



(43) 申请公布日 2011.07.13

彼得·约翰·凯克科夫斯基

1. 一种产生多普勒速度图像的方法,包括:

将未聚焦的声信号发送到基本整个场上方的介质内;

响应于发射,在换能器阵列上接收散射的和反射的超声信号;

处理所接收的超声信号,以提取信息来构造对应于所述介质中至少一个点的多普勒速度信号;以及

根据所处理的多普勒速度信号,在显示设备上产生所述多普勒速度图像。

2. 一种超声处理方法,包括:

产生未聚焦的声信号;

在多个接收元件处接收所述未聚焦的声信号的散射回声和反射回声并从所述散射回声和反射回声中获得多普勒速度回声信号;

将给定像素映射到所述多普勒速度回声信号的区域内;

对于所述给定像素,将所存储的多普勒速度回声信号的映射区组织成阵列;

处理所述阵列以对于所述给定像素产生信号响应;以及

使用所述信号响应来对于所述给定像素获得多普勒速度声信息。

3. 根据权利要求2所述的方法,包括:

产生一组给定像素的初始步骤,该组给定像素被选择成代表产生所述多普勒速度声信号的换能器的视野中的区域,其中,组中的每个给定像素对于所述多个接收元件具有已知的空间关系。

4. 一种产生频谱多普勒速度图像的方法,包括:

将未聚焦的超声信号发送到基本整个场上方的介质内;

响应于发射,在多个接收元件上接收散射的和反射的超声回声;

处理所接收的超声信号,以提取信息来构造对应于所述介质中至少一个点的多普勒速度信号;以及

根据所处理的多普勒速度信号,在显示设备上产生所述多普勒速度图像。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中,接收和处理所述超声信号进一步包括:

存储来自于所述多个接收元件中每一个的每个接收的超声信号;

将给定像素映射到所存储的超声信号的区域内;

对于所述给定像素,将所存储的超声信号的映射区组织成阵列;

处理所述阵列,以对于所述给定像素产生信号响应;以及

对于所述给定像素,使用所述信号响应来获得声信息。

6. 根据权利要求5所述的方法,包括:

产生一组给定像素的初始步骤,该组给定像素被选择成代表产生所述声信号的换能器的视野中的区域,其中,阵列组中的均匀给定像素对于所述多个接收元件具有已知的空间关系。

7. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述声信息能够用于下面之中的至少一个:

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

测量并显示对由声信号或声发送波导致的诱发的机械位移做出响应的组织位移。

8. 根据权利要求 5 所述的方法, 其中,

对所存储的超声信号进行合并和平均, 并且信号响应包括所存储的超声信号的平均。

9. 根据权利要求 4 所述的方法, 其中, 所述方法包括以下步骤的多次循环的合并结果: 发射超声信号, 接收超声回声, 和从所接收的超声回声中获得超声信号以得到增强的声信息。

10. 根据权利要求 9 所述的方法, 其中, 所述增强的声信息包括空间复合, 所述空间复合提高根据所述增强的声信息产生的最终图像的对比分辨率。

11. 根据权利要求 4 所述的方法, 其中, 以比处理所述阵列的速率高的速率进行回声信号的接收、获取和存储。

12. 一种超声处理系统, 包括:

模块, 所述模块适合于产生声信号, 在所述模块中的多个接收元件处接收所述声信号的至少一个回声以及根据所述声信号的至少一个回声获得多个回声信号; 以及

电路, 所述电路处理所述回声信号并且与所述模块通信以及适于将给定三维像素映射到从所述模块中接收的所存储的回声信号的区域, 以对于所述给定三维像素将所存储的回声信号的映射区组织成阵列, 对所述阵列执行运算来对于所述给定三维像素产生信号响应, 以及对于所述给定三维像素使用所述信号响应来获得声信息。

使用未聚焦发送波束的高帧率定量多普勒流成像

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 35U. S. C. § 119(e) 要求于 2008 年 6 月 26 日提交的第 61/076,057 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。

背景技术

技术领域

[0003] 本公开针对这样的系统和方法,该系统和方法捕获和处理超声数据并根据超声数据产生代表流体流的图像。

[0004] 相关领域的描述

[0005] 超声成像已经发展成诊断多种疾病状态和状况的有效工具。超声设备的市场多年来已经显现稳步增长,这由图像质量方面的改进和区分各种组织的能力推动。不幸的是,对于超声系统,仍存在设备花费对于重大采用来说过高的许多应用。示例是下面的应用领域,如乳腺癌检测、前列腺成像、肌肉骨骼成像和介入放射学。在这些和其它领域中,超声成像的诊断效力依赖于用于各种组织类型的区分和识别的优秀空间和对比分辨率。这些性能能力仅在具有更广泛处理能力的更昂贵超声系统上得到。

[0006] 超声成像一直需要大量的信号和图像处理方法,尤其对于采用多达 128 个或更多换能元件的阵列系统,每个换能元件具有独特的信号处理要求。过去的十年已经在除市场最底层的那些系统以外的几乎所有系统中显现出向数字信号处理的改进精度和灵活性的过渡。通过使用高度集成的数字电路,该过渡从长远角度看具有降低系统成本的可能性。不幸的是,超声系统的低制造量导致用于这些独特电路的大量开支和固定花费,因而向数字信号处理的过渡未显著降低系统成本。

[0007] 医学超声中的多普勒方法包括用于对血流进行成像和量化的多项相关技术。对于静止目标,从目标反射回换能器的脉冲的往返行程时间对于每次传输是相同的。相反,来自移动对象的连续的回声影像 (echographic) 返回将关于发送脉冲在不同时间到达,并且通过使这些回声互相关,可以估计对象速度。由于超声路径是定向的 (沿着波束轴线),所以仅轴向运动产生多普勒信号。对于波束横向的流是不可检测的,因此传统多普勒方法中获得的速度幅度仅代表流速向量的轴向分量。为了估计流速向量的真实幅度,采用了向量多普勒方法。通常,这些方法依赖于多波束角数据来估计流向量和流速向量的方向。

[0008] 已经发展了几种基于多普勒的方法来呈现血流的不同方面。通常,流场的“空间成像”用于定位血管 (以测量血管尺寸) 和观察流结构。“流成像”与回声影像成像结合用于“双功”模式,该“双功”模式将覆盖图中的两类图像与以灰阶呈现的回声影像振幅和以彩色绘制的流速相结合。由于流成像在采集时间和处理载荷两方面要求更高,所以在感兴趣区 (ROI) 内计算流场,该感兴趣区是较大回声影像图像的子集。

[0009] 在选自 ROI 内的小得多的取样容积内,流速的详细量化是可能的。能够单独地采样和处理的最小容量由轴向长度 (发送脉冲长度) 和侧向波束宽度 (成像面之内和之外)

给出。任何方法的空间分辨率取决于取样容积的大小,还取决于对于那个位置的系统灵敏度设置。

[0010] 频谱多普勒方法报告流速的频谱以及在心动周期 (cardiac cycle) 期间流速的频谱如何变化,并且频谱多普勒方法通常将频谱通过图形呈现为频谱图并通过扬声器可听见地呈现频谱。此外,频谱多普勒方法对关于一系列发送获得的流速功率谱进行计算,并且通常将频谱通过图形呈现为频谱图并通过扬声器可听见地呈现频谱。对血液速度的全时变频谱的访问允许在取样区内准确地计算平均流速和峰值流速,并提供全部超声多普勒方法的流分布的最完整特征描述。

[0011] 感兴趣区内速度场的彩色流多普勒 (Color Flow Doppler) 成像是这样一种方法,该方法使用调色板呈现流并且通过使用暖 (略带红色的) 色调和冷 (略带蓝色的) 色调区分不同流向 (通常朝向换能器或离开换能器),调色板通常将较高速度比较低速度渲染得更明亮。不对非常慢地移动的区域和静止区进行染色,并且使用“壁滤波器 (wall filter)”来设置最小截止速度。彩色流多普勒可以在感兴趣区内提供近似平均流速,但是由于保持合理的帧率所需要的短采集序列的原因,所以精度是有限的。

[0012] 彩色流多普勒需要采集紧邻的一系列相同发送—接收事件或者“系综 (ensemble)”,以通过多种方法检测和量化运动,本质上查找在信号的到达时间或相位方面的相关差异。脉冲重复频率 (PRF) 能够与由从换能器到图像的最大深度并再次返回的声音往返行程时间所允许的一样快,但是通常将其调整至在没有混淆的情况下显现峰值血液速度所允许的最小值。在 ROI 中对于每条多普勒扫描线通常使用具有 8 到 16 个之间的脉冲—回声事件的系综。发送波束焦点参数的选择通常导致比用于回声影像成像的那些参数宽 2 至 3 倍的多普勒扫描线。在每个波束方向上发送一整套脉冲的需要通常导致对于彩色流多普勒比对于回声影像成像更慢的帧率。来自慢帧率的伪影 (artifact) 在多普勒成像中可能经常比在灰阶回声影像中更明显,这是因为在心动周期的一部分期间,流中的显著变化可能发生,并且甚至轻微的探测运动可能在全部 ROI 上导致明显的流。

[0013] 使用小的 ROI 可能提高帧率,但是可能限制流异常情况的评定。例如,使用 10 条多普勒线和 12 个脉冲的系综的彩色流 ROI 需要 120 个事件,这与全帧回声影像图像类似。

[0014] 通常,高质量多普勒成像在技术上比回声影像成像在很大程度上更困难,这是因为来自血液的反向散射与组织相比十分弱。对产生整齐的且无伪影的彩色流图像的公知基本挑战包括:

[0015] • 对高度可重复的发送脉冲的需求和采集硬件中很低的噪声和相位抖动。

[0016] • 流信号经常具有与各种噪声源相同的数量级,但是平均值对帧率和其它运动伪影 (motion artifact) 具有不利影响。

[0017] • 组织的散射振幅和血液的散射振幅之间大对比度导致辨别血管壁 (强回声) 和移动血液 (弱回声) 的困难,甚至在速度对比度高时。此外,血流速度在血管壁附近经常很慢,其经常与心动周期同步移动 (脉动)。

[0018] • 多普勒脉冲通常长于回声影像脉冲,并且必须小心来记录具有不同分辨率的流图像和回声图像。对于小的血管壁,这是特别有挑战性的,因为多普勒脉冲的取样容积可能大于血管壁直径。

发明内容

[0019] 已经发展了多种方法来解决这些问题,多种方法既记载在技术著作中又记载在在先专利中。本文描述的实施方式基于申请人的在先元件级超声数据的基于像素的处理和使用未聚焦发送波束来提高帧率,该元件级超声数据的基于像素的处理是共同待审的第 11/911,633 号美国专利申请的主题。对于使用频谱多普勒处理的定量成像,描述了未聚焦发送(例如,平面波)的使用。所公开的实施方式描述了用于实时流和运动量化的新方法和用于通过使用所记录的高 PRF 数据的数据的后处理来发展新成像模式的新方法。

