



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103142251 B

(45) 授权公告日 2015. 04. 29

(21) 申请号 201310053509. 8

(22) 申请日 2006. 04. 14

(30) 优先权数据

60/671, 416 2005. 04. 14 US

(62) 分案原申请数据

200680020886. X 2006. 04. 14

(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.

A61B 8/06(2006. 01)

A61B 8/13(2006. 01)

G01S 7/52(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6, 468, 213 B1, 2002. 10. 22,

US 6, 263, 094 B1, 2001. 07. 17,

CN 1242978 A, 2000. 02. 02,

WO 2004/031802 A1, 2004. 04. 15,

CN 1257694 A, 2000. 06. 28,

审查员 许流芳

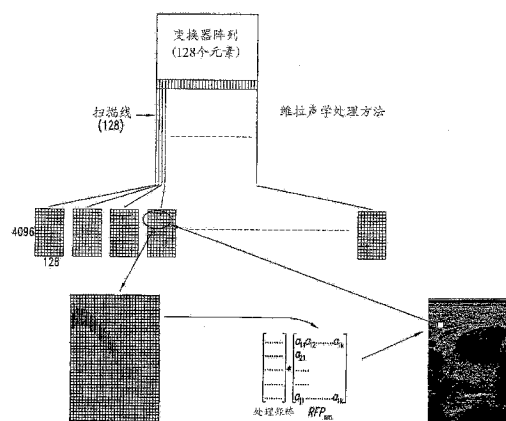
权利要求书2页 说明书12页 附图15页

(54) 发明名称

利用面向像素处理的超声成像系统

(57) 摘要

本发明提供了一种面向像素处理的超声成像系统,在该系统中产生声学信号,在多个接收元素处接收来自于声学信号的回波,从而得到随后被存储的回波信号,将给定像素映射至存储的信号区域内,将存储的回波信号的映射区域组织到用于给定像素的阵列内,然后处理阵列,以产生用于给定像素的信号响应,从而得到用于给定像素的声学信息。本系统可在用于商业PC主板的插件卡上完全实现。可执行本系统和方法以用于面向像素或面向体素的图像处理 and 显示,从而消除中间数据计算并使软件处理方法能够被广泛应用。其优点包括改进的信号动态范围的采集,用于高帧速率的2D、3D以及多普勒血流成像的灵活的采集模式。



1. 一种超声处理方法,包括:

通过超声变换器传输声学脉冲;

在所述超声变换器上的多个接收元素的每一个接收元素处接收所述声学脉冲的至少一个回波,并从每个接收元素得到回波信号;

将所述回波信号中的每一个回波信号组织及存储到单独的数据组阵列中,所述单独的数据组阵列组织成列并足以产生图像帧或一部分图像帧,其中,每个数据组阵列的每一列表示从相应的变换器元素获得的回波信号;

从显示器中的一组像素或体素中将给定的像素或体素映射到一个或多个数据组阵列的所述存储的回波信号的区域中;

将所述存储的回波信号的映射区域组织到用于所述给定像素或体素的矩阵内;

利用矩阵运算处理所述存储的回波信号的映射区域的矩阵,以产生用于所述给定像素或体素的信号响应;以及

利用所述信号响应得到用于所述给定像素或体素的声学信息。

2. 如权利要求 1 所述的方法,还包括确定表示所述变换器的视场中产生声学信号的区域的一组像素或体素的初始步骤,其中,所述一组像素或体素中的每个像素或体素相对于所述多个接收元素具有已知的空间关系。

3. 如权利要求 2 所述的方法,其中,所述一组像素或体素构成显示装置上的单个像素列或体素列,所述单个像素列或体素列被配置成产生图像、时间-运动或光谱多普勒信息。

4. 如权利要求 2 所述的方法,其中,传输所述声学脉冲的步骤包括传输所述声学脉冲以照明整个视场,处理所述存储的回波信号的映射区域的矩阵的步骤包括为每个传输的声学脉冲产生所述变换器的视场的完整图像。

5. 如权利要求 4 所述的方法,还包括使用所述信号响应跟踪并显示剪切波的传播以及提供组织力学和弹性性质的信息。

6. 如权利要求 1 所述的方法,还包括将传输声学脉冲、接收回波、从所接收的回波获得回波信号、将所述回波信号存储至数据组阵列、以及映射并处理所述回波信号以获得像素或体素信号的多个循环的结果组合以得到增强的声学信息。

7. 如权利要求 6 所述的方法,其中,传输所述声学脉冲的步骤包括将所述声学脉冲传输至媒介,所述媒介具有低于导致微泡破坏的强度的功率水平,处理所述存储的回波信号的映射区域的矩阵步骤包括将来自传输声学脉冲、接收回波、获得回波信号、将所述回波信号存储至数据组阵列、以及映射并处理所述回波信号的多个循环的回波信号组合以检测媒介中的微泡对比剂。

8. 如权利要求 7 所述的方法,其中,传输所述声学脉冲的步骤包括使用不同的传输频率传输所述声学脉冲,处理所述存储的回波信号的映射区域的矩阵的步骤包括处理所述回波信号的多个循环以提高用于显示的最终图像的对比度分辨率。

9. 如权利要求 7 所述的方法,其中,传输所述声学脉冲的步骤包括传输以不同角度转向的声学脉冲,处理所述存储的回波信号的映射区域的矩阵的步骤包括处理复杂回波信号的多个循环以提高用于显示的最终图像的空间分辨率和对比度分辨率。

10. 如权利要求 6 所述的方法,其中,所接收的回波以比处理阵列的速率高的速率进行存储。

11. 一种超声处理系统,包括:

适于传输声学脉冲的模块,在所述模块中的多个接收元素中的每一个接收元素处接收并处理所述声学脉冲的至少一个回波,由此产生多个回波信号,所述模块包括存储器,所述存储器被配置为将所述多个回波信号中的每一个存储到足以产生图像帧或一部分图像帧的至少一个单独的数据组阵列中,其中,所述数据组阵列中的每一列表示从相应的模块元素获得的回波信号;

处理器,所述处理器被配置为与所述模块通信并从一组像素或体素中将给定的像素或体素映射到一个或多个数据组阵列的所述存储的回波信号的区域中,所述处理器还被配置为将所述存储的回波信号的映射区域组织到用于所述给定像素或体素的矩阵内,并在来自映射区域的所述存储的回波信号的矩阵上执行矩阵运算以产生用于所述给定像素或体素的信号响应,以及利用所述信号响应得到用于所述给定像素或体素的声学信息。

12. 如权利要求 11 所述的系统,其中,所述处理器被配置为产生表示所述模块的视场中的区域的一组像素或体素,其中,所述一组像素或体素中的每个像素或体素相对于所述模块中的所述多个接收元素具有已知的空间关系。

13. 如权利要求 12 所述的系统,其中,所述一组像素或体素构成单个像素列或体素列,所述单个像素列或体素列被配置成产生图像、时间-运动或光谱多普勒信息。

14. 如权利要求 12 所述的系统,其中,所述模块被配置为传输所述声学脉冲以照明整个视场,所述处理器被配置成为每个传输的声学脉冲产生所述模块的视场的完整图像。

15. 如权利要求 14 所述的系统,其中,所述处理器被配置为使用所述信号响应跟踪并显示剪切波的传播以及提供组织力学和弹性性质的信息。

16. 如权利要求 11 所述的系统,所述处理器被配置为传输多个声学脉冲、从所述多个声学脉冲接收回波、从所接收的回波获得回波信号、存储所述回波信号、以及将通过产生、接收和存储的多个循环的所存储的回波信号组合到多个数据组阵列,从而增强由此获得的声学信息。

17. 如权利要求 16 所述的系统,其中,所述模块被配置为将所述声学脉冲传输至媒介,所述媒介具有低于导致微泡破坏的强度的功率水平,所述处理器被配置为将来自传输声学脉冲、接收回波、获得回波信号、将所述回波信号存储至数据组阵列、以及映射并处理所述回波信号的多个循环的回波信号组合以检测媒介中的微泡对比剂。

18. 如权利要求 16 所述的系统,其中,所述模块被配置为使用不同的传输频率传输所述声学脉冲,所述处理器被配置为对处理所述回波信号的多个循环进行处理以提高用于显示的最终图像的对比度分辨率。

19. 如权利要求 11 所述的系统,其中,所述模块被配置为传输以不同角度转向的声学脉冲,所述处理器被配置为处理复杂回波信号的多个循环以提高用于显示的最终图像的空间分辨率和对比度分辨率。

利用面向像素处理的超声成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像结构,更具体地,涉及利用面向像素处理技术捕获和处理超声数据并由超声数据产生图像的系统和方法。

背景技术

[0002] 超声成像已经发展成为用于诊断多种疾病状态和情况的有效工具。由于图像质量和区分各类组织的性能的提高,近年来超声设备的市场稳步增长。遗憾的是,超声系统的许多应用的设备成本对于重要应用而言仍过高。应用范围例如乳腺癌检测、前列腺成像、肌肉与骨骼成像以及介入放射学。在上述及其他范围内,超声成像的诊断功效依赖于对于各种组织类型的区分和鉴别的良好空间和对比度分辨率。这些性能只基于具有更强的处理能力的更为昂贵的超声系统。

[0003] 超声成像通常需要大范围的信号和图像处理方法,特别是对于采用 128 个或更多变换器(transducer)元素的阵列系统,每个元素均具有独特的信号处理要求。近十年来见证了这样的转变,即除了市场最低等级的系统以外,几乎所有系统中的数字信号处理的精确性和灵活性均得到了改进。从长远观点来看,通过利用高度集成的数字电路,此转变具有降低系统成本的潜力。遗憾的是,超声系统的低产量导致了这些独特电路的基本费用和固定成本,因此数字信号处理的转变并没有明显地降低系统成本。

[0004] 尽管超声系统已经逐渐采用数字处理技术,但是超声系统的结构相对于其模拟相应部分并没有明显改变。市场上几乎当前所有的系统均采用模块“流通式”结构,如图 1A、图 1B 所示,信号和数据从一个模块流动到下一个模块。这是处理相当复杂的超声图像形成和处理的固有方法,其允许不同的开发团队针对个别模块略微独立地工作。图 1A 示出了三种典型地由超声系统完成的信息处理,即,用于普通二维(2D)成像的回波图像处理、用于血液流速测量的多普勒处理以及用于血流实时成像的彩色流动图像处理。

[0005] 流通式结构的一个主要缺点在于,每个模块必须等待来自之前模块的输入数据才能进行自身的处理。然后,模块必须将其结果传递到下一个模块。即便在图 1A 所示的方块内也具有许多被连续执行的单独处理步骤。因为系统处理速度由链中最慢的处理功能决定,所以所有的处理块都必须以最小的反应时间高速运行,以使得当移动扫描头时,不会在观察显示器上出现的图像时产生延迟。

[0006] 所述流通式结构的另一个缺点在于其造成了资源的低效使用。大多数超声测验主要只用 2D 回波成像完成,只是偶尔利用多普勒血液流速测量或彩色流动成像。这意味着需要实现这些功能的复杂而昂贵的硬件处理模块在大部分时间内处于闲置状态,这是因为它们不能应用于其他任务。

发明内容

[0007] 本发明公开的实施方案涉及超声成像方法和系统,其以在商业 CPU 上执行的软件方式进行所有的信号处理和图像形成。在本方法中所需的适当的定制硬件用于声学脉冲和

