

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
G01S 5/18 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610139955.0

[43] 公开日 2007 年 4 月 11 日

[11] 公开号 CN 1943516A

[22] 申请日 2006.9.27

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

[21] 申请号 200610139955.0

代理人 刘春元 魏军

[30] 优先权

[32] 2005.9.27 [33] US [31] 11/237221

[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 P·J·菲利普斯 J·E·乔马斯
I·M·古拉卡

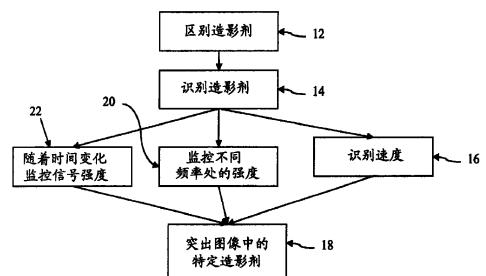
权利要求书 4 页 说明书 18 页 附图 3 页

[54] 发明名称

利用超声波对造影剂的先进表征

[57] 摘要

利用超声波表征造影剂。自动区别流动的或游离的造影剂与结合的或相对静止的造影剂。在显示器上突出(18)结合的或相对静止的造影剂。利用相对信号强度(20)或速度(16)，处理器(56)区别不同类型的造影剂或不同结合状态下的造影剂。区别附着的造影剂与吞噬的造影剂。根据时间监控(22)绝对信号强度可以表示结合。可以使用这些特征中的任何一个或多个特征。



1、一种用于利用超声波表征造影剂的方法，该方法包括：

利用响应于超声波信号的处理器（56），区别（12）相对快速移动的造影剂和静止的或相对缓慢移动的造影剂；以及

突出（18）来自相对于快速移动的造影剂的静止的或缓慢移动的造影剂的信息。

2、根据权利要求1所述的方法，其中，区别（12）包括响应于造影剂检测（14）非线性基波信号，并根据该非线性基波信号评估（16）速度。

3、根据权利要求2所述的方法，其中，检测（14）非线性基波信号包括响应于具有不同振幅电平的发射来接收所述超声波信号并组合所述超声波信号，并且其中，评估速度包括至少一次地重复所述检测，并根据来自所述第一检测和所重复的检测的组合超声波信号来评估（16）所述速度。

4、根据权利要求1所述的方法，其中，突出（18）包括将来自快速移动的造影剂的信息映射成黑色。

5、根据权利要求1所述的方法，其中，突出（18）包括将来自快速移动的造影剂的信息映射成B模式信息。

6、根据权利要求1所述的方法，其中，突出（18）包括将来自缓慢或静止的造影剂的信息显示为彩色的并来自快速移动的造影剂的信息显示为灰度级。

7、根据权利要求1所述的方法，其中，区别（12）包括评估（16）速度、检测（14）造影剂的位置、以及根据该速度和该造影剂位置利用缓慢移动的或静止的造影剂识别造影剂位置。

8、根据权利要求1所述的方法，其中，区别（12）包括区别（12）与流动的液体相关联的造影剂和与组织运动或减慢相关联的造影剂。

9、根据权利要求1所述的方法，其中，突出（18）包括将表示所成像的区域的单独显示标记产生为来自缓慢移动的或静止的造影剂和快速移动的造影剂的信息的所调制的、非线性函数，该非线性函数基本上维持与静止组织相关联的信息的部分。

10、根据权利要求1所述的方法，其中，区别（12）包括区别液体中流动的造影剂与结合到组织的造影剂，并且其中，突出（18）包

括抑制来自液体中流动的造影剂的信息，并根据来自结合到组织的造影剂的信息成像。

11、根据权利要求 1 所述的方法，其中，区别 (12) 包括确定 (20) 不同频带处的响应的比率。

12、根据权利要求 11 所述的方法，其中，确定 (20) 所述比率包括确定非线性基波频率处的超声波信号与二次谐波频带处的超声波信号的比率。

13、根据权利要求 1 所述的方法，进一步包括增加对应于缓慢移动的或静止的造影剂的位置持久性。

14、根据权利要求 1 所述的方法，其中，突出 (18) 包括根据静止的或缓慢移动的造影剂和组织结构突出 (18) 信息。

15、根据权利要求 1 所述的方法，进一步包括：

将造影剂破坏超声波脉冲发射到与缓慢移动的或静止的造影剂相关联的位置，同时最小化造影剂破坏超声波脉冲到与快速移动的造影剂相关联的位置的发射。

16、根据权利要求 1 所述的方法，其中，区别 (12) 包括为检测静止的或缓慢移动的造影剂而使用脉冲序列的至少不同的振幅电平，以及为了更快速移动剂而使用基于多普勒的线性基波技术。

17、根据权利要求 1 所述的方法，其中，区别 (12) 和突出 (18) 均进一步区别至少两种不同类型的静止的或缓慢移动的造影剂。

18、在其中已存储表示指令的数据的计算机可读存储介质中，该指令可由编程处理器 (56) 执行以用于利用超声波表征造影剂，该存储介质包括用于以下动作的指令：

抑制与流动的造影剂相关联的信息；

识别与结合的造影剂相关联的信息；以及

根据与结合的造影剂相关联的信息产生图像。

19、根据权利要求 18 所述的指令，其中，抑制和识别包括根据非线性基波响应定位流动的和结合的造影剂，评估所定位的流动的和结合的造影剂的速度，并且至少减小与流动速度相关联的信息。

20、一种用于利用超声波表征造影剂的方法，该方法包括：

自动确定 (20) 响应于造影剂的超声波信号的两个或多个非线性频率分量的相对强度；以及

根据该相对强度产生 (18) 图像。

21、根据权利要求 20 所述的方法，其中，确定 (20) 所述相对强度包括确定二次谐波与非线性基波分量的比率。

22、根据权利要求 20 所述的方法，其中，确定 (20) 所述相对强度包括确定二次谐波与三次谐波分量的比率。

23、根据权利要求 20 所述的方法，其中，确定 (20) 所述相对强度包括确定两个或多个非线性频率分量与一个或多个非线性频率分量的比率。

24、根据权利要求 20 所述的方法，其中，确定 (20) 包括比较非线性带宽与所发射的带宽。

25、根据权利要求 20 所述的方法，其中，确定 (20) 包括测量接收到的信号中心频率。

26、根据权利要求 20 所述的方法，其中，产生 (18) 包括区别附着的和吞噬的造影剂。

27、根据权利要求 20 所述的方法，进一步包括根据所述相对强度增加持久性。

28、根据权利要求 20 所述的方法，其中，产生 (18) 所述图像包括根据所述信号强度突出 (18)。

29、根据权利要求 28 所述的方法，其中，突出 (18) 包括根据所述信号强度和组织结构突出 (18) 信息。

30、根据权利要求 20 所述的方法，进一步包括：

将造影剂破坏超声波脉冲发射到与缓慢移动的或静止的造影剂相关联的位置，同时最小化造影剂破坏超声波脉冲到与所述快速移动的造影剂相关联的位置的发射。

31、一种用于利用超声波表征造影剂的方法，该方法包括：

利用超声波根据时间来监控 (22) 区域中造影剂的信号强度；

根据不同时刻的信号强度来产生图像；以及

突出 (18) 结合的与流动的造影剂。

32、根据权利要求 31 所述的方法，其中，监控包括根据超声波信号的非线性分量来监控。

33、根据权利要求 31 所述的方法，进一步包括：

根据时间来在空间上跟踪区域；

其中针对该区域执行所述监控。

34、根据权利要求31所述的方法，其中，监控（22）包括从具有较高的信号强度的造影剂中识别具有较弱的信号强度的造影剂，并且其中，产生所述图像包括突出（18）相对于具有较高信号强度的造影剂而具有较弱信号强度的造影剂。

