



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102472814 A

(43) 申请公布日 2012. 05. 23

(21) 申请号 201080029682. 9

代理人 黄云铎 陈松涛

(22) 申请日 2010. 06. 08

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

G01S 7/52 (2006. 01)

61/221, 882 2009. 06. 30 US

G01S 15/89 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 12. 30

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2010/052550 2010. 06. 08

(87) PCT申请的公布数据

W02011/001310 EN 2011. 01. 06

(71) 申请人 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 F·G·G·M·维尼翁 W·T·史

J·E·鲍尔斯 E·G·勒杜列斯库

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

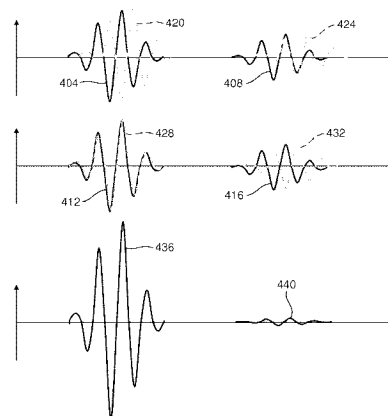
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 6 页

(54) 发明名称

基于传播介质修改的回射信号消除

(57) 摘要

对所采集的回波数据进行校正,以便减少来自经历了至少一次离开探头表面的反射的超声的内容,例如,减少来自成像的对应回射伪差。在一些实施例中,在已经采集到回波射频数据集合(404, 408)之后,为了为下一次超声应用做准备,对传播介质即回射通过其发生的层或者邻近层进行修改。在该下一次应用期间,根据本发明的实施例,回射超声信号(424)比非回射的,即直接信号(420)受修改影响更多。实际上,该差异是由于诸如由于传播路径中回射造成通过经修改介质的更大的总飞行时间。



1. 一种超声装置 (200), 其被配置为用于在对从传播介质 (124) 采集的回波射频数据的集合进行校正中, 考虑回波射频数据的至少一个其它集合, 以便减少来自通过所述介质而回射的信号的内容, 由于对所述介质的相应修改 (S320), 所述集合和所述至少一个其它集合都不同。

2. 如权利要求 1 所述的装置, 其中, 所述校正包括将所述至少一个其它集合与待校正的所述集合进行组合 (S350)。

3. 如权利要求 2 所述的装置, 通过对所述内容 (416, 432) 进行平衡来执行所述减少。

4. 如权利要求 3 所述的装置, 所述平衡是幅度等于所述内容的幅度的相反数据 (432)。

5. 如权利要求 2 所述的装置, 所述组合包括使来自待组合的集合中的集合时移 (428) $\lambda/2$, 其中 λ 代表波长。

6. 如权利要求 2 所述的装置, 在所述组合中待组合的数据是每信道数据和波束求和数据中的至少一个。

7. 如权利要求 2 所述的装置, 所述组合包括相干相加和相干相减 (436) 中的至少一个。

8. 如权利要求 2 所述的装置, 所述组合包括从待组合的集合中得到图像, 并且对所得到的图像进行平均 (S728)。

9. 如权利要求 1 所述的装置, 所述回射随着反射离开超声探头的外表面至少一次 (122) 的超声而发生。

10. 如权利要求 1 所述的装置, 包括可佩戴头盔 (232), 所述头盔具有内部并且被配置为用于支撑超声探头以及用于提供所述探头在执行所述修改中, 朝向所述内部和离开所述内部中的至少一种的活动性。

11. 如权利要求 1 所述的装置, 所述修改在所述集合和所述至少一个其它集合中的对应的集合的采集之间交错发生 (S320, S330)。

12. 如权利要求 1 所述的装置, 所述修改在来自所述集合和所述至少一个其它集合中的一个集合的采集期间发生。

13. 如权利要求 1 所述的装置, 所述修改造成有效传播长度改变 (S620)。

14. 如权利要求 1 所述的装置, 所述考虑包括基于来自所述集合和所述至少一个其它集合中的一对集合之间的比较的结果来制作用于选择性地排除图像的部分的掩模。

15. 如权利要求 1 所述的装置, 所述修改包括将偏移量引入传播路径的长度, 所述偏移量是 $\lambda/4n$, 其中 λ 代表波长, “n” 是正或负整数。

16. 如权利要求 15 所述的装置, n 等于 1 或 -1。

17. 如权利要求 1 所述的装置, 所述修改包括插入超声衰减材料和移除超声衰减材料中的至少一种。

18. 如权利要求 1 所述的装置, 所述修改包括轴向平移超声探头。

19. 如权利要求 1 所述的装置, 所述考虑包括测量来自所述集合和所述至少一个其它集合中的一对集合之间的差异。

20. 一种数据校正方法, 包括:

从传播介质采集回波射频数据的集合;

顺序执行对所述介质进行修改的行为和随后采集回波射频数据的集合的行为一次或多次; 以及

在对来自所采集的集合中的一个集合进行校正中,考虑所采集的集合中的至少一个其它集合,以便减少由于通过所述介质发生的回射引起的成像伪差。

21. 如权利要求 20 所述的方法,还包括在从经修改的介质进行采集的行为之前,对所述修改进行补偿、在从经修改的介质进行的所述采集中偏置延迟的行为。

22. 如权利要求 20 所述的方法,所述修改包括轴向平移超声探头,所述平移包括给予所述探头抖动。

23. 如权利要求 20 所述的方法,对经历所述回射的超声进行脉冲化和带宽限制,在所述修改中轴向平移的超声探头的一对位置之间的距离大于阈值,所述阈值代表带宽限制的轴向分辨率的一半。

24. 一种包括机器可存取介质的制品,所述机器可存取介质具有在其上编码的指令,以用于使得处理器能够执行如权利要求 19 所述的方法。

25. 一种用于为具有超声探头和传播介质的系统进行数据校正的计算机软件产品,来自所述探头的超声部分反射以通过所述传播介质而回射,所述系统被用于采集超声射频数据的集合并且顺序执行 a) 对所述传播介质进行修改的行为以及 b) 使用经修改的系统采集超声射频数据的集合的行为一次或多次,所述产品包括收录有计算机程序的计算机可读介质,所述计算机程序包括能够通过处理器运行以便执行多个行为的指令,所述多个行为包括下列行为:

在对来自所采集的集合中的一个集合进行校正中,考虑所采集的集合中的至少一个其它集合,以便减少从通过所述传播介质而回射的超声得到的内容。

基于传播介质修改的回射信号消除

技术领域

[0001] 本发明涉及对超声成像数据进行校正,并且更具体而言,涉及由于超声回射的数据产生。

背景技术

[0002] 回射是许多超声成像应用中的显著问题。当通过身体中分层介质(例如,在经颅成像中的骨骼处、肋间成像中的肋间组织、或者腹部成像中的脂肪处)成像时,尤其是这样的,在分层介质中遇到强阻抗不连续。难以从由感兴趣介质直接反向散射的信号中区分出回射超声。接收波束成形过程不在这两种类型的输入信号之间做出区分。回射伪差自身表现为高级图像杂波以及轴向分辨率损失。

发明内容

[0003] 本发明旨在克服或者减轻现有技术的上述限制。

[0004] 在这里所提出的各方面是基于这样的基本原理:修改探头表面和回射层之间的传播介质对回射信号影响比直接信号更多,因为回射信号比直接信号在探头和回射层之间传播更多次。

[0005] 在本发明的一方面中,将超声装置配置为用于在对从传播介质采集的回波射频数据集进行校正中,考虑回波射频数据的至少一个其它集合。考虑这些其它集合以便从信号中减少通过传播介质回射的内容。由于分别修改传播介质,所以这些集合不同。

