



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113260314 B

(45) 授权公告日 2024. 10. 01

(21) 申请号 201980087675.5

(22) 申请日 2019.12.23

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113260314 A

(43) 申请公布日 2021.08.13

(30) 优先权数据
62/787,860 2019.01.03 US
62/880,107 2019.07.30 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.07.02

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/086894 2019.12.23

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/141127 EN 2020.07.09

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 汪世英 T·卢帕斯
J·E·鲍尔斯 C·埃里克
W·T·史 P·希兰
C·特伦布莱-达尔沃

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
专利代理师 刘兆君

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 107361791 A, 2017.11.21
JP 2018015155 A, 2018.02.01

审查员 王琰

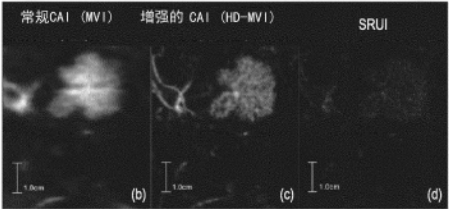
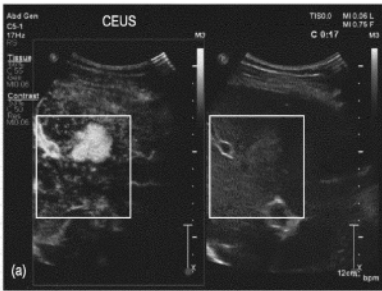
权利要求书2页 说明书11页 附图7页

(54) 发明名称

用于对比增强成像的系统和方法

(57) 摘要

本文中描述了用于可视化用于对比度增强成像的微泡的系统和方法。通过识别和定位个体微气泡,可以通过多像素点来可视化微气泡。可以在微泡识别和定位之前为局部微泡或对比度图像提供运动补偿。用户可以通过调整滤波器来确定多像素斑点的尺寸,例如调整所述滤波器的阈值。改变所述多像素斑点的大小可能改变分辨率。随着像素的数量的增加,分辨率降低,但采集时间也可能减少。随着像素的数量的减少,分辨率增加,但采集时间可能增加。



1. 一种超声成像系统,包括:

超声探头,其用于接收针对多个发射/接收事件的超声信号;以及
至少一个处理器,其与所述超声探头通信,所述至少一个处理器被配置为:
识别针对所述多个发射/接收事件的所述超声信号中的微泡;

将所识别的微泡中的个体微泡表示为包括多个像素的多像素斑点,其中,针对所识别的微泡中的个体微泡的所述多个像素小于根据所述超声成像系统的点扩散函数的表示所识别的微泡的整个范围的像素的数量并且大于单个像素;并且

组合包括针对所述多个发射/接收事件的所表示的微泡的所述超声信号以形成增强的对比度累积图像,并且其中,

所述至少一个处理器还被配置为使所识别的微泡通过滤波器,所述滤波器基于所识别的微泡中呈现的强度范围,应用强度阈值来确定所识别的微泡的哪些像素进行可视化。

2. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述多个像素中的数量至少部分地基于被应用到所述超声信号的滤波器。

3. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述至少一个处理器被配置为形成与所述多个发射/接收事件的所述超声信号相对应的多幅超声图像,

其中,所述至少一个处理器被配置为在所述超声信号已被用于形成所述多幅超声图像之后识别所述超声信号中的微泡。

4. 根据权利要求3所述的超声成像系统,其中,所述至少一个处理器被配置为在识别微泡之前分析所述多幅超声图像以将由组织结构产生的超声信号与由所述微泡产生的超声信号分开。

5. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述至少一个处理器还被配置为对所述超声信号应用杂波抑制滤波器。

6. 根据权利要求5所述的超声成像系统,其中,所述杂波抑制滤波器包括以下中的至少一种:有限脉冲响应高通滤波器、无限脉冲响应高通滤波器、多项式最小二乘曲线拟合滤波器或奇异值分解高通滤波器。

7. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述至少一个处理器被配置为执行运动补偿。

8. 根据权利要求7所述的超声成像系统,其中,所述运动补偿是对所表示的微泡执行的。

9. 根据权利要求7所述的超声成像系统,其中,所述至少一个处理器被配置为形成与所述多个发射/接收事件的所述超声信号相对应的多幅超声图像,并且其中,运动估计和补偿是对所述多幅超声图像执行的。

10. 一种超声成像方法,包括:

接收多幅超声图像;

识别所述多幅超声图像中的个体超声图像中的微泡;

将所识别的微泡表示为包括多个像素的多像素斑点,其中,所识别的微泡中的个体微泡的所述多个像素小于根据点扩散函数的表示所识别的微泡的整个范围的像素的数量并且大于单个像素;并且

组合所述多幅超声图像中的所述个体超声图像中的至少两幅以提供增强的对比度累

积图像,并且其中,

所述表示步骤还包括使所识别的微泡通过滤波器,所述滤波器基于所识别的微泡中呈现的强度范围,应用强度阈值来确定所识别的微泡的哪些像素进行可视化。

11.根据权利要求10所述的方法,其中,所述多个像素基于阈值,其中,只有所识别的微泡的高于所述阈值的像素在所述多幅超声图像中的所述个体超声图像中被表示。

12.根据权利要求10所述的方法,其中,识别所述微泡包括对所述多幅超声图像中的个体超声图像执行局部最大值搜索。

13.根据权利要求12所述的方法,其中,识别所述微泡还包括对所述多幅超声图像中的个体超声图像执行基于强度的阈值处理。

14.根据权利要求12所述的方法,其中,在由所述点扩散函数定义的区域只能找到一个局部最大值。

15.根据权利要求10所述的方法,还包括使所述多幅超声图像中的个体超声图像通过杂波抑制滤波器。

16.根据权利要求10所述的方法,还包括:

在表示所识别的微泡之后估计由于运动引起的位移;并且
基于所估计的位移来调整所表示的微泡的位置。

17.根据权利要求10所述的方法,还包括:

在识别所述多幅超声图像中的所述个体幅超声图像中的所述微泡之前估计由于运动引起的位移;并且

基于所估计的位移来调整所述多幅超声图像中的所述个体超声图像。

18.根据权利要求17所述的方法,其中,所述多幅超声图像中的所述个体超声图像中的组织结构的运动被用于估计所述位移。

19.根据权利要求10所述的方法,还包括格式化所述多幅超声图像以将所述多幅超声图像中的组织图像与所述多幅超声图像的对比度图像分开,其中,所述多幅超声图像中的所述个体超声图像对应于所述对比度图像。

用于对比增强成像的系统和方法

技术领域

[0001] 该申请涉及对比增强成像。更具体地,本申请涉及用于血管成像的对比增强超声。

背景技术

[0002] 在对比增强成像中,向要成像的区域或体积提供造影剂,以便从所述区域或体积提供更高的信号强度,或者选择性地增强来自具有高对比度浓度的区域或体积的信号。例如,在对比增强超声(CEUS)中,可以将微泡注入对象的血流中,并且可以获取对象的脉管系统的超声图像。没有微泡,血管只能提供很少的信号或者不能提供信号。在对比累积成像(CAI)中,采集多个对比增强图像(例如,多个图像帧)并组合和/或归一化以形成最终图像,其可用于映射对比剂进展并增强血管拓扑结构和显著性。CEUS的时间累积成像已经被商业化并广泛用于血管可视化。然而,由于对比度模式下点扩散函数(PSF)的大尺寸,CEUS的空间分辨率有限。PSF是成像系统对点源的模糊或扩散的度量。由于组合多个图像帧以形成最终图像,CEUS还可能具有强的残余杂波伪影以及易受患者引起的运动的影响。

[0003] 图7示出了具有循环的微泡的双分支流动体模的示例(a)CEUS和(b)CAI图像。如图7(a)中所示,CEUS图像在脉管系统的可视化中存在“漏洞”,因为在单次图像采集期间,微泡并不存在于脉管系统中的每个点。在图7(b)的CAI图像中可以看到更完整的脉管系统图像。然而,CAI图像的空间分辨率较低。原则上,CAI具有与CEUS相似的空间分辨率,但在实践中,由于组织运动和杂波伪影,其分辨率更差。杂波伪影作为微泡和/或脉管系统的假阳性。例如,在CAI图像中,分别如箭头100和102所示,在图像的左边界和右边界处存在可见的残余杂波,表现为雾霾状。此外,在CEUS图像和CAI图像中,如白色箭头104和106所示,都存在线状残余杂波,其成为血管分支起到了假阳性结果。因此,需要具有更高空间分辨率和减少伪影的改进的对比增强累积成像技术。