数据采集的传输以及从变换器接收到的信号的信号调节。为了实现此目标,需要根本改变超声系统的处理结构,以减少成像所需的处理步骤的数量并消除系统等待时间。还需要最大限度地利用 CPU 的处理资源,以达到所期望的处理能力。作为重要的益处,新式的结构使系统动态范围有所改进,这使得在低成本的扫描头设计中利用新的变换器材料成为可能。此外,也有可能采用新的采集模式,这可提供重要的新诊断信息。

[0008] 通过基于商业计算机主板的设计,本发明公开的基于软件的超声系统结构对来自于计算机行业的大容量、低成本处理技术起到杠杆作用。尽管当前某些超声系统将计算机主板并入其设计中,但是计算机仅用于用户界面和某些系统控制,并且不参与任何实时处理任务。在本发明公开的结构中,计算机主板代替了几乎全部现有的硬件,而不是作为现有硬件的补充。基于软件方式的本系统,在用途广泛的平台上以尽可能低的系统成本提供了灵活的、高性能的成像系统。本方法无需定制的集成电路,从而降低了系统复杂性并减少了进入市场的时间。此外,因为计算机行业实现了 CPU 处理能力的进一步提升,所以它们可容易地被本系统采用,从而提高成像性能或提供新的操作模式和信息提取模式。

[0009] 基于软件的超声结构的成功实现表明了超声系统在性价比方面的市场突破。推测起来,这能够显著地提高超声在对成本较敏感的应用中的使用范围,这些对于诊断功效要求较高的图像分辨率和组织区分度。另外,较低的系统成本和处理的灵活性应该会打开此前超声并未扮演重要角色的新的专业应用领域。

[0010] 根据本发明的一个实施方案,提供了一种超声处理方法,其包括:产生声学信号;在多个接收元素处接收所述声学信号的至少一个回波,并由所述回波得到回波信号;存储来自于每个所述多个接收元素的每个回波信号;将给定像素映射至所存储的回波信号的区域内;将所存储的回波信号的映射区域组织到用于所述给定像素的阵列内;处理所述阵列,以产生用于所述给定像素的信号响应;以及利用所述信号响应得到用于所述给定像素的声学信息。

[0011] 根据上述实施方案的另一个方面,提供初始步骤,其包括产生一组给定像素,所述给定像素被选为呈现出产生所述声学信号的变换器的视场内的区域,其中所述阵列组中的均匀给定像素相对于所述多个接收元素具有已知的空间关系。优选地,该方法还包括由用于所述阵列中的给定像素的所述声学信息产生图像。

[0012] 根据上述实施方案的另一个方面,可将声学信息用于一下的一个或多个用于,但并不仅限于此,包括:测量并显示空间数据,测量并显示时间数据,测量并显示血流数据,以及测量并显示对由声学信号或声学传输波引起的感应机械位移进行响应的组织位移。

[0013] 根据上述实施方案的另一个方面,本方法包括产生多个声学信号,接收来自于所述多个声学信号的回波,以及对多重产生和接收循环上的所述接收到的回波进行组合以增强由所述回波得到的声学信息。

[0014] 根据上述实施方案的另一个方面,对所存储的回波信号进行组合及平均。此外,所述信号响应包括所存储的回波信号的平均。

[0015] 根据上述实施方案的另一个方面,所述方法包括对所述阵列的多重处理结果进行组合以得到增强的声学信息。

[0016] 根据上述实施方案的另一个方面,所述增强的声学信息包括提高最终图像的对比度分辨率的空间复合。此外,所述组合的信号代表了与移动组织或移动血液细胞相关联的

多普勒信息。

[0017] 根据上述实施方案的另一个方面,回波信号的接收、得到以及存储以高于处理所述阵列的速率进行。

[0018] 根据本发明的另一个实施方案,提供了一种超声处理方法,其包括:产生声学信号;

[0019] 在多个接收元素处接收所述声学信号的至少一个回波,并由所述回波得到回波信号;存储来自于每个所述多个接收元素的每个回波信号;将给定体素映射至所存储的回波信号的区域内;将所存储的回波信号的映射区域组织到用于所述给定体素的阵列内;处理所述阵列,以产生用于所述给定体素的信号响应;以及利用所述信号响应得到用于所述给定体素的三维声学信息。

[0020] 根据上述实施方案的另一个方面,上述第一实施方案的所有所述特征都适用于本发明的第二实施方案。

[0021] 根据本发明的另一个实施方案,提供了一种处理声学回波的方法,其包括:存储从多个接收元素接收的声学回波信号;将给定像素映射至所存储的回波信号的区域内;将所存储的回波信号的映射区域组织到用于所述给定像素的阵列内;对所述阵列进行操作以产生用于所述给定像素的信号响应;以及利用所述信号响应得到用于所述给定像素的声学信息。

[0022] 根据本发明的另一个实施方案,提供了一种超声处理系统,其包括:模块,其适于产生声学信号,在所述模块中的多个接收元素处接收所述声学信号的至少一个回波,并且由所述回波得到多个回波信号;以及用于处理的装置,其与所述模块相联系,并适于将给定像素映射至从所述模块接收到的、存储的回波信号的区域,将所存储的回波信号的映射区域组织到用于所述给定像素的阵列内,对所述阵列进行操作以产生用于所述给定像素的信号响应,以及利用所述信号响应得到用于所述给定像素的声学信息。

[0023] 根据上述实施方案的另一个方面,所述处理装置适于在最开始产生一组给定像素,其中所述像素组中的每个给定像素相对于所述模块内的所述多个接收元素均具有已知的空间关系。理想地,所述处理装置被配置为由用于所述阵列中的所述给定像素的所述声学信息产生图像。可选择地或与之相结合地,提供用于显示图像的装置,其从所述处理装置接收信号响应,以用于在计算机显示器上、或以印刷方式、或本领域技术人员所知的其他方式产生图像。

[0024] 根据本发明的另一个实施方案,提供了一种超声处理系统,其包括:模块,其适于产生声学信号,在所述模块中的多个接收元素处接收所述声学信号的至少一个回波,并且由所述回波得到多个回波信号;以及用于处理的装置,其与所述模块相联系,并适于将给定体素映射至从所述模块接收到的、存储的回波信号的区域,将所存储的回波信号的映射区域组织到用于所述给定体素的阵列内,对所述阵列进行操作以产生用于所述给定体素的信号响应,以及利用所述信号响应得到用于所述给定体素的声学信息。

[0025] 根据本发明的上述实施方案的另一个方面,多重 2D 图像平面被显示为实时 3D 数据组的任意部分。

[0026] 根据本发明的上述实施方案的另一个方面,对多重 2D 图像任意平面部分和 3D 重建进行实时显示。

[0027] 如前所述,可以容易地理解,转变为在商业可购买到的计算平台上实现的基于软件的超声系统结构的优点包括:

[0028] - 显著地降低硬件成本。

[0029] - 通过避免用于定制集成电路(ASIC)的漫长的设计周期降低开发成本并加快进入市场的时间。

[0030] - 对计算机技术中性价比提升的直接杠杆作用。

[0031] - 在商业和学术环境中,用于开发多种新的处理方法的灵活性。

[0032] - 对于成本敏感的应用领域,基于图像质量的提升而增强诊断能力。

[0033] - 在成本已成为应用障碍的专业应用中,增加超声的利用。

附图说明

[0034] 以下将结合附图对本发明进行详细描述,从而使本发明的前述特征和优点以及其他特征和优点更容易地被理解,其中:

[0035] 图 1A 和图 1B 为已知的流通式超声成像结构的示意图;

[0036] 图 2 为本发明一个实施方案的基于软件结构的示意图;

[0037] 图 3 为根据本发明一个实施方案形成的插件模块的示意图;

[0038] 图 4 为用于根据本发明形成的 128 元素线性阵列的采集数据的示意图;

[0039] 图 5 为本发明的像素映射过程的示意图;

[0040] 图 6 为由本发明的面向像素仿真得到的目标点的图像;

[0041] 图 7 为图 6 中数据的等距视图;

[0042] 图 8 为由本发明的面向像素仿真得到的目标点的两幅图像的并列比较;

[0043] 图 9 为由本发明的面向像素仿真得到的目标点的空间复合图像;

[0044] 图 10 为图 9 中数据的等距视图;

[0045] 图 11 为示出了用于本发明的面向像素图像处理方法的典型应用的方框图;并且

[0046] 图 12A 至图 12C 示出了可选择的治疗方法。

具体实施方式

[0047] 根据本发明一个实施方案的基于软件的方法和系统结构以软件的方式实现所有的实时处理功能。图 2 示意性地示出了所提出的结构。

[0048] 在基于软件的系统中唯一的定制硬件部件为计算机扩展总线的插件模块,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。典型地,不同于变换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。信号以与相关的频率相容的恒定速率采样,并且用最少的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。

[0049] 图 3 更详细地示出了插件模块。其中示出了多重采集通道,每个通道均包括发射器、接收器前置放大器、A/D 转换器以及内存块。在接收过程中,变换器信号被数字化并直接写入专用内存块中。该内存块是双端口的,这意味着在采集数据从 A/D 转换器端被写入

的同时可以从计算机端对内存块进行读取。内存块作为系统 CPU 的普通扩展内存出现。应该注意到由于系统被优选地放置在定制的外壳中,所以插件模块的尺寸不仅限于标准计算机扩展卡的常规尺寸。而且,可应用多重插件模块以容纳大量的变换器元素,每个模块处理变换器孔的子设备。

[0050] 用于插件模块的部件包括放大器、A/D 转换器和相关联的接口电路,这些部件和用于产生传输脉冲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,其所需的内存块基本上与商业购买的插件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,这是因为其包括变换器产生的高频电振荡)。该内存被映射到中央处理器的地址空间中并能够以类似于位于计算机主板上的其他 CPU 内存的方式存取。该内存的大小使其可容纳用于 256 个或更多独立的传输/接收循环的专用通道接收数据。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变换器元素的多达 4000 个样本。对于 16 位、128 个变换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几个插件卡上。

[0051] 基于软件的超声系统的另一个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,为了达到设计目的的主板应优选地支持多处理器的 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。

[0052] 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转换为软件方式实现而获得,这是因为在流通式结构中,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,新的处理方法需要实现比流通式方法大得多的效率。

[0053] 在本发明基于软件的超声系统结构的一个实施方案中,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、从专用变换器通道获取的 RF 样本组。例如,让我们考虑如图 4 所示的具有 128 元素线性变换器阵列的典型 2D 成像扫描模式。

[0054] 在此情况下,“传输事件”将包括来自多个变换器元素的定时脉冲(timed pulse),以产生多个在媒介中结合而形成聚焦超声束的声波,该聚焦超声束从处于特定元素位置的变换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连续递增发射的超声束,从而访问整个图像帧。对于每个这种传输束,从变换器内的 128 个接收器元素中的每个元素收集接收到的回波数据并将接收到的回波数据组成数据阵列,每一列表示由相应的变换器元素接收的采样回波信号。因此,每个阵列具有与 128 个变换器元素相对应的 128 列以及与在所采用的深度上的样本数相对应的行数(在此情况下,我们将假定有 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。

[0055] 值得注意的是,在流通式结构中,因为超声束和图像在数据从变换器流入时产生,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,对该数据进行处理并组合(称为波束形成)以产生表示沿着单个超声束(扫描线)聚焦返回的单个 RF 信号。将此 RF 信号处理(还是实时的)为在内存阵列中存储的回波幅度样本。当处理完所有的超声束方向后,回波幅度数据被插入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”从变换器元素流进的数据。

