



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106473777 A

(43)申请公布日 2017.03.08

(21)申请号 201611136898.0

(22)申请日 2016.12.12

(71)申请人 广东技术师范学院

地址 510000 广东省广州市天河区中山大道293号

(72)发明人 向丹

(74)专利代理机构 广州三环专利代理有限公司 44202

代理人 颜希文

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

G06F 19/00(2011.01)

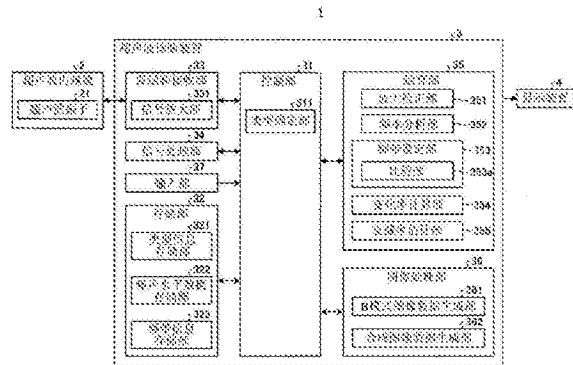
权利要求书2页 说明书20页 附图13页

(54)发明名称

一种超声波诊断装置、工作方法以及工作程序

(57)摘要

本发明提供了一种超声波诊断装置,根据由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,该超声波探头具备向被检体发送超声波并接收由该被检体反射的超声波的超声波振子,该超声波诊断装置具备:频率分析部、变化率计算部、衰减率估计部、噪声水平数据存储部、频带设定部;所述超声波振子包含压电陶瓷片,由以石墨烯作为导电通道的辐照改性聚氨酯压电材料制成。同时公开了该超声波诊断装置的工作方法以及该超声波诊断装置的工作程序。本发明提供的阻尼材料以石墨烯作为导电通道,极大地提高了压电阻尼材料的能量转换效率,表现为阻尼效应极大的提高。本发明能够高精度且简单地计算超声波的衰减率,并且能够提高基于衰减率的图像的可靠性。



1. 一种超声波诊断装置,根据由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,该超声波探头具备向被检体发送超声波并接收由该被检体反射的超声波的超声波振子,其特征在于,该超声波诊断装置具备:

频率分析部,其通过对所述超声波信号的频率进行分析,来计算所述超声波信号的每个接收深度的频谱;

变化率计算部,其通过以规定的顺序计算由所述频率分析部计算出的频谱或使用该频谱定义的函数中的距离变化率和频率变化率,来计算所述频谱或所述函数的二次变化率;

衰减率估计部,其使用由所述变化率计算部计算出的二次变化率,估计所述超声波振子的扫描区域内的规定区域中的、所述超声波信号的每单位距离和每单位频率的衰减率;

噪声水平数据存储部,其存储与频率和接收深度相应的噪声水平数据;

频带设定部,其通过将由所述噪声水平数据存储部存储的噪声水平数据与所述频谱的数据进行比较,来设定所述变化率计算部设为计算对象的所述频谱的频带,所述变化率计算部计算由所述频带设定部设定的频带中的所述频率变化率;

所述超声波振子包含压电陶瓷片,所述压电陶瓷片由以石墨烯作为导电通道的辐照改性聚氨酯压电材料制成。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,所述频带设定部通过将同一频率下的所述频谱的数据与所述噪声水平数据进行比较来提取噪声频带,并通过去除该噪声频带来设定所述频带,其中,所述噪声频带是与噪声相当的频率的频带;

所述频带设定部提取比规定的频率高的频带来作为所述噪声频带。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,所述频带设定部通过将同一频率下的所述频谱的数据与所述噪声水平数据进行比较来提取噪声频带,并通过去除该噪声频带来设定所述频带,其中,所述噪声频带是与噪声相当的频率的频带;

所述频带设定部提取所述频谱的数据的值为阈值以下的区域来作为所述噪声频带;所述阈值是所述噪声水平数据以上的值。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,所述变化率计算部针对所述超声波的每个声线计算所述二次变化率,所述衰减率估计部使用每个所述声线的所述二次变化率计算每个所述声线的衰减率,通过计算所述扫描区域中的每个所述声线的衰减率的全部统计量来估计所述衰减率。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,所述变化率计算部通过针对根据所述频谱与基准的接收深度处的所述频谱的差定义的函数,在所述频带进行以频率为变量的回归分析,来计算回归直线,通过针对所述回归直线的斜率进行以所述超声波振子与所述被检体之间的往返距离为变量的第二回归分析来计算第二回归直线,将该第二回归直线的斜率设为所述二次变化率。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,所述变化率计算部通过在根据所述频带按频率决定的距离区间针对所述频谱进行以所述超声波振子与所述被检体之间的往返距离为变量的回归分析,来计算回归直线,通过针对该回归直线的斜率进行以频率为变量的第二回归分析来计算第二回归直线,将该第二回归直线的斜率设为所述二次变化率。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

B模式图像数据生成部,其生成用于将信号的振幅转换为亮度来作为所述超声波图像进行显示的B模式图像数据;以及合成图像数据生成部,其使用与由所述衰减率估计部估计出的衰减率有关的信息和由所述B模式图像数据生成部生成的B模式图像数据,来生成合成图像数据。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,所述噪声水平数据存储部存储与所述超声波探头所具备的所述超声波振子相应的噪声水平数据,所述超声波探头能够与该超声波诊断装置连接。

9. 一种超声波诊断装置的工作方法,该超声波诊断装置根据由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,该超声波探头具备向被检体发送超声波并接收由该被检体反射的超声波的超声波振子,该超声波诊断装置的工作方法的特征在于,包括以下步骤:

频率分析步骤,频率分析部通过对所述超声波信号的频率进行分析来计算所述超声波信号的每个接收深度的频谱;

变化率计算步骤,变化率计算部通过以规定的顺序计算所述频谱或使用该频谱定义的函数中的距离变化率和频率变化率,来计算所述频谱或所述函数的二次变化率;以及

衰减率估计步骤,衰减率估计部使用所述二次变化率,估计所述超声波振子的扫描区域内的规定区域中的、所述超声波信号的每单位距离和每单位频率的衰减率。

10. 一种超声波诊断装置的工作程序,该超声波诊断装置根据由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,该超声波探头具备向被检体发送超声波并接收由该被检体反射的超声波的超声波振子,该超声波诊断装置的工作程序的特征在于,使该超声波诊断装置执行以下步骤:

频率分析步骤,频率分析部通过对所述超声波信号的频率进行分析来计算所述超声波信号的每个接收深度的频谱;

变化率计算步骤,变化率计算部通过以规定的顺序计算所述频谱或使用该频谱定义的函数中的距离变化率和频率变化率,来计算所述频谱或所述函数的二次变化率;以及

衰减率估计步骤,衰减率估计部使用所述二次变化率,估计所述超声波振子的扫描区域内的规定区域中的、所述超声波信号的每单位距离和每单位频率的衰减率。

## 一种超声波诊断装置、工作方法以及工作程序

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种根据向被检体发送超声波,并接收由该被检体反射的超声波的超声波探头所获取到的超声波信号,来生成超声波图像的超声波诊断装置、超声波诊断装置的工作方法以及超声波诊断装置的工作程序。

### 背景技术

[0002] 现有技术的解决方案是:在根据超声波探头所获取到的超声波信号来生成超声波图像的超声波诊断装置中,计算被检体内的超声波的衰减率,该超声波探头向被检体发送超声波,并接收由该被检体反射的超声波。在该技术中,从超声波探头向被检体发送高斯脉冲,并且对从超声波探头输出的接收信号进行正交检波,来获取表示超声波回波的相位的相位  $\phi(t)$ ,求出去除散斑成分后的时间  $t$  的二次微分值  $d^2\phi/dt^2$ 。在现有技术中,通过使用每单位距离的衰减  $\alpha$ 、二次微分值  $d^2\phi/dt^2$ 、声速  $v$  以及已知的频带宽度  $\Delta w$  所满足的关系式

$$[0003] \quad d^2\phi/dt^2 = -2\pi\alpha \times (\Delta w)^2 \times v \cdots (1)$$

[0004] 来计算衰减率  $\alpha$  ( $\pi$  为圆周率)。在此,在现有技术中,仅记载了能够通过别的方法来获得声速  $v$ ,没有公开其详细内容。

[0005] 另外,还已知如下一种超声波诊断装置:将噪声区域视为低 S/N 区域来进行区分,将该低 S/N 区域的信息与基于衰减率的图像即衰减图像一同显示。在该技术中,在与发送和接收中心频率为 4MHz 的超声波信号的情况相同的条件下使超声波的发送停止,根据从被检体的各位置接收到的噪声信号来生成噪声图像。在检查过程中,将噪声图像与 4MHz 的 B 模式图像的亮度进行比较,提取亮度相同的像素作为低 S/N 区域,将该低 S/N 区域中的像素的信息和另外生成的衰减图像显示在监视器上。

### 发明内容

[0006] 在现有技术所记载的技术中,虽然仅公开了通过别的方法来获得声速这样的记载,但是一般很难根据超声波的路径来准确地求出不同的声速。因此,只得说很难使用式 (1) 来高精度地计算衰减率。

[0007] 另外,在式 (1) 中,是以发送波形是高斯脉冲为前提的,即使在超声波振子的阻尼器等上下很多的工夫,发送波形也会产生拖尾模糊,这是一般情况。因此,以发送波形是高斯脉冲为前提是不合适的,即使基于式 (1) 计算衰减率,也很难说能够计算高精度的衰减率。此外,在现有技术中,记载了也可以向被检体发送发送波形为高斯脉冲以外的超声波的内容,但是该情况下的衰减率的具体的计算方法完全没有公开。

[0008] 另外,在现有技术所记载的技术中记载了以下内容:在导出式 (1) 的过程中,通过采用断层面的关注区域内的中心值、或者将断层面划分为散斑区域和非散斑区域,作为噪声成分而去除散斑成分。然而,在实际实施该技术的情况下,每次都必须手动指定关注区域、散斑区域等图像内的区域,处理繁杂。另外,在现有技术中并未针对将散斑成分除以二次相位差的结构和作用效果进行详细的记载,即使是本领域技术人员来看也有很多不清楚

