

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680036891.X

[43] 公开日 2008 年 10 月 1 日

[11] 公开号 CN 101277650A

[22] 申请日 2006.4.12
[21] 申请号 200680036891.X
[30] 优先权
[32] 2005. 8. 5 [33] US [31] 11/197,954
[86] 国际申请 PCT/US2006/013953 2006.4.12
[87] 国际公布 WO2007/018635 英 2007.2.15
[85] 进入国家阶段日期 2008.4.3
[71] 申请人 美国西门子医疗解决公司
地址 美国宾夕法尼亚州
[72] 发明人 J·E·乔马斯 I·M·古拉卡
P·J·菲利普斯 J·D·马沙尔

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 卢江 刘春元

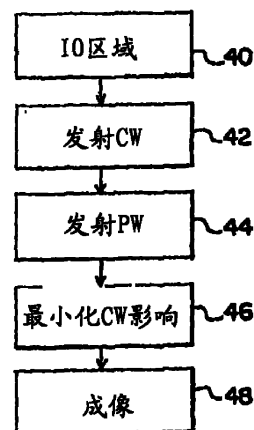
权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 2 页

[54] 发明名称

利用医学超声成像的造影剂操控

[57] 摘要

利用声音辐射力操控(42)造影剂同时进行超声成像。发射(42)用于声音辐射力的连续波。基本上同时地发射(44)用于成像的脉冲波。可以使用低机械指数的连续波和脉冲波增加包含造影剂的药物与待治疗组织的结合效率。可以使用各种技术最小化(46)连续波对利用脉冲波成像(48)的影响。可以发射具有幅度分布和/或未聚焦或散焦的声音辐射力。



1. 一种用于操控造影剂和超声成像的方法，该方法包括：
将连续波声信号发射（42）到包含造影剂的区域（50）；以及
与连续波声信号基本同时地发射（44）脉冲波声信号到该区域（50）。

2. 根据权利要求1的方法，其中用相同换能器（14）的不同孔径（24）执行连续波声信号的发射（42）和脉冲波声信号的发射（44）。

3. 根据权利要求2的方法，其中不同孔径（24）具有不同的地连接（26），该地连接在所述不同孔径（24）的每个孔径内是公共的。

4. 根据权利要求2的方法，其中发射（42）连续波声信号包括以第一频带发射，并且发射（44）脉冲波声信号包括以第二频带发射，所述第一频带与第二频带分开；

还包括用响应对在用于脉冲波声信号的不同孔径（24）的其中之一上接收的回波信号进行滤波，该响应可操作为在第一频带减小并且使第二频带通过。

5. 根据权利要求2的方法，其中所述不同孔径（24）的元素具有不同的频谱敏感度。

6. 根据权利要求1的方法，还包括：

响应于来自脉冲波声信号的回波产生（48）多维图像；以及
在响应于连续波信号的多维图像中最小化（46）回波信息。

7. 根据权利要求1的方法，其中发射（44）脉冲波声信号包括发射多个具有至少两个不同幅度水平的脉冲；

还包括：

组合响应于该多个脉冲的发射的信号。

8. 根据权利要求7的方法，其中发射（44）脉冲波声信号包括从第一子孔径（24）发射，并且发射（42）连续波声信号包括从不同于第一子孔径（24）的第二子孔径（24）发射；

还包括：

基本同时地从第一和第二子孔径（24）发射（44）脉冲声信号，
同时停止发射连续波声信号；

其中组合包括组合响应于从第一子孔径（24）发射脉冲声波的信

号和响应于从第一和第二子孔径 (24) 发射脉冲声波的信号。

9. 根据权利要求 1 的方法, 其中发射 (42) 连续波声信号包括以第一频带发射, 并且发射 (44) 脉冲波声信号包括以第二频带发射, 所述第一频带与第二频带分开。

10. 根据权利要求 1 的方法, 其中发射 (42) 连续波声信号包括从阵列发射 (42) 连续波声信号作为散焦的或未聚焦的信号。

11. 根据权利要求 1 的方法, 还包括:

从用户输入接收 (40) 对所述区域 (50) 的指示;

其中发射 (42) 连续波声信号包括作为该区域 (50) 的函数发射。

12. 根据权利要求 1 的方法, 其中发射 (42) 连续波声信号包括利用这样的幅度分布从多个元件发射, 该幅度分布位于所述元件的面上并具有楔形 (54)。

13. 根据权利要求 1 的方法, 还包括:

沿不同的扫描线顺序重复脉冲波声信号的发射;

其中发射 (42) 连续波声信号包括用这样的波阵面发射, 该波阵面顺序地成角度远离不同扫描线的当前扫描线, 其中脉冲波声信号是沿所述不同扫描线发射的。

14. 一种用于操控造影剂和超声成像的方法, 该方法包括:

用低机械指数声音辐射力操控造影剂; 以及

与操控造影剂基本同时地对包含造影剂的多维区域 (50) 成像 (48)。

15. 根据权利要求 14 的方法, 其中成像 (48) 包括 B 模式成像。

16. 根据权利要求 14 的方法, 其中成像 (48) 包括作为三次基波的函数成像。

17. 根据权利要求 14 的方法, 还包括:

作为不同的频率、不同的发射方向、声音辐射力的更宽的焦点区域、声音辐射力缺少焦点或者它们的组合的函数来减小 (46) 声音辐射力对成像的影响。

18. 一种利用超声操控造影剂的方法, 该方法包括:

从换能器 (14) 发射 (42) 连续波声音辐射力到包含造影剂的区域 (50); 以及

用来自换能器 (14) 的未聚焦或散焦的波阵面执行发射。

19. 根据权利要求 18 的方法，还包括：

与连续波声音辐射力基本同时地发射（44）脉冲波声信号到区域（50）；以及

将同一个电源用于发射（42）连续波声音辐射力和脉冲波声信号。

20. 一种利用超声操控造影剂的方法，该方法包括：

从多个元件发射声音辐射力到包含造影剂的区域（50）；以及

利用在多个元件的面上的幅度分布执行发射，该幅度分布具有第一大致的楔形（54）。

21. 根据权利要求 20 的方法，其中所述执行包括作为电压分布的函数产生所述幅度分布。

22. 根据权利要求 20 的方法，其中所述发射包括从所述多个元件的至少第一和第二不同子孔径（24）发射，并且所述执行包括为第一子孔径（24）提供第一大致楔形（54）的幅度分布并且为第二子孔径（24）提供第二大致楔形（54）的幅度分布，所述第一和第二大致楔形（54）的幅度分布在较远的边具有较大的幅度，在较近的边具有较小的幅度。

23. 根据权利要求 22 的方法，其中所述发射包括从所述多个元件的至少第一和第二不同子孔径（24）发射，并且所述执行包括为第一子孔径（24）提供第一大致楔形（54）的幅度分布并且为第二子孔径（24）提供第二大致楔形（54）的幅度分布，所述第一和第二大致楔形（54）的幅度分布形成了第三楔形（54）的幅度分布。

利用医学超声成像的造影剂操控

技术领域

本实施例涉及造影剂的操控。

背景技术

对于具有药物的造影剂，造影剂在远离要治疗的组织的地方碎裂通常是不希望的。在血管中心释放药物可能导致药物不能施加到希望的血管壁。

声音辐射力用于将造影剂朝着要治疗的组织转移或者转换为更大的浓度，但同时最小化破坏。声音辐射力可以改进目标造影剂的结合效率，例如增加与血管壁、激活的内皮或其他区域结合的充满造影剂的药物的数量。

随着与造影剂的共振越大，辐射力增加。转移随着脉冲长度增加而线性增加。可以使用更大的共振和长脉冲长度来用于转移同时最小化碎裂。碎裂是脉冲长度的弱函数，例如造影剂由于声音辐射力缓慢收缩直到该力的频率相对于造影剂的共振尺寸较低。碎裂更强地是机械指数或峰值负压力除以中心频率的平方根的函数。因此，使用低机械指数产生辐射力不会破坏造影剂。

造影剂的低机械指数 B 模式成像可以允许对造影剂成像同时最小化破坏。使用脉冲波来成像。已经结合治疗超声能的应用对造影剂成像。顺序发射成像和治疗脉冲。使用治疗脉冲增加组织的温度和相关吸收特性以用于输送药物。

