



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108135579 A

(43)申请公布日 2018.06.08

(21)申请号 201680060675.2

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

(22)申请日 2016.09.14

利商标事务所 11038

代理人 许海兰

(30)优先权数据

2015-208282 2015.10.22 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.04.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/077144 2016.09.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/068892 JA 2017.04.27

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京

(72)发明人 吉川秀树 大坂卓司

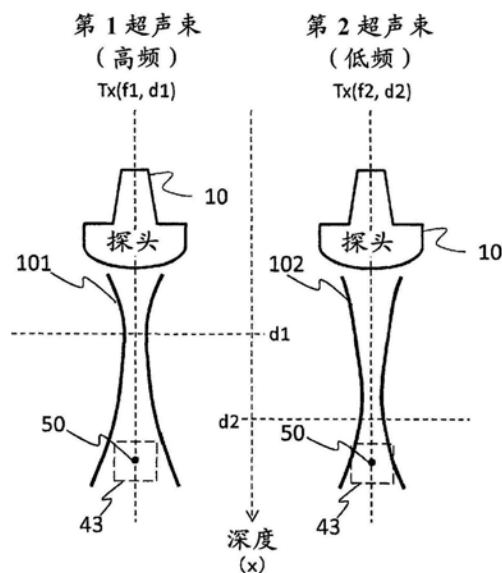
权利要求书2页 说明书13页 附图17页

(54)发明名称

超声波诊断装置以及衰减特性测量方法

(57)摘要

提供能够抑制超声波的扩散衰减对接收信号造成的影响而高精度地测量吸收衰减的超声波诊断装置。从探头向对象物发送第1超声束及第2超声束。分别得到关于对象物的至少预定测量点50的基于第1超声束及第2超声束的接收信号。此时,将第1超声束和第2超声束设定成频率以及焦深分别不同。衰减特性计算部使用关于预定测量点50得到的基于第1超声束的接收信号和基于第2超声束的接收信号,求出对象物的衰减特性。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:
探头;
发送部,从所述探头对拍摄范围内的对象物发送第1超声束及第2超声束;
接收部,从接收到来自所述对象物的超声波的所述探头的输出中,关于所述对象物的预定测量点,分别得到基于所述第1超声束及第2超声束的接收信号;以及
衰减特性计算部,计算所述对象物的组织的衰减特性,
关于所述第1超声束和所述第2超声束,频率以及焦深分别不同,
所述衰减特性计算部使用关于所述预定测量点的基于所述第1超声束的接收信号和基于所述第2超声束的接收信号,求出所述对象物的衰减特性。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
设定为所述第2超声束的频率比所述第1超声束的频率小,所述第2超声束的焦深比所述第1超声束的焦深深。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述第1超声束及第2超声束的频率以及焦深被设定为所述测量点处的所述第1超声束的扩散程度和所述第2超声束的扩散程度一致。
4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述扩散程度是指所述第1超声束及第2超声束的扩散后的每单位面积的能量。
5. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述超声波诊断装置还具有受理部,该受理部从操作者受理所述测量点或者包括测量点的测量区域的设定。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述超声波诊断装置还具有波段控制部,该波段控制部在基于所述发送部的所述超声束的发送时或者基于所述接收部的所述超声束的接收时控制所述超声束的频带。
7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
将所述第1超声束及第2超声束合成而作为一个超声束发送。
8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述衰减特性计算部从所述接收部的所述接收信号中抽出所述第1超声波的频带的接收信号和所述第2超声波的频带的接收信号,使用抽出后的接收信号来求出所述衰减特性。
9. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述超声波诊断装置还具有控制部,该控制部根据预先求出的所述测量点的位置与所述第1超声束及第2超声束各自的焦深的关系,求出用于在所述受理部受理的测量点的位置处使所述第1超声束及第2超声束的扩散程度一致的所述第1超声束及第2超声束各自的焦深并设定到所述发送部。
10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述衰减特性是衰减率或者衰减率的时间变化。
11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
使用基于所述第1超声束及第2超声束的所述接收信号中的一方,生成所述拍摄范围的图像。

12. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述衰减特性计算部将所述衰减特性或者将另行求出的所述对象物的诊断信息组合到所述衰减特性而成的信息设为评价指标,使显示部以图表或者图像的方式显示所述评价指标的值的每个测量日的变化或者变化率。

13. 根据权利要求12所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述衰减特性计算部对所述评价指标的值进行范围划分,使呈现该范围的组织性状的严重程度的显示与所述图表一起显示于显示部。

14. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述发送部向所述拍摄范围的多个方向分别发送所述第1超声束及第2超声束,

所述衰减特性计算部将被照射所述第1超声束及第2超声束的区域二维地分割为多个范围,针对每个所述范围,计算所述衰减特性,生成所述衰减特性的二维分布。

15. 一种衰减特性测量方法,其特征在于,

对拍摄范围内的对象物发送频率以及焦深分别不同的第1超声束及第2超声束,

接收来自所述对象物的超声波,关于所述对象物的预定测量点,分别得到基于所述第1超声束及第2超声束的接收信号,

使用关于所述预定测量点的基于所述第1超声束的接收信号和基于所述第2超声束的接收信号,求出所述对象物的衰减特性。

超声波诊断装置以及衰减特性测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗用的超声波诊断装置,涉及测量检查对象的衰减率的技术。

背景技术

[0002] 以超声波、MRI (Magnetic Resonance Imaging,磁共振成像)、X射线CT (Computed Tomography,计算机断层扫描)为代表的医疗用的图像显示装置作为以数值或者图像的方式提示无法用眼观察到的生物体内的信息的装置而被广泛使用。其中,利用超声波的图像显示装置具备与其他装置相比高的时间分辨率,具有不渗入脉拍下的心脏就能够实现图像化的性能。另外,基于利用小型装置仅由探头接触对象物就能够进行检查的简便性和不受被辐射等损害的非侵袭性的特点,不仅能够利用于通常诊断,还能够利用于手术中、救护、家庭诊断、健康诊断等广范围的用途。

[0003] 超声波诊断装置向检查对象发送超声波,接收来自散射体的反射信号来构成图像。基本上,根据发送接收所需的时间和声速来测量与散射体相距的距离,构成基于接收声压的亮度的空间分布,从而生成超声波图像。

[0004] 超声波图像在接近体表的浅部区域中能够以高灵敏度且高分辨率形成,但在深部区域中高频分量衰减,所以超声波图像的灵敏度以及分辨率都降低。因此,在专利文献1以及专利文献2中,提出了以高频分量收敛于浅部区域、低频分量收敛于深部区域的方式发送多个频率分量来防止所着眼的病变部位的灵敏度降低的技术。具体而言,在专利文献1中,在发送中发送宽波段的啁啾波,从浅部获取高频波段的信号,从深部获取低频波段的信号,生成图像。另外,在专利文献2中,在浅部进行高频发送,在深部进行低频发送,与专利文献1同样地,将在浅部侧和深部侧形成的图像合成来获取整体图像。

[0005] 另外,还提出了通过超声波诊断装置测量被检体组织的衰减特性的技术。例如,在专利文献3中,公开了将不同频率的2个以上的超声波发送给被检体,求出得到的接收信号的强度差,从而求出被检体的频率依赖的衰减常数而进行图像显示。另外,在专利文献4中公开了如下技术:对合成2个以上的频率的超声波而得到的合成超声波进行相位调制并发送2次以上,对得到的接收信号进行减法处理,从而将高频相互抵消之后计算衰减量。由此,抑制在超声波的传输时发生的高次谐波对衰减量的计算造成影响的现象。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献1:日本特开2002-58670号公报

[0008] 专利文献2:日本特开平03-261463号公报

[0009] 专利文献3:日本特公平3-24868号公报

[0010] 专利文献4:日本专利5349115号公报

发明内容

[0011] 在检查对象的内部传输的超声波在其路径中主要由于吸收、散射以及扩散的现象而衰减。吸收是与传输相伴的超声波的振动能量由于摩擦等的影响而发生热损失的现象。

散射是在具有与超声波的波长相同程度的尺寸的结构体中发送信号朝多个方向分散的现象。虽然没有散射所引起的能量的损失,但在进行朝一个方向的发送接收的超声波拍摄装置中仅能够获取到分散出的信号的一部分,所以成为衰减的一个原因。在医用超声波诊断装置中通用地利用的频带(1MHz-20MHz)中,超声波的衰减的原因在于,与散射相比,吸收的影响占支配地位。另一方面,扩散是在发送时的焦点位置以后传输方向进行扩展的现象。扩散与散射同样地虽然没有能量的损失,但与散射同样地在朝一个方向的发送接收中仅能够获取到扩散出的能量的一部分,所以仍成为衰减的一个原因。这样,即便简言之称为衰减,其原因也被分成吸收、散射、扩散,需要根据评价的内容选择适当的测量方法。

[0012] 本申请的目的在于提供一种能够抑制超声波的扩散所引起的衰减对接收信号造成的影响而高精度地测量吸收所引起的衰减的超声波诊断装置。

[0013] 为了实现上述目的,本发明的超声波诊断装置具有:探头;发送部,从探头对拍摄范围内的对象物发送第1超声束及第2超声束;接收部,从接收到来自对象物的超声波的探头的输出中,关于对象物的预定测量点,分别得到基于第1超声束及第2超声束的接收信号;以及衰减特性计算部,使用接收信号计算对象物的组织的衰减特性。关于第1超声束和第2超声束,频率以及焦深分别不同。衰减特性计算部使用关于预定测量点的基于第1超声束的接收信号和基于第2超声束的接收信号,求出对象物的衰减特性。

[0014] 根据本发明的超声波诊断装置,能够抑制超声波的扩散衰减对接收信号造成的影响而高精度地测量与组织性状强相关的吸收衰减。

附图说明

[0015] 图1是示出实施方式1以及2的超声波诊断装置的一个结构例的框图。

[0016] 图2是示出实施方式1的第1超声束及第2超声束的频率以及焦点位置不同的说明图。

[0017] 图3是示出实施方式2的超声波诊断装置的动作的流程图。

[0018] 图4的(a)是示出实施方式2的超声波诊断装置的发送以及接收的方位方向、拍摄范围以及测量区域的说明图,(b)是示出实施方式2的第1收发序列和第2收发序列的一个例子的说明图。

[0019] 图5是示出实施方式2的显示部的显示方式的一个例子的图。

[0020] 图6是示出实施方式2的第2收发序列的详细处理工序的流程图。

[0021] 图7是说明通过线性拟合求出实施方式2的衰减率的图表。

[0022] 图8的(a)是示出比较例的接收信号的深度(x)方向的声压的变化的图表,(b)是示出实施方式2的第1超声束及第2超声束的接收信号的深度(x)方向的声压的变化的图表。

[0023] 图9是关于第1超声束及第2超声束的焦深的组合而示出在实施方式2中测量的衰减率的误差的分布的映射。

[0024] 图10是示出在实施方式2中测量的衰减率和对象物(模型)的真实的衰减率的偏移的图表。

[0025] 图11的(a)是示出实施方式2的超声波诊断装置的发送以及接收的方位方向、拍摄范围以及测量区域的说明图,(b)是示出实施方式2的第1收发序列以及第2收发序列的其他例子的说明图。

[0026] 图12是示出实施方式2的显示部的显示方式的一个例子的图。

[0027] 图13的(a)是示出实施方式3的衰减率(α)与传输距离(深度)(x)之积的变化的图表,(b)是示出针对在深度方向上分割(a)而得到的每个范围进行线性拟合而得到的结果的图表,(c)是示出针对(b)的每个范围根据衰减率分配有颜色信息的一维色图的说明图。

[0028] 图14是示出实施方式3的显示部的显示方式的一个例子的图。

[0029] 图15的(a)是示出实施方式3的超声波诊断装置的发送以及接收的方位方向、拍摄范围以及测量区域的说明图,(b)是示出实施方式3的第2收发序列的二个例子的说明图。

[0030] 图16是示出实施方式3的显示部的显示方式的一个例子的图。

[0031] 图17是示出实施方式3的显示部的显示方式的一个例子的图。

[0032] 图18是示出在实施方式3中图像生成部利用第2超声束的接收信号进行图像生成的说明图。

[0033] 图19是示出在实施方式4中合成第1超声束和第2超声束而得到的超声束的说明图。

[0034] 图20是示出实施方式4的第2收发序列的详细处理工序的流程图。

[0035] (符号说明)

[0036] 10:探头;11:发送接收部;12:信号处理部;13:图像生成部;14:衰减特性计算部;15:显示部;21:发送部(发送波束成形器);22:接收部(接收波束成形器);23:控制部;25:受理部;42:拍摄范围;43:测量区域(ROI);50:测量点;51:超声波图像101:第1超声束;102:第2超声束;103:合成出的超声束。

