



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103765240 B

(45)授权公告日 2017.02.15

(21)申请号 201280031950.X

(22)申请日 2012.05.02

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103765240 A

(43)申请公布日 2014.04.30

(30)优先权数据
61/481,476 2011.05.02 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2013.12.27

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2012/036155 2012.05.02

(87)PCT国际申请的公布数据
W02012/151300 EN 2012.11.08

(73)专利权人 维拉声学公司
地址 美国华盛顿州

(72)发明人 罗纳德·埃尔文·戴格尔

(74)专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理
有限责任公司 11204
代理人 余朦 王艳春

(51)Int.Cl.
G01S 15/89(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件
W0 2009/158399 A1,2009.12.30,
W0 2009/158399 A1,2009.12.30,
W0 2006/113445 A1,2006.10.26,
US 6514205 B1,2003.02.04,
US 2007/0081711 A1,2007.04.12,
审查员 颜彦

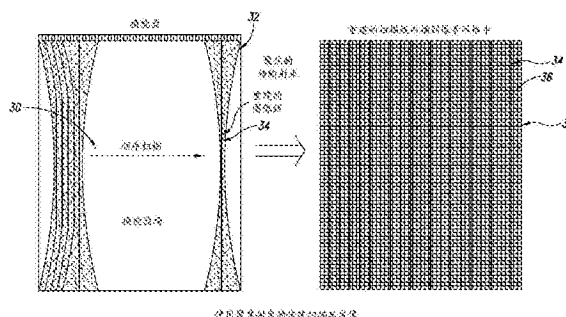
权利要求书2页 说明书11页 附图8页

(54)发明名称

使用重叠传输射束的合格区域的增强超声
成像

(57)摘要

用于提高超声图像的分辨率和帧速率的方法和相关系统包括对于传输射束组中每个传输射束指定单独的元素传输特性;确定传输射束在视场的场点处的各种属性;使用上述属性中的一个或多个确定由每个传输射束贡献的接收的超声回波信号是否适于使用在成像中,如果是,信号应如何处理;存储用于每个场点的所确定的信息,用于在处理每个新图像帧时重复使用;使用该存储的信息选择和处理用于每个场点的随后接收的回波信号,以在场点处产生用于每个合格回波信号的图像参数;以及组合用于场点的来自重叠的传输射束的多个图像参数,以形成构成用于图像帧的场点的最终图像参数。



1. 提高使用多元素换能器从由媒介中的多个场点覆盖的视场获得的超声图像帧的帧速率和分辨率的方法, 包括:

a. 将射束组传输至所述媒介, 传输射束组中的每个传输射束具有用于采集图像帧的传输孔和单独的元素传输属性, 其中所述传输射束组包括穿透所述媒介中的视场的至少一部分的至少一个传输射束;

b. 通过测量或模拟, 确定多个场点处所述传输射束组中每个传输射束的多个属性, 其中所述多个场点覆盖所述视场;

c. 存储用于所述多个场点中的每个场点的所述多个属性, 用于在处理每个新图像帧时重复使用;

d. 利用所述传输射束组传输和接收回波信号并将所述回波信号存储在内存中;

e. 利用所存储的传输射束属性中的一个或多个处理所存储的回波信号, 以确认从由使用在成像中的给定传输射束贡献的场点接收的超声回波信号合格, 并指定所述信号应如何处理; 以及

f. 对于场点从重叠的合格传输射束组产生并组合多个图像参数, 以产生构成用于所述图像帧的场点值的最终图像参数。

2. 根据权利要求1所述的方法, 其中确定所述传输射束的在场点处测量或模拟的多个属性包括确定以下属性中至少之一:

在传输事件的持续时间上所述传输射束的峰强度;

所述传输射束的所述峰强度发生在所述场点处的时间;

通过所述峰强度超过阈值的时间确定的传输脉冲持续时间, 其中所述阈值小于脉冲峰的-20dB;

所述峰强度与在传输事件过程中出现在场点处射束强度的任何其他峰的比率; 以及

所述传输射束脉冲的波前相对于用于指定所述场点的定位的被选择轴线的入射角。

3. 根据权利要求1所述的方法, 其中处理所存储的回波信号包括通过使用每个传输射束在所述场点处的峰传输强度补偿每个存储的回波信号的增益。

4. 根据权利要求1所述的方法, 包括将所述多个场点设置在位于将被显示的图像帧中像素的对应定位处的矩形阵列中。

5. 根据权利要求1所述的方法, 包括将所述传输射束组形成为通过使用未聚焦的传输射束穿透所述视场并利用小于64个传输/接收采集使帧速率最大化。

6. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述传输射束组配置成通过控制所述组中所述传输射束的重叠量来提供优化的空间分辨率和对比分辨率。

7. 根据权利要求1所述的方法, 其中处理存储的回波信号包括: 处理所述存储的回波信号以使用入射传输射束属性的存储角来提取用于在所述媒介中运动的组织或血液的速度信息, 从而基于多普勒频移获得速度计算修正以获得每个场点处运动的方向和量值。

8. 提高从多元素换能器获得的来自由媒介中的场点覆盖的视场的超声图像帧的帧速率和分辨率的系统, 包括:

a. 用于对用于采集图像帧的传输射束组中的每个传输射束, 指定传输孔和单独的元素传输属性, 其中所述传输射束组包括穿透所述媒介中的视场的至少一部分的至少一个传输射束的装置;

b. 用于通过测量或模拟, 确定多个场点处所述传输射束组中每个传输射束的各个属性, 其中所述多个场点覆盖所述视场的装置;

c. 用于存储用于每个场点的所述属性, 用于在处理每个新图像帧时重复使用的装置;

d. 用于利用所述传输射束组传输和接收回波信号并将所述回波信号存储在内存中的装置;

e. 用于利用所存储的传输射束属性中的一个或多个处理所存储的回波信号, 以确认从由使用在成像中的给定传输射束贡献的场点接收的超声回波信号合格, 并指定所述信号应如何进行处理的装置; 以及

f. 用于对于场点从重叠的合格传输射束组产生并组合多个图像参数, 以产生构成用于所述图像帧的场点值的最终图像参数的装置。

9. 根据权利要求8所述的系统, 其中所述传输射束的在场点处测量或模拟的属性包括以下属性中至少之一:

在传输事件的持续时间上所述传输射束的峰强度;

所述传输射束的所述峰强度发生在所述场点处的时间;

通过所述峰强度超过阈值的时间确定的传输脉冲持续时间, 其中所述阈值小于脉冲峰的-20dB;

所述峰强度与在传输事件过程中出现在场点处射束强度的任何其他峰的比率; 以及

所述传输射束脉冲的波前相对于用于指定所述场点的定位的被选择轴线的入射角。

10. 根据权利要求8所述的系统, 其中处理所存储的回波信号包括通过使用每个传输射束在所述场点处的峰传输强度补偿每个存储的回波信号的增益。

11. 根据权利要求8的所述的系统, 其中所述多个场点设置在位于将被显示的图像帧中像素的对应定位处的矩形阵列中。

12. 根据权利要求8所述的系统, 其中所述传输射束组配置成通过使用未聚焦的传输射束穿透所述视场并利用小于64个传输/接收采集使帧速率最大化。

13. 根据权利要求8所述的系统, 其中所述传输射束组配置成通过控制所述组中所述传输射束的重叠量来提供优化的空间分辨率和对比分辨率。

14. 根据权利要求8所述的系统, 其中处理存储的回波信号包括: 处理所述存储的回波信号以使用入射传输射束属性的存储角来提取用于在所述媒介中运动的组织或血液的速度信息, 从而基于多普勒频移获得速度计算修正以获得每个场点处运动的方向和量值。

使用重叠传输射束的合格区域的增强超声成像

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请根据35U.S.C.§119(e)要求于2011年5月2日提交的第61/481,476号美国临时专利申请的权益,该临时申请的全部内容通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及超声成像,更具体地,涉及用于确定和利用用于成像处理的图像场点特性的方法和系统。

背景技术

[0004] 超声波成像利用高频声波来使物体内部可视化。例如,声学检测设备如超声波检查设备用于检查各种物体(包括人体、焊接点周围的区域、以及工业产品如基于木材的板)的内部。虽然在组织成像如医学超声显像的背景下描述本公开,但是本公开在该领域之外也有应用。

[0005] 医学超声成像已发展成了用于诊断各种疾病状态和情况的有效工具。多年来超声设备的市场稳定成长,并通过图像质量和区分组织的各种类型的能力的改进而被推动。超声成像总是需要大量的信号和图像处理方法,尤其对于使用多达128或更多换能器元素的阵列系统,其中每个均具有独特的信号处理要求。过去的十年看到了除处于市场最低层的系统之外几乎所有系统中数字信号处理的提高的准确度和灵活性的转变。这种转变提供了能够利用传输的声波和返回的超声回波信号中更多的信息的改进的成像方法的可能性。

[0006] 商业超声系统通常利用用于成像的聚焦传输射束。通常利用传输射束组穿透二维图像场,其中这些传输射束在图像场的宽度上一致地间隔开,并且每个在图像场中聚焦在期望最佳图像分辨率的深度处。来自每个顺序的传输射束的返回超声回波被接收并被处理,以获得图像数据的一个或多个线,其中这些线对应于传输射束组中每个传输射束的轴线。然后该多个图像数据线被内插到像素阵列中,以产生图像。

[0007] 图1中示出了上述方法。典型的顺序线扫描30可包括128个传输射束32,导致了128个图像线34,该128个图像线34然后被内插到像素36中以进行显示。通常,传输射束32显著宽于重建的图像线34,尤其在非传输射束的聚焦深度的深度处。这样导致横向分辨率随深度而变化,并如图1所示在传输聚焦区获得最清晰的分辨率。仅沿射束轴线的场点用于重建图像参数,从而导致与使用在扫描中的传输射束32的数目相等的一组图像线34。因为相对于显示器38中像素36的间隔该组图像线34通常稀疏地间隔开,所以对于显示器中的每个像素36,图像线34中的点必须被内插。

