



# (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106137252 B

(45)授权公告日 2019.12.31

(21)申请号 201610570815.2

(22)申请日 2016.05.13

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 106137252 A

(43)申请公布日 2016.11.23

(30)优先权数据  
14/713810 2015.05.15 US

(73)专利权人 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 D·P·顿坎 I·M·古拉卡  
曾小政

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001  
代理人 胡莉莉 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

US 6899681 B1, 2005.05.31,  
US 6602195 B1, 2003.08.05,  
US 6899681 B1, 2005.05.31,  
US 2005/0055178 A1, 2005.03.10,  
CN 101170947 A, 2008.04.30,

审查员 李陆美

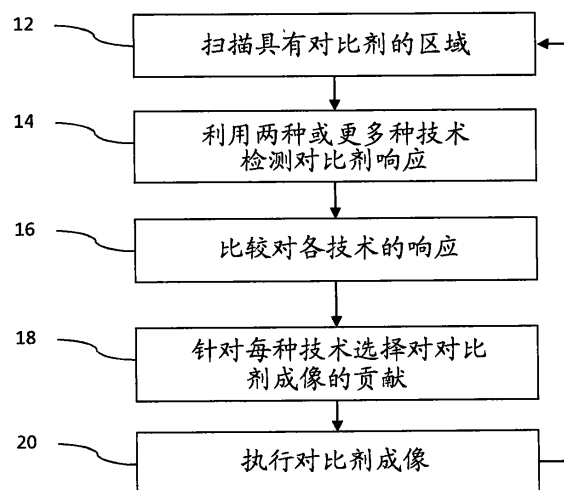
权利要求书1页 说明书11页 附图2页

(54)发明名称

对比剂灵敏医学超声成像

(57)摘要

公开了一种对比剂灵敏医学超声成像。在对比剂成像(20)中,波束成型器和换能器扫描(12)患者的具有对比剂的区域。检测器利用至少两种不同的对比剂成像技术从得自于扫描(12)的超声数据检测(14)对比剂。处理器(62)比较(16)在至少两种不同的对比剂成像技术之间检测到的对比剂的响应并选择(18)至少两种不同的对比剂成像技术的相对贡献。选择基于比较(16)。使用对比剂成像技术中的至少一种执行患者的对比剂成像(20)。执行基于所选择的相对贡献。



1. 一种用于对比剂的医学超声成像的方法,所述方法包括:  
通过波束成型器和换能器扫描(12)患者的具有对比剂的区域;  
通过检测器利用至少两种不同的对比剂成像技术从得自于扫描(12)的超声数据检测(14)对比剂;  
通过处理器(62)比较(16)在所述至少两种不同的对比剂成像技术之间检测到的对比剂的响应;  
通过处理器(62)选择(18)所述至少两种不同的对比剂成像技术的相对贡献,选择(18)基于比较(16);以及  
使用对比剂成像技术中的至少一种执行(20)患者的对比剂成像,执行(20)基于所选择的相对贡献,  
其中比较(16)响应包括比较(16)对比剂灵敏度,以及  
其中选择(18)包括选择(18)相对贡献作为小于1.0并且大于0.0的所述至少两种不同的对比剂成像技术的比率,并且其中执行(20)包括生成对比剂图像作为来自所述至少两种不同的对比剂成像技术的每一种的信息的组合,其中组合是相对贡献的函数。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中扫描(12)包括利用重复的脉冲序列进行扫描(12),其中来自至少一个脉冲的响应被用于针对所述至少两种不同的技术中的每一种检测(14)对比剂。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中脉冲序列包括具有至少两个幅度和至少两个相位差的三个脉冲以及具有相反相位的另外三个脉冲。
4. 根据权利要求2所述的方法,其中脉冲序列包括使用全孔径的具有相反相位的脉冲,所述具有相反相位的脉冲被使用少于全孔径的具有相同相位的脉冲分离。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中检测(14)包括检测(14)对比剂的三次基波响应和检测(14)对比剂的二次谐波响应作为所述至少两种不同的技术。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中检测(14)包括接收具有不同的中心频率、不同的带宽或这两者的基带滤波作为所述至少两种不同的技术。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中在针对患者的成像时段期间重复进行扫描(12)、检测(14)、比较(16)、选择(18)和执行(20),其中相对贡献由于在对比剂的响应上的重复和改变而在成像时段期间变化。
8. 根据权利要求7所述的方法,其中扫描(12)、检测(14)、比较(16)和选择(18)的重复相对于执行(20)的重复是稀少的。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中选择(18)包括选择(18)所述至少两种不同的对比剂成像技术中的仅一种的相对贡献,并且其中执行(20)包括使用该仅一种对比剂成像技术执行(20)对比剂成像。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中执行(20)对比剂成像包括在显示器上生成对比剂的图像。

## 对比剂灵敏医学超声成像

### 背景技术

[0001] 本实施例涉及对比剂成像。特别是增强医学超声成像系统中的对比剂成像。

[0002] 在例行临床检查中对比剂的使用已经变得更普遍。当对超声对比剂成像时存在不同的方法。想要具有最高的对比剂检测(灵敏度)和组织排斥(特异性)的方法。更高的灵敏度和特异性允许对比剂的良好可视化。不同的脉冲序列、探针优化及处理可能产生不同的灵敏度水平。然而,具有足够的灵敏度和特异性的方法可能在检查的过程之中改变。一种方法可能在其中存在更大的对比剂浓度的检查的开始时提供足够的灵敏度,但是可能稍后在检查中错误地示出缺乏对比剂,让用户具有没有对比剂留在患者体内或者系统没有正确地成像的印象。用户或是假设系统正确地操作,或是通过切换成像方法以检查使用不同的处理检测的对比剂来核实对比剂检测。

### 发明内容

[0003] 通过介绍的方式,下面描述的优选实施例包括用于对比剂的医学成像的方法和系统。超声系统不依赖于一种方法而是计及灵敏度在不同方法之间的变化。例如,超声系统比较不同方法的灵敏度测量。在给定时间时具有更大灵敏度的方法在该时间之内的成像中被强调。作为另一个示例,在不同方法的相对灵敏度随时间的经过反转地变化的情况下,可以使用计时器来切换方法。