[0006] 在另一方面中,校正包括将待校正的集合与至少一个其它集合进行组合。

[0007] 在与后者相关的一方面中,所述减少通过对内容进行平衡(counterbalancing)来执行。

[0008] 在一个子方面中,平衡是具有等于该内容幅度的幅度的相反数据。

[0009] 在另一相关方面中,组合包括将集合从待组合的集合中时移 $\lambda/2$, λ 代表波长。

[0010] 在备选的相关方面中,待组合的数据是每通道数据或者波束求和数据。

[0011] 在另一相关方面中,组合包括相干相加或者相干相减。

[0012] 在另一相关方面中,组合必须从待组合的集合中得到图像并且对所得到的图像进行平均。

[0013] 在又一方面中,回射随着超声至少一次反射离开超声探头外表面而发生。

[0014] 作为一种形式,装置包括可佩戴头盔。将头盔配置为用于支撑超声探头,并且用于使得探头具有向头盔内部移动或者从头盔内部移开的活动性,以修改传播介质。

[0015] 在特定方面中,修改在集合中对应的那些的采集之间交错发生。

[0016] 在特定形式中,修改在一个集合的采集期间发生。

[0017] 在一个方面中,修改使有效传播长度改变。

[0018] 在又一不同方面中,考虑包括基于集合的对之间的比较结果制作掩模。掩模用于选择性地排除部分图像。

[0019] 在另一方面中,修改包括将偏移量引入传播路径长度,偏移量是 $\lambda/4n$, λ 代表波长,“n”是正或者负整数。

[0020] 在上述的一个相关子方面中,n 等于 1 或者 -1。

[0021] 在本发明的一个实施例中,修改包括插入或者移除超声衰减材料。

[0022] 在另一个实施例中,修改包括轴向平移超声探头。

[0023] 在备选形式中,考虑包括测量一对图像之间的差异。每个图像从回波 RF 数据的相应集合中得到。

[0024] 在又一方面中,数据校正方法包括从传播介质采集回波射频数据集合,依次执行修改介质的行为一次或多次,并且随后采集回波射频数据的集合,并且在集合进行校正中,考虑至少一个其它所采集的集合,以便减少由于通过介质出现的回射造成的成像伪差上升。

[0025] 在一个特定子方面中,所述方法包括在从经修改的介质进行采集的行为之前,在对修改进行补偿时、在从经修改的介质进行采集中偏置延迟的行为。

[0026] 在一个特定方面中,修改包括轴向平移超声探头。

[0027] 在另一方面中,对经历所述回射的超声进行脉冲化 (pulsed) 和带宽限制。在修改中轴向平移的超声探头的一对位置之间的距离大于阈值,该阈值代表带宽限制的轴向分辨率一半。

[0028] 另一方面,一件制品包括机器可访问介质,其具有在其上编码的、用于使处理器执行上述方法的指令。

[0029] 在又一方面中,提供了一种计算机软件产品用于对具有超声探头和传播介质的系统的数据校正。来自探头的超声部分反射以通过传播介质而回射。使用系统采集超声射频数据的集合并且依次执行下列行为一次或多次:a) 修改传播介质;并且 b) 使用经修改的系统采集超声射频数据的集合。所述产品包括收录有为计算机程序的计算机可读介质,该计算机程序包括可以通过处理器执行以便执行多个行为的指令。在那些行为中,在对集合进行校正中考虑所采集的至少一个其它集合,以便减少来自通过传播介质而回射的超声的内容。

[0030] 在下列附图的帮助下,在下面进一步提出新颖的基于传播介质修改的回射信号消除的细节。

附图说明

[0031] 图 1 是对一些类型的回射超声的传播路径进行说明的示意图;

[0032] 图 2 是作为超声装置的示例描绘的示意图,其示出了部件之间的机械连接和信息路径;

[0033] 图 3 是示例性回射消除方法的流程图;

[0034] 图 4 是指示用于基于 $\lambda/4$ 延迟、结合所采集数据集合的相干相加的回射数据消除的策略的波形图;

[0035] 图 5 是指示用于基于插入超声衰减层的回射数据消除的示例性策略的波形图;

[0036] 图 6 是示出了可以如何将在这里所提出的一些技术和设备进行相关的示例的概念图;

[0037] 图 7 是通过示例对用于通过改变有效传播路径长度对传播介质进行修改的不同技术进行示范的概念图；并且

[0038] 图 8 是通过使用互相关值的掩模的基于传播介质修改的回射信号消除的示例的流程图。

具体实施方式

[0039] 在这里提出了与超声探头运动及其直接邻接传播介质相关的硬件、软件和相关方法，用于对所采集的回波数据进行校正以减少来自经历了至少一次从探头表面的反射的超声的内容。反射超声在探头表面和回射层之间发生回射。在一些实施例中，执行校正以便从成像中消除相应的回射伪差。在这里将“传播介质”定义为回射通过其发生的传播介质或者传播媒介邻接层。在一些实施例中，在采集到回波射频数据的集合之后，为下一次超声应用做准备对传播介质进行修改。在该下一次应用期间，根据本发明的实施例，回射信号比非回射即直接信号受修改影响更多。实际上，该差异是由于：考虑到传播路径中的回射，其通过修改介质总飞行时间更长。该差异允许对回射信号进行区分，并且因此消除回射信号。还注意到，在一些基于超声探头轴向平移以便对传播介质进行修改的实施例中，不必需硬件附件。作为替代，探头手动平移，补充以信号处理，使得满足要求。

[0040] 图 1 说明了出现在经颅成像中的一些回射超声的传播路径，经颅成像是一种在其中颅骨表面的回射是不可避免的成像。回射层（颞骨）几乎是平的并且大致平行于探头表面，并且大多数回射伪差被限制在探头表面法向周围。

[0041] 示出了三种类型的反射：类型 I、类型 II 和类型 III。骨骼，在这里是颞骨，比覆盖骨骼的头皮软组织具有更大的声阻抗。骨骼和软组织都是超声的传播媒介，然而，声学失配越大，入射超声在媒介界面处反射而不是折射通过界面的分量就越大。因为骨骼和软组织之间的声学失配特别是在软组织覆盖颅骨的情况下很大，所以大量超声分量从颅骨发生反射。

[0042] 锯齿形轨迹 104 代表了在发出超声的超声成像探头 108 的外表面 106 和回射层 112（在这里是颅骨）之间回射的超声的传播路径。锯齿形 104 的第一射线 116 部分穿过回射层 112 作为折射射线，并且部分反射以形成反射射线 120。图 1 所示的所有回射 122 的所有反射射线具有在反射点部分透射和部分反射的特性。由于反射的反射分量组成了引起将要被这里所提出的设备和技术消除的回射伪差的回射分量，所以仅示出了反射的反射分量。

[0043] 回射通过回射层 112 和探头外表面 106 之间的传播介质 124 发生。在这里传播介质 124 包括多个邻接层。这些邻接层包括头皮、以及探头表面 106 和头皮之间的诸如凝胶、凝胶垫或者水溶剂的接触介质。

[0044] 轨迹 104 所代表的类型 I 回射以回射层 112 和超声探头 108 之间的多次反射为特征。回射导致回射层 112 的多幅图像，这影响图像近场。因为这些图像具有感兴趣对象 140，即超声讯问的预期主体，所以该影响是不利的。

[0045] 由轨迹 128、132 例示的类型 II 回射包含至少一次离开回射层的反射以及由被成像介质中感兴趣对象 140 的散射。这些导致多幅散射体图像（即，由于直接信号得到的对象 140 的图像，并且根据反射次数，散射体 140 的一幅或多幅其它图像）、轴向分辨率损失以

及全部在图像上的杂波。

[0046] 类型 I 和 II 回射包括离开成像探头 108 的至少一次反射。

[0047] 如通过轨迹 136、140 所示的类型 III 回射发生在回射层内。不像类型 I 和类型 II 回射那样,类型 III 回射不包括离开成像探头 108 的声音反射。

[0048] 还存在 I 和 II、II 和 III、以及 I 和 III 的类型组合。

[0049] 还可以在第一阶、第二阶和更高阶回射 122 之间做出区分。第一阶的类型 I 回射以离开探头表面 106 的单次反射为特征。第二阶的类型 I 回射对应于离开探头表面 106 的两次反射等。同样地,第一阶的类型 II 回射仅包括离开探头表面 106 的一次反射(无论它发生在正好发送之后(类型 II a)还是正好接收之前(类型 II b))。第二阶意味着包括两次离开探头表面 106 的反射(即两次接近发送、两次接近接收、或者一次接近发送和一次接近接收)等。类似地,可以为类型 III 回射定义阶次。

[0050] 谐波成像有助于减少由类型 II a 回射引起的伪差。由于非线性传播——一种类型的波形失真,可能生成所应用超声基频(或者中心频率)的更高次谐波。在谐波成像中接收到基频的双倍频谐波。谐波信号的幅度在良好近似的情况下与基波信号幅度的平方乘以传播距离成比例。参考图 1,由于反射,由类型 II a 回射引起的回射信号比直接信号具有明显更低的幅度。因此,由于谐波传播的平方效应,由回射信号引起的反向散射波的谐波分量与由直接信号引起的反向散射波的谐波分量相比甚至更小。

