



(43)申请公布日 2018.08.14

A61B 8/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书26页 附图17页

[illegible]

1. 一种超声波诊断装置,该超声波诊断装置根据由超声波探头得到的接收信号来生成超声波图像数据,所述超声波探头朝向被检体进行发送超声波的发送,并进行来自所述被检体的接收超声波的接收,所述超声波诊断装置的特征在于,

所述超声波探头具有由多个振子构成的发送开口,

所述发送开口具有至少包括第一振子组以及第二振子组的多个振子组,

所述超声波诊断装置具备:

发送部,生成至少包括第一驱动信号以及第二驱动信号的驱动波形不同的多个驱动信号,对所述多个驱动信号赋予时间延迟以使所述发送超声波聚焦于同一焦点,将所述第一驱动信号输出给所述第一振子组,将所述第二驱动信号输出给所述第二振子组,将所述多个驱动信号输出给所述发送开口的多个振子组;

接收部,从所述超声波探头接收接收信号;以及

图像生成部,根据所述接收信号生成超声波图像数据。

2. 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具备控制部,所述控制部按每个所述振子组来从多个不同的驱动波形的驱动信号选择驱动信号,

所述发送部生成被选择的所述驱动信号,并对与该驱动信号对应的振子组输出该驱动信号。

3. 根据权利要求1或者2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述发送部将所述第一振子组设为被配置在所述发送开口的内侧的内侧振子组,将所述第二振子组设为被配置在该发送开口的外侧的外侧振子组,并且生成在该第一振子组和该第二振子组中为不同的驱动波形的第一驱动信号以及第二驱动信号。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述发送部生成所述第一驱动信号的-20dB频带比所述第二驱动信号的-20dB频带宽的第一驱动信号以及第二驱动信号。

5. 根据权利要求3或者4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

从所述第一振子组发送的发送超声波的-6dB脉冲宽度与-20dB脉冲宽度的比率比从所述第二振子组发送的发送超声波的-6dB脉冲宽度与-20dB脉冲宽度的比率小。

6. 根据权利要求3~5中的任意一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述发送部生成如下那样的第一驱动信号,即:所述第一驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱在包含于所述超声波探头的-20dB发送频带的频带且在与该-20dB发送频带的中心频率相比低频侧和与该中心频率相比高频侧分别具有强度峰值,并且多个所述强度峰值之间的频率区域中的强度以所述强度峰值的强度的最大值为基准在-20dB以上。

7. 根据权利要求3~6中的任意一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述发送部生成如下那样的第二驱动信号,即:所述第二驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱在包含于所述超声波探头的-20dB发送频带的频带且在与该-20dB发送频带的中心频率相比低频侧具有最大强度峰值。

8. 根据权利要求3~7中的任意一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述第一振子组相对于所述发送开口的全部振子的比例是1/16~1/2。

9. 根据权利要求3~8中的任意一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述发送部生成如下那样的第一驱动信号以及第二驱动信号,即:针对所述第二驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱中的、包含于所述超声波探头的一20dB发送频带的频带内的表示最大强度的频率下的最大信号强度,所述第一驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱的、与表示所述最大强度的频率相同的频率的信号强度大于所述第二驱动信号的最大信号强度-6dB。

10. 根据权利要求1~9中的任意一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述多个振子组的驱动电压是共用的。

11. 根据权利要求1~10中的任意一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述发送部以及所述接收部进行与组织谐波成像对应的驱动信号的输出、接收信号的生成,

所述图像生成部从所述接收信号提取高次谐波分量,并基于该高次谐波分量来生成超声波图像。

12. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述发送部以及所述接收部通过脉冲反向在同一声线上多次收发超声波,
所述图像生成部通过脉冲反向从所述同一声线的多个接收信号提取高次谐波分量。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断通过仅使超声波探头与体表接触的简单的操作就能够获得心脏的跳动、胎儿的活动的样子,并且安全性较高,所以能够反复进行检查。

[0003] 在显示这样的超声波诊断图像的技术中,已知通过对相对于发送信号的基波分量的高次谐波分量进行图像化,从而能够获得对比度良好的图像。这种拍摄法被称为组织谐波成像(THI:Tissue Harmonic Imaging)。

[0004] 上述的高次谐波分量主要由于超声波在被检体内传播时产生的非线性失真而产生。即,照射到生物体内的超声波因组织的非线性响应而在组织传播中信号失真,高次谐波分量增大。其结果是,该接收信号中例如包括基波 f_0 的2倍频率的 $2f_0$ 、3倍频率的 $3f_0$ 的分量。

[0005] 作为提取组织谐波成像中的接收超声波的高次谐波分量的方法,作为以往所报告的方法的一个例子,有被称为滤波器法的方法。这是使用中心频率例如为 $2f_0$ 的带通滤波器从接收信号例如提取 $2f_0$ 的高次谐波分量的方法。另外,作为其它一个例子,有被称为脉冲反向(Pulse Inversion)法的方法。这是隔开时间间隔来发送使极性相互反转了的第一以及第二发送波形,并对各个接收信号进行整相加来消除基波分量,从而增强二次高次谐波分量。因此,为了消除基波分量,对极性反转的相互的波形的发送驱动装置要求高度的正负驱动对称性。

[0006] 例如,已知一种将驱动信号输入给超声波探头并利用脉冲反向法生成超声波图像的超声波诊断装置,该驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱在包含于超声波探头的一20dB的发送频带的频带且在与该发送频带的中心频率相比低频侧和与该中心频率相比高频侧分别具有强度峰值,并且多个上述强度峰值之间的频率区域中的强度以上述强度峰值的强度的最大值为基准在-20dB以上(参照专利文献1)。根据该超声波诊断装置,能够维持高分辨率,并且能够提高穿透率(侵入深度)。

[0007] 另外,已知一种通过分割超声波探头的发送开口来在内侧和外侧变更延迟分布,从而使波束的聚焦点在深度方向上变化来获得狭长的波束分布的超声波诊断装置(参照专利文献2)。在该超声波诊断装置中,向内侧=近焦点、外侧=远焦点进行送波。

[0008] 图24(a)是表示第一超声波波束的二维声压分布的图。图24(b)是表示第二超声波波束的二维声压分布的图。图24(c)是表示合成超声波波束的二维声压分布的图。在专利文献2中,在超声波探头的发送开口的内侧部分产生形成图24(a)所示的二维声压分布(峰值声压[Pa])的第一超声波波束。另外,在超声波探头的发送开口的外侧部分产生形成图24(b)所示的二维声压分布的第二超声波波束。因此,第一超声波波束以及第二超声波波束合成而成为合成超声波波束,获得如图24(c)所示的二维声压分布那样焦点部狭长的波束分布。

[0009] 专利文献1:日本特开2014-168555号公报

[0010] 专利文献2:日本特开2013-158626号公报

[0011] 然而,在专利文献1的超声波诊断装置中,为了抑制声学噪声混入浅部低接收超声波部(浅部低亮度区域部),需要发送变迹机构,成为设备的高成本化的重要因素。发送变迹机构是指进行以越往超声波探头的发送开口的方位方向的端部的振子,驱动信号的发送波的振幅越小的方式对发送强度进行加权,使旁瓣减少的方法的机构,例如包括发送变迹用的基板。并且,在浅部区域中在不有助于接收的区域也生成不必要的高次谐波,因此相对于送出能量的图像化贡献信号生成的效率不一定说是最好的,为了限制基于由送出能量所造成的超声波探头内的电阻中的发热的超声波探头的表面温度而不少都必须降低驱动电压。

[0012] 另外,在专利文献2的超声波诊断装置中,虽然焦点部狭长化,但在比发送焦点深的区域中,作为接收区域的波束中央附近的声压比外侧低,无法有效地活用声能,S/N(SN比,Signal to Noise Ratio:信号噪声比)反而降低。特别是在取决于声压而生成的THI中,比发送焦点深的区域中的急剧的声压降低意味着在该区域中不预期生成高次谐波。而且,在焦点附近所生成的高次谐波也与波束分布同样地在外侧区域主体中传播,所以在作为接收区域的波束中央附近,与通常相比S/N急剧地降低,穿透率恶化。

发明内容

[0013] 本发明的课题在于抑制成本并获得良好的接收超声波图像描绘。

[0014] 为了解决上述课题,技术方案1所记载的发明是超声波诊断装置,该超声波诊断装置具备超声波探头,上述超声波探头朝向被检体进行发送超声波的发送,并进行来自上述被检体的接收超声波的接收,该超声波诊断装置根据由超声波探头得到的接收信号来生成超声波图像数据,其中,

[0015] 上述超声波探头具有由多个振子构成的发送开口,

[0016] 上述发送开口具有至少包括第一振子组以及第二振子组的多个振子组,

[0017] 上述超声波诊断装置具备:

[0018] 发送部,生成至少包括第一驱动信号以及第二驱动信号的驱动波形不同的多个驱动信号,对上述多个驱动信号赋予时间延迟以使上述发送超声波聚焦于同一焦点,将上述第一驱动信号输出给上述第一振子组,将上述第二驱动信号输出给上述第二振子组,将上述多个驱动信号输出给上述发送开口的多个振子组;

[0019] 接收部,从上述超声波探头接收接收信号;以及

[0020] 图像生成部,根据上述接收信号生成超声波图像数据。

[0021] 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,

[0022] 具备控制部,上述控制部按每个上述振子组来从多个不同的驱动波形的驱动信号选择驱动信号,

[0023] 上述发送部生成被选择的上述驱动信号,并对与该驱动信号对应的振子组输出该驱动信号。

[0024] 技术方案3所记载的发明在技术方案2所记载的超声波诊断装置中,

[0025] 上述发送部将上述第一振子组设为被配置在上述发送开口的内侧的内侧振子组,将上述第二振子组设为被配置在该发送开口的外侧的外侧振子组,并且生成在该第一振子

组和该第二振子组中为不同的驱动波形的第一驱动信号以及第二驱动信号。

[0026] 技术方案4所记载的发明在技术方案3所记载的超声波诊断装置中，

[0027] 上述发送部生成上述第一驱动信号的-20dB频带比上述第二驱动信号的-20dB频带宽的第一驱动信号以及第二驱动信号。

[0028] 技术方案5所记载的发明在技术方案3或者4所记载的超声波诊断装置中，

[0029] 从上述第一振子组发送的发送超声波的-6dB脉冲宽度与-20dB脉冲宽度的比率比从上述第二振子组发送的发送超声波的-6dB脉冲宽度与-20dB脉冲宽度的比率小。

[0030] 技术方案6所记载的发明在技术方案3~5中的任意一项所记载的超声波诊断装置中，

[0031] 上述发送部生成如下那样的第一驱动信号，即：上述第一驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱在包含于上述超声波探头的-20dB发送频带的频带且在与该-20dB发送频带的中心频率相比低频侧和与该中心频率相比高频侧分别具有强度峰值，并且多个上述强度峰值之间的频率区域中的强度以上述强度峰值的强度的最大值为基准在-20dB以上。

[0032] 技术方案7所记载的发明在技术方案3~6中的任意一项所记载的超声波诊断装置中，

[0033] 上述发送部生成如下那样的第二驱动信号，即：上述第二驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱在包含于上述超声波探头的-20dB发送频带的频带且在与该-20dB发送频带的中心频率相比低频侧具有最大强度峰值。

[0034] 技术方案8所记载的发明在技术方案3~7中的任意一项所记载的超声波诊断装置中，

[0035] 上述第一振子组相对于上述发送开口的全部振子的比例是1/16~1/2。

[0036] 技术方案9所记载的发明在技术方案3~8中的任意一项所记载的超声波诊断装置中，

[0037] 上述发送部生成如下那样的第一驱动信号以及第二驱动信号，即：针对上述第二驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱中的、包含于上述超声波探头的-20dB发送频带的频带内的表示最大强度的频率下的最大信号强度，上述第一驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱的、与表示上述最大强度的频率相同的频率的信号强度大于上述第二驱动信号的最大信号强度-6dB。

[0038] 技术方案10所记载的发明在技术方案1~9中的任意一项所记载的超声波诊断装置中，

[0039] 上述多个振子组的驱动电压是共用的。

[0040] 技术方案11所记载的发明在技术方案1~10中的任意一项所记载的超声波诊断装置中，

[0041] 上述发送部以及上述接收部进行与组织谐波成像对应的驱动信号的输出、接收信号的生成，

[0042] 上述图像生成部从上述接收信号提取高次谐波分量，并基于该高次谐波分量来生成超声波图像。

[0043] 技术方案12所记载的发明在技术方案11所记载的超声波诊断装置中，

[0044] 上述发送部以及上述接收部通过脉冲反向在同一声线上多次收发超声波，

[0045] 上述图像生成部通过脉冲反向从上述同一声线的多个接收信号提取高次谐波分量。

[0046] 根据本发明,通过不具备发送变迹机构来抑制成本,并且能够获得良好的接收超声波图像描绘。

附图说明

[0047] 图1是本发明的实施方式的超声波诊断装置的外观图。

[0048] 图2是表示超声波诊断装置的功能构成的框图。

[0049] 图3是表示发送部的功能构成的框图。

[0050] 图4(a)是表示实施方式的一个例子的发送超声波的信号强度的频率特性的图。(b)是表示深度为表层部时的反射超声波的信号强度的频率特性的图。(c)表示深度为焦点附近的反射超声波的频率特性的图。(d)是表示深度为比焦点深的部分时的反射超声波的信号强度的频率特性图。

[0051] 图5是表示实施方式以及以往例子中的相对于显示深度的综合画质的图。

[0052] 图6(a)是表示紧接发送后的发送超声波的时间波形的图。(b)是表示表层部中的发送超声波的时间波形的图。(c)是表示从表层到焦点的发送超声波的时间波形的图。(d)是表示焦点附近的发送超声波的时间波形的图。

[0053] 图7是表示来自超声波探头的发送超声波的图。

[0054] 图8(a)是表示Triad-THI的驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱的图。(b)是表示低频单频的驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱的图。

[0055] 图9是表示Triad-THI以及低频单频的驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱的图。

[0056] 图10(a)是表示超声波探头的收发的标准化灵敏度的频率特性的图。(b)是表示超声波探头的发送的标准化灵敏度的频率特性的图。

[0057] 图11(a)是表示第一波形的驱动信号的信号强度的时间特性的图。(b)是表示第一波形的驱动信号的功率谱的图。

[0058] 图12(a)是表示与第一波形的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的时间特性的图。(b)是表示与第一波形的驱动信号对应的发送超声波的功率谱的图。(c)是表示与第一波形的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的绝对值的包络线的图。(d)是表示与第一波形的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的标准化包络线的图。

[0059] 图13(a)是表示第二波形的驱动信号的信号强度的时间特性的图。(b)是表示第二波形的驱动信号的功率谱的图。

[0060] 图14(a)是表示与第二波形的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的时间特性的图。(b)是表示与第二波形的驱动信号对应的发送超声波的功率谱的图。(c)是表示与第二波形的驱动信号对应的发送超声波的标准化包络线的图。

[0061] 图15(a)是表示第三波形的驱动信号的信号强度的时间特性的图。(b)是表示第三波形的驱动信号的功率谱的图。

[0062] 图16(a)是表示与第三波形的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的时间特性的图。(b)是表示与第三波形的驱动信号对应的发送超声波的功率谱的图。(c)是表示与第三波形的驱动信号对应的发送超声波的标准化包络线的图。

[0063] 图17(a)是表示第四波形的驱动信号的信号强度的时间特性的图。(b)是表示第四波形的驱动信号的功率谱的图。

[0064] 图18(a)是表示与第四波形的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的时间特性的图。(b)是表示与第四波形的驱动信号对应的发送超声波的功率谱的图。(c)是表示与第四波形的驱动信号对应的发送超声波的标准化包络线的图。

[0065] 图19(a)是表示第五波形的驱动信号的信号强度的时间特性的图。(b)是表示第五波形的驱动信号的功率谱的图。

[0066] 图20(a)是表示与第五波形的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的时间特性的图。(b)是表示与第五波形的驱动信号对应的发送超声波的功率谱的图。(c)是表示与第五波形的驱动信号对应的发送超声波的标准化包络线的图。

[0067] 图21(a)是表示第六波形的驱动信号的信号强度的时间特性的图。(b)是表示第六波形的驱动信号的功率谱的图。

[0068] 图22(a)是表示与第六波形的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的时间特性的图。(b)是表示与第六波形的驱动信号对应的发送超声波的功率谱的图。(c)是表示与第六波形的驱动信号对应的发送超声波的标准化包络线的图。

[0069] 图23是表示从内侧元件组发送的发送超声波的功率谱和从外侧元件组发送的发送超声波的功率谱的示意图。

[0070] 图24(a)是表示第一超声波波束的二维声压分布的图。(b)是表示第二超声波波束的二维声压分布的图。(c)是表示合成超声波波束的二维声压分布的图。

[0071] 附图标记说明:S…超声波诊断装置;1…超声波诊断装置主体;11…操作输入部;12…发送部;121…时钟产生电路;122…脉冲产生电路;123…时间以及电压设定部;124…延迟电路;13…接收部;14…图像生成部;14a…高次谐波分量提取部;15…图像处理部;15a…图像存储部;16…DSC;17…显示部;18…控制部;2…超声波探头;2a…振子;3…电缆。

具体实施方式

[0072] 参照附图详细地对本发明所涉及的实施方式进行说明。此外,本发明并不限于图示例子。此外,在以下的说明中,对于具有相同的功能以及结构的部件,标注相同的附图标记,省略其说明。

[0073] 首先,参照图1~图3,对本实施方式的超声波诊断装置S的装置结构进行说明。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的功能构成的框图。图3是表示发送部12的功能构成的框图。

[0074] 如图1以及图2所示,本实施方式所涉及的超声波诊断装置S具备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),并且接收被该被检体反射的包括反射超声波以及散射超声波的接收超声波。超声波诊断装置主体1经由电缆3与超声波探头2连接。超声波诊断装置主体1通过对超声波探头2发送电信号的驱动信号来使超声波探头2对被检体发送发送超声波,并且基于根据由超声波探头2接收到的来自被检体内的接收超声波而由超声波探头2生成的电信号亦即接收信号,对被检体内的内部状态进行图像化来作为超声波图像数据。

[0075] 超声波探头2具备由压电元件构成的振子2a、使发送超声波朝向焦点聚焦的声透

镜等,该振子2a例如在方位方向上呈一维阵列状地排列多个。在本实施方式中,例如使用具备192个振子2a的超声波探头2。此外,振子2a也可以呈二维阵列状地排列。另外,振子2a的个数能够任意地设定。另外,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测器,但也可以采用电子扫描方式或机械扫描方式中的任意一种,另外,也能够采用线性扫描方式、扇形扫描方式或凸面扫描方式中的任意一种方式。