具体实施方式

[0037] 发明人发现为了高精度地进行生物体组织的性状评价,需要高精度地测量与组织性状强关联的吸收衰减。在本实施方式中,为了高精度地测量吸收衰减,抑制超声波的扩散衰减对接收信号造成的影响。具体而言,以使预定测量点处的扩散为相同程度的方式,针对发送的超声波的每个频率,设定焦点位置。

[0038] 以下,使用附图说明本发明的实施方式。

[0039] <<实施方式1>>

[0040] 如图1所示,实施方式1的超声波诊断装置具备探头10、发送部101、接收部102以及衰减特性计算部14。探头10向对象物发送超声波,接收来自对象物的超声波。发送部(以下称为发送波束成形器)21如图2那样从探头10向对象物发送第1超声束101以及第2超声束102。接收部(以下称为接收波束成形器)22从接收到超声波的探头10的输出中分别得到关于对象物的预定的点的基于第1超声束101及第2超声束102的接收信号(接收波束成形)。衰减特性计算部14使用接收波束成形器22得到的接收信号来计算对象物的组织的衰减特性。即,衰减特性计算部14求出关于图2的对象物的预定测量点50由接收波束成形器22得到的、基于第1超声束101的接收信号与基于第2超声束102的接收信号的比或差,从而求出对象物的衰减特性。对象物的组织的衰减特性与上述接收信号的比或差对应。作为衰减特性计算部14计算的衰减特性,只要是衰减率、衰减率的时间变化率等与衰减有关的指标,则可以是任意的。

[0041] 此时,发送波束成形器21以使第1超声束101及第2超声束102各自的焦深 d_1 、 d_2 为

根据各个频率 f_1 、 f_2 预先确定的不同的位置的方式进行发送(发送波束成形)。由此,能够设定为测量点50处的第1超声束及第2超声束101的扩散为相同程度。

[0042] 通过设为这样的结构,第1超声束101及第2超声束102由于预定测量点处的扩散的程度为相同程度,所以能够减轻扩散衰减的影响而测量吸收衰减。以下,进一步说明。

[0043] 比第1超声束101及第2超声束102的焦深深的区域中的扩散在接近焦点的区域中由于菲涅尔衍射而发生,在远离焦点的区域中由于夫琅禾费衍射等而发生,其扩散角度依赖于各个超声束的频率 f_1 、 f_2 。因此,根据各个超声束的扩散角度和其焦深至测量点50的距离,超声波能量的扩散程度不同。在本实施方式中,以使测量点50处的第1超声束及第2超声束的扩散程度相同的方式,设定第1超声束及第2超声束的频率以及焦深。

[0044] 此处所称的扩散程度是指,到达具有单位面积的测量点50的第1超声束及第2超声束的扩散后的每单位面积的能量。以在到达测量点50的时间点使第1超声束及第2超声束的每单位面积的能量相同的方式,设定第1超声束及第2超声束的频率以及焦深,由此能够抑制扩散所引起的衰减的影响,高精度地测量吸收所引起的衰减。

[0045] 在设定为第1超声束及第2超声束的扩散程度在测量点50处一致的情况下,第2超声束102的频率 f_2 比第1超声束101的频率 f_1 小,第2超声束102的焦深 d_2 比第1超声束101的焦深 d_1 深。

[0046] 此外,能够将使第1超声束101及第2超声束102的扩散程度一致的测量点50设定为预先确定的深度。在该情况下,将以使在测量点50处扩散程度一致的方式预先通过计算或者实验求出的频率 f_1 、 f_2 以及焦深 d_1 、 d_2 设定到发送波束成形器21。

[0047] 另外,还能够构成为超声波诊断装置具备受理部25和控制部23,该受理部25从操作者受理包括测量点50的测量区域43的设定。在该情况下,与受理部25受理到的测量区域43的测量点50的深度对应地,控制部23通过计算或者参照预先求出的表格等求出扩散程度一致的频率 f_1 、 f_2 以及焦深 d_1 、 d_2 。由此,能够根据由操作者设定为期望的深度的测量点50来设定频率 f_1 、 f_2 以及焦深 d_1 、 d_2 。

[0048] 此外,设定为向对象物的同一测量点50发送第1超声束101及第2超声束102。另外,发送第1超声束101及第2超声束102的顺序可以是任意的顺序。

[0049] 另外,第1超声束101及第2超声束102既能够作为单独的超声束而发送,也能够构成为将2个超声束合成而作为一个超声束发送并在接收时抽出各个频率的接收信号。

[0050] 另外,取决于第1超声束及第2超声束的频率特性,有可能发生如下的不均衡:在传输过程中发生的非线性分量例如包含于基于第1超声束的接收信号而不包含于基于第2超声束的接收信号。例如,在使用具有1MHz至5MHz的接收频带的探头10来发送频率2MHz的第2超声束102和频率4MHz的第1超声束101的情况下,伴随频率2MHz的超声束的发送而发生的频率4MHz的非线性分量(第2次高次谐波)包含于探头10的接收波段,但与频率4MHz的超声束的发送相伴的8MHz的非线性分量不包含于接收频带。这样的不均衡在包含于接收信号的情况下成为衰减测量的误差原因。为了避免该问题,能够还配置波段控制部,该波段控制部在发送波束成形器21发送超声束101、102时或者接收波束成形器22接收超声波时控制超声束的频带。具体而言,例如波段控制部包括配置于接收波束成形器22的预定的窄波段的接收滤波器,通过使接收信号通过接收滤波器来进行窄波段化,从针对频率2MHz的第2超声束102的发送的接收信号中去除频率4MHz附近的非线性分量。或者,波段控制部也可以包括发

送波数调整部,该发送波数调整部与发送波束成形器21的第1超声束101及第2超声束102的频率特性对应地,使发送波数增加,对发送的超声束101、102进行窄波段化。通过发送波数调整部对超声束101、102进行窄波段化,能够使发生的高次谐波的波段变窄,所以能够减轻由于超声束的频率而非线性分量包含于或者不包含于探头10的接收波段的不均衡。这样,通过配置波段控制部,能够减轻在传输过程中发生的非线性分量所引起的测量误差。

[0051] 以下,在实施方式2以后,具体地说明实施方式的超声波诊断装置。

[0052] <<实施方式2>>

[0053] 以下,说明本发明的实施方式2的超声波诊断装置以及衰减率的测量法。

[0054] 首先,使用图1说明实施方式2的超声波诊断装置的结构。实施方式2的超声波诊断装置与实施方式1同样地,具备探头10、发送波束成形器21、接收波束成形器22、衰减特性计算部14、受理部25以及控制部23。除了这些以外,实施方式2的超声波诊断装置还具备图像生成部13、存储器24以及显示部15。发送波束成形器21、接收波束成形器22以及存储器24构成使探头10进行超声波的发送接收的发送接收部11。另外,图像生成部13和衰减特性计算部14构成处理接收信号的信号处理部12。

[0055] 在存储器24中,预先储存有能够设定测量点50的多个位置的信息。另外,在存储器24中,用于针对可设定的测量点50的每个位置而使频率 f_1 的第1超声束101和频率 f_2 的第2超声束102的扩散程度一致的、第1超声束101的焦深 d_1 和第2超声束102的焦深 d_2 的组合被预先储存为表格或者函数。 d_1 、 d_2 的值是预先通过计算或者通过实验求出的值。频率 f_1 、 f_2 既能够固定为预先确定的值,也能够由控制部23根据操作者的操作或者根据摄影条件从预定的范围中选择频率 f_1 、 f_2 。在能够在预定的范围内选择频率 f_1 、 f_2 的情况下,针对可选择的 f_1 和 f_2 的每个组合,关于可设定的测量点50的各个,将第1超声束及第2超声束它们的焦深 d_1 、 d_2 的值在存储器24中预先储存为表格或者函数。

[0056] 此外,图1仅示出了本实施方式的超声波诊断装置的重要部分,关于与现有的超声波诊断装置同样的结构,省略图示。

[0057] 接下来,参照图3的流程图等,说明图1的超声波诊断装置的各部分的动作。

[0058] 在本实施方式的超声波诊断装置中,存在如下2个阶段:操作者拿住探头10来获取图4所示的包括对象物(检查对象)100的拍摄范围42的超声波图像并一边观察它一边探索要测量对象物100的衰减率的区域的工序(步骤300~305);以及,测量对象物100的衰减率的工序(步骤306~310)。由受理部25利用通用结构从操作者受理操作,从而执行各工序中的衰减测量模式的开始(步骤300)、ROI输入受理(步骤304、305)、测量开始(步骤306)、停止(步骤310)的处理。例如,能够构成为受理部25具有操作面板(未图示),通过操作者操作操作面板而进行受理。另外,能够构成为受理部25具备在显示部15的显示画面上配置的触摸面板(未图示),通过操作者一边观察显示画面一边触摸触摸面板而进行受理。另外,还能够成为受理部25经由通信线路等与外部设备连接,从远离超声波诊断装置的位置的操作者受理操作。

[0059] 首先,在操作者经由受理部25指示衰减率测量模式的开始时,控制部23通过受理该指示(步骤300),读入在控制部23中内置的存储器中预先储存的衰减率测量程序并执行,从而控制各部分的动作,使以下各步骤的动作实现。

[0060] 首先,控制部23从存储器24读入预先确定的第1收发序列的条件,将其设定到发送

波束成形器21。作为第1收发序列的条件,包括发送焦深、发送方向的角度范围(拍摄范围42)以及角度间隔、接收扫描线的角度范围以及角度间隔等。控制部23在发送波束成形器21以及接收波束成形器22中执行第1收发序列(步骤301)。在第1收发序列中,发送波束成形器21向构成探头10的多个振子以将焦点形成于所设定的发送焦深的方式经由A/D变换器(未图示)分别送出设定了延迟量的发送信号。探头10的各振子将电信号变换为声信号,发送在所设定的发送焦深具有发送焦点的预定的超声束。被拍摄范围42的组织等反射的超声波(回波)再被探头10的各振子接收,经由D/A变换机(未图示)被输入到接收波束成形器21。接收波束成形器21将各振子的输出以使焦点对准于预定的接收扫描线上的接收焦点的方式延迟后相加,从而生成接收信号(波束成形)。将其关于接收扫描线上的多个接收焦点依次反复进行(动态聚焦)。例如,将在预先确定的深度具有发送焦点的超声束如图4的(a)所示那样沿拍摄范围42的发送方向(方位方向:L0至Ln)依次发送,每次发送时,关于与发送方向一致的接收扫描线,获取接收信号。

[0061] 所生成的接收信号从发送接收部11被送到信号处理部12的图像生成部13,进行增益调整、对数压缩、包络线检波等在公知的超声波诊断装置内使用的图像生成处理,输出表示包括对象物100的拍摄范围42的内部的形态信息的超声波图像51(步骤302)。如图5所示,超声波图像51显示于在显示部15的显示画面的左侧区域中配置的图像显示区域52(步骤303)。

[0062] 此外,发送焦点也可以未必处于拍摄范围42的内部,也可以发送发送焦点相对发送方向假想地位于比探头10靠跟前侧的超声束。

[0063] 控制部23反复进行上述步骤301~303的动作,直至在步骤304中操作者进行ROI输入的操作。由此,操作者能够观察显示部15的超声波图像51来掌握对象物100的组织的断层像。另外,操作者能够一边使探头10向期望的位置移动一边使该位置的超声波图像51随时显示,直至找到要测量衰减率的区域(ROI)。

[0064] 操作者如果观察显示出的超声波图像而找到要测量衰减率的区域,则操作受理部25,将测量区域(ROI)43输入到超声波图像51上(步骤304)。控制部23受理所输入的ROI43(步骤305)。在此,作为一个例子,如图4的(a)所示将ROI43设定到Ln的方向。

[0065] 如果操作者经由受理部25指示了衰减率的测量的开始(步骤306),则控制部11执行第2收发序列(步骤307)。

[0066] 使用图6的流程图,详细说明第2收发序列307的动作。控制部11首先计算所设定的ROI43的中心位置,将该位置作为测量点50(步骤601)。然后,从存储器24读出与计算出的测量点50对应的第1超声束101的频率 f_1 以及焦深 d_1 和第2超声束102的频率 f_2 以及焦深 d_2 的组合(步骤602)。读出的组合是用于使在测量点50处第1超声束101的扩散程度和第2超声束102的扩散程度相同的条件。

[0067] 控制部23对发送波束成形器21设定频率 f_1 及焦深 d_1 以及操作者设定的ROI43的方向(在此为Ln)。由此,发送波束成形器21对探头10的各振子送出以使焦点形成于焦深 d_1 的方式附加有延迟的频率 f_1 的发送信号。由此,从探头10向发送方向Ln发送频率 f_1 以及焦深 d_1 的第1超声束101,通过探头10接收被拍摄范围42的组织等反射的超声波(回波)。控制部23使接收波束成形器22从探头10的各振子的输出中抽出频率 f_1 的信号,以至至少使焦点关于ROI43内的接收扫描线的接收焦点而对准的方式,针对每个振子延迟后相加,从而依次生成