[0056] 在本发明基于软件的结构中,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分开,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。在流通式结构中,这些采集数据将以较高的处理速率实时地形成扫描线。在本发明基于软件的结构中,RF 数据的存储允许该处理占据与显示帧的时间同样长的时间,对于组织运动的实时显影来说,显示帧的时间典型为 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,而高于流通式结构的 52 微秒。相比流通式结构,本存储策略对于典型的扫描深度具有充分降低最高处理速率的效果。

[0057] 面向像素的处理

[0058] 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。下一步是以此图像阵列中的一个像素作为开始并考虑在 RF 数据组中哪些样本点对该像素的密度计算有贡献,并确定对这些样本点进行存取和处理的最有效方法。由于只需处理对显示器上的像素有贡献的信息,所以此方法完全不同于目前流通式结构所利用的方法。在本发明的方法中,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。

[0059] 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便可典型地完成包括简单的缩放和插入的该操作。

[0060] 我们接下来考虑用于本发明超声图像的单个像素的处理策略。在本讨论中,我们将假设我们的目标是为了在相对于变换器阵列的像素的相应空间位置得到回波强度。同样可得到其他的声学参数。我们的第一步是找到包含对回波强度计算有贡献的样本的采集 RF 数据的区域。为了实现用于图 4 的扫描方法的该步骤,我们首先找到最接近于贯穿像素位置的采集扫描线,然后利用相应的单个元素数据阵列。图 5 示出了用于在超声图像中的示例像素的映射过程。在图 5 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有贡献的数据阵列,但是对于本

例,我们将只考虑单个数据阵列。

[0061] 我们的下一步是映射出包含对该像素的强度计算有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特定点返回的信号。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的阈值的元素。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。如图 5 所示,在变换器的右侧较远处的元素不包括在映射数据区域内。

[0062] 映射数据区域的起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 5 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,从而使该数据组的起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依赖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,以产生遍布更大深度范围的 RF 内存的回波信号。

[0063] 幸运的是,对于给定的像素格,确定映射数据的区域的很多因素可被预先计算,这是因为该像素格没有完全改变实时图像序列的多帧。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。

[0064] 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} 。

$$[0065] \quad RFP_{nm} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \dots & a_{1k} \\ a_{21} & & & \\ \dots & & & \\ \dots & & & \\ a_{j1} & \dots & \dots & a_{jk} \end{bmatrix}$$

[0066] 符号 ' P_{nm} ' 指的是第 n 行第 m 列的图像像素。矩阵列为图 5 中的竖直条,其中假定在每一个竖直条内的样本数 j 均相同。样本数 j 依赖于用于捕获由传输脉冲产生的信号所需的时间内的 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。

[0067] 目前计算像素 P_{nm} 的信号强度值的过程包括最终导致单一值的一系列矩阵运算。当以这种方式组织计算时,会很快发现可将某些矩阵运算在代数上结合以导致更少的计算操作。在不描述具体细节的情况下,样本内插(sample interpolation)操作用以找到对于个别元素、带通滤波、用于积分检波的希尔伯特(Hilbert)变换滤波以及最终求和的正确延迟值,该样本内插操作可在单个的矩阵乘法中进行,然后得到所得矩阵的迹(矩阵的迹为沿主对角线的元素的总和。由于只需要矩阵乘法的结果的主对角线,所以可相当大地简化该乘法运算)。由于这些操作所需的许多矩阵不依赖于像素位置,因此可在实时操作前对这些矩阵进行预先计算。那么,处理矩阵可通过将预先计算的元素与随像素位置动态变化的元素(例如内插参数)组合而形成。在内插步骤数量固定的情况下,甚至可能从预先计算的向量的集合中选取处理矩阵的行。虽然并非本方法的本质,但对用于形成处理矩阵的预先计算出的数据的使用基本上可减少用于实时操作的处理时间。

[0068] 由面向像素处理得到的信号值典型为可由求积样本 I、Q 表示的复信号值。为了在该图像点处得到回波强度,利用求积样本的平方和的简单平方根计算该信号的大小。如果需要相位信息(如用于多普勒传感的额外处理),则可保留复信号表示。

[0069] 利用此计算方法,需要计算像素的重建信号值的处理步骤的数量基本上比流通式结构减少了。由样本计算得到的估计值表明,对于典型的图像尺寸,如从 10 到 1(整个数量级)的操作数的减少也是可能的。此外,可利用现代处理器的向量处理性能完成所需的矩阵操作,在现代处理器中可利用单指令处理多数据(这种指令被称作 SIMD 指令,其代表“单指令,多数据”。例如,PowerPC 架构的 AltiVec 处理单元可在单个时钟周期内对两个向量进行乘法和累加操作,每个向量均包含八个 16 位的样本)。这些因素使得利用一个或多个普通用途的处理器进行超声图像数据的实时处理是可行的。

[0070] 重要的是,应注意到对于典型的成像扫描,面向像素的处理方法不产生中间数据组——通过对映射采集数据的一系列矩阵操作,该处理方法直接从未经处理的、采集到的 RF 数据得到像素强度。输出图像的每个像素均映射至采集数据中其自身的独有区域并具有其自身的处理矩阵,以允许由原始采集数据直接转换为所期望的声学信号估计值。这与传统的流通式结构的不同,传统的流通式结构典型地将专用通道 RF 数据处理为沿传输/接收射线的、波束形成的 RF 样本,然后产生其后用于显示而被扫描转换的探测出的幅度数据组。在面向像素的处理方法中,甚至将扫描转换的处理包括在单个处理操作中,用于分区格式扫描的该处理包括由极坐标到直角坐标的转换。

[0071] 对于图像数据的不规则形状,更适于考虑将像素的集合表示为像素组。呈现给使用者的实际显示则可包括被处理并表示为显示帧的多像素组。这种理念对于实现复杂的扫描格式以及超声扫描的各种标准模式均有效,例如与多普勒成像结合的 2D 成像、与时间-运动成像(M 模式)结合的 2D 成像或者与光谱多普勒显示结合的 2D 成像。在时间-运动成像和光谱多普勒的情况下,像素组可包括在显示器上连续移动的单个像素列。

[0072] 还应该注意到面向像素的处理方法产生的图像数据可在显示器上精确测量,从而得出其他类型的实验数据。在 2D 成像中,每个像素均具有相对于变换器的已知空间关系,因此,像素中的测量距离可容易地转换为被成像的媒介中的测量距离。

[0073] 一种上述处理方法可能的阻碍为总线带宽。必须对与每个传输事件相关的接收到的 RF 数据的内存阵列进行存取,从而计算图像点,并且该存取必须在计算机的扩展总线上发生。对于最大范围超声采集的情况,如果每个内存阵列中的所有样本均需要用于处理,则用于上述采样方法所需的带宽将为每帧 $128 \times 4096 \times (2 \text{ 字节/样本}) \times (128 \text{ 个阵列}) = 128 \text{ MBytes}$ (被存取样本的二级超高速缓存确保在给定的帧中需要多次处理的样本将在第一次存取后从超高速缓存确定,而不通过扩展总线)。在每秒 30 帧的情况下,这 will 总计为 3.75GBytes/秒的相当大的带宽,这将达到当前大多数计算机总线的性能的极限(PCI-Express 总线的峰值数据速率被指定为 256KBytes/秒/路,对于 16 路(lane)的扩展槽其提供 4GBytes/秒的传输性能)。幸运的是,由于上述因素,只需要每个内存阵列内样本的子集以计算图像点。因为每个变换器元素均具有有限的灵敏度空间范围,所以并非所有元素都对给定的重建点有贡献。此外,用于大多数应用的典型的往返成像范围约为 500-600 个波长(例如,对于 5MHz 变换器为 8-10cm),因此内存阵列只被部分填充。这些因素导致了约 1-2GBytes 的典型的总线带宽需求,以用于每秒 30 帧成像,恰位于当前计算机扩展总线的性能之内。

[0074] 总线带宽的进一步减小可通过利用更少的传输事件而实现,这相当于一类多线成像——通常在高端超声系统上使用以改进帧速率的技术。因为可将传输束扩大至以更少的

传输/接收事件覆盖图像画面的宽度,所以可减少单个元素数据阵列的数量。在此情况下,沿一行的多重像素适于单个传输的波束图。这些多重像素仍将具有其自身的映射数据区域,但该数据区域将全部来自于相同的数据阵列,从而减少了必须在总线上传输的数据的量。面向像素的处理方法可容易地适应此类图像采集和处理。

[0075] 为了解决面向像素的处理方法的图像质量和计算速度问题,已经进行了仿真研究。图 6 和图 7 示出了排列在构图中的仿真的点目标的图像。仿真的线性变换器阵列包括处于 1 个波长间隔内的 128 个元素。因为仿真处于波长单元内,所以其独立于超声中心频率。在此仿真内使用的传输脉冲为三个循环脉冲的加权余弦,其为用于当前变换器的相当典型的脉冲形状。传输焦距被设置为 100 个波长并导致此范围附近的回波幅度的强度增加。在此仿真中的图像点的间隔为一个波长的距离,这足以呈现出此重建的空间分辨率。图 7 示出了图 6 中放大区域的透视图(深度为 50 至 130 个波长,横向为 32 至 96 个波长)。重建图像画面的子区域的增强视图的能力是面向像素的处理技术的另一个优点。

[0076] 为了产生用于高分辨率显示的更大图像尺寸,利用计算机图形卡的处理能力可将该超声图像内插为更大的显示尺寸,而无需额外的 CPU 处理。参照图 6 的图像说明此过程,该图像只包括 18560 个图像点,但已经被内插为用于在页面上呈现的多得多的像素(每英寸 300 个像素)。

[0077] 这些仿真研究已经检验了面向像素的处理方法的精度和速度。重要的是,应当注意到,已经实现了超声成像系统所有的处理功能,包括波束形成的复杂过程。该处理算法的进一步优化可产生更高的处理速率,以用于更为复杂的处理或在每幅图像上呈现更多的像素。此外,处理器速度每 18 个月的加倍将对像素处理速率提供重大的推进。

[0078] 本发明基于软件的结构揭开了支持以非传统的材料及方法构造变换器的可能性,例如廉价的塑料聚合物变换器。这通过使采集过程与信号和图像形成过程完全分离而实现。在对 RF 数据存储内存接口进行较小变化的情况下,可将内存写入改为读取-修改-写入,从而使输入数据与已在内存中的数据相加。此改变使 RF 信号在多重同样的传输事件上被均分,以减少系统噪声的影响并提高动态范围。与均分幅度图像相比,对 RF 信号的平均使产生显著的信噪比(SNR)增益成为可能。

[0079] 在超声系统中的很多噪声是由来自系统的电子设备的数字噪声和辐射数字噪声引起的。其余的噪声通常为环境 RF 噪声,其由作为天线的变换器接收。在这两种情况下,噪声谱均相当平坦,以使得在该 RF 信号的系统滤波下,噪声作为限带白噪声出现。由于当往返信号通过人体传播的距离越来越远时被削弱,所以噪声典型地决定了能应用于输入信号的最大增益并因此决定了系统的穿透性。

