



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108013903 A

(43)申请公布日 2018.05.11

(21)申请号 201711055988.1

(22)申请日 2017.11.01

(30)优先权数据

2016-214792 2016.11.02 JP

(71)申请人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 谷口哲哉

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 胡金珑

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

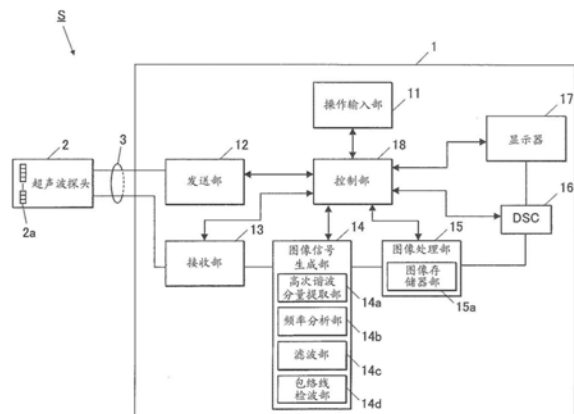
权利要求书3页 说明书20页 附图17页

(54)发明名称

超声波诊断装置以及图像形成方法

(57)摘要

提供一种将因来自散射体的散射回波信号的干涉所产生的斑点细粒化至极限,并将该斑点作为有意图像信息的最小单位来提取微小结构的超声波诊断装置以及图像形成方法。超声波诊断装置(S)包括:发送部(12),通过生成驱动信号并输出给超声波探头(2)而使超声波探头(2)生成发送超声波;接收部(13),从超声波探头(2)接收回波信号;滤波部(14c),将回波信号的信号强度调整为具有平坦化频域的信号强度;以及包络线检波部(14d),从信号强度被调整的回波信号生成超声波图像数据。



1. 一种超声波诊断装置,从由向被检体进行发送超声波的发送和回波的接收的超声波探头获得的回波信号生成超声波图像数据,所述超声波诊断装置包括:

发送部,通过生成驱动信号并输出给所述超声波探头而使该超声波探头生成发送超声波;

接收部,从所述超声波探头接收回波信号;

信号强度调整部,将所述回波信号的信号强度调整为具有平坦化频域的信号强度;以及

图像数据生成部,从所述信号强度被调整的回波信号生成超声波图像数据。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

所述信号强度调整部对所述回波信号的信号强度进行调整,使得将平坦化频域的上端的频率除以下端的频率所得的上端/下端比成为2.0以上。

3. 如权利要求1或2所述的超声波诊断装置,

所述信号强度调整部对所述回波信号的信号强度进行调整,使得平坦化频域的上端的频率成为20[MHz]以上。

4. 如权利要求1至3的任一项所述的超声波诊断装置,

所述信号强度调整部对所述回波信号的信号强度进行调整,使得将该回波信号的平坦化频域除以图像化频域所得的平坦率成为80[%]以上。

5. 如权利要求1至4的任一项所述的超声波诊断装置,

包括显示控制部,该显示控制部根据显示像素分辨率而将所述超声波图像数据显示在显示器上,

所述显示控制部对画面上的显示尺寸进行调整,使得将与平坦化频域的上端的频率对应的平坦化上端频率生物体内换算波长除以所述显示像素分辨率所得的生物体内换算波长/显示分辨率比成为4.0以上。

6. 如权利要求1至5的任一项所述的超声波诊断装置,

所述信号强度调整部通过使用信号强度校正滤波器来滤波所述回波信号,从而对信号强度进行调整。

7. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,

包括频率分析部,该频率分析部进行所述接收到的回波信号的平坦化对象频域的信号强度的频率分析并生成分析结果,

所述信号强度校正滤波器是自适应型的信号强度校正滤波器,

所述信号强度调整部根据所述分析结果来设定所述自适应型的信号强度校正滤波器的系数,并用于所述滤波。

8. 如权利要求1至7的任一项所述的超声波诊断装置,

所述发送部生成组织谐波成像用的驱动信号,

所述信号强度调整部包括高次谐波分量提取部,该高次谐波分量提取部提取所述接收到的回波信号的高次谐波分量,

所述信号强度调整部对所述提取的高次谐波分量的回波信号的信号强度进行调整。

9. 如权利要求8所述的超声波诊断装置,

在所述组织谐波成像中,

所述驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱是在所述超声波探头的-20dB的发送频带中包含的频带,且在比该发送频带的中心频率位于低频侧和比该中心频率位于高频侧中分别具有强度峰值,且多个所述强度峰值之间的频域中的强度以所述强度峰值的强度的最大值为基准成为-20dB以上。

10. 一种图像形成方法,包括:

信号强度调整步骤,将回波信号的信号强度调整为具有平坦化频域的信号强度,该回波信号从向被检体进行发送超声波的发送和回波的接收的超声波探头接收;以及
图像数据生成步骤,从所述信号强度被调整的回波信号生成超声波图像数据。

11. 如权利要求10所述的图像形成方法,

在所述信号强度调整步骤中,对所述回波信号的信号强度进行调整,使得将平坦化频域的上端的频率除以下端的频率所得的上端/下端比成为2.0以上。

12. 如权利要求10或11所述的图像形成方法,

在所述信号强度调整步骤中,对所述回波信号的信号强度进行调整,使得平坦化频域的上端的频率成为20[MHz]以上。

13. 如权利要求10至12的任一项所述的图像形成方法,

在所述信号强度调整步骤中,对该回波信号的信号强度进行调整,使得将所述回波信号的平坦化频域除以图像化频域所得的平坦率成为80[%]以上。

14. 如权利要求10至13的任一项所述的图像形成方法,

包括显示控制步骤,在该显示控制步骤中,根据显示像素分辨率而将所述超声波图像数据显示在显示器上,

在所述显示控制步骤中,对画面上的显示尺寸进行调整,使得将与平坦化频域的上端的频率对应的平坦化上端频率生物体内换算波长除以所述显示像素分辨率所得的生物体内换算波长/显示分辨率比成为4.0以上。

15. 如权利要求10至14的任一项所述的图像形成方法,

在所述信号强度调整步骤中,通过使用信号强度校正滤波器来滤波所述回波信号,从而对信号强度进行调整。

16. 如权利要求15所述的图像形成方法,

包括频率分析步骤,在该频率分析步骤中,进行所述接收到的回波信号的平坦化对象频域的信号强度的频率分析而生成分析结果,

所述信号强度校正滤波器是自适应型的信号强度校正滤波器,

在所述信号强度调整步骤中,根据所述分析结果来设定所述自适应型的信号强度校正滤波器的系数,并用于所述滤波。

17. 如权利要求10至16的任一项所述的图像形成方法,

包括发送步骤,在该发送步骤中,通过生成组织谐波成像用的驱动信号并输出给所述超声波探头,从而使该超声波探头生成发送超声波,

所述信号强度调整步骤包括提取所述接收到的回波信号的高次谐波分量的高次谐波分量提取步骤,

在所述信号强度调整步骤中,对所述提取的高次谐波分量的回波信号的信号强度进行调整。

18. 如权利要求17所述的图像形成方法，
在所述组织谐波成像中，

所述驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱是在所述超声波探头的-20dB的发送频带中包含的频带，且在比该发送频带的中心频率位于低频侧和比该中心频率位于高频侧中分别具有强度峰值，且多个所述强度峰值之间的频域中的强度以所述强度峰值的强度的最大值为基准成为-20dB以上。

超声波诊断装置以及图像形成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置以及图像形成方法。

背景技术

[0002] 作为将发送超声波发送给被检体,并与从该被检体接收到的超声波(回波)相应的电信号即回波信号,通常由从比超声波波长更大的结构物反射而得到的反射回波信号和被比超声波波长更小的结构物散射而得到的散射回波信号生成超声波诊断中的超声波图像。

[0003] 反射回波信号中,在其组织界面,以与声阻抗差相应的强度,到达的声波以原样的形状或者作为正负的反转超声波而被反射,以与到达超声波相应的分辨率,直接得到其界面信息。但是,在生物体内还存在到达超声波波长以下的结构物,若它们以波长以下的距离存在多个,则它们所产生的散射回波信号会发生干涉,成为与到达超声波波形不同的形状,所以不能直接反映其形态。

[0004] 但是,散射回波信号是来自组织的散射/干涉的结果,在肝脏或甲状腺等的实际部位中,作为所谓的斑点来观察,其均一性或粒状性等作为诊断信息之一来有效地利用。以往,提出了利用只根据手术医生的主观来有效地利用了的斑点的统计性质而利用于肝硬变的进行度的方法等、提取/观察微小结构物的方法(参照专利文献1)。

[0005] 此外,作为其他的提取微小结构物的方法之一,已知利用空间连续性而将连续性结构物和微小结构物分离提取的方法(参照专利文献2)。

[0006] 此外,作为其他例,提出了如下方法:生成分别基于多个频率分量的强度变化的多种图像数据,通过对至少一种图像数据实施空间滤波器处理之后将它们进行合成,从而得到特定组织的增强等效果(参照专利文献3)。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:日本特开2011-224410号公报

[0010] 专利文献2:日本特开2013-56178号公报

[0011] 专利文献3:日本特开2006-204594号公报

发明内容

[0012] 但是,在专利文献1中记载的方法中,即使提取微小结构物的位置,也因其图像信息与以往是同样的,所以没有解决掌握微小结构物的结构这一课题。

[0013] 此外,专利文献2中记载的方法也是根据空间的广度来判定高亮度部是否来自于微小结构物的方法,并不是改善掌握微小结构物的结构的方法。

[0014] 此外,专利文献3中记载的方法对于利用组织的反射频率特性差来增强特定的组织来说是有用的,但由于各个图像将原始信息通过不同的带通滤波器限制带域而进行图像化,所以距离方向的分辨率变差。除此之外,由于各图像信息基于不具有相位信息的包络线检波后的信号来构成,所以即使将它们重合,也得不到基于所谓的波形重合原理的宽带化

效果,即使得到平滑图像的效果,信息密度也不会提高,所以无助于提高微小结构物的结构描绘。进一步,关于斑点的描绘,虽然有将其降低的记载,但完全没有关于将其粒状性进行细粒化的记载或暗示。

[0015] 本发明的课题在于,将因来自散射体的散射回波信号的干涉所产生的斑点细粒化至极限,并将该斑点作为有意图像信息的最小单位来提取微小结构。

[0016] 为了解决上述课题,技术方案1中记载的发明是

[0017] 一种超声波诊断装置,从由向被检体进行发送超声波的发送和回波的接收的超声波探头获得的回波信号生成超声波图像数据,所述超声波诊断装置包括:

[0018] 发送部,通过生成驱动信号并输出给所述超声波探头而使该超声波探头生成发送超声波;

[0019] 接收部,从所述超声波探头接收回波信号;

[0020] 信号强度调整部,将所述回波信号的信号强度调整为具有平坦化频域的信号强度;以及

[0021] 图像数据生成部,从所述信号强度被调整的回波信号生成超声波图像数据。

[0022] 技术方案2所记载的发明在技术方案1所记载的超声波诊断装置中,

[0023] 所述信号强度调整部对所述回波信号的信号强度进行调整,使得将平坦化频域的上端的频率除以下端的频率所得的上端/下端比成为2.0以上。

[0024] 技术方案3所记载的发明在技术方案1或2所记载的超声波诊断装置中,

[0025] 所述信号强度调整部对所述回波信号的信号强度进行调整,使得平坦化频域的上端的频率成为20 [MHz] 以上。

[0026] 技术方案4所记载的发明在技术方案1至3的任一项所记载的超声波诊断装置中,

[0027] 所述信号强度调整部对所述回波信号的信号强度进行调整,使得将该回波信号的平坦化频域除以图像化频域所得的平坦率成为80 [%] 以上。

[0028] 技术方案5所记载的发明在技术方案1至4的任一项所记载的超声波诊断装置中,

[0029] 包括显示控制部,该显示控制部根据显示像素分辨率而将所述超声波图像数据显示在显示器上,

[0030] 所述显示控制部对画面上的显示尺寸进行调整,使得将与平坦化频域的上端的频率对应的平坦化上端频率生物体内换算波长除以所述显示像素分辨率所得的生物体内换算波长/显示分辨率比成为4.0以上。

[0031] 技术方案6所记载的发明在技术方案1至5的任一项所记载的超声波诊断装置中,

[0032] 所述信号强度调整部通过使用信号强度校正滤波器来滤波所述回波信号,从而对信号强度进行调整。

[0033] 技术方案7所记载的发明在技术方案6所记载的超声波诊断装置中,

[0034] 包括频率分析部,该频率分析部进行所述接收到的回波信号的平坦化对象频域的信号强度的频率分析并生成分析结果,

[0035] 所述信号强度校正滤波器是自适应型的信号强度校正滤波器,

[0036] 所述信号强度调整部根据所述分析结果来设定所述自适应型的信号强度校正滤波器的系数,并用于所述滤波。

[0037] 技术方案8所记载的发明在技术方案1至7的任一项所记载的超声波诊断装置中,

- [0038] 所述发送部生成组织谐波成像用的驱动信号，
- [0039] 所述信号强度调整部包括高次谐波分量提取部，该高次谐波分量提取部提取所述接收到的回波信号的高次谐波分量，
- [0040] 所述信号强度调整部对所述提取的高次谐波分量的回波信号的信号强度进行调整。
- [0041] 技术方案9所记载的发明在技术方案8所记载的超声波诊断装置中，
- [0042] 在所述组织谐波成像中，
- [0043] 所述驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱是在所述超声波探头的-20dB的发送频带中包含的频带，且在比该发送频带的中心频率位于低频侧和比该中心频率位于高频侧中分别具有强度峰值，且多个所述强度峰值之间的频域中的强度以所述强度峰值的强度的最大值为基准成为-20dB以上。
- [0044] 技术方案10所记载的发明的图像形成方法包括：
- [0045] 信号强度调整步骤，将回波信号的信号强度调整为具有平坦化频域的信号强度，该回波信号从向被检体进行发送超声波的发送和回波的接收的超声波探头接收；以及
- [0046] 图像数据生成步骤，从所述信号强度被调整的回波信号生成超声波图像数据。
- [0047] 技术方案11所记载的发明在技术方案10所记载的图像形成方法中，
- [0048] 在所述信号强度调整步骤中，对所述回波信号的信号强度进行调整，使得将平坦化频域的上端的频率除以下端的频率所得的上端/下端比成为2.0以上。
- [0049] 技术方案12所记载的发明在技术方案10或11所记载的图像形成方法中，
- [0050] 在所述信号强度调整步骤中，对所述回波信号的信号强度进行调整，使得平坦化频域的上端的频率成为20 [MHz] 以上。
- [0051] 技术方案13所记载的发明在技术方案10至12的任一项所记载的图像形成方法中，
- [0052] 在所述信号强度调整步骤中，对所述回波信号的信号强度进行调整，使得将该回波信号的平坦化频域除以图像化频域所得的平坦率成为80 [%] 以上。
- [0053] 技术方案14所记载的发明在技术方案10至13的任一项所记载的图像形成方法中，
- [0054] 包括显示控制步骤，在该显示控制步骤中，根据显示像素分辨率而将所述超声波图像数据显示在显示器上，
- [0055] 在所述显示控制步骤中，对画面上的显示尺寸进行调整，使得将与平坦化频域的上端的频率对应的平坦化上端频率生物体内换算波长除以所述显示像素分辨率所得的生物体内换算波长/显示分辨率比成为4.0以上。
- [0056] 技术方案15所记载的发明在技术方案10至14的任一项所记载的图像形成方法中，
- [0057] 在所述信号强度调整步骤中，通过使用信号强度校正滤波器来滤波所述回波信号，从而对信号强度进行调整。
- [0058] 技术方案16所记载的发明在技术方案15所记载的图像形成方法中，
- [0059] 包括频率分析步骤，在该频率分析步骤中，进行所述接收到的回波信号的平坦化对象频域的信号强度的频率分析并生成分析结果，
- [0060] 所述信号强度校正滤波器是自适应型的信号强度校正滤波器，
- [0061] 在所述信号强度调整步骤中，根据所述分析结果来设定所述自适应型的信号强度校正滤波器的系数，并用于所述滤波。

- [0062] 技术方案17所记载的发明在技术方案10至16的任一项所记载的图像形成方法中，
- [0063] 包括发送步骤，在该发送步骤中，通过生成组织谐波成像用的驱动信号并输出给所述超声波探头，从而使该超声波探头生成发送超声波，
- [0064] 所述信号强度调整步骤包括提取所述接收到的回波信号的高次谐波分量的高次谐波分量提取步骤，
- [0065] 在所述信号强度调整步骤中，对所述提取的高次谐波分量的回波信号的信号强度进行调整。
- [0066] 技术方案18所记载的发明在技术方案17所记载的图像形成方法中，
- [0067] 在所述组织谐波成像中，
- [0068] 所述驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱是在所述超声波探头的-20dB的发送频带中包含的频带，且在比该发送频带的中心频率位于低频侧和比该中心频率位于高频侧中分别具有强度峰值，且多个所述强度峰值之间的频域中的强度以所述强度峰值的强度的最大值为基准成为-20dB以上。
- [0069] 根据本发明，能够将因散射回波信号的干涉所产生的斑点细粒化至极限，并能够将该斑点作为有意图像信息的最小单位来提取微小结构。