[0004] 在第一方面中,提供了一种用于对比剂的医学超声成像的方法。波束成型器和换能器扫描患者的具有对比剂的区域。检测器利用至少两种不同的对比剂成像技术从得自于扫描的超声数据检测对比剂。处理器比较在所述至少两种不同的对比剂成像技术当中检测到的对比剂的响应并选择所述至少两种不同的对比剂成像技术的相对贡献。该选择是基于所述比较的。患者的对比剂成像是使用对比剂成像技术中的至少一种执行的。性能基于所选择的相对贡献。

[0005] 在第二方面中,提供了一种用于对比剂的医学超声成像的方法。超声系统在患者的成像时段期间执行第一类型的对比剂成像。该成像时段被相对于对比剂注入到患者中而计时。超声系统在成像时段期间切换到第二类型的对比剂成像。第二类型不同于第一类型,并且响应于计时来进行切换。

[0006] 在第三方面中,提供了一种用于对比剂的医学超声成像的系统。发射波束成型器被配置成发射脉冲序列。接收波束成型器被配置成输出响应于序列的脉冲的样本。对比剂检测器被配置成使用不同的处理检测来自样本的对比剂响应。每一种不同的处理使用相同的样本中的至少一个。处理器被配置成在来自在对比剂图像中使用不同的处理的样本的响应的比率变化的情况下生成对比剂图像。显示器是可操作的以显示对比剂图像。

[0007] 本发明由接下来的权利要求限定,并且本部分中没有任何内容应当被当作对那些权利要求的限制。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。

[0008] 附图简要说明

[0009] 各组件和各图未必成比例,相反重点被放在图解本发明的原理上。此外,在各图

中,相同的参考标号贯穿不同的视图指明对应的部分。

[0010] 图1是一种用于对比剂的医学超声成像的方法的流程图;

[0011] 图2是另一种用于对比剂的医学超声成像的方法的流程图;以及

[0012] 图3是超声对比剂成像系统的一个实施例的框图。

### 具体实施方式

[0013] 提供了自动的对比剂成像。对比剂图像典型地是使用对非线性气泡行为进行成像的低功率(低MI)脉冲序列生成的。通常使用的两种方法是三脉冲序列(例如,对三次基波响应成像)和双脉冲序列(例如,对二次的、更高阶的或偶次谐波响应成像)。一般而言,三脉冲序列已经示出与双脉冲序列相比具有更高的灵敏度水平,尤其是在当大浓度的对比剂贯穿身体出现时的对比剂成像检查的开始附近。当使用在对比剂的共振带内的成像频率利用双脉冲序列成像时,双脉冲序列与三脉冲序列相比在检查的后部分中具有更高的气泡灵敏度。三脉冲序列灵敏度在后阶段期间可能如此低以至于即使在对比剂存在时用户也可能具有不再存在对比剂的印象。

[0014] 双脉冲序列和三脉冲序列两者都可以被用于确定对比剂响应。诸如使用阈值来针对整体灵敏度水平实时地对响应进行分析,并且然后超声系统自动地执行提供更高的气泡灵敏度的对比剂成像。一种专用的脉冲序列可以被用于从同一组数据取得用于双脉冲方法和三脉冲方法这两者的信息。该专用的脉冲序列被用于取得用于使用实时对比图像灵敏度或检查阶段的自动决定的数据。

[0015] 图1示出用于对比剂的医学超声成像的方法的一个实施例。超声系统被配置成使用不同类型的对比剂成像。用于对比剂成像的每种类型的相对贡献基于对对比剂响应的比较。

[0016] 该方法由图3的系统或不同的系统来实现。例如,超声系统的波束成型器和换能器被用于动作12。系统的对比剂检测器执行动作14。处理器执行动作16和18。超声系统执行动作20。其它装置或装置的组合可以被用于动作的任一个。

[0017] 各动作是按照所示出的顺序或另外的顺序执行的。如所示那样,先针对每种类型的对比剂检测执行动作12,然后针对每种类型的对比剂检测执行动作14。在另外的顺序中,针对一种类型的对比剂检测连续执行动作12和14,并且然后在执行动作16之前针对另一类型进行重复。

[0018] 可以提供附加的、不同的或更少的动作。例如,添加用于配置超声系统以执行对比剂成像的动作。作为另一示例,不提供用于重复的从动作20到动作12的反馈。

[0019] 在动作12中,扫描患者的区域。利用超声进行扫描。发射波束成型器生成用于不同要素的电子波形。波形被相对地延迟或定相并且被切趾以使一个或多个声学发射波束沿着患者内的一条或多条扫描线聚焦。电子波形被应用到换能器,其将波形转换为声学能量。声学能量传播进入患者。来自声学能量的回波被换能器接收。换能器将接收到的声学能量转换为在每个要素处的电接收信号。接收波束成型器对信号进行延迟或定相并且对信号进行切趾以形成表示沿着每一发射波束的一条或多条扫描线中每条的声学响应的样本接收波束。通过沿着不同的扫描线或不同组的扫描线重复发射和响应接收,扫描患者的区域。

[0020] 针对要生成的每一图像,将给定的扫描线扫描一次或多次。所得到的图像表示在

一定时间时的或者在扫描时间段内的对比剂。针对其它时间或时间段重复扫描。

[0021] 区域可以包括对比剂。对比剂是填充有气体的微球。可以使用其它现在已知的或后来开发出的用于医学超声成像的对比剂。对比剂被注入到患者的血液中并在循环系统中行进。一些对比剂可以灌注进入组织。对具有对比剂的区域的扫描是要检测对比剂。也可以执行其它用于检测组织或血液的扫描,诸如与其它扫描模式一起使用交织。

[0022] 用于对比剂的扫描专用于对比剂检测。例如,针对同一扫描线使用两个或更多个脉冲或波束。作为另一示例,所述两个或更多个脉冲具有不同的幅度和/或定相。替换地,使用单个脉冲或波束以确定对比剂响应。在扫描中发射用于给定类型的对比剂成像的脉冲。由于测试两种或更多种类型的对比剂成像,因此发射用于两种或更多种类型的对比剂成像的脉冲。

