



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105455850 A

(43) 申请公布日 2016. 04. 06

(21) 申请号 201510630086. 0

(22) 申请日 2015. 09. 29

(30) 优先权数据

14/500833 2014. 09. 29 US

(71) 申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72) 发明人 S. R. 巴恩斯 R. 巴尔 T. R. 克拉里

A. 米尔科夫斯基

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 王岳 张涛

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

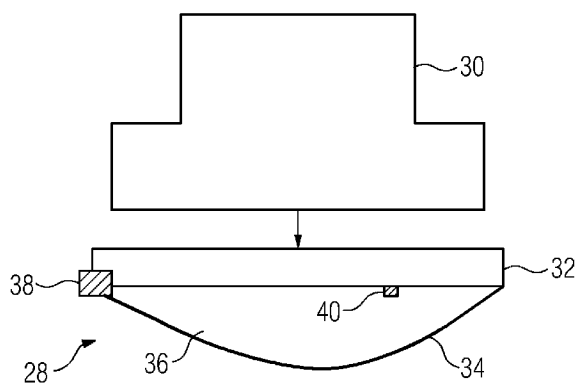
权利要求书2页 说明书9页 附图2页

(54) 发明名称

用于医学诊断超声成像的共形接口

(57) 摘要

本发明涉及用于医学诊断超声成像的共形接口。一种超声成像螺母柱(28)具有用于与容积换能器(30)接触的较硬部分(32)以及充满粘性流体(36)用于与患者共形的柔性部分(34),从而导致较少或没有空气间隙。通过螺母柱(28)施加(46)压力以使结缔组织变平,从而导致较小的阴影伪影。



1. 一种用于超声成像的共形接口,所述共形接口包括:

密封容器(28),其具有比相对的第二表面(34)更硬的第一表面(32),所述第二表面(34)与患者的外表面共形并且所述第一表面(32)配置为与超声换能器阵列(30)声学接触;以及

流体(36),其比所述密封容器(28)中的水更粘。

2. 根据权利要求1所述的共形接口,其中,所述第一表面(32)包括正方形或矩形的框架,所述框架具有围绕所述框架的周边并且延伸远离所述第二表面(34)的唇部。

3. 根据权利要求1所述的共形接口,其中,所述第一表面(32)比所述第二表面(34)更厚。

4. 根据权利要求1所述的共形接口,其中,所述第二表面(34)是弹性的。

5. 根据权利要求1所述的共形接口,其中,所述第二表面(34)是改性尼龙并且所述第一表面(32)是改性尼龙。

6. 根据权利要求5所述的共形接口,其中,所述第一和第二表面(32、34)是不同类型的改性尼龙。

7. 根据权利要求1所述的共形接口,其中,所述第一表面(32)具有在任何方向上至少10 cm的直径并且其中所述第一表面(32)是硬的,使得在用于超声成像的手施加的压力下的同时相对边缘偏离平面不大于0.5 cm。

8. 根据权利要求1所述的共形接口,其中,所述第一表面(32)基本上是平的。

9. 根据权利要求1所述的共形接口,其中,所述第一表面(32)包括粘性润滑剂。

10. 根据权利要求1所述的共形接口,其中,所述流体(36)包括油。

11. 根据权利要求1所述的共形接口,其中,所述流体(36)在大于1个大气压的压力下处于所述密封容器(28)内。

12. 根据权利要求1所述的共形接口,其中,所述密封容器(28)包括配置为所述流体(36)的注射并且在大于1个大气压的压力下保持所述流体(36)的端口,所述压力是通过所述注射可设定的。

13. 根据权利要求1所述的共形接口,还包括在所述密封容器(28)中的力传感器(40)。

14. 一种用于在医学诊断超声容积成像中扫描(48)乳房的方法,所述方法包括:

将在压力下充满粘性流体(36)的袋(28)放置(42)为抵靠患者的所述乳房;

将容积扫描(48)换能器定位(44)为抵靠所述袋(28);

利用所述容积扫描(48)换能器,将压力施加(46)至所述袋(28),所述压力大于由重力引起的;以及

利用所述容积扫描(48)换能器,通过所述袋(28)容积扫描(48)所述乳房。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中,所述袋(28)包括基本上刚性的换能器表面以及柔性的乳房接触表面,其中施加(46)所述压力包括在所述乳房承受所述压力的同时使所述柔性的乳房接触表面与所述乳房共形。

16. 根据权利要求14所述的方法,其中,放置(42)包括在所述袋(28)是具有大于1个大气压的所述压力的密封袋(28)并且所述粘性流体(36)是油的情况下进行放置(42)。

17. 根据权利要求14所述的方法,其中,容积扫描(48)包括扫描(48)通过所述乳房的多个平面,并且还包括根据所述扫描(48)生成图像。

18. 根据权利要求 14 所述的方法, 其中, 施加(46) 所述压力包括用超声诊断人员的手或机器人手臂按压, 所述袋(28) 与所述容积扫描(48) 换能器的放射面共形并且与所述乳房共形, 使得在所述容积扫描(48) 换能器与所述乳房之间的所述袋(28) 中的空气间隙和褶皱不存在。

19. 根据权利要求 14 所述的方法, 还包括:

感测(52) 所述袋(28) 内的压力; 以及

计算作为响应于所述扫描(48) 的所述力和弹性或应变数据的函数的组织特性。

20. 一种用于超声成像的螺母柱, 所述螺母柱包括:

包含在壳体(28) 中的粘性流体(36), 所述壳体(28) 在第一部分中是柔性的弹性材料(34) 并且在第二部分中是相对更硬的材料(32), 所述粘性流体(36) 和所述壳体(28) 是声学传导的。