[0076] 如图2所示,超声波诊断装置主体1例如具备操作输入部11、发送部12、接收部13、图像生成部14、图像处理部15、DSC (Digital Scan Converter:数字扫描转换器) 16、显示部17和控制部18。

[0077] 操作输入部11例如具备用于进行指示诊断开始的指令、被检体的个人信息等数据的输入等的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等,并将操作信号输出至控制部18。

[0078] 发送部12是按照控制部18的控制,经由电缆3对超声波探头2供给驱动信号来使超声波探头2产生发送超声波的电路,其中驱动信号是电信号。另外,发送部12能够生成包括3个频率的基波 f_1 、 f_2 、 f_3 的分量的驱动信号作为后述的Triad—THI。另外,发送部12能够对超声波探头2的每个振子2a生成不同的驱动波形的驱动信号并输出。在本实施方式中,“不同的驱动波形”是指驱动控制信号不同。因而,驱动控制信号相同且根据电源电压而仅电压振幅与其成比例地不同的波形、即具有相当于发送变迹的关系的波形不被视为“不同的驱动波形”。更具体而言,发送部12将超声波探头2的发送开口的多个振子2a分为内侧元件组 and 外侧元件组这两种,生成朝向同一焦点的不同的驱动波形的驱动信号并分别输出至内侧元件组和外侧元件组。

[0079] 如图3所示,发送部12例如具备时钟产生电路121、脉冲产生电路122、时间以及电压设定部123以及延迟电路124。

[0080] 时钟产生电路121是产生决定驱动信号的发送定时、发送频率的时钟信号的电路。脉冲产生电路122是用于按照规定的周期产生作为驱动信号的脉冲信号的电路。脉冲产生电路122例如切换3个值(+HV/0 (GND) /-HV)、5个值(+HV/+MV/0 (GND) /-MV/-HV) 的电压并输出,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,使得在正极性以及负极性相同,但并不限于此。在本实施方式中,切换3个值、5个值的电压来输出驱动信号,但并不限于3个值、5个值,能够设定为适当的值,但优选在5个值以下。由此,能够以低成本提高频率分量的控制的自由度,并且能够获得较高分辨率的发送超声波。

[0081] 时间以及电压设定部123设定从脉冲产生电路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,脉冲产生电路122输出按照由时间以及电压设定部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。由时间以及电压设定部123所设定的各区间的持续时间以及电压电平例如能够根据操作输入部11的输入操作来改变。

[0082] 延迟电路124是用于按照与每个振子对应的单独路径对驱动信号的发送定时设定延迟时间,使驱动信号的发送延迟所设定的延迟时间来进行由发送超声波构成的发送波束的聚焦的电路。

[0083] 如以上那样构成的发送部12按照控制部18的控制,将供给驱动信号的多个振子2a按每次超声波的收发一边错开规定量一边依次进行切换,对被选择输出的多个振子2a供给驱动信号,从而进行扫描。

[0084] 在本实施方式中,为了提取后述的高次谐波分量,能够实施脉冲反向法。即,发送部12在实施脉冲反向法的情况下,能够在同一扫描线上隔开时间间隔地发送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。此外,此时,可以发送使第一脉冲信号的多个占空比中的至少一个不同来进行了极性反转后的第二脉冲信号。另外,第二脉冲信号也可以是第一脉冲信号时间反转的信号。

[0085] 接收部13是按照控制部18的控制,从超声波探头2经由电缆3接收电信号的接收信号的电路。接收部13例如具备放大器、A/D转换电路、整相加法电路。放大器是用于使接收信号按照与每个振子2a对应的单独路径以预先设定的规定的放大率放大的电路。A/D转换电路是用于对被放大后的接收信号进行模拟—数字转换(A/D转换)的电路。整相加法电路是用于针对A/D转换后的接收信号,按照与每个振子2a对应的单独路径给予延迟时间来调整时间相位,并将这些相加(整相加法)来生成声线数据的电路。

[0086] 图像生成部14对来自接收部13的声线数据实施包络线检波处理、对数放大等,并进行增益的调整等来进行亮度转换,由此生成B模式图像数据。即,B模式图像数据是通过亮度来表示接收信号的强度。由图像生成部14生成的B模式图像数据被发送给图像处理部15。另外,图像生成部14具备高次谐波分量提取部14a,从由高次谐波分量提取部14a提取出的高次谐波分量生成B模式图像数据。

[0087] 高次谐波分量提取部14a实施脉冲反向法从由接收部13输出的接收信号提取高次谐波分量。高次谐波分量中的偶数次高次谐波分量(例如后述的 $2f_1$ 、 f_1+f_2 的2次分量、 f_2-f_1 、 f_3-f_2 、 f_3-f_1 的0次分量)能够通过如下方法提取出:利用脉冲反向法,将从分别与根据上述的第一脉冲信号以及第二脉冲信号而分别产生的两个发送超声波对应的反射超声波获得的接收信号相加(合成)来除去接收信号所包含的基波分量之后,根据需要进行滤波处理。奇数次高次谐波分量的高次谐波分量(例如后述的 $3f_1$)通过将相同的第一、第二接收信号相减(合成)来除去偶数次高次谐波分量之后,根据需要进行滤波处理来获取。对于这样提取出的偶数次高次谐波分量和奇数次高次谐波分量,能够根据需要通过全通滤波器等进行相位调整处理后进行相加(合成),从而偶数次和奇数次的高次谐波不抵消而耦合,获得宽频带的接收信号。

[0088] 图像处理部15具备由DRAM(Dynamic Random Access Memory:动态随机存取存储器)等半导体存储器构成的图像存储部15a。图像处理部15按照帧单位将从图像生成部14输出的B模式图像数据存储于图像存储部15a。有时将帧单位的图像数据称为超声波图像数据或帧图像数据。图像处理部15适当地读出图像存储部15a中所存储的超声波图像数据并输出给DSC16。

[0089] DSC16对从图像处理部15接收到的超声波图像数据实施坐标转换等处理而转换为图像信号,并输出给显示部17。

[0090] 显示部17可以应用LCD(Liquid Crystal Display:液晶显示器)、CRT(Cathode-Ray Tube:阴极射线管)显示器、有机EL(Electronic Luminescence:电致发光)显示器、无机EL显示器以及等离子显示器等显示装置。显示部17按照从DSC16输出的图像信号,在显示画面上进行超声波图像的显示。

[0091] 控制部18例如构成为具备CPU(Central Processing Unit:中央处理器)、ROM(Read Only Memory:只读存储器)、RAM(Random Access Memory:随机存取存储器),读出存

储在ROM中的系统程序等各种处理程序并展开至RAM,按照展开的程序来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,对与超声波诊断装置S对应的系统程序以及能够在该系统程序上执行的各种处理程序、各种数据等进行存储。这些程序以计算机可读取的程序代码的形式储存,CPU依次执行按照该程序代码的动作。RAM形成暂时存储由CPU执行的各种程序以及这些程序所涉及的数据的工作区。

[0092] 特别是控制部18按超声波探头2的每个振子2a(后述的内侧元件组、外侧元件组)从多个驱动波形不同的驱动信号选择驱动信号,使发送部12生成被选择的驱动信号,并输出给对应的振子2a。发送部12生成由控制部18选择出的驱动信号,并将该驱动信号输出给与该驱动信号对应的振子(振子组)。

[0093] 接下来,参照图4(a)~图6(d),对本实施方式中的用于Triad-THI的超声波图像数据生成的驱动信号生成、超声波收发的方法进行说明。图4(a)是表示本实施方式的一个例子的发送超声波的信号强度的频率特性的图。图4(b)是表示深度为表层部时的反射超声波的信号强度的频率特性的图。图4(c)是表示深度为焦点附近时的反射超声波的频率特性的图。图4(d)是表示深度为比焦点深的部分时的反射超声波的信号强度的频率特性的图。图5是表示本实施方式以及以往例中的相对于显示深度的综合画质的图。图6(a)是表示紧接发送后的发送超声波的时间波形的图。图6(b)是表示表层部中的发送超声波的时间波形的图。图6(c)是表示从表层到焦点的发送超声波的时间波形的图。图6(d)是表示焦点附近的发送超声波的时间波形的图。

[0094] 在本实施方式中,不仅进行充分地利用了超声波探头2的频带的宽频带的超声波送出,还控制驱动信号的波形、进而发送超声波的波形的频率分量分布,从而获得在被检体的浅部处分辨率和S/N优异的高次谐波图像,此外,并且抑制深部处的显著分辨率降低,能够获得从浅部到深部均匀性高的高次谐波图像。

[0095] 更具体而言,通过发送如下那样的发送超声波来实现获得上述高次谐波图像,即,该发送超声波包括较宽的频率分量,如图6(a)~图6(d)那样,侵入性高并且低的频率分量具有时间上的较大的扩散度,但高的频率分量的时间上的扩散度较小。

[0096] 声压因发送超声波的聚焦而提高,产生非线性传播,从而生成THI所使用的高次谐波分量。对于发送超声波的聚焦而言,在如超声波探头2那样使用利用声透镜的一般的超声波探头的情况下,短轴方向因基于声透镜的声波的折射而聚焦,长轴方向因基于电子对焦的发送延迟而聚焦。此时,利用声波的聚焦性因频率不同来控制高次谐波的生成。

[0097] 例如作为Triad-THI,可以考虑发送图4(a)那样的包括基波 f_1 、 f_2 、 f_3 的发送超声波的结构。在图4(a)中,横轴表示频率,纵轴表示灵敏度(信号强度),粗线的实线表示超声波探头的频率分量(收发频带)。另外,在图4(b)~图4(d)中,横轴表示频率,纵轴表示信号强度,中线的实线表示将反射超声波的各频率分量汇总的频率分量,粗线的实线表示超声波探头2的频率分量(收发频带)。

[0098] 已知基于惠更斯的原理的超声波波束的聚焦宽度与频率的倒数成比例。在成为图4(a)的发送超声波波形的结构的情况下,对于相对于基波 f_1 具有3倍的频率的基波 f_3 分量,基于聚焦的波束宽度变为 $1/3$ 。即与基波 f_1 相比较,以3倍的密度聚焦,所以对于包括该分量的区域,即便通过声透镜进行聚焦,声压也容易上升,到达生成高次谐波的非线性区域。

[0099] 在图6(a)~图6(d)中,横轴表示时间,纵轴表示声压,用虚线表示发送超声波中的

基波f1、f2分量为主体的时间波形区域,相同地用点划线表示基波f3分量为主体的时间波形区域。另外,声压高于正的阈值或者低于负的阈值的区域表示非线性区域,声压处于正的阈值以下且负的阈值以上的区域表示线性区域。设图5的显示深度a与图6(a)的深度对应,图5的显示深度b与图6(b)的深度对应,图5的显示深度c与图6(c)的深度对应,图5的显示深度d与图6(d)的深度对应。

[0100] 如图6(a)所示,在紧接从超声波探头2发送发送超声波之后,基波分量处于线性区域内,但如频率高的分量局部化的点划线所示那样相应地成为高的状态。如图6(b)所示,在被检体的表层部(基于声透镜的聚焦)的发送超声波中,以频率高、聚焦性高的基波f3分量为主体的区域因声透镜聚焦而到达非线性区域,产生传播速度差,生成高次谐波。因此,在作为浅部的表层部中,即使在电子对焦焦点处于深部的情况下,也由声透镜生成图4(b)那样的以f3的差音为中心的宽频带的高次谐波分量。发送超声波中的通过聚焦而到达非线性区域的仅是波形中包括高频分量的区域,所以波形整体的脉冲长度较长,但生成高次谐波的非线性区域到达部分较短,获得高分辨率的图像。如图4(b)所示,对于紧接送波之后~在表层部生成并被反射接收的高次谐波分量而言,与出自基波f1、f2的分量相比,出自基波f3的分量的信号强度变强。

[0101] 如图6(c)所示,在从表层到长轴焦点的中间区域中,基于基波f3分量的表层部中的高次谐波生成和基于基波f1、f2分量的焦点附近的高次谐波生成这两方以互补的方式生成。

[0102] 如图6(d)所示,在焦点附近,以高的频率分量的基波f3为主体的时间波形区域因衰减以及能量向高次谐波分量转移而减少,从而降低到线性区域的声压。然而,取而代之,在衰减较弱的表层部中,以停留在线性区域中的低频的基波f1、f2为主体的分量的声压因基于电子对焦的聚焦而到达非线性区域,由此生成高次谐波分量。与表层部同样地,虽然发送超声波的脉冲长度较长,但由于到达生成高次谐波的非线性区域的区域是一部分,所以获得较高的分辨率。如图4(c)所示,在焦点附近,新生成的高次谐波分量的主体为出自基波f1、f2的分量。由于几乎不生成出自基波f3的高次谐波分量,所以因衰减而从表层部减少,被反射接收的高次谐波的信号强度关系变为图示那样的关系。另外,此处所示的3f1分量、即3次高次谐波分量表示与通过脉冲反向的加法运算来提取其它分量不同,而是通过减法运算以及带通处理来提取,并根据需要进行相位调整后,与其它高次谐波分量的声线信号相加。根据需要利用全通滤波器等调整相位,从而能够根据波的叠加原理,与其它的高次谐波分量耦合来获得宽频带的接收信号。如图4(d)所示,在比焦点深的部分,高次谐波的衰减比高次谐波的生成优异,所以能够逐渐反射接收的高次谐波分量减少。然而,出自基波f1、f2的高次谐波分量某种程度继续高次谐波生成而不会急剧地减少,相对于此,出自基波f3的高次谐波分量由于仅受到衰减的影响,所以占被反射接收的高次谐波分量的比例变得相当小。

[0103] 如图5所示,与使用图4(a)的发送超声波的情况下的显示深度对应的综合画质的特性与使用超声波探头的频带的低频侧的基波来获得高次谐波图像的以往技术的综合画质的特性相比变高。综合画质表示包括所生成的图像数据的超声波图像的S/N、分辨率的综合的画质。在图5中,虚线表示基于基波f3分量的第一级的生成高次谐波分量,点划线表示基于基波f1、f2分量的第二级的生成高次谐波分量。用实线的粗线表示将本实施方式的第

一级、第二级的生成高次谐波分量汇总后的综合画质的频率特性,用实线的中线表示以往例子的综合画质的频率特性。在以往例子中,由于所发送的声波的频率较低,所以在浅部中声压没有充分上升,不能获得足够的高次谐波信号,所以画质不提高,相对于此,这样利用聚焦特性的差来多级地进行高次谐波的生成,由此能够在从表层部到焦点附近的较宽的区域获得高S/N、分辨率高的超声波图像。

[0104] 图4(a)中所说明的发送超声波波形是1例,并不限于该结构,但构成发送超声波的频率分量中的频率越高的分量,时间上的扩散度越窄地集中,频率越低的分量,时间上的扩散度越宽,这成为用于高次谐波多级生成的必要条件。

[0105] 生成上述发送超声波波形的第一方法例如是如日本特开2014-168555号公报所记载那样通过发送部12生成如下的驱动信号的方法,即,驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱在包含于超声波探头2的-20dB发送频带的频带且在与该-20dB发送频带的中心频率相比低频侧和与该中心频率相比高频侧分别具有强度峰值,并且多个上述强度峰值之间的频率区域中的强度以上述强度峰值的强度的最大值为基准在-20dB以上。

[0106] 生成上述发送超声波波形的第二方法例如是如日本特愿2015-103842所记载那样通过发送部12(脉冲产生电路122)对频率不同的多个(此处为3个)的时间波形(脉冲)进行调制并合成,将所得的波形作为驱动信号的波形的方法。调制的方法例如是使用利用海宁窗(Hanning window)等来调制频率的时间波形的振幅的方法(AM(Amplitude Modulation:振幅调制)调制)和使频率转移的方法(FM(Frequency Modulation:频率调制)调制)中的任意一种或者这两个方法的组合来合成波形的合成方法。

[0107] 在波形的合成时,优选对第一个~第三个波形的振幅分别乘以适当的倍率来合成。该倍率以修正超声波探头的发送灵敏度差,并送出所希望的频率强度比的发送超声波的方式来决定。此外,AM调制不仅限于利用相同的时间宽度的窗的方法,也能够利用时间宽度不同的窗的方法。使用于合成的频率分量的数量并不特别限定,但为了构建上述的发送超声波波形的结构,最低合成2个频率,优选合成3个以上的频率来生成驱动波形。另外,优选至少包括使用于合成的波形中的最低的频率分量的2倍以上高的频率分量。

[0108] 通过上述方法将多个频率分量合成所得的驱动信号的波形可以直接使用发送部12作为任意波形发送机等来驱动,但也可以为了能够通过限定了电压状态数的发送部12驱动,而使用将其分配成状态数例如5个值的电压值后的近似驱动波形来驱动。换句话说,也可以为如下的结构:脉冲产生电路122基于将通过AM调制以及FM调制的至少一个而调制后的时间波形合成而得到的波形,对该合成波形分配由时间以及电压设定部123所设定的各区间的持续时间以及电压电平来生成驱动信号,对该驱动信号给予延迟电路124的延迟,并输出给超声波探头2。另外,也可以是预先将分配完毕的波形信息存储于存储部(图示省略),并基于该波形信息来生成驱动信号的方法,后者不会导致装置的复杂化,所以优选。在能够精细地进行驱动控制的调整的这个方面,优选使用任意波形发送机来驱动,但即使是5个值左右的电压状态数,在实用方面也能够进行充分的驱动控制,在抑制装置的成本这个点上,优选该方式。

[0109] 并且,在进行FM调制的情况下,为了获得上述所示的发送超声波波形,而优选在波形的持续时间中,是低频→高频→低频这样的迁移的调制。此外,合成的波形中的最低的频率分量进行FM调制在一边保持频带宽度一边使低频分量增加方面优选。

[0110] 另外,生成上述发送超声波波形的第三方法例如是如日本特愿2015-103842所记载那样使驱动信号的1个区间的持续时间离散化,确保宽频带的方法。将驱动信号的信号强度的时间特性的波形的1个值持续的时间设为用双箭头表示的1个区间。该情况下的1个值不考虑电源电压等的变动所造成的作为实测值的电压波动,作为驱动信号的逻辑值,将1个值持续的时间设为1个区间。将这样得到的驱动信号的各区间的持续时间视为0.5波来进行频率换算。

