



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101166473 B

(45) 授权公告日 2012. 11. 14

(21) 申请号 200680013958. 8

(22) 申请日 2006. 04. 20

(30) 优先权数据

60/674, 493 2005. 04. 25 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007. 10. 25

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2006/051226 2006. 04. 20

(87) PCT申请的公布数据

W02006/114735 EN 2006. 11. 02

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 M·佩辛斯基

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 龚海军 谭祐祥

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 8/13(2006. 01)

B06B 1/02(2006. 01)

(56) 对比文件

US 5598845 , 1997. 02. 04, 全文 .

US 2002/0111568 A1, 2002. 08. 15, 全文 .

WO 2004/021043 A1, 2004. 03. 11, 全文 .

审查员 刘娟

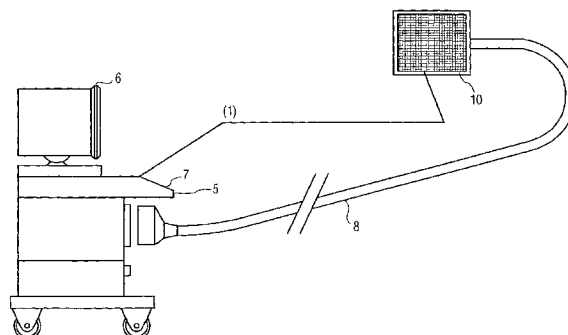
权利要求书 2 页 说明书 4 页 附图 8 页

(54) 发明名称

通过超声换能器系统连续成像的装置

(57) 摘要

一种基于薄型大孔径矩阵的超声换能器, 其通过一次性垫板被固定地附着于人体, 并被用于对人体解剖组织进行成像。通过向超声成像系统进行输入, 远程控制图像调整和视场。



1. 一种连续成像超声换能器系统,包括:

薄型的坚硬机壳;

附于所述机壳的大孔径矩阵式阵列换能器罩板,其中所述矩阵式阵列换能器罩板包括垫板,其由低声损耗材料制成,且与实际成像孔径相比足够大;

在所述罩板前面的声学窗口,用于声学地耦合矩阵式阵列换能器罩板至目标;

位于矩阵式阵列换能器罩板四周附近的所述机壳上的粘着剂,用于将所述超声换能器粘着性地附于目标上;

微波束成形 ASIC,位于矩阵式阵列换能器罩板后面的所述机壳内;和

超声成像系统,控制由所述矩阵式阵列换能器罩板产生的扫描线的定位;和

在所述超声成像系统的控制下可以对所述矩阵式阵列换能器罩板的扇形扫描进行重新定位,而不必对所述换能器进行任何机械调整。

2. 如权利要求 1 所述的换能器系统进一步包括:

在使用所述矩阵式阵列换能器罩板的成像模式下可操作的所述超声成像系统被置于至少一个具有障碍物的成像目标上,通过使用所述超声成像系统上的控制件对扇形扫描进行重新定位来显现图像,以从所述图像移除所述障碍物。

3. 如权利要求 2 所述的换能器系统,其中所述成像模式是 2D 成像模式。

4. 如权利要求 2 所述的换能器系统,其中所述成像模式是 3D 成像模式。

5. 如权利要求 2 所述的换能器系统,其中所述矩阵式阵列换能器罩板被置于至少一个具有障碍物的成像目标上,通过使用所述控制件来对扇形扫描进行重新定位从而显现图像,以使图像旋转。

6. 如权利要求 2 所述的换能器系统,其中所述矩阵式阵列换能器罩板被置于至少一个具有障碍物的成像目标上,通过使用所述控制件来对扇形扫描进行重新定位从而显现图像,以使图像倾斜。

7. 如权利要求 2 所述的换能器系统,其中处于使用所述矩阵式阵列换能器罩板的所述成像模式下的所述超声成像系统被置于至少一个成像目标上,通过使用所述超声成像系统上的控制件对扇形扫描重新定位来显现图像,以从所述图像移除肋骨阴影。

8. 如权利要求 7 所述的换能器系统,其中所述超声成像系统上的所述控制件包括用于将所述图像向所述肋骨左边或右边滚动以使肋骨不成为图像障碍的轨迹球和所述超声成像系统上的软按键控制件 54,用以提供将所述图像从所述肋骨移开的各种图像运动。

9. 如权利要求 1 所述的换能器系统,其中所述矩阵式阵列换能器罩板是薄型大孔径矩阵式阵列传感器组件。

10. 如权利要求 9 所述的换能器系统,其中所述矩阵式阵列传感器组件由 CMUT 构成。

11. 如权利要求 9 所述的换能器系统,其中所述矩阵式阵列传感器组件由 PMUT 构成。

12. 如权利要求 9 所述的换能器系统,其中所述矩阵式阵列传感器组件由微电机超声换能器结构构成。

13. 如权利要求 9 所述的换能器系统,其中所述矩阵式阵列传感器组件由基于压电的结构构成。

14. 如权利要求 9 所述的换能器系统,其中所述矩阵式阵列传感器组件被保持在薄型的坚硬机壳内,并通过换能器线路连接至所述超声成像系统。

15. 如权利要求 9 所述的换能器系统,其中所述矩阵式阵列传感器组件被保持在薄型的坚硬机壳内,并由此提供用于所述换能器的机壳,并且所述矩阵式阵列传感器组件通过无线技术连接至所述超声成像系统。