[0080] 如上所述,对于新的系统结构,信号平均的使用可显著地提高信噪比并因此而提高动态范围。对于较浅的深度,例如 4 或 5 厘米以下,对于每个超声束方向可应用多重超声事件。脉冲传播至 4 厘米的深度的往返传播时间仅为 52 毫秒,以使在 832 毫秒内可进行 16 个传输/接收循环。由于体内的运动(存在一些例外)典型地在 2 或 3cm/秒以下,所以回波界面在开始采集用于该 16 个脉冲的数据时,将只移动波长的一小部分(在 5MHz 时约为 1/16 个波长)。则利用 128 个波束位置的完整超声帧将占用 106 毫秒以进行采集,从而给出每秒 10 帧的可用帧速率。本采集方法将预期在信噪比方面得到四倍的改进,或者约 12dB。信噪比的这种改进已在仿真研究中得以验证。图 8 示出了利用面向像素的处理方法处理的两个

仿真图像。左侧的图像源于每个波束具有一个传输脉冲的 RF 数据,其中在每个通道内已加入约 8 倍于点目标信号强度的限带白噪声。右侧的图像对于 RF 数据利用相同的信噪比,但是该图像源于每个波束方向上 16 个分离的传输 / 接收事件的平均。

[0081] 无论使用何种变换器材料,在变换器信号的采集中进行信号平均应取得灵敏度和穿透度的改进。例如,可便于利用由微机电硅酮装置制造的阵列,该装置利用微小的硅酮鼓传输声学信息。最终,对于利用 PZT 制造的典型变换器来说,还应降低声功率水平,而不牺牲传统测验中的成像性能。低功率、高动态范围的超声成像的另一个优点在于可应用微泡对比剂(contrast agent)以提高血流的显影。典型的功率水平导致微泡的迅速破坏,因而限制了显影研究。更低的功率水平应可提供更长的对比有效时间并可允许新的临床方案。

[0082] 新的基于软件的超声结构的灵活性相比标准的流通式结构提供了其他优点。此前,我们已经说明了可怎样将新的面向像素的处理方法应用于实现标准的超声成像采集模式。因为单个通道 RF 数据在内存中捕获,所以也可支持超声成像的替换模式。一个重要的例子通常被称作“均匀照明成像方法”或“闪速传输方法”。在此方法中,用单个未聚焦的传输脉冲对整个图像范围立刻进行内插,随后进行由变换器阵列内的每个单个元素至内存缓冲内的返回的回波信号的采集。在对单个元素数据进行适当的处理的情况下,可重建整个图像平面,而不需要进一步的传输脉冲。因此该闪速传输技术可在与利用传统的方法采集单个扫描线的相同时间内获取全部图像,以提供相当于典型扫描 128 倍高的理论帧速率。

[0083] 由于人眼的响应时间相当慢,因此对于超过约每秒 30 帧的超声成像显示速率来说并没有太多益处。然而,还有例如小儿心脏成像以及心瓣膜运动的分析等应用,其需要高得多的采集率。为了满足这些应用,可利用闪速传输成像技术获取 RF 数据帧,其可实时地以较高的采集速率存储于连续的内存单元内。对于实时观察来说,可将帧以用于处理和显示的更低速率从采集流中选出。当扫描停止时,则可将内存中的所有采集帧以正常或降低的观察速率处理并重放,以允许进行快速组织运动的最大程度的慢动作分析。

[0084] 正如人们所预料的,闪速传输成像技术也有一些缺点。因为传输脉冲为未聚焦的脉冲,所以显然空间分辨率将有一定的损失,尽管此损失将只限制于横向空间维度内。而且,因为传输能量更为弥漫,所以回波强度将有一定的损失。最后,由于图像中更大的回波目标“始终”被观看,而不仅是沿着特定的扫描线,所以需要较高的动态范围重建以防止掩蔽更小的回波信号。这些不足典型地导致了超声系统设计师对于常规的成像拒绝采用闪速传输重建方法。

[0085] 经常忽略了这样的事实,即可调控闪速传输重建技术的较高的帧速率能力,以减少或消除许多上述不足。事实上,此方法可能具有的较高的帧速率对于传统成像方法所不可能实现的对比度分辨率、组织分化以及血流成像方面的基本改进打开了大门。例如,可在闪速传输方法中利用空间复合获得横向空间分辨率的恢复和对比度分辨率的基本改进。可通过多角度对未聚焦的传输脉冲进行控制,从而在足够短的时间内从几个方向上访问媒介目标,该时间周期足够短,以使得不会引入人为移动。然后对来自专用转向角的图像进行组合以提供合成图像。即使使用多达 9 个不同的角度也只需要 9 个传输脉冲,例如用于 10cm 的图像深度其只用 1.2 毫秒。通过减少人为斑点并使回波强度的变化与目标界面角度达到平衡,而示出空间复合,以提供对比度分辨率的显著改进。对于未聚焦的传输情况,空间复合也可通过将好得多的脉冲轴向分辨率调至横向来恢复横向空间分辨率的一些损失。当保

持很短的采集时间时,也可采用其他用于提高对比度分辨率的技术,例如频率复合以及谐波成像。

[0086] 图 9 示出了利用均匀照明成像证明用于完成空间复合的新式系统结构的性能的模拟。空间复合利用五个以 10 度的间隔隔开的转向角。将图 9 的空间复合图像与图 6 的“扫描线”图像进行比较,我们看到二者的分辨率相当而图 9 的旁瓣电平(side lobe level)略微高一些。根据实际情况,值得注意的是,用于闪速传输图像的采集时间约为用于传统图像时间的 1/25。图 10 中最低的旁瓣电平为弥漫的且散开的,这对于将图像中的人为影响降到最低而言是很理想的。在实际的活体组织中,空间复合图像将显示出其他的优点:减少目标返回的角度依赖以及减少人为斑点。闪速传输空间复合成像方法在较高的帧速率下可比传统成像产生更高的组织区分,这是当前高端系统无法达到的结合。

[0087] 可利用其他方法调控闪速传输成像方法的较短的采集时间。因为新式的系统结构提供了多重 RF 存储缓冲,所以对于闪速传输方法而言,这表现出了数据的多重完整帧,并且用于较短的成像序列的非常高的帧速率也是可能的。此序列可具有重要的新型用途,例如:1)对于角度校正的彩色血流成像以多角度捕获全帧多普勒数据;2)剪切波成像,其中可显现穿过媒介的剪切波阵面的传播,以提供组织力学性质的信息;3)弹性成像,其中组织对于外力的应变响应可产生关于组织硬度的信息。

[0088] 此外,对 RF 帧数据的较大的缓冲器的存取直接发展出了新的算法,尤其是在学术研究团体中,在临床机器上缺乏对 RF 数据的存取而阻碍了新算法的发展。对于动态范围或信噪比而言,交替使用帧速率的简单能力可有效地增强,这在传统的超声系统中是难以实现的。

[0089] 图 12 总结了如上所述的面向像素的处理方法的变化。图 12A 示出了将接收到的回波信号与先前已经存储于存储阵列中的信号相结合。这使得例如对多重传输-接收采集进行信号平均的功能增强并改善了接收到信号的信噪比和动态范围。图 12B 示出了对来自多重传输-接收采集的被处理的像素信号进行组合以增强该像素信号的某方面的方法。在上文中,此方法被用于对来自于从不同角度访问媒介目标的传输-接收采集的图像数据进行组合。这导致了提高最终图像的对比度分辨率的空间复合。最后,图 12C 示出了将像素数据组或图像帧的处理与采集过程分离。在此情况下,将产生图像所需的采集信号分为多个数据组,这些数据组包括一个或多个采集信号阵列。将存储区域做得足够大以存储多个此种能以循环方式写入的数据组。在此方法中,可以仅受声速因素限制的、较高的速率完成对回波信号数据的采集,而像素信号的处理以适于显示的更低速率进行。当采集停止时,所有数据组均可以更低的速率处理,以提供慢动作显示。

[0090] 图 11 示出了面向像素的处理应用的典型选择,其被分为两个区域——可用于三维(3D)体积成像、剪切波成像、弹性成像、高动态范围成像和高对比度分辨率成像的高帧速率成像,以及第二区域的可用于 3D 多普勒血流成像、向量多普勒血流成像和高帧速率组织多普勒成像的高帧速率多普勒血流成像。在图 11 中还示出了在所选类别中的进一步应用。

[0091] 高帧速率应用对与均匀照明或闪速传输技术相结合的面向像素处理方法进行调控。对于 3D 体积成像,可用一个或多个未聚焦的闪速传输脉冲访问整个感兴趣的体积,以达到较高的实时帧速率,甚至可用用于空间复合或频率复合的多帧的组合进行访问。对于弹性成像,较高的帧速率允许通过图像区域传播的机械剪切波的成像,其可显示组织的弹

性特性的信息。以上已讨论了高动态范围和高对比度分辨率成像的潜力,其对面向像素处理方法的信号平均和多帧处理能力进行调控。

[0092] 更适合将用于 3D 体积成像的面向像素的处理方法称为面向体素(voxel-oriented)的处理方法。这是由于 3D 体积扫描的输出典型为包括体积元素的三维长方体或体素。用于确定关于特定体素的声学信息的处理过程与用于 2D 图像中的单独像素的处理过程相同。将体素的空间位置映射至对体素的量有贡献的所采集的 RF 数据的区域,并形成数据矩阵。然后利用矩阵运算处理数据矩阵,以得到用于体素的量。在多采集上的体素数据也可用于获得 3D 多普勒信息。

[0093] 可将体素数据显示为通过成像体积的二维部分或体现体积的透视图。也可能具有同步显示,其中将 3D 体积透视图沿由系统或用户确定的一个或多个侧面二维部分显示。因为可同时用面向像素和面向体素的方法对接收的回波信号数据进行处理,所以此显示是可能的。

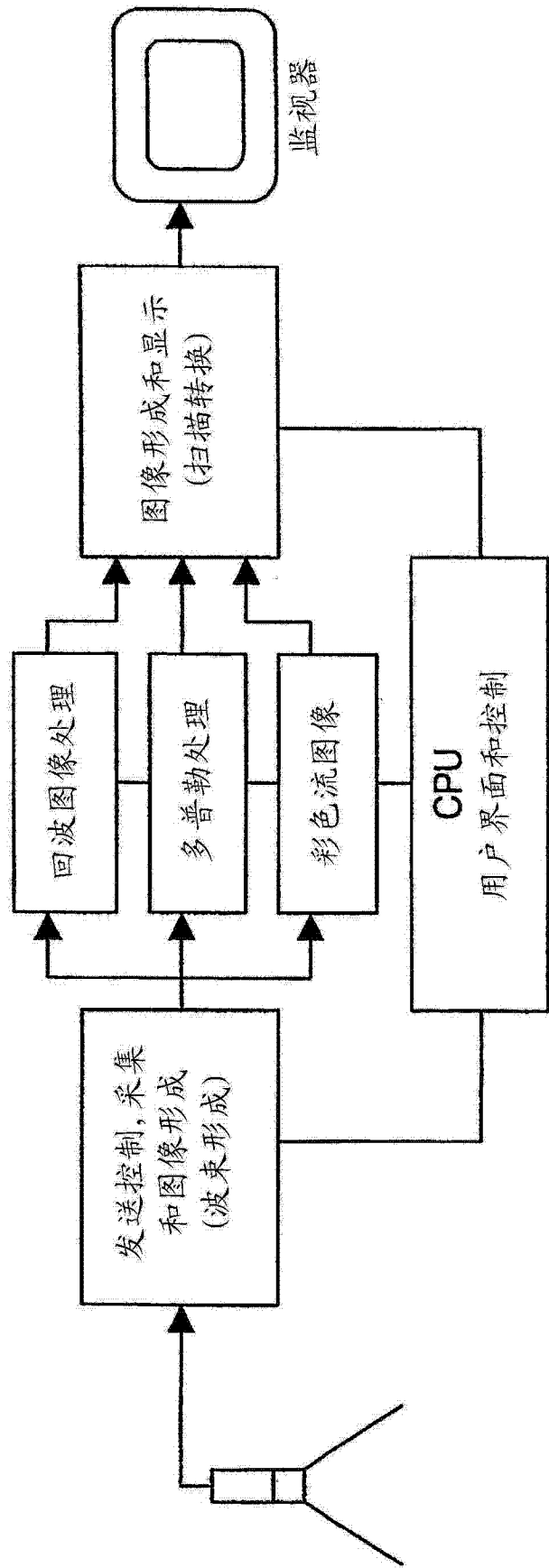
[0094] 3D 成像需要更为复杂的变换器阵列,例如机械扫频的线性阵列或具有大量元素的 2D 阵列。在此情况下,也许需要更改采集硬件。为了将大量的变换器元素连接至较少的传输和接收通道,通常采用模拟和 / 或数字多路(multiplexing)。有时将部分或全部的多路合并于变换器外壳内。多路器被用在传输上,以选择用于形成对 3D 体积进行照明的一个或多个传输束的元素。在接收上,多路器被用于将一组变换器元素连接至可用的接收采集通道。在某些情况下,适于采用合成孔径技术以对来自于多重采集事件的接收数据进行组合,从而增加了处理通道的有效数量。