[0111] 此处,对超声波探头2的发送或者收发的标准化灵敏度[dB]的频率特性进行说明。在标准化灵敏度中,将最大的灵敏度的值取为0[dB]。将超声波探头2的收发的一6dB灵敏度频带设为收发一6dB频带,将收发的一20dB灵敏度频带设为收发一20dB频带。

[0112] 在反复一定的驱动时间的波形的情况下,即使考虑矩形波所包含的频率3次高次谐波分量换算值,也成为仅超声波探头2的发送一20dB频带的一部分具有频率分量的形状,所以送出的声波也成为窄频带,无法获得宽频带的高次谐波分量。然而,若使1个区间的持续时间离散化来使驱动脉冲的规则性分散,则在超声波探头2的发送一20dB频带内无遗漏地获得驱动频率分量,频带平坦性提高,从这些各分量生成的高次谐波获得宽频带的分量。另外,通过越往中央附近越短地设定1个区间的持续时间,越往端部越长地设定1个区间的持续时间,从而控制上述的时间波形的每个频率分量的时间上的扩散度,实现高次谐波的多级生成。

[0113] 然而,若过度地使各区间离散,则大幅度地有助于深部高次谐波生成的低频分量相对地降低,作为预期的目的的穿透率降低。因而,对于该离散度,将各区间视为0.5波来进行频率换算,以超声波探头2的收发一6dB频带的中心频率对该离散度进行标准化所得的值的标准偏差优选为0.1~0.3之间。例如在区间的持续时间为125[nsec]的情况下,视为0.5波的情况下的频率换算值为4[MHz],此时如果收发一6dB频带的中心频率为10.25[MHz],则标准化值为0.39。

[0114] 另外,优选将各区间设为0.5波进行频率换算时的频率值在超声波探头2的发送一20dB频带下限值的频率的1/3~超声波探头2的发送一20dB频带上限值的频率之间。若频率值低于超声波探头2的一20dB频带下限值的1/3,则不仅频率的1次分量,因是矩形波而因此必然包含的3次高次谐波分量也低于一20dB频带下限值频率,不有助于发送超声波的送出。同样地,若频率值高于超声波探头2的发送一20dB频带上限值,则1次分量和3次分量都高于发送一20dB频带上限值,这些也不有助于发送超声波的送出。

[0115] 接下来,参照图7~图9,对与向超声波探头2的不同的驱动波形的驱动信号输入对应的发送超声波的输出进行说明。图7是表示来自超声波探头2的发送超声波的图。图8(a)是表示Triad-THI的驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱的图。图8(b)是表示低频单频的驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱的图。图9是表示Triad-THI以及低频单频的驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱的图。

[0116] 如图7所示,在本实施方式中,发送部12对线性扫描方式的超声波探头2的发送开口的多个振子2a中的被配置在方位方向的内侧的连续的多个振子2a亦即内侧端子组输入Triad-THI的驱动信号,使之输出Triad-THI的发送超声波USITx。与此同时,发送部12对内侧端子组的方位方向的左右所配置的连续的多个振子2a亦即外侧端子组输入低频单频的驱动信号,使之输出低频单频(包括低频单频的分量)的发送超声波USOTx。Triad-THI的

发送超声波USITx的焦距和低频单频的发送超声波USOTx的焦距相等。另外,在图7中,将超声波探头2的发送开口中的排列有内侧元件组以及外侧元件组的振子2a的方位方向的范围设为范围R0,将排列有内侧元件组的振子2a的方位方向的范围设为范围RI。

[0117] 如图8(a)所示,输入至内侧端子组的振子2a的Triad-THI的驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱包括基波 f_1 、 f_2 、 f_3 的频率分量。在图8(a)中,横轴为频率,纵轴为驱动信号的信号强度(灵敏度),虚线表示超声波探头2的发送频带,在图8(b)、图9中也相同。对于低频的基波 f_1 ,发送超声波在浅部没有衰减,穿透率较高,方位分辨率较高,有助于提高深部的散斑粒状性。对于高频的基波 f_2 、 f_3 ,发送超声波在浅部衰减,但有助于提高浅部的散斑粒状性,提高浅部的S/N。

[0118] 如图8(b)所示,输入至外侧端子组的振子2a的低频单频的驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱包括低频单频的频率分量。对于低频单频,发送超声波在浅部没有衰减,穿透率较高,方位分辨率较高,有助于提高深部的散斑粒状性。另外,低频单频的驱动信号不包括高频分量,所以超声波探头2的表面温度变低。此外,低频单频也可以作为基波 f_1 。另外,在图8(b)中,将超声波探头2的超声波发送的标准化灵敏度(将最大灵敏度设为0dB的灵敏度)的-20dB的发送频带(-20发送频带)的中心频率设为频率 f_{PC} ,将低频单频的频率功率谱的最大强度峰值的频率设为频率 f_{OP} 。在图8(a)中,超声波探头2的-20发送频带的中心频率也为频率 f_{PC} 。

[0119] 将图8(a)的输入至内侧端子组的振子2a的Triad-THI的驱动信号的发送脉冲信号的信号分量ITx和图8(b)的从外侧端子组的振子2a输出的低频单频的驱动信号的发送脉冲信号的信号分量OTx叠加。于是,成为图9所示的向内侧端子组、外侧端子组的驱动信号的信号分量ITx、OTx的频率功率谱。

[0120] 在图9中,使将超声波探头2的-20dB发送频带内的信号分量ITx的信号强度的最大值(最大强度)设为0dB的情况下的-20dB的频带作为-20dB频带BI20,使将信号分量OTx的信号强度的最大值设为0dB的情况下的-20dB的频带作为-20dB频带BO20。另外,在图9中,相对于外侧元件组的驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱中的、超声波探头2的-20dB发送频带所包含的频带内的表示最大信号强度SS0的频率 f_{OP} 下的信号强度,将内侧元件组的相同频率 f_{OP} 的信号强度设为信号强度SSI。另外,关于信号强度的最大值、其频带宽度,如上述那样仅考虑处于超声波探头的-20dB发送频带内,不考虑存在于频带外的信号强度的最大值、延伸到频带外的频带宽度。

[0121] 接下来,参照图10(a)~图23,对超声波探头2的具体例和作为驱动信号、发送超声波等的发送条件的具体例的实施例以及比较例进行说明。

[0122] 在以下的实施例1~10、比较例1~5的驱动信号以及发送超声波的生成中,使用具有图10(a)、(b)所示的收发特性、发送特性的超声波探头2。图10(a)是表示超声波探头2的收发的标准化灵敏度的频率特性的图。图10(b)是表示超声波探头2的发送的标准化灵敏度的频率特性的图。

[0123] 此处,参照图10(a)、图10(b),对超声波探头2的频率特性进行说明。在图10(a)、(b)中,横轴表示频率[MHz],纵轴表示标准化灵敏度[dB]。在标准化灵敏度中,将最大的灵敏度的值取为0[dB]。在图10(a)中,用黑的双箭头示出表示收发的一6dB灵敏度频带的一6dB收发频带,用白的双箭头示出表示收发的一20dB灵敏度频带的一20dB收发频带。将一

6dB收发频带的上限值设为频率FH6,将下限值设为频率FL6。将-20dB收发频带的上限值设为频率FH20,将下限值设为频率FL20。

[0124] 在图10 (b) 中,用黑的双箭头示出表示发送的-6dB灵敏度频带的-6dB发送频带,用白的双箭头示出表示发送的-20dB灵敏度频带的-20dB发送频带。将-6dB发送频带的上限值设为频率TxFH6,将下限值设为频率TxFL6。将-20dB发送频带的上限值设为频率TxFH20,将下限值设为频率TxFL20。如图10 (b) 所示,-20dB发送频带为3.4~21.3 [MHz],其中心频率fPC为12.35 [MHz]。

[0125] 另外,在实施例1~10以及比较例1~5中,针对超声波探头2的发送开口的全部振子2a进行将第二脉冲信号波形为将第一脉冲信号波形的极性反转后的波形的第一脉冲信号、第二脉冲信号用作驱动信号的脉冲反向法。

[0126] <比较例1>

[0127] 比较例1是不将超声波探头2的发送开口的振子2a分为外侧元件组、内侧元件组,而将以相同的驱动波形进行了发送变迹后的驱动信号输入至发送开口的各振子2a的例子。将比较例1的驱动信号的波形(驱动波形)设为波形1。图11 (a) 是表示波形1的驱动信号的信号强度的时间特性的图。图11 (b) 是表示波形1的驱动信号的功率谱的图。图12 (a) 是表示与波形1的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的时间特性的图。图12 (b) 是表示与波形1的驱动信号对应的发送超声波的功率谱的图。图12 (c) 是表示与波形1的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的绝对值的包络线的图。图12 (d) 是表示与波形1的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的标准化包络线的图。

[0128] 另外,设在比较例1中,进行使用海宁窗函数来调整振幅的发送变迹,以波形1对超声波探头2的发送开口的各振子2a输入振幅不同的驱动信号。超声波探头2的发送开口的信道数(振子2a数)作为一个例子为50个,在比较例2~5、实施例1~10中也相同。

[0129] 发送部12生成的波形1的Triad-THI的驱动信号的波形成为图11 (a) 所示的信号强度的时间特性的波形。对图11 (a) 所示的驱动信号进行傅立叶变换所得的(频率)功率谱成为图11 (b) 所示的信号强度的频率特性。将图11 (a) 所示的驱动信号输入给超声波探头2而发送出的发送超声波的波形成为图12 (a) 所示的信号强度的时间特性的波形。对图12 (a) 所示的发送超声波进行傅立叶变换所得的(频率)功率谱成为图12 (b) 所示的信号强度的频率特性。

[0130] 此处,在图11 (a) 中,横轴表示时间[μs],纵轴表示信号强度(电压)[V],在图13 (a)、图15 (a) …图21 (a) 中也相同。另外,在图11 (b) 中,横轴表示频率[MHz],纵轴表示信号强度[dB],在图12 (b) …图22 (b) 中也相同。另外,在图12 (a) 中,横轴表示时间[μs],纵轴表示信号强度(电压)[mV],在图14 (a)、图16 (a) …图22 (a)、图12 (c) 中也相同。另外,在图12 (d) 中,横轴表示时间[μs],纵轴表示标准化信号强度[dB],在图14 (c)、图16 (c) …图22 (c) 中也相同。

[0131] 此处,参照图12 (c)、图12 (d),对图12 (a) 所示的与波形1的驱动信号对应的发送超声波的脉冲宽度比的计算方法进行说明。图12 (c) 是表示与波形1的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的绝对值的包络线的图。图12 (d) 是表示与波形1的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的标准化包络线的图。

[0132] 首先,如图12 (c) 的实线所示那样取得图12 (a) 所示的与波形1的驱动信号对应的

发送超声波的信号强度的绝对值,如图12(c)的虚线所示那样取得成为该绝对值的外缘的包络线。将这样得到的图12(a)所示的发送超声波的信号强度的包络线的最大值设为0dB,如图12(d)的实线所示那样获得图12(a)所示的发送超声波的信号强度的标准化包络线。而且,在图12(d)的标准化包络线中,将从成为-6dB、-20dB的时间上最早的交点到最晚的交点为止的时间分别设为-6dB脉冲宽度、-20dB脉冲宽度。通过用-6dB脉冲宽度除以-20dB脉冲宽度来计算-6dB/-20dB脉冲宽度比(-6dB脉冲宽度相对于-20dB脉冲宽度的比率)。

[0133] 与波形1的驱动信号对应的发送超声波的-6dB脉冲宽度为301[ns],与波形1的驱动信号对应的发送超声波的-20dB脉冲宽度为735[ns],与波形1的驱动信号对应的发送超声波的-6dB/-20dB脉冲宽度比为0.41。

[0134] <比较例2>

[0135] 比较例2是与比较例1相同但不进行发送变迹的例子。比较例2的驱动信号的驱动波形是波形1。此外,在比较例3~5、实施例1~10中也不进行发送变迹。

[0136] <比较例3>

[0137] 比较例3是对超声波探头2的发送开口的内侧元件组 and 外侧元件组输入相同的驱动波形(波形1)的驱动信号,并且如日本特开2013-158626号公报所示那样使超声波探头2的发送开口的内侧元件组的焦距(发送焦点)和外侧元件组的发送焦点不同(内侧元件组的发送焦点:20[mm]<外侧元件组的发送焦点:35[mm])的例子。此外,在实施例1~10、比较例1、2、4、5中,设使向超声波探头2的发送开口的全部振子2a的驱动信号的发送焦点相等(聚焦于同一焦点)。

[0138] <实施例1>

[0139] 实施例1是对超声波探头2的发送开口的内侧元件组输入波形1的驱动信号,对外侧元件组输入驱动波形与波形1不同的低频单频的波形2的驱动信号的例子。图13(a)是表示波形2的驱动信号的信号强度的时间特性的图。图13(b)是表示波形2的驱动信号的功率谱的图。图14(a)是表示与波形2的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的时间特性的图。图14(b)是表示与波形2的驱动信号对应的发送超声波的功率谱的图。图14(c)是表示与波形2的驱动信号对应的发送超声波的标准化包络线的图。

[0140] 发送部12生成的波形2的低频单频的驱动信号的波形成为图13(a)所示的信号强度的时间特性的波形。对图13(a)所示的驱动信号进行傅立叶变换所得的(频率)功率谱成为图13(b)所示的信号强度的频率特性。将图13(a)所示的驱动信号输入给超声波探头2而发送出的发送超声波的波形成为图14(a)所示的实线的信号强度的时间特性的波形。对图14(a)所示的发送超声波进行傅立叶变换所得的(频率)功率谱成为图14(b)所示的信号强度的频率特性。

[0141] 另外,图14(a)所示的与波形2的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的绝对值的包络线如该图的虚线那样获得。而且,如图14(c)所示那样获得与波形2的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的标准化包络线。与波形2的驱动信号对应的发送超声波的-6dB脉冲宽度为186[ns],与波形2的驱动信号对应的发送超声波的-20dB脉冲宽度为400[ns],与波形2的驱动信号对应的发送超声波的-6dB/-20dB脉冲宽度比为0.47。

[0142] 另外,在实施例1中,将内侧元件组的信道数(图7的范围RI的信道数)相对于超声

波探头2的发送开口整体(内侧元件组以及外侧元件组)的信道数(图7的范围R0的信道数)的比例设为60%(大于1/2)。

[0143] <实施例2>

[0144] 实施例2是使用与实施例1同样的驱动波形的驱动信号的例子。但是,在实施例2中,将内侧元件组的信道数相对于超声波探头2的发送开口整体的信道数的比例设为48%(1/16~1/2)。

[0145] <实施例3>

[0146] 实施例3是使用与实施例1同样的驱动波形的驱动信号的例子。但是,在实施例3中,将内侧元件组的信道数相对于超声波探头2的发送开口整体的信道数的比例设为24%(1/16~1/2)。

[0147] <实施例4>

[0148] 实施例4是使用与实施例1同样的驱动波形的驱动信号的例子。但是,在实施例4中,将内侧元件组的信道数相对于超声波探头2的发送开口整体的信道数的比率设为12%(1/16~1/2)。

[0149] <实施例5>

[0150] 实施例5是使用与实施例1同样的驱动波形的驱动信号的例子。但是,在实施例5中,将内侧元件组的信道数相对于超声波探头2的发送开口整体的信道数的比率设为8%(1/16~1/2)。

[0151] <实施例6>

[0152] 实施例6是使用与实施例1同样的驱动波形的驱动信号的例子。但是,在实施例6中,将内侧元件组的信道数相对于超声波探头2的发送开口整体的信道数的比例设为4%(小于1/16)。

[0153] <比较例4>

[0154] 比较例4是对超声波探头2的发送开口的外侧元件组(信道数=50)输入驱动波形为波形2的驱动信号且没有内侧元件组的例子。

[0155] <比较例5>

[0156] 比较例5是对超声波探头2的发送开口的内侧元件组(信道数=50)输入所输入的驱动信号的驱动波形为波形3(波形编号=3)的驱动信号,且没有外侧元件组的例子。图15(a)是表示波形3的驱动信号的信号强度的时间特性的图。图15(b)是表示波形3的驱动信号的功率谱的图。图16(a)是表示与波形3的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的时间特性的图。图16(b)是表示与波形3的驱动信号对应的发送超声波的功率谱的图。图16(c)是表示与波形3的驱动信号对应的发送超声波的标准化包络线的图。

[0157] 发送部12生成的波形3的Triad-THI的驱动信号的波形成为图15(a)所示的信号强度的时间特性的波形。对图15(a)所示的驱动信号进行傅立叶变换所得到的(频率)功率谱成为图15(b)所示的信号强度的频率特性。将图15(a)所示的驱动信号输入至超声波探头2而发送出的发送超声波的波形成为图16(a)所示的实线的信号强度的时间特性的波形。对图16(a)所示的发送超声波进行傅立叶变换所得到的(频率)功率谱成为图16(b)所示的信号强度的频率特性。

[0158] 另外,图16(a)所示的与波形3的驱动信号对应的实线的发送超声波的信号强度的

绝对值的包络线如该图的虚线所示那样获得。而且,如图16(c)所示那样获得与波形3的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的标准化包络线。与波形3的驱动信号对应的发送超声波的-6dB脉冲宽度为87[ns],与波形3的驱动信号对应的发送超声波的-20dB脉冲宽度为334[ns],与波形3的驱动信号对应的发送超声波的-6dB/-20dB脉冲宽度比为0.26。

[0159] <实施例7>

[0160] 实施例7是对超声波探头2的发送开口的内侧元件组输入波形3的驱动信号,对外侧元件组输入驱动波形与波形3不同的低频单频的波形2的驱动信号的例子。

[0161] <实施例8>

[0162] 实施例8是对超声波探头2的发送开口的内侧元件组输入波形3的驱动信号,对外侧元件组输入驱动波形与波形3不同的非低频的单频的波形4的驱动信号的例子。图17(a)是表示波形4的驱动信号的信号强度的时间特性的图。图17(b)是表示波形4的驱动信号的功率谱的图。图18(a)是表示与波形4的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的时间特性的图。图18(b)是表示与波形4的驱动信号对应的发送超声波的功率谱的图。图18(c)是表示与波形4的驱动信号对应的发送超声波的标准化包络线的图。

[0163] 发送部12生成的波形4的单频的驱动信号的波形成为图17(a)所示的信号强度的时间特性的波形。对图17(a)所示的驱动信号进行傅立叶变换所得到的(频率)功率谱成为图17(b)所示的信号强度的频率特性。将图17(a)所示的驱动信号输入至超声波探头2而发送出的发送超声波的波形成为图18(a)所示的实线的信号强度的时间特性的波形。对图18(a)所示的发送超声波进行傅立叶变换所得到的(频率)功率谱成为图18(b)所示的信号强度的频率特性。