16. 如权利要求 15 所述的换能器系统,其中所述无线技术是蓝牙技术。

17. 如权利要求 9 所述的换能器系统,其中所述矩阵式阵列传感器组件附于用于所述换能器的坚硬机壳,并且用超声胶声学地耦合。

18. 如权利要求 9 所述的换能器系统,其中所述成像系统是相控阵列超声成像系统,且所述相控阵列成像系统控制所述矩阵式阵列换能器罩板,其中从所述矩阵式阵列换能器罩板获得的图像既包括标准 2D 相控阵列格式又包括 2D 线性阵列格式,还有 3D 实时体图像。

通过超声换能器系统连续成像的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种由超声换能器系统提供连续成像的方法和装置。特别地,本发明涉及一种超声成像的方法和装置,其控制由阵列产生的扫描线的调整和定位,而无需手动的换能器操作。

背景技术

[0002] 对经胸廓的成像来说,典型地手持超声换能器对着胸部或腹部。

[0003] 为了为评估或治疗提供人体解剖的连续成像,需要以很好的声耦合来定位和保持超声换能器,而且还需要将该超声换能器与感兴趣目标精密地对齐。Chanderatna(5598845)和Clancy(5022410)已经描述了远程换能器,但是,在这两个情况下,为了获取图像,都要求相对于人体解剖的传感器系统的机械调整。希望开发出一种可以无需手动调整而使用远程换能器的工艺和装置。

发明内容

[0004] 这里所描述的本发明是基于薄型(low profile)大孔径矩阵的超声换能器,其通过一次性垫板可固定地附着于人体,并被用于对人体解剖进行成像。通过向超声成像系统进行输入来远程控制图像调整和视场。

[0005] 通过使用由用户控制超声成像系统而定位的扫描线的电子控制,这里所描述的使用矩阵式阵列垫板的换能器无需机械调整,这样,就不再需要操作成像换能器。

附图说明

[0006] 图1是本发明的方框图,示出了由相控阵列超声成像系统控制的矩阵式阵列传感器组件,而且该传感器的机壳上附有一次性垫板,该一次性垫板与该阵列在声学上耦合在一起。图2示出图1的罩板(patch),其正附着于患者身体的感兴趣区域上;

[0007] 图3是图2的一个可替换实施例,示出了附着于多个感兴趣区域的多个罩板;

[0008] 图4A和4B示出一个可替换的罩板——可再次使用的矩阵式阵列罩板,其中的罩板是可再次使用的罩板,分别在俯视图和侧视图中示出;

[0009] 图5A和5B分别是图1的一次性垫板的俯视图和侧视图;

[0010] 图6A和6B示出了应用于患者身体的矩阵式阵列罩板,其用于对由于肋骨的阴影而不能成像的区域进行成像;

[0011] 图7A和7B示出本发明怎样克服图6A和6B中由于肋骨阴影所带来的成像问题;和

[0012] 图8示出本发明的相控阵列超声成像系统的控制面板,以及用于调整换能器罩板成像的控制,包括移除如图6A、6B、7A和7B所示的肋骨阴影。

具体实施方式

[0013] 现在参考附图 1-8, 由相控阵列超声成像系统控制的薄型大孔径矩阵式阵列换能器组件示于图 1。该阵列被固定在薄型的坚硬机壳中, 且通过传统的换能器线路连接至成像系统 (不过, 无线连接可以是任何商业上已知的无线技术, 例如但不限于蓝牙技术)。可以作为一次性垫板而成形并且可以用适当的低声损耗材料 (如硅或等效物) 制成的矩阵式罩板 10 被附于换能器机壳并用超声胶声学地耦合至该阵列。接着, 如图 5A 和 5B 中详细描述的那样, 在一次性垫板周围使用粘合剂而将其附着于人体的感兴趣区域上, 并通过超声胶将其声学地与人体相耦合。

[0014] 可从该矩阵式阵列获得的图像包括标准 2D 相控阵列或线性阵列格式, 以及 US 6679849 中所描述的 3D 实时体成像。可以从超声成像系统电子地调整和操作该图像。如果在心脏成像过程中阵列垫板无意中被放到了一个肋骨上, 则可以使用例如钎孔成像来在肋骨间成像。可以想见, 在同样的系统上可以运行多个换能器, 这取决于所探讨的临床成像要求。

[0015] 该薄型矩阵式阵列可以属于电容式微电机超声换能器 (CMUT)——见 US 专利 No. 6, 585, 653、压电式微电机超声换能器 (PMUT)——见 US 专利 6, 659, 954、微电机超声换能器结构, 或者属于基于压电的结构, 如 US 6, 679, 849 所述。将使用多个标准集成电路工艺来制造 CMUT, 其中, 电容耦合的微电机鼓将产生声束。ASIC 被整体地制造作为 CMUT 的一部分。将使用多个标准集成电路工艺来制造 PMUT, 其中压电元件将产生声束。首先制造 ASIC, 然后将加入压电材料。

[0016] 利用标准技术, 将矩阵式阵列组件附于坚硬的换能器机壳, 并且, 优选为薄型的坚硬机壳。在本领域中, 声波界面材料是已知的。其厚度足以吸收人体轮廓中的微小变化的低损耗垫板将被制造成为一次性的, 以便它可以被附于换能器机壳并可从该换能器机壳处移除, 并且应用声学胶来保证换能器和垫板之间具有很好的声耦合。在人与垫板粘合界面的周围将使用离型膜 (release film)。当确定了感兴趣的换能器位置后, 将声学胶应用到垫板、移除的离型膜, 以及应用到患者的成像区域的换能器。当获得好的声学接触之后, 将在成像系统处输入所有的成像控制, 而无需操作该换能器阵列。