[0095] 图 11 的右边示出了高帧速率多普勒血流成像方法,其还利用了与面向像素处理相结合的闪速传输方法。只用少量的传输 / 接收循环便可能采集用于整个成像区域的血流信息。可将采集的“集合(ensemble)”用于计算位于每个像素位置的相位变化的平均速率,其代表了与移动血液细胞相关的多普勒频移。而且,利用此方法能够达到的较高的帧速率实际应用于例如 3D 体积血流成像、向量多普勒血流成像(探测血流的大小和方向)以及组织多普勒成像(利用由低回声移动组织产生的多普勒频移以提高可视性)。组织移动的高帧速率可视化也支持弹性成像,弹性成像通过观察弹性特性对所感应的机械位移的响应以寻求确定组织的弹性特性。

[0096] 可以理解面向像素和面向体素的处理方法可应用于与以上所述不同的超声成像的许多其他模式和应用。因此,以上描述并不是对本处理方法的范围的限定,而是为了说明本方法可如何用于支持各种现有的应用和新式的潜在应用。

[0097] 在本说明书中所涉及的和 / 或在申请信息页中所列出的所有美国专利、美国专利申请出版物、美国专利申请、外国专利、外国专利申请以及非专利出版物,全部通过引用合并于此。

[0098] 由前所述可以理解,尽管在此为了达到说明的目的,已对本发明的具体实施方案进行了描述,但在不脱离本发明的精神和范围的情况下可进行各种修改。例如,虽然产生像素或体素声学信息的上述处理操作是利用矩阵运算实现的,但经过验证,也可以使用标准的数学运算或者甚至使用基于硬件的处理方法以实现部分或全部处理步骤。因此,本发明仅由权利要求所限定。



当前超声系统所使用的流通式系统结构

图 1A

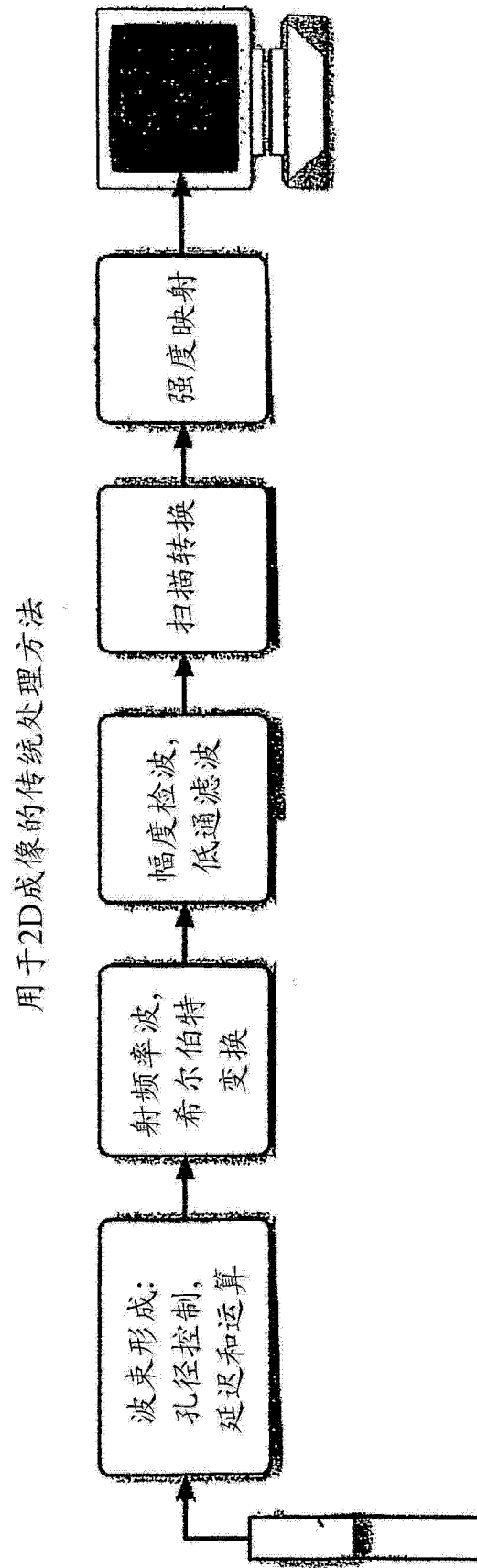
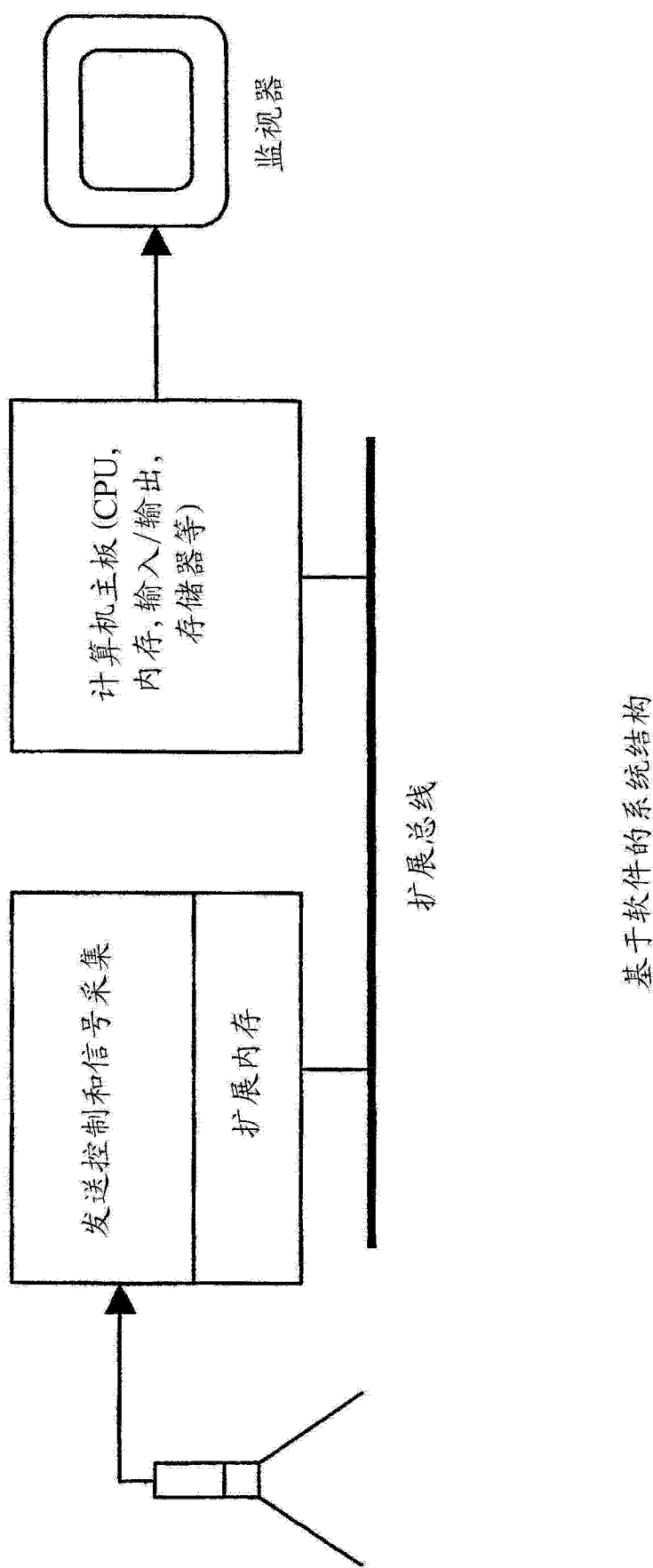
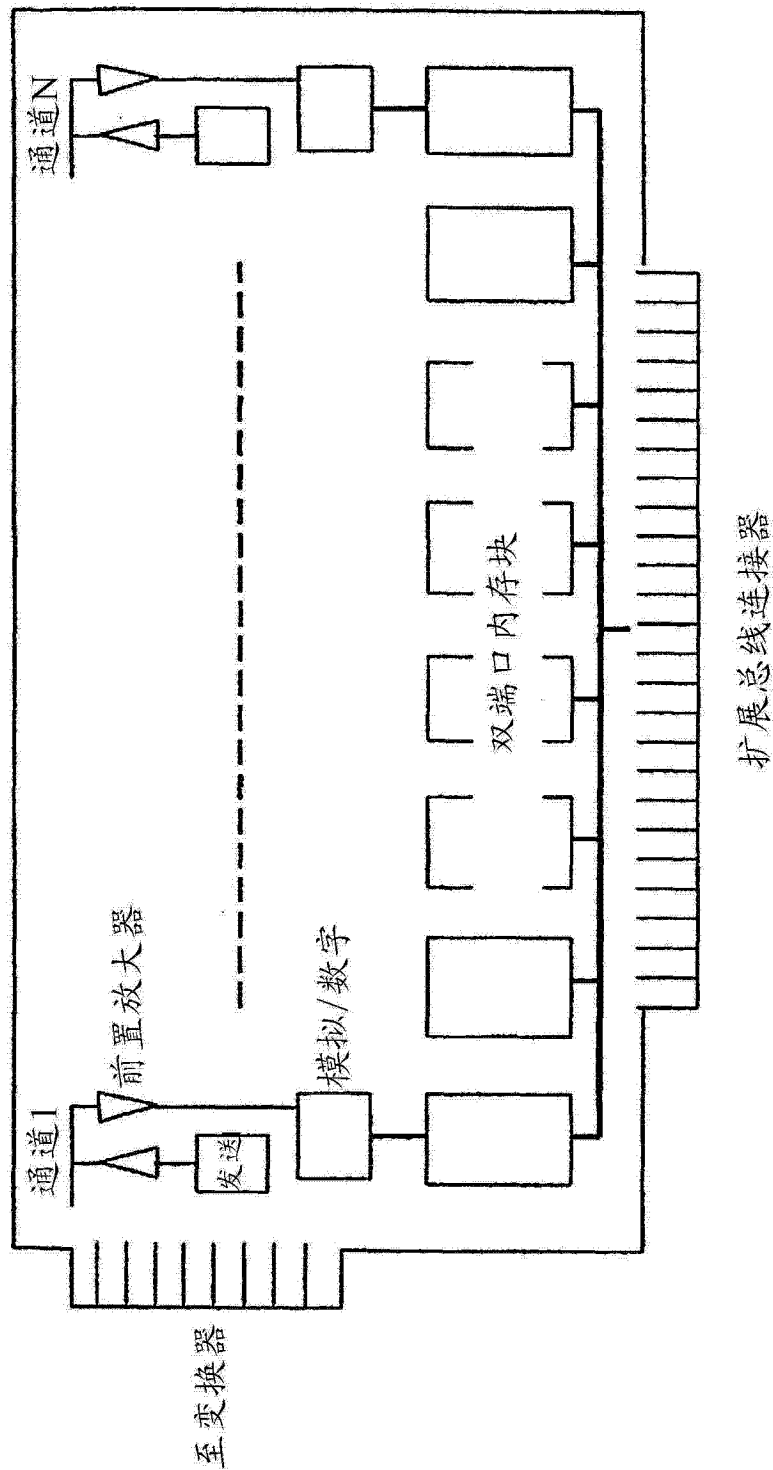


