



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105899140 B

(45)授权公告日 2019.07.09

(21)申请号 201480056195.X

(22)申请日 2014.08.07

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105899140 A

(43)申请公布日 2016.08.24

(30)优先权数据
61/864,799 2013.08.12 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.04.12

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/KR2014/007326 2014.08.07

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/023081 KO 2015.02.19

(73)专利权人 三星电子株式会社
地址 韩国京畿道水原市

(72)发明人 李玟九 沈焕 郑尹燮 千秉根
金荣泰

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

代理人 韩明星 曾世骁

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件
WO 2008141220 A1,2008.11.20,
CN 102892358 A,2013.01.23,
CN 102123668 A,2011.07.13,
WO 2012116364 A1,2012.08.30,
US 2012302883 A1,2012.11.29,
KR 20120039545 A,2012.04.25,

审查员 舒玉

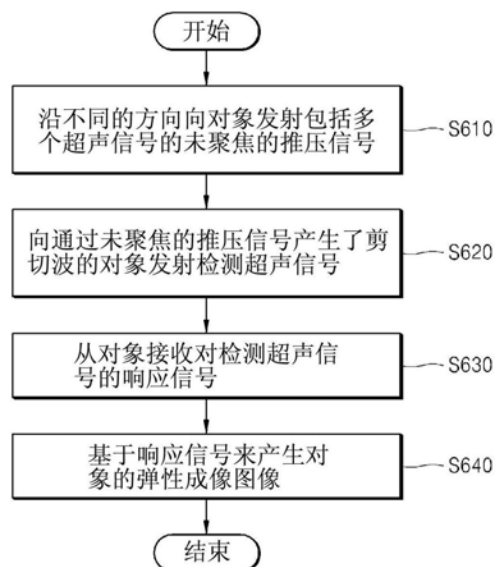
权利要求书3页 说明书33页 附图15页

(54)发明名称

用于产生弹性图像的方法和超声诊断设备

(57)摘要

一种产生弹性成像图像的方法包括:沿不同方向向对象发射包括多个超声信号的未聚焦的推压信号;向通过未聚焦的推压信号而产生了剪切波的所述对象发射检测超声信号;从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号;以及基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。



1. 一种产生弹性成像图像的方法,所述方法包括:

向对象发射包括多个超声信号的未聚焦的推压信号;

向通过未聚焦的推压信号产生了剪切波的所述对象发射检测超声信号;

从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号;

基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像,

其中,发射未聚焦的推压信号的步骤包括:

向对象发射包括多个超声信号的第一未聚焦的推压信号以在所述对象中产生第一剪切波;并且

基于关于第一剪切波的传播的信息向所述对象发射包括多个超声信号的第二未聚焦的推压信号以在所述对象中产生第二剪切波,

其中,通过发射的第二未聚焦的推压信号,第二剪切波被叠加在第一剪切波上。

2. 如权利要求1所述的方法,

其中,发射未聚焦的推压信号的多个换能器元件相对于布置有所述多个换能器元件的阵列的中心被分类为第一组和第二组,其中,第一组和第二组包括相同数量的相邻换能器元件,

其中,第一未聚焦的推压信号从第一组被发射,第二未聚焦的推压信号从第二组被发射。

3. 一种超声诊断设备,包括:

发射单元,被配置为向对象发射包括多个超声信号的未聚焦的推压信号,并向通过未聚焦的推压信号产生了剪切波的所述对象发射检测超声信号;

超声发射/接收单元,包括被配置为从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号的接收单元;

图像处理单元,被配置为基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像,

其中,发射单元被配置为向对象发射包括多个超声信号的第一未聚焦的推压信号以在所述对象中产生第一剪切波,并基于关于第一剪切波的传播的信息向所述对象发射包括多个超声信号的第二未聚焦的推压信号以在所述对象中产生第二剪切波,

其中,通过发射的第二未聚焦的推压信号,第二剪切波被叠加在第一剪切波上。

4. 如权利要求3所述的超声诊断设备,其中,未聚焦的推压信号包括向所述对象中的多个焦点发射的多个超声信号,并通过在所述多个焦点处产生的声辐射力来在所述对象中产生剪切波。

5. 如权利要求3所述的超声诊断设备,其中,第一未聚焦的推压信号从包括在多个换能器元件中的第一组相邻换能器元件被发射,第二未聚焦的推压信号从包括在所述多个换能器元件中的第二组相邻换能器元件被发射。

6. 如权利要求3所述的超声诊断设备,

其中,发射未聚焦的推压信号的多个换能器元件相对于布置有所述多个换能器元件的阵列的中心被分类为第一组和第二组,其中,第一组和第二组包括相同数量的相邻换能器元件,

其中,第一未聚焦的推压信号从第一组被发射,第二未聚焦的推压信号从第二组被发射。

7. 如权利要求3所述的超声诊断设备,

其中,未聚焦的推压信号包括从多个换能器元件分别发射的多个超声信号,

其中,所述多个换能器元件发射所述多个超声信号,其中,所述多个超声信号的强度从位于布置有所述多个换能器元件的阵列的中心处的换能器元件到位于所述阵列的末端的换能器元件被减小。

8. 一种超声诊断设备,包括:

发射单元,被配置为向对象发射包括一个或更多个超声信号的第一推压信号,基于关于通过第一推压信号在所述对象中产生的第一剪切波的传播的信息向所述对象发射包括一个或更多个超声信号的第二推压信号,并向存在有第一剪切波并且通过第二推压信号产生了第二剪切波的所述对象发射检测超声信号;

超声发射/接收单元,包括被配置为从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号的接收单元;

图像处理单元,被配置为基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。

9. 一种超声诊断设备,包括:

发射单元,被配置为向对象发射包括多个超声信号的推压信号,沿第一方向顺序地停止发射所述多个超声信号,并向通过发射所述多个超声信号而产生了剪切波的所述对象发射检测超声信号;

超声发射/接收单元,包括被配置为从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号的接收单元;

图像处理单元,被配置为基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。

10. 一种超声诊断设备,包括:

发射单元,被配置为向对象重复地发射包括一个或更多个超声信号的推压信号,向通过推压信号产生了剪切波的所述对象发射通过发射推压信号而具有第一时间偏移的第一检测超声信号,并向通过重新发射推压信号而产生了剪切波的所述对象发射通过重新发射推压信号而具有第二时间偏移的第二检测超声信号;

超声发射/接收单元,包括被配置为从响应于第一检测超声信号的第一响应信号获取第一超声图像数据并从响应于第二检测超声信号的第二响应信号获取第二超声图像数据的接收单元;以及

图像处理单元,被配置为基于第一时间偏移和第二时间偏移来将第一超声图像数据和第二超声图像数据进行组合,并基于组合的超声图像数据来产生所述对象的弹性成像图像。

11. 一种超声诊断设备,包括:

发射单元,被配置为向对象发射包括一个或更多个超声信号的推压信号,发射在通过推压信号产生了剪切波的所述对象中包括的多条扫描线之中的第一扫描线上聚焦的第一检测超声信号,并发射在所述多条扫描线之中的第二扫描线上聚焦的第二检测超声信号;

超声发射/接收单元,包括被配置为从所述对象接收响应于第一检测超声信号的第一响应信号并从所述对象接收响应于第二检测超声信号的第二响应信号的接收单元;

图像处理单元,被配置为通过使用第一响应信号和第二响应信号来产生所述对象的弹性成像图像,从第一响应信号提取与第一扫描线相应的第一图像数据,从第二响应信号提

取与第二扫描线相应的第二图像数据,将第一图像数据和第二图像数据进行组合,并产生B模式图像。

用于产生弹性图像的方法和超声诊断设备

技术领域

[0001] 本公开涉及产生弹性成像图像的方法和超声诊断设备,更具体地,涉及在对象的内部产生剪切波并获取剪切波的传播特性以便产生弹性成像图像的方法以及用于实现所述方法的超声诊断设备。

背景技术

[0002] 超声诊断设备将超声信号从对象的表面传送到人体的特定部位,并通过使用从人体的内部组织发射的超声信号的信息来获得软组织的断层图像或血流的图像。

[0003] 超声诊断设备小且便宜,并且实时地显示获取的图像。此外,超声诊断设备由于对象不暴露于X射线等而具有高稳定性,因此连同诸如X射线诊断设备、计算机断层扫描(CT)扫描器、核磁共振成像(MRI)设备和核医学诊断设备的其它图像诊断设备一起被广泛使用。

[0004] 弹性成像方法是将对象的弹性显示为图像的超声成像方式中的一种对象。对象的弹性提供关于与人体组织的弹性有关的疾病(诸如癌症、肝硬化等)的定性或定量的信息。

[0005] 肿瘤通常比正常组织更硬。也就是说,肿瘤的弹性比正常组织的弹性更小,因此当相同的压力被施加于肿瘤和正常组织时,正常组织的应变比肿瘤的应变更大。因此,弹性成像方法可被用于针对肿瘤或癌症。与其它医学影像诊断设备相比,弹性成像方法可非常方便且快速地被使用,因此在疾病的最初诊断中使用超声波的弹性成像方法是非常重要的。

[0006] 在使用超声波的弹性成像技术之中的使用剪切波或横波的传播的技术近来已经被开发并受到关注。更详细地,一种通过向对象发射超声信号,施加声辐射力和获取剪切波的传播特性来对对象的弹性进行数字化并成像的技术近来已经被开发。

[0007] 使用超声波产生剪切波的方法的示例包括通过发射在对象内部的一点上聚焦的超声信号来产生球面波的方法、通过顺序地发射在对象内部的多个点上聚焦的超声信号来产生沿诊断方向的平面波的方法、以及通过发射未聚焦的超声信号来产生沿与照射超声信号的方向垂直的方向传播的平面波的方法。

[0008] 需要在对象内部的大范围区域中产生强剪切波的方法以产生精确的弹性成像图像。

[0009] 同时,诸如超声成像、MRI等的各种医学成像方法可被用于获取在对象内部产生的剪切波的传播特性。

[0010] 当超声波被使用时,可被使用以下方法来观察剪切波如何传播:发射在感兴趣区域内具有足够短的重复周期的超声信号,接收对发射的超声信号的响应信号,并通过对响应信号的信号处理来获取剪切波的传播特性。

[0011] 当超声波被用于获取剪切波的传播特性时,鉴于剪切波的频率和带宽,超声信号的帧率可大于1kHz。因此,可通过使用大于1kHz的高脉冲重复频率(PRF)的平面超声波来获取剪切波的传播特性。

[0012] 然而,由于基于扫描线的普通超声诊断设备帧率低,因此不可能通过使用平面波来获取剪切波的传播特性。因此,需要通过使用低帧率的超声诊断设备来基于剪切波产生

弹性成像图像的技术。

发明内容

[0013] 技术问题

[0014] 提供了用于产生弹性成像图像的方法和设备,从而针对对象内部的大范围区域产生强剪切波,以便产生准确的弹性成像图像。

[0015] 提供了用于产生弹性成像图像的方法和设备,从而通过使用低帧率超声信号来获取剪切波的传播特性。

[0016] 技术方案

[0017] 根据示例性实施例的一方面,一种产生弹性成像图像的方法包括:沿不同方向向对象发射包括多个超声信号的未聚焦的推压信号;向通过未聚焦的推压信号而产生了剪切波的所述对象发射检测超声信号;从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号;以及基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。

[0018] 未聚焦的推压信号可包括向对象内部的多个焦点发射的多个超声信号,并可通过在所述多个焦点产生的声辐射力在对象内部产生剪切波。

[0019] 发射未聚焦的推压信号的步骤可包括:沿不同方向向对象发射未聚焦的推压信号,使得未聚焦的推压信号同时到达预定轴。

[0020] 未聚焦的推压信号可沿不同的方向被发射,使得在预定轴上在未聚焦的推压信号之间发射相长干涉,所述预定轴可与发射未聚焦的推压信号的多个换能器元件的轴向方向平行。

[0021] 发射未聚焦的推压信号的步骤可包括:发射从包括在多个换能器元件中的第一组相邻换能器元件发射的第一未聚焦的推压信号;以及发射从包括在多个换能器元件中的第二组相邻换能器元件发射的第二未聚焦的推压信号,并且第一未聚焦的推压信号和第二未聚焦的推压信号沿不同的方向被发射,使得第一未聚焦的推压信号和第二未聚焦的推压信号相对于预定轴彼此对称。

[0022] 发射未聚焦的推压信号的多个换能器元件可相对于布置有所述多个换能器元件的阵列的中心被分类为包括相同数量的相邻换能器元件的第一组和第二组,未聚焦的推压信号包括从第一组发射的第一未聚焦的推压信号和从第二组发射的第二未聚焦的推压信号,并且第一未聚焦的推压信号和第二未聚焦的推压信号沿不同的方向被发射,使得第一未聚焦的推压信号和第二未聚焦的推压信号相对于预定轴彼此对称,并且所述预定轴与所述多个换能器元件的在阵列的中心处的轴向方向平行。

[0023] 发射未聚焦的推压信号的步骤可包括:沿相对于预定轴倾斜 $+0^{\circ}$ 的方向发射第一未聚焦的推压信号,并沿相对于预定轴倾斜 -0° 的方向发射第二未聚焦的推压信号。

[0024] 未聚焦的推压信号可包括从多个换能器元件分别发射的多个超声信号,所述多个换能器元件可发射所述多个超声信号,其中,所述多个超声信号的强度从位于布置有所述多个换能器元件的阵列的中心处的换能器元件到位于所述阵列的末端的换能器元件被减小。

[0025] 根据示例性实施例的另一方面,一种超声诊断设备包括:发射单元,被配置为沿不同的方向向对象发射包括多个超声信号的未聚焦的推压信号,并向通过未聚焦的推压信号

产生了剪切波的所述对象发射检测超声信号;超声发射/接收单元,包括被配置为从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号的接收单元;以及图像处理单元,被配置为基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。

[0026] 未聚焦的推压信号可包括发射到对象内部的多个焦点的多个超声信号,并通过在多个焦点处产生的声辐射力来在对象内部产生剪切波。

[0027] 发射单元可沿不同的方向向对象发射未聚焦的推压信号,使得未聚焦的推压信号同时到达预定轴。

[0028] 未聚焦的推压信号可沿不同的方向被发射,使得在预定轴上在未聚焦的推压信号之间发生相长干涉,所述预定轴可与发射未聚焦的推压信号的多个换能器元件的轴向方向平行。

[0029] 发射单元可发射从包括在多个换能器元件中的第一组相邻换能器元件发射的第一未聚焦的推压信号以及从包括在多个换能器元件中的第二组相邻换能器元件发射的第二未聚焦的推压信号,并且第一未聚焦的推压信号和第二未聚焦的推压信号沿不同的方向被发射,使得第一未聚焦的推压信号和第二未聚焦的推压信号相对于预定轴彼此对称。

[0030] 发射未聚焦的推压信号的多个换能器元件可相对于布置有所述多个换能器元件的阵列的中心被分类为包括相同数量的相邻换能器元件的第一组和第二组,未聚焦的推压信号包括从第一组发射的第一未聚焦的推压信号和从第二组发射的第二未聚焦的推压信号,并且第一未聚焦的推压信号和第二未聚焦的推压信号沿不同的方向被发射,使得第一未聚焦的推压信号和第二未聚焦的推压信号相对于预定轴彼此对称,并且所述预定轴与所述多个换能器元件的在阵列的中心处的轴向方向平行。

[0031] 发射单元可沿相对于预定轴倾斜 $+0^\circ$ 的方向发射第一未聚焦的推压信号,并沿相对于预定轴倾斜 -0° 的方向发射第二未聚焦的推压信号。

[0032] 未聚焦的推压信号可包括从多个换能器元件分别发射的多个超声信号,并且所述多个换能器元件可发射所述多个超声信号,其中,所述多个超声信号的强度从位于布置有所述多个换能器元件的阵列的中心处的换能器元件到位于所述阵列的末端的换能器元件被减小。

[0033] 根据示例性实施例的另一方面,一种产生弹性成像图像的方法包括:向对象发射包括一个或更多个超声信号的第一推压信号;基于关于通过第一推压信号在对象内部产生的第一剪切波的传播的信息来向所述对象发射包括一个或更多个超声信号的第二推压信号;向存在有第一剪切波并且通过第二推压信号而产生了第二剪切波的所述对象发射检测超声信号;从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号;以及基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。

[0034] 根据示例性实施例的另一方面,一种超声诊断设备包括:发射单元,被配置为向对象发射包括一个或更多个超声信号的第一推压信号,基于关于通过第一推压信号在对象内部产生的第一剪切波的传播的信息来向所述对象发射包括一个或更多个超声信号的第二推压信号,并向存在有第一剪切波并且通过第二推压信号而产生了第二剪切波的所述对象发射检测超声信号;超声发射/接收单元,包括被配置为从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号的接收单元;以及图像处理单元,被配置为基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。

[0035] 根据示例性实施例的另一方面,一种产生弹性成像图像的方法包括:向对象发射包括多个超声信号的推压信号,沿第一方向顺序地停止发射所述多个超声信号,并向通过发射所述多个超声信号而产生了剪切波的所述对象发射检测超声信号;从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号;以及基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。

[0036] 根据示例性实施例的另一方面,一种超声诊断设备包括:发射单元,被配置为向对象发射包括多个超声信号的推压信号,沿第一方向顺序地停止发射所述多个超声信号,并向通过发射所述多个超声信号而产生了剪切波的所述对象发射检测超声信号;超声发射/接收单元,包括被配置为从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号的接收单元;以及图像处理单元,被配置为基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。

[0037] 根据示例性实施例的另一方面,一种产生弹性成像图像的方法包括:向对象重复地发射包括一个或更多个超声信号的推压信号;向通过推压信号而产生了剪切波的所述对象发射通过发射推压信号而具有第一时间偏移的第一检测超声信号;向通过重新发射推压信号而产生了剪切波的所述对象发射通过重新发射推压信号而具有第二时间偏移的第二检测超声信号;从响应于第一检测超声信号的第一响应信号获取第一超声图像数据并从响应于第二检测超声信号的第二响应信号获取第二超声图像数据;以及基于第一时间偏移和第二时间偏移来将第一超声图像数据和第二超声图像数据进行组合,并基于组合的超声图像数据来产生所述对象的弹性成像图像。

[0038] 根据示例性实施例的另一方面,一种超声诊断设备包括:发射单元,被配置为向对象重复地发射包括一个或更多个超声信号的推压信号,向通过推压信号而产生了剪切波的所述对象发射通过发射推压信号而具有第一时间偏移的第一检测超声信号,并向通过重新发射推压信号而产生了剪切波的所述对象发射通过重新发射推压信号而具有第二时间偏移的第二检测超声信号;超声发射/接收单元,包括被配置为从响应于第一检测超声信号的第一响应信号获取第一超声图像数据并从响应于第二检测超声信号的第二响应信号获取第二超声图像数据的接收单元;以及图像处理单元,被配置为基于第一时间偏移和第二时间偏移来将第一超声图像数据和第二超声图像数据进行组合,并基于组合的超声图像数据来产生所述对象的弹性成像图像。

[0039] 根据示例性实施例的另一方面,一种产生弹性成像图像的方法包括:向对象发射包括一个或更多个超声信号的推压信号;发射在通过推压信号而产生了剪切波的所述对象中包括的多条扫描线之中的第一扫描线上聚焦的第一检测超声信号;发射在所述多条扫描线之中的第二扫描线上聚焦的第二检测超声信号;从对象接收响应于第一检测超声信号的第一响应信号并从对象接收响应于第二检测超声信号的第二响应信号;以及通过使用第一响应信号和第二响应信号来产生所述对象的弹性成像图像,从第一响应信号提取与第一扫描线相应的第一图像数据,从第二响应信号提取与第二扫描线相应的第二图像数据,将第一图像数据和第二图像数据进行组合,并产生B模式图像。

[0040] 根据示例性实施例的另一方面,一种超声诊断设备包括:发射单元,被配置为向对象发射包括一个或更多个超声信号的推压信号,发射在通过推压信号而产生了剪切波的所述对象中包括的多条扫描线之中的第一扫描线上聚焦的第一检测超声信号,并发射在所述多条扫描线之中的第二扫描线上聚焦的第二检测超声信号;超声发射/接收单元,包括被配置为从对象接收响应于第一检测超声信号的第一响应信号并从对象接收响应于第二检测