[0008] 现代商业系统试图通过在图像场的整个宽度上利用每个顺序扫描位置处的多个传输以在场的更大深度上提高横向分辨率。在每个位置处,多个传输射束利用在所关心的深度上传播的不同聚焦区。来自每个区域的图像线数据被组合,从而提供场的更大的有效深度。该技术以增加的采集时间或降低的帧速率为代价提高横向分辨率。产生完整图像的时间为从各个传输射束中的每个获得回波信号所需时间的总和,其通常由声速和被成像的

媒介中所关心的最大深度限定。对于每个图像帧所利用的传输射束越多,获得图像帧所需时间就越长,并且帧速率就越慢。

[0009] 因为帧速率在许多超声应用中是重要因素,所以经常会利用另一技术来减小图像采集时间。传输射束被弱聚焦,以使得在每个射束中可重建多个接收线,因此允许在图像场的宽度上使得传输射束更远地间隔开,并减小覆盖图像场所需的传输射束的总数。虽然该技术加速了图像获取并可恢复使用多个聚焦区所失去的一些帧速率,但是由于每个传输射束变宽,横向分辨率通常会降低。

发明内容

[0010] 根据本公开的一方面,提供了用于提高从多元素换能器获得的超声图像的帧速率和分辨率的方法和系统。该方法包括:

[0011] a. 对用于采集图像帧的传输射束组中的每个传输射束,指定传输孔和单独的元素传输特性,其中所述传输射束组包括穿透期望视场的至少一部分的至少一个传输射束;

[0012] b. 通过测量或模拟,确定多个场点处所述传输射束组中每个传输射束的各个属性,其中所述多个场点覆盖所述视场;

[0013] c. 存储用于每个场点的所述属性,用于在处理每个新图像帧时重复使用;

[0014] d. 利用所述传输射束组传输和接收回波信号并将所述回波信号存储在内存中;

[0015] e. 利用所存储的传输射束属性中的一个或多个处理所存储的回波信号,以确认从由使用在成像中的给定传输射束贡献的场点接收的超声回波信号合格,并指定所述信号应如何处理;

[0016] f. 对于场点从重叠的合格传输射束组产生并组合多个图像参数,以产生构成用于所述图像帧的场点值的最终图像参数。

[0017] 根据本公开的另一方面,传输射束的测量或模拟的属性包括一些属性中至少之一:

[0018] a. 在传输事件的持续时间上所述传输射束的峰强度;

[0019] b. 所述传输射束的所述峰强度发生在所述场点处的时间;

[0020] c. 通过所述脉冲强度超过阈值的时间确定的传输脉冲持续时间,其中所述阈值通常小于脉冲峰的-20dB;

[0021] d. 所述峰强度与在传输事件过程中出现在场点处射束强度的任何其他峰的比率;以及

[0022] e. 所述传输射束脉冲的波前相对于用于指定所述场点的定位的被选择轴线的入射角。

[0023] 在本公开的在一个实施方式中,所述传输射束组被设计成使通过使用未聚焦的传输射束穿透所述视场并利用少量传输/接收采集来使帧速率最大化。在另一实施方式中,所述传输射束组被设计成使空间分辨率和对比分辨率最大化,并仍以大于在传统扫描系统中的速率获得帧。

[0024] 根据本公开的另一方面,处理接收的用于组织或血液速度的回波信号使用入射传输射束属性的存储角修正基于多普勒频移的速度计算,从而获得每个场点处运动的方向和量值。

附图说明

[0025] 结合附图通过以下详细说明,本公开的以上及其他特征和优点将更容易被理解,在附图中:

[0026] 图1示出了使用聚焦光束的传统扫描与图像信息;

[0027] 图2是示出了由截断阈值确定的边界的场点网格处传输射束的最大强度的视图;

[0028] 图3示出了不同场点处的传输波形;

[0029] 图4是示出了三个或四个接收的回波信号可组合用于成像的重叠区域中的场点的四个重叠的传输射束的视图;

[0030] 图5是面向像素处理的一个实施方式的基于软件的架构的示意图;

[0031] 图6是根据面向像素处理形成的插入式模块的示意图;

[0032] 图7是用于根据面向像素处理形成的128元素线性阵列的采集数据的示意图;

[0033] 图8是使用在面向像素处理中的像素映射过程的示意图;以及

[0034] 图9示出了用于本公开的过程的系统架构的高级表现。

具体实施方式

[0035] 在下面的描述中,阐明了某些具体细节以提供对公开的各种实施方式的彻底理解。然而,相关领域的技术人员将认识到,这些实施方式可在没有个或多个上述具体细节,或利用其他方法、部件、材料等的情况下进行实施。

[0036] 除非上下文中另有要求,否则在整个说明书及所附权利要求中,词语“包括(comprise)”及其变型如“包括(comprises)”和“包括(comprising)”应从开放、包容性的意义上进行解释,也就是说解释为“包括但不限于。”

[0037] 在整个说明书中参考“一个实施方式”或参考“实施方式”意思是结合该实施方式描述的具体特征、结构或特性包括在至少一个实施方式中。因此,在整个说明书的不同部分出现的短语“在一个实施方式中”或“在实施方式中”并不必须所有都指同一实施方式。此外,在一个或多个实施方式中,具体的特征、结构、或特性可以任何合适的方式进行组合。

[0038] 如使用在本说明书和所附权利要求书中,单数形式“一个(a)”、“一个(an)”、以及“该(the)”包括复数的所指对象,除非上下文中另外清楚地指示。还应注意,术语“或”通常以其最广的意义被使用,也就是说意思是“和/或”,除非上下文中另外清楚地指示。

[0039] 本文中提供的本公开的摘要和标题仅用于方便的目的,而不适用于解释实施方式的范围或含义。

[0040] 描述了超声成像方法和对应的系统,其可使用多组部分或完全重叠的具有各种射束特性的传输射束以穿透媒介,其中前述传输射束包括在深度上聚焦的或弱聚焦、或完全未聚焦的传输射束。根据本公开的一方面,该方法包括通过模拟或测量,提前确定当用于传输射束组中给定射束的传输脉冲经过场点时将在每个图像场点处产生的传输射束的相关特性。

[0041] 这些特性可包括在场点处导致的峰声强、峰声强出现在场点处的时间、强度大于某一水平的持续时间(脉冲持续时间)、峰强度与传输事件过程中出现在场点处的射束强度的任何其他峰之比、以及峰传输强度波相对于场点的入射角。然后这些特性中的一个或多

个可用于确认传输场的适于成像的区域。这些传输场特性可存储在计算系统的内存中,然后在成像处理过程中被调用,其中该成像处理用于使用之前被特征化的传输射束组的超声扫描。射束特性可用于确定哪些场点落入传输射束的合格区域中和应如何处理在每个场点处返回的用于给定传输射束的回波信号。场点处最终的声学图像参数来源于来自传输射束组中一个或多个传输射束的被处理信号的组合。

[0042] 本公开提供了这样的系统和方法,其利用从每个传输射束生成的更多回波信号并在成像过程中将来自多个重叠传输波束的信号组合,以改进图像分辨率和/或减小帧采集次数。如图1所示,单个传输射束32可穿透换能器视场的相当大区域。此外,典型的顺序扫描中的穿透区域显著地重叠,并且相同场点由传输射束组中的数个传输射束穿透。可处理包括在传输射束内的其他场点,并将场点处来自每个重叠射束的结果组合,而不是仅沿每个射束的轴线重建图像参数。为了实现这种重建方法,需要确定传输射束的穿透区域和测量该区域的参数的一些方法,其中前述参数有助于确定用于区域中的场点的处理的最佳类型。

[0043] 确定由传输射束穿透的区域的范围的一个方法是使用射束模拟技术或通过直接测量计算场点网格42的每个场点40处传输射束的最大强度,如图2所示。在某已知的时间(取决于媒介中的声速),脉冲传输射束将在射束的穿透区域中的场点处生成强度峰。该强度峰将随场点相对于射束轴线的定位而改变,通常随距射束轴线的距离增加而减小。场点处强度峰的数值由图2中场点的灰色的阴影所指示。在距波束轴线某一距离处,峰强度将变得足够弱,以使得从场点返回的回波信号将变得不可检测或不可用,因为其将与背景噪音和声杂波(clutter)混合。因此截断阈值可建立在最大峰强度的某一比率处,对于该比率具有低于阈值的强度的场点表示为位于传输射束的穿透区域之外。在不同的场点处,可选择具有不同的截断阈值,因为场点处传输脉冲的总强度可随深度、组织衰减、及其他因素而改变。然后各个阈值限定射束的主穿透区域的边界43,该主穿透区域还将被称为合格区域(参见图2)。对于传输射束的穿透区域内的场点,还可在成像操作中使用峰强度值将从每个场点返回的回波归一化。这样可在传输射束的主穿透区域上提供图像参数的一致性的强度重建。

[0044] 除传输脉冲的峰强度之外的其他传输射束特性对于确认哪个场点可用于成像可能是重要的。对于距射束的焦点一定距离处的场点,传输脉冲的持续时间可被延长,因为来自换能器中各个元素的传输脉冲的到达时间并不一致。如果观察焦点处射束轴线上的场点53处脉冲强度的持续时间,与偏离轴线且远离焦点的场点54处脉冲强度的持续时间相比,可观察到波形50和波形51,如图3所示。