[0017] 成像系统 5 可以是用于控制阵列 10 的相控阵列超声成像系统 5, 这样, 来自阵列 10 的图像包括标准 2D 相控和线性阵列格式, 以及 US 专利 6679849 中所描述的 3D 实时成像。超声成像系统 5 可以是任何适当的商业上已知的超声成像系统, 例如但不限于 Philip 的 Sonos7500。可以从超声成像系统 5 电子地调整和操作该图像。这个系统包括监视器 6 和控制台控制件 7。超声成像系统 5 通过如图 1 中所示的线路 8 或无线地连接至超声换能器 10。

[0018] 矩阵式超声换能器可以作为紧贴于患者一部分的罩板而成形, 以用于成像, 例如用于如图 2 所示的心脏成像。线路 8 向超声成像系统 5 传输图像, 以供在监视器 6 上察看。

[0019] 图 3 是一个可替换的实施例, 其中, 几个矩阵式超声换能器罩板紧贴于患者。通过在患者身体上的标准心脏成像窗口例如胸骨上、胸骨旁和肋下区域设置罩板, 可以证明这样的多个阵列式罩板对心脏监护是有用的。可以理解, 这个实施例并不被限制于心脏成像, 而是可以用于多个场合, 只要可以证明在这些场合设置多个罩板是有用的, 例如, 在监视孕妇和其胎儿时。

[0020] 图 4A 和 4B 示出用于矩阵式阵列 10 的可再次使用的罩板, 在 US 专利 6685647 中

使用薄型组件的去匹配层 (de-matching layer) 描述了该矩阵式阵列。可再次使用的矩阵式阵列由基于标准压电的、通过球栅或等价互连连接至 ASIC 的声堆形成。

[0021] 图 4A 示出可再次使用的罩板 10 的俯视图。图 4B 示出矩阵式阵列可再次使用的罩板 10 的结构的剖面图。如图 4B 所示,存在一声学窗口 21;声匹配层 30;压电元件 31;可移动的双面级磁带 32;塑料机壳 22;微波束成形 (microbeamforming) 硅 ASIC25;声学去匹配层 26;在导电环氧树脂中用于将阵列声元件连接至微波束成形 ASIC27 并从而在两者间提供导通的凸点或球栅阵列;将该多个单独的传导元件相互隔离的环氧填充物 33;绑定到 ASIC 的散热器和柔性电路 23;从布线带 (wire band)ASIC 到柔性电路的互连 24;柔性电路 28;和同轴电缆阵列 29。

[0022] 图 5A 和 5B 示出用于矩阵式阵列 10 的一次性罩板,在 US 专利 6685657 中使用薄型组件的去匹配层描述了该矩阵式阵列。图 5A 示出一次性罩板 10 的俯视图。图 5B 示出矩阵式阵列一次性罩板 10 的结构的剖面图。如图 5B 所示,存在声学窗口 21a;具有整体附着的活性 CMUT 或 PMUT 声矩阵式阵列的微波束成形 ASIC30a;附于塑料机壳的永久性双面医学级磁带 32a,塑料机壳 22a;绑定到 ASIC 的散热器和柔性电路 23a;从布线带 ASIC 到柔性电路的互连 24a;柔性电路 28a;声学去匹配层 35;微波束成形硅 ASIC 36;和微型扁平电缆组件 29a。该罩板可以由硅或等效材料制成,其周围具有粘着剂,并且,用超声胶将该罩板声学耦合在患者身体的感兴趣区域上。

[0023] 图 6A 和 6B 示出在使用置于成像目标上的矩阵式罩板的成像模式中超声成像和 3D 超声成像所带来的问题。本发明提供成像,而包括 2D 或 3D 图像。本发明提供解决这个问题的新颖的解决方案,首次提出用于在一个或多个具有障碍的成像目标上成像的系统和方法,其仅仅通过远距离操作超声成像系统 5 的控制件,而无需矩阵式罩板的任何机械调整。在例子中,所出现的肋骨阴影起因于一个或多个肋骨,但可以理解,本发明并不局限于这样一种障碍物或如这里所述的成像动机上。第二,本发明提供在一个或多个目标上定位矩阵式罩板 10,通过使用超声成像系统 5 的控制件来对扇形扫描重新定位,从而显现至少一个或多个目标。这使得用超声成像系统 5 远程地显现多个目标成为可能。

[0024] 在这些条件下,肋骨下的成像目标由于肋骨阴影声学扫描线 52a 而不能被显现。如图 6A 所示,在传感器和患者间使用声学胶将矩阵式阵列罩板 10 粘附于患者的身体。使用矩阵式阵列罩板 10 中可用的部分孔径产生 2D 扫描 51。然而,患者的肋骨 52 阻断了声学扫描线。

[0025] 图 6A 和 6B 示出在使用置于肋骨下成像目标上方的矩阵式罩板的 2D 成像模式中超声成像以及 3D 超声成像所带来的问题。这个附图仅仅是本发明的应用的一个例子,而不应视为对本发明的限制。如前所指出的那样,本发明被用于扇形扫描、体扫描、以及在患者身体的多个感兴趣区域内成像或远程成像时消除障碍物。现在来看看肋骨阴影提供障碍的特殊例子,在这些条件下,肋骨下的成像目标由于肋骨阴影声学扫描线 52a 而不能被显现。如图 6A 所示,在换能器和患者间使用声学胶将矩阵式阵列罩板 10 粘附于患者的身体。使用矩阵式阵列罩板 10 中可用的部分孔径产生 2D 扫描 51。然而,患者的肋骨 52 阻断了声学扫描线。

