(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102274044 B
(45)授权公告日 2016.05.18

(21)申请号 201110113283.7

(22)申请日 2011.03.16

(30)优先权数据
12/726260 2010.03.17 US

(73)专利权人 美国西门子医疗解决公司
地址 美国新泽西州

(72)发明人 I·M·古拉卡

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
代理人 李少丹 李家麟

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

(56)对比文件
US 5860931 A,1999.01.19,
CN 101087562 A,2007.12.12,
CN 101491449 A,2009.07.29,
CN 101491450 A,2009.07.29,
CN 101553173 A,2009.10.07,
US 6645147 B1,2003.11.11,
宋延淳等.超声造影剂微血管灌注建模及灌注参数初步研究.《航天医学与医学工程》.2006,第19卷(第1期),

审查员 李明泽

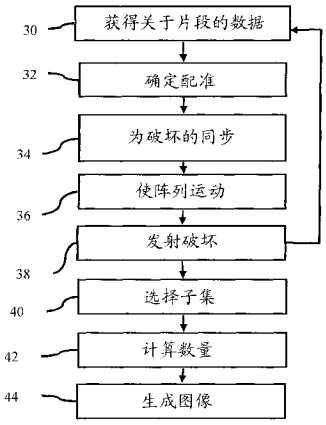
权利要求书2页 说明书11页 附图1页

(54)发明名称

医疗诊断超声成像中三维再灌注绘图的运动同步破坏

(57)摘要

本发明涉及医疗诊断超声成像中三维再灌注绘图的运动同步破坏。使对医疗诊断超声中的再灌注的破坏(38)与运动同步(34)。对体积的不同片段顺序地获取(30)关于该体积的灌注数据。对于给定片段例如平面区域,在该片段内执行运动追踪(32)。如果在对当前片段的扫描序列完成时存在足够的配准或相关性,那么进行较小量的运动。此时,在下一个片段中执行造影剂破坏性声能的发射(38)。对下一个片段重复追踪(32)以将所述切换与又另一个片段同步。可以使用其它区域来用于追踪(32)。通过控制(34)破坏脉冲的发射,可以确定(42)体积内更可靠的灌注数量。



CN 102274044 B

1. 一种对医疗诊断超声中的再灌注进行运动同步破坏的方法，该方法包括：

获取(30)多个超声数据帧，所述超声数据帧至少部分表示来自患者三维区域中的造影剂的信息；

确定(32)所获取的多个超声数据帧中不同时间的数据之间的配准；

在获取所述多个超声数据帧期间的一个时间发射(38)具有用于破坏造影剂的振幅的声能；

同步(34)所述发射(38)与所述配准，使得当该配准在阈值水平的一侧时发生所述发射(38)而当该配准在该阈值水平的另一侧时不发生所述发射(38)；以及

在所述发射(38)之后根据造影剂水平来生成(44)图像。

2. 根据权利要求1的方法，其中在第一周期上对第一平面获取(30)超声数据帧，在该第一平面的超声数据帧之间进行所述配准。

3. 根据权利要求2的方法，在对所述第一平面执行发射(38)之后，对不同于第一平面的第二平面获取(30)超声数据帧，所述配准切换至针对第二平面的超声数据帧并且随后的发射(38)根据该针对第二平面的配准进行。

4. 根据权利要求1的方法，其中确定(32)所述配准包括确定(32)超声数据帧之间的相似度。

5. 根据权利要求1的方法，其中确定(32)所述配准包括针对所述患者三维区域的子体积的确定(32)。

6. 根据权利要求1的方法，其中获取(30)步骤包括使用机械平移的一维阵列来获取(30)，其中对机械平移的一维阵列的每个平移步骤执行获取(30)、确定(32)、发射(38)及同步(34)各步骤。

7. 根据权利要求1的方法，其中获取(30)步骤包括使用在方位及高度维度上电子操纵的多维元件阵列进行获取(30)。

8. 根据权利要求1的方法，其中确定(32)步骤包括运动追踪，其中所述超声数据帧中第一次发生的超声数据帧是用于运动追踪所述超声数据帧的多个随后的超声数据帧的参考帧。

9. 根据权利要求1的方法，其中获取(30)步骤包括在大于两秒的生理循环上进行获取(30)，所述配准中的变化主要归因于呼吸运动、邻近换能器的患者皮肤的移动、换能器的移动或它们的组合。

10. 根据权利要求1的方法，其中生成(44)图像包括显示再灌注数量，所述再灌注数量是根据沿着所述三维区域中的三个空间维度分布的数据。

11. 根据权利要求1的方法，其中生成(44)图像包括用根据各像素所表示的三维区域的部分的造影剂水平调制的像素来显示渲染。

12. 根据权利要求2的方法，其中同步(34)步骤包括：当在第一周期的特定部分上的第一数量的配准、所述特定部分的顺序部分上的第二数量的配准、或所述第一数量和第二数量的配准的组合在阈值水平的另一侧时，关闭所述发射(38)。

13. 根据权利要求1的方法，进一步包括重复所述确定(32)及所述发射(38)步骤，所述发射(38)的重复之间的周期由于同步而变化。

14. 根据权利要求1的方法，其中发射(38)步骤包括在获取所述多个超声数据帧期间

发射(38)多次,不同的发射(38)行为发射(38)声能到所述三维区域的不同部分,使得顺序地对不同部分获取再灌注信息。

15.根据权利要求1的方法,进一步包括:

选择(40)超声数据帧的子集,所述选择根据所述配准进行;

其中生成(44)图像包括由子集的数据而不是由子集外的数据生成(44)图像。

16.一种对医疗诊断超声中再灌注进行运动同步破坏的方法,该方法包括:

生成(44)用于破坏造影剂的声能,所述生成(44)针对患者三维体积的不同片段顺序地执行;

获得(30)表示在不同片段的每一个内造影剂再灌注的超声数据,其中在针对各片段的生成(44)之后执行对每个片段的获得,以及

基于在不同时间获取的超声数据的相似度大小,控制(34)针对每个片段的用于破坏的声能的生成(44)。

17.根据权利要求16的方法,其中获得(30)步骤包括使用机械平移的阵列进行获得,不同片段对应于针对各个不同的扫描平面在不同位置上的阵列,该方法进一步包括:

对每个片段在不同时间用各个扫描平面的扫描获得数据后,移动所述阵列(36);

其中控制(34)步骤包括在不同时间对各个扫描平面计算相似度大小,并且在相似度大小高于阈值时改变阵列的位置以及相应的扫描平面。

18.根据权利要求16的方法,其中获得(30)步骤包括使用多维元件阵列获得,获得超声数据并且用在方位及高度方向上的电子操纵生成声能,该电子操纵用于获得针对不同片段的数据,其中控制(34)步骤包括在不同时间对各个片段计算相似度大小,并且当相似度大小高于阈值时改变正被扫描的片段。