[0023] 在一个实施例中,不同类型的对比剂成像共享来自一个或多个脉冲的响应。为了减少用以获取用于使用不同类型的检测来检测对比剂的信息的时间量,扫描被布置从而全部或至少一些响应被在全部或多个检测类型中使用。用于一种类型的对比剂检测的对比脉冲序列被修改以允许从同一数据采集创建针对该类型以及另外的类型的对比剂图像。

[0024] 在一个示例中,脉冲序列用于对对比剂的三次基波响应和二次或偶次谐波响应成像。针对三次基波,发射具有不同的相位和幅度的三个或更多个脉冲,诸如由 $[-1 \ 2 \ -1]$ 表示(例如其中第一和第三脉冲与第二脉冲成180度异相(“-”)并且第二脉冲是其它两个脉冲的幅度的两倍的三个脉冲)。接收时以相等的加权对响应求和。针对二次或偶次谐波,发射具有相同的幅度但是相反的相位(例如, $[1 \ -1]$ )的两个脉冲。接收时,以相等的加权对于两个脉冲的响应求和。可以使用用于任意类型的对比剂成像的其它序列,诸如发射时相等的幅度和/或相位而接收时被加权和/或定相的序列。

[0025] 两种类型的序列本身并不对两种类型具有足够的响应。序列被组合或修改以共享信息。例如,第四脉冲被添加到三次基波脉冲序列以提供二次谐波序列,诸如 $[-1 \ 2 \ -1 \ 1]$ 。三次基波使用来自前三个脉冲的响应,并且二次谐波使用来自后两个脉冲的响应。来自第三个脉冲的响应由两种类型的对比剂成像共享。

[0026] 可以提供减少用于两种或更多种类型的对比剂成像所需的脉冲数量的更大量的重叠。三次基波序列随时间的经过而被重复。相位并不是每次重复是都相同(例如, $[-1 \ 2 \ -1/-1 \ 2 \ -1/-1 \ 2 \ -1 \dots]$ )而是针对每次重复被改变180度。例如,序列具有至少三个脉冲,具有至少两个幅度和至少一个相位差,但每次重复与先前的序列成180度异相(即相反的相位或具有倒转相位的修改的三连脉冲)。一个实施例被提供为 $[+1 \ -2 \ +1/-1 \ +2 \ -1/+1 \ -2 \ +1/\dots]$ 。使用多波束接收从而来自多条扫描线的响应是响应于每个脉冲而被接收的。结果,一条扫描线可以具有从不同脉冲接收到的响应。三次基波响应是通过在每个侧向位置处、针对一个位置添加三连脉冲 $[-1 \ +2 \ -1]$ 并且针对另一位置添加三连脉冲 $[1 \ -2 \ 1]$ 而形成的。二次谐波使用相同的脉冲和响应,诸如用于两个侧向位置的 $[-1 \ 1]$ 和 $[1 \ -1]$ 。

[0027] 具有重叠信息的另一示例序列使用具有相反相位的脉冲,但是利用在发射孔径中使用的要素的大小或数量实现切趾或相对幅度。代替或除了发射具有由于放大或具有不同幅度的电波形所致的不同幅度的脉冲之外,使用发射孔径大小来使声学脉冲幅度变化。例如,形成四脉冲序列,其中偶数(e)要素和奇数(o)要素的组被接通和关断以提供幅度调制模式。序列并非每三个脉冲就重复为倒转,而是 $[+1o \ -2 \ +1e \ +2/+1o \ -2 \ +1e \ +2/\dots]$ 。在该

序列中,使用前三个脉冲形成三次基波响应,但是然后利用来自序列的 $[-2 \ +2]$ 激发来形成二次谐波响应。可以使用其它要素分组以设置声学脉冲的幅度而不使用电发射波形的不同幅度。

[0028] 其它序列可以被用于三次基波和/或二次谐波响应。其它或相同的序列可以被用于其它类型的对比剂检测。

[0029] 在动作14中,超声成像系统的检测器检测对比剂。来自对比剂的响应被通过进行滤波、求和、定相、相减、或其它处理以将对比信息与来自组织或血液的信息隔离而检测到。隔离可以是部分的(例如,较不特定的)。检测来自得自于动作12的扫描的超声数据。

[0030] 使用两种或更多种不同的对比剂成像技术。各种参数中的任何一些是不同的以提供不同类型的对比剂检测。对比剂成像参数包括:发射序列、检测技术、发射调制频率、发射带宽、发射编码、每条扫描线的发射焦点的数量、每条扫描线的发射脉冲的数量、每一图像的发射线的数量、发射之间的时间、速率比例、回响抑制脉冲、接收带宽、接收解调频率、预检测增益以及后检测增益。可以提供、设置或更改其它现在已知的或后来开发出的对比剂成像参数。

[0031] 检测对比剂的基波、谐波或分数谐波响应。接收的信号被滤波或组合(例如,对来自多个脉冲的信号进行相减、相加、或加权相加/相减)以隔离出处在想要的通带处的信息。得到的回波信号的包络或强度、来自流处理器或多普勒处理器的能量或其它技术被用于从被滤波和/或组合的所接收的信号中检测响应。

[0032] 在一种类型的检测中,从一个脉冲检测处在特定频带的响应。使用滤波以隔离对比剂响应。例如,滤波是去除或减少基波或发射频带、留下二次、三次和/或更高次谐波带的高通滤波器。可以使用至少部分地专用于对比剂的用于分数或其它谐波的滤波器。

[0033] 在另一实施例中,接收的信号响应于具有不同相位的沿着相同或相邻的扫描线的发射,诸如具有180度相位偏移的两个或更多个发射。检测器通过相加或相减来将表示相同或相邻的扫描线的信号进行组合。组合前可以对接收的信号应用相同或不同的加权。在其它实施例中,发射脉冲是相同的,但是在接收时被减去。

[0034] 在又一实施例中,接收的信号响应于具有不同幅度的沿着相同或相邻的扫描线的发射。接收的信号可以或者也可以不与不同的相位(诸如针对一个或多个接收线的180度、更少或更大的偏移)关联。检测器诸如利用有限冲击响应滤波器来使用相等或不相等的加权对接收的信号进行组合。

[0035] 在一个实施例中,三个分离的波形被以相同的相位和幅度(例如, $[1 \ 1 \ 1]$ )发射。更少或更大数量的脉冲可以被用于每个检测到的数据。检测器诸如利用 $[1 \ -2 \ 1]$ 滤波器来对接收的数据加权。

