

1. 一种用于对介入式医学设备成像的超声诊断成像系统,其包括:

介入式医学设备,其具有流体通道,其中,所述流体通道延伸到所述介入式医学设备的远侧顶端;

微泡流体(26)的源,其耦合到所述流体通道并且为所述流体通道提供所述微泡流体(26);

超声探头(14、114),其用于扫描包括所述介入式医学设备的位置的超声图像场;以及

超声成像系统,其耦合到所述超声探头(14、114)并且其特征在于,所述超声成像系统对由所述超声探头从所述远侧顶端周围的所述微泡流体的微泡接收到的非线性超声信号作出响应,其中,所述超声成像系统包括信号分离器(120)和显示器(116),所述信号分离器用于分离从所述超声探头接收的回波信号的线性和非线性超声信号成分,所述显示器用于基于所分离的信号成分来显示所述介入式医学设备的所述远侧顶端和所述微泡流体的图像。

2. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述介入式医学设备还包括插入部分和能够从所述插入部分的远侧末端延伸的工具,其中,所述流体通道延伸到所述插入部分的远侧末端并且是开放的。

3. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述介入式医学设备还包括具有远侧末端的插入部分,其中,所述流体通道还包括延伸到所述远侧末端的供给通道以及从所述远侧末端延伸的返回通道。

4. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述介入式医学设备还包括射频消融设备,所述射频消融设备用于以下中的一项:向肿瘤施加射频能量或者向心脏腔室施加射频能量。

5. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,

所述介入式医学设备还具有到所述流体通道的耦合件(12);所述超声诊断成像系统还包括:

流体泵(42),其耦合在所述微泡流体的源和所述介入式医学设备的耦合件(12)之间,用于向所述介入式医学设备的所述流体通道供应所述微泡流体(26);以及

返回流体通道(46),其耦合到所述介入式医学设备的耦合件(12),用于从所述介入式医学设备移除微泡流体(26)。

6. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述超声成像系统能够以如下模式中的一种操作:特异性造影成像、B模式成像或多普勒成像。

7. 如权利要求5所述的超声诊断成像系统,其中,所述流体泵(42)包括输液泵,并且其中,所述信号分离器包括频率滤波器以分离所述回波信号的作为所述线性和非线性超声信号成分的基础频率和谐波频率。

8. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述介入式医学设备的远侧末端能够插入组织中,并且其中,所述流体通道是开放的以允许微泡流体流到所述组织。

9. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述介入式医学设备的所述流体通道延伸到所述介入式医学设备的远侧末端,其中,所述流体通道是所述介入式医学设备的能够插入组织中的部分内的闭合流体通道。

10. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述微泡流体的源包括成袋的微泡

盐溶液。

11. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述微泡流体包括以下中的一个:气泡、包膜微泡、相变纳米颗粒的微泡、经搅拌盐水的微泡或者超声造影剂的微泡。

12. 如权利要求5所述的超声诊断成像系统,其中,所述超声成像系统用于控制通过所述流体泵(42)的微泡流体的输送。

经皮穿刺针、血管内导管和其它介入式设备的超声可视化

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声成像,并且,具体而言,涉及在医疗过程中插入到身体中的介入式设备的超声成像。

背景技术

[0002] 对很多介入式过程增加了无创成像,特别是在将介入式设备插入身体中以处置目标组织时。例如,经常通过超声在视觉上辅助活检针,使得通过所述针直接地并且主动地进入目标组织或细胞群。在将针插入到身体以取样或移除身体内的可疑病状时,临床医师可以在视觉上观察所述针的路径。另一范例是r.f.(射频)消融针,其被插入到身体中以在施加r.f.能量前咬合到将要被所述针的尖头抓住或包围的肿瘤。可视化确保了针尖头正确和完全地咬合到肿瘤。又一范例是血管内导管,例如,所述血管内导管可在身体内从其股动脉的进入点被引导很长的距离。例如,可以通过超声成像来观察导管的顶端以确保它在目标心脏腔室内的精确放置。

发明内容

[0003] 然而,通常在超声场中清晰地对介入式设备进行可视化可能是困难的。类似针的介入式设备通常紧邻超声探头被插入身体。这些固体仪器是镜面反射体,其对于来自探头的超声波束具有浅(shallow)的入射角。很多时候,所述仪器的位置实际上平行于波束方向。因此声波可被反射进入身体内更深处而非提供强的返回信号。结果是所述设备在超声成像中将呈现破损的或模糊的外观。已经进行了减轻这些问题的尝试,例如,如在美国专利4,401,124(Guess等人)中所描述地在针的顶端构造散射栅,但是这种方法也是依赖于角度的。如在美国专利5,095,910(Powers)中所描述地,另一方法是对针的运动进行多普勒解调,但是这一技术仅在针运动时有效。如在国际公开号W0 2004/082947(Keenan等人)中所描述地,另一多普勒方法是向体内注入稳定的流体流并且从所述流体流的流速的多普勒感测来探测注入设备的位置。因此,期望能够使用超声清晰地对介入式仪器成像,不管它在声场中的位置如何并且无需制造运动效应。