19.根据权利要求16的方法,进一步包括:

由表示再灌注的超声数据计算(42)再灌注数量;

针对片段选择(40)超声数据的子集以计算该再灌注数量,该选择是根据与超声数据关联的相似度大小进行。

20.一种对医疗诊断超声中的再灌注进行运动同步破坏的方法,该方法包括:

利用来自换能器的超声扫描(30)患者体积的不同的第一及第二部分,对第一部分进行第一多次扫描,然后对第二部分进行第二多次扫描;

在第一多次扫描之前破坏(38)第一部分中的造影剂;

将来自第一多次扫描的表示第一部分的数据相关(32);以及

如果所述相关指示预定阈值的相关量,则在第二多次扫描之前以及在扫描第一部分之后破坏第二部分中的造影剂。

医疗诊断超声成像中三维再灌注绘图的运动同步破坏

技术领域

[0001] 本实施例涉及再灌注绘图(reperfusion mapping)。特别地,为三维再灌注定性或定量分析提供破坏定时。

背景技术

[0002] 超声造影剂的三维灌注参数化图像对于研究器官及组织内血流响应于疾病状态、药物或其它生理条件的变化是有用的。破坏再灌注定序是一种用于测量在器官或其它组织内的造影剂灌注的已知技术。为了进行体积灌注参数化成像,将造影剂导入血流中并且然后用高能超声破坏横截平面中的造影剂区域。然后在非破坏性的对比敏感模式下对该区域成像以测量血液灌注参数,诸如造影剂到达时间、最大强度投影、归一化时间积分或最大区域覆盖。可组合按顺序获取的平面横截面的集合以形成体积数据集。

[0003] 由机械转化的一维阵列或由全电子扫描的两维阵列形成单独的平面横截面。在一个示例中,在高度上机械转化一维阵列以生成破坏再灌注造影剂到达时间参数的一系列两维图像。在针对所述平面的破坏再灌注循环中单独地对每个两维图像进行运动补偿。随后组合表示各个高度断层的灌注的到达时间或速度的两维图像的集合以形成体积数据集。该体积数据集用于三维呈现或用于多平面格式重定。然而,如果在连续断层获取周期期间有明显运动,那么同步的体积图像可能不是三维灌注参数的精确表示。平面外的运动可能引起几何失真以及可能跳过或重新扫描区域。

[0004] 可响应于运动来操纵破坏能量,使得期望区域经历所需的破坏能量,并且随后在再灌注阶段期间追踪并测量同一区域。然而,该方法可能要求在潜在的任意方向上操纵该破坏能量。任意方向对于某目标及探头几何形状可能是困难或难到达的。另外,一些换能器不能简单地扫描任意平面并且受限于正交放置的行序列。因为由于换能器及定位设备的机械惯性在高帧率(即 10Hz)时不能完成换能器定位,所以难以对机械转化的(translated)一维(1D)阵列进行任意定位。

发明内容

[0005] 通过介绍的方式,下面所述的优选实施例包括对医疗诊断超声中的再灌注进行运动同步破坏的方法、系统、计算机可读介质及指令。针对体积的不同片段顺序地获取该体积的灌注数据。对于所给定的片段例如平面区域,执行所述片段内的运动追踪。如果对于当前片段在扫描序列完成时存在足够的配准或相关性,那么正发生较少量的运动。这时候,在下一个片段中执行造影剂破坏性声能的发射。对于所述下一个片段重复追踪以将该切换同步到又另一个片段。可使用其它区域用于追踪。通过用开始状态控制对多次较少运动或较大配准的破坏脉冲的发送,可以确定在体积内的更可靠的灌注质量。

[0006] 在第一方面,提供一种对医疗诊断超声中的再灌注进行运动同步破坏的方法。获取超声数据帧序列,所述数据至少部分表示来自患者三维区域中的造影剂的信息。确定来自所述序列中不同时间的数据之间的配准。在所述序列期间的一个时间点,发射具有用于

破坏造影剂的振幅的声能。所述发射与所述配准同步，使得在所述配准高于第一水平时发生所述发射而在所述配准低于该第一水平时不发生所述发射。在所述发射之后根据造影剂水平生成图像。

[0007] 在第二方面，计算机可读存储介质已在其中存储了表示可由已编程处理器执行的指令，以用于对医疗诊断超声中的再灌注进行运动同步破坏。存储介质包括以下指令：用于生成对造影剂进行破坏的声能，对患者三维体积的不同片段顺序地执行所述生成，获取表示在这些不同片段的每一个片段内造影剂再灌注的超声数据，在对各片段生成之后执行对每个片段的获取，并且基于在不同时间获取的超声数据的相似度大小，对每个片段控制所述用于破坏的声能的生成。

[0008] 在第三方面，提供一种用于对医疗诊断超声中的再灌注进行运动同步破坏的方法。利用来自换能器的超声，扫描患者体积的不同的第一及第二部分。对所述第一部分进行第一多次扫描，并且然后对所述第二部分进行第二多次扫描。在第一多次扫描之前破坏第一部分中的造影剂。在第二多次扫描之前以及在扫描第一部分之后破坏第二部分中的造影剂。使来自第一多次扫描的数据相互关联。在所述相互关联指示相关性时执行对第二部分中的造影剂的破坏。

[0009] 通过以下权利要求限定本发明，并且不应将该部分中任何内容作为对那些权利要求的限制。下面组合优选实施例讨论本发明的其它方面及优势。

附图说明

[0010] 部件及附图不一定是按照比例的，而是重点示出本发明的各原理。此外，在附图中，不同视图中的相似的参考标记指示相应的部件。

[0011] 图 1 为根据一个实施例对医疗诊断超声中的再灌注进行运动同步破坏的方法的流程图；以及

[0012] 图 2 为对再灌注进行运动同步破坏的超声成像系统的一个实施例的方框图。

具体实施方式

[0013] 在一个示例性实施例中，在破坏再灌注序列中获取两维超声对比度参数化成像断层的集合。顺序地获取与再灌注相关的参数的体积片段——例如二维断层——的集合。组合来自不同序列的成像断层以形成三维数据集。运动补偿可用于校正二维断层获取中的运动，但是横越二维断层的全运动补偿可能是不实际的。为了减少或最小化由于平面外运动造成的误差，使用运动追踪来同步破坏事件。拖延破坏直至在序列中的二维断层获取之间实现正确的配准。但是在其它实施例中，对体积中的片段或其它子区域执行三维追踪。