[0020] 依照一个实施方式,提供了产生多普勒速度图像的方法,其包括:将未聚焦声信号发送到基本整个场上方介质内;响应于发射,在换能器阵列上接收散射的和反射的超声信号;处理所接收的超声信号,以提取信息来构造对应于所述介质中至少一个点的多普勒速度信号;以及根据所处理的多普勒速度信号,在显示设备上产生多普勒速度图像。

[0021] 依照本公开的另一实施方式,提供了包括超声处理方法,其包括:产生未聚焦声信号;在多个接收元件处接收所述未聚焦的声信号的散射回声和反射回声并从散射回声和反射回声中获得多普勒速度回声信号;将给定像素映射到所述多普勒速度回声信号的区域;对于所述给定像素,将所存储的多普勒速度回声信号的映射区组织成阵列;处理所述阵列以对于所述给定像素产生信号响应;以及使用所述信号响应来对于所述给定像素获得多普勒速度声信息。

[0022] 依照前述实施方式的另一面,所述方法包括产生一组给定像素的初始步骤,该组给定像素被选择成代表产生所述多普勒速度声信号的换能器的视野中的区域,其中,组中的每个给定像素对于所述多个接收元件具有已知的空间关系。

[0023] 本公开的公开实施方式还指向超声成像方法和系统,该超声成像方法和系统在商业 CPU 上执行的软件中执行所有信号处理和图像形成。本方法中需要的唯一定制硬件是用于声脉冲的发送、数据采集和来自换能器的所接收信号的信号调节。作为重要的益处,新结构允许系统动态范围方面的改进和新的采集模式,系统动态范围方面的改进为在低成本扫描头设计中新换能器材料的利用做准备,新的采集模式提供显著新的诊断信息。

[0024] 所公开的基于软件的超声系统结构通过使设计基于商业计算机主板促进了来自计算机业的高容量低成本处理技术。虽然一些目前的超声系统在它们的设计中包含计算机主板,但是计算机仅用于用户界面和某一系统控制并且不参加任何实时处理任务。在所公开的结构中,计算机主板替换了几乎所有现有硬件,而不是补充它。使软件中的系统基于通用平台以最低可能的系统成本提供了灵活的高性能的成像系统。该方法不需要定制集成电路,降低了系统复杂度和上市时间。此外,随着计算机业实现 CPU 处理能力的进一步提升,它们可以被系统容易地采用,以增强成像性能或者提供新的操作模式和信息提取。

[0025] 依照面向像素的处理的一个实施方式,步骤包括:产生声信号;在多个接收元件处接收所述声信号的至少一个回声并根据所述声信号的至少一个回声获得回声信号;存储来自于每个所述多个接收元件的每个回声信号;将给定像素映射到所存储的回声信号的区域;对于给定像素将所存储的回声信号的映射区组织成阵列;处理阵列以对于所述给定像素产生信号响应;以及对于所述给定像素使用所述信号响应来获得声信息。

[0026] 依照前述实施方式的另一面,提供了包括产生一组给定像素的初始步骤,该组给定像素被选择成代表产生所述声信号的换能器的视野中的区域,其中,阵列组中的均匀

给定像素对于所述多个接收元件具有已知的空间关系。优选地所述方法还包括对于阵列中的给定像素根据所述声信息产生图像。

[0027] 依照前述实施方式的另一方面,所述声信息可以用于下面中的一个或多个,包括但不限于: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信号或声发送波导致的诱发机械位移做出响应的组织位移。

[0028] 依照前述实施方式的另一方面,所述方法包括:产生多个声信号;从所述多个声信号中接收回声;在多个产生和接收期间合并所接收的回声,以增强从所接收的回声中获得的声信息。

[0029] 依照前述实施方式的另一方面,合并和平均所存储的回声信号。而且,信号响应包括所存储的回声信号的平均。

[0030] 依照前述实施方式的另一方面,所述方法包括以下步骤的多次循环的合并结果:产生声信号,接收回声并且从所接收的回声中获得回声信号以得到增强的声信息。

[0031] 依照前述实施方式的另一方面,所述增强的声信息包括空间复合,该空间复合提高根据所述增强的声信息产生的最终图像的对比分辨率。

[0032] 依照前述实施方式的另一方面,所合并的信号代表与移动组织或移动血细胞关联的多普勒信息。

[0033] 依照前述实施方式的另一方面,以比处理所述阵列的速率高的速率进行回声信号的接收、获取和存储。

[0034] 依照本公开的另一实施方式,提供了包括超声处理方法,其包括:产生声信号;在多个接收元件处接收所述声信号的至少一个回声并根据所述声信号的至少一个回声获得回声信号;存储来自于每个所述多个接收元件的每个回声信号;将给定三维像素映射到所存储的回声信号的区域;对于所述给定三维像素将所存储的回声信号的映射区组织成阵列;处理阵列以对于所述给定三维像素产生信号响应;以及对于所述给定三维像素使用所述信号响应来获得三维声信息。

[0035] 依照前述实施方式的另一方面,关于上述第一实施方式的所有方面可应用于本公开的第二实施方式。

[0036] 依照本公开的另一实施方式,提供了处理声回声的方法,其包括:存储从多个接收元件中接收的声回声信号;将给定像素映射到所存储的回声信号的区域;对于所述给定像素将所存储的回声信号的映射区组织成阵列;对所述阵列执行运算来对于所述给定像素产生信号响应;以及对于所述给定像素使用所述信号响应来获得声信息。

[0037] 依照本公开的另一实施方式,提供了超声处理系统,其包括:模块,该模块适合于产生声信号,在所述模块中的多个接收元件处接收所述声信号的至少一个回声以及根据所述声信号的至少一个回声获得多个回声信号;和用于处理的装置,其与所述模块通信并适于将给定像素映射到从所述模块中接收的所存储的回声信号的区域,以对于所述给定像素将所存储的回声信号的映射区组织成阵列,对所述阵列执行运算来对于所述给定像素产生信号响应,以及对于所述给定像素使用所述信号响应来获得声信息。

[0038] 依照前述实施方式的另一方面,处理装置适于最初产生一组给定像素,其中,对于所述模块中的接收元件,组中的每个给定像素具有已知的空间关系。理想地,将处理装置配置成在所述阵列中对于所述给定像素根据声信息产生图像。替换地或者与之结合,提供了

用于显示图像的装置,其从处理装置接收信号响应,以在计算机显示屏上或者以打印的形式或者以本领域技术人员已知的其它方式产生图像。

[0039] 依照本公开的另一实施方式,提供了超声处理系统,其包括:模块,该模块适合于产生声信号,在所述模块中的多个接收元件处接收所述声信号的至少一个回声以及根据所述声信号的至少一个回声获得多个回声信号;和用于处理的装置,其与所述模块通信并适于将给定三维像素映射到从所述模块中接收的所存储的回声信号的区域,以对于所述给定三维像素将所存储的回声信号的映射区组织成阵列,对所述阵列执行运算来对于所述给定三维像素产生信号响应,以及对于所述给定三维像素使用所述信号响应来获得声信息。

[0040] 总之,对在商业可用计算平台上实现的基于软件的超声系统结构的改变的益处包括:

[0041] 一明显更低的硬件成本

[0042] 一通过对于定制的集成电路(ASIC)避免延长的设计周期,较低的开发成本和较快的上市时间

[0043] 一计算机技术上成本/性能提升的直接促进

[0044] 一在商业环境和学术环境中,许多新处理方法的发展的灵活性

[0045] 一对于成本敏感的应用领域,基于图像质量改进,提高的诊断能力

[0046] 一在成本已经成为采用的障碍的专门应用中增加的超声应用。

附图说明

[0047] 当结合下面附图时,因为从本公开的下面详细描述中本公开的前述和其它特征和优势变得更好理解,所以将更容易地体会到本公开的上述和其它特征和优势,其中:

[0048] 图 1 示出了传统多普勒采集序列和图像空间;

[0049] 图 2 示出了单角未聚焦发送多普勒采集序列和图像空间;

[0050] 图 3 示出了被分解成轴向流分量和横向流分量的流速向量;

[0051] 图 4 示出了传统超声系统中用于交织回声影像、彩色流和频谱多普勒成像的采集序列;

[0052] 图 5 示出了通过使用未聚焦平面波发送用于交织回波影像、彩色流和频谱多普勒成像的采集序列;

[0053] 图 6 示出了作为多普勒频率或者相当地多普勒速度的函数的多普勒速度能量谱;

[0054] 图 7 示出了用于本公开处理的系统结构的高层图示;

[0055] 图 8 是面向像素的处理的一个实施方式的基于软件结构的示意图示;

[0056] 图 9 是依照面向像素的处理形成的插件模块的图;

[0057] 图 10 是用于依照面向像素的处理形成的 128 元件线性阵列的采集数据的示意图示;以及

[0058] 图 11 是面向像素的处理中使用的像素映射处理的图示。

具体实施方式

[0059] 图 1 中,对于由 $N(8 \leq n \leq 16)$ 个发送—接收事件的系综组成的单波束方向示出了传统多普勒采集序列和图像。通过使用延迟相加波束形成和形成图像所需的几个其它处

理步骤,传统的超声系统形成聚焦的发送波束并动态聚焦所接收的数据。在申请人的标题为“Ultrasound Imaging System with Pixel Oriented Processing(具有面向像素处理的超声成像系统)”的第 11/911,633 号美国专利申请中,下面结合图 7-图 10 描述了图像重构方法,该图像重构方法与传统的波束形成相比大大降低了处理负荷并允许使用多种非传统发送场。

[0060] 例如,一个非传统发送场是平焦发送模式,在平焦发送模式中,使所有换能器元件同相发射以产生一部分平面波(对于线性阵列),该部分平面波可以用于通过单个脉冲声穿透整个视野,从而获得极快的帧率。一致的相位发送对于线性阵列产生平焦发送脉冲或平面波发送脉冲。

[0061] 这在图 1 中示出,其中,换能器元件或头 20 包括被布置为线性阵列的多个单独的发送器/接收器 22。从换能器头 20 侧面延伸的实心平行线示出了从换能器头 20 向在组织 30 中支撑的血管 28 发射的能量的二维额定边界 24。额定边界代表线性阵列的成像空间。虚线 32 示出了又一二维边界,虚线 32 在其从侧面 26 向血管 28 的方向延伸时发散,代表用于成像和多普勒用途的有用能量的外边界。如图 1 中所示,血管 28 运送流体,流体由大体上指向图 1 右侧的流速向量箭头 34 指示。

[0062] 图像中央的矩形框 36 限定了图 1 中的具体感兴趣区(ROI),感兴趣区 ROI 与血管 28 的中央部分重叠,在血管 28 的中央部分中,血管具有双路分支 31。ROI 框 36 具有与各个换能器元件 20 的端部对准的平行竖直线 38。为了在 ROI 内产生血管 28 的图像,选择与 ROI 框 36 竖直对准的换能器元件 20 来发送波束。所选择的换能器元件限定发送子孔径 40,当激活所选择的发送器 22 时,从发送子孔径 40 中形成了聚焦的发送波束 42。