图 1B



基于软件的系统结构

图 2



包含采集电路的插件模块的示意图

图 3

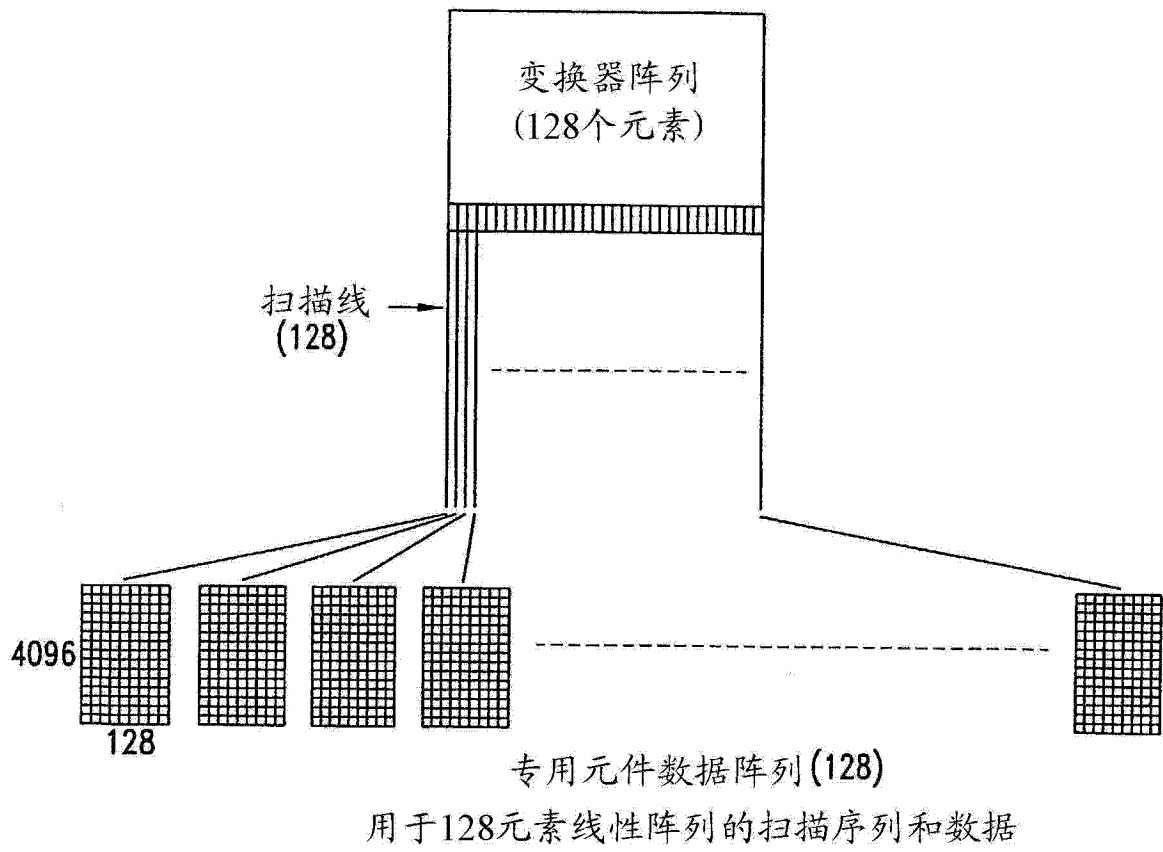


图 4

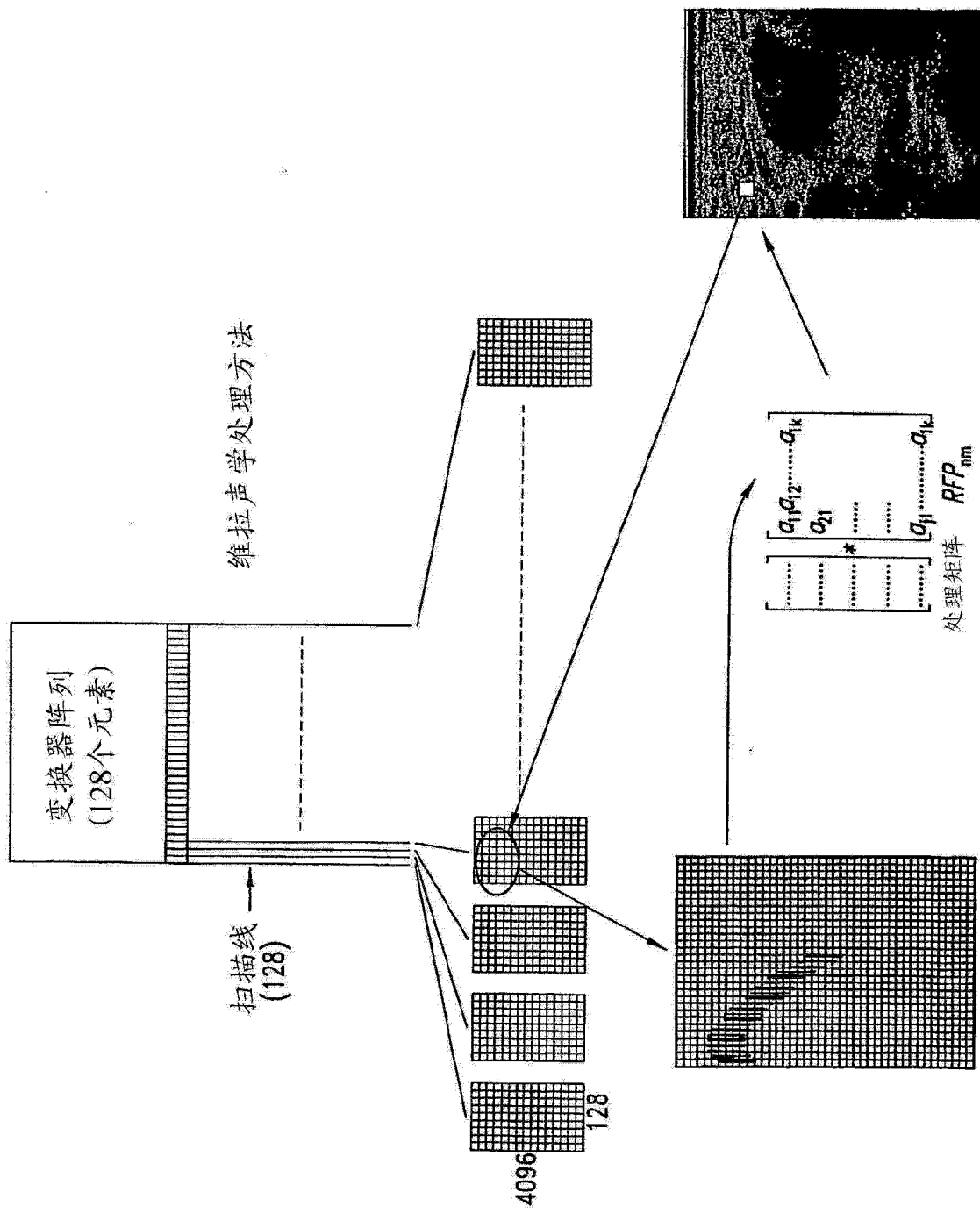
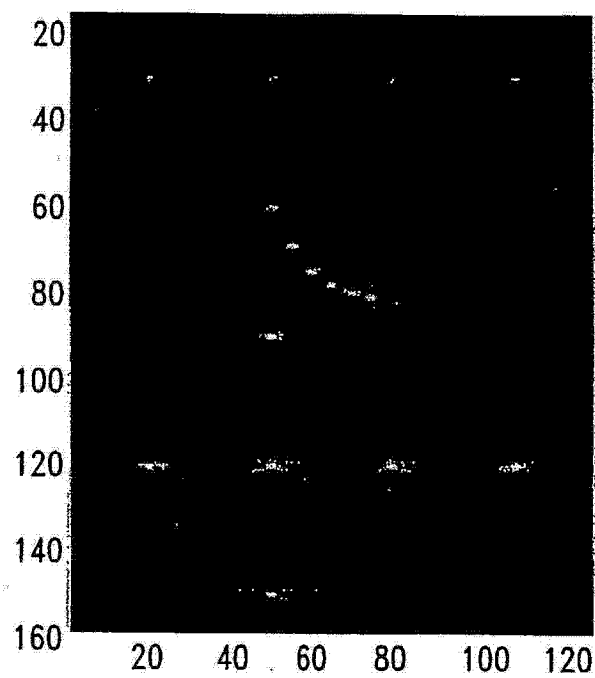


图 5



面向像素处理方法的MATLAB模拟。点目标示出了用于滑动瓣的典型十字形图案（利用方形图案对强度数据进行压缩），以及用于旁瓣的典型十字形图案（利用平方根函数对强度数据进行压缩）。沿X轴和Y轴的刻度为波长。

图 6

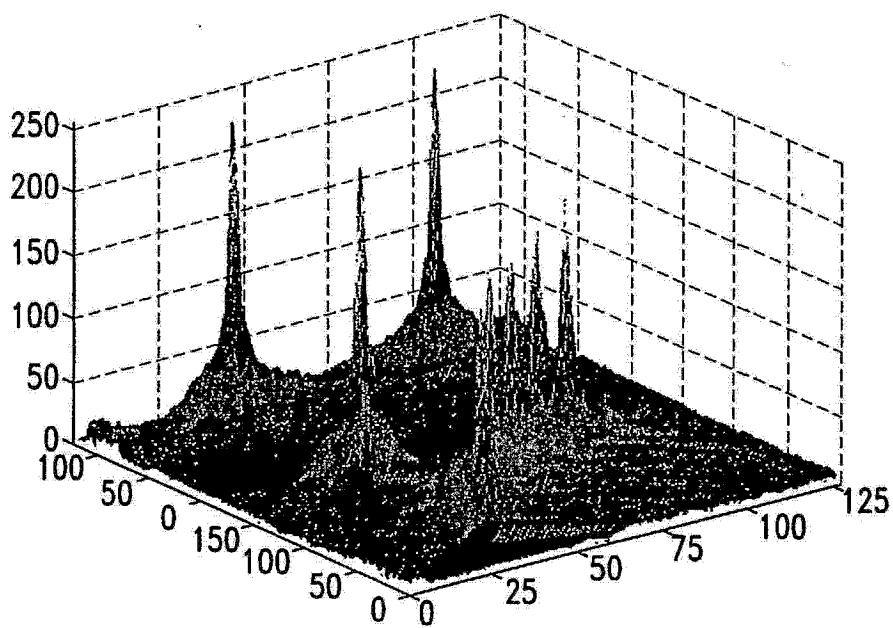


图6中放大区域的透视图，图像点处于 $1/2$ 的波长间隔。
粉红色表示处于-48DB或更低的旁瓣，且深蓝色表示
低于-100DB的背景杂斑。
沿X轴和Y轴的刻度以 $1/2$ 个波长为单位。