[0004] 根据本发明的原理,对于要通过超声来成像的介入式医学设备,利用微泡的流动来改进对其的可视化。微泡是悬浮在流体中的封闭的气体颗粒或气体前体(pre-cursor)。所述微泡可以非常小,在几十个微米的数量级,并且由盐水或其它流体承载。所述流体可以通过所述仪器在闭合的路径中循环的或是持续流动的,或者可以离开所述仪器的远侧末端,以使得可以清晰地将所述仪器的顶端定位于所述图像中。流体中的微泡对于入射的超声波呈现出谐振信号的漫反射体,使得所述设备可以被清晰成像,而不管其在超声场中的位置如何。返回的谐振信号清晰地将仪器的远侧顶端附近的微泡的位置与其它散射体分割,并且其是在无需运动效应的情况下产生的。

附图说明

[0005] 附图中：

[0006] 图1是根据本发明的原理构建的具有开放的微泡流体通道的介入式医学设备的横截面视图；

[0007] 图1a是图1的针的顶端的放大视图，其示出了由微泡围绕的针顶端；

[0008] 图2是具有将流体循环到仪器并将流体从仪器循环回的闭环微泡流体通道的介入式医学仪器的横截面图；

[0009] 图2a是图2的针护套的横截面图，其示出连接供给流体通道和返回流体通道的通道；

[0010] 图3是利用微泡流将针尖头以超声方式照亮的r.f.消融针的横截面图；

[0011] 图4是适于对与介入式医学设备关联的微泡进行成像的超声成像系统的框图；

[0012] 图5是图示了根据本发明的原理的使用图3的针执行r.f.消融的示范性步骤的流程图；

[0013] 图6以框图的形式图示了根据本发明的适于对从微泡返回的谐波信号成像的超声成像系统；

[0014] 图7以框图的形式图示了根据本发明适于对从微泡返回的谐波信号成像的优选的超声成像系统。

具体实施方式

[0015] 首先参考图1，根据本发明的原理构建了一种介入式医疗仪器，此处示为活检针20。针20包括外部护套21，针有时被称为插入针，其朝着将要被活检的或者被仪器探测的组织而被插入到身体中。外部护套21承载有探针或针或其它工具24。当外部护套21被插入到身体中近邻于待探测的组织时，将探针24伸长以刺穿可疑组织并获取样本或者在组织上执行一些其它操作。在一些过程中，将插入针从身体移除，同时探针或工具24保留在原处用于随后的操作。

[0016] 根据本发明的原理，通过针的腔，提供包含微泡的流体流26。在这一实施例中，流体通道在所述插入针的远侧顶端上是开放的，并且微泡流可以流出插入针21的顶端并且围绕在探针24的顶端周围。所述微泡流可以是任何生物适合的流体，例如，包含气体颗粒的水或盐溶液。所述气体颗粒可以是气泡、包膜微泡、相变(phase-converted)纳米颗粒、搅拌盐水、超声造影剂，这些仅是几例候选。所述微泡是高回波发生颗粒，其提供从入射的超声波返回的相对强的回波。与为镜面反射体的针相比，球形的微泡或其它颗粒将返回具有弱角度依赖性的或无角度依赖性的显著回波，从镜面反射体的针返回回波的强度是高度角度依赖的。于是，围绕针24的顶端的微泡流26将不管针的角度如何都照亮针和探针的尖头位置和轴。在另一方面，针可以导致入射超声以针所在角度擦过并且散射入组织的更深处而非返回到超声换能器，导致超声图像中针和探针的丢失和不规则外观。这一困难通过微泡流体路径解决，所述微泡流体路径沿针的长度并且以弱角度依赖性或者无角度依赖性或者很少或没有图像丢失的方式返回超声。

[0017] 图1a是探针24的顶端的放大视图，其图示了围绕仪器的顶端的微泡26。从微泡26返回的回波因而将照亮超声图像中顶端的位置。

[0018] 图2图示了本发明的另一实施例的横截面。本实施例中的医学仪器具有针对微泡

溶液的封闭路径。这样的实施例适用于插入到身体的脉管系统内的导管或其它设备,并且也适用于针对仪器的顶端使用冷却流体的仪器,在这种情况下所述冷却流体将包含微泡。根据本发明,在心脏重新同步治疗中用于消融心脏内壁的消融导管也可具有适于运输微泡溶液的流体通道。在图2的范例中,外部护套21在供给流体通道28a中包含微泡流体26。这一通道28a中的微泡流体26如箭头27所指示地从供给源行进到仪器的顶端。在护套28的另一侧是返回流体通道28b,通过返回流体通道28b,微泡流体如箭头29所指示地返回仪器外的点。在护套的顶端附近是连接通道28c,通过连接通道28c,流体从供给通道28a流向返回通道28b,如图2a中所示。闭合路径仪器的优点是微泡流体不必满足对从开放流体通道仪器中注入身体内的流体的严格要求。