接收信号(步骤603)。将生成的接收信号储存到存储器24。

[0068] 接着,控制部23对发送波束成形器21设定频率 f_2 及焦深 d_2 以及操作者设定的ROI43的方向(在此为 L_n),从探头10向发送方向 L_n 发送频率 f_2 以及焦深 d_2 的第2超声束102。通过探头10接收被拍摄范围42的组织等反射的超声波(回波)。接收波束成形器22从探头10的各振子的输出中抽出频率 f_2 的信号,依次生成至少关于ROI43内的接收扫描线的接收焦点而使焦点对准的接收信号(步骤604)。将生成的接收信号储存到存储器24。

[0069] 即,如图2所示,以在拍摄范围42的浅部区域的焦深 d_1 处具有发送焦点的方式,发送频率 f_1 的第1超声束101。另一方面,以在拍摄范围42的深部区域的焦点位置 d_2 处具有发送焦点的方式,发送比频率 f_1 低的频率 f_2 的第2超声束102。其基于扩散的影响根据频率而不同,越是高频,则扩散所引起的扩展角(方向角 θ)越小、即衰减的影响越小。作为一个例子,式(1)是计算在设想由平面状的压电单板制作出的探头情况下的方向角 θ 的式子, D 是压电单板的宽度, λ 是超声波的波长。

[0070] [式1]

$$[0071] \quad \theta \approx 1.22 \frac{\lambda}{D} \quad [\text{rad}] \quad \dots (1)$$

[0072] 根据式(1)可知,越是高频,则方向角越小。因此,通过将低频(f_2)的第2超声束102的焦深 d_2 设定得比高频(f_1)的第1超声束101的焦深 d_1 深,能够使到达处于比焦深 d_1 、 d_2 深的位置的测量点50的时间点的超声波的扩散程度等同。因此,在关于被照射第1超声束101及第2超声束102的测量点50分别得到的接收信号中,具有扩散所引起的衰减作用等同且反映了吸收所引起的衰减作用的信号强度(例如声压)。

[0073] 衰减特性计算部14关于ROI43内的多个接收焦点,从存储器24读出在第1超声波101的发送接收中得到的接收信号(以下表示为 $R_x(f_1, d_1)$)以及在第2超声波102的发送接收中得到的接收信号(表示为 $R_x(f_2, d_2)$),如以下所述,计算衰减特性(步骤308)。首先,衰减特性计算部14通过高斯滤波器、移动平均滤波器等通用的平滑化滤波器,去除接收信号($R_x(f_1, d_1)$ 、 $R_x(f_2, d_2)$)的噪声分量(步骤605)。然后,能够使用下式(2)计算同一接收焦点处的2个接收信号的声压比率,使用求出的声压比率,通过式(3)计算衰减率(α)与距离(x)之积(即衰减了的声压)(步骤606)。此外,在式(3)中,距离(x)是探头10至该接收焦点的传输距离(=深度)。

[0074] [式2]

$$[0075] \quad I(d) = \frac{R_x(f_2, d_2)}{R_x(f_1, d_1)} \quad \dots (2)$$

[0076] 其中,

$$[0077] \quad f_1 \geq f_2, d_1 \leq d_2$$

[0078] [式3]

$$[0079] \quad \alpha \cdot x = \frac{\log|I(d)|}{2(f_1 - f_2)} \quad [\text{Neper/MHz}] \quad \dots (3)$$

[0080] 衰减特性计算部14针对如图7所示分布为将通过式(3)关于ROI43内的各接收焦点

得到的衰减率(α)与传输距离(x)之积($\alpha \cdot x$)设为纵轴、将传输距离(x)设为横轴的图表而得到的衰减分布图,执行线性拟合,计算梯度的数值(α)。由此,计算衰减率(α) (步骤607)。

[0081] 计算出的衰减率(α)在图3的步骤309中显示于显示部15(步骤309)。例如,如图5所示,能够在显示部15的显示画面的右侧区域中配置的测量显示区域53中,描绘成以衰减率(α)的值为纵轴、以测量出衰减率的时刻为横轴的图表而显示。然后,在图3的步骤310中操作者进行测量停止的指示以前,反复进行步骤301~308,每当求出衰减率(α)时,则显示于图5的测量显示区域53。由此,能够将操作者期望测量衰减率的ROI43的衰减率(α)的变化显示为图表。另外,还能够在图表下同时显示衰减率(α)的预先设定的时间范围中的数值变动(标准偏差、方差等统计值)。

[0082] 这样,在显示部15的左侧区域中配置图像显示区域52,显示由图像生成部13生成的图像51以及测量区域(ROI)43,在右侧区域中显示测量区域(ROI)43中的衰减率的测量结果。在步骤310中操作者进行测量停止的指示以前,随时更新图像和测量结果。进而,通过同时显示衰减率(α)的测量结果的数值变动(标准偏差、方差等统计值),操作者能够观察时间轴上的结果的推移。通过观察该显示部15的显示画面,操作者在步骤305中设定测量区域(ROI)43时,能够一边确认图像51一边避开明显的结构(血管、组织边界)。进而,通过等待数值变动稳定为低值的定时,能够获取可靠性高的高精度的衰减率(α)的测量结果。

[0083] 另外,还能够在显示部15中显示有效用于提高使用衰减率(α)的诊断的效率的显示54~56。在图5的例子中,在测量显示区域53中显示该衰减率(α)的值所示的疾患病情表示严重、正常、还是其中间的彩色条54~56。另外,将表示衰减率(α)的平均值的虚线60和其数值显示于显示部15。由此,通过操作者识别虚线60所示的衰减率的平均值包含于彩色条54~56的哪个区域,能够掌握疾患病情是否严重。因此,即使在体检等诊断许多患者的情况下,也能够在视觉上短时间地判断病情是否严重,所以能够使诊断效率提高。预先实验、统计性地求出与病情的严重度的关系来设定彩色条54~56表示的衰减率的范围。

[0084] 此外,在图5的测量显示区域53的图表中,即使在衰减率(α)短时间地大幅变化的情况下,为了易于观察地显示,也针对预定的每个时间间隔 Δt ,计算衰减率的平均及其最大值和最小值,用黑点57显示平均值,用条58以及59分别显示最大值和最小值。此外,本实施方式的衰减率(α)的显示方法不限于图5的显示方法,也可以简单地针对每个测量时刻描绘衰减率(α)。

[0085] 图8的(b)示出将在本实施方式的步骤607中计算出的衰减率(α)与传输距离(x)之积作为纵轴、将传输距离(x)即深度作为横轴而描绘出的图表。图8的(b)示出在设为第1超声束101的频率 $f_1=4\text{MHz}$ 、发送焦深30mm、第2超声束102的频率 $f_2=2\text{MHz}$ 、发送焦深90mm的情况下的各个接收信号 $R_x(4\text{MHz}, 30\text{mm})$ 、 $R_x(2\text{MHz}, 90\text{mm})$ 的声压和通过式(3)求出的衰减率(α)与距离(x)之积。另一方面,在图8的(a)中,作为比较例,示出在将第1超声束101和第2超声束102的发送焦深都设为30mm的情况下的各个接收信号 $R_x(4\text{MHz}, 30\text{mm})$ 、 $R_x(2\text{MHz}, 30\text{mm})$ 的声压和通过式(3)求出的衰减率(α)与距离(x)之积。

[0086] 根据本实施方式的图8的(b)的图表可知,通过使低频 f_2 的第2超声束102的发送焦深 d_2 比高频 f_1 的第1超声束101的发送焦深 d_1 深,第2超声束102的接收信号 $R_x(2\text{MHz}, 90\text{mm})$ 的声压大到比图8的(a)的比较例深的区域,能够减轻扩散衰减的影响。其结果,可知表示衰减后的声压的衰减率(α)与距离(x)之积的分布图与图8的(a)的焦点位置一致的情况相比,

梯度变大,能够抑制低频 f_2 的第2超声束102的扩散所引起的衰减作用。因此,通过本实施方式,通过使低频 f_2 的第2超声束102的发送焦深比高频 f_1 的第1超声束101的发送焦深深,能够抑制扩散所引起的衰减的影响,修正衰减率(α)的过小评价。

[0087] 此外,衰减特性计算部14在步骤606中,关于处于ROI43的外侧的接收扫描线上的接收信号,也能够通过式(2)、(3)计算衰减率(α)与传输距离(x)之积($\alpha \cdot x$)。在该情况下,在步骤607中执行线性拟合的范围不限定于ROI43,还能够连ROI43的外侧的 $\alpha \cdot x$ 包括在内地进行,但最好考虑接近探头10的近距离声场中的波动场的紊乱和远离探头10的远距离声场中的灵敏度降低进而测量对象的位置来确定拟合范围。例如,在将肝脏作为对象的情况下,考虑肝表面位于从体表面起20mm附近、4MHz的灵敏度在约100mm程度中存在界限,将30mm附近至80mm附近的范围作为拟合范围是妥当的。

[0088] 此外,由于波动场的紊乱、深部灵敏度的降低会大幅影响线性拟合的精度,所以图7所示的拟合时的表示近似精度的指标(例如相关值 R 、最小二乘误差)作为判断衰减率测量的可靠性的指标是有效的。因此,优选将表示近似精度的指标与衰减率等一起显示于显示部15。

[0089] 如上所述,本实施方式的超声波诊断装置能够抑制由于频率而扩散的程度不同的现象,显示高精度地求出吸收所引起的衰减而得到的衰减率。

[0090] 另外,关于图3的流程的步骤301~308的动作(序列),如图4的(b)示出其收发定时那样,反复图像生成的第1收发序列和衰减率的测量的第2收发序列。因此,还得到能够同时反复执行图像生成和衰减率测量的效果。该序列是作为同时实现图像生成和特定的区域中的测量的方法例如与多普勒血流测量、M模式测量类似的方式。(M模式是指,按时间序列显示在特定的方向上发送接收而得到的亮度信息的显示方式。)

[0091] 此外,作为图3的步骤301的第1收发序列,是如上所述向多个方向依次发送发送波束、关于接收扫描线得到接收信号、关于一个拍摄范围生成图像的序列,但本实施方式不限于该序列。例如,还能够为了减少发送次数而提高帧频而进行发送不具有焦点的平面波发送。在该情况下,在一次的发送中向拍摄范围42的整体传输超声波,根据由探头10获取到的接收信号解析传输方向等来进行图像生成。

[0092] 为了通过实验确认本实施方式的超声波诊断装置的效果,使第1超声束101的频率 f_1 为4MHz,使第2超声束102的频率 f_2 为2MHz,使各自的发送焦深 d_1 、 d_2 变化,预先将吸收所引起的衰减率已知的生物体模拟模型(phantom)作为对象物(检查对象),利用本实施方式的超声波诊断装置测量衰减率 α 。图9示出其结果。图9是在以焦深 d_1 为横轴、以焦深 d_2 为纵轴的二维映射上用深浅表示通过测量求出的衰减率 α 与已知的生物体模拟模型的吸收所引起的衰减率的误差的图。误差小的区域集中在图9的左侧中央(即 $d_1 < d_2$ 的范围)。由此,将低频 f_2 的第2超声束102的焦深 d_2 设定得比高频 f_1 的第1超声束101的焦深 d_1 深的本实施方式的超声波诊断装置证实了能够减轻扩散衰减的影响而高精度地测量吸收所引起的衰减率。

[0093] 另外,图10示出利用设定为频率 $f_1 = 4\text{MHz}$ 、频率 $f_2 = 2\text{MHz}$ 、 $d_1 = 20\text{mm}$ 、 $d_2 = 90\text{mm}$ 的本实施方式的超声波诊断装置测量预先知道吸收所引起的衰减率的模型的衰减率而得到的结果。如图10所示,得到了示出通过使用本实施方式的超声波诊断装置能够高精度地测量吸收所引起的衰减率的结果。

[0094] 另外,图像生成的第1收发序列和衰减率的测量的第2收发序列的动作定时还能够如图11的(a)、(b)所示,针对1次的第1收发序列,关于多个发送方向(接收扫描线方向),进行第2收发序列。由此,能够抑制对象物100的位置偏移的影响,并且关于多个发送方向(接收扫描线)获取衰减测量用的数据(接收信号)。通过对获取到的数据(接收信号)进行加法平均而用于衰减率计算,能够实现抑制噪声的高灵敏度的测量。