超声信号的第二响应信号的接收单元;以及图像处理单元,被配置为通过使用第一响应信号和第二响应信号执行以下操作来产生所述对象的弹性成像图像:从第一响应信号提取与第一扫描线相应的第一图像数据,从第二响应信号提取与第二扫描线相应的第二图像数据,将第一图像数据和第二图像数据进行组合,并产生B模式图像。

[0041] 根据另一示例性实施例的一方面,提供了一种非暂时性计算机可读记录介质,其中,在非暂时性计算机可读记录介质上记录有用于执行产生弹性成像图像的所述方法的程序。

附图说明

[0042] 图1是示出根据示例性实施例的超声诊断设备的示意图;

[0043] 图2是用于描述在对象内部产生的剪切波的示意图;

[0044] 图3是根据示例性实施例的超声诊断设备的配置的框图;

[0045] 图4和图5是未聚焦的推压信号的强度图和轴向波束轮廓的图;

[0046] 图6是根据示例性实施例的产生弹性成像图像的方法的流程图;

[0047] 图7是用于描述根据示例性实施例的沿不同方向发射的未聚焦的推压信号的示意图;

[0048] 图8是用于描述根据示例性实施例的发射的推压信号的示意图;

[0049] 图9是用于描述根据示例性实施例的被发射的未聚焦的推压信号的强度图和轴向波束轮廓的示意图;

[0050] 图10是根据示例性实施例的产生弹性成像图像的方法的流程图;

[0051] 图11和图12是用于描述根据示例性实施例的适应性地发射推压信号的示意图;

[0052] 图13是根据示例性实施例的产生弹性成像图像的方法的流程图;

[0053] 图14是用于描述根据示例性实施例的施加推压信号以便调整剪切波的形状的方法的示意图;

[0054] 图15和图16是用于描述根据示例性实施例的调整通过应用推压信号而产生的剪切波的形状的示意图;

[0055] 图17是根据示例性实施例的产生弹性成像图像的方法的流程图;

[0056] 图18是用于描述根据示例性实施例的获取时间上抽样的扫描线图像数据以便检测剪切波的方法的示意图;

[0057] 图19是用于描述根据示例性实施例的通过组合时间上抽样的扫描线图像数据来产生弹性成像图像的方法的示意图;

[0058] 图20是用于描述根据示例性实施例的获取时间上抽样的扫描线图像数据以便检测剪切波的方法的示意图;

[0059] 图21是用于描述根据示例性实施例的通过组合时间上抽样的扫描线图像数据来产生弹性成像图像的方法的示意图;

[0060] 图22是用于描述根据示例性实施例的通过在横向方向上划分图像区域并产生多个局部弹性成像图像来在整个图像区域上产生弹性成像图像的方法的示意图;

[0061] 图23是用于描述根据示例性实施例的通过减少图像区域的深度来以快的处理速度产生弹性成像图像的方法的示意图;

[0062] 图24是根据示例性实施例的产生弹性成像图像的方法的流程图;

[0063] 图25是用于描述根据示例性实施例的发射在发射参考扫描线上聚焦的检测超声信号的方法的示意图;

[0064] 图26是用于描述根据示例性实施例的通过偏移检测超声信号的发射参考扫描线,获取图像数据并组合获取的图像数据来产生弹性成像图像和B模式图像的方法的示意图;

[0065] 图27是根据示例性实施例的超声诊断设备的配置的框图。

[0066] 最佳实施方式

[0067] 根据示例性实施例的一方面,一种产生弹性成像图像的方法包括:沿不同方向向对象发射包括多个超声信号的未聚焦的推压信号;向通过未聚焦的推压信号而产生了剪切波的所述对象发射检测超声信号;从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号;以及基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。

[0068] 根据示例性实施例的一方面,一种超声诊断设备包括:发射单元,被配置为沿不同的方向向对象发射包括多个超声信号的未聚焦的推压信号,并向通过未聚焦的推压信号产生了剪切波的所述对象发射检测超声信号;超声发射/接收单元,包括被配置为从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号的接收单元;以及图像处理单元,被配置为基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。

[0069] 根据示例性实施例的一方面,一种产生弹性成像图像的方法包括:向对象发射包括一个或更多个超声信号的第一推压信号;基于关于通过第一推压信号在对象内部产生的第一剪切波的传播的信息来向所述对象发射包括一个或更多个超声信号的第二推压信号;向存在有第一剪切波并且通过第二推压信号而产生了第二剪切波的所述对象发射检测超声信号;从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号;以及基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。

[0070] 根据示例性实施例的一方面,一种超声诊断设备包括:发射单元,被配置为向对象发射包括一个或更多个超声信号的第一推压信号,基于关于通过第一推压信号在对象内部产生的第一剪切波的传播的信息来向所述对象发射包括一个或更多个超声信号的第二推压信号,并向存在有第一剪切波并且通过第二推压信号而产生了第二剪切波的所述对象发射检测超声信号;超声发射/接收单元,包括被配置为从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号的接收单元;以及图像处理单元,被配置为基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。

[0071] 根据示例性实施例的一方面,一种产生弹性成像图像的方法包括:向对象发射包括多个超声信号的推压信号,沿第一方向顺序地停止发射所述多个超声信号,并向通过发射所述多个超声信号而产生了剪切波的所述对象发射检测超声信号;从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号;以及基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。

[0072] 根据示例性实施例的一方面,一种超声诊断设备包括:发射单元,被配置为向对象发射包括多个超声信号的推压信号,沿第一方向顺序地停止发射所述多个超声信号,并向通过发射所述多个超声信号而产生了剪切波的所述对象发射检测超声信号;超声发射/接收单元,包括被配置为从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号的接收单元;以及图像处理单元,被配置为基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。

[0073] 根据示例性实施例的一方面,一种产生弹性成像图像的方法包括:向对象重复地

发射包括一个或更多个超声信号的推压信号;向通过推压信号而产生了剪切波的所述对象发射通过发射推压信号而具有第一时间偏移的第一检测超声信号;向通过重新发射推压信号而产生了剪切波的所述对象发射通过重新发射推压信号而具有第二时间偏移的第二检测超声信号;从响应于第一检测超声信号的第一响应信号获取第一超声图像数据并从响应于第二检测超声信号的第二响应信号获取第二超声图像数据;以及基于第一时间偏移和第二时间偏移来将第一超声图像数据和第二超声图像数据进行组合,并基于组合的超声图像数据来产生所述对象的弹性成像图像。

[0074] 根据示例性实施例的一方面,一种超声诊断设备包括:发射单元,被配置为向对象重复地发射包括一个或更多个超声信号的推压信号,向通过推压信号而产生了剪切波的所述对象发射通过发射推压信号而具有第一时间偏移的第一检测超声信号,并向通过重新发射推压信号而产生了剪切波的所述对象发射通过重新发射推压信号而具有第二时间偏移的第二检测超声信号;超声发射/接收单元,包括被配置为从响应于第一检测超声信号的第一响应信号获取第一超声图像数据并从响应于第二检测超声信号的第二响应信号获取第二超声图像数据的接收单元;以及图像处理单元,被配置为基于第一时间偏移和第二时间偏移来将第一超声图像数据和第二超声图像数据进行组合,并基于组合的超声图像数据来产生所述对象的弹性成像图像。

[0075] 根据示例性实施例的一方面,一种产生弹性成像图像的方法包括:向对象发射包括一个或更多个超声信号的推压信号;发射在通过推压信号而产生了剪切波的所述对象中包括的多条扫描线之中的第一扫描线上聚焦的第一检测超声信号;发射在所述多条扫描线之中的第二扫描线上聚焦的第二检测超声信号;从对象接收响应于第一检测超声信号的第一响应信号并从对象接收响应于第二检测超声信号的第二响应信号;以及通过使用第一响应信号和第二响应信号来产生所述对象的弹性成像图像,从第一响应信号提取与第一扫描线相应的第一图像数据,从第二响应信号提取与第二扫描线相应的第二图像数据,将第一图像数据和第二图像数据进行组合,并产生B模式图像。

[0076] 根据示例性实施例的一方面,一种超声诊断设备包括:发射单元,被配置为向对象发射包括一个或更多个超声信号的推压信号,发射在通过推压信号而产生了剪切波的所述对象中包括的多条扫描线之中的第一扫描线上聚焦的第一检测超声信号,并发射在所述多条扫描线之中的第二扫描线上聚焦的第二检测超声信号;超声发射/接收单元,包括被配置为从对象接收响应于第一检测超声信号的第一响应信号并从对象接收响应于第二检测超声信号的第二响应信号的接收单元;以及图像处理单元,被配置为通过使用第一响应信号和第二响应信号执行以下操作来产生所述对象的弹性成像图像:从第一响应信号提取与第一扫描线相应的第一图像数据,从第二响应信号提取与第二扫描线相应的第二图像数据,将第一图像数据和第二图像数据进行组合,并产生B模式图像。

[0077] 根据另一示例性实施例的一方面,提供了一种非暂时性计算机可读记录介质,其中,在非暂时性计算机可读记录介质上记录有用于执行产生弹性成像图像的所述方法的程序。

具体实施方式

[0078] 在本说明书中使用的术语是在本领域内广泛使用的一般术语,但所述术语可根据

本领域技术人员的意图、先例或本领域内的新技术而改变。此外,可由申请人选择指定术语,在这种情况下,指定术语的详细含义将在详细描述中描述。因此,在本说明书中使用的术语应被理解为不是简单名称而应基于术语的含义以及整体描述来理解。

[0079] 贯穿说明书,还应理解:当组件“包括”元件时,除非对此有另一相反的描述,否则应理解为组件不排除另一元件而是还可包括另一元件。此外,诸如“…单元”、“…模块”等的术语表示执行至少一个功能或操作的单元,并且该单元可被实现为硬件或软件或者硬件和软件的组合。

[0080] 贯穿说明书,“超声图像”是指使用超声波获得的对象的图像。此外,在本说明书中,“对象”可包括人或动物、或者人或动物的部分。例如,对象可包括肝脏、心脏、子宫、大脑、胸部、腹部或血管。

[0081] 此外,“对象”可包括体模。体模指具有接近活物的强度和有效原子数的体积的材料,并可包括具有类似于人体的属性的球形体模。

[0082] 此外,在本说明书中,“用户”是指医学专业人员,诸如,医生、护士、医学实验室技师和维修医疗设备的工程师,但用户不限于此。

[0083] 现在将详细参照在附图中示出其示例的实施例。就此而言,本公开的示例性实施例可具有不同的形式并且不应被解释为限于在此阐述的描述。在以下描述中,由于公知的功能或构造会利用不必要的细节模糊示例性实施例,因此不对它们进行详细描述。

[0084] 图1是示出根据示例性实施例的超声诊断设备1000的示图。

[0085] 如图1所示,超声诊断设备1000可通过探头1010向对象10发射超声信号。超声诊断设备1000可接收从对象10反射的超声回波信号以产生超声图像。

[0086] 在本说明书中,可以以各种方式来实现超声图像。例如,超声图像可包括亮度(B)模式图像、彩色多普勒图像、频谱多普勒图像和运动(M)模式图像中的至少一个,但不限于此,其中,在亮度(B)模式图像中,从对象反射的超声回波信号的等级被表示为亮度;在彩色多普勒图像中,通过使用多普勒效应将运动对象的速度表示为颜色;在频谱多普勒图像中,通过使用多普勒效应将运动对象的图像表示为频谱类型;运动(M)模式图像示出在特定地方随时间的对象的运动。根据示例性实施例,超声图像可以是二维(2D)图像、三维(3D)图像或四维(4D)图像。

[0087] 根据示例性实施例,超声诊断设备1000可通过使用声辐射力来提供示出对象的弹性对比的弹性成像图像。将参照图2对由根据示例性实施例的超声诊断设备1000提供的弹性成像图像进行详细描述。

[0088] 图2是用于描述在对象10内部产生的剪切波220的示图。

[0089] 如图2所示,超声诊断设备1000可向对象10发射用于推压对象的部分区域的信号210(为了便于描述,在下文中被称为“推压信号”)。

[0090] 推压对象的部分区域意思是通过在对象内部产生声辐射力来向部分区域施加压力。例如,超声诊断设备1000可通过使用探头1010的换能器元件来向对象发射推压信号。推压信号可被配置为发射到对象中的多个超声信号。可以以包括具有方向性的超声束的波束的形式来配置推压信号。

[0091] 超声诊断设备1000可将声辐射力施加到对象中,并获取通过施加的声辐射力产生的剪切波的传播特性,从而将组织的弹性数字化并进行成像。

[0092] 根据示例性实施例,通过使用探头1010的换能器元件,超声诊断设备1000可通过发射在对象内部的一点上聚焦的推压信号来产生球面剪切波,可通过顺序地发射在对象内部的多个点上聚焦的推压信号来产生倾斜的剪切波,或者可通过发射未聚焦的推压信号来产生沿与发射推压信号的方向垂直的方向传播的平面剪切波。未聚焦的推压信号可以是包括在探头1010中的换能器元件中的至少一部分发射的信号,其中,未聚焦的推压信号是未在一个特定点上聚焦的信号。未聚焦的推压信号可以是包括在对象内部的无数个点上聚焦的超声信号的信号。例如,未聚焦的推压信号可以是在对象内部的特定线上聚焦的信号,或者可被配置为在对象内部的特定线上聚焦的超声信号。

[0093] 如果超声诊断设备1000发射推压信号210,则可针对对象10内部的由推压信号210推压的区域来产生剪切波220。

[0094] 当在对象内部的点上聚焦的推压信号被发射时,由于球形剪切波被形成并沿着推压信号的轴向方向和横向方向在相对小的区域中传播,故感兴趣区域(ROI)的大小可被限制。当高电压被施加于产生推压信号的换能器元件或更大数量的换能器元件被使用以增加ROI的大小时,可能出现稳定性问题。

[0095] 当在位于轴向方向的多个点上聚焦的推压信号被顺序地发射时,在所述多个点产生的球形剪切波的波面可被增加以形成沿倾斜的方向传播的平面剪切波。在这种情况下,与发射在一点上聚焦的推压信号的情况相比,能够设置宽的ROI。然而,在推压信号被聚焦和发射的位置可能观察不到剪切波,并且如果推压信号远离推压信号被发射的位置,则剪切波可能衰减。因此,如果推压信号远离推压信号被发射的位置,则由于剪切波可能衰减,故当基于所述剪切波来产生弹性成像图像时可能发生错误或者估值本身会是不可能的。

[0096] 同时,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可进行操作使部分换能器元件发射未在特定点上聚焦的未聚焦的推压信号。发射未聚焦的推压信号的部分换能器元件可沿发射推压信号的轴向方向以不同深度将推压信号连续地发射到对象10内部的区域。例如,图2示出了根据示例性实施例的超声诊断设备1000发射未聚焦的推压信号的情况。在这种情况下,剪切波可沿着与发射推压信号的方向垂直的方向传播。因此,超声诊断设备1000可通过发射推压信号一次来从推压信号到达的与ROI尽可能一样深的点的左区域到右区域来观察剪切波。

[0097] 图3是根据示例性实施例的超声诊断设备1000的配置的框图。

[0098] 如图3所示,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可包括探头1010和主体1050。主体1050可包括超声发射/接收单元1020和图像处理单元1030。根据示例性实施例的超声发射/接收单元1020可包括发射单元1021和接收单元1022,其中,发射单元1021发射检测超声信号,接收单元1022接收对检测超声信号的响应信号以发射推压信号并获取由推压信号产生的剪切波的传播特性,以便产生剪切波。

[0099] 探头1010可基于由超声发射/接收单元1020施加的信号来向对象发射超声波,并接收由对象反射的回波信号。探头1010可包括多个换能器,并且换能器基于发射到它的电信号来振荡并产生声能,即超声波。探头1010可有线地或无线地连接到超声设备1000的主体。根据示例性实施例,超声诊断设备1000可包括多个探头1010。根据示例性实施例,探头1010可包括1D探头、1.5D探头、2D(矩阵)探头和3D探头中的至少一个。

[0100] 根据示例性实施例,探头1010可向对象发射推压信号,从而诱导剪切波。探头1010

可向对象发射用于追踪剪切波的检测超声信号,并从对象接收对检测超声信号的响应信号。

[0101] 超声发射/接收单元1020可控制探头1010向对象发射推压信号,发射检测超声信号,并从对象接收响应信号。超声发射/接收单元1020可包括发射单元1021和接收单元1022。

[0102] 发射单元1021可控制包括在探头1010中的多个换能器元件向对象发射推压信号。

[0103] 通过使用探头1010的换能器元件,发射单元1021可通过发射在对象内部的点上聚焦的推压信号来产生球形剪切波,可通过顺序地发射在对象内部的多个点上聚焦的推压信号来产生倾斜的剪切波,或者可通过发射未聚焦的推压信号来产生沿与发射推压信号的方向垂直的方向传播的平面剪切波。

[0104] 根据示例性实施例的发射单元1021可以以各种方式向对象发射推压信号,以针对对象内部的大范围区域产生强剪切波。

[0105] 作为示例,根据示例性实施例的发射单元1021可通过向对象发射从多个换能器元件按照不同角度转向的未聚焦的推压信号来产生剪切波。

[0106] 发射单元1021可调整施加于探头1010的换能器元件中的每个换能器元件的电信号,从而改变由换能器元件中的每个换能器元件发射的超声信号的相位或允许超声信号有时间延迟。转向意思是:由于针对由换能器元件中的每个换能器元件发射的超声信号的相位改变或时间延迟,发射单元1021改变发射超声信号的方向。

[0107] 也就是说,当未聚焦的推压信号包括多个超声信号时,发射单元1021可通过调整超声信号中的每个超声信号的相位或时间延迟来改变发射推压信号的方向。即,发射单元1021可按照特定角度转向推压信号。

[0108] 作为另一示例,根据示例性实施例的发射单元1021可通过向对象发射包括至少一个超声信号的第一推压信号来在对象的内部产生第一剪切波。发射单元1021可基于关于第一剪切波的传播的信息来向对象发射包括至少一个超声信号的第二推压信号。发射单元1021可产生第二剪切波以与第一剪切波积极干涉。

[0109] 作为另一示例,根据示例性实施例的发射单元1021可向对象发射包括多个推压信号的推压信号。例如,推压信号可以是以包括沿轴向方向布置的多个超声束的推动束的形式。超声束可具有比推动束更小的束宽。

[0110] 发射单元1021可通过沿横向方向顺序地停止发射超声束来产生剪切波。也就是说,多个超声束可由发射单元1021开始同时地发射并可在不同时间周期被发射。多个超声束的时间周期可在布置有多个超声束的方向上增加或减少。例如,发射单元1021可沿横向方向从位于超声束的边缘的超声束推压信号顺序地停止发射超声束。

[0111] 此外,根据示例性实施例的发射单元1021可向通过推压信号产生了剪切波的对象发射用于追踪剪切波的检测超声信号。

[0112] 例如,发射单元1021可向存在剪切波的对象发射超声信号并从对象接收发射的超声信号的响应信号,以便追踪通过推压信号产生的剪切波。发射单元1021可控制包括在探头1010中的多个换能器元件发射并接收检测超声信号,以便追踪剪切波。

[0113] 发射单元1021可通过使用探头1010的换能器元件来向对象发射检测超声信号。

[0114] 同时,接收单元1022可从对象接收发射到对象的检测超声信号的响应信号。接收

单元1022可控制包括在探头1010中的多个换能器元件发射并接收超声信号,以便追踪剪切波。可从接收的响应信号获取超声图像数据。

[0115] 根据示例性实施例的超声发射/接收单元1020可以以相对较低的帧率发射并接收超声信号,从而以各种方式向对象发射超声信号并从对象接收超声信号,以便获取剪切波的传播特性。

[0116] 作为示例,根据示例性实施例的超声发射/接收单元1020可向存在剪切波的对象发射具有第一时间偏移的第一检测超声信号并从对第一检测超声信号的第一响应信号获取第一超声图像数据。接收单元1022可向存在剪切波的对象发射具有第二时间偏移的第二检测超声信号并从对第二检测超声信号的第二响应信号获取第二超声图像数据。

[0117] 作为另一示例,根据示例性实施例的超声发射/接收单元1020可发射在对象中包括的多条扫描线之中的第一扫描线上聚焦的第一超声信号,并接收对第一超声信号的第一响应信号。接收单元1022可发射在多条扫描线之中的第二扫描线上聚焦的第二超声信号,并接收对第二超声信号的第二响应信号。