[0045] 用于焦点处场点的强度波形51表现良好并形成峰55。偏轴点处强度波形50更散开,并具有次峰52。场点处强度波形中次峰的存在和中央峰的传播可在来自场点的用于成像的回波信号的处理中导致降低的分辨率和增加的杂波。因此排除强度波形的中央峰传播超过指定量处的场点或存在比中央峰的某个指定比率更高的次峰处的场点是有用的。在图3中,次峰是主峰的比率阿尔法,并可设置阿尔法的最大值,其可用于拒绝具有高次峰的场点。用于保证次峰的低贡献的阿尔法的期望值可小于0.1(-20dB)。

[0046] 因为利用传输射束的上述特性中的一些或全部以确认哪个场点可用于利用该具体射束成像,因此可确信计算用于场点的图像参数是准确的并没有由不希望的信号损害。

因此,对于传输射束组中的每个传输射束,可在覆盖传输射束的相当大区域的场点上执行成像操作,而不是仅沿射束轴线。这样允许设计这样的传输射束组,其覆盖所关心的期望的图像场并仅具有很少的部分或完全重叠的传输射束,而不是当仅射束轴线被重建时需要的大量的射束。使用少于64个波束允许减小的采集次数和更高的帧速率。另外,因为同一场点可以是用于传输射束组中多个传输射束的合格场点,所以成像处理可利用来自多个传输射束的回波信号。

[0047] 对于一个具体示例,考虑给定的场点P(63),其由一组多个传输射束 T_{1-N} 穿透,如图4所示。在图4中,示出了三个区域60、61、62,其分别包括具有四个重叠射束的场点、具有三个重叠射束的场点和具有四个重叠射束的场点。如下文更充分地描述的,使用多个重叠传输射束区域的成像可提供增强的空间分辨率。对于每个传输射束,以下特性在场点P处通过模拟或直接测量而被确定。

[0048] $l(T_n)$ —P点处声学强度。

[0049] $tp(T_n)$ —P点处从传输开始到峰声学强度出现的时间。

[0050] $tb(T_n)$ —大于 $tp(T_n)$ 的某指定部分的声学强度的持续时间。

[0051] $r(T_n)$ —任何次强度峰的强度与 $l(T_n)$ 的比率。

[0052] $\theta(T_n)$ —声波波前相对于换能器轴线的入射角。

[0053] 对于回波图像形成,通过延迟和将各个换能器元素接收信号求和,以重建通过场点处任何反射体生成的回波信号,对于传输射束组中每个传输射束,可获得用于场点P的复信号值 S_n 。这是众所周知的射束形成方法,尽管在这种情况下,信号重建是在具体的场点处执行的,而不是在沿每个传输射束的轴线定位的点处。为了计算用于将使用在信号重建中的各个换能器元素信号的时间延迟,可使用从传输开始到场点处出现峰声学强度的时间 $tp(T_n)$ 。

[0054] 在该示例性情况中,可具有在场点P处产生一些声能的多达八个传输射束,并且可计算八个复信号值 S_{1-8} 。为了获得P点处用于该组传输射束的总复信号值,可将各个信号值组合如下:

[0055] $S_p = (S_1 * N_1 + S_2 * N_2 + S_3 * N_3 + S_4 * N_4 + S_5 * N_5 + S_6 * N_6 + S_7 * N_7 + S_8 * N_8) / 8$

[0056] 其中 N_{1-8} 是归一化常数,其通过计算峰声学强度值的倒数 $1/(T_{1-8})$ 而获得。例如,如果传输射束 T_1 在P点处的强度为0.5(以某一任意单位)而传输射束 T_4 在P点处的强度为1.0,将计算 $N_1 = 2$ 和 $N_4 = 1$ 。在这种情况下,将期望信号值 S_i 为信号值 S_4 的强度的一半,所以信号值 S_1 将乘以2,以给予其与信号值 S_4 相等的对总和的贡献。

[0057] 以上组合等式没有将若干因素考虑在内。用于具体的传输射束的峰声学强度 $l(T_n)$ 可能较弱,以使得其将仅对组合的信号增加噪音。为了防止这样的情况,在 $l(T_n)$ 小于指定阈值,如P点处最大声学强度的0.05倍的情况下,将用于 S_n 的归一化常数 N_n 设置为0。另外,对于某些传输射束 T_n ,在场点P不沿波束轴线定位的情况,P点处传输脉冲的持续时间 $tb(T_n)$ 可被延长。使用来自这些传输射束的信号将使图像分辨率降低,因此如果 $tb(T_n)$ 的值大于指定量,如最短传输脉冲持续时间的1.2倍,则将用于这些射束的归一化常数设置为零。最后,对于某些传输射束,P点处传输脉冲可能已发展出不期望的特性,如在时间上发生在主峰之后的次峰。在这种情况下,可使用次峰的强度的比率 $r(T_n)$ 确认这些射束。如果 $r(T_n)$ 的值位于某一阈值之上,如0.02(次峰大于主峰的强度的2%),则归一化常数可设置为零。利

用这些增加的约束,组合公式可进行如下修改:

[0058] 当通过应用至 $l(T_n)$ 的强度阈值而使得合格时:

[0059] $S_P = (S_2 * N_2 + S_3 * N_3 + S_4 * N_4 + S_5 * N_5 + S_6 * N_6 + S_7 * N_7) / 6$

[0060] 当进一步通过持续时间阈值 $t_b(T_n)$ 和/或次峰的比率 $r(T_n)$ 而确认时:

[0061] $S_P = (S_3 * N_3 + S_4 * N_4 + S_5 * N_5 + S_6 * N_6) / 4$

[0062] 用于P的组合的复信号现在是基于八个射束中做出贡献的四个射束,但是用于选择的标准仅允许具有足够强度和良好形成的传输脉冲的射束做出贡献。图4中示出了合格的传输射束区域,其沿着合格区域重叠的区域。与来自一个射束的信号相比,所得到的P点处的组合信号通常提供从场点返回的回波的更准确的估计。然后可进一步处理复信号值 S_P ,以获得声学图像参数如回波强度,或用于多普勒速度测量的相位信息。

[0063] 然后收集的换能器视场中各个场点处的声学图像参数组成了图像帧。然后该帧在计算系统中被处理,以用于显示在显示装置上、在打印机上打印,发送至其他计算系统等。该方法从穿透每个场点的多个传输射束提取各个场点处额外的声学信息,与传统的射束形成方法相比提供了以下优点:可利用与使用在传统处理中射束数目相等或更少数目的射束获得提高的图像质量,或超声图像帧可利用更少的传输波束形成且不损失图像质量,因此提供更高的采集帧速率。

[0064] 还可使用具有更小强度场的更大的传输射束组,而不是使用更高帧速率的更少传输射束以覆盖所关心的场。利用更小的强度场,传输射束产生来自整个换能器视场的更少回波,其包括可贡献给成像中增加的杂波的来自大离轴镜面的更少的回波。具有更小强度场的传输射束仍可具有重叠的合格成像区域,保持了增强的空间分辨率的优点。利用更低水平的杂波,还获得了对比分辨率的增强。

[0065] 为了组合来自多个传输射束的用于场点的信号,需要知道每个传输射束的传输脉冲波前到达的精确时间。知道该时间和场点处产生的回波移动回到各个阵列元素处的时间允许以相位相干方式组合各个元素信号,以重建来自场点的信号。类似于峰强度和峰强度持续时间,对于给定的传输射束,传输脉冲到达场点处的时间可通过模拟或通过实际测量而被确定。因此对于传输射束的每个合格场点,可预先确定传输脉冲的到达时间并存储在存储装置中,以在由传输射束制造的回波信号的成像处理过程中使用。在成像过程中,脉冲的到达时间被增加至从场点到具体换能器元素的移动时间,以确定元素接收回波信号的时间点,以用于将其信号与从其他传输射束获得的信号进行组合。

[0066] 将用于由多个重叠的传输射束穿透的场点的回波信号组合可改进场点处的图像空间分辨率和对比分辨率。这是因为每个射束在场点上可具有略微不同的入射角,并且这样导致了一种合成的传输聚焦,这种合成的传输聚焦模仿传输射束在焦点处的几何聚焦。因此,组合来自重叠传输射束的信号可具有在图像被聚焦的情况视场深度被延长的效果,从而提供了与组合多个传输聚焦深度相同的结果,但是不必沿着扫描在每个射束定位处传输多次。这样允许改进的图像分辨率而不必扩大帧采集次数。

[0067] 另外,成像中多个传输射束的组合可改进对比分辨率。对比分辨率通过减少杂波和斑纹伪像而被提高。杂波起因于来自目标的回波而不是场点处的回波,来自目标的回波与来自场点的回波同时到达接收元素。回波来自其他来源并经常由传输射束的栅瓣或旁瓣生成。

[0068] 通过在场点处组合来自具有不同的起源和入射角的传输射束的回波信号,场点处的杂波信号改变,并趋于不相干地组合。来自场点的回波相干地组合,因此增加来自多个射束的信号可增大信杂比。超声图像中的斑纹图案还部分地取决于传输射束特性,并且来自多个射束的信号的组合也将趋于平均这些变化。

[0069] 实施利用一组重叠传输射束的成像相当复杂,并且优选利用软件、面向像素处理执行,下文将更充分地描述。场点可位于图像显示的像素定位处,或位于虚像的像素定位处,其最后将内插成高分辨率显示。在每个场点处必须确定重叠的合格射束区域的数目,其中该传输射束区域的接收的回波信号可用于成像。因为传输射束组中的每个传输射束可在给定场点处产生不同的强度,所以应将返回的信号归一化以在组合之前修正这些强度差别。组合过程还应记录并归一化对于每个传输射束参与接收过程的换能器元素的数目,因为这也影响信号强度。在所关心的图像场中,这些归一化因素对于每个场点是独立的,并且必须在成像过程进行时实时地计算,或保持在存储表中,在每个图像帧的处理过程中可在该存储表处检索参数。