[0036] 在另一实施例中,接收的信号响应于具有相同的幅度和/或相位的沿着相同或相邻的扫描线的两个或更多个发射。当对比剂在两个或更多个不同的发射事件期间被破坏或瓦解时,接收的数据具有相关损失(LOC)。第二数据与第一数据不同。检测到响应上的改变。

[0037] 其它相关损失检测序列是可能的。例如,许多用于传统的色彩流成像的序列除了提供(相关的或部分相关的)运动检测之外还提供相关损失检测。利用诸如色彩多普勒速率(CDV)或色彩多普勒能量(CDE)的成像模式检测运动的序列也检测相关损失。可检测的能量或速率来源于两个或更多个脉冲之间的差异。可以使用在两个或更多个脉冲被发射后使用

两个或更多个接收脉冲的其它方法。

[0038] 对比剂检测技术可以基于检测信号强度上的增加或信号强度上的降低。当对比剂被一个脉冲破坏时,第二脉冲可能不从任何对比剂进行回波。针对第二脉冲返回的信号更少。在一个实施例中,检测器在用于破坏对比剂的脉冲被发射之后从一个或多个接收的信号检测对比剂。

[0039] 在不同类型的对比剂检测的进一步的示例中,提供功率调制、相位倒转、功率脉冲倒转、脉冲倒转、功率谐波、子谐波或超谐波或者相似的发射序列及检测。

[0040] 其它类型的对比剂检测包括检测三次基波响应。每个发射序列至少部分地由脉冲数量、脉冲相位和脉冲幅度限定。例如,多个发射脉冲被提供有脉冲间幅度和相位调制(例如,[0.5 -1 0.5])。脉冲间幅度和相位调制允许检测来自对比剂的非线性信号,并且适当的接收滤波可以抑制组织信号并将对比剂信号与组织信号隔离。任何非线性检测技术可以被用于针对三次基波响应的扫描,诸如上面所讨论的。

[0041] 执行任何两种或更多种类型的对比剂检测。区别在于扫描、组合和/或其它参数。在一个示例中,执行三次基波和脉冲倒转(即二次或偶次谐波)检测。通过执行不同类型的检测,得自于各检测的灵敏度和/或特异性可能是不同的。

[0042] 在另一方法中,不同类型的对比剂检测使用相同的脉冲序列。具有不同的中心频率、不同的带宽或这两者的不同的接收基带滤波被用于区分不同的响应,提供不同的技术。自适应后端处理(例如,接收基带滤波参数——中心频率、滤波带宽或者其它)从相同的数据集生成两个图像。例如,使用三脉冲三次基波发射脉冲序列(即[1 -2 1])和[1 1 1]的接收加权。通过更改中心频率和基带滤波带宽来提供不同类型的检测以从接收到的序列或组合的信号产生非线性(三次)基波响应和二次谐波响应这两者。

[0043] 检测提供表示对比剂的数据。由于针对患者的同一位置和/或区域执行两种或更多种类型的检测,因此提供表示在给定的时间或时间段的对比剂响应的两个或更多个数据集。不同类型的对比剂检测造成来自扫描区域中的任何对比剂的不同响应信息。

[0044] 在动作16,对检测到的对比剂响应进行比较。处理器比较来自两个或更多个不同的对比剂成像技术的响应。

[0045] 任何测量可以被用于比较。例如,比较是对对比剂灵敏度进行的。标识造成更大的对比剂返回或检测的技术。灵敏度可以被测量为数据的信噪比。在另一实施例中,利用阈值来测量灵敏度。在阈值水平以下的信号被归零或被假定并非来自对比剂。将其余的信号求和、取平均或另外地组合作为灵敏度的测量。在再一实施例中,可以使用其它测量,诸如最大信号、具有响应的位置的数量或测量的组合。

[0046] 比较是在测量之间进行的。确定具有最大或更大灵敏度或其它特性的对比剂技术。可以使用最小或其它一个或多个比较判据。比较提供一种技术对于给定时间和患者而言相对于其它技术的优先级或排序。

[0047] 在动作18,选择不同的对比剂成像技术的相对贡献。处理器基于动作16的比较选择相对贡献。选择是对在动作20中要用于对比剂成像的技术进行的。选择多种技术中的每一种对于对比剂成像的相对贡献。

[0048] 在一个实施例中,选择是对仅单个对比剂成像技术进行的。在对来自两种或更多种技术的响应进行比较的情况下,仅选择一种技术。其它的一种或多种技术未被使用。对于

相对贡献而言,一种技术提供所有的贡献并且另一种技术没有提供贡献。

[0049] 在另一实施例中,相对贡献不是二元的或者不是仅一种技术的。选择多于一种的技术。选择所有技术或者仅这些技术的子集。对于选择的技术而言,相对贡献比什么都没有多但比全部少。相对贡献是不同的对比剂成像技术的比率,小于1.0并且大于0.0。可以应用任何线性或非线性的加权以建立该比率。例如,为了设置相对贡献而应用于每种技术的加权基于来自比较的在灵敏度或优先级上的差异。可以使用比较结果对于相对加权的其它映射。

[0050] 在动作20,使用所选择的一种或多种对比剂成像技术执行对比剂成像。超声成像系统生成一个或多个对比剂图像。图像被输出到显示器和/或存储器。

[0051] 所生成的图像使用来自动作12的扫描的数据。已经获取的数据被用于生成一维、二维或三维图像。替换地或附加地,使用所选择的一种或多种技术执行随后的扫描、检测和成像。

[0052] 对比剂成像是基于所选择的相对贡献执行的。在仅选择了一种技术的情况下,使用该技术执行对比剂成像。例如,选择三次基波技术。图像具有三次基波响应。随后的成像也可以具有三次基波响应。其它技术未被用于生成一个或多个图像。

[0053] 在相对贡献包括来自两种或更多种技术的贡献的情况下,一个或多个图像包括来自多种技术的信息。来自不同技术的响应在成像中被组合。可以使用任何组合。例如,用于一种技术的数据被映射为彩色标度,并且来自另一种技术的数据被映射为不同的彩色标度或灰色标度。来自具有更大的相对贡献的技术的数据使用指示更大贡献的色彩或其它映射,诸如更亮的或更独特的色彩。作为另一示例,通过加权平均来组合来自不同技术的数据。所使用的加权是相对贡献或根据相对贡献确定的。针对每个位置执行来自用于不同的技术的响应的加权平均。所得到的值或强度被用于图像,诸如用以调制灰色标度强度或色彩。