用于医学诊断超声成像的共形接口

背景技术

[0001] 容积超声用于对患者成像,诸如对具有密度高的乳房妇女成像。在对密度高的乳房进行容积成像的情况下存在多种缺陷。容积扫描换能器不可能与乳房的大部分接触或者在乳房较小的情况下不可能与乳房的整个表面接触。这导致在换能器的部分与患者之间的空气或其他间隙,从而限制了可以从给定位置扫描的容积。超声诊断人员然后从其他位置重复容积扫描,从而要求进行分开获得的容积的配准。容积超声的另一问题是阴影。乳头和其他结缔乳房组织引起超声阴影。超声阴影引起图像伪影。

发明内容

[0002] 作为引言,以下描述的优选实施例包括用于超声成像的方法、螺母柱(standoff)、共形接口、换能器阵列和系统。螺母柱具有用于与容积换能器接触的较硬部分以及充满粘性流体用于与患者共形的柔性部分,从而导致较少或没有空气间隙。通过螺母柱施加压力以使结缔组织变平,从而导致较少的阴影伪影。

[0003] 在第一方面中,提供共形接口用于超声成像。密封容器具有比相对的第二表面更硬的第一表面。第二表面与患者的外表面共形,并且第一表面配置为与超声换能器阵列声学接触。比水更粘的流体在密封容器中。

[0004] 在第二方面中,提供用于在医学诊断超声容积成像中扫描乳房的方法。在压力下充满粘性流体的袋被放置为抵靠患者的乳房。容积扫描换能器定位为抵靠袋。利用容积扫描换能器施加压力至袋。压力大于由重力引起的。利用容积扫描换能器,通过袋对乳房进行容积扫描。

[0005] 在第三方面中,提供用于超声成像的螺母柱。壳体包含粘性流体。壳体在第一部分中是柔性的弹性材料而在第二部分中是相对更硬的材料。粘性流体和壳体是超声传导的。

[0006] 本实施例由以下权利要求限定,并且在该部分中不应解释为限制那些权利要求。可以使用上述方面中的任何两个或更多个的任一或组合。以下结合优选实施例论述本发明的进一步方面和优点。

附图说明

[0007] 组件和附图不必按比例,相反重点被放在图示本发明的原理上。此外,在附图中,遍及不同视图的类似附图标记指明对应的部分。

[0008] 图 1 图示用于超声扫描的共形接口的一个实施例;

图 2 是利用螺母柱进行超声成像的方法的一个实施例的流程图;

图 3 图示图 1 的共形接口与乳房的示例相互作用;以及

图 4 是用于容积扫描的超声系统的一个实施例的方框图。

具体实施方式

[0009] 共形的、阴影减少的接口用于超声容积或其他扫描。共形接口是密封的、粘性的、

超声传导的充满流体的袋。该袋在换能器与患者的乳房之间创建共形接口。每个乳房具有不同形状和结构。该袋可以在朝向胸腔(chestwardly)压缩的换能器与仰卧的患者的乳房之间创建高压接口。共形设计增加了声学接触、患者舒适并且导致阴影减少。

[0010] 容积超声系统可以在一个容积采集中捕捉整个较小的高密度的乳房,而阴影与传统的手持超声类似。共形接口可以无间隙地提供对于乳房的较大部分的声学路径。

[0011] 乳房成像用于本文中的示例中。在其他实施例中,共形接口用于扫描患者的其他部分。腹部的小器官以及周边血管是一些其他示例。

[0012] 图 1 示出用于超声成像的共形接口的一个实施例。共形接口是用于定位在超声换能器 30 与患者之间的螺母柱 28。螺母柱 28 包括与患者共形表面 34 连接的换能器接触表面 32,形成充满流体 36 的容器。还示出了用于填充容器的端口 38 和力传感器 40。另外,可以提供不同的或者较少的组件,诸如不具有端口 38 和 / 或力传感器 40。

[0013] 换能器接触表面 32 是弹性体,诸如改性尼龙(PEBAX)。可以使用其他材料。材料是可消毒的,因此可以经受加热和蒸汽用于进行清洁和重复使用。该材料也是超声传导的并且提供与流体 36 和换能器 30 匹配的声学阻抗,诸如具有类似于水和组织的声学阻抗。

[0014] 换能器接触表面 32 配置用于与超声换能器 30 声学接触。各种布置中的任一或组合可以用于配置换能器接触表面 32 以与超声换能器 30 声学接触。为了避免伪影,提供声学匹配。通过最小化声学阻抗失配,声学能量更可能行进通过接口或边界。为了扫描组织,凝胶用于提供在换能器 30 的放射面与皮肤之间无空气接触。皮肤、凝胶和患者具有类似的声学阻抗,但空气不是这样。

[0015] 在一个实施例中,换能器接触表面 32 配置用于通过是硬的或比患者共形表面 34 更硬的来进行接触。例如,换能器接触表面 32 较厚,诸如是患者共形表面 34 的厚度(例如,10-15 密耳)的 3-4 倍。诸如脊部的结构可以用于硬化换能器接触表面 32。例如,唇部形成在换能器接触表面 32 的周边的全部或部分周围。唇部或脊部限制弯曲。

[0016] 换能器接触表面 32 基本上是平坦且刚性的。基本上计及了距平坦的偏离,其足够轻微以使得至少通过凝胶可保持换能器 30 的刚性放射面与换能器接触表面 32 之间的接触并且没有气袋。例如,换能器接触表面 32 足够硬,使得在压力由换能器 30 施加抵靠换能器接触表面 32 用以超声成像时相对边缘不会偏离平面大于 0.5cm。可以提供或多或少的偏离或弯曲量。硬性允许换能器 30 用于换能器接触表面 32 上以对患者进行高频(例如,2-10MHz)扫描。

