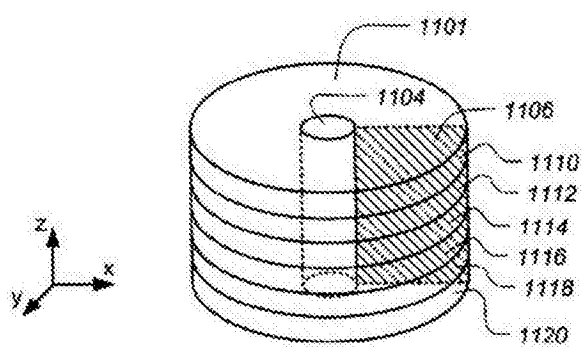


图 11a

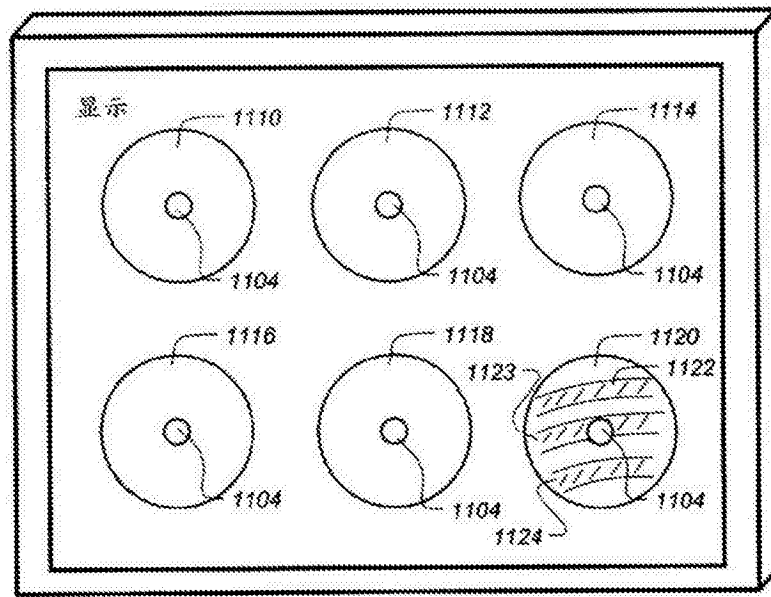


图 11b

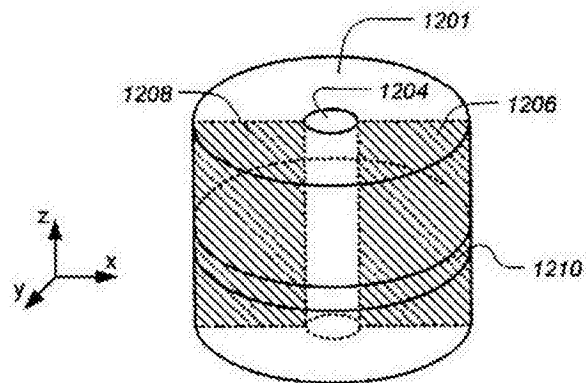


图 12a

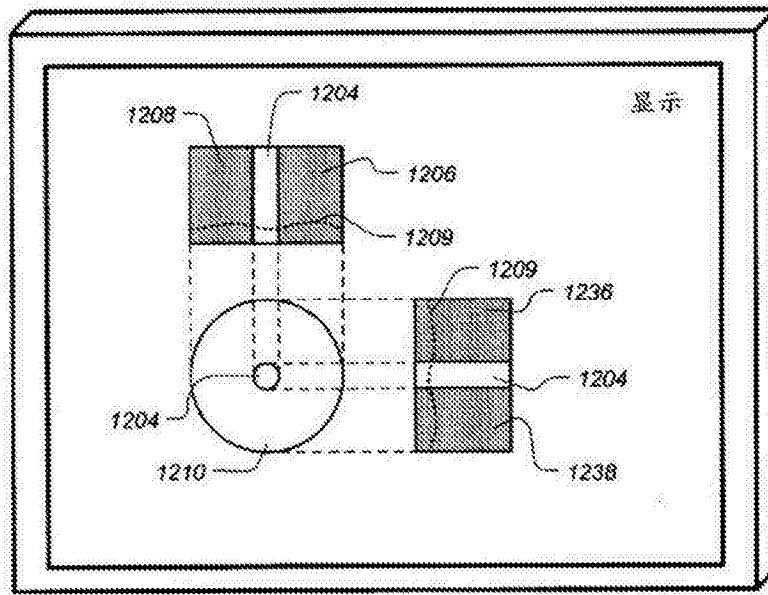


图 12b

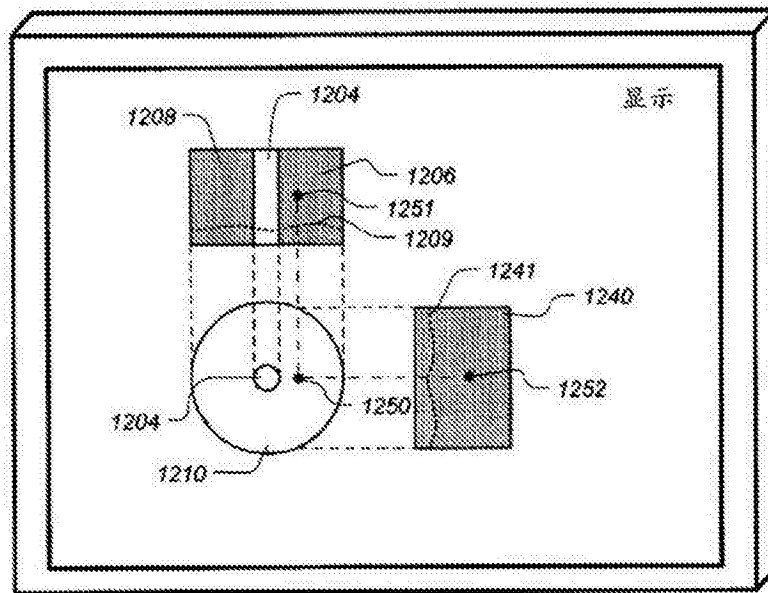


图 12c

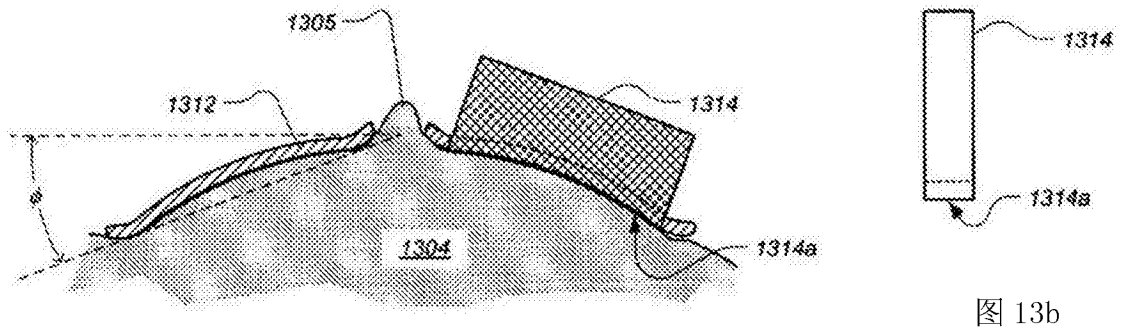


图 13a

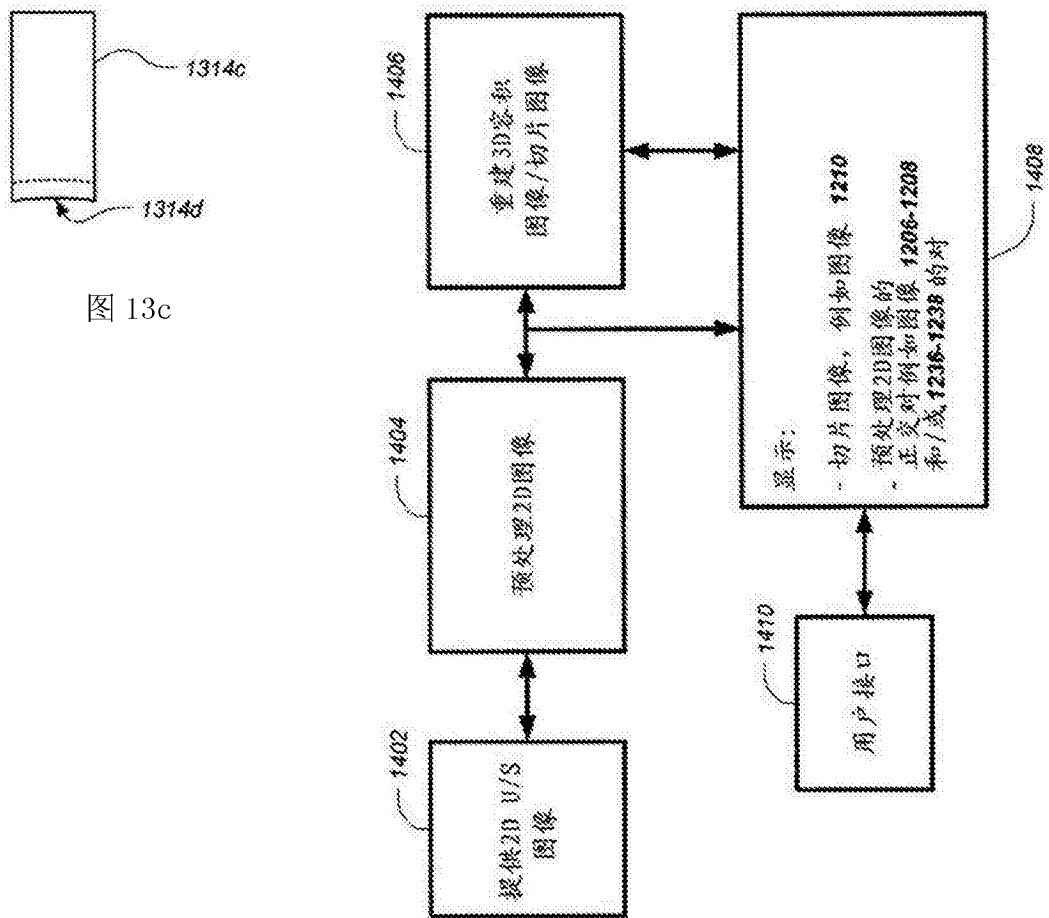


图 13c

图 14

专利名称(译)	乳房超声扫描装置		
公开(公告)号	CN105188552A	公开(公告)日	2015-12-23
申请号	CN201380073985.4	申请日	2013-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	王士平		
申请(专利权)人(译)	王士平		
当前申请(专利权)人(译)	王士平		
[标]发明人	王士平		
发明人	王士平		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/403 A61B8/4209 A61B8/4218 A61B8/4405 A61B8/4461 A61B8/4477 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/523		
代理人(译)	杜诚 陈炜		
优先权	61/769913 2013-02-27 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种设备和方法，用于获得用模板朝向胸腔被按压的患者的乳房的超声图像，该模板是基本平面的，并且相对于乳房旋转，同时与模板一起移动的一个或多个超声换能器通过模板中的一个或多个相应径向取向的槽，优选地通过能渗透凝胶的膜取得乳房的二维图像。二维图像被处理成表示期望厚度和取向的乳房切片的切片图像，单独地或与二维图像中的一些，优选地正交设置的二维图像对一起来显示所述切片图像。