附图说明

- [0070] 图1是本发明的实施方式的超声波诊断装置的外观图。
- [0071] 图2是表示超声波诊断装置的功能结构的框图。
- [0072] 图3是表示发送部的功能结构的框图。
- [0073] 图4(a)是表示作为在日本特开2014-168555号公报或者日本特愿2015-103842号中记载的宽带发送接收方法的、Triad-THI的发送超声波的信号强度的频率特性的图。图4(b)是表示Triad-THI的深度为焦点附近中的回波的频率特性的图。
- [0074] 图5是表示回波信号的信号强度的频率特性的图。
- [0075] 图6(a)是表示实施方式的信号强度校正滤波器的信号通过度的频率特性的图。图6(b)是表示在将实施方式的信号强度校正滤波器进行滤波后的第一图像化信号的信号强度的最高信号强度设为0dB的相对的频率特性的图。
- [0076] 图7(a)是表示第一图像化信号的信号强度的时间波形特性的图。图7(b)是示意性地表示第一图像化信号的斑点粒状特性的图像图。
- [0077] 图8(a)是表示以往的信号强度校正滤波器的信号通过度的频率特性的图。图8(b)是表示在将以往的信号强度校正滤波器进行滤波后的第二图像化信号的信号强度的最高信号强度设为0dB的相对的频率特性的图。
- [0078] 图9(a)是表示第二图像化信号的信号强度的时间波形特性的图。图9(b)是示意性地表示第二图像化信号的斑点粒状特性的图像图。
- [0079] 图10是表示第一超声波探头的归一化灵敏度的频率特性的图。
- [0080] 图11(a)是表示第一驱动信号的信号强度的时间特性的图。图11(b)是表示第一驱动信号的功率谱的图。
- [0081] 图12(a)是表示第一发送超声波的信号强度的时间特性的图。图12(b)是表示第一发送超声波的功率谱的图。

- [0082] 图13是表示第一信号强度校正滤波器的滤波特性的图。
- [0083] 图14是表示第二信号强度校正滤波器的滤波特性的图。
- [0084] 图15是表示第三信号强度校正滤波器的滤波特性的图。
- [0085] 图16是表示第四信号强度校正滤波器的滤波特性的图。
- [0086] 图17 (a) 是表示第二驱动信号的信号强度的时间特性的图。图17 (b) 是表示第二驱动信号的功率谱的图。
- [0087] 图18 (a) 是表示第二发送超声波的信号强度的时间特性的图。图18 (b) 是表示第二发送超声波的功率谱的图。
- [0088] 图19是表示第六信号强度校正滤波器的滤波特性的图。
- [0089] 图20是表示第二超声波探头的归一化灵敏度的频率特性的图。
- [0090] 图21 (a) 是表示第三驱动信号的信号强度的时间特性的图。图21 (b) 是表示第三驱动信号的功率谱的图。
- [0091] 图22 (a) 是表示第三发送超声波的信号强度的时间特性的图。图22 (b) 是表示第三发送超声波的功率谱的图。
- [0092] 图23是表示第七信号强度校正滤波器的滤波特性的图。
- [0093] 图24是表示第八信号强度校正滤波器的滤波特性的图。
- [0094] 图25 (a) 是表示B模式图像的图。图25 (b) 是表示将B模式图像进行了Watershed (分水岭) 分割的图像的图。
- [0095] 图26 (a) 表示第一、第二回波信号的回波合成信号的回波强度的波长特性。图26 (b) 表示回波合成信号的绝对值、波长分割平均值的回波强度的波长特性。
- [0096] 标号说明
- [0097] S 超声波诊断装置
- [0098] 1 超声波诊断装置主体
- [0099] 11 操作输入部
- [0100] 12 发送部
- [0101] 121 时钟发生电路
- [0102] 122 脉冲发生电路
- [0103] 123 时间及电压设定部
- [0104] 124 延迟电路
- [0105] 13 接收部
- [0106] 14 图像信号生成部
- [0107] 14a 高次谐波分量提取部
- [0108] 14b 频率分析部
- [0109] 14c 滤波部
- [0110] 14d 包络线检波部
- [0111] 15 图像处理部
- [0112] 15a 图像存储器部
- [0113] 16 DSC
- [0114] 17 显示器

- [0115] 18 控制部
- [0116] 2 超声波探头
- [0117] 2a 振子
- [0118] 3 电缆

具体实施方式

[0119] 参照附图详细说明本发明的实施方式。另外，本发明并不限于图示例。另外，在以下的说明中，对具有相同的功能以及结构的部分赋予相同的标号，省略其说明。

[0120] 首先，参照图1~图3说明本实施方式的超声波诊断装置S的装置结构。图1是本实施方式的超声波诊断装置S的外观图。图2是表示超声波诊断装置S的功能结构的框图。图3是表示发送部12的功能结构的框图。

[0121] 超声波诊断装置S使用还能够通过与以往的常识不同的途径来描绘散射区域的微小结构体的方法来生成超声波图像，以往的常识是使用以高斯近似为代表的单峰性的频带形状进行接收/图像化，得到反射回波信号的高斯近似包络线形状。具体而言，将在宽带中接收到的回波信号的频带形状硬进行平坦化而使得实质上无峰化，从而将声波波形电平(level)的散射干涉间距多样化，即将多重干涉效果最大化而将斑点粒状性细粒化，能够以斑点描绘散射电平的微小结构体。

[0122] 如图1以及图2所示，超声波诊断装置S具有超声波诊断装置主体1和超声波探头2。超声波探头2对未图示的生物体等被检体发送超声波(发送超声波)，且接收被该被检体反射或者散射的超声波(回波)。超声波诊断装置主体1经由电缆3连接到超声波探头2，通过对超声波探头2发送电信号的驱动信号，从而使超声波探头2对被检体发送发送超声波，且基于根据在超声波探头2中接收到的来自被检体内的回波而在超声波探头2中生成的电信号即回波信号，将被检体内的内部状态作为超声波图像数据进行图像化。

[0123] 超声波探头2具有由压电元件构成的振子2a、将发送超声波向焦点会聚的声透镜(省略图示)等，该振子2a例如沿着方位方向以一维阵列状排列有多个。在本实施方式中，例如，使用具有192个振子2a的超声波探头2。另外，振子2a也可以是以二维阵列状排列的。此外，振子2a的个数能够任意设定。此外，在本实施方式中，关于超声波探头2，采用了线性扫描方式的电子扫描探头，但也可以采用电子扫描方式或者机械扫描方式中的任一个，此外，还能够采用线性扫描方式、扇形扫描方式或者凸面扫描方式中的任一种方式。

[0124] 对本实施方式中使用的超声波探头2的形状或中心频率不特别地限制，但优选其频带特性在发送接收-20dB比带域中比120%宽。发送接收-20dB比带域是如下值，即使用超声波探头2的归一化灵敏度的频率特性中的归一化灵敏度为-20dB的上端的频率FH20以及下端的频率FL20，将差分(FH20-FL20)除以它们的中心频率((FH20+FL20)/2)所得的值。若-20dB比带域窄，则即使将回波信号强度平坦化，也不能充分得到干涉间距的多样化，不能充分得到其斑点的细粒化效果。

[0125] 另外，超声波诊断装置主体1和超声波探头2的通信也可以代替经由电缆3的有线通信，而是通过UWB(超宽带(Ultra Wide Band))等无线通信进行。

[0126] 例如，如图2所示，超声波诊断装置主体1具有操作输入部11、发送部12、接收部13、图像信号生成部14、图像处理部15、DSC(数字扫描转换器(Digital Scan Converter))16、

显示器17、作为显示控制部的控制部18。

[0127] 操作输入部11例如具有用于进行指示诊断开始的命令或被检体的个人信息等数据的输入等的各种开关、按钮、追踪球、鼠标、键盘等,将操作信号输出给控制部18。

[0128] 发送部12是根据控制部18的控制,对超声波探头2经由电缆3而供应作为电信号的驱动信号,而使超声波探头2产生发送超声波的电路。更具体而言,如图3所示,发送部12例如具有时钟发生电路121、脉冲发生电路122、时间及电压设定部123以及延迟电路124。

[0129] 时钟发生电路121是产生决定驱动信号的发送定时或发送频率的时钟信号的电路。脉冲发生电路122是用于以规定的周期产生作为驱动信号的脉冲信号的电路。脉冲发生电路122例如通过切换输出3值(+HV/0(GND)/-HV)、5值(+HV/+MV/0(GND)/-MV/-HV)的电压,从而能够产生矩形波的驱动信号。此时,关于脉冲信号的振幅,在正极性以及负极性中设为相同,但并不限于此。在本实施方式中,切换3值、5值的电压而输出了驱动信号,但并不限于3值、5值,能够设定为适当的值,但优选为5值以下。由此,能够以低成本来提高频率分量的控制的自由度,能够得到更高分辨率的发送超声波。

[0130] 时间及电压设定部123设定从脉冲发生电路122输出的驱动信号的同一电压电平的各区间的持续时间以及其电压电平。即,脉冲发生电路122输出基于由时间及电压设定部123所设定的各区间的持续时间以及电压电平的脉冲波形的驱动信号。由时间及电压设定部123设定的各区间的持续时间以及电压电平例如能够根据操作输入部11的输入操作而可变。

[0131] 延迟电路124是用于将驱动信号的发送定时按与每个振子对应的每个个别路径设定延迟时间,将驱动信号的发送延迟所设定的延迟时间而进行由发送超声波构成的发送波束的会聚的电路。

[0132] 如以上构成的发送部12根据控制部18的控制,将供应驱动信号的多个振子2a按超声波的每次发送接收错开规定数的同时依次切换,对选择输出的多个振子2a供应驱动信号而进行扫描。

[0133] 本实施方式的超声波的发送接收方法选择能够得到可对成为平坦化的对象的频域调整强度的回波信号的方法。例如,若对基波进行图像化,则需要遍及比平坦化对象频域宽的频带的发送。在本实施方式中,例如,能够实施THI(Tissue Harmonic Imaging:组织谐波成像)。THI是使用回波信号中的发送超声波的高次谐波分量而生成超声波图像的方法。在THI的情况下,发送的频带并不限定,但需要进行从发送基波分量通过传播非线性而生成的高次调波信号的频带比平坦化对象频带更宽的发送接收。在基波成像和THI中,在其生成上具有声压依赖性,优选是得到旁瓣的抑制或切片(slice)方向的波束尖锐效果的THI。

[0134] 在本实施方式中,为了提取用于THI的高次谐波分量,能够实施脉冲反相法。即,在实施脉冲反相法的情况下,发送部12能够将第一脉冲信号和极性与该第一脉冲信号反转的第二脉冲信号作为驱动信号在同一扫描线上隔着时间间隔而发送。另外,此时,也可以发送改变第一脉冲信号的多个占空比中的至少一个而极性反转的第二脉冲信号。此外,第二脉冲信号也可以是时间与第一脉冲信号反转的信号。

[0135] 进一步,在本实施方式中,作为THI,能够实施在日本特开2014-168555号公报或者日本特愿2015-103842号中记载的宽带发送接收方法即Triad-THI。Triad-THI是如下方法:输出将3个频率分量的基波进行了混合的发送超声波,使用基于所接收的回波的回波信号

的高次谐波分量而生成超声波图像。即,在实施Triad-THI的情况下,发送部12生成具有3个频率分量的基波分量的驱动信号。这样,发送部12能够生成与Triad-THI以及脉冲反相法对应的驱动信号。

[0136] 接收部13是根据控制部18的控制,从超声波探头2经由电缆3接收电信号的回波信号的电路。接收部13例如具有放大器、A/D变换电路、整相相加电路。放大器是用于将回波信号按与每个振子2a对应的每个个别路径以预先设定的规定的放大率进行放大的电路。A/D变换电路是用于将被放大的回波信号进行模拟-数字变换(A/D变换)的电路。整相相加电路是用于对进行了A/D变换的回波信号按与每个振子2a对应的每个个别路径提供延迟时间而调整时相,将它们进行相加(整相相加)而生成声线数据的电路。

[0137] 在此,参照图4(a)、图4(b)说明Triad-THI的超声波发送接收。图4(a)是表示日本特开2014-168555号公报或者日本特愿2015-103842号中记载的宽带发送接收方法即Triad-THI的发送超声波的信号强度的频率特性的图。图4(b)是表示Triad-THI的深度为焦点附近中的回波的频率特性的图。

[0138] 在实施Triad-THI的情况下,例如,如图4(a)所示,发送部12生成用于将包括基波 f_1 、 f_2 、 f_3 的发送超声波输出给超声波探头2的驱动信号。在图4(a)中,横轴表示频率,纵轴表示灵敏度(信号强度),粗实线表示超声波探头2的频率分量(发送接收频带)。

[0139] 具体而言,例如,对与超声波探头2的发送接收频带内的基波 f_1 、 f_2 、 f_3 对应的频率的3个信号的时间波形进行AM(幅度调制(Amplitude Modulation))调制、FM(频率调制(Frequency Modulation))调制中的至少一个,通过汉宁窗、矩形窗等时间窗进行滤波,对得到的3个时间波形分别施加适当的倍率并相加,对波形整体施加不影响传送波的振幅方向的偏压(bias)。发送部12生成将施加了该偏压的信号的时间波形分配给5值等的电压值的时间波形的驱动信号。

[0140] 与图4(a)的发送超声波对应的焦点附近的回波信号具有图4(b)所示的特征。在图4(b)中,横轴表示频率,纵轴表示信号强度,中线的实线表示汇总了回波的各频率分量的频率分量,粗实线表示超声波探头2的频率分量(发送接收频带)。得到的回波信号包括超声波探头2的发送接收频带内的图4(b)所示的各高次谐波分量(f_2-f_1 、 $2f_1$ 、 $3f_1$ 、 f_3-f_2 、 f_3-f_2 、 f_1+f_2)。这样,接收部13接收包括高次谐波分量的回波,从该回波生成作为电信号的回波信号(声线数据)。

[0141] 图像信号生成部14根据控制部18的控制,对来自接收部13的回波信号(声线数据)实施包络线检波处理或对数放大等,进行增益的调整等而进行亮度变换,从而生成B模式图像的图像信号(B模式图像数据)。即,B模式图像数据是根据亮度来表示了回波信号的强度的图像数据。由图像信号生成部14生成的B模式图像数据被发送给图像处理部15。此外,图像信号生成部14具有高次谐波分量提取部14a、频率分析部14b、作为信号强度调整部的滤波部14c、作为图像数据生成部的包络线检波部14d。

[0142] 高次谐波分量提取部14a根据控制部18的控制,从由接收部13输出的回波信号(声线数据)实施脉冲反相法而提取高次谐波分量,输出由高次谐波分量构成的回波信号。高次谐波分量能够对从上述的第一脉冲信号以及第二脉冲信号分别产生的2个发送超声波分别相加(合成)从对应的回波得到的回波信号而去除了回波信号中包含的基波分量的基础上提取。

[0143] 频率分析部14b根据控制部18的控制,进行由高次谐波分量提取部14a所提取的高次谐波分量的回波信号(声线数据)的频率分析(平坦化对象频域内的各频率分量强度判定),并将其分析结果输出给滤波部14c。平坦化对象频域被设定为在图像化频域的范围且平坦化频率上端/下端比成为2.0以上。该值可以是设计者设定的固定值,也可以是操作者设定的可变值,但即使设为操作者设定的可变值的情况下,可变范围也被设定为满足所述设定条件。在设为可变值的情况下,将平坦化对象范围设得越宽则越能够得到斑点的细粒化效果,但S/N降低,所以操作者根据观察部位或其目的而适当操作可变值。

[0144] 滤波部14c根据控制部18的控制,使用负责信号强度特性的平坦化的信号强度校正滤波器,对由高次谐波分量提取部14a提取了高次谐波分量的声线数据进行滤波,并输出滤波后的回波信号(图像化信号)。

[0145] 使用信号强度校正滤波器的回波信号的频率平坦化可以对回波信号的接收紧接之后、即接收部13中的整相相加前的回波信号进行,且既可以以接收部13中的AD变换前的模拟信号电平进行,也可以以AD变换后的数字信号电平(声线数据)进行,但在图像信号生成部14中,以整相相加后的数字信号电平(高次谐波分量的回波信号)使用数字滤波器进行的话更能够简化装置,所以较好。

[0146] 作为信号强度校正滤波器的数字滤波器虽然能够将FIR(Finite Impulse Response:有限脉冲响应)、IIR(无限脉冲响应(Infinite Impulse Response))等常用方法无限制地使用,但若考虑对于相位的影响的话最好是FIR。进一步,若设为在日本特开2003-19135号公报中记载的串联连接多个FIR滤波器的方法,则能够分开高通滤波器、低通滤波器等噪声截止滤波器和负责信号强度特性的平坦化的信号强度校正滤波器而独立地设定系数,信号平坦化的控制容易性或对于后述的自适应处理的应对也变得容易,所以较好。

[0147] 此外,在滤波部14c中使用的信号强度校正滤波器,即使是根据在发送中生成的高次谐波分量的信号强度的深度变化特性或超声波探头2的接收灵敏度特性来预先按每个深度决定系数的非自适应型的信号强度校正滤波器,也能够得到充分的效果。但是,由于根据观察对象而散射回波的频率特性稍微不同,所以通过采取信号强度校正滤波器的系数自适应地变更的方法,不依赖于观察部位而始终得到最佳效果。该自适应处理通过使用自适应型的信号强度校正滤波器而进行。

[0148] 滤波部14c在使用自适应型的信号强度校正滤波器的情况下,根据平坦化频域内的各频率分量强度的值而设定信号强度校正滤波器的系数来进行。具体而言,频率分析部14b通过FFT(快速傅里叶变换(Fast Fourier Transform))分析而求出感兴趣区域(ROI: Region Of Interest)内的回波信号(声线数据)的频谱,滤波部14c将信号强度校正滤波器的系数设定为将通过FFT分析而得到的平坦化对象频域内的频率强度分布相抵消。

[0149] 频率分析部14b中的频率分析和滤波部14c中的信号强度校正滤波器的系数的更新可以是按每一帧进行的方法,也可以是不按每一帧进行而是按每多帧或者每一定时间的频度进行的方法。

