



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104545991 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 29

(21) 申请号 201410250316. 6

(22) 申请日 2014. 06. 06

(30) 优先权数据

10-2013-0126103 2013. 10. 22 KR

(71) 申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道

(72) 发明人 尹容燮 姜诚赞 金钟硕 朴相河

郑锡焕

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 钱大勇

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

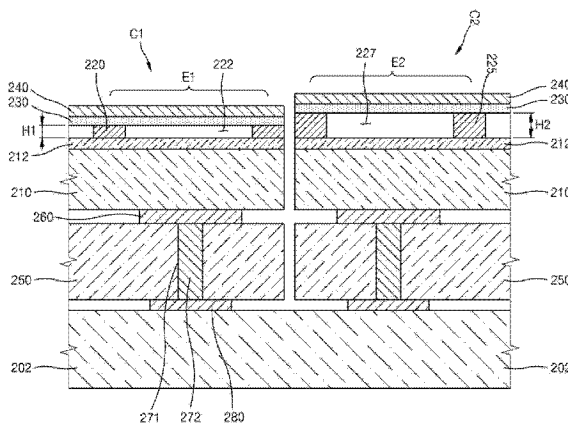
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

用于光声图像和超声图像的宽带超声探测器

(57) 摘要

提供一种用于光声图像和超声图像的宽带超声探测器。该宽带超声探测器包括：布置在基板上的第一超声换能器阵列和第二超声换能器阵列；以及激光装置，其包括被配置为将激光照射到诊断对象上的激光照射器，其中第一超声换能器阵列接收从被激光照射的诊断对象产生的第一超声波，而且第二超声换能器阵列向诊断对象发送高频带宽超声波并接收由诊断对象反射的第二超声波。



1. 一种宽带超声探测器,包括:
布置在基板上的第一超声换能器阵列和第二超声换能器阵列;以及
激光装置,其包括被配置为将激光照射到诊断对象上的激光照射器,其中
第一超声换能器阵列被配置为接收从被激光照射的诊断对象产生的第一超声波,而且
第二超声换能器阵列被配置为向诊断对象发送高频带宽超声波并接收由诊断对象反射的
第二超声波。
2. 如权利要求 1 所述的宽带超声探测器,其中第一超声换能器阵列包括多个第一超声
换能器芯片,而且第二超声换能器阵列包括多个第二超声换能器芯片,其中多个第一超声
换能器芯片的每一个以及多个第二超声换能器芯片的每一个是电容式微加工超声换能器
(CMUT) 芯片。
3. 如权利要求 2 所述的宽带超声探测器,其中多个第一超声换能器芯片的每一个被布
置在该基板的第一区域上,而且多个第二超声换能器芯片的每一个被布置在该基板的第二
区域上,并且第二区域邻近第一区域。
4. 如权利要求 2 所述的宽带超声探测器,其中多个第一超声换能器芯片和多个第二超
声换能器芯片被交替地布置。
5. 如权利要求 2 所述的宽带超声探测器,其中第一超声换能器阵列进一步被配置为接
收从 0.5MHz 至 4MHz 的范围中的频率带宽。
6. 如权利要求 2 所述的宽带超声探测器,其中第二超声换能器阵列进一步被配置为接
收从 5MHz 至 18MHz 的范围中的频率带宽。
7. 如权利要求 2 所述的宽带超声探测器,其中第一超声换能器芯片的上电极和下电极
之间的腔具有第一高度,其小于第二超声换能器芯片的上电极和下电极之间的腔的第二高
度。
8. 如权利要求 7 所述的宽带超声探测器,其中第一高度在 10nm 至 100nm 的范围中。
9. 如权利要求 1 所述的宽带超声探测器,其中该激光装置包括脉冲激光器。
10. 如权利要求 9 所述的宽带超声探测器,其中该脉冲激光器具有在 1 皮米与 1000 纳
米之间的范围中的脉冲宽度。
11. 如权利要求 1 所述的宽带超声探测器,其中该激光照射器包括布置在第一超声换
能器阵列的外侧区域的第一激光照射组件和布置在第二超声换能器阵列的外侧区域的第
二激光照射组件,
其中第一激光照射组件被布置为面向第二激光照射组件以使得第一超声换能器阵列
和第二超声换能器阵列被布置在第一激光照射组件与第二激光照射组件之间。
12. 如权利要求 1 所述的宽带超声探测器,进一步包括:
第一信号处理器,被配置为通过从第一超声换能器阵列接收与第一超声波对应的电信
号来产生第一图像;
第二信号处理器,被配置为通过从第二超声换能器阵列接收与第二超声波对应的电信
号来产生第二图像;以及
图像合成器,被配置为通过将第一图像与第二图像合成来产生第三图像。
13. 如权利要求 12 所述的宽带超声探测器,进一步包括显示设备,其被配置为显示第
一图像、第二图像、和第三图像当中的至少一个。