图 7

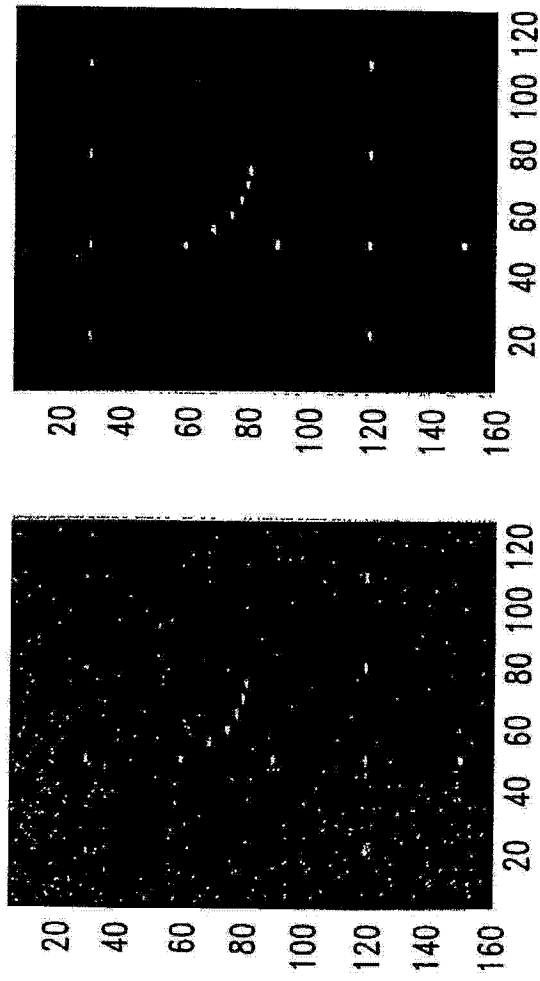
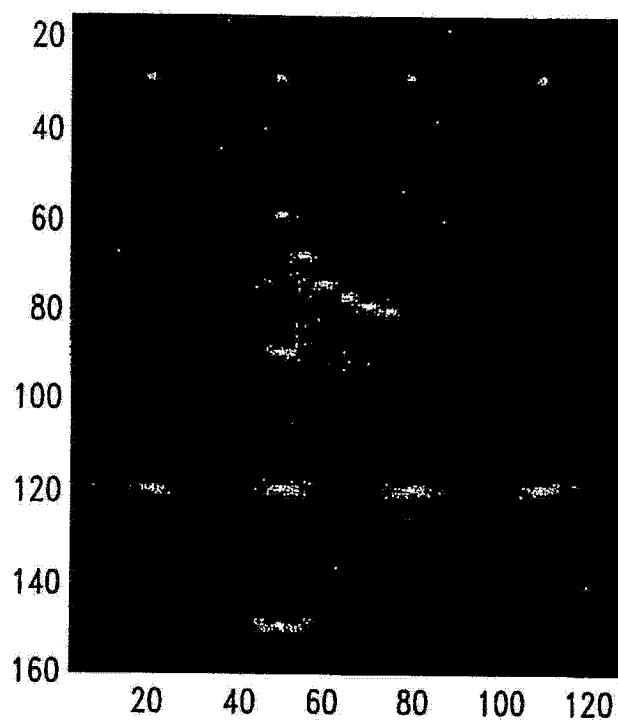


图 8

信号平均对加至RF数据的限带噪声的影响。左侧的图像由每个波束方向上具有一个传输脉冲的RF数据处理而成，右侧的图像由对每个波束方向上16个传输/接收事件求和的RF数据处理而成。