[0164] 另外,图18(a)所示的与波形4的驱动信号对应的实线的发送超声波的信号强度的绝对值的包络线如该图的虚线所示那样获得。而且,如图18(c)所示那样获得与波形4的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的标准化包络线。与波形4的驱动信号对应的发送超声波的-6dB脉冲宽度为119[ns],与波形4的驱动信号对应的发送超声波的-20dB脉冲宽度为200[ns],与波形4的驱动信号对应的发送超声波的-6dB/-20dB脉冲宽度比为0.59。

[0165] <实施例9>

[0166] 实施例9是对超声波探头2的发送开口的内侧元件组输入驱动波形与波形2不同的波形5的驱动信号,对外侧元件组输入波形2的驱动信号的例子。图19(a)是表示波形5的驱动信号的信号强度的时间特性的图。图19(b)是表示波形5的驱动信号的功率谱的图。图20(a)是表示与波形5的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的时间特性的图。图20(b)是表示与波形5的驱动信号对应的发送超声波的功率谱的图。图20(c)是表示与波形5的驱动信号对应的发送超声波的标准化包络线的图。

[0167] 发送部12生成的波形5的不是Triad-THI而是低频分量的信号强度较低的驱动信号的波形成为图19(a)所示的信号强度的时间特性的波形。对图19(a)所示的驱动信号进行傅立叶变换所得到的(频率)功率谱成为图19(b)所示的信号强度的频率特性。将图19(a)所示的驱动信号输入至超声波探头2而发送出的发送超声波的波形成为图20(a)所示的实线的信号强度的时间特性的波形。对图20(a)所示的发送超声波进行傅立叶变换所得到的(频率)功率谱成为图20(b)所示的信号强度的频率特性。

[0168] 另外,图20(a)所示的与波形5的驱动信号对应的实线的发送超声波的信号强度的

绝对值的包络线如该图的虚线所示那样获得。而且,如图20(c)所示那样获得与波形5的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的标准化包络线。与波形5的驱动信号对应的发送超声波的-6dB脉冲宽度为114[ns],与波形5的驱动信号对应的发送超声波的-20dB脉冲宽度为194[ns],与波形5的驱动信号对应的发送超声波的-6dB/-20dB脉冲宽度比为0.59。

[0169] <实施例10>

[0170] 实施例10是对超声波探头2的发送开口的内侧元件组输入波形3的驱动信号,对外侧元件组输入驱动波形与波形3不同的波形6的驱动信号的例子。图21(a)是表示波形6的驱动信号的信号强度的时间特性的图。图21(b)是表示波形6的驱动信号的功率谱的图。图22(a)是表示与波形6的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的时间特性的图。图22(b)是表示与波形6的驱动信号对应的发送超声波的功率谱的图。图22(c)是表示与波形6的驱动信号对应的发送超声波的标准化包络线的图。

[0171] 发送部12生成的波形6的低频单频的驱动信号的波形成为图21(a)所示的信号强度的时间特性的波形。对图21(a)所示的驱动信号进行傅立叶变换所得到的(频率)功率谱成为图21(b)所示的信号强度的频率特性。将图21(a)所示的驱动信号输入至超声波探头2而发送出的发送超声波的波形成为图22(a)所示的实线的信号强度的时间特性的波形。对图22(a)所示的发送超声波进行傅立叶变换所得到的(频率)功率谱成为图22(b)所示的信号强度的频率特性。

[0172] 另外,图22(a)所示的与波形6的驱动信号对应的实线的发送超声波的信号强度的绝对值的包络线如该图的虚线所示那样获得。而且,如图22(c)所示那样获得与波形6的驱动信号对应的发送超声波的信号强度的标准化包络线。与波形6的驱动信号对应的发送超声波的-6dB脉冲宽度为321[ns],与波形6的驱动信号对应的发送超声波的-20dB脉冲宽度为496[ns],与波形6的驱动信号对应的发送超声波的-6dB/-20dB脉冲宽度比为0.65。

[0173] <图像评价>

[0174] 以下的表I、表II、表III示出实施例1~10、比较例1~5的与驱动信号以及发送超声波有关的发送条件的各项目和在超声波诊断装置S中使用该驱动信号以及发送超声波所生成的图像数据的超声波图像的图像评价结果。

[0175] [表I]

[0176]

	发送条件					
	发送开口		发送焦点 (mm)	驱动波形	超声波探头 - 20dB发送频带内的驱动信号的 - 20dB带宽	
	内侧信道 (%)	外侧信道 (%)			内侧驱动信号 上限/下限频率 (MHz)	外侧驱动信号 上限/下限频率 (MHz)
比较例1	50 (100)	—	35	波形1	3.4/16.0	—
比较例2						
比较例3	24 (48)	26 (52)	内侧=20 外侧=35			
实施例1	30 (60)	20 (40)	35	内侧=波形1 外侧=波形2		
实施例2	24 (48)	26 (52)				
实施例3	12 (24)	38 (76)				
实施例4	6 (12)	44 (88)				
实施例5	4 (8)	46 (92)				
实施例6	2 (4)	48 (96)				
比较例4	—	50 (100)		波形2	—	
比较例5	50 (100)	—		波形3	—	
实施例7	6 (12)	44 (88)		内侧=波形3 外侧=波形2	3.4/21.3	3.4/11.5
实施例8				内侧=波形3 外侧=波形4		5.5/21.3
实施例9			内侧=波形5 外侧=波形2	3.4/18.6	3.4/11.5	
实施例10			内侧=波形3 外侧=波形6	3.4/21.3	3.4/7.7	

[0177] [表 II]

[0178]

	发送条件					
	超声波探头 - 20dB发送频带内的驱动信号的频率峰值		超声波探头 - 20dB发送频带内的外侧驱动信号最大强度频率下的内侧信号强度 - 外侧信号强度 (dB/ MHz)	发送超声波的 - 6dB脉冲宽度与 - 20dB脉冲宽度之比 (- 6dB / - 20dB) 内侧/外侧	驱动电压 (Vpp)	*1
	内侧驱动信号超声波探头 - 20dB发送频带中心频率的低/高频侧峰值频率 (MHz)	外侧驱动信号超声波探头 - 20dB发送频带中心频率的低/高频侧峰值频率 (MHz)				
比较例1	4.0,7.3,10.5 /13.0,15.0	—	—	0.41	105	有
比较例2					95	
比较例3					95	
实施例1		4.5/-	4.6dB/4.5MHz	0.41/0.47	110	
实施例2					120	
实施例3					130	
实施例4					135	
实施例5					140	
实施例6					142	
比较例4	—		—	0.47	143	
比较例5	6.5/13.8,19.5	—	—	0.26	130	
实施例7		4.5/-	-5.2dB/4.5MHz	0.26/0.47	140	
实施例8		-/13.2	-4.2dB/13.2MHz	0.26/0.59	125	
实施例9	7.8/-	4.5/-	-11.5dB/4.5MHz	0.59/0.47	125	
实施例10	6.5/13.8,19.5	4.5/-	-7.2dB/4.5MHz	0.26/0.65	100	

[0179] *1:发送变迹

[0180] [表Ⅲ]

[0181]

	图像评价								
	Phantom-PSF		Phantom Matrix- Cyst 亮度差 (dB)	Phantom Penetration	描绘性得分				
	距离 分辨率 (μm)	方位 分辨率 (μm)			腕	PIP关节 A3腱鞘	下肢 (腓肠肌、 比目鱼肌)	臀部	合计
比较例1	198	560	15.2	72	9.0	8.3	8.4	6.8	32.5
比较例2	198	555	10.9	71	7.2	6.5	8.3	6.6	28.6
比较例3	199	533	11.0	53	7.4	6.3	6.8	5.2	25.7
实施例1	193	540	11.9	76	7.6	8.0	8.5	7.5	31.6
实施例2	192	558	13.0	78	8.0	8.4	8.6	7.7	32.7
实施例3	194	555	14.8	85	8.7	8.6	8.4	8.3	34.0
实施例4	195	548	16.0	88	9.0	9.0	9.0	8.7	35.7
实施例5	205	565	14.0	89	8.4	8.3	8.2	8.7	33.6
实施例6	250	602	11.6	90	7.4	7.8	8.3	8.8	32.3
比较例4	340	650	9.6	90	6.0	6.2	7.8	8.7	28.7
比较例5	185	502	12.2	46	7.7	7.4	6.6	5.0	26.7
实施例7	190	520	17.6	80	9.3	9.2	8.7	7.9	35.1
实施例8	193	532	13.3	58	8.2	8.3	6.9	5.5	28.9
实施例9	215	518	16.4	66	9.2	8.8	7.8	5.8	31.6
实施例10	192	530	16.2	72	9.1	8.6	8.0	6.6	32.3

[0182] 对表I、表II中的发送条件的各项目进行说明。发送条件中的“内侧信道”是超声波探头2的发送开口中的内侧元件组的振子2a的个数(信道数,上部)、和内侧元件组的振子2a的个数相对于超声波探头2的发送开口的振子2a的个数的比例[%](下部)。发送条件中的“外侧信道”是超声波探头2的发送开口中的外侧元件组的振子2a的个数(信道数,上部)、和外侧元件组的振子2a的个数相对于超声波探头2的发送开口的振子2a的个数的比例[%](下部)。

[0183] 发送条件中的“发送焦点”是从超声波探头2到所输出的发送超声波的焦点为止的焦距[mm]。发送条件中的“驱动波形”是上述所说明的驱动波形相互不同的驱动信号的波形,采用波形1~6。

[0184] 发送条件中的“内侧驱动信号上限/下限频率”是超声波探头2的-20dB发送频带内的、对超声波探头2的发送开口的内侧元件组(的振子2a)输入的驱动信号的频率功率谱的-20dB频带(图9的频带B020)的下限/上限的频率[MHz]。发送条件中的“外侧驱动信号上限/下限频率”是超声波探头2的-20dB发送频带内的、对超声波探头2的发送开口的外侧元件组输入的驱动信号的频率功率谱的-20dB频带(图9的频带BI20)的下限/上限的频率[MHz]。

[0185] 发送条件中的“内侧驱动信号超声波探头-20dB发送频带中心频率的低/高频侧峰值频率”是关于超声波探头2的-20dB发送频带内的、对超声波探头2的发送开口的内侧元件组输入的驱动信号的频率功率谱的频率峰值,而处于与超声波探头2的-20dB发送频带的中心频率(图8(b)的中心频率 f_{PC})相比低频侧/高频侧的各频率峰值的频率[MHz]。发

送条件中的“外侧驱动信号超声波探头-20dB发送频带中心频率的低/高频侧峰值频率”是关于超声波探头2的-20dB发送频带内的、对超声波探头2的发送开口的外侧元件组输入的驱动信号的频率功率谱的频率峰值,而处于与超声波探头2的-20dB发送频带的中心频率(图8(b)的中心频率fPC)相比低频侧/高频侧的各频率峰值(例如图8(b)的频率fOP)的频率[MHz]。

[0186] 发送条件中的“超声波探头发送灵敏度-20dB频带内的外侧驱动信号最大强度频率下的内侧信号强度-外侧信号强度”是在超声波探头2的-20dB发送频带内,对超声波探头2的发送开口的外侧元件组输入的驱动信号的频率功率谱的信号强度最大的频率(图9的频率fOP)下的、对内侧元件组输入的驱动信号的频率功率谱的信号强度[dB](图9的信号强度SSI)-对外侧元件组输入的驱动信号的频率功率谱的信号强度[dB](图9的最大信号强度SSO)的值[dB]、和该信号强度最大的频率[MHz]。

[0187] 此处,图23是表示从内侧元件组发送的发送超声波的功率谱USSOTx和从外侧元件组发送的发送超声波的功率谱USSITx的示意图。发送条件中的“发送超声波的-6dB脉冲宽度与-20dB脉冲宽度之比(-6dB/-20dB)内侧/外侧”是从超声波探头2的发送开口的内侧元件组发送的发送超声波的(频率)功率谱(图23的功率谱USSOTx)的-6dB脉冲宽度相对于-20dB脉冲宽度的比率、和从外侧元件组发送的发送超声波的(频率)功率谱(图23的功率谱USSITx)的-6dB脉冲宽度相对于-20dB脉冲宽度的比率。

[0188] 发送条件中的“驱动电压”是驱动超声波探头2的电源电压的最大值与最小值之差[Vpp(Peak to Peak)],是能够满足安全、限制的最大电压。在本发明的实施例中,是正负同电压的双向驱动,所以100Vpp意味着最大+50V、最小-50V的驱动。发送条件中的“发送变迹”表示是(有)否(没有)进行发送变迹。

[0189] 对表III中的图像评价结果的各项进行说明。图像评价结果中的“Phantom-PSF(Point Spread Function:点像强度函数)”是在将50 μ m的SUS(不锈钢)电线埋设于与Gammex RMI 404GS-LE0.5相同的声学等效材料的深度15mm位置,以发送焦点15mm进行超声波收发、图像化,将生成的图像数据的超声波图像的电线描绘亮度转换为声学强度[dB],从而获得其20dB分辨率的图像评价方法中,得到的作为评价结果的20dB分辨率(距离分辨率[μ m]、方位分辨率[μ m])。

[0190] 图像评价结果中的“Phantom-Matrix-Cyst亮度差”是在调整系统增益以使Gammex RMI 404GS-LE0.5的深度1cm部的声学等效材料区域平均亮度成为80后,测量从被配置在深度1cm的**2mm ϕ** 无接收超声波目标的中心起2mm直径区域的平均亮度,并用dB表示与声学等效材料平均亮度的差的值(主要特性)[dB]。换句话说,“Phantom-Matrix-Cyst亮度差”是将信号的亮度设为恒定,并使噪声变化,若Phantom-Matrix-Cyst亮度差的值越高,则S/N也越高。

[0191] 图像评价结果中的“Phantom-Penetration”是在对Gammex RMI 403GS-LE0.5的声学等效材料部以发送焦点15mm进行超声波收发、图像化,获取生成的图像数据的连续的2帧,获取该2帧的超声波图像的相关低于0.5的深度来作为Penetration深度的画质评价方法中,得到的作为评价结果的Penetration深度[mm]。

[0192] 对作为图像评价结果的评价得分的描绘性得分中的“腕”、“PIP关节A3腱鞘”、“下肢(腓肠肌、比目鱼肌)”、“臀部”、“合计”的各部位的项目进行说明。在该画质评价方法中,

对被检体的腕、PIP关节A3腱鞘、下肢(腓肠肌、比目鱼肌)、臀部的各部位进行超声波收发、图像化,针对所生成的图像数据的超声波图像,由合计10名从事整形外科相关的医生、临床检查技师按下述评价基准获得各部位的描绘的评分。通过按照每个部位对该评分的值进行平均(小数点第二位以下四舍五入),来设为作为画质评价结果的描绘性得分。描绘性得分的各分数与下述的描绘性对应。

[0193] 10=对组织状态的掌握非常适合的描绘性

[0194] 8=对组织状态的掌握实用上没有问题的描绘性

[0195] 6=不是很良好但属于能够掌握组织状态的等级的描绘性

[0196] 4=对于掌握组织状态存在障碍的等级的描绘性

[0197] 2=较难掌握组织状态的等级的描绘性

[0198] 由于上述中的腕、PIP关节A3腱鞘位于浅部,所以成为能够评价浅部的分辨率、S/N的部位。腕的管状的腕管成为主要的观察对象,良好的描绘需要距离、方位分辨率这双方和暗部描绘性。A3腱鞘不那么需要方位分辨率,但对距离分辨率或暗部描绘性的要求较高。臀部的深度较深,能够评价深部描绘的分辨率、S/N,需要Phantom—Penetration较高。下肢(腓肠肌、比目鱼肌)对暗部描绘的要求并不那么高,但由于从浅部到深部都存在观察对象,所以从浅部到深部的分辨率的均匀性、连续性影响描绘性得分。

[0199] 描绘性得分的“合计”是“腕”、“PIP关节A3腱鞘”、“下肢(腓肠肌、比目鱼肌)”、“臀部”的描绘性得分的合计值。

[0200] 对超声波探头2的发送开口的内侧元件组和外侧元件组输入不同的驱动波形的驱动信号的实施例1~10与对内侧元件组或者外侧元件组输入单一的驱动信号的比较例2~5相比,获得良好的图像评价结果。比较例1获得比较好的图像评价结果,但由于需要发送变迹机构,所以装置成本与其它例子相比,较高价。

[0201] 另外,对超声波探头2的发送开口的内侧元件组输入Triad—THI的驱动信号的实施例1~7、10与对超声波探头2的发送开口的内侧元件组输入不是Triad—THI的驱动信号的实施例9相比,获得良好的图像评价结果。Triad—THI例如根据表II的“内侧驱动信号超声波探头—20dB发送频带中心频率的低/高频侧峰值频率”等满足:内侧元件组的驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱在包含于超声波探头2的—20dB的发送频带的频带且在与该发送频带的中心频率相比低频侧和与该中心频率相比高频侧分别具有强度峰值,并且多个上述强度峰值之间的频率区域中的强度以上述强度峰值的强度的最大值为基准在—20dB以上。

[0202] 另外,在实施例1~6中,内侧元件组的区域(信道数)相对于超声波探头2的发送开口整体的比率为1/16~1/2的实施例2~5的Phantom—Matrix—Cyst亮度差(S/N)、Phantom Penetration、图像评价结果的值较高,其中,实施例4获得最好的结果。若内侧元件组的区域(信道数)相对于超声波探头2的发送开口整体的比率小于1/16,则较难获得基于内侧元件组中的超声波发送的浅部的高次谐波生成,浅部S/N降低(信号分量的降低)。另外,若该比率大于1/2,则声线中心附近以外的浅部区域也生成较多的高次谐波,因而其因散射等作为声学噪声而混入,浅部的暗部表现降低(噪声的增加)。

[0203] 另外,在专利文献2(日本特开2013—158626号公报)的技术中,到发送焦点附近为止获得较高的分辨率,在比发送焦点深的区域,声线中心附近的声压迅速降低。在本实施方

式中,内侧元件组、外侧元件组都朝向同一焦点进行发送超声波的送波,使内侧也具有与外侧同等程度的低频分量,从而能够防止比发送焦点深的区域的迅速的声压降低,其结果是,能够改善穿透率。为了防止图24(c)所示的那样的X型的波束分布,优选相对于外侧元件组的驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱中的、包含于超声波探头2的-20dB发送频带的频带内的表示最大强度的频率下的信号强度,内侧元件组的相同频率的信号强度大于外侧元件组的信号强度-6dB。根据表II的“超声波探头发送灵敏度-20dB频带内的外侧驱动信号最大强度频率下的内侧信号强度-外侧信号强度”,实施例1~8满足上述的优选条件。实施例1~7获得高的穿透率。