[0051] 然而,因为在谐波已经生成之后接近于接收发生反射,所以谐波成像无助于进一步减小回射类型 II b 的相对幅度。

[0052] 实践中,不能将类型 II b 回射与类型 II a 回射进行区分。

[0053] 因为在所涉及的短传播路径中谐波形成相对较小(假定回射层 112 接近于探头表面 106),还通过使用谐波成像对类型 I 回射进行衰减。然而,仅谐波成像不能消除类型 I 回射。

[0054] 回射存在于各种超声成像检查中,并且最经常构成不期望的伪差。消除回射的影响在经颅脑成像中是特别重要的,在经颅脑成像中,强的类别 I 回射使探头 108 的近场杂乱,并且剩余图像明显受类别 II 回射影响;消除回射的影响在心脏成像中也是重要的,在心脏成像中,离开肋骨或者在肋间组织上的回射造成心室中的总体杂乱。

[0055] 初步体外观测表明类别 III 回射(骨骼内)相当小——这可能由于骨骼中在诊断频率上的强衰减。

[0056] 由于比一阶更高的回射阶次的幅度更小,所以它们问题更少。

[0057] 当前提议旨在消除产生类别 I 和 II 的一阶回射以及更高阶回射的回波射频数据。

[0058] 消除受回射污染的数据不仅本身是有用的,因为其导致更好的图像质量。它在作为任何畸变估计策略中用于畸变校正的初始步骤尤其有用(见 Angelsen 等的美国专利 No. 6, 905, 465),因为鉴于不能对在每个信道上接收的表观时间波形进行预见性修改的事实,很难从受回射明显影响的每信道信号中估计出畸变校正延迟图。同时,移除回射信号是在将超声图像提交给自动或者半自动分割之前有用的步骤。

[0059] 图 2 通过说明性和非限制性示例描述了一种超声装置,其示出了部件之间的机械连接以及信息路径。

[0060] 超声装置 200 包括探头 208,可选地,将该探头 208 物理连接到传播介质移位器

212 或者探头轴向平移器 216。虚线代表可选包含物,如通过物理连接。如果连接了移位器 212,就将移位器 212 进一步连接到超声衰减材料 224 或者时间延迟材料 228。对于经颅成像,可以将平移器 216 连接到头盔 232。将探头 208、移位器 212 以及平移器 216 以有线或者无线连接方式,通信连接到控制器 220。任何特定实施例可以变化。例如,在手动移动探头 208 的徒手实施例中,可以省略其它硬件组件 212、216、224、228、232。

[0061] 控制器 220 可以包括一个或多个集成电路,控制器 220 与连接到探头 208 的接收和 / 或波束成形电路相互作用,以便操控并且组合或者否则考虑射频 (RF) 数据集合,那些集合各自在不同时间被电路所采集。有益地,一种效果是减少或者消除由回射造成的成像伪差。

[0062] 图 3 提出了超声回射伪差消除的示例性方法 300。

[0063] 经由接收电路采集回波 RF 数据的集合,已经通过接收电路测量入射 RF 信号以创建数据 (步骤 S310)。该集合可能成为在方法 300 下的校正集合,或者可以利用该集合 (如经集合的组合或者通过考虑该集合) 对所采集的一个或多个其它集合进行校正。

[0064] 接下来,执行方法 300 的修改采集循环一次或多次。

[0065] 修改采集序列的第一步骤是修改回射 122 通过其发生的传播介质 124 (步骤 S320)。

[0066] 修改采集序列的第二 (并且最后) 步骤是从穿过经修改的传播介质 124 的回波中采集 RF 数据的集合。

[0067] 对于修改采集序列的每次重复,当前的采集步骤跟随在紧前一个步骤 S320 中的对传播介质 124 的相应修改之后,这导致了集合之间的不同。换言之,虽然在下面进一步描述的实施例中,这将是必然情况,但是修改在集合中的对应集合的采集之间交错出现 (步骤 S330)。

[0068] 如果要重复修改采集序列,处理就返回步骤 S310。序列的重复可以出现在许多不同环境中,现在将在这里提到其一些示例。对于这些环境中的每个,在下面将进一步进行更详细的讨论。第一,随着在每个位置处的 RF 采集,探头的轴向平移可能抖动。在这里将在轴向平移的背景下的术语“抖动”定义为在任意运动中的轴向平移。随后,以期望的轴向偏移量对两个位置进行搜索。第二,可以使任何两个独立探头位置之间的距离大于轴向分辨率阈值,在该情况下,可以对从在那些位置处所采集的集合得到的图像进行平均。第三,如果要消除代表更高阶次回射的回波 RF 数据,需要采用对传播介质有对应修改的采集 (步骤 S340)。

[0069] 如果不重复修改采集序列,或者不再次重复,就考虑所采集的至少一个其它集合进行集合的校正。如在下面所进一步描述的实施例中那样,所述考虑可以通过对集合进行组合或者诸如通过数据集合与数据集合的比较,结合图像的选择性空间掩模来执行。通过组合或者其它方式的校正来消除成像伪差以及所采集的由通过传播介质 124 回射的超声引起的数据 (步骤 S350)。

[0070] 在下面将要更详细讨论的徒手实施例中,典型地,如果探头轴向速度远小于波长乘以帧速率的乘积,修改采集序列还可以连续发生 (无需在物理上停止探头用于帧采集)。给定这样的速度,其确保不在一个单一图像帧和对应 RF 数据集形成所需的时间内明显修改传播介质 124。因此,修改发生在一个或多个 RF 数据集的采集期间,并且可以表现为用

户的手在探头 208 上固有的无意识运动和 / 或有意识运动以修改介质 124 的形式。在下面进一步描述的其它实施例中,可以提升 (lift) 这些限制 (交错运动和采集或者维持低探头速度)。

[0071] 图 4 呈现了指示用于回射数据消除的策略的波形,该策略基于在传播介质 124 上的传播长度中的 $\lambda/4$ 偏移量,结合对偏移量的补偿,其后跟随对所采集数据集合的相干相加,其中“ λ ”代表波长。波形 404、408、412、416 代表所接收的回波 RF 信号。水平轴是时间,并且垂直轴是压力幅度。虽然波形 404、408、420、424 共享相同的时间线,但是成对波形 404、420 同时时间线相关的方式与成对波形 408、424 同时时间线相关的方式相独立。波动对应于一般是类正弦波形状的超声压力波。波峰对应于波形中的压缩而波谷对应于波形中的稀疏。将波形 404、408、412、416 表示为实线,意味着它们出现在传播介质 124 修改之前;而虚线波形 420、424、428、432 代表在该修改之后即从经修改的介质所采集的数据。此外,对于经历了通过传播介质 124 的回射的超声,在左侧的波形 404、412、420、428、436 代表所接收的回波 RF 信号的直接信号分量,而在右侧的波形 408、416、424、432、440 代表所接收的回波 RF 信号的回射信号分量。

[0072] 通过示例,在右侧第一条线上的轨迹 408 代表在其时间线部分的任何给定点处,在修改之前从通过传播介质 124 回射的信号所采集的回波 RF 数据的集合的内容。

[0073] 在图 4 中描绘的回射消除策略的示例包括将要么正要么负的 $\lambda/4$ 偏移量引入到通过传播介质 124 的传播路径 116。可以实现这一点的一种方式是通过将探头 208 稍微轴向平移离开颅骨 112。在 1.5MHz 的成像频率, $\lambda/4$ 大致等于 0.25 毫米 (mm)。由于移动离开颅骨 112,所以在这里 $\lambda/4$ 偏移量是正的。可以通过将探头 208 拉离颅骨表面少许并且使用皮肤弹力维持良好接触来施加对传播路径 116 的亚毫米幅度的正偏移量。

[0074] 为了实现精确的 $\lambda/4$ 偏移量,可以将超声探头 208 安装在诸如塑料箱的框架中,其中,可以将换能器手动或者自动放置在若干个预定的位置内。将框架紧紧固定到受试者。

[0075] 备选地,超声用户可以在轴向徒手 (即手动) 方式移动探头,并且将互相关或类似算法 (即平方差求和) 应用在 RF 数据上以便对显示出具有 $\lambda/4$ 绝对值的相对偏移量的成对帧进行识别。