[0014] 同步破坏事件的时机以确保完成所测量片段在最终体积图像中的准确空间排列。例如，用于单个二维断层的与血流相关的参数在破坏－再灌注间隔上用带运动追踪的机械转化阵列获取。破坏后的第一帧用于在该间隔期间的追踪目的，使得平面中的运动得到补偿。平面外的运动可能导致差的相关性。至下一个片段的切换与所述相关性同步，从而在转移至该体积的相邻片段以获取用于灌注测量的另一个序列时发生较少的运动。

[0015] 使用非破坏性或较少破坏性的造影剂成像模式执行对给定断层和相应扫描序列的测量，例如，三次基波 (cubic fundamental) 或低机械指数成像。用于给定片段的扫描序

列可以发生在很多秒期间，例如 1 至 30 秒。该周期与用于造影剂对组织区域进行再灌注的时间一致。由该二维测量的集合形成参数化图像。到达时间为一类型的参数化图像的示例。

[0016] 具有破坏同步的顺序扫描可以与机械转化的一维阵列或全电子二维阵列一起操作。使用追踪，当在破坏事件和再灌注测量之间发生过量的运动时，二维断层或子体积测量可以被放弃或不被用于灌注参数计算。与较差相关性扫描关联的数据可不被集成到灌注计算中，以避免总测量的崩溃。

[0017] 图 1 显示了一种对医疗诊断超声中的再灌注进行运动同步破坏的方法。通过图 2 的系统 10 或不同的系统实施这种方法。以显示的顺序或不同的顺序执行这种方法。另外，可以提供不同的或更少的行动。例如，不执行行动 36。相反，扫描区域运动而阵列不运动。如另外一个示例，不执行行动 40、42、44 和 / 或 46。

[0018] 在行动 30，获取表示造影剂再灌注的超声数据。在已破坏造影剂之后或在用造影剂灌注之前产生超声数据帧序列。通过用超声获取数据帧或通过获取先前产生的数据帧（例如，DICOM 图像）而产生该序列。这些数据帧是用活体扫描实时获取的或来自所存储的剪辑。该序列可以是大体上连续的或周期的（例如，在每个心跳周期获取一次或更多）。

[0019] 该序列包含表示在不同时间时的扫描区域的数据帧。每个数据帧表示相同的或重叠的区域。一些帧可以表示不同的区域，例如由于换能器相对于患者的平面外运动。数据帧为表示在给定时间对一维、二维、或三维区域的完整扫描的一组数据。例如，数据帧从线性、Vector®、扇区或片段获得。如另一示例，数据帧表示子体积，例如在要被成像的全部体积内的锥形或圆柱形区域。数据帧是为了再灌注而要被重复扫描的体积的片段或子区域的样本。

[0020] 对体积的每个不同片段获取数据帧的序列。在每个不同片段中，在获取关于下一个片段的数据之前获取数据。在所述片段之中顺序地获取超声数据帧的序列，其中所述数据至少部分地表示来自每个片段中造影剂的信息。来自换能器的超声用于顺序地获取来自患者体积的不同部分的数据帧。多次扫描一个部分，并接着多次扫描另外的部分以提供不同片段的帧序列。

[0021] 通过顺序地获取每个片段的序列，获取表示体积的数据。这些片段是体积的不同部分，那么它们组合起来表示患者的三维区域。接着合并来自多个小体积或平面的测量结果的集合以产生全体积参数化图像。获取与再灌注体积片段相关的参数的集合，其中对每个体积片段的破坏被同步或拖延直至正确的配准发生。另外的在小的区域上进行破坏 - 再灌注测量的动机是：局部灌注的测量可能是最诊断性有用的。通过破坏片段中的造影剂，测量从附近血液储存库对该片段的再灌注。破坏大区域中的造影剂可能不能判断关于血液是如何局部供应的。

[0022] 在一个实施例中，该片段是体积的平面区域。对该体积内不同的平面顺序地获取超声数据帧。不同片段的序列暂时地由行动 38 的一个或多个发射所分离。在破坏了片段中至少一些造影剂后获取该片段的给定序列。

[0023] 使用机械转化的一维阵列来扫描不同的片段。该阵列使用步进电机或其它电动机自一个位置运动至另一个位置。在每个位置中，获取与片段关联的不同序列。不同的片段是至少部分由该阵列沿着高度维度或机械扫描的维度的位置所定义的不同平面。

[0024] 在另一实施例中，这些片段是平面或非平面的区域。使用元件的多维阵列获取序

列。诸如二维 (2D) 阵列的该多维阵列被在方位和高度维度上电子操纵。扫描行可由延迟和 / 或变迹法确定。使用以在方位和高度方向上电子操纵而产生的声能来获取超声数据。该操纵将该扫描引导至给定片段内的样本。该阵列可以运动或固定就位。该操纵允许对不同片段和在给定片段里的不同扫描行进行扫描。

[0025] 患者的体积区域和 / 或正在扫描的片段包含造影剂或可能在造影剂到达之后包含该造影剂的区域。造影剂响应于超声能量。一些或所有的数据帧包括来自造影剂的信息。该信息也可以包括来自组织或流体的响应。在一个实施例中，在超声信号的三次基波上获取该信息。例如，超声信号以多个脉冲的方式发射，其中所述多个脉冲具有至少两个不同的振幅水平和相位。为了避免或最小化造影剂的破坏，使用低振幅发射（例如，MI 小于 0.7）。合并响应于该发射的信号。在每个数据帧中感兴趣区域的每个空间位置处获取数据。

[0026] 只有一类型数据在数据帧中得到表示，例如只表示造影剂或来自造影剂和组织的响应的数据。替换地，数据帧表示不同类型的数据，例如在相同帧中或在不同组的帧中。

[0027] 每个序列持续一个周期例如 1-30 秒。在每个序列中获取两个或更多的（例如，几十或几百）帧。该周期可以是基于再灌注。例如，该序列持续直至获取足够的造影剂响应。平均返回、或平均返回的变化、返回的面积或体积、造影剂返回或其它指示剂的面积或体积的中变化可以用于指示足够的再灌注。用户输入可以指示这个周期的结束。该周期可以基于计时器，例如自行动 38 中破坏脉冲的发射起的 1-30 秒的时间设定。

[0028] 该周期可以基于生理循环。例如，在完整的生理循环上获取片段的帧。呼吸循环在长度上可以为两秒或更多秒，因此序列可以比两秒长。呼吸可能导致患者和 / 或换能器的运动。患者的皮肤或身体因为呼吸而运动。超声波扫描师的手可能因为呼吸而运动。通过在基于呼吸循环的序列上进行获取，因为呼吸或其它与生理相关的运动可能导致配准的变化。通过拥有处于或大约一个或多个完整循环的该周期，可减少片段之间的变化。

