



(10)授权公告号 CN 106456111 B

(45)授权公告日 2020.02.11

(21)申请号 201580022589.8

(22)申请日 2015.03.12

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106456111 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(30)优先权数据

61/952,086 2014.03.12 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.10.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/020279 2015.03.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/138796 EN 2015.09.17

(73)专利权人 富士胶片索诺声公司

地址 美国华盛顿州

(72)发明人 N·克里斯·查格斯

(74)专利代理机构 北京商专永信知识产权代理
事务所(普通合伙) 11400

代理人 郭玥 葛强

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 102308375 A, 2012.01.04,

US 2007049829 A1, 2007.03.01,

US 2007205697 A1, 2007.09.06,

JP H11206759 A, 1999.08.03,

审查员 侯倩

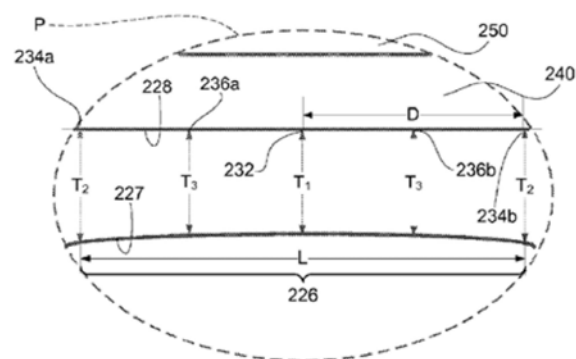
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

具有具有集成中心匹配层的超声透镜的高
频超声换能器

(57)摘要

此处所公开的是被配置为与高频超声诊断
成像系统一起使用的高频超声换能器。在一个实
施例中,超声换能器包括在中心部分具有与超声
换能器中心频率1/4波长奇数倍基本相等的平均
厚度的凹透镜。



1. 一种超声换能器叠层, 包括:

换能器层, 其被配置为在中心频率传输超声能量;

透镜层, 其具有位于所述换能器层下方的上表面, 其中至少部分所述透镜层在垂直于所述换能器轴向的方向上具有凹曲率, 所述凹曲率具有沿所述换能器叠层的垂直方向测得的第一长度, 以及其中所述透镜层中心部分具有沿所述换能器的垂直方向测得的第二长度, 所述第二长度小于第一长度, 所述透镜层中心部分具有与所述换能器层以透镜材料中的声速产生的超声能量的中心频率 $1/4$ 波长的 1 倍、 3 倍、 5 倍、 7 倍中的其中一种波长基本相等的平均厚度;

位于所述换能器层与所述透镜层之间的第一匹配层; 以及

位于所述透镜层与所述第一匹配层之间的第二匹配层, 其中所述第二匹配层包含氰基丙烯酸盐粘合剂, 以及其中所述第一匹配层与所述第二匹配层都具有近似于所述换能器层以透镜材料中的声速产生的超声能量的中心频率 $1/4$ 波长的厚度。

2. 如权利要求1所述的超声换能器叠层, 其中所述换能器层中心频率高于 15MHz , 以及其中所述透镜层在频率高于 15MHz 时是声学上可穿透的。

3. 如权利要求1所述的超声换能器叠层, 其中所述透镜层中心部分的所述平均厚度是所述换能器层中心频率波长的 $1/4$ 。

4. 如权利要求1所述的超声换能器叠层, 其中所述透镜层中心部分的所述平均厚度是所述换能器层中心频率波长的 $3/4$ 。

5. 如权利要求1所述的超声换能器叠层, 其中所述透镜层具有与水的声学阻抗显著不同的声学阻抗。

6. 一种超声系统, 包括:

超声成像系统; 以及

超声换能器探头, 其被耦合到所述成像系统, 并被配置为向对象传输超声以及从所述对象接收超声能量, 其中所述超声换能器探头包括:

一个或多个换能器元件, 其被配置为在中心工作频率工作; 以及

透镜层, 其中至少部分所述透镜层在垂直于所述换能器轴向的方向上具有凹曲率, 所述凹曲率具有沿所述换能器叠层的垂直方向测得的第一长度, 以及其中所述透镜层中心部分具有沿所述换能器的垂直方向测得的第二长度, 所述第二长度小于第一长度, 所述凹曲率的中心部分具有与所述一个或多个换能器元件以透镜层中的声速产生的超声能量的中心工作频率的 $1/4$ 波长的 1 倍、 3 倍、 5 倍、 7 倍中的其中一种波长基本相等的平均厚度。

7. 如权利要求6所述的超声系统, 其中所述一个或多个换能器元件中心工作频率高于 15MHz , 其中所述透镜层在频率高于 15MHz 时是声学上可穿透的。

8. 如权利要求7所述的超声系统, 其中所述透镜层的反射系数低于 10% 。

9. 如权利要求6所述的超声系统, 其中所述透镜层中心部分的所述平均厚度是所述中心工作频率波长的 $1/4$ 。

10. 如权利要求6所述的超声系统, 其中所述透镜层中心部分的所述平均厚度是所述中心工作频率波长的 $3/4$ 。

11. 一种构造超声换能器的方法, 包括:

制造具有中心弯曲部分和两个平坦侧面部分的声学透镜层, 其中制造所述弯曲部分包

括制造具有中点和两个端点的中心部分,所述中心部分沿换能器的垂直方向测得的长度小于中心弯曲部分的长度,从而所述中心部分在所述透镜沿相对于换能器叠层的轴向方向的中点处具有第一厚度,所述第一厚度小于以透镜中的声速产生的超声能量的中心频率 $1/4$ 波长的1倍、3倍、5倍或7倍中的其中一种波长,所述中心部分在所述两个端点处都具有第二厚度,其中所述中心部分的第一厚度向外增加至所述两个端点的第二厚度,并且其中所述第二厚度在轴向上大于以透镜中的声速产生的超声能量的中心频率 $1/4$ 波长的1倍、3倍、5倍或7倍中的其中一种波长,使得透镜的中心部分在轴向上的平均厚度与所述超声换能器以透镜中的声速产生的所述超声能量的中心频率 $1/4$ 波长的1倍、3倍、5倍或7倍中的其中一种波长基本相等;以及

将所述透镜层粘合到可操作地被耦合到换能器层的匹配层。

12. 如权利要求11所述的方法,其中所述匹配层是包含环氧树脂的第一匹配层,以及其中粘合所述透镜层包括利用包含环氧树脂的所述第一匹配层将第二匹配层粘合到所述透镜层,从而所述第二匹配层位于所述第一匹配层与所述换能器层之间。

13. 如权利要求11所述的方法,其中粘合所述透镜层包括将所述透镜层粘合到可操作地被耦合到换能器层的匹配层,所述换能器层被配置为在15MHz或以上的中心频率工作。

14. 如权利要求11所述的方法,其中所述透镜层的声速与水中的声速显著不同。

15. 一种超声换能器叠层,包括:

换能器层,其包含一个或多个超声换能器元件,其被配置为在15MHz或以上的中心频率工作;

匹配层,其在相对于所述换能器叠层轴向上与所述换能器层分隔开;以及

声学透镜层,其具有正面和背面,其中所述透镜的所述背面附着至所述匹配层,其中所述正面包括两个平坦侧面部分和于其间在相对于换能器叠层的垂直方向上延伸的中心弯曲部分,其中所述中心弯曲部分包括沿换能器的垂直方向测得的长度小于该中心弯曲部分的中心部分,在相对于所述换能器叠层的轴向上的透镜的中点处的第一厚度小于以透镜中的声速产生的超声能量的中心频率 $1/4$ 波长的1倍、3倍、5倍或7倍中的其中一种波长,其中所述中心部分的厚度在所述垂直方向上向外增加至一对端点,所述一对端点具有在轴向上大于以透镜中的声速产生的所述超声能量的中心频率 $1/4$ 波长的1倍、3倍、5倍、7倍中的其中一种波长的第二厚度,使得所述透镜的中心部分在轴向上的平均厚度大体上等于由所述换能器层以透镜中的声速产生的所述超声能量的中心频率 $1/4$ 波长的1倍、3倍、5倍、7倍中的其中一种波长。

16. 如权利要求15所述的超声换能器叠层,其中所述第一厚度在所述中心频率 $1/4$ 波长1倍、3倍、5倍、7倍中的其中一种的95%和99.5%之间,其中所述第二厚度在所述中心频率 $1/4$ 波长1倍、3倍、5倍、7倍中的其中一种的100.5%和105%之间。

具有具有集成中心匹配层的超声透镜的高频超声换能器

技术领域

[0001] 该被公开技术通常涉及超声换能器领域和医学诊断成像领域。更具体地,该被公开技术涉及被配置为用于此的高频超声换能器和声学透镜。

[0002] 通过引用被并入的专利和专利申请

[0003] 以下以下专利也以全文引用的方式被并入:2003年12月15日提交的名称为“SYSTEM FOR PRODUCING AN ULTRASOUND IMAGE USING LINE-BASED IMAGE RECONSTRUCTION”的美国第7,052,460号专利,2003年10月10日提交的名称为“HIGH FREQUENCY,HIGH FRAME-RATE ULTRASOUND IMAGING SYSTEM”的美国第7,255,648号专利,2005年4月20日提交的名称为“ARRAYED ULTRASOUND TRANSDUCER”的美国第7,230,368号专利,2006年3月2日提交的名称为“ULTRASONIC MATCHING LAYER AND TRANSDUCER”的美国第7,808,156号专利,2006年11月2日提交的名称为“HIGH FREQUENCY ARRAY ULTRASOUND SYSTEM”的美国第7,901,358号专利,2009年9月18日提交的名称为“METHODS FOR MANUFACTURING ULTRASOUND TRANSDUCERS AND OTHER COMPONENTS”的美国第8,316,518号专利。