[0076] 虽然本发明不限于任何特定的生物形式,但是受试者可以是诸如人类医疗患者或者动物的医疗受试者。受试者还可以是在体外或者间接体内 (exvivo) 的医疗样本。备选地,受试者可以是诸如除了生物形式之外的对象,对该对象内部进行无创检查。

[0077] 对于经颅成像,可以将框架实现为头盔或者安全帽 232。头盔 232 可以是可调整的以便适合各种头部大小,并且所安装的探头 208 可以重新设置以固定在从许多不同位置中选择一个位置中,例如头顶部、右侧等。备选地,或者对于一些设置,可以使得可以对头盔 232 进行选择。

[0078] 关于平移对随后所采集的回波 RF 数据集合的影响,集合的结构是相关的。在采集过程中累积并且保存在存储器中的数据包括每信道数据和波束求和数据。波束求和数据是波束成形器从接收超声波束的各个信道求和的数据。每信道数据是在信道上接收但是还没有在接收波束成形中求和的数据。在发射发送波束之后,马上,数据开始累积,并且在往返行程期间连续累积。因此,对于每个 A 线,可以在波束求和级别将数据集合构造为所感测样本的列表,以接收的顺序对每个样本“做时间戳记”。在每信道级别,对幅度 / 相位数据做时间戳

记。

[0079] 与之前的平移相比,离开颅骨 112 的轴向平移具有增加直接信号到任何给定散射体 140 的传播路径的效果。

[0080] 这增加了 $\lambda/2$, 因为通过被修改以为每条路径引入 $\lambda/4$ 偏移量的传播介质 124 的是往返行程。

[0081] 然而,回射信号多于两次穿过介质 124。一阶回射信号四次穿过介质 124,增加了其往返行程传播路径 $4 \times \lambda/4 = \lambda$ 。

[0082] 在这里提出了利用偏移量的差异在两种类型的信号之间进行区分,对于直接信号偏移量是 $\lambda/2$,而对于回射信号偏移量是 λ 。

[0083] 典型地,超声设备的接收电路通过对回波 RF 数据接收进行每信道不同的延迟来聚焦于待成像的特定点。可以对延迟进行细调,使得所采集的数据是逐信道同相的。

[0084] 为了利用如在直接和回射信号之间的偏移量的差异,在这里提出将在步骤 330 中所采集的直接到达和回射的全部回波 RF 数据时移 $\lambda/2$,以便补偿 $\lambda/2$ 的直接信号往返行程偏移量。

[0085] 当聚焦超声作为 A 线 (A-line) 发射并且朝向感兴趣区域时,其剩余部分被连续回波返回。一旦发射,采集数据集合根据动态改变的信道延迟累积回波数据,以维持沿着 A 线的聚焦。在维持 A 线聚焦时不同信道延迟逐渐改变。因此,可以以最小横向误差实现小的时移。这也适用于波束求和数据。

[0086] 可操作地并且通过示例,为了实现时移,以时间 t_2 为时间戳记的 RF 内容借助于时移来假定时间戳记 t_1 。时间 t_1 表示比时间 t_2 更早的采集。

[0087] 在图 4 中可以看到,在传播介质 124 的修改之后所采集的集合上的这种时移的图形表示,其中,轨迹 420 在时间上退回。从图 4 中可以看到,时移的程度即在距离 $\lambda/2$ 上传播所花费的时间使轨迹 420 与轨迹 404 同相,如通过下一对轨迹 428、412 所描绘的。

[0088] 物理表现是对修改前和修改后的数据集合进行相干相加,其对两个集合的相同时间戳记的数据进行相加,如从轨迹 412、428、436 所见,相长地 (constructively) 对类似图像内容进行相加。这里,相干相加意味着每个加数是带有符号的。如通过波形 436 所表示的,将相长地对两个所采集的集合求和。那么,本质上,对之前修改的波形进行恢复就是将波形 436 的幅度即组合的 RF 数据除以二的问题。

[0089] 当应用到修改后数据集合的回射信号内容时,相同的补偿时移不移动回足够远以实现相长干涉。特别地,由于 λ 轴向偏移量,补偿使得两个数据集合的内容进入相消干涉,如所预期的那样,从所得到的组合大大消除了回射信号内容。这从相关轨迹 416、432、440 中可以看到。所得到的集合基本上摆脱了回射信号内容。

[0090] 因此,例如,临时存储修改前的数据集合。也临时存储修改后的数据集合。在相干相加实施例中,将如上所述的时移应用到临时存储的修改后数据集合。随后,执行相干组合。

[0091] 作为对通过操控 RF 数据的时移的备选,可以在信号路径早期通过引入在 A 线的信道上的增加的公共延迟实现时移。公共增加的延迟将以相同的量 (这里是 $\lambda/2$) 延迟在每条信道上的回波接收。

[0092] 具体而言,在推动探头 208 接近回射层 112 的情况下,正延迟,即延迟接收维持了

往返飞行时间,从而保持直接信号同相。因为飞行时间延展缺乏对回射传播的补偿,所以回射信号内容是相消的不同相。

[0093] 在从回射层 112 拉开探头 208 的其它情况下,需要负延迟缩短往返飞行时间。因此,所增加的公共延迟作为对信道延迟的负偏移量或者用于更早激活具有接收 A 线的接收电路。

[0094] 实际上,使用具有相同幅度的数据的平衡来作为通过其取消从通过传播介质 124 回射的信号所采集的数据集合的内容,即否则将引起回射伪差的内容的设备。

[0095] 该信号处理的变体是放弃数据集合时移并且采用相干求差而不是相干求和。轨迹 404、420 之间的差异接近轨迹 436,并且轨迹 408、424 之间的差异接近轨迹 440。本发明的预期范围不是要限制于相干求和或者相关求差。可以对一些 A 线使用相干求和,并且对其它使用相干求差。

[0096] 可以通过机械化装置或者手动实现轴向平移探头以修改传播介质 124。

[0097] 通过探头轴向平移器 216 的轴向平移可以比如由精密马达实现。

[0098] 或者,存在借助于类似的互相关技术将轴向抖动引入探头 208 并且对呈现 $\lambda/4$ 相对偏移量的 RF 数据集合对进行识别的备选选项。

[0099] 特别地并且通过示例,操作者自发地、手动地或者自动地(借助于探头轴向平移器 216)给探头 208 引入轴向平移。这具有改变探头到回射层距离的效果。在经颅成像情况下,有利的是,因为颅骨是刚性的,所以不压缩感兴趣组织即大脑就可以完成。可以在每信道或者波束求和 RF 数据上使用斑点跟踪或者诸如多普勒技术的类似基于相位的技术,以便对探头 208 相对于所成像介质的位移进行估计。因为直接回波的幅度最高,所以位移估计主要基于直接回波。自动选择在其两个成员之间呈现期望或者目标偏移量的成对帧。随后,将回射消除应用在这些成对帧中的每对上。这得到每个所选择的成对帧的一幅无回射图像。可以对这些无回射图像进行平均,并且对其进行顺序显示,以便实现接近实时的成像。备选地,可以对具有不同相对位移的不同帧进行内插,以便模拟具有期望偏移量的帧看起来将是什么样子。该实施例减轻了对复杂换能器安装的需求,而没有对表现帧速率的任何明显不利影响。

[0100] 在其它实施例中,不是改变探头 208 和回射层 112 之间的传播长度 116,而是可以修改超声衰减。这可以通过将阻抗匹配的衰减材料 224 插入探头表面 106 上来完成。介质移位器 212 可以无用户介入而自动完成这一点,或者可以手动完成移位。对于该实施例,衰减因子是诸如 $a \approx 1/\sqrt{2}$ 。因此,通过衰减层 224 的诸如幅度 1 的波形,具有 $a \approx 1/\sqrt{2}$ 的幅度。由于往返行程,直接回波以 $a^2 \approx 1/2$ 幅度返回。穿过衰减层 224 四次的第 1 阶回射信号具有 $a^4 \approx 1/4$ 的幅度。