发明内容

作为介绍，以下描述的优选实施例包括用于操控造影剂同时进行超声成像或者用于利用超声操控造影剂的方法、系统和指令。发射用于声音辐射力的连续波。基本上同时地，发射用于成像的脉冲波。可以使用低机械指数连续和脉冲波来增加包含造影剂的药物与要治疗的组织的结合效率。可以使用各种技术来最小化连续波对利用脉冲波成像的影响。可以发射具有幅度分布 (profile) 的和/或未聚焦或散焦的声音辐射力。

在第一方面，提供了一种用于操控造影剂和超声成像的方法。将连续波声信号发射到包含造影剂的区域。与连续波声信号基本同时地，将脉冲波声信号发射到该区域。

在第二方面，提供了一种操控造影剂和超声成像的方法。用声音辐射力操控或转移造影剂同时最小化造影剂的碎裂。与操控造影剂基本同时地对包含造影剂的多维区域成像。

在第三方面，提供了一种利用超声操控造影剂的方法。从换能器发射连续波声音辐射力到包含造影剂的区域。用来自换能器的未聚焦或散焦的波阵面来执行发射。

在第四方面，提供了一种利用超声操控造影剂的方法。从多个元件发射声音辐射力到包含造影剂的区域。该发射用在该多个元件的面上 (at a face of the elements) 的幅度分布进行，该幅度分布具有第一大致楔形 (wedge shape)。

本发明由随后的权利要求书限定，并且这个部分中所有说明都不能认为是对那些权利要求的限制。下面结合优选实施例讨论本发明的其他方面和优势，这些其他方面和优势随后也要求专利保护。

附图说明

部件和附图不一定成比例，重点放在说明本发明的原理上。此外，在附图中，相似的参考数字在不同视图中表示相应的部分。

图 1 是用于操控造影剂和利用超声成像的系统的一个实施例的框图；

图 2 是用于操控造影剂和利用超声成像的方法的一个实施例的流程图；

图 3 是声音辐射力的一个示例幅度分布的图示；

图 4 是声音辐射力的另一个示例幅度分布的图示；

图 5 是用于利用多脉冲的脉冲波成像对造影剂进行连续波操控的实施例的图示；

图 6 示出了用于连续和脉冲式的波的换能器的一个实施例；

图 7 示出了用于连续和脉冲式的波的换能器的另一个实施例；

图 8 是连续和脉冲式的波发射的频率响应的图示。

具体实施方式

一种用于产生声音辐射力的换能器、系统和方法。声音辐射力被

导向区域以增加目标造影剂结合效率。使用连续波提供具有许多周期的低机械指数以增加转移。使连续波束散焦进一步减小了机械指数，同时增加了应用到造影剂的周期数量。同时提供成像以监视目标的组织、血管或功效。发射和接收脉冲波用于低机械指数成像，同时发射连续波。由于低机械指数声音辐射力和成像脉冲使用低发射功率来限制造影剂的碎裂，因此可以在两个模式中使用同一个电源。

图1示出了用于使用超声能进行造影剂操控和成像的超声系统10。系统10包括如图所示电连接的发射波束成形器12、换能器14、接收波束成形器16、图像处理器18和显示器20。可以为系统10提供附加的、不同的、或更少的部件。在一个实施例中，系统10包括医疗诊断超声系统。

换能器14是压电或电容性微机电超声换能器。换能器14具有一个或多个用于在电和声能之间进行转换的元件22。在一个实施例中，换能器14包括元件22的单个线性阵列，如平的或弯曲的线性阵列。在其他实施例中，换能器14是二维阵列、1.5维阵列或元件22的其他多维配置。元件22的阵列被配置为在具有或没有机械旋转设备或位置跟踪设备的情况下插入到患者中或者在患者外部使用。

换能器14是标准成像换能器，例如与元件22的半波长间隔相关的换能器，其中元件22夹在用于吸收声能的衬板和用于将元件22的声阻抗与患者匹配的一个或多个匹配层之间。

在替换实施例中，换能器14的元件22被分为两个或更多的子孔径(sub aperture)24，如图6所示。不同的子孔径24可以用于发射不同类型的波，如一个子孔径24用于脉冲波，另一个子孔径24用于连续波。地连接26对于每个子孔径24是相同的，但是分散在子孔径之间。地连接是静态的或可切换的。可切换地连接26允许子孔径24的动态分配。分离的地连接26可以减小连续波信号对与脉冲波关联的成像发射和接收操作的干扰。