[0150] 这样,滤波部14c在使用自适应型的信号强度校正滤波器的情况下,根据来自频率分析部14b的频率分析的分析结果来设定自适应型的信号强度校正滤波器的系数。在使用非自适应型的信号强度校正滤波器的情况下,滤波部14c使用预先设定了系数的非自适应型的信号强度校正滤波器。

[0151] 包络线检波部14d对从滤波部14c输出的图像化信号实施包络线检波处理、对数放大,并进行增益的调整等而进行亮度变换,从而生成B模式图像的图像信号(B模式图像数据)。

[0152] 图像处理部15具有由DRAM(动态随机存取存储器(Dynamic Random Access Memory))等半导体存储器构成的图像存储器部15a。图像处理部15根据控制部18的控制,将从图像信号生成部14输出的B模式图像数据以帧单位存储在图像存储器部15a中。有时将帧单位的图像数据称为超声波图像数据或者帧图像数据。图像处理部15适当读取在图像存储器部15a中存储的超声波图像数据而输出给DSC16。

[0153] 根据控制部18的控制,DSC16将从图像处理部15接收到的超声波图像数据进行坐标变换等处理而变换为显示用的图像信号,并输出给显示器17。

[0154] 显示器17能够应用LCD(液晶显示器(Liquid Crystal Display))、CRT(阴极射线管(Cathode-Ray Tube))显示器、有机EL(电致发光(Electronic Luminescence))显示器、无机EL显示器以及等离子显示器等显示装置。显示器17根据从DSC16输出的图像信号,在显示画面上进行超声波图像的显示。

[0155] 控制部18能够由处理器实现,例如具有CPU(中央处理单元(Central Processing Unit))、ROM(只读存储器(Read Only Memory))、RAM(随机存取存储器(Random Access Memory)),读取在ROM中存储的系统程序等各种处理程序并在RAM中展开,根据展开的程序而集中控制超声波诊断装置S的各部的动作。ROM由半导体等非易失性存储器等构成,存储与超声波诊断装置S对应的系统程序以及在该系统程序上能够执行的各种处理程序、各种数据等。这些程序以计算机可读的程序代码的形式来存储,CPU依次执行基于该程序代码的动作。RAM形成临时存储由CPU所执行的各种程序以及这些程序的数据的工作区域。

[0156] 关于超声波诊断装置主体1具有的各部(发送部12、接收部13、高次谐波分量提取部14a、频率分量分析部14b、滤波部14c、包络线检波部14d等),各个功能块的一部分或者全部功能能够作为集成电路等硬件电路来实现。集成电路例如是LSI(大规模集成电路(Large Scale Integration)),LSI根据集成度的差异,也被称为IC、系统LSI、超级LSI、特大LSI。此外,集成电路化的方法并不限于LSI,也可以通过专用电路或者通用处理器来实现,也可以利用FPGA(现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array))或能够重构LSI内部的电路单元的连接或设定的可重构处理器。此外,也可以通过软件来执行各个功能块的一部分或者全部功能。此时,该软件存储在一个或者一个以上的ROM等存储介质、光盘、或者硬盘等中,该软件通过运算处理器来执行。

[0157] 接着,参照图5~图9说明滤波部14c中的滤波。图5是表示回波信号S0的信号强度的频率特性的图。图6(a)是表示本实施方式的信号强度校正滤波器FIA的信号通过度(dB)的频率特性的图,点线表示0dB即透过率100%,纵轴的下端表示-60dB即透过率0.1%。意味着在取大于0dB的值的频域中信号被放大。图6(b)是表示在将信号强度校正滤波器FIA进行滤波后的图像化信号SA的信号强度的最高信号强度设为0dB的相对的频率特性的图,纵轴与图6(a)同样地由dB表示。图7(a)是表示图像化信号SA的时间波形特性的图。图7(b)是示意性地表示图像化信号SA的斑点粒状特性的图像图。图8(a)是表示以往的信号强度校正滤波器FIB的信号通过度(dB)的频率特性的图。图8(b)是与图6(b)同样地表示在将信号强度校正滤波器FIB进行滤波后的图像化信号SB的信号强度的最高信号强度设为0dB的相对的

频率特性的图。图9 (a) 是表示图像化信号SB的时间波形特性的图。图9 (b) 是示意性地表示图像化信号SB的斑点粒状特性的图像图。

[0158] 例如,设在超声波诊断装置S中,从超声波探头2输出发送超声波,并经由超声波探头2接收回波而由接收部13生成回波信号(声线数据),由高次谐波分量提取部14a生成由图5所示的特性的特性的高次谐波分量构成的回波信号(声线数据)S0。在图5中,横轴取频率,纵轴取信号强度,将实线设为回波信号S0的信号强度,将虚线设为超声波探头2的频带。例如,若使用在日本特开2014-168555号公报或者日本特愿2015-103842号中记载的宽带发送接收方法,则如图5所示,在超声波探头2的频带内,回波信号S0的信号强度能够得到与超声波探头2的频带对应的接收信号。

[0159] 并且,在滤波部14c中,设使用图6 (a) 所示的特性的信号强度校正滤波器FIA而回波信号S0被滤波。在图6 (a) 中,横轴取频率,纵轴取信号通过度,将实线设为信号强度校正滤波器的滤波特性,将虚线设为超声波探头2的频带,它们在图8 (a) 中也是同样的。信号强度校正滤波器FIA在包括超声波探头2的频带的区域内,回波信号S0的信号强度低的部分的信号通过度高,回波信号S0的信号强度高的部分的信号通过度低。

[0160] 并且,滤波部14c中的滤波后的回波信号成为图6 (b) 所示的特性的图像化信号SA。在图6 (b) 中,横轴取频率,纵轴取信号强度,将实线设为图像化信号的信号强度,将虚线设为超声波探头2的频带,它们在图8 (b) 中也是同样的。图像化信号SA在包括超声波探头2的频带的区域内,具有具备被进行了平坦化的平坦化频域的特性。

[0161] 在图像化信号SA中,将图像化频带的中心的频率设为频率f10,将高于频率f10的规定频率设为频率f20,将低于频率f10的规定频率设为频率f30。本实施方式中的图像化频带是指求出将最高灵敏度以0dB进行了归一化的超声波探头的接收灵敏度特性和信号强度校正滤波器的滤波特性相加的特性曲线,相对于该最高灵敏度dB值不低于-40dB的连续的频率范围。

[0162] 图像化信号SA具有图7 (a) 所示的时间特性。在图7 (a) 中,横轴取时间,纵方向取信号强度,将实线设为图像化信号的信号强度,将虚线设为图像化信号的包络线,它们在图9 (a) 中也是同样的。

[0163] 在此,将图像化信号SA的频率f10、f20、f30中的散射组织描绘进行了图像化的是图7 (b) 。将与频率f10、f20、f30分别对应的散射组织的干涉图案图像设为网眼状的图像I1、I2、I3。在图像I1、I2、I3中,以网眼的线的连续性来表示图像化信号的信号强度,线相对于实线成为点线状且中断的部分越多则表示图像化信号的信号强度相对越弱。此外,在图像I1、I2、I3中,以网眼的线的间隔来表示图像化信号的各频率(波长)中的干涉图案的大小,线的间隔越大则表示图像化信号的重复单位越大、斑点越大且粗糙。图像I4是合成了图像I1、I2、I3的图像。

[0164] 同样地,设在以往的超声波诊断装置中,也生成了由图5所示的特性的特性的高次谐波分量构成的回波信号S0。并且,设在以往的超声波诊断装置的滤波部中,使用了图8 (a) 所示的特性的信号强度校正滤波器FIB。信号强度校正滤波器FIB在包括超声波探头2的频带的区域内,信号透过率恒定为0dB (100%)。

[0165] 于是,以往的超声波诊断装置的滤波部中的滤波后的回波信号成为图8 (b) 所示的特性的图像化信号SB。图像化信号SB具有图9 (a) 所示的时间特性。此外,将图像化信号SB的

频率 f_{10} 、 f_{20} 、 f_{30} 中的散射组织描绘的干涉图案进行了图像化的是图9(b)。将与频率 f_{10} 、 f_{20} 、 f_{30} 分别对应的散射组织的干涉图案图像设为网眼状的图像I5、I6、I7,图像I8是合成了图像I5、I6、I7的图像。

[0166] 关于被检体的反射组织描绘,图9(a)的图像化信号SB的时间特性的包络线形状符合高斯(Gaussian)近似,S/N(信号对噪声(Signal to Noise))比也好。相对于此,图7(a)的图像化信号SA的时间特性的包络线形状是非高斯化,与以往的图像化信号SB相比,裙部变差,但成为脉冲,顶端的形状尖锐化,超声波图像成为点描的图像。此外,与以往的图像化信号SB相比,图像化信号SA的信号被削减,所以S/N比降低。因此,图像化信号SA优选只用于浅部等S/N比有富余的图像区域。

[0167] 关于被检体的散射组织描绘,在图9(b)的图像化信号SB的散射组织描绘的干涉图案图像中,在合成后的图像I8中,图像I6的线比图像I5、I7显示得更强。因此,在基于图像化信号SB的超声波图像的斑点的粒状性中,图像化频域的中心频率(图像I6)的影响是主要的。相对于此,在图7(b)的图像化信号SA的散射组织描绘的图像中,在合成后的图像I4中,图像I1、I2、I3的线的强度均等地显示。因此,在基于图像化信号SA的超声波图像的斑点的粒状性中,与图像I6的干涉图案影响为主的图9(b)的图像I8不同地,不同的干涉图案大致均等地重叠,通过干涉的多样化而被细粒化。因此,能够作为来自超浅部等散射组织的信号被细粒化的斑点的浓淡来表现,能够对以往难以认识的组织边界等进行视觉辨认。

[0168] 接着,参照图10~图24说明使用了超声波诊断装置S的超声波探头2、在发送部12中生成的驱动信号、从超声波探头2发送的发送超声波、滤波部14c的信号强度校正滤波器的具体例的实施例以及比较例。作为实施例以及比较例,依次说明比较例1、2、实施例1、2、3、4、5、6、比较例3、实施例7、8。此外,设本比较例、实施例的接收声线密度全部为 0.075mm 。

[0169] <比较例1>

[0170] 参照图10~图13说明比较例1。图10是表示超声波探头P1的归一化灵敏度的频率特性的图。图11(a)是表示驱动信号D1的信号强度的时间特性的图。图11(b)是表示驱动信号D1的功率谱的图。图12(a)是表示发送超声波U1的信号强度的时间特性的图。图12(b)是表示发送超声波U1的功率谱的图。图13是表示信号强度校正滤波器FI1的滤波特性的图。

[0171] 在比较例1中,作为超声波探头2,使用具有图10所示的归一化灵敏度的频率特性的超声波探头P1。超声波探头P1的 -20dB 的下端的频率 $FL_{20}=3.9[\text{MHz}]$, -20dB 的上端的频率 $FH_{20}=18.2[\text{MHz}]$,成为 -20dB 比带域 $=129\%$,由于是 120% 以上,所以较好。

[0172] 此外,将在比较例1中发送部12生成的Triad-THI的驱动信号D1的波形设为图11(a)所示的信号强度[V]的时间特性的波形。将图11(a)所示的驱动信号D1的信号强度[V]的时间特性进行傅里叶变换而得到的功率谱成为图11(b)所示的信号强度[dB]的频率特性。在此,在图11(a)、图12(a)、图17(a)、图18(a)、图21(a)、图22(a)中,横轴表示时间 $[\mu\text{s}]$,纵轴表示信号强度(电压)[V]。此外,在图11(b)、图12(b)、图17(b)、图18(b)、图21(b)、图22(b)中,横轴表示频率[MHz],纵轴表示信号强度[dB]。

[0173] 此外,在比较例1中,将图11(a)所示的驱动信号D1输入到超声波探头P1而发送的发送超声波U1的波形成为图12(a)所示的信号强度[V]的时间特性的波形。将图12(a)所示的发送超声波U1的信号强度[V]的时间特性进行傅里叶变换而得到的功率谱成为图12(b)所示的信号强度[dB]的频率特性。

[0174] 此外,在比较例1中,设在滤波部14c中使用的信号强度校正滤波器是具有图13所示的增益的频率特性的滤波特性的非自适应型的信号强度校正滤波器FI1。信号强度校正滤波器FI1具有与图8(a)的信号强度校正滤波器FB的滤波特性(信号透过率)同样地有平坦区域的滤波特性(增益)。

[0175] 此外,作为在比较例1中由超声波诊断装置S所生成的超声波图像的显示条件,将显示深度[mm]设为10[mm],将显示像素分辨率[mm/像素]设为0.0189[mm/像素]。

[0176] 本实施方式中的显示像素分辨率是表示在回波图像区域中由几个像素来显示实际尺寸的数值。例如,若由500[像素]来显示相当于一个回波图像区域的长度,则其显示像素分辨率成为 $10[\text{mm}] \div 500[\text{像素}] = 0.02[\text{mm}/\text{像素}]$ 。显示像素分辨率根据操作者经由操作输入部11变更在回波图像显示区域中显示的深度的操作(深度变更)或放大一定区域的操作(变焦操作)而变化。

[0177] <比较例2>

[0178] 参照图14说明比较例2。图14是表示信号强度校正滤波器FI2的滤波特性的图。

[0179] 在比较例2中,设在超声波诊断装置S中,使用超声波探头P1作为超声波探头2,在发送部12中生成驱动信号D1,发送发送超声波U1。此外,在比较例2中,设在滤波部14c中使用的信号强度校正滤波器是具有图14所示的增益的频率特性的滤波特性的非自适应型的信号强度校正滤波器FI2。信号强度校正滤波器FI2与图6(a)的信号强度校正滤波器FA的滤波特性(信号透过率)同样地具有不平坦的滤波特性(增益)。此外,作为在比较例2中由超声波诊断装置S所生成的超声波图像的显示条件,将显示深度设为10[mm],将显示像素分辨率设为0.0189[mm/像素]。

[0180] <实施例1>

[0181] 参照图15说明实施例1。图15是表示信号强度校正滤波器FI3的滤波特性的图。

[0182] 在实施例1中,设在超声波诊断装置S中,使用超声波探头P1作为超声波探头2,在发送部12中生成驱动信号D1,发送发送超声波U1。此外,在实施例1中,设在滤波部14c中使用的信号强度校正滤波器是具有图15所示的增益的频率特性的滤波特性的非自适应型的信号强度校正滤波器FI3。信号强度校正滤波器FI3与图6(a)的信号强度校正滤波器FA的滤波特性(信号透过率)同样地具有不平坦的滤波特性(增益)。此外,作为在实施例1中由超声波诊断装置S所生成的超声波图像的显示条件,将显示深度设为10[mm],将显示像素分辨率设为0.0189[mm/像素]。

[0183] <实施例2>

[0184] 参照图16说明实施例2。图16是表示信号强度校正滤波器FI4的滤波特性的图。

[0185] 在实施例2中,设在超声波诊断装置S中,使用超声波探头P1作为超声波探头2,在发送部12中生成驱动信号D1,发送发送超声波U1。此外,在实施例2中,设在滤波部14c中使用的信号强度校正滤波器是具有图16所示的增益的频率特性的滤波特性的信号强度校正滤波器FI4。信号强度校正滤波器FI4与图6(a)的信号强度校正滤波器FA的滤波特性(信号透过率)同样地具有不平坦的滤波特性(增益)。此外,作为在实施例2中由超声波诊断装置S所生成的超声波图像的显示条件,将显示深度设为10[mm],将显示像素分辨率设为0.0189[mm/像素]。

[0186] <实施例3>

[0187] 在实施例3中,与实施例2同样地,设在超声波诊断装置S中,使用超声波探头P1作为超声波探头2,在发送部12中生成驱动信号D1,发送发送超声波U1,在滤波部14c中使用信号强度校正滤波器FI4。此外,作为在实施例3中由超声波诊断装置S所生成的超声波图像的显示条件,将显示深度设为20[mm],将显示像素分辨率设为0.0377[mm/像素]。

[0188] <实施例4>

[0189] 在实施例4中,与实施例2同样地,设在超声波诊断装置S中,使用超声波探头P1作为超声波探头2,在发送部12中生成驱动信号D1,发送发送超声波U1,在滤波部14c中使用信号强度校正滤波器FI4。此外,作为在实施例4中由超声波诊断装置S所生成的超声波图像的显示条件,将显示深度设为30[mm],将显示像素分辨率设为0.0566[mm/像素]。

[0190] <实施例5>

[0191] 在实施例5中,设在超声波诊断装置S中,使用超声波探头P1作为超声波探头2,在发送部12中生成驱动信号D1,发送发送超声波U1。此外,在实施例5中,设在滤波部14c中使用的信号强度校正滤波器是自适应型的信号强度校正滤波器FI5。信号强度校正滤波器FI5是其系数被滤波部14c自动决定为将作为在频率分析部14b中计算出的平坦化对象频域的7~20[MHz]区域的回波信号(由所提取的高次谐波分量构成的声线数据)平坦化的自适应型滤波器,其滤波特性省略图示。此外,作为在实施例5中由超声波诊断装置S所生成的超声波图像的显示条件,将显示深度设为10[mm],将显示像素分辨率设为0.0189[mm/像素]。

[0192] <实施例6>

[0193] 参照图17(a)~图19说明实施例6。图17(a)是表示驱动信号D2的信号强度的时间特性的图。图17(b)是表示驱动信号D2的功率谱的图。图18(a)是表示发送超声波U2的信号强度的时间特性的图。图18(b)是表示发送超声波U2的功率谱的图。图19是表示信号强度校正滤波器FI6的滤波特性的图。

[0194] 在实施例6中,在超声波诊断装置S中,使用超声波探头P1作为超声波探头2。此外,将在实施例6中发送部12生成的Triad-THI的驱动信号D2的波形设为图17(a)所示的信号强度[V]的时间特性的波形。将图17(a)所示的驱动信号D2的信号强度[V]的时间特性进行傅里叶变换而得到的功率谱成为图17(b)所示的信号强度[dB]的频率特性。