利用超声波对造影剂的先进表征

技术领域

本发明涉及表征造影剂。特别地，超声波区别不同的造影剂，诸如区别不同类型或不同的结合 (binding) 状态。

背景技术

通过改变与组合回波信号相关联的发射振幅和相位来检测非线性频率 (诸如立方或非线性基频) 处的信息。在美国专利No. 6,494,841、6,602,195、6,632,177和6,682,482中公开了用于检测非线性基波信息的一些技术，在此引入这些专利的公开内容作为参考。相同或其它非线性检测技术 (诸如相位或脉冲反向或脉冲反向多普勒) 检测二次谐波非线性信息。非线性信息 (诸如非线性基波和二次谐波信息) 通常专用于超声造影剂，因为造影剂产生较强的非线性响应，而换能器和组织产生较小的非线性响应。一些非线性检测技术更专用于像检测非线性基波信号的那些造影剂。该信息提供改进的组织杂波抑制，从而允许成像更专用于造影剂。例如，使用非线性基波信息可以更容易成像或识别组织内的小脉管。

美国专利No. 6,638,228 (在此引入该专利的公开内容作为参考) 为造影剂提供增强的彩色血流成像。发射脉冲的功率调制或振幅变化被用来获得关于移动的造影剂的速度信息。出于抑制来自静止的或缓慢移动的对像的信号的目的，彩色多普勒评估器被用来检测来自造影剂的非线性信号。

学术研究者和临床医生利用造影剂工作，以检测、监控对治疗的响应，并将药物输送到诸如动脉中的动脉粥样硬化斑的病变组织。这些研究利用标准造影剂以及结合到 (bind to) 内皮或斑上的相应蛋白质的特别设计的目标造影剂。作为其中造影剂可以表示不仅仅是血液流动的情况的多个例子的一个，造影剂可以附着到脉管内被损坏的内皮细胞。当损坏内皮时，扫描电子显微镜术和超声造影剂非线性基波信息示出附着到猪的颈动脉的造影剂。在脉管的壁上观察造影剂超声波检测中增加的增强。没有观察到附着到控制 (非损伤) 内皮的造影剂。

发明内容

通过介绍，下面描述的优选实施例包括用于利用超声波表征造影剂的方法、系统、计算机可读介质和指令。自动区别流动的或游离的造影剂与结合的或相对静止的造影剂。在显示器上突出结合的、吞噬的或相对静止的造影剂。吞噬的造影剂可以区别于附着的造影剂。利用相对信号强度或速度，处理器区别不同类型的造影剂或不同结合状态下的造影剂。根据时间监控绝对信号强度可以表示结合。可以使用这些特征中的任何一个或多个特征。

在第一方面，一种方法利用超声波表征造影剂。利用响应于超声波信号的处理器，区别相对快速移动的造影剂与静止的或相对缓慢移动的造影剂。相对于快速移动的造影剂突出来自静止的或缓慢移动的造影剂的信息。

在第二方面，计算机可读存储介质已在其中存储表示通过编程处理器可执行的指令的数据，用于利用超声波表征造影剂。这些指令用于抑制与流动的造影剂相关联的信息，识别与结合的、附着的或吞噬的造影剂相关联的信息，并根据与结合的造影剂相关联的信息来产生图像。

在第三方面，一种方法利用超声波表征造影剂。自动确定响应于造影剂的超声波信号的两个或多个非线性频率分量的相对强度。根据相对强度产生图像。

在第四方面，一种方法利用超声波表征造影剂。利用超声波根据时间来监控区域中造影剂的信号强度。根据不同时刻的信号强度来产生图像。

通过下面的权利要求限定本发明，并且该部分中的没有任何东西被作为对那些权利要求的限制。结合优选实施例在下面讨论本发明的其它方面和优点，并且稍后可以单独或组合要求保护这些方面和优点。

附图说明

部件和附图不必按比例绘制，而是强调解释本发明的原理。此外，在附图中，类似的参考编号表示贯穿不同视图的对应的部分。

图1是用于表征造影剂的一种或多种方法的一个实施例的流程图；

图2是利用突出的造影剂所产生的实例图像；

图3是响应于造影剂的所接收的非线性能量的图形表示；

图4是频率响应中的差别的图形表示和用于根据该差别来表征造影剂的系统的相关联的框图；以及

图5是用于利用超声波表征造影剂的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

对于目标药物输送，期望检测其中已经捕获气泡的区域，诸如检测在动脉粥样硬化斑上所捕获的造影剂。超声波的药物输送脉冲被输送到该区域。结合到该目标区域的造影剂被打破，以释放药物或增加摄取，同时最小化造影剂在其它区域中的破裂，诸如自由流动的造影剂。该方法减小了系统输送并与身体的剩余部分相比增加了到目标区域的相对输送。

学术研究和/或临床市场可以使用目标造影剂。成像造影剂附着和药物输送效率可以是期望的。通过由类型或状态来表征造影剂，在空间和时间上引导直接‘输送’超声波脉冲。可以提供其它应用。

检测非移动的造影剂，并对用户彩色编码或突出其中检测非移动的造影剂的区域。已经附着到内皮或相比于自由的那些造影剂为吞噬的造影剂之间的区分者 (differentiator) 是造影剂的速度。自由流动的造影剂趋向于脉管的中心，因为最低剪切率在脉管的中间。速度识别结合的造影剂，因为自由的造影剂在缓慢移动的或静止的条件下可能并不保留在脉管的边缘上。速度信息和检测到的信号信息的组合可以更好地区别气泡类型或被附着或被捕获的气泡。

可替换地或附加地，两个或多个非线性频率分量的比率更特别地识别造影剂。颜色被分配给比率的唯一值，并被叠加在图像上。

可替换地或附加地，检测由于附着而在接收到的回波中引起的变化。通过白血细胞吞噬的、结合到内皮的造影剂或限制到任何生理边界的造影剂展示不同于自由造影剂的特性，这是由于该造影剂周围的边界条件中的变化。与自由造影剂相比，边界条件中的这个变化可以增加谐振频率并减小接收到的回波强度。结合到内皮壁的造影剂中的边界条件的变化除了较高的频率分量以外还在所发射的中心频率附近产生窄带分量。相比之下，自由造影剂产生较宽的带响应。来自进入心脏肌细胞的造影剂的信号相比于自由气泡在信号振幅方面减小。

图 1 示出了用于利用超声波表征造影剂的方法。该方法包括表征造影剂的相同或不同类型、状态或其它特征的三种不同方法。一种方法监控信号强度方面的变化（动作 22），另一种方法监控不同频带处的信号强度（动作 20），并且还有一种方法识别与造影剂相关联的速度（动作 16）。独立或任意组合两种或多种地利用这三种不同的方法。可以提供其它方法，诸如确定绝对值。此外，可以提供不同的或更少的动作，诸如使用具有或不具有突出或成像的任何方法。

在动作 12 中，处理器收集关于造影剂特征的信息，并区别造影剂特征。任何区别可以是任何属性的区别。例如，超声波响应区别不同类型的造影剂、不同尺寸的造影剂、不同状态的造影剂（例如自由流动的、结合的、附着的或吞噬的）、或不同含量的造影剂。自动执行该区别，诸如通过处理器响应于药物输送的用户活动或者涉及其它造影剂的应用来执行该区别。用户输入可以辅助处理器，诸如用户输入造影剂的类型，用于辅助不同造影剂的自动识别。

处理器响应于超声波信号。发射声能。一些声能从患者内的造影剂反射。为了避免造影剂的破坏，所发射的能量具有低机械指数，具有频率或具有较少可能破坏造影剂的其它功率特征（例如脉冲长度）。可替换地，声能具有有目的地破坏或爆裂造影剂或导致可接受的破坏的较高的机械指数。