图7示出了另一个替换实施例。子孔径24是静态的或动态的。元件22的全部或一些包括滤波器28，以在用于接收脉冲波回波的元件22中减小来自连续波的干扰。滤波器28是模拟滤波器，如电容器、电感器和/或电阻器，用于滤除在连续波频率处的能量。例如，通过选择合适的电感或电容部件来滤除诸如1-2MHz的频率的连续波带，来修改

换能器 14 中的匹配网络或换能器连接器。例如，图 8 示出了相对于连续波的接收机滤波器响应和脉冲波轴向响应。该滤波是为接收路径上的接收操作执行的。

在其他实施例中，每个子孔径 24 之间的一个或多个元件 22 是断开连接的或者死的，以避免串扰。不同的子孔径 24 可以在不同的子阵列上提供。每个子阵列的元件 22 或换能器结构被优化，如通过元件尺寸、形状、类型、匹配层、透镜或材料，以在不同的频率带操作或对连续波操作和脉冲波操作具有不同的频谱灵敏度。可以使用双层或多层元件 22 向不同子孔径 24 提供不同的谱灵敏度。例如，连续波发射信号被施加到双层元件 22 的两个换能器层。对于脉冲波操作，在用于发射和接收操作两者的换能器层之间施加 180 度或其他相移。可以使用用于最小化干扰的上述换能器 14 的任何一个或多个不同的实施例，如提供这些实施例的其中两个或更多个的组合。

换能器 14 被设计为在频带内工作。例如，图 8 示出了换能器频谱。换能器的带宽覆盖了连续波和脉冲波带，诸如从 1-4MHz 延伸。其他带宽也是可能的。

发射波束成形器 12 是波形产生器、脉冲发生器、数模转换器、开关或用于成像和声音辐射力发射的其他电激励源。为了成像，发射波束成形器 12 为多个通道或换能器元件 22 的每一个产生波形，如 128 个脉冲波形，这些波形分开地被延时和切趾 (apodize) 以便将发射沿扫描线聚焦在视场 30 之内。基于延时和切趾，多个发射可以顺序扫过整个视场 30 中的基本平行的扫描线。视场 30 是响应于扫描模式形成的，如线性、扇形或 Vecotr®扫描模式。不同的波形被提供给子孔径 24 中的元件 22 用于脉冲波操作。

对于声音辐射力，发射波束成形器 12 使用相同或不同的部件也产生一个或多个连续波。例如，为一个或多个子孔径 24 中的多个元件 22 的每一个产生连续波用于连续波发射。该连续波是连续的，因为这些波基本上比脉冲波长，如脉冲波包含 1-5 个周期而连续波包含 20 或更多的周期。连续波可以具有开始和结束。连续波通过切趾和/或相对相位调整来聚焦。换句话说，连续波是散焦的或未聚焦的，例如与发散波阵面或基本上无限的焦点相关。

再次参考图 1，发射波束成形器 12 包括电源 32，用于产生低机械

指数声发射。例如，电源 32 为每个信道或元件 22 提供 0.1-20V。电源 32 可操作用于脉冲波或连续波，并且可编程，如可编程以提供作为切趾分布的函数和/或作为连续波形操作或脉冲波形操作的函数的不同电压电平。为两种类型的波提供相同的电源 32，或者使用不同的电源用于不同类型的波形（例如，0.1-5V 用于连续波，0.1-15V 用于脉冲波）。可替换地，电源 32 可操作用于产生更大的声幅度，例如与 100 或 200V 峰值相关。

发射波束成形器 12 与换能器 14 电连接，用于响应于来自发射波束成形器 12 的电信号产生声能或发射脉冲的发射。发射的声能包括成像或声音辐射力脉冲的其中之一。成像脉冲是适于产生视场 30 的图像的发射，如顺序发射沿多个扫描线顺序聚焦的窄波束。声音辐射力脉冲包括适于转移造影剂和/或增强药物输送的发射。

接收波束成形器 16 产生用于成像的接收波束。接收波束成形器 16 对从用于脉冲波子孔径 24 的换能器 14 的元件 22 接收的电信号施加各种延时和切趾，并且将这些信号求和以响应于每个脉冲波发射而产生代表一个或多个扫描线的接收波束。