[0070] 当成像处理目的在于测量所关心的图像场中的运动时,使用一组重叠、合格的传输射束区域具有一些独特的优点。因为通过射束模拟或直接测量可计算传输脉冲波前相对于每个场点的入射角,所以可知道将从场点处任何运动矢量返回的多普勒频移的量值。重叠组中不同的传输射束可设计成,在每个场点处生成不同的入射角,并且根据具有每个入射角的被测量运动矢量分量中的变化,可计算运动矢量的方向和绝对量值。于是这样比使用一个传输射束入射角的传统的运动成像技术提供了更准确的血液速度和组织运动检测。

[0071] 传统多普勒成像利用了用于在扫描中每个传输射束位置的多个发送与接收信号采集,产生了在每个位置处可用于沿射束轴线检测运动的接收信号群。传统手段测量速度矢量沿射束轴线的分量,而不是绝对速度。如果用于传统的多普勒成像方法的传输射束足够宽,以使得其在所关心的场点提供一些重叠,则相同的扫描顺序可提供绝对速度信息。传输射束定位处的每个采集群允许测量每个场点处的运动矢量的一个分量,以及之前确定的传输射束的入射角。下一传输射束定位处的下一采集群提供与之前的射束重叠的场点处运动矢量的另外的分量。然后通过将每个场点处从多个重叠传输射束与已知的传输射束入射角一起获得的多个分量进行组合,可计算运动矢量的方向和绝对量值。

[0072] 在以上论述中,没有明确指定用于给定使用的重叠传输射束组的几何形状。这是因为重叠射束组的设计将取决于超声应用和将被测量的期望的成像参数。通常,通过控制传输孔的尺寸、包括在孔中的传输元素的切趾(apodization)或加权、以及每个传输元素的波形开始的时间延迟,传输射束被确定形状。还可在大多数系统中控制各个传输器的波形。

[0073] 设计用于增强的图像形成的传输射束组的一般规则如下:a)如果很少或没有运动存在于所关心的图像场中并且存在最小数量的明亮的镜面反射体,则设计宽且具有相当大的重叠的射束组,以使得每个场点由5个以上射束接触。通过切趾或使用很深的焦点柔化传输射束聚焦,以在射束的最窄部分处实现足够的重叠。另外,设计传输射束组以提供传输脉冲波前在大多数场点处不同的入射角。b)如果相当多的运动存在于所关心的场中和/或存在大镜面反射体,则设计在期望运动发生的区域处具有少量重叠的相对窄的传输射束组,从而将区域中场点处重叠射束的数目减少至两个或三个射束。这样将使由于媒介运动利用多个射束的相干成像中的误差最小化。

[0074] 上述成像方法的原则优点为其允许超声图像工程师对于不同的图像应用和测量优化系统的成像性能。每帧可仅使用很少的传输射束而具有非常高的帧速率(大于100帧每秒),然而仍获得适当的图像质量,或利用更大量的射束而具有典型的帧速率(约30帧每秒),提供了最佳的图像空间分辨率和对比度分辨率。对于多普勒成像,可在不牺牲帧速率的情况下获得组织运动或血液流动的方向和量值。

[0075] 面向像素处理

[0076] 上述方法可实施在利用根据本公开的一个实施方式的基于软件的系统架构和方法的计算系统中。该系统以软件实施所有的实时处理功能。图5中示意性示出了所提出的架构。

[0077] 在基于软件的系统中唯一的定制硬件部件为连接至计算机扩展总线的采集模块,该模块包括脉冲发生和信号采集电路以及用于存储信号数据的大块扩展内存。信号采集过程包括在传输脉冲之后对从每个变换器元素返回的信号进行放大并数字化。通常,不同于换能器自身提供的固有带通滤波,在数字化之前信号的唯一滤波为用于模拟/数字(A/D)转换的低通、反锯齿滤波。信号以与相关的超声频率相容的恒定速率采样,并且用最少的信号处理将数字化的数据存储于内存中。信号采集的简单设计允许电路在相对较小的电路板区域内以现有部件实现。

[0078] 图6更详细地示出了采集模块。其中示出了多个采集通道,其中每个均包括传输器、接收器前置放大器、A/D变换器以及存储块。在接收过程中,换能器信号被数字化并直接写入各个存储块中。该存储块是双端口的,这意味着在采集数据从A/D变换器端被写入的同时可以从计算机端对存储块进行读取。存储块作为系统CPU的普通扩展内存出现。应该注意到由于系统被优选容纳在定制的外壳中,所以采集模块的尺寸并不限于标准计算机扩展卡的常规尺寸。而且,可应用多个采集模块以容纳大量的换能器元素,每个模块处理换能器孔的子集。

[0079] 用于采集模块的部件包括放大器、A/D变换器和相关联的接口电路,这些部件和用于产生传输脉冲发生及采集信号的所需部件均为易于商业购买的部件,因此将不在此详述。由接收到的回波得到的回波信号的射频(RF)数据存储,其所需的存储块基本上与商业购买的扩展存储卡中的电路相同,并具有用于写入数字化的信号数据的、附加的第二直接内存存取端口。(接收到的回波信号数据通常是指RF数据,这是因为其包括由换能器产生的高频电振荡)。

[0080] 该内存可映射到中央处理器的地址空间中并以类似于位于计算机主板上的其他CPU内存的方式进行访问。可替代地,可通过直接内存访问将RF数据从采集模块转移至主计算机。采集模块上内存的大小使其可容纳用于256个或更多独立的传输/接收循环的单个通道接收数据。因为在人体内用于超声脉冲的往返传播的最大实际穿透深度约为500个波长,所以四倍于中心频率的典型采样率将需要存储来自于单个换能器元素的多达4000个样本。对于16位、128个换能器通道的采样精度而言,用于每个传输/接收事件的最大深度接收数据采集将需要约1兆字节的存储器。因此,存储256个事件将需要256MB的存储器,并且全部合计,128通道的系统可构造在少至一个或两个采集模块上。

[0081] 基于软件的超声系统的另一方面为计算机主板及其相关的部件。为了得到所需的处理功率,用于所提出的设计的主板应优选地支持多处理器CPU配置。包括电源、内存、硬盘

存储器、DVD/CD-RW驱动器以及监视器的完整的多处理器计算机系统是本领域技术人员公知的并可容易地商业购买,此处将不再详述。

[0082] 为了给卫生保健行业提供重大的利益,基于软件的超声系统必须真正地达到“高性能”,即图像质量可与现有的高端系统相比。这种水平的性能不能通过简单地将当前系统的流通式处理方法变换为软件方式实现而获得,这是因为在流通式架构中,一秒的实时成像所需的所有处理操作的简单增加将导致数量超过当前利用若干普通用途处理器每秒可达到的操作的典型数量。因此,需要新的处理方法,其能够实现比流通式方法大得多的效率。

[0083] 在本发明基于软件的超声系统结构的一个实施方式中,用于信号和图像处理的输入数据包括随着一个或多个传输事件、从各个变换器通道获得的RF样本组。例如,考虑如图7所示的具有128元素线性换能器阵列的典型2D成像扫描模式。

[0084] 在此情况下,“传输事件”将包括来自多个换能器元素的定时脉冲(timed pulse),以产生在媒介中组合而形成聚焦超声射束的多个声波,该聚焦超声射束从处于具体元素定位的换能器上的原点向外放射。多个传输事件(总计128)产生穿过变换器面的宽度被顺序递增发射的超声射束,从而访问整个图像帧。对于每个这种传输射束,从换能器内的128个接收器元素中的每个处收集接收的回波数据并将接收的回波数据组成数据阵列,每一列表示由相应的换能器元素接收的采样回波信号。因此,每个阵列具有与128个换能器元素相对应的128列、以及与在深度上的所采用的样本数相对应的行数(在此情况下,假定有4096个行,其导致了4096个样本)。那么,该128个数据阵列组成了足以产生一个完整图像帧的RF数据组。

[0085] 值得注意的是,在流通式架构中,因为射束和成像在数据从换能器流入时产生,所以上述RF数据组甚至不存在(至少在一次中没有全部存在)。换句话说,当数据在传输事件后返回至每个元素时,对这些数据进行处理并组合(称为波束形成)以产生表示沿着一个射束(扫描线)聚焦返回的一个RF信号。将该RF信号处理(还是实时的)为存储在内存阵列中的回波幅度样本。当处理完所有的射束方向后,回波幅度数据被内插并格式化为用于显示的像素图像。因为所有的处理都实时进行,所以处理电路必须能够“跟上”从换能器元素流进的数据。

[0086] 在本发明基于软件的架构中,在处理之前,对所有的输入数据进行存储。这将采集速率与处理速率解耦合,如果需要的话,其允许处理时间长于采集时间。这在采集深度短且采样速率高的高频扫描中是明显的优点。例如,10MHz的扫描头可具有约4厘米的可用成像深度。在此情况下,组织中的声速使得128个传输/接收事件中的每个均在52微秒内采集并存储其数据,这是非常高的数据采集速率。在流通式架构中,这些采集数据将以较高的处理速率实时地形成成为扫描线。在本发明基于软件的架构中,RF数据的存储允许该处理占据与显示的帧周期同样长的时间,对于组织移动的实时显影来说,显示的帧周期通常为33毫秒(30帧/秒)。对于128个像素列(对扫描线的粗略模拟)而言,这将使得每列具有258微秒的处理时间,而高于流通式架构的52微秒。相比流通式架构,本存储策略对于典型的扫描深度具有显著降低最高处理速率的效果。

[0087] 虽然输入数据的存储降低了最高处理速率,但并不必减少处理步骤的数量。为了实现该目标,采用超声数据处理的新方法。第一步为识别处于成像模式的系统的最终目标