发明内容

[0004] 用于执行具有可调节分辨率和采集时间的成像技术的系统和方法,其可以针对旨在用于器官或疾病的不同血管水平的可视化的不同临床应用而定制。本公开描述了一种对比度累积成像技术,所述技术可以提供改进的成像性能,所述技术战略性地选择多个像素来表示定位于图像内的一个或多个微泡。本文中描述的系统和方法可以特别地定位具有其更具体特征的每个微泡,并且可以提供比CAI更好的空间分辨率、可调整的空间分辨率和/或比CAI更少的残余杂波,其可以导致更高的对比度组织比(CTR)。与超分辨率成像相比,本文描述的系统和方法可以以更短的数据采集时间(例如,大约20秒)以规则的CEUS帧率(例如15-25Hz)提供对比增强的图像。

[0005] 根据本文公开的至少一个示例,一种超声成像系统,包括:超声探头,其用于接收针对多个发射/接收事件的超声信号;以及至少一个处理器,其与所述超声探头通信,所述至少一个处理器被配置为:识别针对所述多个发射/接收事件的所述超声信号中的微泡;将所识别的微泡中的个体微泡表示为包括多个像素的多像素点,其中,针对所识别的微泡中

的个体微泡的所述多个像素小于根据所述超声成像系统的点扩散函数的表示所识别的微泡的整个范围的像素的数量并且大于单个像素;并且组合包括针对所述多个发射/接收事件的所表示的微泡的所述超声信号以形成增强的对比度累积图像,并且其中,所述至少一个处理器还被配置为使所识别的微泡通过滤波器,所述滤波器基于所识别的微泡中呈现的强度范围,应用强度阈值来确定所识别的微泡的哪些像素进行可视化。

[0006] 根据本文公开的至少一个示例,一种超声成像方法,包括:接收多幅超声图像;识别所述多幅超声图像中的个体超声图像中的微泡;将所识别的微泡表示为包括多个像素的多像素斑点,其中,所识别的微泡中的个体微泡的所述多个像素小于根据点扩散函数的表示所识别的微泡的整个范围的像素的数量并且大于单个像素;并且组合所述多幅超声图像中的所述个体超声图像中的至少两幅以提供增强的对比度累积图像,并且其中,所述表示步骤还包括使所识别的微泡通过滤波器,所述滤波器基于所识别的微泡中呈现的强度范围,应用强度阈值来确定所识别的微泡的哪些像素进行可视化。

附图说明

[0007] 图1是根据本公开一些范例布置的超声成像系统的框图。

[0008] 图2是图示根据本公开一些范例的示例处理器的框图。

[0009] 图3是根据本公开的一些示例的方法的流程图。

[0010] 图4是根据本公开的一些示例的方法的流程图。

[0011] 图5示出了根据本公开的一些示例的流动体模中的示例对比增强图像。

[0012] 图6示出了根据本公开的一些示例的肝脏的示例体内对比增强图像。

[0013] 图7示出了示例对比增强图像。

具体实施方式

[0014] 特定示例性范例的以下描述本质上仅是示例性的,并且决不旨在限制本发明或其应用或用途。在本系统和方法的范例的以下详细描述中,参考了附图,附图形成其一部分,并且其中,通过图示的方式示出了可以实践所描述的系统和方法的特定范例。足够详细地描述这些范例以使得本领域技术人员能够实践当前公开的系统和方法,并且应当理解,可以利用其他范例,并且可以在不脱离本系统的精神和范围的情况下进行结构和逻辑上的改变。此外,为了清楚起见,当对本领域技术人员显而易见的情况下,将不讨论对某些特征的详细描述,以便不掩盖对本系统的描述。因此,不应当从限制性意义上看待以下详细描述,并且本系统的范围仅由权利要求界定。

[0015] 超分辨率成像(SRI),也称为超声定位显微成像(ULM),是另一种用于脉管系统成像和量化的成像技术。其具有几个优点:(1)空间分辨率高(高达 $\sim 8\mu\text{m} \times 10\mu\text{m}$,几乎接近红细胞的大小);(2)穿透深度与常规CEUS相同;(3)在幅值和方向(而且,任选地,传播速度)上量化血流;(4)采用无毒的基于微泡的造影剂,无创;(5)无需对现有临床扫描器进行硬件修改。在常见的SRI技术中,每个超分辨率图像通过两个步骤获得:(1)定位每个可分离微泡的中心,并且然后(2)在数千次采集中累积这些中心。每个微泡的位置是通过取每个微泡强度分布的局部最大值来获得的。这意味着可以看到每个微泡的中心并将其表示为单像素点。在定位期间,每个微泡的中心也可以通过以下方法获得:(1)直接找到图像域中每个可分离

微泡的峰值(最大强度);或者(2)用2D/3D高斯函数拟合微气泡图像,并且然后找到峰值;或者(3)用成像系统的PSF拟合微泡图像,并且然后找到峰值。术语“最大像素投影技术”用于指代来自多个采集(例如,多个图像帧)的中心位置的累积。微泡中心位置的积累是微泡的概率密度图,是微脉管系统的超分辨率图像。

[0016] SRI通常需要数万或数十万个个体对比成像帧,这对应于与传统对比超声扫描相比非常高的成像帧率(通常 $>500\text{Hz}$)和非常长的采集时间(例如,几分钟)的组合。以常规CEUS帧率(例如,15-25Hz)和较短的采集时间(例如,20秒)实现可接受的超分辨率图像非常具有挑战性。SRI中的高成像帧率对于(1)个体微泡的良好分离、(2)微泡的充分累积和(3)足够的运动补偿是优选的。低帧率($\sim 25\text{Hz}$,如传统CEUS)的SRI受运动伪影的限制,并且需要延长的采集时间(>30 分钟)。如果采集时间不够,可能因局部填充和大量“孔”而无法正确形成超分辨率图像。在血液动力学上,大血管(直径 $>100\mu\text{m}$)得到更快的灌注。因此,重建它们所需的采集时间可能比非常小的脉管($\sim 20\mu\text{m}$ 或更小)短得多。由于SRI是一种主要用于对小结构(例如,直径小于 $20\mu\text{m}$ 的毛细血管)成像的技术,因此数据采集时间必须足够长才能重建这样的微脉管。

[0017] SRI的空间分辨率和时间分辨率可能与微泡的局部浓度有关,因为该技术基于其中的局部源(例如,微泡)来重建微脉管(例如,单个像素点用于表示每个微泡以进行积累)。例如,高浓度的微泡和75,000张图像的累积(例如,在 500Hz 的帧率下采集时间为150秒),产生1,000,000个事件(例如,微泡)可用于生成具有 $10\mu\text{m}$ 空间分辨率的超分辨率图像。

[0018] 本公开涉及用于执行具有可调整分辨率和采集时间的成像技术的系统和方法,其可以针对旨在用于器官或疾病的不同血管水平的可视化的不同临床应用而定制。本公开描述了一种对比累积成像技术,其策略性地选择多个像素来表示定位于图像内的一个或多个微泡,而不是与CAI的一般PSF或SRI的单个像素表示相关联的大量像素。可以通过将滤波器应用于图像数据以使得多个像素代表图像数据内的微泡来选择表示微泡的像素。在一些示例中,滤波器可以包括与识别的微泡相关联的最大像素强度和最小像素强度之间的值的强度阈值。在其他示例中,滤波器可以选择强度大于平均信号强度的特定百分比的像素。在其他示例中,滤波器可以包括其他阈值或算法以选择表示微泡的像素。滤波器的像素强度值可以基于现有图像数据预设或估计。这种滤波技术可以允许不同强度值的微泡在随后的成像帧中被定位和累积以实现高分辨率图像(例如,增强的CAI图像)。本文描述的技术可称为“增强的CAI”。

[0019] 当对象中存在造影剂(例如微泡)时,可以根据超声信号来生成对比增强的图像。在一些示例中,超声成像系统可以分离信号以生成造影剂图像以可视化造影剂并且生成组织图像以可视化组织结构。在一些示例中,超声成像系统可以包括至少一个处理器,所述至少一个处理器被配置为识别超声信号和/或图像中的微泡。在识别之后,所述至少一个处理器可以通过使所识别的微泡通过滤波器来用多个像素表示每个所识别的微泡来定位微泡。像素的数量可以取决于滤波器的阈值。多个超声信号(例如,基于从多个发射/接收事件接收的回波的信号)和/或由至少一个处理器处理的多个图像帧可以组合以形成最终的增强的对比度累积图像。在一些示例中,至少一个处理器可以在累积图像之前执行运动估计和补偿。任选地,在一些示例中,所述至少一个处理器可以使超声信号和/或图像通过一个或多个杂波抑制滤波器。

[0020] 图1示出的根据本公开原理构建的超声成像系统200的框图。根据本公开的超声成像系统200可以包括换能器阵列214,换能器阵列214可以被包括在超声探头212中,例如外部探头或内部探头,例如血管内超声 (IVUS) 导管探头。在其他示例中,换能器阵列214可以是柔性阵列的形式,所述柔性阵列被配置为共形地应用于要成像的对象(例如,患者)的表面。换能器阵列214被配置为发射超声信号(例如,波束、波)并且响应于发射的超声信号接收回波(例如,接收的超声信号)。可以使用多种换能器阵列,例如线性阵列、弯曲阵列或相控阵列。换能器阵列214例如可以包括能够在高度和方位维度上扫描以用于2D和/或3D成像的换能器元件的二维阵列(如图所示)。众所周知,轴向是垂直于阵列面的方向(在弯曲阵列的情况下,轴向扇出),方位角方向通常由阵列的纵向尺寸定义,而仰角方向横向于方位角方向。