[0026] 如图 7A、7B 和图 8 所示,本发明提供此问题的解决方案。。

[0027] 在图 7A 和 7B 中,在换能器和患者间使用声学胶,并使用声学胶将矩阵式阵列罩板

10 紧贴于患者的身体。患者的肋骨 52 再次阻断了声学扫描线。通过利用控制台控制件触摸屏键 54 和轨迹球 55, 从成像系统 5 的控制台 7 重新定位 2D 扇形扫描 51a。

[0028] 为了使肋骨不成为图像的障碍, 相应地旋转轨迹球 55 来将图像向左滚动或向右滚动。如图 8 所示, 对于图 7B 中从肋骨的图像运动, 软按键控制件 54 也提供图像的各种运动, 例如, 倾斜、提升、双平面旋转等等。在使用设置在成像目标上的矩阵式罩板 10 的 2D 成像模式中运行 3D 超声系统, 并且, 通过使用远程系统控制 5 对扇形扫描进行水平方向的重新定位, 可以显现图像。

[0029] 如前所声明的那样, 这些控制台上的控制件可被用于对具有任何障碍物的目标进行成像, 或用于显现超过一个的目标, 而且本发明不局限于任何一个特别的使用。

[0030] 本发明提供超声成像, 其无需对矩阵式阵列罩板进行重新定位, 并用于远程地去除障碍物例如肋骨阴影。

[0031] 虽然出于公开的目的已经描述了优选的实施例, 本领域的技术人员可以在方法步骤和装置部分的设置中进行许多的改变。这样的改变 被包含在本发明权利要求所规定的范围内。