[0029] 当正在测量的组织运动回初始位置时可以发生正确的配准。该组织遭受由接受测量的身体或握住换能器的人员的呼吸、心脏运动、蠕动或其它自觉或不自觉的运动导致的周期性运动。使用行动 32 的配准和行动 34 的同步，该配准可以用于对切换定时以在组织处于初始位置时扫描另外的片段。

[0030] 在其它的实施例中，所述周期是基于因素的组合。例如，该周期足够的长以允许再灌注。该周期是基于超声测量和 / 或定时的。一旦经过了足够的长度，行动 32 的配准和行动 34 的同步用于确定该周期的结束。选择经过足够长度之后的具有足够配准的时间作为该周期的结束和开始扫描不同片段的时间。

[0031] 在行动 32 中，确定配准。配准在给定片段的帧之间。该片段可为相同或不同的片段，针对该片段获取当前的序列以用于灌注分析。在一个实施例中，使用也用于灌注分析而获取的帧来执行配准。例如，该片段为平面的区域。在相同平面区域的帧之间执行配准。该配准为沿着一个或多个维度的一维或二维配准。

[0032] 配准是任何现在已知的或以后开发的运动追踪或相似度测量。将来自不同扫描的数据相互关联。例如，使用最小绝对差值和、绝对差值的其它和、互相关，或自相关。

[0033] 测量整个帧（即，整个扫描区域）或子集之间的相似度。例如，来自参考帧的窗口与针对另外的帧或所有其它帧的窗口相比较。窗口是中心区域、其它感兴趣区域、下取样帧、与特征或峰值返回关联的多个区域，或整个帧的其它子集。参考帧为造影剂破坏后获取

的第一帧、多个帧的平均、模板帧，或序列中的其它帧。在一个实施例中，由帧表示的整个面积大约 2/3 的区域用作在第一帧内的窗口，其中第一帧是在针对片段的造影剂破坏之后获取的。可以使用其它尺寸的感兴趣区域或窗口。后续帧与窗口相比较以测量相似度。

[0034] 在替换的实施例中，追踪运动并且对齐帧以校正帧间的运动。在经过运动校正的数据帧之间测量相似度。在其它替换实施例中，可以测量该相似度作为用于帧间最佳匹配的移位和 / 或旋转。配准由移位和 / 或旋转的数量表示。

[0035] 配准表明换能器运动、患者运动、器官运动、它们的组合，或其它运动的水平。可以确定全局的或局部的运动。

[0036] 当正扫描的片段切换时，配准被切换至新片段的数据。选择新的参考数据帧并且使用新的参考数据帧执行针对新片段的配准。

[0037] 相似度可以为三维的相似度，例如确定针对正研究的患者的整个三维区域的给定子体积的帧之间的配准数量。子体积为片段。配准可以基于整个子体积或少于整个子体积的数据。代替单独的二维断层，对小的区域或子体积测量相似度。例如，破坏在小圆柱形区域中的造影剂。对更小、局部的区域的再灌注分析可以提供对给定组织灌注容量的更好测量。在再灌注集成阶段期间可以在该小的子体积上执行追踪。

[0038] 在一个实施例中，配准的特征涉及或源于要用于灌注分析的相同类型的数据。在另外的实施例中，至少第一类型数据的特征用于配准，并且至少第二类型数据的数据用于灌注分析。例如，使用带有混合造影剂类型数据和 B 模式类型数据的若干临床超声图像或数据帧——B 模式或更多响应于组织的数据用于配准，而造影剂或更多响应于造影剂的数据用于灌注研究。不同类型的数据表示在相同或基本相同的时间处相同的或重叠的区域。

[0039] 在行动 34 中，控制用于破坏的声能的产生。一旦用于片段灌注的完整的数据帧组在行动 30 中获取，灌注分析就切换至另一片段。监测配准（例如，追踪质量或对齐）以确定进行该切换的时间。例如使用针对平面区域的二维图像的配准来确定何时运动以扫描不同的平面区域（例如，运动至位于不同高度位置的扫描平面）。

[0040] 对每个片段，在不同时间获取的超声数据（例如，不同的数据帧）的相似度数量用于控制切换至另外的片段和行动 36 的相应破坏发射。行动 38 的发射与配准同步，使得行动 38 的发射在配准在阈值水平的一侧（例如，以下）时发生并且在配准为阈值水平的另一侧（例如，以上）时不发生。在一个实施例中，不同数据帧之间的相似度与阈值相比较。相似度是在参考帧和每个随后获取的帧之间。如果相似度高于（例如，相关）或低于（例如最小绝对差值和）阈值，这个帧与相对于参考帧的没有多少的运动或移位相关联。

[0041] 阈值是预定的、由用户定义、或自适应的。预定的阈值可以基于对不同成像应用的实验。用户定义允许对阈值进行调整以提供用户期望的图像。可以使用任何自适应的过程。例如，允许造影剂来灌注区域。用户或系统接着通过发射更高功率的一个或多个束来产生破坏。在破坏后获取的前面两个帧可能相似。带有或不带有偏移（例如，乘以 2、10 或其它值或加一个值）的该相似度测量用作后续选择的阈值。作为另外的示例，对齐的数据帧之间的变化用于确定该阈值。任何自适应的阈值对整个序列维持不变或可以适应帧序列的整个处理。

[0042] 在提供不充分的配准时关闭行动 38 的发射。配准的缺乏表示与第一次扫描或在不同的时间扫描该片段时相比的扫描区域移位。阈值配准为瞬间的测量或是基于测量的组

合。例如，连续多个序列的配准必须满足该阈值。作为另外的示例，在整个序列中、在序列周期上、或在该序列周期的特定部分上发生特定数目的配准。可以使用不同阈值的组合。可以使用一次或多次相似度数量的任何测量。

[0043] 对于机械操纵的阵列，阵列在行动 36 中运动并且基于行动 34 的同步执行行动 38 的发射。如果追踪质量测量显示良好的对齐，可以几乎不发生运动或几乎不发生移位。阵列快速地机械转化至下一个高度位置并且开始新的破坏－再灌注循环。创建新的追踪或参考帧以在下一个序列中使用。如果例如由于运动或移位而没有好的对齐，则行动 32 的配准对当前片段继续。监测这种追踪直至发生充分的对齐。

[0044] 如果在设定周期内没有发生充分的对齐，灌注研究可以暂停并且由于过量的、不可校正的运动已发生而被放弃。替换地，如果对于给定的片段在破坏和再灌注阶段之间发生大量的平面外运动，则放弃对于该片段的破坏－再灌注序列。再次开始对于该片段的过程。