[0021] 在一些示例中,换能器阵列214可以被耦合到微波束形成器216,其可以位于超声探头212中,并且其可以控制阵列214中的换能器元件对信号的发送和接收。在一些示例中,微波束形成器216可以通过阵列214中的有源元件(例如,在任何给定时间限定活动孔径的阵列元件的活动子集)来控制信号的发送和接收。

[0022] 在一些示例中,微波束形成器216可以例如通过探测线缆或无线地耦合到发射/接收(T/R)开关218,其在发射与接收之间切换并且保护主波束形成器222免受高能发射信号的影响。在一些示例中,例如在便携式超声系统中,T/R开关218和系统中的其他元件可以包括在超声探头212中而不是超声系统底座中,超声系统底座可以容纳图像处理电子设备。超声系统基础通常包括软件和硬件部件,包括用于信号处理和图像数据生成的电路以及用于提供用户接口的可执行指令。

[0023] 在微波束形成器216的控制下,来自换能器阵列214的超声信号的发射由发射控制器220引导,发射控制器220可以被耦合到T/R开关218和主波束形成器222。发射控制器220可以控制波束被转向的方向。波束可以被转向为从换能器阵列214垂直向前(垂直于换能器阵列214),或者以不同的角度用于更宽的视场。发射控制器220还可以被耦合到用户接口224并且根据用户对用户控件的操作来接收输入。用户接口224可以包括一个或多个输入设备,例如控制面板252,控制面板252可以包括一个或多个机械控件(例如,按钮、编码器等)、触敏控件(例如,触控板、触摸屏或类似)和/或其他已知的输入设备。

[0024] 在一些示例中,由微波束形成器216产生的部分波束形成的信号可以被耦合到波束形成器222,其中,来自换能器元件的个体面片的部分波束形成的信号可以被组合为完全波束形成的信号。在一些示例中,微波束形成器216被省略,并且换能器阵列214在波束形成器222的控制之下并且波束形成器222执行信号的所有波束成形。在具有和不具有微波束形成器216的示例中,波束形成器222的波束形成信号被耦合到处理电路250,其可以包括一个或多个处理器(例如,信号处理器226、B模式处理器228、多普勒处理器260和一个或多个图像生成和处理部件268)被配置为根据波束形成的信号(即,波束形成的RF数据)来产生超声图像。

[0025] 信号处理器226可以被配置为以各种方式处理接收的波束形成的RF数据,例如带通滤波、抽取、I和Q分量分离、以及谐波信号分离。处理器226还可以执行的信号增强,例如纹波降低、信号复合、以及电子噪声消除。经处理的信号(也称为I和Q分量或IQ信号)可以被耦合到额外的下游信号处理电路以生成图像。IQ信号可以被耦合到系统内的多个信号路

径,每个信号路径可以与适合于生成不同类型的图像数据(例如,B模式图像数据、多普勒图像数据)的信号处理部件的特定布置相关联。例如,所述系统可以包括B模式信号路径258,其将来自信号处理器226的信号耦合到B模式处理器228以产生B模式图像数据。

[0026] 在根据本公开的原理的一些示例中,信号处理器226可以分析RF数据和/或IQ信号以识别和定位信号中的微泡。经处理的信号可以被提供给B模式处理器228和其他处理电路(例如,扫描转换器230、图像处理器236)用于增强的CAI图像的累积和生成。在一些示例中,信号处理器226可以在多个发射/接收事件上累积信号以生成组合信号以由B模式处理器228和其他处理电路进一步处理成增强的CAI图像。

[0027] B模式处理器228可以采用幅值检测来对身体中的结构进行成像。根据本公开的原理,B模式处理器228可以生成针对组织图像和/或对比度图像的信号。因为微泡可以生成比周围组织强度高得多的回波,所以可以从B模式信号中提取来自微泡的信号以形成分离的对比度图像。类似地,可以将较低强度的组织信号与微泡信号分离以生成组织图像。由B模式处理器228产生的信号可以被耦合到扫描转换器230和/或多平面重新格式化器232。扫描转换器230可以被配置为以期望的图像格式来根据回波信号被接收的空间关系来布置回波信号。例如,扫描转换器230可以将回波信号布置为二维扇区形格式,或者锥体或其他形状的三维(3D)格式。在本公开的另一示例中,扫描转换器230可以将回波信号布置为并排的对比度增强图像和组织图像。如下文进一步解释的,在一些示例中,图像处理器236执行微泡识别、定位和累积。

[0028] 多平面重新格式化器232能够将从身体的体积区域中的共同平面中的点接收到的回波转换为该平面的超声图像(例如,B模式图像),例如,如在美国专利US 6443896 (Detmer)中所描述。在一些示例中,扫描转换器230和多平面重新格式化器232可以实现为一个或多个处理器。

[0029] 体积绘制器234可以生成从给定参考点观看的3D数据集的图像(也称为投影、绘制或绘制的),例如,如美国专利US 6530885 (Entrekin等人)中所描述。在一些示例中,体积绘制器234可以被实现为一个或多个处理器。体绘制器234可以通过诸如表面绘制和最大强度绘制的任何已知或未来已知技术来生成绘制,诸如正绘制或负绘制。

[0030] 在一些示例中,系统可以包括将来自信号处理器226的输出耦合到多普勒处理器260的多普勒信号路径262。多普勒处理器260可以被配置为估计多普勒频移并生成多普勒图像数据。多普勒图像数据可以包括颜色数据,然后将其与B模式(即灰度)图像数据叠加以供显示。多普勒处理器260可以被配置为例如使用壁滤波器来过滤掉不需要的信号(即,与非移动组织相关联的噪声或杂波)。多普勒处理器260还可以被配置为根据已知技术来估计速度和功率。例如,多普勒处理器可以包括诸如自相关器的多普勒估计器,其中速度(多普勒频率)估计是基于滞后一自相关函数的参数而多普勒功率估计是基于滞后零自相关函数的幅值。还可以通过已知的相位域(例如,参数频率估计器,例如MUSIC、ESPRIT等)或时域(例如,互相关)信号处理技术来估计运动。可以使用与速度的时间或空间分布相关的其他估计器,例如加速度或时间和/或空间速度导数的估计器来代替速度估计器或作为速度估计器的附加。在一些示例中,速度和功率估计可以经历进一步的阈值检测以进一步降低噪声,以及分割和后处理,例如填充和平滑。然后可以根据颜色图将速度和功率估计映射到期望范围的显示颜色。颜色数据,也称为多普勒图像数据,然后可以被耦合到扫描转换器230,

其中,多普勒图像数据可以被转换为所需的图像格式并叠加在组织结构的B模式图像上以形成彩色多普勒或功率多普勒图像。例如,多普勒图像数据可以叠加在组织结构的B模式图像上。

[0031] 来自扫描转换器230、多平面重新格式化器232和/或体积绘制器334的输出(例如,B模式图像、多普勒图像)可以被耦合到图像处理器236以在图像显示器238上被显示之前进一步增强、缓冲和临时存储。

[0032] 根据本公开的原理,在一些示例中,图像处理器236可以分析一幅或多幅图像以基于每个微泡的多个像素来识别和定位图像内的一个或多个微泡。在一些示例中,识别微泡可包括识别一般微泡区域(例如使用PSF),然后将一个或多个滤波器应用于一般微泡区域以识别一个或多个特定微泡。在一些示例中,强度大于滤波器阈值的像素被归类为微泡。通过将微泡的中心表示为多个像素,可以进一步使用一个或多个滤波器来定位微泡。滤波器可以被预设(例如,基于检查类型和/或造影剂类型)或基于图像的微泡区域中呈现的强度范围。在其他示例中,滤波器可以通过用户输入来设置。在一些示例中,滤波器可以应用阈值和/或其他选择算法来确定要可视化哪些像素。在一些示例中,阈值可以是强度值。因此,在一些示例中,阈值是小于微泡的最大强度(例如,80%、90%)且大于最小强度(例如,50%、60%)的强度阈值,使得微泡表示是多像素点,其大于一个像素,但像素的范围小于整个微泡(例如PSF)。随着最大强度的百分比增加,代表每个微泡的像素数量减少并且分辨率增加。通过使用该技术,可以将多个微泡定位在PSF内,并且在一些示例中,每个微泡可以具有其自己的强度或像素特征。在定位之后,图像处理器236可以在多个图像帧和/或发送/接收事件上累积定位的微泡。

[0033] 任选地,图像处理器236可以在识别和定位微泡之前对一幅或多幅图像应用杂波抑制滤波器。在识别和定位微气泡之前,图像处理器236可替代地或额外地任选地应用其他预处理步骤,包括平滑、细节增强和/或附加噪声抑制。