图像处理器 18 是专用集成电路、通用处理器、数字信号处理器、存储器、滤波器、其他数字电路、模拟电路、它们的组合或用于检测和处理来自接收的用于成像的波束形成的信号的信息的其他设备的其中一个或多个。在一个实施例中，图像处理器 18 是 B 模式或多普勒检测器。例如，检测与接收的信号相关的包络的幅度。作为另一个示例，频移或速度、多普勒信号或能量的幅度、或由多普勒或相关处理检测方差以用于流或组织运动成像。作为又一个示例，具有不同幅度和/或相位的多个发射脉冲被用于使用 B 模式或多普勒检测器在所选的奇、偶、或其他谐波处识别信息，如在美国专利号 6602195 公开的，其公开内容在此通过引用合并于此。可以使用用于一维、二维、或三维成像的其他处理器。

使用 B 模式、多普勒或其他成像方法产生二维或三维图像。来自处理器 18 的检测的信息被提供给显示器 20。在显示器上产生代表成像脉冲的图像。基本上同时显示图像的各种组合或单一类型，如 B 模式或多普勒图像的其中一个或多个。

使用上述的系统 10 对视场 30 成像。成像系统 10 和同一个换能器

1 提供声输出用于成像并且操控造影剂。各种成像方法的任何一种被用于识别感兴趣的区域。在定位的感兴趣区域内使用声音辐射力来转移造影剂。转移增加了对所选组织的结合效率和/或增加了区域中造影剂的浓度。通过定位造影剂，造影剂所携带的或者用于形成造影剂的药物在需要的地方是最有效的，从而最小化了药物剂量或者感兴趣区域之外的副作用。

图 2 示出了用于操控造影剂和超声成像或利用超声操控造影剂的方法。该方法使用图 1 中示出的系统 10 或不同的系统来实施。可以提供附加的、不同的或更少的动作。例如，提供该方法而没有动作 40、44、46 和/或 48。以相同或不同的次序执行动作，如基本上同时或同时地执行动作 42 和 44。

在动作 44，识别被施加声音辐射力的区域 50。成像视场 30 被扫描和成像，如使用脉冲波的 B 模式成像。区域 50 是血管、腔、器官或患者的其他部位。区域 50 通过用户选择来识别，如设置边界或选择与区域 50 相关的点。可替换地，通过设定阈值、边界检测、流检测或其他图像处理来自动识别区域 50。在区域 50 中有或没有造影剂的情况下识别区域 50。

在扫描之前、期间或之后，通过注射、吞服或其他方式将造影剂提供给患者。造影剂是具有或不具有药物的微球或其他制剂。造影剂具有大致相同或不同的尺寸，如直径为 1-5 微米。在感兴趣区域 50 处或其上游提供造影剂。提供一个造影剂药块或更多连续的造影剂流。

在动作 42，用声音辐射力操控造影剂。将声音辐射力作为连续波声信号发射到具有造影剂的区域 50。可以在造影剂进入区域 50 之前开始发射。基于区域 50 的识别，将连续波转向或导向区域 50。可替换地，通常在整个视场 30 内或其特定部分内施加连续波。连续波声信号用作只发射波，以用于转移造影剂，如将造影剂推离换能器 14，沿着波束方向，或作为波阵面的函数远离波束。

可以控制来自换能器的声音辐射力的施加场以便操控造影剂。从多个元件发射连续波，其中该连续波具有用于产生希望的能量场的幅度分布，如具有跨越在换能器 14 上的空间变化。连续波是未聚焦的，但是散焦的或聚焦的波束都可以与该幅度分布一起使用。在图 3 和 4 示出的实施例中，在元件的面上的幅度分布 54 大致具有楔形。可以使

用该幅度分布中的其他空间变化，包括一维或二维空间变化。可选地，提供了均匀的分布。幅度分布 54 是作为发射波束成形器的电压分布的函数产生的。

该楔形具有线性（如图所示）、曲线或非线性形状，从一个边或一个边附近的较小值延伸到另一个边或另一个边附近的较大值。在图 3 中，用于连续波操作的两个子孔径 24 每一个都大致具有楔形，在整个连续波子孔径 24 上形成了大致为楔形的分布。通过在一个边（如相对于血管的下游边）提供较高的功率，造影剂被迫远离换能器并且逼向连续波束的较低幅度部分。经受来自血流的最大剪力（shear forces）的造影剂可能受到较高幅度的连续波，从而增加造影剂对通常在最高幅度附近的组织处的血管壁的附着能力。