的地方。

[0009] 如上所述,在现有技术所记载的技术中,难以高精度且简单地计算超声波的衰减率。

[0010] 接着,说明现有技术所记载的技术所具有的问题点。在现有技术所记载的技术中,作为发送和接收条件,给出了中心频率4MHz。超声波诊断装置的发送波形包含中心频率的周围成分是一般情况。特别地,在使距离分辨率提高的情况下,为了缩短脉冲宽度,需要扩展发送和接收频带。在该情况下,未必发送和接收频带内的全部频率成分的S/N都足够高。因此,在专利文献2所记载的技术中,由于使用S/N不够高的频率成分而衰减率的计算精度下降,导致基于衰减率的图像的可靠性破坏。

[0011] 本发明是鉴于上述情形而完成的,其目的在于提供一种能够高精度且简单地计算超声波的衰减率并且能够提高基于衰减率的图像的可靠性的超声波诊断装置、超声波诊断装置的工作方法以及超声波诊断装置的工作程序。

[0012] 为了解决上述的问题并达成目的,本发明所涉及的超声波诊断装置根据由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,该超声波探头具备向被检体发送超声波并接收由该被检体反射的超声波的超声波振子,该超声波诊断装置具备:频率分析部,其通过对所述超声波信号的频率进行分析,来计算所述超声波信号的每个接收深度的频谱;变化率计算部,其通过以规定的顺序计算由所述频率分析部计算出的频谱或使用该频谱定义的函数中的距离变化率和频率变化率,来计算所述频谱或所述函数的二次变化率;以及衰减率估计部,其使用所述变化率计算部计算出的二次变化率,估计所述超声波振子的扫描区域内的规定区域中的、所述超声波信号的每单位距离和每单位频率的衰减率。

[0013] 本发明所涉及的超声波诊断装置,在上述发明中,还具备:噪声水平数据存储部,其存储与频率和接收深度相应的噪声水平数据;以及频带设定部,其通过将由所述噪声水平数据存储部存储的噪声水平数据与所述频谱的数据进行比较,来设定所述变化率计算部设为计算对象的所述频谱的频带,所述变化率计算部计算由所述频带设定部设定的频带中的所述频率变化率。

[0014] 本发明所涉及的超声波诊断装置,在上述发明中,所述超声波振子包含压电陶瓷片,所述压电陶瓷片由以石墨烯作为导电通道的辐照改性聚氨酯压电材料制成。通过石墨烯导电通道的引入,增加了材料的介电常数、提高了材料的阻尼性能。通过辐照对材料进行交联处理,使得材料在辐照的作用下,提高材料的力学性能,同时,降低了材料的后熟化时间,生产工艺简化,材料阻尼性能好。本发明提供的阻尼材料以石墨烯作为导电通道,极大地提高了压电阻尼材料的能量转换效率,表现为阻尼效应极大的提高。

[0015] 由此构成的本发明中的超声波振子具有振幅大、电声转换率高、发热量小、可靠性高、一致性好等特点。

[0016] 本发明所涉及的超声波诊断装置,在上述发明中,所述频带设定部通过将同一频率下的所述频谱的数据与所述噪声水平数据进行比较,来提取噪声频带,并通过去除该噪声频带来设定所述频带,其中,所述噪声频带是与噪声相当的频率的频带。

[0017] 本发明所涉及的超声波诊断装置,在上述发明中,所述频带设定部提取比规定的频率高的频带来作为所述噪声频带。

[0018] 本发明所涉及的超声波诊断装置,在上述发明中,所述频带设定部提取所述频谱

的数据的值为阈值以下的区域来作为所述噪声频带。

[0019] 本发明所涉及的超声波诊断装置,在上述发明中,所述阈值是所述噪声水平数据以上的值。

[0020] 本发明所涉及的超声波诊断装置,在上述发明中,所述变化率计算部针对所述超声波的每个声线计算所述二次变化率,所述衰减率估计部使用每个所述声线的所述二次变化率计算每个所述声线的衰减率,通过计算所述扫描区域中的每个所述声线的衰减率的全部统计量来估计所述衰减率。

[0021] 本发明所涉及的超声波诊断装置,在上述发明中,所述变化率计算部通过针对根据所述频谱与基准的接收深度处的所述频谱的差定义的函数,在所述频带进行以频率为变量的回归分析,来计算回归直线,通过针对所述回归直线的斜率进行以所述超声波振子与所述被检体之间的往返距离为变量的第二回归分析来计算第二回归直线,将该第二回归直线的斜率设为所述二次变化率。

[0022] 本发明所涉及的超声波诊断装置,在上述发明中,所述变化率计算部通过在根据所述频带按频率决定的距离区间针对所述频谱进行以所述超声波振子与所述被检体之间的往返距离为变量的回归分析,来计算回归直线,通过针对该回归直线的斜率进行以频率为变量的第二回归分析来计算第二回归直线,将该第二回归直线的斜率设为所述二次变化率。

[0023] 本发明所涉及的超声波诊断装置,在上述发明中,还具备:B模式图像数据生成部,其生成用于将信号的振幅转换为亮度来作为所述超声波图像进行显示的B模式图像数据;以及合成图像数据生成部,其使用与由所述衰减率估计部估计出的衰减率有关的信息和由所述B模式图像数据生成部生成的B模式图像数据,来生成合成图像数据。

[0024] 本发明所涉及的超声波诊断装置,在上述发明中,所述衰减率估计部针对通过将所述扫描区域进行分割而得到的多个局部区域的各个局部区域,计算在各局部区域能够得到的衰减率的统计量,由此估计各局部区域的衰减率,该超声波诊断装置还具备衰减率映像数据生成部,该衰减率映像数据生成部通过附加与各局部区域的衰减率的值相应的视觉信息来生成衰减率映像数据。

[0025] 本发明所涉及的超声波诊断装置,在上述发明中,还具备:B模式图像数据生成部,其生成用于将信号的振幅转换为亮度来作为所述超声波图像进行显示的B模式图像数据;以及合成图像数据生成部,其使用由所述衰减率映像数据生成部生成的衰减率映像数据和由所述B模式图像数据生成部生成的B模式图像数据,来生成合成图像数据。本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述噪声水平数据存储部存储与所述超声波探头所具备的所述超声波振子相应的噪声水平数据,所述超声波探头能够与该超声波诊断装置连接。

[0026] 在本发明所涉及的超声波诊断装置,该超声波诊断装置根据由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,该超声波探头具备向被检体发送超声波并接收由该被检体反射的超声波的超声波振子,该超声波诊断装置的工作方法的特征在于,包括以下步骤:频率分析步骤,频率分析部通过对所述超声波信号的频率进行分析来计算所述超声波信号的每个接收深度的频谱;变化率计算步骤,变化率计算部通过以规定的顺序计算所述频谱或使用该频谱定义的函数中的距离变化率和频率变化率,来计算所述频谱或所述函数的二

次变化率;以及衰减率估计步骤,衰减率估计部使用所述二次变化率,估计所述超声波振子的扫描区域内的规定区域中的、所述超声波信号的每单位距离和每单位频率的衰减率。

[0027] 在本发明所涉及的超声波诊断装置的工作程序中,该超声波诊断装置根据由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,该超声波探头具备向被检体发送超声波并接收由该被检体反射的超声波的超声波振子,该超声波诊断装置的工作程序的特征在于,使该超声波诊断装置执行以下步骤:频率分析步骤,频率分析部通过对所述超声波信号的频率进行分析来计算所述超声波信号的每个接收深度的频谱;变化率计算步骤,变化率计算部通过以规定的顺序计算所述频谱或使用该频谱定义的函数中的距离变化率和频率变化率,来计算所述频谱或所述函数的二次变化率;以及衰减率估计步骤,衰减率估计部使用所述二次变化率,估计所述超声波振子的扫描区域内的规定区域中的、所述超声波信号的每单位距离和每单位频率的衰减率。

[0028] 根据本发明,能够高精度且简单地计算超声波的衰减率,并且能够提高基于衰减率的图像的可靠性。

## 附图说明

[0029] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例的附图作简单地介绍;

[0030] 图1是表示具备本发明的实施方式1所涉及的超声波诊断装置的超声波诊断系统的功能结构的框图;

[0031] 图2是示意性地表示本发明的实施方式1所涉及的超声波诊断装置所具备的噪声水平数据存储部存储的噪声水平数据的图;

[0032] 图3是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波诊断装置所具备的信号放大部进行的放大处理中的接收深度与放大率的关系的图;

[0033] 图4是示意性地表示超声波振子的扫描区域和B模式用接收数据的图;

[0034] 图5是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波诊断装置所具备的放大校正部进行的放大校正处理中的接收深度与放大率的关系的图;

[0035] 图6是示意性地表示超声波信号的一个声线中的数据排列的图;

[0036] 图7是示意性地表示频谱的数据列的图;

[0037] 图8是表示频谱的数据的具体例的图;

[0038] 图9是表示频谱的数据与噪声水平数据的关系的图;

[0039] 图10是示意性地表示将本发明的实施方式1所涉及的超声波诊断装置所具备的频带设定部设定的回归分析对象的频带可视地表现得到的频谱的数据的图;

[0040] 图11是表示代表性的距离的函数和各函数的回归直线的图;

[0041] 图12是表示回归直线的斜率与距离的关系的图;

[0042] 图13是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波诊断装置执行的处理的概要的流程图;

[0043] 图14是表示显示装置所显示的合成图像的显示例的图;

[0044] 图15是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波诊断装置进行的频率分析处理的概要的流程图;