[0195] 此外,在实施例6中,将图17(a)所示的驱动信号D2输入到超声波探头P1而发送的发送超声波U2的波形成为图18(a)所示的信号强度[V]的时间特性的波形。将图18(a)所示的发送超声波U2的信号强度[V]的时间特性进行傅里叶变换而得到的功率谱成为图18(b)所示的信号强度[dB]的频率特性。

[0196] 此外,在实施例6中,设在滤波部14c中使用的信号强度校正滤波器是具有图19所示的增益的频率特性的滤波特性的非自适应型的信号强度校正滤波器FI6。信号强度校正滤波器FI6与图6(a)的信号强度校正滤波器FA的滤波特性(信号透过率)同样地具有不平坦的滤波特性(增益)。此外,作为在实施例6中由超声波诊断装置S所生成的超声波图像的显示条件,将显示深度设为10[mm],将显示像素分辨率设为0.0189[mm/像素]。

[0197] <比较例3>

[0198] 参照图20~图23说明比较例3。图20是表示超声波探头P2的归一化灵敏度的频率特性的图。图21(a)是表示驱动信号D3的信号强度的时间特性的图。图21(b)是表示驱动信号D3的功率谱的图。图22(a)是表示发送超声波U3的信号强度的时间特性的图。图22(b)是

表示发送超声波U3的功率谱的图。图23是表示信号强度校正滤波器FI7的滤波特性的图。

[0199] 在比较例3中,使用具有图20所示的归一化灵敏度的频率特性的超声波探头P2作为超声波探头2。超声波探头P2的-20dB的下端的频率 $FL_{20}=2.6$ [MHz],-20dB的上端的频率 $FH_{20}=10.9$ [MHz],成为-20dB比带域=123%,由于是120%以上,所以较好。

[0200] 此外,将在比较例3中发送部12生成的Triad-THI的驱动信号D3的波形设为图21(a)所示的信号强度[V]的时间特性的波形。将图21(a)所示的驱动信号D3的信号强度[V]的时间特性进行傅里叶变换而得到的功率谱成为图21(b)所示的信号强度[dB]的频率特性。

[0201] 此外,在比较例3中,将图21(a)所示的驱动信号D3输入到超声波探头P2而发送的发送超声波U3的波形成为图22(a)所示的信号强度[V]的时间特性的波形。将图22(a)所示的发送超声波U3的信号强度[V]的时间特性进行傅里叶变换而得到的功率谱成为图22(b)所示的信号强度[dB]的频率特性。

[0202] 此外,在比较例1中,设在滤波部14c中使用的信号强度校正滤波器是具有图23所示的增益的频率特性的滤波特性的非自适应型的信号强度校正滤波器FI7。信号强度校正滤波器FI7与图8(a)的信号强度校正滤波器FB的滤波特性(信号透过率)同样地具有平坦区域的滤波特性(增益)。此外,作为在比较例3中由超声波诊断装置S所生成的超声波图像的显示条件,将显示深度设为10[mm],将显示像素分辨率设为0.0189[mm/像素]。

[0203] <实施例7>

[0204] 参照图24说明实施例7。图24是表示信号强度校正滤波器FI8的滤波特性的图。

[0205] 在实施例7中,设在超声波诊断装置S中,使用超声波探头P2作为超声波探头2,在发送部12中生成驱动信号D3,发送发送超声波U3。此外,在实施例7中,设在滤波部14c中使用的信号强度校正滤波器是具有图24所示的增益的频率特性的滤波特性的信号强度校正滤波器FI8。信号强度校正滤波器FI8与图6(a)的信号强度校正滤波器FA的滤波特性(信号透过率)同样地具有不平坦的滤波特性(增益)。此外,作为在实施例7中由超声波诊断装置S所生成的超声波图像的显示条件,将显示深度设为10[mm],将显示像素分辨率设为0.0189[mm/像素]。

[0206] <实施例8>

[0207] 在实施例8中,与实施例7同样地,设在超声波诊断装置S中,使用超声波探头P2作为超声波探头2,在发送部12中生成驱动信号D3,发送发送超声波U3,在滤波部14c中使用信号强度校正滤波器FI4。此外,作为在实施例3中由超声波诊断装置S所生成的超声波图像的显示条件,将显示深度设为20[mm],将显示像素分辨率设为0.0377[mm/像素]。

[0208] 在超声波诊断装置S中,进行使用了上述说明的比较例1~3、实施例1~8的超声波探头、驱动信号、发送超声波、显示深度、显示像素分辨率的被检体的超声波图像数据的生成以及显示。在下表1中总结了它们的图像化条件。

[0209] 【表1】

[0210]

	图像化条件															
	超声波 探头	发送波形		滤波特性	图像化频域 (MHz)			平坦率 (%)	平坦化上端 频率生物体 内换算波长 (mm)	显示条件						
		驱动 信号 波形	发送 超声波 波形		下端	上端	宽度			下端/上端比	显示深度 (mm)	显示像素 分辨率 (mm/像素)	生物体内 换算波长/ 显示分辨率比			
比较例1				F1	7.5	22.0	14.5	9.4	13.6	4.2	1.4	29	0.113	10	0.0189	5.96
比较例2				F2	7.5	22.0	14.5	9.0	17.0	8.0	1.9	55	0.090	10	0.0189	4.77
实施例1				F3	7.5	22.0	14.5	9.0	20.0	11.0	2.2	76	0.077	10	0.0189	4.05
实施例2	P1	U1		F4	6.0	22.0	16.0	7.0	20.0	13.0	2.9	81	0.077	10	0.0189	4.05
实施例3				F4	6.0	22.0	16.0	7.0	20.0	13.0	2.9	81	0.077	20	0.0377	2.03
实施例4				F4	6.0	22.0	16.0	7.0	20.0	13.0	2.9	81	0.077	30	0.0566	1.35
实施例5				F5	6.0	22.0	16.0	7.0	20.0	13.0	2.9	81	0.077	10	0.0189	4.05
实施例6				F6	5.0	19.5	14.5	6.3	18.0	11.7	2.9	81	0.085	10	0.0189	4.51
比较例3		D2	U2	F7	3.5	13.0	9.5	6.0	9.2	3.2	1.5	34	0.166	10	0.0189	8.81
实施例7	P2	D3	U3	F8	3.5	13.0	9.5	4.0	11.6	7.6	2.9	80	0.132	10	0.0189	6.99
实施例8				F8	3.5	13.0	9.5	4.0	11.6	7.6	2.9	80	0.132	20	0.0377	3.50

[0211] 在表1中,图像化频域是滤波部14c进行滤波后的图像化信号中的图像化频域 [MHz],记载了该图像化频域的下端、上端的频率 [MHz] 和下端以及上端的频率之间的宽度的值 [MHz]。此外,在表1中,平坦化频域是从被检体的食指/中指间组织部描绘时的滤波后的图像化信号中的频率最大强度起至不低于-3dB的频域,记载了该平坦化频域的下端、上端的频率 [MHz]、下端以及上端的频率之间的宽度的值 [MHz] 和上端/下端比 (=平坦化频域的上端的频率/平坦化频域的下端的频率)。

[0212] 此外,在表1中,平坦率 [%] 是 (平坦化频带的宽度) / (图像化频带的宽度) 的值。此外,关于平坦化频域,计算出平坦化频带的上端的频率的生物体内换算波长,记载为平坦化上端频率生物体内换算波长 [mm]。此外,作为表1的显示条件,除了显示深度、显示像素分辨率之外,还计算出平坦化上端频率生物体内换算波长/显示像素分辨率,记载为生物体内换算波长/显示分辨率比。

[0213] 并且,参照图25 (a)、(b),说明根据比较例1~3、实施例1~8的图像条件而生成的

超声波图像的画质评价。图25 (a) 是表示B模式图像IM1的图。图25 (b) 是表示将B模式图像IM1进行了分水岭分割的图像IM2的图。

[0214] 在超声波诊断装置S中,根据比较例1~3、实施例1~8的图像条件,生成超声波图像并显示在显示器17上,进行了所显示的超声波图像的画质评价。下表2表示该画质评价的结果。

[0215] 【表2】

[0216]

	图像评价				
	斑点粒状度 (mm ²)	临床图像评价			
		中间神经中 指内侧末端	MP 关节弯曲 肌	MP 关节手掌 侧板附件	综合评分
比较例 1	0.040	3.8	5.4	4.0	13.2
比较例 2	0.038	4.2	5.3	4.7	14.2
实施例 1	0.022	9.0	8.2	8.3	25.5
实施例 2	0.020	9.1	8.0	8.6	25.7
实施例 3	0.024	8.0	7.2	7.6	22.8
实施例 4	0.028	7.1	6.6	6.8	20.5
实施例 5	0.020	9.1	9.0	9.1	27.2
实施例 6	0.024	8.6	7.8	8.0	24.4
比较例 3	0.053	2.9	4.9	3.9	11.7
实施例 7	0.026	6.9	7.0	7.0	20.9
实施例 8	0.030	6.5	6.3	6.3	19.1

[0217] 表2中的斑点粒状度[mm²]是将食指/中指间组织描绘图像进行了分水岭分割而得到的单元的平均面积[mm²] (使用ImageJ V1.49以及Watershed Algorithm.jar)。分水岭分割是将图像的亮度梯度看做山和谷,将流向谷的河流以被山包围的区域进行分割的方法。例如,若将图25 (a) 所示的B模式图像IM1进行分水岭分割,则得到图25 (b) 所示的图像IM2。将图像IM2中的由白线包围的单元(cell)的平均面积[mm²]设为斑点粒状度[mm²]。

[0218] 此外,在表2中,设临床图像评价中的被检体为生物体的中间神经中指内侧末端、MP关节弯曲肌、MP关节手掌侧板附件。临床图像评价的各评分是从事整形外科相关工作的医生、临床检查技师总共10名基于下述评价基准得到评分,将其值进行平均(将小数点以下四舍五入)而设为描绘性评分。在此,设评价基准为10=对组织状态的掌握无可挑剔的描绘性、8=对组织状态的掌握实际上没有问题的描绘性、6=虽然不是良好但能够掌握组织状态的级别的描绘性、4=对组织状态的掌握有障碍的级别的描绘性、2=难以掌握组织状态的级别的描绘性。

[0219] 此外,在表2中,临床图像评价的综合评分是中间神经中指内侧末端、MP关节弯曲肌、MP关节手掌侧板附件的各描绘性评分的合计评分。

[0220] 如表2所示,在平坦化对象频域的上端/下端比为2.0以上的情况下(实施例1~8),得到小的斑点粒状度和高的综合评分,所以较好。

[0221] 通过将上端/下端比设为2.0以上,将重复单位为2倍以上不同的斑点图案以均等的强度来重叠,相当于下端的斑点图案被分割为4分割以上而细粒化效果增大。虽然上端/下端比没有上限,但若设定为大于必要以上,则通过基于细粒化的有益效果,S/N降低的缺点增大,所以优选在取得它们的平衡的范围内适当设定。

[0222] 此外,对应用本实施方式的频域没有限制,虽然在哪个频域中都能够得到效果,但如表2所示,在平坦化对象频域的上端的频率为20[MHz]以上(实施例1~5)的情况下,得到较小的斑点粒状度和较高的综合评分,所以较好,以往难以观察的组织的可可视化效果高且有用度大。

[0223] 此外,如表2所示,在基于图像化对象频域以及平坦化对象频域的平坦率为80[%]以上的情况下(实施例2~8),得到较小的斑点粒状度和较高的综合评分,所以较好。

[0224] 此外,如表2所示,在实施例2~4、7、8中,生物体内换算波长/显示分辨率比为4.0以上(实施例2、7)的情况下,成为适合观察显示像素分辨率细致的组织,得到较小的斑点粒状度和较高的综合评分,所以较好。

[0225] 在此,参照图26(a)、(b),说明作为与平坦化频域有关的生物体内换算波长/显示分辨率比,优选为4.0以上的根据。图26(a)表示回波信号E1、E2的回波合成信号E3的回波强度的波长特性。图26(b)表示回波合成信号E3的绝对值、波长分割平均值的回波强度的波长特性。图26(a)的纵轴是在将回波信号E1、E2的最大振幅强度设为1的情况下的相对的回波强度,横轴是在将回波信号E1的波长设为 $\lambda=1$ 的情况下的相对的值。图26(b)的纵轴、横轴对应于图26(a)的纵轴、横轴。

[0226] 在回波散射源存在于比波长更短的位置的情况下,例如,如图26(a)所示,当回波信号E1和回波信号E2在波长以下进行了合成的情况下,其回波合成信号E3成为如同图所示。由于回波图像的振幅强度成为图像亮度,所以图26(b)的回波合成信号E3绝对值成为图像信息的原始信息,但在将其通过 $1/2\lambda$ 分割来表示的情况下,使用 $0\sim 0.5\lambda$ 区域信号的平均和 $0.5\sim 1\lambda$ 区域信号的平均来表示,在两者的图像信号强度即显示亮度上不产生差。可知在相当于 $1/3\lambda$ 的情况下,虽然稍微产生显示亮度差但不充分,若为 $1/4\lambda$ 以上,则能够显示接近于原始信息的亮度差。上述是一例,多个信号的合成状况是各种各样的,在小于 $1/4\lambda$ 的分割数的情况下,即在生物体内换算波长/显示分辨率比小于4.0的情况下,由于存在在显示阶段信息损失的情形,所以优选将该比设为4.0以上。

[0227] 控制部18优选根据经由操作输入部11的来自操作者的显示尺寸等的操作输入或者自动地,调整在显示器17上显示的画面上的超声波图像数据的显示尺寸,使得生物体内换算波长/显示分辨率比成为4.0以上。

[0228] 此外,如表2所示,由于与使用实施例2的非自适应型的信号强度校正滤波器的实施例2相比,使用自适应型的信号强度校正滤波器的实施例5不依赖于描绘组织的散射特性的差异而始终稳定地得到平坦化的效果,所以不仅能够得到同样的小的斑点粒状度,在任一个部位中都能够得到高的评分,其结果,综合评分也提高,所以较好。

[0229] 另外,对超声波探头2的方位方向的信息密度产生影响的接收声线密度优选为平坦化上端频率生物体内换算波长以下。即,若平坦化频域的上端的频率为20[MHz],则其平坦化上端频率生物体内换算波长成为0.0765[mm],所以优选设为该数值以下的接收间隔。上述比较例、实施例的接收声线密度全部为0.075[mm],满足上述接收声线密度的优选的条件。由此,能够取得距离方向和方位方向的信息密度平衡,能够得到纵横比小的斑点细粒。

[0230] 以上,根据本实施方式,超声波诊断装置S具有:生成驱动信号并输出给超声波探头2而使超声波探头2生成发送超声波的发送部12;从超声波探头2接收回波信号的接收部13;将回波信号的信号强度调整为具有平坦化频域的信号强度的滤波部14c;以及从信号强度被调整的回波信号(图像化信号)生成超声波图像数据的包络线检波部14d。

[0231] 因此,能够得到小的斑点粒状度和高的综合评分,能够将因散射回波信号的干涉所产生的斑点细粒化至极限,并将该斑点作为有意图像信息的最小单位来提取微小结构。

[0232] 尤其,在整形/麻醉领域中,从近端到远端进行分支而结构变小,通过以往难以追踪到最末端的末端神经束的可视化或手掌侧板的附件边界的组织描绘清楚等能够进行微细结构诊断等。此外,在皮肤科领域中,在根据肿瘤厚度是否为1[mm]以上来判断实施淋巴结活检的黑素瘤厚度观察中,期待有效地利用于以往难以鉴别的黑素瘤和黑素细胞的边界判定、目视外观上类似但病理结构或良恶性不同的黑素瘤和伪角质囊肿的鉴别判定等。

[0233] 此外,滤波部14c将回波信号的信号强度调整为平坦化频域的上端/下端比成为2.0以上。因此,得到较小的斑点粒状度和较高的综合评分,以往难以观察的组织的可视化效果高且有用度大。

[0234] 此外,滤波部14c将回波信号的信号强度调整为平坦化频域的上端的频率成为20[MHz]以上。因此,得到较小的斑点粒状度和较高的综合评分,以往难以观察的组织的可视化效果高且有用度大。

[0235] 此外,滤波部14c将回波信号的信号强度调整为该回波信号的平坦率成为80[%]以上。因此,得到较小的斑点粒状度和较高的综合评分,能够将由于散射回波信号的干涉而产生的斑点更加细粒化,能够将该斑点作为有意图像信息的最小单位来提取微小结构。

[0236] 此外,超声波诊断装置S具有根据显示像素分辨率而将超声波图像数据显示在显示器17上的控制部18。控制部18将回波信号的信号强度调整为与平坦化频域有关的生物体内换算波长/显示分辨率比成为4.0以上。

[0237] 因此,得到较小的斑点粒状度和较高的综合评分,能够将由于散射回波信号的干涉而产生的斑点更加细粒化,能够将该斑点作为有意图像信息的最小单位来提取微小结构。

[0238] 此外,滤波部14c通过使用信号强度校正滤波器对回波信号进行滤波,从而调整信号强度。因此,能够容易地调整回波信号的信号强度。

[0239] 此外,超声波诊断装置S具有进行接收到的回波信号的平坦化对象频域的信号强度的频率分析而生成分析结果的频率分析部14b。滤波部14c根据所生成的分析结果,设定自适应型的信号强度校正滤波器的系数而用于滤波。因此,根据回波信号的信号强度,能够将该回波信号适当地平坦化,得到较小的斑点粒状度和较高的综合评分,能够将由于散射回波信号的干涉而产生的斑点细粒化,能够将该斑点作为有意图像信息的最小单位来提取微小结构。