附图说明

[0004] 本发明可能因为附图而能够被更加完整地理解,该附图被并入说明书且构成该说明书的一部分并且和该说明书一起用以说明该被公开技术。

[0005] 图1是根据该被公开技术的一个或多个实施例配置的超声成像系统的示意图。

[0006] 图2A是根据该被公开技术的一个或多个实施例配置的超声换能器叠层的横截面示意图。

[0007] 图2B是图2A中P部分的放大图。

[0008] 图3是现有技术中换能器的侧面示意图。

[0009] 图4是根据该被公开技术的一个或多个实施例配置的换能器的侧面示意图。

具体实施例

[0010] 超声换能器提供一种将电能转换成声能,以及将声能转换成电能的方式。当电能以射频信号的形式存在时,换能器可以产生与驱动电射频信号相同频率性质的超声信号。现有的临床超声换能器通常在低于1MHz至10MHz左右之间的中心频率工作。1-10MHz频谱中的超声通常提供一种具有几毫米至一般大于150微米之间的分辨率的,以及在几毫米至大于10厘米之间的深度的对生物组织成像的方法。

[0011] 相反地,高频超声换能器通常是中心频率高于15MHz至超过60MHz范围内(例如15MHz、20MHz、25MHz、30MHz、40MHz、50MHz、60MHz)的超声换能器。相较在较低频率(例如低于15MHz)工作的同时限制穿透最大深度的换能器,高频超声换能器提供更高的分辨率。因此,高频超声换能器能够在具有例如从约20微米至约200微米范围内分辨率的,在例如零点几毫米(例如0.25mm、0.5mm、0.75mm)至3cm或者更深(例如4cm)范围内的深度对生物组织成

像。

[0012] 对于在低于10MHz的频率工作的换能器,例如,多种透镜材料可以用来生产声学阻抗大体上匹配于被成像的介质(例如对象中的组织)的凸透镜。在这些换能器中接收到的声能通常通过透镜材料几乎全部被传输从而被换能器接收,并且几乎没有能量被反射回介质中,因此不会产生多路伪影。另外,本领域技术人员会理解,具有匹配良好的透镜材料的设计良好的换能器将不会显示透镜本身内的多重反射。然而,就高频超声换能器来说,由于显著较高的声学衰减,极少数材料合适用于构造声学透镜。与本领域普通技术人员会理解的一样,聚合物中的声学衰减会随着频率的增加呈指数方式增加。因此,聚合物中20MHz时超声能量的声衰减可以比相同聚合物中10MHz或以下的超声能量的声衰减高出一个数量级(例如高10倍、高20倍、高100倍)。

[0013] 可能有许多与制作高频超声换能器有关的挑战,而这些挑战在以低于约10MHz的频率工作的传统的临床超声换能器工作时并不会出现。本领域普通技术人员会理解,与超声换能器有关的结构(例如换能器层、匹配层、透镜)通常以与该换能器的工作频率成反比的方式缩放。例如,50MHz的换能器具有比5MHz的换能器的结构小约10倍的结构。在许多情况下,与较低频率换能器(例如低于约10MHz)一起使用的材料或者工艺不能被按比例缩小至适于在高频超声换能器中使用的尺寸和/或形状。因此,在高频超声换能器的制造中新技术需要被开发或者调整。在其他情况下,当处理与高频超声换能器有关的较高射频电信号与声信号时,存在全新的要求。

[0014] 现有的高频超声换能器通常包括被塑造成和/或形成凹透镜的硬塑声学透镜,从而使换能器垂直维度聚焦。合适的高频换能器透镜材料可以包括,例如,聚甲基戊烯(例如TPX®)、交联聚苯乙烯(例如Rexolite®)、以及聚苯并咪唑(例如Celazole®),它们在频率高于约15MHz时都具有相对低的衰减。然而,由适于高频超声使用的材料制成的声学透镜,也可能具有与被成像对象的声学阻抗显著或大体不同(例如,10%不同、25%不同、50%不同)的声学阻抗。当超声能量自换能器处被传输以及在换能器处被接收以形成超声图像时,所导致的透镜和对象之间的声学阻抗失配(例如0.1MRayl、0.3MRayl、0.5MRayl、1MRayl、2MRayl的不同)可以造成多路成像伪影。在透镜前与耦合介质或对象有关的声学阻抗失配,也可以造成能够降低超声换能器轴向分辨率的透镜内部反射和/或透镜反射伪影。