是在输出显示器上产生图像。超声图像具有依赖于采集系统的物理参数(例如频率和阵列尺寸)的基本分辨率,而且超声图像可被表示为对回波幅度或其他组织(声学的)特性进行编码的像素值的矩形阵列。该矩形像素阵列的密度必须提供充足的图像分辨率的空间采样。公认的是,显示图像不仅需要包括像素的矩形阵列,还可包括呈现不同几何形状的任意像素组。

[0088] 下一步是从此图像阵列中的一个像素开始并考虑在RF数据组中哪些样本点对该像素的密度计算做出贡献,并确定对这些样本点进行访问和处理的最有效方法。由于只需处理对显示器上的像素做出贡献的信息,所以此手段完全不同于目前流通式架构所利用的方法。在本发明的手段中,由于较小的区域包含更少的像素,所以显示图像上的较小区域将比较大图像区域占用更少的全部处理时间。相反地,无论图像区域的大小,流通式处理方法都必须被设计为处理最大的数据流带宽。

[0089] 在处理过足以呈现超声图像所需的像素阵列之后,可将该阵列以适合观看的尺寸呈现于计算机显示器。不需要额外的CPU处理,计算机的图形处理器通常可完成包括简单的缩放和内插的该操作。

[0090] 接下来考虑用于本发明超声图像的一个像素的处理策略。在本讨论中,假设目标是为了在相对于换能器阵列的像素的相应空间位置得到回波强度。类似地可得到其他声学参数。第一步是找到包含对回波强度计算做出贡献的样本的采集RF数据的区域。为了实现用于图7的扫描方法的该步骤,首先找到最接近于与像素定位相交的采集扫描线,然后利用相应的单个元素数据阵列。

[0091] 图8示出了用于超声图像中的示例性像素的映射过程。在图8中,所示像素映射至最近的扫描采集线,在本例中该扫描采集线为扫描线4,其RF数据位于第四单个元素RF数据阵列内(其表示从第四传输/接收事件中收集的数据)。可将不止一个RF数据阵列选为对像素信号做出贡献的数据阵列,但是对于本例,我们将只考虑一个数据阵列。

[0092] 下一步是映射出包含对该像素的强度计算做出贡献的样本的单个元素阵列中的区域。此映射过程相当复杂并且依赖于多个因素。每个变换器元素均具有灵敏度区域,其确定该元素将如何响应从图像区域内的具体点返回的信号。如果灵敏度太低,那么元素将不会对像素的量贡献有用的信息,因此对于给定的图像点来说,只需考虑灵敏度高于预定阈值的元素。该灵敏度阈值则确定包含在映射区域内的元素数据列的数量。

[0093] 映射数据区域的开始深度由每个单个变换器元素的返回回波的到达时间确定。如图8所示,对用于离该图像点更远的元素的图像点信号在时间上更晚捕获,从而使该数据组的开始点位于内存中更深的位置。最终,映射数据区域所需的深度范围取决于所产生的传输脉冲的持续时间。越长的传输脉冲将对图像点进行越长时间的激发,以产生在RF内存的更大深度范围上延伸的回波信号。

[0094] 幸运的是,对于给定的像素网格,确定映射数据的区域的很多因素可被预先计算,这是因为该像素网格在实时图像序列的多个帧上没有改变。利用预先计算出的因素,可对用于给定像素的映射数据区域进行迅速且有效的确定,以在实时成像过程中节省相当多的计算。

[0095] 在选出映射RF数据的像素后,我们可将其组织为如下所示的矩阵 RFP_{nm} 。

$$[0096] \quad RFP_{nm} = \begin{bmatrix} a_{11} a_{12} \dots a_{1k} \\ a_{21} \\ \dots \\ \dots \\ a_{j1} \dots a_{jk} \end{bmatrix}$$

[0097] 其中符号“P_{nm}”的是第n行第m列的图像像素。矩阵列为竖直条，其中假定在每一个竖直条内的样本数j均相同。样本数j取决于用于捕获由传输脉冲产生的信号所需的时间内RF数据的范围。下标k为RF数据阵列内的通道数，其具有来自于图像点的足够的信号强度以参与强度计算。目前计算像素P_{nm}的信号强度值的过程包括最终导致一个值的一系列矩阵运算。

[0098] 图9是适于实施本公开的过程的系统架构的高级表现。

[0099] 更具体地，图9示出了表示用于实施本公开的过程的高级系统架构70的系统级框图。应理解，这仅是一个代表性实施方式，并且所示的架构70并不是对本公开所有实施方式的要求。

[0100] 架构70包括主计算机72，其通过PCI-express74联接至多通道收发器与数据采集系统76。主计算机72具有用户界面与控制78、以及显示器80，这两者都联接至利用基于像素的应用处理软件84的处理器82。该多通道收发器与数据采集系统76的硬件联接至超声换能器86，超声换能器86使声学媒介90的区域88成像，以显示在显示器80如监视器、投影仪上，或传输至另一设备以用于该设备的显示或操作或者显示与操作。因为这些部件都可容易商业购买，因此本文中不再详述。

[0101] 使用面向像素的处理考虑到了利用重叠传输射束的上述类型的复回波信号重建。在该方法中，查找表内存用于存储在相对于换能器的视场定位的每个网格点处计算或测量的传输射束组中每个传输射束的射束特性。在每个格点处执行面向像素的信号重建，其中在每个格点处，利用对应于重建点的查找表参数，计算和组合每个传输射束的回波信号贡献。

[0102] 可将上述各个实施方式进行组合以提供另外的实施方式。如果需要使用各种专利、应用以及出版物的概念以提供另外的实施方式，可修改实施方式的方面。

[0103] 按照以上详细说明，可对实施方式做出这些改变及其他的改变。通常，在所附权利要求中，所使用的术语不应解释为将权利要求限制到本说明书和权利要求书中公开的具体实施方式，而应解释为包括所有可能的实施方式以及这些权利要求的等同权利要求的全部范围。因此，权利要求并不由本公开所限定。