[0054] 组合是相对贡献的函数。根据相对贡献确定加权、映射或其它成像特性。例如,来自具有更大的贡献的技术的数据被加权得更多。

[0055] 基于相对贡献和对应的所选择的技术生成任何数量的图像。在一个实施例中,比较和选择在检查中被执行一次。随后的成像针对检查的其余部分或者至少直到用户触发重复为止使用所选择的一种或多种技术以及相对贡献。随后的成像包括仅针对所选择的一种或多种技术进行扫描而没有针对未选择的技术所需要的脉冲。

[0056] 在另一实施例中,仅使用已经获取的数据执行对比剂成像,并且处理被重复以获取下一图像。通过重复动作12-20,所选择的一种或多种技术以及对应的图像被更新以计及在条件(诸如对比剂浓度)上的任何改变。

[0057] 在重复动作12-18之前可以生成任何数量的图像。生成多于仅一个而又少于剩余的所有的图像。例如,重复地执行对比剂成像和用于所选择的一种或多种技术的对应的扫描和检测以生成一个或多个图像。用于选择一种或多种技术的动作(例如动作12-18)被周期性地重复,诸如每两秒、每五秒、每二十秒或每其它时间段。

[0058] 替换地,进行中的图像被用于触发重复,诸如当平均对比剂信号从初始平均偏离一定百分比或一定量时就进行触发。可以使用其它触发。

[0059] 无论是使用计时器还是对对比剂信息进行适配,用以进行选择的重复是恒定的或

者相对于用于所选择的一种或多种对比剂技术的扫描和成像的重复是稀少的。在重复是稀少的情况下,所选择的一种或多种对比剂技术被用于扫描和生成对比剂图像直到下次重复为止。动作12-18的特殊序列可能耗费更长时间以进行收集和处理,因为可能执行用于更大数量的技术的扫描和检测以及/或者牵涉在对比剂成像期间并非通常地执行的比较。仅为了测量对比剂图像灵敏度而不频繁地使用动作12-18的重复。一旦在动作18中再次作出选择,动作20的对比剂成像就仅使用针对所选择的一种或多种技术所需要的发射序列(例如在剩余的时间使用分别用于三次基波或二次谐波的三脉冲或双脉冲)。以此方式,与在更频繁的重复的情况下相比,帧速率可以更大。

[0060] 在患者的成像时段期间重复发生一次或多次。对于患者的基于对比剂的检查而言,选择换能器,配置超声系统、注入对比剂并且针对对比剂声学地对患者进行扫描。成像时段可以持续直到不再检测到对比剂为止。超声扫描由于超声波检查人员使超声系统停止而终止。检查可能在注入附加的对比剂的情况下被重复。在某些时点,针对特定的成像时段的用于患者的约定结束,诸如在三十分种到一小时之后。成像时段是用于特定的患者的约定和/或开始以经过连续的时间段而完成患者的成像。在该成像时段期间并且在扫描开始之后,执行图1的方法并且然后重复至少一次。

[0061] 图2示出针对用于对比剂的医学超声成像的替换的方法的流程图。并非适配于如在成像时段期间测量的灵敏度,而是可以假定灵敏度。使用两种或更多种技术的已知的或可能的灵敏度以及对比剂在患者内的已知的或可能的进展,从而基于计时来切换技术。

[0062] 可以提供附加的、不同的或更少的动作。例如,图2的基于计时的切换可以与图1的基于灵敏度测量的切换的动作一起使用。计时被用于作出一次切换,但是来自扫描的测量被用于在成像时段期间作出另一次切换。在另一示例中,执行用于注入对比剂、配置超声系统和/或定位换能器的动作。按照所示出的或不同的顺序执行动作。

[0063] 在动作22,超声系统执行一种类型的对比剂成像。在成像时段中的某些时点,诸如恰在对比剂流入到被扫描区域中之前的开始和/或在对比剂流入到被扫描区域期间,使用用于对比剂成像的技术对患者进行扫描并生成图像。

[0064] 可以使用任何技术或技术的组合。例如,扫描、检测和成像使用对比剂的三次基波响应。在一个实施例中,仅使用三次基波响应。扫描使用具有不同的幅度和相位的脉冲的发射。接收时,对脉冲的响应的组合相对于其它频率隔离或增强在三次基波处的信息。三次基波响应被检测并用于生成灰色标度或彩色图像。

[0065] 在另一实施例中,针对两种或更多种对比剂成像技术执行对比剂成像。来自使用不同类型的对比剂成像的检测的数据被混合。用于组合的相对贡献被预先确定,诸如与对二次或偶次谐波数据加权相比对三次基波数据进行更大地加权。然后以加权的平均对加权的数据进行求和。针对扫描区域中的各个对比剂位置中的每个位置执行加权的平均。可以使用其它混合或组合,诸如在成像中使用不同的色彩方案进行组合。

[0066] 在动作24,对成像时段进行计时。计时器确定从计时器起动起的时间量。可以替换地使用两个时间之间的差。

[0067] 计时相对于对比剂注入到患者内。计时器在注入时启动。用户可以在对比剂注入开始之前、随着对比剂注入开始或者在对比剂注入开始之后触发计时器。替换地,注入泵与超声系统通信,超声系统响应于来自泵的注入信号启动计时器。

[0068] 在用于相对于注入进行计时的其它替换实施例中,当对比剂到达扫描区域时启动计时器。用户在看到使用动作22的对比剂成像的对比剂时手动地激活计时器。替代手动激活,在超声系统测量到对比剂响应(例如,对比剂信号的和或平均)在阈值水平以上的情况下提供自动激活。一旦检测到足够的对比剂,超声系统就启动计时器。在再一实施例中,使用在对比剂水平上的改变,诸如一旦来自注入的对比剂水平开始从峰值降低(例如,冲刷(wash out)开始)就触发计时器。