[0015] 多路或多反弹伪影可以造成显现在镜面反射器实像下方相同深度的明亮的镜面反射器的虚像。对象的外表线,例如,可以在图像中4mm深度处被成像,并且在gmm深度处造成多路伪影。本领域普通技术人员会理解,这样的伪影可以在当从换能器发射出来的超声能量撞击大致垂直于超声路径的牢固的镜面反射器(例如对象的外表线)时被产生。被发射出来的超声能量的一部分(例如5%、10%)会沿着镜面反射器朝向换能器透镜被反射回来,于是,如果透镜没有大体上声匹配于传输介质(例如凝胶、水),第二反射就会发生。然后该第二反射会第二次传播回至镜面反射器,在该处再次发生镜面反射并且声能再一次被换能器接收。一连串这样的反射会造成显现在超声图像中的一系列多路伪影。这种部分反射会重复出现直到反射中没有剩余显著的能量。一种减轻成像伪影的方法包括将声学匹配层放置在声学透镜的外表面。然而,在外表面具有匹配层的透镜是很难制造的,并且在许多情况下,与在较高频率(例如高于约15MHz)工作的超声换能器一起使用是不切实际的。

[0016] 例如,透镜内部多重反射造成的透镜反射伪影似于以上所述的多路伪影。然而,透

镜内部多重反射全部发生在透镜材料内,并且可能由透镜外表面与声学耦合介质或者被成像的对象间的声学失配造成。当声学脉冲离开换能器并且进入对象时,部分回声产生于透镜正表面。然后该回声在换能器声学叠层中任何内部声学失配间反射,正如所举例透镜的后表面。本领域普通技术人员会理解,使得透镜后表面声学匹配于换能器声学叠层的一切努力将被做出,通常通过使用某些形态的声学匹配层。然而,由于高频超声透镜材料的低衰减,即使来自后表面/叠层界面的很小的反射可以引起透镜反射伪影。透镜反射伪影的影响是有效地延长换能器的脉冲,因为每一次混响回声成为主换能器脉冲的一部分并因此成为被换能器接收的任何回声。

[0017] 图3是现有技术中换能器380的示意图,其举例说明了以上所述透镜内部反射和混响伪影。换能器380包括换能器层382、匹配层384以及具有较低表面388和厚度T的声学透镜386。换能器380通过对象390(例如病人、动物)的外表线392传输和接收超声能量(例如15MHz或以上的高频超声)。换能器层382被配置用来将主超声信号S传输至对象390,并且接收用来形成超声图像的超声回声S'。

[0018] 第一、第二和第三反射R1、R1'和R1''举例说明了以上所述多路伪影。外表线392反射信号S的一部分(例如5%、10%、20%)从而形成第一反射R1。第一反射R1向换能器层382反向传播,其朝向对象反射回第一反射R1的一部分(例如5%、10%、20%)从而形成第二反射R1'。外表线392朝向换能器层382反射回第二反射R1'的一部分从而形成第三反射R1''。换能器层382接收回声S'以及部分的第一反射R1和第三反射R1'',它们都被图像处理器(未显示)合并以形成超声图像。本领域普通技术人员会理解,反射R1和R1''会在超声图像中造成不被期望的伪影。

[0019] 第一、第二和第三反射R2、R2'和R2''举例说明了以上所述透镜内部混响伪影。透镜386的较低表面388反射信号S的一部分(例如5%、10%、20%)从而形成第一反射R2。第一反射R2向换能器层382反向传播,其朝向对象反射回第一反射R2的一部分(例如5%、10%、20%)从而形成第二反射R2'。透镜386的较低表面388朝向换能器层382反射回第二反射R2'的一部分从而形成第三反射R2''。换能器层382接收回声S'与部分的第一反射R2和第三反射R2''的组合以形成超声图像。反射R2和R2''会在超声图像中造成不被期望的伪影。在许多情况下,类似于R1,R1'',R2,R2''的反射会在相同的超声图像中造成伪影,这会显著地降低图片质量。

[0020] 图4是根据被公开技术中的一个或多个实施例配置的换能器480的侧面示意图。换能器480包括具有弯曲表面422和中心部分426的透镜486。中心部分426具有与换能器480中心频率1/4波长的奇数倍(例如1/4波长、3/4波长、5/4波长、7/4波长)基本相等的平均厚度。信号S2被传输至对象390。外表线392反射一部分信号S2从而形成第一反射R3,并且弯曲部分422反射一部分信号S2从而形成第二反射R4。与以上讨论的反射R1和R2相反,第一反射R3和第二反射R4不是镜面反射并且因此不会回到换能器382。于是透镜486可以显著地减少高频超声图像中的伪影,例如以上关于图3所讨论的透镜内部反射和多路反射。

[0021] 被公开技术可以减少如上所述的高频超声换能器中的多路伪影(例如透镜内部混响伪影,外部多反弹伪影)。在本发明公开的一方面,超声换能器包括声学透镜,在该声学透镜中,透镜的中心部分(例如凹形透镜透镜两端部分之间最薄的部分)具有与换能器中心频率波长的一部分大致相同的厚度。在一些实施例中,例如,透镜中心部分可以具有与换能器