[0045] 随着时间的过去可以获取追踪质量信息以确定运动的周期例如呼吸周期，使得计时信息也可以用于确定转化机械阵列的最佳时间以避免与循环关联的快速运动的间隔。在一个实施例中在较少运动的时间期间获取参考帧。可以使用循环性变化作为额外的检查，使得循环计时显示较少的运动发生并且配准也显示几乎没有移位。

[0046] 对于电子操纵的阵列，收集针对片段的运动追踪帧的类似获取序列出现。在执行再灌注测量之后，对不同片段的破坏和改变与良好对齐的测量同步。电子操纵方法的好处是可在片段之间发生快速的切换。由于该快速切换，与针对破坏－再灌注测量获取的相比可对追踪使用不同的区域。例如，在对不同片段获取信息时，为行动 32 的配准扫描器官的中心。对于给定二维断层或其它片段的破坏－再灌注序列的开始与在这个中心区域中的良好对齐同步。

[0047] 可以同时追踪体积的几个部分以确定对齐质量。追踪不同的部分可以帮助处理器官旋转运动的情况。

[0048] 在行动 36 中，阵列运动。步进电机或其它设备将阵列运动至不同的位置。由于新的阵列位置而片段运动。如果在高度方向上提供电子操纵，则可以运动片段而不运动阵列。

[0049] 在为给定片段中的扫描序列获取数据后（例如，在再灌注周期上的不同时间获取一个平面的数据），运动阵列和／或片段以扫描不同的片段。对每个片段位置顺序地获取序列。在不同时间扫描不同的片段。

[0050] 在行动 38 中，在随后的片段中执行造影剂破坏，其中关联显示相关性。在新序列的开始，发射具有破坏造影剂的振幅的声能。可以使用任何的振幅，例如具有 0.6 或更高的机械指数。通常，1.0 或更高的机械指数用于破坏至少一些造影剂。可以使用频率扫描或其它变化来破坏更多的造影剂。可以使用用于破坏的任何扫描模式，例如沿着相同的扫描行重复发射以在更深的深度上破坏更多的造影剂。可以使用宽的或窄的波束发射。

[0051] 产生足够高的压力发射场以在诸如 0.5 到 2 秒的短时间段内破坏片段中的造影剂。用于破坏的时间足够短以允许关于再灌注的参数例如到达时间，得到准确测量。对于超声阵列和系统来说难以在短时间内传送大量功率以在大区域上破坏造影剂。通过只对子集、例如感兴趣体积中的两个或更多个（例如，数十个）片段的其中之一，执行行动 38，可在充分短的时间段内提供用于破坏造影剂的足够高的压力。

[0052] 与配准相关地执行用于破坏的发射。对给定片段，该过程开始于用于破坏的发射。直到针对前面片段的配准显示出几乎没有或没有相对于正在被扫描的器官的运动或移位时才执行用于破坏的发射。

[0053] 从行动 38 延伸至 30 的箭头表示对不同片段的重复。对给定的片段，重复获取数据（行动 30）和确定配准（行动 32）以获取足够的数据用于片段的再灌注研究。在完成时，对下一个片段重复用于行动 38 和行动 30-34 破坏的发射。发射发生多次。不同的发射行为发射声能到三维区域的不同部分，使得顺序地获得不同部分的再灌注信息。由于行动 34 的同步，用于不同片段的行动 38 的发射的顺序重复之间的周期可以不同。

[0054] 对每个重复或片段，在该片段中的造影剂在获取再灌注测量数据之前得到破坏。对每个随后的片段在对该片段进行多次扫描之前和扫描前面的片段之后破坏造影剂。

[0055] 获得三维再灌注绘图作为一系列片段，例如二维断层。这种重复使得三维体积对比成像成为可能。平面或其它片段破坏通过避免一次破坏在全体积中的造影剂而允许足够的能量以破坏造影剂。该体积的再灌注数据表示局部的再灌注容量而不是整个体积的灌注。因为体积或器官的内部部分可能由于在周围组织和血池中的造影剂的破坏而延迟了再灌注，所以全局的再灌注有用性可能较小。

[0056] 一旦已经获得有足够的用于破坏的配准和 / 或对所有片段的再灌注的一整套二维断层或其它片段的序列，则可组合数据以形成完整的三维参数化图像。如果在不希望的运动期间获取片段的数据，则可以完全拒绝该数据。可以重复对片段的破坏和再灌注测量以获取足够的数据。

[0057] 在行动 40 中，只选择再灌注数据的子集（即，少于全部）。不选择一个或多个数据帧。选择的数据帧可以用于确定再灌注参数而不会被未选择的数据扭曲。替换地，使用对于给定片段的所有数据帧来计算再灌注参数（即，数量）。

[0058] 该选择与配准相关。通常，选择与较少帧间运动关联的数据帧，并且不选择与较多帧间运动关联的数据帧。与数据帧关联的相似度数量显示该数据帧是否应该被维持或包括在再灌注分析内。在破坏之前和之后以及在再灌注测量期间获取追踪信息。只要没有发生过多的运动就选择数据帧。如果贯穿破坏事件和再灌注测量期间的至少特定时间百分比维持足够的追踪，那么该片段是足够的。如果配准显示了对于给定片段的一部分序列的运动，则可以遗弃或不用在那一个或多个部分期间获取的帧。取决于再灌注测量的类型可以使用不同的阈值。例如，用于再灌注的测量时间的序列周期中部期间的较差配准是可以接受的，但不用于测量再灌注速度。不同的阈值可以用于片段周期的不同部分。

[0059] 如果在选择后可用的数据帧数量是不充足的，可以对片段重复再灌注测量。在再灌注测量期间在足够的时间内提供良好的追踪质量以确保期望的参数可以得到充分准确地测量。

[0060] 该选择基于没有运动校正的帧。替换地，帧经过运动校正并且在校正后的配准用于选择。运动补偿或校正可在选择之前或之后执行。例如，相同的相似度或移位计算用于选择和运动校正。基于相似度或其它信息确定移位之后，数据帧是空间对齐的。可以使用严格的或不严格的校正。对齐更可能避免模糊。

[0061] 在行动 42 中，从表示再灌注的超声数据中计算数量。再灌注数量与在三维区域里沿着三个空间维度分布的数据相关，与一个位置的数据相关，与数据的一维分布相关或与

数据的二维分布相关。组合来自所选帧的子集且不是来自超声数据帧的未选择子集的信息。该组合是关于任何现在已知的或以后开发的帧间处理例如最大强度支持、最小强度支持、平均确定，或构造一个或多个时间强度曲线。与来自所选帧的数据相关地生成体积的参数数据。对超声数据的所选帧与时间相关地求积分以确定每个位置的参数值。积分包括数学积分或自多个源形成图像。

