



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101254119 B

(45) 授权公告日 2010.06.02

(21) 申请号 200710188652.2

4D, 5、说明书第 4 栏第 0023 段, 第 5 栏第 0033 段, 第 7 栏第 0050, 0051 段, .

(22) 申请日 2007.11.21

审查员 李玉菲

(30) 优先权数据

2007-046390 2007.02.27 JP

(73) 专利权人 株式会社日立制作所

地址 日本东京

(72) 发明人 东隆 川畑健一

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 吴丽丽

(51) Int. Cl.

A61B 8/13(2006.01)

(56) 对比文件

US 5833614 A, 1998.11.10, 全文.

US 2005/0273010 A1, 2005.12.08, 说明书第 1 页第 0001 栏, 第 2 页第 0016, 0020, 0021 段.

EP 1406096 A1, 2004.04.07, 全文.

CN 1398575 A, 2003.02.26, 全文.

EP 1723911 A1, 2006.11.22, 附图 1, 4A-

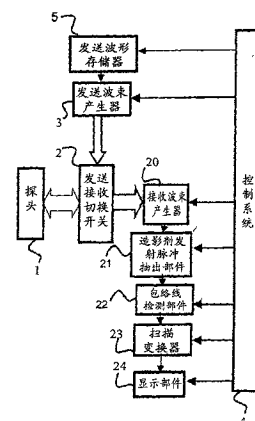
权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 12 页

(54) 发明名称

超声波摄像装置

(57) 摘要

在超声波探头的频带有限的情况下, 如果分为发送波形、来自造影剂的接收波形的频带, 则发送和接收的至少一方的频带变窄, 空间分辨率降低。本发明的超声波摄像装置检测微粒化了的液体由于超声波而气化时释放的造影剂特异信号, 对其空间分布进行图像化。在发送时使用窄频带, 在接收信号中使用宽频带, 在接收信号的空间分辨率高的状态下, 区别发送信号和接收信号。



1. 一种超声波摄像装置,其特征在于包括:

向被检体的相变造影剂投放区域发送波数比相变造影剂气泡化的阈值短的波数的第一超声波信号和波数比相变造影剂气泡化的阈值多的第二超声波信号的发送单元;

从上述被检体接收由于上述第一超声波信号和上述第二超声波信号的各个而产生的第三超声波信号和第四超声波信号的接收单元;

对上述第三超声波信号进行使波数与上述第二超声波信号相同的波数处理而作为第五超声波信号,将上述第四超声波信号与上述第五超声波信号的差分作为检测信号进行计算的计算部件。

2. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于:

上述计算部件具有波长处理部件,

上述波长处理部件生成具有上述第三超声波信号的波数与上述第二超声波信号的波数的差的波数的脉冲信号,并进行上述第三超声波信号与上述脉冲信号的卷积计算。

3. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于:

上述计算部件具有波长处理部件,

上述波长处理部件利用使用上述第三超声波信号对上述第二超声波信号进行了反卷积的函数进行处理。

4. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于:

上述计算部件具有波长处理部件,

上述波长处理部件生成波长延长用波形,并设定上述波长延长用波形,以使利用上述波长延长用波形与上述第三超声波信号进行了卷积而得到的结果的卷积输出波形、与上述第二超声波信号之间的平方误差和最小。

5. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于:

上述计算部件具有波长处理部件,

上述波长处理部件具有失配滤波器。

6. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于:

上述第三超声波信号是与组织回波对应的信号,上述第四超声波信号是与上述组织回波和造影剂气泡化时发射的发射脉冲的重合对应的信号。

超声波摄像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及显示超声波断层像的装置。

背景技术

[0002] X射线CT、MRI、超声波诊断装置等图像诊断设备在医疗现场成为必需的工具已经很久了。它们分别对身体内的CT值、自旋缓和时、声音阻抗的不同进行图像化。由于这些物理性质的不同反映了专业的身体的构造,所以被称为“形态成像”。对此,将对构造上相同的组织处于不同功能状态的部位进行图像化的情况称为“功能成像”。在该功能成像中,大多特别地将使蛋白质等身体构造分子的存在状态成为可视的技术称为“分子成像”。在分子成像中,由于希望应用于发生/分化这样的生命现象的了解和疾病的诊断/治疗中,所以是现在最引人注目的研究领域之一。在分子成像中,大多使用作为具有在身体构造分子中具有选择性的构造的物质的“分子探针(molecular probes)”,在该情况下,附加能够使用任意的物理手段检测分子探针的构造,使体内的分子探针的分布可视化。

[0003] 如果使用医疗用的图像诊断装置作为上述分子探针的检测用的物理手段,则能够融合现有的形态成像和分子成像,能够进行高次的诊断。作为在进行使用了超声波的分子成像的基础上的重要的技术,可以列举在超声波图像上使分子探针的体内分布可视化的技术。一般,在超声波图像诊断设备上设计为对分子探针自身具有灵敏度是困难的。因此,在化学或物理地与分子探针结合,组合使用在图像诊断装置上使分子探针的存在状态可视化的造影剂和分子探针时,能够分别最优地设计分子探针和造影剂,开发的自由度很大。现在常用的超声波造影剂是具有数微米直径的气泡。在超声波诊断装置中,具有将物质的声音阻抗,即密度与音速相乘得到的物理性质值不同的部位进行可视化的特征,容易对在身体中具有比身体的声音阻抗约 $1.5 \times 10^6 \text{kg/m}^2 \cdot \text{s}$ 稍小的 $0.004 \times 10^6 \text{kg/m}^2 \cdot \text{s}$ (空气)的气泡进行可视化。进而,数微米的气泡具有与诊断用的数MHz频带的超声波共振而产生所照射的超声波的高次谐波成分的性质,因此能够只对来自气泡的信号进行选择性的可视化,能够进行更高灵敏度的造影。

[0004] 作为为了实现使用了超声波的分子成像而与分子探针一起使用的造影剂,使用如上述那样将分子探针与已经在血流诊断中使用的气泡结合的构造的药剂是极其自然的,例如如专利文献1那样开发了血栓选择性造影剂。另外,例如如专利文献1所示那样,还提出了新生血管选择性造影剂。但是,在使用这些微米大小的气泡的造影剂中,有难以进行血管以外的造影,适用范围有限的缺点。进而,微气泡在诊断水平的超声波强度下也会被破坏,因此进行一次造影就会被破坏,难以连续进行造影。另外,由于是气泡(气体),所以通过肺的气体交换而被排出到体外,有在血液中只存留十几分钟的缺点。

[0005] 对此,例如如非专利文献2所示那样,还对以下这样的造影剂进行了研究,即通过对声音阻抗与身体不同的液体进行压缩而使其大小减小到亚微米,使其能够从血管转移到组织中。根据本方法,可以认为也可以适用于血管以外的部位。另外,希望血液中的滞留时间比气体长。但是,由于使用微小的液体,所以不会产生上述的微气泡造影剂的共振现象,

在灵敏度上不好。

[0006] 作为兼具这些方法的长处的造影剂,可以如专利文献 2 所示那样,考虑投放通过界面活性剂使液体微粒化了的化合物,在体内通过超声波照射使其气化的类型的物质。通过该类型的造影剂,对体内滞留时间和适用部位的制约少,并在气体的状态下可视化,因此可以认为能够利用共振进行高灵敏度的造影。

[0007] 在投放通过界面活性剂使液体微粒化后的化合物,并在体内通过超声波照射使其汽化的类型的造影剂的情况下,作为对从汽化后的数微米的微气泡产生的信号进行特异化的图像化的方法,例如在专利文献 3 和专利文献 4 中揭示了使用与发送频率不同的频率的接收回波的方法。

[0008] 专利文献 1 :美国专利第 6,521,211 号

[0009] 专利文献 2 :美国专利第 5,716,597 号

[0010] 专利文献 3 :特开平 11-137547 号公报

[0011] 专利文献 4 :特开 2003-135467 号公报

[0012] 非专利文献 1 :Ellegala 等 (2003)Circulation 108 :336 ~ 341

[0013] 非专利文献 2 :Lanza 等 (1996)Circulation 94 :3334 ~ 3340

[0014] 在考虑到形态 / 分子融合成像的基础上,实现使用了超声波的系统的意义很大。其一可以列举出实时性高。可以认为形态 / 分子融合成像能够检测出疾病的极早期,但在这样的极早期中,疾病区域小,通过一张图像只能判断出有可能是疾病区域。可以认为在这样的状况下,从各种角度观察关注区域是重要的。这样做的目的是实时性优越的超声波能够成为优越的工具。作为第二个理由是改变超声波的照射条件,能够同时进行诊断和治疗,并且在任意一个中对身体的损害性都极低。如上述那样,在形态 / 分子融合成像中,能够进行极早期的疾病诊断,可以预想适用于对治疗对象的限制极小的领域中。在这样的状况下,由于损害性高的治疗法的风险过高,所以理想的是低损害治疗。通过使用超声波,还能够在诊断的同时进行低损害治疗。