[0063] 发送波束 42 的形状由从发送子孔径 40 中的每个发送器 22 中得到的合并波形限定,合并波形以额定扫描线 44 的纵轴线为中心。发送波束 42 的反向散射导致返回至换能器头 20 中的全部发送器/接收器 22 的反射波,换能器头 20 中的全部发射器/接收器 22 共同限定了接收孔径 46,如图 1 中所示。

[0064] B 型(B-mode)中的序列操作由图 1 底部的脉冲图连同 N 个用于彩色流成像的脉冲系综的图示出。由于传统的 B 型和彩色流成像系综是本领域技术人员公知的,所以这些在此将不进行详细描述。简单地说,脉冲图上示出的每个脉冲代表由脉冲重复间隔(PRI)分离的每条扫描线 38 上的脉冲重复。在彩色流成像中,对于每条扫描线 38 存在 N 个脉冲的系综。

[0065] 与图 1 中示出的聚焦发送波束 42 对照,用一致相位激发的曲线阵列将产生具有弯曲波前的脉冲,这产生似乎从阵列的曲率中心发出的一部分球面波。这还可以由以下步骤完成:首先激活线性阵列的中央换能器,接着顺序地逐渐向外激活相邻的多对换能器至阵列端部。

[0066] 还能够以直至由往返行程时间允许的最大值的帧率采集需要 N 个脉冲系综的多普勒帧,该帧率由 PRF/N (通常, $1\text{kHz} \leq PRF_{\max} \leq 12\text{kHz}$) 给出。在系综期间接收的 N 个数据组通过使用下面描述的基于像素的方法重构,并且在由平焦发送场声穿透的整个视野上通过使用用于(轴向)流速和能量估计的传统互相关多普勒方法进一步处理。生成的多普勒帧率很快,这允许在产生单条传统多普勒扫描线所需的时间内采集(并处理)全帧多普勒彩色流图像。这在快速变化的高速流的成像中是特别有用的。而且,声平面波的使用将在单

次检测中探测流场,因而降低了由来自传统聚焦发送波束的广角声穿透导致的速度扩展。

[0067] 改进的测量精度

[0068] 借助未聚焦的发送多普勒成像方法,对于整个帧仅需单个多普勒系统采集。这允许使用比借助传统多发送波束方法可能的多普勒系统长得多的多普勒系统,而仍支持高帧率。传统多普勒血流成像方法对于全帧流图像使用多至 128 个系统,因而必须将最大系统长度限制至小于 $N = 16$ 个脉冲,以便防止显著影响帧率。借助仅使用单个系统的未聚焦发送多普勒方法, N 的值可能比 16 大很多倍,而仍允许比传统方法高很多的采集帧率。较长的未聚焦发送系统允许在血液速度估计中提高的精度,因为多普勒频率估计(从中得到血液速度)中的不确定度约是系统总时间的倒数。

[0069] 例如,具有 5KHz 的 PRF 的系统长度 10 将具有 2 毫秒的总采集时间,这导致 500Hz 的频率不确定度。在 3MHz 的典型换能器频率下,这将转换成约 13 厘米/秒 (cm/sec) 的血液速度不确定度,对于在血流量化方面的任何尝试的明显误差。此外,借助与 10 毫秒回声采集周期结合的典型 64 系统传统流图像,该示例的帧率将小于 8 帧每秒。借助未聚焦发送多普勒方法,可以使用 100 个脉冲的系统长度,这提供了 20 毫秒采集周期和仅 1.3 厘米/秒的血液速度不确定度。对于帧的回声成像部分再次假设 10 毫秒采集周期,帧率约是 33 帧每秒。

[0070] 多角未聚焦发送多普勒

[0071] 如在回声影像成像情况下一样,在所发送的场中缺少聚焦导致比用聚焦发送波束可获得的旁瓣干扰明显更大的旁瓣干扰(因而更差的侧向分辨率)。熟知的是,发送—接收事件的合并波束图由发送波束图和接收波束图的产物给出;并且由于平焦发送具有一致的样式,所以其不提供聚焦增益(因此没有对侧向分辨率的贡献)。通过对于几个不同平面波方向(即,对于关于换能器面以不同角发射的平面波)合并平焦系统,可以大大降低使用平面波发送场获得的旁瓣电平。(通过使线性阵列相位同步来倾斜平面波的角相当于移动曲线阵列的表面曲率中心并产生点源的合成阵列。)

[0072] 由于平焦波前在整个深度上几乎保持平坦,所以在整个视野上旁瓣抑制几乎是均匀的。即使少至五个不同平面波角结合来在整个图像中提供好的旁瓣抑制和侧向分辨率,也能够比在较小 ROI 内部对血流进行成像的传统多普勒彩色流图像帧通常需要的时间更少的时间内获得五个系统。

[0073] 本公开的方法使用这样的算法,该算法采用为灰阶回声影像成像开发的多角方法来收集多角多普勒数据。由于在每个系统中存在 N 个脉冲并存在 M 个角,所以可以以两种方式收集数据:(a) 在一个角下收集全部 N 个脉冲,然后改变角直至全部角完成为止,或者(b) 对于 M 个角中的每一个收集一个脉冲,然后对于 N 个脉冲重复。基于最大预期流速做出选择,最大预期流速转而确定对最小 PRF 的需求,以避免混叠和其它伪影。

[0074] 图 2 示出了本公开的单角未聚焦线性多普勒序列。这里,换能器头 20 具有被同时激活的所有单独换能器元件 22,所有单独换能器元件 22 产生到组织 30 内的未聚焦或“平焦”波前 48。在图 2 底部绘制的脉冲以 B 型示出了单个角或多个角并且对于色彩模式示出了系统,其中平焦的 M 比聚焦波束的 M 大得多。换能器头 20 从未聚焦波前 48 接收反向散射的信号,将模拟信号发送到处理器以进行存储和处理。

[0075] 更具体地,一旦已收集数据,方法继续进行到使用至少两种可能方法中的一种或

多种从 ROI 中重构图像。第一种对于每个脉冲重构多角数据,然后使用多普勒互相关来处理重构系综。该方法在多普勒图像中产生最佳侧向分辨率,但是不保留向量流信息,并且产生非常像聚焦发送波束在传统系统中执行的谱展宽。可选地,在第二方法中,可以如下所述对于每个角进行估计并然后关于每个角向量合并多普勒速度和能量。两种处理方法的组合也是可行的。

[0076] 向量多普勒和流检测

[0077] 传统多普勒实现仅提供轴向流信息的基本原因是实际的:在一个方向上用发送波束(扫描线)覆盖 ROI 所需的时间已经处于临床应用的极限。在不由于改变流状况和非故意探测运动而降低帧率和引入伪影和误差的情况下,以不同发送角添加波束将是不可能的。

[0078] 可以使用新的多角平焦多普勒方法来以高帧率获得向量流信息,因为使用不同的发送波束探测全部流场,每条发送波束在独特的方向上传播。通过利用轴向流幅度和波束轴线和流向量之间的角(多普勒角)之间的已知关系,可以合并数据,以单独地估计流方向和流速。此外,虽然在每个系综中噪声将显现为流,但是其可能与角完全不相关。因而,多角未聚焦线性多普勒将通过使用定向信息既提供良好侧向分辨率又提供噪声抑制。当然,还可以使用向量多普勒信息来提供流的向量显示(例如,流线图),并且最重要地,可以客观地测量绝对速度幅度(即,没有专门的角修正),只要流位于图像平面内。在该实施例中,图像平面是关于以直角与扫描线 38 相交的平面。在线性阵列情况下,图像平面将以直角与突出穿过每个发送器—接收器 22 中央并且垂直于每个发送器—接收器 22 表面的线相交。该平面代表正由超声系统成像的空间中的二维区域。

[0079] 图 3 示出了被分解成轴向流分量和横向流分量的流向量。竖直虚线 44 是超声发送的轴向,水平虚线 50 是横向流向。将血管 28 内的血流示出为拉长的箭头 52。

[0080] 必须从开始保存向量流信息,以便利用通过使用多角发送来辨别噪声和流的能力。可以沿着为多角采集而描绘的图案进行数据收集。可以将上面概括的处理步骤合并并在矩阵表达中,使得新处理算法一起处理多普勒数据记录的 $N \times M$ 矩阵,提高侧向分辨率,辨别组织区和血流区,降低噪声并以快的帧率提供向量流信息。

[0081] 流速向量的幅度和方向二者的信息帮助改进真实流和噪声之间的辨别以及慢流体流和可能也在运动(“壁运动”)中的组织之间的辨别。例如,慢流信号幅度经常接近系统本底噪声,并且必须选择多普勒速度幅度阈值足够高于本底噪声,以防止流显示的污染。流向估计也是有噪声的;然而,真实流向是稳定的(在用于进行重复测量的小时间间隔上),而噪声方向是随机的,具有均值零,并且平均几个测量降低噪声并相干地合并流信号。向量信息还允许使用包括相邻取样容积在内的其它流相干滤波器来提高整个图像的 SNR。

[0082] 众所周知,动脉经常显现与心动周期一致的脉动。通过向量方向估计来改进壁运动和近壁流之间的辨别,因为壁运动对于血管壁轴线主要是横向的,而流通常是纵向的。因此,运动方向上的尖锐不连续可以用来扩增血管壁和腔之间辨别的其它方式。

[0083] 彩色能量多普勒

[0084] 传统互相关处理产生多普勒速度和多普勒能量的估计。后一量通常对于流更敏感,可以用来检测和绘制小血管。多角平焦采集和向量处理的噪声降低益处和侧向分辨率增强益处还延伸至彩色能量多普勒模式。

[0085] 对于本文描述的实施方式,存在多项优势,包括但不限于:

[0086] (a) 未聚焦发送多普勒血流成像在高帧率下提供全帧流图像。单个系综足以在整个图像空间上测量流,因而避免了 ROI 选择的过程和多普勒区大小和帧率之间的折中。

[0087] (b) 用未聚焦发送多普勒方法可实现的较长系综长度在没有显著帧率降低的情况下提供了改进的血液速度测量精度。

[0088] (c) 单角发送(使用线性换能器的平面波平焦)提供窄角激励并且降低系统固有的谱展宽。

[0089] (d) 多角未聚焦发送(如线性发送)允许整个图像上的高帧率向量多普勒测量。

[0090] (e) 多角多普勒测量通过使用多个度量(例如,速度估计的方差、向量方向和振幅的角拟合的均方误差、或者多普勒能量的多角估计)允许流区和无流区之间改进的辨别。

[0091] 将该方法扩展至使用被引导至在不同方向上传播的未聚焦发送平面波的组合并且在整个视野上提高彩色流图像的侧向分辨率。该方法能够适于使用被引导至在不同方向上传播的未聚焦发送平面波的组合来在整个视野上获得向量流方向和幅度,并且适于用标准换能器这样做。流必须在图像的平面内,以提供绝对流幅度。

[0092] 通过使用上面引用的向量流信息和多普勒角和多普勒速度幅度之间的关系,该方法还能够适于使用被引导至在不同方向上传播的未聚焦发送平面波的组合来提高真实流和噪声之间的辨别。此外,这些方法能够适于曲线阵列(圆形波前,使表面曲率中心移位以创造点源的合成阵列)。