在静脉内或通过其它技术应用造影剂。可以使用任何现在已知或后来研发的造影剂。造影剂是通过爆裂、振动或反射能量来响应于声能的微球体、微泡或其它小结构。造影剂可以包括具有医药性质的材料或物质，或由具有医药性质的材料或物质形成造影剂，具有医药性质的材料或物质诸如用于分解斑或与特定的肿瘤或其它细胞类型交互作用的药物。可替换地，造影剂不具有医药物质。多于一种类型的造影剂可以在患者中。在成像活动（session）期间应用造影剂，该成像活动诸如 15 分钟至一小时程序，用于在检查或医疗程序期间检查患者。

在通过动作 14 和 16 所表示的一种方法中，造影剂区别流动的造影剂和结合的造影剂。结合剂可以附着到细胞或被细胞吞噬。抑制、不使用或影响相对减小来自流动的造影剂的信息，并识别来自结合的造影剂的信息，或反之亦然。与自由流动的造影剂相比，结合的造影

剂是静止的或相对缓慢移动的。液体（诸如血液）比邻近血液的组织或其它结构连续或周期性地更快速移动。结合到组织或其它结构的造影剂比随着血液流动的造影剂更缓慢地移动，或不移动。在动作 18 中，然后可以突出来自静止的或缓慢移动的造影剂的信号。也可以通过使用不同的突出在附着的与吞噬的造影剂之间进行区别。

在动作 14 中，从来自组织或液体的超声波能量中分离来自造影剂的超声波能量或者区别这两种能量。区别或分离相对于液体和/或组织识别造影剂。可以使用二次谐波成像，诸如使用利用滤波或脉冲反向进行的二次谐波成像。可以使用检测非线性基波能量的对比脉冲序列（CPS）。可以使用提供来自造影剂的组织和/或液体之间的对比的其它现在已知或后来研发的技术。

在一个实施例中，使用在一个或多个美国专利 No. 6,494,841、6,602,195、6,632,177、6,682,482、6,638,228 或者 _____ (申请号为 No. _____ (公开号为 No. _____ (代理人档案号为 No. 2004P08012US))) 中所公开的造影剂检测技术，在此引入这些专利的公开内容作为参考。根据非线性（例如立方）基波或其它非线性响应来定位流动的和结合的造影剂。通过组合响应于以不同的振幅电平进行的发射（诸如响应于三个或更多脉冲（也就是三元组）的发射）而接收到的超声波信号来检测响应于造影剂的非线性基波信号。例如，非线性或立方基波处的能量主要、基本上或几乎整个响应于造影剂。非线性或立方基波处的能量包括对组织或液体的较少、很少响应或没有响应。不同脉冲的发射、接收和组合识别来自组织和液体的造影剂。通过使用发射和/或接收上的不同的振幅和/或相位，可以提供期望的响应特征。

在动作 16 中，识别造影剂的速度。发射多个三元组（或其它子集）的序列或多个三元组（或其它子集），以识别造影剂。得到接收到的信号的序列，接收到的信号表示具有较少来自组织或液体的信息的造影剂的非线性基波或谐波响应。例如，使用像在美国专利 No. _____ (代理人档案号为 No. 2004P08012) 或 6,638,228 中所公开的序列的彩色多普勒。重复非线性基波或其它谐波的检测，从而提供用于运动评估的数据序列。信息的序列允许检测通过造影剂唯一产生的非线性基波信号中的运动。由于在动作 14 中抑制组织，所以利用非线性基波信号

(也就是仅利用造影剂) 执行造影剂的速度评估。来自动作 14 的其它序列信息 (诸如对应于所识别的造影剂的二次谐波或线性基波) 可被用来评估速度。

利用多普勒处理、相关或其它评估, 评估流动的和结合的造影剂的速度。为了区别结合的造影剂与流动的造影剂, 去除或减小阈值速度之上的来自造影剂的信息。减小高速度 (诸如与多普勒组织成像相关联的高速度) 的杂波滤波器组可以可替换地隔离或相对增强来自结合的造影剂的信息。速度参数评估被用于抑制来自移动的造影剂的信号, 并突出静止的或相对延缓移动的造影剂。

在动作 14 和 16 的一个实施例中, 发射脉冲序列 (TX)。沿着扫描线 L1 或临近扫描线 L1 发射该脉冲序列。该脉冲序列被用于形成多个样本, 用于根据回波信号的立方基波来评估造影剂的速度。速度响应于来自该序列的脉冲中的每个脉冲的回波。

通过发射具有变化振幅和相位的示例性三个脉冲可以获得立方基波信号。发射具有至少两个不同振幅电平的多个脉冲和具有相反相位的多个脉冲中的至少两个。例如将针对沿着线的每个深度位置的单个样本获得立方基波信息的脉冲序列表示为 $[1/2 -1 1/2]$ 。幅度 (也就是 $1/2$ 与 1) 表示振幅, 并且极性 (也就是负与正) 表示相对定相, 此处为 180 度差。也可以使用具有或不具有极性变化或具有不同的振幅差的 $[1/2 1 1/2]$ 以及其它序列。优选的是, 通过使用全孔径的子集 (诸如孔径的偶数或奇数元素) 实现 $1/2$ 振幅脉冲, 因此对于偶数元素可被表示为 $1/2e$, 而对于奇数元素表示为 $1/2o$ 。可以使用获得期望振幅的其它孔径分组。

通过组合响应于所发射的脉冲的信号来形成样本。在一个实施例中, 相等地加权和求和每个脉冲的信号, 但可以针对接收到的信号的组合执行具有或不具有相位偏移的不相等加权。将样本表示为 Y_n 。根据唯一组合形成每个样本。在一个实施例中, 仅针对该样本使用被用于给定样本的发射脉冲。可替换地, 一个或多个脉冲被用于不同的样本。表 1 示出了利用使用共享脉冲的接收滤波的沿着一条扫描线的对比脉冲发射序列。

| 发射序列 | $1/2e$ | -1 | $1/2o$ | -1 | $1/2e$ |
|------------|--------|-------|--------|-------|--------|
| 接收到的点 | X_0 | X_1 | X_2 | X_3 | X_4 |
| 接收权重 Y_0 | 1 | 1 | 1 | | |
| 接收权重 Y_1 | | 1 | 1 | 1 | |

| | | | | | |
|------------|--|--|---|---|---|
| 接收权重 Y_2 | | | 1 | 1 | 1 |
|------------|--|--|---|---|---|

表 1

X_n 对应于沿着该扫描线的五个脉冲的发射的顺序。“1”值是被用于接收信号的权重。“1”的位置对应于发射脉冲和要被加权的相关联的接收到的信号。在表 1 中，输出针对相同扫描线的三组样本 Y_0 、 Y_1 和 Y_2 。

从滤波器块中将三个样本输出到检测器中，诸如输出到彩色多普勒自相关检测处理器中。根据三个样本或组合信号，在动作 16 中评估速度。

表 1 的 Y_1 样本可以具有差的线性基波抑制，并且可以污染检测到的剂能量和速度评估。可以为到固定杂波滤波器的输入重新排序输入接收信号，并利用两个期望的点执行彩色多普勒检测。表 2 表示利用相同发射序列，但为了组合成两组样本而重新排序得到的接收到的信号。

| 发射序列 | $\frac{1}{2}e$ | $\frac{1}{2}o$ | -1 | -1 | $\frac{1}{2}e$ |
|------------|----------------|----------------|-------|-------|----------------|
| 接收到的点 | X_0 | X_2 | X_3 | X_1 | X_4 |
| 接收权重 Y_0 | 1 | 1 | 0 | 1 | |
| 接收权重 Y_1 | | 1 | 1 | 0 | 1 |