在图 4 中，用于连续波操作的两个子孔径 24 各具有彼此面对的大致楔形。最高的功率是在子孔径 24 的外边缘（即离另一个子孔径 24 最远的边），并且最低的功率是在子孔径 24 的内部或离子孔径 24 最近的边。较高的功率在连续波束的外边缘上提供，较弱的功率在波束的中心提供。来自声音辐射力的转移倾向于将造影剂在视场的较弱部分中从波束的中心稍微向下游聚集。

在动作 44，脉冲波声信号施加到区域 50 和/或视场 30。发射各种成像脉冲的任意一种。例如，发射用于 B 模式或多普勒成像的脉冲。对于 B 模式成像，沿视场 30 内的每个扫描线发射具有 1-5 个周期的脉冲。对于多普勒成像，沿每个扫描线发射用于确定多普勒系数、相关或流特性的多个发射脉冲。其他成像脉冲也是可行的。这些发射脉冲具有根据周期数目、发射脉冲的幅度和脉冲重复频率确定的发射功率。发射脉冲压力被食品与药品管理局限制到视场内的特定机械指数。典型地，超声系统提供了接近最大机械指数的发射压力。为了避免碎裂，脉冲波声信号具有小于碎裂发生时的机械指数的发射压力。例如，特定造影剂可能具有 0.4 的造影剂碎裂阈值；因此，示例脉冲波应当具有小于 0.4 的 MI，以避免碎裂。

响应于来自脉冲波声信号的回波产生多维图像。视场 30 是通过换能器 14 的位置、图像发射的转向控制以及所选择的观察深度确定的。优化视场 30 以观察潜在的感兴趣区域和周围的组织。从视场 30 接收的回波被检测、扫描转换或者以其他方式处理，以产生二维图像或三

维图像表示。

动作 44 的成像或脉冲波发射以及相关的接收事件与动作 42 中的连续波声信号的发射是基本上同时执行的。基本上同时包括同时或至少一个连续波成员(element)和一个脉冲波成员的重叠发射。由于转向控制,通过脉冲或连续波孔径内的一些元件的声能产生在时间上不一定与通过其他元件的声能产生重叠。通过在发射脉冲波的同时发射连续波,提供了在施加声音辐射力期间的成像。用户可以观察声音辐射力的影响、监视治疗的区域或者观察造影剂。

在动作 48,与操控造影剂基本同时地对包括造影剂的多维区域成像。由于在与连续波基本上相同的时间发射脉冲波,可能与连续波的发射基本上同时地接收回波。可以在停止连续波发射之后接收回波。

接收的回波用于 B 模式成像、多普勒、倒相、脉冲倒置或其他成像。例如,使用在美国专利号 6602195 中公开的成像,其公开内容通过引用合并于此。通过对发射的脉冲波和/或接收的回波进行相对幅度加权 and/或相位调整,进行作为三次基波的函数的成像。(包括或不包括发射的基频的)不同的谐波可以选择性地包括在用于通过脉冲数量、孔径、加权和/或相位调整的不同组合进行成像的信号中或被最小化。例如,在非线性基频或谐波频率中提供信息。

图 5 示出了一个示例三脉冲波发射用于在希望的三次基波处获得信息。从换能器 14 上的不同子孔径 24 发射脉冲和连续波。子孔径 24 被形成 1、2、4、8 个或任何其他数量的元件的相邻组。可以使用图 6 或 7 的子孔径 24 或其他子孔径划分,包括具有不同尺寸或元件数目的子孔径 24。

对于脉冲波发射,沿相同或相邻扫描线执行三个不同的发射事件。该不同发射的其中一个或多个与不同的发射功率水平相关。在第一发射事件中,与脉冲波发射基本上同时地执行连续波发射,但是在不同的子孔径 24 上。对于脉冲波发射的第二发射事件,在所有子孔径 24 上发射脉冲波,并且停止连续波发射。通过加倍或增加用于脉冲波发射的元件数目,加倍或增加与发射事件相关的功率。替换地或附加地,从少于所有子孔径的子孔径发射具有更大幅度的脉冲。对于第三发射事件,重复第一发射事件的模式,但是不同的子孔径 24 可以用于连续波和脉冲波的基本同时发射。