[0118] 图像处理单元1030可基于从接收单元1022接收到的响应信号来产生对象的弹性成像图像。

[0119] 作为示例,图像处理单元1030可基于从接收单元1022接收到的响应信号来获取针对对象的多个超声图像帧。图像处理单元1030可通过比较多个超声图像帧来计算由超声图像帧呈现的对象的位移。图像处理单元1030可基于计算出的在超声图像帧之间的位移来获取关于包括在对象中的组织的弹性的信息。

[0120] 例如,关于弹性的信息可包括应变、弹性等。应变指的是在通过压力使组织变形之后对象的长度变化与组织被变形之前组织的长度的比率。弹性指压力与应变的比率。

[0121] 图像处理单元1030可产生弹性成像图像,其中,弹力成像图像使用颜色、亮度和示图中的至少一个来指示关于包括在对象中的组织的弹性的信息。

[0122] 作为另一示例,图像处理单元1030可基于从对象接收到的响应信号来测量指示剪切波的特性的剪切波参数。剪切波参数可包括剪切波的传播速度和剪切波的衰减系数中的至少一个。

[0123] 剪切波的传播速度 V_s 可根据下面的等式1来获取。剪切波的衰减系数 α 可根据下面的等式2来获取。在等式1和等式2中, R 和 X 分别表示声阻抗的实部和虚部, ρ 表示对象的密度, ω 表示剪切波的角频率。

[0124] [等式1]

$$[0125] \quad V_s = \frac{R^2 + X^2}{\rho R}$$

[0126] [等式2]

$$[0127] \quad \alpha = \frac{\rho \omega X}{(R^2 + X^2)}$$

[0128] 同时,超声发射/接收单元1020可向超声波传播的区域发射超声信号若干次,并可从对象接收对若干次发射的超声信号的响应信号。图像处理单元1030可通过对若干次接收

到的响应信号应用互相关来测量剪切波参数。除了上述方式之外,可以以对于本领域中的人或普通技术人员是明显的各种方式来测量在对象内部诱导的剪切波特性。

[0129] 图像处理单元1030可使用剪切波参数来获取对象的弹性特性。

[0130] 对象的弹性特性可包括对象的剪切模量G、对象的杨氏模量E和对象的剪切粘度 η 中的至少一个。

[0131] 对象的剪切模量G可根据下面的等式3来获取。对象的杨氏模量E可根据下面的等式4来获取。对象的剪切粘度 η 可根据下面的等式5来获取。

[0132] [等式3]

$$[0133] \quad G = \frac{(R^2 - X^2)}{\rho}$$

[0134] [等式4]

$$[0135] \quad E = 3G$$

[0136] [等式5]

$$[0137] \quad \eta = \frac{2RX}{\omega\rho}$$

[0138] 根据示例性实施例的图像处理单元1030可产生使用颜色、亮度和示图中的至少一个来指示对象的弹性特性的弹性成像图像。例如,图像处理单元1030可将对象的弹性特性映射到黑白灰阶或色阶来产生对象的弹性成像图像。

[0139] 根据示例性实施例的图像处理单元1030可不仅产生对象的弹性特性,而且可产生指示对象的B模式图像。图像处理单元1030可从对发射到对象的超声信号的响应信号来计算反射系数,并产生指示计算出的反射系数的模式图像。B模式图像可使用包括在B模式图像中的每个像素的亮度来指示从响应信号计算出的反射系数。

[0140] 例如,图像处理单元1030可使用对第一超声信号的第一响应信号来产生弹性成像图像,并接收对第一超声信号的第一响应信号以及对第二超声信号的第二响应信号,其中,第一超声信号在被聚焦到对象中包括的多条扫描线之中的第一扫描线上之后被发射,第二超声信号在被聚焦到多条扫描线之中的第二扫描线上之后被发射。图像处理单元1030可从第一响应信号提取与第一扫描线相应的第一图像数据,从第二响应信号提取与第二扫描线相应的第二图像数据,并将第一图像数据和第二图像数据进行组合以产生B模式图像。

[0141] 同时,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可进行操作以允许部分换能器元件发射未在特定点上聚焦的未聚焦的推压信号。发射未聚焦的推压信号的部分换能器元件可沿轴向方向连续地将推压信号发射在不同的深度处。在这种情况下,剪切波可沿与发射推压信号的方向垂直的方向传播。因此,超声诊断设备1000可通过发射推压信号一次来从推压信号到达的与ROI尽可能一样深的点的左区域到右区域观察剪切波。

[0142] 与换能器元件被布置的方向垂直的轴向方向可以从换能器元件发射未被转向的超声信号的方向。例如,轴向方向可以是对象的深度方向。

[0143] 用于产生剪切波的声辐射力与推压信号的强度成比例。在未聚焦的推压信号的情况下,强度轮廓在未聚焦的推压信号的轴向方向上是不均匀的,这造成未聚焦的推压信号

的强度根据深度而变化的现象。换句话说,由未聚焦的推压信号产生的剪切波的大小和形状根据深度而变化,这可导致基于剪切波均匀地左右传播的假设而获得的速度估计的错误。

[0144] 在将推动束的能量聚焦在一点上的聚焦的推压信号的强度与未聚焦的推压信号的强度进行比较时,由于未聚焦的推压信号的强度低,故由未聚焦的推压信号产生的剪切波的强度也低。因此,当使用未聚焦的推压信号产生剪切波时,由于剪切波的强度低,故当追踪剪切波时信噪比(SNR)不利地减小。为了提高SNR,如果用于发射推压信号的换能器元件的数量增加,则由于推压信号的束宽增加,故推压信号的轴向波束轮廓不均匀的现象进一步恶化。

[0145] 因此,为了解决上述问题,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可发射轴向波束轮廓均匀(即,波束轮廓在不同深度处是均匀的)的推压信号。根据示例性实施例的超声诊断设备1000可通过使用大量的换能器元件来保持推压信号宽度适当窄的声束,从而防止推压信号的能量扩散。根据示例性实施例的超声诊断设备1000可放大剪切波的强度,从而提高SNR。根据示例性实施例的超声诊断设备1000可主动控制剪切波的形状和性质。

[0146] 图4和图5是未聚焦的推压信号的强度图以及轴向波束轮廓420和520的图。

[0147] 图4的强度图410和图5的强度图510是将未聚焦的推压信号的强度示出为颜色的图。图4的轴向波束轮廓420和图5的轴向波束轮廓520是示出沿着未聚焦的推压信号的中心轴施加于对象的未聚焦的推压信号的强度的图。未聚焦的推压信号的中心轴是位于布置有发射未聚焦的推压信号的多个换能器元件的阵列的中心的换能器元件上的轴,并且指平行于轴向方向的轴。在轴向波束轮廓420和轴向波束轮廓520中,x轴表示超声信号的相对强度,y轴表示深度。

[0148] 图4示出使用换能器元件发射的未聚焦的推压信号的强度图和轴向波束轮廓。图5示出使用24个换能器元件发射的未聚焦的推压信号的强度图和轴向波束轮廓。

[0149] 如图4和图5所示,当超声诊断设备1000使用未聚焦的推压信号产生剪切波时,较大的换能器元件不会导致更高强度的剪切波。相反,较大的换能器元件导致未聚焦的推压信号具有扩散的形状,这导致在估计剪切波的传播速度中出现错误。

[0150] 根据示例性实施例的超声诊断设备1000可发射轴向波束轮廓均匀(即,波束轮廓在不同深度处是均匀的)的推压信号。根据示例性实施例的超声诊断设备1000可通过使用大量的换能器元件来保持推压信号的适当窄的束宽,从而防止推压信号的能量扩散。

[0151] 作为示例,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可在轴向方向的轴处设置多个焦点并使换能器元件的子集聚焦在不同深度的焦点上,以发射推压信号。例如,超声诊断设备1000可形成两个面向中心轴(在布置有换能器元件的阵列的中心上的轴向方向的轴)的转向且未聚焦的推压信号,使得推压信号的能量可聚集在中心轴上的多个焦点处。

[0152] 作为另一示例,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可将变迹函数应用于换能器元件以根据深度来发射具有不同强度的推压信号。

[0153] 现在将通过参照下面的图6至图9来描述根据示例性实施例的超声诊断设备1000保持推压信号的适当窄的束宽并防止推压信号的能量扩散的详细方法。

[0154] 图6是根据示例性实施例的产生弹性成像图像的方法的流程图。

[0155] 图6的产生弹性成像图像的方法可由图2的超声诊断设备1000执行。更详细地,操

作S610可由图2的探头1010和发射单元1021执行,操作S620和操作S630可由图2的探头1010和剪切波信息检测单元1022执行,操作S640可由图2的图像处理单元1030执行。因此,图2的描述可被应用于图6的产生弹性成像图像的方法,并且可省略冗余的描述。

[0156] 在操作S610中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可沿不同的方向向对象发射包括多个超声信号的未聚焦的推压信号。

[0157] 超声诊断设备1000可按照不同的角度转向未聚焦的推压信号,从而沿不同的方向向对象发射未聚焦的推压信号。

[0158] 未聚焦的推压信号可包括发射到对象内部的多个焦点的多个超声信号。未聚焦的推压信号可通过在对象内部的多个焦点处产生的声辐射力来在对象内部产生剪切波。未聚焦的推压信号可指通过产生声辐射力来推动对象的平面波信号。例如,超声诊断设备1000可将多个换能器元件划分成多个子集,使子集聚焦在不同深度的焦点处,并发射超声信号,以发射未聚焦的推压信号。

[0159] 超声诊断设备1000可向多个换能器信号中的每个换能器信号施加电信号,以使每个换能器元件基于施加于每个换能器元件的电信号来向对象输出超声信号。超声诊断设备1000可调整针对每个换能器信号的电信号,以改变由每个换能器元件发射的超声信号的相位或使超声信号具有时间延迟。转向是指超声诊断设备1000由于针对由多个换能器元件发射的超声信号的相位改变或时间延迟而改变推压信号的方向。

[0160] 超声诊断设备1000可沿不同的方向向对象发射未聚焦的推压信号,使得未聚焦的推压信号同时到达轴上。换能器元件相对于所述轴具有不同的距离,因此由多个换能器元件发射的超声信号到达所述轴所花费的时间会不同。因此,超声诊断设备1000可改变由每个换能器元件发射的超声信号的相位或时间延迟,从而如图7所示沿不同方向发射两个未聚焦的推压信号。也就是说,超声诊断设备1000可转向并发射两个未聚焦的推压信号。

[0161] 超声诊断设备1000可转向并发射推压信号,使得在与多个换能器元件的轴向方向平行的轴上两个推压信号之间可发生相长干涉。

[0162] 超声诊断设备1000可发射第一未聚焦的推压信号,其中,从包括在探头1010中的多个换能器元件之中的第一组相邻换能器元件发射第一未聚焦的推压信号。超声诊断设备1000可发射第二未聚焦的推压信号,其中,从包括在探头1010中的多个换能器元件之中的第二组相邻换能器元件发射第二未聚焦的推压信号。

[0163] 根据示例性实施例,第一未聚焦的推压信号和第二未聚焦的推压信号可沿不同的方向被发射,使得第一未聚焦的推压信号和第二未聚焦的推压信号可相对于轴彼此对称。所述轴可以是在布置有多个换能器元件的阵列的中心上并且与多个换能器元件的轴向方向平行的中心轴。例如,第一未聚焦的推压信号可沿相对于所述轴倾斜 $+0^\circ$ 的方向被发射,第二未聚焦的推压信号可沿相对于所述轴倾斜 -0° 的方向被发射。

[0164] 根据示例性实施例的超声诊断设备1000可相对于布置有多个换能器元件的阵列的中心向对象发射具有应用了变迹函数的强度的至少两个未聚焦的推压信号。即,从超声诊断设备1000发射的未聚焦的推压信号可包括从多个换能器元件分别发射的多个超声信号。多个换能器元件可发射强度从位于布置有多个换能器元件的阵列的中心处的换能器元件到位于阵列的末端处的换能器元件减小的多个超声信号。

[0165] 根据示例性实施例,将参照稍后的图7和图8来详细描述发射至少两个未聚焦的推

压信号的方法。

[0166] 操作S620和操作S630,超声诊断设备1000可向通过在操作S610中发射的未聚焦的推压信号产生了剪切波的对象发射检测超声信号,并从所述对象接收对检测超声信号的响应信号。

[0167] 在操作S640中,超声诊断设备1000可基于在操作S620中接收的响应信号来产生对象的弹性成像图像。

[0168] 例如,超声诊断设备1000可使用响应信号来确定剪切波在对象内部的每个区域中的传播速度。超声诊断设备1000可使用剪切波的传播速度来产生弹性成像图像。

[0169] 身体组织的一般弹性与剪切波的传播速度的平方成比例,因此,剪切波的传播速度在弹性较高的肿瘤中比在正常组织中的传播速度更快。超声诊断设备1000可通过将剪切波的传播速度或剪切波的剪切模量映射到颜色来产生弹性成像图像。

[0170] 根据示例性实施例,超声诊断设备1000可将弹性成像图像显示为重叠在B模式图像上。就此而言,根据示例性实施例,超声诊断设备1000可以以半透明的状态在B模式图像上显示弹性成像图像。

[0171] 图7是用于描述根据示例性实施例的沿不同方向发射的未聚焦的推压信号的示意图。

[0172] 如图7所示,根据示例性实施例,多个换能器元件701和702可相对于布置有多个换能器元件701和702的阵列的中心被划分为第一组701和第二组702,其中,第一组701和第二组702分别包括相同数量的相邻换能器元件。

[0173] 就此而言,从第一组701发射的第一未聚焦的推压信号711和从第二组702发射的第二未聚焦的推压信号712可沿不同的方向被发射,使得第一未聚焦的推压信号711和第二未聚焦的推压信号712可相对于预定轴705彼此对称。例如,第一未聚焦的推压信号711和第二未聚焦的推压信号712可沿与多个换能器元件701和702的轴向方向相反的方向以相同角度大小被转向。

[0174] 图7示出分别按照 $+\theta^\circ$ 和 $-\theta^\circ$ 被转向的两个未聚焦的推压信号。

[0175] 如图7所示,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可发射被转向以在同一时间段到达轴的未聚焦的推压信号,从而使未聚焦的推压信号的横向宽度变窄。

[0176] 同时,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可调整并发射推压信号,使得推压信号的轴向轮廓可以是均匀的。如图4的轴向波束轮廓420和图5的轴向波束轮廓520所示,由于推压信号的非均匀形成的强度轮廓,通过推压信号产生的剪切波的大小可根据在对象内部的深度而改变。

[0177] 因此,由于沿与施加了推压信号的方向垂直的方向(即,横向方向)传播的剪切波的传播速度根据深度而改变,故在时不变的平面波前的假设下计算出的剪切波的传播速度的估计有错误。同时,如果推压信号的轴向波束轮廓是均匀的,则由于可假设平面剪切波在感兴趣深度(DOI)内沿横向方向以均匀的速度传播,故可根据深度来计算更准确的传播速度。

[0178] 因此,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可调整施加于用于发射推压信号的换能器元件中的每个换能器元件的电信号的幅度和时间延迟中的至少一个,因此推压信号的轴向波束轮廓可以是均匀的。可选地,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可将不同

电信号施加于换能器元件,因此推压信号的轴向波束轮廓可以是均匀。

[0179] 例如,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可相对于布置有多个换能器元件的阵列的中心向对象发射应用了变迹函数的至少两个未聚焦的推压信号。超声诊断设备1000可通过应用变迹函数来根据深度调整推压信号的强度。

[0180] 如图4的轴向波束轮廓420和图5的轴向波束轮廓520所示,推压信号的能量可聚焦在特定深度处,这可示出推压信号的强度在距对象的表面近的深度处相对弱。

[0181] 因此,为了解决这个问题,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可将变迹函数应用于位于布置有发射推压信号的多个换能器元件的阵列的中心处的换能器元件。例如,像汉宁窗口函数一样的值从中心向两端逐渐减少的函数可被用作变迹函数。例如,可使用长度等于用于发射推压信号的换能器元件的长度的1.25倍、1.5倍或2倍的变迹函数。

[0182] 如图7的图707中所示,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可将变迹函数应用于从多个换能器元件发射的超声信号的强度。超声诊断设备1000可发射强度从位于布置有多个换能器元件的阵列的中心处的换能器元件到位于阵列的末端处的换能器元件减小的超声信号。根据示例性实施例,可向换能器元件施加强度相对于位于中心处的换能器元件向两端相对减小的电信号,因此,由换能器元件发射的推压信号的轴向波束轮廓可以是均匀的。

[0183] 如图8所示,描述根据示例性实施例的超声诊断设备1000可将时间延迟应用到多个换能器元件,从而发射转向的推压信号。

[0184] 曲线图801示出当超声诊断设备1000从多个换能器元件向对象发射未被转向的未聚焦的推压信号时应用于每个换能器元件的时间延迟。如图8所示,为了发射未被转向的未聚焦的推压信号,超声诊断设备1000可不将时间延迟应用于所有换能器元件。

[0185] 曲线图802示出当超声诊断设备1000从多个换能器元件向对象发射在对象内部的点上聚焦的未聚焦的推压信号时应用于每个换能器元件的时间延迟。

[0186] 曲线图803示出当根据示例性实施例的超声诊断设备1000沿不同的方向发射两个未聚焦的推压信号使得在中心轴上发生两个未聚焦的推压信号之间的相长干涉时应用于每个换能器元件的时间延迟。如曲线图803所示,超声诊断设备1000可将时间延迟应用于多个换能器元件,使得应用于每个换能器元件的时间延迟可相对于中心装置彼此对称并且应用于相邻换能器元件的时间延迟可具有均匀的差分。当如曲线图803所示将时间延迟应用于多个换能器元件时,从超声诊断设备1000发射的两个未聚焦的推压信号可按照不同角度被转向,使得两个未聚焦的推压信号可在中心轴上彼此对称。

[0187] 图8示出当24个换能器元件被用于发射推压信号时应用于每个换能器元件的时间延迟,但示例性实施例不限制于此。各种数量的换能器元件可被用于发射推压信号。

[0188] 如图4和图5所示,如果少量的换能器元件被使用,则未聚焦的推压信号的横向宽度被减少。然而,如果少量的换能器元件被使用,则由于未聚焦的推压信号的强度被减少,故存在SNR恶化的问题。

[0189] 同时,根据示例性实施例,可发射宽度窄且强度高的推压信号。根据示例性实施例,不考虑使用的换能器元件的数量,由于可发射宽度窄的推压信号,故可用的换能器元件的数量不受限制。因此,根据示例性实施例,大量的换能器元件可被使用以产生更高强度的剪切波。

[0190] 图9是用于描述根据示例性实施例的被发射的未聚焦的推压信号的强度图910和轴向波束轮廓920的示图。如图9所示,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可发射宽度窄且强度高的推压信号。

[0191] 同时,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可另外向在对象内部产生的剪切波发射推压信号,从而叠加给定的剪切波以及另外产生的剪切波。超声诊断设备1000可产生叠加的剪切波,从而提高弹性成像图像的SNR和精确度。

[0192] 在所有超声系统中均存在测量误差和系统噪声。因此,如果将由超声系统测量的信号的大小比测量误差和系统噪声大,则SNR增大并且弹性成像图像的精确度被提高。然而,当超声诊断系统1000发射推压信号时在对象内部产生的剪切波的大小由于对象的稳定性或超声系统的有限资源而受限制。

[0193] 通过发射推压信号一次而产生的剪切波的大小是有限的并且当剪切波在对象内部传播时衰减,因此,难以获得如所期望的那么高的SNR。

[0194] 因此,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可基于在身体内部传播的剪切波来发射另外的推压信号,从而产生另外的剪切波。根据示例性实施例,先前传播的剪切波和另外产生的剪切波可叠加,因此放大了将被观察的剪切波的大小。

[0195] 现在将参照图10至图12更详细地描述根据剪切波的传播来另外地发射推压信号的方法。

[0196] 图10是根据示例性实施例的产生弹性成像图像的方法的流程图。

[0197] 图10的产生弹性成像图像的方法可由图2的超声诊断设备1000执行。更详细地,操作S101和操作S102可由图2的探头1010和发射单元1021执行,操作S103可由图2的探头1010和超声发射/接收单元1020执行,操作S104可由图2的图像处理单元1030执行。因此,图2的描述可被应用于图10的产生弹性成像图像的方法,并且可省略冗余的描述。

[0198] 在操作S101中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可向对象发射包括至少一个超声信号的第一推压信号。超声诊断设备1000可通过使用多个换能器元件中的至少一个换能器元件向对象发射第一推压信号,在对象内部产生第一剪切波。