- [0045] 图16是表示频率固定的频谱的数据与距离的关系的图；
- [0046] 图17是表示频谱的数据的回归直线的斜率与频率的关系的图；
- [0047] 图18是表示本发明的实施方式3所涉及的超声波诊断系统的功能结构的框图；
- [0048] 图19是表示本发明的实施方式3所涉及的超声波诊断装置执行的处理的概要的流程图；
- [0049] 图20是表示超声波振子的扫描区域中的局部区域的设定例的图；
- [0050] 图21是表示显示装置所显示的带衰减率映像数据的合成图像的显示例的图；
- [0051] 附图标记说明
- [0052] 1、11:超声波诊断系统;2:超声波内窥镜;3、12:超声波诊断装置;4:显示装置;21:超声波振子;31:控制部;32、121:存储部;33:发送和接收部;34:信号处理部;35:运算部;36、122:图像处理部;37:输入部;101、201:合成图像;102:B模式图像显示部;103:衰减率显示部;311:类型确定部;321:类型信息存储部;322:噪声水平数据存储部;323:频带信息存储部;324:视觉信息存储部;331:信号放大部;351:放大校正部;352:频率分析部;353:频带设定部;353a:比较部;354:变化率计算部;355:衰减率估计部;361:B模式图像数据生成部;362:合成图像数据生成部;363:衰减率映像数据生成部。

### 具体实施方式

[0053] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0054] 图1是表示具备本发明的实施方式1所涉及的超声波诊断装置的超声波诊断系统的功能结构的框图。该图所示的超声波诊断系统1具备:超声波内窥镜2,其向被检体发送超声波,并接收由该被检体反射的超声波;超声波诊断装置3,其根据超声波内窥镜2获取到的超声波信号来生成超声波图像;以及显示装置4,其用于显示超声波诊断装置3生成的超声波图像。

[0055] 超声波内窥镜2在其前端部具有超声波振子21,该超声波振子21将从超声波诊断装置3接收到的电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)并向被检体照射,并且将由被检体反射的超声波回波转换为用电压变化表现的电回波信号并输出。超声波内窥镜2可以使超声波振子21进行机械式扫描,也可以将多个元件呈阵列状设置来作为超声波振子21,通过电子式地切换与发送和接收有关的元件、或者使各元件的发送和接收延迟,来使超声波振子21进行电子式扫描。

[0056] 所述超声波振子21包含压电陶瓷片(未图示),所述压电陶瓷片由以石墨烯作为导电通道的辐照改性聚氨酯压电材料制成。通过石墨烯导电通道的引入,增加了材料的介电常数、提高了材料的阻尼性能。通过辐照对材料进行交联处理,使得材料在辐照的作用下,提高材料的力学性能,同时,降低了材料的后熟化时间,生产工艺简化,材料阻尼性能好。本发明提供的阻尼材料以石墨烯作为导电通道,极大地提高了压电阻尼材料的能量转换效率,表现为阻尼效应极大的提高。由此构成的本发明中的超声波振子21具有振幅大、电声转换率高、发热量小、可靠性高、一致性好等特点。

[0057] 超声波内窥镜2通常具有摄像光学系统和摄像元件,能够被插入到被检体的消化管(食道、胃、十二指肠、大肠)或呼吸器官(气管、支气管),来对消化管、呼吸器官、其周围脏器(胰脏、胆囊、胆管、胆道、淋巴结、纵隔脏器、血管等)进行摄像。另外,超声波内窥镜2具有在摄像时引导向被检体照射的照明光的光导件。该光导件的前端部到达超声波内窥镜2的向被检体插入的插入部的前端,另一方面,其基端部与产生照明光的光源装置连接。

[0058] 超声波诊断装置3具备:控制部31,其对超声波诊断系统1整体进行控制;存储部32,其存储超声波诊断装置3进行动作所需要的各种信息;发送和接收部33,其与超声波内窥镜2电连接,根据规定的波形和发送定时,来向超声波振子21发送由高电压脉冲构成的发送信号(脉冲信号),并且从超声波振子21接收作为电接收信号的回波信号,生成并输出数字的高频(RF:Radio Frequency(无线电频率))信号的数据(以下称为RF数据);信号处理部34,其基于从发送和接收部33接收到的RF数据来生成数字的B模式用接收数据;运算部35,其对从发送和接收部33接收到的RF数据实施规定的运算;图像处理部36,其生成各种图像数据;以及输入部37,其使用键盘、鼠标、触摸面板等用户接口来实现,接受各种信息的输入。

[0059] 控制部31具有用于判定与超声波诊断装置3连接的超声波内窥镜2的类型的类型确定部311。类型确定部311通过获取与超声波诊断装置3连接的超声波内窥镜2内的存储器中保存的ID,来确定超声波振子21的类型。与类型确定部311所确定的超声波振子21的类型有关的信息被保存到后述的存储部32的类型信息存储部321。此外,类型确定部311也可以根据输入部37接收到的输入的超声波内窥镜2的类型名来确定超声波振子21的类型。

[0060] 控制部31使用具有运算和控制功能的CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)、各种运算电路等来实现。控制部31从存储部32读出存储部32存储、保存的信息和包含超声波诊断装置3的工作程序的各种程序,执行与超声波诊断装置3的工作方法关联的各种运算处理,由此对超声波诊断装置3进行综合控制。

[0061] 存储部32具有:类型信息存储部321,其存储类型确定部311所确定的超声波振子21的类型信息;噪声水平数据存储部322,其按能够与超声波诊断装置3连接的超声波振子21的类型来存储噪声水平数据;以及频带信息存储部323,其按能够与超声波诊断装置3连接的超声波振子21的类型来存储成为运算部35进行的回归分析的对象的信息。

[0062] 图2是示意性地表示噪声水平数据存储部322所存储的噪声水平数据的图。在图2中,点所表示的曲面赋予为噪声水平数据 $n(f,L)$ 。噪声水平数据 $n(f,L)$ 是将超声波回波的频率 $f$ 以及超声波振子21的表面与被检体(反射体)之间的往返距离 $L$ (相当于接收深度的两倍的距离)设为离散的变量的函数。噪声水平数据 $n(f,L)$ 取将例如相当于噪声的电压 $V$ 除以基准电压 $V_c$ 得到的量的常用对数,并以分贝值(dB)表示,并且是离散的数字数据。此外,下面,有时也将超声波振子21的表面与被检体之间的往返距离 $L$ 仅称为距离 $L$ 。

[0063] 噪声水平数据存储部322存储有能够与超声波诊断装置3连接的超声波振子21的每个类型的噪声水平数据。这些噪声水平数据例如是预先在工厂出厂时按超声波振子21的类型测定并被保存。此外,也可以将在发送和接收部33中止发送时接收到的回波信号作为噪声水平数据存储。在该情况下,能够获取不仅考虑到超声波振子21的类型还考虑到同一种类的超声波振子21的个体差异、由于同一被检体的随时间经过的变化所引起的噪声水平的差异的、更准确的噪声水平数据。

[0064] 频带信息存储部323存储有与能够连接于超声波诊断装置3的超声波振子21的每个类型的频带的最小值 $f_{min}$ 和最大值 $f_{max}$ 有关的信息,来作为运算部35的回归分析对象的频带信息。与噪声水平数据同样地,频带信息是预先在工厂出厂时按超声波振子21的类型测定并被保存。

[0065] 存储部32除了存储上述信息以外,还存储有例如发送和接收部33、信号处理部34以及运算部35进行的各种处理所需的信息。

[0066] 存储部32存储包含用于执行超声波诊断装置3的工作方法的工作程序的各种程序。各种程序也能够记录于硬盘、快闪存储器、CD-ROM、DVD-ROM、软盘等计算机可读的记录介质来广泛地流通。此外,上述的各种程序也能够通过经由通信网络下载来获取。在此所说的通信网络例如通过已有的公共线路网、LAN(Local Area Network:局域网)、WAN(Wide Area Network:广域网)等来实现,不论有线、无线方式都可以。

[0067] 具有以上结构的存储部32使用预先安装有各种程序等的ROM(Read Only Memory:只读存储器)以及用于存储各处理的运算参数、数据等的RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)等来实现。

[0068] 发送和接收部33具有将回波信号放大的信号放大部331。信号放大部331进行STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正,该STC校正为回波信号的接收深度越大,则以越高的放大率进行放大。图3是表示信号放大部331进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系图。图3所示的接收深度 $z$ 是根据从超声波的接收开始时刻起的经过时间计算的量。如图3所示,在接收深度 $z$ 小于阈值 $z_{th}$ 的情况下,放大率 $\beta$ (dB)随着接收深度 $z$ 的增加而呈线性地从 $\beta_0$ 向 $\beta_{th}$ ( $>\beta_0$ )增加。另外,在接收深度 $z$ 为阈值 $z_{th}$ 以上的情况下,放大率 $\beta$ (dB)取固定值 $\beta_{th}$ 。阈值 $z_{th}$ 的值为从被检体接收的超声波信号几乎全部衰减而噪声变为主导那样的值。更一般地,在接收深度 $z$ 小于阈值 $z_{th}$ 的情况下,只要放大率 $\beta$ 随着接收深度 $z$ 的增加而单调增加即可。此外,图3所示的关系被预先存储于存储部32。

[0069] 发送和接收部33在对由信号放大部331放大的回波信号实施滤波等处理之后,进行A/D转换,由此生成时域的RF数据,并向信号处理部34和运算部35输出该RF数据。在超声波探头2具有使将多个元件呈阵列状设置而成的超声波振子21进行电子式扫描的结构的情况下,发送和接收部33具有与多个元件对应的光束合成用的多通道电路。

[0070] 发送和接收部33发送的脉冲信号的频带设为大致覆盖超声波振子21中的脉冲信号向超声波脉冲进行电声转换的线性响应频带的宽频带即可。由此,在后述的频谱的近似处理中,能够进行高精度的近似。

[0071] 发送和接收部33还具有如下功能:将控制部31输出的各种控制信号向超声波内窥镜2发送,并且从超声波内窥镜2接收包含识别用的ID的各种信息并向控制部31发送。