[0062] 对感兴趣区域的每个空间位置，比较或使用数据以确定值。对每个体素，与来自每个剩余（选择）的数据帧的数据相关地选择值。例如，从这些帧中确定每个空间位置的数据与时间相关的平均值、中值或其它统计值。作为另外的示例，基于比较结果选择与所选帧的数据相关的最大、最小或其它数据。将所选子集的帧组合到持续的帧或单个帧中。在另外的示例中，表示与时间相关的强度或其它造影剂响应的曲线从这些帧中确定。该曲线是关于区域或空间位置的。鉴于帧与不同时间关联，该曲线是与时间相关的强度。该曲线的特征可以被确定为参数。然而在另外的示例中，计算关于足够造影剂响应以返回空间位置的时间。

[0063] 所组合的数据是用于选择的相同或不同类型的数据。例如，集成特定于造影剂或与造影剂相关的数据。不同类型的数据、例如带有或不带有特定于造影剂的数据的 B- 模式数据被用于选择。

[0064] 在行动 44 中，生成图像。该图像与破坏后造影剂水平相关（例如，与计算的参数值相关）。通过组合来自造影剂的信息例如主要在超声信号的三次基波处的信息，造影剂和 / 或小的脉管系统的灌注可以更加容易地观察到。对每个空间位置可以计算任何的灌注参数，例如灌注的时间或仅仅是造影剂的强度。给定体素的所选数据（和不是未选的数据）或所有的数据用于确定该灌注参数。图像可表示在序列周期上来自造影剂的最大返回或再灌注的其它参数。使用灌注参数信息作为用于渲染图像的体素数据。利用与针对由各个像素表示的区域部分的灌注水平相关地调制的像素来渲染该图像。

[0065] 从表示该体积的数据来渲染该图像。使用体积中的每个空间位置（即，每个体素）的参数（数量）来渲染。可以使用表面或投影渲染。对投影渲染，可以使用最大、最小、平均或其它投影。可以使用阿尔法混合。体积的渲染可以带有或不带有不透明加权和 / 或阴影。可以使用任何现在已知的或以后开发的体积渲染。在替换的实施例中，切面图像或多平面重建图像由体积的再灌注数据产生。

[0066] 再灌注渲染可单独或分离地观测。替换地，再灌注信息用来自其它数据的渲染覆盖或混合，所述其它数据例如组织（例如，B 模式）或流量（例如，多普勒速度或能量）。

[0067] 在替换或额外的实施例中，显示了数量。该数量为数字或文本例如“1.4 秒”。可以显示图表，例如与时间相关的在区域中的平均造影剂。可以显示一个或多个时间 - 密度曲线，例如源于在体积中不同区域上的局部平均值的不同曲线。

[0068] 图 2 示出对运动同步破坏的系统 10，其中该破坏用于在医疗诊断超声中的再灌注。系统 10 包括发射波束形成器 12、换能器 14、接收波束形成器 16、图像处理器 18、同步处理器 20、显示器 20，和存储器 28。可以提供额外的、不同的，或更少的组件。例如，为在时间上缓冲或存储数据帧提供单独的存储器。作为另外的示例，同步处理器 20 与图像处理器 18 组合或成为其一部分。同步处理器 20 可以为单独的处理器，例如一个用于控制扫描并且另一个用于渲染图像。

[0069] 在一个实施例中系统10是医疗诊断超声成像系统，但可以使用相同（超声）或不同模态的其它成像系统。在其它实施例中，系统10的部分或全部在计算机或工作站中实施。例如，可以不带波束形成器12、16或换能器14而处理前面获得的数据帧。

[0070] 发射波束形成器12为超声发射器、存储器、脉冲发生器、模拟电路、数字电路，或它们的组合。发射波束形成器12可操纵并且配置用于针对多个信道产生具有不同或相对的振幅、延迟、和/或定相的波形。在响应于产生的波而从换能器14发射声波时，形成一个或多个波束。发射波束形成器12可以导致波束具有特定的相位和/或振幅。例如，发射波束形成器12发射与给定扫描行关联或至相邻的扫描行的脉冲序列。脉冲对应于具有不同振幅和/或相对相位的波束。在替换的实施例中，单个波束用于任何给定的扫描行和/或使用带有相同振幅和/或相对相位的波束。

[0071] 换能器14为压电或电容性膜元件的1维、1.25维、1.5维、1.75维或2维阵列。二维阵列提供在方位和高度上的电子操纵，其中沿着两个维度具有或不具有相同个数的元件。该二维阵列可以为平面的或弯曲的。换能器14包含用于在声能和电能之间转换的多个元件。这些元件与发射和接收波束形成器12、16的信道相连。

[0072] 接收波束形成器16包含多个信道，其带有放大器、延迟、和/或相位旋转器，以及一个或多个求和器。每个信道与一个或多个换能器元件相连。接收波束形成器16应用相对的延迟、相位、和/或变迹法以响应于每个发射而形成一个或多个接收波束。在替换实施例中，接收波束形成器16是使用傅立叶或其它变换产生样本的处理器。

[0073] 接收波束形成器16可以包括滤波器，例如相对于发射频率波段在第二谐波或其它频率波段处隔离信息的滤波器。这种信息更可能地包括期望的组织、造影剂、和/或流量信息。在另外的实施例中，接收波束形成器16包括存储器或缓冲存储器和滤波器或加法器。组合两个或更多个接收波束以在期望频率波段处隔离信息，例如在二次谐波、三次基波或其它波段处。

[0074] 可以使用发射和接收操作的任何期望序列来获取超声信息。例如，B模式数据可以通过扫描一次片段而获取。B模式可以用于组织成像。相关或运动追踪可以用于从B模式数据得到流体信息。B模式操作可以提供造影剂信息。多普勒信息可以通过沿着每个扫描行发射波束序列而获取。转置存储器可以用于从多普勒信号中隔离出组织、造影剂、和/或流量信息。可以使用其它现在已知或以后开发的模式。

[0075] 在一个实施例中，模式为造影剂成像模式。造影剂可以使用典型的B模式或多普勒技术而成像。在二次、偶次、奇次、次、或其它谐波处的隔离信息更可能识别来自造影剂的信息。例如，使用两脉冲技术。这些脉冲具有相同的振幅，但是不同的相位。通过求和响应，识别与偶次谐波关联的信息。滤波可以替换地使用。替换地或额外地，在接收处理中提供相对定相。