[0240] 此外,发送部12生成THI的驱动信号。超声波诊断装置S具有提取接收到的回波信号的高次谐波分量的高次谐波分量提取部。滤波部14c调整所提取的高次谐波分量的回波信号的信号强度。因此,基于高次谐波分量,能够描绘降低了旁瓣伪像的良好的超声波图像。

[0241] 此外,在THI中,如日本特开2014-168555号公报中所记载,优选地,驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱是在超声波探头2的-20dB的发送频带中包含的频带,且在比该发送频带的中心频率位于低频侧和比该中心频率位于高频侧中分别具有强度峰值,且多个所述强度峰值之间的频域中的强度以所述强度峰值的强度的最大值为基准成为-20dB以上。根据该结构,能够在整个宽范围的深度区域中得到宽带的高次谐波分量,能够描绘降低了旁瓣伪像的更良好的超声波图像,此外,不需要用于形成脉冲信号的波形的复杂的电路的追加等,能够抑制成本而对发送超声波维持高分辨率。此外,根据基于基波的超声波图像,由于能够以高振幅来得到短脉冲的超声波的波形,所以能够维持高分辨率的同时,还增加低频分量而提高渗透度(侵入深度)。

[0242] 另外,上述各实施方式中的描述是本发明的适合的超声波诊断装置以及图像形成方法的一例,但并不限于此。

[0243] 例如,在上述实施方式中,设超声波诊断装置S为进行日本特开2014-168555号公报或者日本特愿2015-103842号中记载的宽带发送接收方法即Triad-THI的超声波发送接收以及超声波图像描绘的结构,但并不限于此。也可以是进行其他方法的THI的超声波发送接收以及超声波图像描绘的方法。进一步,也可以是超声波诊断装置S不进行高次调波的提取而进行通常的超声波发送接收以及超声波图像描绘的结构。