[0095] 此外,本实施方式的超声波诊断装置是测量衰减率这样的对象物100的物性值的装置,但在对象物100为生物体的情况下,并非如模型那样由衰减率预先明确的物质构成,而且将生物体组织的对象物100全部取出而利用其他测量方法测量衰减率是不可能的。因此,在利用本实施方式的超声波诊断装置测量出的衰减率的测量精度中,界限在于对求出与通过从作为对象物100的生物体摘出的切片、病理诊断利用其他方法测量出的衰减率的匹配(误差)进行验证。即,难以将生物体内的衰减率与实际测量结果进行比较。另外,已知生物体内的声特性针对患者及其组织(对象物100)的每一个而不同,这是利用超声波诊断装置测量出的衰减率的精度保证困难的原因之一。另一方面,在判断病情的发展度上,测量结果的变化率是极其重要的,与物性值的准确性相比重视测量的再现性也不少。另外,关于这样的检查数值(测量出的衰减率),针对每个患者,正常域不同。考虑这样的状况,使在显示部15的显示画面中显示的衰减率并不明示为衰减率,而如图12所示,显示为评价指标(例如脂肪指标)并显示表示时间经过(每个检查日)的评价指标(衰减率)的值的推移的图表121等的显示方式也是有效的。另外,表示评价指标的变化率的图表122能够排除测量精度、正常域中的个体差异的影响,所以作为对操作者显示评价指标(衰减率)的特征的显示样式,在诊断上极为有效。

[0096] 此外,在本实施方式的衰减率测量中本质的部分在于,以使测量点处的扩散等同的方式根据发送频率变更发送焦点位置。因此,在上述说明中,例示性地示出第1超声束及第2超声束的频率为2MHz以及4MHz的情况,但使用的频率的值及其组合不限于上述例子。另外,对象物(检查对象)100也不限于例示的肝脏,而是处于超声波信号到达的范围的生物体组织为检查对象。

[0097] 另外,为了实现装置安装的简化,还能够使用同一频带的超声波作为第1超声束和第2超声束而仅变更发送焦点位置。在该情况下,在接收波束成形器22对第1超声束的接收信号进行波束成形时,通过带通滤波器等从探头的输出信号中抽出高频波段来进行波束成形,在对第2超声束的接收信号进行波束成形时,通过带通滤波器从探头的输出信号中抽出低频波段。由此,能够获取衰减率测量所需的频率不同的接收信号。此外,将发送的超声波的频带的中心频率设定于接收波束成形器22抽出的频带的中心附近是合适的。这样,将同一频带的超声波用作第1超声束及第2超声束的结构与每次发送时切换频率的结构相比,在安装成本方面是有利的,针对各种超声波诊断装置的适合性提高。

[0098] 通过以上说明的实施方式,实现抑制扩散的影响的高精度的衰减率测量。另外,通过包括同时进行图像生成和衰减率测量的发送接收序列以及显示方式,实现测量区域的适当的设定和诊断的迅速化。其结果,能够期待基于具备性状评价功能的超声波诊断的、诊断准确度的提高和检查效率的提高。

[0099] <<实施方式3>>

[0100] 说明本发明的实施方式3的超声波诊断装置。

[0101] 在实施方式2中,关于ROI43的区域内进行了衰减率的测量,但在实施方式3的超声波诊断装置中,衰减特性计算部14不仅关于ROI43的范围,还针对拍摄范围42的整体扩展地进行衰减率的测量。实施方式3的超声波诊断装置的装置结构与实施方式2的图1的结构相同。以下,说明与实施方式2的超声波诊断装置的动作的不同点,关于与实施方式2同样的动作,省略说明。

[0102] 在实施方式3中,在图3的步骤307的第2收发序列中,与实施方式2同样地,将预定的方位方向(例如L0)作为发送方向而发送第1超声束101及第2超声束102,关于与发送方向同一方位的接收扫描线,生成接收信号。与实施方式2同样地进行测量点50的设定。在实施方式2中,构成为衰减特性计算部14利用式(2)、(3)计算衰减率(α)与传输距离(x)之积(即衰减了的声压信号),对其分布图进行线性拟合,由此计算关于ROI43的衰减率(α) (梯度)(参照图7)。在本实施方式3中,衰减特性计算部14针对与实施方式2同样地求出的衰减率(α)与传输距离(x)之积(即衰减了的声压信号)的分布图(参照图13的(a)),关于深度方向(传输距离x的方向)设定多个范围而进行细化(参照图13的(b)),针对各个范围的每一个,执行线性拟合来计算衰减率(α)。由此,不仅针对ROI43,还能够针对在深度方向(x)上设定的每个范围计算衰减率的分布。预先准备对衰减率的值的大小分配颜色的颜色代码。衰减特性计算部14参照颜色代码,将计算出的衰减率(α)的值变换为颜色信息,从而如图13的(c)所示生成表示深度(x)的方向的衰减率分布的一维色图(步骤308)。

[0103] 在实施方式3中,关于拍摄范围42的各方位方向,依次执行上述步骤307、308的动作,关于各方位方向,形成表示衰减率分布的一维色图。然后,通过在各方位方向上排列配置一维色图,如图14所示,生成衰减率的二维色图,显示于显示部15。二维色图能够将检查对象(对象物)100的性状(衰减率)视觉地捕捉为空间上的区域、范围,所以操作者能够容易地掌握性状(衰减率),适当用于诊断。

[0104] 使用图15的(a)、(b),说明为了生成衰减率的二维色图而在步骤307中向各方位方向发送第1超声束101以及第2超声束102的顺序(序列)。向图15的(a)所示的拍摄范围42的方位方向L0~LN分别发送第1超声束101及第2超声束102。在该情况下,能够使用图15的(b)的A或者B的序列。

[0105] 在图15的(b)的A所示的序列中,首先向拍摄范围42的特定的方向(L0)依次发送第1超声束101和第2超声束102,分别接收接收信号,接着向方位方向稍微偏移的方向(L1)执行同样的发送接收。以后,在拍摄范围42的所有方位方向L2~LN上执行。在该序列中,每当向预定的方位方向进行第1超声束101和第2超声束102的发送接收时,衰减特性计算部14能够形成该方向的一维的色图。因此,如果在向最后的方向(LN)进行发送接收之后关于LN的方位方向生成了一维色图,则能够通过排列配置方位方向L0~LN的所有一维色图而生成二维色图。

[0106] 另一方面,在图15的(b)的B所示的序列中,向方位方向的整体(L0至LN)首先执行第1超声束101的发送接收,接着执行第2超声束102的发送接收。之后,衰减特性计算部14关于各方向生成衰减率的一维色图之后,形成二维色图。B的序列能够连续发送相同频率的超声束,所以不需要每次发送时的频率的切换,能够简化发送波束成形器22的动作。B的序列是将重点置于超声束的空间的各方位的精度良好的发送的动作的发送接收方法。

[0107] 另外,作为其他显示方式,还能够与在步骤301、302中生成的图像重叠地如图16那

样显示衰减率的二维色图。例如,能够使衰减率的二维色图以半透明化的状态重叠于在步骤301、302中生成的B模式图像。

[0108] 另外,除了使图13的(b)的衰减率(α)的值针对每个范围成为色图的方法以外,还能够关于各范围如图12的图表122那样求出衰减率(α)的时间变化率,将变化率的大小作为显示指标而生成色图。图17示出利用颜色表示变化率的大小的色图的显示例。如图17所示,将衰减率的变化率作为评价指标的图像在掌握病情进展上是有效的。

[0109] 此外,在本实施方式中,向全方位进行用于图像生成的步骤302的第1发送接收序列,除此以外,为了测量衰减率,还在步骤307中向全方位进行第2发送接收序列,所以发送接收次数变多,帧频降低。因此,如图18所示,能够构成为使用在低频率 f_2 的第2超声束的发送接收中得到的接收信号来进行步骤302的图像生成。根据该结构,能够省略用于图像生成的第1发送接收序列,所以能够提高帧频,能够维持与实施方式2等同的帧频。另外,通过使用第2超声束102的接收信号进行图像生成,能够提高深部的灵敏度。此外,在利用第1超声束101的频率 f_1 的接收信号也能够得到充分的灵敏度的情况下,还能够将第1超声束101的接收信号用于图像生成。

[0110] 另外,通过上述的说明,能够得到利用颜色表示衰减率的大小或者衰减率的变化率的二维色图,但通过将第1发送接收序列以及第2发送接收序列进一步在切片(slice)方向上展开而进行,能够关于切片方向的各平面生成二维色图。还能够通过在切片方向上排列配置所得到的二维色图来生成三维色图。

[0111] 如以上说明,通过实施方式3,能够显示衰减率的二维分布或者三维分布,所以能够关于拍摄范围的整体而观察检查对象(对象物)100的性状(衰减率),所以能够期待诊断精度的提高。

[0112] <<实施方式4>>

[0113] 说明本发明的实施方式4的超声波诊断装置。实施方式4的超声波诊断装置如图19所示,生成将在实施方式1~3中使用的第1超声束101及第2超声束102合成而得到的超声束103并1次地发送接收。实施方式4的超声波诊断装置的结构与实施方式2的图1的结构相同,但对衰减特性计算部14追加有带通滤波器功能这点与实施方式2不同。以下,关于实施方式4的超声波诊断装置的动作,说明与实施方式2的图3以及图6的流程的不同点。关于同样的动作,省略说明。

[0114] 在实施方式4中,在图3的步骤307的第2收发序列以及步骤308的衰减率测量处理中,代替图6的流程而执行图20的流程。在图20的流程中,代替图6的发送接收第1超声束101及第2超声束102的步骤603、604而具备:步骤201,发送接收将第1超声束及第2超声束合成而得到的超声束103;和步骤202,通过带通滤波器从接收信号中抽出2个波段。图20的其他步骤与图6的步骤相同。

[0115] 在图20的步骤201中,发送波束成形器21如图19所示以从探头10发送将频率 f_1 且焦深 d_1 的第1超声束101和频率 f_2 且焦深 d_2 的第2超声束102合成而得到的超声束103的方式生成送出给探头10的各振子的发送信号。合成后的超声束103具有包含频率 f_1 的分量和频率 f_2 的分量的波段宽度,在频率 f_1 的分量中焦深为 d_1 ,在频率 f_2 的分量中焦深为 d_2 。被拍摄范围42内的组织等反射的超声束103的回波被探头10的各振子接收,接收波束成形器22将各振子的输出以使焦点关于接收扫描线上的各接收焦点而对准的方式延迟后相加来生成

接收信号。

[0116] 接下来,衰减特性测量部14通过带通滤波器的功能从接收信号中抽出二个波段f1和f2的信号。由此,能够得到与分别发送第1超声束及第2超声束的实施方式2同样的2个频率f1、f2的接收信号。之后的处理的步骤605、607与实施方式2、3记载的内容同样地进行。由此,能够关于ROI43或者拍摄范围42的整体求出衰减率并显示。

[0117] 此外,根据强度平衡的观点,最好将合成出的超声束103的频带的中心频率设定于在衰减率的计算中使用的2个频率f1、f2的中间附近。

[0118] 实施方式4的超声波诊断装置能够减少超声束的发送次数,并且能够实现高精度的衰减率测量。即,能够提高帧频,并且与其他实施方式同样地能够进行抑制扩散所引起的衰减的高精度的衰减率测量。因此,能够以高帧频显示将高精度地测量出的衰减率、其变化率等作为显示指标的图像,所以能够期待提高由操作者实施的诊断的精度。

