



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110881999 A

(43)申请公布日 2020.03.17

(21)申请号 201910841865.3

(22)申请日 2019.09.06

(30)优先权数据

16/124811 2018.09.07 US

(71)申请人 美国西门子医疗系统股份有限公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72)发明人 D.P.邓肯 G.D.盖内特

I.M.古拉卡

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 刘书航 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

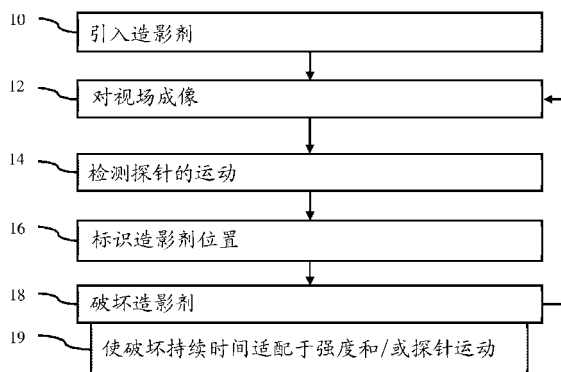
权利要求书2页 说明书11页 附图2页

(54)发明名称

用于医学超声成像的微气泡破坏

(57)摘要

公开了用于医学超声成像的微气泡破坏。通过标识(16)造影剂响应的位置,造影剂信号的基于强度的度量被用于控制(19)利用医学超声扫描仪(20)进行的微气泡破坏(18)的持续时间。来自换能器(22)的运动的反馈可以被用于指示用户何时感知到足够的破坏。基于强度的度量和换能器(22)运动这两者的组合可以被用于控制爆破的持续时间。



1. 一种用于利用医学超声扫描仪进行微气泡破坏的方法,所述方法包括:
利用医学超声扫描仪对患者视场进行成像(12);
通过医学超声扫描仪来标识(16)视场中具有造影剂的位置;
利用由医学超声扫描仪生成的与成像(12)交替的声学能量破坏(18)在所述位置处的造影剂,破坏(18)在第一时段内发生;
基于来自在所述位置处而不是其它位置处的造影剂的强度来适配(19)第一时段的持续时间;以及
在第一时段之后在不继续破坏(18)的情况下继续成像(12)。
2. 如权利要求1所述的方法,其中破坏(18)包括发射具有与在成像(12)中使用的较低功率相比更高的功率的多个第一声束,其中实质上并未响应于发射来接收声学回波。
3. 如权利要求1所述的方法,其中破坏(18)包括以取决于造影剂破坏上的连续增加的持续时间来进行破坏(18)。
4. 如权利要求1所述的方法,其中适配(19)包括基于来自成像(12)中的造影剂的平均强度来适配(19)持续时间。
5. 如权利要求1所述的方法,其中适配(19)包括基于强度上的改变来适配(19)持续时间。
6. 如权利要求1所述的方法,其中适配(19)包括基于强度与阈值的比较来设置持续时间。
7. 如权利要求1所述的方法,其中成像(12)包括利用换能器(22)探针进行成像(12);以及
进一步包括检测(14)换能器(22)探针的运动;以及
其中适配(19)包括基于强度和运动来适配(19)持续时间。
8. 如权利要求7所述的方法,其中适配(19)持续时间包括在强度低于第一阈值并且运动低于第二阈值的情况下停止破坏(18)。
9. 一种用于控制造影剂破坏的系统,所述系统包括:
换能器(22);
发射波束形成器(21),其被配置为引起换能器(22)发射用于破坏造影剂的第一脉冲并且发射用于在最小的破坏的情况下对造影剂进行成像(12)的第二脉冲;以及
接收波束形成器(24),其被配置为形成响应于第二脉冲的造影剂信号;
控制器(25),其被配置为基于换能器(22)的运动来确定由第一脉冲进行的破坏的长度;以及
图像处理器(27),其被配置为在完成破坏之后生成响应于造影剂信号的图像。
10. 如权利要求9所述的系统,进一步包括与换能器(22)连接的运动传感器(23),其中控制器(25)被配置为基于来自运动传感器(23)的运动来确定长度。
11. 如权利要求9所述的系统,其中控制器(25)被配置为基于得自于成像(12)数据的运动来确定长度。
12. 如权利要求9所述的系统,其中控制器(25)被配置为基于换能器(22)的运动的停止以及来自造影剂信号的强度低于阈值来确定长度。
13. 一种用于利用医学超声扫描仪进行微气泡破坏的方法,所述方法包括:

利用医学超声扫描仪的换能器(22)对患者视场进行成像(12)；
检测(14)换能器(22)在成像(12)期间的移动；
在第一时段内利用由医学超声扫描仪生成的与成像(12)交替的声学能量破坏(18)造影剂；

基于来自造影剂的强度并且基于所述移动来适配(19)第一时段的持续时间；以及在第一时段之后在不继续破坏(18)的情况下继续成像(12)。

14. 如权利要求13所述的方法，其中适配(19)包括确定移动已经停止并且然后强度低于阈值。

15. 如权利要求13所述的方法，进一步包括通过医学超声扫描仪来标识(16)视场中具有造影剂的位置，其中强度是针对所述位置而不是针对其它位置的。

用于医学超声成像的微气泡破坏

背景技术

[0001] 本实施例涉及造影剂(即,微气泡)的医学超声成像。提供了造影剂的破坏和对其它造影剂随后的灌注、流出、或者流入进行成像。

[0002] 造影剂可以被声学能量破坏。为了对造影剂进行成像,想要具有很少或者没有造影剂的视场作为起点。超声检查工作者通常使用爆破的或者破坏性的声学能量来清理视场。例如,造影剂的爆破或者破坏可以被用于使患者为第二次注射作准备或者准备用于对通过感兴趣的器官或者组织的造影剂重新灌注进行成像的声学窗口。