[0244] 此外,关于构成以上的实施方式中的超声波诊断装置S的各部的细节结构以及细节动作,在不脱离本发明的宗旨的范围内能够适当变更。

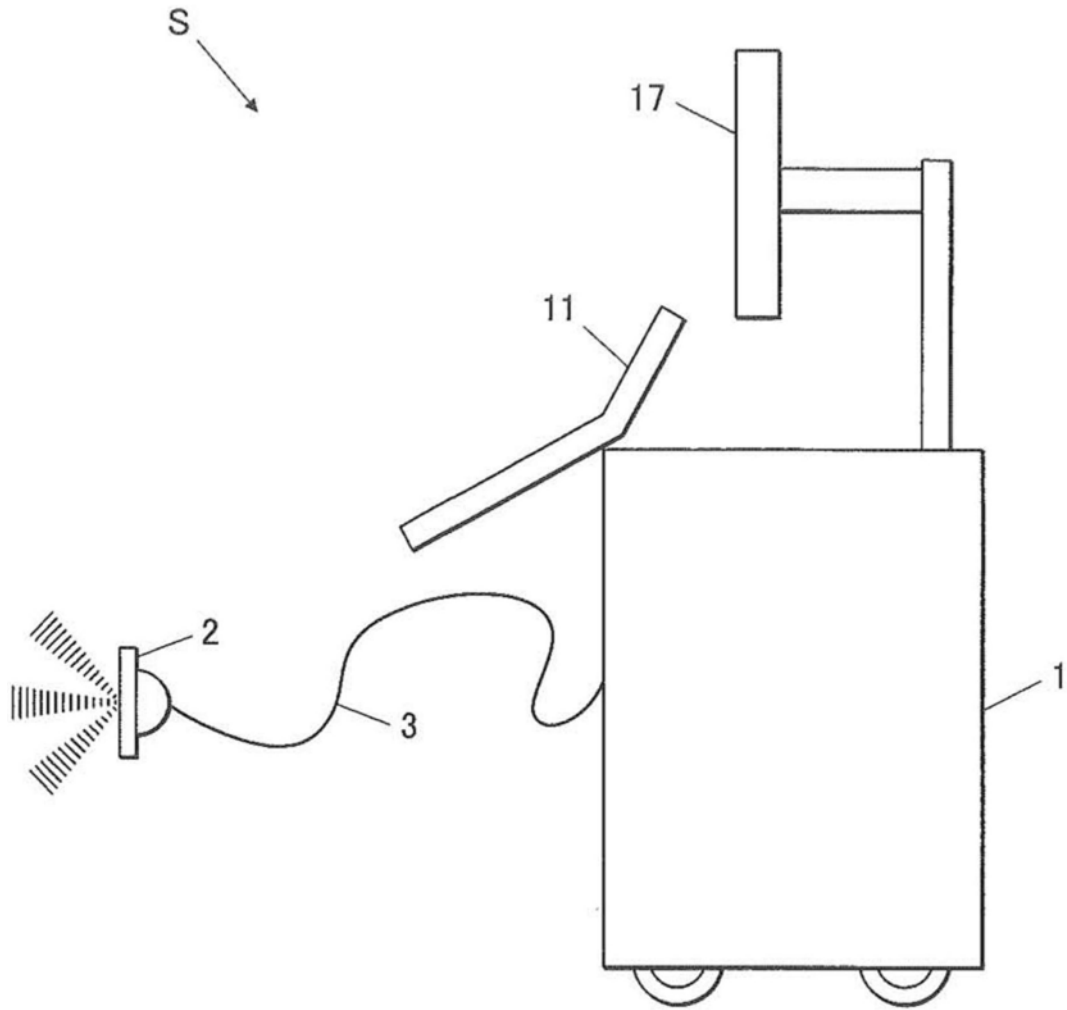


图1

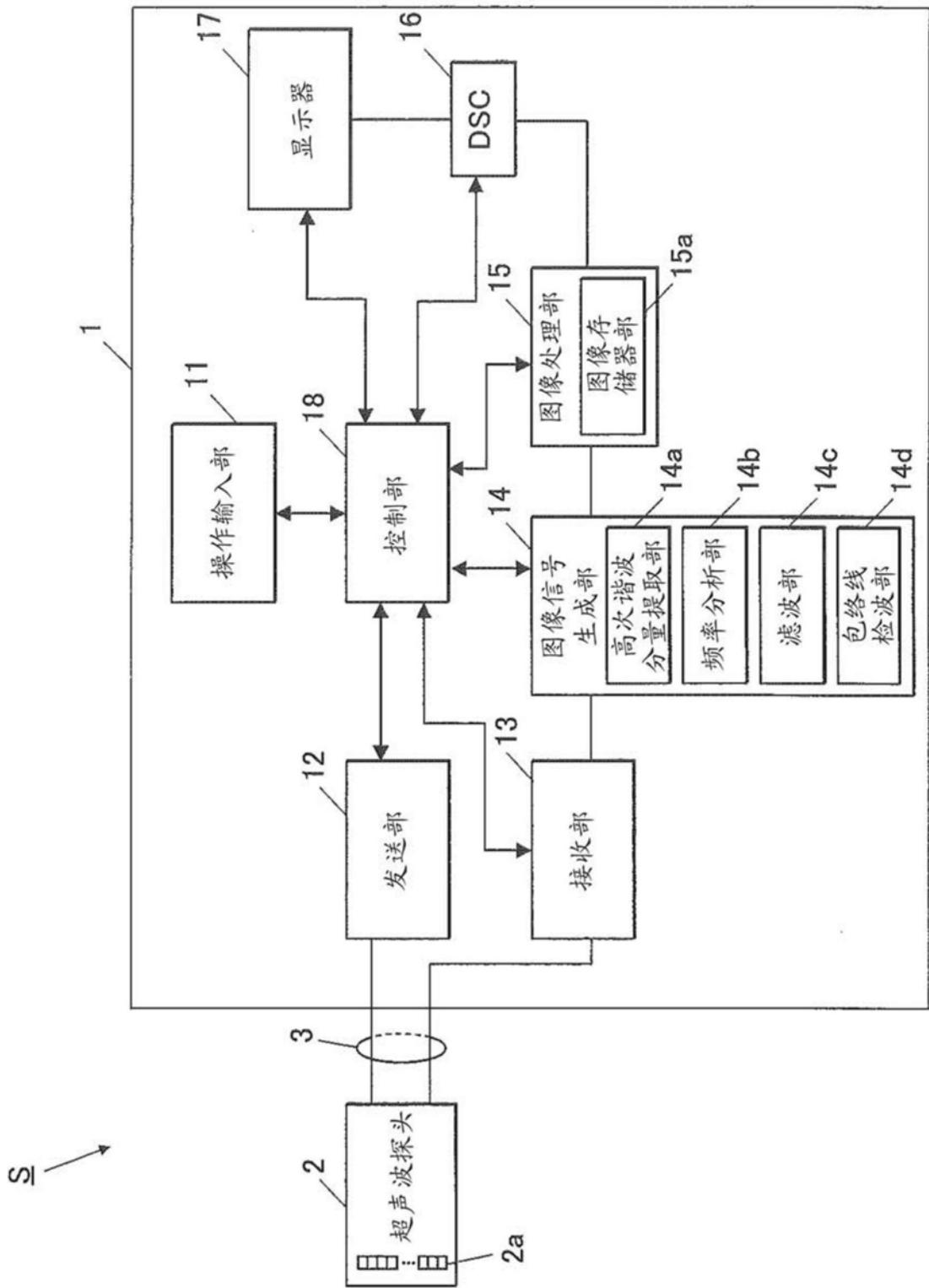


图2

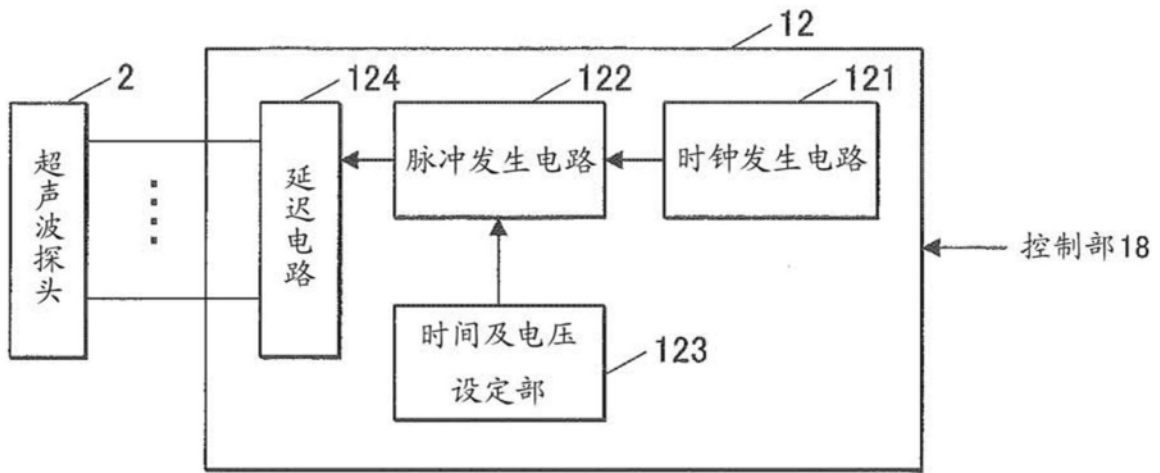


图3

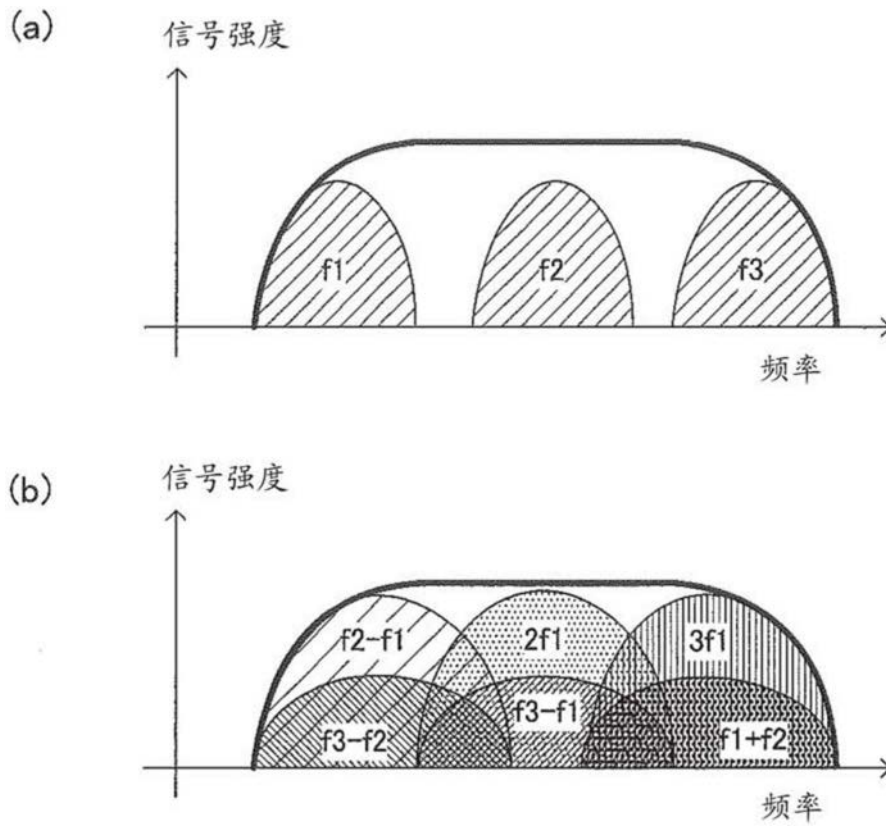


图4

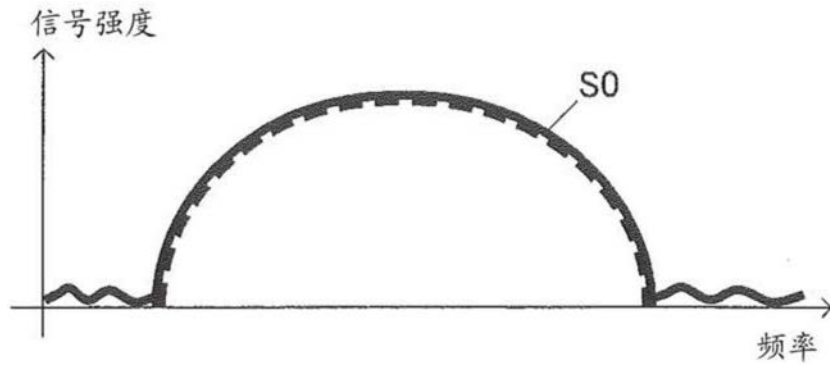


图5

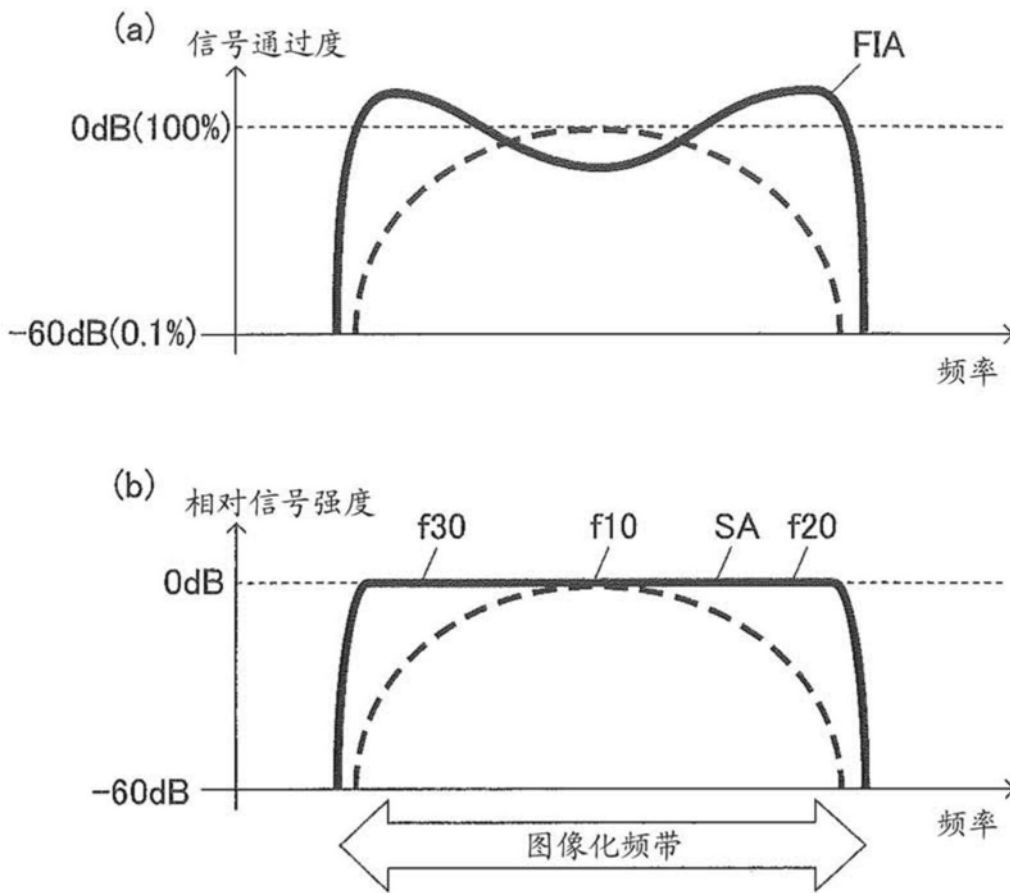


图6

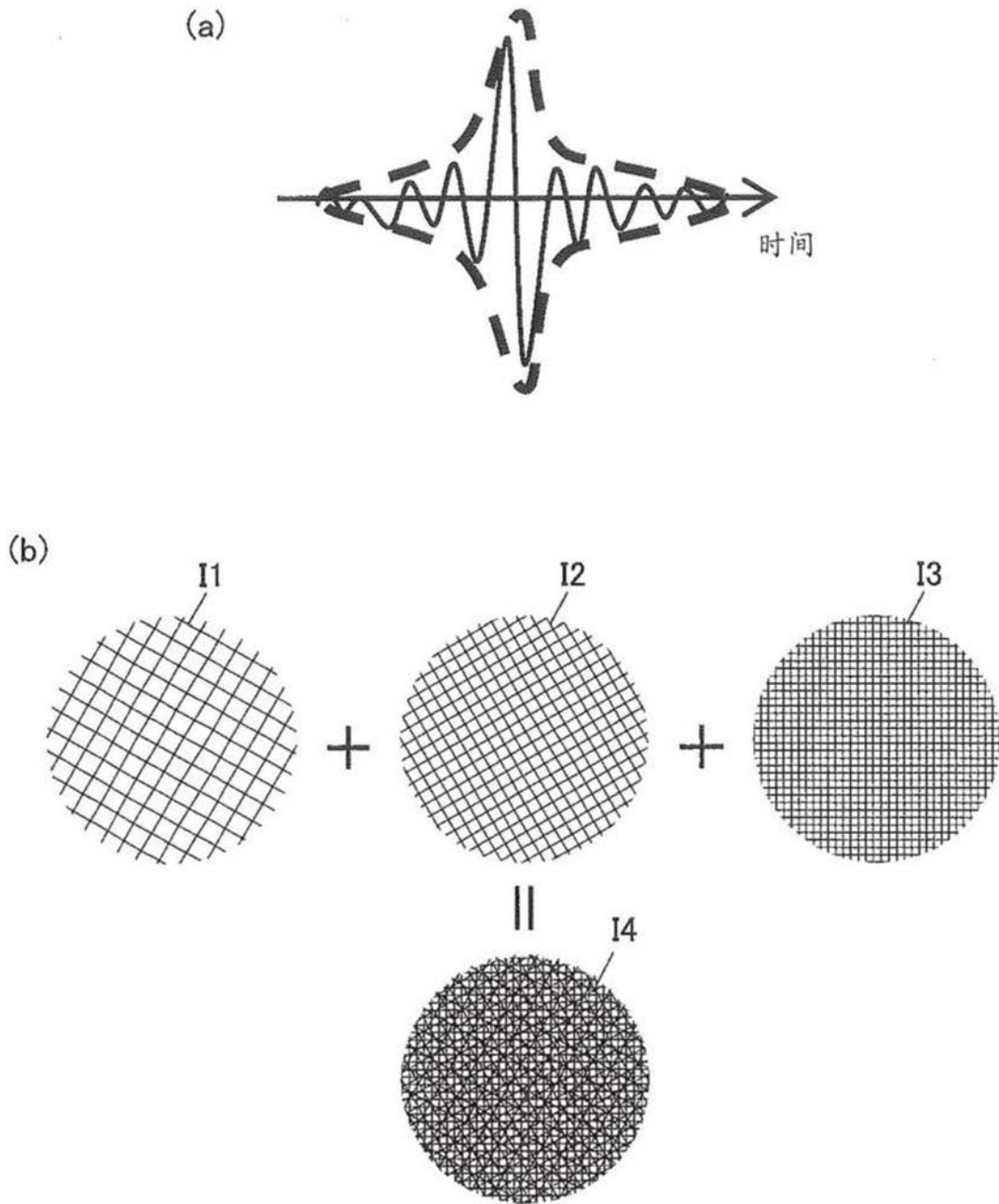


图7

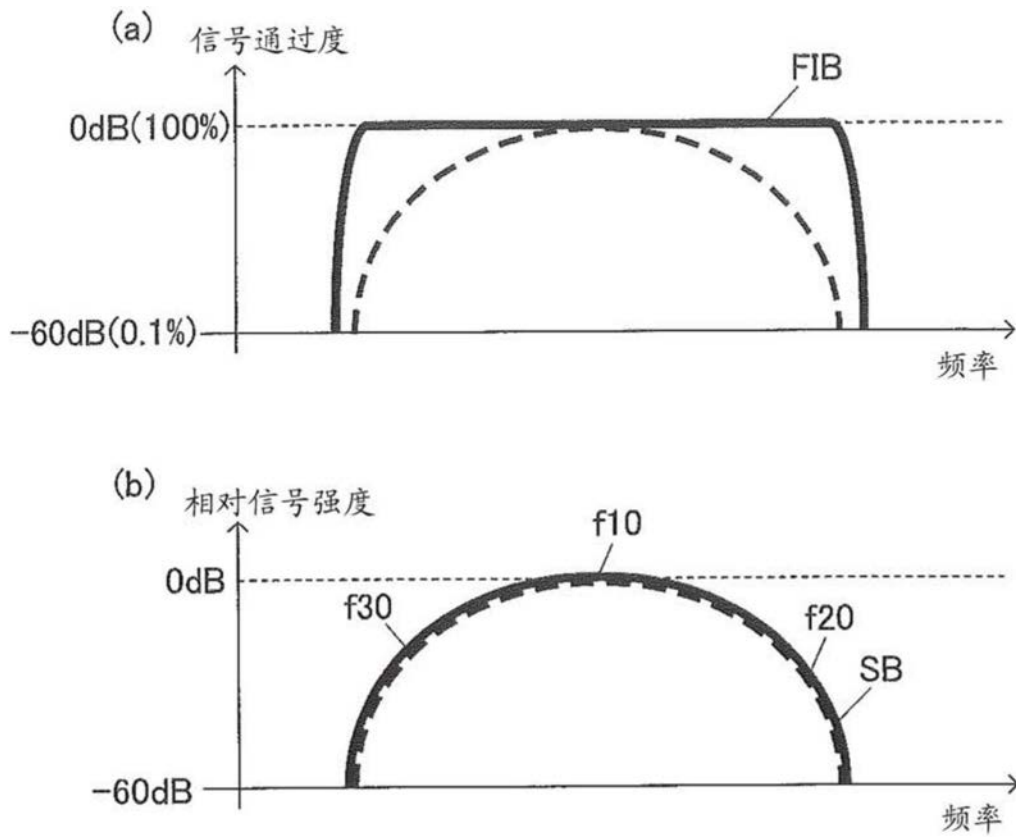


图8

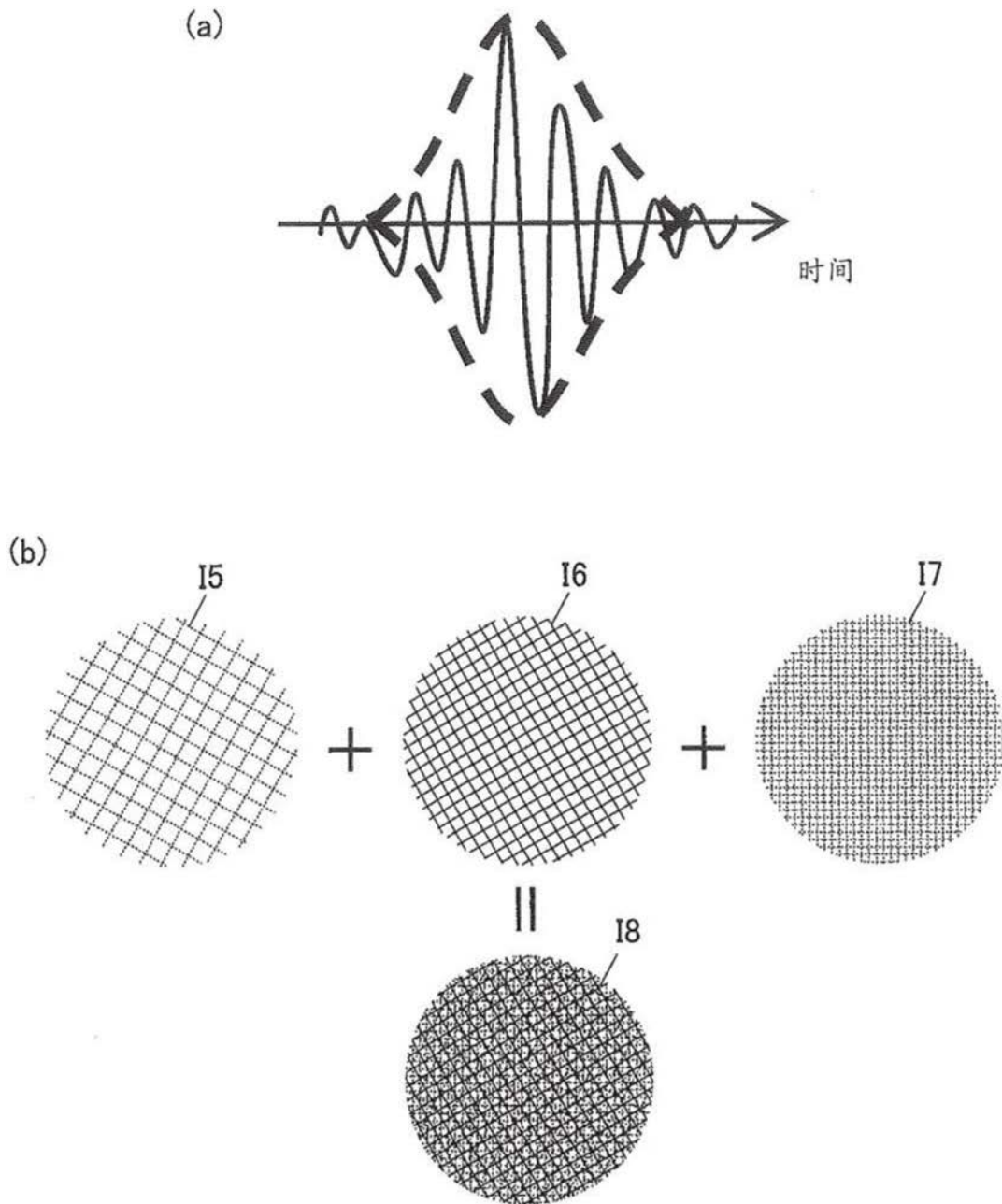


图9

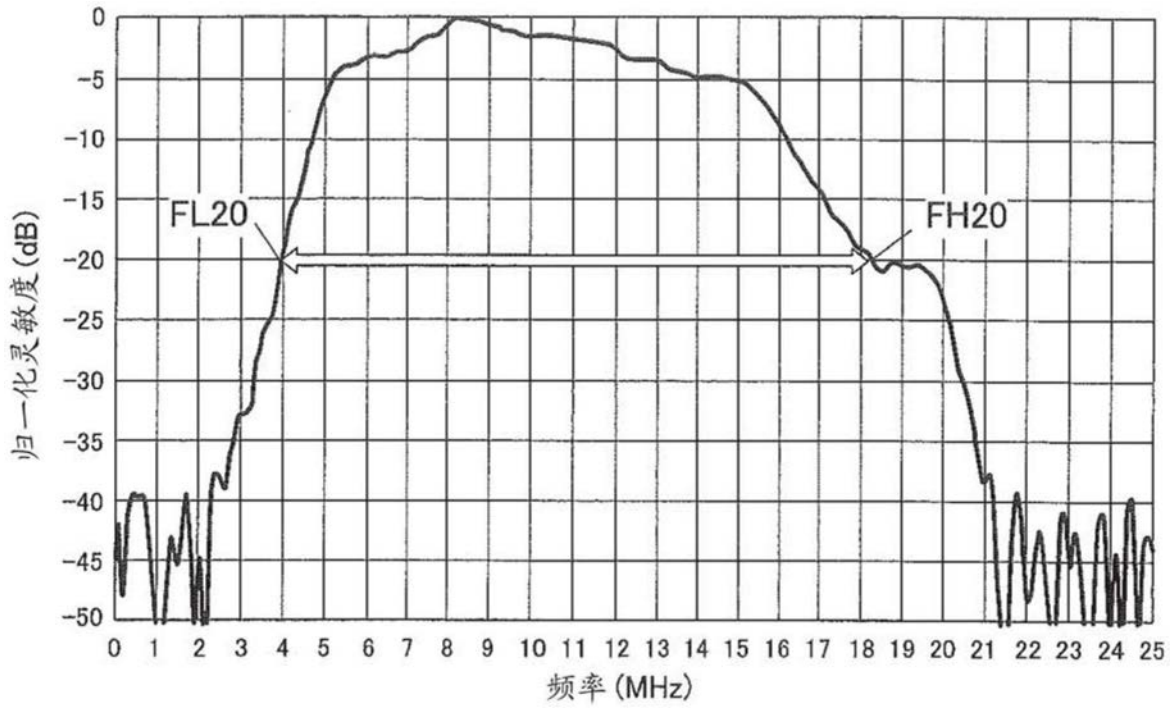


图10

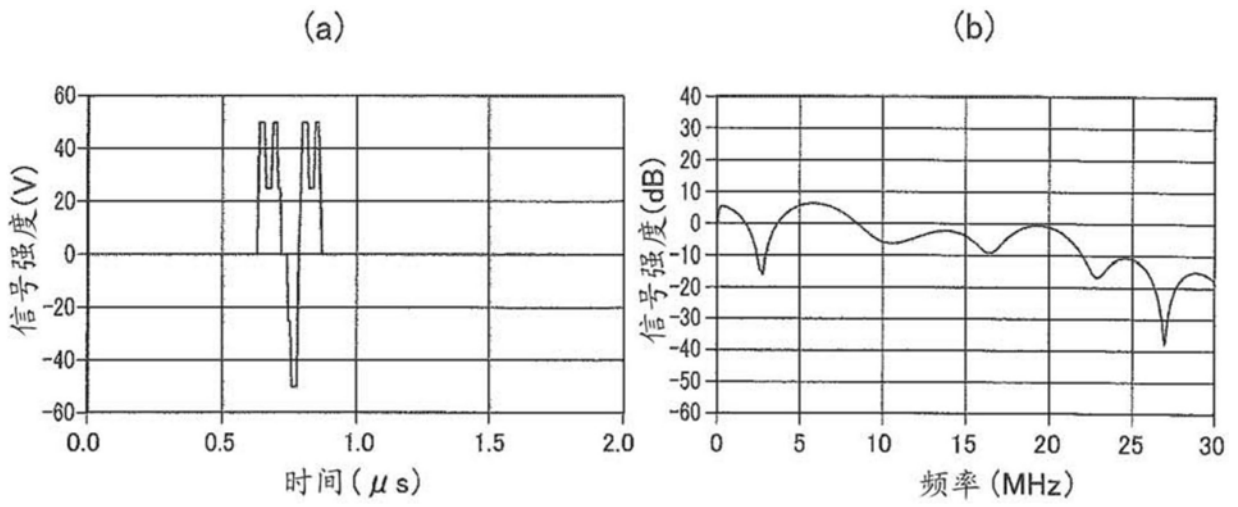


图11

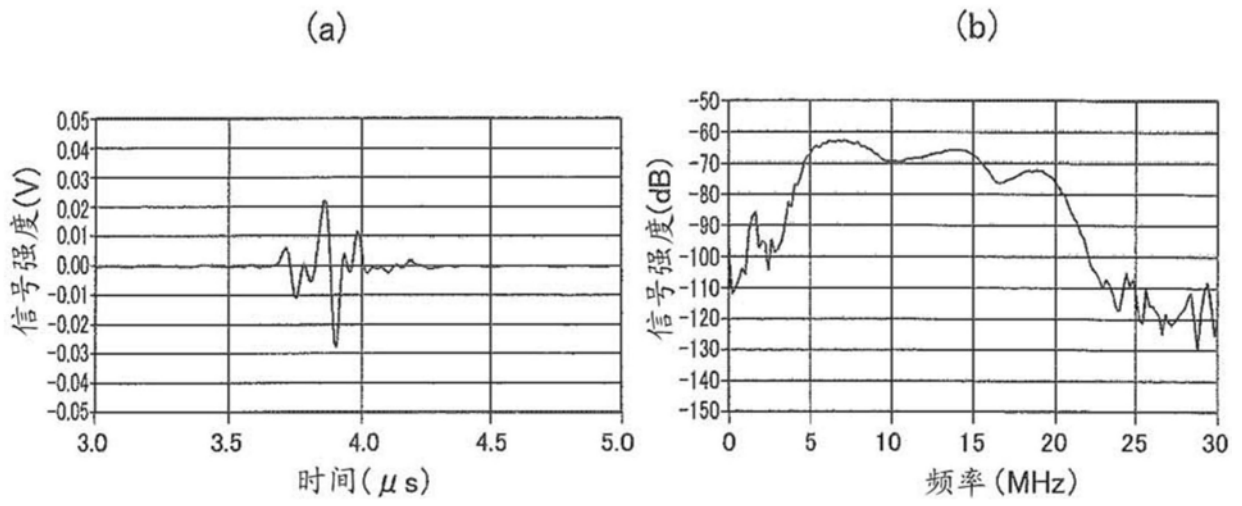


图12

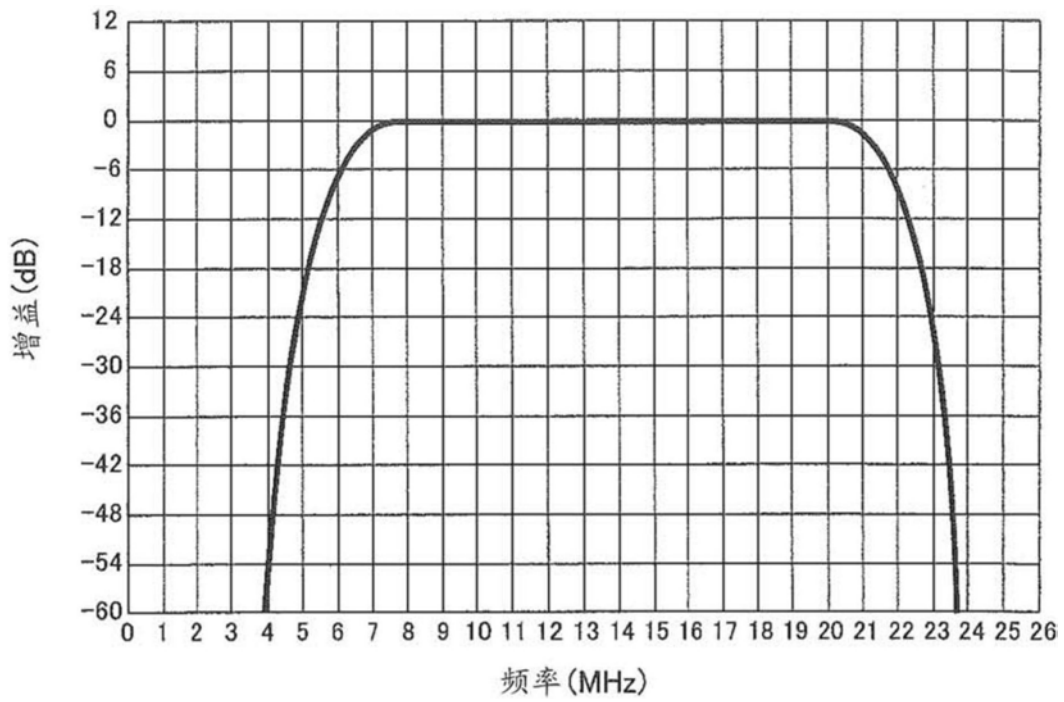