表 2

废弃或避免不期望的输出样本的可替换方法包括抽取滤波和一般的矩阵滤波。可以使用响应于输入到自相关操作的立方基波信息的其它期望组合。

多个序列可被用于计算立方基波灵敏的造影剂速度。附加点可被添加到该序列，以改进速度评估的质量，诸如在表 3 中所示。

| 发射序列 | 杂波滤波器 | Est. 样本 | 重新排序患者 |
|--|-----------------|---------|---------------------------|
| $\frac{1}{2}e -1 \frac{1}{2}o -1 \frac{1}{2}e$ | [1 0 1 1] | 2 | 0, 2, 3, 1, 4 |
| $\frac{1}{2}e -1 \frac{1}{2}o \frac{1}{2}e -1 \frac{1}{2}o$ | [1 0 1 0 1] | 2 | 0, 2, 4, 1, 3, 5 |
| $\frac{1}{2}e -1 \frac{1}{2}o \frac{1}{2}e -1 \frac{1}{2}o \frac{1}{2}e -1 \frac{1}{2}o$ | [1 0 0 1 0 0 1] | 3 | 0, 3, 6, 1, 4, 7, 2, 5, 8 |
| $\frac{1}{2}e 1 \frac{1}{2}o 1 \frac{1}{2}e$ | [-1 0 1 1] | 2 | 0, 2, 4, 1, 3 |

在表 3 中，评估样本表示组合信号组的数量或速度评估的样本输出。杂波滤波器表示针对被用于获得样本的接收到的发射脉冲信号的移动窗的加权。提供重新排序图案，以将期望数据给予杂波滤波器，用于

形成样本。可以使用其它顺序。

序列可适于提供针对动作 14 中的低速的改进的灵敏度。脉冲在该序列内在时间上被间隔开不等的距离。例如，用于检测立方基波信息的脉冲一起在时间上比用于评估速度的脉冲组更接近地被发射。由于不同的所发射脉冲被用于不同的样本，所以沿着线或邻近线的脉冲序列可以提供被用于高速率（也就是在时间上相对接近地间隔）的每个样本的脉冲，但具有被用于在时间上间隔更远的速度评估的不同样本的脉冲。

在一个实施例中，通过隔行扫描其它序列的脉冲而获得序列的脉冲的空间分布。例如，被用于形成不同（诸如相邻的）扫描线上的样本的脉冲序列利用给定扫描线的脉冲的隔行扫描地被发射。隔行扫描提供了来自在两个不同序列对的给定序列的脉冲之间的其它序列的不同数量的脉冲，从而导致给定序列的脉冲之间的时间的变化，其中，序列与被用于评估速度的两个或多个样本的脉冲相关联。

在用于隔行扫描的一个实施例中，使用脉冲之间在时间上的相等间隔。该隔行扫描类似于针对传统的彩色多普勒的低速标度设置 (scale setting) 的隔行扫描。例如，如果低样本隔行扫描率 (FSIR) 是 3 (也就是以隔行扫描的形式获取三个在空间上不同的扫描线的数据)，并且样本计数 (也就是每条扫描线的脉冲的数量) 是 6，然后利用下面的排序获取总共 18 次启动 (firing)：

空间线: 1 2 3 1 2 3 1 2 3 1 2 3 1 2 3
|—PRI—|

根据惯例，PRI 被定义为相同空间位置的脉冲之间的时间间隔。PRI 对应于由用户设置的速度标度。具有示出孔径加权图案的相同的隔行扫描序列的 6 脉冲对比脉冲序列被设置为：

1^{(1/2)e} 2^(1/2e) 3^(1/2e) 1⁽⁻¹⁾ 2⁽⁻¹⁾ 3⁽⁻¹⁾ 1^(1/20) 2^(1/20) 3^(1/20) 1^(1/2e) 2^(1/2e) 3^(1/2e) 1⁽⁻¹⁾ 2⁽⁻¹⁾ 3⁽⁻¹⁾ 1^(1/20) 2^(1/20) 3^(1/20)

单独启动之间的时间是 PRI/3，或更通常地为 PRI/FSIR。

通过获取具有长 PRI 的对比脉冲序列，增加低速度的速度分辨率。例如，样本相关在为在时间上分开 3*PRI 的复杂杂波滤波器输出样本之间。可以在隔行扫描的情况下，以及由于因为较长的 PRI 而相干组合的三元组（也就是被用来沿着扫描线形成一组样本的三个脉冲）的

三个脉冲内的运动引起的不相干性的可能性，增加对线性基波杂波的灵敏度。为了避免这种不想要的灵敏度，在时间上更接近地维持被用于给定样本的脉冲，从而提供该序列脉冲的不相等的时间间隔。例如，发射至少六个第一脉冲。这六个脉冲对应于两个三元组或两组脉冲，其中，每组具有带有不同的振幅电平的至少两个脉冲和具有不同相位的至少两个脉冲。与隔行扫描无关地发射对应于第一组样本的序列中的三个脉冲（也就是第一三元组）。然后发射一个或多个其它序列的脉冲。然后，与隔行扫描无关地发射对应于第二组样本的原始序列中的三个多个脉冲（也就是第二三元组）。该实例序列被通过下式表示：

$1^{(1/2c)} 1^{(-1)} 1^{(1/20)} 2^{(1/2c)} 2^{(-1)} 2^{(1/20)} 3^{(1/2c)} 3^{(-1)} 3^{(1/20)} 1^{(1/2c)} 1^{(-1)} 1^{(1/20)} 2^{(1/2c)} 2^{(-1)} 2^{(1/20)} 3^{(1/2c)} 3^{(-1)} 3^{(1/20)}$

|—用于速度评估的 3*PRI—|

这个实例序列为三元组保存高采样率，同时为速度灵敏度保持长的相关间隔。保持好的线性基波杂波抑制，因为以高样本率 (PRI/3) 来执行这个实例中的第二差分杂波滤波。通过样本隔行扫描提供增加的速度分辨率，因为跨越为在时间上分开 3*PRI 的样本执行自相关。因为更高的速度分辨率，所以可以更好地区别静止的和移动的造影剂。

在可替换的实施例中，取代三元组（也就是多组三个脉冲），使用多组四个或更多脉冲来获取给定样本。在另一实施例中，在用于组合的三元组或脉冲组内提供一些隔行扫描，以获得立方基波信息。与在上面的例子中所示出的相比或与在这些组或这些三元组内所使用的相比，在脉冲组之间提供更多或更少的相对隔行扫描。在一个实施例中，利用相同序列中的另一组来隔行扫描被用于获得立方基波信息的一组脉冲。在又一个可替换的实施例中，序列中的一个或多个脉冲被用于产生两个或多个样本。

组合响应于每组所发射的脉冲的接收到的信号。如上面讨论地那样执行组合，以响应于立方基波信息获得沿着扫描线的一个或多个样本。组合响应于不同振幅和所定相的脉冲的接收到的信号，以获得立方基波信息。在上面的例子中，组合响应于第一三元组（也就是标记为“1”的前三个脉冲）的接收到的信号，并组合响应于第二三元组（也就是标记为“1”的最后三个脉冲）的接收到的信号。通过针对序列中的两个或多个组的脉冲中的每一个组合接收到的信号，为每个给定空间位置产生两个或多个样本。

根据响应于该序列的脉冲的立方基波信号评估速度。从根据发射脉冲的序列形成的两个或多个样本中评估给定空间位置处的速度。例如，从使用上面的例子中的“1”序列发射脉冲获得的两个样本中评估速度。该速度区别结合的和流动的造影剂。

在动作 14 和 16 的另一个实施例中，线性基波信息被用来区别结合的与流动的造影剂。定位对应于造影剂的所扫描的区域的位置。如上面针对动作 14 所讨论的那样，造影剂区别于液体或组织。从线性基波信息中评估速度。利用用于识别静止的或缓慢移动的造影剂的脉冲来隔行扫描用于速度评估的脉冲。一个或多个脉冲可被用于速度评估和静止的或缓慢移动的造影剂识别。将对应于具有低速度或没有速度的静止的或缓慢移动的造影剂的位置识别为结合的造影剂。通过流动速度阈值可以去除涉及移动的液体的速度信息。更高的速度更可能与非结合的造影剂相关联。