[0003] 这些爆破事件典型地是由用户控制的。例如,用户使用高功率模式来引发任意、有限、或者预先固定的量的时间的破坏。通过激活爆破,在给定的时段内发射高功率声学能量。在该时段中可能未破坏足够的造影剂,造成对灌注、流入、或者流出的错误测量或者造成用户不得不重新触发爆破。爆破可能花费与所需要的相比更长的时间,结果是时间的浪费以及对患者内的造影剂的不想要的破坏。在一些系统中,用户激活爆破的开始和结束这两者。用户之间在何时停止方面的差异可能造成不精确的测量。开始时间和停止时间这两者的用户控制要求过多的用户交互,而其中用户的注意力应当集中在诊断上。用户可能受组织响应而不是造影剂信号影响,因而可能在停止爆破之前浪费时间。

发明内容

[0004] 通过介绍的方式,在下面描述的优选的实施例包括用于利用医学超声扫描仪进行微气泡破坏的方法、系统、计算机可读介质、以及指令。通过标识造影剂响应的位置,造影剂信号的基于强度的度量被用于控制破坏的持续时间。来自换能器的运动的反馈可以被用于指示用户何时感知到足够的破坏。基于强度的度量和换能器运动这两者的组合可以被用于控制爆破的持续时间。

[0005] 在第一方面中,提供用于利用医学超声扫描仪进行微气泡破坏的方法。利用医学超声扫描仪对患者视场进行成像。医学超声扫描仪标识视场中具有造影剂的位置。由医学超声扫描仪生成的与成像交替的声学能量破坏在所述位置处的造影剂。破坏在第一时段内发生。基于来自在所述位置处而不是其它位置处的造影剂的强度来适配第一时段的持续时间。在第一时段之后在不继续破坏的情况下继续成像。

[0006] 在第二方面中,提供用于对造影剂破坏进行控制的系统。发射波束形成器被配置为引起换能器发射用于破坏造影剂的第一脉冲并且发射用于在最小的破坏的情况下对造影剂进行成像的第二脉冲。接收波束形成器被配置为形成响应于第二脉冲的造影剂信号。控制器被配置为基于换能器的运动来确定由第一脉冲进行的破坏的长度。图像处理器被配置为在完成破坏之后生成响应于造影剂信号的图像。

[0007] 在第三方面中,提供用于利用医学超声扫描仪进行微气泡破坏的方法。利用医学超声扫描仪的换能器对患者视场进行成像。检测换能器在成像期间的移动。在第一时段内使用由医学超声扫描仪生成的与成像交替的声学能量破坏造影剂。基于来自造影剂的强度并且基于所述移动来适配第一时段的持续时间。在第一时段之后在不继续破坏的情况下继

续成像。

[0008] 本发明是由随后的权利要求限定的,并且不应当将本节中的内容当作对这些权利要求的限制。在下面结合优选的实施例讨论本发明的进一步的方面和优点。

附图说明

[0009] 组件和各图未必是成比例的,相反重点被放在图示本发明的原理上。此外,在各图中,贯穿于不同的视图,同样的参考标号指定对应的部分。

[0010] 图1是根据一个实施例的用于利用医学超声扫描仪进行微气泡破坏的方法的流程图示图;

图2是用于造影剂破坏的超声成像系统的一个实施例的框图;以及

图3示出作为时间的函数的强度度量 and 换能器运动的示例线图。

具体实施方式

[0011] 用户可能想要知道对灌注、流入或者流出的成像从造影剂被清理的区域开始。自动化的微气泡破坏使用户得以解放以专注于成像。自动化不只是对时间进行设置。自动化的、数据驱动(例如,图像驱动)的和/或换能器运动驱动的方法控制微气泡破坏的量。超声造影剂破坏爆破模式持续时间是由如下控制的:(1)基于成像的气泡破坏指数,诸如基于用于包括或者不包括在指数中的从其它解剖结构分割的造影位置的造影信号强度或者造影信号强度上的减小的变化(即,导数);和/或(2)基于探针运动传感器(例如,加速度计)的探针运动或者基于图像的运动跟踪。基于强度的指数和/或在爆破期间探针的运动的减少指示何时在声学窗口内有足够的造影剂被破坏。

[0012] “破坏指数”是指示在帧之内发生多少微气泡破坏的数字。当所估计的破坏指数达到特定点(例如,稳定状态或者经过阈值)时,其指示在扫描窗口内的造影剂被“破坏”。足够的破坏触发超声扫描仪执行事件,诸如停止爆破和/或减少功率以避免爆破。

[0013] 在用户想要破坏造影剂的位置处,用户可以移动探针来在患者的三维区域中破坏造影剂。利用进行中的成像,用户可以看到在感兴趣的区域中剩余的一定量的造影剂。一旦发生想要的量的破坏,用户就将探针保持在位以观察造影剂重新进入到感兴趣的区域中。探针移动的停止或者限制指示不再需要进行破坏,因而爆破响应于缺少探针运动而停止。

[0014] 通过使用特定位置的强度检测和/或基于探针的运动检测来停止破坏,从而最小化用户的工作流程责任(例如,减少用以控制爆破的按钮按压和/或交互的数目)。可以减少用于进行破坏的时间,对于患者和超声检查工作者而言减少了检查时间。可以增加剩余造影剂的寿命,允许更有效的造影剂成像,同时最小化进一步的注射和对应的延迟的可能性。使造影剂成像更加“简单直接(plunkable)”,要求更少的训练或者技巧来确定爆破的持续时间。

[0015] 图1示出用于利用医学超声扫描仪进行微气泡破坏的方法的一个实施例。基于从特定造影剂位置返回的造影剂的强度和/或基于换能器探针的运动量来控制爆破或者破坏的持续时间。

[0016] 由图2的系统20或者不同的系统来实现方法。诸如医学诊断超声扫描仪的超声扫描仪对用于造影剂成像的视场进行成像。在成像之前或者成像期间,医务人员将造影剂注