[0072] 信号处理部34对RF数据实施带通滤波、包络线检波、对数转换等公知的处理,生成数字的B模式用接收数据。在对数转换中,取将RF数据除以基准电压 $V_C$ 得到的量的常用对数,并以分贝值表示。在该B模式用接收数据中,表示超声波脉冲的反射强度的接收信号的振幅或强度沿着超声波脉冲的发送和接收方向(深度方向)排列。图4是示意性地表示超声波振子21的扫描区域(以下,有时也仅称为扫描区域)和B模式用接收数据的图。图4所示的扫描区域 $S$ 呈扇形。这相当于超声波振子21是凸起振子的情况。另外,在图4中,将B模式用接收数据的接收深度记载为 $z$ 。在从超声波振子21的表面照射的超声波脉冲由处于接收深度 $z$

的反射体反射并作为超声波回波向超声波振子21返回的情况下,如上所述,其往返距离 $L$ 与接收深度 $z$ 之间存在 $z=L/2$ 的关系。信号处理部34将所生成的B模式用接收数据向图像处理部36的B模式图像数据生成部361输出。信号处理部34使用CPU (Central Processing Unit)、各种运算用的电路等来实现。

[0073] 另一方面,运算部35具有:放大校正部351,其以不论接收深度如何都将放大率设为固定的方式对发送和接收部33所输出的RF数据进行放大校正;频率分析部352,其对进行了放大校正的RF数据实施傅立叶变换(FFT:Fast Fourier Transform)来进行频率分析,由此计算每个接收深度的频谱;频带设定部353,其通过将噪声水平数据与频谱的数据进行比较,来设定设为运算对象的频带;变化率计算部354,其以规定的顺序计算根据频率分析部352计算出的频谱定义的函数的距离变化率和频率变化率,由此计算二次变化率;以及衰减率估计部355,其使用变化率计算部354计算出的二次变化率来估计扫描区域中的超声波脉冲的每单位距离和每单位频率的衰减率。运算部35使用CPU、各种运算用的电路等来实现。此外,也能够使用与控制部31和信号处理部34共用的CPU等来构成运算部35。

[0074] 图5是表示放大校正部351进行的放大校正处理中的接收深度与放大率的关系的图。如图5所示,放大校正部351进行的放大处理中的放大率 $\beta$  (dB) 在接收深度 $z$ 为零时取最大值 $\beta_{th}-\beta_0$ ,该放大率 $\beta$  (dB) 在接收深度 $z$ 从零至达到阈值 $z_{th}$ 为止呈线性地减少,该放大率 $\beta$  (dB) 在接收深度 $z$ 为阈值 $z_{th}$ 以上时为零。此外,图5所示的关系被预先存储于存储部32。放大校正部351根据图5所示的关系对RF数据进行放大校正,由此能够抵消信号放大部331中的STC校正的影响,从而输出固定为放大率 $\beta_{th}$ 的信号。此外,放大校正部351进行的放大校正处理中的接收深度 $z$ 与放大率 $\beta$ 之间的关系根据信号放大部331进行的放大校正处理中的接收深度与放大率之间的关系不同而不同,这是不言而喻的。

[0075] 说明进行这样的放大校正的理由。STC校正为如下的校正处理:通过使模拟信号波形的振幅在整个频带中均一且以针对接收深度的增加而单调增加的放大率将振幅放大,来从模拟信号波形的振幅排除衰减的影响。因此,在生成将回波信号的振幅转换为亮度来显示的B模式图像的情况下、且在扫描一样的组织的情况下,通过进行STC校正,由此不论深度如何,亮度值都是固定的。即,能够获得从B模式图像的亮度值排除衰减的效果。另一方面,在利用如本实施方式1那样计算超声波的频谱并进行分析得到的结果的情况下,即使进行STC校正,也并非能够准确地排除伴随超声波的传播所引起的衰减的影响。原因在于,衰减量根据频率而不同,但STC校正的放大率仅针对距离而变化,针对频率不发生变化而是固定的。

[0076] 为了解决上述的问题、即在利用计算超声波的频谱并进行分析得到的结果的情况下即使进行STC校正也并非能够准确地排除伴随超声波的传播所引起的衰减的影响这样的问题,考虑在生成B模式图像时输出实施了STC校正的接收信号,另一方面,在生成基于频谱的图像时,进行与用于生成B模式图像的发送不同的新的发送,输出未实施STC校正的接收信号。可是,在该情况下,存在根据接收信号生成的图像数据的帧频下降的问题。

[0077] 因此,在本实施方式1中,为了维持所生成的图像数据的帧频并针对实施了用于B模式图像的STC校正的信号排除STC校正的影响,而由放大校正部351进行放大率的校正。频率分析部352以规定的时间间隔对放大校正部351进行了放大校正后的各声线的RF数据(线数据)进行采样,生成采样数据。而且,频率分析部352通过对采样数据群实施FFT处理,来计

算RF数据上的多个位置(数据位置)处的频谱。

[0078] 图6是示意性地表示超声波信号的一个声线中的数据排列的图。在该图所示的声线SR<sub>k</sub>中,白色或黑色的长方形意味着一个采样点处的数据。另外,在声线SR<sub>k</sub>中,越靠右侧的数据,是在沿声线SR<sub>k</sub>测量的情况下来自距超声波振子21越深的位置的采样数据(参照图6的箭头)。声线SR<sub>k</sub>以与发送和接收部33所进行的A/D转换中的采样频率(例如50MHz)对应的时间间隔离散。在图6中,示出了将编号k的声线SR<sub>k</sub>的第8个数据位置设定为接收深度z的方向上的初始值Z(k) 0的情况,但是初始值的位置能够任意地设定。频率分析部352的计算结果能够以复数形式获得,并被保存于存储部32。

[0079] 图6所示的数据群F<sub>j</sub> (j=1、2、…、K)是成为FFT处理的对象的采样数据群。一般地,为了进行FFT处理,采样数据群需要具有2的乘方的数据数。在该意义上,采样数据群F<sub>j</sub> (j=1、2、…、K-1)的数据数为16(=2<sup>4</sup>),是正常的数据群,另一方面,采样数据群F<sub>K</sub>的数据数为12,因此是异常的数据群。在对异常的数据群进行FFT处理时,进行通过对不足的部分插入零数据来生成正常的采样数据群的处理。关于这一点,在说明后述的频率分析部352的处理时详细记述(参照图15)。

[0080] 频率分析部352通过对从RF数据截取得到的采样数据群分别实施FFT处理来生成电压振幅的频率成分V(f,L)。该电压振幅的频率成分V(f,L)是电压的频率密度。并且,频率分析部352在将电压振幅的频率成分V(f,L)除以基准电压V<sub>c</sub>并取常用对数(I<sub>og</sub>)而实施以单位分贝表示的对数转换处理之后,乘以适当的常数A,由此生成由下式(2)提供的频谱的数据(以下也称为频谱数据)F(f,L),并向频带设定部353输出。

$$[0081] \quad F(f,L) = A \cdot I_{og} \{ V(f,L) / V_c \} \cdots (2)$$

[0082] 在此,I<sub>og</sub>是常用对数(以下相同)。

[0083] 频谱数据F(f,L)是采样数据群的频率f的成分。

[0084] 图7是示意性地表示存储部32所存储的频谱数据的数据列的图。在图7中,纵方向表示频率f,横方向表示从超声波振子21的表面起的往返距离L。频率f取离散的值0、Δf、2Δf、…。例如,在列0的单元格中保存根据以距离区间0≤L<ΔL截取的采样数据群并基于式(2)得到的频谱数据F(f,0)。另外,在列ΔL的单元格中保存根据以距离L的区间ΔL≤L<2ΔL截取的采样数据群并基于式(2)得到的频谱数据F(f,ΔL)。在图7中,仅在频率Δf、距离ΔL的单元格中例示性地仅记载了频谱数据F(Δf,ΔL),但是实际上,在所有的单元格中都保存有与各单元格的频率和距离相应的频谱数据,这是不言而喻的。此外,对采样数据群进行截取的区间的长度ΔL(相当于图6的采样数据群的步长D)例如是1.0cm左右。另外,频率的变化量Δf例如是0.5MHz。

[0085] 图8是表示频谱数据的具体例的图。在图8中示出了相互不同的四个距离下的频谱数据F(f,L<sub>1</sub>)、F(f,L<sub>2</sub>)、F(f,L<sub>3</sub>)、F(f,L<sub>4</sub>)与频率f之间的关系。在此,四个距离L<sub>1</sub>、L<sub>2</sub>、L<sub>3</sub>、L<sub>4</sub>为常数,满足0<L<sub>1</sub><L<sub>2</sub><L<sub>3</sub><L<sub>4</sub>。由图7可知,实际要计算更多的频谱数据F(f,L),但在图8中仅例示了代表性的四个频谱数据。如图8所示,频谱数据F(f,L)随着距离L变大而逐渐减少。另外,频谱数据F(f,L)的平均频率随着距离L变大而逐渐向低频率侧偏移。这是由于在被检体内的超声波传播时依赖于频率的衰减效果所致。

[0086] 一般地,频谱数据F(f,L)呈现根据被超声波扫描的组织的属性的不同而不同的倾向。这是因为频谱数据F(f,L)与使超声波散射的散射体的大小、数密度、声阻抗等具有相关

性。此处所说的“属性”是指例如恶性肿瘤组织、良性肿瘤组织、内分泌肿瘤组织、粘液性肿瘤组织、正常组织、囊肿、血管等。

[0087] 频带设定部353具有将频谱数据 $F(f, L)$ 与噪声水平数据 $n(f, L)$ 进行比较的比较部353a。比较部353a为了将上述的两个数据进行比较,而根据与超声波诊断装置3连接的超声波振子21,来从频带信息存储部323读出设为后述的回归分析的对象频带 $U = \{f | f_{\min} \leq f \leq f_{\max}\}$ 两端的频率 $f_{\min}$ 、 $f_{\max}$ 。频带 $U$ 相当于超声波振子21的表面( $L=0$ )处的超声波的发送波形上比较平坦的区间,最小值 $f_{\min}$ 和最大值 $f_{\max}$ 根据超声波振子21的类型而不同。