[0069] 计时器控制对对比剂成像的切换。当时间从起动的起由于到达一定计数或由于到达一定时间量而到期时,激活切换。可以计时任何时间段。计时基于不同的对比剂成像技术在灵敏度上的期望的转变。例如,当冲刷开始时或者当对比剂的量或浓度降到给定水平以下时三次基波的灵敏度开始降低。在特定时点与三次基波相比二次谐波灵敏度更好。并非测量灵敏度而是估计从计时器起起到对相对灵敏度上的转换的预测的时间。计时器指示估计时间。

[0070] 估计任何量的时间。在一个实施例中,时间是在对比剂出现的中途时间之后的时点。可以基于对比剂的类型、患者、被检查的患者的区域、和/或其它信息来估计中途时间。代替中途时间,可以估计峰值浓度的时间、最后三分之一、冲刷开始的时间或其它时间。

[0071] 对比剂成像的阶段被计时并被用于在各类型的对比剂成像之间的切换。例如,在早期阶段,仅示出三次基波图像或由其中三次基波或其它类型被更重地加权的两种或更多种技术混合的图像。在对比剂进展的后期阶段,示出二次谐波图像或其中二次谐波被更重地加权的混合图像。

[0072] 在动作26,超声系统切换到不同类型的对比剂成像。响应于计时器到达想要的时间或时间段,超声系统自动地改变所执行的类型的对比剂成像。切换在成像时段期间发生,诸如在所估计的使用初始类型的对比剂成像的灵敏度降低或不良的时间。

[0073] 在切换时使用不同类型的对比剂成像。例如,超声系统切换为使用二次或偶次谐波进的扫描、检测和成像。切换后使用的类型的对比剂成像仅为二次或偶次谐波方法。替换地,使用相同的技术,但是切换相对贡献。例如,二次谐波技术的数据从与三次基波的数据相比被更少地加权转变到被更多地加权。在其它的替换中,切换技术的组合,诸如替代、添加或去除一种或多种技术。

[0074] 图3示出用于对比剂的超声成像的系统50。系统实现图1、图2或这两者的方法。替换地,由系统50实现用于在成像时段期间在基于测量的或预测的灵敏度的类型的对比剂成像之间进行切换的其它方法。

[0075] 系统50包括换能器54、具有发射放大器53的发射波束成型器52、接收波束成型器56、检测器58、存储器64、处理器62和显示器60。可以提供附加的、不同的或更少的组件,这包括与对比剂、B模式以及流或多普勒成像关联的多个检测器。作为另一示例,提供扫描转换器以把所获取的极坐标数据格式化为用于显示器60的采用笛卡尔坐标格式的数据。系统50是来自各种制造商中任何制造商的医学诊断超声系统。

[0076] 换能器54为压电材料的单个元件或多个元件。在替换的实施例中,换能器54具有电容隔膜结构。对于多个元件而言,换能器54是线形的、弯曲的线形的或多维阵列。可以使用用于在电能量与声学能量之间进行转换的其它换能器。换能器54以由发射放大器53设置的功率输出声学波形。响应于发射波束成型器52的设置而沿着一条或多条扫描线发射声学

波。所发射的波具有也由发射波束成型器52设置的幅度、相位、中心频率、带宽、编码和焦点。声学波形被沿着给定的扫描线发射的次数和脉冲重复间隔也是由发射波束成型器52设置的。

[0077] 发射波束成型器52包括一个或多个波形发生器、样本存储器、振荡器、延迟器、相位转子、滤波器、发射放大器53、数模转换器、其它数字组件、模拟组件和任何其它现在已知的或以后开发出的发射波束成型组件。发射波束成型器52被配置成用于生成具有相对延迟和切趾以用于对患者的区域进行扫描的一个或多个电波形的一个或多个通道。每个通道的波形具有如相比于其它通道的其它波形或同一通道在不同的时间、中心频率、带宽(例如,周期数和波形的类型)和编码(例如,对于频率编码而言的啁啾或无啁啾)下的波形的幅度、相对相位。跨各个通道的波形的相对延迟和切趾提供沿着给定的扫描线的或者跨针对给定的发射事件或针对相继的发射事件的多个扫描线的一个或多个焦点。响应于发射波束成型器52的设置生成用于沿着一个或多个扫描线的发射的波形。沿着给定的扫描线发射声学波形的次数和脉冲重复间隔也是由发射波束成型器52设置的。

[0078] 发射放大器53与换能器54连接并且是可变放大器、数模转换器或用于改变或增加发射波形的功率、峰值电压或其它功率特性的其它的模拟或数字装置。在替换的实施例中,发射放大器53包括分压器或用于减少与发射波形关联的功率的其它装置。针对每个发射波束成型器通道或换能器元件提供分离的发射放大器53,但是一个发射放大器53可以被用于多个通道或元件。在一个实施例中,发射放大器53应用切趾以用于沿着波束进行发射并且作为发射波束成型器52的一部分而被包括。

[0079] 发射波束成型器52使用发射放大器53和换能器54生成用于对比剂扫描的脉冲序列或发射波束。沿着给定的扫描线或相邻的扫描线的脉冲序列具有相同或不同的幅度和/或相对定相。例如,使用放大器53和/或孔径选择(例如偶数或奇数通道)来使幅度变化。在生成正弦或周期波形时使用不同的相对延迟或定相来使相位变化。一次发射可以以波形从零值起向上行进开始并且随后的发射可以以波形从零值起向下行进开始。在替换的实施例中,沿着给定的扫描线以想要的幅度发射单个脉冲以用于对比剂成像。

[0080] 从发射放大器53输出的发射波形被换能器54转换为声学能量。响应于声学能量和任何对比剂的回波信号被换能器54接收。换能器54将回波信号转换为电信号或数据。数据包括一个或多个数字样本或模拟信息。回波信号被提供给接收波束成型器56。