在动作 18 中，根据所区别的特征来产生图像。例如利用动作 14 和 16，根据与结合的造影剂相关联的信息来产生图像。相对于快速移动的造影剂突出来自静止的或缓慢移动的造影剂的信息。在一个实施例中，不使用或在图像中不提供来自快速移动的造影剂的信息。为了成像而抑制来自在液体中快速流动的造影剂的信息。该成像是来自结合到组织的造影剂的信息的函数。将较高的速度信息映射成黑色、动态范围中的较低值、或背景 B 模式信息。例如，来自结合的造影剂的信息是彩色的，而来自快速移动的造影剂的信息被显示为灰度级，或替换 B 模式信息。

作为另一个例子，如在美国专利 6,679,843（在此引入其公开内容）中所描述的显示或映射方法突出所区别的造影剂。针对表示所成像的区域的每个位置的单独显示标记被产生为来自缓慢移动的或静止的造影剂和快速移动的造影剂的信息的所调制的、非线性函数。非线性函数基本上维持与静止的或缓慢移动的组织或造影剂相关联的信息的部分。

作为突出的另一个例子，不同的色标或颜色被用于不同的造影剂。图 2 示出了具有为包括模仿组织的幻影内的造影剂的模仿脉管的管而添加的彩色信息的图像的灰度级表示。背景组织 30 被显示为灰度级信息。彩色显示造影剂 32、34。为了不再强调流动的造影剂 34 或以

其它方式突出结合的造影剂 32，提供不同的颜色，诸如针对流动的造影剂提供红色和针对结合的造影剂提供金色。在图 2 中，结合的造影剂 32 被粘到脉管的顶部。为了成像而映射来自造影剂的速度和/或强度。

作为突出的另一个例子，不同的颜色被用于区别附着的剂与吞噬的剂。区分信号特征被用来将不同的颜色分配给“粘着的”气泡与“吞没的”气泡。

由于造影剂是血管内的并且可以结合到组织，组织结构自身可替换或附加地识别结合的造影剂。临近与组织相同的位置或在该相同位置处的造影剂如组织被结合。B 模式或其它模式边缘检测识别邻近流动区域的组织结构（诸如心脏或脉管壁）。根据静止的或缓慢移动的造影剂和组织结构来执行图像上的突出。如果静止的或缓慢移动的造影剂与组织结构间隔开，不突出该位置处的信息。突出来自邻近组织结构的缓慢移动的或静止的造影剂的强度或速度。

除了图像上的突出或作为图像上的突出的替换方案，根据所区别的造影剂改变成像或数据处理。例如，增加对应于缓慢移动的或静止的造影剂的位置持久性。基于来自造影剂的能量、速度或强度的空间上适应的持久性可以更好地突出或指示结合的造影剂的位置。

利用区别于其它位置的结合的造影剂的位置，将造影剂破坏超声波脉冲发射到与缓慢移动的或静止的造影剂相关联的位置。造影剂破坏超声波脉冲具有高功率、不同的频率、不同的带宽、增加的脉冲长度和/或减小的脉冲重复间隔，以更可能爆裂或损坏造影剂。在造影剂包括医药的情况下，通过破坏来释放医药。可替换地，利用治疗超声波处理结合到组织的造影剂。治疗超声波损坏造影剂以及处理通过造影剂所识别的组织。

在与快速移动的造影剂相关联的位置处最小化为破坏而发射的声能。例如，在结合的造影剂上或通过结合的造影剂设置发射的焦点。用户在彩色编码的区域上设置光标或感兴趣区域 (ROI)，并然后手动激活更高功率脉冲。该系统使用光标或 ROI 来配置适当的波束形成，因此将更高功率脉冲输送到彩色编码的区域，从而最小化内容的系统输送。作为另一个例子，用户激活请求利用较高功率脉冲有效询问的特定颜色识别的所有区域的按钮。该系统自动聚焦这些区域中

的较高功率的线，诸如在美国专利 No. 6, 475, 148 中所公开的那样，在此引入该专利的公开内容作为参考。作为另一个例子，当缓慢或停止的造影剂与移动的造影剂的能量的比率充分高时，输送自动破坏脉冲。脉管壁与脉管腔周围的所识别的像素的平均信号能量可以限定该比率。允许自由流动的造影剂清洗脉管，以便为了药物输送而仅破坏目标剂。可以使用手动或自动产生的区域。

在用于利用超声波表征造影剂的另一种方法中，在动作 20 中确定响应于造影剂的超声波信号的两个或多个非线性频率分量的相对强度。在动作 14 中获得接收到的信号的非线性分量。图 3 示出了相对于接收到的非线性基波、二次谐波和三次谐波频谱的发射频谱。可以提供其它相对振幅和频谱，诸如子谐波或超谐波频谱。相对振幅也可根据造影剂的一个或多个特征变化。监控两个或多个非线性频率分量的相对强度可以更特别地识别整个造影剂内的不同特征。在可替换的实施例中，相对强度在线性基波响应和非线性响应之间。

在一个实施例中，在检测和处理一系列所发射的脉冲之后，根据相同的接收到的信号同时检测多个分量或频带。一个 [发射] \times [接收] 序列是 [0.5 -1 0.5] \times [1 1 1]，其中同时检测非线性基波、二次谐波和三次谐波能量。通过滤波分离或隔离不同的分量。更多的窄带滤波可以帮助导出该比率，同时较小的窄带滤波可被用于所显示的图像，从而帮助在所显示的图像中维持最佳空间分辨率。

在另一个实施例中，使用每个技术具有唯一频带的独立技术。独立序列提供期望的频率分量。为了恰好导出分量 A (非线性基波，参见图 3)，可以使用序列 [0.5 -1 1 -0.5] \times [-2 -1 1 2]，因为该序列抑制分量 B。根据不同的序列可以产生其它分量。如果为了最佳空间分辨率而期望宽发射脉冲，则像上面的序列那样的可替换的序列可能是感兴趣的，但仅单个频带被期望用于表征造影剂。上面的实例序列避免由于带 B 中的频率的抑制而泄漏带 B 中的频率。为了避免泄漏，然而相比于具有较少发射脉冲的序列以丢失的帧率为代价来使用可替换的序列。

另一种可替换的方法是使用相同序列的发射脉冲来对接收到的脉冲应用不同的权重，以导出两个或多个分量。例如，使用可替换的序列恰好导出上面给出的分量 A，提取分量 A。使用 [0 1 1 0] 的四个接

收权重，不必丢失的帧率地提取分量 B，因为不需要发射附加脉冲。

其比率、差、总和、乘、组合或其它函数表示相对强度。在一个实施例中，比率是对接收到的信号的非线性基波分量的二次谐波的比率。例如，该比率可以检测附着的造影剂，因为附着的造影剂可以展示较低的二次谐波与非线性基波的比率。阈值区别流动的造影剂与结合的造影剂。

图 4 示出了接收到的信号频谱和系统框图。在频谱曲线中，示出了两个不同的频谱，一个为自由流动的造影剂的频谱，而另一个为结合的造影剂的频谱。附着到内皮或被吞噬的造影剂展示减小的二次谐波信号和相对于自由流动的造影剂相对增加的非线性基波信号。虚线矩形区域表示频率，在该频率上，滤波器选择相对于另一个带的一个带。以如在图 4 的下部分中所示出的那样的两条不同路径处理来自换能器的信号，每条路径具有解调级“demod”、基带滤波器“BBF”、以及用于隔离期望频带处的信息的对比特定的检测方法（例如使用多事件合成操作的对比脉冲序列“CPS”方法）。针对每一个不同频带处的信号执行针对动作 14 在上面所讨论的非线性基波检测。查阅表、处理器或其它电路输出该比率。基于比率的检测单独地或与运动检测结合地被用来突出为静止的造影剂，并展示减小的谐波与基波比。