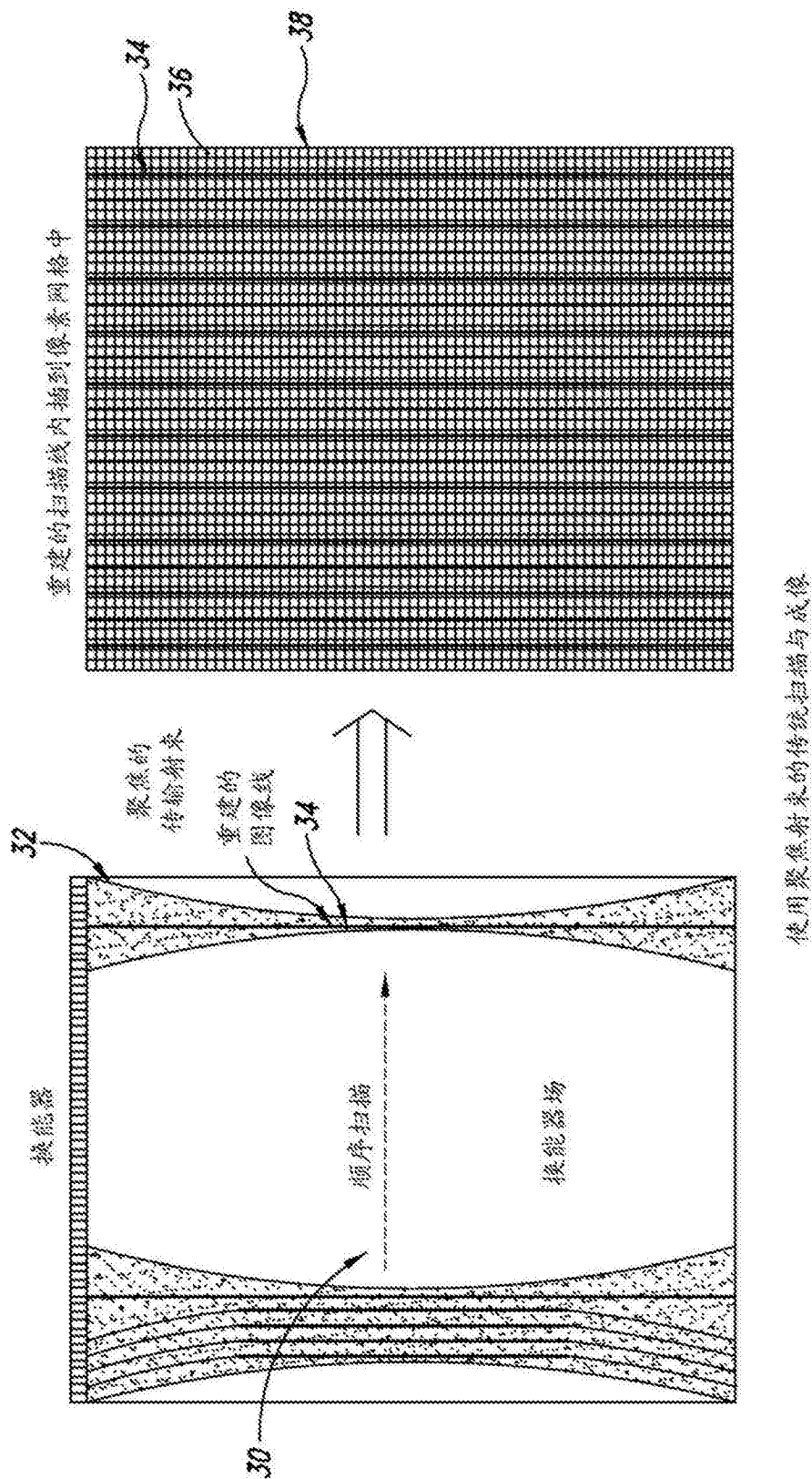
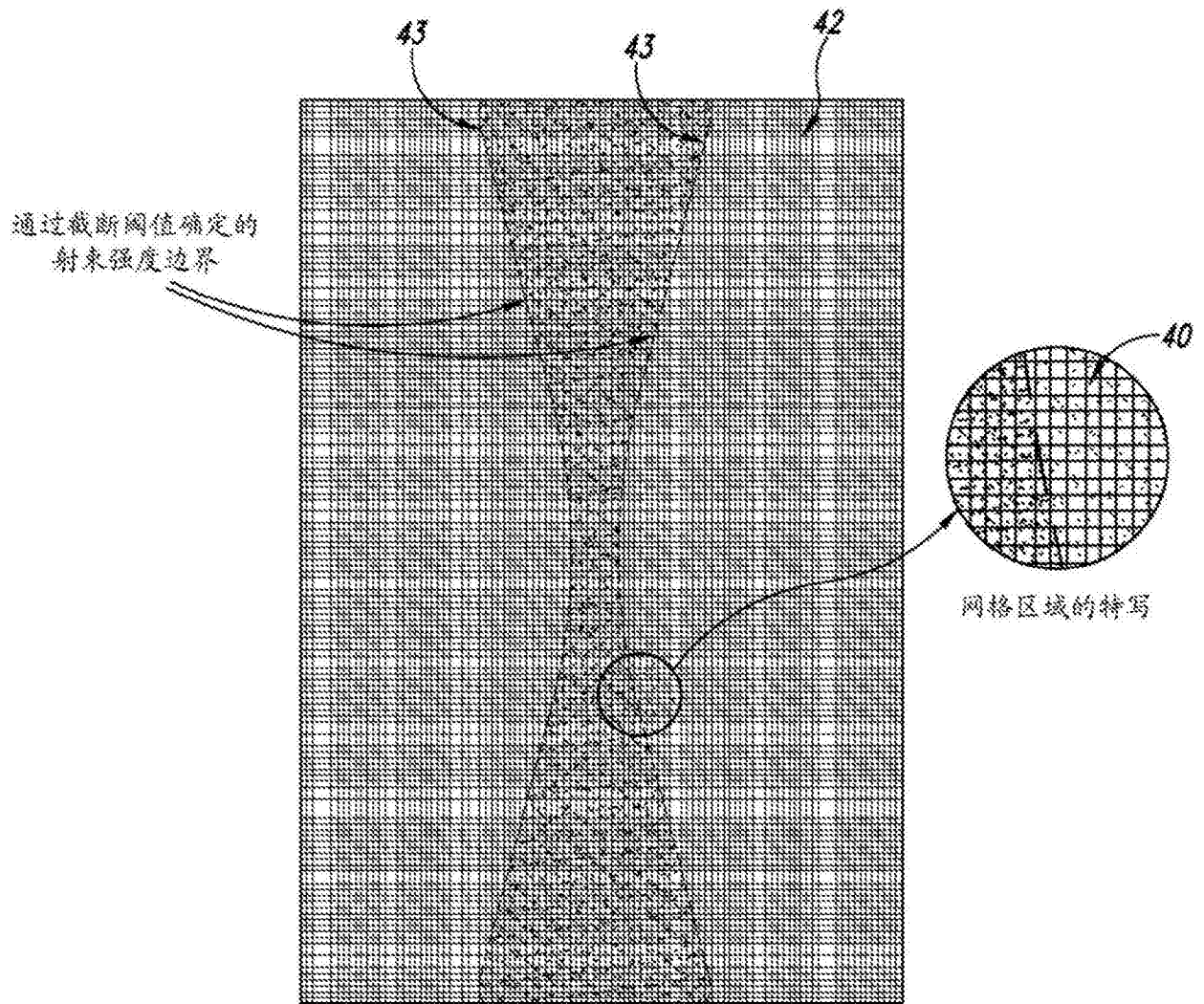
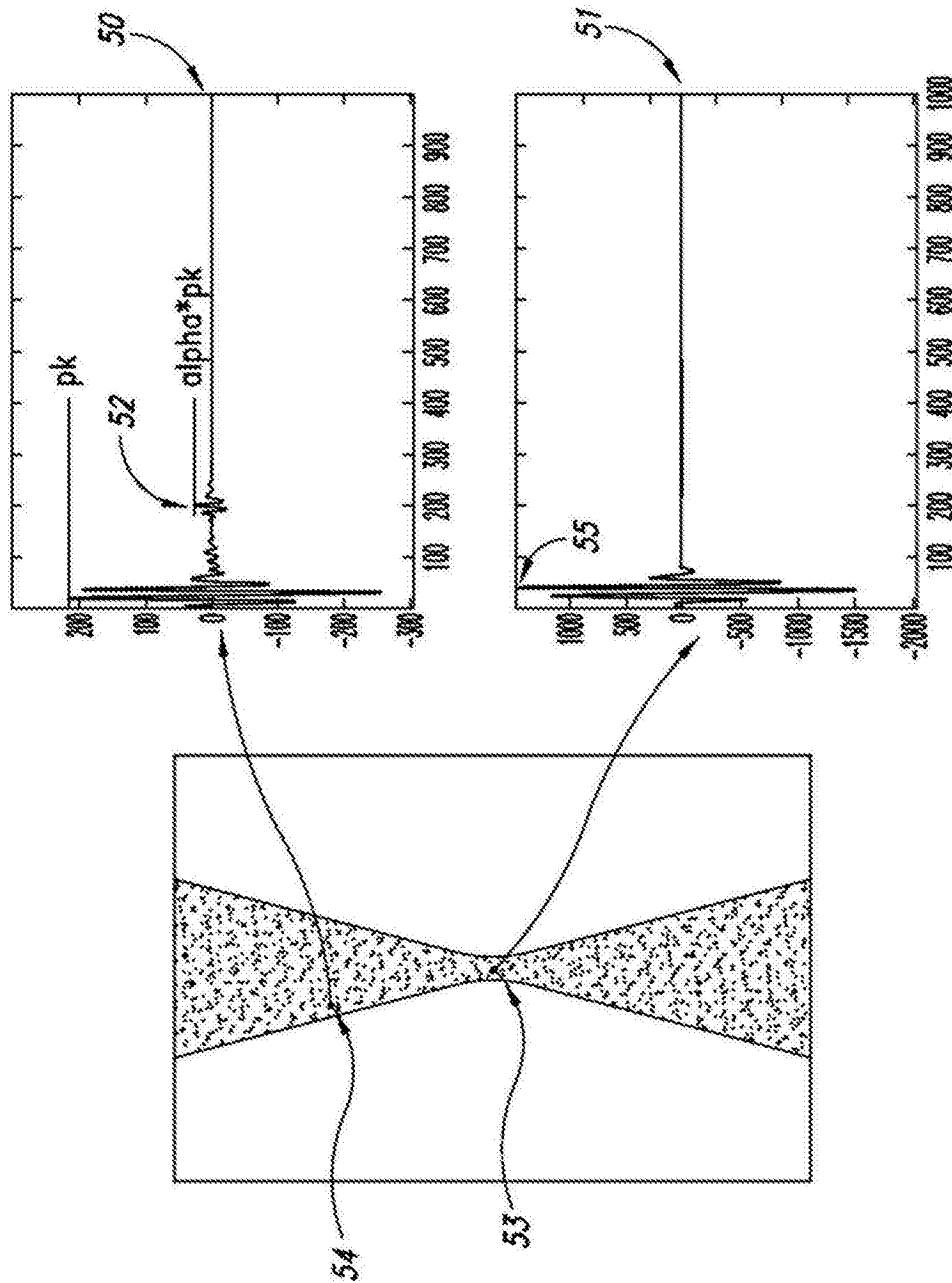


图1



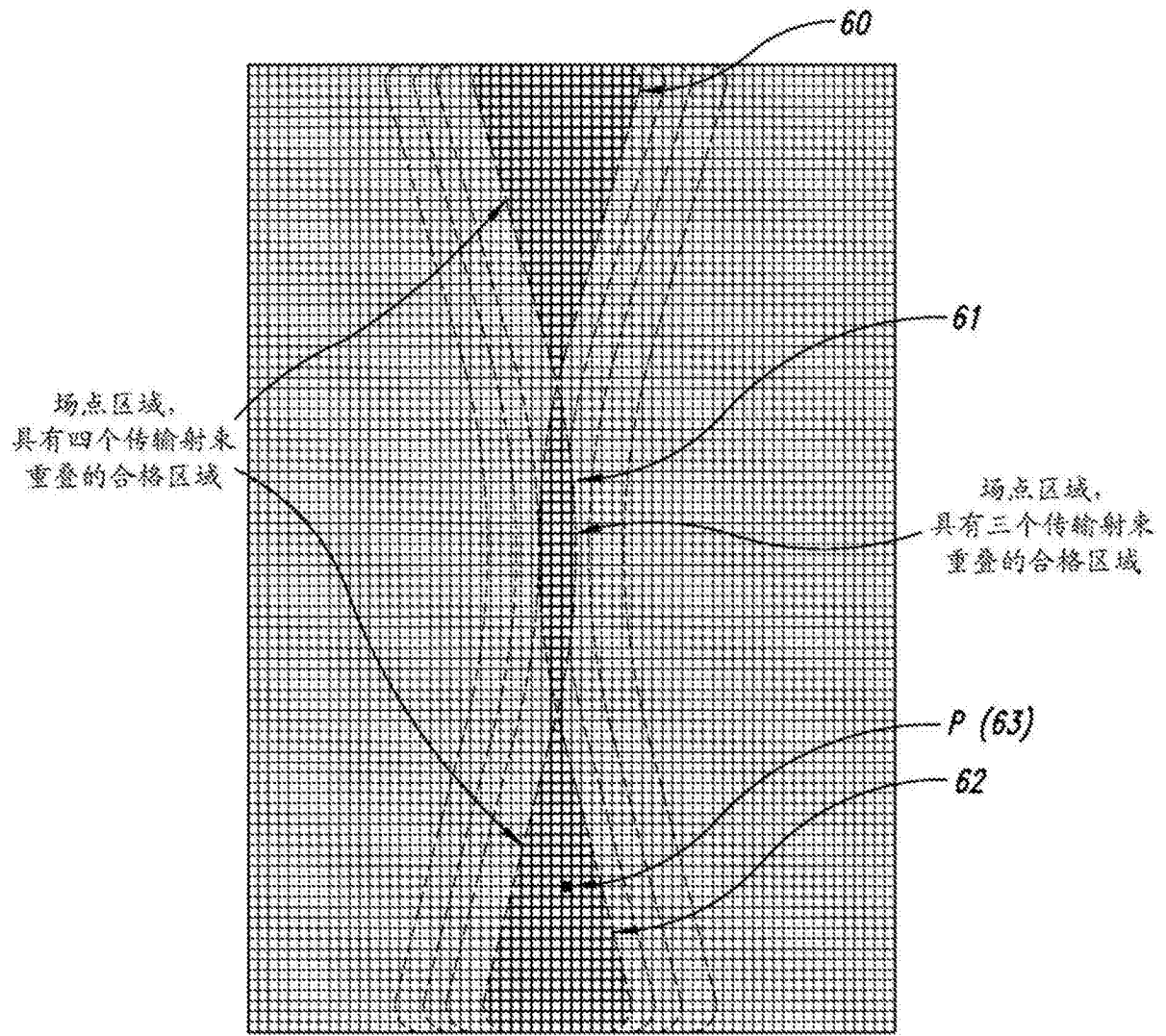
场点的网格处传输射来的最大强度，示出了通过
截断阈值确定的边界。强度的量值由场点处灰度
的黑暗指示