[0081] 接收波束成型器56包括放大器、通道滤波器、相位转子、倍增器、模数转换器、加法器、后总和滤波器、存储器、缓冲器、解调器、数字组件、模拟组件和任何其它现在已知的或后来开发出的接收波束成型器组件。接收波束成型器56被配置成与一个或多个换能器元件连接的一个或多个接收通道。接收通道作为通道函数应用相对延迟、切趾和加权以用于沿着扫描线进行聚焦。接收通道数据被求和到一起以形成波束成型的数据。在通道中或在加法器之后使用滤波器,调整数据的带宽。解调器解调为一个或多个接收频率,诸如基波、分数谐波(例如1.5次谐波)、二次谐波或基波发射频率的其它谐波。接收检测前增益,诸如动态范围、本底噪声以及其它增益调节也由接收波束成型器56实现。接收波束成型器56输出响应于发射序列的脉冲的样本或数据。样本被输出以用于沿着一个或多个侧向地和/或标高间隔开的扫描线中的每一扫描线的一个或多个深度。

[0082] 接收波束成型器56和/或对比剂检测器58可以包括一个或多个缓冲器、相位转子、

倍增器和/或加法器。可以使用有限冲击响应滤波器或处理器。缓冲器存储响应于不同的脉冲的针对给定的位置的样本。针对每个位置对样本进行相位旋转、加权和/或求和。响应于不同的脉冲的样本的组合允许进行用于对比剂检测的基于多个脉冲的技术,诸如提供来自两个或更多个脉冲的求和样本以隔离在想要的频带处的信息。

[0083] 检测器58是相关损失检测器、B模式检测器、多普勒检测器、流检测器、或其它对比剂检测器。可以使用上面描述的任何对比剂检测技术。在一个实施例中,检测器58被用于对对比剂进行成像以及B模式及F模式检测。替换地,与用于其它类型的成像的其它检测器分离的检测器58被用于对比剂检测。检测器58检测响应于对比剂的信号,诸如基波或谐波信号,对比剂破坏,由于流动或破坏所致的相关损失或者其它现在已知的或后来开发出的对比剂检测技术。

[0084] 在一个实施例中,检测器58使用不同的处理检测来自样本的响应。用于不同的技术的处理被依次地或并行地执行。使用不同类型的检测来检测对比剂响应。来自不同类型的检测的响应可以使用分离的、相同的或重叠的样本。例如,处理中的每个针对给定的位置使用相同的样本中的至少一个。

[0085] 在示例中,检测器58使用三次基波处理进行检测并且使用二次谐波处理(例如,仅二次谐波、二次和更高次谐波或偶次谐波)进行检测。检测针对这两种处理而发生以测量灵敏度。替换地或在其它时间,针对一时间段执行用于一个处理的检测并且针对不同的时间段执行用于另一个处理的检测。在给定时间的对比剂成像期间,由检测器58实现仅一个处理或处理的组合以用于对比剂检测。在另外的时间的对比剂成像期间,由检测器58实现不同的处理、处理的不同组合、或者处理的贡献的不同的加权。

[0086] 处理器62是应用专用集成电路、一般处理器、数字信号处理器、控制处理器、现场可编程门阵列、数字电路、模拟电路、它们的组合或可操作以使用于基于时间和/或检测到的灵敏度的对比剂成像的处理变化的另外的装置。处理器62是超声系统50的组一部分,但是在其它实施例中可以是分离的计算机或服务器。

[0087] 处理器62由硬件、软件和/或固件配置以引起超声系统50在不同时间实现不同类型的对比剂成像。处理器62执行某些动作,诸如比较、选择和/或计时。处理器62可以引起超声扫描器的其它组件执行其它动作,诸如引起波束成型器52、56和检测器58实现用于对比剂检测的一个或多个处理。

[0088] 处理器62被配置成引起扫描以获取用于不同的处理的对比剂数据、测量灵敏度或其它特性、比较响应并选择一个或多个处理以用于成像。替换地或附加地,处理器被配置成相对于对比剂注入进行计时并基于计时切换用于对比剂成像的处理。

[0089] 在一个实施例中,处理器62被配置成生成对比剂图像,其中对比剂图像中的来自不同处理的样本的响应的比率变化。比率可以是二元的,诸如在一个时间使用一种处理并且在另一时间使用不同的处理。比率可以造成用于一次从多于一种处理成像的数据的混合或其它组合。

[0090] 处理器62被配置成使比率作为对不同的处理的响应的对比剂的相对灵敏度的函数变化。使用由处理器62确定的测量或所计算的灵敏度。替换地,使用除了灵敏度的相对对比剂响应的其它测量。在再一实施例中,处理器62基于使用假定的或估计的相对灵敏度的计时器来使比率变化。

[0091] 存储器64是高速缓冲存储器、缓冲器、RAM或由处理器62和/或系统50的其它组件访问的其它存储器。存储器64存储灵敏度测量、计时信息、选择或其它信息。脉冲序列、检测或用于执行用于使用不同的技术的对比剂成像的不同处理的其它控制信息被存储以用于由系统50使用以执行对比剂成像。

[0092] 替换地或附加地,存储器64是计算机可读存储介质,其将如下数据存储在其中:该数据表示可由用于医学诊断超声中的对比剂成像的被编程的处理器执行的指令。用于实现在此讨论的处理、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,诸如高速缓冲存储器、缓冲器、RAM、可移除介质、硬驱动或其它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。在各图中图解的或者在此描述的功能、动作或任务响应于存储在计算机可读存储介质之中或之上的一个或多个指令集而被执行。功能、动作或任务不依赖于特定类型的指令集、存储介质、处理器或处理策略,并且可以由单独操作的或组合的软件、硬件、集成电路、固件和微代码等执行。同样地,处理策略可以包括多处理、多任务和并行处理等。在一个实施例中,指令被存储在可移除介质装置上以用于由本地或远程系统读取。在其它实施例中,指令被存储在远程位置以用于通过计算机网络或在电话线上的传递。在再一实施例中,指令被存储在给定的计算机、CPU、GPU或系统中。

[0093] 显示器60是监视器、LCD、LED、等离子体、投影仪、打印机、或其它现在已知的或后来开发出的显示装置。处理器62和/或对比剂检测器58生成用于显示器60的显示信号。显示器60被配置成显示表示在所扫描的患者的区域中的对比剂响应的图像。从一种或多种对比剂成像技术的数据生成图像。显示表示随时间经过的患者的图像的序列。序列的图像响应于用于对比剂成像的两种或更多种不同的处理的不同的相对贡献。通过更改一个或多个对比剂成像参数来检测不同的对比剂响应。所得到的图像由于对比剂成像的处理上的变化而在不同时间具有不同的灵敏度和/或特异性。