[0088] 比较部353a在从频带信息存储部323读出的频带 $U$ 中,将频谱数据 $F(f, L)$ 与噪声水平数据 $n(f, L)$ 按频率 $f$ 、距离 $L$ 分别进行比较。在将图8所示的四个频谱数据 $F(f, L_p)$  ( $p=1, 2, 3, 4$ )与对应的噪声水平数据 $n(f, L_p)$ 进行比较的情况下,例如设为,在 $p=1, 2, 3$ 时,在频带 $U$ 中包含的任意的频率 $f$ 下, $F(f, L_p) > n(f, L_p)$ 成立,另一方面,在 $p=4$ 时,在频带 $U$ 中,以下的两个不等式成立。

$$[0089] \quad F(f, L_4) > n(f, L_4) \quad (f_{\min} \leq f < f_{\max}')$$

$$[0090] \quad F(f, L_4) \leq n(f, L_4) \quad (f_{\max}' \leq f \leq f_{\max})$$

[0091] 图9是表示频谱数据 $F(f, L_4)$ 与噪声水平数据 $n(f, L_4)$ 之间的关系的图。在图9所示的情况下,在两个频带 $f \leq f_{\min}'$ 、 $f \geq f_{\max}'$ 中, $F(f, L_4) \leq n(f, L_4)$ 成立,噪声水平数据占主导。以下,将如这两个频带那样噪声水平数据占主导的频带称为噪声频带。基于图9,在频率 $f_{\min}'$ 、 $f_{\max}'$ 之中,包含在频带 $U$ 中的是 $f_{\max}'$ 。

[0092] 频带设定部353根据比较部353a的比较结果来设定回归分析对象的频带。在图8和图9所示的情况下,频带设定部353将针对距离 $L_p$  ( $p=1, 2, 3$ )的回归分析对象设定为初始的频带 $U$ ,另一方面,将距离 $L=L_4$ 的回归分析对象的频带设定为 $U' = \{f | f_{\min} \leq f < f_{\max}'\}$ ,将这些频带信息向衰减率估计部355输出。

[0093] 图10是示意性地表示将频带设定部353设定的回归分析对象的频带可视地表现得到的频谱数据的数据列的图。在图10中也省略了各单元格的频谱数据 $F(f, L)$ 的记载。在图10中,根据频谱数据 $F(f, L)$ 的种类,对每个单元格赋予了三种不同的图案中的任一种。白色的单元格中保存的频谱数据 $F(f, L)$ 表示频率 $f$ 包含在频带 $U$ 中具有满足 $F(f, L) > n(f, L)$ 的值。另外,斜线所记载的单元格中保存的频谱数据 $F(f, L)$ 表示频率 $f$ 为频带 $U$ 之外的频率且具有满足 $F(f, L) > n(f, L)$ 的值。并且,点所记载的单元格中保存的频谱数据 $F(f, L)$ 表示频率 $f$ 为频带 $U$ 之外的频率且具有满足 $F(f, L) \leq n(f, L)$ 的值。如上述那样,距离 $L=L_p$  ( $p=1, 2, 3$ )时的频带为 $U$ ,距离 $L=L_4$ 时的频带为 $U'$ 。此外,在后面记述图10所记载的 $L_{\max}(f_p)$  ( $p=1, 2, 3, 4$ )。

[0094] 变化率计算部354针对作为频率 $f$ 的一次函数的函数 $\psi(f, L) = F(f, L) - F(f, 0)$ ,按从频率到距离的顺序依次计算针对频率 $f$ 和距离 $L$ 的变化率,该函数是根据频谱数据 $F(f, L)$ 定义的函数。

[0095] 衰减率估计部355使用变化率计算部354计算出的二次变化率,来估计扫描区域中的超声波脉冲的每单位距离和每单位频率的衰减率。

[0096] 在此,更详细地说明变化率计算部354和衰减率估计部355进行的处理。首先,说明频谱数据 $F(f, L)$ 的每单位距离和每单位频率的衰减率的估计方法。已知,来自于距离 $L$ 的反射体的超声波的频率 $f$ 时的声压振幅 $P(f, L)$ 使用正的常数 $\mu$ 而通过下式提供。

[0097]  $P(f, L) = P(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) \cdots (3)$

[0098] 由于 $\mu f L > 0$ , 因此式(3)意味着声压振幅 $P(f, L)$ 相对于频率 $f$ 和距离 $L$ 的增加而呈指数函数地衰减。

[0099] 另一方面, 当将距离区间 $L \sim L + \Delta L$ 中的在频率 $f$ 时的超声波的衰减量设为 $Loss(f, L)$  [dB]时, 该衰减量通过下式定义。

[0100]  $Loss(f, L) = A \cdot \text{Iog} \{P(f, L) / P(f, L + \Delta L)\}$

[0101]  $= A \cdot \text{Iog} P(f, L) - A \cdot \text{Iog} P(f, L + \Delta L) \cdots (4)$

[0102] 在此, 右边的常数 $A$ 与式(2)的常数 $A$ 相同。因而, 每单位距离和每单位频率的衰减率 $\delta$ 通过下式提供。

[0103] 
$$\begin{aligned} \zeta &= (\partial/\partial f) \text{Lim} \{Loss(f, L) / \Delta L\} \\ &= (\partial/\partial f) \{-A(\partial/\partial L) \log P(f, L)\} \\ &= -A(\partial^2/\partial f \partial L) \log P(f, L) \cdots (5) \end{aligned}$$

[0104] 在此,  $\text{Lim} \{Loss(f, L) / \Delta L\}$  意味着函数 $Loss(f, L) / \Delta L$ 的 $\Delta L \rightarrow 0$ 的极限。每单位距离和每单位频率的衰减率 $\delta$ 的单位例如是 [dB/cm/MHz]。以下, 有时也将每单位距离和每单位频率的衰减率仅称为衰减率。

[0105] 此外, 上述常数 $\mu$ 与衰减率 $\delta$ 之间的关系如下。当将式(3)代入式(5)的 $P(f, L)$ 时, 衰减率 $\delta$ 如下。

[0106]  $\zeta = -A(\partial^2/\partial f \partial L) [\log \{P(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L)\}]$

[0107]  $= -A(\partial^2/\partial f \partial L) \{\log P(f, 0) - \mu f L \log e\}$

$= (\log e) A \mu \cdots (6)$

[0108] 在此,  $e$ 是自然对数的底数。

[0109] 那么, 当将超声波振子21的灵敏度作为频率 $f$ 的函数而设为 $\gamma(f)$ 时, 对RF数据实施FFT处理之后的振幅成分 $V(f, L)$ 通过下式(7)提供。

[0110]  $V(f, L) = \gamma(f) \cdot P(f, L) \cdots (7)$

[0111] 当将式(3)代入该式(7)的 $P(f, L)$ 时, 得到下式。

[0112]  $V(f, L) = \gamma(f) \cdot P(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L)$

[0113]  $= V(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) \cdots (8)$

[0114] 通过向式(2)代入式(8), 得到下式。

[0115]  $F(f, L) = A \cdot \text{Iog} \{V(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) / VC\}$

[0116]  $= A \text{Iog} \cdot \exp(-\mu f L) + A \text{Iog} \{V(f, 0) / VC\}$

[0117]  $= -(\text{Iog} e) A \mu f L + F(f, 0) \cdots (9)$

[0118] 并且, 通过将式(6)代入式(9)的右边, 导出下式。

[0119]  $F(f, L) - F(f, 0) = -\delta f L \cdots (10)$

[0120] 当对式(10)的两边分别作用二阶偏微分算子 $\partial^2/\partial L \partial f$ 和 $\partial^2/\partial f \partial L$ 时, 得到下式。

[0121]  $\zeta = \partial^2 F(f, L) / \partial L \partial f = -\partial^2 F(f, L) / \partial f \partial L \cdots (11)$

[0122] 在此,  $\partial^2/\partial L \partial f$ 意味着先进行频率 $f$ 的偏微分, 另一方面,  $\partial^2/\partial f \partial L$ 意味着先进行距离 $L$ 的偏微分。

[0123] 因而, 通过运算频谱数据 $F(f, L)$ 的二阶偏导函数 $\partial^2 F(f, L) / \partial f \partial L$ 或 $\partial^2 F(f, L) / \partial L \partial f$ ,

能够估计衰减率 $\delta$ 。

[0124] 在以上说明的衰减率的估计方法中,实际上难以运算频谱数据 $F(f,L)$ 的偏微分的情况多。原因在于,按照偏微分的定义,在运算偏微分时,需要计算极限 $\Delta f \rightarrow 0$ 、 $\Delta L \rightarrow 0$ ( $\Delta f$ 、 $\Delta L$ 分别为 $f$ 、 $L$ 的微小位移),但是实际的频谱数据 $F(f,L)$ 被离散地定义,难以计算它们的极限。为了避免该问题,已知的方法是通过取频率 $f$ 或距离 $L$ 的相邻的离散值的差分来对频谱数据 $F(f,L)$ 的偏微分的运算进行近似。可是,在该方法中,偏导函数有可能包含很多的由于频谱数据 $F(f,L)$ 的波动引起的噪声。

[0125] 在本实施方式1中,变化率计算部354对频谱数据 $F(f,L)$ 的函数 $\psi(f,L) = F(f,L) - F(f,0)$ 实施回归分析,利用回归直线实施近似。该函数 $\psi(f,L)$ 的二阶偏导函数为

$$[0126] \quad \partial^2 \psi(f,L) / \partial L \partial f = \partial^2 F(f,L) / \partial L \partial f \quad \dots(12),$$

[0127] 因当将式(11)代入式(12)的右边时,得到下式。

$$[0128] \quad \partial^2 \psi(f,L) / \partial L \partial f = -\zeta \quad \dots(13)$$

[0129] 同样地,也得到下式。

$$[0130] \quad \partial^2 \psi(f,L) / \partial f \partial L = -\zeta \quad \dots(14)$$