图2



不同场点处的传输波形，示出了位于偏轴场点处的次峰。
波形的时间起始是传输射束脉冲与场点接触的第一点出。

图3



四个重叠传输射束，示出了位于三个或四个接收的回波信号可被组合用于成像的重叠区域中的场点

图4

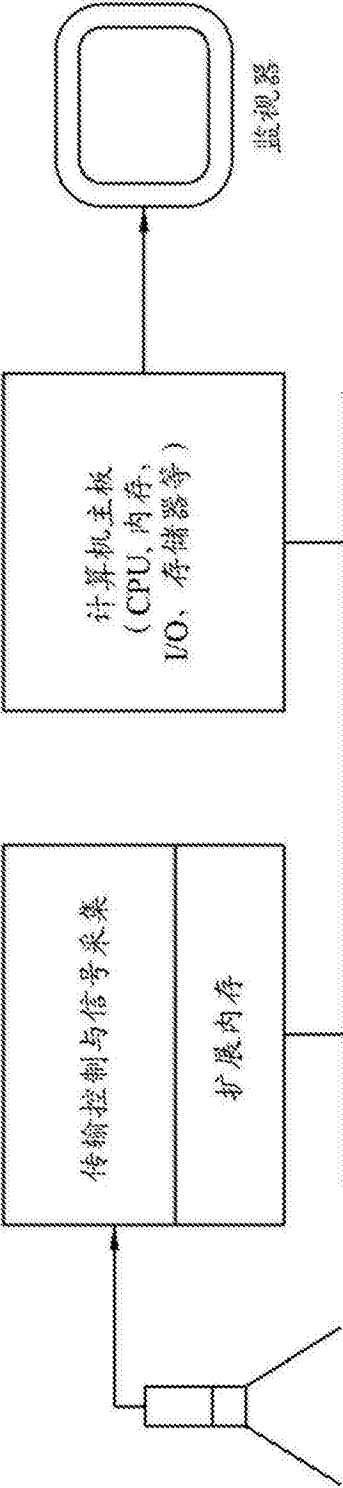


图5

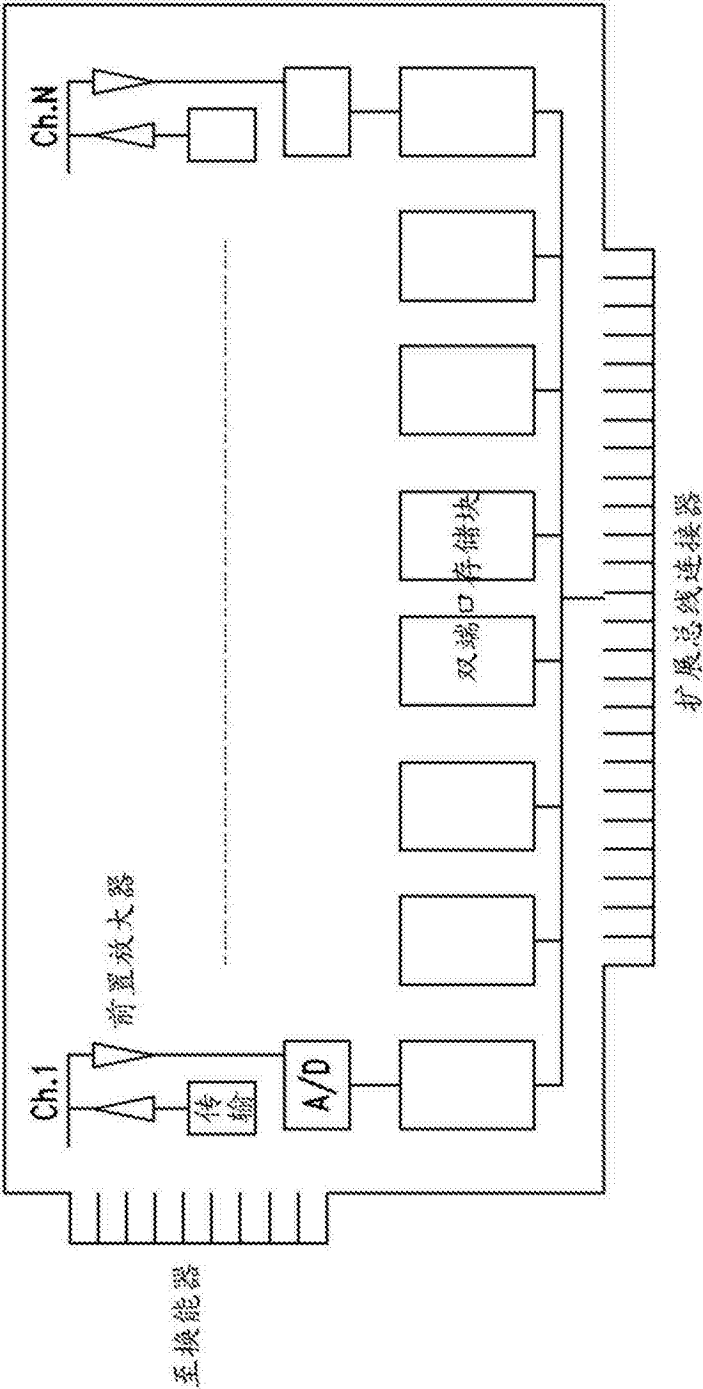


图6

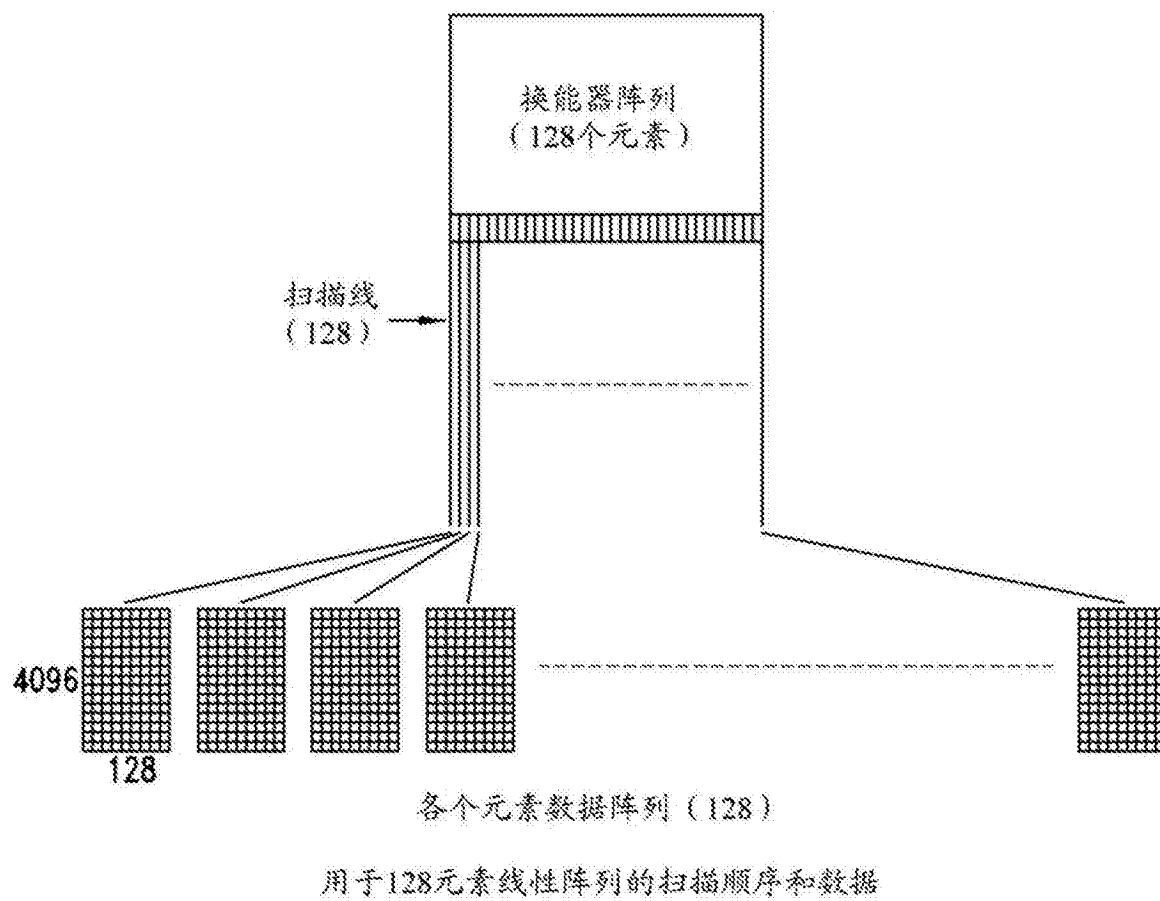


图7

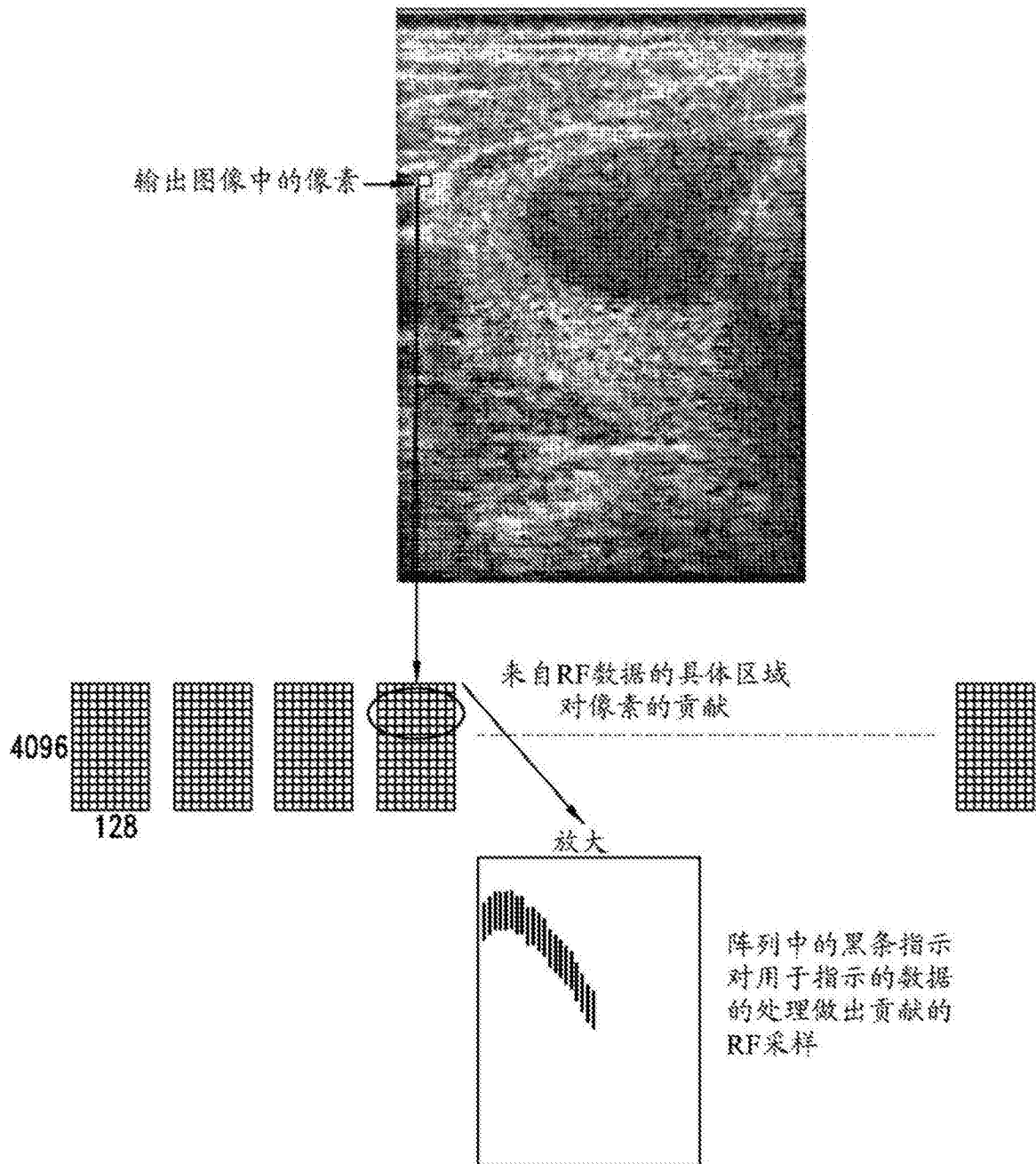


图8

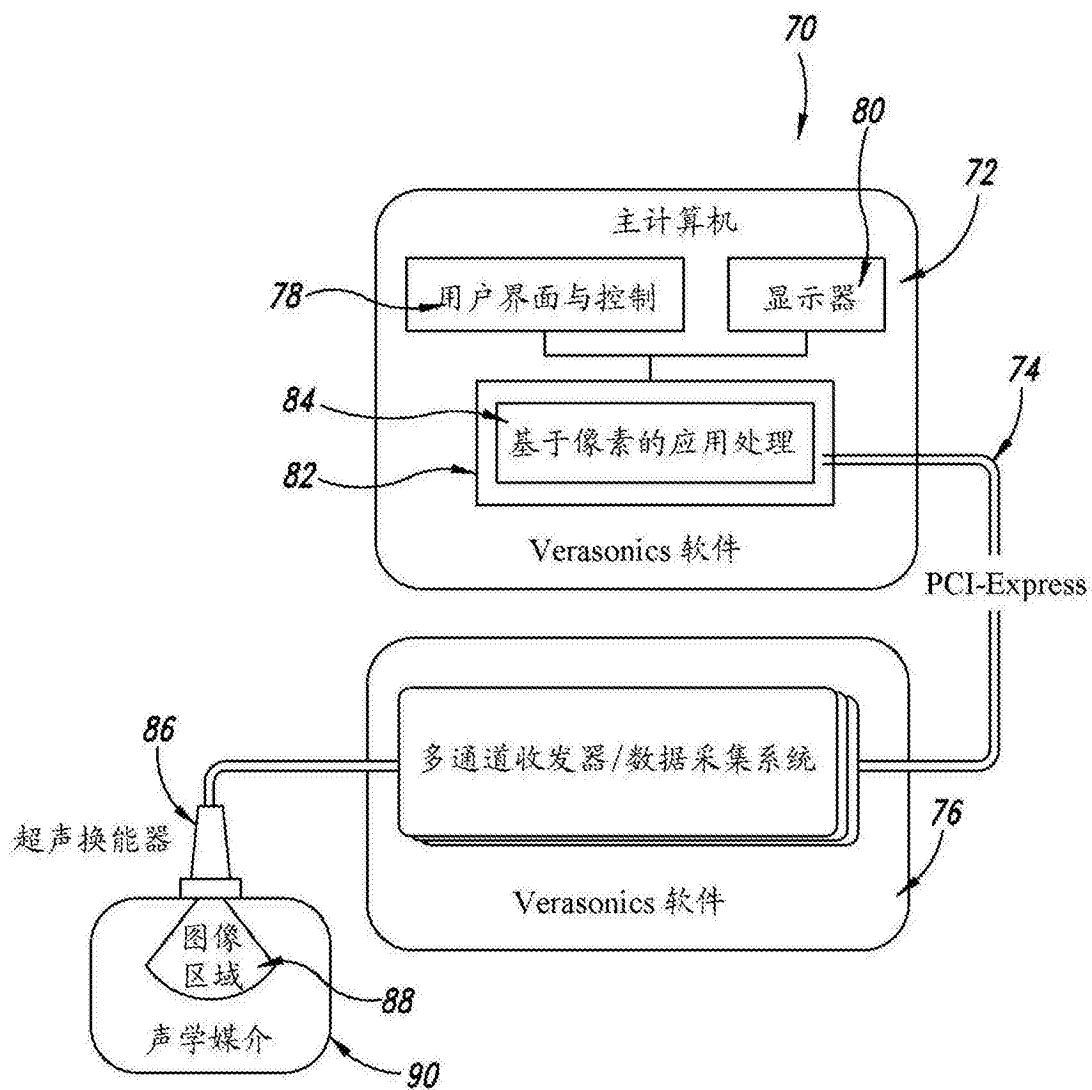


图9

专利名称(译)	使用重叠传输束的合格区域的增强超声成像		
公开(公告)号	CN103765240B	公开(公告)日	2017-02-15
申请号	CN201280031950.X	申请日	2012-05-02
[标]申请(专利权)人(译)	维拉声学公司		
申请(专利权)人(译)	维拉声学公司		
当前申请(专利权)人(译)	维拉声学公司		
[标]发明人	罗纳德·埃尔文·戴格尔		
发明人	罗纳德·埃尔文·戴格尔		
IPC分类号	G01S15/89 A61B8/00		
代理人(译)	王艳春		
审查员(译)	颜彦		
优先权	61/481476 2011-05-02 US		
其他公开文献	CN103765240A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于提高超声图像的分辨率和帧速率的方法和相关系统包括对于传输束组中每个传输束指定单独的元素传输特性；确定传输束在视场的场点处的各种属性；使用上述属性中的一个或多个确定由每个传输束贡献的接收的超声回波信号是否适于使用在成像中，如果是，信号应如何处理；存储用于每个场点的所确定的信息，用于在处理每个新图像帧时重复使用；使用该存储的信息选择和处理用于每个场点的随后接收的回波信号，以在场点处产生用于每个合格回波信号的图像参数；以及组合用于场点的来自重叠的传输束的多个图像参数，以形成构成用于图像帧的场点的最终图像参数。