用于光声图像和超声图像的宽带超声探测器

[0001] 对相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于 2013 年 10 月 22 日向韩国特许厅提交的韩国专利申请 No. 10-2013-0126103 的优先权,通过整体引用将其公开内容合并于此。

技术领域

[0003] 示范性实施例涉及借助通过将超声图像与光声图像合成而在形态学图像上实现功能图像来促进正确诊断的超声波探测器。

背景技术

[0004] 超声波探测器用于借助通过在发送超声波之后接收由人体反射的回声信号而实现图像来分析器官的形态学特性和人体的肌理。在诊断浅肌理深度(例如,乳房)的情况下,通过使用具有高频带宽(例如,5-13MHz)的探测器来实现高分辨率图像,而在诊断深肌理深度(例如,腹部)的情况下,使用具有低频带宽(例如,2-7MHz)的探测器。即,根据诊断的应用来选择探测器,从而提高图像的质量。

[0005] 然而,虽然图像的质量被提高,但是由于基于超声波发送和超声波接收而获取的形态学图像的限制,用于在恶性组织与良性组织之间进行区分的癌症早期诊断的准确度仍然较低。

[0006] 最近,已经开发将光声技术应用于诊断的技术,即,借助通过接收通过将光(激光)照射到人体的肌理产生的超声波而测量的肌理的光特性来实现功能图像。已经积极地进行研究以借助通过合并光声图像和基于超声系统的超声图像而同时提供形态学图像和功能图像来提高诊断的准确度。

[0007] 然而,产生超声图像时使用的超声频率带宽和产生光声图像时产生的频率带宽可能彼此不同。例如,用于产生用于乳腺癌诊断的超声图像的超声探测器使用一般高频带宽,而用于产生光声图像的探测器使用低频带宽。于是,为了同时获得超声图像和光声图像,需要覆盖低频和低频带宽二者的宽带探测器。

[0008] 虽则已经提出在分别制造低频和低频探测器之后合并低频探测器和低频探测器的方法,但制造探测器的成本增加,而且难以将超声图像与光声图像匹配。

发明内容

[0009] 提供宽带超声探测器,其使用电容式微加工超声换能器(CMUT)在同一空间接收低频和低频带宽超声波,并且特别地,在产生超声图像和光声图像时提高超声波接收灵敏度。

[0010] 其他方面部分地将在下面的说明书中阐述,并且部分地从说明书将是显而易见的,或者可以通过提供的示范性实施例的实践习得。

[0011] 根据一个或多个示范性实施例的一个方面,一种宽带超声探测器包括:布置在基板上的第一超声换能器阵列和第二超声换能器阵列;以及激光装置,其包括被配置为将激

光照射到诊断对象上的激光照射器,其中第一超声换能器阵列被配置为接收从被激光照射的诊断对象产生的第一超声波,而且第二超声换能器阵列被配置为向诊断对象发送高频带宽超声波并接收由诊断对象反射的第二超声波。

[0012] 第一超声换能器阵列可以包括多个第一超声换能器芯片,而且第二超声换能器阵列可以包括多个第二超声换能器芯片,其中每个第一超声换能器芯片和每个第二超声换能器芯片是电容式微加工超声换能器(CMUT)芯片。

[0013] 每个第一超声换能器芯片可以被布置在该基板的第一区域上,而且每个第二超声换能器芯片可以被布置在该基板的第二区域上,并且第二区域可以邻近第一区域。

[0014] 第一超声换能器芯片和第二超声换能器芯片可以被交替地布置。

[0015] 第一超声换能器阵列可以进一步被配置为接收从大约 0.5MHz 至大约 4MHz 的范围中的频率带宽。

[0016] 第二超声换能器阵列可以进一步被配置为接收从大约 5MHz 至大约 18MHz 的范围中的频率带宽。

[0017] 第一超声换能器芯片的上电极和下电极之间的腔可以具有第一高度,其小于第二超声换能器芯片的上电极和下电极之间的腔的第二高度。

[0018] 第一高度可以在大约 10nm 至大约 100nm 的范围中。

[0019] 该激光装置可以包括脉冲激光器。

[0020] 该脉冲激光器可以具有在大约 1 皮米与 1000 纳米之间的范围中的脉冲宽度。

[0021] 该激光照射器包括布置在第一超声换能器阵列的外侧区域的第一激光照射组件和布置在第二超声换能器阵列的外侧区域的第二激光照射组件,其中第一激光照射组件被布置为面向第二激光照射组件以使得第一超声换能器阵列和第二超声换能器阵列被布置在第一激光照射组件与第二激光照射组件之间

[0022] 该宽带超声探测器可以进一步包括:第一信号处理器,被配置为通过从第一超声换能器阵列接收与第一超声波对应的电信号来产生第一图像;第二信号处理器,被配置为通过从第二超声换能器阵列接收与第二超声波对应的电信号来产生第二图像;以及图像合成器,被配置为通过将第一图像与第二图像合成来产生第三图像。