[0015] 但是,在使用了超声波的系统中,在超声波探头的频带有限的情况下,如果分为发送波形和来自造影剂的接收波形的频带,则发送或接收的至少一方的频带变窄,空间分辨率降低。即,难以使来自造影剂的信号与其他信号的辨别比(造影剂信号的特异度)和空间分辨率同时成立。

发明内容

[0016] 在本发明中,不是在使微粒化了的液体暂时汽化而变为造影剂后发送超声波脉冲而进行可视化,而是检测微粒化了的液体由于超声波而汽化时释放出的造影剂特性不同的信号,对其空间分布进行图像化。在使微粒化了的液体汽化的情况下,需要能量的积蓄,因此超声波波形需要某种程度的长度,成为在频带中窄的信号。与该长波形对应的回波信号和基波、高次谐波都是窄频带。另一方面,在汽化时释放的超声波由于一起汽化,所以在时间轴上短,即在频率空间中为宽频带的波形。在本发明中,可以在发送波中使用窄频带,在接收波信号中使用宽频带,能够在接收波信号的空间分辨率高的状态下,区别发送波信号和接收波信号。

[0017] 作为一个例子,本发明的超声波摄像装置具备:向被检体的对象区域发送第一超

声波信号的发送单元；从上述被检体接收由于上述第一超声波信号的照射而产生的第二超声波信号的接收单元；从上述第二超声波信号中除去上述第一超声波信号的基波脉冲和高次谐波脉冲中的至少一个，计算出检测信号的计算部件。

[0018] 作为另一个例子，本发明的超声波摄像装置具备：向被检体的相变造影剂投放区域发送第一超声波信号和波数比上述第一超声波信号多的第二超声波信号的发送单元；从上述被检体接收因上述第一超声波信号和上述第二超声波信号的各个而产生的第三超声波信号和第四超声波信号的接收单元；对上述第三超声波信号进行使波数与上述第二超声波信号相同的波数处理而作为第五超声波信号，将上述第三超声波信号与上述第五超声波信号的差分作为检测信号进行计算的计算部件。

[0019] 能够使造影剂特异信号与其他信号的辨别比（造影剂信号的特异度）和空间分辨率同时成立。

附图说明

[0020] 图 1 是本发明的装置例子的框图。

[0021] 图 2 是基于现有考虑方法的气泡化后的造影剂的成像方法的说明图。

[0022] 图 3 是同时进行本发明的气泡化和造影图像的取得的方法的说明图。

[0023] 图 4 是本发明的发送波脉冲和发射脉冲的时间轴波形和频带的说明图。

[0024] 图 5 是造影剂发射脉冲信号的抽出时序的流程图。

[0025] 图 6 说明现有方法中的组织回波和造影信号的辨别比和空间分辨率的折衷的图。

[0026] 图 7 是与脉冲波长对应的气泡化阈值的试验数据。

[0027] 图 8 是表示将 hanning 函数作为包络线的情况下的脉冲的波数和比频带宽度的关系的图。

[0028] 图 9 是与实施例 2 有关的流程图。

[0029] 图 10 是说明与实施例 2 有关的波形的图。

[0030] 图 11 是说明探头频带的图。

[0031] 图 12 是本发明的装置例子的框图。

具体实施方式

[0032] 实施例 1

[0033] 首先，使用图 1，说明超声波诊断装置的用于图像化的信号处理的流程。经由发送接收切换开关 2，基于控制系统 4 的控制从发送波束产生器 3 向此处未图示的设置在被检体的表面上的超声波探头 1 发送发送电脉冲。发送接收切换开关 2 切换超声波的发送单元和接收单元（未图示）与超声波探头 1 的连接。这时，为了使超声波束在希望的扫描线上行进而控制发送波束产生器，使得探头 1 的各信道之间的延迟时间成为适合的状态。从该发送波束产生器 3 接收电信号，在超声波探头 1 中将电信号变换为超声波信号，将超声波脉冲波发送到被检体内。在被检体内，散射的超声波脉冲一部分作为回波信号再次被超声波探头 1 接收，从超声波信号被变换为电信号。该接收到的信号是经由发送接收切换开关 2，从接收波束产生器 20，选择性地增强了希望的扫描线上的来自希望深度的回波信号的某扫描线上的数据。该扫描线上的 RF 信号在造影剂发射脉冲抽出部件 21 中，其造影剂特异信

号被增强,在包络线检波部件 22 中,被变换为包络线信号,并进行 Log 压缩,发送到扫描变换器 23。在扫描变换器 23 中,进行扫描变换而成为视频信号。将该扫描变换后的数据发送到显示部件 24,作为超声波断层像进行显示。除了发送波形和造影剂发射脉冲抽出部件以外,在此省略对其他部件的详细说明。

[0034] 使用图 2 和图 3,一边与现有方法比较,一边说明超声波照射的流程。在图 2(a) 所示的现有方法中,首先向被检体投放造影剂。接着,在造影剂进行了某种程度的循环后,进行用于使关注区域中的造影剂气泡化的超声波照射。在气泡化后,根据一般的对微气泡进行造影的时序进行摄像,得到造影剂图像。图 2(b) 表示通过该一连串的时序生成的波形。如果从超声波探头发射了所发送的基波,则在存在气泡的区域中,来自气泡的回波、从周围的组织反射的基波回波、还有从周围的组织反射的高次谐波回波的 3 种信号返回到超声波探头。在该情况下,需要从该 3 种接收波信号,只选择性地抽出来自气泡的回波。

[0035] 另一方面,在图 3(a) 所示的本发明中,在投放造影剂之后,同时进行气泡化和图像化。在该情况下,如图 3(b) 所示那样,如果发射相变(气泡化)脉冲,则在存在造影剂的区域中,气泡化时释放的超声波(以下称为发射脉冲)、与从周围的组织反射的相变脉冲对应的基波回波、还有从周围的组织反射的高次谐波回波的 3 种信号返回到超声波探头。发射脉冲是指在造影剂的气泡化时,造影剂自身向周围发射的超声波。在图中,模式地用箭头表示出该气泡化时照射超声波的情况。根据频带而区别该 3 个信号成分。使用图 4 说明上述 3 个脉冲的频率轴上的关系。在时间轴上将相变脉冲设置得长。因此,在频率空间上变窄。在发送脉冲的频带窄的情况下,高次谐波脉冲的频带也变窄。另一方面,发射脉冲与此无关地在宽频带中发射。如果将相变脉冲的基波脉冲和 2 倍高次谐波脉冲等高次谐波分别设置在超声波探头的频带的两端(两端或其附近),则可以使用频带正中的宽部分,对发射脉冲进行处理。

[0036] 如果将该一连串处理收集到流程图中,则如图 5 所示那样。由图 1 的造影剂发射脉冲抽出部件(与计算相关的计算部件)进行该图 5 的处理。带通滤波器的实现方法有几个,但说明组合频率移动和作为低通滤波器的 Hanning 函数而实现的方法。如果使用 Hanning 函数作为低通滤波器,则如图 8 所示那样,针对低通滤波器中的希望的频带宽度,确定 Hanning 函数的宽度。可以通过对接收信号施加移动频率 f 的 \sin 波来实现频率移动。如果将接收信号设为 $\sin(f_1 \times t)$,则如果对其施加 $\sin(f \times t)$,则根据三角函数的积和定理,为 $\sin(f_1 \times t) \times \sin(f \times t) = -0.5 \times \{\cos((f_1+f) \times t) - \cos((f_1-f) \times t)\}$ 。如果对该信号施加上述的低通滤波器,则除去高频成分 $\cos((f_1+f) \times t)$,因此成为 f_1-f 的频率的信号。即,成为只降低了 f 频率的信号。

[0037] 这样,如果决定了带通滤波器的中心频率 f 和比频带宽度,则能够针对接收信号只抽出设置了的频带上的窗口部分的信号,因此能够辨别出用于气泡化的相变脉冲及其高次谐波成分、造影剂气化时发送的发射脉冲。