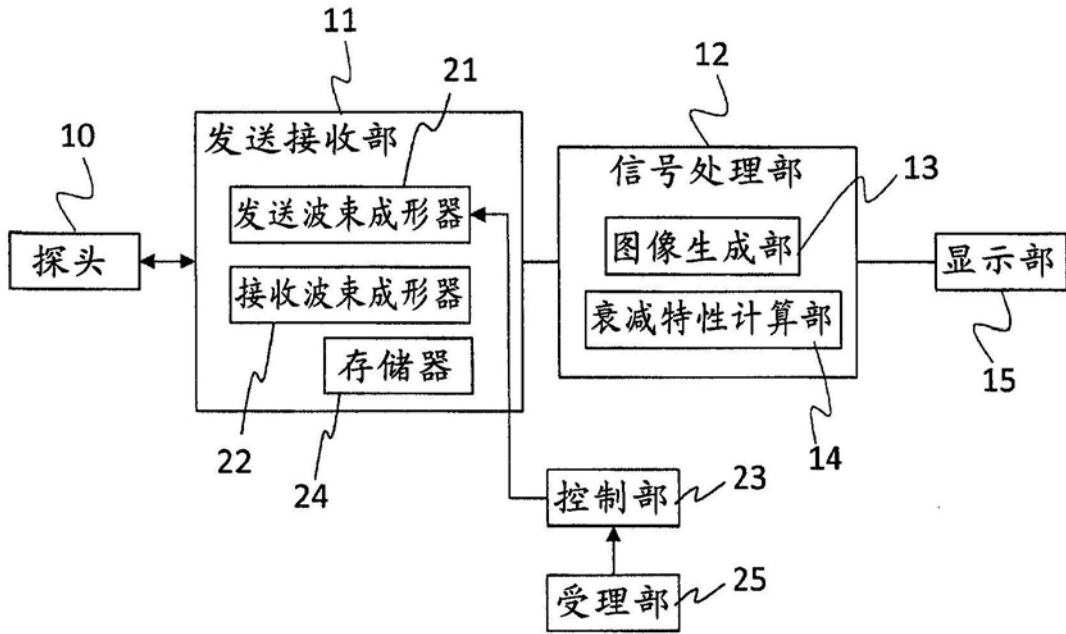


图1

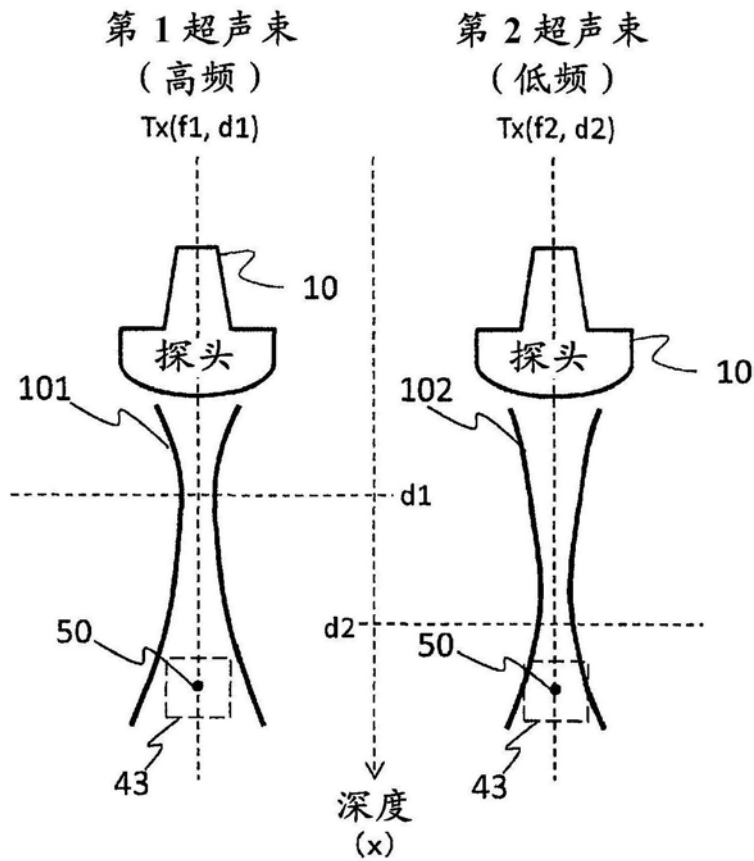


图2

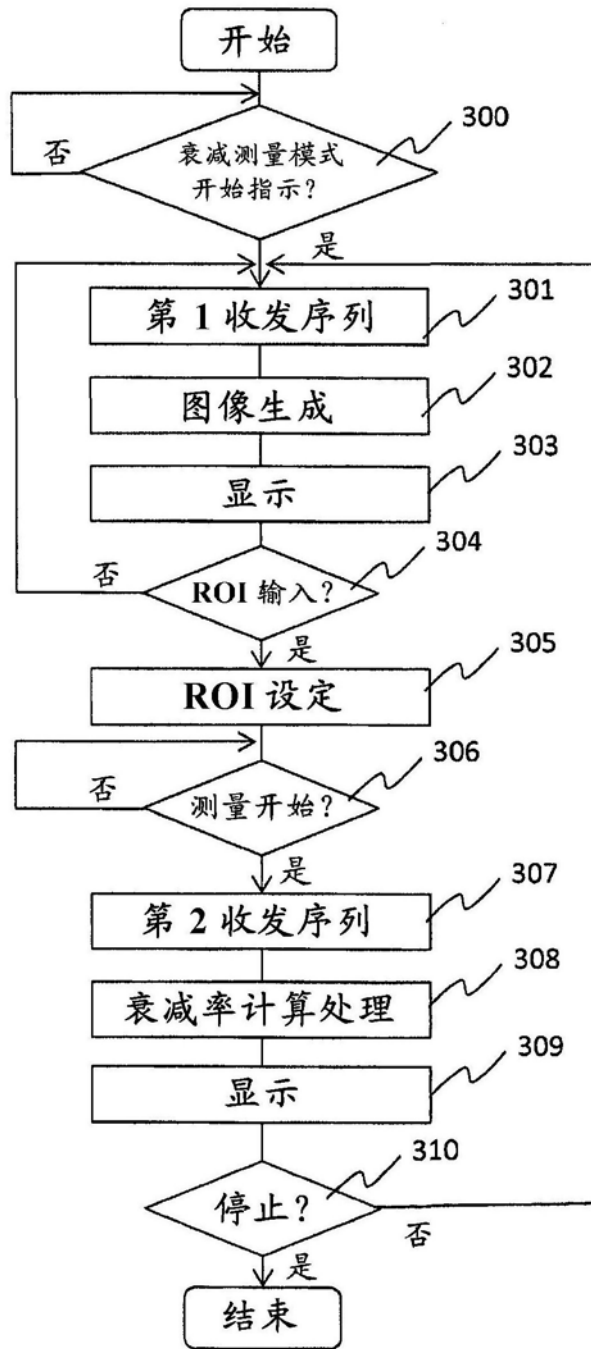


图3

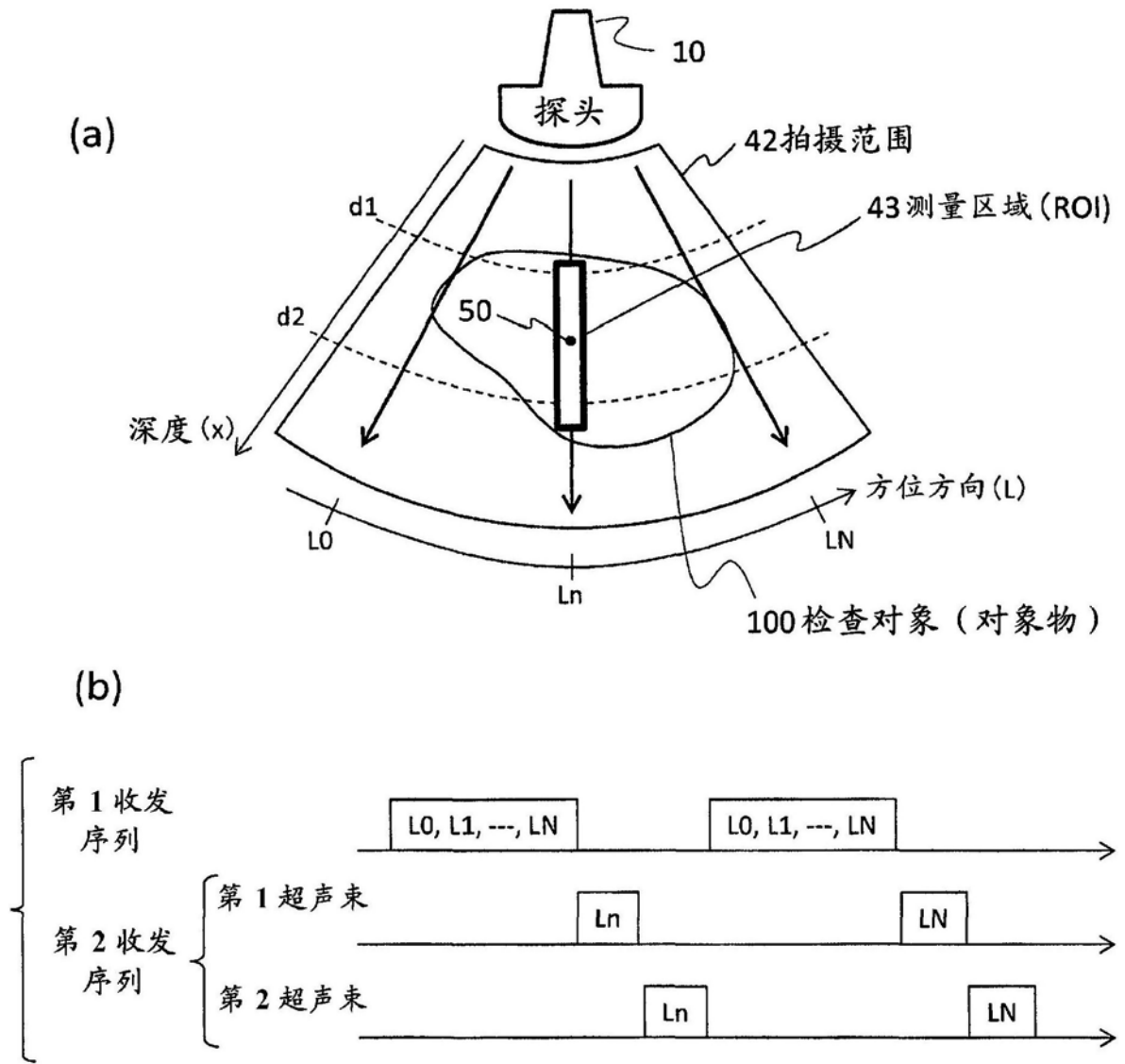


图4