[0019] 图3图示了根据本发明的原理构建的,用于使用射频能量处置肿瘤的r.f.消融针30的范例。在该范例中针护套21承载r.f.消融针,r.f.消融针在远侧顶端具有很多小的弯曲的尖头32a、32b。将针护套21插入身体直到所述护套的远侧末端接近将要被处置的肿瘤。然后通过如图3中所示地使针从护套的末端延伸出来,以展开所述针。当针被展开时,所述很多弯曲的尖头32a、32b等被均匀地在肿瘤的体积上设置。然而,肿瘤组织的密度或硬度的变化可令小的尖头从它们期望的路径偏折并且不均匀地分布在肿瘤中。临床医师将通过利用超声对所展开的尖头成像来检查这一问题。然而,很明显,弯曲的尖头32a、32b将在很多角度散射超声波,这能够导致超声图像中精细的针尖头的缺失和模糊的视图。根据本发明的原理,微泡流体26围绕轴21内部的针并且将行进通过被图3中所示的尖头刺穿的肿瘤的孔径。从邻近针尖头32a、32b的微泡返回的回波将不是依赖于角度的并且将使得r.f.消融针的精细尖头能够在超声图像中被清晰地可视化。

[0020] 图4图示了根据本发明的原理构建的介入式医学设备10以及超声系统14、16。在该范例中,将针10向着目标病变插入穿过身体的表面15。在针10被插入时,通过超声探头14监测它地行进状况,所述超声探头14向针发射超声波18并且接收返回的回波用于图像生成。经转换的回波信号通过线缆17被耦合到超声系统的主机16用于处理和显示。处理所述回波信号以产生示出针在身体中的位置的超声图像22。

[0021] 根据本发明的原理,袋40包含微泡流体26。通过管道44将微泡流体提供给针10的流体耦合件12。泵42,例如输液泵或滚轮泵,将温和地将微泡流体从供给袋40泵送给针。要求泵压仅仅足以使得微泡流体到达针的顶端并且实现在所部署的工具旁边穿过工具所切出的孔径的通路,所述工具例如是r.f.消融针的尖头。因而,流体压力需要仅足够克服例如围绕尖头的组织的阻塞压力。在这一范例中,将返回管道46耦合到流体耦合件12,通过返回管道46返回的流体被排入容器48内以供处理。例如,对于将微泡流体持续地供给到仪器的末端用于冷却的闭合路径系统,将期望返回管道。对于将新鲜微泡流体持续地供给到仪器的开放路径系统可能也期望返回导管。

[0022] 在其它实施例中,微泡流体袋26和泵42可以包括注射泵,其中微泡流体包含在由注射泵操作的注射器内。可以通过作为r.f.消融设备的部分的泵送系统来提供微泡流体或者通过作为介入式设备的部分的任何其它泵送或者灌注子系统来提供微泡流体。可以通过超声成像系统控制微泡流体流,所述超声成像系统控制流体的输送,以便改进成像过程,不管有没有操作者介入。例如,自动的、半自动的或手动的图像分析可检测到介入式设备的不良图像并且要求更大的或者预定的(例如脉动的流动)微泡流体的输送。

[0023] 图5是根据本发明的用于使用r.f.针的过程的范例。在步骤50,将导管或r.f.针插入邻近目标组织的初始位置。在采用r.f.消融过程的情况下,针尖头展开进入肿瘤。然后在步骤52中操作输液泵以利用微泡流体填充导管或针和/或邻近所展开的仪器的组织中的空间。然后,在步骤54中,以在图像中照亮微泡的成像模式来执行超声成像,所述成像模式例如是特异性造影(contrast-specific)成像、B模式成像或者多普勒成像。在步骤56中,向执行程序的临床医师呈现超声图像。图像可以是2D图像或者是3D图像(期望看到r.f.消融针的展开的尖头)并且微泡可视化图像可以覆盖在结构性的B模式图像上或者并排显示。可以根据期望执行额外的后续处理(例如减斑处理),以高亮显示针的尖头。在利用微泡流体察看了针、导管或者针尖头的位置之后,临床医师可以如步骤58所指示地调整介入式仪器的位置。一旦仪器被调整到其在身体中最有利和最有效的位置,即可在步骤60中执行预期的处置。

[0024] 图6以框图的形式图示了根据本发明的原理构建的超声诊断成像系统。所述系统通过利用超声发射波束扫描被成像身体的二维或三维区域而工作。当将每一波束沿其受控路径发射通过身体时,身体的组织和微泡返回对应于所发射的频率成分的具有线性和非线性(或基础谐波)成分的回波。发射信号被造影剂的微泡反射,所述造影剂显示出对于超声的非线性响应。非线性响应将令从造影剂返回的回波信号包含非线性成分。