图13

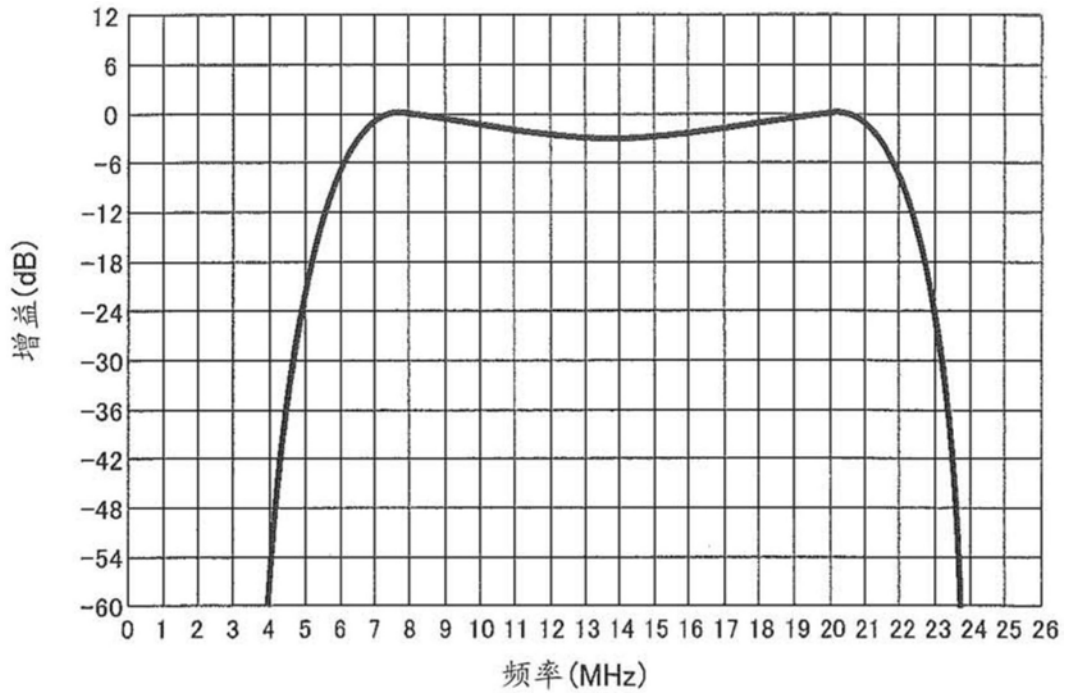


图14

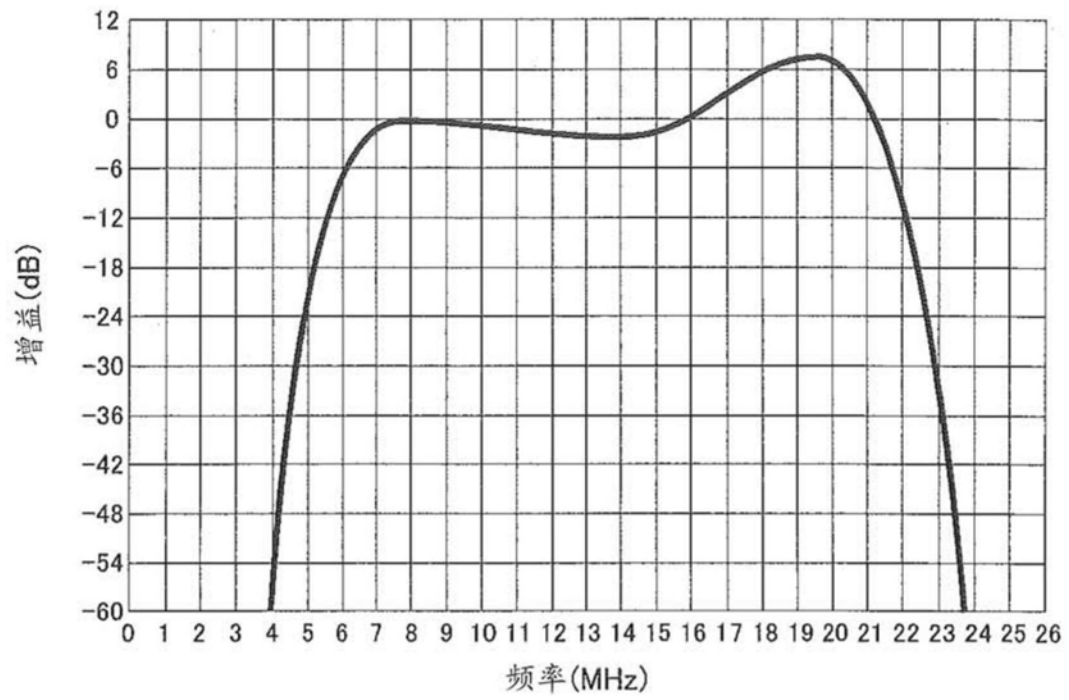


图15

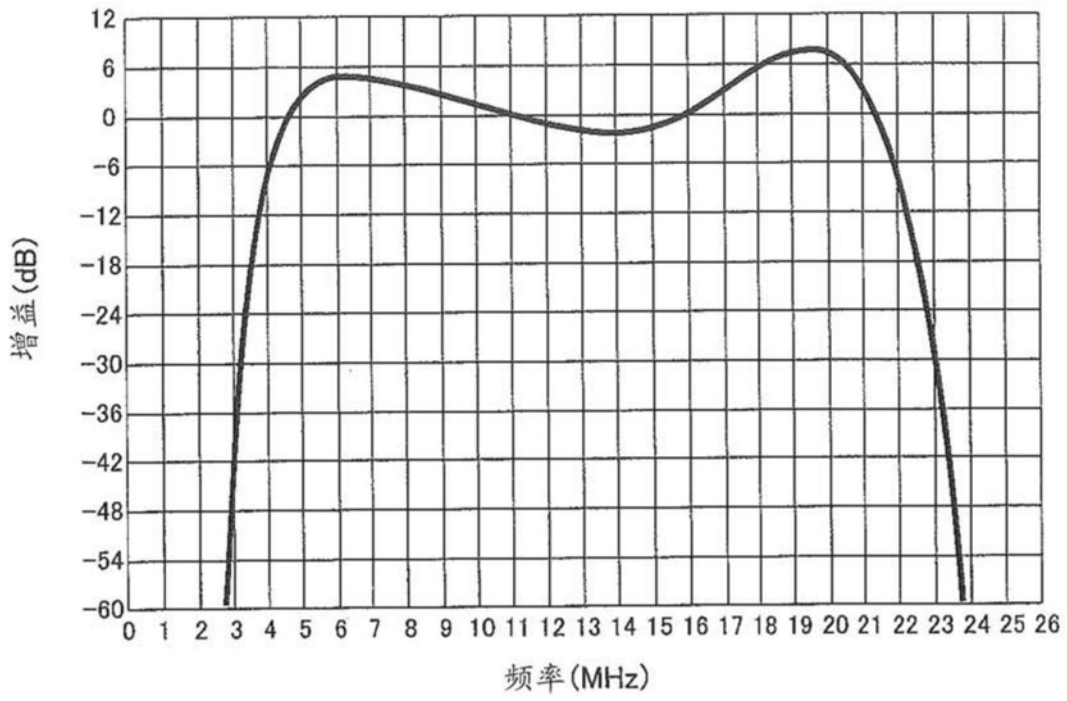


图16

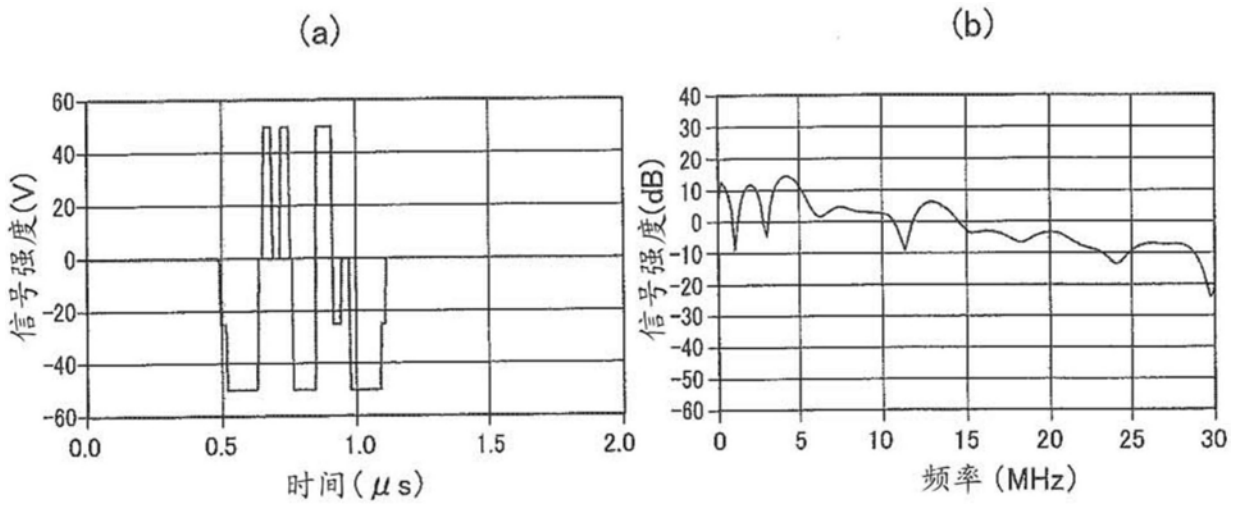


图17

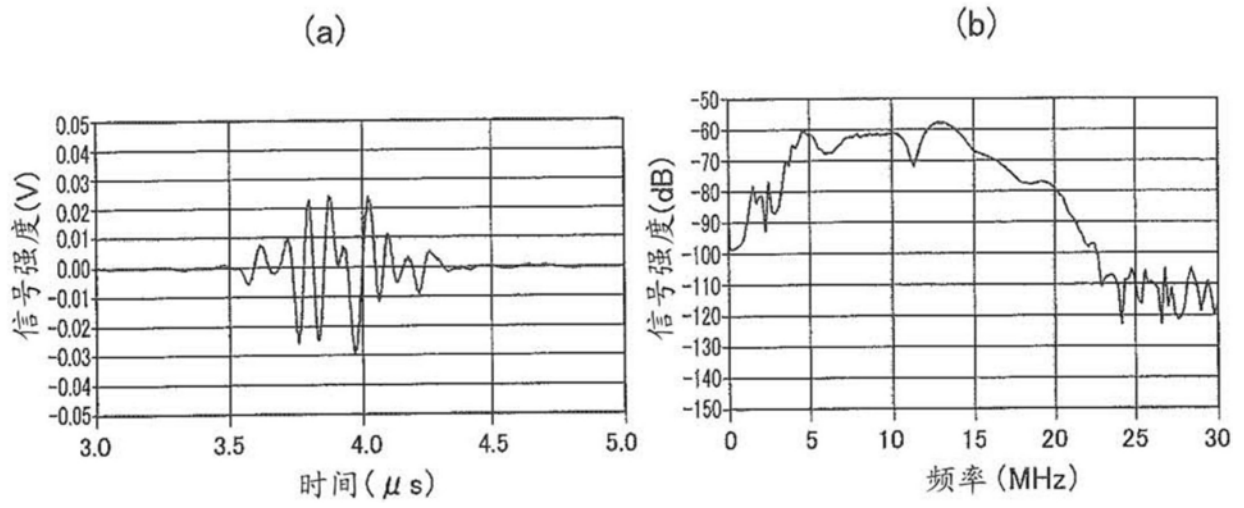


图18

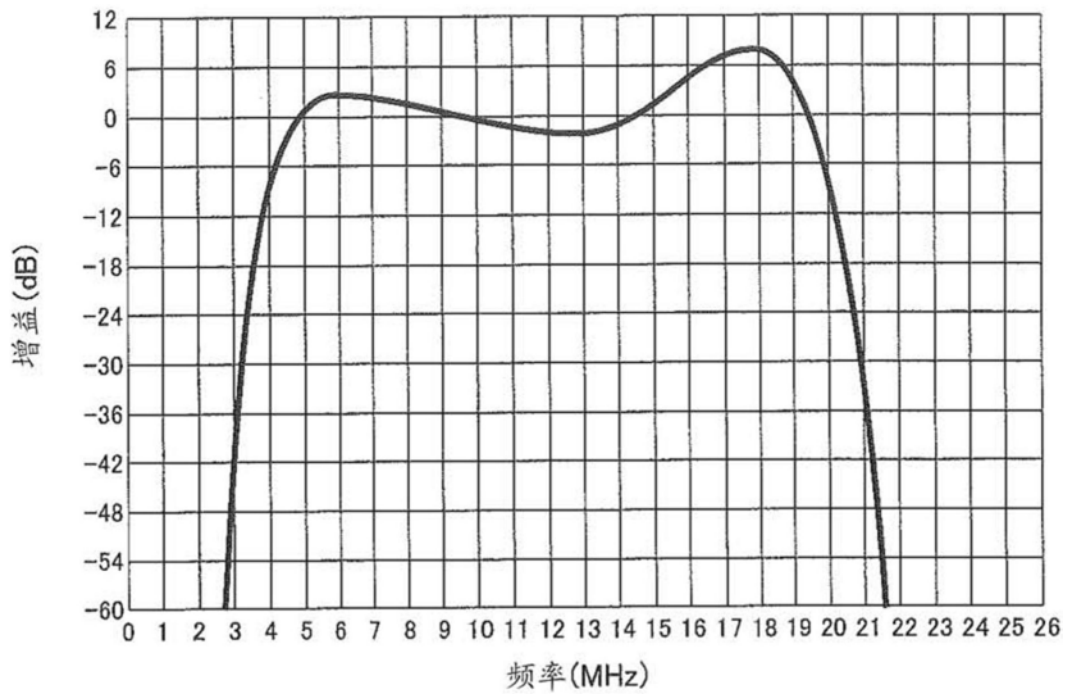


图19

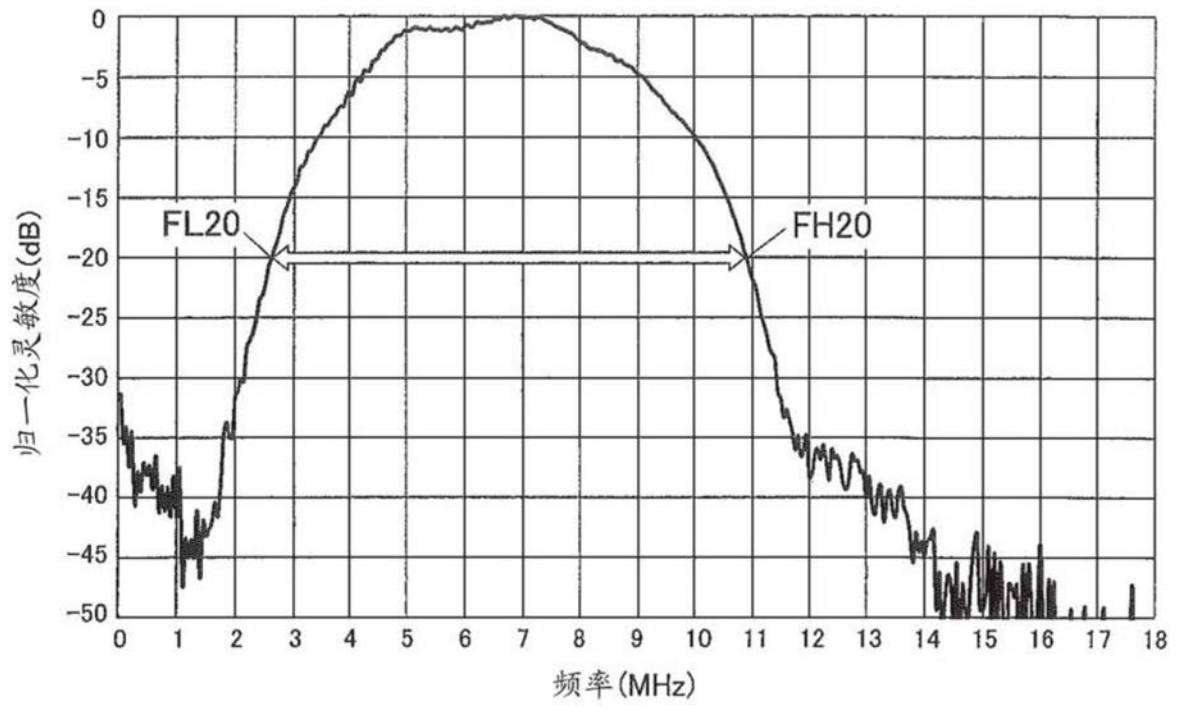


图20

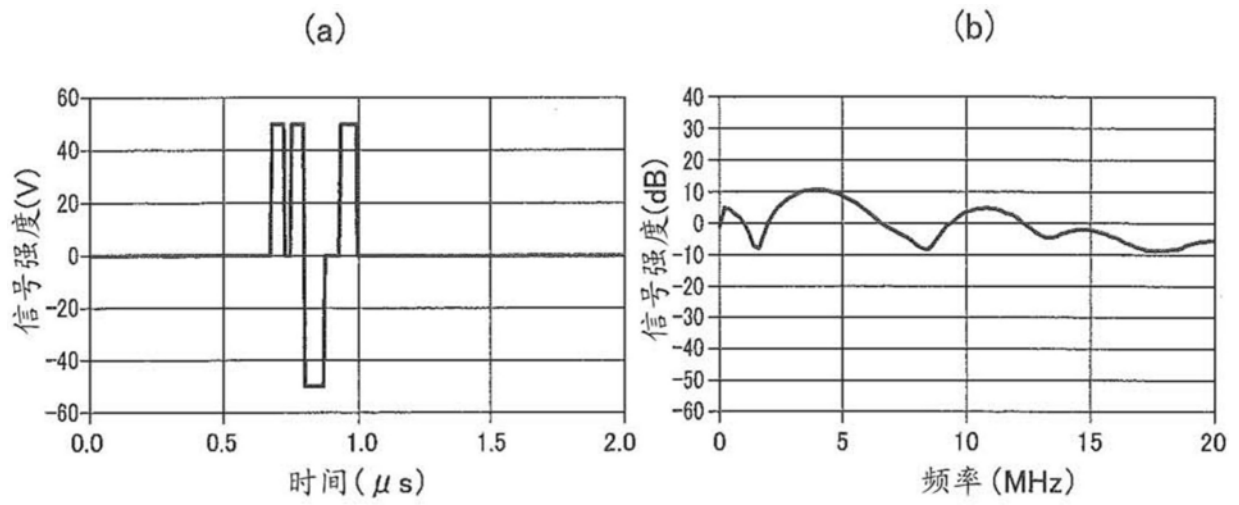


图21

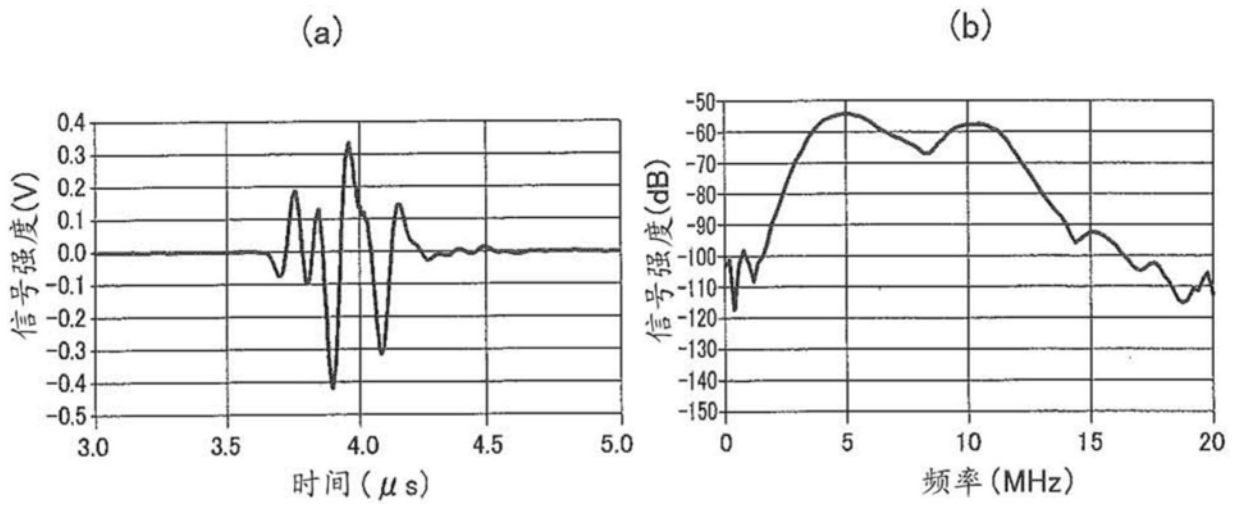


图22

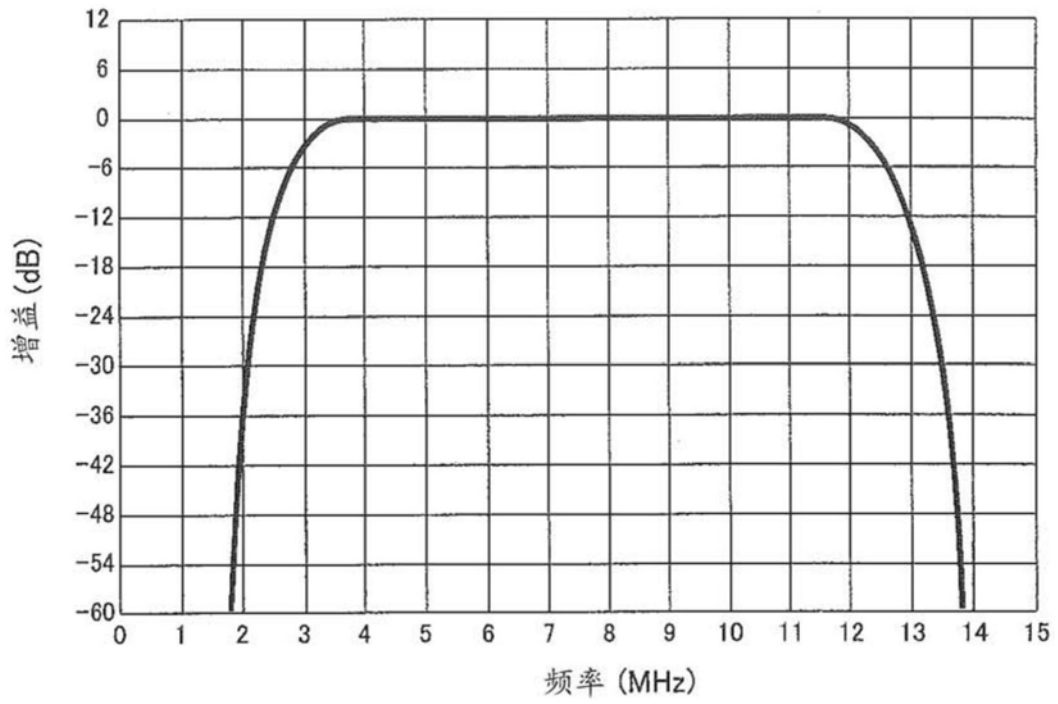


图23

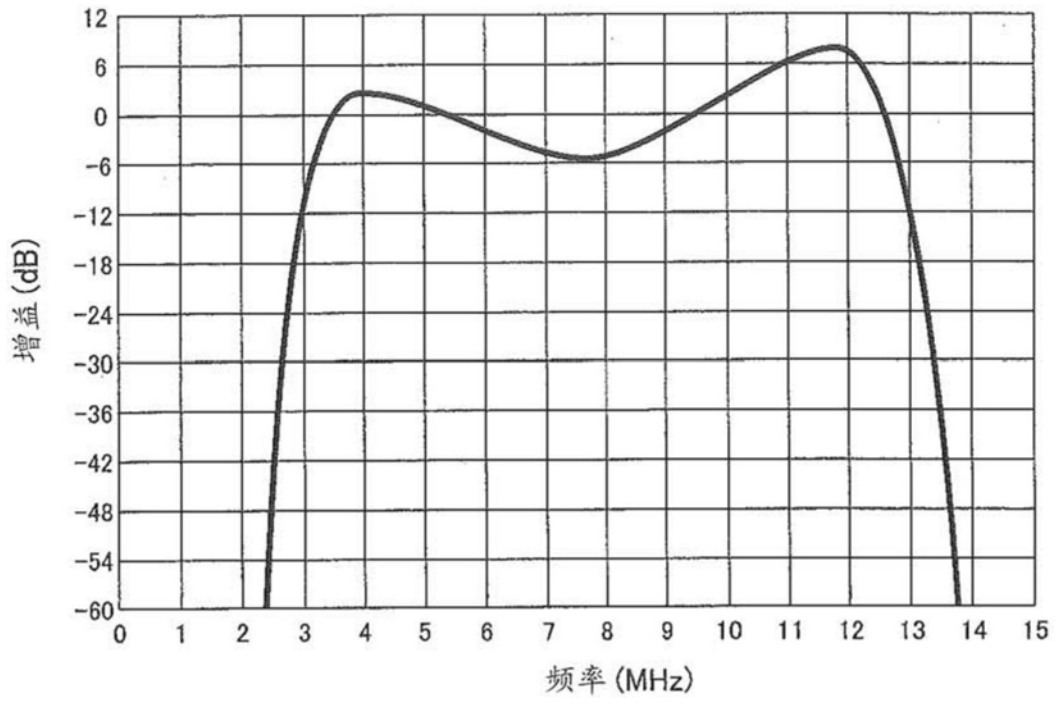
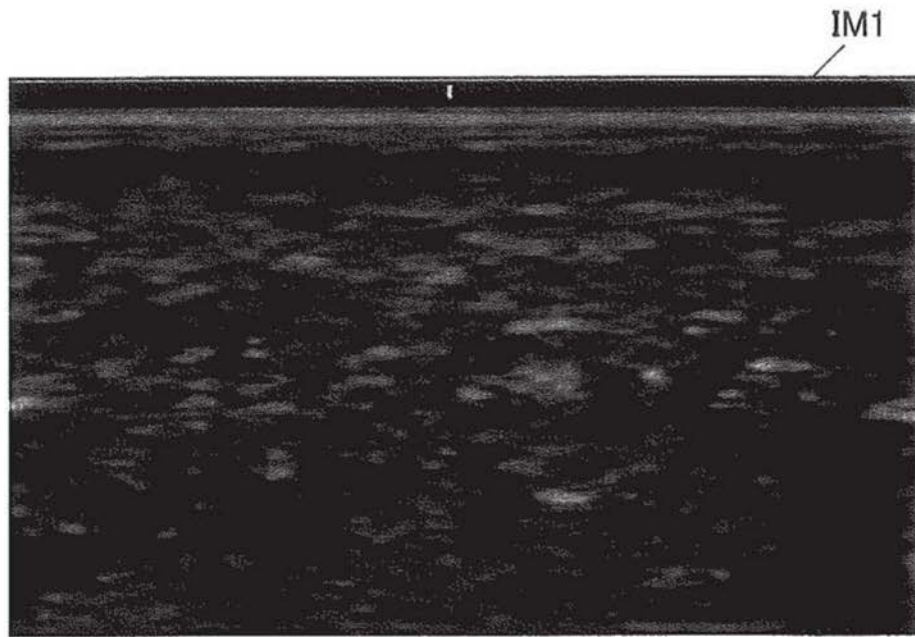


图24

(a)



(b)

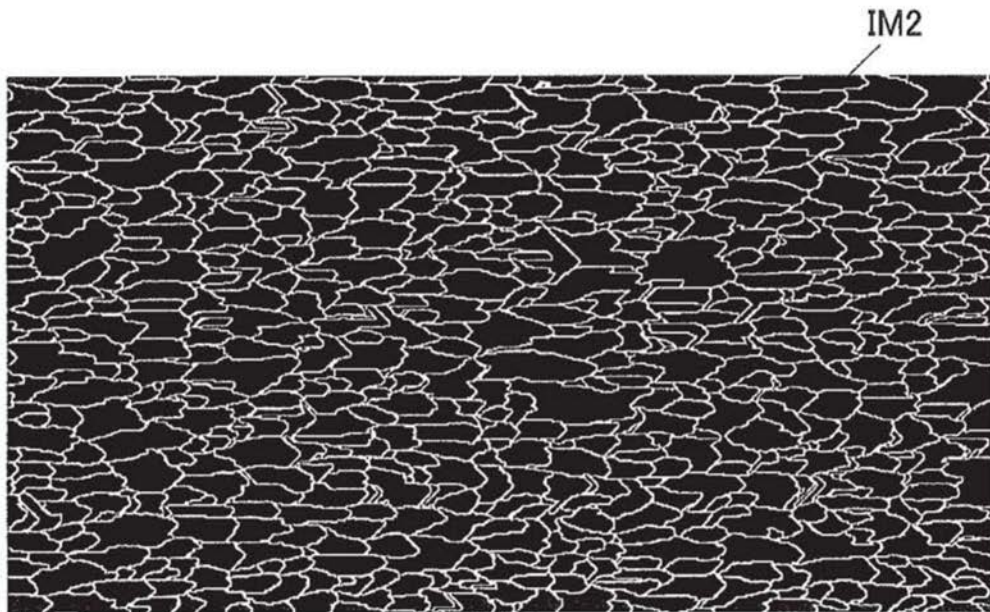


图25