中心频率(例如15MHz、20MHz、25MHz、30MHz) $1/4$ 波长的奇数倍(例如 $1/4$ 波长、 $3/4$ 波长、 $5/4$ 波长、 $7/4$ 波长)基本相等的平均厚度。将以上所述的透镜加入超声换能器的结果是透镜中心部分实际上将附加匹配层(例如 $1/4$ 波长匹配层)添加到换能器的前表面。因此被公开技术提供一种具有减小了的对普通入射平面波的声学反射率的透镜,因此减轻了图像中的多路声学伪影,并且也减小了透镜内部的混响伪影。在一些实施例中,例如,被公开技术可以将高频超声换能器的传输系数从85%增加至约95%。换句话说,被公开技术可以将高频超声换能器透镜的反射系数从15%减少至低于5%-10%或者更少,从而显著地增加了高频超声换能器的灵敏度(例如1dB-2.5dB之间的增加)。

[0022] 在被公开技术的另一方面,超声换能器叠层包括换能器层和透镜层。换能器层被配置为在中心频率(例如15MHz或以上)传输超声能量。透镜层具有位于换能器层下方的上表面。至少部分透镜层在垂直于换能器轴向的方向上具有凹曲率。透镜层中心部分具有与换能器层中心频率 $1/4$ 波长的奇数倍(例如1、3、5)基本相等的平均厚度。在一些实施例中,匹配层被放置在透镜层和换能器层之间。在一个实施例中,例如,匹配层通过另一含有氰基丙烯酸盐粘合剂的匹配层被附着至透镜层。在一些实施例中,透镜层具有与水的声学阻抗显著不同(例如10%不同、25%不同、50%不同)的声学阻抗。

[0023] 在被公开技术的另一方面,超声系统包括被耦合到超声换能器探头的超声成像系统。超声换能器探头被配置为向对象传输超声以及从对象接收超声能量。换能器探头包括透镜层以及被配置为在中心频率(例如约15MHz至约60MHz之间)工作的一个或多个换能器元件。部分的透镜层在垂直于换能器轴向的方向上具有凹曲率。凹曲率的中心部分具有与一个或多个换能器元件中心频率 $1/4$ 波长的奇数倍(例如1、3、5、7、9)基本相等的(例如在约1%以内、约2%以内、约5%以内)平均厚度。在一些实施例中,透镜层的反射系数小于约5%。在一些实施例中,例如,反射系数在约1%与15%之间。

[0024] 在被公开技术的另一方面,一种构造超声换能器的方法包括制造声学透镜层,以及将透镜层附着至或粘合到可操作地被耦合到换能器层的第一匹配层。透镜层被制造为具有中心弯曲部分和两个平坦侧面部分。制造弯曲部分包括制造具有中点和两个端点的中心部分,从而中心部分在中点处具有第一厚度,在两个端点处都具有第二厚度。第一厚度与第二厚度的平均值与超声换能器中心频率(例如约15MHz至约60MHz之间) $1/4$ 波长的奇数倍(例如 $1/4$ 波长、 $3/4$ 波长、 $5/4$ 波长)基本相等(例如在约1%以内、约2%以内、约5%以内)。在一些实施例中,该方法还包括将第二匹配层粘合到或附着至具有第一匹配层的透镜层,从而第二匹配层被放置在第一匹配层和换能器层之间。在一些实施例中,透镜层具有与水中的声速显著不同(例如100%不同、200%不同)的声速。

[0025] 在被公开技术的另一方面,超声换能器叠层包括由一个或多个超声换能器元件构成的换能器层,其中超声换能器元件被配置为在15MHz或以上的中心频率工作(例如约15MHz至约60MHz之间)。换能器叠层进一步包括具有后表面的声学透镜,其中所述后表面被附着至可操作地被耦合到换能器层的匹配层。声学透镜的正面包括两个平坦侧面部分,以及于其间在相对于换能器叠层的垂直方向上延伸的中心弯曲部分。在相对于换能器叠层的轴向上的中心弯曲部分的第一厚度小于中心频率 $1/4$ 波长的奇数倍。中心弯曲部分的厚度在垂直方向上向外增加第一距离至一 endpoint,该 endpoint 具有在轴向上大于中心频率 $1/4$ 波长的奇数倍的第二厚度,从而中点和 endpoint 之间的中心弯曲部分在轴向上的平均厚度大体上是中

心频率 $1/4$ 波长的奇数倍。在一些实施例中,中心弯曲部分的长度是第一距离的两倍。在一些实施例中,中心弯曲部分的长度大约是或少于换能器叠层在垂直方向上总长度的10%。在一些实施例中,第一厚度是中心频率 $1/4$ 波长奇数倍的约95%至99.5%之间,第二厚度是中心频率 $1/4$ 波长奇数倍的约100.5%至105%之间。

[0026] 合适的系统

[0027] 图1是根据被公开技术的实施例配置的超声系统100的示意图。超声系统100包括通过连接106(例如电线、无线连接)被耦合到图像处理系统102的超声探头104。探头104包括换能器110(例如高频超声叠层)。换能器110可以向对象传输超声能量(例如高频超声能量)以及接收至少一部分被对象反射的超声能量。被接收的超声能量可以被转换成相应的电信号,以及被电子地传输给基于被接收的超声能量可以形成一个或多个超声图像的图像处理系统102。