在另一实施例中，确定二次谐波分量与三次谐波分量的比率。该比率区别造影剂尺寸。例如，较大的比率表示针对给定频率和机械指标指数的较小的造影剂。

在另一实施例中，确定两个或多个非线性频率分量与一个或多个非线性频率分量的比率。例如，确定在与非线性基波信号的比率中的二次和三次谐波信号的总和。多个非线性顺序与单个非线性顺序相比，以利用包括更多信息的较宽带宽信号增加信息内容。附着的造影剂可以展示由于从附着的细胞衰减而引起的较不顺序非线性特性。其它比率组合是可能的。

在另一实施例中，比率区别不同类型的造影剂。利用腹部换能器和针对非线性成像的三个脉冲序列的 1.7MHz 的发射频率，从非线性基波 A、二次谐波 B 和三次谐波 C 分量中可得到充分的能量，以通过比率区别造影剂。发射脉冲具有一个、一又二分之一个、两个、三个或其它数量的周期。为更多窄带的更长的脉冲（例如大约 3 或 4 个周期）

可以更好地隔离唯一的频率分量。每个脉冲的窄带滤波也可以隔离分量。不同的造影剂可以具有不同的响应。例如，Definity、Sonovue 和 Sonazoid 可以具有不同的响应。在相对于最大 0dB 电平的近似-20dB 发射功率电平之上，不同造影剂之间的比率可以是类似的。这些发射电平与造影剂的破坏相关联，并建议所发射的脉冲之间的相关损失是主信号分量。利用高置信度可以不检测微泡之间的非线性的唯一差别。在近似-20dB 发射功率电平之下，差可以允许使用比率识别不同微泡。非线性响应的差可被用来表征微泡类型。可以使用其它换能器、频率、滤波器、相对于发射功率和/或发射脉冲序列的特征的差。

在另一实施例中，根据带宽区别造影剂特征。相比于线性基波的发射频率的非线性基波的带宽可以区别造影剂特征。例如，附着的造影剂可以示出较少的非线性特性，因此如果低于所确定的阈值，则背景噪声 (noise floor) 以上的特定分贝电平处的带宽的测量表示附着。进一步附着的造影剂可以比吞噬的造影剂展示更少的非线性特性，因此，带宽可以是不同的。作为带宽的替换方案，相对中心频率可以区别造影剂特征。相比于所发射的波形的线性或非线性基波信号的中心频率可以区别造影剂特征。例如，中心频率关系可以区别通过白血细胞捕获的或渗出到组织中的造影剂与其它造影剂。

在图 1 的动作 18 中，根据相对强度产生图像。突出对应于所区别的造影剂的空间位置或信息，诸如突出剂或结合的造影剂的类型。例如，将分量之一的信号强度、用于确定相对强度的函数的输出（例如比率）或与位置相关联的其它检测到的值映射到图像。在显示器上叠加所映射的信息，诸如 B 模式或多普勒模式图像，或将所映射的信息显示为独立图像。在显示器上可以不同地突出不同的比率值，诸如使用不同的颜色来突出。例如，利用突出新属性或造影剂特征的附加的唯一颜色进一步彩色编码从非线性信息中所产生的 B 模式或多普勒图像。可替换地，针对为所区别的造影剂特征而识别的位置不同地映射多普勒或造影剂信息。

图 1 中的动作 22 提供用于利用超声波表征造影剂的另一种方法。根据时间利用超声波来监控区域中的造影剂的信号强度，以更好地表征超过传统的内洗 (wash-in) 或冲洗时间分布的剂特性。如果造影剂的信号强度变得更弱或弱于相同类型的其它造影剂，可以结合造影

剂。具有或不具有空间跟踪的所返回的成像信号的绝对强度表示是否结合造影剂。通过随着时间变化比较相同位置中的造影剂的信号强度，由于结合，信号强度可以改变。来自造影剂的信号强度的变化或变化的阈值量表示结合。附着到脉管壁的造影剂可以较少膨胀和紧缩，从而产生较少的非线性信号，减小所返回的非线性信号能量。

在不同的时刻扫描造影剂，但由于状态的变化，返回信号强度根据造影剂改变。由于组织可以移动，可以跟踪一个或多个位置，诸如跟踪多个位置的一个或多个区域。使用相关或其它类似函数跟踪斑或结构。因为造影剂或相关联的组织改变位置，所以根据时间跟踪造影剂或组织到不同的位置。针对所跟踪的区域执行信号强度的比较，从而改进空间配准。

在动作 18 中，根据不同时刻的信号强度产生图像。相对于具有较大信号强度的造影剂突出具有较弱信号强度的造影剂。可替换地，突出具有较大信号强度的造影剂。其中彩色编码来自两种类型或状态的造影剂的信号的突出包括不是使用不同的亮度或沿着基本上线性的标度的其它通常改变而是使用不同的彩色编码方案。基本上，非线性映射（例如一个没有颜色，不同的颜色，指数或其它非线性组合）突出具有不同的特征的造影剂。

图 5 示出了用于利用超声波进行造影剂成像的系统。该系统包括：发射和接收射束形成器 44、46，射束形成器控制器 48，换能器 42，检测器 50，存储器 52，显示器 54 和处理器 56。另外，可以提供不同的或较少的部件，诸如不具有存储器 52 或具有扫描变换器或附加检测器的系统。在一个实施例中，该系统是医学诊断超声波成像系统，但也可以使用相同或不同模态（超声波）的其它成像系统。该系统实现用于获得立方基波处的信息的对比脉冲序列（CPS）或用于利用超声波表征造影剂的其它检测技术。

发射和接收射束形成器 44、46 是超声波发射器、发射射束形成器、接收射束形成器、加法器、滤波器、模拟电路、数字电路或其组合。发射和接收射束形成器 44、46 是可操作来获得表示立方基波响应的超声波数据，诸如通过发射脉冲序列和接收响应回波来获得该超声波数据。发射和接收射束形成器 44、46 为每个接收射束产生超声波数据。接收器将合适的相位和/或时间延迟用于单独的接收信号，以引起该接

收信号从感兴趣的区域内的期望位置中相干地添加。通过组合响应于不同脉冲的射束的接收射束，获得立方基波信息。可替换地，使用其它非线性或线性响应。

换能器 42 可以采取任何期望的形式。换能器 42 可以是压电的或电容性膜元的 1 维、1.25 维、1.5 维、1.75 维或 2 维阵列。

如上面所述的那样，控制所发射的信号的振幅和相位，以提供期望的对比脉冲序列或其它发射和接收图案或扫描。射束形成器控制器 48 (诸如发射器功率和相位控制) 将控制信号施加到发射和接收射束形成器 44、46，以创建期望的功率和相位的发射脉冲以及相应的接收射束。发射器功率可以以任何合适的方式改变，如例如通过调节被施加到单独换能器元件的电压，或通过调节被用来形成特定脉冲的换能器元件 (或发射孔) 的数量来改变。

为了获得非线性基波或谐波处的超声波数据，接收射束形成器 46 包括线路存储器和加法器或滤波器，以组合响应于该发射的信号。来自接收器的射束形成的信号被存储在线路存储器或滤波器缓冲器中。线路存储器或缓冲器可被形成为在物理上分离的存储器，或可替换地，这些线路存储器或缓冲器可被形成为公共物理装置中的所选的位置。针对给定序列的射束形成的信号被存储在线路存储器或缓冲器中，并然后在加权加法器中加权和求和。通过射束形成器控制器 48 控制加权的加法器，诸如通过接收振幅和相位加权控制来控制，该射束形成器控制器 48 针对被用在加权加法器中的振幅和相位提供加权值。使用模拟或数字技术可以实现存储器和加法器。通过以下面所述的任何方式来加权独立的射束形成的接收信号，加权加法器形成合成的输出信号。针对给定空间位置的合成输出信号是与非线性基波或其它频率响应相关联的样本。