射到患者体内。在对任何灌注或者流动进行成像之后,可以破坏视场或者感兴趣的区域中的造影剂以再次对造影剂灌注或者流动进行成像。扫描仪控制造影剂的破坏的持续时间以允许使用在患者体内剩余的先前注射的造影剂或者注射新试剂以用于灌注或者流入测量。

[0017] 以所示出的顺序或者不同的顺序执行方法。例如,在开始动作12之后执行动作10。可以在动作18的破坏之前执行动作12、与动作18的破坏交替地执行动作12、和/或在停止动作18的破坏之后继续执行动作12。在另一个示例中,作为动作18的一部分来执行动作19。在又一个示例中,以所示出的顺序、相反的顺序、或者同时地执行动作14和/或动作16。

[0018] 可以提供附加的、不同的、或者更少的动作。例如,不执行动作14和/或动作16。作为另一个示例,提供用于显示造影剂图像的动作,诸如观察示出造影剂的灌注、流入、和/或流出的图像的序列。可以生成并且显示在一定时段内由像素返回的最大造影剂的最大强度投影图像。

[0019] 在动作10中,将造影剂引入到患者体内。造影剂是作为药团通过导管或者注射器手动地或者利用泵注射的。造影剂被注射到血流或者其他传导路径中。造影剂可以为任何数量。在一个实施例中,注射有限数量的造影剂以减少自由流动的造影剂的数量。在另一个实施例中,注射大数量的造影剂。

[0020] 造影剂是具有壳或者不具有壳的微气泡。造影剂在没有其它治疗性结构的情况下被提供用于增强的超声成像,所述造影剂诸如用于灌注、流入、或者流出检查的造影剂。在其它实施例中,造影剂可以包括治疗性材料或者由治疗性材料形成,诸如用于患者的治疗的药物。造影剂的表面可以结合或者粘接到组织。

[0021] 在动作12中,医学超声扫描仪对患者视场进行成像。换能器探针被用于发射以及接收用于对视场和/或视场中的造影剂进行成像的声学能量。发生发射和接收以用于生成表示造影剂和/或组织的超声数据帧序列。沿着区域的扫描线发射具有较低功率的声束,并且接收响应于声束的回波。因如下而提供较低的功率:0.7或者更低的机械指数、较低频率的波形、较小的孔径、较慢的脉冲重复频率、它们的组合、或者造成在聚焦区域处的33%或者更少的造影剂破坏的另外的波束特征。

[0022] 在动作12中扫描的区域包括造影剂或者可能包括造影剂的区域。造影剂响应于超声能量。在注射造影剂之前和/或紧接在发射破坏脉冲之后,一些区域或者整个区域没有造影剂。然而,一个或多个位置可能由于不完全的破坏和/或快速的流入而具有造影剂。给定的成像数据帧可以包括来自造影剂的信息。所述信息还可以包括来自组织或者流体的响应。在每个数据帧中在感兴趣的区域的每个空间位置处获取数据。

[0023] 成像是造影剂的成像,因而其包括造影剂检测。确定对于声学能量的造影剂响应的强度。可以使用任何造影剂成像模式。在一个实施例中,在超声信号的三次基谐波处获得来自造影剂的响应。例如,以具有至少两个不同的幅度水平和相位的多个脉冲发射超声信号。对响应于发射的所接收的信号进行组合。在其它实施例中,使用谐波成像。通过在一个频率范围下进行发射并且检测在谐波(例如,二次谐波或者两倍发射频率)处的响应,造影剂的响应可以大于组织响应。在一个实施例中,B模式检测器和对应的B模式检测被用于造影剂信息检测和组织信息检测这两者。替换地,诸如多普勒检测器或者其它检测器的分离的检测器被用于检测造影剂信息。

[0024] 在数据帧中仅表示一种类型的数据,诸如仅表示造影剂或者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。

[0025] 通过利用超声获取数据帧或者通过获取先前生成的超声数据帧(例如,DICOM图像)来生成数据帧序列。数据帧是利用实况扫描实时获取的,或者来自检测到的数据的所存储的剪辑。序列可以是实质上连续的或者周期性的(例如,每个心搏周期获取一次或多次)。

[0026] 序列包括表示在不同时间处的扫描区域的数据帧。每个数据帧表示相同的或者重叠的区域。一些帧可以诸如由于换能器相对于患者的平面外运动而表示不同的区域。

[0027] 在动作14中,扫描器的图像处理器或者控制器检测换能器探针的运动。换能器探针可以由于患者或者超声检查工作者的运动而有意地或者无意地移动。为了进行破坏,超声检查工作者可以摇晃、旋转、和/或平移探针以破坏三维区域或者体积区域中的造影剂。可以为了在三维体积中对造影剂成像或者为了减少紧接的流入以用于对平面区域成像而做到这点。可以基于移动的幅度、持续时间、方向或者模式来将有意的移动与由患者呼吸或者无意的移动引起的移动进行区分。

[0028] 使用传感器或者图像数据来检测探针的运动。对于传感器,可以使用加速度计。在其它实施例中,使用相机或者光学传感器、磁定位传感器、或者其他运动传感器。对于图像数据,帧与帧之间的运动跟踪(例如,绝对差的相关性或者最小和)可以指示帧与帧之间的移动量和/或移动方向。通过针对一般地为静态的组织区域或者整个视场进行跟踪,作为在所检测到的换能器的运动中的误差的器官运动可以被最小化。

[0029] 在动作12的成像期间检测运动。运动检测可以被限制为在发起破坏之后进行。替换地,在其它时间处检测探针的运动,以诸如把在成像期间没有进行破坏的模式与用以进行破坏的移动模式区分开。

[0030] 在动作16中,医学超声扫描仪(例如,控制器或者图像处理器)标识视场中具有造影剂的一个或多个(例如,所有)位置。在一个或多个数据帧中标识所述位置。例如,使用在激活(例如,用户按压按钮以触发)破坏之后但是在爆破开始之前的第一数据帧。根据恰好在破坏开始之前的一个或多个帧确定来自造影剂的响应的位置。