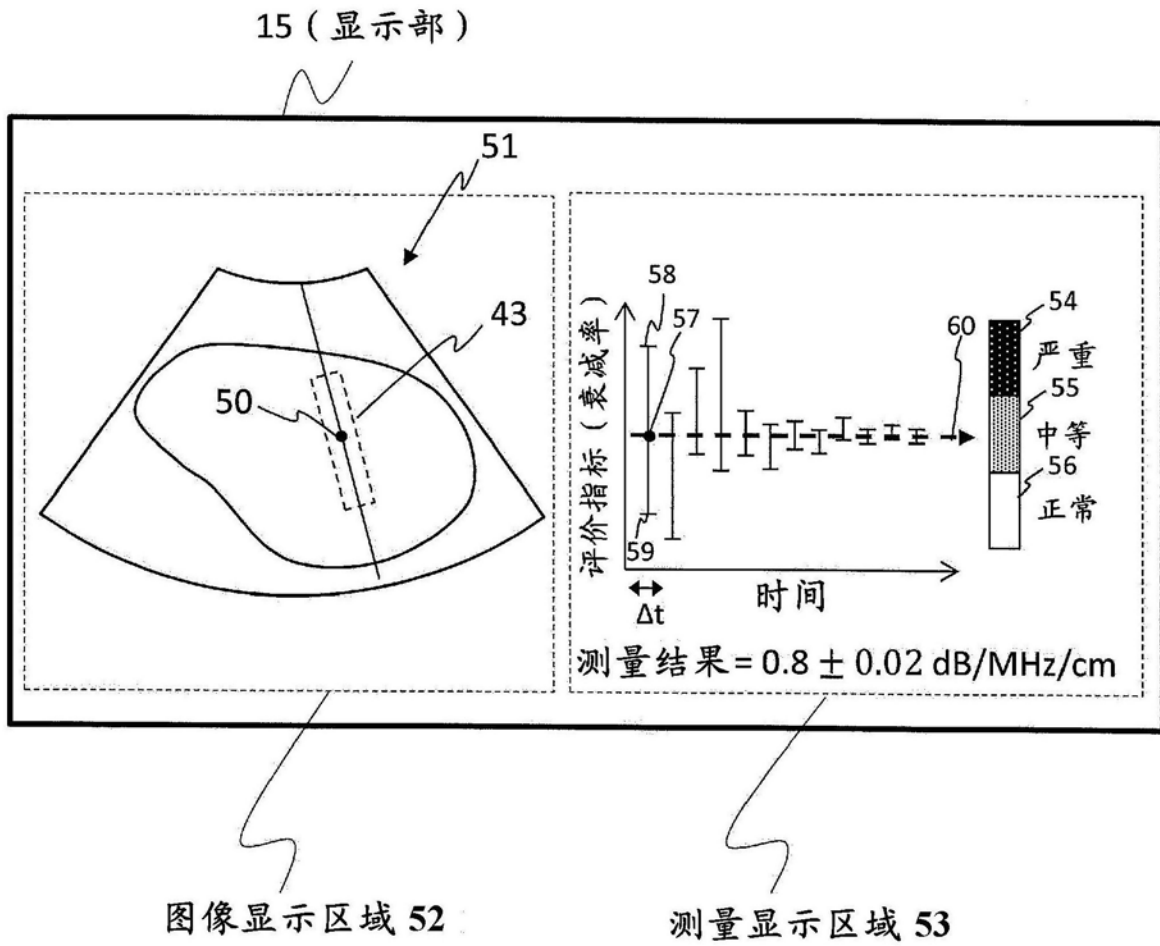


图5

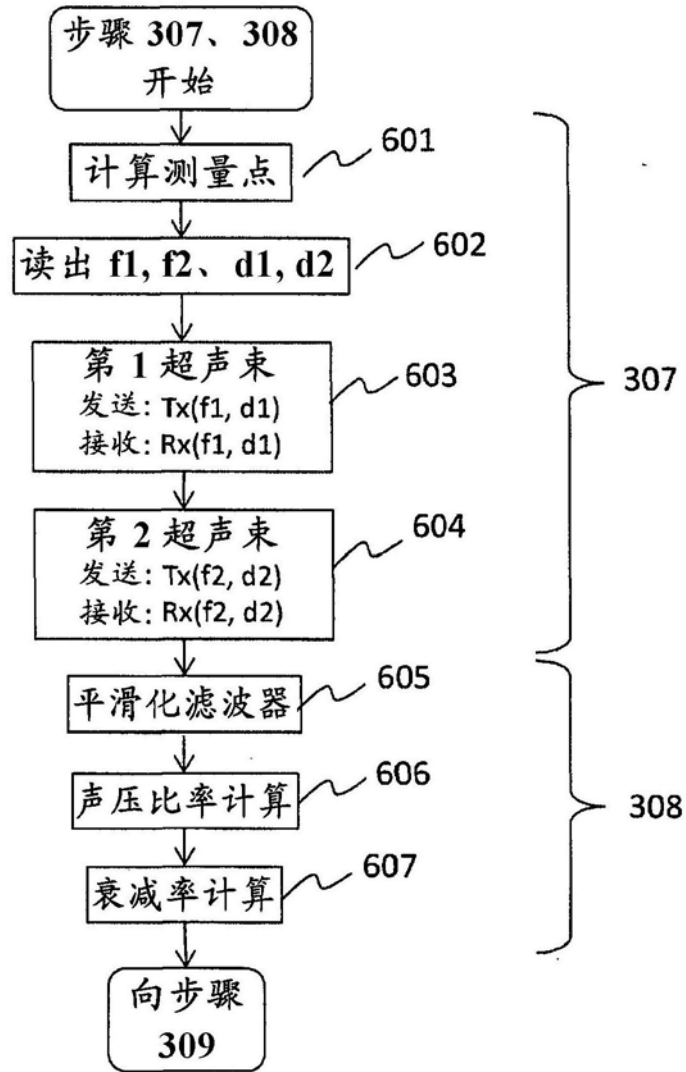


图6

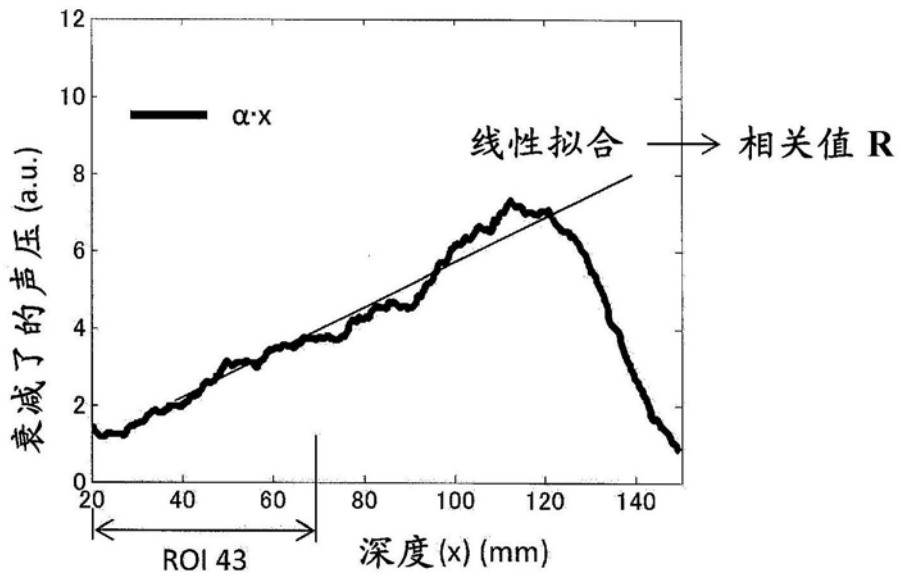
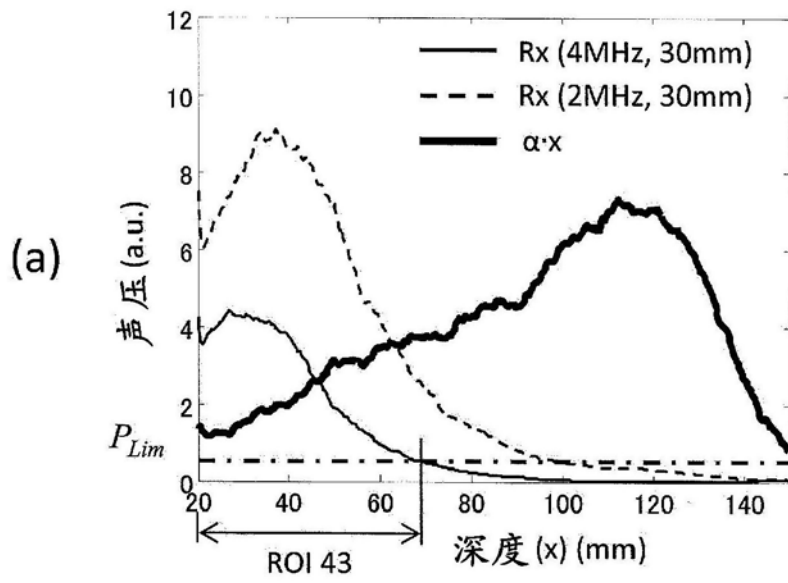


图7

焦点一致 (比较例)



焦点不一致 (实施方式)