[0017] 在另一实施例中,换能器接触表面 32 配置用于通过形状进行声学接触。换能器 30 的放射面是平坦的或弯曲的并且具有任何形状的周边。换能器接触表面 32 具有配对的形状和曲率。例如,换能器 30 是 15 cm×15 cm。同样,换能器接触表面 32 是 15 cm×15 cm,或略微更大(例如在 3cm 内)。作为另一示例,换能器 30 具有在任何方向上至少 10cm 的直径。换能器接触表面 32 具有在各方向上匹配或略微更大的直径。

[0018] 在又另一实施例中,换能器接触表面 32 配置用于通过配对结构,诸如对准孔或杆而进行声学接触。在一个方案中,唇部围绕换能器接触表面 32 的周边延伸。唇部延伸远离换能器接触表面 32 和患者,从而朝向换能器 30 延伸。换能器 30 适配在唇部与换能器接触表面 32 之间并且抵靠换能器接触表面 32。例如,换能器 30 的正方形或矩形放射面适配在唇部内,或者由唇部围绕,其中唇部限定出配对的椭圆、圆形、正方形或矩形凹口。水、凝胶

或其他声学匹配配对材料可以定位于凹口内,以用于形成换能器 30 与换能器接触表面 32 之间的声学接触。

[0019] 换能器接触表面 32 可以是整体平坦或具有凸起或其他结构。凸起或其他结构可以减小摩擦或者可以设计为增加摩擦。在一个实施例中,在使用期间避免凝胶。相反,粘性润滑剂被涂覆、沉积、嵌入或形成在蚀刻的换能器接触表面 32 上。粘性润滑剂粘附至换能器接触表面 32 并且允许与换能器 30 的声学接触。通过诸如在制造时预先施加粘性润滑剂,提供永久或半永久(例如 3 或更多次使用)的声学匹配材料,使得换能器 30 或换能器 30 的部分可以在扫描期间滑动。

[0020] 患者接触表面 34 是一片弹性体,诸如改性尼龙。也可以使用其他材料。患者接触表面 34 由生物相容的、可消毒的、薄的、良好触感材料制成。由于接触皮肤,因此提供患者舒适。在保持一些柔性的情况下可以使用任何厚度。患者接触表面 34 足够厚以避免起皱。在一个示例中,患者接触表面 34 由 1-5 密耳厚的材料形成。可以使用更大或更小的厚度。

[0021] 患者接触表面 34 具有与换能器接触表面 32 相同或不同的材料。在一个实施例中,使用相同材料的不同类型。例如,患者接触表面 34 由改性尼龙 SA MED 制成,而换能器接触表面 32 由较低摩擦系数改性尼龙 7033 制成。

[0022] 患者接触表面 34 与患者共形。患者具有一般平坦或弯曲的表面。例如,乳房在具有由乳头形成的突出体的情况下一般是弯曲的。患者接触表面 34 是在按压抵靠患者时与患者的大部分或整个表面共形的一片材料。在一个实施例中,患者接触表面是弹性的,从而由于压力而伸展。柔性和弹性的患者接触表面 34 在表面 34 的至少部分上呈现患者的形状。

[0023] 患者接触表面 34 具有在放松时或者在来自流体 36 的压力下但未被按压抵靠患者时的任何形状。在图 1 的示例中,患者接触表面 34 由与换能器接触表面 32 连接的一片材料形成。该片可以是平坦的(不同于由流体 36 引起的)或者可以具有如图 1 所示的碗状或曲率。可以在中心提供诸如 2-3 英寸的任何深度。在其他实施例中,患者接触表面 34 具有其他形状,诸如具有倒转的碗状,从而形成用于预先设置的与仰卧的患者的乳房配对的杯。在其他实施例中,由换能器接触表面 32 形成侧壁,使得患者接触表面 34 形成鼓膜型表面。

[0024] 患者接触表面 34 是平坦或平滑的。可以提供纹理。在一个实施例中,提供了预先形成或永久的凹口用于与乳头配对。

[0025] 患者接触表面 34 直接连接至换能器接触表面 32。可以使用粘性的、高热缝接(sonic welding)、热焊接或其他连接。在替换实施例中,侧壁或其他介入结构被提供在患者与换能器接触表面 32、34 之间。

[0026] 连接形成密封容器。流体 36 保持在该密封容器中而不会漏出。密封是固定的或者可释放的。在一个实施例中,提供端口 38。端口 38 是单向或双向阀。端口 38 允许流体 36 的添加和/或流体 36 从密封容器的去除。可以提供缸或泵用于流体 36 的液压添加或去除。在一个实施例中,端口 38 通过管道连接至收容流体 36 的注射器,用于注入或去除流体 36 中的一些。

[0027] 流体 36 是粘性的。例如,流体 36 比水更粘。可以使用任何流体,诸如油(例如,食用油)。流体 36 具有与水和组织类似的声学阻抗,从而避免了与患者和密封容器(例如由患者接触和换能器接触表面 32、34 形成的壳体)的实质上失配。

[0028] 流体 36 在压力下被收容在密封容器中。例如,压力大于 1 个大气压。端口 38 或用于在制造期间注入的其他结构在所期望的压力下保持流体 36。利用端口 38,压力可以按照需要增加或降低。压力可由注入或去除来可设定。

[0029] 通过是填充的压力,即使在由操作者引起显著的朝向胸腔的压缩下,流体更加可能留在患者与换能器 30 之间。流体 36 确保跨越整个乳房的均匀的压力场。均匀压力可以减小来自整个乳房上结缔组织的阴影。厚的、粘性流体使充满流体的袋在分布在具有整个接触表面上的压力的情况下能够定位于患者上。较不粘性的流体,诸如水,无法虑及待施加的显著的压力。通过在没有介入流体的情况下允许换能器与患者接触表面 32、34 之间的接触,水可以导致较不均匀的压力分布。粘性流体可以减慢移位并且在操作者朝向胸腔的压力下流动。