[0038] 以下,与图 6 所示的现有方法比较地说明本结构的优越性。(A) 的情况是在发送接收都是将 Hanning 函数作为包络线的 \sin 波 3 波的情况,如根据图 8 可知的那样,比频带宽度为 60%。在该情况下,现在的超声波探头的比频带宽度是 70%左右,因此发送和接收的频带几乎重叠。例如在探头的频带为 2MHz ~ 4.2MHz 的情况下,如果发送脉冲使用比频带宽度 60%,则为 2MHz ~ 3.7MHz,几乎使用了探头的频带的全部。因此,如果在探头的频

带内使用接收波,则在 2.25MHz ~ 4.2MHz 下比频带宽度为 60%,因此在 2.25MHz ~ 3.7MHz 的范围内,发送波和接收波的频带重叠。

[0039] 另一方面,如果为了不重叠而设置接收波的频带,则会从探头的频带超出,因此结果是接收波的灵敏度变差。在 (B) 的情况下,是发送、接收的比频带宽度为 25% 的情况,根据图 8 为 sin 波 8 波。比频带宽度的合计为 50%,因此收敛在探头的频带 70% 内,但如果脉冲波形也有 8 波,则与通常的诊断装置相比,空间分辨率 3 倍左右地变差(在现有的诊断装置中,为 sin 波 2 ~ 3 波左右)。在图 6 的 (A) 的情况下,空间分辨率好,但来自造影剂的信号和来自组织的信号的辨别比差。

[0040] 另一方面,在 (B) 的情况下,来自造影剂的信号和来自组织的信号的辨别比好,但空间分辨率差。超声波探头的 -6dB 比频带宽度通常为 60 ~ 80%,是有限的(另外,在频率空间中,在设从最大灵敏度到 -6dB 灵敏度的范围的下限频率为 f_1 ,上限频率为 f_2 的情况下(图 11), -6dB 比频带宽度是 $(f_2 - f_1) / ((f_1 + f_2) / 2)$ 是 -6dB 比频带宽度)。难以用单纯的公式来表现来自已经气泡化了的造影剂的回波信号,但如果激励信号(即发送脉冲)在时间轴上长,则来自造影剂的信号也变长,因此如图 (B) 那样,如果为了区别发送和接收波的频带,在时间轴上延长发送波形,则接收波形在时间轴上也变长,空间分辨率恶化。

[0041] 另一方面,如果如图 (A) 所示那样,优先进行在时间轴上缩短接收信号的操作,发送脉冲在时间轴上也变短,则由于探头的频带宽度有限,所以发送波和接收波的频带重叠,难以区别。在这样的方法中,在气泡化后取得了造影图像的情况下,来自造影剂的信号和来自组织的信号的辨别比与空间分辨率之间存在折衷,难以使其两全。另外,信号 A 相对于 B 的辨别比可以定义为“2 个信号的频带的重叠部分的积分”/“信号 A 的频带的积分”。因此,为了提高辨别比,需要减少频带上的信号的重叠。在本发明中,由于在气泡化的瞬间释放的发射脉冲与发送波形的脉冲的长度无关地在时间轴上变短,所以能够提高辨别比和空间分辨率双方。该发射脉冲在时间轴上变短是由于发生气化的时间的长度与超声波的周期(频率的倒数)相比充分短。

[0042] 到此为止,将脉冲长度说明为长脉冲、短脉冲。以下,使用具体的数据,说明定量的长脉冲和短脉冲。

[0043] 首先,从气泡化所需要的能量的观点看,使用试验数据进行说明。图 7 是向固定在丙稀酰胺(acrylamide)凝胶体中的用磷脂质(phosphatidylcholine)和胆固醇将全氟戊烷进行了凝胶化的直径为数 100nm 左右的液滴的造影剂照射超声波,取得 B 模式图像,使用该图像评价因气泡化产生的发送音压的结果。(a) 表示照射 2.226MHz 的超声波并根据光学显微镜图像判断气泡化的阈值电压时的脉冲波数和阈值的关系。(b) 表示照射 6.7MHz 或 2.226MHz 的超声波并根据光学显微镜图像判断气泡化的阈值电压时的脉冲波数和阈值的关系。

[0044] 菱形的点表示造影剂的构成要素是全氟戊烷和全氟庚烷的分配比例为 100 : 0 的情况下的结果,四角的点表示造影剂的构成要素是全氟戊烷和全氟庚烷的分配比例为 75 : 25 的情况下的结果,三角的点表示造影剂的构成要素是全氟戊烷和全氟庚烷的分配比例为 50 : 50 的情况下的结果。(b) 的四角点表示超声波的频率为 6.7MHz,造影剂的构成要素是全氟戊烷和全氟庚烷的分配比例为 75 : 25 的情况下的结果,三角点表示超声波的频率为 2.226MHz,造影剂的构成要素还是全氟戊烷和全氟庚烷的分配比例为 75 : 25 的

情况下的结果。如图 7 所示那样,如果延长脉冲波长,则气泡化阈值以某拐点为边界,阈值下降。试验显示出例如在该试验中使用的造影剂的情况下,如果与频率无关地超过 5μ 秒,则(在 2.226MHz 下为 10 脉冲,在 6.7MHz 下为 100 脉冲左右)气泡化的阈值有急剧降低的阈值。如果对于每种这样的造影剂,预先调查气泡化所需要的能量,决定发送音压,则确定了必要的脉冲长度,因此可以将该脉冲长度用作到此为止说明了的长脉冲。

[0045] 接着,从频带宽度的观点看,对长脉冲进行规定。图 8 是表示在使用 Hanning 函数作为包络线的情况下的波数和比频带宽度(相对于中心频率的频带宽度)的关系的图。在此,对将 Hanning 函数作为包络线的脉冲波形进行傅立叶变换,在频率空间上,计算出比频带宽度。在此,以 Hanning 函数为例子进行说明,但包络线可以是任意的函数,通过与包络线对应地进行傅立叶变换,能够求出与图 8 类似的图。通过这样一次就调查出脉冲的波数和频带宽度的关系,能够在频带上设置长脉冲和发射脉冲接收用的窗口。在此所述的接收用的窗口是指在图 4 所示的探头的频带内,夹在相变脉冲(中心频率 f_a)和相变脉冲的高次谐波成分(中心频率 f_b)之间的区域。

[0046] 例如在相对于各个中心频率的信号的大小而将接收用的窗口内的分别来自这些相变脉冲及其高次谐波成分的噪声成分设置为 -6dB 以下的情况下,如果使用各个 -6dB 频带宽度 Δf_a 、 Δf_b 表示,则接收用窗口为 $f_a + \Delta f_a \sim f_b - \Delta f_b$ 的范围。更具体地说,例如试着在探头的 -6dB 频带为 $2\text{MHz} \sim 4\text{MHz}$ 、比频带宽度为 66% 这样的情况下进行研究。例如如果设长脉冲为 16 波,则如图 8 所示那样,比频带宽度为 12% ,因此如果将长脉冲设置为探头频带的下限,则在设置为中心频率 2.12MHz 的情况下,长脉冲为 $2 \sim 2.25\text{MHz}$,高次谐波在频带宽度几乎相同的情况下为 $4 \sim 4.5\text{MHz}$,因此在发射脉冲的接收中可用的频带能够确保 $2.25\text{MHz} \sim 4\text{MHz}$ 、 56% 的比频带宽度($3 \sim 4$ 波数)和比较好的空间分辨率。特别地如果与发送脉冲为 16 波的长度相比,则明显可知接收脉冲为 4 波左右(根据图 8 的图)而变短,并且辨别比也良好。在此,以 -6dB 宽度进行了探讨,但也可以与来自希望造影剂的信号和来自组织的信号的辨别比对应地,对更低灵敏度(例如 -20dB 、 -30dB 等)探讨频带。另外,也可以将来自相变脉冲的噪声的量 and 来自其高次谐波的噪声的量分别设置为不同的值。