[0093] 具有任何通常几何形状的换能器阵列(包括“相控阵”或“扇面阵列”、“球面阵列”、“2D阵列”)能够适于产生直线波前、环状波前、平面波前、球面波前或其它波前,这些波前产生依照本公开实施方式的“角分集”。

[0094] 本公开的实施方式还延伸至基于像素的处理的软件实现,以包括多普勒和向量多普勒处理。本公开包括基于像素的多普勒和向量多普勒处理(例如,FPGA、ASIC)的硬件实现以及传统接收波束成形处理的硬件实现的使用,以包括并适应使用本文描述的平面波和其它未聚焦波束和采集序列和处理方法。前述内容还适用于彩色能量多普勒处理。

[0095] 高帧率全场频谱多普勒

[0096] 用于在单个图像点处量化流的传统频谱多普勒采集序列可以交织三个模式:(a) 回声影像发送—接收序列 60, (b) 在包含该图像点的回声影像帧内对于跨越感兴趣区(ROI)的彩色线的彩色流系综 62, 和 (c) 使用图 4 中示出的单个聚焦发送波束的较长高 PRF 序列 64。该三个模式经常被称为“三重模式”,三个采集模式 60、62、64 的该交织提供了目标点对于流的量化保持在期望位置上的信心,并且其还限制了由采集信息需要的大量时间导致的总体帧率。

[0097] 目前使用中的超声系统全部使用聚焦发送波束来进行三重模式扫描,如图 1 中所示。该方法提供了良好的灵敏度和空间分辨率,但是其花费相当多时间来扫描换能器的成像场内的感兴趣区。平面波发送场对三重扫描的应用允许对回声影像模式和彩色流模式两者的非常高帧率成像,因而最小化了为对准频谱多普勒而分配的采集时间的开销。而且,由于对准不需要与诊断扫描需要的图像质量一样好的图像质量,所以其甚至可能不需要使用多角平面波序列来提高图像分辨率和对比度。图 4 的三重模式成像实施例是通过使用图 5 中的未聚焦平面波发送呈现的。注意,频谱多普勒发送波束可能对于最高的旁瓣抑制被紧

紧地聚焦在取样点上,或者可能使用未聚焦平面波。后者有具有单个多普勒角的优势(聚焦波束具有多普勒角的展开),但是导致稍大的取样容积。

[0098] 在图 4 中示出的实施例中,对于回声影像成像过程 60 的一个帧,使用了 128 个发送—接收事件,对于彩色流帧(系综长度 $N = 12$)62 使用了 144 个发送—接收事件,并且 $M = 128$ 的系综用于获得多普勒频谱 64。该频谱被显示为一列像素(未示出),在该列像素中,像素亮度代表那个频率(速度)间隔内的多普勒能量。在该实施例中,分配给频谱多普勒的时间比率小于全部帧采集时间的三分之一(32%)。每一帧计算新频谱并将新频谱显示为在滚动显示中的另一竖直像素带。

[0099] 在图 5 中,示出了用于通过使用未聚焦平面波发送对回声影像 60 方法、彩色流 62 方法和频谱多普勒 64 方法进行交织的采集序列。通过替换图 4 实施例中的聚焦发送,对于回声影像成像 60 的一个帧仅需要一个发送—接收事件,对于彩色流帧成像 62,仅使用 12 个发送—接收事件的一个系综,并且 128 个用于获得多普勒频谱图像 64。分配给频谱多普勒的时间比率是全部的 90%。

[0100] 多点频谱多普勒

[0101] 在使用未聚焦发送波过程中固有的优势是能够立刻声穿透全部回声影像区,因而允许对图像空间中的任何点应用频谱多普勒处理。使用多栅取样的传统系统还可以提供几个点处的频谱,但是这些通过适当的 PRF 和帧率的实际考虑被显示与沿着单个波束线的轴线上的点。未聚焦发送允许图像中任何地方的多个点处的流之间的量化比较。通过使用完整频谱或者对于在对采集 PRF 没有影响的情况下在任何数量的图像点处在心动周期期间跟踪的单个频谱参数(如峰值速度),可以进行这种比较。给定未聚焦平面波发送的宽范围,保持具有多个图像点处频谱参数的实时显示的快速 PRF 仅由数据处理和显示的速度限制。

[0102] 在没有 PRF 或图像帧率的折中的情况下通过超声图像中的多个点处的频谱多普勒处理提供同时量化流信息的能力,提供了具有减少检查时间的复杂流异常的改进诊断。

[0103] 聚焦的发送波束可以用于减少旁瓣。如果感兴趣的目标点位于单波束方向附近,则自适应算法可以自动形成聚焦发送波束,该聚焦发送波束不比声穿透目标点必需的波束宽。因而,可以调整发送波束以降低旁瓣杂乱,同时声穿透期望区域。可以提供用户界面控制来调整发送波束宽度,以实时评定宽度对图像质量的影响。如下面更全面讨论的,如果使用了宽波束(弱聚焦的)声穿透,则可以执行数据的后处理,以产生当前不可得到的新的流显示。

[0104] 存储的高 PRF 数据的后处理

[0105] 存储高 PRF 频谱数据的长序列允许后处理,以对声穿透区域中任一或全部点处的流进行量化。对于未聚焦平面波发送,对于未聚焦平面波发送,这种后处理将提供崭新的量化流和组织运动图像。可以对持续几个心动周期的高 PRF 数据记录进行后处理,以产生从频谱多普勒信息中得到的量化流参数的颜色叠加。与流参数基于系综数据的彩色多普勒图像相比,频谱多普勒处理提供高度准确的流信息。

[0106] 在图 6 中,图解了从多普勒谱中获得的临床感兴趣的几个参数,并且可以对于每个图像帧计算这些参数中的每一个,以制作描绘不同流特征的影片。例如,峰值速度、对应于峰值多普勒能量的速度以及集成的频谱能量,均是这种新的频谱多普勒影片的可能参数

选择。多普勒速度能量谱是多普勒频率或者相当的多普勒速度的函数。通过定位能量谱的模态获得峰值能量速度,并且类似地通过谱的第一矩给出平均速度。使用能量阈值电平限定峰值速度,低于该能量阈值电平,认为速度估计是不可靠的。类似地,谱宽度由速度之间的距离限定,对于该速度,能量已经降低至峰值能量电平以下的某一电平(例如,6dB)。壁滤波器截止用于从血流显示中消除组织运动。

[0107] 可选择地,可以显示在完整心动周期期间代表流图的新的一类图像。例如,可以计算和绘制在一个或多个心动周期期间检测的最大流速,如最大谱宽度能够的(湍流的可能指示)。这种新模态的临床效用是未知的,但是有前景的,因为现在可以在整个流区域上产生目前仅在单点处可获得的信息。而且,以不通过检查声谱仪来预期的方式分析数据的能力可能对委派有远程地或者恰在检查发生之后审查数据的临床医生具有兴趣。本发明中预期了新检查和数据记录方案以及新后检查处理步骤的建立。

[0108] 实现上述过程的硬件是独特的,因为其允许存储大量的非常高 PRF 的接收数据,持续几个心动周期。最大数据速率主要由通过 PCIe 总线的传输速率能力限制。当前系统数据速率允许对于接收数据的 64 个通道高达 1.5GB/s 的传输,因而使高 PRF 多普勒超声数据能够连续流动。在用新数据覆盖连续流动数据之前连续流动数据可以被存储的最长时间主要由主计算机内存的容量限制。

[0109] 可以实施执行多点频谱多普勒处理,提供了视野中各个空间点处的量化流信息,但是当前在信号处理带宽方面的限制可能限制提取的点的数量和/或信息的类型。存储所接收的数据并使用后处理来产生频谱多普勒信息克服了该处理限制并且能够产生如由用户选择的其它频谱参数的全新图像类型。

[0110] 该方法的关键优势

[0111] 通过使用未聚焦发送脉冲,在没有来自于必须发送多个波束的 PRF 损失的情况下对于图像空间中的每个点可获得频谱多普勒数据。因此,几个图像点可以通过使用临床准则来选择,并且对于相同的发送事件被处理和比较,从而使来自快速变化的流的采集伪影最小化。

[0112] 未聚焦发送三重模式成像(回声影像、彩色流、频谱多普勒)以非常高的 PRF 提供了全帧图像和多普勒数据。单个彩色流系综足以在整个回声影像图像空间上使流成像,因而提供了更多用于频谱多普勒采集的时间。

[0113] 单角发送(例如,使用线性换能器的平面波平焦)提供了窄角激励,并且降低了系统固有的频谱展宽。

[0114] 硬件能够存储大量持续许多心动周期的很高 PRF 的数据。未聚焦发送允许使用频谱多普勒方法处理数据,以获得图像空间中每个点处完整的频谱。然后通过使用刻画频谱特征的多个参数中的任何一个或者其随时间的变化,可以在每个点处量化流(和还可能的组织运动)。通过使用这些参数中的任一个来进行前所未有的流的量化和表示,可以产生图像。

[0115] 未聚焦激励和长记录的高 PRF 数据的优势是在检查期间可以以声谱仪未预料的方式进行数据的回顾性分析,虽然通过使用实时显示可以保证数据质量。执行灵活回顾性分析的这种能力具有对于病人扫描的传统临床回顾和对于远程医疗的潜在应用。

[0116] 还可以将本文描述的检测和量化流的所有方法应用于组织运动响应于心脏刺激

或呼吸刺激或者响应于外部施加力的特征刻画。

[0117] 图 7 是系统层次框图,其表示用于实现本公开的过程的高层系统结构 70。应理解这仅是一个代表性的实施方式,并且所示出的结构 70 不是本公开的所有实施方式的必要条件。

[0118] 结构 70 包括通过 PCI 快速总线 (PCI-express) 74 连接到多通道收发器和数据采集系统 76 的主计算机 72。主计算机 72 具有用户界面和控制 78 以及显示屏 80,两者连接到处理器 82,处理器 82 利用基于像素的应用处理软件 84。多通道收发器和数据采集系统 76 硬件连接到超声换能器 86,超声换能器 86 用于对于声介质 90 中的区域 88 进行成像。由于这些组件是容易商业获得的,所以本文中將不详细描述它们。

[0119] 面向像素的处理

[0120] 依照本公开的一个实施方式的基于软件的方法和系统结构实现软件中的全部实时处理功能。所提出的结构示意性地示出在图 8 中。

[0121] 基于软件的系统中的唯一定制硬件组件是计算机的扩展总线的插件模块,该计算机包含脉冲发生和信号采集电路以及用于存储信号数据的一大块扩展内存。信号采集过程包括对在发送脉冲以后从换能器元件中的每一个返回的信号进行放大和数字化。通常,除了由换能器自身提供的自然带通滤波以外,信号在数字化之前的唯一滤波是用于 A/D 转换的低通抗混叠滤波。以与牵涉的频率一致的恒定频率对信号进行取样,并且以最少的处理将数字化的数据存储在内存中。信号采集的直接设计允许用现成组件将电路实现在相对少量的电路板面积内。