[0023] 该宽带超声探测器可以进一步包括显示设备,其被配置为显示第一图像、第二图像、和第三图像当中的至少一个。

附图说明

[0024] 通过下面结合附图的示范性实施例的描述,这些和/或其他方面将变得明显并且更加易于理解,其中:

[0025] 图 1 是根据一个或多个示范性实施例的用于光声图像和超声图像的宽带超声探测器的结构的示意性平面图;

[0026] 图 2 是沿图 1 的线 II-II' 截取的截面图;

[0027] 图 3 是根据一个或多个示范性实施例的用于光声图像和超声图像的宽带超声探测器的示意性框图;以及

[0028] 图 4 是根据一个或多个示范性实施例的用于光声图像和超声图像的宽带超声探测器的结构的示意性平面图。

具体实施方式

[0029] 现在将详细参照示范性实施例,其示例在附图中示出。附图中,可以夸大厚度以使层和区域清楚。示范性实施例可以经受各种修改并且可以以许多不同的形式实现。当层、膜、区域、或面板被称为在其他元件“上”时,其可以直接在其他层或基板上,或者也可以存在中间层。说明书和附图全文中类似的数字指代类似的元件。类似的引用数字用于指示彼此基本相同的元件,因而,将略去其详细描述。

[0030] 图 1 是根据一个或多个示范性实施例的用于光声图像和超声图像的宽带超声探测器 100 的结构示意性平面图。光声和超声图像被称为光声图像和超声图像的合成图像。

[0031] 参照图 1,超声探测器 100 可以包括被布置在第一区域 A1 中的第一超声换能器阵列 110、被布置在第二区域 A2 中的第二超声换能器阵列 120、被布置在第一超声换能器阵列 110 的外侧区域的第一激光照射单元(也被称为“第一激光照射器”和/或“第一激光照射组件”)151、以及被布置在第二超声换能器阵列 120 的外侧区域的第二激光照射单元(也被称为“第二激光照射器”和/或“第二激光照射组件”)152。第一区域 A1 和第二区域 A2 彼此邻近。

[0032] 第一激光照射单元 151 和第二激光照射单元 152 连同第一超声换能器阵列 110 和第二超声换能器阵列 120 一起被布置在探测器外壳(未示出)中。

[0033] 从单个激光产生器 130 产生的激光被光纤 140 分离到第一激光照射单元 151 和第二激光照射单元 152,并且被照射到诊断对象上。第一激光照射单元 151 和第二激光照射单元 152 可以是光学棱镜。超声探测器 100 可以包括第一激光照射单元 151 和第二激光照射单元 152 中的一个。两个激光照射单元 151 和 152 的作用在于将均匀的激光照射到目标位置上,从而获得从诊断对象产生的声波的均匀强度。

[0034] 激光产生器 130、光纤 140、以及第一激光照射单元 151 和第二激光照射单元 152 构成激光装置。

[0035] 激光产生器 130 可以是固态脉冲激光器,例如,铌:钇铝石榴石(Nd:YAG)脉冲激光器。来自激光产生器 130 的激光的脉冲宽度可以具有纳米尺度或皮米尺度,即脉冲宽度可以落入大约 1 皮米与 1000 纳米之间的范围内。

[0036] 第一区域 A1 和第二区域 A2 被布置为彼此平行。第一超声换能器阵列 110 可以包括多个第一电容式微加工超声换能器(CMUT)芯片 C1。每个第一 CMUT 芯片 C1 可以包括多个元件。

[0037] 第二超声换能器阵列 120 可以包括多个第二 CMUT 芯片 C2。每个第二 CMUT 芯片 C2 可以包括多个元件。

[0038] 图 2 是沿图 1 的线 II-II' 截取的截面图。

[0039] 参照图 1 和图 2,多个第一 CMUT 芯片 C1 和多个第二 CMUT 芯片 C2 被邻近地布置在 ASIC 基板 202 上。图 2 示出在第一区域 A1 与第二区域 A2 之间的边界处彼此相邻的第一 CMUT 芯片 C1 的第一元件 E1 和第二 CMUT 芯片 C2 的第二元件 E2 的结构截面图。

[0040] 第一 CMUT 芯片 C1 包括设备基板 210、设备基板 210 上方的超声换能器结构、以及在设备基板 210 下方配备的电极焊盘基板 250。超声换能器结构包括支架 220、膜 230、以及

在设备基板 210 上方配备的上电极 240。设备基板 210 可以担当下电极。例如,设备基板 210 可以是与掺杂物高度掺杂的低电阻硅基板。

[0041] 可以在设备基板 210 的上表面上形成上绝缘层 212。上绝缘层 212 可以由二氧化硅形成。

[0042] 在上绝缘层 212 上配备支架 220,其限定多个腔 222。支架 220 可以由二氧化硅形成。在支架 220 上形成膜 230,其覆盖腔 222。膜 230 可以由硅形成,但不限于此。在膜 230 的上表面上配备上电极 240。上电极 240 可以是通过在膜 230 上喷镀铝而形成的金属膜。