[0076] 在一个实施例中，控制发射序列以产生响应于三次基波的回波信号。可操作波束形成器12以发射多个具有至少两个不同振幅水平的脉冲并且所述多个脉冲中的至少两个具有相反或者不同的相位。发射器功率可以以任何合适的方式变化，例如通过调节施加到单独换能器元件上的电压，或者通过调节用于形成特定脉冲的换能器元件的数量（或发射孔径）。

[0077] 为了获取三次基波处的超声数据，接收波束形成器16包括行存储器及求和器或

滤波器以组合响应于所述发射的信号。所述行存储器或缓冲存储器可以形成为物理上分开的存储器，或者替换地它们可以形成为共有物理设备内的选定位置。波束形成信号存储在行存储器或缓冲存储器中并且随后在加权的求和器（weighted summer）内加权并求和。在所述加权的求和器中使用用于振幅及相位两者的加权值。可以使用模拟或数字技术实施所述存储器及所述求和器。所述加权的求和器通过对单独的波束形成接收信号加权而形成复合输出信号。用于给定空间位置的所述复合输出信号是与所述三次基波响应关联的样本。

[0078] 美国专利号 No.6,494,841 中公开了获得三次基波的信息，其公开通过引用合并于此。其中公开的任何发射序列及接收组合可以用于获取三次基波信息。可以使用其它用于获取三次基波信息的发射序列及接收组合，例如美国专利号 No.6,602,195、6,632,177、6,638,228 及 6,682,482 中公开的，其公开通过引用合并于此。总之，发射具有不同振幅及相位的脉冲序列。使用振幅变化或不具有不同相位的不同振幅还可以用于获取三次基波信息。通过组合响应于所述序列的接收信号，获取包括三次基波信息的样本。由于造影剂产生三次（cubic）响应并且所述换能器及组织产生非常小的三次响应，因此三次基波信息对超声造影剂具有高度特定性。所述信息提供组织杂波抑制，允许更特定于造影剂的成像。例如，使用三次基波信息可以更容易地成像或识别组织内的小血管。

[0079] 所述图像处理器 18 为 B 模式探测器、多普勒探测器、脉冲波多普勒探测器、相关处理器、傅里叶变换处理器、专用集成电路、通用处理器、控制处理器、现场可编程门阵列、数字信号处理器、模拟电路、数字电路、它们的组合或其它现在已知或以后开发的探测用于从波束形成超声样本显示的信息的设备。

[0080] 在一个实施例中，所述图像处理器 18 对多个表示相同区域或门区域的样本执行快速傅里叶变换。所述样本中的每一个响应于三次基波，使得可以由三次基波信息产生脉冲波多普勒显示。所述图像处理器 18 还包括在平行轨道中的 B 模式探测器。该 B 模式探测器对相同或不同波束形成样本进行操作以探测组织、造影剂或组织及造影剂响应。例如，将来自接收波束序列的用于每个空间区域的一个接收波束应用于 B 模式探测器以主要对组织信息成像，其中所述接收波束序列用于三次基波隔离。

[0081] 所述图像处理器 18 输出超声数据帧。这些数据帧被格式化为采集格式（例如极坐标）、显示格式（例如，扫描转变为笛卡尔坐标格式或图像），或其它格式。每个数据帧表示一维、二维或三维扫描区域。所述数据帧包括一种或多类型的数据。例如，一个数据帧仅包括造影剂信息。作为另一示例，一个数据帧包括关于一些空间位置的造影剂信息及关于其它空间位置的另一类型的信息（例如 B 模式或多普勒）。可以在用于相同空间位置的同一帧中提供不同类型的数据。在另一示例中，在不同的数据帧中提供不同类型的数据。

[0082] 在替换实施例中，图像处理器 18 装载来自网络或存储器的数据。例如，装载 DICOM 或其它图像。每个图像为一数据帧。一个帧可以包括不同类型的数据，一个覆盖在另一个上。替换地，每个帧仅包括一个类型的数据，其中不同的帧用于不同的数据类型。在另一个实施例中，细分每个帧使得一个部分包括一个类型的数据并且另一部分包括另一类型的数据。

[0083] 同步处理器 20 为专用集成电路、相关处理器、傅立叶变换处理器、通用处理器、控制处理器、现场可编程门阵列、数字信号处理器、模拟电路、数字电路、图形处理单元、它们的组合，或目前已知或以后开发的用于确定数据帧之间的相似度及 / 或移位的其它设备。

同步处理器 20 接收数据帧以确定用于扫描及用于发射破坏脉冲的片段之间切换的时机。

[0084] 同步处理器 20 或图像处理器 18 确定每个空间位置的再灌注参数。在一个实施例中，通过暂留滤波器 (persistence filter) 确定扫描序列上从造影剂返回的最大强度。可以将特定空间位置的数据一帧一帧地比较或与正进行的组合帧比较。基于所述比较（例如，最高值、平均值贡献或最低值），选择所述值的其中一个或更新正进行的组合帧以包括期望值。可以组合来自针对同一位置的帧的数据以确定灌注参数，例如确定平均造影剂水平或确定时间 - 强度曲线的特征。

[0085] 同步处理器 20 还可以包括渲染处理器、图形处理单元、阿尔法混合缓冲器、其它缓冲器、存储器、处理器、加法器、或用于由体积数据集信息或再灌注参数值产生图像的其它设备。所述同步处理器 20 渲染表示体积的图像。

[0086] 显示器 20 为 CRT、监视器、LCD、平板、投影仪或其它显示设备。显示器 20 接收用于显示图像的显示值。这些显示值格式化为一维图像、二维图像或三维表示。在一个实施例中，这些显示值是关于与在不同时间获取的数据帧相关地产生的图像。由于获取和选择了附加的数据帧，可以更新该图像。也可以显示其它图像，例如来自单个或合成的数据帧的图像。

[0087] 所述显示器 20 可以三维地显示由灌注信息渲染的图像。通过局部破坏及再灌注测量确定该灌注信息。对体积的不同部分重复这些测量。获取的数据表示关于所述体积的再灌注，尽管对于不同片段是顺序获取的。渲染该数据以从所选的浏览角度或任意切面表示针对该体积的再灌注。