[0122] 图 9 中示出了对插件模块的更详细查看。示出了多个采集通道,每一个由发送器、接收器、预放大器、A/D 转换器和内存块组成。在接收期间,将换能器信号数字化并直接写往单独的内存块。内存块是双端口的,意味着在正从 A/D 转换器侧写入采集数据的同时,可以从计算机侧读取内存块。内存块显现为系统 CPU 的正常扩展内存。应当注意,插件模块的容量不限于标准计算机扩展卡的正常容量,因为系统优选地被装入定制的外壳中。同样,可以使用多个插件模块来适应大量换能器元件,每个模块处理换能器孔径的子集。

[0123] 用于插件模块的组件(包括放大器、A/D 转换器和关联的接口电路)和用于发送脉冲产生和信号采集的必需组件是容易商业获得的组件,本文中將不对它们进行详细描述。从接收的回声中获得的回声信号的 RF 数据存储所需的内存块实质上是与可商业获得的插件扩展内存卡中得到的电路相同的电路,外加了用于写入被数字化的信号数据的第二直接内存存取端口。(所接收的回声信号数据通常被称为 RF 数据,因为其包括由换能器产生的高频电振荡)。内存被映射到中央处理器的地址空间内并可以以与位于计算机主板上的其它 CPU 内存类似的方式被存取。内存的容量是使得对于多达 256 或更多个独立的发送/接收周期其能容纳单独的通道接收数据。由于身体中超声脉冲的往返行程的最大实际穿透深度约是 500 个波长,所以四倍于中心频率的典型取样频率将需要存储来自于单独换能器元件的多至 4000 个样本。对于 16 比特的取样精度和 128 个换能器通道,最大深度接收数据采集将对于每个发送/接收事件需要约一个兆字节 (megabyte) 的存储。为存储 256 个事件将因此需要 256MB 的存储,并且全部加起来,能够在几个插件卡上构造 128 个通道的系统。

[0124] 基于软件的超声系统的另一方面是计算机主板和其关联组件。所提出设计的主板应当优选地支持多处理器 CPU 构造,以获得所需的处理功率。配备有电源、内存、硬盘存储

器、DVD/CD-RW 驱动器和监视器的完整多处理器计算机系统是本领域技术人员公知的,其能够容易商业购买,因此将不更详细地进行描述。

[0125] 基于软件的超声系统必须真正地实现“高性能”,这意味着可与现有高端系统相比的图像质量,以便对于医疗保健业提供显著益处。该层次的性能不能简单地通过将当前系统的流通处理方法转换成软件实现来获得,因为在流通结构中简单添加对于一秒种的实时成像所需的全部处理操作给出了数量,该数量超出当前用几个通用处理器可获得的通常的每秒种操作数量。因此,需要新的处理方法,新的处理方法实现比流通方法高得多的效率。

[0126] 在本发明的基于软件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在一个或多个发送事件后从单独的换能器通道中获得的 RF 样本集。对于实施例,让我们考虑具有 128 个元件线性换能器阵列的典型 2D 成像扫描模式,如图 10 中所示。

[0127] 在该情况中,“发送事件”将由来自多个换能器元件的定时脉冲组成,以产生多个声波,多个声波在介质中合并以形成从位于特定元件位置处的换能器上的原点向外发出的聚焦超声波束。多个发送事件(总共 128 个)产生横穿换能器面的宽度递增地顺序地发射的超声波束,因而查询了整个图像帧。对于这些发送波束中的每一个,从换能器中的 128 个接收器元件中的每一个中收集所接收的回声数据,并将所接收的回声数据组织成数据阵列,每一列代表由对应换能器元件接收的取样回声信号。因而,每个阵列具有对应于 128 个换能器元件的 128 列和在深度上对应于取得的样本数的多个行(在该情况下,我们将假设 4096 行导致 4096 个样本)。然后这些 128 个数据阵列构成足以产生一个完整图像帧的 RF 数据集。

[0128] 值得注意的是,在流通结构中,上述的 RF 数据集甚至不存在(至少不是同时全部),因为当数据从换能器中流入时发生了波束和图像形成。换句话说,当发送事件后数据返回每个元件时,将它们处理和合并(被称为波束成形)以产生表示沿着单个波束(扫描线)的聚焦返回的单 RF 信号。将该 RF 信号处理(再次实时地)成回声振幅样本,回声振幅样本存储在存储阵列中。当已经处理了所有波束方向时,于是将回声振幅数据内插并格式编排成像素图像,以进行显示。由于所有处理是实时地发生的,所以处理电路必须能够“跟上”从换能器阵列流入的数据。

[0129] 在本发明的基于软件的结构中,在处理之前存储所有输入数据。这将采集速率与处理速率脱开,若需要,这允许处理时间长于采集时间。这是高频扫描中的区别优势,在此情况下采集深度短,取样频率高。例如,10MHz 扫描头可能具有约四厘米的可用成像深度。在此情况下,声音在组织中的速度指定了 128 个发送/接收事件中的每一个在 52 毫秒内采集并存储它们的数据,这是十分高的采集数据速率。在流通结构中,这些采集数据将在高处理速率下实时地被形成为扫描线。在本发明的基于软件的结构中,RF 数据的存储允许处理占用长达显示的帧周期,显示的帧周期对于组织运动的实时可视化通常是 33 毫秒(30 帧/秒)。对于 128 个像素列(与扫描线粗略类比),这将允许每列 258 毫秒的处理时间,而不是流通结构的 52 毫秒。对于典型扫描深度,该存储策略具有大大降低与流通结构相比的处理最大速率的效果。

[0130] 输入数据的存储降低最大处理速率,但是不一定减少处理步骤的数量。为了实现这个目的,采取了超声数据处理的新方法。第一步骤是要认识到当系统处于成像模式下时的最终目的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(如频

率和阵列维数)的基本分辨率,并且可以被表示为具有对回声振幅或某一其它组织(声音)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图像分辨率的足够空间取样。要认识到,显示图像不需要仅由像素的矩形阵列组成,而是可以由代表不同几何形状的任何任意的像素集组成。下一步骤是以该图像阵列中的像素之一开始并考虑 RF 数据集中的哪些样本点贡献该像素强度的计算,并且确定访问和处理它们的最有效方式。该方法是与当前流通结构使用的那个方法相比完全不同的方法,因为仅需要处理显示屏上贡献像素的信息。在本发明的方法中,显示图像上的小区域与大图像区域相比将花费更少的总处理时间,因为小区域包含更少的像素。相比之下,必须将流通处理方法设计成在不依赖图像区域大小的条件下处理最大数据流带宽。

[0131] 在处理后恰当地表示超声图像所需的像素阵列后,可以将阵列以适当的大小提供给计算机显示屏,以供观看。计算机的图形处理器通常能够在不需要附加 CPU 处理的条件下执行由简单的缩放和内插组成的这个操作。

[0132] 我们接下来考虑我们超声图像的单个像素的处理策略。在该讨论中,我们将假设,我们的目标是获得在像素关于换能器阵列的对应空间位置处的回声强度。可以类似地获得其它声音参数。我们的第一步是找到包含对回声强度计算做出贡献的样本的采集 RF 数据区。为了实现这个目的,对于图 10 的扫描方法,我们首先找到最接近于相交像素位置出现的采集扫描线,然后使用对应的单独元件数据阵列。图 11 对于超声图像中的示例像素示出了该映射过程。在图 11 中,所标示的像素映射到最接近的扫描采集线,该扫描采集线在该情况下是扫描线 4,扫描线 4 的 RF 数据存在于第四单独元件 RF 数据阵列中(其表示从第四发送/接收事件中收集的数据)。多于一个 RF 数据阵列可以被选择为贡献像素信号,但是对于该实施例,我们将仅考虑单个数据阵列。

[0133] 我们的下一步骤是标出单独元件阵列中的区域,该区域包含对像素的强度计算有贡献的样本。该映射过程相当复杂并依赖于几个因素。换能器元件每一个具有敏感区,该敏感区决定换能器元件将如何对从图像场中的特定点返回的信号做出响应。对于给定图像点,仅需要考虑具有预定阈值以上的敏感度的元件,因为如果敏感度过低,则元件将不会对像素质量贡献有用信息。该敏感度阈值然后确定在所映射的区中包括的元件数据列的数量。如图 5 中所示,在换能器最右侧上的元件不包括在所映射的数据区内。

[0134] 所映射的数据区的起始深度由每个单独换能器元件处的回声的到达时间决定。如图 11 中所示,后来及时捕获离图像点更远的元件的图像点信号,因此数据集在存储器中的起始点更深。最后,所映射的数据区需要的深度范围依赖于产生的发送脉冲的持续时间。较长的发送脉冲将对于较长的时间段激励图像点,产生遍布 RF 内存的更大深度跨度的回声信号。

[0135] 幸运的是,可以对于给定像素方格对着手确定映射数据区的因素中的许多进行预计算,因为该方格关于实时图像序列的多个帧不变化。通过使用预计算的因子,能够快速且有效地确定给定像素的映射数据区,这在实时成像过程中节省了大量计算。

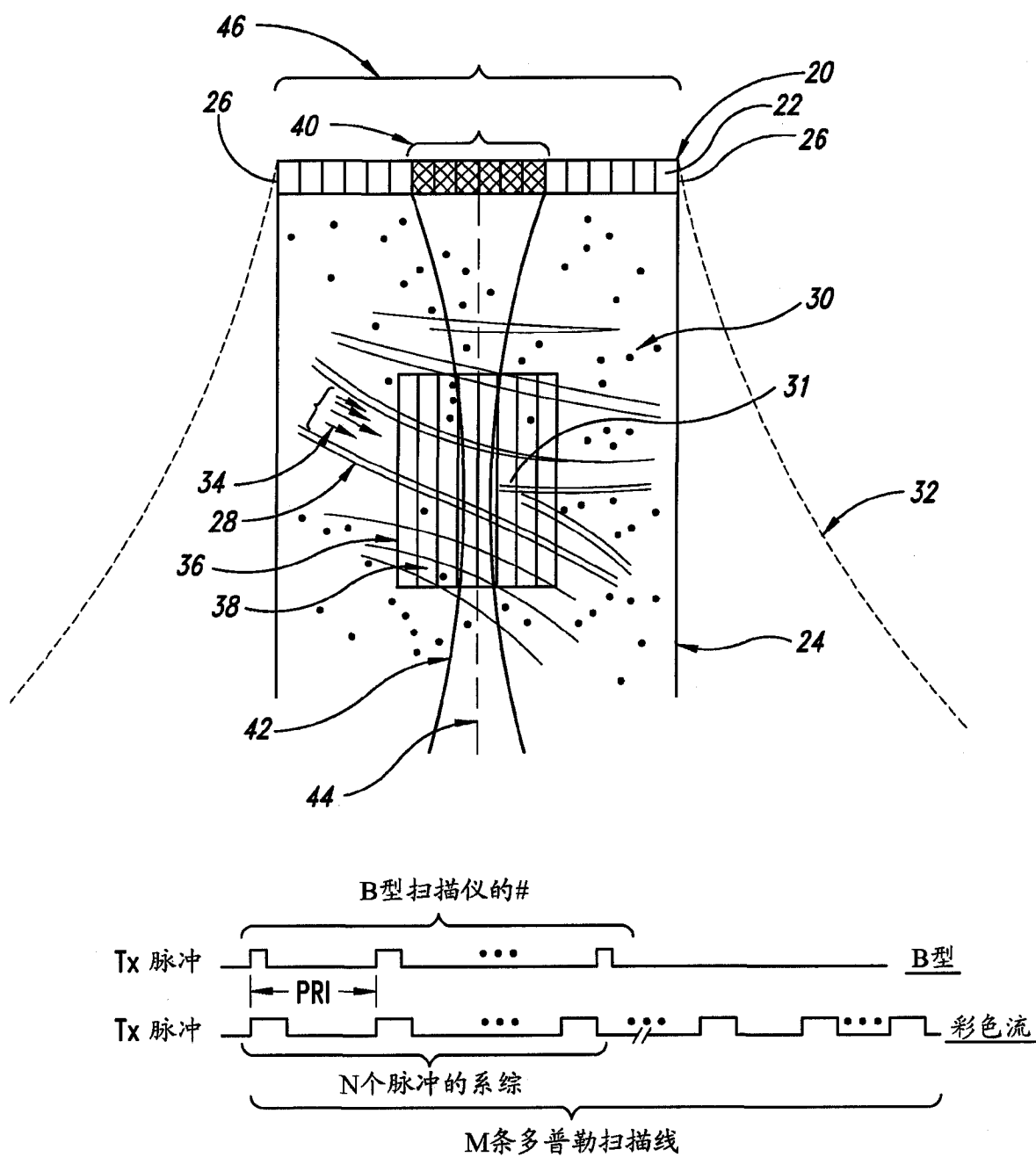
[0136] 在选择出映射像素的 RF 数据之后,我们可以将其组织成矩阵 RFP_{mm} ,如下所示:

$$[0137] \quad RFP_{nm} = \begin{bmatrix} a_{11}a_{12}.....a_{1k} \\ a_{21} \\ \\ \\ a_{j1}.....a_{jk} \end{bmatrix}$$

[0138] 记号“ P_{nm} ”指的是行 n 、列 m 中的图像像素。矩阵列是图 11 的竖线,其中假设每条竖线中样本的编号 j 是相同的。样本的编号 j 依赖于在捕获由发送脉冲产生的信号所需的时间内 RF 数据的范围。下标 k 是 RF 数据阵列中具有来自图像点的足够信号强度以参加强度计算的通道编号。

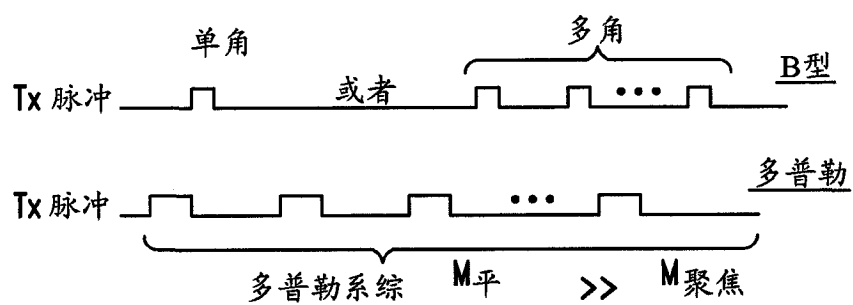
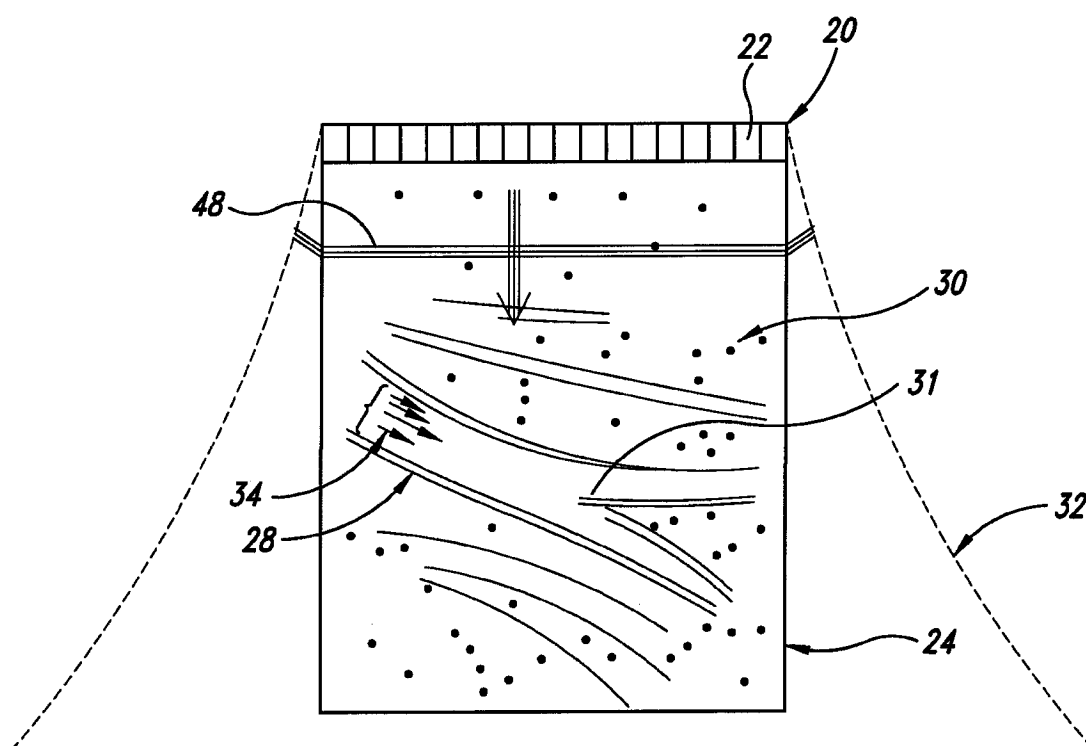
[0139] 本说明书中引用的和 / 或申请数据页中列出的所有美国专利、美国专利申请公开、美国专利申请、外国专利、外国专利申请和非专利申请通过引用全部并入本文。

[0140] 根据上述内容,将理解,虽然为了说明本文已经描述了公开的具体实施方式,但是可以在不背离本公开的精神和范围的情况下进行各种修改。例如,已经通过使用矩阵操作实现上述的产生像素或三维像素声音信息的处理操作,但是认识到可以使用标准数学运算或者甚至基于硬件的处理方法来实现一些或全部处理步骤。因此除了由权利要求限定的以外,本公开不是限制性的。