[0199] 例如,超声诊断设备1000可使用包括在探头1010中的所有换能器元件以及使用包括在组成多个换能器元件的多个子集中的至少一个子集中的换能器元件来发射第一推压信号。

[0200] 在操作S102中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可基于关于在对象内部通过第一推压信号产生的第一剪切波的传播的信息来向对象发射包括至少一个超声信号的第二推压信号。

[0201] 超声诊断设备1000可发射产生第二剪切波的第二推压信号,其中,第二剪切波与第一剪切波相长干涉。例如,关于第一剪切波的传播的信息可包括在特定时间第一剪切波的传播速度或第一剪切波的波前的位置。根据示例性实施例的超声诊断设备1000可诱导在对象内部传播的第一剪切波和通过根据第一剪切波的传播附加地发射第二推压信号而通过第二推压信号附加地产生的第二剪切波的叠加。

[0202] 作为示例,关于第一剪切波的传播的信息可以是预先存储的信息。超声诊断设备1000可预先存储通过发射推压信号在对象内部产生的剪切波的传播特性。例如,超声诊断设备1000可根据对象的身体信息或身体部分预先存储剪切波的传播特性。例如,身体信息

可包括性别、高度、重量、年龄等,并且身体部分可包括肝脏、腹部、胸部、大脑等,但是示例性实施例不限于此。

[0203] 作为另一示例,超声诊断设备1000可在发射第二推压信号之前发射第一推压信号之后发射用于获取关于第一剪切波的传播的信息的检测超声信号。超声诊断设备1000可接收发射的检测超声信号的响应信号并从响应信号提取关于第一剪切波的传播的信息。

[0204] 根据示例性实施例的超声诊断设备1000可基于关于第一剪切波的传播的信息来调整第二推压信号被发射的位置和发射第二推压信号的时间中的至少一个。稍后将参照图11和图12更详细地描述基于关于第一剪切波的传播的信息来发射第二推压信号的方法。

[0205] 在操作S103中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可向存在第一剪切波并且通过第二推压信号产生了第二剪切波的对象发射检测超声信号。超声诊断设备1000可从对象接收对发射的检测超声信号的响应信号。

[0206] 超声诊断设备1000可向存在剪切波并且在第一剪切波和第二剪切波之间发生相长干涉的对象发射检测超声信号。

[0207] 在操作S104中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可基于响应信号来产生对象的弹性成像图像。

[0208] 例如,超声诊断设备1000可使用响应信号来确定剪切波在对象内部的每个区域中的传播速度。超声诊断设备1000可使用剪切波的传播速度来产生弹性成像图像。

[0209] 超声诊断设备1000可通过将剪切波的传播速度或剪切波的剪切模量映射到颜色来产生弹性成像图像。根据示例性实施例,超声诊断设备1000可将弹性成像图像显示为重叠在B模式图像上。

[0210] 图11和图12是用于描述根据示例性实施例的适应性地发射的推压信号的示意图。

[0211] 作为示例,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可基于关于第一剪切波的传播的信息来调整第二推压信号被发射的位置。如图1所示,超声诊断设备1000可通过考虑在对象内部传播的剪切波的波前的位置而发射另外的推压信号来产生另外的剪切波。

[0212] 首先,超声诊断设备1000可通过从多个换能器元件115中的至少一个换能器元件向对象发射第一推压信号111来在对象内部产生第一剪切波。

[0213] 接着,超声诊断设备1000基于第一剪切波的波前的位置来从多个换能器元件115中的至少一个换能器元件向对象发射第二推压信号112。超声诊断设备1000可基于第一剪切波的波前的位置来发射用于产生第二剪切波的第二推压信号112,其中,第二剪切波与第一剪切波相长干涉。

[0214] 超声诊断设备1000可基于关于第一剪切波的传播的信息来适应性地调整第二推压信号被发射的位置。超声诊断设备1000可基于第二推压信号被发射的位置来确定哪些位置被用于发射第二推压信号以及多个换能器元件115之中的多少换能器元件被用于发射第二推压信号。

[0215] 如图11所示,根据示例性实施例,先前已在传播的第一剪切波113和另外产生的另外的剪切波叠加,因此,观察到大小被放大的剪切波114。超声诊断设备1000可沿在对象内部的ROI 110的横向方向顺序地发射多个推压信号,从而产生整个ROI上的弹性成像图像。图11示出推压信号被发射五次同时从左到右改变推压信号的发射位置的情况。

[0216] 当根据示例性实施例的超声诊断设备1000发射具有一致时间间隔 t 的多个推压信

号时,超声诊断设备1000可基于通过先前的推压信号产生的剪切波的传播速度来确定下一推压信号将被发射的位置。描述超声诊断设备1000考虑通过第i推压信号产生的剪切波来发射第i+1推压信号的情况作为示例。

[0217] 可根据下面的等式6来获取第i推压信号和第i+1推压信号之间的距离间隔D(i)。在等式6中,Cs(i)表示通过第i推压信号产生的剪切波的传播速度。剪切波的传播速度可以是预先定义的不变值、根据对象或身体部分的身体信息预先存储的值或通过先前的测量估计的值。

[0218] [等式6]

$$[0219] \quad D(i) = C_s(i) \cdot t$$

[0220] 作为另一示例,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可基于关于第一剪切波的传播的信息来调整发射第二推压信号的时间。超声诊断设备1000可考虑在对象内部传播的剪切波的传播速度,通过发射另外的推压信号来产生另外的剪切波。超声诊断设备1000可基于通过推压信号产生的剪切波的传播速度来确定另外的推压信号将被发射的时间。

[0221] 首先,超声诊断设备1000可通过从多个换能器元件115中的至少一个换能器元件向对象发射第一推压信号来产生第一剪切波。

[0222] 接着,超声诊断设备1000可基于第一剪切波的传播速度,从多个换能器元件115中的至少一个换能器元件向对象发射第二推压信号。超声诊断设备1000可基于第一剪切波的传输速度来适应性地调整发射第二推压信号的时间。

[0223] 如图12所示,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可交替地应用梳状推压信号集。梳状推压信号集被配置为以梳状的形式彼此隔开的多个推压信号。超声诊断设备1000可以以梳状的形式设置两个或更多个推压信号,发射梳推压信号集121,然后确定用于发射下一梳状推压信号集122的最佳发射时间。

[0224] 超声诊断设备1000可估计通过梳推压信号集121产生的第一剪切波的传播速度并且基于估计出的传播速度来适应性地确定梳状推压信号集122的发射时间。

[0225] 如图12所示,超声诊断设备1000可发射第一梳状推压信号集121,估计通过第一梳状推压信号集121产生的剪切波的传播速度,并且在基于估计出的剪切波的传播速度确定的时间发射第二梳状推压信号集122。超声诊断设备1000可基于估计的剪切波的传播速度来调整推压信号的最佳发射时间,从而放大在整个ROI 105中连续不断地传播的剪切波的大小。图12的箭头指示每个剪切波的传播方向。

[0226] 根据示例性实施例的超声诊断设备1000可将多个推压信号发射在不变的位置,并基于通过先前的推压信号产生的剪切波的传播速度来确定将发射下一推压信号的时间。描述超声诊断设备1000考虑通过第i推压信号产生的剪切波来发射第i+1推压信号的情况作为示例的。

[0227] 可根据下面的等式7来获取第i推压信号和第i+1推压信号之间的发射时间间隔t(i)。

[0228] [等式7]

$$[0229] \quad t(i) = \frac{D(i)}{C_s(i)}$$

[0230] 在方程式7中,D(i)表示第i推压信号和第i+1推压信号之间发射位置的距离。当超

声诊断设备1000将多个推压信号发射在不变位置处时,可获得第*i*推压信号和第*i*+1推压信号之间发射位置的距离 $D(i)$ 。例如,当如图12所示可选地发射梳状形式的推压信号时,包括在下一梳状推压信号集中的推压信号可被发射到包括在先前的梳状推压信号集中的两个相邻推压信号的中心位置。

[0231] 在等式式7中, $C_s(i)$ 表示通过第*i*推压信号产生的剪切波的传播速度。剪切波的传播速度可以是预先定义的不变值、根据对象或身体部分的身体信息预先存储的值或通过先去的测量估计的值。

[0232] 同时,一般的超声诊断设备可在预定时间段期间同时驱动所有有源换能器元件以将推压信号发射到特定位置(例如,特定点、线或面),并同时停止发射推压信号以便发射聚焦的推压信号或未聚焦的推压信号。有源换能器元件可指用于发射推压信号的换能器元件。

[0233] 超声诊断设备可仅使用包括在探头中的多个换能器元件中的部分换能器元件或者可使用多个换能器元件中的全部换能器元件来同时发射超声信号。因此,有源换能器元件可根据被发射的推压信号的类型或特性而包括在探头中包括的多个换能器元件中的全部换能器元件或多个换能器元件中的部分换能器元件。

[0234] 可通过推压信号的波束轮廓来确定通过推压信号产生的剪切波的形状和特性。例如,剪切波的特性可包括剪切波的中心频率、带宽等。用于检测在对象内部产生的剪切波的超声诊断设备的需求(例如,被发射并接收以检测剪切波的检测超声信号的最小帧率)可被动地确定为足够观察产生的剪切波的进度。

[0235] 就此而言,根据通过经由同时驱动所有有源换能器元件而发射的推压信号来产生剪切波的一般方法,检测产生的剪切波所需的超声诊断设备的限制条件增加。剪切波的形状也是不变的,因此,可通过发射推压信号一次来观察的推压信号的SNR也是不变的。

[0236] 因此,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可随着时间不同地控制每个换能器元件的驱动,从而按照期望调整产生的剪切波的形状和特性。更具体地,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可控制包括在用于发射推压信号的有源换能器元件中的每个换能器元件的打开时间和关闭时间,从而调整通过推压信号产生的剪切波的形状。现在将参照图13至图16更详细地描述根据示例性实施例的超声诊断设备1000控制剪切波的形状和特性的方法。

[0237] 图13是根据示例性实施例的产生弹性成像图像的方法的流程图。

[0238] 可由图2的超声诊断设备1000来执行图13的产生弹性成像图像的方法。更详细地,操作S131和操作S132可由图2的探头1010和发射单元1021执行,操作S133可由图2的探头1010和超声发射/接收单元1020执行,操作S134可由图2的图像处理单元1030执行。因此,图2的描述可应用于图10的产生弹性成像图像的方法,并可省略冗余的描述。

[0239] 在操作S131中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可向对象发射包括多个超声信号的推压信号。超声诊断设备1000可使用有源换能器元件来发射包括多个超声信号的推压信号。超声诊断设备1000可仅使用多个换能器元件中的部分换能器元件作为有源换能器元件来发射推压信号。

[0240] 由根据示例性实施例的超声诊断设备1000发射的推压信号可以是具有方向性的推动束的形式。由超声诊断设备1000向对象发射的推压信号可被配置为将推压信号的横向

宽度划分成多个宽度的超声信号。超声诊断设备1000可被配置为经由孔径来发射超声信号并可重叠孔径,从而驱动所有有源换能器元件来发射推压信号。

[0241] “孔径”可表示通过其可发射超声信号的概念上的“开口”。孔径可以是由超声诊断设备1000作为共同的组集体管理的一组换能器元件。例如,孔径可包括与包括在相邻孔径中的换能器元件物理地区分的一组换能器元件。然而,相邻孔径可不必物理地区分。

[0242] 作为示例,两个孔径可被布置为在连续地布置有换能器元件的阵列上彼此相邻。作为另一示例,两个孔径可在阵列上彼此重叠。因此,至少一个换能器元件可用作两个孔径中的部分。包括在孔径中的换能器元件的位置和数量以及孔径的物理大小可按照特定应用所需的任意方式来动态地定义。

[0243] 在操作S132中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可沿预定方向顺序地停止发射超声信号。例如,预定方向可包括横向方向。横向方向可以是与发射未转向的推压信号的方向垂直的方向,其中,横向方向是发射推压信号的多个换能器元件被布置的方向。

[0244] 超声诊断设备1000可驱动有源换能器元件中的所有换能器元件来发射推压信号并从发射第一超声信号的孔径到发射第N超声信号的孔径顺序地停止发射超声信号。沿有源换能器被布置的横向方向从两端发射的两个超声信号中的一个超声信号可以是第一超声信号,而另一超声信号可以是第N超声信号。

[0245] 换言之,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可发射包括沿横向方向布置的超声信号的推压信号,从而在对象内部产生剪切波。就此而言,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可经由沿横向方向布置的孔径来同时开始发射超声信号,并随后在不同的时间周期期间发射所述超声信号。发射每个超声信号的时间周期可沿横向方向增大或减小。例如,根据示例性实施例,提供的是:在推压信号的横向方向的末端布置的两个超声信号中的一个超声信号是第一超声信号,另一超声信号是第N超声信号,并且在第一和第N超声信号之间布置的超声信号是第二、第三……和第N-1超声信号,发射每个超声信号的时间周期可从第一超声信号到第N超声信号增大或减小。

[0246] 在操作S133中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可向通过超声信号的发射产生了剪切波的对象发射检测超声信号,并从对象接收对检测超声信号的响应信号。

[0247] 在操作S134中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可基于响应信号来产生对象的弹性成像图像。

[0248] 例如,超声诊断设备1000可使用响应信号确定剪切波在对象内部的每个区域中的传播速度。超声诊断设备1000可使用剪切波的传播速度来产生弹性成像图像。

[0249] 超声诊断设备1000可通过将剪切波的传播速度或剪切波的剪切模量映射到颜色来产生弹性成像图像。根据示例性实施例,超声诊断设备1000可将弹性成像图像显示为重叠在B模式图像上。

[0250] 图14是用于描述根据示例性实施例的施加推压信号140以便调整剪切波的形状的方法的示意图。

[0251] 如图14示出,根据示例性实施例发射的推压信号140可以是具有方向性的推动束的形式,并可被配置为将推动束的横向束宽划分为多个宽度的超声束。

[0252] 图14示出被配置为通过包括多个有源换能器元件145的6个孔径发射的6个超声信号141-1、141-2、141-3、141-4、141-5和141-6的推压信号140,但是示例性实施例不限于图

14的孔径和超声束的数量。

[0253] 如图14所示,推压信号140可被配置为沿有源换能器元件145被布置的横向方向(x轴方向)布置的超声信号141-1、141-2、141-3、141-4、141-5和141-6。在图14中,x轴是有源换能器元件145被布置的横向方向的轴,t轴是指示从有源换能器元件145发射超声信号141-1、141-2、141-3、141-4、141-5和141-6的时间和停止发射超声信号141-1、141-2、141-3、141-4、141-5和141-6的时间的时间轴。

[0254] 如图14所示,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可沿横向方向从有源换能器元件145顺序地停止向对象发射超声信号141-1、141-2、141-3、141-4、141-5和141-6。超声诊断设备1000可在时间t1停止经由第一孔径发射第一超声信号141-1,可在时间t2停止经由第二孔径发射第二超声信号141-2,并可在时间t3停止经由第三孔径发射第三超声信号141-3。超声诊断设备1000可分别在时间t4、t5和t6顺序地停止发射第四超声信号141-4、第五超声信号141-5和第六超声信号141-6。换言之,发射超声信号中的每个超声信号的时间周期可从第一超声信号141-1到第六超声信号141-6增大。

[0255] 图15和图16是用于描述调整通过如图14所示应用停止发射包括在推压信号中的超声信号的时间而产生的剪切波的形状的方法的示图。

[0256] 如图15所示,由于应用的超声信号之间的时间差而通过超声信号产生的子剪切波可具有时间差。在下文中,为了描述的方便,通过每个超声信号产生的剪切波分量是子剪切波。

[0257] 被配置为沿与停止发射超声信号的方向(图14和图15的右方向)(在下文中被称为“第一方向”)相反的方向(在下文中被称为“第二方向”)传播的子剪切波151的剪切波161可具有长波长。沿第二方向传播的剪切波161可具有低中心频率和窄带宽。

[0258] 同时,被配置为沿停止发射超声信号的方向(第一方向)传播的子剪切波153的剪切波163可由于子剪切波153的相长干涉而具有短波长和大振幅。沿第一方向传播的剪切波163可具有高中心频率和宽带宽。

[0259] 因此,如图14所示,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可沿特定方向顺序地停止发射超声信号,因此沿特定方向传播的剪切波可具有大振幅。因此,沿特定方向传播的剪切波的SNR可被提高,从而提高产生的弹性成像图像的准确度。

[0260] 同时,沿与特定方向相反的方向传播的剪切波具有长波长,因此,具有低帧率的超声诊断设备1000可容易地检测剪切波,其中,所述特定方向是停止发射超声信号的方向。因此,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可主动地控制产生的剪切波的形状和特性,从而提高弹性成像图像的精确度并产生适合于超声诊断设备1000的剪切波检测性能的剪切波。

[0261] 同时,发射平面超声波的高速成像系统发射非常高帧率的超声信号,因此可容易地检测在对象内部产生的剪切波。然而,与使超声信号在对象的各种位置上聚焦并发射和接收超声信号的方法相比,使用由高速成像系统以高帧率获取的图像数据而产生的图像具有低分辨率。因此,可使用多个帧的合成。然而,由于多个帧的合成需要非常大的计算量,故具有低帧率的基于扫描线的超声诊断设备难以实现多个帧的合成。

[0262] 同时,能够进行并行波束形成的具有低帧率的基于扫描线的超声诊断设备可减少将发射的超声信号的数量,并可将Rx并行波束形成应用于接收到的超声信号,因此可使用

通过尽可能高分辨率来将每个扫描线的脉冲重复频率 (PRF) 提高到足够高的值的方法。

[0263] 然而,当使用并行波束形成时,由于计算速度或数据大小与并行波束形成的数量成比例,故并行波束形成的数量的增加是有限的。关于图像质量,与针对所有扫描线发射并接收超声信号的一般超声诊断设备相比,由于将被发射的超声信号的数量少,故图像质量和对比度会降低。

[0264] 根据示例性实施例的超声诊断设备1000提出在超声系统中检测剪切波的方法,其中,当检测在对象内部产生的剪切波时,超声系统能够执行低帧率超声图像而不支持平面波的发射和接收。根据示例性实施例的超声诊断设备1000是通过将通过若干重复的测量而获取的时间上抽样的剪切波检测信号进行组合来产生弹性成像图像的技术。

[0265] 图17是根据示例性实施例的产生弹性成像图像的方法的流程图。

[0266] 可由图2的超声诊断设备1000来执行图17的产生弹性成像图像的方法。更详细地,操作S171和操作S173可由图2的探头1010和发射单元1021来执行,操作S172和操作S174可由图2的探头1010和超声发射/接收单元1020执行,操作S175和操作S176可由图2的图像处理单元1030执行。因此,图2的描述可被应用于图17的产生弹性成像图像的方法,并省略冗余的描述。

[0267] 在操作S171中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可向对象发射包括至少一个超声信号的推压信号。超声诊断设备1000可通过从多个换能器元件向对象发射推压信号来产生剪切波。

[0268] 在操作S172中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可向通过发射推压信号而通过推压信号产生了剪切波的对象发射具有第一时间偏移的第一检测超声信号。超声诊断设备1000可从对第一检测超声信号的第一响应信号获取第一超声图像数据。

[0269] 在操作S173中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可从多个换能器元件向对象重新发射推压信号。超声诊断设备1000可重新发射与在操作S171中发射的推压信号相同的推压信号,从而在对象内部产生与通过在操作S171中发射的推压信号产生的剪切波相同的剪切波。

[0270] 在操作S174中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可向通过重新发射推压信号而通过重新发射的推压信号产生了剪切波的对象发射具有第二时间偏移的第二检测超声信号。超声诊断设备1000可从对第二检测超声信号的第二响应信号获取第二超声图像数据。

[0271] 第一时间偏移和第二时间偏移可彼此不同。发射并接收平面超声波的高速超声成像系统可支持高帧率(例如,高于1kHz的帧率),从而获取包括很多数量的图像帧的超声图像数据,足够产生弹性成像图像。然而,与高速超声成像系统相比,支持低帧率的低速超声成像系统可根据支持的帧率的不同来获取抽样的小数量的图像帧。

[0272] 因此,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可区分推压信号的发射和用于检测剪切波的检测超声信号的发射之间的时间偏移,并重复地接收对检测超声信号的响应信号。超声诊断设备1000可从重复接收的响应信号获取多个超声图像数据集。

[0273] 在操作S175中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可基于第一时间偏移和第二时间偏移来将第一超声图像数据和第二超声图像数据进行组合。