[0030] 螺母柱 28 提供包含在壳体中的粘性流体。壳体在第一部分中是柔性的弹性材料并且在第二部分中是相对更硬的材料。硬性部分在由换能器施加压力时是非变形的或者几乎不变形,从而保持超声接触。柔性的弹性部分使得能够实现跨越乳房的整个或大部分分布的压力,而患者不由于在较小区域处的压力中的峰值而不适。粘性流体确保了跨越乳房的更加均匀的压力并且允许用于扫描的定位。通过是超声传导的,螺母柱 28 可以用于超声扫描。通过是可消毒的,螺母柱 28 可以多次使用(例如,三次或更多次)。粘性流体和软接触材料的组合虑及显著的朝向胸腔的压力被施加至整个乳房,从而减小了阴影而较少患者不适。螺母柱 28 是经济的,半永久的耦合装置。

[0031] 在一个实施例中,一个或多个力传感器 40 被提供在螺母柱 28 上或其中。可以使用任何力传感器 40,诸如应变计、用于距离测量的超声或压力传感器。例如,压力传感器在螺母柱 28 内部。在密封容器中的压力传感器测量流体压力。流体压力是响应于螺母柱 28 内的流体 36 的压力以及由换能器 30 施加抵靠螺母柱 28 的任何朝向胸腔的压力。测量均匀的压力场可以辅助复杂的弹性计算,因为可以测量跨越乳房施加的力。

[0032] 图 2 是用于在医学诊断超声容积成像中扫描乳房的方法的一个实施例的流程图。图 1 的螺母柱 28 或不同螺母柱与超声成像系统一起用于扫描乳房。扫描是对整个乳房或乳房的一部分的扫描,而没有相对于患者的乳房移动螺母柱 28 和 / 或没有重新定位换能器壳体。可以提供重新定位或移动来扫描患者的不同部分。

[0033] 方法以所示的次序或另一次序执行。例如,执行动作 46,同时还执行动作 48 和 / 或动作 50。可以提供附加的、不同的或较少的动作。例如,不执行动作 50、52 和 / 或 54。作为另一示例,执行用于弹性成像或扫描配置的动作。

[0034] 在动作 42 中,在压力下充满粘性流体的袋被放置为抵靠患者的乳房。例如,内部流体压力大于 1 个大气压并且具有包括油或者比水更粘的其他流体的粘性流体的密封袋被放置。可以应用图 1 的螺母柱。在放置之前,凝胶或其他声学耦合可以被施加至袋或乳房。

[0035] 在动作 44 中,容积扫描换能器定位为抵靠袋。换能器定位为抵靠该袋的与乳房相对的一侧。在定位之前,凝胶或其他声学耦合可以被施加至换能器或袋。在一个实施例中,袋被浸泡或预先涂覆有半永久的润滑剂以用于超声耦合和 / 或能够以较小的摩擦沿着袋移动换能器阵列。

[0036] 容积扫描换能器是二维摇摆阵列,或在换能器壳体是静止的同时利用超声扫描多

于一个平面的其他换能器。在一个实施例中,换能器是安装到轨道的一维阵列。齿轮或滑轮机械地平移一维阵列用于容积扫描。在袋具有用于接受换能器壳体的框架或其他结构的情况下,在放射面上方不可提供窗或其他覆盖物。在替换实施例中,提供了覆盖物并且该覆盖物与袋声学接触。

[0037] 在动作 46 中,将压力施加至乳房。换能器被按压抵靠袋。压力大于由重力得到在袋和换能器上的力。超声诊断人员的手或机器人臂施加压力。可以施加任何压力量。施加至袋的压力也被施加至患者。

[0038] 由于该压力,袋的柔性的充满流体的部分与患者的乳房共形。乳房被推得更平。袋弯曲和 / 或扩展到与乳房的形状共形。在该布置中,袋的更加刚性或平坦部分声学接触换能器,并且柔性部分与乳房共形。柔性材料和被压缩的粘性流体与乳房共形,使得大约 1/2 波长或更大的空气间隙被防止或不存在。类似地,厚度、弹性和 / 或压力使袋的柔性材料更加不可能起皱。

[0039] 图 3 示出示例。患者接触表面 34 被按压到各侧,但是一些流体 36 沿着整个患者接触表面 34 保持,使得通常相等的压力沿着乳房 37 的大部分或整个乳房被施加。并非具有作为位置的函数的是有峰值的或抛物线的压力轮廓(更大压力在中心而较小压力在各侧),轮廓是更加平坦的(沿着更大的空间范围的更加均等的压力)。

[0040] 在图 2 的动作 48 中,乳房被容积扫描。该扫描是通过袋发生的。容积扫描换能器阵列发射聚焦在乳房内的声能。声能传递通过袋并且进入患者中。至少 70%、80%、90% 或更多的声能传递进入患者中而不由袋的边界反射。响应于所反射的声能的声学回声行进通过袋并且到达换能器处。

[0041] 容积扫描沿着遍及容积(例如乳房)分布的扫描线发射和接收。例如,乳房中的多个平面被扫描。利用电子转向来执行容积扫描。可替换地,诸如利用摇摆(wobble)阵列沿着一个方向提供机械转向而在另一方向提供电子转向。在一个实施例中,一维阵列沿着袋的表面平移以扫描不同平面,从而形成容积扫描。

[0042] 由于通过换能器阵列沿着袋的声学接触,全部或大部分乳房容积可以在一个位置用袋和换能器壳体扫描。对于小至中等乳房,使用单个放置和定位,而不分开扫描与容积阵列相对于乳房的不同放置相关联的 2 个或更多个(例如,通常 4-5 个)容积。在替换实施例中或者对于较大的乳房,袋可以被重新放回到乳房上的另一位置,用于分开容积扫描乳房容积的不同部分。