传统多普勒采集序列和图像空间

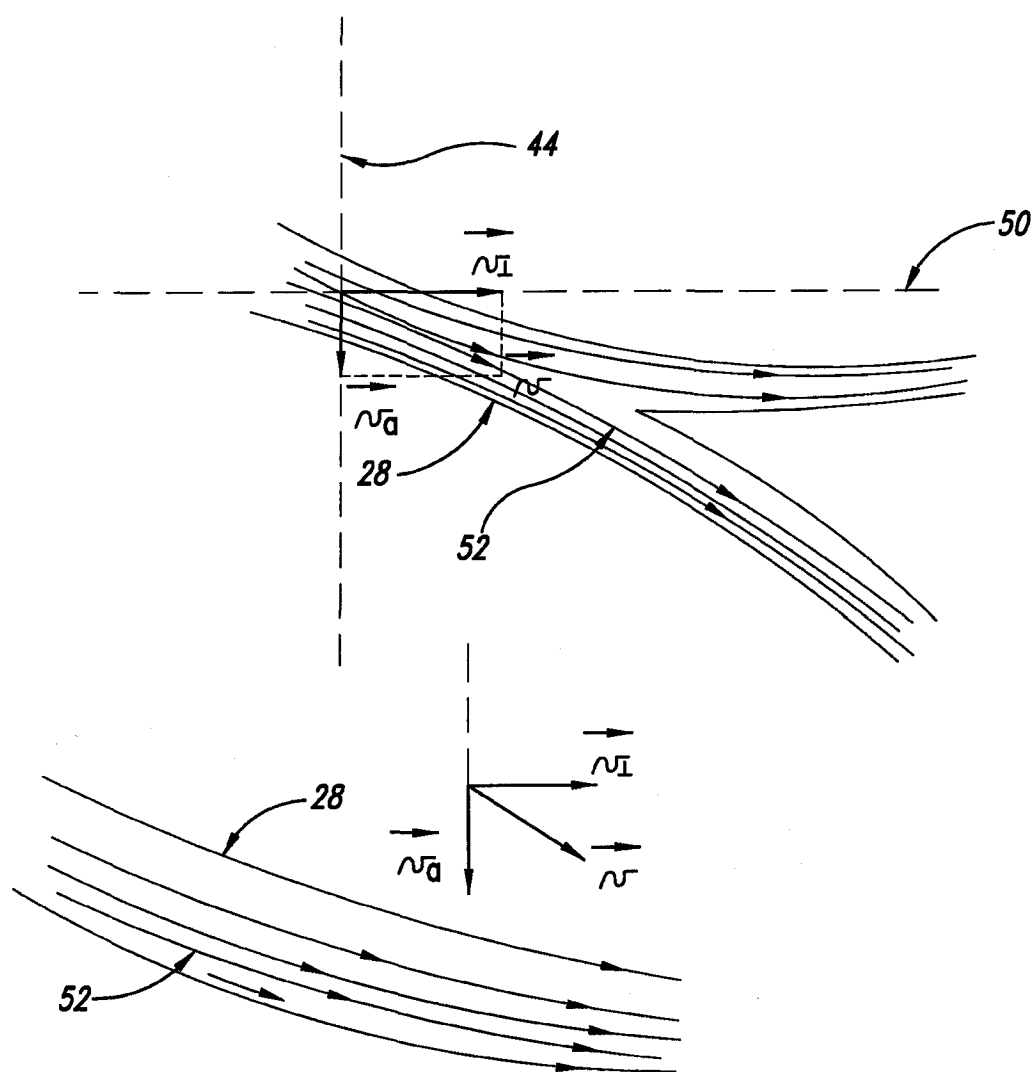
图 1



单角未聚焦发送多普勒采集序列和图像空间

$$8 \leq M_{\text{聚焦}} \leq 16 \quad 16 \leq M_{\text{平}} \leq 128$$

图 2



被分解成轴向流分量和横向流分量的流速向量

图 3

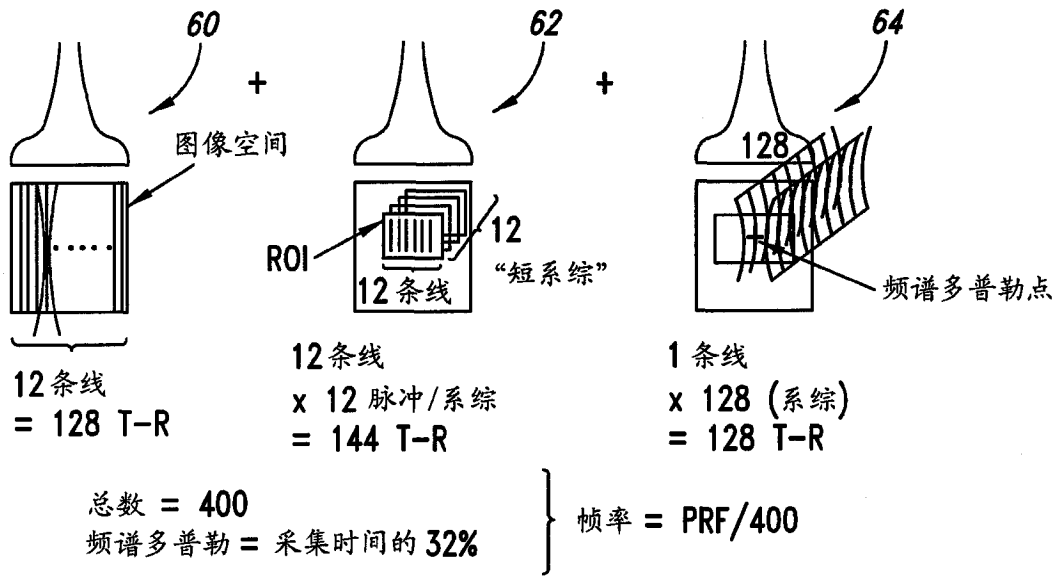


图 4

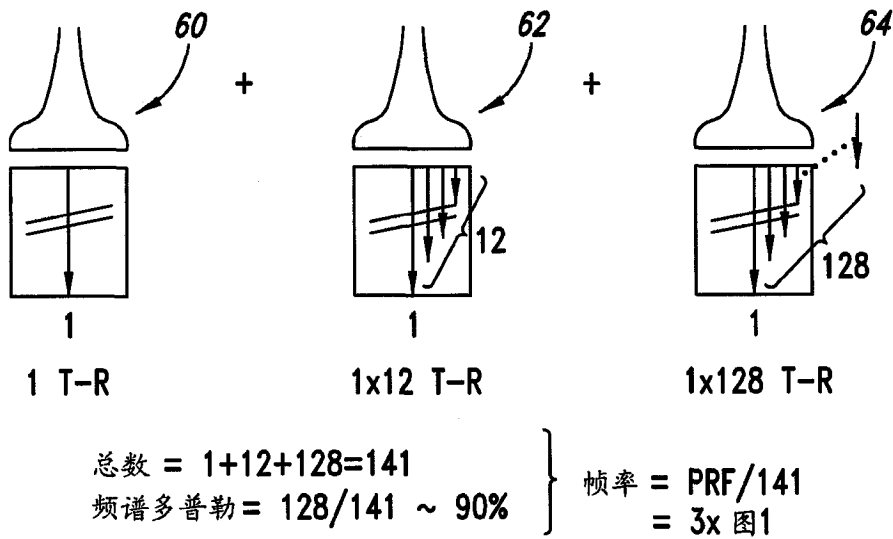


图 5

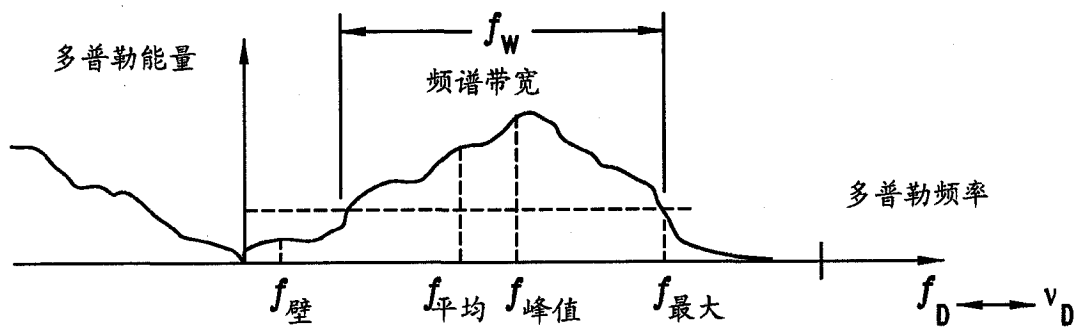


图 6

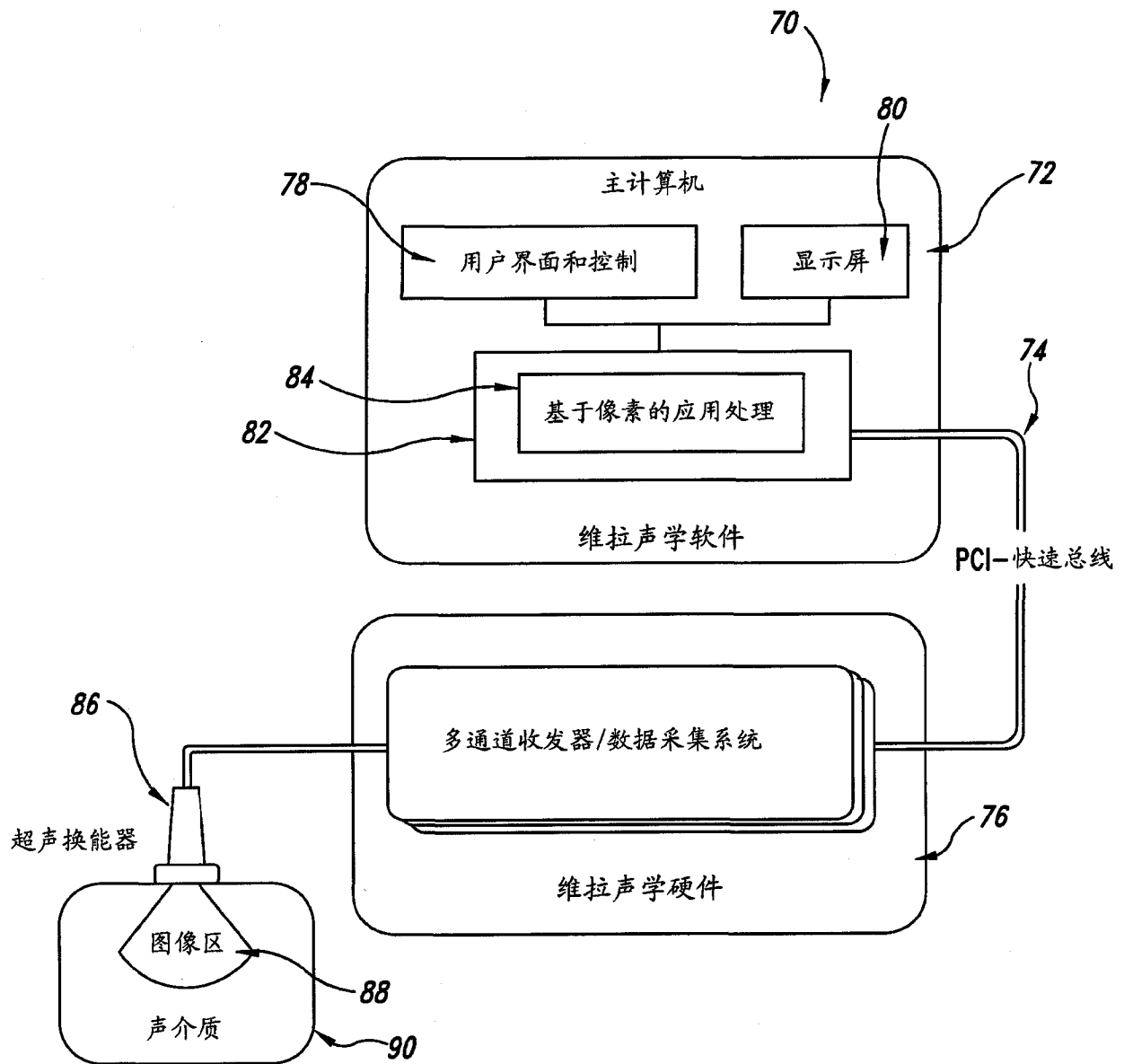


图 7

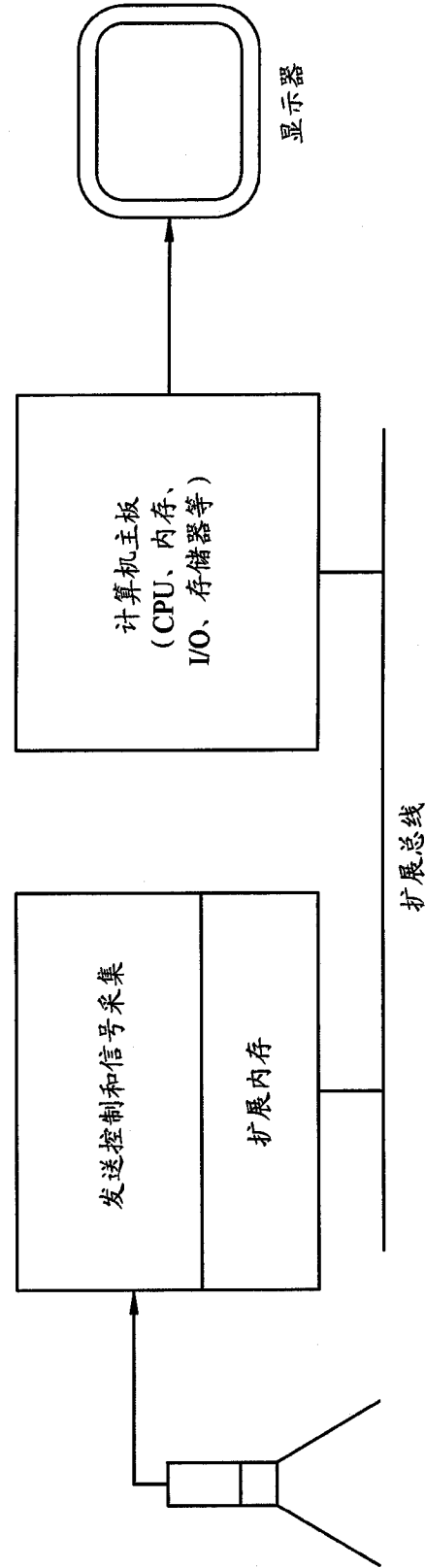


图 8

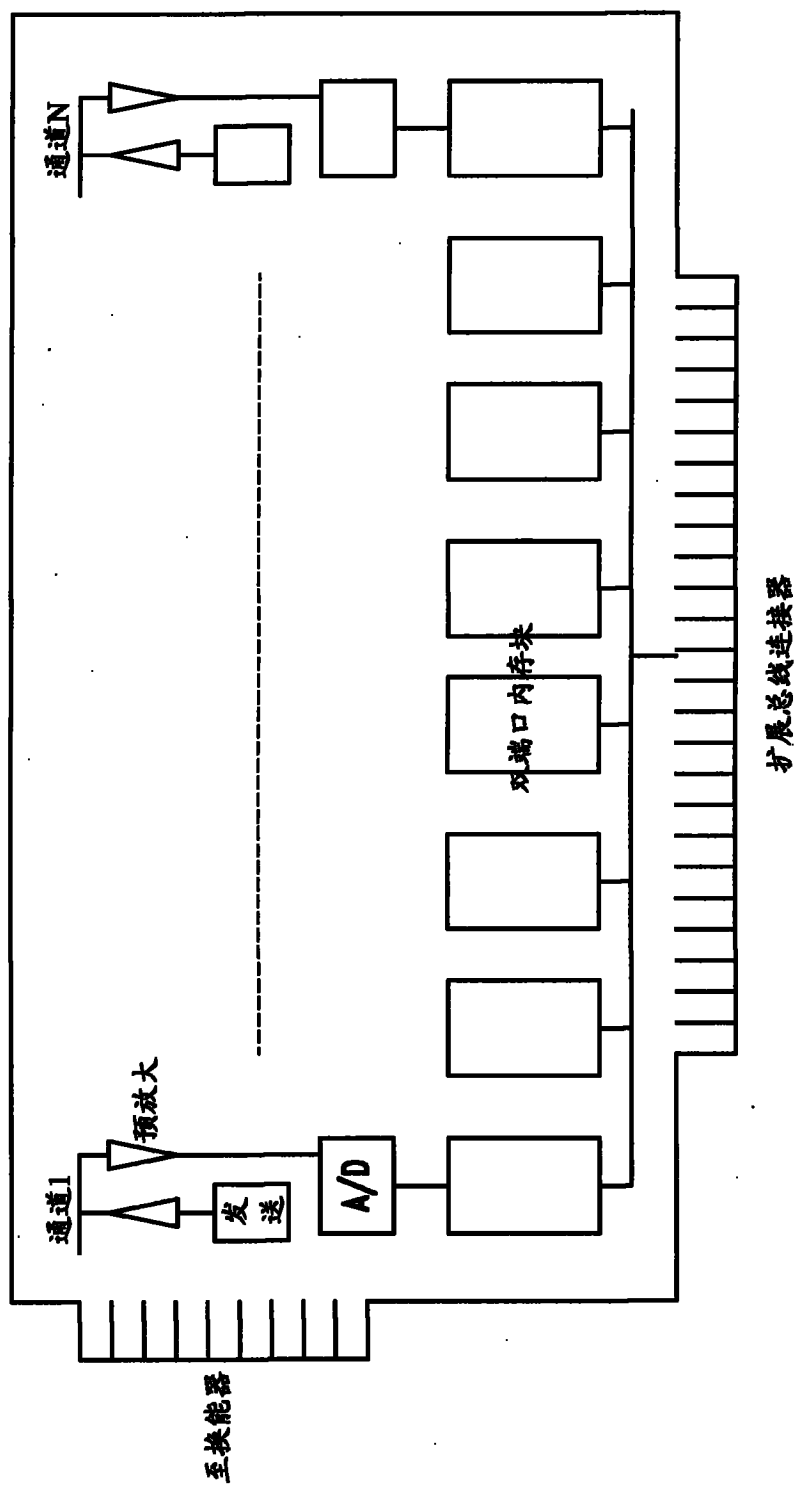


图 9

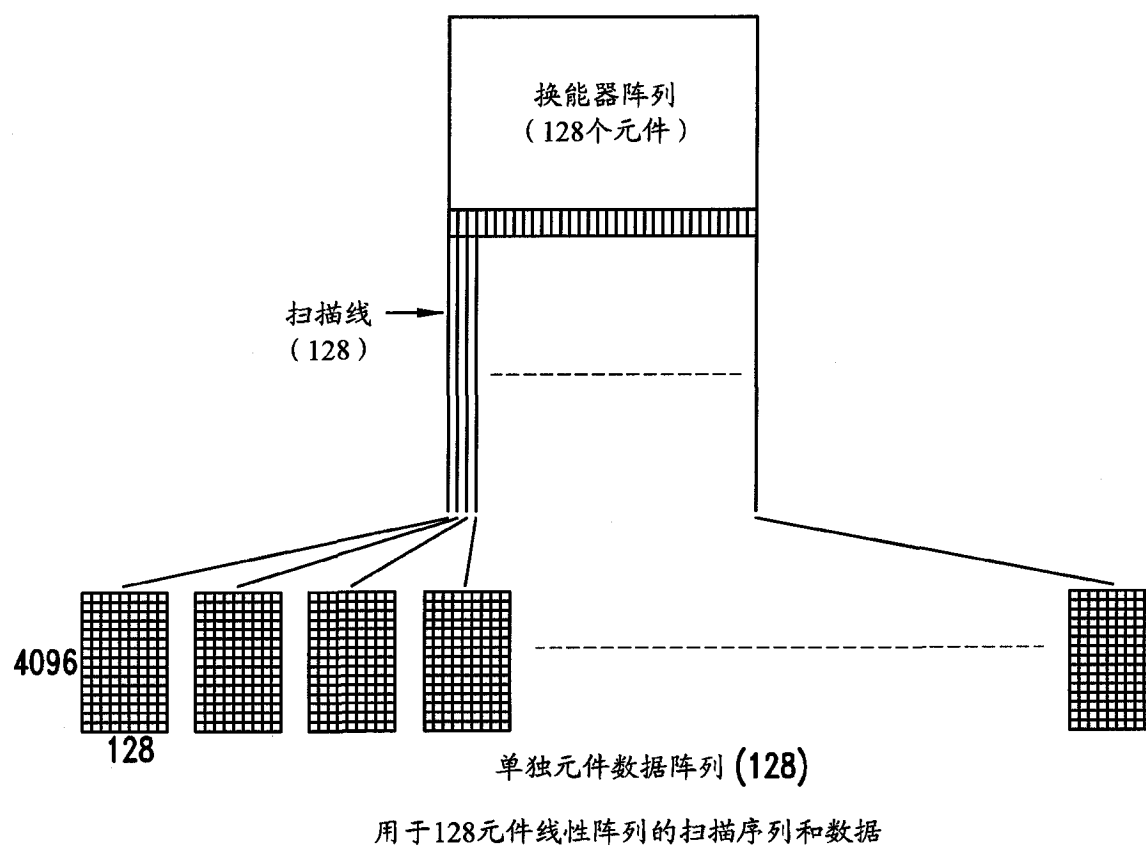


图 10

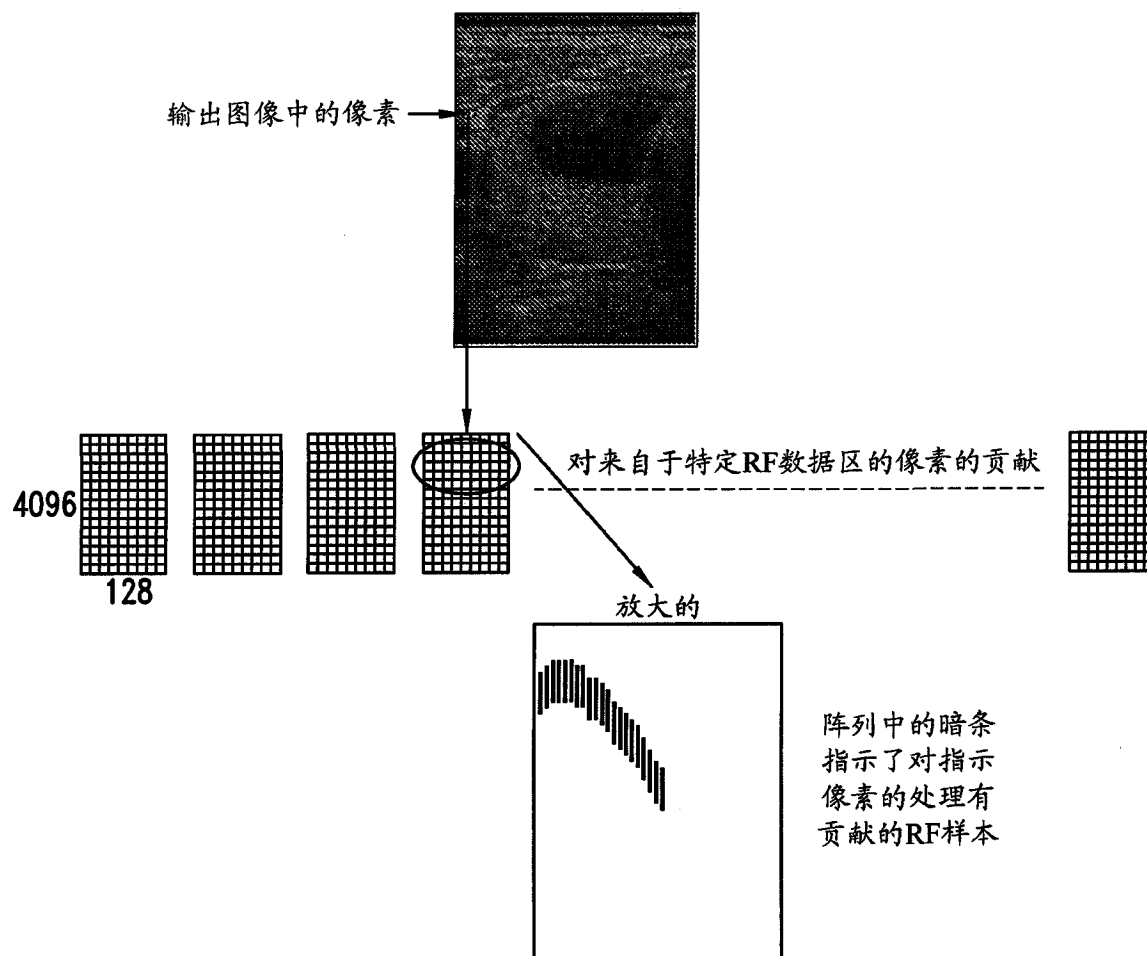


图 11

专利名称(译)	使用未聚焦发送波束的高帧率定量多普勒流成像		
公开(公告)号	CN102123668A	公开(公告)日	2011-07-13
申请号	CN200980131855.5	申请日	2009-06-24
[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 彼得约翰凯克科夫斯基		
发明人	罗纳德·埃尔文·戴格尔 彼得·约翰·凯克科夫斯基		
IPC分类号	A61B8/06 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52047 G01S7/52085 G01S15/8977 G01S15/8979 G01S7/52028 A61B8/13 G01S7/52034 A61B8/06 G01S15/8995 G01S15/8984		
代理人(译)	王艳春		
优先权	61/076057 2008-06-26 US		
其他公开文献	CN102123668B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了具有面向像素的处理的超声成像系统，其中，通过以下步骤实现了产生多普勒速度图像的方法：将未聚焦声信号发送到基本整个场上方介质内；响应于发射，在换能器阵列上接收散射的和反射的超声信号；处理所接收的超声信号，以提取信息来构造对应于所述介质中至少一个点的多普勒速度信号；以及根据所处理的多普勒速度信号，在显示设备上产生多普勒速度图像。描述了采集序列和信号处理算法，其提供了流体流参数的改进量化，包括血流区和组织区之间的改进辨别。描述了用于对于大视野的实时和后采集可视化的很高帧率频谱多普勒和向量多普勒采集模式。