[0131] 式(13)、(14)表示能够使用函数 $\psi(f,L)$ 来计算衰减率 $\delta$ 的情形。

[0132] 另外,函数 $\psi(f,L)$ 通过式(10)被表示为

$$[0133] \quad \psi(f,L) = -\delta f L \dots(15)$$

[0134] 另外,利用回归直线进行近似的结果为一次函数的近似。因此,近似的函数越是接近一次函数,则回归直线越是接近其近似的函数,提供越好的近似。在此,如式(15)所示那样,函数 $\psi(f,L)$ 是频率 $f$ 的一次函数。另一方面,频谱数据 $F(f,L)$ 未必接近频率 $f$ 的一次函数。因而,在通过函数的回归直线的斜率(即,变化率)来近似针对频率 $f$ 的函数的偏导函数的情况下,相比于使用频谱数据 $F(f,L)$ ,使用函数 $\psi(f,L)$ 更能够提高近似的精度。

[0135] 作为针对函数 $\psi(f,L)$ 的频率 $f$ 的偏导函数 $\partial \psi(f,L) / \partial f$ 的近似值,变化率计算部354通过回归分析来计算针对函数 $\psi(f,L)$ 的频率 $f$ 的变化率(即,回归直线的斜率)。接着,变化率计算部354对针对函数 $\psi(f,L)$ 的频率 $f$ 的变化率再进行回归分析(第二回归分析),由此计算针对距离 $L$ 的变化率(即,第二回归直线的斜率),将该值设为二阶偏导函数 $\partial^2 \psi / \partial L \partial f$ 的近似值。以下,将该二阶偏导函数 $\partial^2 \psi / \partial L \partial f$ 的近似值称为二次变化率。

[0136] 对变化率计算部354的更具体的处理进行说明。首先,变化率计算部354在频带设定部353设定的频带获得将函数 $\psi(f,L)$ 的频率 $f$ 设为变量的回归直线的斜率和截距。图11是作为例子而示出距离 $L=L_p$ 时的函数 $\psi(f,L_p)$ 与频率 $f$ 之间的关系以及针对各函数的频率 $f$ 的回归直线的图( $p=1,2,3,4$ )。回归直线 $J_1$ 、 $J_2$ 、 $J_3$ 是变化率计算部354在频带 $U$ 进行回归分析而计算出的回归直线。另外,回归直线 $J_4'$ 是变化率计算部354在频带 $U'$ 进行回归分析而计算出的回归直线。此外,在图11中,为了进行比较,还记载了变化率计算部354在距离 $L=L_4$ 时在频带 $U$ 进行回归分析而计算出的回归直线 $J_4$ 。以下,将回归直线 $J_p$ 的斜率设为 $S_f(L_p)$ 。另外,将回归直线 $J_4'$ 的斜率设为 $S_f'(L_4)$ 。

[0137] 回归直线 $J_p$ 的斜率 $S_f(L_p)$ 在 $p=1,2,3$ 时随着距离 $L$ 的增加而单调地减少。对于此,回归直线 $J_4$ 的斜率 $S_f(L_4)$ 比回归直线 $J_3$ 的斜率 $S_f(L_3)$ 大( $S_f(L_4) > S_f(L_3)$ )。另一方面,距离 $L=L_4$ 的频带 $U'$ 内的斜率 $S_f'(L_4)$ 比回归直线 $J_3$ 的斜率 $S_f(L_3)$ 小( $S_f'(L_4) < S_f(L_3)$ )。这是由

于,由图8可知,函数 $\psi(f,L)$ 在频率 $f_{\max}'$ 附近取极小值,在频率 $f_{\max}$ 时取比极小值大的值。

[0138] 接着,变化率计算部354通过将斜率 $S_f(L)$ 视为距离 $L$ 的函数来进行第二回归分析,由此计算针对距离 $L$ 的第二回归直线。图12是表示斜率 $S_f(L)$ 与距离 $L$ 之间的关系的图。变化率计算部354如上述那样计算出所列举的斜率 $S_f(L1)$ 、 $S_f(L2)$ 、 $S_f(L3)$ 、 $S_f'(L4)$ 及其以外的全部斜率。而且,变化率计算部354根据这些斜率再进行针对往返距离 $L$ 的第二回归分析,由此计算第二回归直线 $Q1$ 。在图12中用实线示出该第二回归直线 $Q1$ 。另外,变化率计算部354如上述那样计算出频带 $U$ 内的、斜率 $S_f(L1)$ 、 $S_f(L2)$ 、 $S_f(L3)$ 、 $S_f'(L4)$ 及其以外的全部斜率。为了进行比较,在图12中用虚线示出根据这些斜率再进行针对往返距离 $L$ 的第二回归分析而计算出的第二回归直线 $Q2$ 。当将第二回归直线 $Q1$ 、 $Q2$ 进行比较时可知,第二回归直线 $Q1$ 更好地匹配斜率 $S_f(L)$ 的值。如式(15)所示的那样,函数 $\psi(f,L)$ 为频率 $f$ 的一次函数,并且在本实施方式1中适当地设定频带 $U$ 、 $U'$ 来排除噪声的影响,因此回归直线 $J1$ 、 $J2$ 、 $J3$ 、 $J4'$ 的斜率(即,一次变化率) $S_f(L1)$ 、 $S_f(L2)$ 、 $S_f(L3)$ 、 $S_f'(L4)$ 分别很好地近似针对频率 $f$ 的函数 $\psi(f,L)$ 的一阶偏导函数 $\partial\psi(f,L1)/\partial f$ 、 $\partial\psi(f,L2)/\partial f$ 、 $\partial\psi(f,L3)/\partial f$ 、 $\partial\psi(f,L4)/\partial f$ 。并且,如式(15)所示那样,函数 $\psi(f,L)$ 不仅是频率 $f$ 的一次函数,还是往返距离 $L$ 的一次函数,因此第二回归直线 $Q1$ 的斜率(即,二次变化率)很好地近似针对一阶偏导函数 $\partial\psi(f,L)/\partial f$ 的往返距离 $L$ 的偏导函数、即式(13)的左边的二阶偏导函数 $\partial^2\psi(f,L)/\partial L\partial f$ 。

[0139] 衰减率估计部355通过向式(13)代入变化率计算部354计算出的二次变化率的值,来计算超声波的每条声线的衰减率 $\delta$ 。接着,衰减率估计部355对计算出的全部声线的衰减率 $\delta$ 的平均值进行计算,将计算结果作为扫描区域的衰减率而向图像处理部36所具有的合成图像数据生成部362输出。此外,衰减率估计部355也可以将全部声线的衰减率 $\delta$ 的最频值、中央值或最大值等的统计量作为扫描区域的衰减率。

[0140] 图像处理部36具有:B模式图像数据生成部361,其生成B模式图像数据,该B模式图像数据是将回波信号的振幅转换为亮度来显示的超声波图像;以及合成图像数据生成部362,其将衰减率估计部355估计出的衰减率 $\delta$ 的信息与B模式图像数据合成来生成合成图像数据。

[0141] B模式图像数据生成部361对来自信号处理部34的B模式用接收数据进行增益处理、对比度处理等使用公知技术的信号处理,并且进行与根据显示装置4中的图像的显示范围所确定的数据步长相应的数据的间隔剔除等,由此生成B模式图像数据。B模式图像是采用RGB颜色系统来作为颜色空间的情况下的变量即R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)的值一致后的灰度图像。

[0142] B模式图像数据生成部361对B模式用接收数据实施为了能够在空间上准确地表现扫描区域而重新排列的坐标转换,再实施B模式用接收数据间的插值处理,来填充B模式用接收数据间的空隙,从而生成作为数字数据的B模式图像数据。B模式图像数据是能够表现图4中呈扇型示出的扫描区域内的器官的状况的B模式图像的数字数据。B模式图像数据生成部361将所生成的B模式图像数据向合成图像数据生成部362输出。

[0143] 合成图像数据生成部362生成表示扫描区域的衰减率的值的文字数据,以与B模式图像相邻地显示的方式将B模式图像数据与文字数据合成,由此生成合成图像数据。合成图像数据生成部362将所生成的合成图像数据向显示装置4输出。

[0144] 显示装置4使用由液晶或有机EL (ElectroLuminescence:电致发光) 等构成的监视器来构成。显示装置4用于显示包含与超声波诊断装置3生成的合成图像数据对应的合成图像的各种信息。

[0145] 图13是表示具有以上结构的超声波诊断装置3执行的处理的概要的流程图。具体地说,是表示超声波诊断装置3从超声波内窥镜2接收回波信号以后的处理的概要的流程图。以下,参照图13来说明超声波诊断装置3进行的处理。首先,超声波诊断装置3从超声波内窥镜2接收作为超声波振子21的测定结果的回波信号(步骤S1)。

[0146] 从超声波振子21接收到回波信号的信号放大部331进行该回波信号的放大(步骤S2)。在此,信号放大部331根据例如图3所示的放大率与接收深度之间的关系来进行回波信号的放大(STC校正)。此时,信号放大部331中的回波信号的各种处理频带设为大致覆盖由超声波振子21将超声波回波向回波信号进行声电转换的线性响应频带的宽频带即可。这也是为了能够在后述的频谱的近似处理中进行高精度的近似。

[0147] 另外,如上所述,信号放大部331将回波信号放大,发送和接收部33对被放大的回波信号实施滤波、A/D转换来生成RF数据,信号处理部34对RF数据实施各种处理来生成B模式用接收数据。在此,B模式图像数据生成部361对从信号处理部34输入的B模式用接收数据实施适当的坐标转换、插值处理,来生成B模式图像数据,并向显示装置4输出(步骤S3)。接收到B模式图像数据的显示装置4显示与该B模式图像数据对应的B模式图像。

[0148] 另一方面,放大校正部351以不论接收深度如何都将放大率设为固定的方式对从发送和接收部33输出的RF数据进行放大校正(步骤S4)。在此,放大校正部351进行放大校正使得例如图5所示的放大率与接收深度之间的关系成立。