[0031] 可以使用任何分割,诸如对造影剂信号施加阈值。任何高于阈值的造影剂强度指示造影剂的位置。可以使用聚类来将所述位置限制于高于阈值的多个样本位置的一个或多个相连接的区域。可以使用其它方法,诸如低通滤波或者机器学习的分类器。

[0032] 所述标识在造影剂响应和解剖结构响应(例如,来自血管壁)之间进行区分。分割感兴趣的器官或者区域的图像或者数据帧(B模式或者对比度)以排除可能在基于强度的破坏指数计算中引入不准确性的解剖结构。所述分割通过检测造影剂和/或通过移除组织位置(即,检测组织)来标识造影剂位置。可以基于由用户选取的预先设置或者通过所检测到的解剖结构来调节用以移除组织和/或用以保持造影剂的分割。例如,用户选择特定的应用。根据应用的选择来标识要被检测的组织。应用针对该类型的组织的适当检测以用于分割。

[0033] 来自组织、热噪声、饱和、或者可能显现为造影剂响应的其它来源的响应可以被区分开以进一步隔离来自造影剂的响应。在热噪声、组织信号的饱和(例如,由于前端饱和和所致的组织信号的非线性响应)、或者这两者与造影剂响应之间进行区分。组织响应可能引起前端饱和,导致错误的造影剂信号。更有可能针对来自更靠近换能器的组织的反射发生饱和。与其它区域相比近场中的区域更有可能示出饱和以及组织信号泄露。因为破坏能量在

近场中分布得更广或者更少地聚焦,所以与其它区域相比近场可能更有可能包括未破坏的试剂。

[0034] 为了进行区分,对与组织相关联的位置进行标识。例如,来自组织的信号与大的B模式信号强度相关联。使用分离的扫描或者来自造影剂检测的由波束形成的样本中的至少一些来执行B模式检测。与超过阈值的B模式数据相关联的位置被从造影剂位置排除。对于造影剂,使用与组织不相关联的位置。

[0035] 在动作18中,医学超声扫描仪破坏造影剂。通过由扫描仪生成的声学能量来破坏在所标识的位置和任何其它位置处的造影剂。

[0036] 在进行任何成像之前或者之后,破坏造影剂。例如,用户在造影剂的初始灌注或者流入期间观察造影剂和/或组织。一旦确认存在造影剂和想要的成像区域,就可以破坏造影剂以校准或者建立想要的初始状态(例如,基线)。在破坏之后,造影剂重新灌注感兴趣的区域。在替换的实施例中,相当数量的造影剂未被破坏。

[0037] 一些造影剂可能未被破坏。用以进行破坏的爆破可以与成像交替进行。例如,在发射对视场的一次或多次扫掠以破坏造影剂之后获取来自造影剂成像的一个或多个帧。以重复模式重复地执行成像和破坏扫掠,从而成像信息可以被用于确定破坏的持续时间。

[0038] 为了进行破坏,发射足以破坏一些或者所有造影剂的声学能量。例如,发射在一个或多个位置处具有0.7或者更高的机械指数的声学能量。为了确保尽可能地进行破坏,沿着多个扫描线中的每个发射具有更高功率(例如,1.0、1.5、1.9、或者更高的MI)的多个声束。可以针对沿着扫描线形成的每个波束使用不同的或者相同的焦点或者其它波束特征。因为实质上并未响应于破坏发射来接收声学回波,所以可以利用短的脉冲重复间隔来提供更多功率。可以使用多个传输波束来实质上破坏给定区域—诸如扫描区域或者视场—中的造影剂。所述区域可以是感兴趣的区域或者整个视场。

[0039] 发射具有与在成像中使用的较低功率相比相对更高的功率的多个声束以进行破坏。实质上并未响应于该发射来接收声学回波。实质上被用来计及来自在成像中接收到的破坏脉冲的混响。为了进行成像,发射具有与较高功率的破坏波束相比相对更低的功率的多个声束。为了进行成像,接收来自较低功率发射的回波。

[0040] 破坏响应于用户触发发生或者自动地发生。用户可以按下按钮以进行触发。例如,用户按下按钮来触发以高功率发射彩色多普勒脉冲而不对其进行接收。诸如时间或者强度上的改变的触发事件可以被用于自动激活破坏。

[0041] 破坏在一定时段上发生。在该时段期间,可以存在没有进行发射而在其间执行了交替的成像并且对应的混响逐渐平息的多个间隔。各间隔小于一秒或者0.5秒但是可以更长。在该时段期间,以任何占空比交替进行成像和破坏。

[0042] 在其期间发生破坏发射的时段的持续时间取决于从剩余造影剂返回的成像的强度。在动作19中,来自成像数据的当前帧的瞬时强度和/或随时间经过的改变(例如,造影剂的破坏上的连续增加)被用于使持续时间适配于给定检查中的特定患者、造影剂、以及组织。破坏时段持续多久可以至少部分地基于在该时段期间来自造影剂的强度。返回的B模式或者造影剂模式强度(例如,幅度或者功率)被用于适配该时段。

[0043] 强度被使用在造影剂破坏指数中。该指数是通过图像数据(例如,亮度图像数据、亮度数据的导数、或者强度标量信息)的分析来创建的。指数基于来自在造影剂的位置

处而不是其它(例如,不是解剖结构或者组织)位置处的造影剂的强度。来自在动作16中标识的位置而不是其它位置的强度被使用在指数中。可以使用造影剂的位置的子集,诸如在感兴趣的区域中的造影剂位置并且不包括在感兴趣的区域之外的造影剂位置。替换地,来自所有位置或者其它组的位置的强度被使用在指数中。

[0044] 可以使用任何指数。例如,来自造影剂的平均强度是根据一个或多个成像数据帧来计算的(例如,空间和/或时间平均)。可以使用强度在空间和/或时间上的其它统计数字,诸如方差或者中位数。作为另一示例,使用强度的导数。计算在两个或更多个成像数据帧上的强度或者强度差上的改变。使用按位置的平均改变或者来自不同帧的平均值的平均改变。扫描仪使破坏的持续时间适配于强度上的改变。