[0025] 图6的超声系统利用发射器140,所述发射器140以期望的波束方向发射选定调制特性的波或脉冲,从而从身体内的散射体返回谐振回波成分。如附图中所示地,发射器对决定发射的波束的特性的若干控制参数作出响应,所述控制参数包括发射波束的频率成分、它们的相对强度或幅值、以及发射信号的相位和极性。所述发射器通过发射/接收切换器110耦合到阵列换能器112或探头114的元件。所述阵列换能器可以是用于平面(二维)成像的一维阵列或者是用于二维或体积(三维)成像的二维阵列。

[0026] 换能器阵列112从身体接收回波,所述回波包含换能器的通带内的线性和非线性成分。这些回波信号通过切换器110被耦合到波束形成器118,所述波束形成器118恰当地延迟来自不同换能器元件的回波信号,然后将它们组合以形成沿波束的、深度从浅到深的一序列相干回波信号。优选地所述波束形成器是数字波束形成器,其对数字回波信号进行操作以产生场深从近场到远场的一序列分立相干数字回波信号。所述波束形成器可以是多线波束形成器,其响应于一个或多个空间不同的发射波束沿多个空间不同的接收扫描线产生两个或更多个序列的回波信号,这对于3D成像是特别有用的。波束形成的回波信号被耦合到谐波信号分离器120。

[0027] 所述谐波信号分离器120可以以各种方式分离回波信号的线性和非线性成分。一种方式是通过滤波。由于诸如二次谐波的特定非线性成分与基础发射频率(f_0)在不同的频带($2f_0$)上,因而可以通过带通滤波器或高通滤波器将作为微泡的标志的谐波信号与线性成分分离开。也有通常称为脉冲反演技术的若干种用于分离非线性成分的多脉冲技术。在脉冲反演技术中,通过在每个波束方向上的多个不同地调制的发射信号的发射来声穿透图像场,从图像场中的同一位置返回多个回波。可以以幅度(如美国专利5,577,505(Brock Fisher等)中所描述的)、相位或极性(如美国专利5,706,819(Hwang等)中所描述的)或者它们的组合来调制发射信号。当对从同一位置接收到的回波进行组合时,线性信号成分被消掉并且非线性信号成分相互加强(或者反之亦然,如所期望地),因而产生分离的非线性(例

如,谐波的)回波信号以用于成像。

[0028] 回波信号由B模式探测器122探测。本发明技术相比于如上所述的现有技术的优势是:多普勒处理不是必须的。在给定的实施例中,如果期望,也可使用多普勒处理实现本发明,然而,B模式信号的使用避免了由采集长的多普勒集合(ensemble)引起的实时帧速率的降低。然后通过扫描转换器124将所探测到的回波信号转换成期望的图像格式,例如分区图像或金字塔式图像。经扫描转换的图像临时存储在图像缓存126中,从这里图像可以进行接受进一步处理。图像数据被耦合到像素分类器,在这里,可以对从微泡返回的强谐波信号进行分割,并且,如果期望,在图像中对其高亮显示,如通过色彩或亮度控制,从而(例如)强调围绕针的顶端的微泡的小块区域。针的图像被耦合到显示缓存142中,从显示缓存,图像被显示在显示器116上,所述图像中,针的末端被来自围绕它的微泡的谐波信号清晰地指示出。

[0029] 图7以框图的形式图示了另一超声诊断成像系统,该系统通过两脉冲的相位或极性的脉冲反演或差频检测的技术执行谐波信号分离。在图7中,换能器阵列112接收来自微泡的非线性信号的回波,该回波可能包括谐波或差频成分。这些回波信号通过切换器110耦合到波束形成器118,所述波束生成器118适当地延迟来自不同元件的回波信号并且将它们组合以形成沿波束的、深度从浅到深的一序列的回波信号的。所述波束形成器可以是多线波束形成器,其响应于单个发射波、沿多个空间不同的接收扫描线产生两个或更多个序列的回波信号。波束形成的回波信号被耦合到非线性信号分离器120。在本实施例中,分离器120是脉冲反演处理器,其通过脉冲反演技术分离包括二阶谐波和差频成分的非线性信号。由于谐波信号和差频信号是由非线性效应发展来的,有利地,可以通过脉冲反演处理对它们进行分离。为了脉冲反演,发射器具有另一可变发射参数,其是发射脉冲的相位、极性或幅度,如附图中所示的。超声系统发射由发射器140控制的具有不同发射极性的两个或更多的波束,其显示出不同幅度和/或相位。另一备选方式是发射具有两个不同主成分频率(示为 bf_1 和 af_2)的波束,这两种成分由于它们通过组织的通路而互相调制,以产生差频(f_1-f_2)。对于两脉冲的实施例,响应于第一发射脉冲而接收到的扫描线回波被存储在线1(Line1)缓存152中。响应于第二发射脉冲而接收到的扫描线回波被存储在线2(Line2)缓存154中,然后通过加法器156将其与线1缓存中空间对应的回波相组合。备选地,回波的第二扫描线可以无需缓存而与所存储的第一扫描线的回波直接组合。由于发射脉冲的不同相位或极性,异相的基础(线性)回波成分将相消并且同相的非线性二阶谐波或差频成分将组合并且相互增强,产生增强的且清晰分割的非线性谐波差频信号。非线性的谐波或差频信号可被滤波器160进一步滤波以移除不期望的信号,例如,由诸如取样的操作产生的那些信号。然后通过探测器162探测信号,所述探测器162可以是放大器或相位探测器。回波信号然后被信号处理器164处理,用于随后的灰度、多普勒或其它超声显示,然后进一步被图像处理器150处理用于针和从微泡返回的非线性(谐振或差频)信号的二维或三维图像的形成。所得的显示信号被显示在显示器116上。