[0034] 图形处理器240可以生成图形叠加以用于与图像一起显示。这些图形叠加可以包括标准识别信息,例如图像的患者姓名、日期和时间、成像参数等等。出于这些目的,图形处理器可以被配置为从用户接口224接收输入,例如键入的患者姓名或其他注释。用户接口244还可以耦合到多平面重新格式化器232,用于选择和控制多个经多平面重新格式化的(MPR)图像的显示。

[0035] 系统200可以包括本地存储器242。本地存储器242可以被实现为任何合适的非瞬态计算机可读介质(例如,闪存驱动器、磁盘驱动器)。本地存储器242可以存储由系统200生成的数据,包括B模式图像、掩模、可执行指令、用户通过用户接口224提供的输入、或系统200的操作所需的任何其他信息。

[0036] 如前所述,系统200包括用户接口224。用户接口224可以包括显示器238和控制面板252。显示器238可以包括使用诸如LCD、LED、OLED或等离子显示技术的各种已知的显示技术实现的显示设备。在一些示例中,显示器238可以包括多个显示器。控制面板252可以被配置为接收用户输入(例如,检查类型、用于微泡定位的滤波器值)。控制面板252可以包括一个或多个硬控件(例如,按钮、旋钮、刻度盘、编码器、鼠标、轨迹球或其他)。在一些示例中,控制面板252可以额外地或替代地包括在触敏显示器上提供的软控件(例如,GUI控制元素或简称为GUI控件)。在一些示例中,显示器238可以是包括控制面板252的一个或多个软控

件的触敏显示器。

[0037] 根据本公开的原理,在一些示例中,用户可以通过用户接口224设置用于定位微泡的滤波器的阈值。如上所述,调整阈值可以调整对比度累积图像的分辨率。因此,通过设置阈值,用户可以控制分辨率和/或所需的采集时间。在一些示例中,用户可以选择期望的分辨率和/或采集时间并且成像系统200可以计算滤波器的对应阈值。在一些示例中,阈值可以基于检查类型、造影剂类型和/或图像的特性(例如,动态范围)预先设置。

[0038] 在一些示例中,图2中所示的各种部件都可以组合。例如,图像处理器236和图形处理器240可以实现为单个处理器。在另一示例中,扫描转换器230和多平面重新格式化器232可以实现为单个处理器。在一些示例中,图2中所示的各种部件可以实现为单独的部件。例如,信号处理器226可以被实现为针对每个成像模式(例如,B模式、多普勒)的单独的信号处理器。在一些示例中,图2中所示的各种处理器中的一个或多个由被配置为执行指定任务的通用处理器和/或微处理器来实现。在一些示例中,各种处理器中的一个或多个可以实现为专用电路。在一些示例中,各种处理器中的一个或多个(例如,图像处理器236)可以用一个或多个图形处理单元(GPU)来实现。

[0039] 图2是图示根据本公开的原理的示例处理器300的框图。处理器300可用于实现本文中所描述的一个或多个处理器,例如图2中所示的图像处理器236。处理器300可以是任何合适的处理器类型,包括但不限于微处理器、微控制器、数字信号处理器(DSP)、现场可编程阵列(FPGA),其中FPGA已被编程以形成处理器、图形处理单元(GPU)、专用电路(ASIC),其中ASIC被设计为形成处理器,或它们的组合。

[0040] 处理器300可以包括一个或多个核302。核302可以包括一个或多个算术逻辑单元(ALU) 804。在一些示例中,除了ALU 304之外或代替ALU 304,核302可以包括浮点逻辑单元(FPLU) 306和/或数字信号处理单元(DPU) 308。

[0041] 处理器300可以包括通信地耦合到核302的一个或多个寄存器312。可以使用专用逻辑门电路(例如,触发器)和/或任何存储器技术来实现寄存器312。在一些示例中,寄存器312可以使用静态存储器来实现。寄存器可以向核302提供数据、指令和地址。

[0042] 在一些示例中,处理器300可以包括通信地耦合到核302的一个或多个级别的高速缓存存储器310。高速缓存存储器310可以向核302提供计算机可读指令以供执行。高速缓存存储器810可以提供数据以供核302处理。在一些示例中,计算机可读指令可能已经由本地存储器(例如,附接到外部总线316的本地存储器)提供给高速缓存存储器310。高速缓存存储器310可以用任何合适的高速缓存存储器类型来实现,例如金属氧化物半导体(MOS)存储器,诸如静态随机存取存储器(SRAM)、动态随机存取存储器(DRAM)和/或任何其他合适的存储器技术。

[0043] 处理器300可以包括控制器314,其可以控制从其他处理器和/或系统中包括的部件(例如,图1中所示的控制面板252和扫描转换器230)到处理器300的输入和/或来自处理器300的到系统中包括的其他处理器和/或部件(例如,图1中所示的显示器238和体积绘制器234)的输出。控制器314可以控制ALU 304、FPLU 306和/或DSPU 308中的数据路径。控制器314可以实现为一个或多个状态机、数据路径和/或专用控制逻辑。控制器314的门可以实现为独立门、FPGA、ASIC或任何其他合适的技术。

[0044] 寄存器312和高速缓存310可以通过内部连接320A、320B、320C和320D与控制器314

和核302通信。内部连接可以实现为总线、多路复用器、纵横开关和/或任何其他合适的连接技术。

[0045] 处理器300的输入和输出可以通过总线316提供,所述总线可以包括一条或多条导线。总线316可以通信地耦合到处理器300的一个或多个部件,例如控制器314、高速缓存310和/或寄存器312。总线316可以耦合到系统的一个或多个部件,例如前面提到的显示器238和控制面板252。

[0046] 总线316可以耦合到一个或多个外部存储器。外部存储器可以包括只读存储器(ROM) 332。ROM 332可以是掩码ROM、电可编程只读存储器(EEPROM) 或任何其他合适的技术。外部存储器可以包括随机存取存储器(RAM) 333。RAM 333可以是静态RAM、电池备份的静态RAM、动态RAM(DRAM) 或任何其他合适的技术。外部存储器可以包括电可擦除可编程只读存储器(EEPROM) 335。外部存储器可以包括闪存334。外部存储器可以包括磁存储设备,例如磁盘336。在一些示例中,外部存储器可以包括在系统中,例如图2中所示的超声成像系统200,例如本地存储器242。

[0047] 图3和4是流程图400、500,它们图示了由诸如图1中所示的图像处理器236的图像处理器执行的方法的步骤,以执行根据本公开的示例的方法。两个流程图400、500中的步骤是相同的,但可以以不同的顺序执行,如下文将详细描述。

[0048] 在一些示例中,常规并排对比度和组织图像的多帧回放(格式可以是DICOM、AVI、WMV、JPEG等)可以用作信号处理器的输入,如框402和502所指示。在一些示例中,基于图像域的处理可以被实现为离线处理特征。在一些应用中,图像可能会以有限的动态范围进行对数压缩,因此,增强的CAI的图像域实现可能具有有限的性能。在一些示例中,增强的CAI也可以在IQ域(输入是IQ数据)或RF域(输入是RF数据)而不是如图3和4所示的多帧回放实现。在一些应用中,IQ数据和/或RF数据可以提供更好的微泡定位和杂波抑制性能。在使用IQ和/或RF数据的示例中,图像处理器可以从信号处理器和/或波束形成器接收数据,例如图2中所示的信号处理器226和/或波束形成器222。或者,在这些示例中,图3和图4中所示的步骤可以由信号处理器执行。

[0049] 在框404和504,图像处理器可以执行图像格式化。在一些示例中,处理多帧回放以分离组织和对比度图像,以便它们可以被独立地处理,如由框406和506以及框414和514所指示。组织和对比度图像可以被适当地格式化以用于后续处理框。例如,红-绿-蓝(RGB)图像可以被转换为具有期望动态范围(例如,从0到1归一化)的灰度图像(或索引图像)。在对RF数据和/或IQ数据而不是多帧回放执行增强的CAI的示例中,图像格式化可以包括分离由造影剂产生的信号和由组织产生的信号。

[0050] 任选地,在框408和508处,可以在时间累积之前对对比度图像执行杂波抑制滤波,这可以减少静止回声(特别是在近场中)、混响等的影响。杂波抑制滤波器可以实现为基于有限脉冲响应(FIR)、无限脉冲响应(IIR)的高通滤波器(具有足够数量的系数延迟对(例如抽头))、多项式最小二乘曲线拟合滤波器和/或基于奇异值分解(SVD)的高通滤波器。可以优化滤波器参数以抑制大部分残余杂波但保留大部分对比度信号。在一些示例中,可以省略框408和508。

[0051] 在框410和510处,可以执行微泡识别。在此步骤中可以识别可分离的个体微泡。在一些示例中,可以执行任选的插值步骤以将图像像素尺寸带到期望的分辨率(例如 $50\mu\text{m} \times$