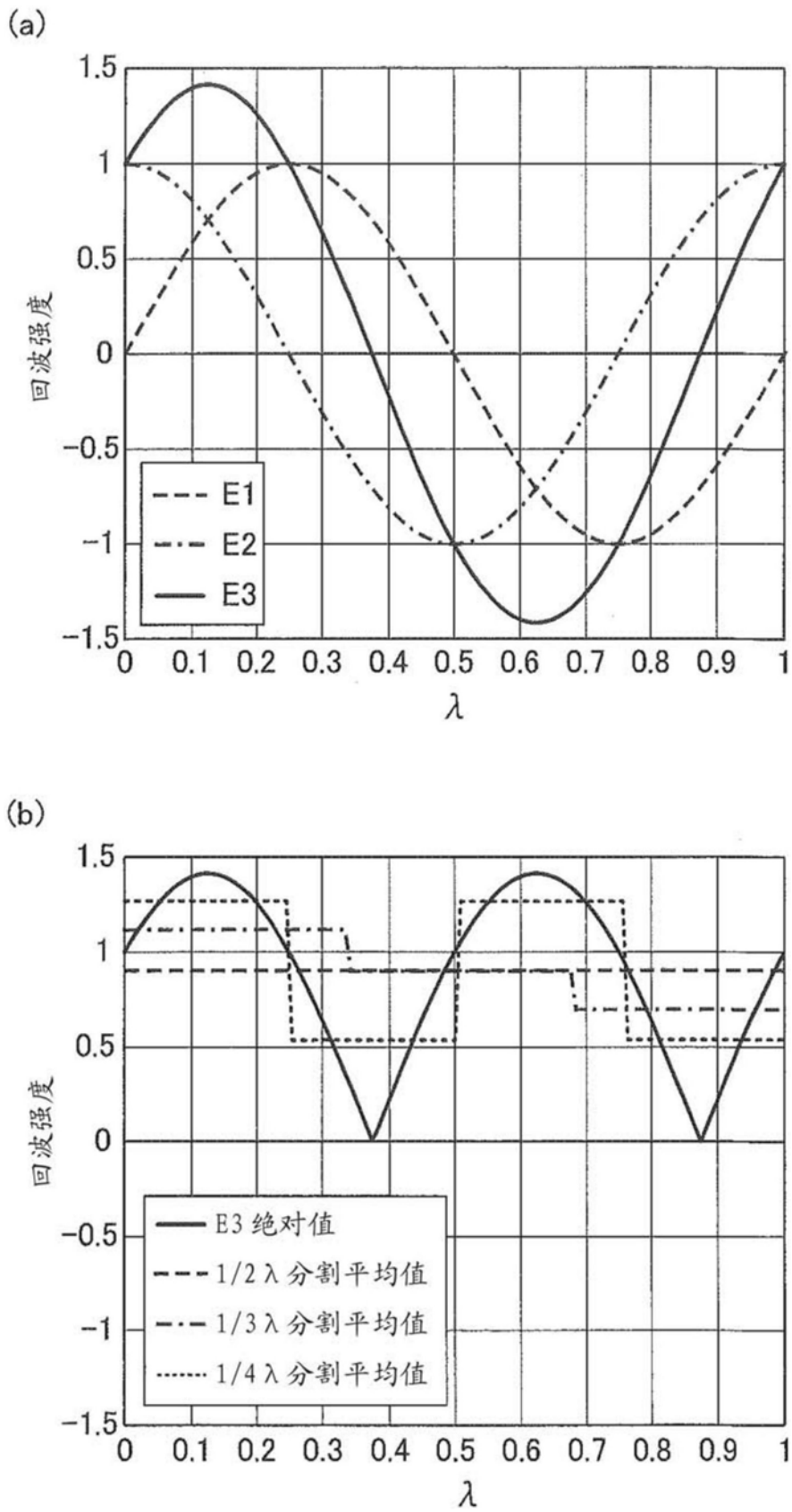


图26

专利名称(译)	超声波诊断装置以及图像形成方法		
公开(公告)号	CN108013903A	公开(公告)日	2018-05-11
申请号	CN2017111055988.1	申请日	2017-11-01
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	谷口哲哉		
发明人	谷口哲哉		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/5207 A61B8/4405 A61B8/54 G01S7/52033 G01S7/52038 G01S15/89 G01S15/895 A61B8/14 A61B8/5215		
优先权	2016214792 2016-11-02 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种将因来自散射体的散射回波信号的干涉所产生的斑点细粒化至极限，并将该斑点作为有意图像信息的最小单位来提取微小结构的超声波诊断装置以及图像形成方法。超声波诊断装置(S)包括：发送部(12)，通过生成驱动信号并输出给超声波探头(2)而使超声波探头(2)生成发送超声波；接收部(13)，从超声波探头(2)接收回波信号；滤波部(14c)，将回波信号的信号强度调整为具有平坦化频域的信号强度；以及包络线检波部(14d)，从信号强度被调整的回波信号生成超声波图像数据。