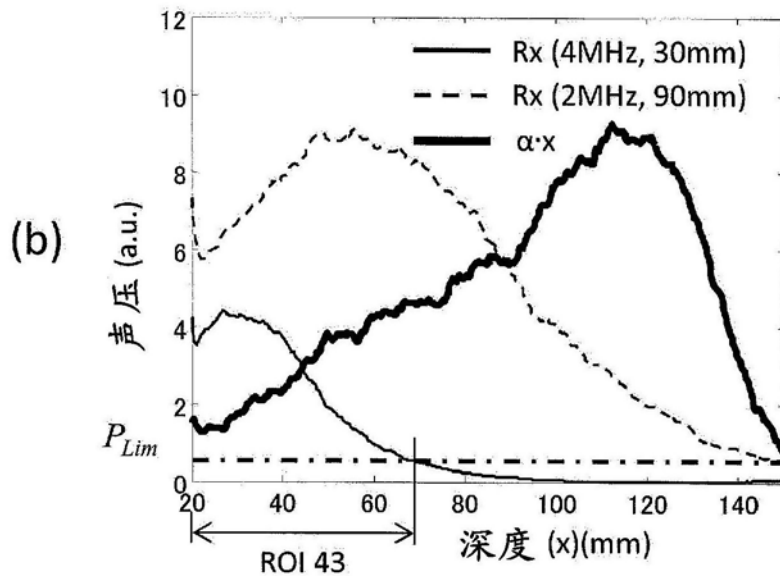


图8

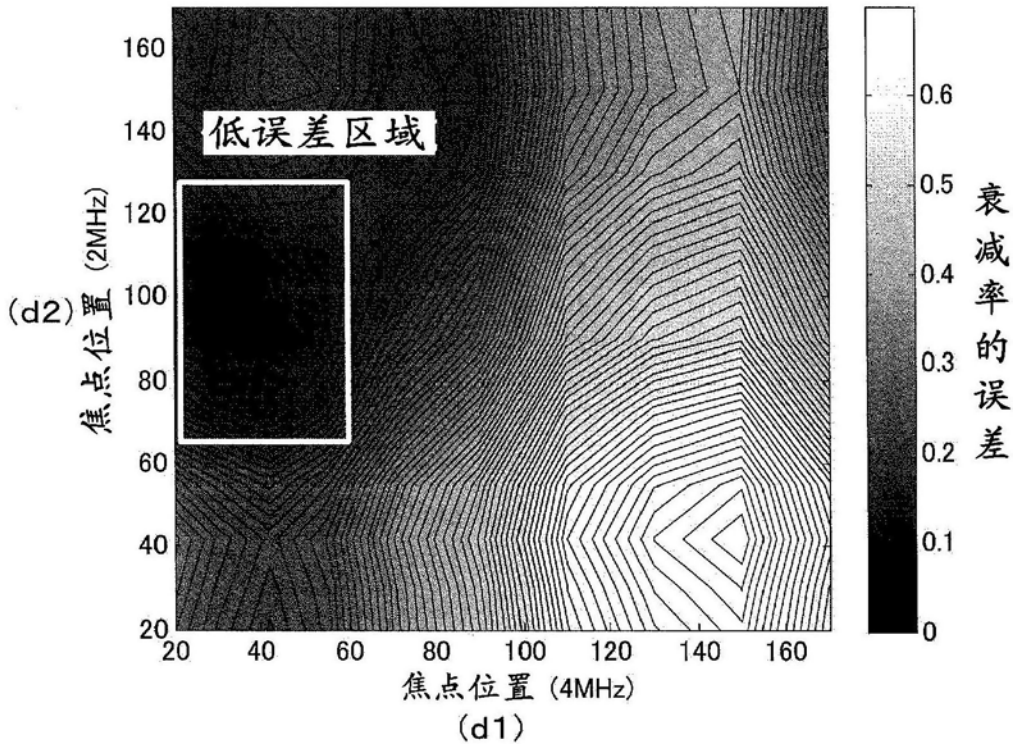


图9

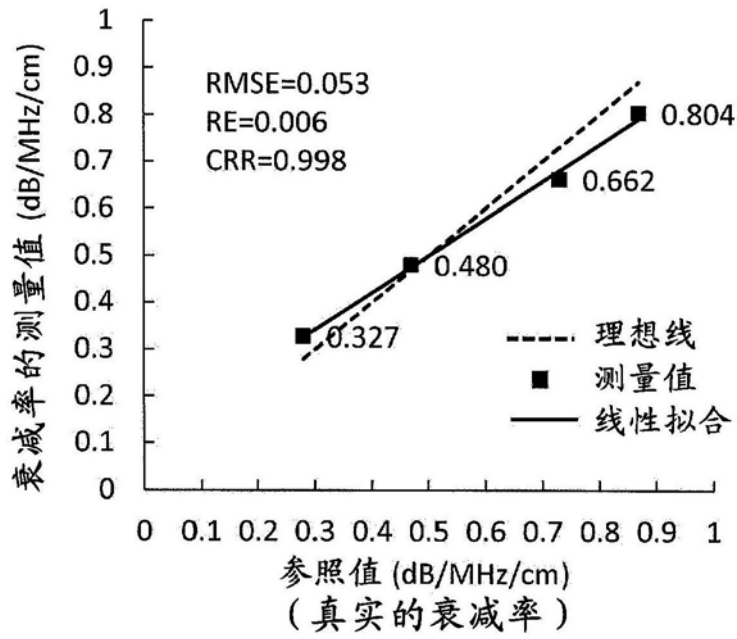


图10

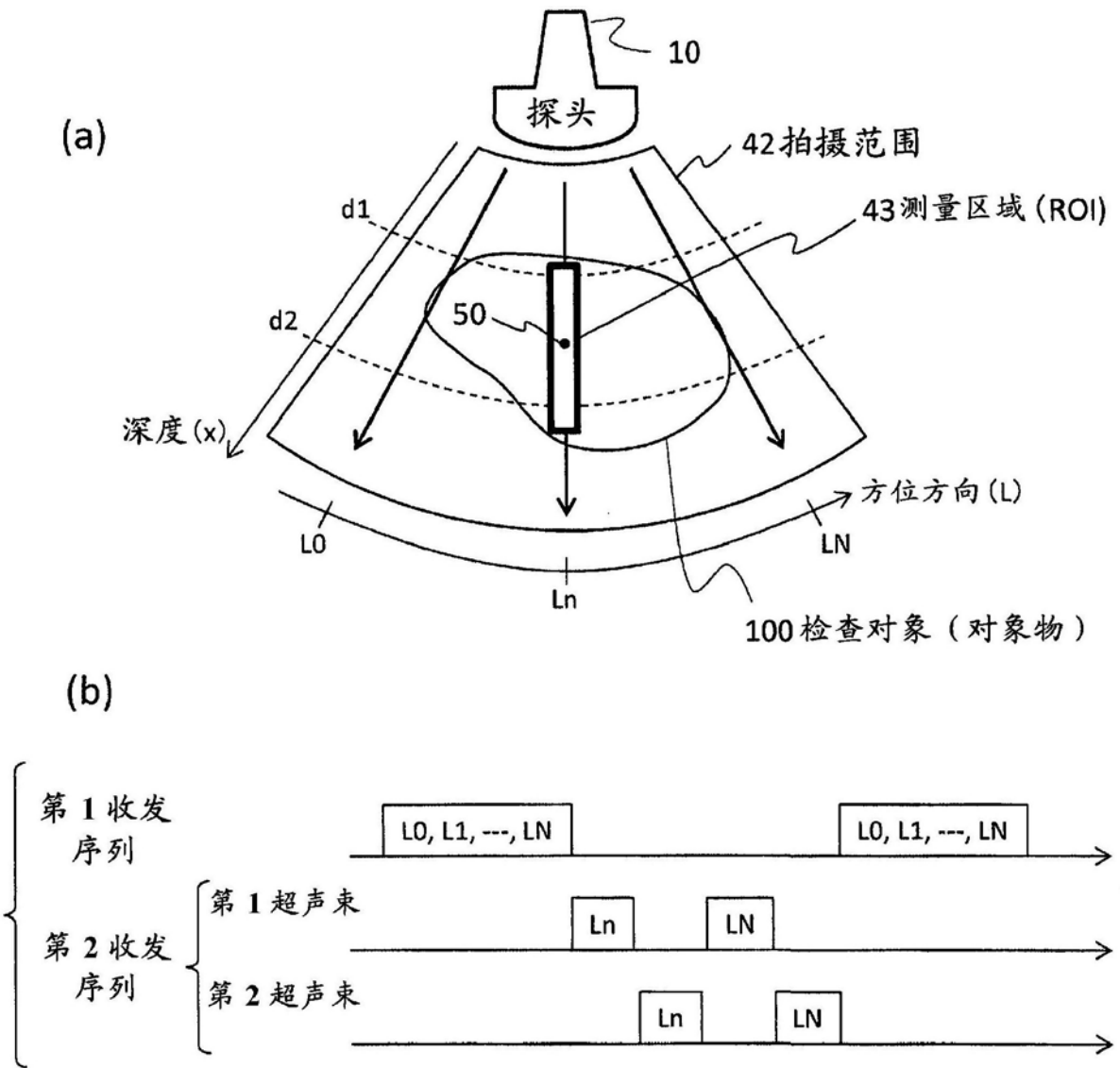


图11

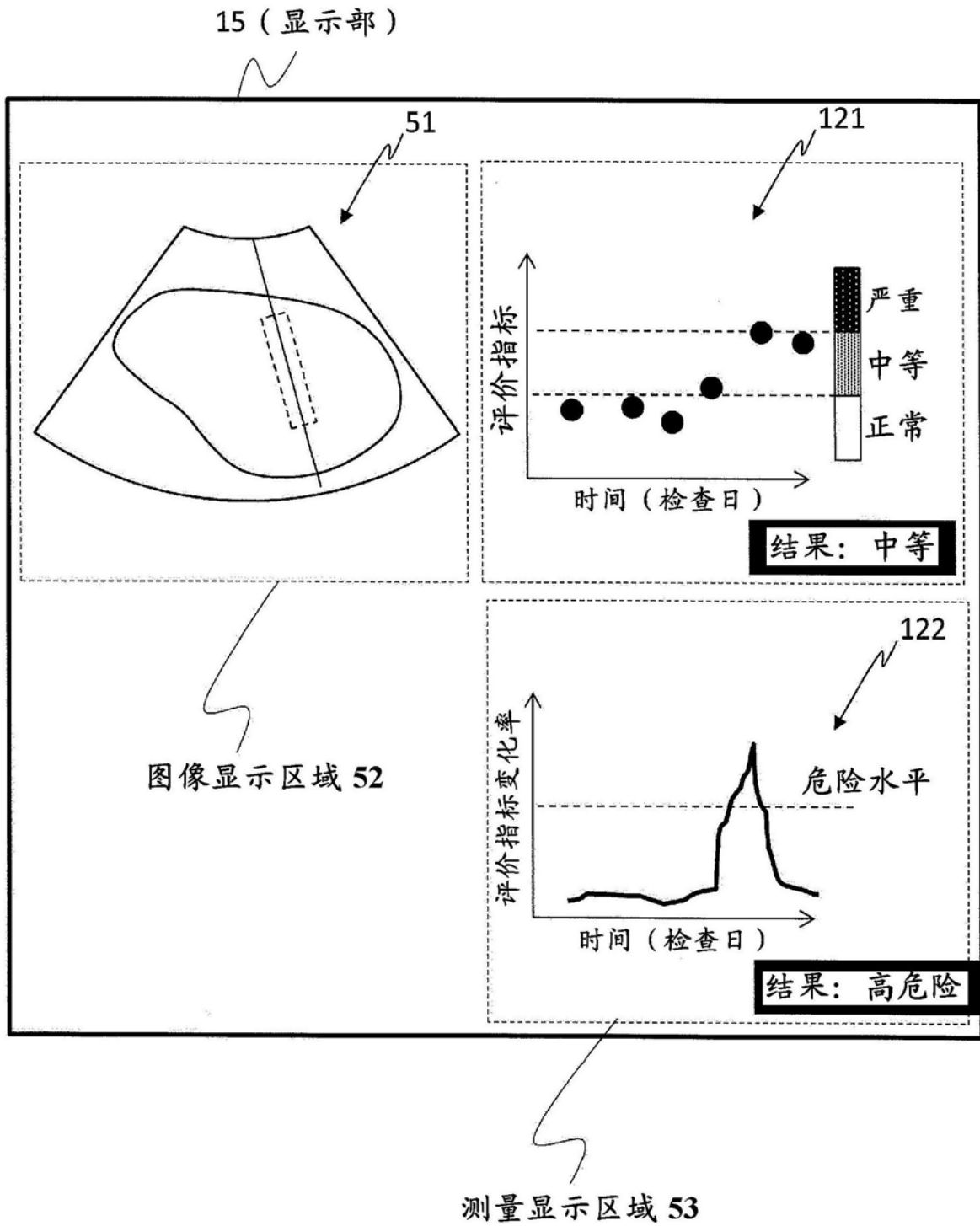


图12

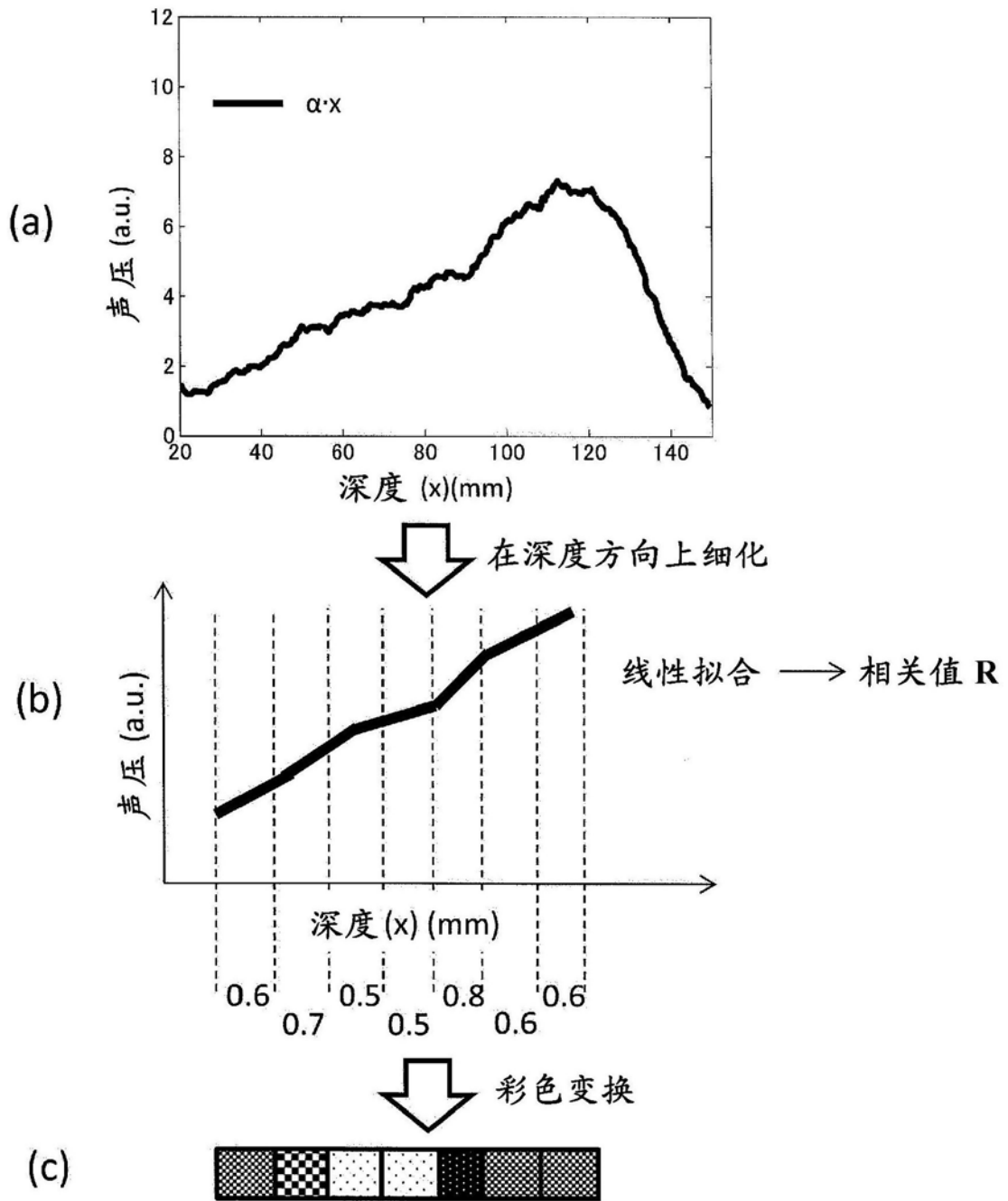


图13

15 (显示部)