[0045] 当指数达到阈值水平时该时段结束。例如,图3示出随时间的经过绘制的每帧的平均强度。水平线表示阈值水平。在帧的平均强度在阈值处或者低于阈值的情况下,破坏停止或者触发停止破坏。破坏的时段适配于特定患者体内的造影剂。所述时段刚好或者仅仅持续足以达到破坏的阈值水平那么长。在破坏的时段期间重复将强度(例如,平均强度或者强度上的改变量)与阈值进行比较直到达到阈值,在该点处停止破坏。

[0046] 阈值是固定的或者预编程的。用户可以选择阈值,和/或阈值可以是专用的。阈值是绝对数字。替换地,阈值被设置为小于初始测量的指数值的给定量或者初始测量的指数值的百分比。

[0047] 换能器运动可以被用于适配持续时间。将运动量、运动上的改变、和/或运动模式与阈值量、阈值改变、或者阈值模式进行比较。图3示出如下示例:其中运动减少并且然后在给定时间处停止,造成运动在设置的时间量内低于阈值(水平线)。为了破坏体积中的造影剂,用户可以移动换能器。换能器停止移动或者移动较少指示造影剂破坏完成。将移动与阈值进行比较。当低于阈值时,通过扫描仪结束破坏的时段。阈值是固定的、预编程的、用户选择的、专用的、是绝对数字、与峰值运动不同、或者以另外的方式建立的。

[0048] 在其中单个声学窗口(例如,换能器的视场)被清理或者其中移动换能器以清理体积的情况下,可以单独使用强度指数来适配持续时间。替换地,在其中要按平面视场来对体积清理造影剂的情况下,使用换能器运动来适配持续时间。可以将强度和换能器运动一起使用来对体积进行清理。例如,要满足与阈值相比较的指数和与阈值相比较的移动(例如,移动的幅度低于阈值)这两者以结束破坏的时段。作为另一个示例,按顺序使用强度指数和运动,诸如在换能器运动低于阈值之后执行强度指数计算和比较,并且在强度低于阈值时结束破坏的时段。在强度低于强度阈值并且运动低于运动阈值的情况下停止动作18的破坏。持续时间适配于来自造影剂的强度和换能器移动这两者。

[0049] 一旦扫描仪确定破坏了足够的造影剂,就停止破坏的时段。扫描仪(例如,发射波束形成器和换能器)停止发射用于破坏造影剂的波束。在其它实施例中,减少破坏的空间范围,诸如在一个区域处继续破坏而允许在另一个区域中的流入或者灌注。停止在视场中的至少一个区域中的用于破坏的发射波束。

[0050] 破坏可以诸如在重新灌注或者流入之后再次开始。针对给定的情况停止破坏,直到再次触发破坏。停止破坏是为了允许继续成像或者进行添加的诊断成像。在破坏的时段结束之后,成像继续进行(参见图1的从动作18至动作12的反馈)。所继续的成像是相同或者不同的模式或者设置。例如,继续进行被用于测量强度以适配时段的造影剂模式成像,以用

于测量重新灌注和/或流入。作为另一个示例,与用以测量针对指数的强度的成像相比,改变一个或多个设置和/或改变成像模式以对重新灌注和/或流入进行成像。继续进行成像而不继续进行破坏。成像使用较低的功率发射以观察重新灌注和/或流入。

[0051] 在停止当前的破坏时段之后或者响应于停止当前的破坏时段,可以触发和/或执行其它事件。例如,然后将附加的造影剂注射到患者体内以用于进一步的造影剂成像。可以在患者体内观察到所添加的造影剂,其中来自先前注射的大多数已经被破坏的造影剂的贡献较少。

[0052] 为了进行成像,生成表示对患者的区域的灌注或者流入的图像。例如,基线数据帧和随后的数据帧被用于生成针对示出灌注的数据帧的序列。作为另一个示例,对数据帧进行组合以生成一个或多个图像。一个组合是数据帧的低通滤波。另一个示例组合是在破坏之后形成造影剂响应的运动补偿最大强度投影图像。在一个时段上使用运动补偿最大强度投影(MIP)来累积在基线灌注帧(例如,在完成破坏之后的第一个帧)之后或者包括基线灌注帧的帧,诸如累积从1至20秒的数据帧。可以将任何时段与在一秒或者其它时间处获取的基线帧一起使用。可以生成与进行累积的不同时段(例如,基线至5秒、基线至10秒…)相关联的图像序列。

[0053] 图2示出用于在医学诊断超声成像中控制造影剂破坏的系统20。基于来自造影剂位置的强度和/或换能器运动来自动地控制破坏或者爆破的持续时间。系统20实现图1的方法或者另外的方法。

[0054] 系统20包括发射波束形成器21、换能器22、存储器26、接收波束形成器24、控制器25、图像处理器27、以及显示器28。附加地,可以提供不同的或者更少的组件。例如,控制器25被与图像处理器27组合或者是图像处理器27的一部分。作为另一个示例,控制器25是接收波束形成器24的一部分、是发射波束形成器21的一部分、是这两者的一部分、或者是另外的组件。

[0055] 在一个实施例中系统20是医学诊断超声成像系统,但是可以使用相同(超声)或者不同形态的其它成像系统。在其它实施例中,在计算机或者工作站中实现部分的或者全部的系统20。例如,在没有波束形成器21、波束形成器24或者换能器22的情况下处理先前获取的数据帧。

[0056] 发射波束形成器21是超声发射器、存储器、脉冲发生器、模拟电路、数字电路、或者它们的组合。通过设置、硬件、固件、和/或软件来配置发射波束形成器21以生成用于具有不同的或者相对的幅度、延迟、和/或定相的多个信道的波形。当响应于所生成的波形从换能器22发射声学波时,形成一个或多个波束。发射波束形成器21可以引起波束具有特定的相位和/或幅度。例如,发射波束形成器21发射与给定的扫描线或者相邻的扫描线相关联的脉冲序列。脉冲对应于具有不同幅度和/或相对相位的波束。在替换的实施例中,针对任何给定的扫描线使用单个波束和/或使用具有相同幅度和/或相对相位的波束。