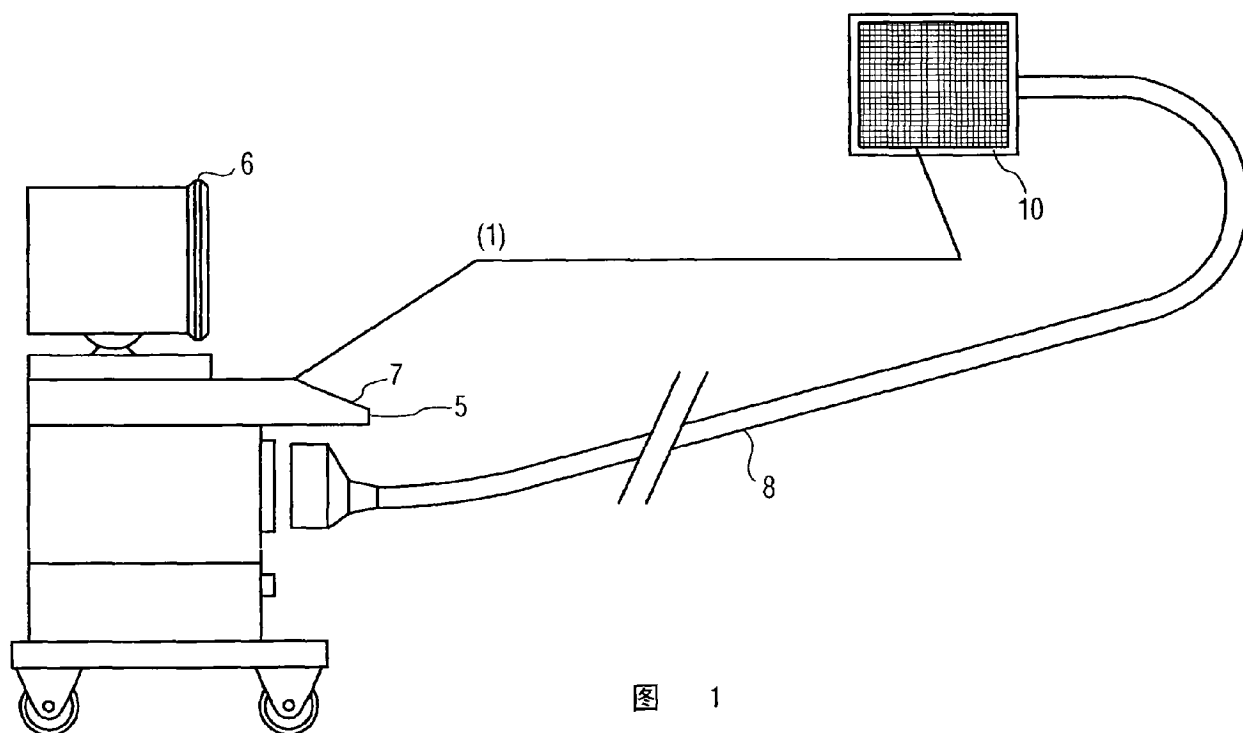


图 1

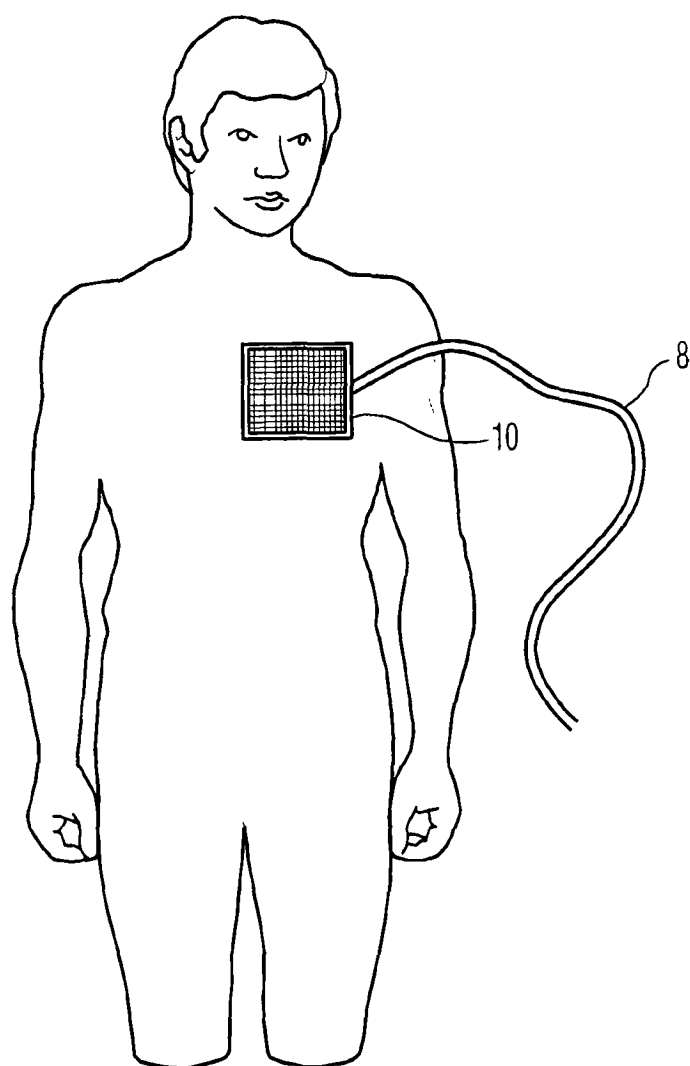


图 2

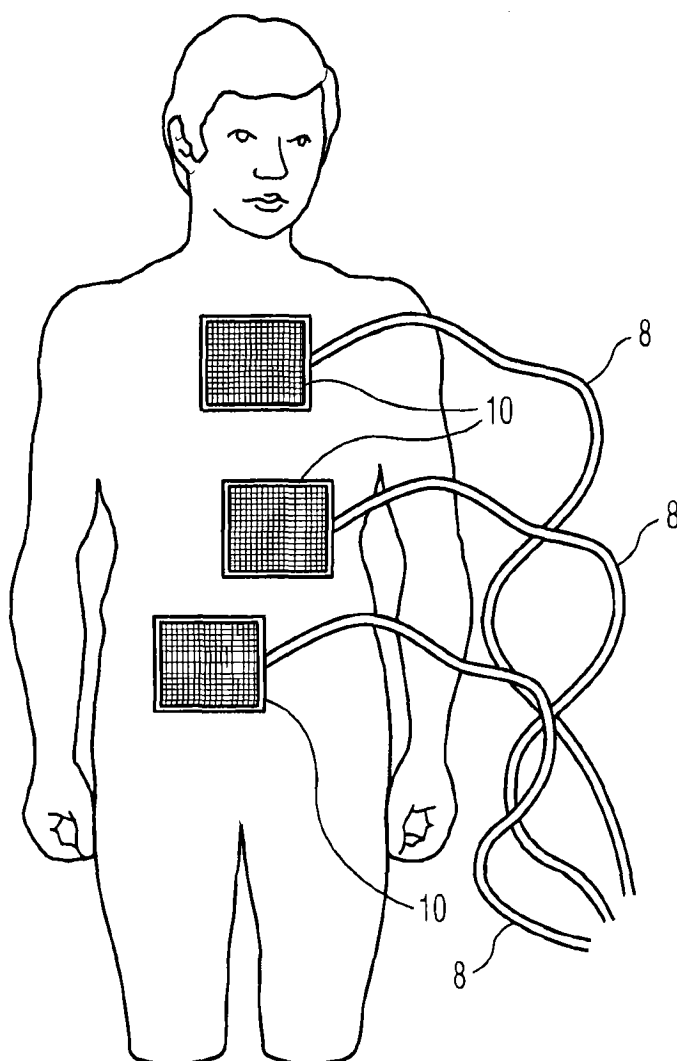


图 3

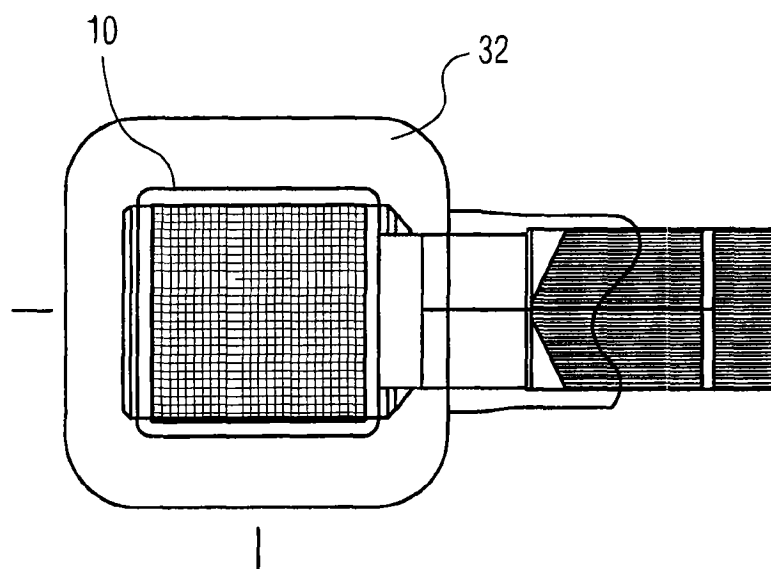


图 4A

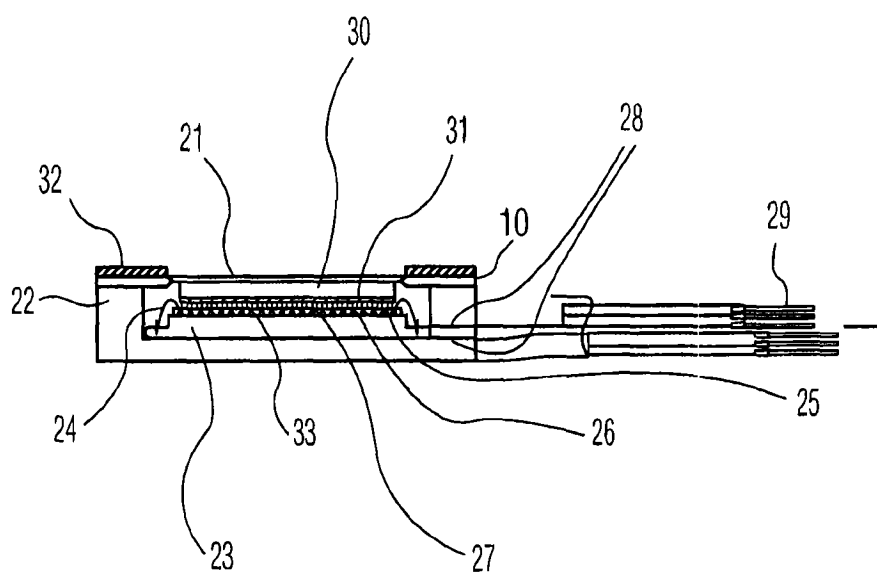


图 4B

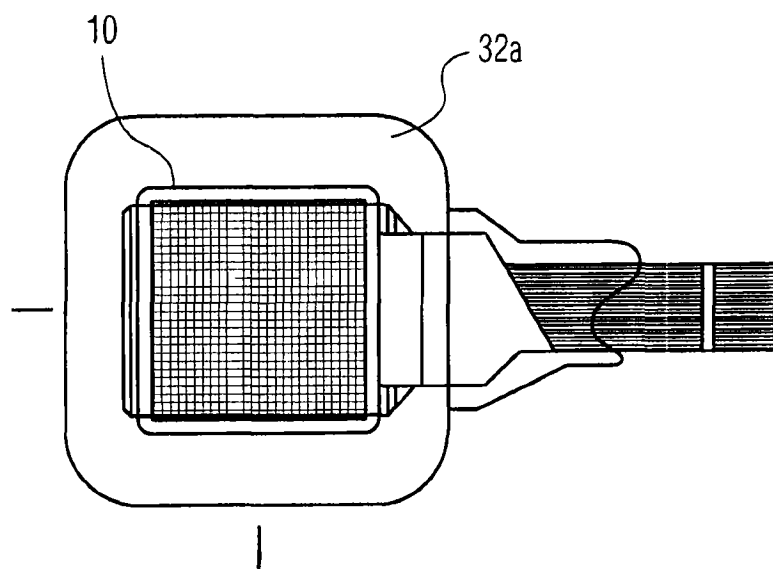


图 5A