[0043] 在设备基板 210 下方配备电极焊盘基板 250。电极焊盘基板 250 向担当下电极的设备基板 210 供电。电极焊盘基板 250 可以是例如硅基板,但不限于此。通过使用置于其间的结合层 260 来合并设备基板 210 和电极焊盘基板 250。结合层 260 被形成为与每个元件区域对应。结合层 260 可以由在两种金属之间形成共晶焊接 (eutectic bonding) 的材料形成。

[0044] 可以在电极焊盘基板 250 中形成通孔 271,其被形成为与结合层 260 对应,并且通孔 271 可以被通孔金属 272 填充。通孔金属 272 被电连接到结合层 260。在电极焊盘基板 250 下方形成电极焊盘 280,其与通孔金属 272 接触。通过通孔金属 272 和结合层 260 将提供到电极焊盘 280 的电发送到设备基板 210。上电极 240 可以是公共电极。可以通过在电极焊盘基板 250 和设备基板 210 中形成的附加的通孔金属 (未示出) 向上电极 240 供电,但是将略去其描述。

[0045] 电极焊盘基板 250 可以是硅基板。如果电极焊盘基板 250 是导电硅基板,则可以进一步形成将结合层 260、通孔金属 272、和电极焊盘 280 与电极焊盘基板 250 绝缘的绝缘膜 (未示出)。

[0046] 第二 CMUT 芯片 C2 具有与第一 CMUT 芯片 C1 几乎相同的结构,因而,使用类似的引用数字来指示基本相同的元件,并且将略去其描述。在第二 CMUT 芯片 C2 的第二元件 E2 中形成腔 227。第二 CMUT 芯片 C2 的支架 225 可以具有高度 H2,其大于第一 CMUT 芯片 C1 的支架 220 的相应高度 H1。

[0047] 因此,第一 CMUT 芯片 C1 的腔 222 的高度 H1 被形成为低于第二 CMUT 芯片 C2 的腔 227 的第二高度 H2。第一高度 H1 可以在从大约 10nm 至大约 100nm 的范围中,而且第二高度 H2 可以为大约 200nm。第一 CMUT 芯片 C1 的腔 222 的高度相对低,因而降低施加到腔 222 的静电电压,从而提高接收灵敏度。

[0048] 第一 CMUT 芯片 C1 接收低频超声波,而第二 CMUT 芯片 C2 发送和接收高频超声波。第一 CMUT 芯片 C1 可以接收从大约 0.5 至大约 4MHz 的范围中的频率,而第二 CMUT 芯片 C2 可以发送和接收从大约 5 至大约 8MHz 的范围中的频率。第一 CMUT 芯片 C1 接收通过吸收从第一激光照射单元 151 和第二激光照射单元 152 照射的激光而从诊断对象产生的声波。以下,可以将该声波称为第一超声波。

[0049] 从第一激光照射单元 151 和第二激光照射单元 152 发出的激光被照射到诊断对象的肌理上。这里,人体部分中的肌理 (诸如,例如血管) 具有相对高的激光吸收率,因而,发生激光脉冲的扩张和收缩。由于血管的扩张和收缩,产生超声波。第一 CMUT 芯片 C1 通过接收从被激光照射的诊断对象产生的第一超声波来产生电信号。

[0050] 图 2 示出应用于当前示范性实施例的超声换能器芯片的结构示例。根据当前示

范性实施例的超声换能器芯片的结构可以在除了图 2 中描绘的结构之外的许多形式中改变。

[0051] 图 3 是根据一个或多个示范性实施例的用于光声图像和超声图像的宽带超声探测器 300 的示意性框图。

[0052] 参照图 3, 宽带超声探测器 300 可以包括: 激光产生器 310, 其将激光照射到诊断对象 302 上; 第一接收单元 (这里也称为“第一接收器”) 322, 其接收来自诊断对象 302 的第一超声波; 以及第二发送 / 接收单元 (这里也称为“第二发送器 / 接收器”和 / 或“第二收发器”) 324, 其向诊断对象 302 发送第二超声波并从诊断对象 302 接收作为回声信号的第二超声波。

[0053] 激光产生器 310 可以产生脉冲类型的激光, 以使得从诊断对象 302 产生第一超声波。例如, 激光产生器 310 可以是固态脉冲激光器, 并且激光的脉冲宽度可以为纳米尺度或皮米尺度。

[0054] 激光照射单元 (这里也称为“激光照射器”) 314 经由光纤 312 从激光产生器 310 接收激光, 并且将激光照射到诊断对象 302 上。第一接收单元 322 对应于图 1 的第一超声换能器阵列 110。