[0057] 为了进行造影剂破坏,声学能量的波形具有大约1.0 MI或者更高的机械指数。声学能量的脉冲引起至少一些造影剂爆破或者被吸收。可以对波形或声束的频率、幅度、功率、焦点、重复间隔、或者其它特征进行设置以提供想要的破坏。可以更改聚焦区域、波束宽度、脉冲重复频率、扫描模式、或者其它特征以更高效地破坏造影剂。

[0058] 为了对造影剂进行成像,生成具有较低机械指数(MI)的声学能量。例如,使用

0.7MI或者更低的声学能量来限制或者避免造影剂的破坏。该声学能量的脉冲引起较少的造影剂破坏并且被用于测量对所发射的声学能量的回波或者响应。还可以将具有较高MI的声学能量、诸如与造影剂的破坏相关联的声学能量用于进成像。

[0059] 换能器22是1维、1.25维、1.5维、1.75维或者2维的元件阵列。换能器22包括用于在声学能量和电能量之间进行转换的多个元件。所述元件是基于压电的或者电容性的膜的结构。所述元件与发射波束形成器12和接收波束形成器16的信道相连接。

[0060] 换能器22可选地包括运动传感器23。运动传感器23是加速度计、磁定位传感器、或者用于确定换能器22的运动的其它运动传感器或者定位传感器。在其它实施例中，与换能器22分离的光学传感器或者其它传感器检测换能器22的运动。

[0061] 通过固件、硬件、和/或软件来对接收波束形成器24进行配置以响应于所发射的波束形成对扫描区域进行采样的接收波束。接收波束形成器24包括具有放大器、延迟、和/或相位旋转器、以及一个或多个求和器的多个信道。每个信道与一个或多个换能器元件相连接。接收波束形成器24应用相对延迟、相位、和/或变迹以响应于每个成像发射形成一个或多个接收波束。来自信道的聚焦信息被动态地求和。在替换的实施例中，接收波束形成器24是用于使用傅里叶变换或者其它变换来生成样本的处理器。

[0062] 接收波束形成器24可以包括滤波器，诸如用于隔离出在二次谐波或者相对于发射频带的其它频带处的信息的滤波器。这样的信息可能更有可能包括想要的组织、造影剂、和/或流动信息。在另一个实施例中，接收波束形成器24包括存储器或缓冲器以及滤波器或加法器。将两个或更多个接收波束进行组合以隔离出在想要的频带—诸如二次谐波、三次基谐波、或者另外的频带—处的信息。

[0063] 接收波束形成器24响应于为了成像而发射的超声脉冲来形成造影剂信号。不针对来自用以破坏造影剂的发射的回波形成信号(即，不执行接收操作)。替换地，接收来自破坏发射的回波以用于成像。

[0064] 可以使用任何想要的发射和接收操作的序列来获得超声信息。例如，可以通过对区域进行一次扫描并且检测任何响应的强度来获得B模式数据。B模式可以被用于对组织和/或造影剂进行成像。相关性或运动跟踪可以被用于从B模式数据导出流体信息。B模式操作可以诸如通过进行滤波以隔离出在二次谐波处的信息来提供造影剂信息。可以通过沿着每个扫描线发射波束序列来获得多普勒信息。转置存储器可以被用于从多普勒信号隔离出组织、造影剂、和/或流动信息。可以使用其它的现在已知或者以后开发的模式。

[0065] 在一个实施例中，所述模式是造影剂成像模式。可以利用典型的B模式或者多普勒技术来对造影剂进行成像。造影剂信息是主要响应于造影剂的信息，并且组织信息是主要响应于组织的信息。隔离出在二次谐波、偶次谐波、奇次谐波、次谐波、或者其它谐波处的信息可能更有可能标识出来自造影剂的信息。例如，使用双脉冲技术。脉冲具有相同的幅度但是不同的相位。通过对响应进行求和，标识与偶次谐波相关联的信息。替换地，可以使用滤波。替换地或者附加地，在接收处理中提供相对的定相。

[0066] 在一个实施例中，控制发射序列以生成响应于三次基谐波的回波信号。波束形成器21可操作以发射具有至少两个不同的幅度水平的多个脉冲和具有相反或者不同的相位的多个脉冲中的至少两个脉冲。可以以任何合适的方式使发射器功率变化，如例如通过调整施加于各单独的换能器元件的电压或者通过调整用于形成特定脉冲的换能器元件(或者

发射孔)的数量。

[0067] 控制器25是处理器、专用集成电路、数字信号处理器、现场可编程门阵列、数字电路、模拟电路、或者它们的组合。控制器25控制发射波束形成器12和接收波束形成器16的操作。例如,控制器25引起发射波束形成器21发射破坏脉冲以及停止破坏脉冲的生成。作为另一个示例,控制器25引起发射波束形成器21发射成像脉冲并且引起接收波束形成器24接收响应信号以用于对造影剂成像。控制器25可以控制脉冲的发射和/或接收的定时。

[0068] 通过固件、硬件、和/或软件来对控制器25进行配置以确定由较高功率的脉冲进行的破坏的时间长度。控制器25被配置为基于换能器22的运动和/或来自在造影剂位置处的造影剂的强度来确定破坏脉冲的持续时间或者在时间上的长度。控制器22使用来自传感器23的信号和/或来自图像处理器27的信息来确定换能器22的运动。爆破的长度基于得自于传感器23和/或得自于成像数据的运动。控制器25和/或成像处理器27可以根据成像数据确定运动(例如,图像处理器27计算相关性系数,由控制器25使用所述相关性系数以确定长度)。类似地,控制器25和/或成像处理器27可以确定造影剂的位置和/或强度指数值(例如,图像处理器确定位置和指数值,所述位置和指数值被传递到控制器25以确定长度)。在其它实施例中,图像处理器27可以确定长度。