[0047] 与到此为止探讨的相反,如果对与发射脉冲对应的接收用的窗口进行最优化,则与现有的超声波诊断装置中的空间分辨率相比,并不产生多大的恶化,因此发射脉冲的波数到 3 波左右是限界。在该情况下,比频带宽度为 60% 左右,因此可以将探头的比频带宽度减去 60% 的比频带宽度用于长脉冲。例如在探头的比频带宽度为 66% 的情况下,可以设计为将以下的 6% 用于长脉冲,剩余的 60% 处于接收用窗口中,长脉冲的高次谐波在频带以外。这样,还能够根据接收所要求的比频带宽度设计气泡化用的发送脉冲。另外,在此可以用比频带宽度进行加法运算和减法运算的理由是:在将全体的频带 $f_1 \sim f_3$ 分配为 $f_1 \sim f_2$ 的频带和 $f_2 \sim f_3$ 的频带的情况下,分割了的频带宽度分别为 $(f_2 - f_1) / (f_2 + f_1) \times 2$ 、 $(f_3 - f_2) / (f_3 + f_2) \times 2$,其合计是 $(f_2 - f_1) / (f_2 + f_1) \times 2 + (f_3 - f_2) / (f_3 + f_2) \times 2 = (f_3 - f_1) / (f_3 + f_1) \times 2$ 。

[0048] 在这样的使用发送了长脉冲而生成的发射脉冲的情况下,使接收波动态焦点处于何处是有自由度的。在脉冲长度非常长的情况下,如果发射的定时与动态焦点的焦点定时错开,则有焦点始终错开的可能。在脉冲长度长的情况下,可以考虑使动态焦点与脉冲长度的中心所对应的的时间一致,但在投放造影剂的气泡化的非常接近阈值之前的能量的情况

下,在每次发送脉冲为最后时,使接收动态焦点的定时一致就是使焦点与发射脉冲的发送波一致。在此,设想在通过发送脉冲而积蓄了一定能量后引起造影剂的气化的情况,如果发送脉冲的长度为稍微超过该气泡化所需要的能量的程度,则在发送脉冲的最后数波时引起气泡化。如果使接收动态焦点与此处一致,则使焦点与发射脉冲一致。但是,超声波随着传播逐渐衰减其音压降低,因此从浅的地方向深的地方,有引起气泡化的定时在长脉冲中向后方错位的倾向。考虑该点,动态焦点的焦点也可以多少与深度方向对应地错开。有以下的方法等:例如在发送波脉冲长为 10 波的情况下,设置为在探头表面为第 6 波,在深部的限界为第 10 波,在其中间与距离对应地通过线性补插而在 6 波与 10 波中间。

[0049] 另外,在本次的说明中,将造影剂与分子探针结合的造影剂为例子进行了说明,但也可以使用通过界面活性剂使液体微粒化了的化合物作为造影剂。在该情况下,如果根据其大小,使用具有肿瘤选择性的 EPR 效果的例如直径为 100 ~ 数 100nm 左右的造影剂,则即使不使用分子探针,也能够用作分子成像用的造影剂。在本发明中使用的造影剂也可以包含气泡化的物质。在此,可以利用分子探针也可以不利用。

[0050] 在本实施例中,说明了只抽出来自造影剂的信号的方法。但是,为了显示出造影集中在身体构造的哪个部分,也有理想的是在通常的 B 模式像上重叠显示造影像的情况。在该情况下,交替循环进行长脉冲、通常的 B 模式摄像用超声波的发送接收,重叠地显示 B 模式图像、造影图像,也是有用的。

[0051] 另外,如本发明那样,通过提高对发射脉冲的选择性,能够容易地推测出气泡化了的药剂的量。进而,在如拖动发送系统 (dragdelivery system) 那样,向体内投放非活性的药剂,在某定时下活性化而进行治疗那样的情况下,也能够推测出活性化了的药剂的量。

[0052] 实施例 2

[0053] 在实施例 2 中,说明不用频带进行区别,而是区别来自组织的回波和造影剂气泡化时的发射脉冲的方法。在本实施例中,使用造影剂不气泡化的程度的短的短脉冲、气泡化的长脉冲。前者包含组织回波和发射脉冲,后者只包含组织回波,因此如果取该短脉冲和长脉冲的差,则能够只抽出发射脉冲。但是,由于短脉冲和长脉冲的波形是不同的,所以无法原样地取得其差。因此,在本实施例中,在接收后对短脉冲进行延长脉冲的处理。通过对短脉冲的发送接收结束后进行延长,并从包含发射脉冲的长脉冲中减去,应该能够只抽出发射脉冲。图 9 表示时序的流程图。首先,对与通常的 B 模式摄像所使用的一样的 1 ~ 2 左右波数的短脉冲进行发送接收。在对一个光栅的发送接收结束后,接着进行实施例 1 中说明了那样的长脉冲的超声波的发送接收。根据该长脉冲发送时的接收回波,如下这样区别组织回波和发射脉冲。通常通过时间轴上的卷积计算,难以缩短脉冲,但能够容易地进行延长。卷积计算是如下这样的计算。在设向量 u 和 v 的卷积为 w 的情况下,如下。

[0054] 公式 1

$$w(k) = \sum_j u(j)v(k+1-j)$$

[0056] 在本实施例中,对于图 9 的流程图的第一个项目的短脉冲发送,针对如第二个项目那样接收到的回波信号,通过卷积计算而延长波长。例如说明短脉冲为 \sin 波的 2 波,长脉冲为 \sin 波的 12 波的情况。在该情况下,如果在大致 2 个波数的差的波数,即 \sin 波的

10 波的波形与原来的短脉冲之间进行卷积,则大致成为 sin 波 12 波的波形(卷积计算如上述的公式那样,一边使 2 个波形错开,一边求出重叠的积分,因此如果宽度 T_a 与宽度 T_b 的波形从前后错开,则产生重叠的区间为 T_a+T_b ,在 sin 波 2 波和 sin 波 10 波的卷积的情况下,为 sin 波 12 波的波形)。图 10 表示这样的波长延长处理的例子。首先,对与短脉冲的发送脉冲对应的接收信号的第一接收脉冲一律进行波长延长的处理。

[0057] 接着,取得与长脉冲的发送脉冲对应的接收信号的第二接收脉冲。在前面的波长延长处理中,进行使第一接收脉冲的波数与第二接收脉冲的波数相同的波数处理。

[0058] 第一接收脉冲是与组织回波对应的信号。另一方面,第二接收脉冲是与组织回波与发射脉冲的重合对应的信号。因此,通过从第二接收脉冲减去第一接收脉冲,能够只抽出发射脉冲。

[0059] 如果用装置的框图进行说明,则为图 12 所示那样。省略对与图 1 共通的部分的说明。首先,通过脉冲照射控制部件 25,对发送波形存储器和波长延长处理部件进行长脉冲和短脉冲的切换控制。由波长延长处理部件 26 对接收波束产生器的输出进行上述那样的波长延长处理。在计算部件 27 中取得通过了该波长延长处理的短脉冲的接收信号、长脉冲的接收信号的差,进行发射脉冲的抽出。

[0060] 另外,更严谨地说,波长延长处理可以用短脉冲对长脉冲进行卷积的函数,也可以使用如下所示这样的最小自乘法进行滤波器设计。另外,如果用向量 B 对向量 A 进行卷积的结果是向量 C ,则找到 B 与 C 的卷积成为 A 那样的向量 C ,这就是逆卷积。

[0061] 以下,说明使用了非匹配滤波器的长脉冲化用滤波器的设计方法。如果设短脉冲波形为 B ,长脉冲化滤波器为 f ,长脉冲化后的信号为 c ,则用公式 (2) 给出长脉冲化后的信号 c 。在以下的说明中,记号 B 、 W 表示矩阵, c 、 f 、 d 、 w 表示向量,记号“ T ”表示逆转。

[0062] 公式 2

[0063]

$$c = (f_1, f_2, \dots, f_m) \begin{pmatrix} b_1 & b_2 & \dots & b_n & 0 & \dots & 0 \\ 0 & b_1 & \dots & \dots & \dots & \dots & \vdots \\ \vdots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & b_1 & b_2 & \dots & b_n \end{pmatrix} = fB$$

[0064] 如果设作为长脉冲化的信号 C 理想的波形为 D ,则 C 与 D 的自乘误差和 I 为公式 3。使自乘误差和 I 为最小的 F 是非匹配滤波器。

[0065] 公式 3

$$[0066] \quad I = \sum (c_i - d_i)^2 = (fB - d)(fB - d)^T$$

$$[0067] \quad = fBB^T f^T - dB^T f^T - fBd^T + dd^T$$

[0068] 如果根据公式 (4) 的条件对全部 i ($i = 1, 2, \dots, m$) 求出公式 (5),则为公式 (6),因此如公式 (7) 那样求出 f 。