[0028] 图2A是根据被公开技术的一个或多个实施例配置超声换能器叠层210(例如图1中换能器)的横截面示意图。换能器叠层210包括声学透镜220、第一匹配层240、第二匹配层250、第三匹配层255以及换能器层260(例如压电换能器层、PMUT层、CMUT层)。在一些实施例中,第一匹配层240可以包括具有 $1/4$ 波长厚度的粘合材料(例如氰基丙烯酸盐粘合剂、聚合物、环氧树脂),并且可以被配置为将第二匹配层250的正面粘合到或以其他方式附着至透镜220的后表面228。匹配层250的后表面被粘合或以其他方式附着至第三匹配层255的正面。第三匹配层255的后表面被附着至换能器层260的前表面。中线221沿着换能器叠层210的轴向(例如沿着图2A中所示的y轴)延伸。在图示说明的实施例中,换能器叠层210包括三个匹配层——第一匹配层240、第二匹配层250以及第三匹配层255。然而,在一些实施例中,换能器叠层210可以包括一个或多个附加匹配层,例如,与被以上以引用的方式被并入的美国第7,808,156号专利公开的附加匹配层一样的附加匹配层。换能器叠层210的其他实施例可能不包括第一匹配层240、第二匹配层250以及第三匹配层255中的一个或多个。

[0029] 透镜220包括在换能器叠层210的垂直方向上(例如沿着如图2所示的x轴)具有凹曲率(例如圆柱形、抛物线或者双曲线曲率)的弯曲部分222。弯曲部分222以侧面部分224为界(分别被确定为第一侧面部分224a以及第二侧面部分224b)。弯曲部分222具有弯曲外表面227,并且平坦侧面部分224具有外表面229(分别被确定为第一外表面229a以及第二外表面229b)。弯曲部分222包括集中在中线221的中心部分226。如就图2A的详细讨论一样,中心部分226在中心处具有第一厚度 T_1 ,在两个端点处具有第二厚度 T_2 。中心部分226在换能器的垂直方向上具有长度 L (例如小于0.5mm、0.5mm、0.7mm、1mm、大于1mm)。在一些实施例中,长度 L 可以在垂直方向上延伸换能器长度的约1%至10%。在一些实施例中,长度 L 和中心部分226的曲率半径可以由透镜的焦点数量(例如 F_2 、 F_5 、 F_8 、 F_{10})以及换能器的焦点深度确定。正如本领域普通技术人员会理解的一样,透镜的焦点数量是与换能器的焦点深度以及透镜弯曲部分222的长度成比例的。

[0030] 透镜220可以由,例如,聚甲基戊烯、交联聚苯乙烯和/或聚苯并咪唑构成。然而,在其他的实施例中,透镜220可以由具有比被成像的介质中(例如对象中的水、组织)的声速高的声速的任何适合的材料(例如金属,诸如铝或者不锈钢,或者陶瓷材料,诸如PZT或氧化铝)构成。此外,在一些实施例中,中心部分226的第一厚度 T_1 可能略小于换能器层260中心频率 $1/4$ 波长的奇数倍(例如在 $1/4$ 波长厚度的奇数倍的约95%至99.5%之间)。相应地,第

二厚度T2可能略大于中心频率1/4波长的奇数倍(例如在1/4波长厚度奇数倍的约100.5%至105%之间)。弯曲部分222的中心部分226因此具有近似于1/4波长奇数倍(例如在1/4波长奇数倍的95%至105%的范围内)的大体上的平均厚度。制造使得中心部分226具有与换能器层260中心频率部分波长基本相等的平均厚度,可以提供被成像对象的改进了的声学匹配,以及因此较之具有任意厚度的声学透镜来说可以显著减少多路反射。

[0031] 图2B是图2A中P部分的放大图,更加详细的显示出中心部分226。中心部分226具有中点232并且在第一端点234a与第二端点234b之间在垂直方向上延伸。中点232在垂直方向上(例如长度L的一半)分别与第一端点234a和第二端点234b相距距离D。中心部分226在轴向上的厚度从中心232处的T1向外增加至第一端点232a和第二端点232b处的厚度T2。中心部分226的平均厚度与换能器层260(图2A)中心频率1/4波长的奇数倍(例如1、3、5、7)基本相等。而且,在中间点236a和236b,中心部分226具有大体上相当于中点232与第一端点234a以及第二端点234b之间的中心部分226的平均厚度的厚度T3。