[0149] 之后,频率分析部352通过对放大校正后的各声线的RF数据进行基于FFT的频率分析,来计算频谱数据(步骤S5)。在后面记述该步骤S5的处理的详细内容。

[0150] 接着,频带设定部353设定回归分析对象的频带(步骤S6)。在例如图8和图9所示的情况下,针对 $L=L1、L2、L3$ 设定频带 $U$ ,另一方面,针对 $L=L4$ 设定频带 $U'$ 。

[0151] 变化率计算部354根据频带设定部353设定的频带,通过进行两次的回归分析来计算函数 $\psi(f, L)$ 的二阶偏导函数 $\partial^2 \psi(f, L) / \partial L \partial f$ 的近似值即二次变化率(步骤S7)。例如,变化率计算部354计算图12所示的回归直线 $Q1$ 的斜率来作为二次变化率。

[0152] 之后,衰减率估计部355对扫描区域内的超声波脉冲的衰减率进行估计(步骤S8)。衰减率估计部355通过向式(13)的左边代入变化率计算部354计算出的二次变化率的值,来计算每条声线的衰减率,之后计算所计算出的全部声线的衰减率的平均值,将该平均值作为扫描区域的衰减率而向合成图像数据生成部362输出。

[0153] 合成图像数据生成部362基于B模式图像数据和扫描区域的衰减率来生成合成图像数据,并向显示装置4输出(步骤S9)。接收到合成图像数据的显示装置4显示与该合成图像数据对应的合成图像。图14是表示显示装置4所显示的合成图像的显示例的图。该图所示的合成图像101具有B模式图像显示部102和衰减率显示部103。此外,在图14中,省略了具体的B模式图像的显示。

[0154] 在步骤S9之后,超声波诊断装置3结束一系列的处理。此外,超声波诊断装置3周期性地重复执行步骤S1~S9的处理。

[0155] 接着,参照图15的流程图说明步骤S5的频率分析处理。首先,频率分析部352将用

于识别分析对象的声线的计数值 $k$ 设为 $k_0$  (步骤S11)。该初始值 $k_0$ 设为手术操作者等用户通过输入部37任意地指示输入的值、或者在存储部32中预先设定的值。

[0156] 接着,频率分析部352如上述那样设定代表用于FFT运算而生成的一系列的数据群(采样数据群)的数据位置(相当于接收深度) $Z(k)$ 的初始值 $Z(k)_0$  (步骤S12)。例如在图6中示出了如上述那样将声线 $SR_k$ 的第一个数据位置设定为初始值 $Z(k)_0$ 的情况。

[0157] 之后,频率分析部352获取采样数据群(步骤S13),对获取到的采样数据群作用存储部32所存储的窗函数(步骤S14)。通过像这样对采样数据群作用窗函数,能够避免采样数据群在边界处变得不连续,并防止产生伪像。在步骤S14中应用的窗函数例如为Hamming(汉明窗)、Hanning(汉宁窗)、Blackman(布莱克曼窗)等的任一个,被预先存储于存储部32。

[0158] 接着,频率分析部352判定数据位置 $Z(k)$ 的采样数据群是否为正常的的数据群(步骤S15)。如参照图6时所说明的那样,采样数据群需要具有2的乘方的数据数。下面,将采样数据群的数据数设为 $2n$  ( $n$ 为正整数)。在本实施方式1中,尽可能将数据位置 $Z(k)$ 设定为 $Z(k)$ 所属的采样数据群的中心。具体地说,由于采样数据群的数据数为 $2n$ ,因此将 $Z(k)$ 设定为接近该采样数据群的中心第 $2n/2 (= 2n-1)$ 个位置。在该情况下,采样数据群正常意味着在比数据位置 $Z(k)$ 浅的浅部侧存在 $2n-1-1$  (设为 $2n-1-1=N$ )个数据,在比数据位置 $Z(k)$ 深的深部侧存在 $2n-1$  (设为 $2n-1=M$ )个数据。在图6所示的情况下,采样数据群 $F_j$  ( $j=1,2,\dots,K-1$ )是正常的。此外,在图6中例示了 $n=4$  ( $N=7,M=8$ )的情况。

[0159] 在步骤S15中的判定的结果为数据位置 $Z(k)$ 的采样数据群正常的情况下(步骤S15:“是”),频率分析部352转移到后述的步骤S17。

[0160] 在步骤S15中的判定的结果为数据位置 $Z(k)$ 的采样数据群不正常的情况下(步骤S15:“否”),频率分析部352通过对不足的部分插入零数据来生成正常的采样数据群(步骤S16)。在步骤S15中被判定为不正常的采样数据群(例如图6的采样数据群 $FK$ )在追加零数据之前被作用窗函数。因此,即使在采样数据群中插入零数据也不产生数据的不连续。在步骤S16之后,频率分析部352转移到后述的步骤S17。

[0161] 在步骤S17中,频率分析部352使用采样数据群来进行FFT运算,由此得到振幅的频率分布、即频谱数据(步骤S17)。其结果,得到例如图7的各列所示那样的频谱数据。

[0162] 接着,频率分析部352使数据位置 $Z(k)$ 以步长 $D$ 变化(步骤S18)。步长 $D$ 设为存储部32预先已存储。在图6中,例示了 $D=15$ 的情况。在此,图7所示的往返距离 $L$ 的间隔 $\Delta L$ 被定义为将该步长 $D$ 换算为距离时的值( $=$ 采样宽度 $\times D$ )的2倍。因而,当步长 $D$ 确定时,间隔 $\Delta L$ 也唯一地固定。期望使步长 $D$ 与在B模式图像数据生成部361生成B模式图像数据时利用的数据步长一致,但是在想要削减频率分析部352中的运算量的情况下,也可以设定比数据步长大的值来作为步长 $D$ 。

[0163] 之后,频率分析部352判定数据位置 $Z(k)$ 是否大于声线 $SR_k$ 中的最大值 $Z(k)_{\max}$  (步骤S19)。在数据位置 $Z(k)$ 大于最大值 $Z(k)_{\max}$ 的情况下(步骤S19:“是”),频率分析部352使计数值 $k$ 增加1(步骤S20)。这意味着将处理移向旁边的声线。另一方面,在数据位置 $Z(k)$ 为最大值 $Z(k)_{\max}$ 以下的情况下(步骤S19:“否”),频率分析部352返回步骤S13。

[0164] 在步骤S20之后,频率分析部352判定计数值 $k$ 是否大于最大值 $k_{\max}$  (步骤S21)。在计数值 $k$ 大于 $k_{\max}$ 的情况下(步骤S21:“是”),频率分析部352结束一系列的频率分析处理。另一方面,在计数值 $k$ 为 $k_{\max}$ 以下的情况下(步骤S21:“否”),频率分析部352返回步骤S12。

该最大值 $k_{\max}$ 设为手术操作者等用户通过输入部37任意地指示输入的值、或在存储部32中预先设定的值。

[0165] 通过这样,频率分析部352对关心区域内的 $(k_{\max}-k_0+1)$ 条声线分别进行多次的FFT运算。

[0166] 根据以上说明的本发明的实施方式1,使用通过依次计算使用频谱定义的函数中的距离变化率和频率变化率而得到的二次变化率,来估计超声波振子的扫描区域内的超声波信号的每单位距离和每单位频率的衰减率,因此能够高精度且简单地计算超声波的衰减率,并且能够提高基于衰减率的图像的可靠性。

[0167] 另外,根据本实施方式1,不需要如上述的引用文献1那样获得声速且没有以发送波形是高斯为前提,因此能够高精度地计算衰减率。此外,本实施方式1的二次变化率是频率与距离(或接收深度)的函数的二次变化率,与上述的专利文献1中的“相位的二次变化率”是完全不同的。这一点在以下说明的实施方式2、3中也相同。

[0168] 另外,根据本实施方式1,根据频谱数据,通过与噪声水平数据之间的比较来设定运算对象的频带,因此S/N非常高,能够仅在衰减率的估计有效的区域计算衰减率。因而,能够高精度地计算衰减率,并能够提高基于衰减率的图像的可靠性。

[0169] 另外,根据本实施方式1,由于不需要手动指定图像内的区域等繁杂的处理,因此能够简单地计算衰减率。

[0170] 另外,根据本实施方式1,由于使用线性的回归分析,因此能够简单地计算频率变化率和距离变化率。

[0171] 另外,根据本实施方式1,由于使用频率的一次函数即频谱数据的函数 $\psi(f, L)$ ,因此能够提高使用回归直线的斜率进行近似的精度。

[0172] 另外,根据本实施方式1,噪声水平数据存储部存储有与多个类型或每个装置的超声波振子分别对应的噪声水平数据,因此能够针对可连接的全部超声波振子高精度地计算超声波的衰减率。

[0173] 此外,在本实施方式1中,关于比较部353a进行与频谱数据 $F(f, L)$ 的比较的对象,可以不是噪声水平数据 $n(f, L)$ 本身,而是设置余量来代替噪声水平数据 $n(f, L)$ 的一次函数 $a \cdot n(f, L) + b$  ( $a \geq 1, b \geq 0; a, b$ 为常数)。在该情况下,噪声对变化率计算部354计算的二次变化率、衰减率估计部355估计的衰减率的影响更少,衰减率的计算精度进一步提高。

[0174] 另外,一般地,鉴于S/N不良在依赖于频率的衰减剧烈的高频侧的情形,频带设定部353也可以在设定回归分析对象的频带时,将最小的频率固定为初始值 $f_{\min}$ ,另一方面,在 $f > f_{\min}$ 的范围内从初始值 $f_{\max}$ 变更最大的频率的值。在该情况下,能够在变化率计算部354和衰减率估计部355进行运算时去除衰减剧烈的高频侧来提高衰减率的估计精度。

[0175] 另外,超声波诊断装置3也可以对扫描区域的一部分区域的衰减率进行估计来代替对扫描区域的衰减率进行估计。如果该情况下的区域能够由用户经由输入部37进行设定则较为理想。