在前面的例子中，从已经射束形成的接收信号的加权总和中形成合成的输出信号。在基带、中间频率 (IF) 或射频 (RF) 处并在射束形成之前或之后可以执行加权总和。类似地，在扫描变换之前或之后可以执行加权总和。可替换地，利用或不利用线路存储器或缓冲器和加法器获得线性基波响应。

检测器 50 是 B 模式检测器、多普勒检测器、脉动波多普勒检测器、相关处理器、傅立叶 (Fourier) 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、其组合或其它现在已知或后来研发的装置，用于针对来自射束形成的超声波样本的显示检测信息。在一个实施例中，检测器 50 根据表示相同区域或门位置的多个样本实现快速傅立叶变换。每一个样本响应于立方基波或其它非线性频率，以便从非线性响应信息中可以产生脉动波多普勒显示。

在另一实施例中，根据超声波数据或样本，检测器 50 可操作来评估速度、方向和/或能量值。将两个或多个样本或组合信号输入到检测器 50。检测器 50 确定自相关性函数的第一和第二系数。一阶系数评估能量，而二阶系数评估速度。通过保留符号和去除幅度，从速度值中导出方向。可以使用评估速度和/或能量的其它计算，诸如互相关或傅立叶变换。

存储器 52 是查阅表、缓冲器、随机存取存储器、只读存储器、其组合或其它现在已知或后来研发的装置，用于存储数据或查阅表。存储器 52 可操作来存储示意图 (display map)。该示意图可以采用多种形式，诸如针对能量、速度、强度、比率或其组合的独立示意图。在可替换的实施例中，处理器从一个或多个数据输入源中计算显示值。输出数据包括基于所区别的造影剂特征而突出的位置。

显示器 54 是 CRT、监控器、LCD、平板、投影仪或其它显示装置。显示器 54 接收用于显示图像的显示值。显示值被格式化为一维图像、二维图像或三维表示。

处理器 56 控制射束形成器控制器 48、检测器 50 和/或存储器 52 的操作。处理器 56 可以产生图形（诸如文本），用于叠加在图像上。在一个实施例中，处理器 56 接收来自检测器 50 或接收射束形成器 46 的信息，用于区别不同的特征。例如，处理器 56 组合造影剂和速度信息，以识别基本上静止的造影剂。在其它实例中，处理器 56 确定非线性频带的比率或来自造影剂的绝对信号强度。可替换地，接收射束形成器 46、检测器 50 和/或存储器 52 实现这些方法。

在计算机可读存储介质或存储器（诸如超高速缓冲存储器、缓冲器、RAM、可移动介质、硬驱动器或其它计算机可读存储介质）上提供用于实现上面所讨论的过程、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。响应于被存储在计

算机可读存储介质中或其上的一组或多组指令来执行在附图中所描述的或在此所说明的功能、动作或任务。该功能、动作或任务独立于特定类型的指令组、存储介质、处理器或处理策略，并且可以通过单独工作或组合工作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等来执行。类似地，处理策略可以包括多重处理、多重任务、并行处理等。在一个实施例中，指令被存储在于可移动的介质装置上，用于通过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中，用于通过计算机网络或在电话线上传输。在其它实施例中，指令被存储在给定的计算机、CPU、GPU或系统内。

虽然通过参照各个实施例已在上面说明了本发明，但是仍可以理解，可以进行多种改变和修改，而不脱离本发明的范围。因此，意图认为前面的详细描述是说明性的，而非限制性的，并且可以理解，包括全部等价物的下面的权利要求意图限定本发明的精神和范围。