[0274] 超声诊断设备1000可交替将第一超声图像数据和第二超声图像数据进行时间上

交错,从而产生第一超声图像数据和第二超声图像数据的组合的超声图像数据。第一超声图像数据可作为与第一时间偏移相应的超声图像帧被插入到组合的超声图像数据。第二超声图像数据可作为与第二时间偏移相应的超声图像帧被插入到组合的超声图像数据。

[0275] 在操作S176中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可使用操作S175的组合的超声图像数据来产生对象的弹性成像图像。

[0276] 超声诊断设备1000可将与不同时间偏移相应的超声图像数据集进行组合,从而获取更高采样率的整个超声图像数据。超声诊断设备1000可使用整个超声图像数据来产生弹性成像图像。在下文中,现在将参照图18至图21更详细地描述通过将时间上抽样的超声图像数据进行组合来产生弹性成像图像的方法。

[0277] 图18是用于描述根据示例性实施例的获取时间上抽样的扫描线图像数据以便检测剪切波的方法的示意图。假设需要以1kHz的最小帧率来获取超声图像数据以便检测在对象中产生的剪切波,在图18描述了支持100Hz的帧率的超声诊断设备100作为示例。

[0278] 如图18所示,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可通过发射推压信号,通过使用时间偏移不同来发射用于检测剪切波的检测超声信号。

[0279] 由于在以100Hz的帧率的超声诊断设备1000中针对每个扫描线的PRF是100Hz,故超声诊断设备1000可针对每个扫描线将推压信号的发射以及检测超声信号的发射和接收的序列重复10次,以便以1kHz的PRF(或采样率)来检测剪切波。

[0280] 超声诊断设备1000可通过将结束推压信号的发射的时间和发射检测超声信号的时间之间的时间间隔增大1ms来将推压信号的发射以及检测超声信号的发射和接收的序列重复10次。

[0281] 如在关于序列1的曲线图181中所示,超声诊断设备1000可在发射推压信号181之后向对象内部的扫描线发射具有1ms的时间偏移的检测超声信号181-1。由于在图18的示例中超声诊断设备100支持100Hz的帧率,故超声诊断设备100可在从发射检测超声信号181-1的时间(1ms)开始1/100s之后发射检测超声信号181-2,并可在从发射检测超声信号181-2的时间开始1/100s之后发射用于检测剪切波的检测超声信号181-3。

[0282] 如在关于序列2的曲线图182中所示,超声诊断设备1000可在发射推压信号186之后向对象内部的扫描线发射具有2ms的时间偏移的检测超声信号182-1。由于在图18的示例中超声诊断设备100支持100Hz的帧率,故超声诊断设备100可在从发射检测超声信号182-1的时间(2ms)开始1/100s之后发射检测超声信号182-2,并可在从发射检测超声信号182-2的时间开始1/100s之后发射用于检测剪切波的检测超声信号182-3。

[0283] 如在关于序列10的曲线图183中所示,超声诊断设备1000可在发射推压信号187之后向对象内部的扫描线发射具有3ms的时间偏移的检测超声信号183-1。支持100Hz的帧率的超声诊断设备100可在从发射检测超声信号183-1的时间(3ms)开始1/100s之后发射检测超声信号183-2,并可在从发射检测超声信号183-2的时间开始1/100s之后发射用于检测剪切波的检测超声信号183-3。

[0284] 如图18所示,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可重复地接收对具有不同时间偏移的检测超声信号的响应信号,并从重复地接收的响应信号获取多条超声图像数据。

[0285] 如图19所示,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可通过将与不同时间偏移相应的超声图像数据进行组合来获取高采样率的整个超声图像数据191。超声诊断设备1000

可使用整个超声图像数据191来产生弹性成像图像。

[0286] 超声诊断设备1000可从响应于检测超声信号而接收到的响应信号获取超声图像数据集并且交错获取的超声图像数据集,从而产生具有1Kz的PRF的整个超声图像数据。当超声诊断设备1000交错获取的超声图像数据集时,通过第k序列获取的超声图像数据是第k帧、第10+k帧、第20+k帧、第90+k帧,并被布置在整个超声图像数据中。超声诊断设备1000可使用具有1kHz的PRF的整个超声图像数据来产生弹性成像图像。

[0287] 现在将参照下面的图20来更详细地描述根据示例性实施例的获取时间上抽样的扫描线图像数据以便检测剪切波的方法。

[0288] 参照图20来描述支持100Hz的帧率的超声诊断设备1000将ROI划分为10条扫描线并获取超声图像数据的情况作为示例。为了便于描述,在图20中,最左边的扫描线是第一扫描线,从第一扫描线开始右边的扫描线依次是第二、第三、…、第十扫描线。支持100Hz的帧率的超声诊断设备1000花费10ms来获取整个ROI上的超声图像数据。

[0289] 当如图18所示超声诊断设备1000将检测超声信号发射到ROI的第一扫描线时,如图20所示,在每个序列中获取超声图像数据。

[0290] 图20的超声图像数据201是在图18的序列1中获取的超声图像数据。超声诊断设备1000可在发射推压信号之后在时间0~1ms获取针对第一扫描线的超声图像数据201-1,并在时间1~2ms获取针对第二扫描线的超声图像数据201-2。超声诊断设备1000可重复地执行顺序地获取针对每个扫描线的超声图像数据的操作。超声诊断设备1000可在发射推压信号之后在时间999~1000ms获取针对第十扫描线的超声图像数据201-3。

[0291] 图20的超声图像数据202是在图18的序列2中获取的超声图像数据。超声诊断设备1000可通过应用与序列1中的时间偏移不同的时间偏移来向第一扫描线发射检测超声信号。超声诊断设备1000可在发射推压信号之后2ms内向第一扫描线发射用于检测剪切波的检测超声信号。

[0292] 超声诊断设备1000可在发射推压信号之后在时间0~1ms获取针对第十扫描线的超声图像数据202-1,并在时间0~1ms获取针对第一扫描线的超声图像数据202-2。超声诊断设备1000可重复执行顺序地获取针对每个扫描线的超声图像数据的操作。超声诊断设备1000可在发射推压信号之后在时间999~1000ms获取针对第十扫描线的超声图像数据202-3。

[0293] 图20的超声图像数据203是在图18的序列10中获取的超声图像数据。超声诊断设备1000可通过应用与序列1到9中的时间偏移不同的时间偏移来将检测超声信号发射到第一扫描线。超声诊断设备1000可在发射推压信号之后的9ms内将用于检测剪切波的检测超声信号发射到第一扫描线。

[0294] 因此,超声诊断设备1000可在发射推压信号之后在时间0~1ms获取针对第二扫描线的超声图像数据203-1,并在时间1~2ms获取针对第三扫描线的超声图像数据203-2。超声诊断设备1000可顺序地获取针对每个扫描线的超声图像数据。超声诊断设备1000可在发射推压信号之后在时间999~1000ms获取针对第一扫描线的超声图像数据203-3。

[0295] 现在将参照下面的图21更详细地描述通过将图20中获取的时间上抽样的扫描线图像数据进行组合来产生弹性成像图像的方法。

[0296] 如图21所示,超声诊断设备1000可通过将在序列1到10中在发射推压信号之后的

时间0~1ms获取的超声图像数据201-1、202-1、...、203-1进行组合来获取整个ROI上的超声图像数据211。超声诊断设备1000可通过将在序列1到10中在发射推压信号之后的时间1~2ms获取的超声图像数据201-2、202-2、...、203-2进行组合来获取整个ROI上的超声图像数据212。超声诊断设备1000可通过将在序列1到10中在发射推压信号之后的时间999~1000ms获取的超声图像数据201-3、202-3、...、203-3进行组合来获取在整个ROI上的超声图像数据213。

[0297] 即,如图21所示,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可将不同的时间偏移被应用于扫描线的超声图像数据进行组合中,从而获取高采样率的整个超声图像数据。超声诊断设备1000可使用整个超声图像数据来产生弹性成像图像。

[0298] 在图18至图21中,描述了支持100Hz的帧率的超声诊断设备1000获取具有1kHz的帧率的超声图像数据的情况作为示例,但示例性实施例不限于此。当检测剪切波所需的PRF是 f_e 并且超声诊断设备1000的PRF是 f_{sys} 时,通过第 k 序列获取的超声图像数据是第 $N(k)$ 帧并被布置在整个超声图像数据中。在整个超声图像中通过第 k 序列获取的超声图像数据的位置可根据等式8和等式9来获取。

[0299] [等式8]

$$[0300] \quad N(k) = m \frac{f_e}{f_{sys}} + k \quad (m = 0, 1, \dots, M)$$

[0301] [等式9]

$$[0302] \quad M = F \frac{f_{sys}}{f_e} - 1$$

[0303] 在上面的等式9中, F 表示用于检测剪切波所必需的超声图像帧的数量。

[0304] 以上通过参照图2至图17描述了通过将时间上抽样的超声图像数据组合来获取高采样率的整个超声图像数据的示例性实施例。同时,根据示例性实施例,可通过将空间上抽样的超声图像数据组合来获取高采样率的整个超声图像数据。

[0305] 根据示例性实施例的超声诊断设备1000可通过将通过若干重复测量获取的空间上抽样剪切波检测超声信号进行组合来产生弹性成像图像。发射平面超声波的高速成像系统可同时获取针对所有扫描线的超声图像数据。然而,具有低帧率的基于扫描线的超声诊断设备需要相对长的时间来获取针对所有扫描线的超声图像数据。

[0306] 因此,如图22所示,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可在扫描线221、222、...、223中的每个扫描线上单独地执行剪切波检测操作,其中,与ROI 220的横向宽度相比,所述扫描线的横向宽度被减少。超声诊断设备1000可在扫描线221、222、...、223中的每个扫描线上单独地执行剪切波检测操作以针对扫描线221、222、...、223中的每个扫描线具有足够高的PRF。超声诊断设备1000可将通过重复执行发射推压信号并检测剪切波的操作而获取的超声图像数据进行空间地组合,从而对整个ROI 220获取期望的分辨率的超声图像数据。

[0307] 例如,当超声诊断设备1000针对横向上相邻的扫描线获取图像时,超声诊断设备1000可通过将获取的图像连结来获取整个ROI上的超声图像数据。可选地,当超声诊断设备1000针对间隔开预定距离的扫描线获取图像时,超声诊断设备1000可通过交错获取的图像

来获取在整个ROI上的超声图像数据。

[0308] 根据示例性实施例的超声诊断设备1000可使用超声诊断设备1000的有限资源(诸如计算量、存储器容量等)来针对ROI的部分获取高帧率和高分辨率的部分超声图像数据。超声诊断设备1000可通过将高帧率和高分辨率的部分超声图像数据连结来获取整个ROI上的超声图像数据。

[0309] 获取针对ROI 220的部分的部分超声图像数据的超声诊断设备1000在某一时刻具有将被处理的小图像区域,从而获取对于对象的移动鲁棒的超声图像数据。超声诊断设备1000获取针对ROI 220的仅一部分的部分超声图像数据,因此当剪切波传播到整个ROI中时超声诊断设备1000可更少地受到剪切波的衰减的影响。

[0310] 同时,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可通过在确保ROI的横向宽度和分辨率的同时减少ROI的轴向长度来保持每条扫描线的PRF。

[0311] 如图23所示,如果由超声诊断设备1000以用于检测剪切波的最小帧率(例如,1kHz的帧率)获取的扫描线的数量是N,构成针对一条扫描线的数据的样本数为M,则根据示例性实施例的超声诊断设备1000可通过将样本数减小M/P来对PN扫描线进行处理。超声诊断设备1000可通过对发射一次的超声信号应用P次Rx并行波束形成来获得更多数量的扫描线。超声诊断设备1000可增大产生的弹性成像图像的横向分辨率或者可通过获得更多数量的扫描线来设置ROI的宽的横向宽度。就此而言,由于由超声诊断设备1000通过对超声信号进行Rx并行波束形成而获取的样本的总数相同,故用于Rx并行波束形成的另外的计算装置或存储器是不必要的,并且发射的数据的量相同。

[0312] 同时,支持并行波束形成的一般超声诊断设备可发射超声信号一次并从对发射的超声信号的响应信号来获取针对多条扫描线的超声图像数据。根据并行波束形成,针对整个ROI的超声图像数据可比超声信号被发射并针对每条扫描线被接收更快地被获取。然而,由于小数量的超声信号被发射,故使用并行波束形成获取的超声图像数据图像质量低。

[0313] 因此,支持并行波束形成的超声诊断设备需要单独地执行获取弹性成像图像和B模式图像的操作,以在B模式图像上显示弹性成像图像。

[0314] 也就是说,由于以高PRF获取超声图像数据比获取高分辨率的超声图像数据以产生弹性成像图像更重要,故超声诊断设备可通过应用并行波束形成来获取超声图像数据,反之,由于获取高分辨率的超声图像数据比以高PRF获取超声图像数据以产生B模式图像更重要,故超声诊断设备可通过针对每条扫描线发射并接收超声信号而不应用并行波束形成来获取超声图像数据。

[0315] 因此,如果发射并接收超声信号以获取弹性成像图像的操作和发射并接收超声信号以便获取B模式图像的操作被单独地执行,则存在超声诊断设备的整体处理速度非常低的问题。

[0316] 根据示例性实施例的超声诊断设备1000可通过Rx并行波束形成来同时执行B模式图像和弹性成像图像,从而保持高帧率。

[0317] 图24是根据示例性实施例的产生弹性成像图像的方法的流程图。

[0318] 图24的产生弹性成像图像的方法可由图2的超声诊断设备1000执行。更详细地,操作S241可由图2的探头1010和发射单元1021执行,操作S242和操作S243可由图2的探头1010和超声发射/接收单元1020执行,操作S244和操作S245可由图2的图像处理单元1030执行。

因此,图2的描述可应用于图24的产生弹性成像图像的方法,并且省略冗余的描述。

[0319] 在操作S241,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可向对象发射包括至少一个超声信号的推压信号。超声诊断设备1000可通过从多个换能器元件向对象发射推压信号来产生弹性成像图像。

[0320] 在操作S242中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可发射在通过推压信号产生了剪切波的对象中包括的多条扫描线之中的第一扫描线上聚焦的第一检测超声信号。超声诊断设备1000可从对象接收对第一检测超声信号的第一响应信号。

[0321] 图25是用于描述根据示例性实施例的发射在发射参考扫描线上聚焦的检测超声信号的方法的示意图。

[0322] 参照图25,图像251示出包括在不支持并行波束形成的超声诊断设备中的探头1010发射在一条扫描线上聚集的检测超声信号。如曲线图255所示,能量可集中在一条扫描线上。

[0323] 图像252示出包括在支持并行波束形成的超声诊断设备中的探头1010向多条扫描线发射检测超声信号。如曲线图256所示,超声能量可集中在多条扫描线上。

[0324] 由超声诊断设备1000将检测超声信号的有限量的能量发射到对象。因此,如曲线图255和曲线图256所示,发射到多条扫描线的检测超声信号的平均能量比通过在一条扫描线上被聚焦而发射的检测超声信号的平均能量低。超声诊断设备1000可将Rx并行波束形成应用于响应于检测超声信号而接收到的响应信号,从而通过发射和接收一次超声信号来获取针对多条扫描线的超声图像数据。

[0325] 图像253示出包括在根据示例性实施例的超声诊断设备1000中的探头1010向多条扫描线发射检测超声信号,其中,所述检测超声信号更多聚焦在多条扫描线中的一条扫描线而非其它扫描线上。当超声诊断设备1000发射在多条扫描线中的一条扫描线上聚焦的检测超声信号时,检测超声信号所聚焦的扫描线是发射参考扫描线。将检测超声信号聚焦在多条扫描线中的一条扫描线上意思是发射能量更多集中在发射参考扫描线而非其它扫描线上的检测超声信号。

[0326] 如曲线图257所示,超声诊断设备1000可向多条扫描线发射超声信号。超声诊断设备1000可发射检测超声信号,其中,所述检测超声信号的能量被更多集中在一条扫描线上而非其它扫描线上。超声诊断设备1000可将Rx并行波束形成应用于响应于检测超声信号而接收到的响应信号,从而通过发射并接收超声信号一次来获取针对多条扫描线的超声图像数据。

[0327] 在操作S243中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可发射在多条扫描线之中的第二扫描线上聚焦的第二检测超声信号。超声诊断设备1000可从对象接收对第二检测超声信号的第二响应信号。

[0328] 根据示例性实施例的超声诊断设备1000可针对多条扫描线发射并接收超声信号,同时通过针对每一帧偏移超声信号所聚焦的位置来获取超声图像数据。

[0329] 在操作S244中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可使用第一响应信号和第二响应信号来产生弹性成像图像。

[0330] 超声诊断设备1000可将Rx并行波束形成应用于第一响应信号和第二响应信号,从而获取针对多条扫描线的超声图像帧。超声诊断设备1000可使用获取的超声图像帧来产生

弹性成像图像。

[0331] 在操作S245中,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可从第一响应信号提取相应于第一扫描线的第一图像数据。超声诊断设备1000可从第二响应信号提取相应于第二扫描线的第二图像数据。超声诊断设备1000可通过将第一图像数据和第二图像数据进行组合来产生指示对象的图像。例如,指示对象的图像可以是以亮度表示对象的横截面的组织特性的B模式图像。

[0332] 图26是用于描述根据示例性实施例的通过偏移检测超声信号的发射参考扫描线,获取图像数据并组合获取的图像数据,来产生弹性成像图像和B模式图像的方法的示图。

[0333] 在图26中描述了通过将对象内部的ROI划分成24条扫描线来获取超声图像数据的情况作为示例,但示例性实施例不限于此。在图26中描述了超声诊断设备1000执行四重Rx并行波束形成的情况作为示例,但示例性实施例不限于此。

[0334] 如图26所示,超声诊断设备1000可发射在多条扫描线260之中的第一扫描线261上聚焦的超声信号。超声诊断设备1000可从对象接收对超声信号的响应信号。超声诊断设备1000可将四重Rx并行波束形成应用于接收的响应信号,从而产生一个弹性成像图像帧1-1。

[0335] 为了产生下一弹性成像图像帧1-2,超声诊断设备1000可发射在多条扫描线260之中的第二扫描线262上聚焦的超声信号。超声诊断设备1000可从对象接收对超声信号的响应信号。超声诊断设备1000可将四重Rx并行波束形成应用于接收的响应信号,从而产生一个弹性成像图像帧1-2。

[0336] 为了产生下一弹性成像图像帧1-3,超声诊断设备1000可发射在多条扫描线260之中的第三扫描线263上聚焦的超声信号。为了产生下一弹性成像图像帧1-4,超声诊断设备1000可发射在多条扫描线260之中的第四扫描线264上聚焦的超声信号。

[0337] 根据示例性实施例的超声诊断设备1000可通过偏移超声信号所聚焦的扫描线来将超声信号聚焦在所有扫描线260上,从而获取超声图像数据。也就是说,如图26所示每四个弹性成像图像帧1-1、1-2、1-3和1-4可产生一个B模式图像帧。

[0338] 超声诊断设备1000可从通过若干次发射检测超声信号而获取的超声图像数据提取与扫描线中的每条扫描线相应的图像数据。也就是说,参照图26,超声诊断设备1000可从弹性成像图像帧1-1提取相应于第一扫描线的图像数据并从弹性成像图像帧1-2提取相应于第二扫描线的图像数据。因此,超声诊断设备1000可从四个弹性成像图像帧1-1、1-2、1-3和1-4提取相应于所有扫描线260的图像数据。超声诊断设备1000可组合提取的图像数据,从而产生覆盖整个ROI的B模式图像。

[0339] 因此,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可同时执行发射并接收超声信号以产生弹性成像图像的操作以及发射并接收超声信号以产生B模式图像的操作,从而提高超声诊断设备1000的处理速度。

[0340] 同时,根据示例性实施例的超声诊断设备1000可包括比图13中示出的元件更多的元件。

[0341] 例如,如图27所示,根据示例性实施例的超声诊断设备1000还可包括控制单元1300、显示单元1700、存储器1500、通信单元1600以及用户输入单元1700。包括在超声诊断设备1000中的各种元件可经由总线1800彼此连接。

[0342] 在下文中,将顺序地详细描述上述元件。

[0343] 根据示例性实施例的探头1010、超声发射/接收单元1020和图像处理单元1030可获取针对对象10的超声图像数据。根据示例性实施例的超声图像数据可以是针对对象10的2D超声图像数据或3D超声图像数据。

[0344] 如图27所示,包括在根据示例性实施例的超声发射/接收单元1020中的发射单元1021可包括脉冲产生单元1023、发射延迟单元1024和脉冲发生器1025。