[0043] 在动作 50 中,由扫描生成图像。扫描生成束形成的电信号。束形成样本代表乳房内的三维格栅或采样图案中的不同立体像素或位置。通过使用超声系统,束形成样本被检测,诸如用于 B 模式成像的强度或速度、功率或用于彩色流成像的方差估计。执行滤波、扫描转换、对三维笛卡尔坐标格网的插值或其他处理。

[0044] 根据所检测的数据生成图像。可以创建三维渲染,诸如从分布在三维中的立体像素渲染用于显示的两维图像。可以使用投影或表面渲染。替换地或附加地,生成平面图像。通过容积的平面被定义并且沿着该平面的立体像素数据被用于生成通过乳房的该平面的两维视图。可以提供多平面的重构。

[0045] 由于由换能器施加至袋的压力,阴影不太可能在图像中。结缔组织更密,因此更大地衰减声能。结果,从超过结缔组织相对于换能器的返回或回声更弱,从而引起阴影。具有

更大深度的结缔组织的范围引起更大阴影。通过施加更加均等的压力,结缔组织 39 (参见图 3,其中线表示结缔组织)被强制施加压力成更平或水平的分布。这导致较小的阴影。

[0046] 在弹性或应变成像中,将力施加至组织。例如,施加来自换能器的压力。随后测量组织的应变、柔性或弹性。可以在无需知道施加了多大的力的情况下测量弹性或应变。为了确定组织的特性,诸如杨氏模量,使用所施加的力的量。在动作 52 中,感测来自袋内的力。压力或其他力传感器确定施加至组织或皮肤的力的量。施加在乳房内的力可以根据袋中的力或施加至皮肤的力来外插。在动作 54 中,使用来自扫描的数据(例如弹性或应变数据)和力来计算组织特性。杨氏模量或其他组织特性被计算。

[0047] 图 4 示出用于医学诊断超声成像的系统 10。系统 10 可以与诸如图 1 的螺母柱 28 的螺母柱一起用于扫描患者,诸如对乳房进行容积扫描。系统 10 包括换能器探头 12、束形成器 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、不同的或较少的组件。例如,系统 10 包括用户接口。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开的工作站或计算机的部分。工作站与超声成像系统邻近或远离。在一些实施例中,提供换能器探头 12 而没有其他组件。

[0048] 在一个实施例中,系统表示自动乳房容积扫描仪。换能器探头 12 被提供用于扫描乳房。换能器探头 12 被手持或者可以是自动扫描系统的一部分。例如,换能器探头 12 由机器人臂或支撑臂支持。重力、伺服电机、电机、弹簧、液压或其他机构将换能器探头 12 保持在位置中抵靠患者的乳房。也可以提供除了乳房成像以外的其他应用。

[0049] 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 包括探头壳体和换能器阵列。也可以提供附加的、不同的、或较少的组件,诸如电缆和 / 或电子装置。

[0050] 换能器探头 12 包括平面阵列、曲面阵列、二维阵列、径向阵列、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隔开的元件(例如, $N \times M$, 其中 N 和 M 两者都大于 1),但不必然在每个方向上具有相等的范围。多维阵列包括元件在不是一条线的区域上的 1.25D、1.5D、1.75D、环形、径向或其他布置。

[0051] 在替换实施例中,换能器探头 12 具有与引导物(guide)连接的一维阵列。引导物是用于引导在旋转或横向移动中的换能器阵列的轨道、滑轮、液压系统、螺杆传动、机械联动、滚珠轴承、齿条和小齿轮、或其他机构。例如,引导物包括两个凹槽,其中换能器阵列安置在凹槽中并且连接至滑轮或链条。凹槽支撑阵列以在诸如升高方向上通常垂直地移动。电机诸如通过滑轮或齿轮与阵列连接。电机施加力以移动换能器阵列。可以提供任何运动速度以平移或移动换能器阵列。扫描头在与短轴平行的方向上机械地平移,从而使发射平面跨越整个容积扫过。控制器以所期望的时间和 / 或速度操作电机。可以使用任何类型的电机,诸如步进电机、电动电机或泵。

[0052] 换能器探头 12 包括探头壳体。对于乳房成像器而言,探头壳体是塑料、玻璃纤维、金属和 / 或其他材料的荚状物或外壳。提供声学窗,诸如在换能器阵列与垫之间具有或不具有凝胶或其他超声可传输物质的柔性袋。例如,垫与压缩的乳房的形状共形。垫与换能器阵列之间的凝胶允许适应并且提供从换能器阵列至乳房的声学路径。可替换地,探头壳体是乳房 X 光照片系统或任何其他乳房压缩或扫描系统的部分。

[0053] 在用于扫描乳房的用途或其他用途的替换实施例中,探头壳体用于手持用途。探头壳体的形状和表面纹理包括用于手动移动探头壳体的把手或手柄。可以提供声学窗,诸如塑料或透镜。

[0054] 探头壳体包住、包围换能器阵列的大部分,或者是围绕换能器阵列的保护性框架。探头壳体可以包括手柄、把手、门、连接、换能器电缆或其他组件。电子装置可以被提供在探头壳体内,但探头壳体可以没有有源(例如,晶体管、开关或前置放大器)电子装置。

[0055] 换能器探头 12 的声学元件是锆钛酸铅(PZT)压电换能材料、铁电弛豫或 PVDF 材料、电容膜超声换能器(cMUT)材料、微机械膜或梁、微机电装置、其它压电材料,或用于声到电和/或电到声换能的其他装置。例如,声学元件是 cMUT 或微机械结构,诸如悬置在间隙上方的至少一个柔性膜,其中在间隙的每一侧上具有用于声能与电能之间换能的电极。每个声学元件由一个或多个,诸如 4-8、数十或其他数量的膜和间隙(即,“鼓”或 cMUT 单元)形成。对于给定元件的间隙和膜的每一个的电极共同连接以形成单个声学元件。