[0101] 为了对此进行说明,图 5 是指示用于基于插入超声衰减层 224 的回射数据消除的策略的波形图。在图 4 中使用的相同的线形表示适用于图 5。具体而言,实线表示采集之前,并且虚线意味着采集之后。同样地,左侧应用于直接信号,而右侧应用于回射信号。首先看左侧,修改后的直接信号波形 504 比修改前的波形 508 幅度小(是其的 a^2 倍)。对于代表第 1 阶回射的回射信号波形 512、516,对差异进行更多标记。它们比修改前的波形小,是其 a^4 倍。

[0102] 接下来,为了利用衰减层 224 的上述影响,通过补偿因子 $1/a^4$ 对整个测量的回波

信号（直接到达和回射）进行幅度补偿。

[0103] 如从波形 520、524 中显而易见的，在传播介质 124 修改之后所采集的回射信号现在具有与修改之前所具有的幅度大致相同的幅度。

[0104] 相比之下，直接信号的幅度受大致 $a^2/a^4 = 1/a^2 = 2$ 的总因子影响。因此，波形 528 的幅度是波形 532 的幅度的两倍。

[0105] 接下来，从在修改之后所采集的数据集合中将在修改之前所采集的 RF（波束求和或者每信道）数据集合相干地减去，并且随后对幅度进行补偿。结果，如从轨迹 536 可以看到的，基本上消除了第一阶回射信号，然而基本上保持了直接到达的 RF 数据完整，与存在于修改前采集中的情况一样。

[0106] 虽然在上述示例中使用的衰减因子“a”是 $\approx 1/\sqrt{2}$ ，但是这并不是必须的。如果使用了另一个值，就将从相干相减中得到的直接信号轨迹 536 在幅度上乘以恢复因子，以类似于介质修改前的轨迹 508。

[0107] 注意到，因为用于消除回射数据的平衡不依赖于通过与具有可比较幅度的不同符号数据进行相加方式的消除，所以相减不需要相干。

[0108] 同时，如轨迹 504、508、512、516 所展示的，插入衰减材料 224 用于减少回射内容，即使没有随后的幅度补偿和集合到集合相减。

[0109] 另外，在步骤 S320 中对传播介质 124 的修改可能使得必需收回衰减层 224，而不是层的插入。这通过将幅度补偿交换给通过穿过衰减材料 224 的超声所采集的集合来实现。

[0110] 在另一个实施例中，改变重新调节的幅度直到最大化感兴趣区域中诸如斑点 - 液囊比率的图像质量量度为止，或者直到超声用户在视觉上对所得到的超声图像满意为止。如果衰减因子“a”不是精确已知的，这是有用的。虽然上述对探头 208 进行轴向平移的进一步讨论提到了改变往返传播长度作为结果，但是更一般的目标是改变有效传播长度。在这里将“有效传播长度”定义为实际传播长度，并且如果增加了时延材料 228，所增加的长度由采用和不采用时延材料的传播速度的差异暗含。因此，作为在物理上轴向移动换能器的替代，可以将在阻抗上与探头表面 106 匹配但是具有不同传播速度的时延材料层 228 机械插入在探头表面前面。这导致从探头表面 106 到回射层 112 的有效传播长度的改变。

[0111] 图 6 提供了可以如何对这里所提出的一些技术和设备进行相关的示例。可以通过改变有效传播长度（步骤 S620）或者插入 / 收回超声衰减材料 224（步骤 S630）完成对传播介质 124 进行修改（步骤 S610）。通过轴向平移探头 208（步骤 S640）并且 / 或者通过在探头表面 106 上插入时延材料 228（步骤 S650）改变有效传播长度。

[0112] 关于步骤 S640，尽管需要在数据采集期间移动成像探头 208，但是仍然可以通过利用规律性（例如，利用 ECG）触发探头的轴向移动实现伪实时成像。对若干连续的影像循环进行平均。每个对应于一次心跳，并且在每次心跳时探头 208 在不同的位置处。每个影像循环包括一系列所采集的帧，例如，以采样数据形式的回波 RF 数据集合。在经颅应用中，因为可能将成像探头 208 关于颅骨 112 牢固固定，所以可以方便而无运动伪差地实现较长的平均时间。在一个位置处的影像循环和在不同位置处的影像循环之间的平均不是必须的。例如，可以是当前影像循环的所有图像与在其它位置处的最新图像进行组合。

[0113] 在手动平移探头并且互相关（或者类似的）例程自动对以偏移 $\lambda/4$ 的两个探头位置所采集的图像对进行识别的实施例中，为了当前帧的校正，将当前帧与提供 $\lambda/4$ 偏移

量的最新近的帧相关联。

[0114] 图 7 通过示例示出了用于通过改变有效传播路径对传播介质进行修改的不同技术。

[0115] 如在结合之前图表中的步骤 620 中所提到的,改变有效传播长度(步骤 S704)可能必需轴向平移探头 208(步骤 S630)并且/或者插入/收回具有不同速率的超声材料 228(S650)。

[0116] 将首先在下面在 $n = 1$ 的背景下讨论将 $\lambda/4n$ 偏移量引入有效传播长度的技术,其为通过传播介质 124 的第一阶回射的情况。

[0117] 如上结合图 4 所讨论的,可以引入 $\lambda/4$ 偏移量(步骤 S708),补偿以 $\lambda/2$ 延迟(步骤 S712)。组合通过相干相加或者采用预先补偿的相关相减来进行。这样,大大消除了奇数阶回射信号(取决于脉冲长度和形状并且取决于回射的阶次),但是没有消除偶数阶回射。重要的是,消除了最显著的第一阶回射(步骤 S716)。

[0118] 超出消除第一阶回射信号之外的一般方法是选择性地消除第 n (偶数或者奇数)阶回射内容。这通过引入 $\lambda/4n$ 偏移量并且用 $\lambda/2$ 进行补偿,其后跟随对数据进行相干求和,来完成。在其它实施例中,不需要精确平衡、通过对从各个集合得到的图像进行平均可以实现消除回射伪差。采集对应于 N 个探头-组织距离的成像介质的多幅图像。将两个独立探头位置之间的空间距离设置为大于阈值 $\Delta r/2$ 。参数 $\Delta r/2$ 代表确定图像轴向分辨率的脉冲长度的一半,即换能器带宽限制的轴向分辨率。参数 $\Delta r = 2c/B$,其中, c 是光速,并且 B 是带宽,频率范围关于成像脉冲中心频率为中心。在类型 I 或 II 回射的情况下,在直接信号和通过传播介质 124 回射的信号之间的往返飞行时间的差异随着超声探头 208 和回射层 112(离开其,回射随着探头表面 106 而发生)之间的距离而变化。对 N 个不同的结果图像进行平均,优选但是并不必须,在时间补偿之后,使得直接回波在所有所考虑的帧中同时到达,从而增大直接信号/回射比率。这通过在扩展的轴向范围上展开回射并且保持直接信号的到达时间一致来实现。可以相干或者非相干执行图像的平均。如果换能器的 N 个轴向位置之间的空间距离大于阈值 Δr ,那么在理论上信号-回射杂波比率以因子 N 增大。在该实施例中,可能需要探头在几毫米量级上的轴向平移。如果皮肤弹性不足以维持在沿着换能器轴向行程上均良好接触,探头和颅骨表面之间的耦合介质就可以由水或者胶垫制成。备选地,可以将时延材料层 228 机械插入探头表面 106 前面。有利地,不需要对探头位置的精确控制。对于该实施例,其所对应的数据待平均的独立探头位置之间的偏移量超过 Δr (步骤 S720)。从要通过图像平均进行组合的采集集合中得到图像。在平均之前,以不同探针位置所采集的 RF 数据集合临时存储在存储器中。随后,将它们分别进行时移,以便使集合关于直接回波数据互相配准(步骤 S724)。可以相干或者非相干地执行从时移数据集合得到的图像的平均(步骤 S728)。

[0119] 对探头 208 的受控轴向平移的变体是引入轴向抖动并且随后使用斑点跟踪或者类似多普勒的技术对两帧之间探头的相对轴向位移进行估计。随后,对进一步分开一个轴向分辨率长度的帧进行组合。

[0120] 作为另一个备选,对在采集步骤 S310、S330 中所采集的一对 RF 数据集合之间的差异进行测量。该备选方法是基于直接信号内容更有力并且因此比回射信号内容占优势的假设,这是通常保持的一个假设。