[0345] 发射单元1021可将驱动信号提供给探头1010。脉冲产生单元1023可基于PRF来产生用于形成发射超声波的脉冲。发射延迟单元1024可将用于确定发射方向性的延长时间施加于脉冲。施加了延迟时间的脉冲可分别相应于包括在探头1010中的压电振动器。脉冲发生器1025可在与施加了延迟时间的每个脉冲相应的时刻将驱动信号(或驱动脉冲)施加于探头1010。

[0346] 如图27所示,包括在根据示例性实施例的超声发射/接收单元1020中的接收单元1022可包括放大器1026、模拟-数字转换器(ADC) 1027、接收延迟单元1028以及相加单元1029。

[0347] 接收单元1022可处理从探头1010接收到的响应信号并产生超声数据。放大器1026可放大在每个信道中的响应信号。ADC 1027可将放大的响应信号进行模拟-数字转换。接收延迟单元1028可将用于确定接收方向性的延迟时间施加于经数字转换后的响应信号。相加单元1029可通过对由接收延迟单元1028处理的响应信号进行相加来产生超声图像数据。

[0348] 根据示例性实施例的探头1010可全部或部分地包括在图27的发射单元1021和接收单元1022中包括的元件中,并可执行由单元1021和接收单元1022执行的全部或部分功能。

[0349] 图像处理单元1030可通过扫描转换由超声发射/接收单元1020产生的超声数据来产生超声图像并显示超声图像。同时,超声图像可不仅包括通过扫描对象获得的以幅度(A)模式、亮度(B)模式和运动(M)模式的灰阶超声图像,而且包括示出血流的血流多普勒图像(亦称彩色多普勒图像)、示出组织运动的组织多普勒图像以及将对象的移动速度示出为波形的频谱多普勒图像。

[0350] 在数据处理器1031中的B模式处理单元1033可从超声数据提取B模式分量并处理B模式分量。图像产生单元1032可基于提取的B模式分量来产生将信号强度指示为亮度的超声图像。

[0351] 同样地,在数据处理器1031中的弹性处理单元1034可从弹性数据提取剪切波速度分量(例如,剪切模量)以处理剪切波速度。图像产生单元1032可基于由弹性处理单元1034提取的剪切波速度分量(例如,剪切模量)来产生将剪切波速度表示为颜色的弹性成像图像。

[0352] 多普勒处理单元(未示出)可从超声数据提取多普勒分量。图像产生单元1032可基于提取的多普勒分量来产生将对象的移动指示为颜色或波形的多普勒图像。

[0353] 根据示例性实施例的图像产生单元1032可经由对体数据的体渲染来产生3D超声图像,并且还可产生提供对象10由于压力而导致的变形的视觉呈现。

[0354] 此外,图像产生单元1032可通过使用文本和图形来在超声图像中显示各条附加信息。例如,图像产生单元1032可将与超声图像的全部或部分相关联的至少一个注释添加到超声图像。即,图像产生单元1032可分析超声图像,并基于分析的结果来推荐与超声图像的

全部或部分相关联的至少一个注释。另外，图像产生单元1032可将与由用户选择的ROI相应的附加信息添加到超声图像。

[0355] 同时，图像处理单元1030可通过使用图像处理算法来从超声图像提取ROI。例如，图像处理单元1030可基于剪切波从弹性成像图像提取ROI。在这种情况下，图像处理单元1030可将颜色、图案或边框添加到ROI。

[0356] 用户输入单元1700可表示允许用户（例如，超声波扫描师）输入用于控制超声诊断设备1000的输入数据的装置。例如，用户输入单元1700可包括键盘、圆顶开关、触摸屏（例如，接触电容型、按压电阻型、红外感测型、表面超声导电型、集成张力测量型、或压电效应型）、滚轮和滚轮开关，但不限于此。例如，用户输入单元1700还可包括各种其它输入装置，其中，所述其它输入装置包括心电图测量模块、呼吸测量模块、语音识别传感器、手势识别传感器、指纹识别传感器、虹膜识别传感器、深度传感器、距离传感器等。

[0357] 根据示例性实施例，除了实际触摸之外，用户输入单元1700还可检测接近触摸。用户输入单元1700可检测针对超声图像的触摸输入（例如，触摸&保持、轻击、双击、轻弹等）。此外，用户输入单元1700可从检测到触摸输入的位置检测拖曳输入。另外，用户输入单元1700可检测针对超声图像中包括的至少两个位置的多触摸输入（例如，捏）。

[0358] 根据示例性实施例，用户输入单元1700可从用户接收EOI信息。例如，用户输入单元1700可接收作为EOI信息的剪切模量的范围。用户输入单元1700可接收作为EOI信息的中心剪切模量和应用范围。用户输入单元1200可从包括多个弹性范围的弹性范围列表接收对EOI范围的选择。

[0359] 根据示例性实施例，用户输入单元1700可从用户接收关于SOI的信息。用户输入单元1700可接收对与EOI信息相应的多个TOI中的至少一个TOI的边界检测请求。根据示例性实施例，用户输入单元1700可接收改变EOI信息的输入。

[0360] 控制单元1300可控制超声诊断设备1000的整体操作。例如，控制单元1300可总体控制探头1010、超声发射/接收单元1020、图像处理单元1030、用户输入单元1700、显示单元1400、存储器1500以及通信单元1600。

[0361] 显示单元1400可显示并输出通过由超声诊断设备1000进行处理而获得的信息。例如，显示单元1400可显示超声图像，或显示与控制面板有关的用户界面（UI）或GUI。

[0362] 显示单元1400可显示通过使用剪切波获得的弹性成像图像。在这种情况下，显示单元1400可在B模式图像上显示针对换能器元件的弹性成像图像。显示单元可在弹性成像图像上标记TOI。例如，显示单元1400可在TOI上标记边界线。显示单元1400可提供关于TOI的测量信息。当多个TOI被检测到时，显示单元可提供与多个TOI中的每个TOI相应的测量信息。

[0363] 当显示单元1400配置有触摸板形成层结构的触摸屏时，显示单元1400除了被用作输出装置之外还可被用作输入装置。显示单元1400可包括以下项中的至少一个：液晶显示器（LCD）、薄膜晶体管液晶显示器（TFT-LCD）、有机发光二极管（OLED）显示器、柔性显示器、3D显示器以及电泳显示器。超声设备1000可根据超声设备1000的实现类型而包括两个或更多个显示单元1200。

[0364] 存储器1500可存储用于控制单元1300的处理的程序，并存储输入/输出数据（例如，超声图像数据、弹性数据、关于ROI的信息、弹性范围列表、受试者信息、探头信息、身体

标记、附加信息等)。

[0365] 存储器1500可包括以下存储介质类型中的至少一种:闪速存储器、硬盘、多媒体微型卡、卡型存储器(安全数字(SD)卡、极限数字(XD)卡等)、随机存取存储器(RAM)、静态随机存取存储器(SRAM)、只读存储器(ROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)以及可编程只读存储器(PROM)。此外,超声设备1000可使用在网络上执行存取器的存储功能的网络存储器或云服务器。

[0366] 通信单元1600可包括实现超声诊断设备1000和服务器200之间的通信、超声诊断设备1000和第一装置3000之间的通信、超声诊断设备1000和第二装置4000之间的通信的一个或更多个元件。例如,通信单元1600可包括短距离通信模块1610、有线通信模块1620和移动通信模块1630。

[0367] 短距离通信模块1610可指用于在预定距离内的近距离通信的模块。根据实施例的近距离通信技术的示例可包括无线LAN、Wi-Fi、蓝牙、Zigbee、Wi-Fi直连(WFD)、超宽带(UWB)、红外数据协会(IrDA)、蓝牙低功耗(BLE)和近场通信(NFC)。然而,实施例不限于此。

[0368] 有线通信模块1620指用于使用电信号或光信号进行通信的模块。根据实施例的有线通信技术的示例可包括双股电缆、同轴电缆、光纤电缆和以太网电缆。

[0369] 移动通信模块1630使用覆盖移动通信网络的基站、外部装置(例如,第一装置3000和第二装置4000)和服务器2000中的至少一个来发射并接收无线信号。这里,无线信号可包括语音呼叫信号、视频呼叫信号或用于文本/多媒体消息的发射和接收的各种类型的数据。

[0370] 通信单元1600通过有线或无线地被连接到网络30,并与外部装置或服务器进行通信。通信单元1600可与医院服务器或医院中的与图像归档和通信系统(PACS)连接的另一医疗装置交换数据。此外,通信单元1600可根据医学数字成像和通信(DICOM)标准来执行数据通信。

[0371] 通信单元1600可经由网络30来发射并接收与对象的诊断有关的数据(例如,对象的超声图像、超声数据以及多普勒数据),并还可发射并接收经由其它医疗装置获得的医疗图像(例如,计算机断层扫描(CT)图像、磁共振(MR)图像以及X-射线图像)。此外,通信单元1600可从服务器接收与患者的诊断历史或治疗方案有关的信息,并利用所述信息来诊断患者。

[0372] 上述实施例的一个或更多个可被实现为非暂时性计算机可读存储介质中的计算机可读代码。非暂时性计算机可读存储介质可包括程序指令、本地数据文件、本地数据结构或程序指令、本地数据文件和本地数据结构的组合。非暂时性计算机可读存储介质可专用于示例性实施例或者可对计算机软件中的普通技术人员是公知的。非暂时性计算机可读存储介质包括存储有计算机可读数据的所有类型的可读介质。非暂时性计算机可读存储介质的示例包括专门被配置为存储并执行程序指令的诸如硬盘、软盘和磁带的磁介质、诸如CD-ROM的光学介质、诸如软式光盘的磁光介质、以及诸如ROM、RAM和闪速存储器的硬件存储器。此外,非暂时性计算机可读存储介质可被以传输介质(诸如光、导线、波导)的形式实现以传输指定程序指令、本地数据结构等的信号。程序指令的示例包括由编译器产生的机器代码、以及由计算机使用解释器执行的高级语言等。

[0373] 虽然已参照附图描述了一个或更多个示例性实施例,但本领域内的普通技术人员应理解:在不脱离由权利要求所限定的精神和范围的情况下,可在这些示例性实施例中做

出形式和细节上的各种改变。

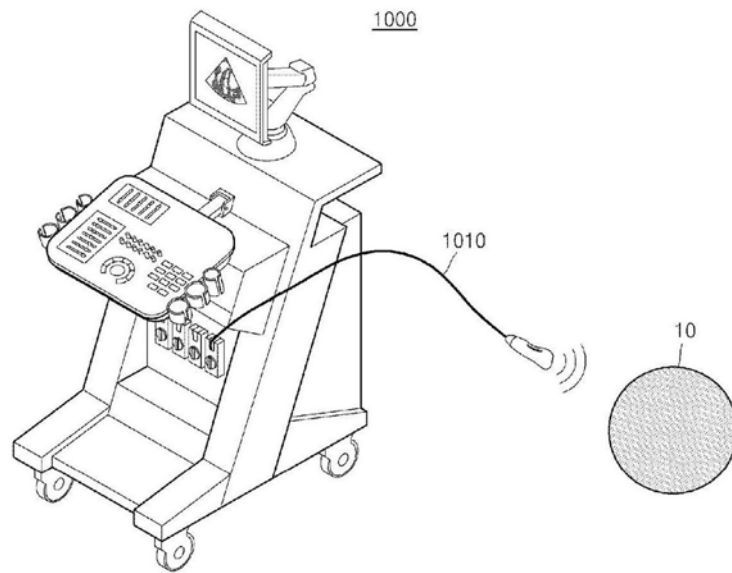


图1

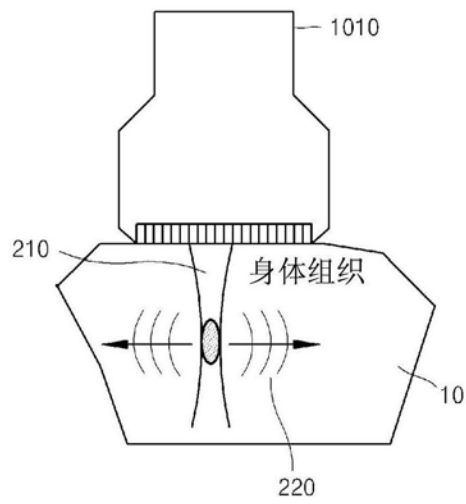


图2

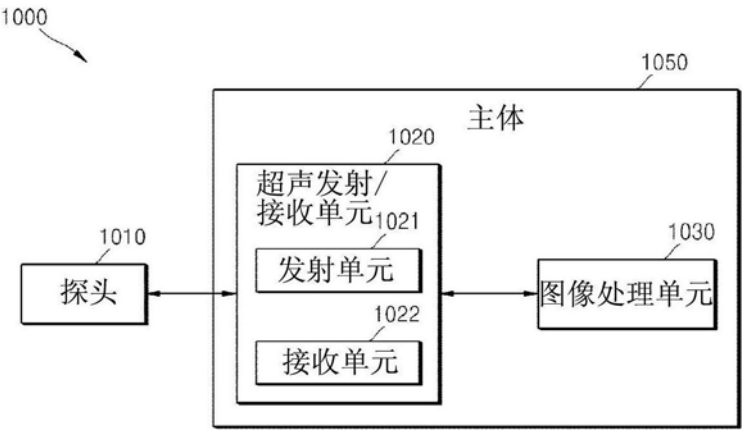


图3

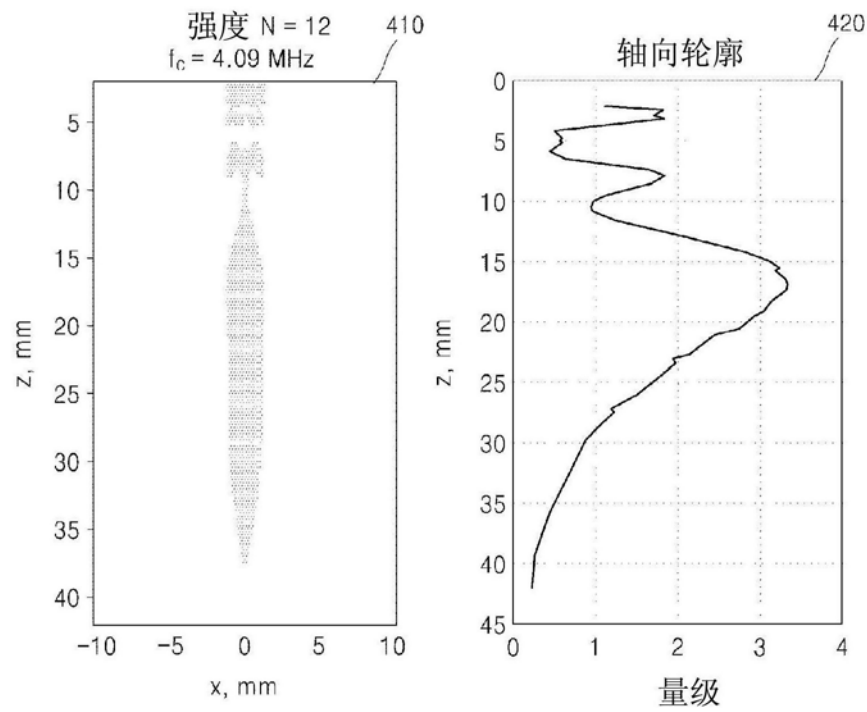


图4

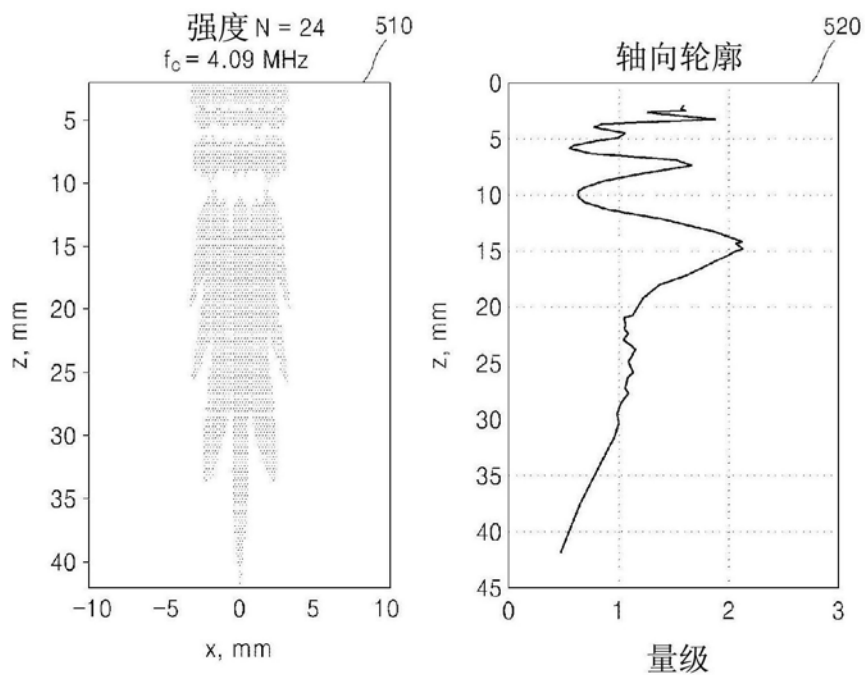


图5

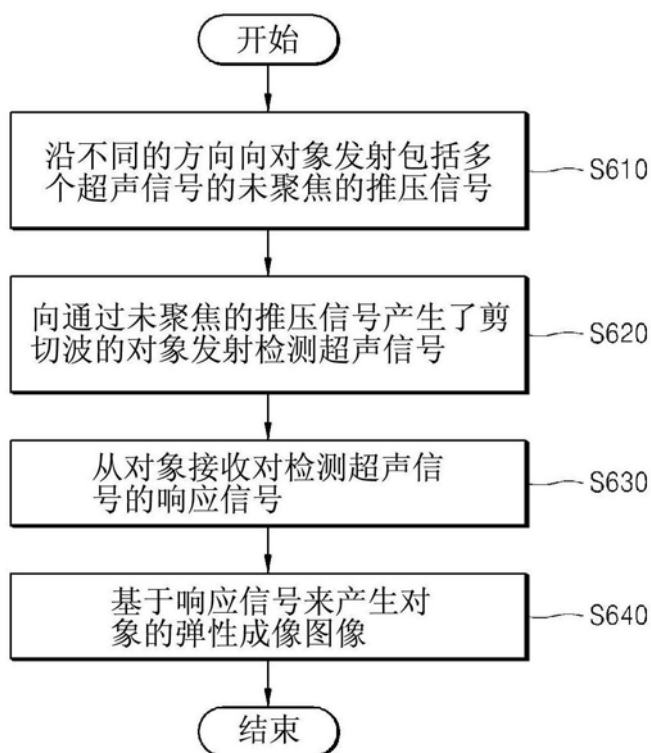
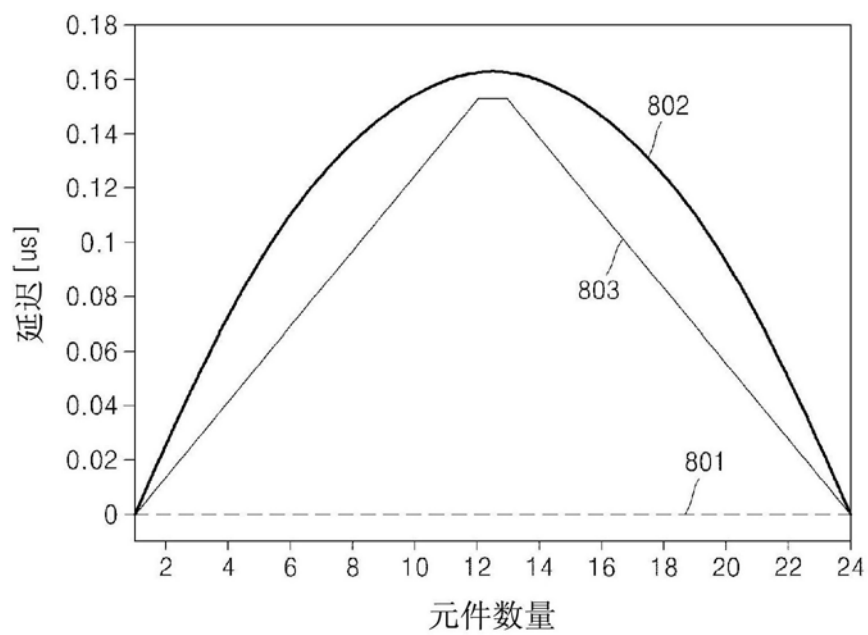
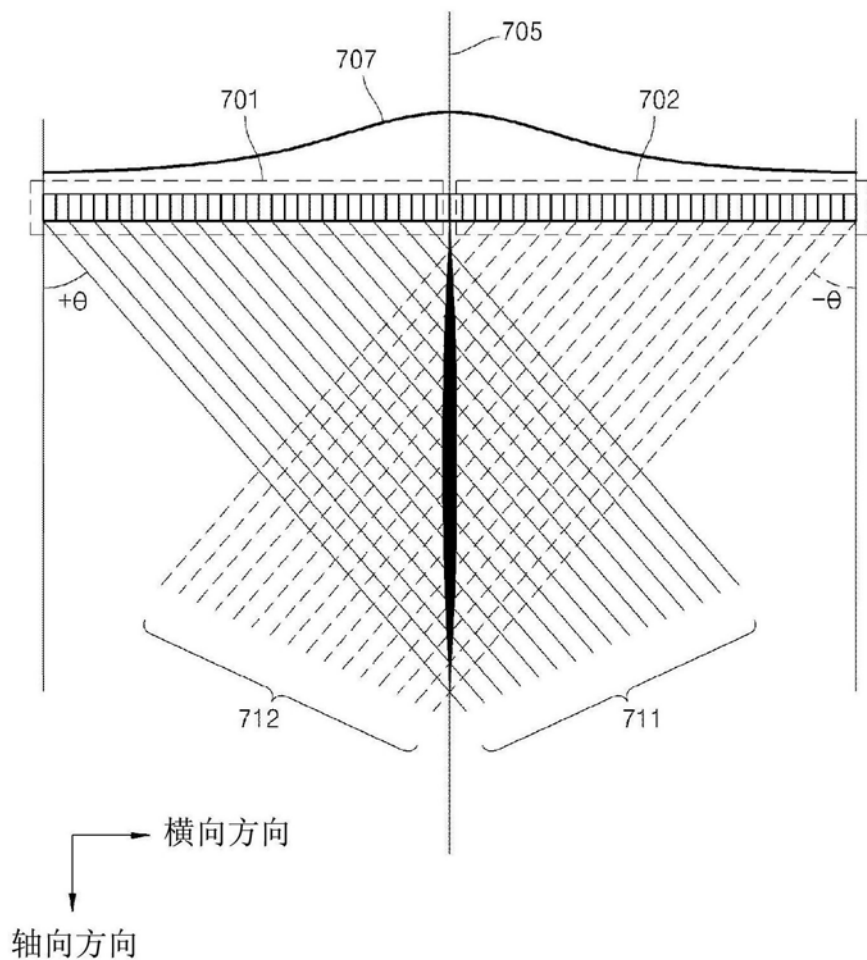