[0056] 全部声学元件包括相同类型的材料,但多种类型的声学换能器材料可以用于不同声学元件。声学元件具有各种可能形状之一,诸如三角形、矩形、正方形、多边形、六边形、圆形、不规则,或者关于声学元件的面(即,与将要扫描的容积邻近放置的元件的部分)的形状的任何组合。

[0057] 换能器探头 12 在电信号与声能之间转换以用于扫描患者的身体的区域。被扫描的身体区域是换能器阵列的类型以及换能器探头 12 相对于患者的位置的函数。线性孔径可以扫描身体的矩形或正方形平面区域。作为另一示例,弯曲线性孔径可以扫描身体的饼状区域。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。扫描具有二维平面,诸如以相对于孔径的不同方位角扫描。通过移动换能器阵列,可以扫描不同平面或平面的不同段。为了扫描乳房容积,换能器阵列同样或者替代地机械移动以扫描不同海拔空间平面。

[0058] 束形成器 14 由硬件和/或软件配置。例如,焦点表用于确定用于操控声学束的延迟或相位。按照软件控制,生成用于发射操作的所期望的波形,并且实施所期望的接收过程。

[0059] 在一个实施例中,束形成器 14 包括发射器或波形发生器,用于生成用于发射孔径的每个元件的电波形。波形与相位和幅度相关联。用于给定发射事件的波形可以具有相同或不同的定相位。电波形被相对地加权和延迟以形成具有所期望的相位和幅度特性的声学束。例如,发射束形成器包括放大器、相位旋转器和/或控制器,以生成与其他声学束有关的具有所期望的相位和幅度的连续的受控脉冲。可以使用会聚、发散或平面束。

[0060] 束形成器 14 可以包括接收束形成器,诸如延迟、相位旋转器、放大器和/或加法器,用于将所接收的信号相对延迟并且求和以形成具有动态聚焦的一个或多个接收束。例如,利用共享处理、分开处理或其组合,多个(例如,数十或数百)的平行接收束形成器被提供以响应于给定的发射束而形成相应的多个接收束。可替换地,束形成器 14 包括用于所接收的信号的傅立叶或其他分析的处理器以生成表示所扫描区域的不同空间位置的样本。在其他实施例中,对于每个发射束,仅生成一个或少数(例如,9 或更少)接收束。

[0061] 接收束形成器在前置放大、任何信号调节(例如,滤波)和模拟至数字转换之后与换能器阵列的接收元件连接。接收束形成器可以是具有元件的芯片上的。

[0062] 换能器探头 12 和束形成器 14 连接在一起,诸如发射束形成器通道通过同轴电缆连接至换能器探头 12。换能器探头 12 和束形成器 14 配置为扫描平面区域或者平面区域的段。束形成器 14 被控制或编程为执行扫描。设定束形成器参数,诸如用于聚焦的相对延迟和 / 或相位、变迹、束幅度、束相位、频率或其他。设定换能器探头 12 上用于发射的孔径和用于接收的孔径。束形成器 14 和换能器探头 12 用于生成用于孔径的波形并且将波形转换为声能用于发射该束。束形成器 14 和换能器探头 12 用于在接收孔径处接收声能、将声能转换为电能并且对所接收的电信号进行束形成。

[0063] 电子转向可以用于扫描平面。容积扫描可以利用换能器阵列的机械移动或另外的电子转向来执行。可以使用孔径和 / 或扫描线的任何图案或分布。以各种现在已知的或者以后开发的扫描图案中的任一个沿着每个扫描平面发射声能,以获取数据。扫描平面随后通过移动换能器阵列而变更到容积中的另一位置。通过沿着引导物移动换能器阵列,可以扫描容积。容积由用于多个平面的数据表示。

[0064] 对于每个平面位置,束形成器配置为扫描平面一次。可替换地,平面被扫描多次,但在方位角中具有不同的扫描线角度以用于空间复合。不同的孔径位置可以用于从不同角度扫描给定位置。

[0065] 对于给定容积,扫描可以重复。通过重复扫描,获得立体像素数据帧的序列。每一帧表示整个三维扫描容积,但也可以仅表示容积内的较小区域,诸如平面。通过重复扫描,获得表示容积和 / 或平面的多个束形成数据帧。可以使用扫描线、帧的部分、帧、或者插入的帧组的任何一个。

[0066] 检测器 18 配置为检测由束形成器 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。检测器由硬件和 / 或软件配置以检测束形成的和 / 或内插的数据。可以使用任何检测,诸如 B- 模式、多普勒或彩色流模式、谐波模式或其他现在已知或以后开发的模式。B- 模式和一些谐波模式使用单个脉冲扫描技术以进行检测。在感兴趣的频段中的所接收的信号强度被计算。可以使用多个脉冲技术,诸如速度或能量的流模式估计。

[0067] 检测器 18 检测对于容积的扫描的发射束的响应。所检测的数据的空间和 / 或时间分辨率基于束形成或扫描分辨率。提供表示容积的检测数据。

[0068] 处理器 16 是由硬件和 / 或软件配置的渲染处理器。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、图形处理单元、数字电路、模拟电路、数字信号处理器、其组合,或者用于生成以不同平面扫描的容积的三维渲染的其他现在已知或以后开发的装置。处理器 16 是单个装置或装置组。例如,处理器 16 包括并行或顺序操作的分开的处理器。作为另一示例,处理器 16 包括用于并行或顺序分布处理的装置网络。在一个实施例中,处理器 16 是用于三维图像渲染的特定装置,诸如图形处理单元、图形卡或用于渲染的其他装置。