[0069] 控制器25和/或图像处理器27将换能器的运动和/或强度指数值与一个或多个阈值进行比较以确定长度。当运动停止(例如,在阈值之下超过给定时间(例如,2秒))和/或在破坏期间来自造影剂的强度(例如,平均强度或者在平均强度上的改变)下降到阈值以下时,结束破坏脉冲(例如,设置破坏的长度)。破坏脉冲的时间长度适配于在破坏期间剩余的造影剂,并且当满足一个或多个阈值时,确定长度的结束。可以在满足一个或多个阈值之后包括用于进行破坏的进一步的时间,诸如多出一秒。

[0070] 图像处理器27是B模式检测器、多普勒检测器、脉冲波多普勒检测器、相关性处理器、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、它们的组合或者其它的现在已知或者以后开发的用于检测来自波束形成的超声样本的造影剂和/或组织信息的设备。在一个实施例中,图像处理器27根据表示相同区域或者选通位置的多个样本实现快速傅里叶变换。样本中的每个响应于三次基谐波,从而可以从三次基谐波信息生成脉冲波多普勒数据。图像处理器27还包括采用并行跟踪的B模式检测器。B模式检测器对相同或者不同的波束形成的样本进行操作以检测组织、造影剂、或者组织和造影剂响应。例如,向B模式检测器施加来自用于三次基谐波隔离的接收波束序列的、对于每个空间位置一个的接收波束,以用于主要对组织信息成像。可以使用用于检测造影剂和/或组织信息的任何图像处理器,诸如单个检测器。

[0071] 图像处理器27输出超声数据帧。数据帧是按获取格式(例如,极坐标)、显示格式(例如,扫描被转换成笛卡尔坐标格式或者图像)、或者另外的格式来格式化的。每个数据帧表示一维、二维、或者三维的扫描区域。数据帧包括单个或者多个类型的数据。例如,一个数据帧仅包括造影剂信息。作为另一个示例,一个数据帧包括针对一些空间位置的造影剂信息和针对其它的空间位置的另外的类型(例如,B模式或者多普勒)的信息。可以针对相同的空间位置在同一帧中提供不同类型的数据。在另一个示例中,在不同的数据帧中提供不同类型的数据。

[0072] 在替换的实施例中,图像处理器27从网络或者存储器26加载数据。例如,加载

DICOM或者其它图像。每个图像是一个数据帧。一帧可以包括不同类型的数据，一帧覆盖在另一帧上。替换地，在不同的帧用于不同的数据类型的数据的情况下，每一帧仅包括一种类型的数据。在另一个实施例中，对每一帧进行再划分，从而在所表示的空间位置重叠或者不重叠的情况下，一个部分包括一种类型的数据并且另外的部分包括另外的类型的数据。

[0073] 图像处理器27可以进行运动跟踪。贯穿于序列的不同的帧被相关联，以确定换能器22的运动量和/或运动方向。图像处理器27可以诸如通过设定阈值、滤波、或者应用机器学习的检测器或者分类器来检测造影剂的位置。图像处理器27可以计算针对强度指数的值，诸如针对每一帧对来自造影剂位置而不是其它位置的造影剂响应的强度取平均。替换地，控制器25使用由图像处理器27检测到的造影剂信息来执行图像处理器27的一个或多个操作。

[0074] 图像处理器27被配置为生成图像。除了生成用于控制破坏的数据帧之外，还可以生成一个或多个图像。造影剂和/或组织的图像可以是在破坏时段期间生成的。可以在完成破坏之后生成一个或多个图像。例如，具有用于色彩调制的造影剂信息的B模式图像序列示出在破坏开始之后的灌注。作为另一个示例，生成在完成破坏之后造影剂随时间的经过的最大强度时间投影。可以单独使用任何造影剂成像或者可以与其它模式组合地使用任何造影剂成像。

[0075] 显示器20是CRT、监视器、LCD、平板、投影仪或者其它显示设备。显示器20接收用于显示图像的显示值。显示值被格式化为二维图像、或者三维表示。在一个实施例中，显示值用于作为在不同时间处获取的数据帧的函数而生成的图像，诸如时间强度曲线(TIC)图像或者最大强度投影(MIP)图像。因为获取并且选择了附加的数据帧，所以图像可以被更新。还可以显示诸如来自单个数据帧或者分量数据帧的图像的其它图像。

[0076] 存储器26是缓冲器、随机存取存储器、只读存储器、高速缓冲存储器、硬盘驱动器、可移除存储器、光存储器、闪存存储器、系统存储器、它们的组合、或者其它现在已知或者以后开发的用于数据帧、图像和/或指令的设备。存储器26可以是不同的存储器设备或者单独寻址的区域的组合。在一个实施例中，存储器26为处理器27和/或控制器25存储要被使用的数据、在使用期间的数据或者在处理之后的数据。

[0077] 图像处理器27和/或控制器25依照指令进行操作。计算机可读存储介质存储表示由这些编程处理器中的一个或者两者可执行的指令的数据。在诸如高速缓冲存储器、缓冲器、RAM、可移除介质、硬盘驱动器或者其它计算机可读存储介质的计算机可读存储介质或者存储器15上提供用于实现在此讨论的处理、方法和/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者存储在计算机可读存储介质上的一个或多个指令集来执行在各图中图示或者在此描述的功能、动作、或者任务。所述功能、动作或者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、固件和微代码等(它们是单独地或者以组合方式进行操作的)来执行。同样地，处理策略可以包括多处理、多任务处理和并行处理等。在一个实施例中，指令被存储在可移除介质设备上以用于由本地系统或者远程系统读取。在其它实施例中，指令被存储在远程位置中以用于通过计算机网络或者经由电话线进行传送。在又一些实施例中，指令被存储在给定的计算机、CPU、GPU或者系统之内。