图6



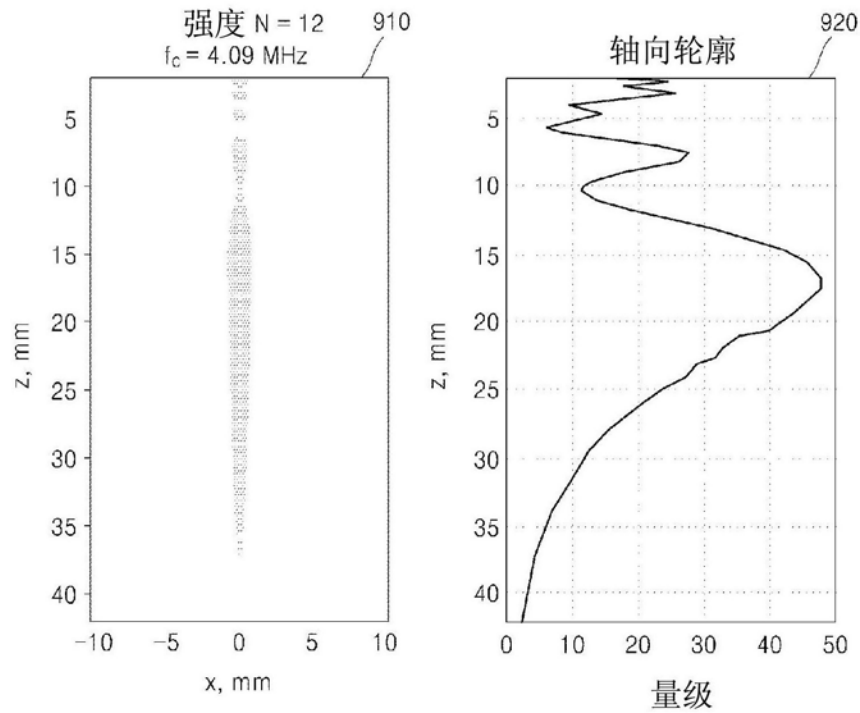


图9

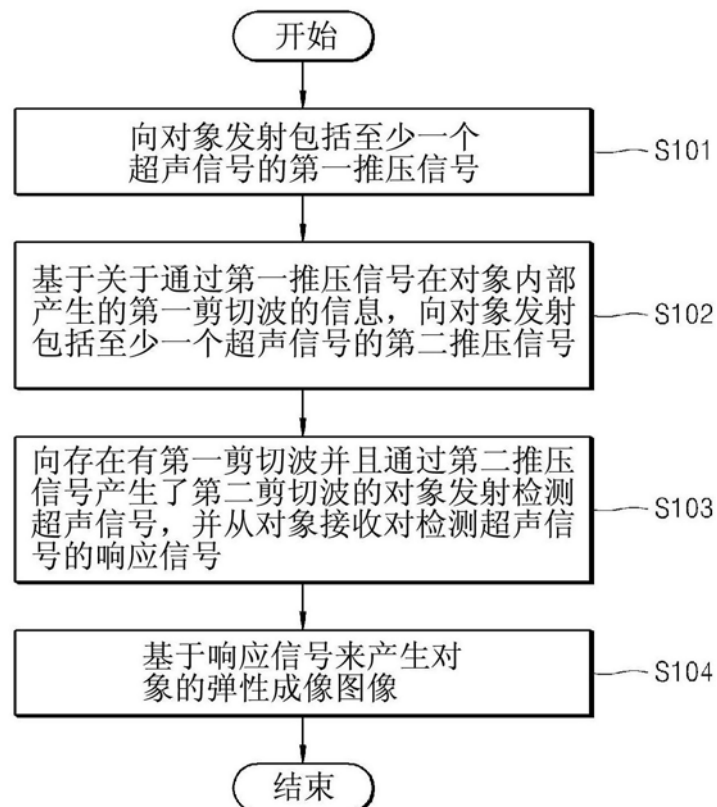


图10

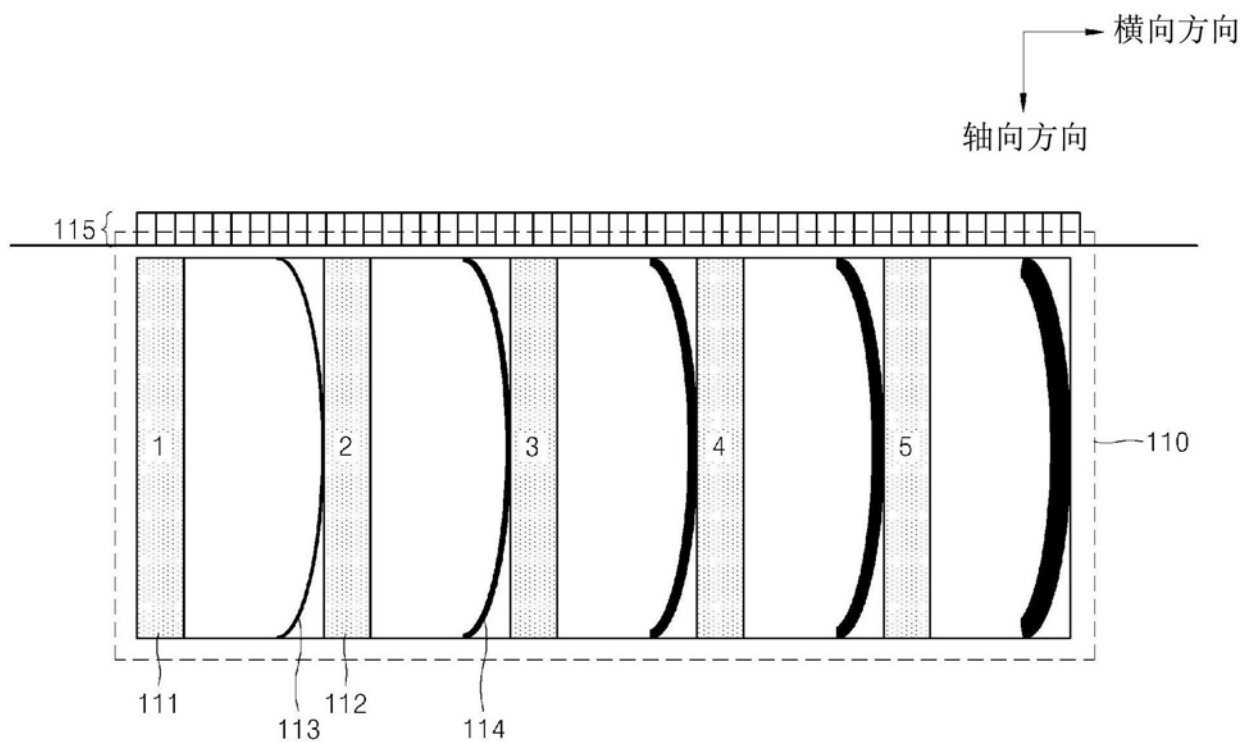


图11

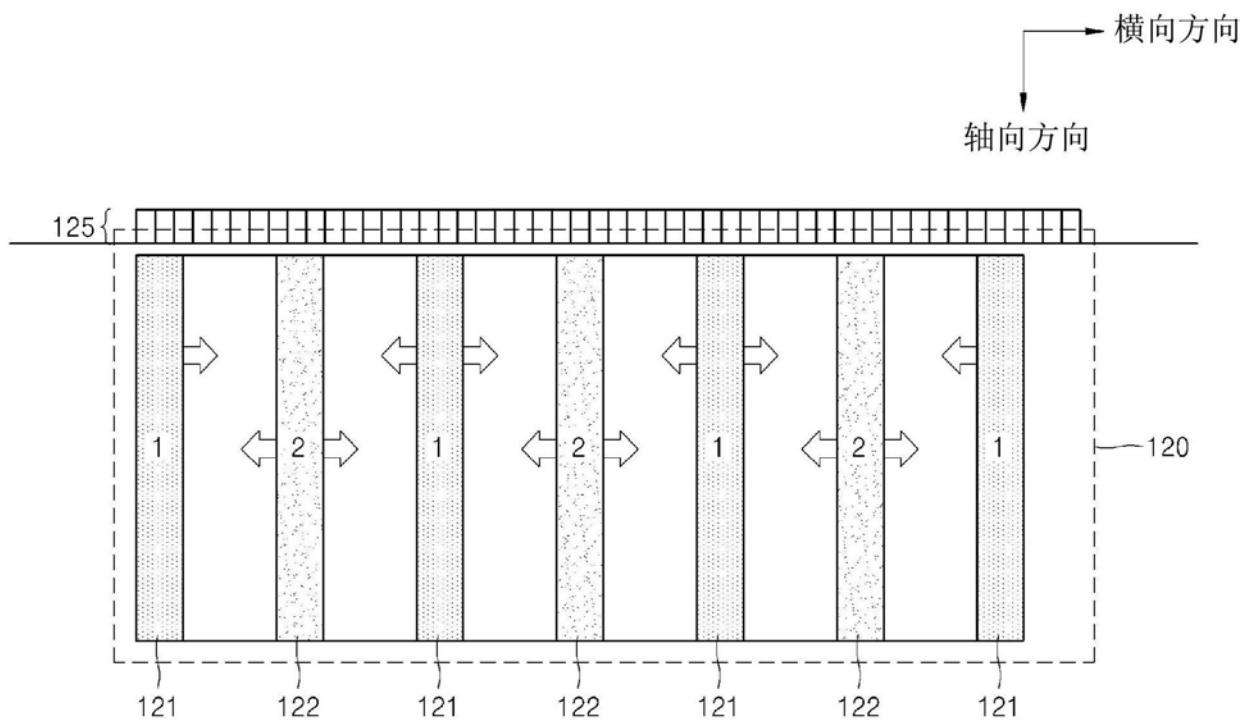


图12

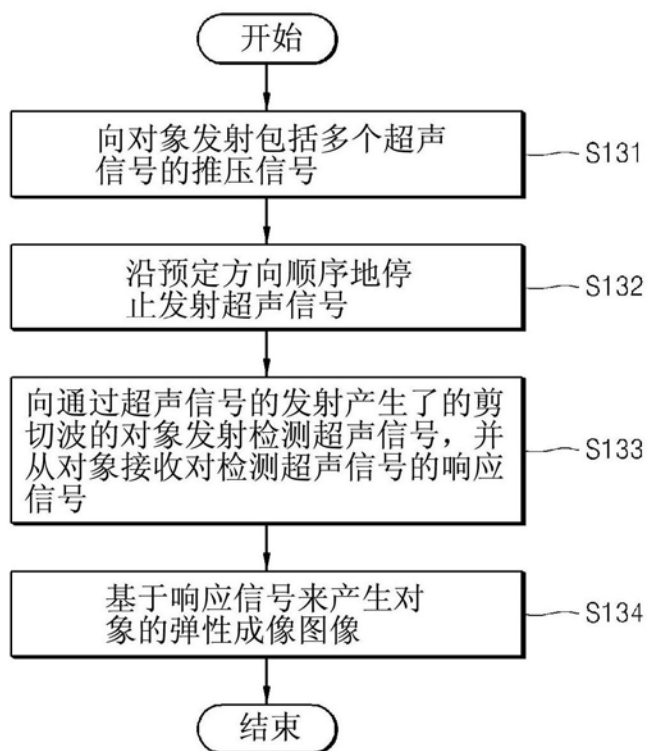


图13

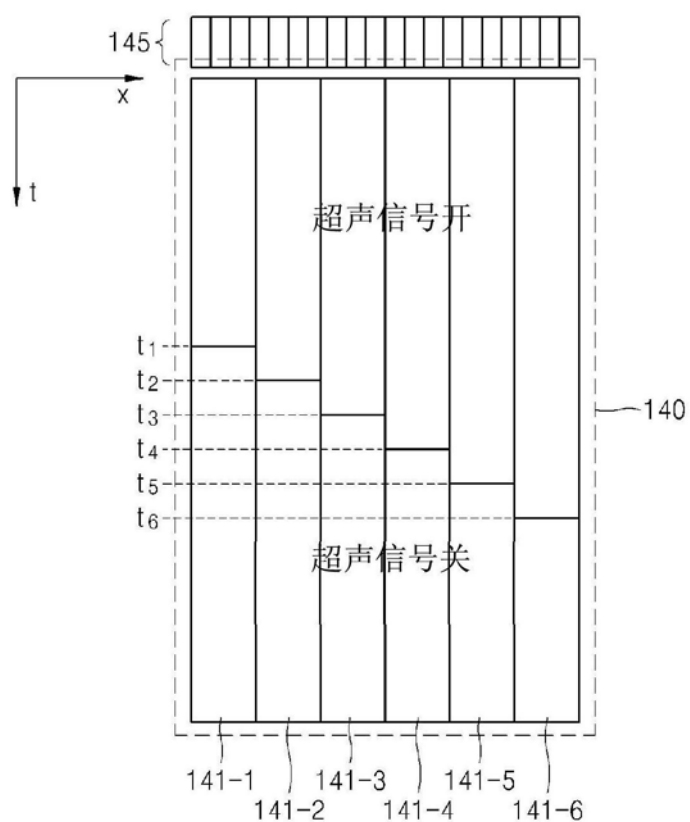


图14

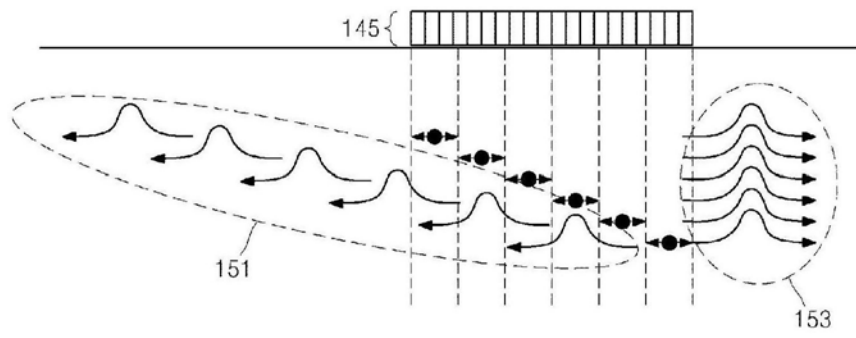


图15

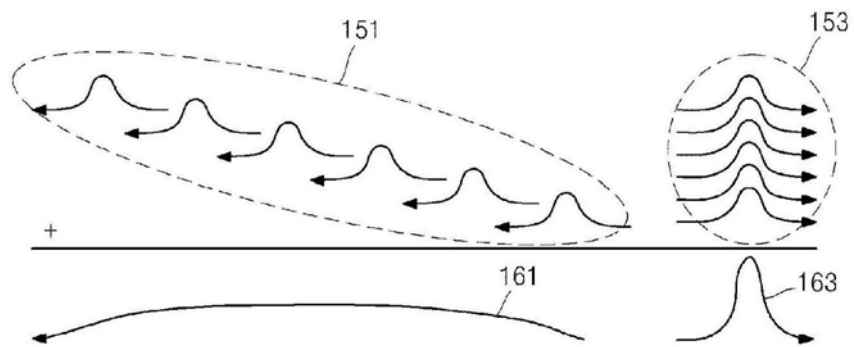


图16

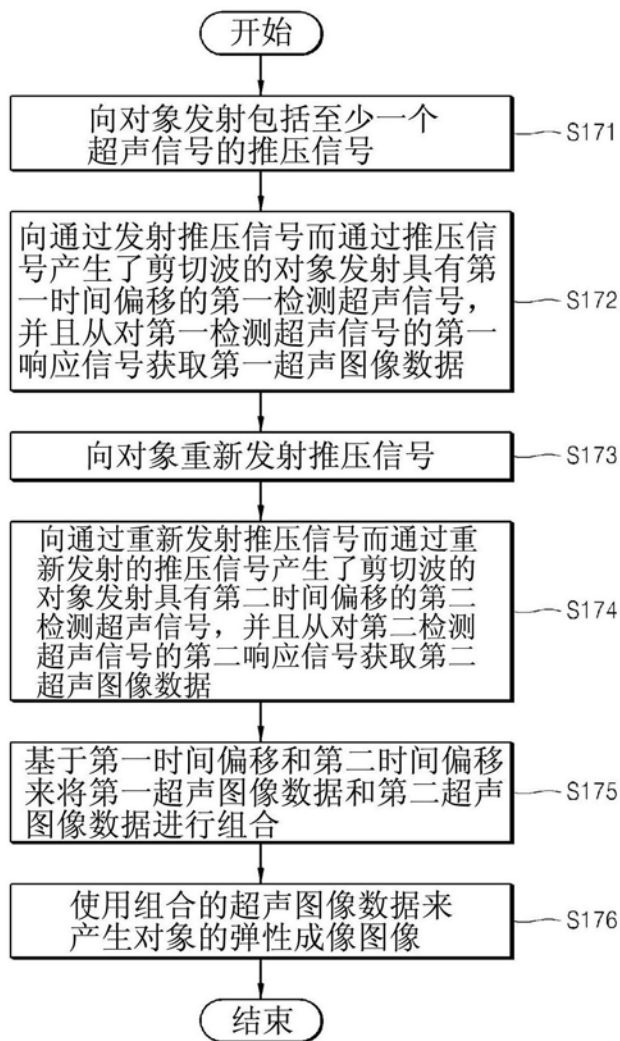


图17

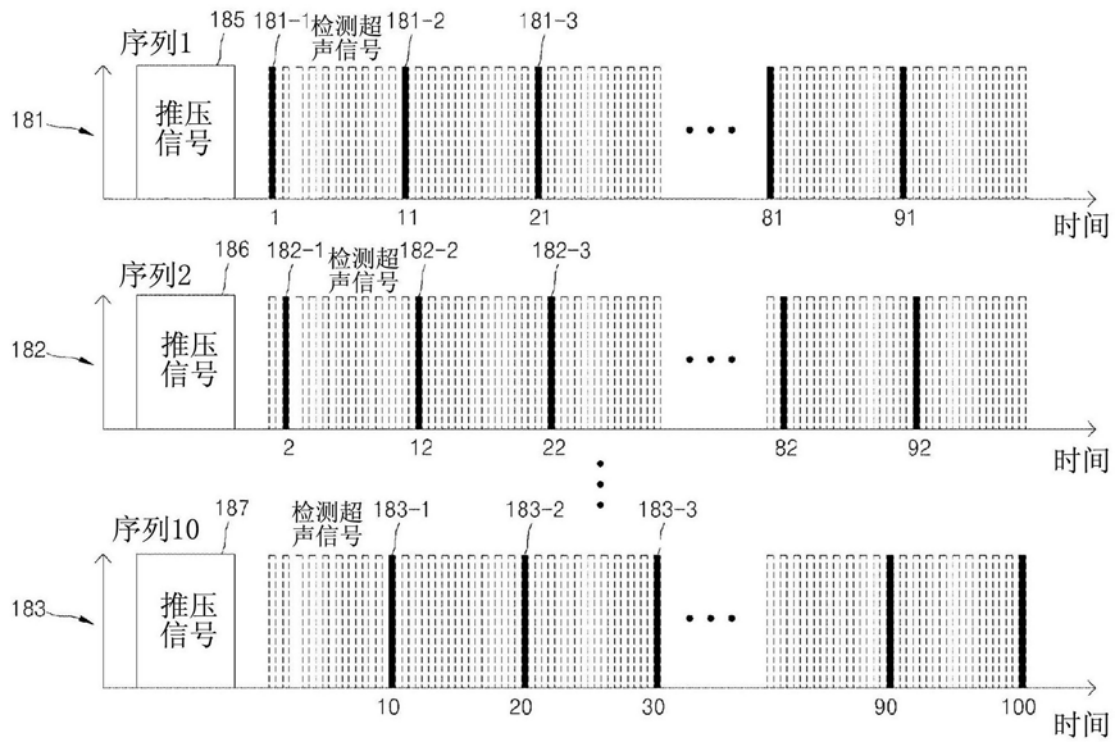


图18

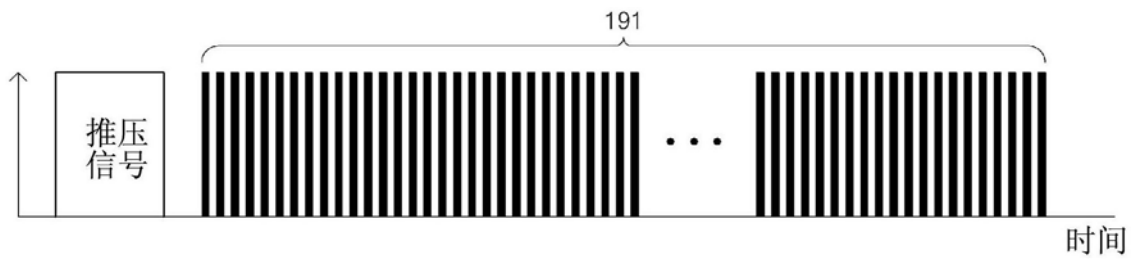


图19

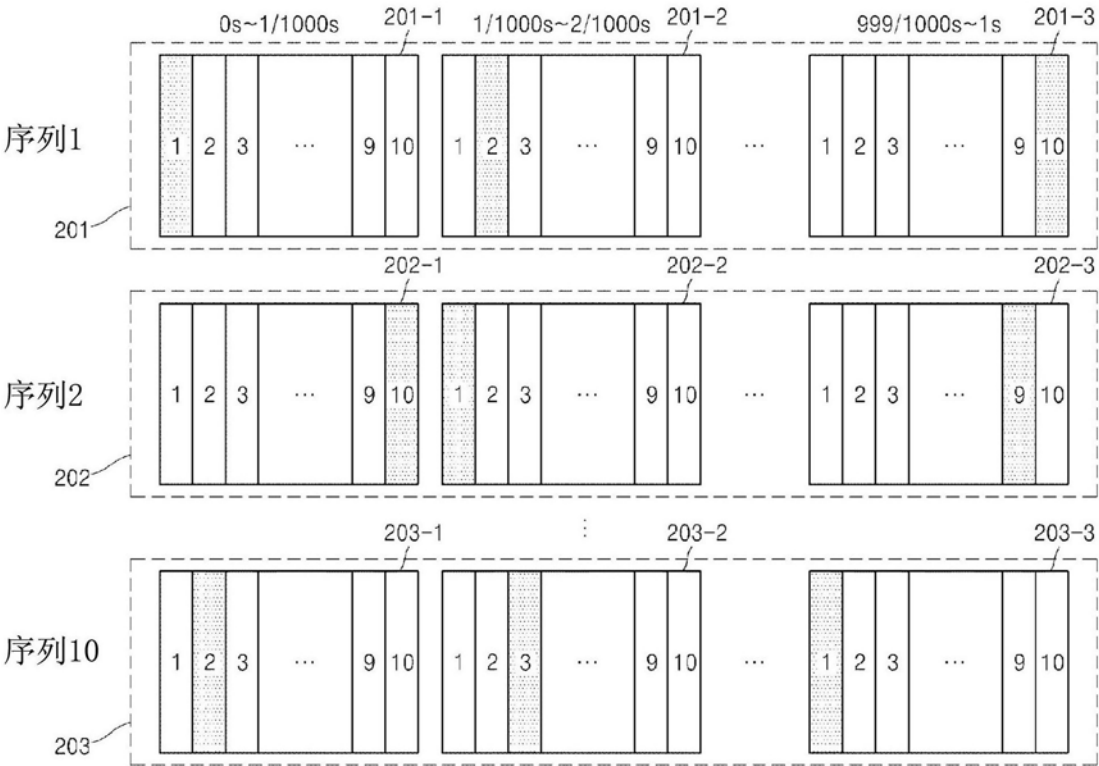


图20

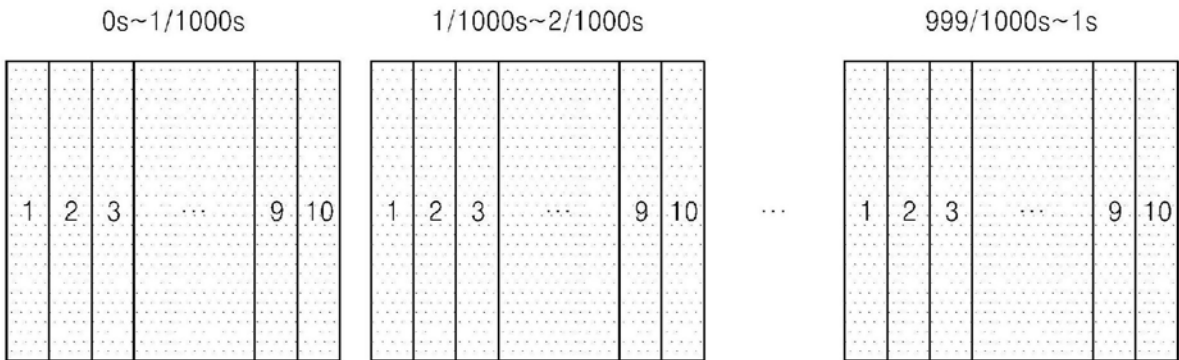


图21

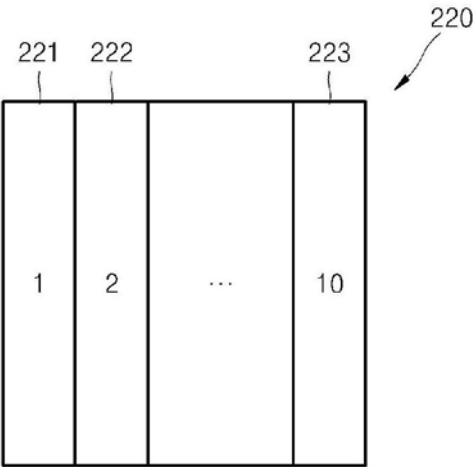


图22

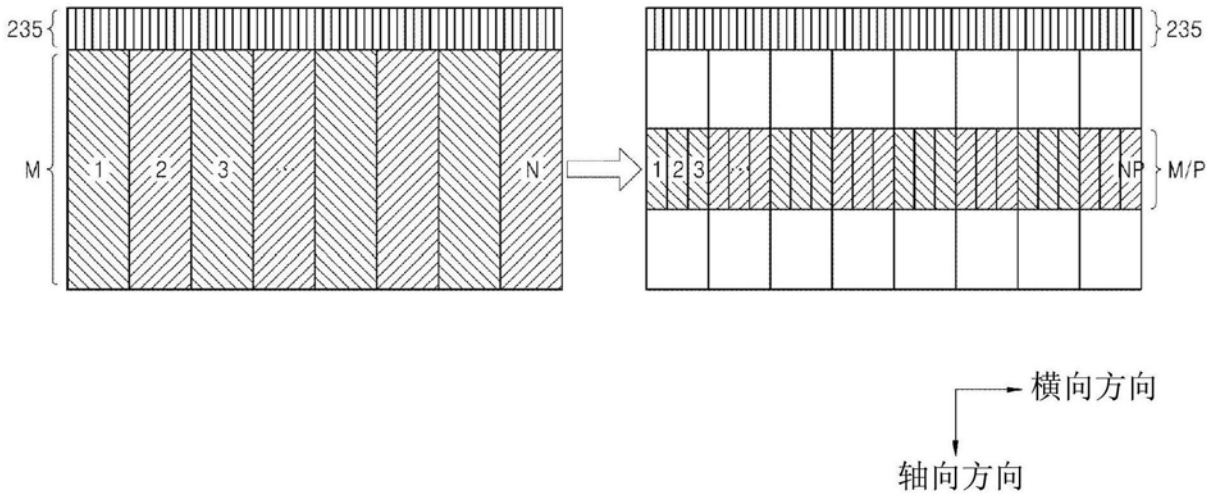


图23