[0055] 第二发送 / 接收单元 324 通过响应于从操作单元 (这里也称为“操作器”) 370 和控制单元 (这里也称为“控制器”) 360 接收的控制信号而被驱动来向诊断对象 302 发送第二超声波并接收由诊断对象 302 反射的第二超声波。第二发送 / 接收单元 324 对应于图 1 的第二超声换能器阵列 120。

[0056] 在第一接收单元 322 和第二发送 / 接收单元 324 中变换的电信号是模拟信号。第一接收单元 322 向第一信号处理单元 (这里也称为“第一信号处理器”) 332 发送通过变换第一超声波产生的第一电信号, 并且第二发送 / 接收单元 324 向第二信号处理单元 (这里也称为“第二信号处理器”) 334 发送通过变换第二超声波产生的第二电信号。

[0057] 信号处理单元 (这里也称为“信号处理器”) 330 可以通过处理第一超声波和第二超声波的信号来产生图像。例如, 信号处理单元 330 可以将来自第一接收单元 322 和第二发送 / 接收单元 324 提供的信号变换为数字信号。信号处理单元 330 考虑第一接收单元 322 和第二发送 / 接收单元 324 的每个元件的位置以及诊断对象 302 的位置来产生图像。信号处理单元 330 可以执行用于形成图像可能需要的各种信号处理功能 (诸如, 例如增益控制和滤镜处理等)。

[0058] 信号处理单元 330 可以包括第一信号处理单元 332 和第二信号处理单元 334。第一信号处理单元 332 通过处理与第一超声波对应的第一电信号来产生第一图像。第一图像可以包括光声图像和 / 或功能图像。

[0059] 第二信号处理单元 334 通过处理与第二超声波对应的第二电信号来产生第二图像。第二图像可以包括超声图像和 / 或形态学图像。

[0060] 图像合成单元 (这里也称为“图像合成器”) 340 通过将第一图像与第二图像合起来产生第三图像。可以基于诊断对象 302 的特定点来执行第一图像和第二图像的合成。合成的图像可以是基于肌理的位置和 / 或特定表面位置来反映肌理的特性的、第二图像与第一图像合成的图像。合成多个图像的技术是本领域众所周知的, 因而将略去其描述。

[0061] 显示单元 (这里也称为“显示器”和 / 或“显示设备”) 350 显示由图像合成单元

340 产生的第三图像。必要时显示单元 350 也可以显示第一图像和 / 或第二图像。而且, 显示单元 350 可以同时显示第一、第二、第三图像当中的至少两个图像。

[0062] 控制单元 360 基于经由操作单元 370 接收的用户命令控制宽带超声探测器 300 的构成元件。控制单元 360 可以由微处理器实现。操作单元 370 接收来自用户的输入信息。操作单元 370 可以包括控制面板、键盘、和鼠标的任何一个或多个。

[0063] 根据一个或多个示范性实施例, 在分别制造光声图像芯片和超声图像芯片之后, 在基板上铺排光声图像芯片和超声图像芯片, 并且在基板的两侧布置激光照射单元, 从而可以轻松地制造用于光声图像和超声图像的宽带超声探测器。

[0064] 因为光声图像芯片和超声图像芯片被邻近地布置在单个探测器上, 所以可以简化光声图像和超声图像的图像融合 (co-registration)。

[0065] 此外, 可以根据用途适当地设计光声图像芯片和超声图像芯片的腔的高度, 因而, 可以通过降低光声图像芯片的腔的高度来提高光声图像的灵敏度。

[0066] 图 4 是根据一个或多个示范性实施例的用于光声图像和超声图像的宽带超声探测器 400 的结构示意性平面图。

[0067] 参照图 4, 宽带超声探测器 400 包括彼此面对面布置在超声换能器阵列 410 的外侧区域中的第一和第二激光照射单元 (这里也称为“第一和第二激光照射器”和 / 或“第一和第二激光照射组件”) 451 和 452。从单个激光产生器 430 产生的激光被光纤 440 分离到第一激光照射单元 451 和第二激光照射单元 452, 并且被照射到诊断对象上。第一激光照射单元 451 和第二激光照射单元 452 可以包括光学棱镜。宽带超声探测器 400 可以包括第一激光照射单元 451 和第二激光照射单元 452 之一。激光产生器 430、光纤 440、以及第一激光照射单元 451 和第二激光照射单元 452 可以构成激光装置。

[0068] 激光产生器 430 可以包括固态脉冲激光器, 诸如, 例如铌: 钕铝石榴石 (Nd:YAG) 脉冲激光器。激光的脉冲宽度可以具有纳米尺度或皮米尺度。

[0069] 超声换能器阵列 410 包括多个第一 CMUT 芯片 C1 和多个第二 CMUT 芯片 C2。第一和第二 CMUT 芯片 C1 和 C2 的每一个可以分别包括多个元件。