[0069] 公式 4

$$[0070] \quad \theta I / \theta f_i = 0$$

[0071] 公式 5

$$[0072] \quad \theta I / \theta f_i = B_i B^T f^T + f B B_i^T - d B_i^T - B_i d^T$$

$$[0073] \quad = 2(f B B_i^T - d B_i^T) = 0$$

[0074] 公式 6

$$[0075] \begin{pmatrix} \frac{\partial I}{\partial f_1} \\ \frac{\partial I}{\partial f_2} \\ \vdots \\ \frac{\partial I}{\partial f_m} \end{pmatrix} = fBB^T - dB^T = 0$$

[0076] 公式 7

$$[0077] f = dB^T(BB^T)^{-1}$$

[0078] 通过使用这样求出的非匹配滤波器的概念的波长延长滤波器,能够更严谨地抽出发射脉冲成分。

[0079] 在此,从尽量不存在气泡的状态进行气泡化的方法容易选择性地对发射脉冲进行造影。因此,对于光栅的顺序,与从一端顺序地向一个方向进行扫描相比,也有理想的是设置为在时间上尽量相邻的发送接收波的光栅在空间上离开的情况。例如在光栅数为 100 个,从左顺序地为光栅 1、2、3、..... 100 的情况下,可以考虑 1、51、25、76、13、38、63、89、2、..... 那样的顺序等。这样,与顺序地进行光栅扫描的情况相比,能够使相邻光栅之间的时间间隔延长为 8 倍。