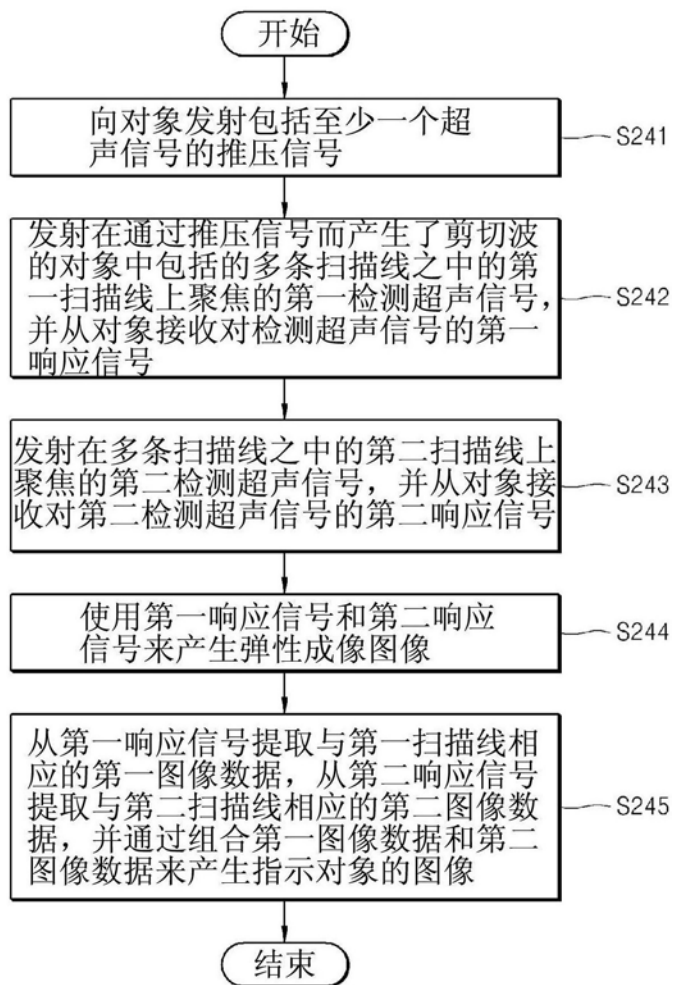


图24

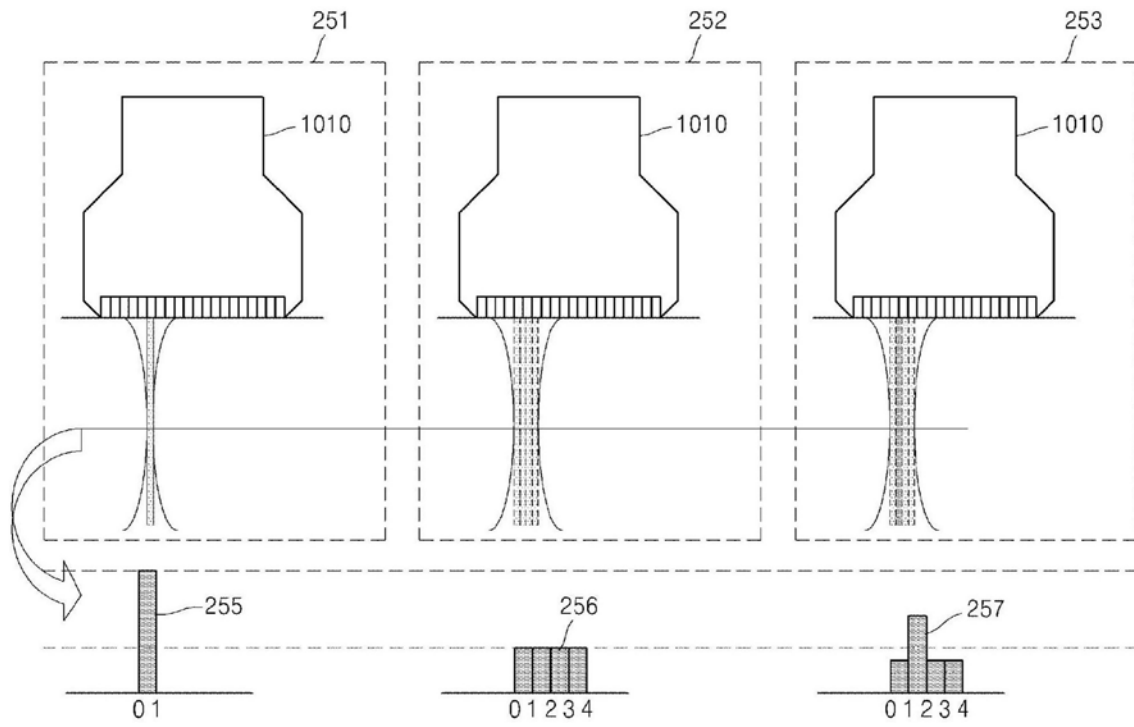


图25

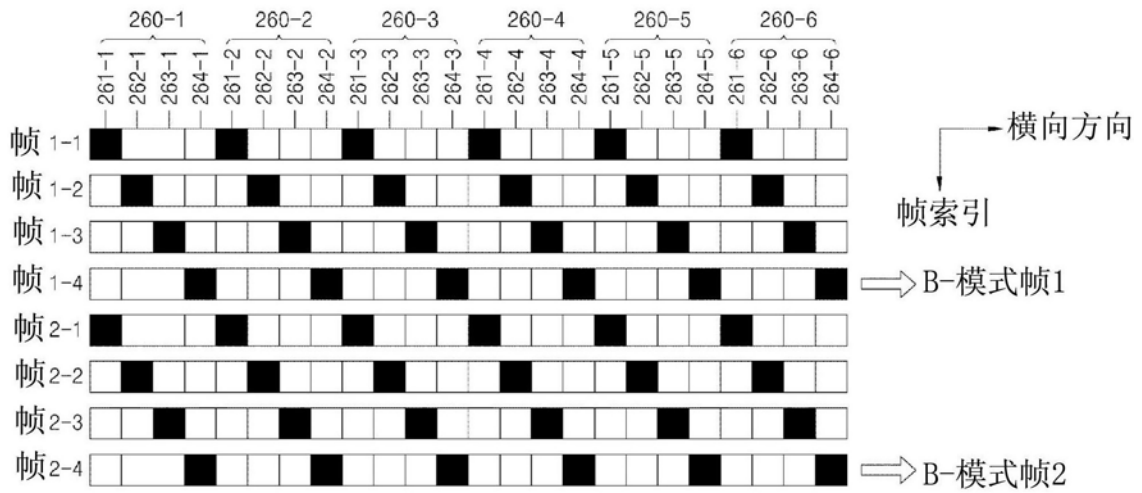


图26

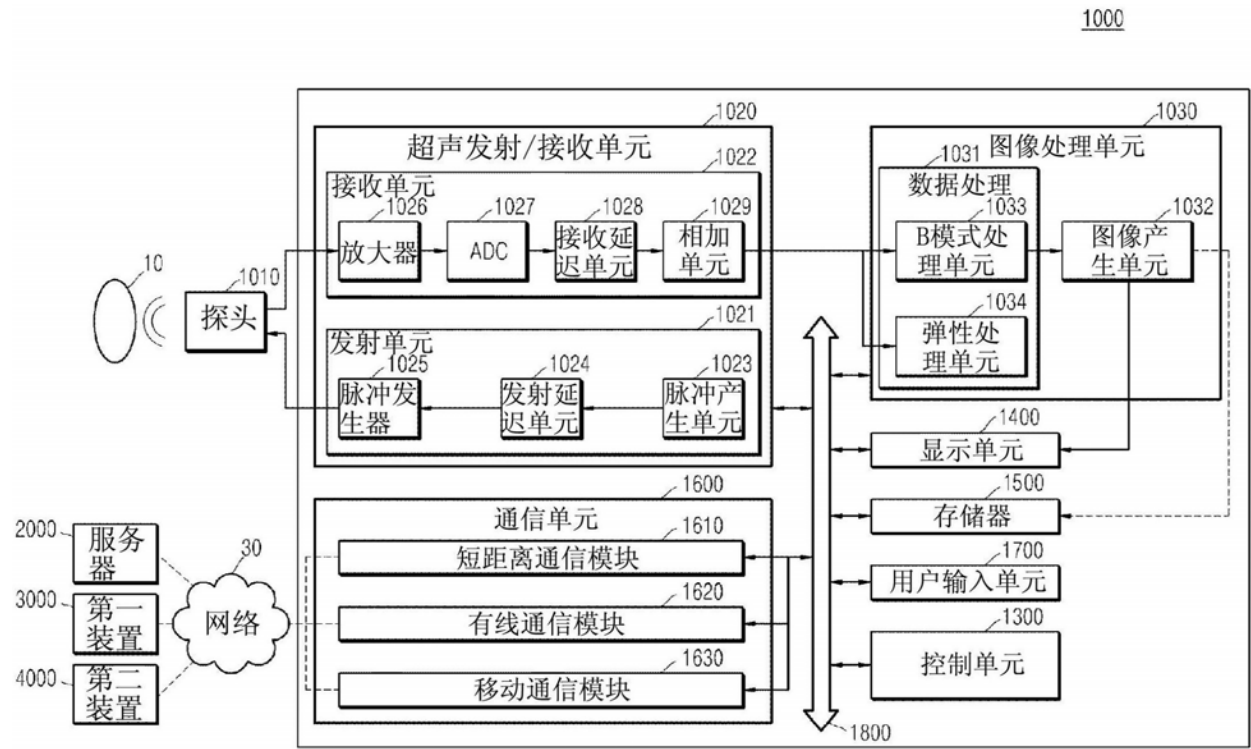


图27

专利名称(译)	用于产生弹性图像的方法和超声诊断设备		
公开(公告)号	CN105899140B	公开(公告)日	2019-07-09
申请号	CN201480056195.X	申请日	2014-08-07
[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	李玟九 沈焕 郑尹燮 千秉根 金荣泰		
发明人	李玟九 沈焕 郑尹燮 千秉根 金荣泰		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/4483 A61B8/4488 A61B8/5207 A61B8/5223 G01S7/52022 G01S7/52042		
代理人(译)	韩明星		
优先权	61/864799 2013-08-12 US		
其他公开文献	CN105899140A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种产生弹性成像图像的方法包括：沿不同方向向对象发射包括多个超声信号的未聚焦的推压信号；向通过未聚焦的推压信号而产生了剪切波的所述对象发射检测超声信号；从所述对象接收响应于检测超声信号的响应信号；以及基于所述响应信号来产生所述对象的弹性成像图像。