[0032] 然而,在一些实施例中,中心部分226可能被配置为具有平均3/4波长厚度以提供足够的介电强度从而满足期望的医用电气安全标准。在其他的实施例中,中心部分226可能具有小于3/4波长的平均厚度。在一些实施例中,例如,中心部分226可以被制造成具有换能器层260工作中心频率(例如20MHz、25MHz、30MHz)1/4波长的平均厚度。在一些实施例中,中心部分226的平均厚度可以是换能器层260(图2A)工作中心频率1/4波长的任意奇数倍(例如1、3、5、7、9)。然而,在其他的实施例中,平均厚度可以是换能器层260(图2A)工作中心频率波长的任意适合部分。本领域的普通技术人员会理解,例如,对于宽带超声换能器来说,1/4波长透镜厚度将会在实质上比3/4波长透镜厚度性能好,并且随着1/4波长奇数倍的增加性能越来越差。与此相反,窄带换能器(例如连续波多普勒传感器)可以具有在1/4波长奇数倍增加时,在性能上没有显著地减弱的声学透镜。

[0033] 制造具有大体上相当于部分(例如1/4、3/4)波长的平均厚度的中心部分226,除了使多路伪影减至最少外,还可以在声学上提高换能器层260(图2A)垂直维度上(例如沿着图2A中的x轴)的中心部分,因此提供给仰角波束垂直分量期望的促进。这可以被视为通过提高相对于边的波束中心部分获得了仰角波束旁瓣缩减法的等价物,而不是减弱相对于波束中心的边。垂直波束旁瓣缩减法可以导致垂直波束中旁瓣的减小。