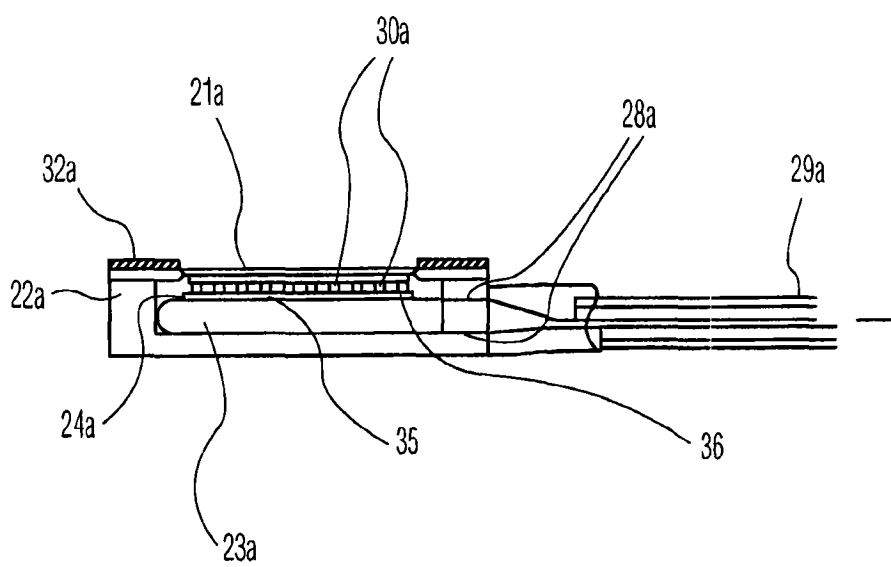


图 5B

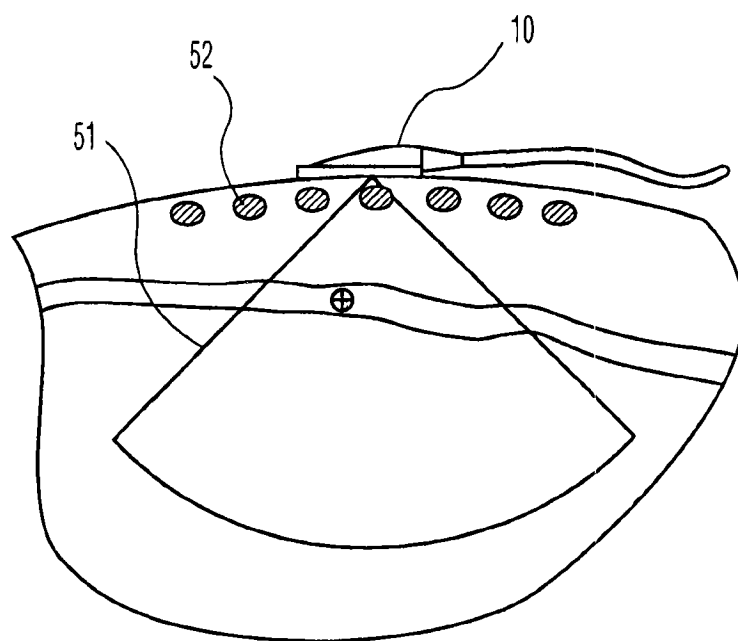


图 6A

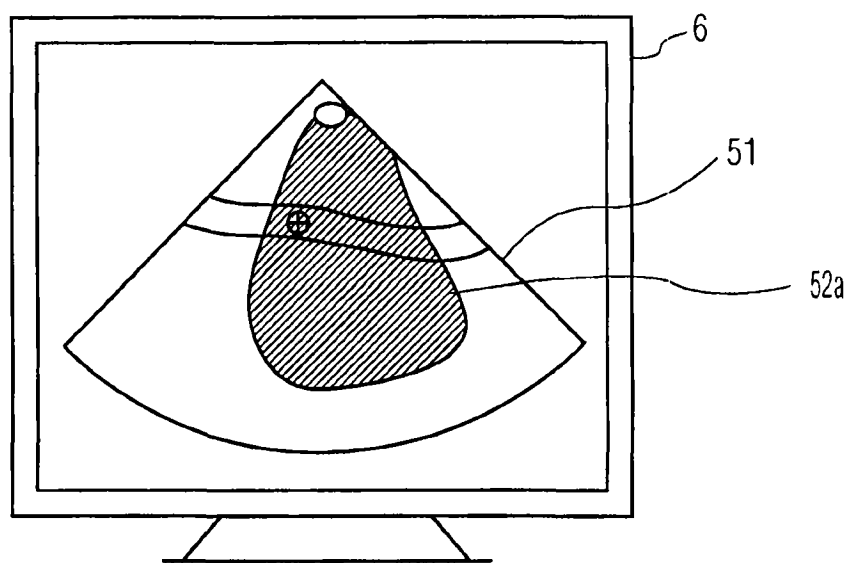


图 6B

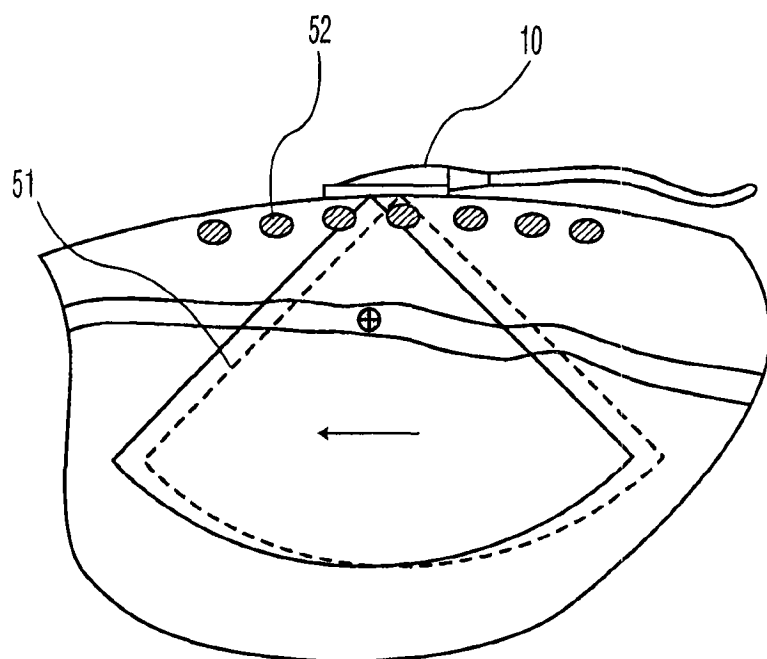


图 7A

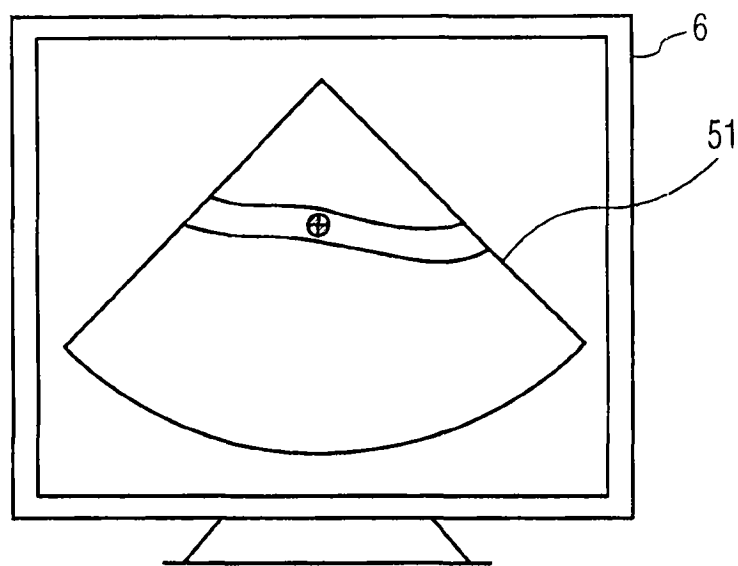


图 7B

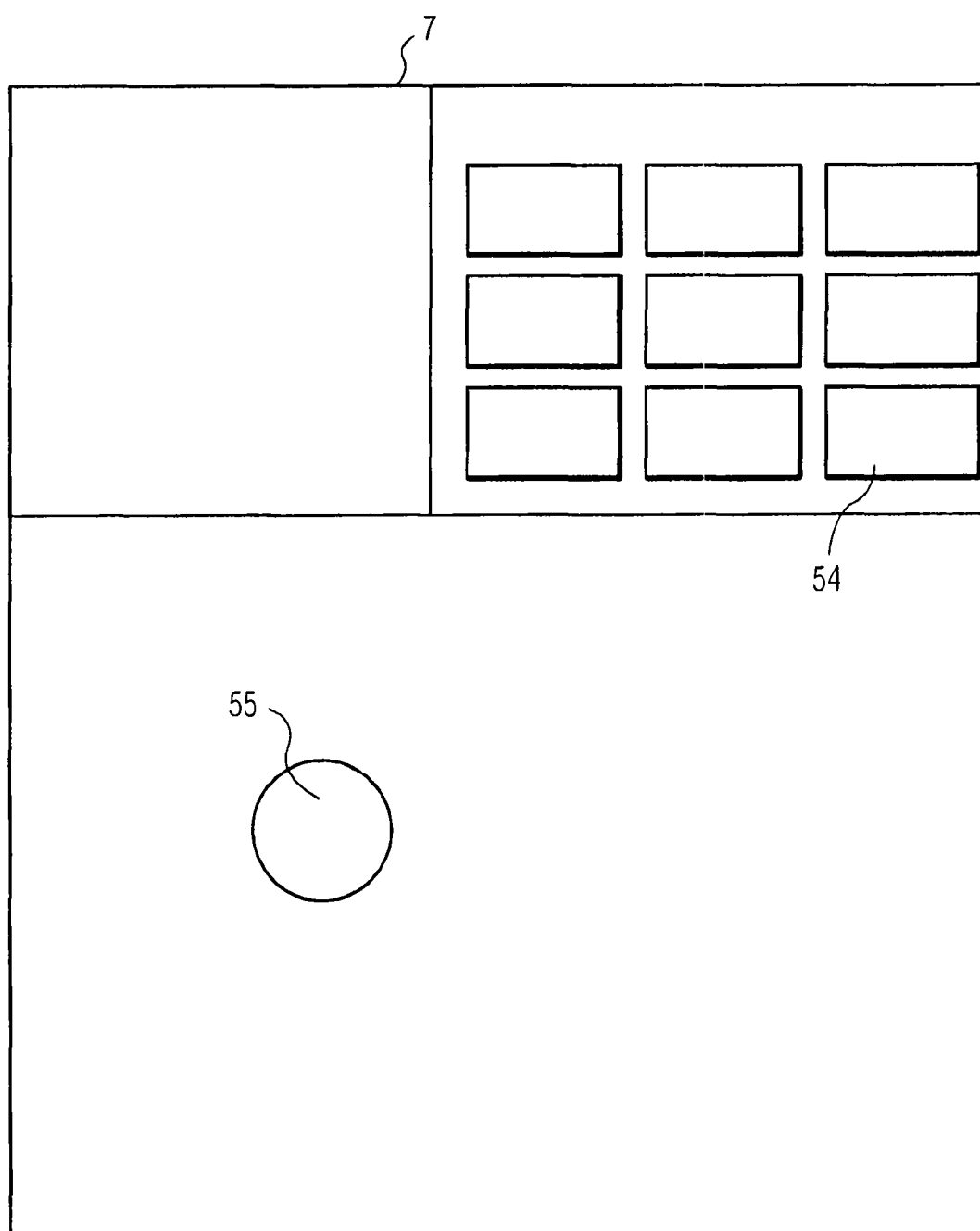


图 8

专利名称(译)	通过超声换能器系统连续成像的装置		
公开(公告)号	CN101166473B	公开(公告)日	2012-11-14
申请号	CN200680013958.8	申请日	2006-04-20
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	M佩辛斯基		
发明人	M·佩辛斯基		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/13 B06B1/02		
CPC分类号	A61B8/4483 G01S15/8925 A61B8/4455 G01S7/52084 A61B8/13 A61B8/483 A61B8/467 A61B8/4472 A61B8/4236 A61B8/4281 A61B8/4477 A61B8/461		
代理人(译)	龚海军		
审查员(译)	刘娟		
优先权	60/674493 2005-04-25 US		
其他公开文献	CN101166473A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于薄型大孔径矩阵的超声换能器，其通过一次性垫板被固定地附着于人体，并被用于对人体解剖组织进行成像。通过向超声成像系统进行输入，远程控制图像调整和视场。