[0069] 处理器 16 使用表面渲染、投影渲染、阿尔法(alpha)混合、纹理化或其他现在已知或以后开发的渲染。数据可以重新采样至规则的立体像素网格。可替换地,根据诸如与实际扫描线和 / 或内插扫描线相关联的扫描格式的数据来执行渲染。在又另一实施例中,未提供处理器 16,或者处理器 16 是用于生成表示扫描平面或来自扫描容积的平面的重构的两维图像的扫描转换器。

[0070] 处理器 16、检测器 18 或分开的处理器根据容积扫描和 / 或平面扫描,或者从检测

器 18 输出的其他数据来生成图像。例如,灰度和 / 或彩色编码用于生成 B- 模式、多普勒模式或 B- 模式多普勒模式组合。诸如三维渲染的任何图像输出至显示器 24。

[0071] 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未来的显示装置。显示器 24 接收来自处理器 16 或其他组件的图像数据并且生成图像。三维渲染、二维图像或其他图像被显示。

[0072] 存储器 22 是有形(非瞬态)计算机可读存储媒介,诸如缓存、缓冲器、寄存器、RAM、可移除介质、硬驱、光学存储装置、或其他计算机可读存储介质。存储器 22 并非作为信号而是作为装置是有形的。计算机可读存储介质包括各种类型的易失和非易失存储介质。存储器 22 可由存储器 16 访问。

[0073] 存储器 22 存储表示可由编程处理器 16、束形成器 14 的处理器和 / 或用于利用超声进行扫描和 / 或控制换能器探头 12 的电机的处理器执行的指令的数据。用于实施在此讨论的过程、方法和 / 或技术的指令被提供在计算机可读存储介质或存储器上。在附图中图示或在此描述的功能、动作或任务是响应于存储在计算机可读存储介质中或其上的一组或多组指令而被执行的。功能、动作或任务是独立于特定类型的指令集、存储介质、处理器或处理策略并且可由单独操作或组合操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等执行。同样,处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等。在一个实施例中,指令被存储在可移除介质装置上,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,用于通过计算机网络或在电话线上进行传输。在又另一实施例中,指令被存储在给定的计算机、CPU、GPU 或系统内。

[0074] 虽然以上已经参照各种实施例描述了本发明,但应理解,在不偏离本发明的范围的情况下可以做出许多改变和修改。以上实施例为示例。因此,所意图的是,前述详细描述应被理解为本发明的目前优选实施例的说明,而不是对本发明的限定。只有以下包括所有等同物的权利要求意图限定本发明的范围。