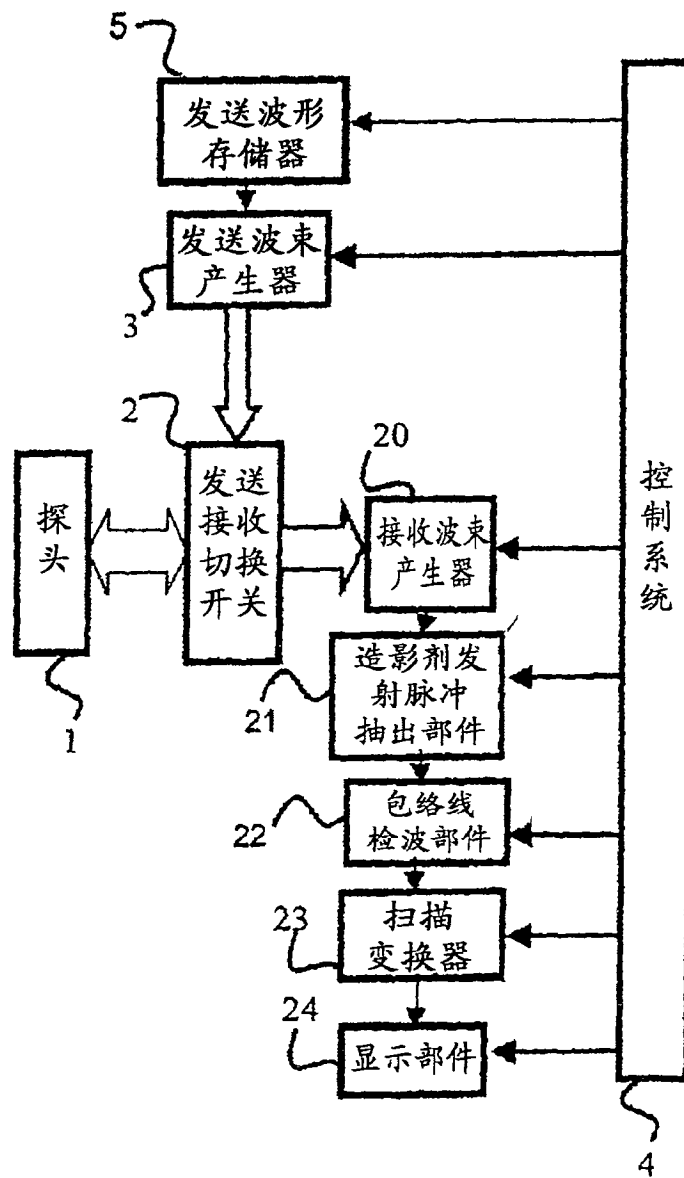


图 1

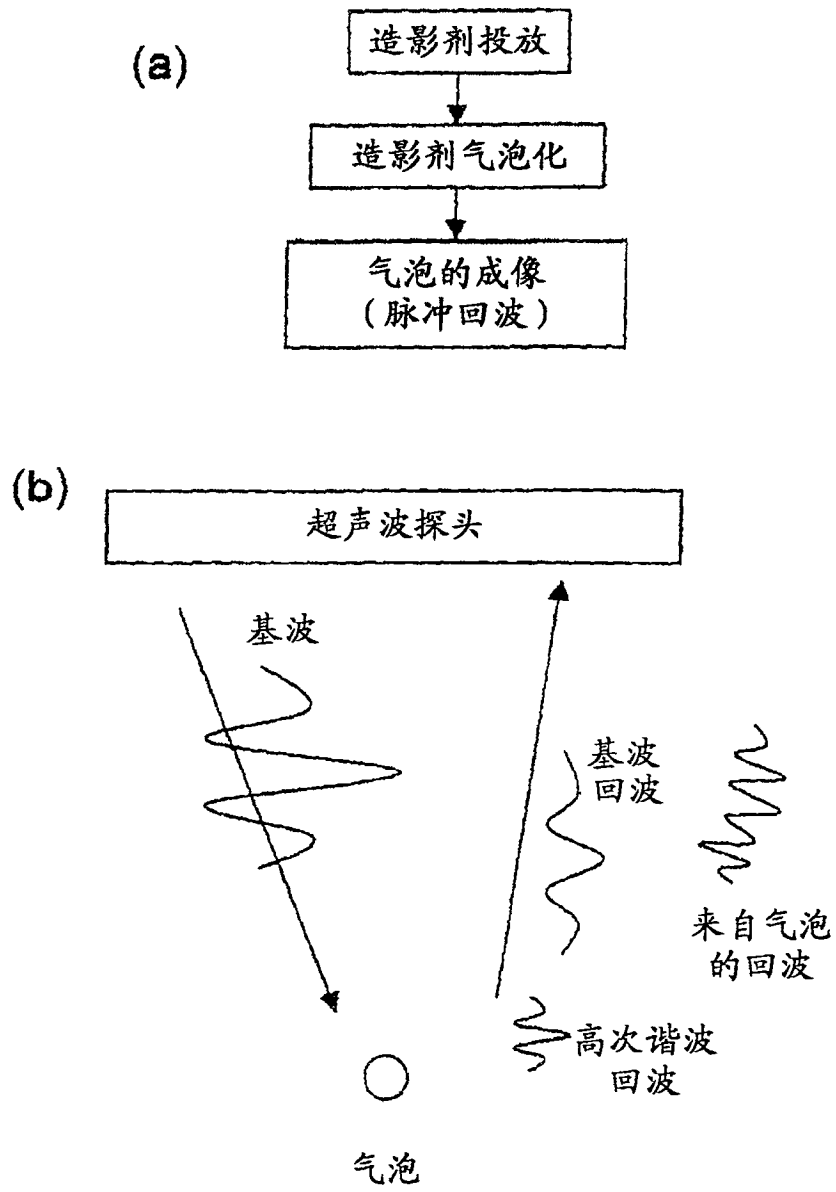


图 2

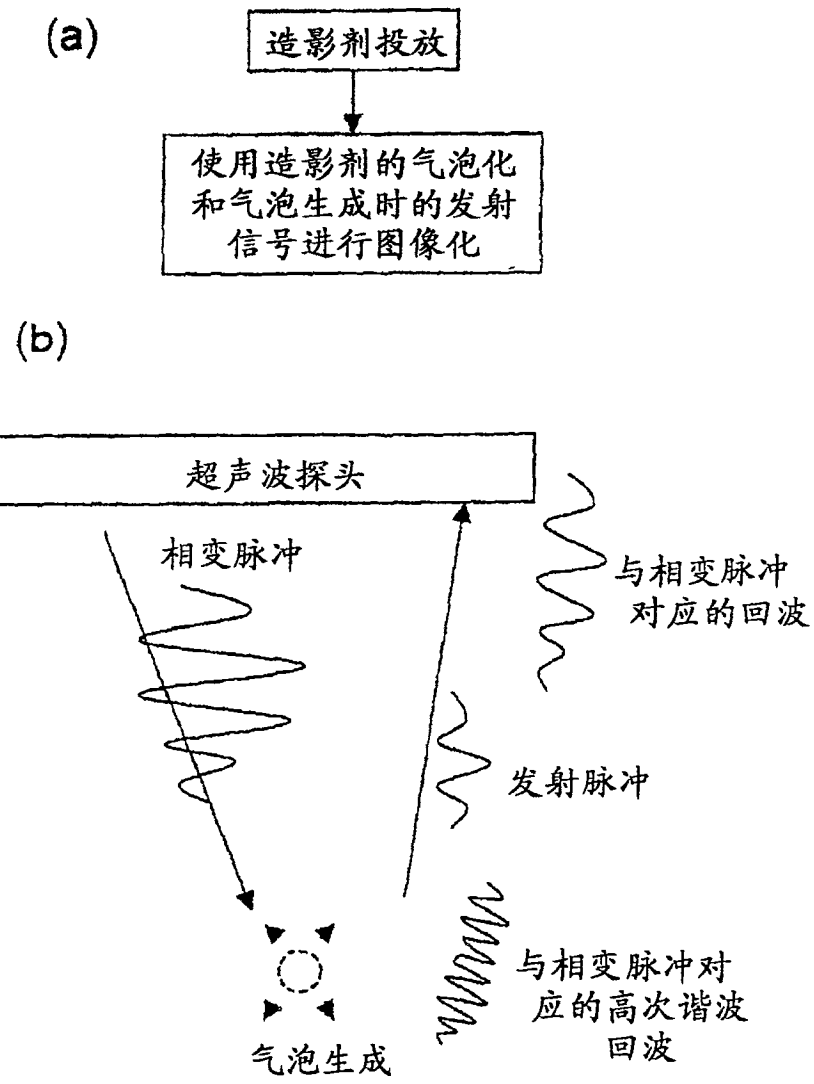


图 3

时间空间