利用均匀照明方法的空间复合图像的重建。
在-20度、-10度、0度、10度和20度的转向角
利用五个平波阵面脉冲。用平方根函数压缩强度数据。

图 9

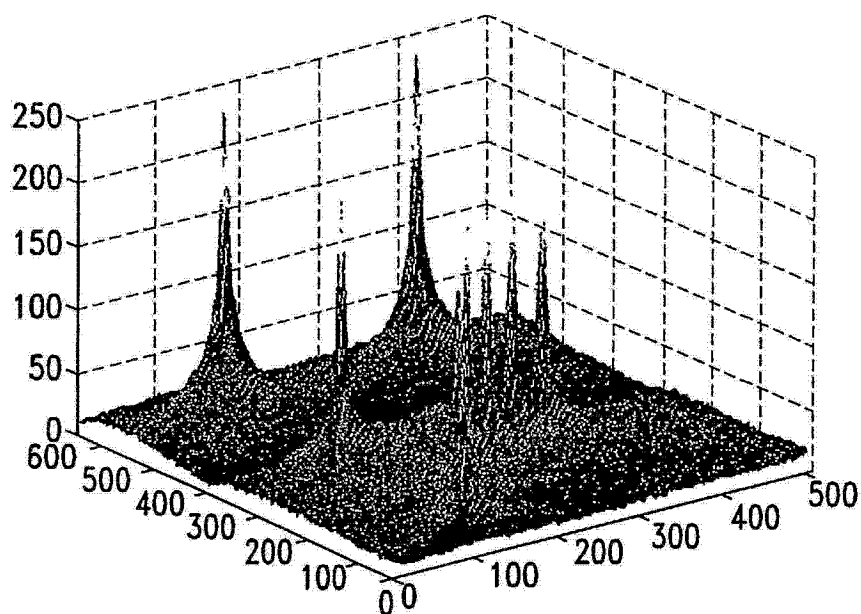


图8的放大区域的透视图。粉色表示-48DB及以下的幅度，而最深的蓝色为-68DB。X轴和Y轴以1/8个波长为单位。

图 10

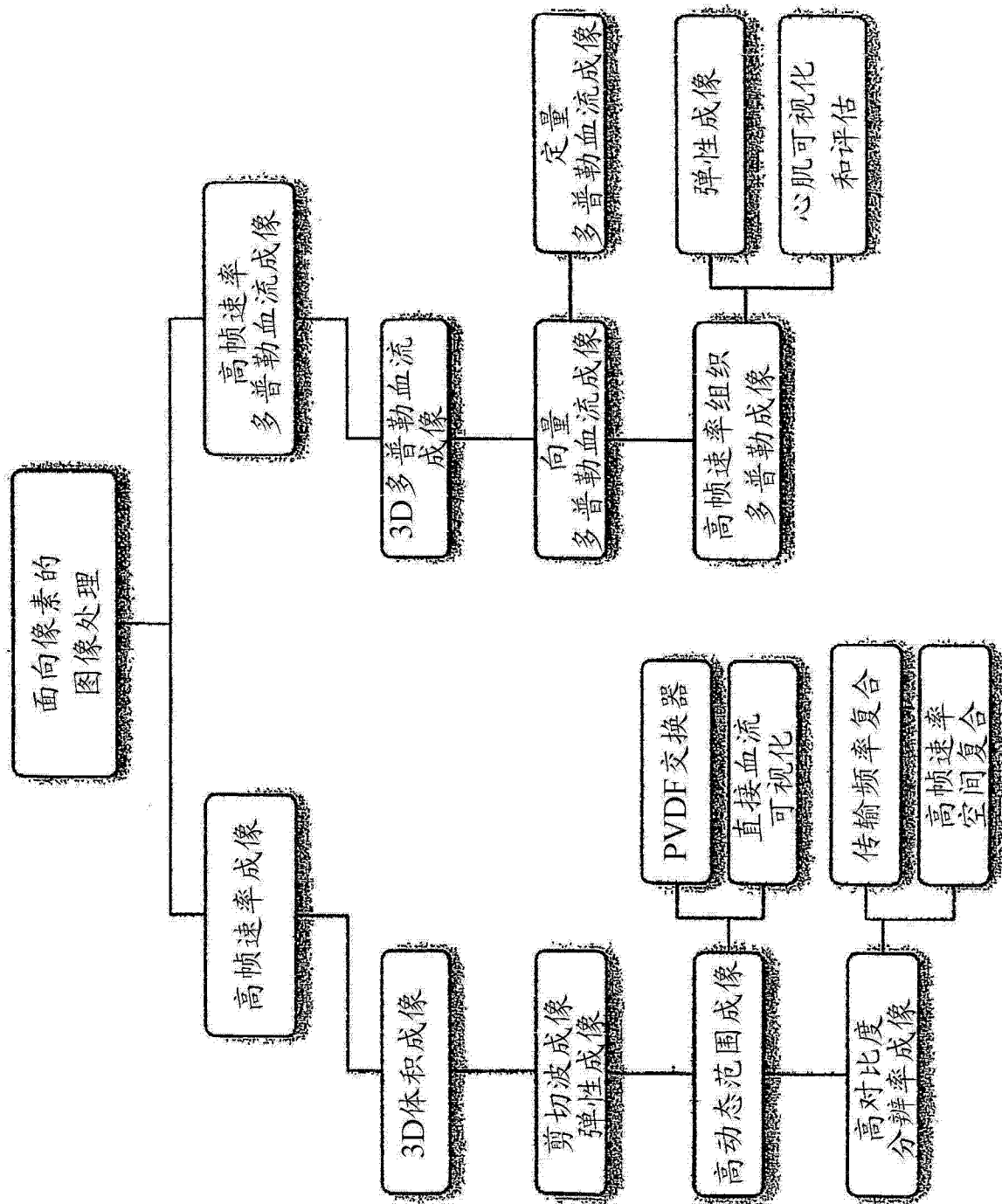
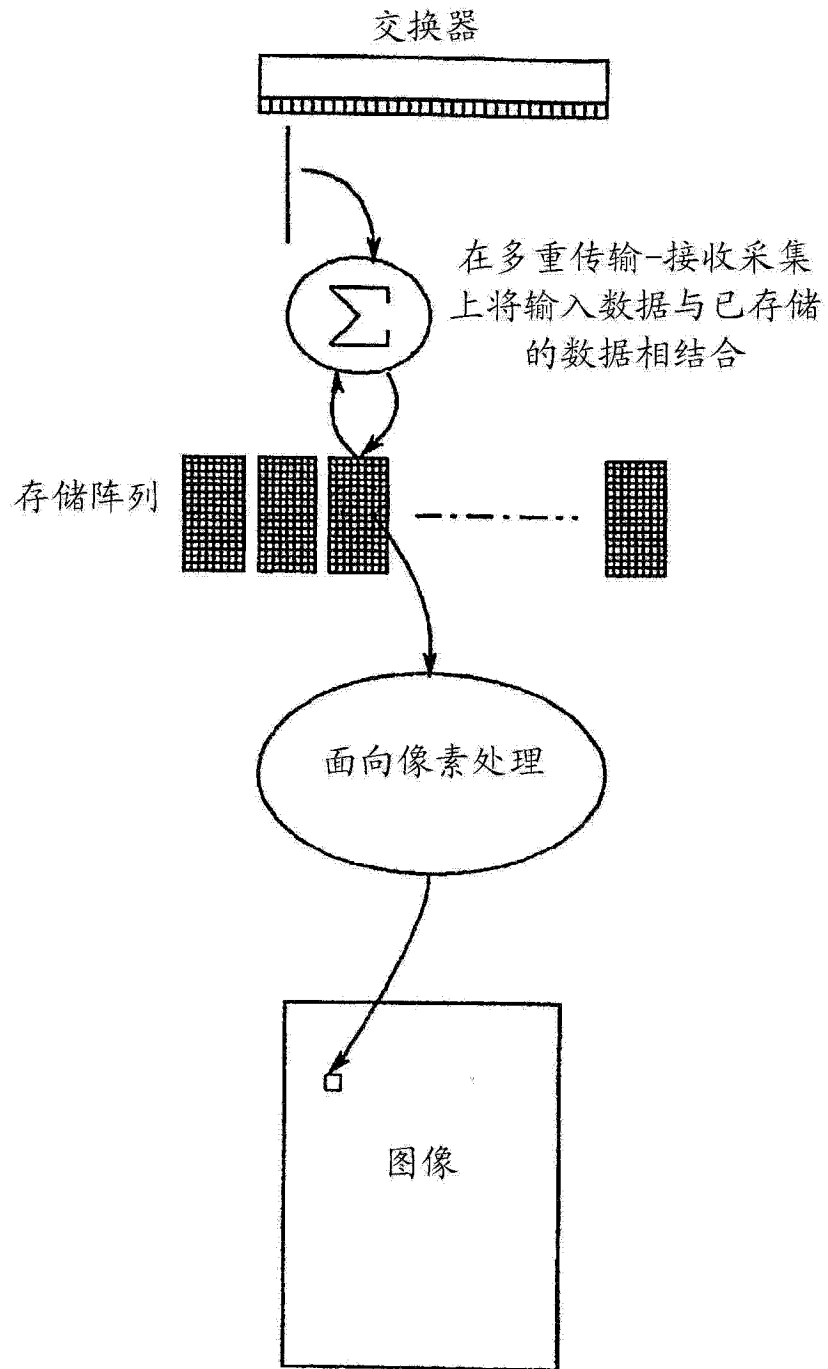
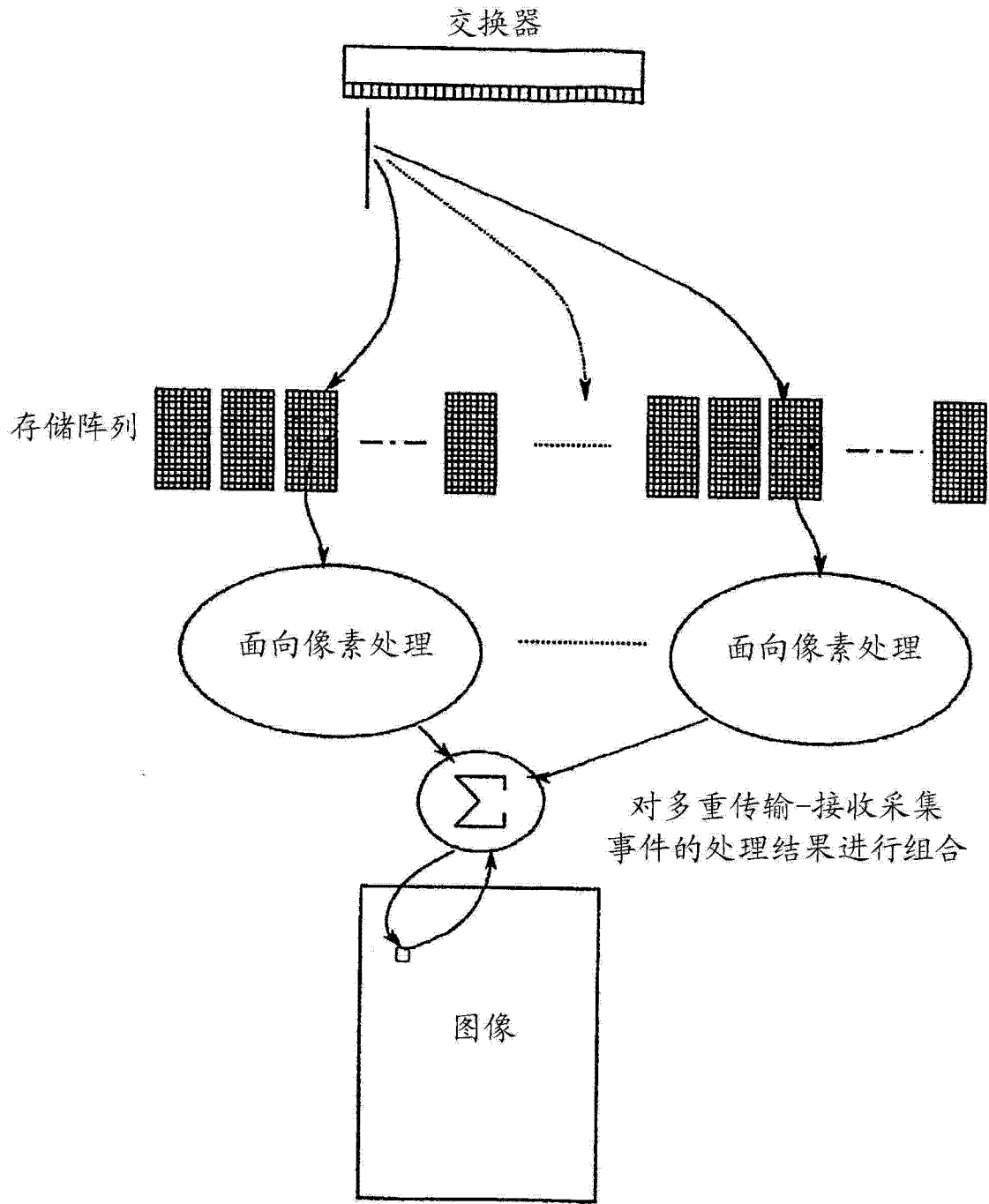


图 11



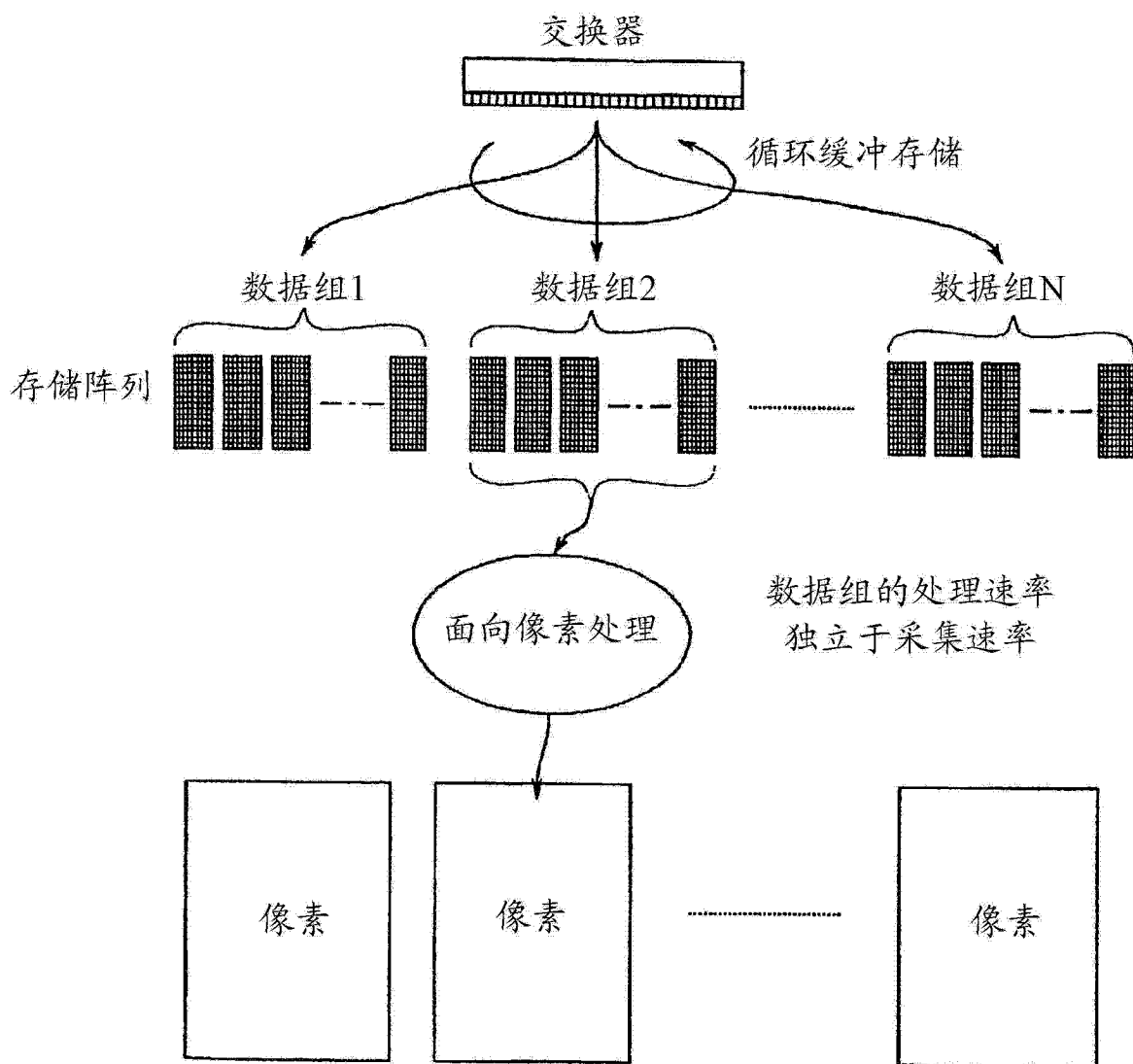
新的采集数据可与存储器中的数据相结合，
以改善输入信号质量

图 12A



可对多重采集的处理结果进行组合，以改善输出像素信号

图 12B



可以不同于采集速率的速率完成输出图像帧的处理

图 12C

专利名称(译)	利用面向像素处理的超声成像系统		
公开(公告)号	CN103142251B	公开(公告)日	2015-04-29
申请号	CN201310053509.8	申请日	2006-04-14
[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	A61B8/06 A61B8/13 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/13 A61B8/483 A61B8/485 G01S7/52034 G01S7/52042 G01S7/5206 G01S7/5208 G01S15/8984 G01S15/8993 G01S15/8995 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/466 A61B8/481 A61B8/488 A61B8/52 A61B8/5207 A61B8/5223		
代理人(译)	王艳春		
优先权	60/671416 2005-04-14 US		
其他公开文献	CN103142251A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种面向像素处理的超声成像系统，在该系统中产生声学信号，在多个接收元素处接收来自于声学信号的回波，从而得到随后被存储的回波信号，将给定像素映射至存储的信号的区域，将存储的回波信号的映射区域组织到用于给定像素的阵列内，然后处理阵列，以产生用于给定像素的信号响应，从而得到用于给定像素的声学信息。本系统可在用于商业PC主板的插件卡上完全实现。可执行本系统和方法以用于面向像素或面向体素的图像处理和显示，从而消除中间数据计算并使软件处理方法能够被广泛应用。其优点包括改进的信号动态范围的采集，用于高帧速率的2D、3D以及多普勒血流成像的灵活的采集模式。