50 μm)。接下来,可以执行基于强度的阈值处理以去除背景噪声。例如,小于阈值(例如最大强度的35%)的归一化强度可以被视为背景噪声并且被设置为零。另外,可以执行局部最大值搜索以找到微泡的位置。在一些示例中,为了确保所识别的微泡是可分离的且不成簇的,可以在任何PSF区域(例如,微泡区域)内仅识别一个微泡(例如,具有最大强度的微泡)。在一些示例中,可以通过与上文参考生成SRI图像所描述的那些方法类似的方法来识别微泡。

[0052] 在框412和512处,可以执行微泡定位。定位是指生成每个识别的微泡(例如,多像素斑点)的视觉表示,这可以在该步骤中建立。使所识别的微泡通过滤波器,所述滤波器应用阈值或其他算法来选择微泡的哪些像素进行可视化。在包括阈值的滤波器的示例中,只有高于阈值的微泡的像素可以被可视化。阈值(例如,微泡的最大强度的70%、80%、90%)可以基于不同的成像设置或基于检查类型的预设来预定义。通常,阈值小于微泡的最大强度的100%并且大于50%。该阈值可以用于调整空间分辨率。对于较高的空间分辨率(例如,更少的像素),可以使用较长的采集时间。对于较低的空间分辨率(例如,更多的像素),可以使用较短的采集时间。在微泡区域(例如,PSF)内,如果强度比(例如,归一化到最大强度)大于或等于阈值,则像素可被定义为微泡的表示。在其他示例中,滤波器可以包括用于选择用于可视化的像素的其他算法或运算符。例如,滤波器可以选择特定百分比的像素,其强度大于微泡的、所有微泡的或图像的平均信号强度。

[0053] 在一些示例中,可以将不同的强度值分配给微泡表示(例如,可视化)的不同像素。在一些示例中,微泡表示内的像素强度保持不变并且微泡像素强度的其余部分(例如,微泡的未可视化部分)可以被设置为零。可以在其他示例中实现用于赋值的不同算法。例如,在一些示例中,可以将高于阈值的微泡的所有像素设置为均匀的强度值。在一些示例中,均匀强度可以基于高于阈值的像素的平均强度或高于阈值的像素的最大强度。

[0054] 运动补偿可在微泡累积之前进行。如虚线框401和501所示,在本公开的各种示例中,可以在增强的CAI的处理中的不同点提供运动补偿。在一些示例中,组织图像414和514可以用于运动补偿。即,组织图像414和514中组织结构的运动可用于估计由于运动引起的位移。在一些示例中,可以单独使用对比度图像的运动补偿。如果在多帧回放402中没有太多运动,则可以单独使用对比度图像来增强CAI,绕过图3中所的示框401中的组织图像路径。然而,在某些应用中,仅使用对比度图像可能不太可靠。

[0055] 在图3中所示的示例中,在微泡定位后进行运动补偿。在框416,执行来自组织图像414的估计的位移。在框418处,在框416处计算的估计的位移可用于补偿框412中所示的微泡定位步骤的输出中的运动。

[0056] 替代地,如图4中所示,可以在微泡识别之前执行运动补偿。图4的虚线框501示出了在框510处执行微泡定位之前,来自在框516处计算的组织图像514的估计的位移用于补偿框518处的对比度图像上的运动。如图4中所示的方法可以允许运动补偿的对比度图像用于显示。然而,如图3中所示的方法可以减少运动补偿的计算成本,但可能以不提供运动补偿对比度图像用于显示为代价。

[0057] 在运动补偿之后,在方框410和520处执行微泡积累。从累积步骤输出高分辨率图像422和522。在一些示例中,可以通过对来自多帧回放的多个图像帧(例如,连续图像帧)求和来执行累积。在一些示例中,可以将多个帧相加,然后是归一化步骤。在一些示例中,可以分析多个帧以确定图像中每个位置的最大像素强度,并且最大像素强度值可以用于生成最

终图像522。在通过处理IQ和/或RF数据来执行微泡识别和定位的示例中,来自多个发射/接收事件的经处理的超声信号可以相加或以其他方式组合。然后可以将组合的超声信号提供给其他处理部件(例如,B模式处理器、扫描转换器)以生成最终图像。

[0058] 图5示出了流动体模的示例CAI、增强的CAI和SRI图像。常规CAI图像显示在窗格(a)中。根据本公开的示例的增强的CAI图像显示在窗格(b)中,并且SRI显示在窗格(c)中。数据采集时间为180s,并且帧率为12Hz。与窗格(a)中的传统CAI相比,窗格(b)中增强的CAI图像显示出更好的空间分辨率和更好的CTR。此外,由于数据采集时间内积累的局部微泡数量不足,窗格(c)中显示的SRI图像在可视化体模血管时有许多“孔”,并且体模血管没有被完全填充。

[0059] 图6示出了人类肝脏的示例体内图像。窗格(a)显示并排的对比度(左侧)和组织图像(右侧)。窗格(b)显示了常规的CAI图像,窗格(c)显示了根据本文描述的示例的增强的CAI图像,并且窗格(d)显示了SRI图像。数据采集时间为17s并且帧率为17Hz。在这个示例中,肝脏有明显的呼吸运动。如窗格(c)中所见,与窗格(b)中所示的传统CAI相比,增强的CAI图像显示出更好的空间分辨率。此外,由于数据采集时间不足,窗格(d)中显示的SRI图像由于具有许多“孔”不良填充而无法正确形成。

[0060] 图5和图6中提供的示例展示了在本文中描述的提议的系统和方法(例如,增强的CAI)的潜在优势:与传统CAI相比具有更好的空间分辨率、使用常规CEUS帧率的能力和/或相对于SRI更短的数据采集时间。此外,本文描述的系统和方法允许用于调整微泡的表示(例如,像素的数量)以控制图像的空间分辨率。这可以让用户更好地控制分辨率和采集时间之间的权衡。

[0061] 在使用诸如基于计算机的系统或可编程逻辑的可编程设备来实现部件、系统和/或方法的各种示例中,应当理解,上述系统和方法可以使用各种已知的或以后开发的编程语言,例如“C”,“C++”,“FORTRAN”,“Pascal”,“VHDL”等中的任一种来的实现。因此,可以准备各种存储介质,例如磁性计算机磁盘、光盘、电子存储器等,其可以包含可以指导例如计算机的设备以实现上述系统和/或方法的信息。一旦适当的设备可以访问包含在存储介质上的信息和程序,存储介质就可以将信息和程序提供给该设备,从而使该设备能够执行本文描述的系统 and/或方法的功能。例如,如果将包含适当材料(例如源文件、目标文件、可执行文件等)的计算机盘提供给计算机,则计算机可以接收所述信息,对其自身进行适当的配置并执行上面的图解和流程图中描绘的各种系统和方法的功能以实现各种功能。也就是说,计算机可以从磁盘接收与上述系统和/或方法的不同元素有关的信息的各个部分,实现个体系统和/或方法,并协调以上描述个体系统和/或方法的功能。

[0062] 鉴于本公开,应当注意,本文描述的各种方法和设备可以以硬件、软件和固件来实现。此外,各种方法和参数仅作为示例而被包括,而没有任何限制意义。鉴于本公开,本领域普通技术人员可以在确定他们自己的技术和影响这些技术的所需设备的情况下实施本教导,同时仍在本公开的范围内。本文中描述的一个或多个处理器的功能可以被合并到更少的数目或单个处理单元(例如,CPU)中,并且可以使用被编程为响应于可执行指令而执行本文描述的功能的专用集成电路(ASIC)或通用处理电路来实现。

[0063] 尽管可能已经特别参考超声成像系统描述了本系统,但是还预期,本系统可以扩展到以系统的方式获得一幅或多幅图像的其他医学成像系统。因此,本系统可用于获得和/

或记录与肾、睾丸、乳腺、卵巢、子宫、甲状腺、肝、肺、肌肉骨骼、脾、心脏、动脉和血管系统有关的图像信息,以及与超声引导干预相关的其他成像应用,但不限于其。此外,本系统还可以包括可以与常规成像系统一起使用的一个或多个程序,使得它们可以提供本系统的特征和优点。通过研究本公开,本公开的某些其他优点和特征对于本领域技术人员而言可能是显而易见的,或者可以由采用本公开的新颖系统和方法的人员来体验。本系统和方法的另一个优点可以是可以容易地升级传统的医学成像系统以并入本系统、设备和方法的特征和优点。

[0064] 当然,应当理解,根据本系统、设备和方法,本文中描述的示例、范例或过程中的任何一个可与一个或多个其他示例、范例和/或过程相组合,或是分离的,和/或在分立设备或设备部分之中执行。

[0065] 最终,以上讨论旨在仅仅为对本发明的系统和方法的说明并且不应理解为将所附权利要求限制到任何特定的范例或范例的组。因而,虽然已经参考示范性示例详细描述了本系统,但是也应领会到,在不脱离如权利要求书所提出的本系统和方法的更宽且意旨的精神和范围的情况下,本领域技术人员可以设计出众多的变型和替代示例。因此,说明书和附图应被视为是以说明性的方式并且不旨在限制随附权利要求的范围。