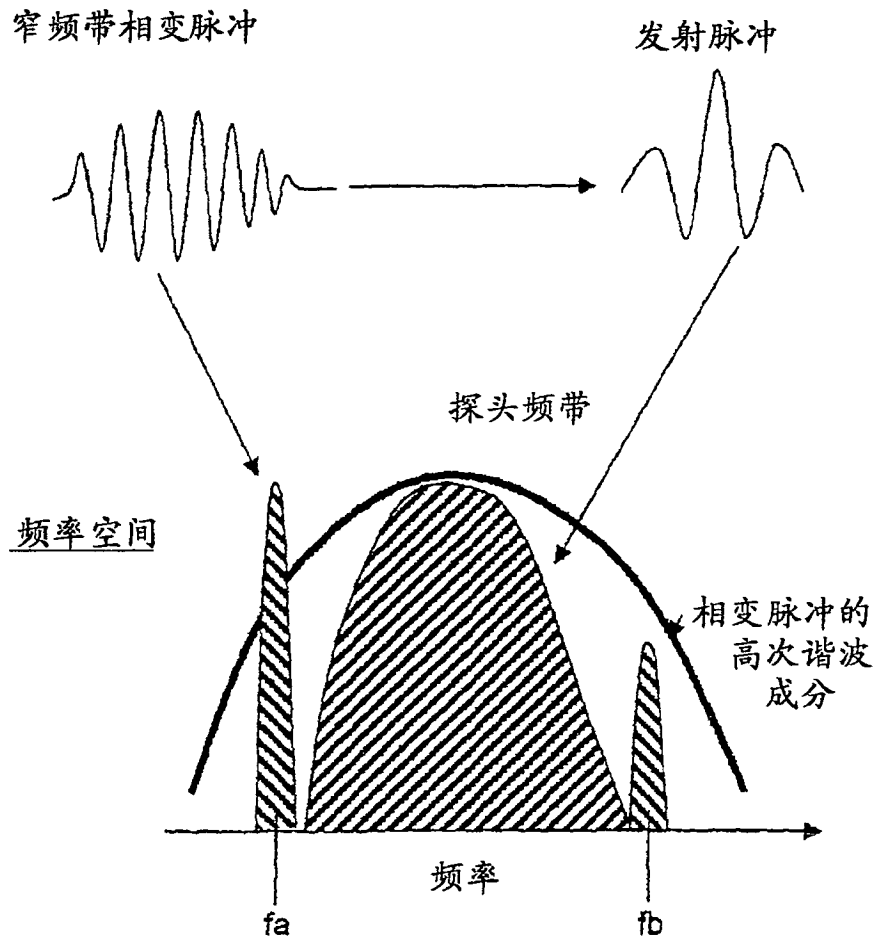


图 4

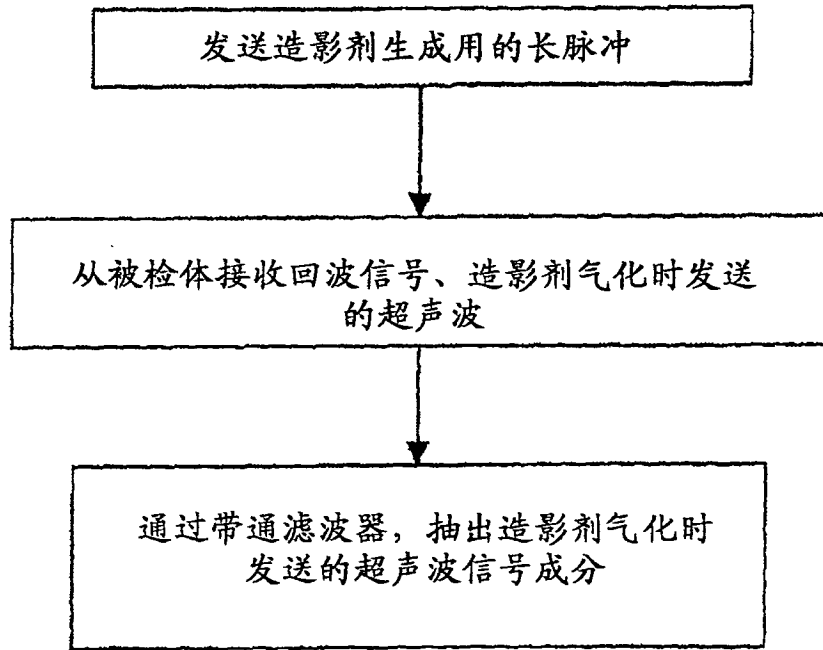


图 5

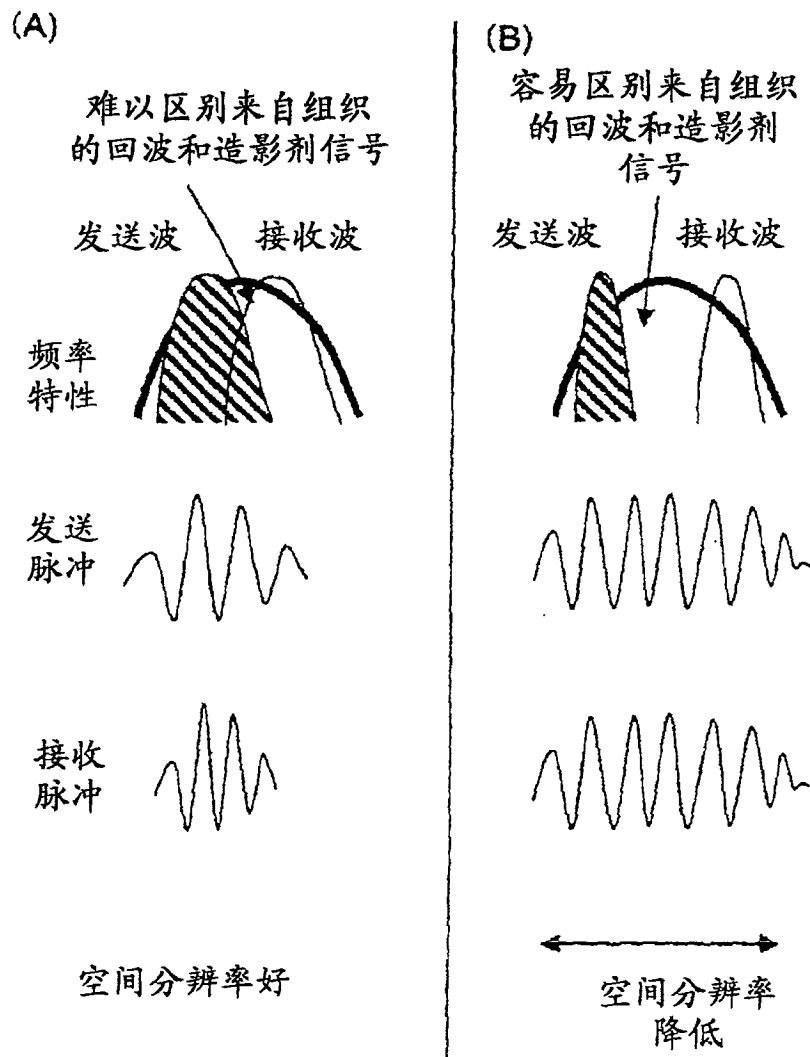
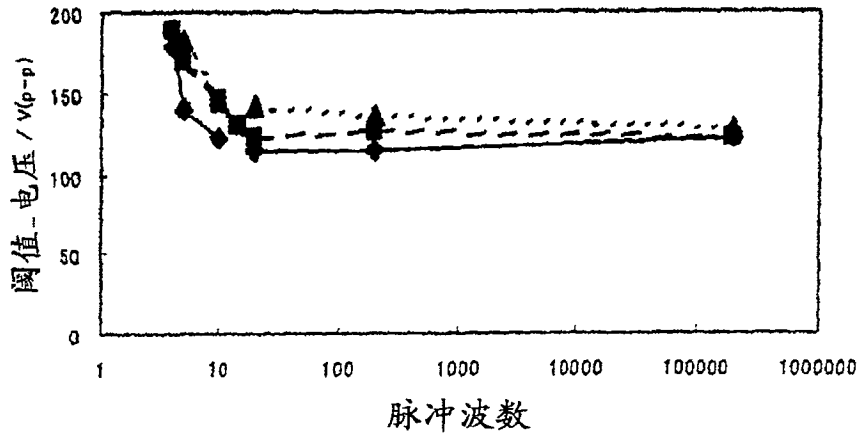