[0070] 如图 4 所示, 第一和第二 CMUT 芯片 C1 和 C2 可以被交替地布置。然而, 根据当前示范性实施例的第一和第二 CMUT 芯片 C1 和 C2 的排列不限于此, 而且可以按照确定的样式不同地布置。

[0071] 第一 CMUT 芯片 C1 的元件可以与图 2 的第一 CMUT 芯片 C1 的第一元件 E1 基本相同或类似。同样, 第二 CMUT 芯片 C2 的元件可以与图 2 的第二 CMUT 芯片 C2 的第二元件 E2 基本相同或类似。

[0072] 从上述示范性实施例可以理解宽带超声探测器 400 的结构和操作, 因而将略去其描述。

[0073] 在宽带超声探测器 400 中, 因为第一和第二 CMUT 芯片 C1 和 C2 被交替地布置, 可以进一步在邻近的第一和第二 CMUT 芯片 C1 和 C2 之间轻松地共享与诊断对象相关的位置信息。因而, 可以轻松和准确地实现从第一和第二 CMUT 芯片 C1 和 C2 采集的图像信息的图像融合。

[0074] 应当理解, 这里描述的示范性实施例应当仅仅在描述性的意义下考虑, 而非用于限制的目的。每个示范性实施例中特征或方面的描述应当典型地被考虑为可用于其他示范

性实施例中的其他类似特征或方面。

[0075] 虽然已经参照附图描述一个或多个示范性实施例,但是本领域普通技术人员不难理解,可以在其中进行形式和细节上的各种改变而不背离由所附权利要求限定的本发明构思的精神和范围。