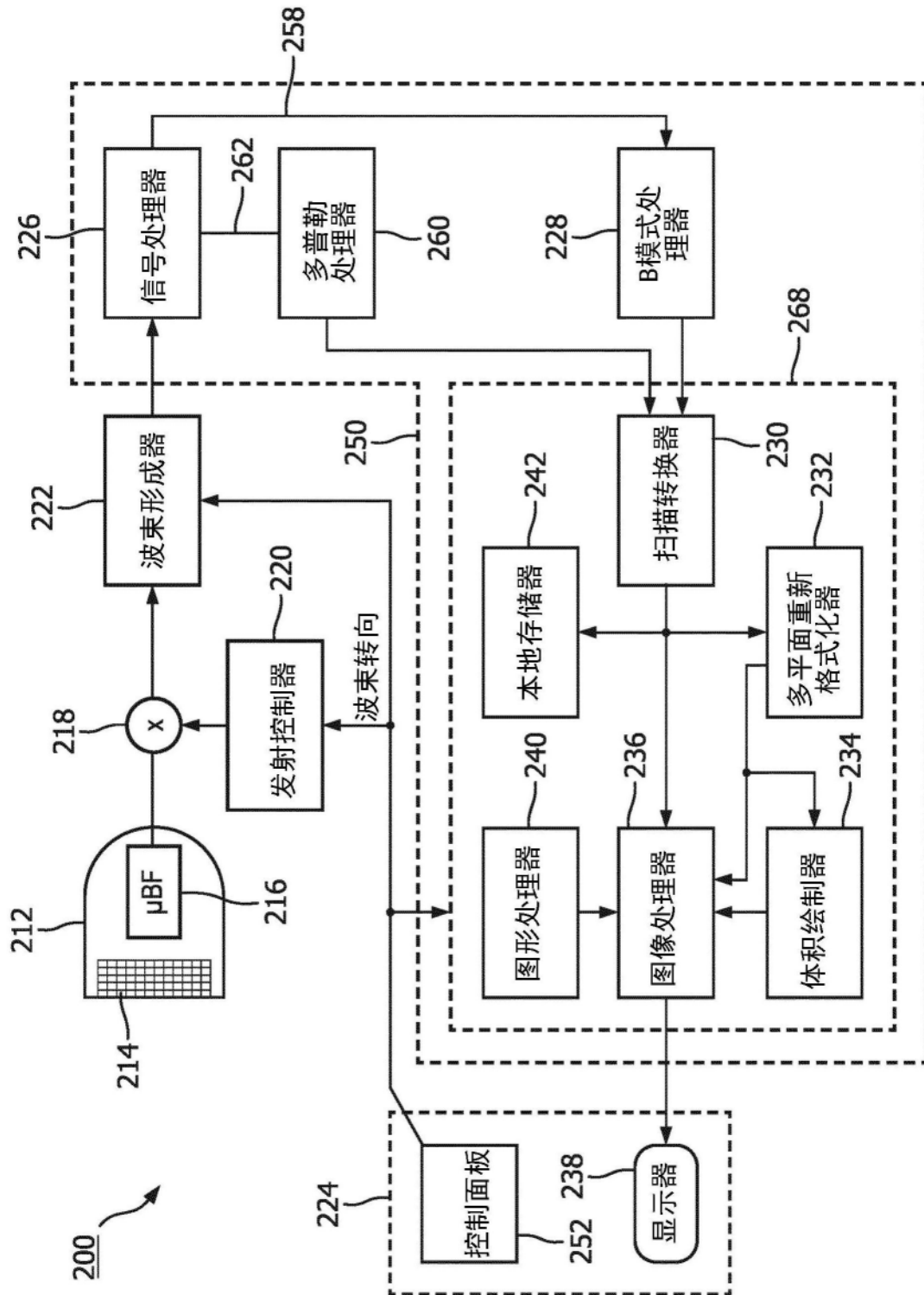


图1

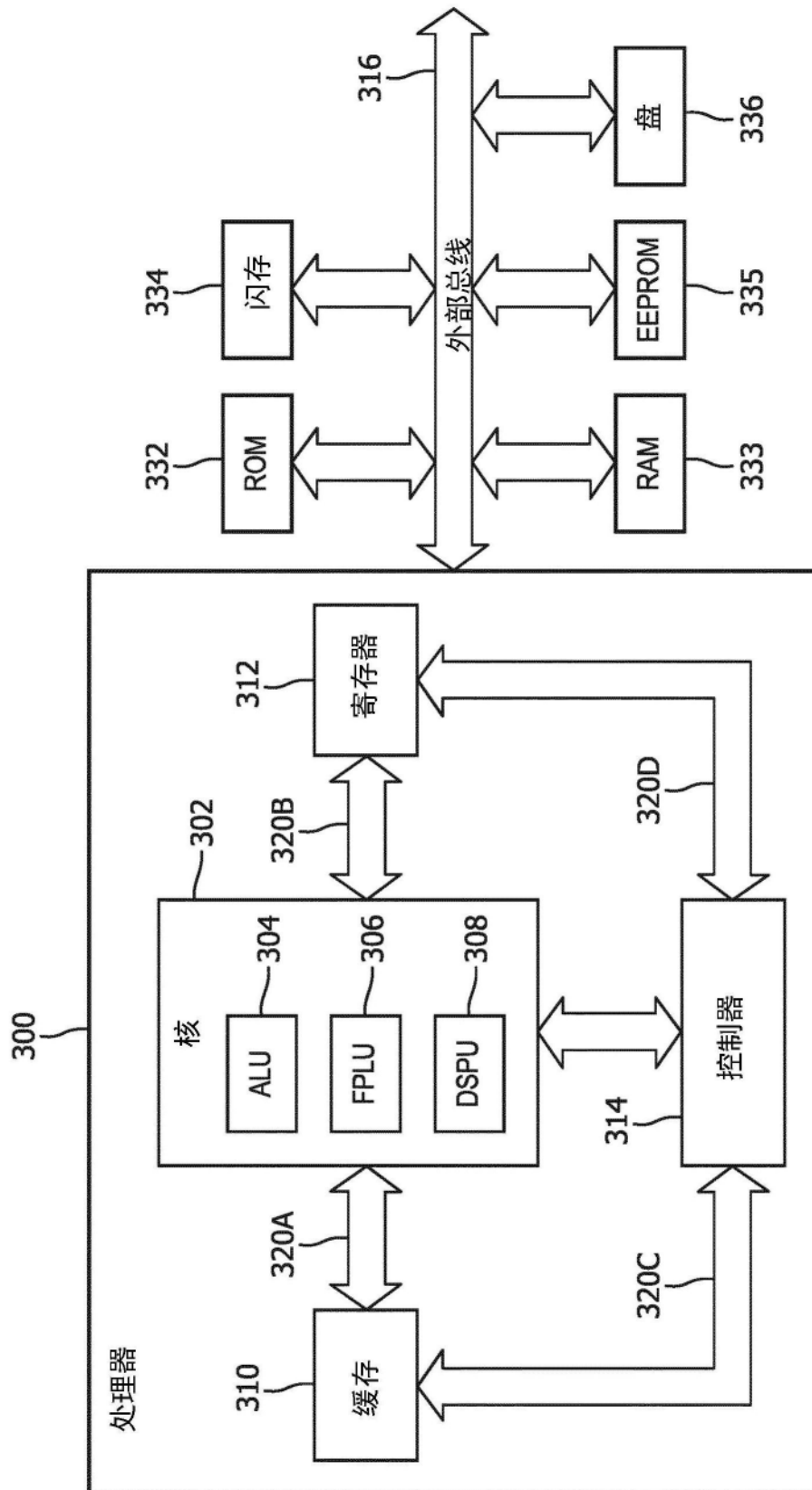


图2