在其他实施例中，可以使用两个或更多脉冲波发射事件的其他序列。可以使用不同的相对加权。可以提供该序列内的相位变化。

响应于脉冲波发射的回波在与发射不同的子孔径 24 上接收，这使得可以继续连续波发射。接收的信号在波束形成之后被组合。该组合是求和、相减或其他函数。对于接收的信号的其中之一或子集，相对相移可以应用到也可以不应用到接收的信号。接收的信号被相干组合（即在检测之前组合）。通过组合与不同孔径尺寸和/或幅度相关的信号，得到的组合信号包括具有希望响应的信息，如更可能来自造影剂而非组织或流体的三次基波信息。使用低机械指数发射，对造影剂成像。

在动作 46，执行成像，同时最小化响应于连续波信号的多维图像中的回波信息。通过使用不同的频率、不同的发射方向、不同的延时、孔径控制、声音辐射力的更宽的焦点区域、声音辐射力缺少焦点或者它们的组合来减小声音辐射力对成像的影响。可以使用其他技术。

通过从阵列发射连续波声信号作为散焦或未聚焦的信号，与连续波相关的能量可以更宽地分布在整個视场 30 中。散焦或未聚焦的信号具有发散的或平面的波阵面。连续波的相对相位调整和/或切趾提供了希望的焦点或缺少焦点。该分布可以阻止或限制造影剂破坏（即减小针对给定位置的机械指数）并且允许使用相同的功率源。由于能量更宽地分布，沿脉冲波的聚焦的或弱聚焦的扫描位置提供了较少的能量。替换地，也可以使用发散或平面的波发射来用于脉冲波成像。

发射延时或相位调整以及孔径控制可以用于减小脉冲波扫描中来自通过散斑或其他反射体的连续波反射的声噪声。沿不同的扫描线顺序地发射脉冲波声信号，如与线性、扇形或 Vector®扫描格式相关。发射连续波声信号，其具有顺序地成角度远离不同扫描线的当前扫描线的波阵面，其中脉冲波声信号是沿所述不同扫描线发射的。使连续波转向以远离脉冲波焦点。例如，在起动 B 模式或其他脉冲波声透射时，增加向着换能器中间的时间延迟，从而使连续波前转向以远离脉冲波聚焦的方位中线。随着脉冲波焦点的改变，连续波的转向也改变。作为使连续波前转向的替换方案，连续波的幅度分布被改变以便在脉冲波扫描线附近提供最小功率。

工作频率可以根据成像最小化连续波声信号 (acoustics)。例如，

以不同的频率或不同的频带发射脉冲和连续波。这些频道是分开的，如具有-10、-20、-40或其他分贝水平的交叉点。例如，在连续波频谱的高频边缘上的-20dB点与脉冲波频谱的低频边缘上的-20dB点相交。连续波发射频带低于或高于脉冲波频带。连续波更可能地具有窄带宽，允许更近的中心频率。图8示出了连续波的中心在大约2MHz并且脉冲波的中心在大约4MHz的一个示例。可以使用其他频率，例如以连续波的更高次谐波提供脉冲波或者以更高频率提供连续波，以限制谐波噪声。通过对接收的信号进行滤波或组合以隔离在脉冲波发射频率或其希望的谐波处的信息，减少或消除了来自连续波的信息。

通过使用不同的孔径，可以减小连续波的影响。例如，不同的地连接减小了电串扰。为不同的子孔径或用于不同类型波形的元件提供给不同的公共地。作为另一个示例，用响应对在用于脉冲波声信号子孔径上接收的回波信号进行滤波，该响应可操作为在连续波的频带处减小并且使脉冲波的频带通过。作为又一个示例，不同类型的元件被用于不同类型的波。不同类型的元件具有不同的频谱敏感度，从而给不同的孔径提供了不同的频谱敏感度。作为另一个示例，在子孔径之间一个或多个元件没有被使用、被隔离或死的以限制声串扰。可以使用其他技术或结构以最小化脉冲波成像中来自连续波的能量。