[0204] 本实施方式的内侧元件组的超声波发送优选为宽频带送波,更优选进行使用图4、5、6所说明的发送。由此能够在浅部,仅在声线中心附近生成应接收的高次谐波分量。此时,若在外侧元件组也进行同样的宽频带送波,则在声线中心附近以外的区域也生成不必要的高次谐波,因散射等而使浅部画质降低,并且不必要的发热增加,驱动电压不能提高,所以优选外侧元件组的发送超声波是不包括容易在浅部聚焦的高频分量的、与内侧元件组中的发送超声波相比相对地窄频带。

[0205] 具体而言,根据表I的“内侧驱动信号上限/下限频率”、“外侧驱动信号上限/下限频率”,在实施例1~10中,超声波探头2的-20dB发送频带内的、对超声波探头2的发送开口的外侧元件组输入的驱动信号的-20dB频带比相同地对内侧元件组输入的驱动信号的-20dB频带宽,换句话说,对外侧元件组输入的驱动信号的-20dB频带为窄频带。该实施例1~10获得良好的图像评价结果。

[0206] 另外,根据表II的“外侧驱动信号超声波探头-20dB发送频带中心频率的低/高频侧峰值频率”,在实施例1~7、9、10中,超声波探头2的-20dB发送频带内的、对超声波探头2的发送开口的外侧元件组输入的驱动信号的频率功率谱的频率峰值处于与超声波探头2的-20dB发送频带的中心频率相比低频侧(不含高频分量)。实施例8处于相同地与超声波探头2的-20dB发送频带的中心频率相比高频侧(包括高频分量)。该实施例1~7、9、10与实施例8相比,获得良好的图像评价结果。

[0207] 另外,本实施方式的内侧元件组的发送超声波波形优选如图6所示那样,为高频分量局部集中在比较短的时间区域,相对于脉冲宽度整体,成为大的振幅的时间相对地短的声波波形,即-6dB脉冲宽度/-20dB脉冲宽度之比较小。由此实现图6所示那样的THI(组织谐波)的多级生成,能够在声线中心附近的浅部和深部双方获得宽频带的接收信号。反之,优选外侧区域的发送超声波波形与内侧区域相反为具有接近高斯的包络线性状的声波波形,即-6dB脉冲宽度/-20dB脉冲宽度之比比较大。通过像这样送出不具有局部较大的振幅部的超声波波形,在距声线中心较远的浅部区域,声压不会上升到非线性区域,所以不生成THI,在与声线中心接近的发送焦点附近,声压上升到非线性区域,生成THI。

[0208] 通过使内侧元件组、外侧元件组的发送超声波成为上述那样,从而在浅部,通过内侧元件组的发送超声波,仅在成为接收对象的声线中心附近生成THI,信号强度变高,在不成为接收对象的远离声线的区域,不生成THI,不混入因散射等所造成的声学噪声。因此,即使不使用发送变迹,也能够获得高的S/N和良好的暗部表现。

[0209] 另外,外侧元件组的发送超声波在浅部区域不会生成图像化不需要的THI而减弱,而在焦点附近的深部区域生成THI,所以深部的信号强度增加,并且通过改善热效率,能够

时常抑制成为驱动电压限制的重要因素的超声波探头的表面温度上升,所以改善穿透率。

[0210] 由于-6dB脉冲宽度/-20dB脉冲宽度比取决于其发送模式的目的(浅部重视、深部重视、平衡重视等),所以不可一概而论,但优选在内侧元件组中大体为0.5以下,在外侧元件组中大体为0.4以上,优选内外元件组的相对关系是:内侧元件组的发送超声波的-6dB脉冲宽度/-20dB脉冲宽度比<外侧元件组的发送超声波的-6dB脉冲宽度/-20dB脉冲宽度比。

[0211] 具体而言,根据表II的“发送超声波的-6dB脉冲宽度与-20dB脉冲宽度之比(-6dB/-20dB)内侧/外侧”,实施例1~8、实施例10满足内侧元件组的发送超声波的-6dB脉冲宽度/-20dB脉冲宽度比<外侧元件组的发送超声波的-6dB脉冲宽度/-20dB脉冲宽度比的关系。因此,Phantom-Matrix-Cyst亮度差(S/N)、Phantom Penetration、图像评价结果的值较高,获得良好的S/N、穿透率、图像评价结果。

[0212] 另外,在实施例1~10、比较例1~5中,如表II的“驱动电压”所示那样,超声波探头2的内侧元件组和外侧元件组的驱动电压是共用的。

[0213] 以上,根据本实施方式,超声波探头2具有由多个振子2a构成的发送开口。发送开口具有包括第一振子组以及第二振子组的多个振子组。超声波诊断装置S具备:发送部12,生成驱动波形不同的第一驱动信号和第二驱动信号,赋予时间延迟以使发送超声波聚焦于同一焦点,将第一驱动信号输出给第一振子组,将第二驱动信号输出给第二振子组;接收部13,从超声波探头2接收接收信号;以及图像生成部14,根据接收信号生成超声波图像数据。

[0214] 更具体而言,发送部12将第一振子组设为被配置在发送开口的内侧的内侧元件组,将第二振子组设为被配置在发送开口的外侧的外侧元件组,生成在内侧元件组和外侧元件组为不同的驱动波形的驱动信号。

[0215] 因此,由于也可以不具备发送变迹机构,所以能够抑制成本,即使不具备发送变迹机构,也能够抑制向浅部低接收超声波部的声学噪声混入,能够获得良好的接收超声波图像描绘。另外,在焦点附近以及比发送焦点深的区域,用内侧元件组所发送出的超声波信号的高频基波分量因衰减而消失,获得与用全部发送开口发送低频基波的情况同样的声压分布和波束分布,波束中心附近的声压不会急剧地降低,在焦点附近所生成的高次谐波也向中心附近主体传播,所以能够提高S/N。能够缓和因在浅部接收区域以外生成不有助于接收的声能而超声波探头2必要以上地发热,因而受到表面温度规定的限制的状况,其结果是,与以往相比,能够提高驱动电压,所以能够改善并提高S/N以及穿透率。并且,在内侧元件组和该外侧元件组以同一焦点发送发送超声波,使内侧也具有与外侧同等的低频率分量,由此能够改善并提高比发送焦点深的区域的穿透率。

[0216] 另外,超声波诊断装置S具备控制部18,该控制部18按每个元件组从多个不同的驱动波形的驱动信号选择驱动信号。发送部12生成被选择的驱动信号,并对与该驱动信号对应的元件组输出该驱动信号。因此,能够容易地从预先设定的多个不同的驱动波形的驱动信号选择适当的驱动信号并生成。

[0217] 另外,发送部12生成内侧元件组的驱动信号的-20dB频带比外侧元件组的驱动信号的-20dB频带宽的驱动信号。因此,在内侧元件组和该外侧元件组以同一焦点发送发送超声波,能够使内侧也具有与外侧同等的低频率分量,能够改善并提高比发送焦点深的区域的穿透率。

[0218] 另外,从内侧元件组发送的发送超声波的-6dB脉冲宽度相对于-20dB脉冲宽度的比率小于从外侧元件组发送的发送超声波的-6dB脉冲宽度相对于-20dB脉冲宽度的比率。因此,在浅部,通过内侧元件组的发送超声波,仅在成为接收对象的声线中心附近生成THI,信号强度变高,即使不使用发送变迹,也能够获得高的S/N和良好的暗部表现,能够增加深部的信号强度。并且,通过改善热效率,能够时常抑制成为驱动电压限制的重要因素的超声波探头的表面温度上升,所以能够改善并提高穿透率。

[0219] 另外,发送部12生成如下那样的驱动信号,即,内侧元件组的驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱在包含于超声波探头2的-20dB发送频带的频带且在与-20dB发送频带的中心频率相比低频侧和与该中心频率相比高频侧分别具有强度峰值,并且多个上述强度峰值之间的频率区域中的强度以强度峰值的强度的最大值为基准在-20dB以上。因此,通过Triad-THI的实现,不需要用于形成脉冲信号的波形的复杂的电路的追加等,能够抑制成本并对发送超声波维持高分辨率。并且,根据基于基波的超声波图像,能够获得高振幅、短脉冲的超声波的波形,所以能够维持高分辨率,并且低频分量也增加,从而能够提高穿透率。

[0220] 另外,发送部12生成如下那样的驱动信号,即,外侧元件组的驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱在包含于超声波探头2的-20dB发送频带的频带且在与该-20dB发送频带的中心频率相比低频侧具有最大强度峰值。因此,外侧元件组的发送超声波成为不包含在浅部容易聚焦的高频分量的窄频带,防止在声线中心附近以外的区域也生成不必要的高次谐波而因散射等使浅部画质降低,并且防止不必要的发热增加而驱动电压不能提高,能够提高穿透率。

[0221] 另外,内侧元件组的(振子2a的信道数的)相对于发送开口的全部振子2a的比例为 $1/16 \sim 1/2$ 。因此,获得基于内侧元件组中的超声波发送的浅部的高次谐波生成,能够提高浅部S/N,还能够防止在声线中心附近以外的浅部区域生成高次谐波,防止声学噪声的混入,能够提高浅部的暗部表现,能够提高S/N。

[0222] 另外,发送部12生成如下那样的驱动信号,即,针对外侧元件组的驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱中、包含于超声波探头2的-20dB发送频带的频带内的表示最大强度的频率下的最大信号强度,内侧元件组的驱动信号的发送脉冲信号的频率功率谱的、与表示上述最大强度的频率相同的频率的信号强度大于外侧元件组的驱动信号的最大信号强度-6dB。因此,内侧元件组、外侧元件组都朝向同一焦点进行发送超声波的送波,使内侧也具有与外侧同等程度的低频分量,从而能够防止比发送焦点深的区域中的迅速的声压降低,能够改善并提高穿透率。

[0223] 另外,超声波探头2的发送开口的多个振子组(内侧元件组、外侧元件组)的驱动电压是共用的。因此,防止在内侧元件组、外侧元件组分开设定驱动电压的复杂的结构,能够使结构简单,并且能够降低成本。

[0224] 另外,发送部12以及接收部13进行与THI对应的驱动信号的输出、接收信号的生成。图像生成部14从接收信号提取高次谐波分量,并基于该高次谐波分量来生成超声波图像。因此,通过根据THI对高次谐波分量进行图像化,能够获得对比度良好的超声波图像。

[0225] 另外,发送部12以及接收部13通过脉冲反向在上述同一声线上多次收发超声波。图像生成部14通过脉冲反向,从同一声线的多个接收信号提取高次谐波分量。因此,能够获

得消减不需要分量的高分辨率的超声波图像。

[0226] 此外,上述实施方式中的描述是本发明的优选的超声波诊断装置的一个例子,并不限于此。

[0227] 例如在上述实施方式中,为将超声波探头2的发送开口的振子2a分为内侧元件组、外侧元件组的结构,但并不限于此。也可以为将超声波探头2的发送开口的振子2a分为3个以上的元件组,对各元件组选择输入驱动波形不同的同一焦点的驱动信号的结构。