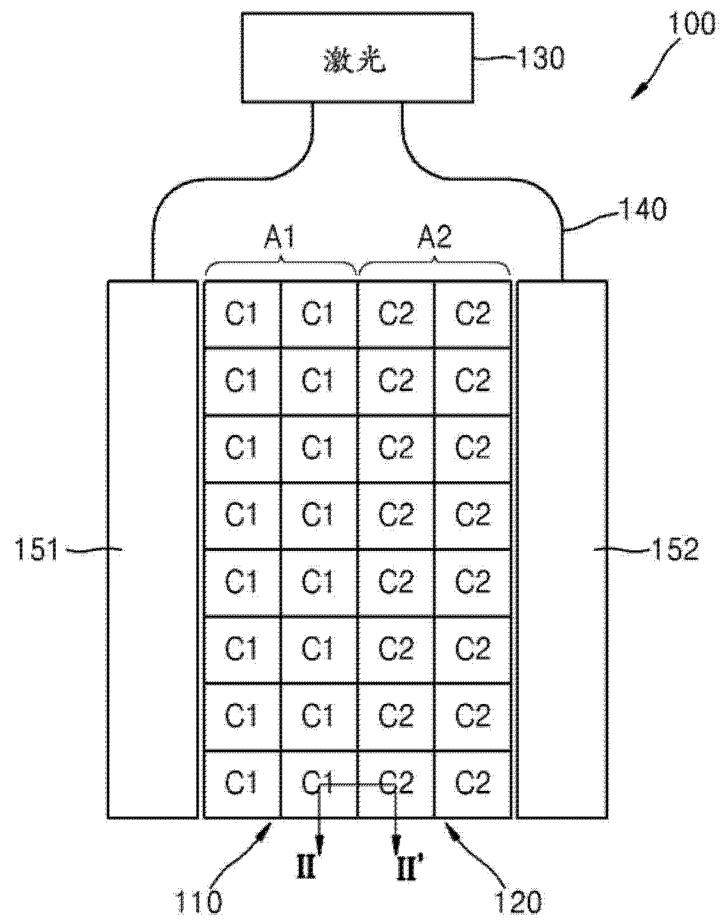


图 1

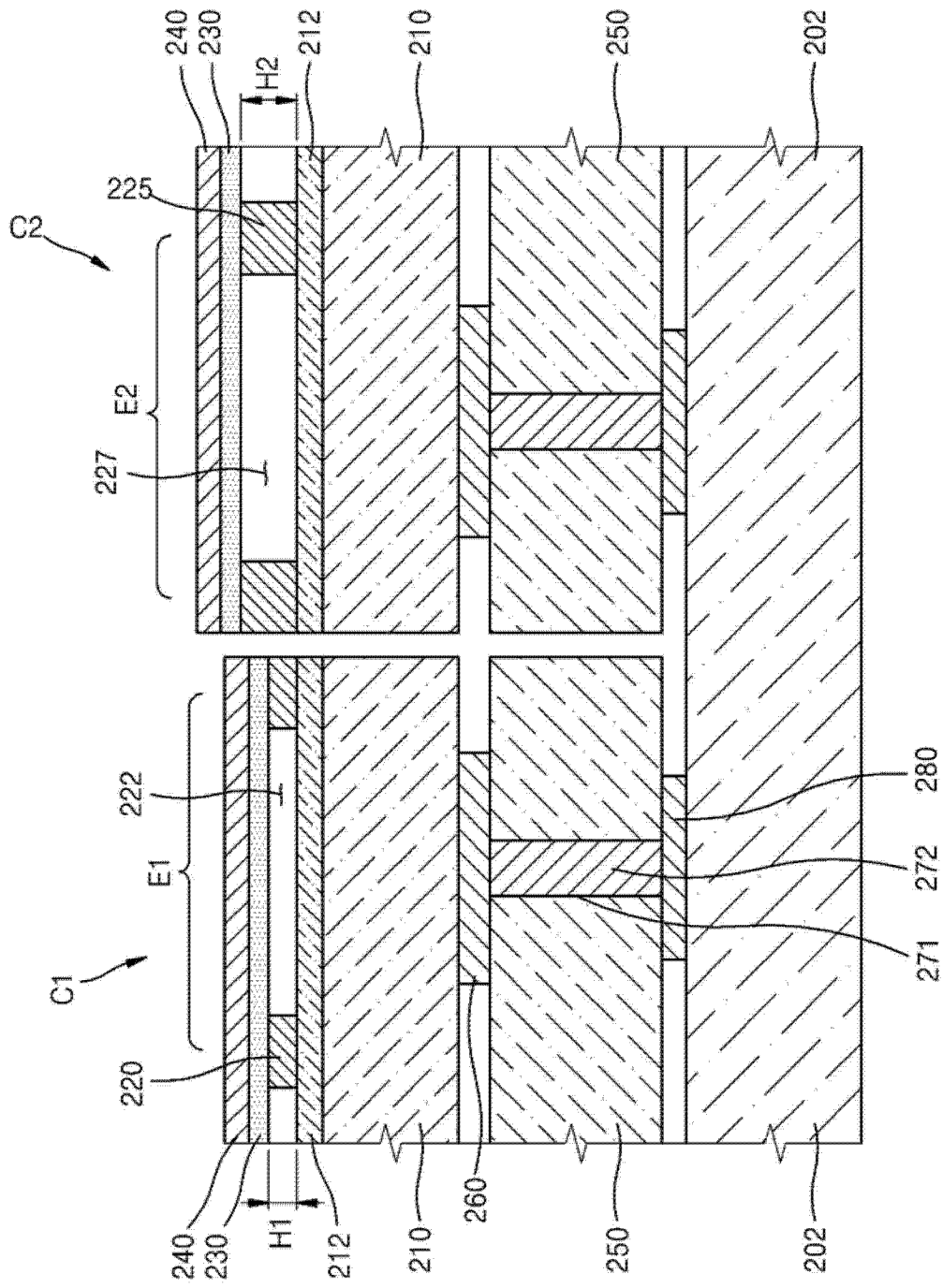


图 2

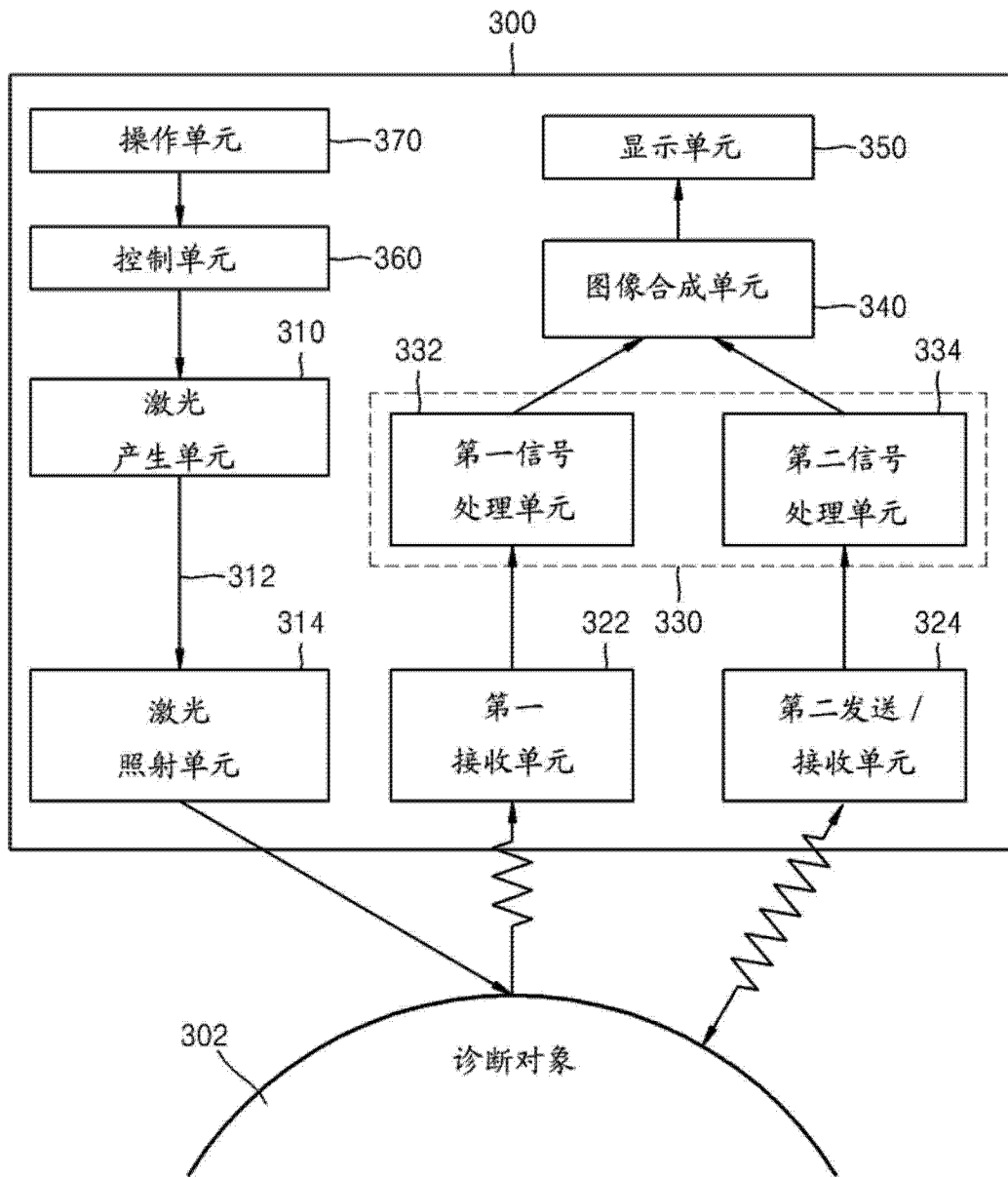


图 3

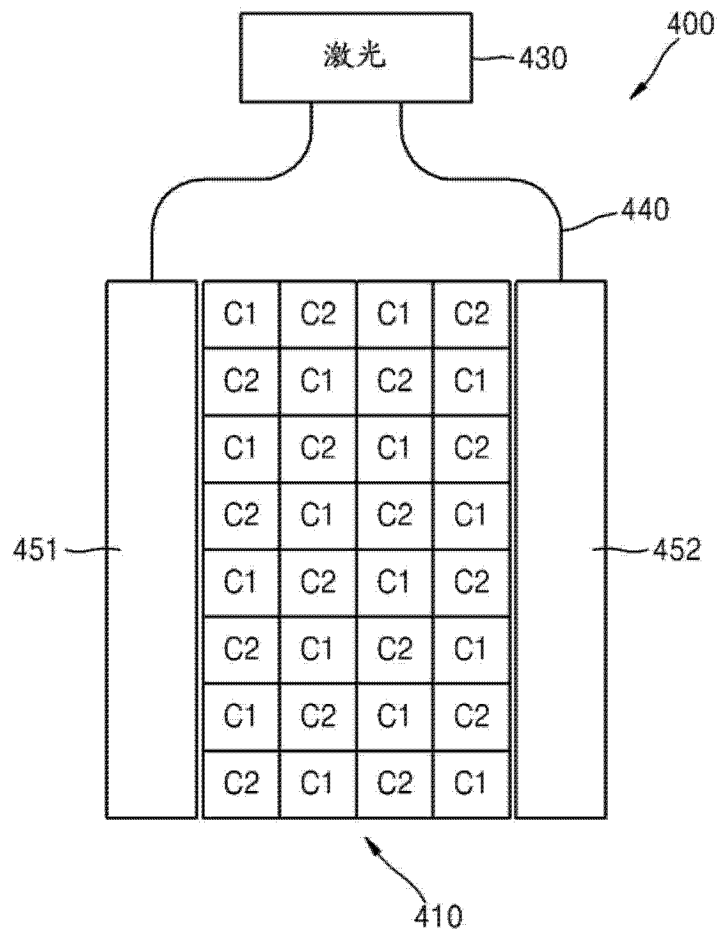


图 4

专利名称(译)	用于光声图像和超声图像的宽带超声探测器		
公开(公告)号	CN104545991A	公开(公告)日	2015-04-29
申请号	CN201410250316.6	申请日	2014-06-06
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	尹容燮 姜诚赞 金钟硕 朴相河 郑锡焕		
发明人	尹容燮 姜诚赞 金钟硕 朴相河 郑锡焕		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B8/4477 A61B8/5246		
代理人(译)	钱大勇		
优先权	1020130126103 2013-10-22 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种用于光声图像和超声图像的宽带超声探测器。该宽带超声探测器包括：布置在基板上的第一超声换能器阵列和第二超声换能器阵列；以及激光装置，其包括被配置为将激光照射到诊断对象上的激光照射器，其中第一超声换能器阵列接收从被激光照射的诊断对象产生的第一超声波，而且第二超声换能器阵列向诊断对象发送高频带宽超声波并接收由诊断对象反射的第二超声波。