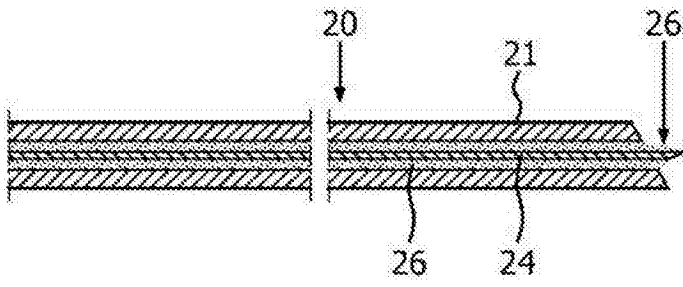


图1

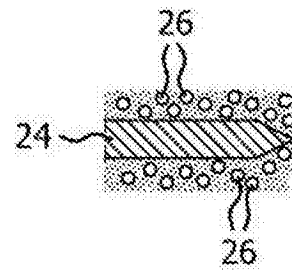


图1a

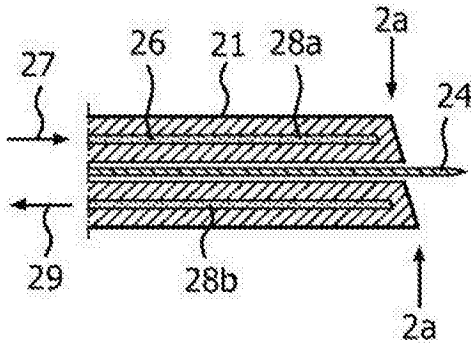


图2

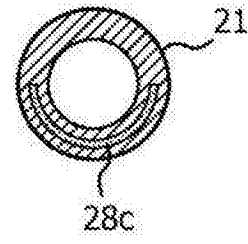


图2a

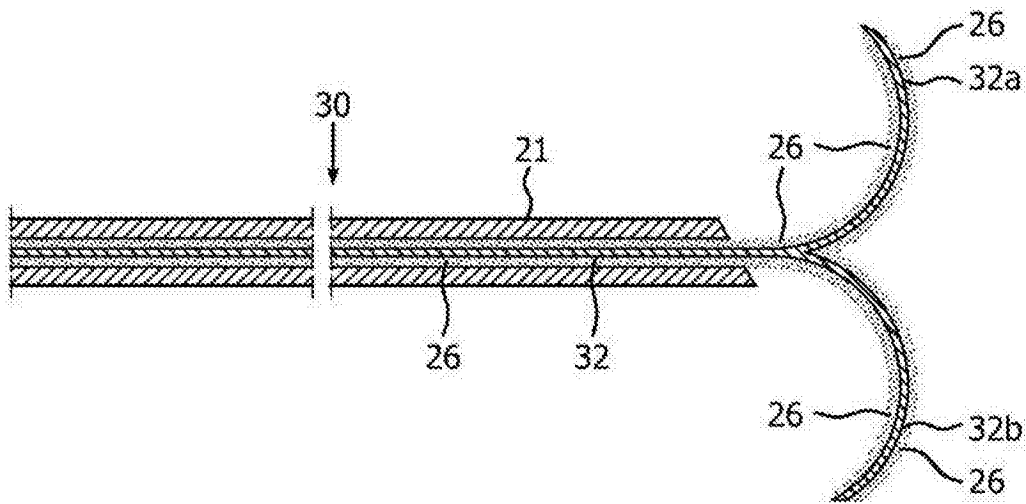


图3

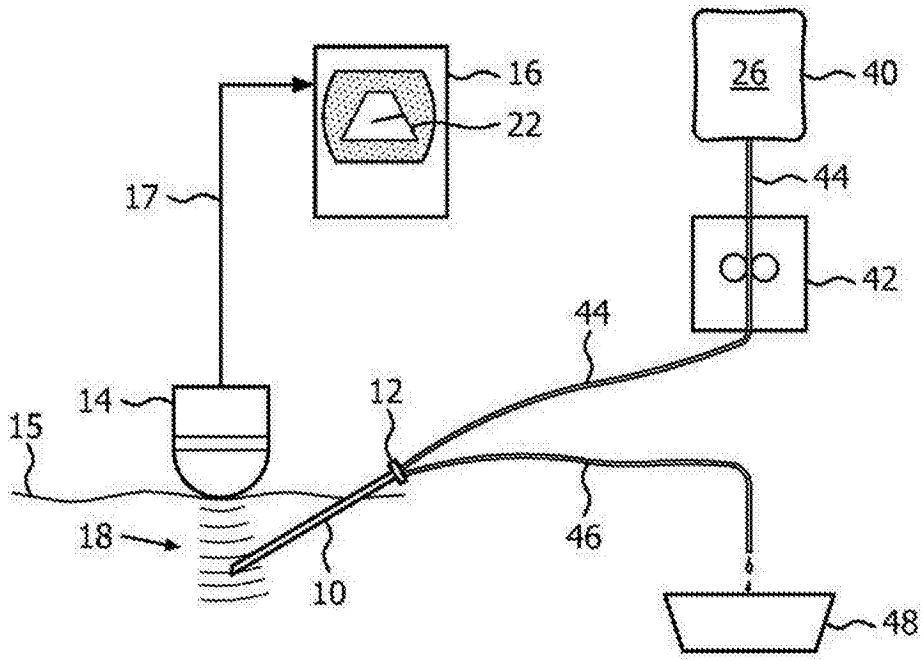