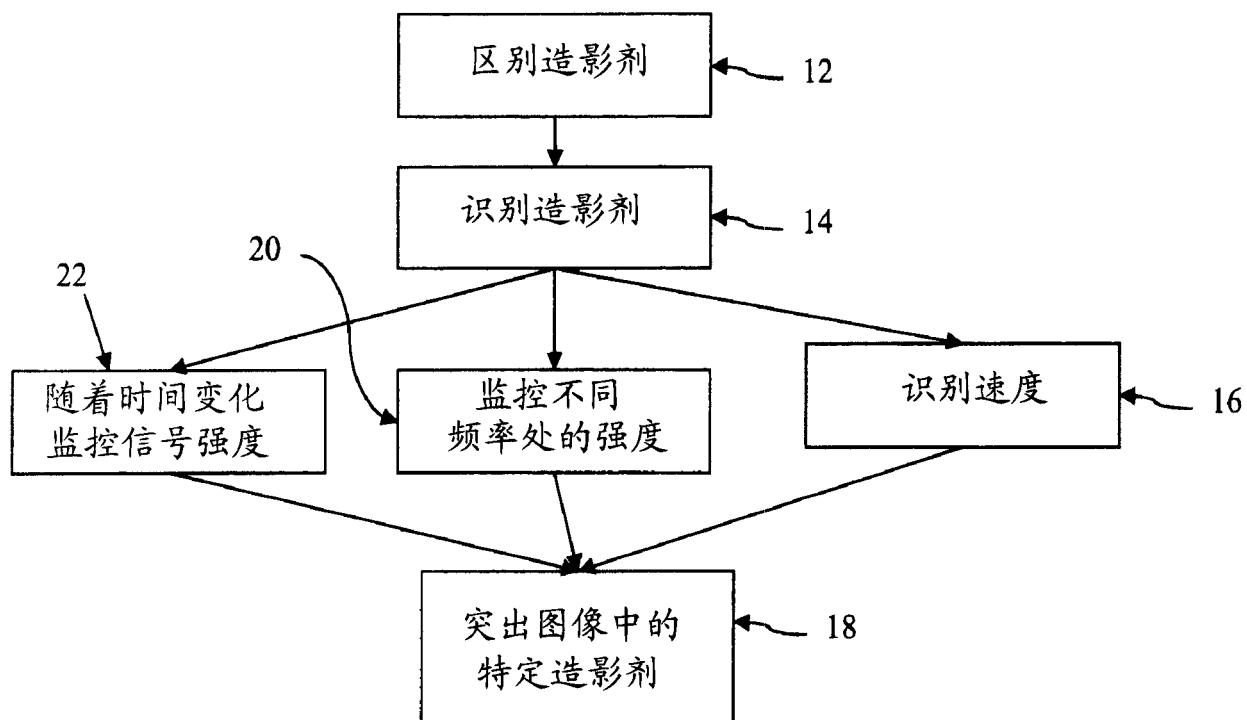


图 1

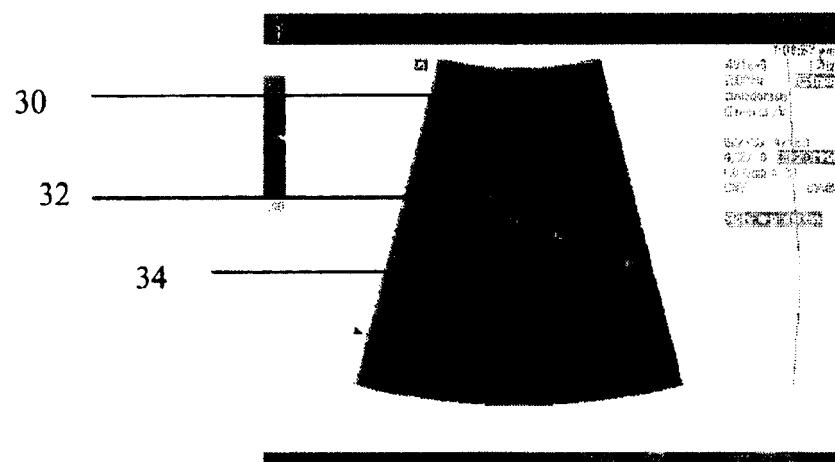


图 2

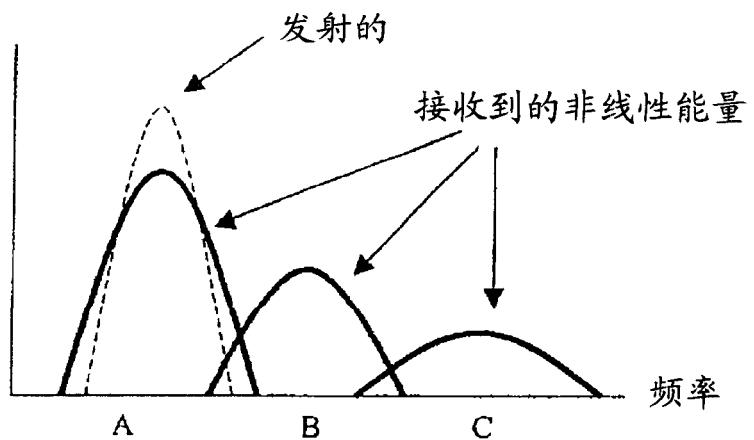


图 3

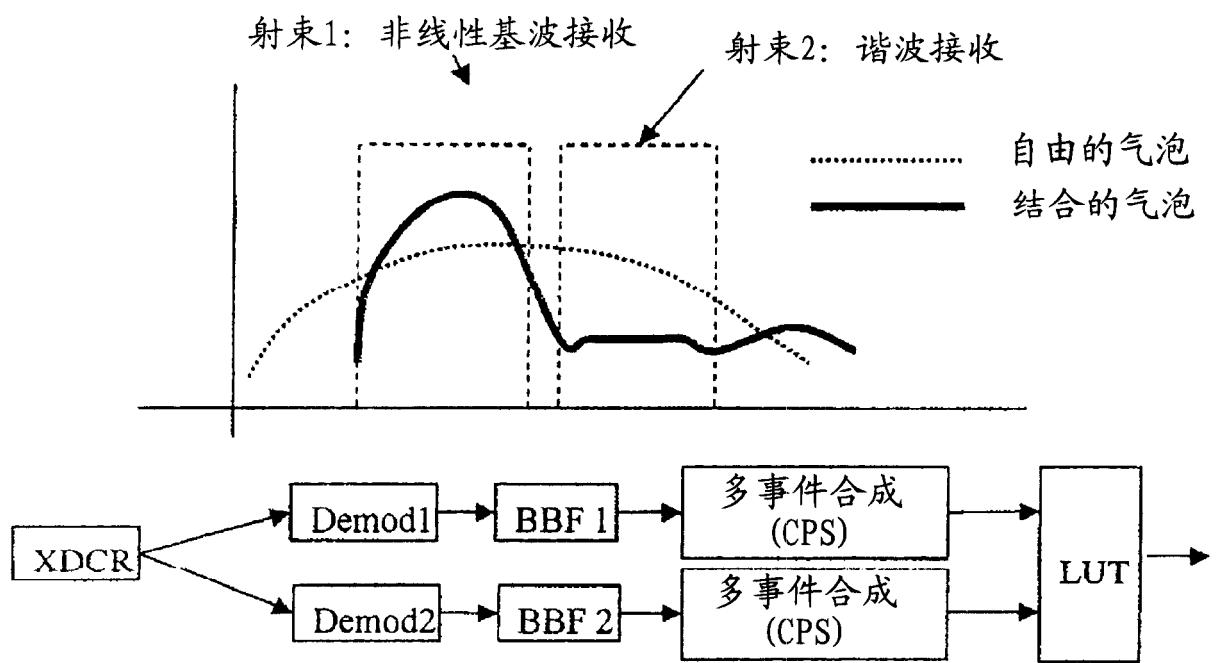


图 4

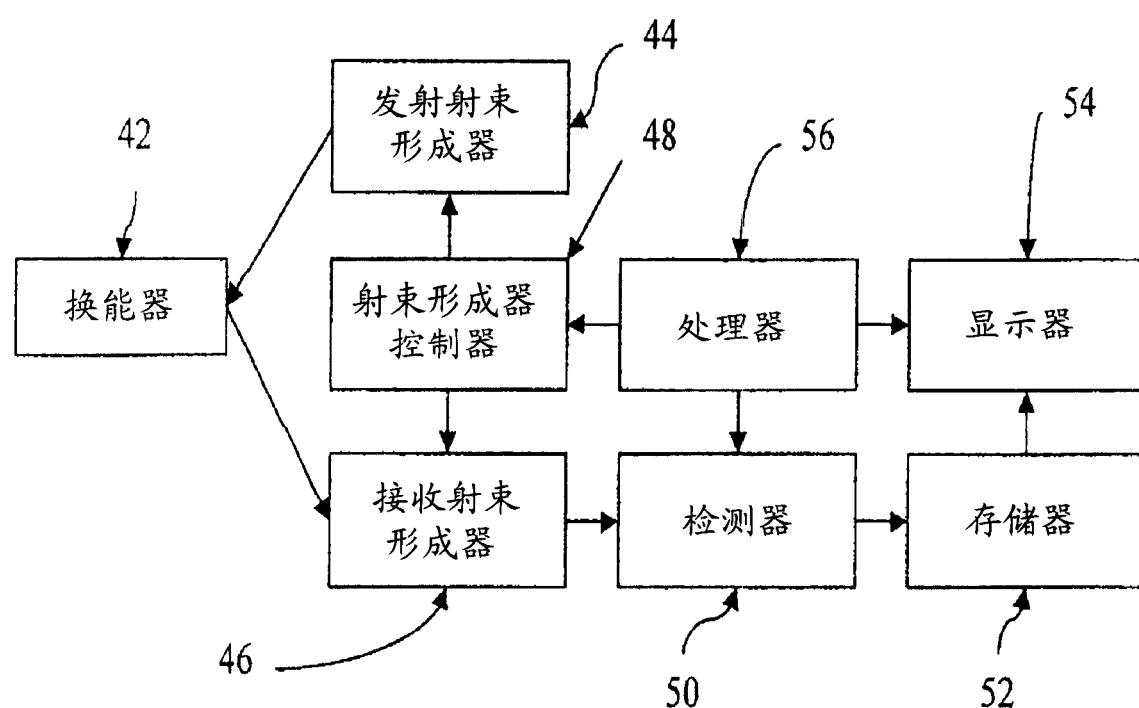


图 5

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 利用超声波对造影剂的先进表征 | | |
| 公开(公告)号 | CN1943516A | 公开(公告)日 | 2007-04-11 |
| 申请号 | CN200610139955.0 | 申请日 | 2006-09-27 |
| [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 | PJ菲利普斯 JE乔马斯 IM古拉卡 | | |
| 发明人 | P·J·菲利普斯 J·E·乔马斯 I·M·古拉卡 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 G01S5/18 | | |
| CPC分类号 | G01S15/8981 G01S7/52039 A61B8/481 | | |
| 代理人(译) | 刘春元 魏军 | | |
| 优先权 | 11/237221 2005-09-27 US | | |
| 外部链接 | Espacenet Sipo | | |

摘要(译)

利用超声波表征造影剂。自动区别流动的或游离的造影剂与结合的或相对静止的造影剂。在显示器上突出(18)结合的或相对静止的造影剂。利用相对信号强度(20)或速度(16)，处理器(56)区别不同类型的造影剂或不同结合状态下的造影剂。区别附着的造影剂与吞噬的造影剂。根据时间监控(22)绝对信号强度可以表示结合。可以使用这些特征中的任何一个或多个特征。