[0121] 具体而言,还可以通过使用校正值的掩模影响基于传播介质修改的回射信号消除。

[0122] 在该实施例中,同样轴向平移探头(步骤 S732)。基于两个回波 RF 数据集合的互相关的结果制作掩模(步骤 S736),随后,将掩模应用于数据集合,以便遮住低相关区域、指示或者回射/多径(步骤 S740)。

[0123] 在该技术中,手动或者采用马达设备并且以能够超过波长幅度数量级的量轴向平移探头 208(但不一定以非常受控的方式)。

[0124] 在下面对应于图 8 给出了通过使用互相关的基于传播介质修改的回射信号消除的一个示例的细节。

[0125] 采集回波 RF 数据集合(步骤 S804),并且轴向平移探头 208 距离 x (步骤 S808),该距离可以精确地已知(如使用空间平移器设备)、或者通过斑点跟踪或者多普勒技术或者其它互相关或者基于类似的技术而被估计。随后,采集另一个数据集合(步骤 S812)。随后,如上结合其它实施例所述,将后一个集合时移 $2x$,以便使直接信号内容大致与之前所采集集合的内容的配准。现在使各个集合的回射信号内容不重合(步骤 816)。

[0126] 随后,不是对两个集合进行相干相加,而是对从两个集合分别得到的相同的图像区域进行互相关(或者使用诸如平方差求和等的类似技术进行比较)(步骤 S820)。最后结果是系数矩阵,每个系数对应于代表相关联深度和 A 线的相应像素。通过对来自对应空间像素位置的深度和方向/方位周围有限范围的感兴趣区域的 RF 数据进行互相关(或者否则进行比较)获得每个像素,该区域例如,在轴向方向中之前和之后两个波长以及在横向方向中侧向的一条 A 线。因为对直接信号进行重新对准而没有对回射信号进行重新对准,所以基于直接信号的像素将比基于回射信号的像素具有明显更高的相关系数。呈现低相关系数的图像的区域将是受回射或者多径支配的区域。与高回波强度值和低相关系数相关联的图像区域最可能来自回射,并且因此需要对其进行标示或者消除。

[0127] 使用互相关结果创建掩模。在互相关系数高(指示直接信号的存在占优势)的地方掩模具有高值,而在互相关系数低的地方并且尤其是如果与高回波强度值相关联的地方(指示回射信号的存在占优势)掩模具有低值。在制作掩模中,将任何负系数设置为零(步骤 S824)。实际上,通过考虑一个或多个其它 RF 集合执行对所采集的 RF 集合之一的校正,在即时实施例中,其必需基于一对集合之间的比较结果制作用于选择性地排除图像的部分排除在外的掩模。将掩模应用于最终所显示的图像,并且可以在空间上对其进行平滑以便最优化显示质量(步骤 S828)。

[0128] 实际上,在对回波射频数据集合进行校正中,考虑回波射频数据的至少一个其它集合以便减少来自通过传播介质 124 回射的信号的内容包括:基于在来自集合和至少一个其它集合的一对集合之间的比较的结果制作掩模。掩模用于选择性地排除图像的部分。

[0129] 返回参考时移步骤 S816,如果距离 x 不精确或者不是已知的或者通过互相关对其估计,就不执行时移步骤 S816。不是执行后时移、原地互相关,而是执行互相关搜索。注意到,探头 208 的运动不局限于数据集合采集之间的时期。可以在采集期间执行运动。

[0130] 互相关内核大小可以是诸如在之前两个波长和在之后两个波长。如果搜索,搜索窗大小应该包围所执行的轴向平移量。可以动态设置内核大小和窗搜索大小,使得它们可以基于互相关结果而增加。

[0131] 最后,使用掩模作为初始亮度图像的乘法掩模,从而将直接信号与高数值相乘并且将回射信号与低数值相乘。备选地,可以选择通过以不同的色标显示在相关掩模上具有比特定阈值更低的对应值的亮度图的像素,来对它们进行标示。(这样,没有对用户隐藏信息,但是它有助于用户对图像的哪个部分来自真实的物理结构并且哪部分是回射伪差进行识别)。

[0132] 有利地,互相关实施例是容易实现并且鲁棒的。不需要精确的轴向平移,并且算法是独立于波长的。

[0133] 在涉及对所接收的数据进行时移的所有实施例中,除仅仅时移之外,第一精细化必需修改扫描的顶点位置以便对波束成形进行接收。完成此,以便当平移探头 208 时将图像顶点保持在相同的物理位置处。另一种精细化也将调整发送波束形状,使得无论探头到组织的距离是多少,在所成像介质内的任何点处所感测的直接超声场将是相同的。

[0134] 在这里所提出的创新性方法和设备的固有性质使得它们不仅适合于强回射是不可避免的经颅超声成像,还适合于遭受不想要的回射或者多径影响的所有应用。

[0135] 应该注意到,上述实施例是说明而不是限制本发明,并且本领域的技术人员将能够设计许多备选的实施例,而不脱离所附权利要求的范围。例如,如果通过超声衰减修改传播介质 124,就可以消除更高阶回射内容。具体而言,可以定制对超声衰减层的幅度补偿,以便通过改变信号尺度 $1/a^{2n}$ 倍来选择性地消除第 n 阶回射信号。在权利要求中,不应该将置于圆括号之间的任何参考符号解释为限制权利要求。使用动词“包括”及其词形变化不排除出现除了权利要求中所声明的要素或者步骤之外的其它要素或者步骤。在要素之前的冠词“一”或者“一个”不排除出现多个这种要素。可以通过包含若干个分立元件的硬件的方式并且通过具有计算机可读介质的恰当编程的计算机的方式实现本发明。在互相不同的从属权利要求中叙述某些措施的仅有事实不表明不可以使用这些措施的组合进行优化。