[0228] 另外,在上述实施方式中,作为一个元件组(振子组)具有多个振子2a的结构来进行说明,但并不限于此。也可以为一个元件组至少具有一个振子2a的结构。

[0229] 另外,关于以上的实施方式中的构成超声波诊断装置S的各部的详细结构以及详细动作,在不脱离本发明的主旨的范围内能够适当地变更。

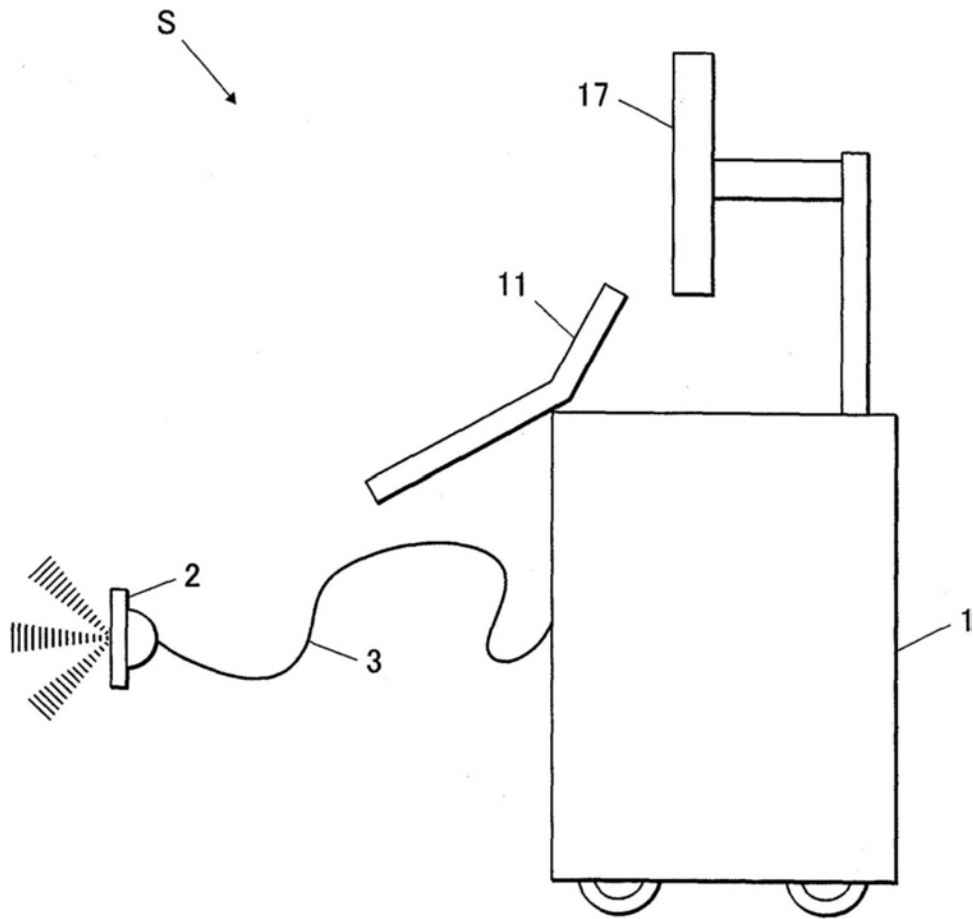


图1

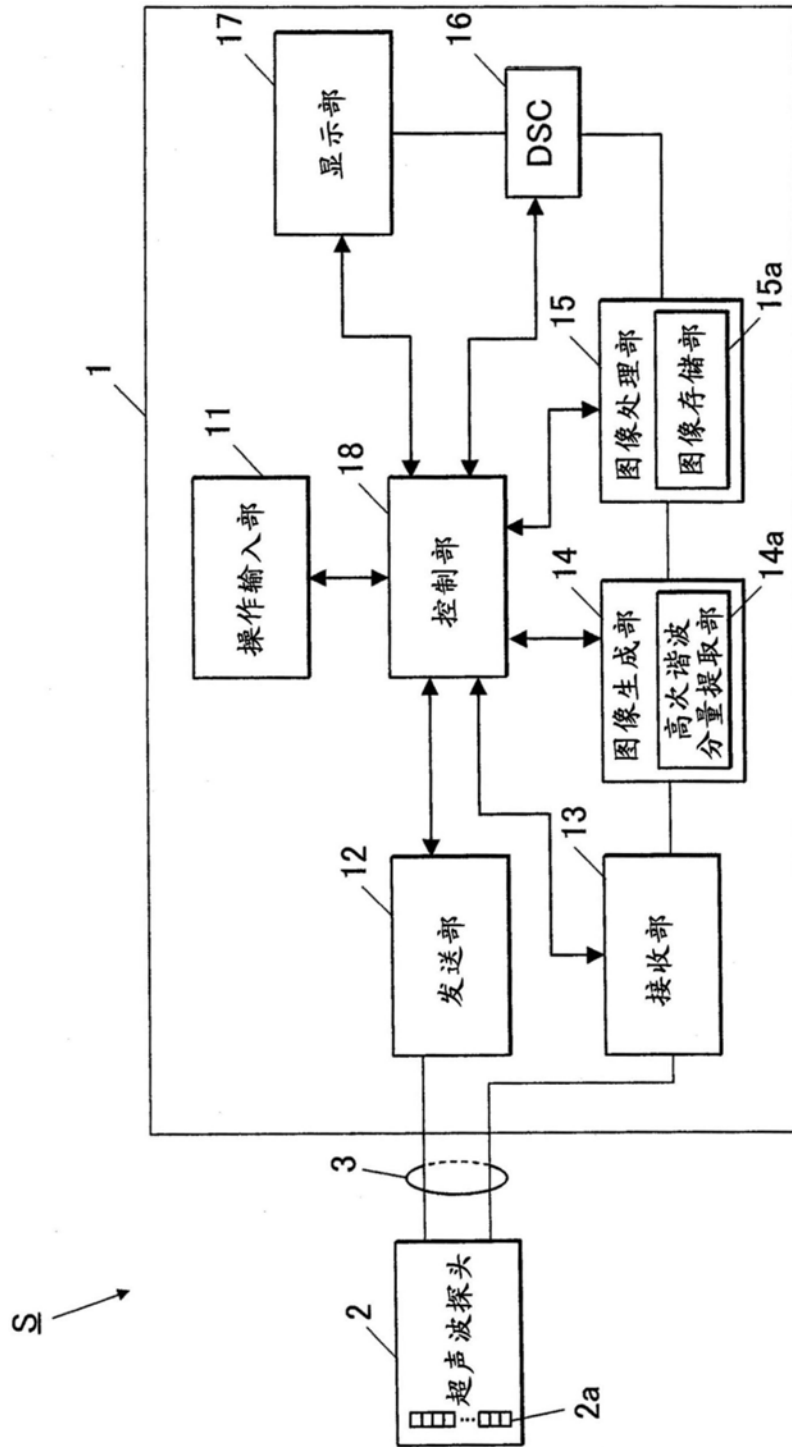


图2

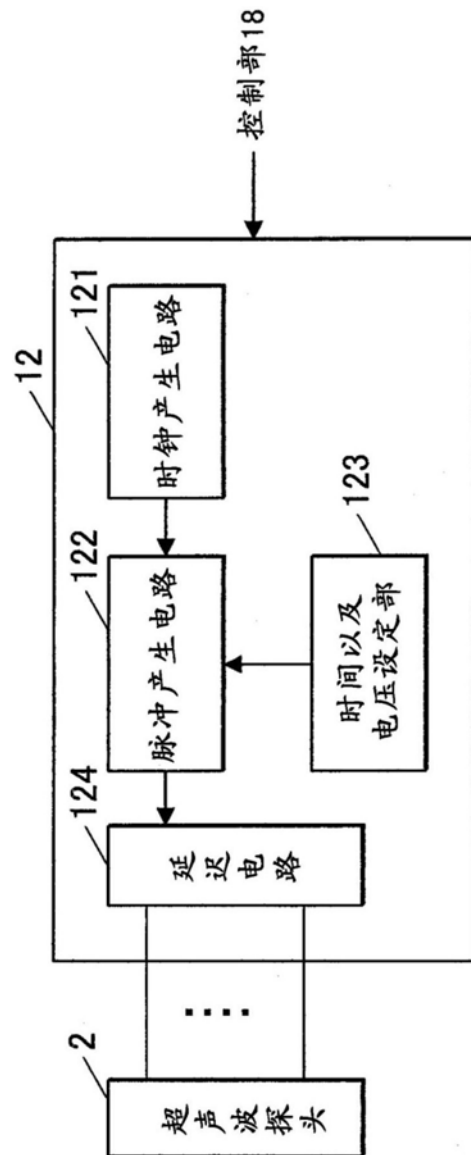


图3

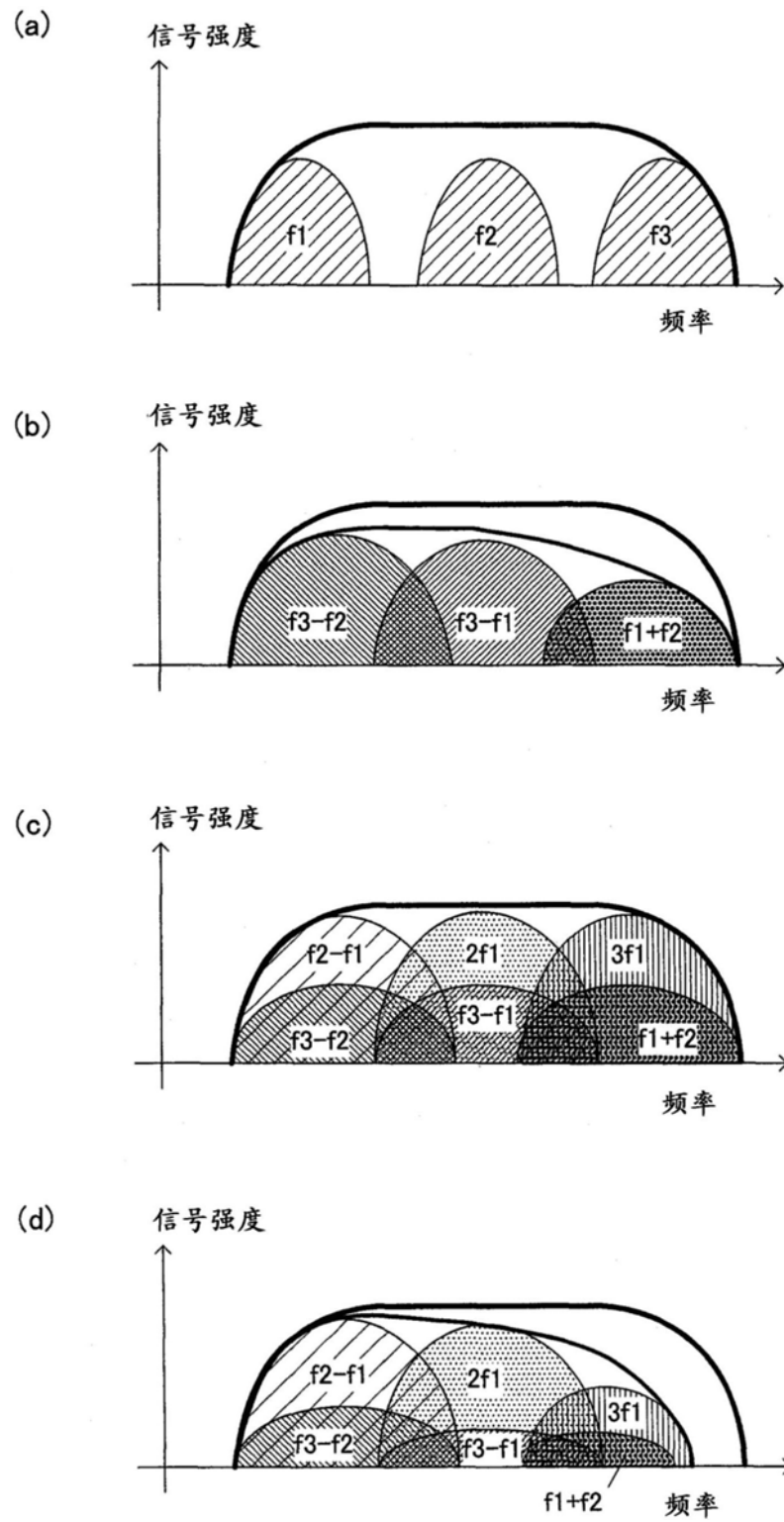


图4

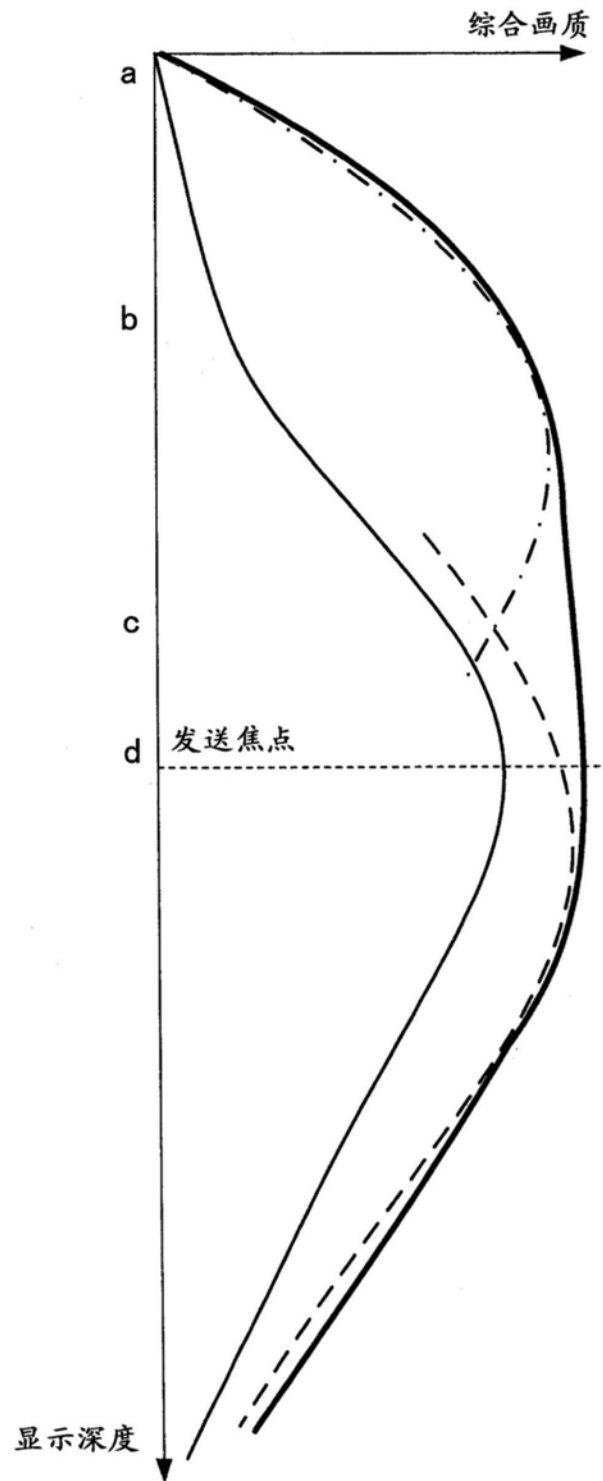


图5

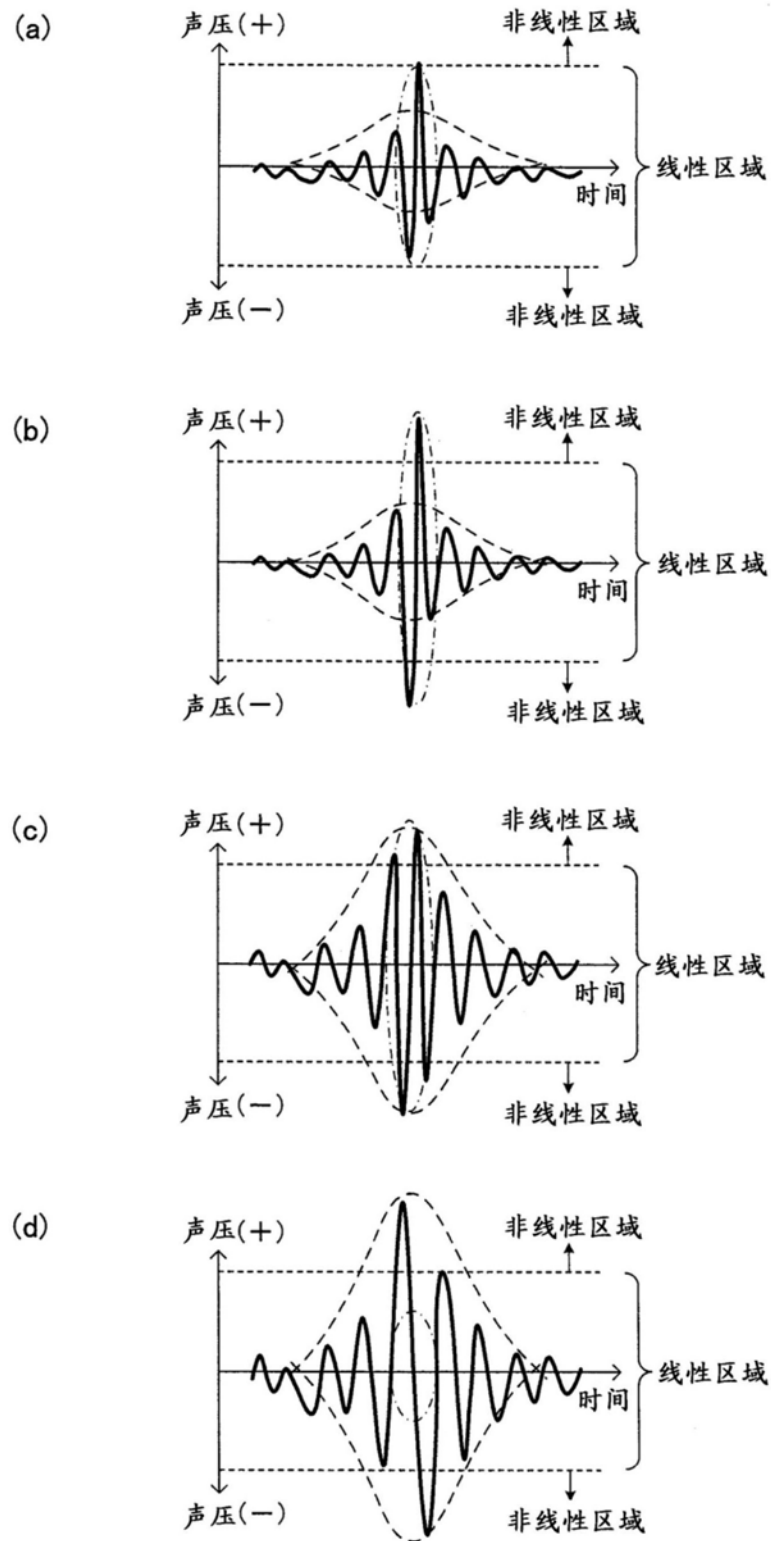


图6

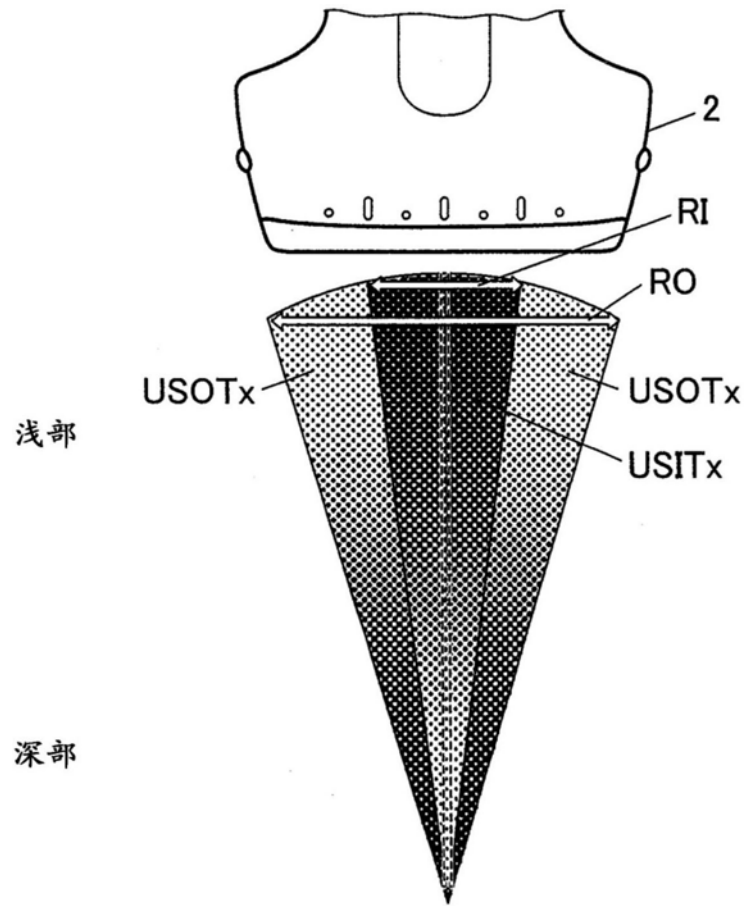


图7

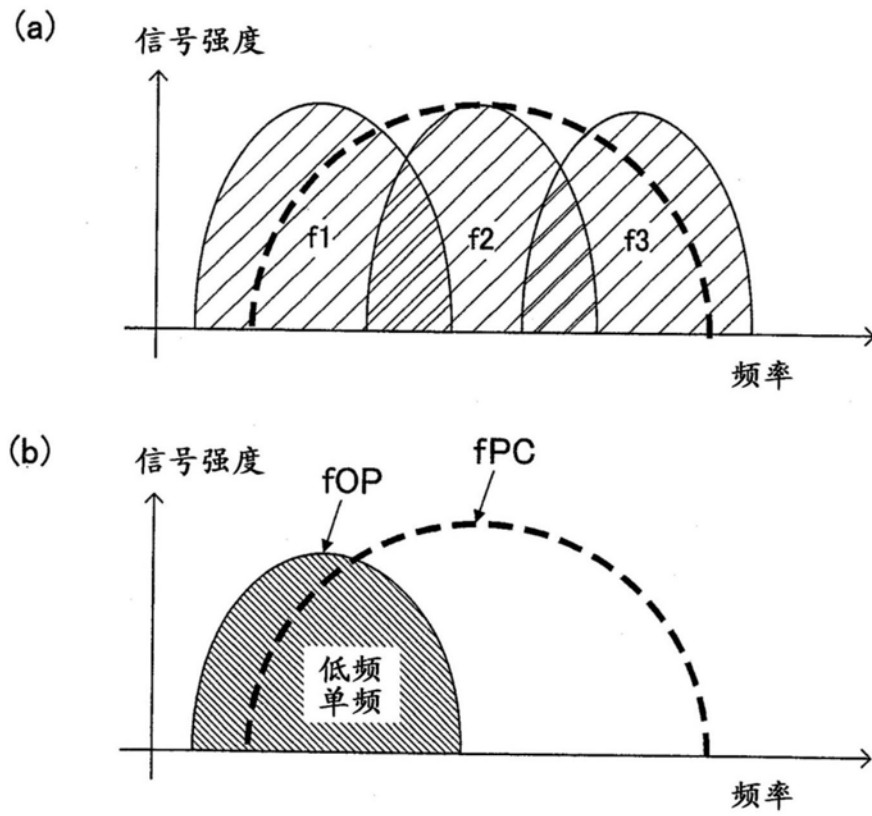


图8

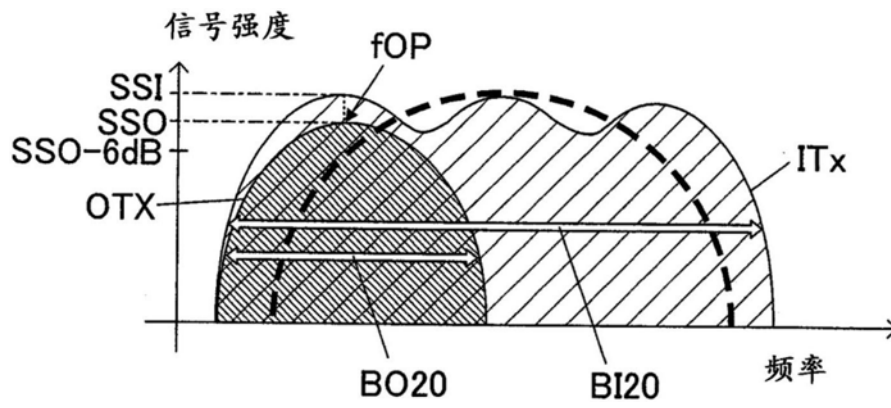


图9

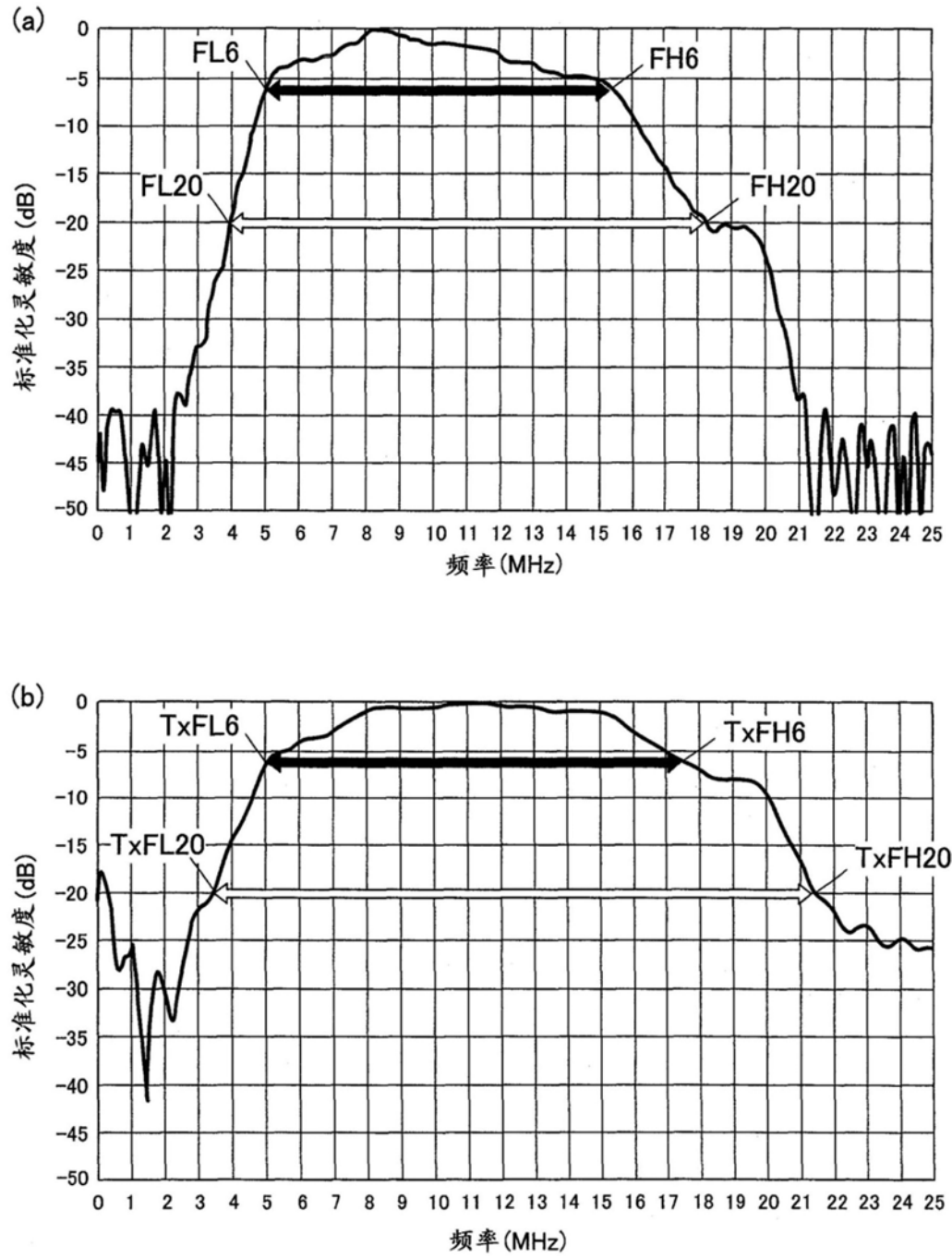


图10

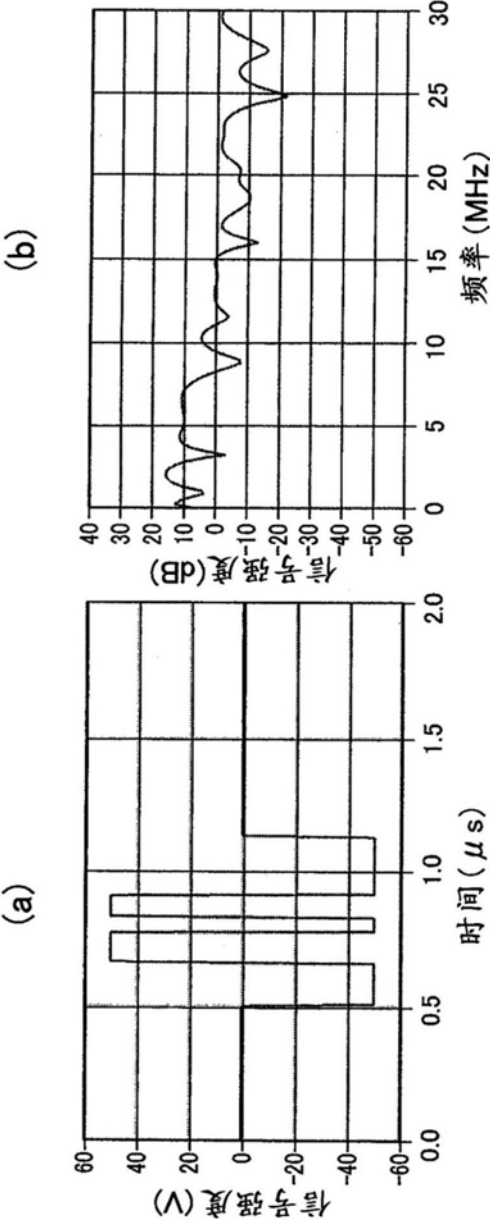


图11

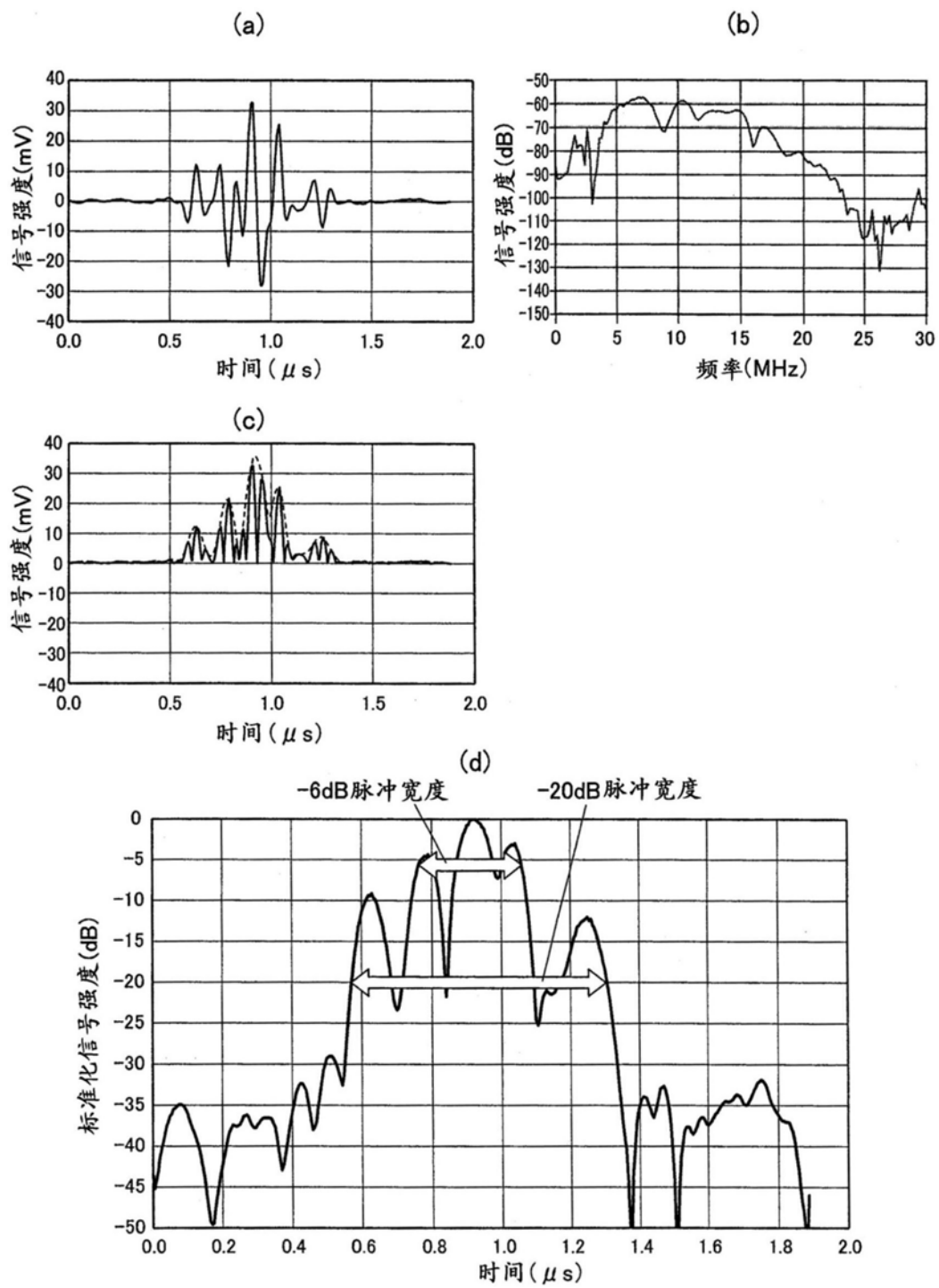