用于实施上面讨论的过程、方法和/或技术的指令被提供在计算机可读存储介质或存储器上，如高速缓冲存储器、缓冲器、RAM、可移除介质、硬盘或其他计算机可读存储介质。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质。响应于存储在计算机可读存储介质中或其上的一组或多组指令执行在图中示出或此处描述的功能、动作或任务。该功能、动作或任务独立于指令组、存储介质、处理器或处理策略的特定类型并且可以通过单独运行或组合运行的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等执行。同样，处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等。在一个实施例中，指令存储在可移除介质上用于由本地或远程系统读取。在其他实施例中，指令存储在远程位置用于通过计算机网络或电话线传输。在其他实施例中，指令存储在给定计算机、CPU、GPU或系统内。

虽然上面参考各种实施例描述了本发明，但是应理解在不脱离本发明范围的前提下可以做出许多变化和修改。因此意图是前面的详细

说明应当被认为是说明性的而非限制性的，并且应理解下面的权利要求（包括所有等同物）意欲限定本发明的精神和范围。

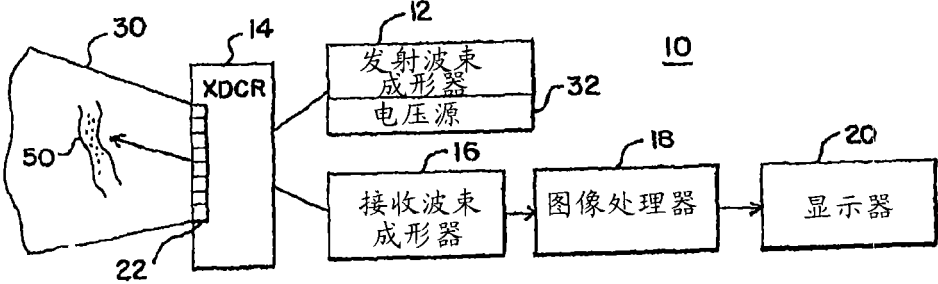


图 1

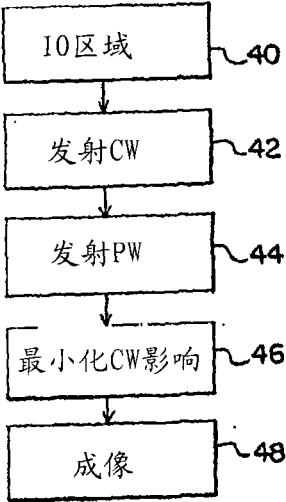


图 2

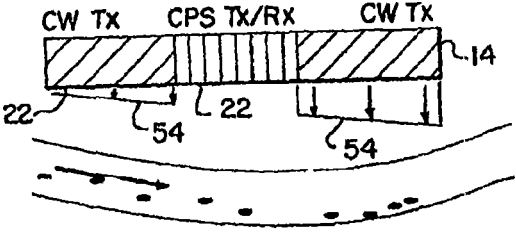


图 3

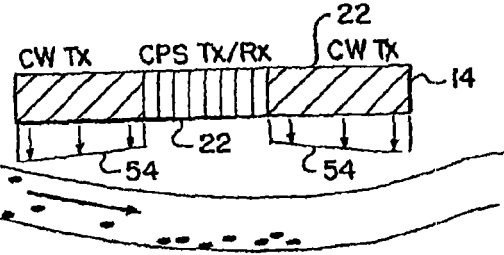


图 4

专利名称(译)	利用医学超声成像的造影剂操控		
公开(公告)号	CN101277650A	公开(公告)日	2008-10-01
申请号	CN200680036891.X	申请日	2006-04-12
[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	JE乔马斯 IM古拉卡 PJ菲利普斯 JD马沙尔		
发明人	J·E·乔马斯 I·M·古拉卡 P·J·菲利普斯 J·D·马沙尔		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8927 A61B8/481 G01S7/52022		
代理人(译)	卢江 刘春元		
优先权	11/197954 2005-08-05 US		
其他公开文献	CN101277650B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

利用声音辐射力操控(42)造影剂同时进行超声成像。发射(42)用于声音辐射力的连续波。基本上同时地发射(44)用于成像的脉冲波。可以使用低机械指数的连续波和脉冲波增加包含造影剂的药物与待治疗组织的结合效率。可以使用各种技术最小化(46)连续波对利用脉冲波成像(48)的影响。可以发射具有幅度分布和/或未聚焦或散焦的声音辐射力。