[0088] 图像处理器 18 及 / 或同步处理器 20 根据指令操作。计算机可读存储介质例如存储器 28 存储表示指令的数据，所述指令可由这些编程的处理器的一个或两个执行用于对医疗诊断超声中的再灌注进行运动同步破坏。在计算机可读存储介质或存储器例如高速缓存存储器、缓冲存储器、RAM、可移除介质、硬盘驱动器或其它计算机可读存储介质上提供用于实施在此讨论的过程、方法及 / 或技术的指令。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性及非易失性的存储介质。响应于存储在计算机可读存储介质中或上的一个或多个指令集执行附图所示或在此所述的功能、行为或任务。所述功能、行为或任务独立于特定类型的指令集、存储介质、处理器或者处理策略并且可以通过软件、硬件、集成电路、固件、微代码等等执行，单独或组合地操作。同样地，处理策略可包括多处理、多任务、并行处理等等。在一个实施例中，指令存储在可移除介质设备上用于通过本地或远程系统读取。在其它实施例中，指令存储在远程位置以通过计算机网络或通过电话线传输。还在其它实施例中，指令存储在给定计算机、CPU、GPU 或系统中。

[0089] 虽然上面已经通过参考各种实施例描述了本发明，应当理解可以进行许多改变及修改而不脱离本发明的范围。因此意图是：前述详细描述被认为是说明性的而不是限制性的，并且应当理解下面的包括所有等价物的权利要求，意欲限定本发明的精神及范围。

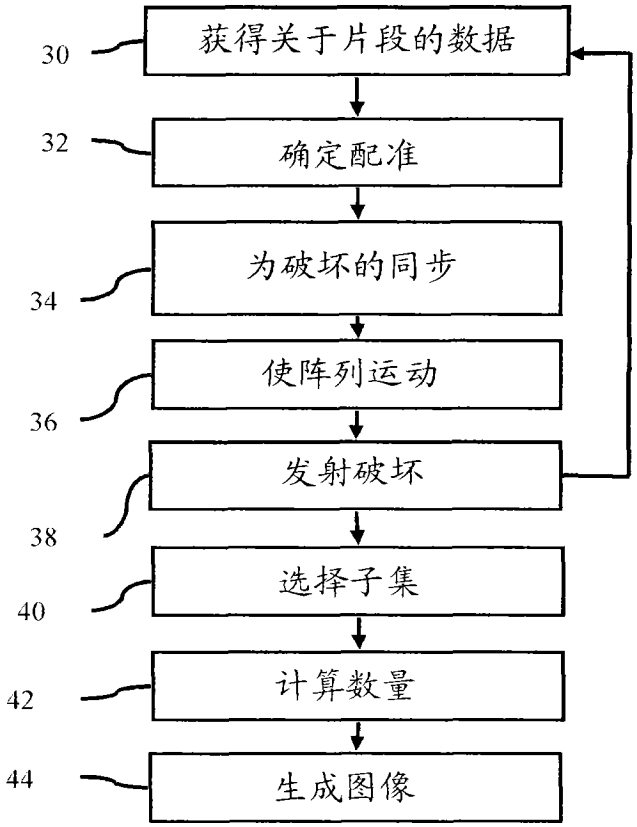

30
获得关于片段的数据
32
确定配准
34
为破坏的同步
36
使阵列运动
38
发射破坏
40
选择子集
42
计算数量
44
生成图像

图 1

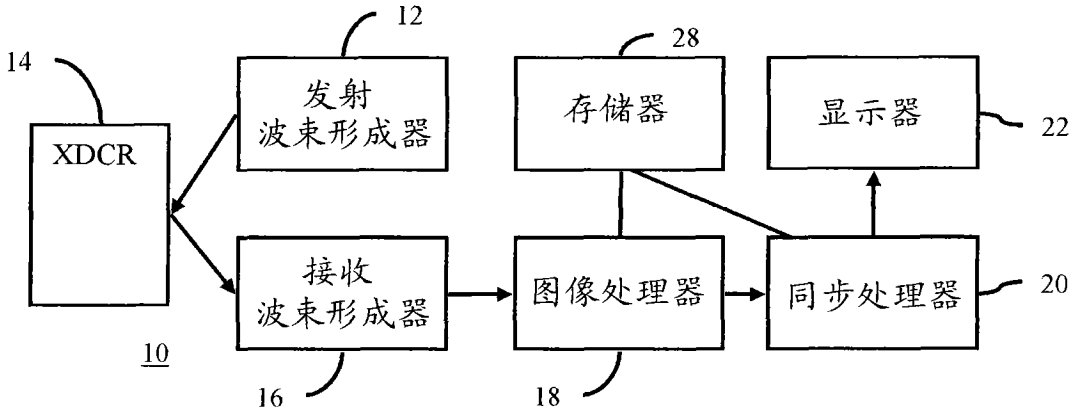
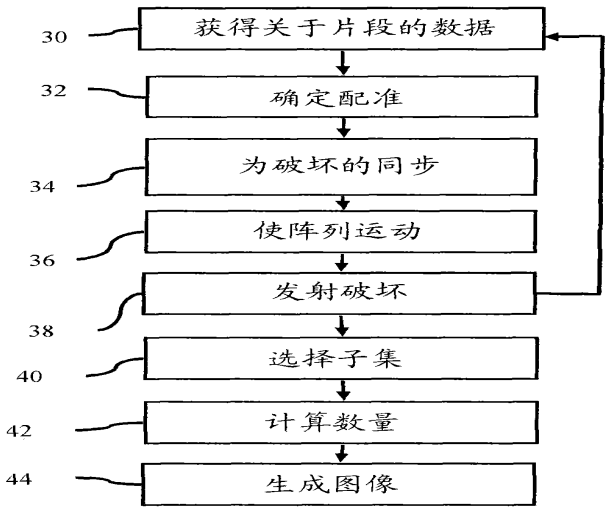

14
XDCR
12
发射
波束形成器
28
存储器
显示器
22
接收
波束形成器
图像处理器
同步处理器
20
10
16
18

图 2

专利名称(译)	医疗诊断超声成像中三维再灌注绘图的运动同步破坏		
公开(公告)号	CN102274044B	公开(公告)日	2016-05-18
申请号	CN201110113283.7	申请日	2011-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	IM古拉卡		
发明人	I·M·古拉卡		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/481 A61B8/483		
代理人(译)	李少丹 李家麟		
审查员(译)	李明泽		
优先权	12/726260 2010-03-17 US		
其他公开文献	CN102274044A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及医疗诊断超声成像中三维再灌注绘图的运动同步破坏。使对医疗诊断超声中的再灌注的破坏(38)与运动同步(34)。对体积的不同片段顺序地获取(30)关于该体积的灌注数据。对于给定片段例如平面区域，在该片段内执行运动追踪(32)。如果在对当前片段的扫描序列完成时存在足够的配准或相关性，那么进行较小量的运动。此时，在下一个片段中执行造影剂破坏性声能的发射(38)。对下一个片段重复追踪(32)以将所述切换与又另一个片段同步。可以使用其它区域来用于追踪(32)。通过控制(34)破坏脉冲的发射，可以确定(42)体积内更可靠的灌注数量。