图4

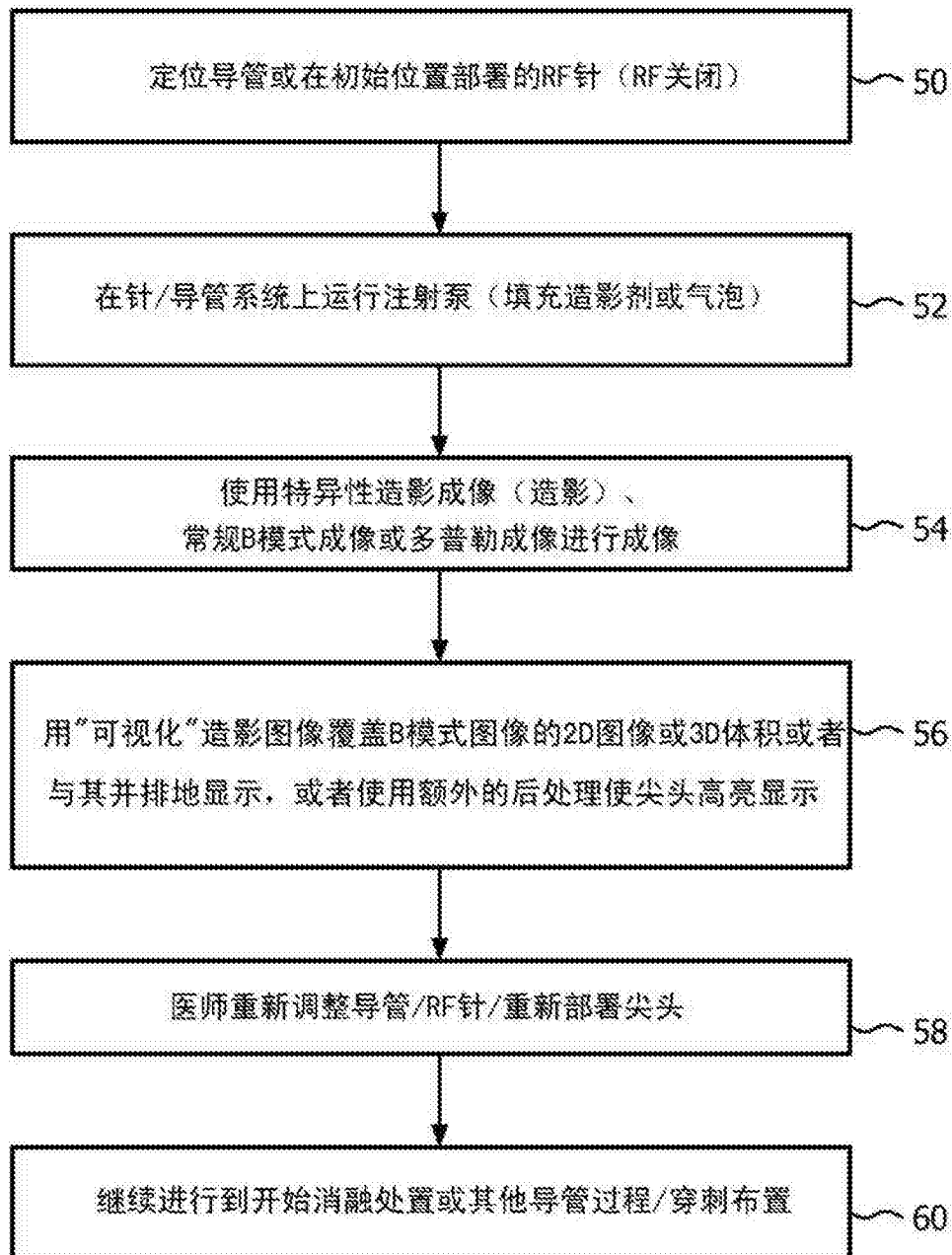


图5

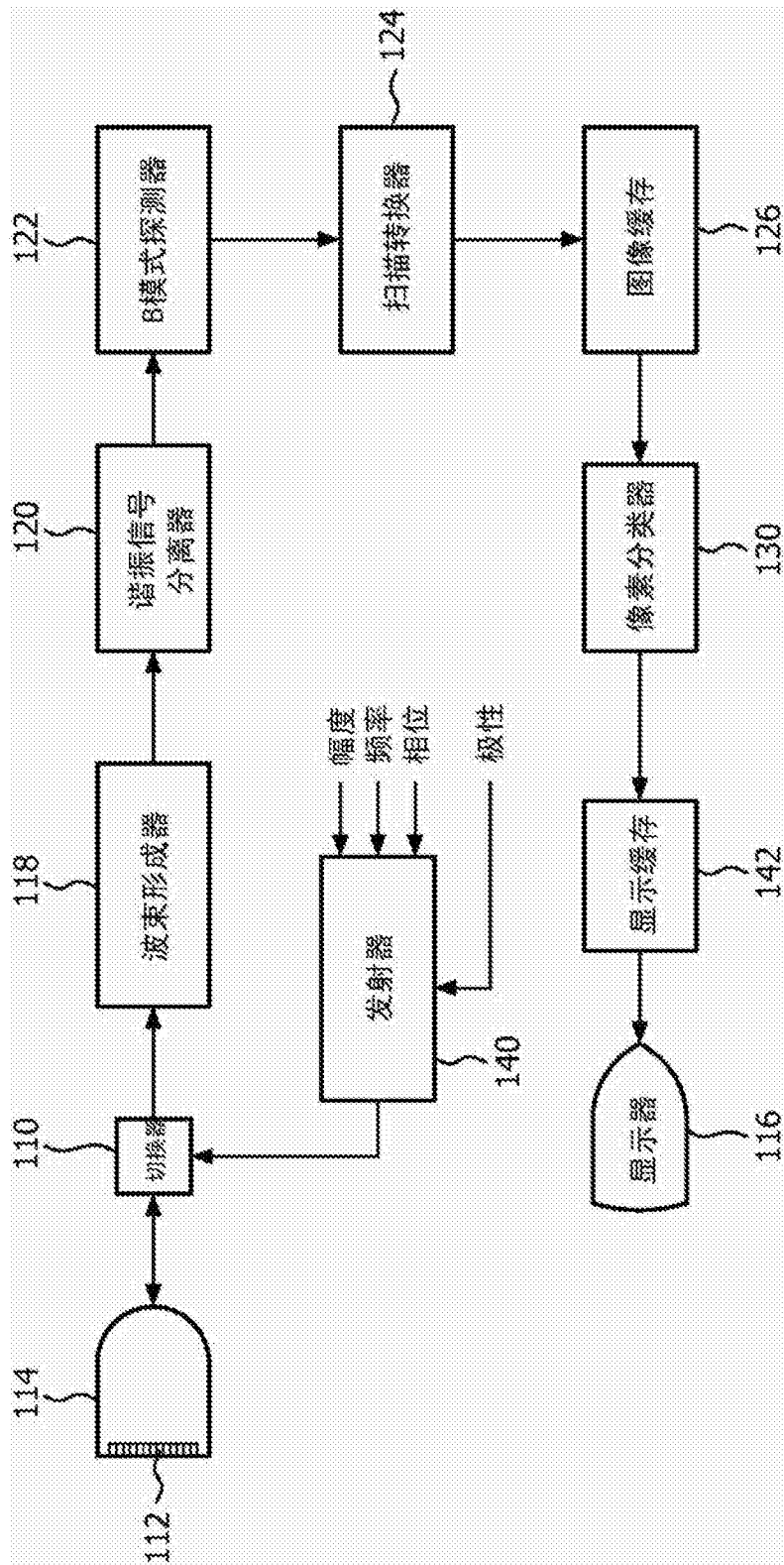


图6

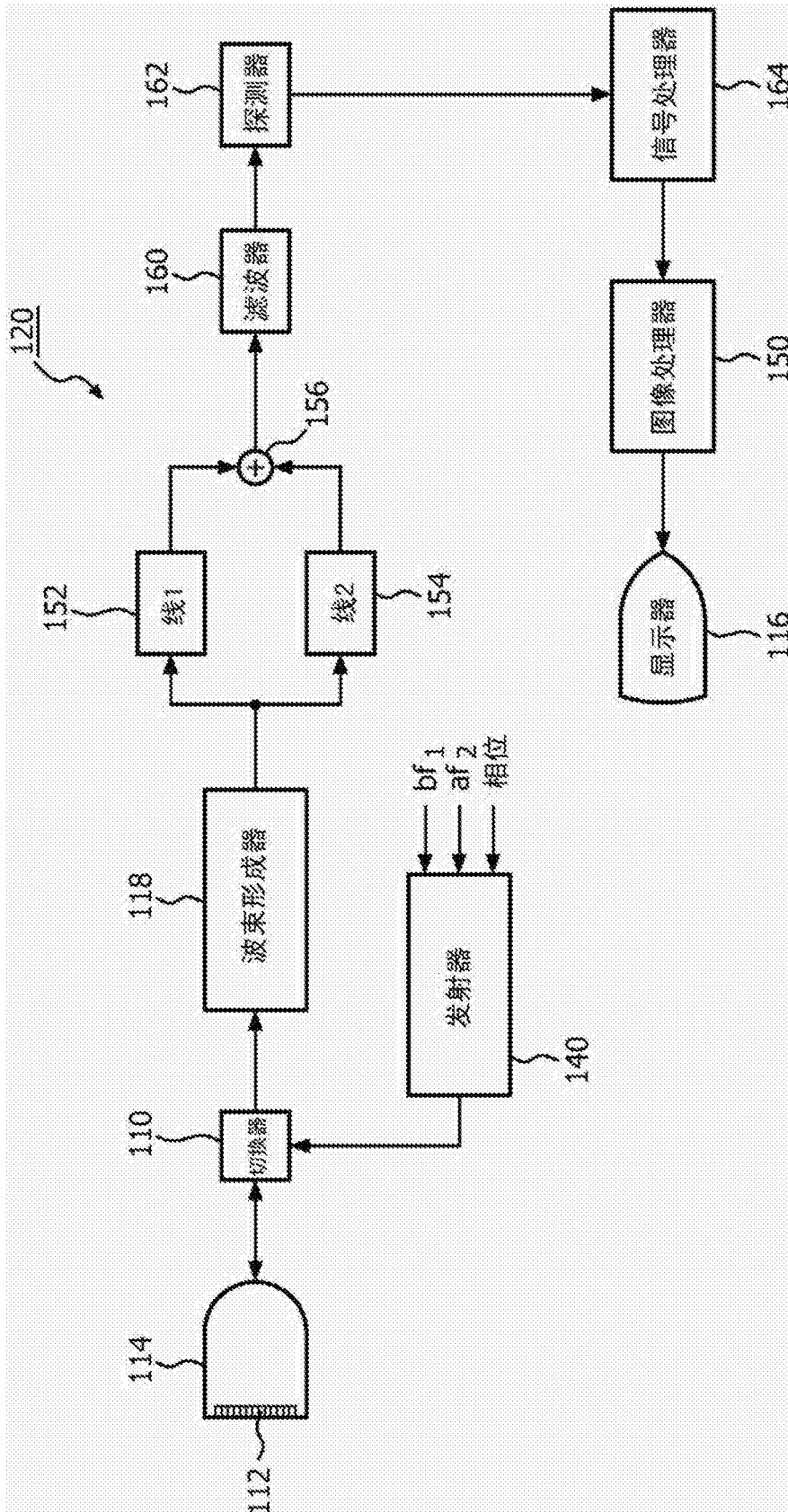


图7

专利名称(译)	经皮穿刺针、血管内导管和其它介入式设备的超声可视化		
公开(公告)号	CN102946808B	公开(公告)日	2016-08-03
申请号	CN201080067284.6	申请日	2010-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	AT费尔南德斯 H谢 CS霍尔 T戈捷 S索卡		
发明人	A·T·费尔南德斯 H·谢 C·S·霍尔 T·戈捷 S·索卡		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/483 A61B18/1477 A61B2017/3413 A61B2018/1425 A61B2090/3925 A61B2090/3933		
代理人(译)	陈松涛		
优先权	12/745374 2010-06-07 US		
其他公开文献	CN102946808A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种介入式医学设备包括用于微泡的流体通道，在所述设备的使用期间使用超声对所述微泡成像。所述流体通道延伸通过所述设备，优选地，到达所述设备的远侧末端，使得可以接收到超声从所述微泡的漫反射，从而对所述设备的位置进行成像。所述流体通道可以是开放的、在所述设备的顶端终止的，或者可以是用于成像和/或冷却的循环的微泡流体的闭合路径。