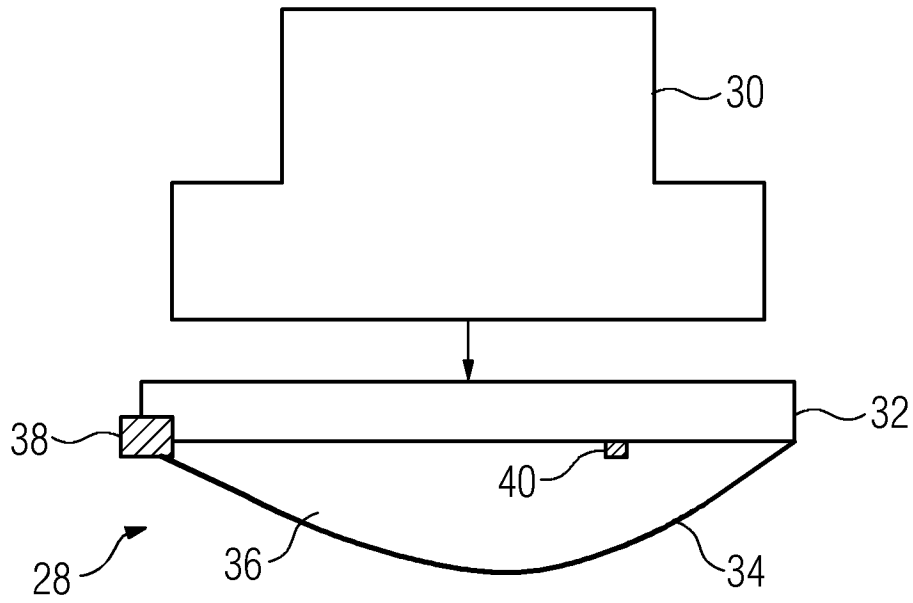


图 1

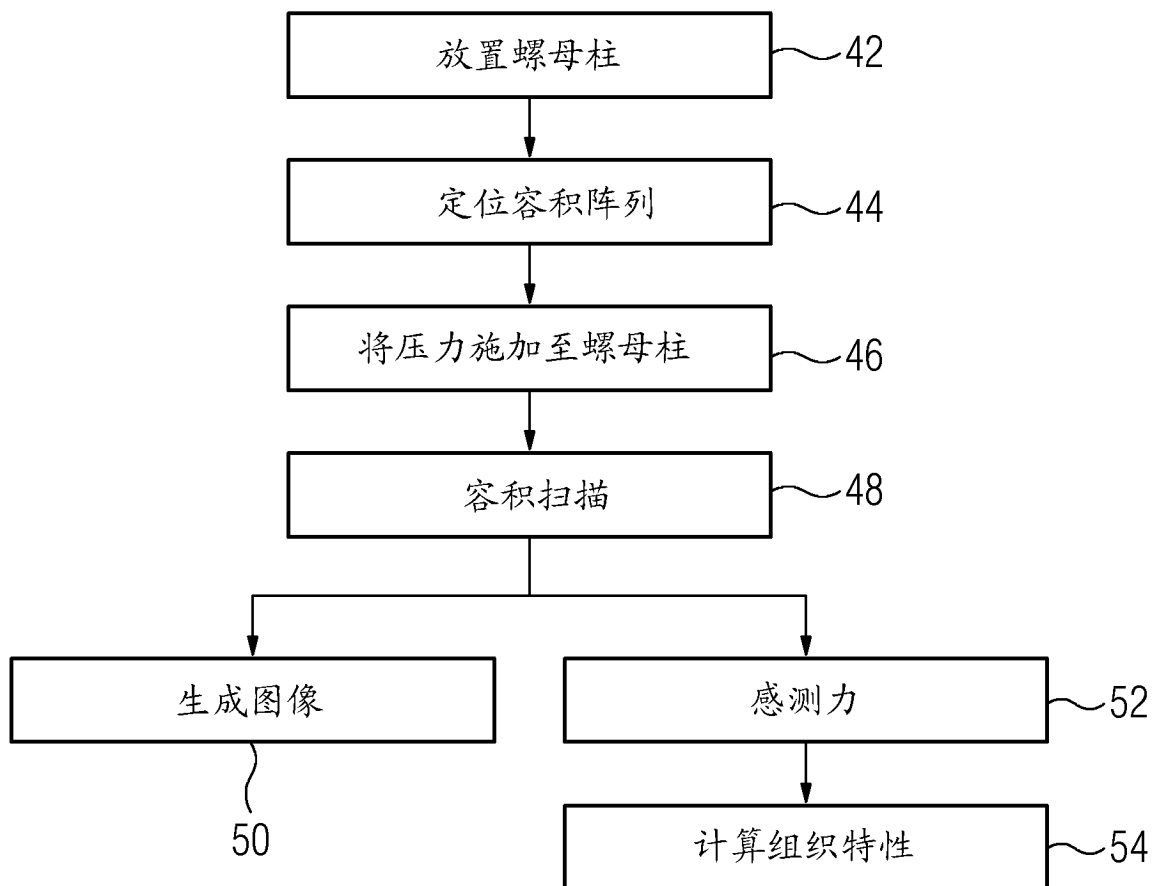


图 2

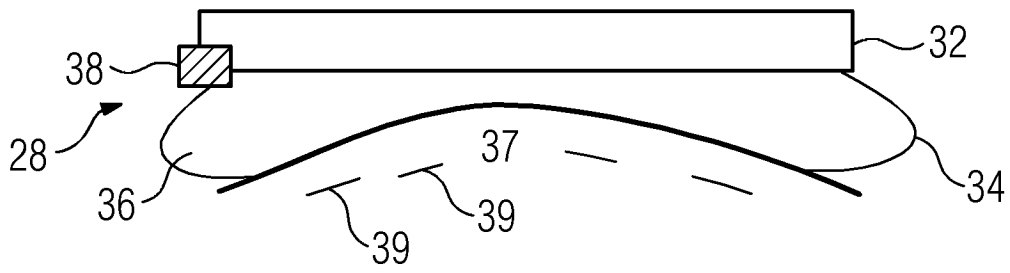


图 3

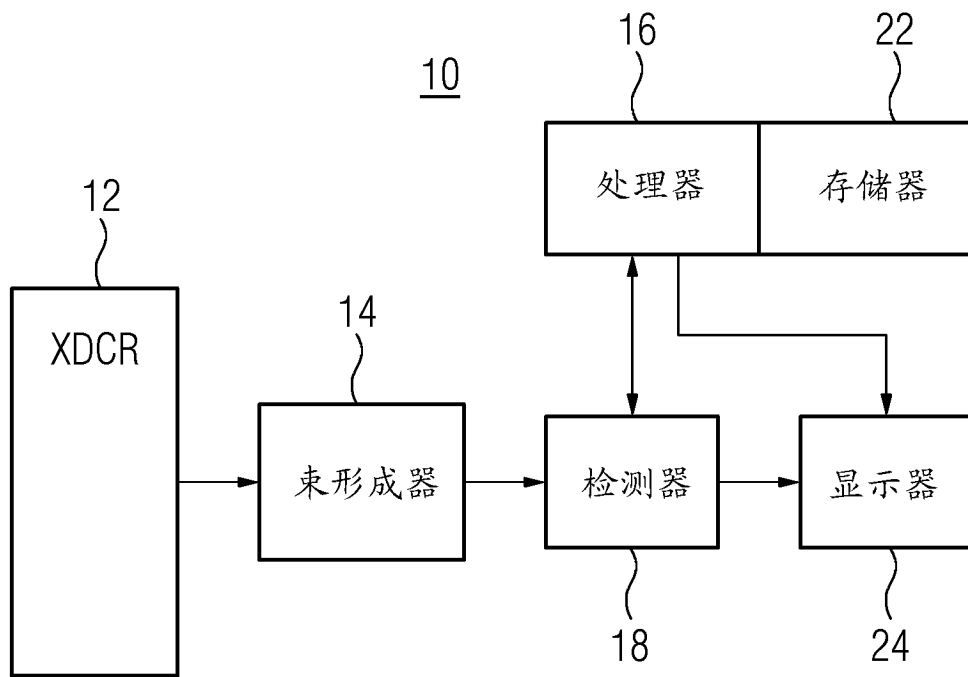


图 4

专利名称(译)	用于医学诊断超声成像的共形接口		
公开(公告)号	CN105455850A	公开(公告)日	2016-04-06
申请号	CN201510630086.0	申请日	2015-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	S R 巴恩斯 R 巴尔 T R 克拉里 A 米尔科夫斯基		
发明人	S.R.巴恩斯 R.巴尔 T.R.克拉里 A.米尔科夫斯基		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/4281 A61B8/429 A61B8/4483 A61B8/483 A61B8/5207 A61B34/30		
代理人(译)	王岳 张涛		
优先权	14/500833 2014-09-29 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于医学诊断超声成像的共形接口。一种超声成像螺母柱(28)具有用于与容积换能器(30)接触的较硬部分(32)以及充满粘性流体(36)用于与患者共形的柔性部分(34)，从而导致较少或没有空气间隙。通过螺母柱(28)施加(46)压力以使结缔组织变平，从而导致较小的阴影伪影。