[0078] 虽然已经在上面参考各种实施例描述了本发明，但是应当理解的是可以在不脱离

本发明的范围的情况下作出许多改变和修改。因此,有将前面的详细描述视为是说明性的而不是限制的意图,并且要理解随后的权利要求—包括所有等同物—有限定本发明的精神和范围的意图。

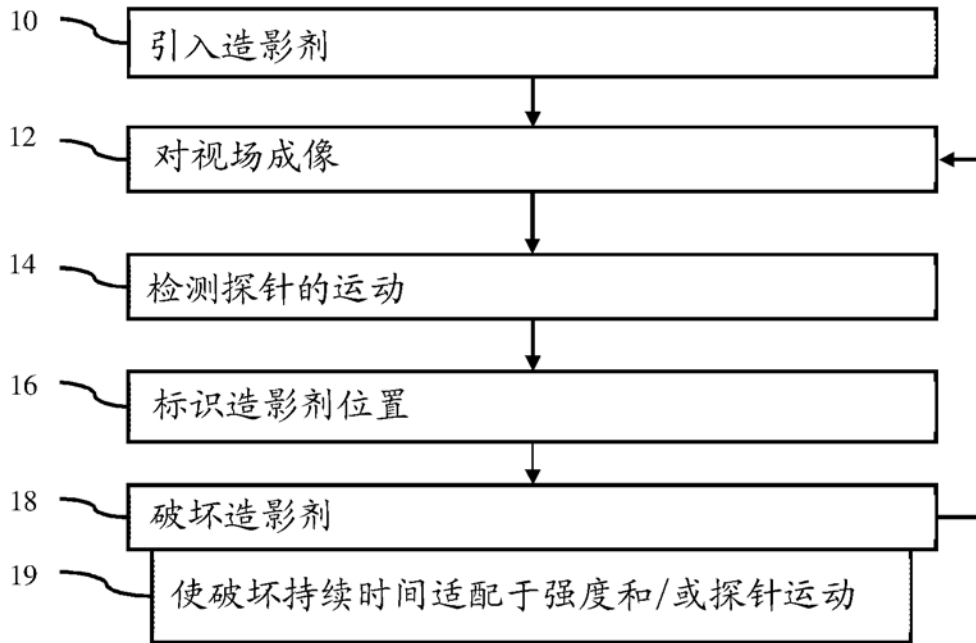


图 1

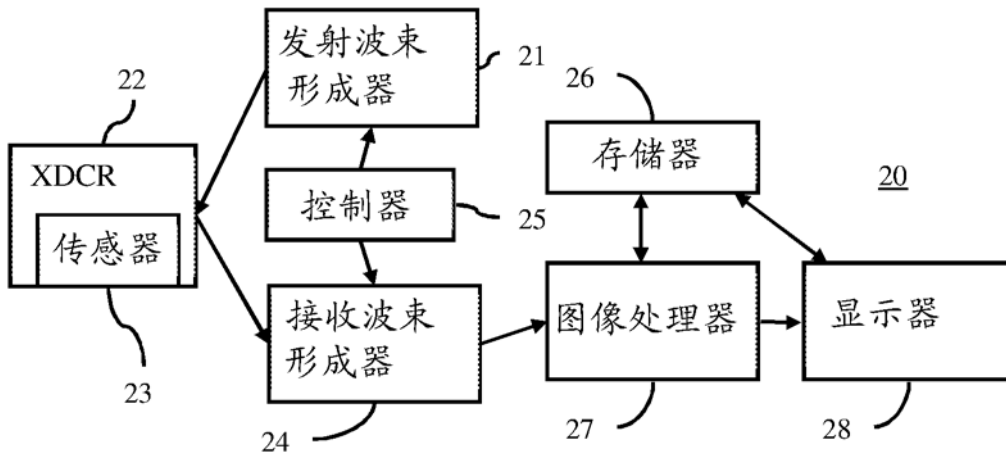


图 2

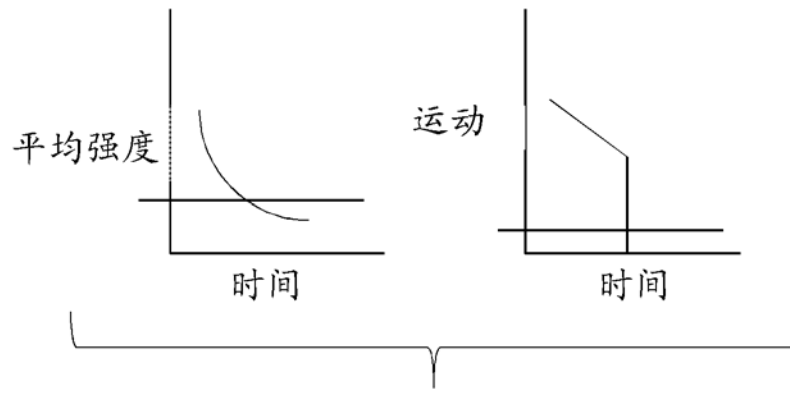


图 3

专利名称(译)	用于医学超声成像的微气泡破坏		
公开(公告)号	CN110881999A	公开(公告)日	2020-03-17
申请号	CN201910841865.3	申请日	2019-09-06
[标]发明人	D P 邓肯 I M 古拉卡		
发明人	D.P.邓肯 G.D.盖内特 I.M.古拉卡		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/44 A61B8/481 A61B8/4254 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5269 A61B8/5276 A61B8/06 A61K49/223 G01S7/52039		
代理人(译)	刘书航 刘春元		
优先权	16/124811 2018-09-07 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了用于医学超声成像的微气泡破坏。通过标识 (16) 造影剂响应的位置，造影剂信号的基于强度的度量被用于控制 (19) 利用医学超声扫描仪 (20) 进行的微气泡破坏 (18) 的持续时间。来自换能器 (22) 的运动的反馈可以被用于指示用户何时感知到足够的破坏。基于强度的度量和换能器 (22) 运动这两者的组合可以被用于控制爆破的持续时间。