图12

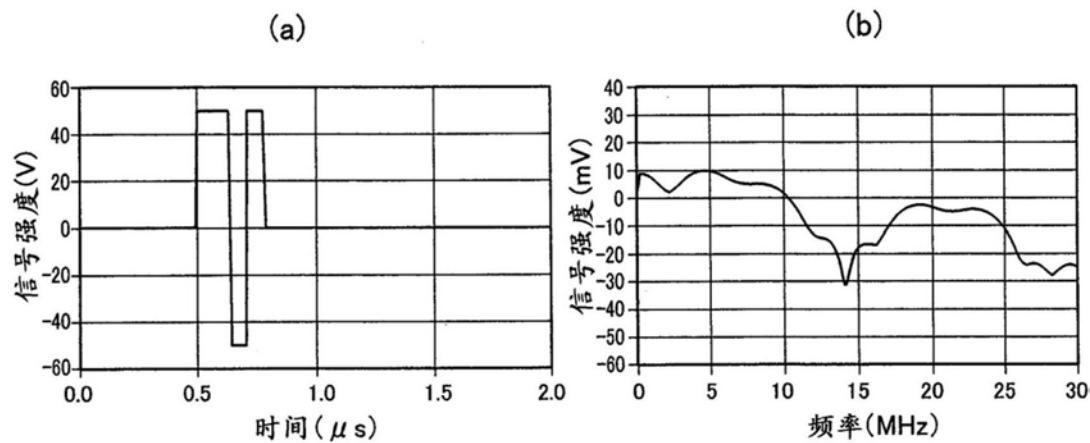


图13

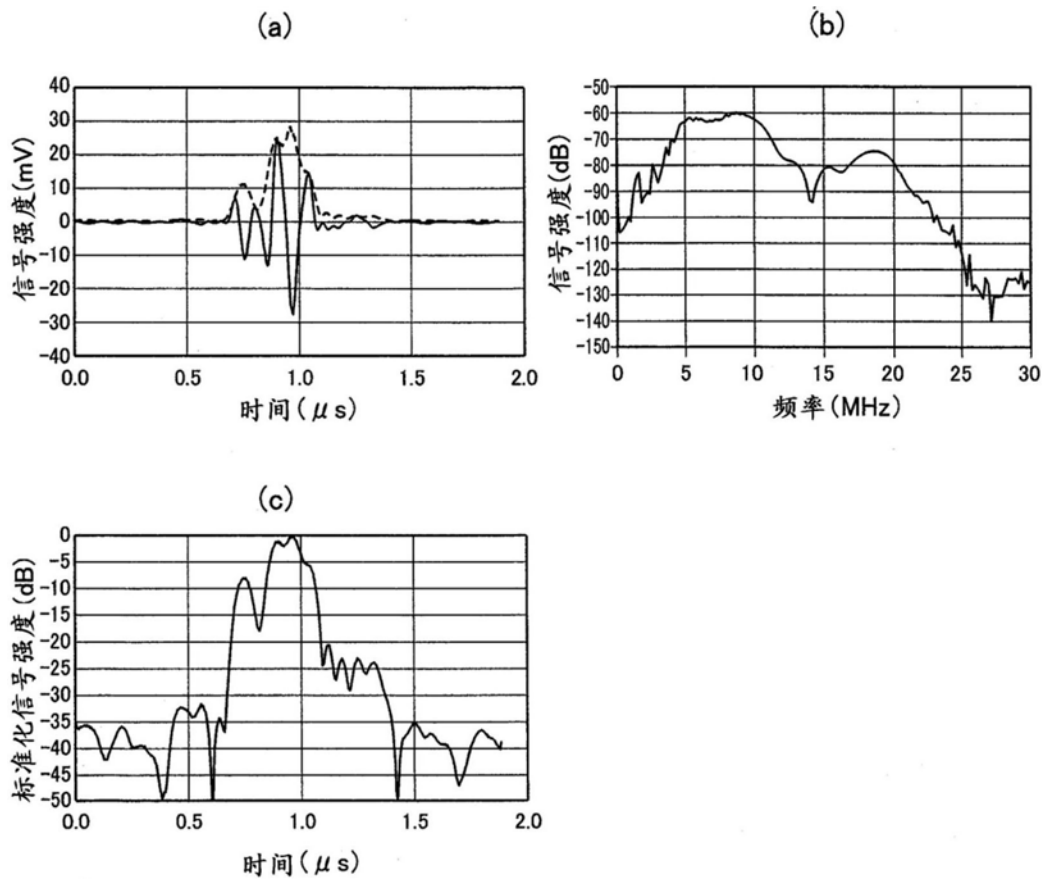


图14

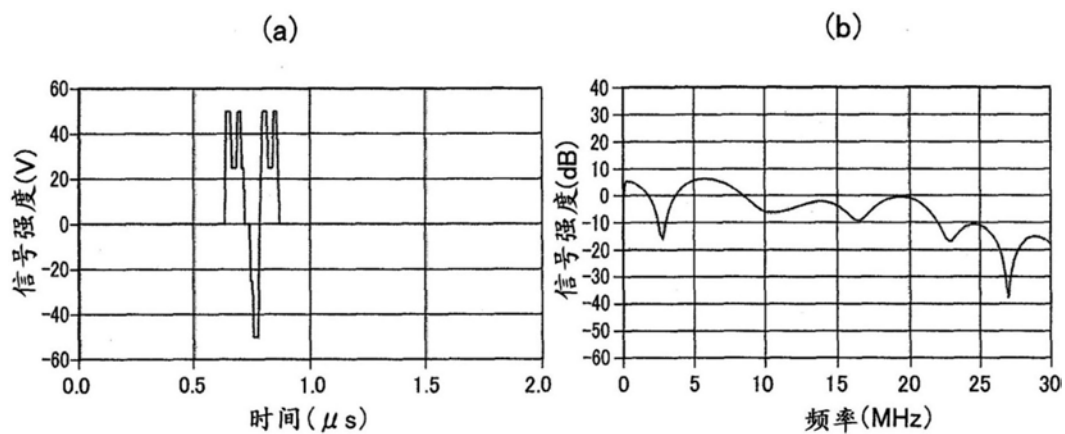


图15

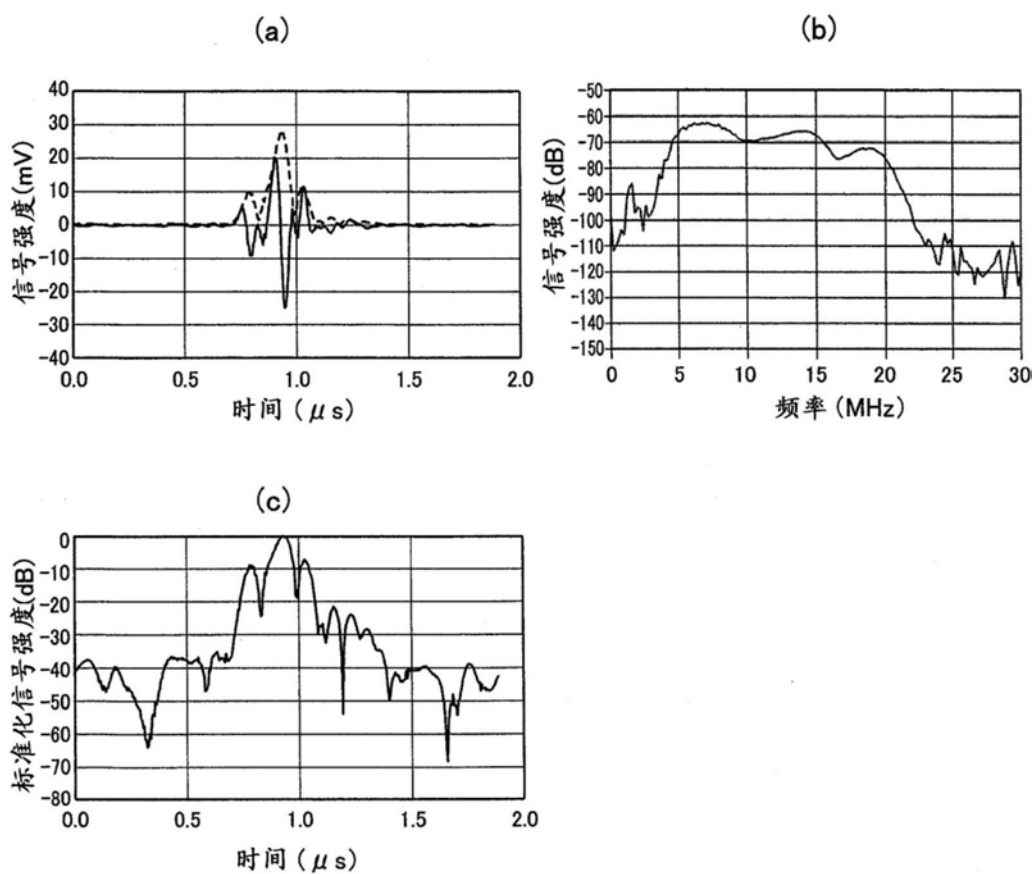


图16

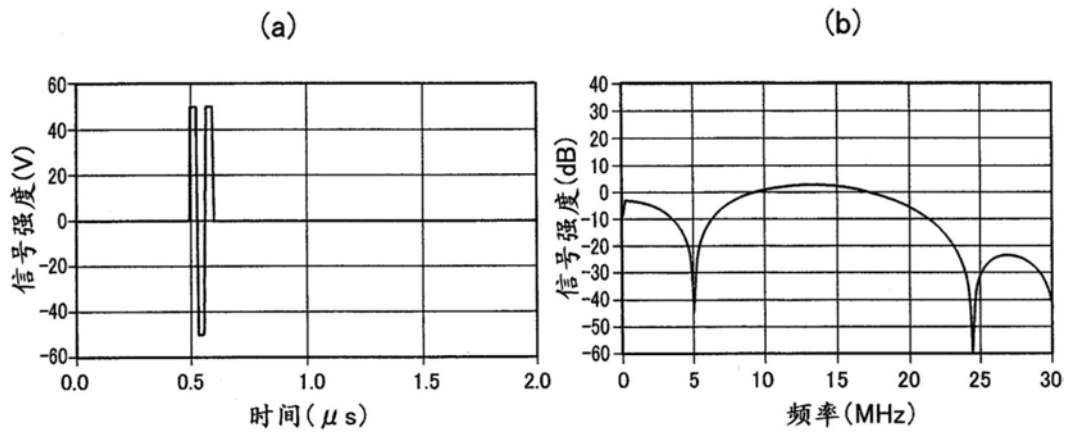


图17

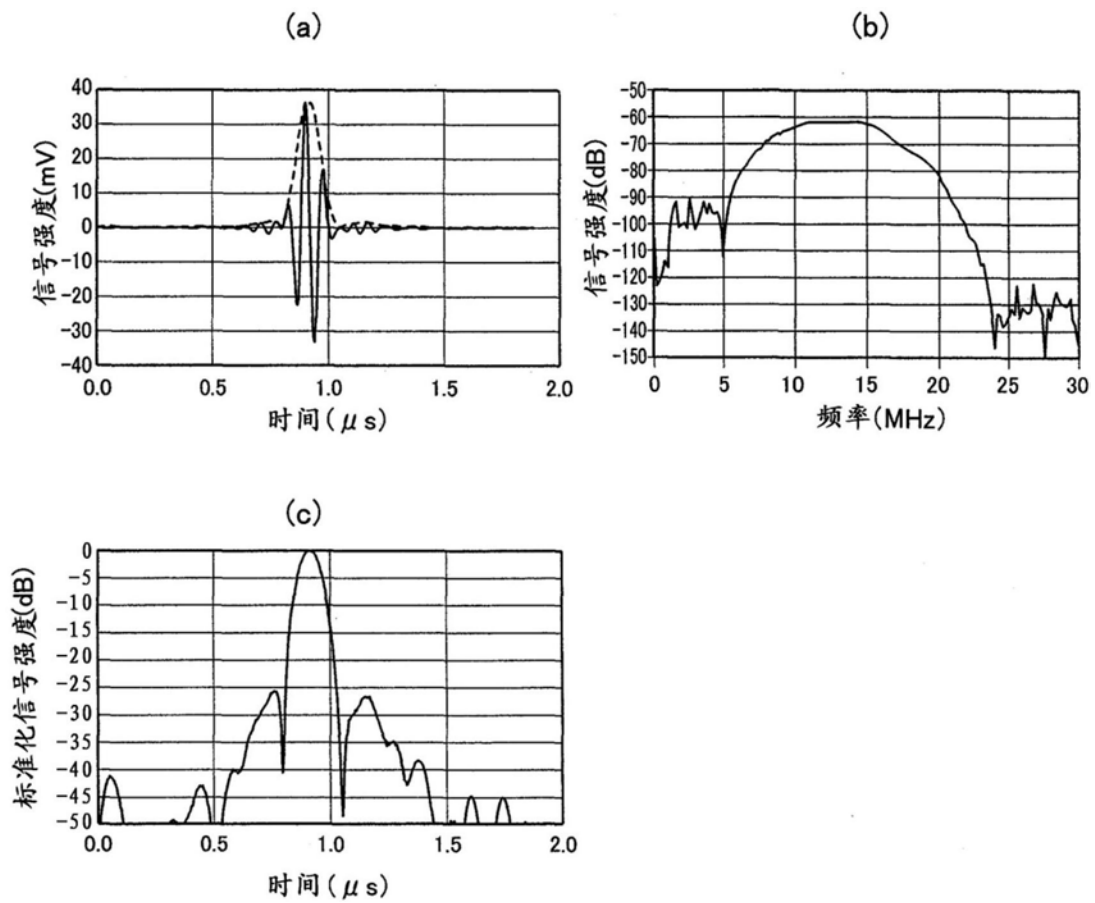


图18

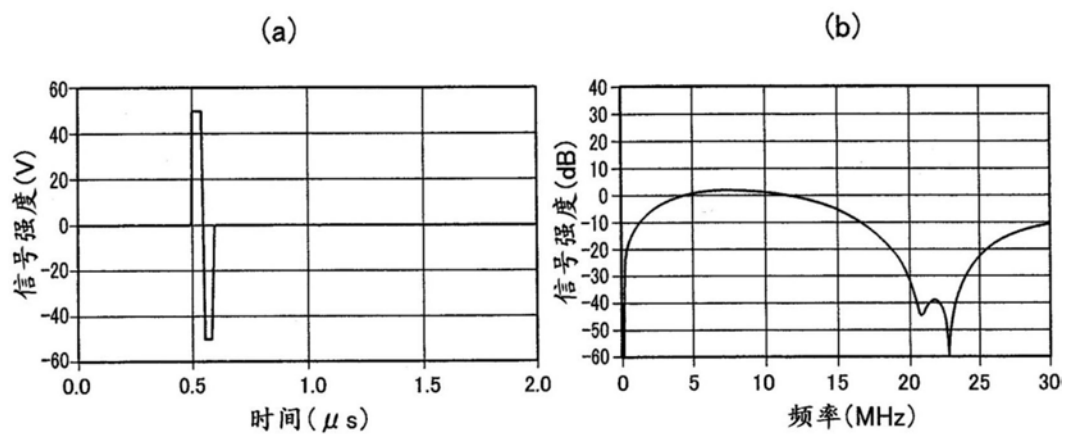


图19

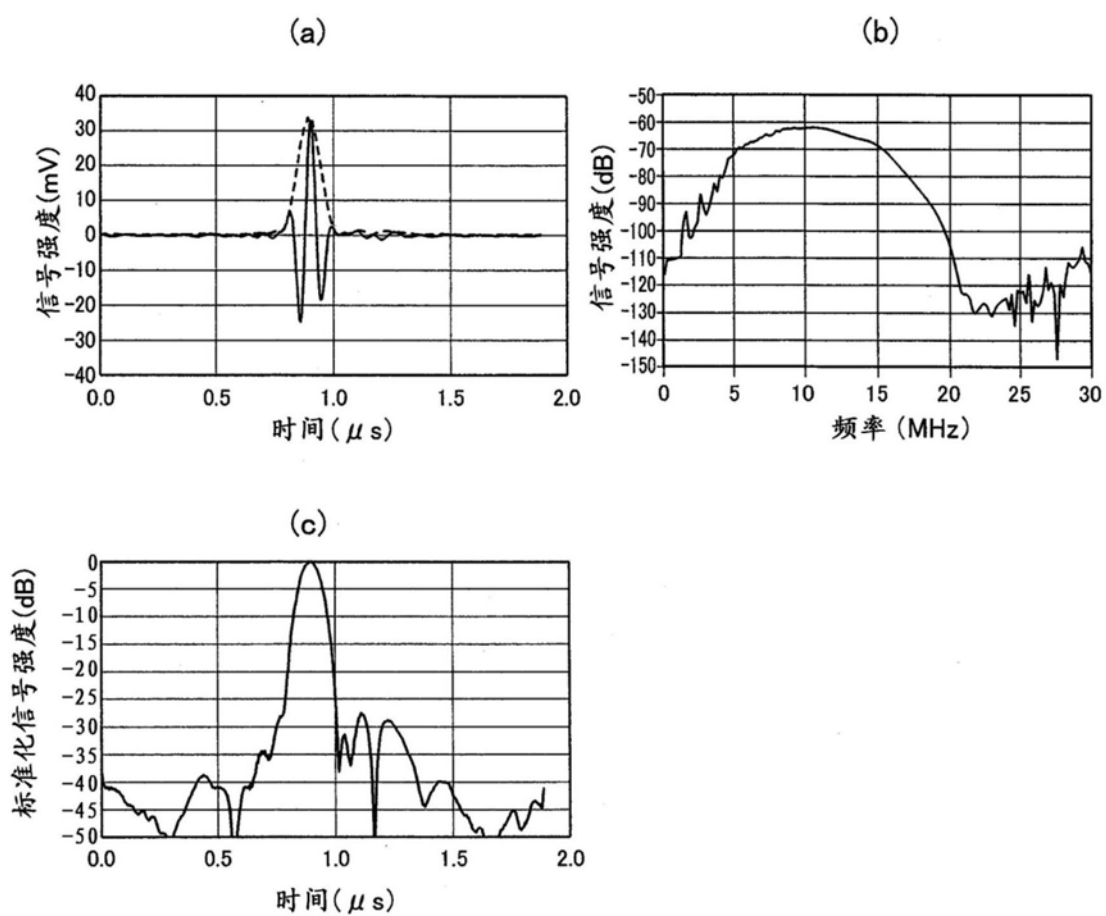


图20

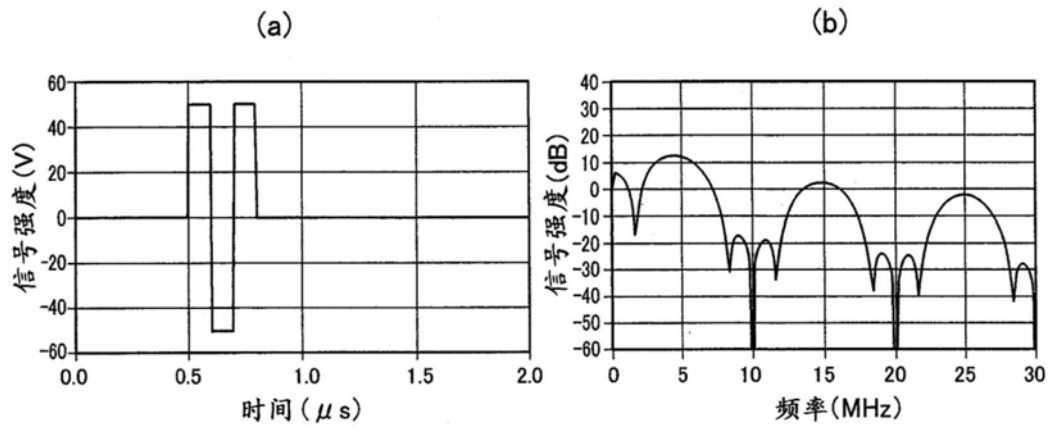


图21

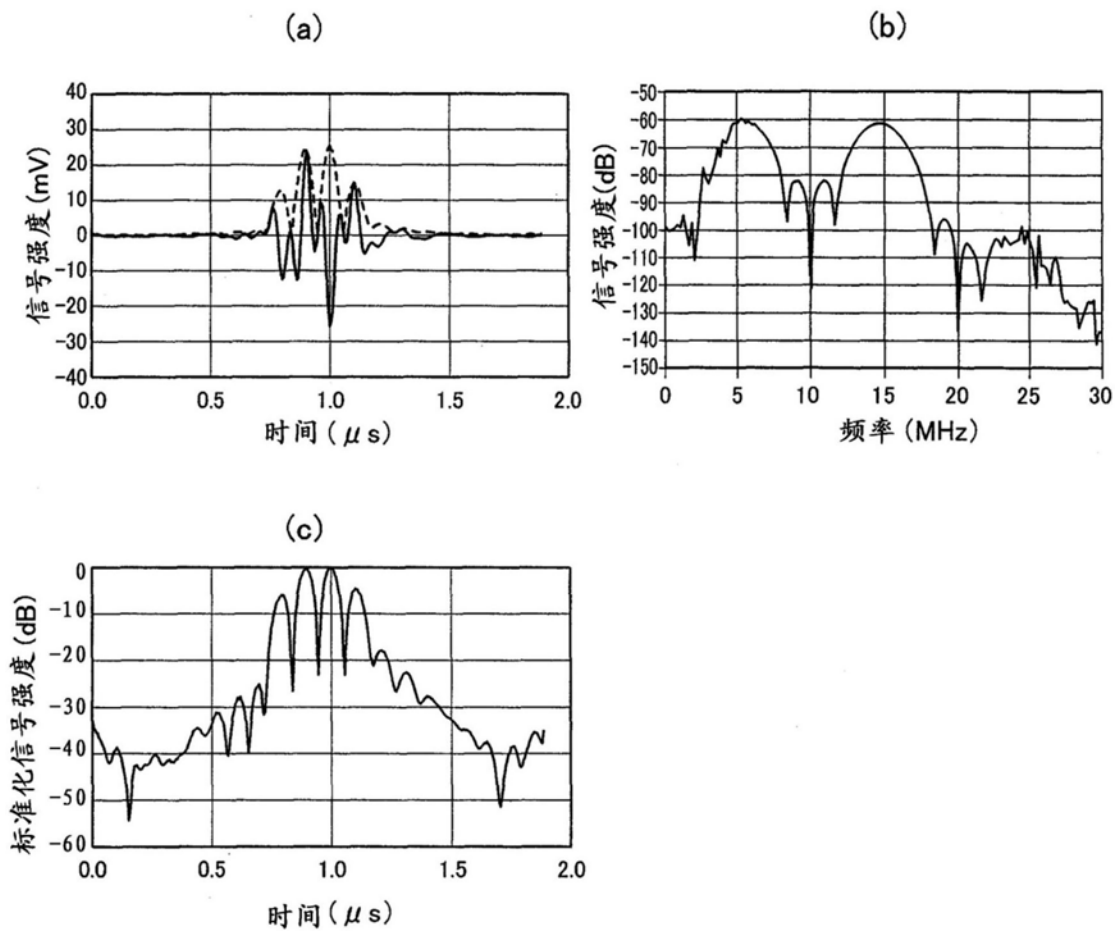


图22

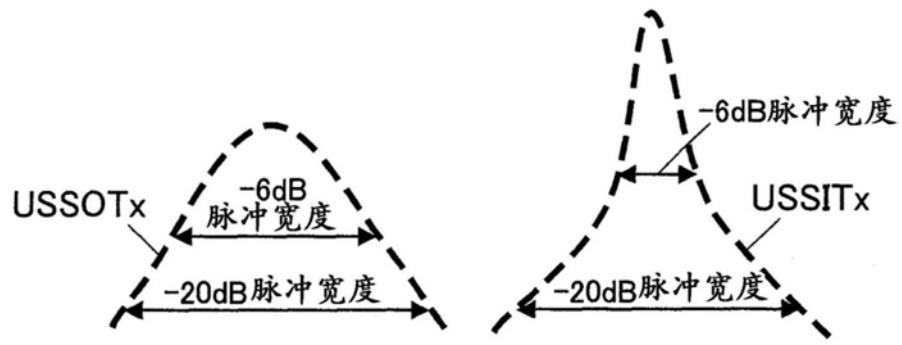


图23

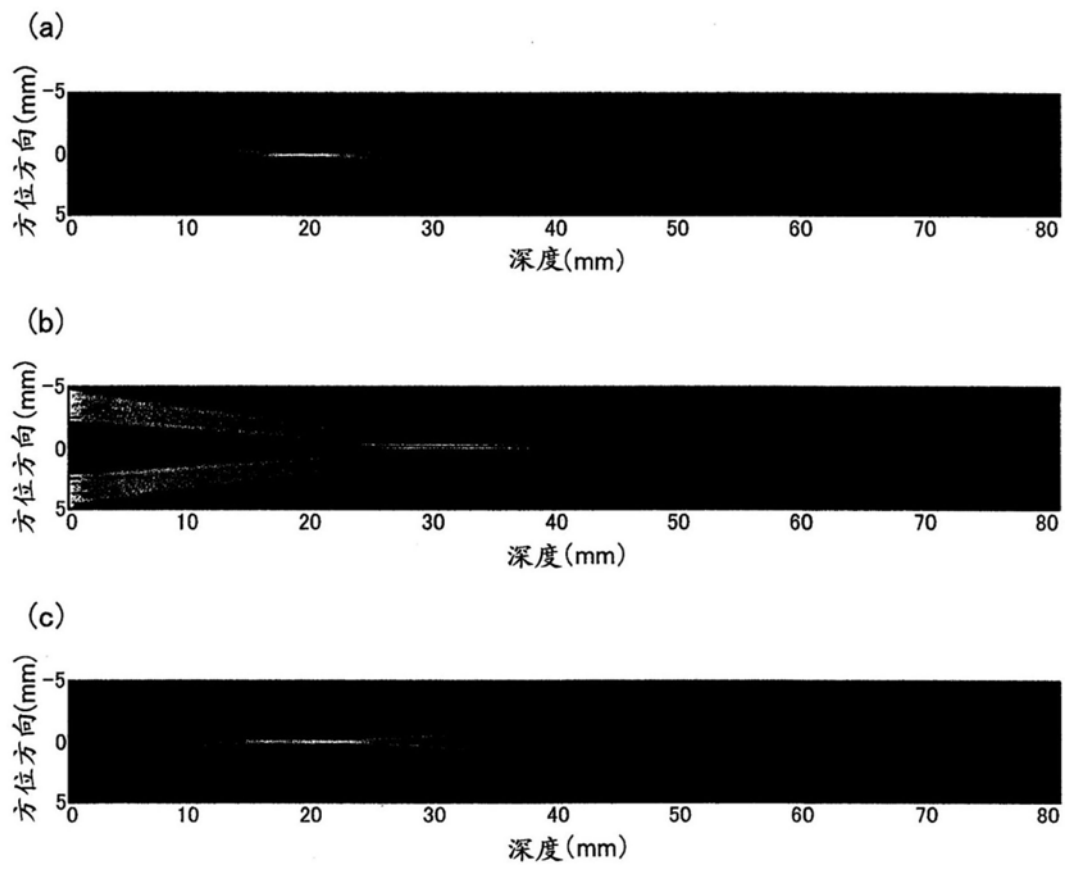


图24

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN108392221A	公开(公告)日	2018-08-14
申请号	CN201810052899.X	申请日	2018-01-19
[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	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/5207 A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/4405 A61B8/4477 A61B8/48 A61B8/54 G01S7/5202 G01S7/52038 G01S15/8927 G01S15/8952 G01S15/8963 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/4488		
代理人(译)	李洋 杨林森		
优先权	2017008149 2017-01-20 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波诊断装置。抑制成本并获得良好的接收超声波图像描绘。超声波探头(2)具有由多个振子(2a)构成的发送开口。发送开口具有至少包括第一振子组以及第二振子组的多个振子组。超声波诊断装置(S)具备：发送部(12)，生成至少包括第一驱动信号以及第二驱动信号的驱动波形不同的多个驱动信号，对多个驱动信号赋予时间延迟以使发送超声波聚焦于同一焦点，将第一驱动信号输出给第一振子组，将第二驱动信号输出给第二振子组，将多个驱动信号输出给发送开口的多个振子组；接收部(13)，从超声波探头(2)接收接收信号；以及图像生成部(14)，根据接收信号生成超声波图像数据。