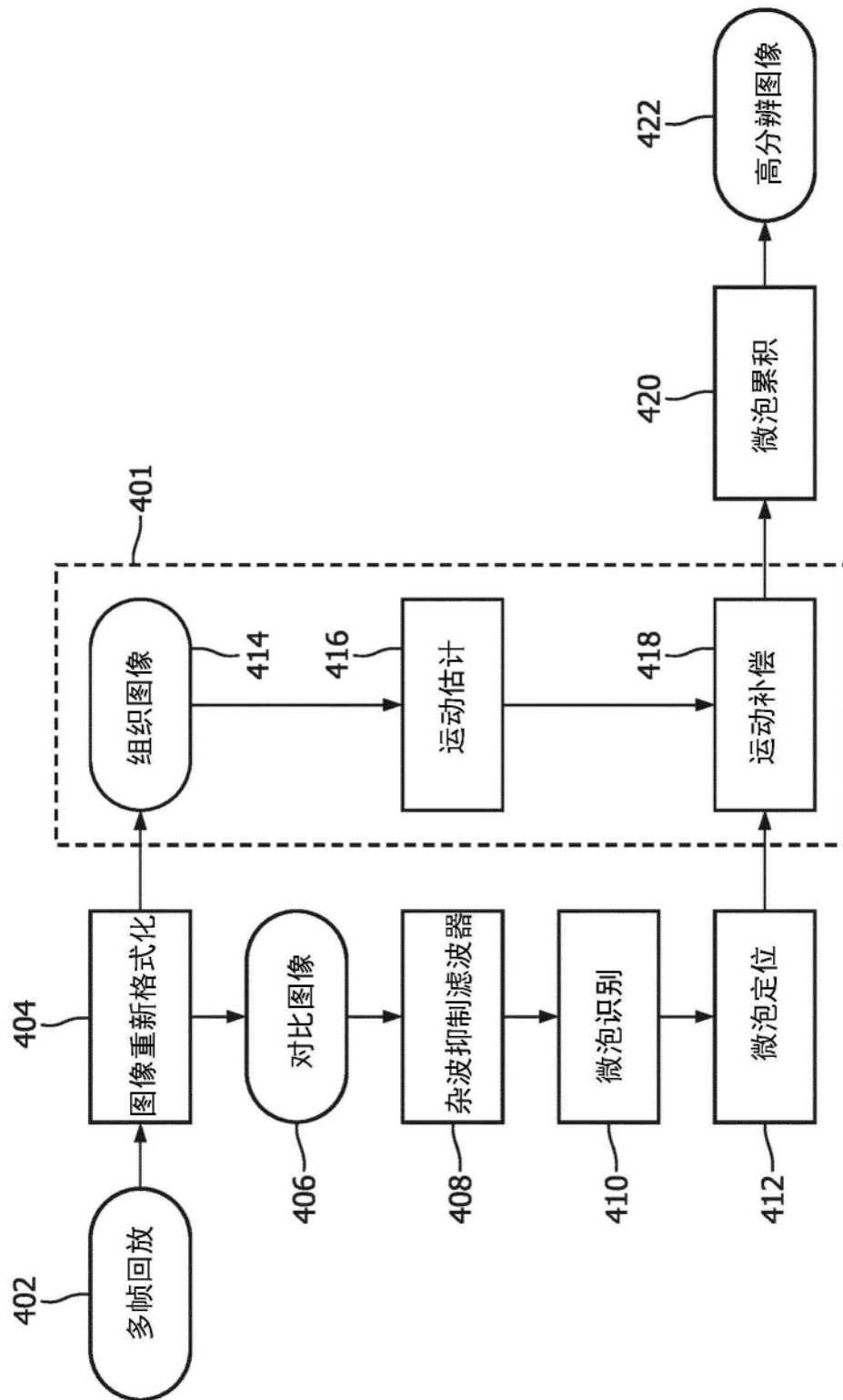


图3

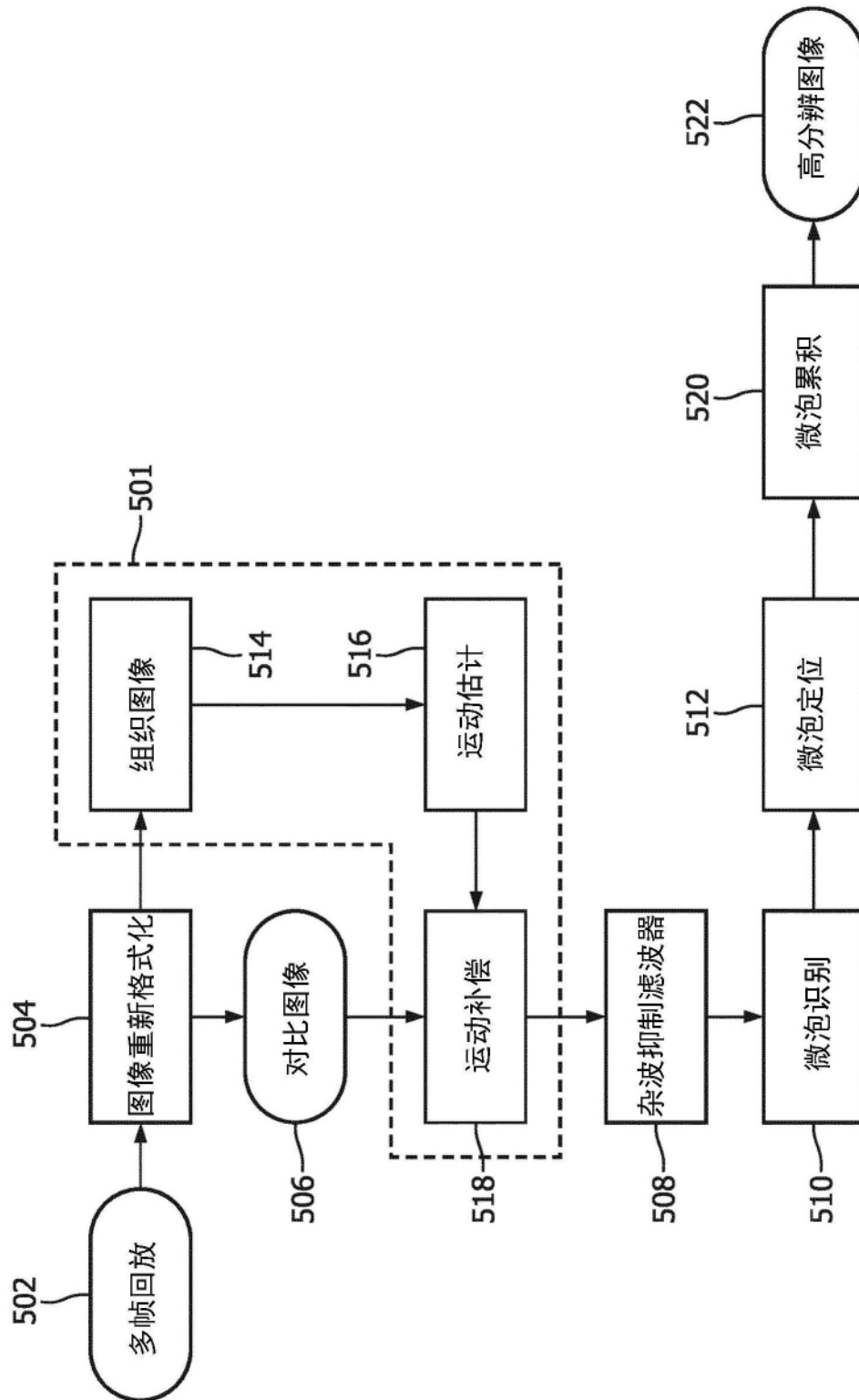


图4

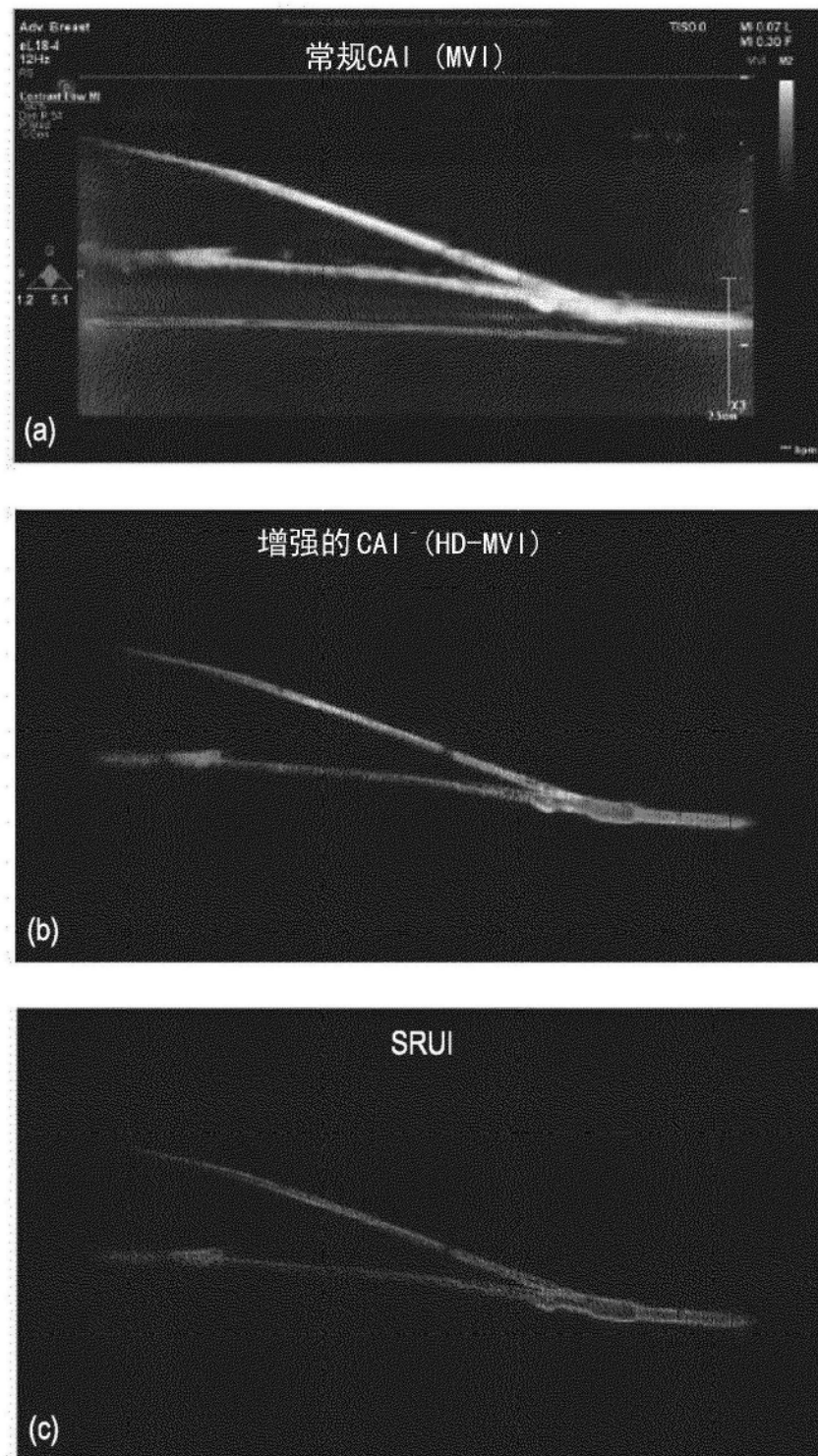