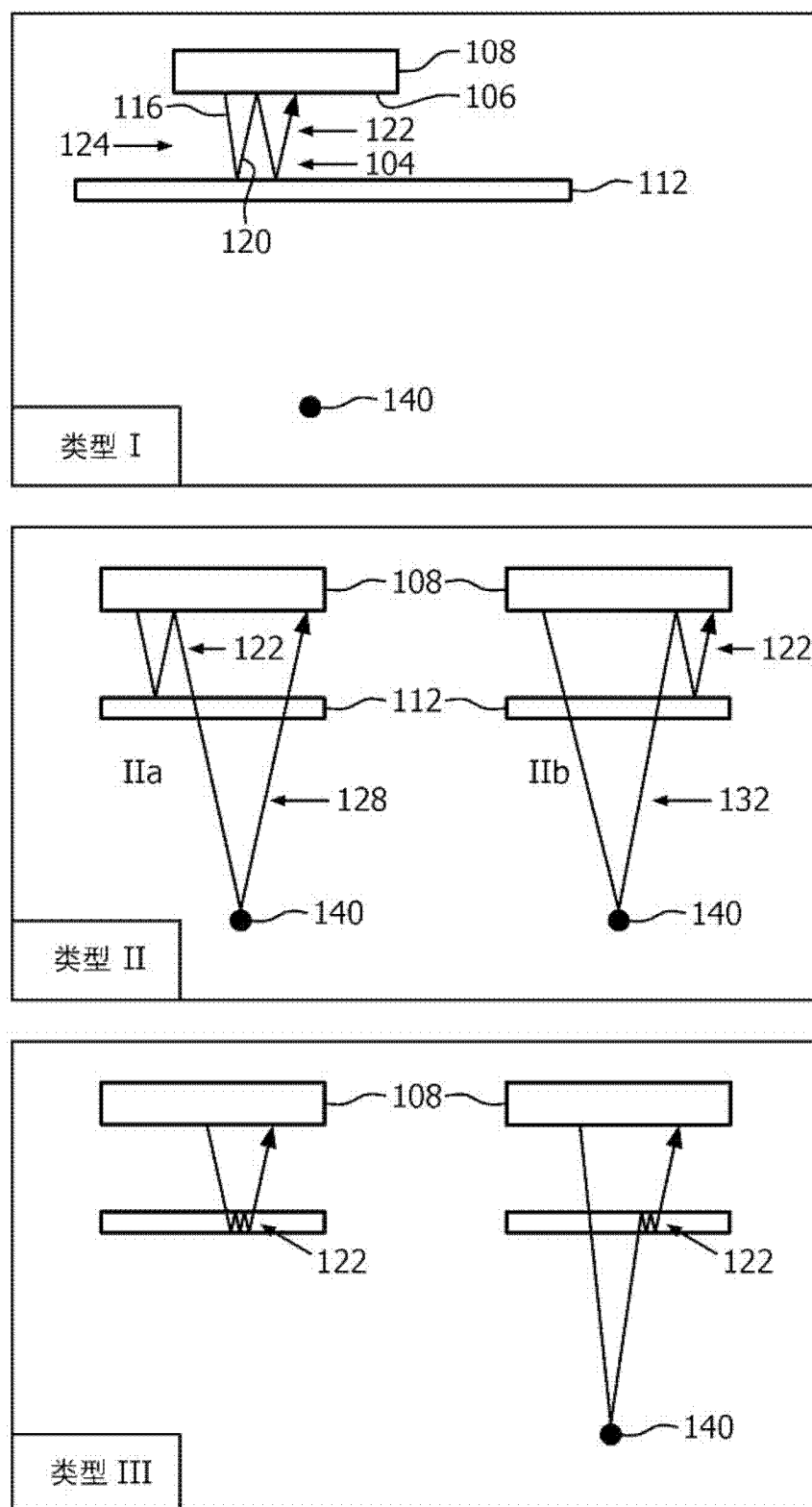


图 1

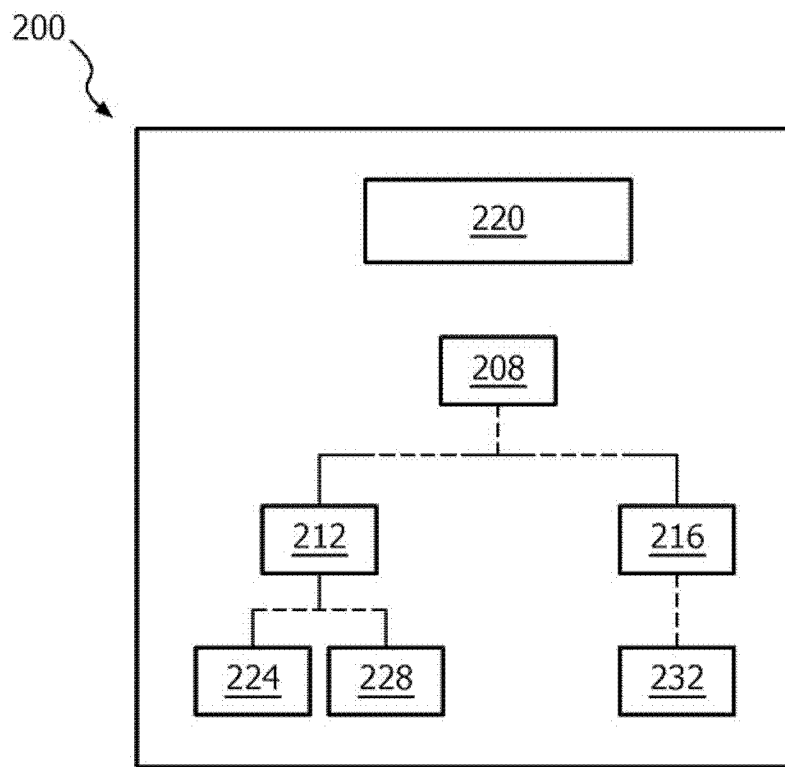


图 2

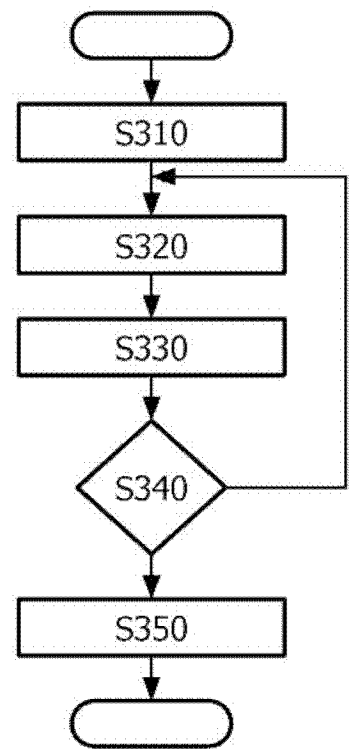


图 3

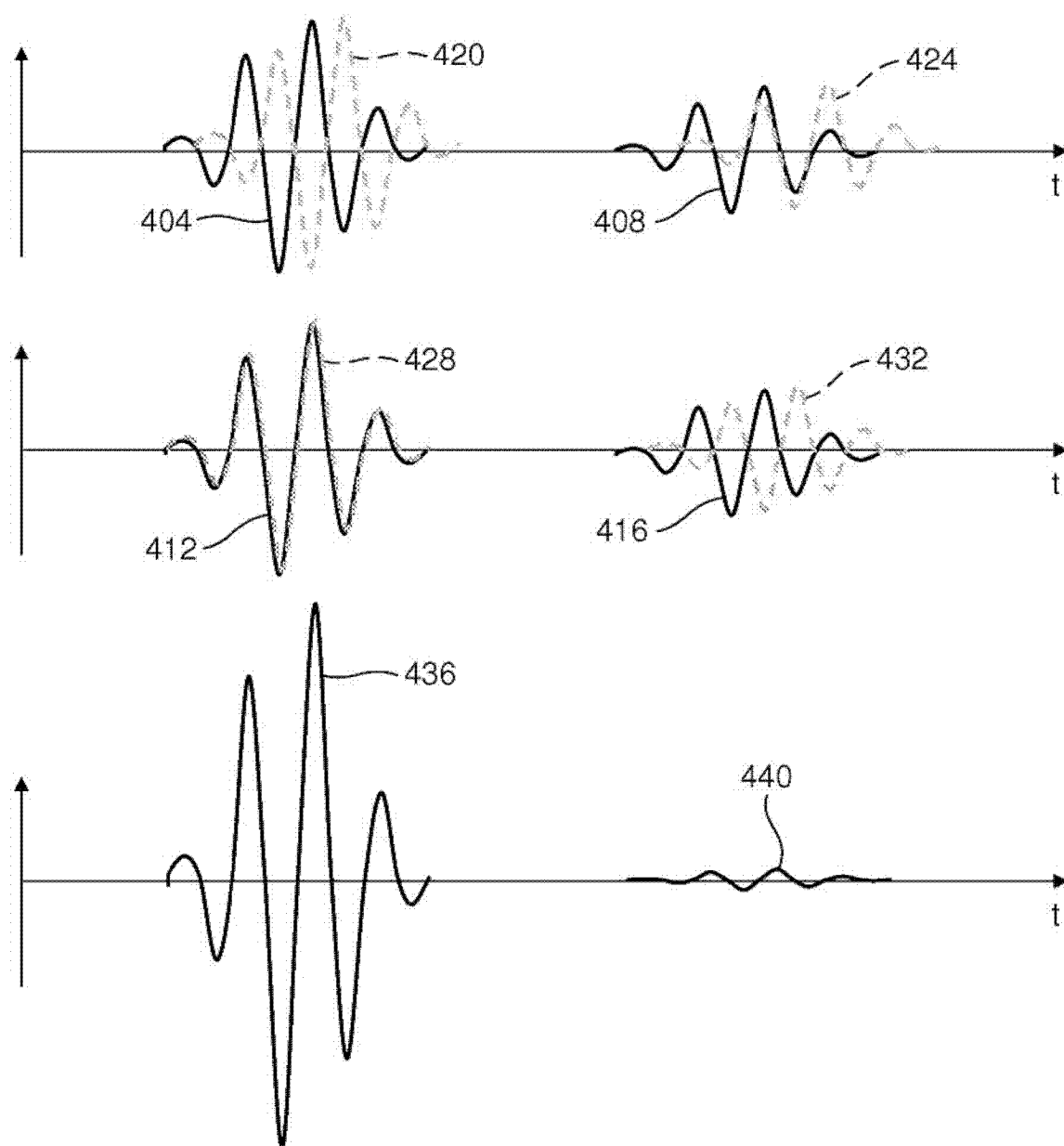


图 4