图 6

(a) 脉冲波数与阈值的关系



(b) 脉冲波数与阈值的关系

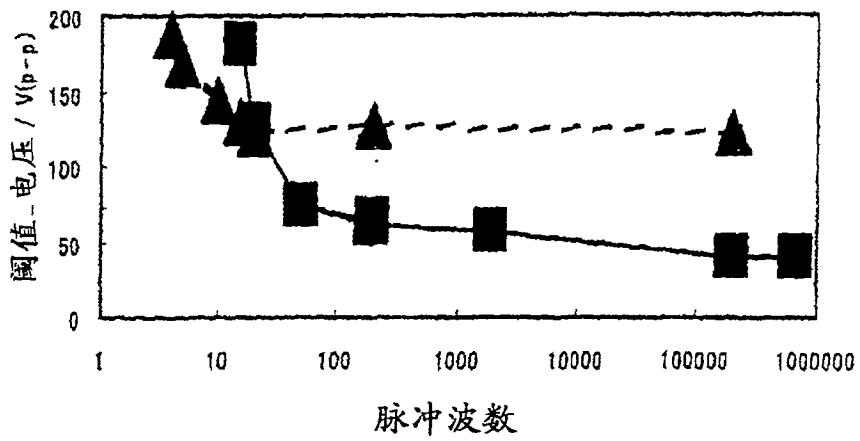


图 7

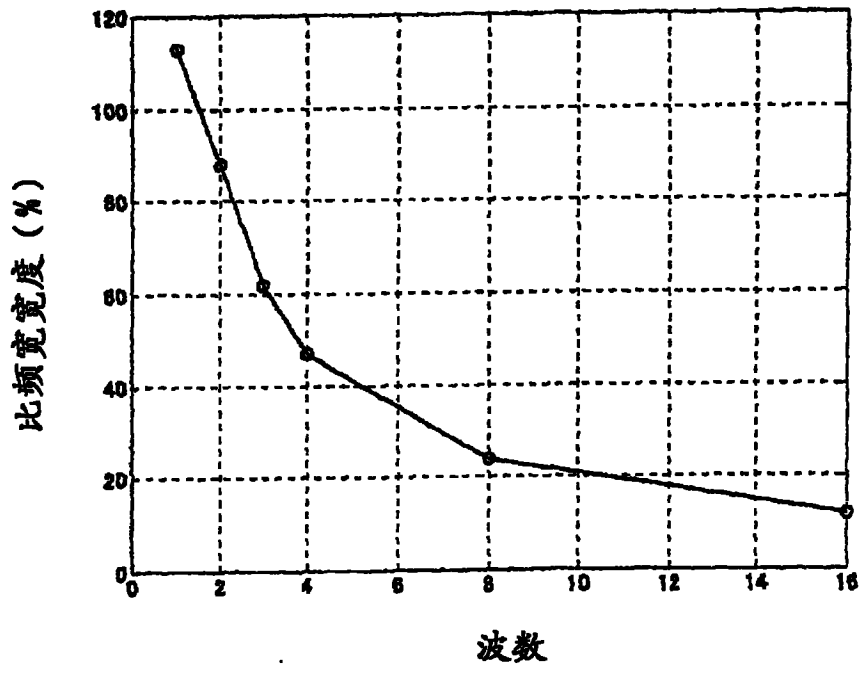


图 8

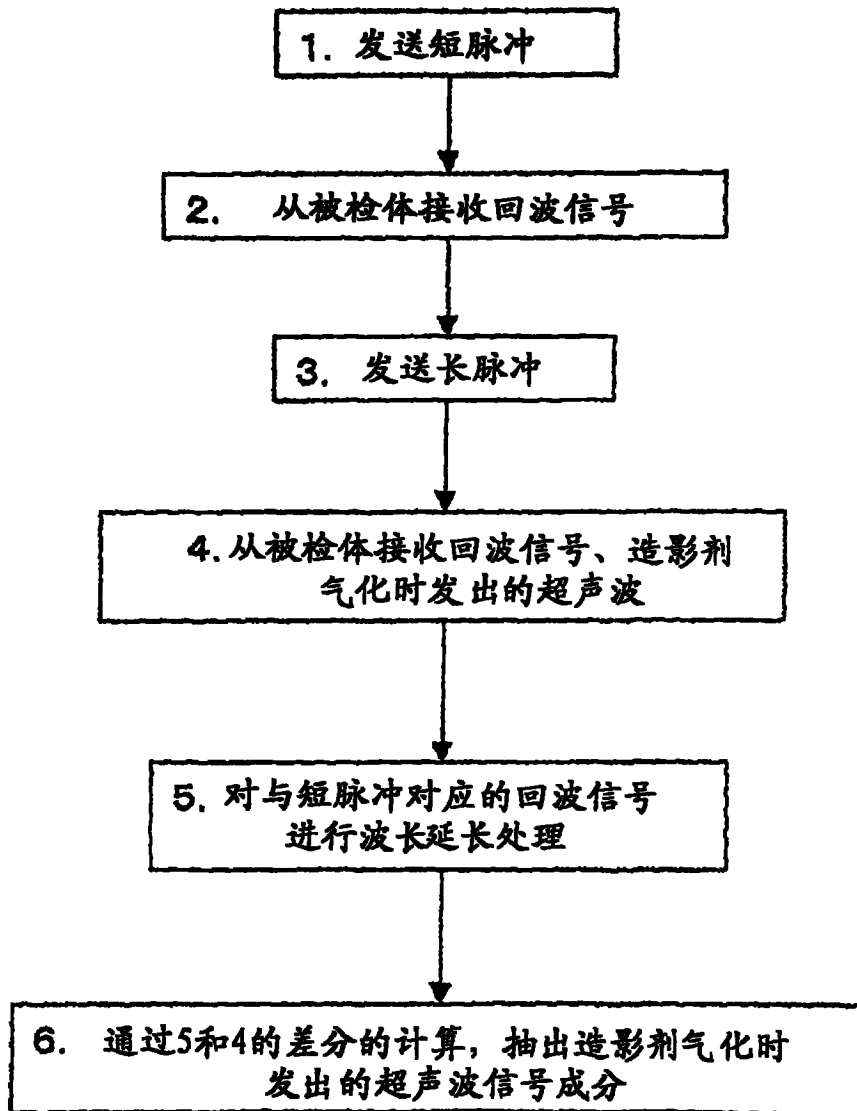


图9

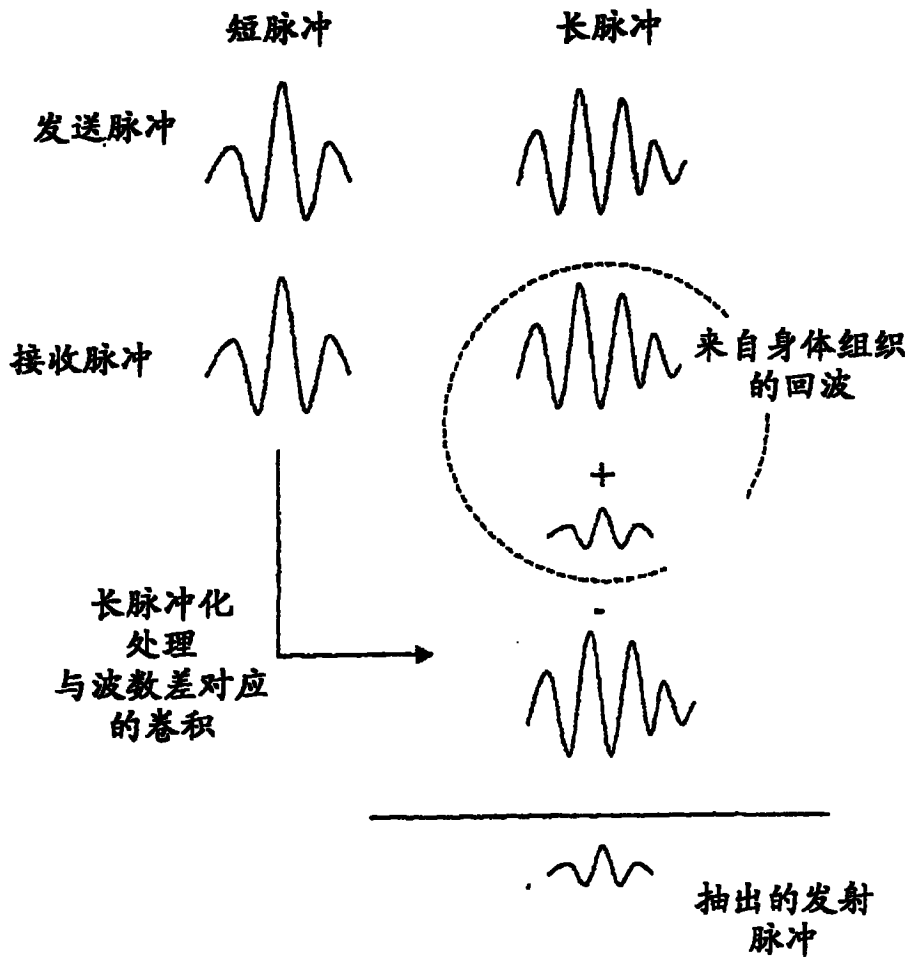


图 10

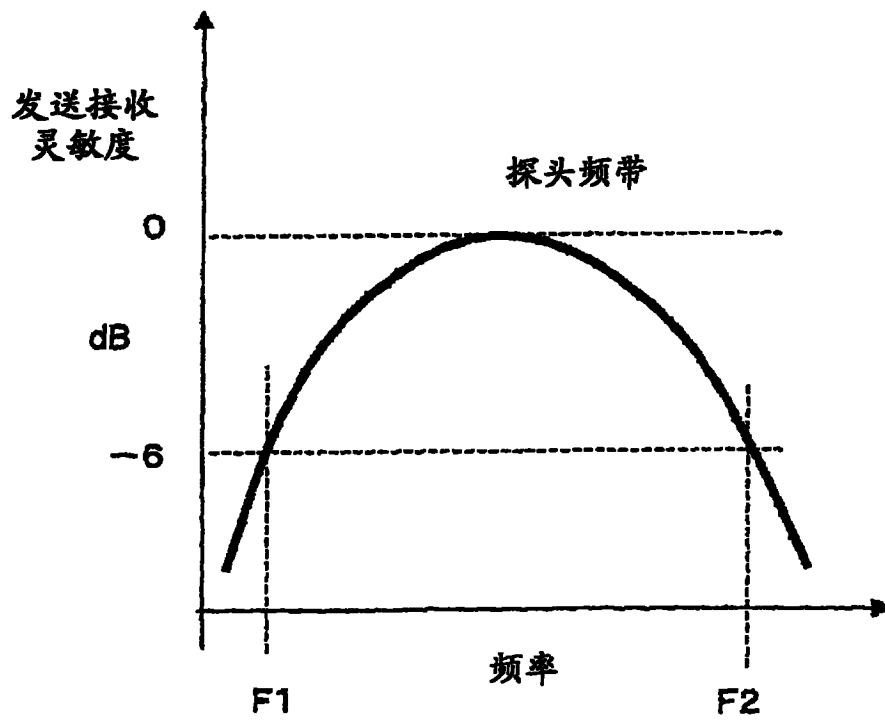


图 11

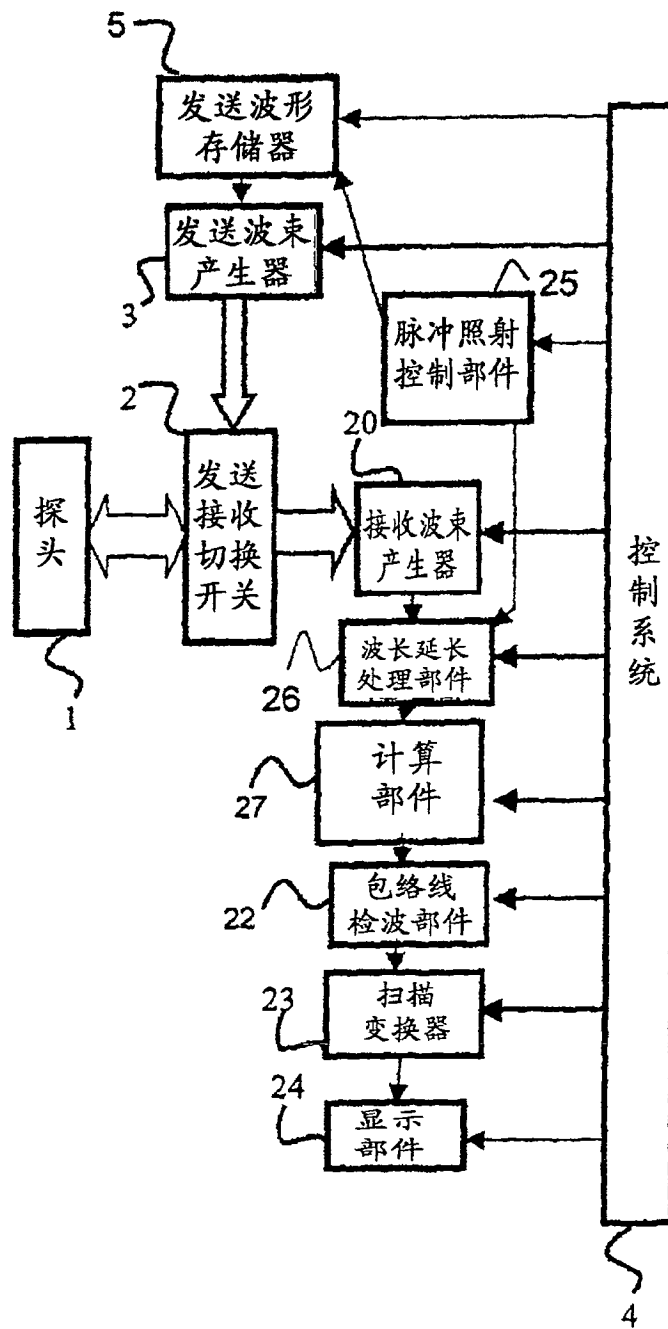


图 12

专利名称(译)	超声波摄像装置		
公开(公告)号	CN101254119B	公开(公告)日	2010-06-02
申请号	CN200710188652.2	申请日	2007-11-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	东隆 川畑健一		
发明人	东隆 川畑健一		
IPC分类号	A61B8/13		
CPC分类号	A61B8/463 G01S15/8977 G01S7/52038 G01S15/102 G01S15/895 A61B8/481 G01S7/52022		
代理人(译)	吴丽丽		
审查员(译)	李玉菲		
优先权	2007046390 2007-02-27 JP		
其他公开文献	CN101254119A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在超声波探头的频带有限的情况下，如果分为发送波形、来自造影剂的接收波形的频带，则发送和接收的至少一方的频带变窄，空间分辨率降低。本发明的超声波摄像装置检测微粒化了的液体由于超声波而气化时释放的造影剂特异信号，对其空间分布进行图像化。在发送时使用窄频带，在接收信号中使用宽频带，在接收信号的空间分辨率高的状态下，区别发送信号和接收信号。