图5

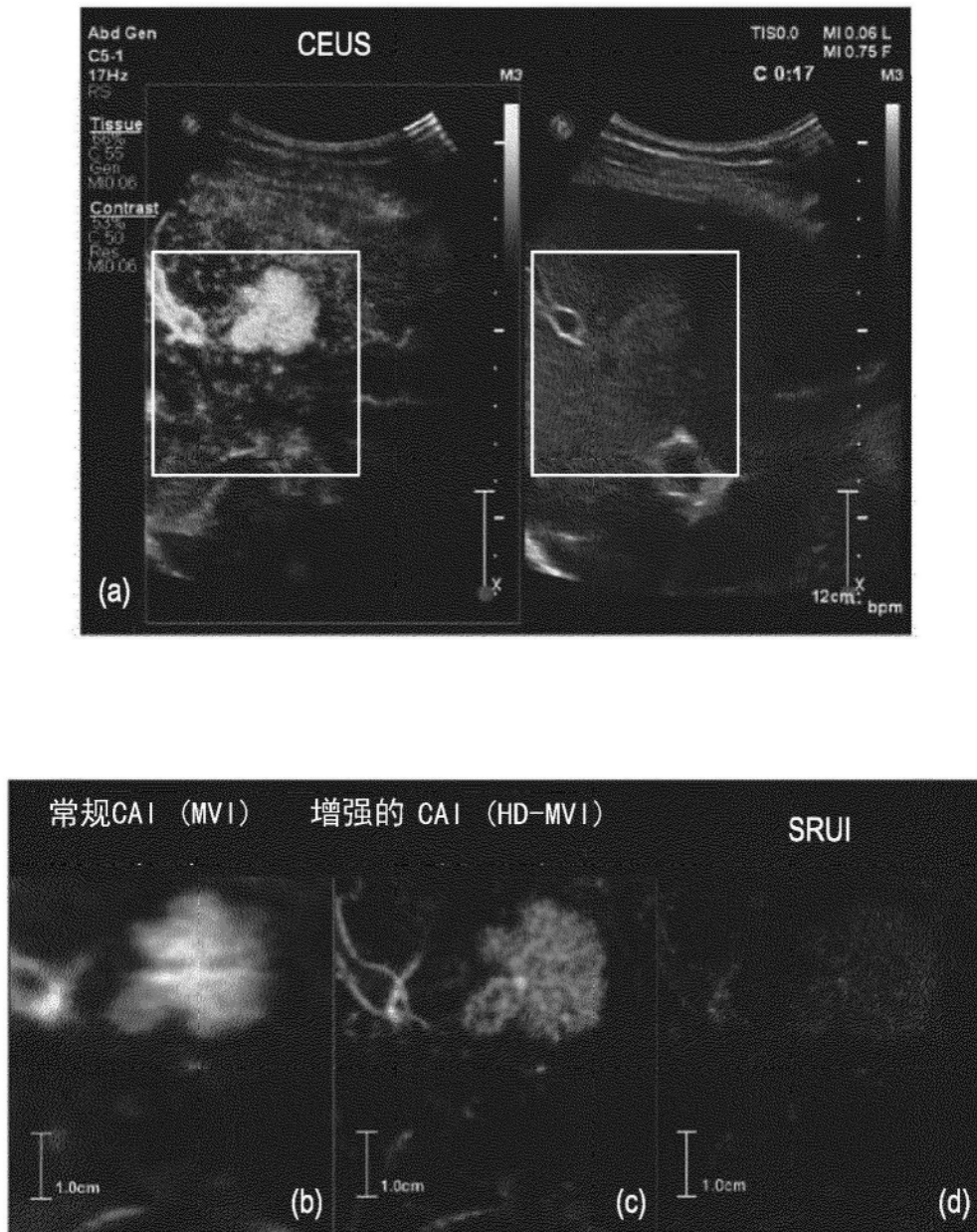


图6

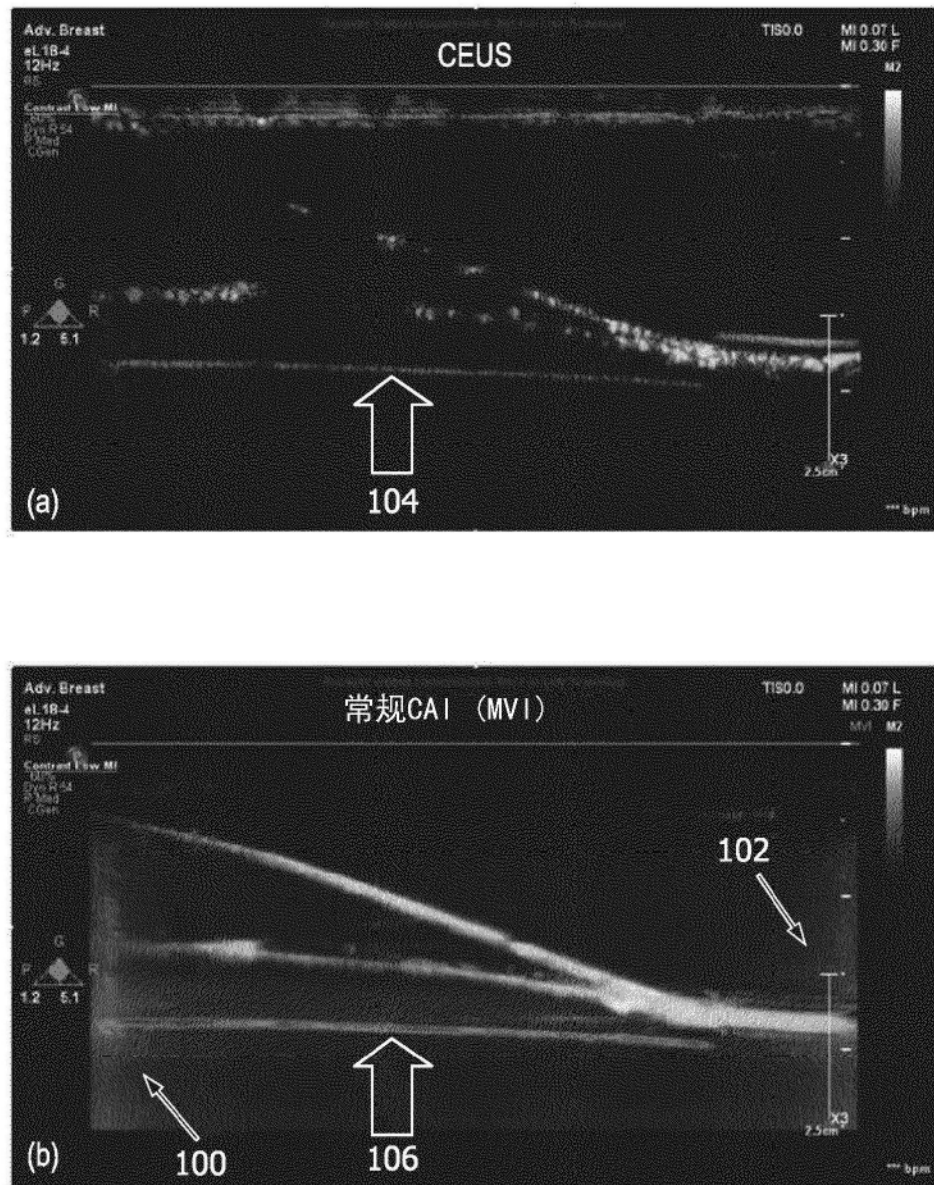


图7