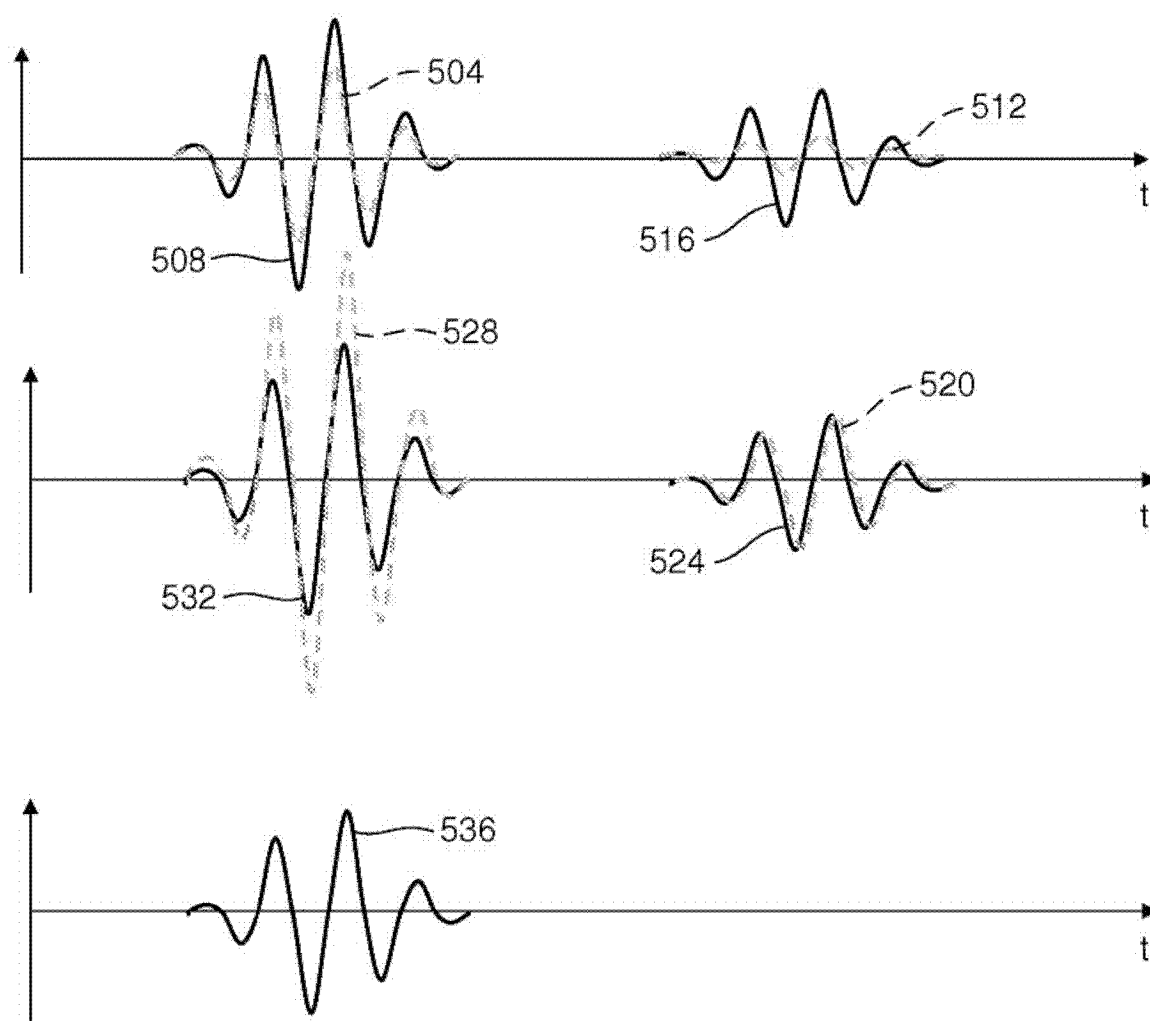


图 5

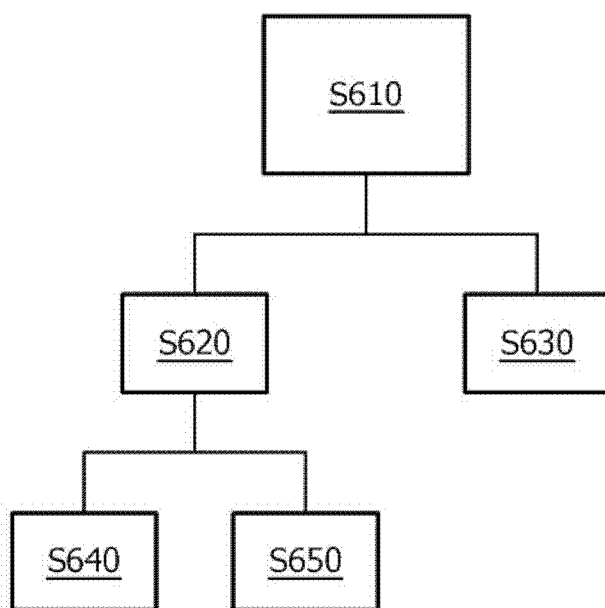


图 6

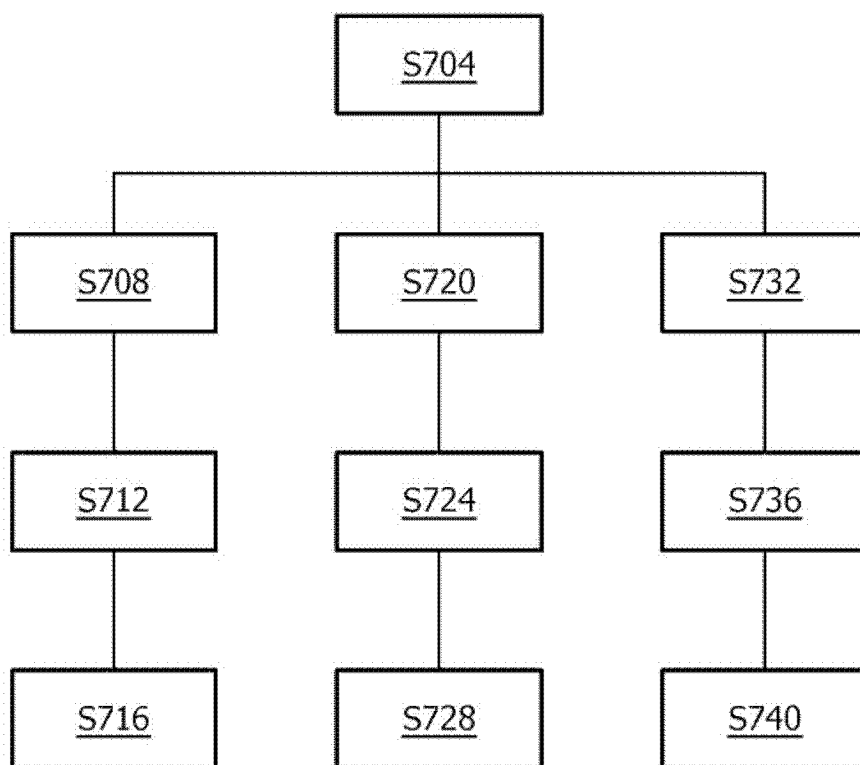


图 7

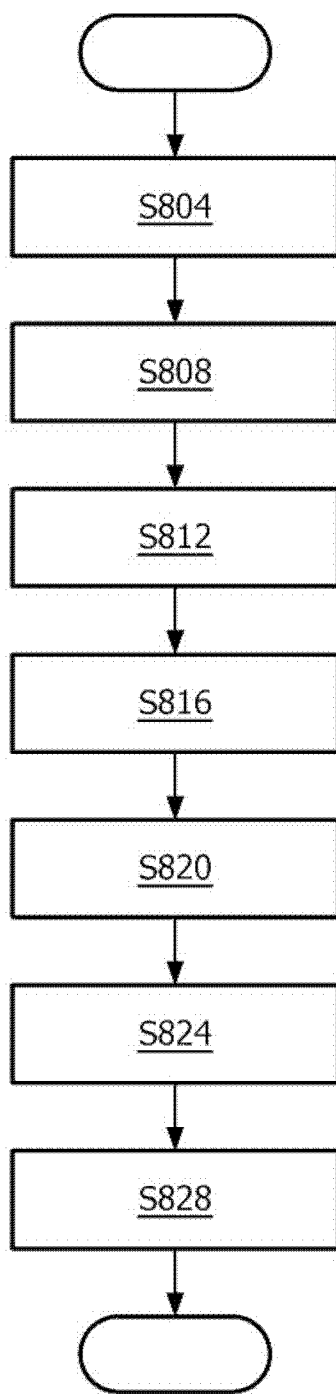


图 8