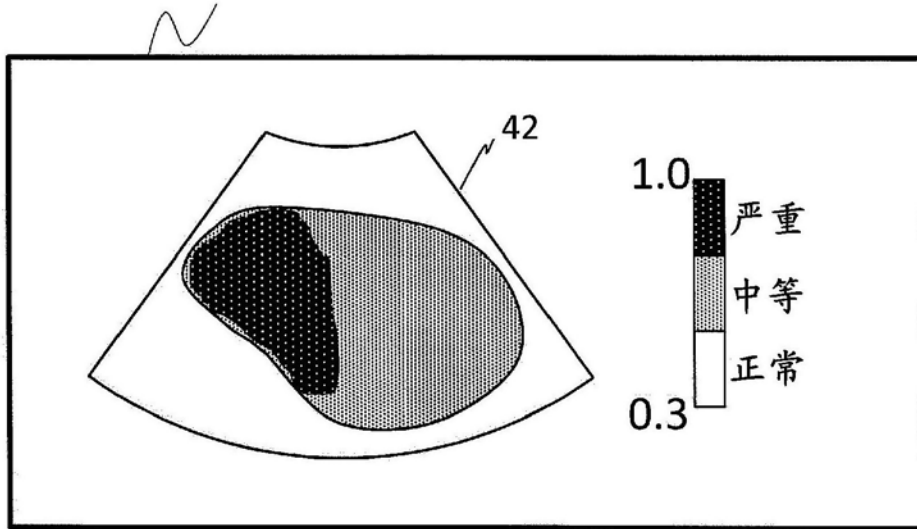


图14

图 13: 发送接收序列

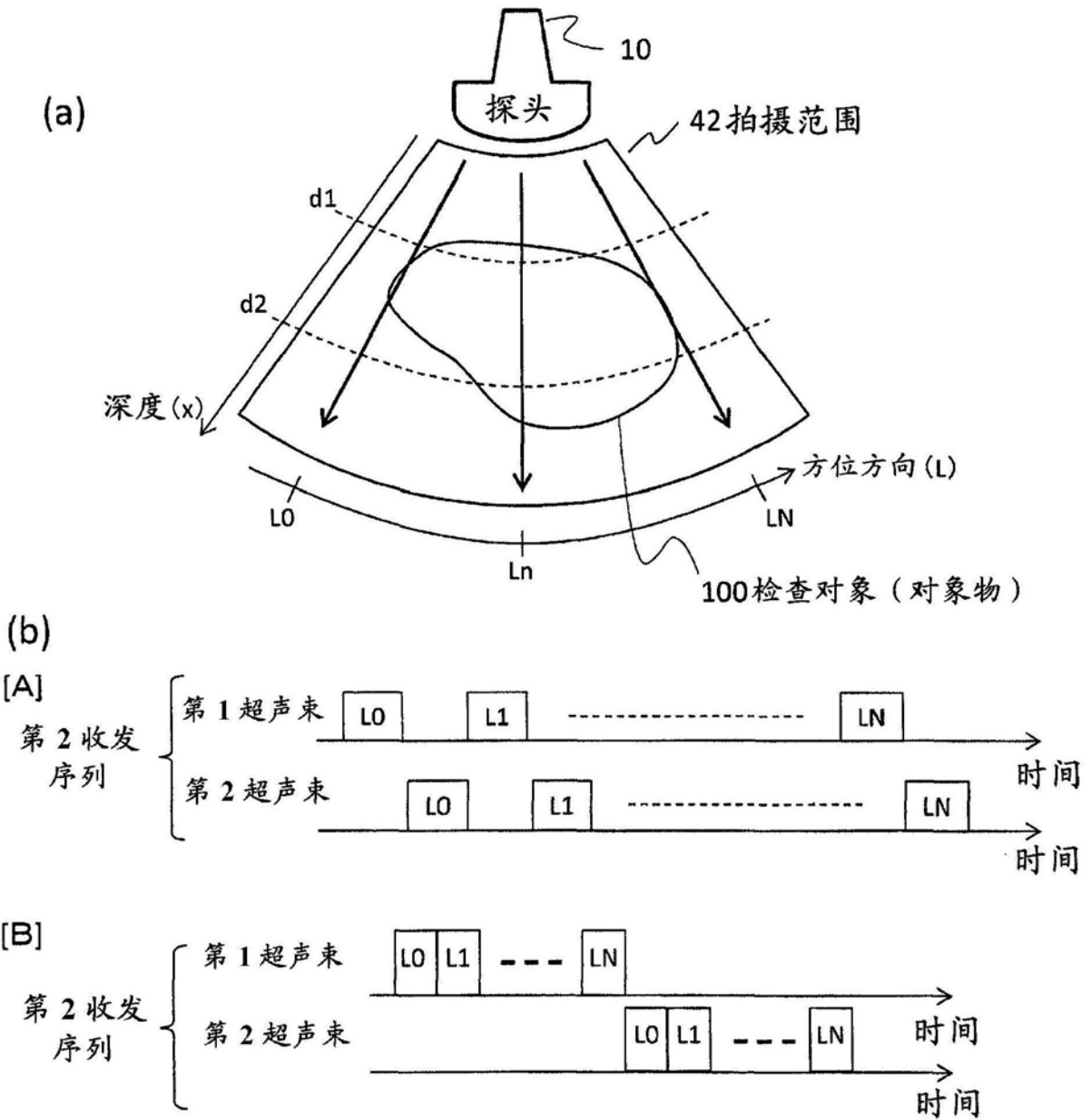


图15

15 (显示部)

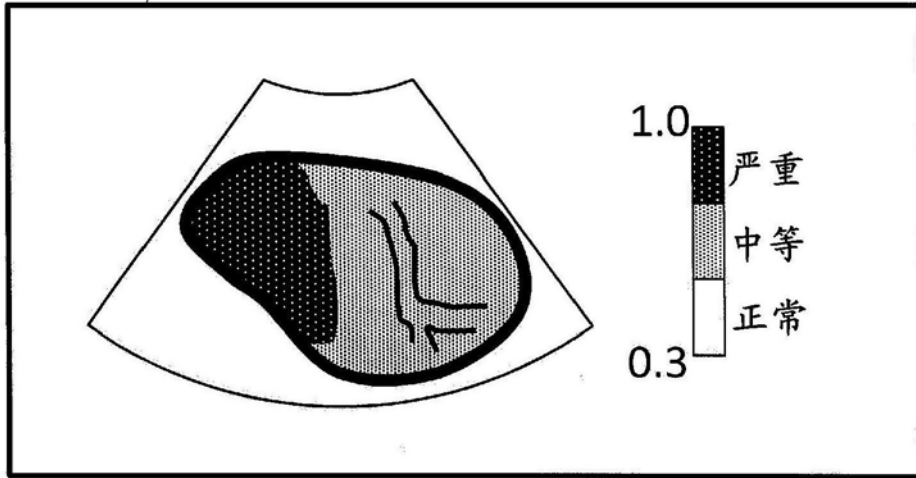


图16

15 (显示部)

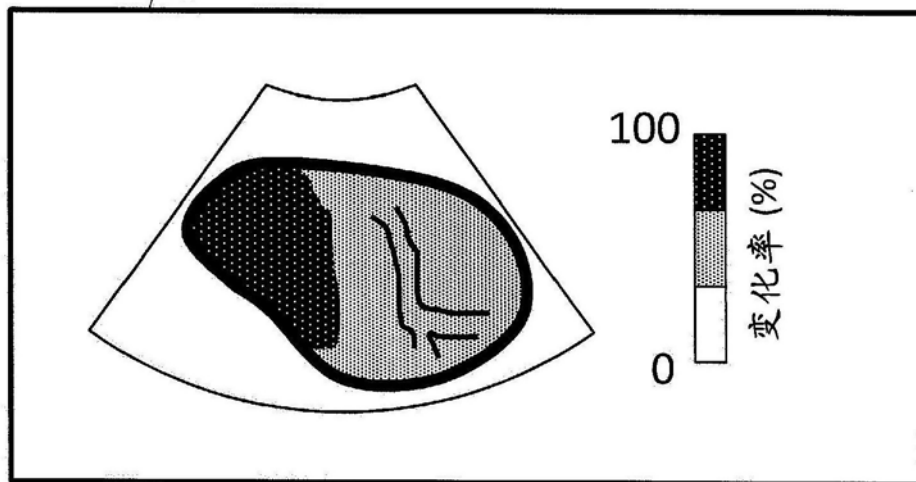


图17

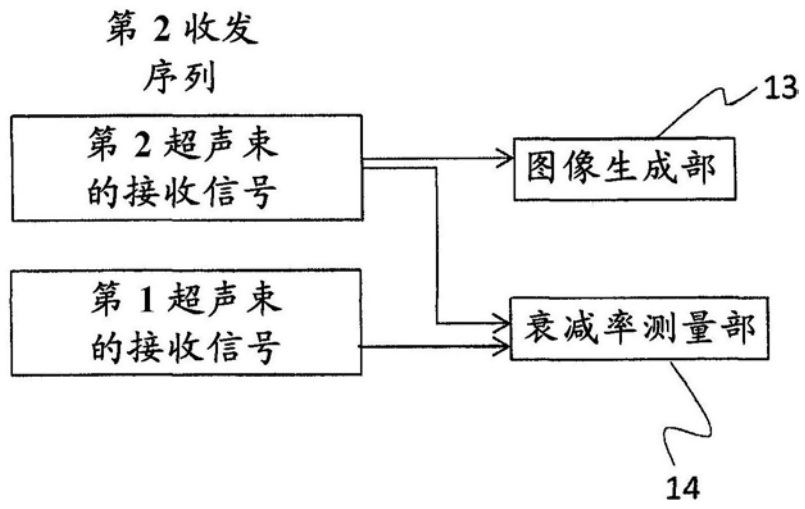


图18

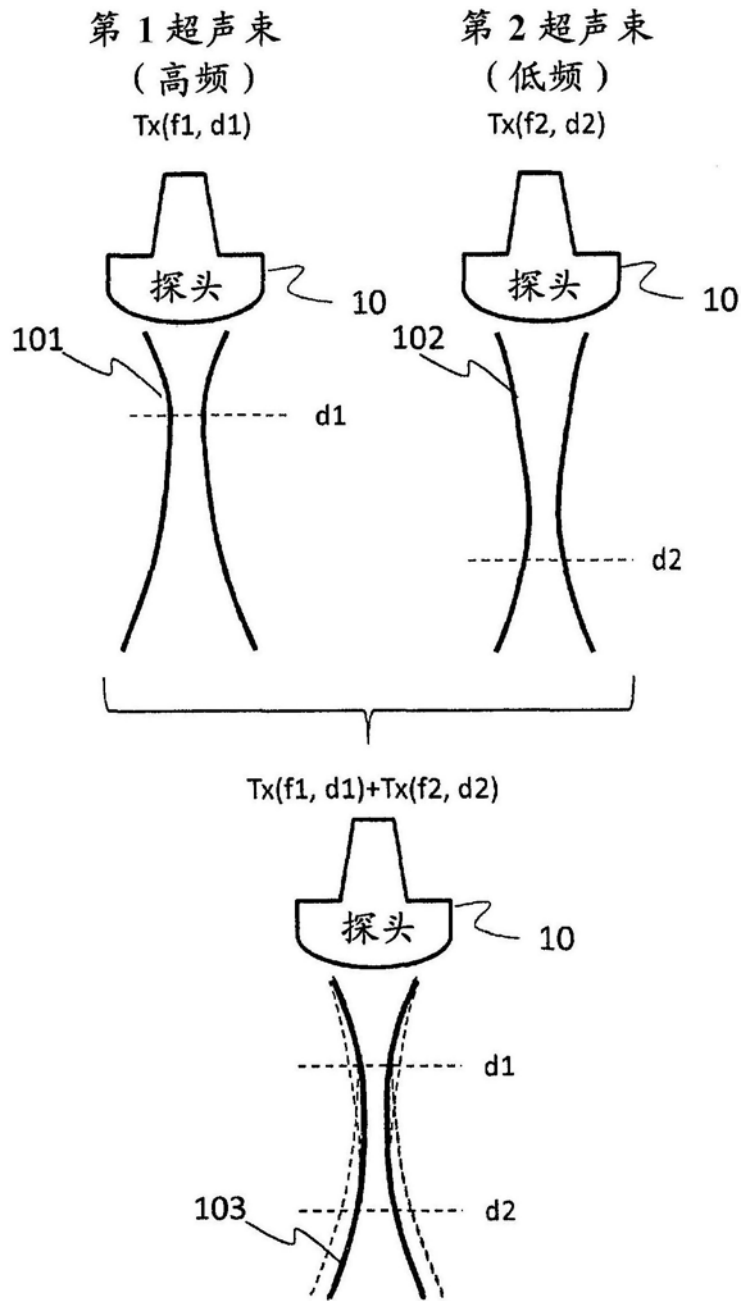


图19

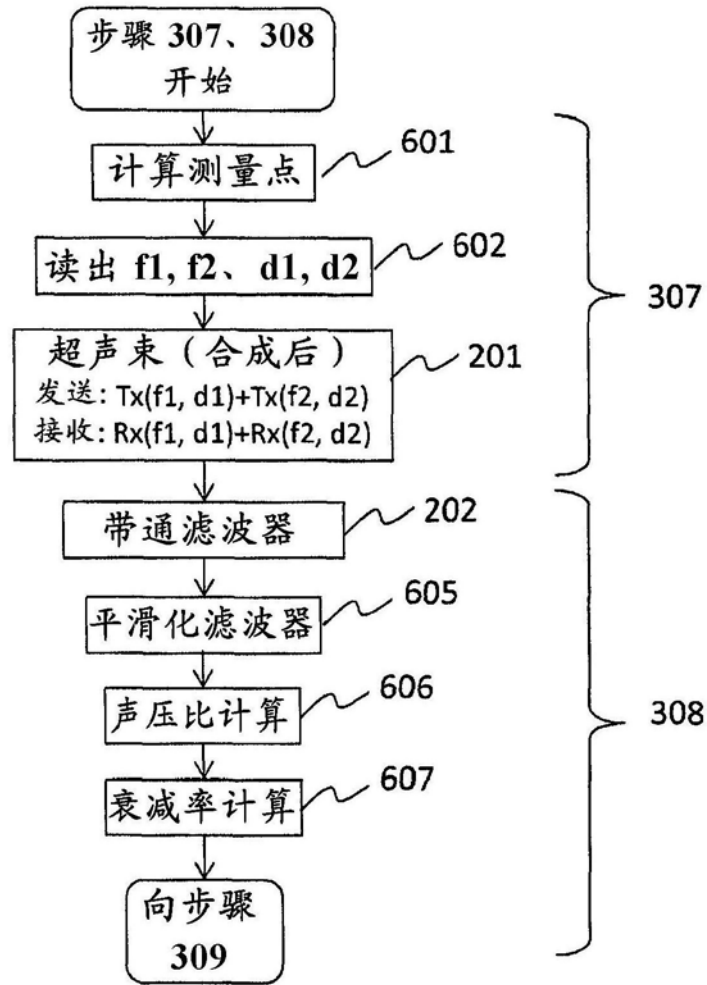


图20

专利名称(译)	超声波诊断装置以及衰减特性测量方法		
公开(公告)号	CN108135579A	公开(公告)日	2018-06-08
申请号	CN201680060675.2	申请日	2016-09-14
[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	吉川秀树 大坂卓司		
发明人	吉川秀树 大坂卓司		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14		
代理人(译)	许海兰		
优先权	2015208282 2015-10-22 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供能够抑制超声波的扩散衰减对接收信号造成的影响而高精度地测量吸收衰减的超声波诊断装置。从探头向对象物发送第1超声束及第2超声束。分别得到关于对象物的至少预定测量点50的基于第1超声束及第2超声束的接收信号。此时，将第1超声束和第2超声束设定成频率以及焦深分别不同。衰减特性计算部使用关于预定测量点50得到的基于第1超声束的接收信号和基于第2超声束的接收信号，求出对象物的衰减特性。