[0094] 尽管上面已经参照各个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。因此意图的是前述的详细描述被当作是说明性的而不是进行限制,并且要理解的是正是随后的权利要求(包括全部等同物)被意图用来限定本发明的精神和范围。

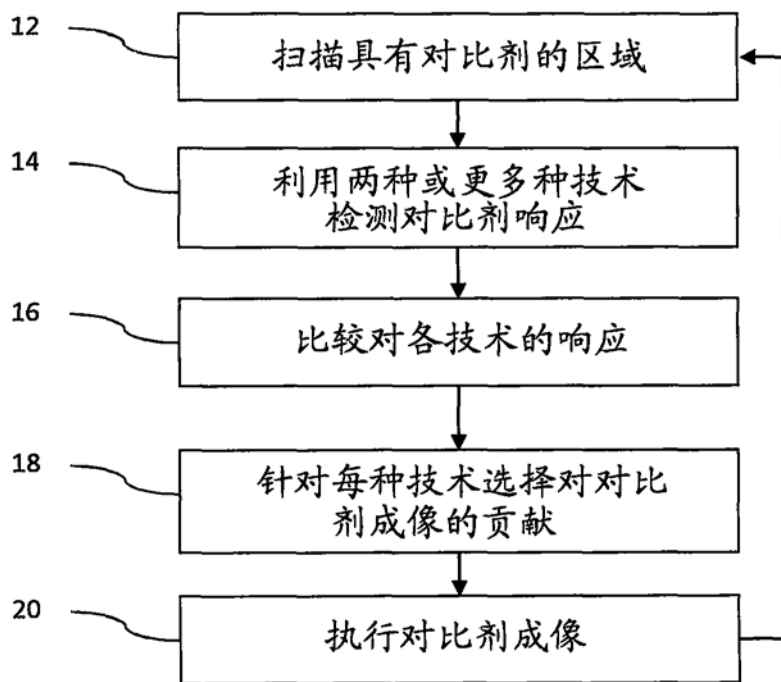


图1

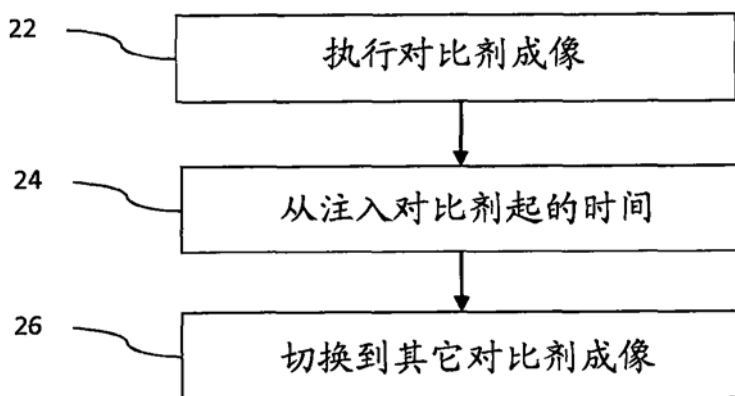


图2

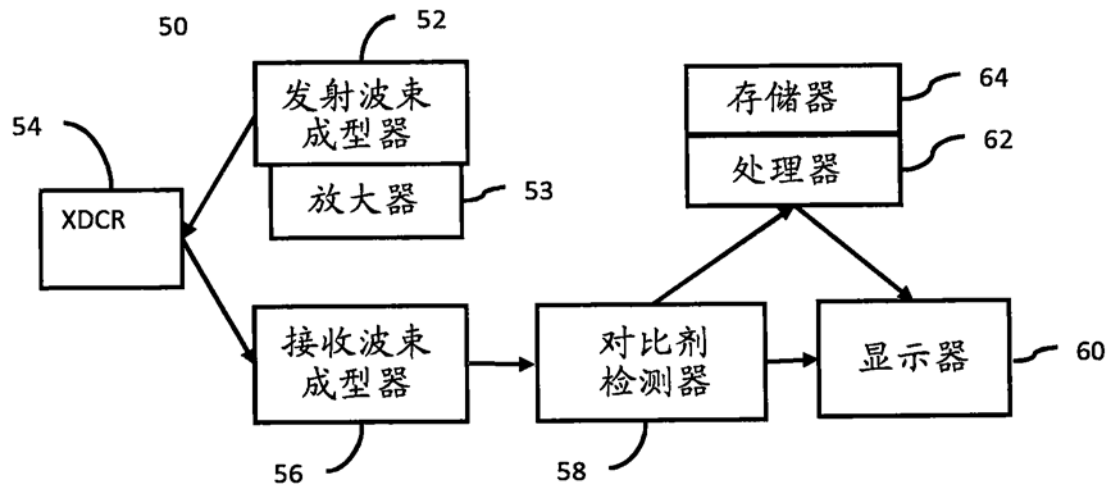


图3

|                |                                                                      |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 对比剂灵敏医学超声成像                                                          |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN106137252B</a>                                         | 公开(公告)日 | 2019-12-31 |
| 申请号            | CN201610570815.2                                                     | 申请日     | 2016-05-13 |
| [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         | DP顿坎<br>IM古拉卡<br>曾小政                                                 |         |            |
| 发明人            | D·P·顿坎<br>I·M·古拉卡<br>曾小政                                             |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                             |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/44 A61B8/4411 A61B8/481 A61B8/52 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/54 |         |            |
| 代理人(译)         | 胡莉莉<br>刘春元                                                           |         |            |
| 优先权            | 14/713810 2015-05-15 US                                              |         |            |
| 其他公开文献         | CN106137252A                                                         |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                       |         |            |

#### 摘要(译)

公开了一种对比剂灵敏医学超声成像。在对比剂成像(20)中，波束成型器和换能器扫描(12)患者的具有对比剂的区域。检测器利用至少两种不同的对比剂成像技术从得自于扫描(12)的超声数据检测(14)对比剂。处理器(62)比较(16)在至少两种不同的对比剂成像技术之间检测到的对比剂的响应并选择(18)至少两种不同的对比剂成像技术的相对贡献。选择基于比较(16)。使用对比剂成像技术中的至少一种执行患者的对比剂成像(20)。执行基于所选择的相对贡献。