[0034] 综上所述,能理解的是,在此处说明的本发明的特定实施例用于说明目的,在不脱离本发明范围的情况下可以做出不同的修改。因此,本发明不限于附录的权利要求。

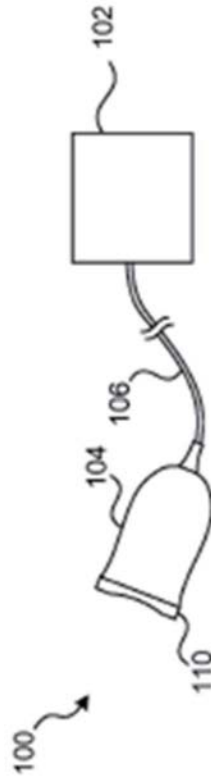


图1

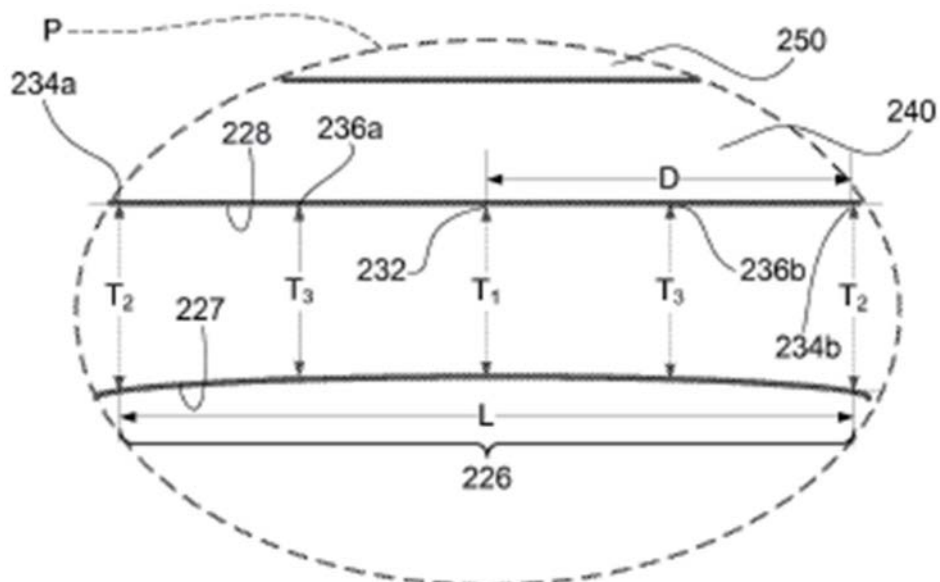


图2B

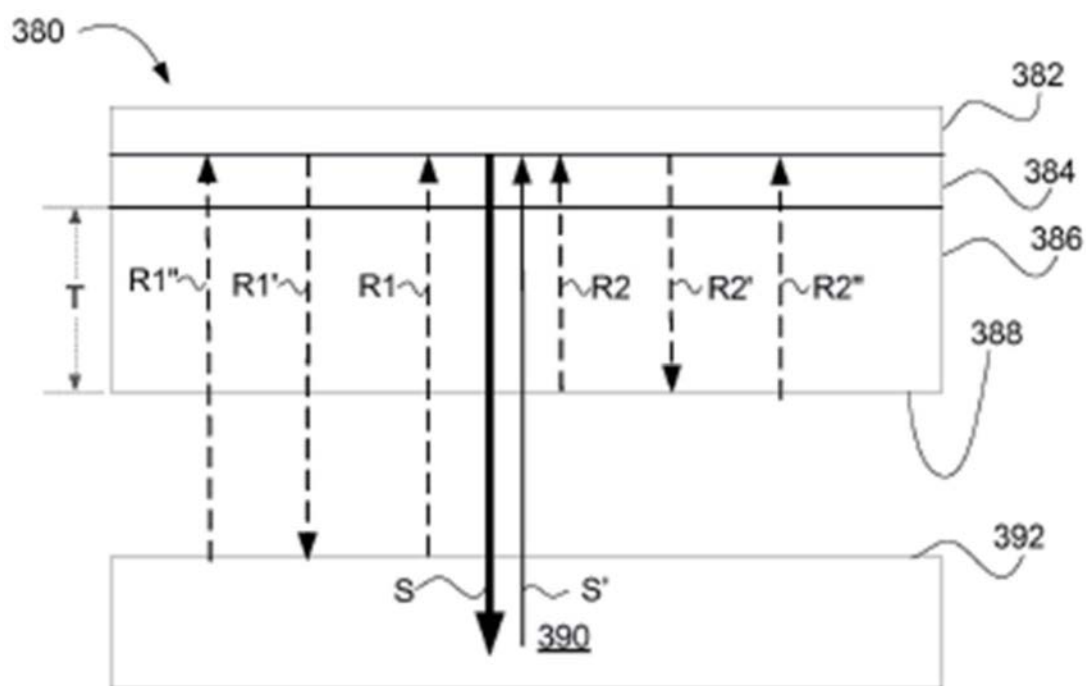


图3 (现有技术)

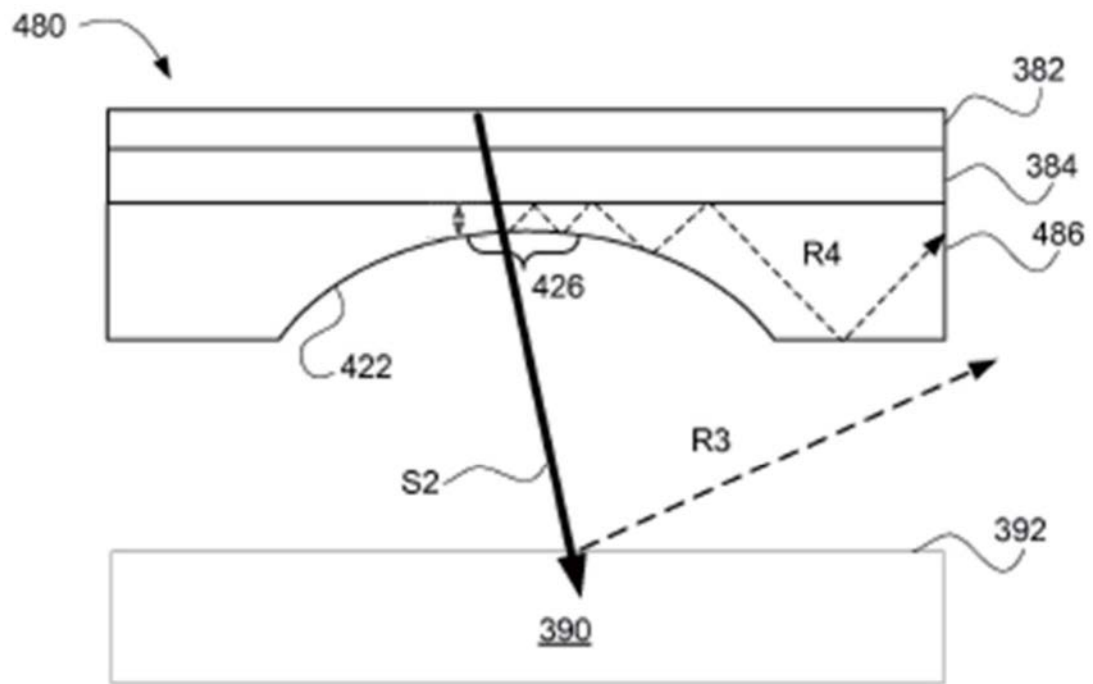


图4

专利名称(译)	具有具有集成中心匹配层的超声透镜的高频超声换能器		
公开(公告)号	CN106456111B	公开(公告)日	2020-02-11
申请号	CN201580022589.8	申请日	2015-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片索诺声公司		
申请(专利权)人(译)	富士胶片索诺声公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片索诺声公司		
[标]发明人	N 克里斯 查格斯		
发明人	N·克里斯·查格斯		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4272 B06B1/067 G10K11/30 Y10T156/10		
代理人(译)	葛强		
审查员(译)	侯倩		
优先权	61/952086 2014-03-12 US		
其他公开文献	CN106456111A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

此处所公开的是被配置为与高频超声诊断成像系统一起使用的高频超声换能器。在一个实施例中，超声换能器包括在中心部分具有与超声换能器中心频率1/4波长奇数倍基本相等的平均厚度的凹透镜。