[0176] 实施方式2:

[0177] 本发明的实施方式2与上述的实施方式1的不同在于超声波诊断装置的变化率计算部进行的二次变化率的计算方法。本实施方式2所涉及的超声波诊断装置具有与在实施方式1中说明的超声波诊断装置3同样的结构。

[0178] 在本实施方式2中,变化率计算部354通过回归分析首先计算针对频谱数据 $F(f,L)$ 的距离 $L$ 的变化率并设为偏导函数 $\partial\psi(f,L)/\partial L$ 的近似值之后,通过第二回归分析计算针对偏导函数 $\partial F(f,L)/\partial L$ 的频率 $f$ 的变化率,由此计算二次偏导函数 $\partial^2 F(f,L)/\partial f\partial L$ 的近似值、即二次变化率。

[0179] 在该情况下,距离 $L=0$ 的频谱数据 $F(f,0)$ 不是距离 $L$ 的函数,因此

$$[0180] \quad \partial F(f,L)/\partial L = \partial \psi(f,L)/\partial L$$

[0181] 成立。因而,在本实施方式2中,变化率计算部354不需要计算函数 $\psi(f,L)$ ,基于频谱数据 $F(f,L)$ 就能够计算二次变化率。

[0182] 变化率计算部354按频率 $f$ 提取回归分析界限 $L_{\max}(f)$ 。回归分析界限 $L_{\max}(f)$ 是频率 $f$ 时的距离 $L$ 的最大值。在图10所示的频谱数据的数据列中,示出了针对频率 $f=f_p$  ( $p=1, 2, 3, 4$ )的回归分析界限 $L_{\max}(f_p)$ 。在图10所示的情况下,回归分析界限 $L_{\max}(f_p)$ 对应于频率 $f_p$ 的白色单元格的分布范围右端的单元格所具有的距离 $L$ 的值。

[0183] 变化率计算部354执行针对频谱数据 $F(f,L)$ 的距离 $L$ 的回归分析,计算距离区间 $0 \leq L \leq L_{\max}(f)$ 中的回归直线的斜率 $SL(f)$ 。图16是表示在使频率 $f$ 固定时的频谱数据 $F(f,L)$ 与距离 $L$ 之间的关系的图。具体地说,示出了相互不同的四个距离处的频谱数据 $F(f,L_1)$ 、 $F(f,L_2)$ 、 $F(f,L_3)$ 、 $F(f,L_4)$ 与距离 $L$ 之间的关系。在此,频率 $f_p$ 为常数,满足 $0 < f_1 < f_2 < f_3 < f_4$ 。如图16所示,关于频谱数据 $F(f,L)$ ,根据超声波在被检体内传输时的频率依赖衰减效应,频率 $f$ 越大,则伴随距离 $L$ 的增加引起的衰减越是剧烈。此外,一般地,要计算比这更多的频谱数据 $F(f,L)$ ,但是在图16中,与图8同样地仅示出了代表性的四个频谱数据。

[0184] 在图16中,示出了距离区间 $0 \leq L \leq L_{\max}(f_p)$ 中的频谱数据 $F(f_p,L)$ 的回归直线 $K_p$ 。频谱数据 $F(f_p,L)$ 从 $L=0$ 到回归分析界限 $L_{\max}(f_p)$ 为止大致呈线型,但是当大于回归分析界限 $L_{\max}(f_p)$ 时,由于噪声的影响和频谱数据 $F(f_p,L)$ 自身衰减至0附近的影响而失去线型性。

[0185] 根据频率依赖衰减效应,频率 $f$ 越大,则回归直线 $K_p$ 的斜率变得越陡。换言之,当将回归直线 $K_p$ 的斜率设为 $SL(f_p)$ 时, $SL(f_1) > SL(f_2) > SL(f_3) > SL(f_4)$ 成立。

[0186] 在此,为了进行比较,考虑以下情况:关于图16所示的四个频谱数据 $F(f_p,L)$ ,使用四个频率中的最低的频率 $f_1$ 的回归分析界限 $L_{\max}(f_1)$ 来计算回归直线。在图16中,作为一例,例示了在对频谱数据 $F(f_4,L)$ 应用了回归分析界限 $L_{\max}(f_1)$ 的情况下计算的回归直线 $K_4'$ 。由于频谱数据 $F(f_4,L)$ 在 $L=L_{\max}(f_4)$ 附近完全下落至噪声水平,因此该回归直线 $K_4'$ 的斜率 $SL'(f_4)$ 比 $SL(f_4)$ 大( $SL'(f_4) > SL(f_4)$ )。此外,虽然没有图示,但是在 $p=1, 2, 3$ 的情况下,同样的关系也成立。

[0187] 变化率计算部354通过将斜率 $SL(f)$ 视为频率 $f$ 的函数而进行第二回归分析,来计算针对频率 $f$ 的第二回归直线。图17是表示斜率 $SL(f)$ 与频率 $f$ 之间的关系的图。在图17中,黑色圆点表示变化率计算部354在距离区间 $0 \leq L \leq L_{\max}(f_p)$ 进行频谱数据 $F(f_p,L)$ 的回归分析而计算出的斜率 $SL(f_p)$ 与频率 $f_p$ 之间的关系。对于此,白色圆点是用于进行比较的数据,表示变化率计算部354在距离区间 $0 \leq L \leq L_{\max}(f_1)$ 进行频谱数据 $F(f_p,L)$ 的回归分析而计算出的回归直线 $K_p'$ 的斜率 $SL'(f_p)$ 与频率 $f_p$ 之间的关系。

[0188] 如上所述,变化率计算部354在距离区间 $0 \leq L \leq L_{\max}(f)$ 计算出所列举的斜率 $SL$

(f1)、SL(f2)、SL(f3)、SL(f4)及其以外的全部斜率。而且,变化率计算部354根据这些斜率再进行针对频率f的第二回归分析,由此计算第二回归直线Q3。在图17中用实线示出该第二回归直线Q3。另外,为了进行比较,在图17中用虚线示出如下情况下的第二回归直线Q4:变化率计算部354假设在距离区间 $0 \leq L \leq L_{\max}$ (f1)计算斜率SL'(f1)、SL'(f2)、SL'(f3)、SL'(f4)及其以外的全部斜率,根据这些斜率再进行针对频率f的第二回归分析。当将第二回归直线Q3、Q4进行比较时,可知第二回归直线Q3更好地匹配斜率SL(f)的值。第二回归直线Q3的斜率赋予针对式(14)的左边的二阶偏导函数 $\partial^2 \psi(f, L) / \partial f \partial L$ 的近似值、即二次变化率。

[0189] 根据以上说明的本发明的实施方式2,使用通过依次计算频谱内的频率变化率和距离变化率而得到的二次变化率,来对超声波振子的扫描区域的超声波信号的每单位距离和每单位频率的衰减率进行估计,因此与实施方式1同样地,能够高精度且简单地计算超声波的衰减率,并且能够提高基于衰减率的图像的可靠性。

[0190] 另外,根据本实施方式2,由于在针对频率的回归分析之前先执行针对距离的回归分析,因此能够对频谱数据原样进行回归分析,从而能够减少计算量。

[0191] 实施方式3

[0192] 图18是表示本发明的实施方式3所涉及的超声波诊断系统的功能结构的框图。该图所示的超声波诊断系统11具备超声波内窥镜2、超声波诊断装置12以及显示装置4。

[0193] 超声波诊断装置12的存储部121和图像处理部122的结构分别与上述的超声波诊断装置3的存储部32和图像处理部36不同。

[0194] 存储部121除了具有类型信息存储部321、噪声水平数据存储部322、频带信息存储部323以外,还具有与衰减率的值相应地存储附加在图像中的视觉信息的视觉信息存储部324。此处所说的视觉信息例如是指亮度、色调、明度以及饱和度等的任一个,与衰减率的值相应的值对应起来。此外,视觉信息存储部324也可以事先将多种视觉信息与衰减率对应地进行存储。在该情况下,事先设为用户能够通过输入部37选择期望的视觉信息即可。图像处理部122除了具有B模式图像数据生成部361、合成图像数据生成部362以外,还具有衰减率映像数据生成部363。衰减率映像数据生成部363通过参照视觉信息存储部324而将与衰减率估计部355估计出的衰减率的值相应的视觉信息附加在图像中,来生成衰减率映像数据。

[0195] 图19是表示具有以上结构的超声波诊断装置12进行的处理的概要的流程图。具体地说,是表示超声波诊断装置12从超声波内窥镜2接收回波信号以后的处理的概要的流程图。在图19中,步骤S31~步骤S36依次对应图13的步骤S1~S6。以下说明继步骤S36之后的处理。

[0196] 在步骤S36之后,变化率计算部354计算频谱数据的二次变化率(步骤S37)。此时,变化率计算部354针对在扫描区域内预先分割而设定的多个局部区域的各个局部区域计算二次变化率。此外,在本实施方式3中,变化率计算部354计算二次变化率时的频率变化率和距离变化率的计算顺序不特别地进行限定。

[0197] 图20是示意性地表示局部区域的设定例的图。该图所示的局部区域R是深度方向的长度(深度宽度)为w且包含NR条声线的扇形区域。在扫描区域S内,以深度宽度w在发送和接收方向上进行分割,并且按每NR条声线在扫描方向上进行分割。在图20中,将在扫描区域S内存在多个的发送和接收方向中的一个发送和接收方向dr上计算出的频谱数据中的局部区域R内的数据用黑色圆点表示,另一方面,将位于局部区域R的边界的频谱数据用白色圆

点表示。

[0198] 变化率计算部354将局部区域R内的频谱数据中的距离的基准位置(距离为零的位置)设为局部区域R内最接近超声波振子21的表面的位置,将与该基准位置在深度上的差 $z'$ 的2倍( $2z'$ )设为新的距离来进行运算。此外,在将超声波振子21的表面设为距离的基准位置时的局部区域R的基准位置为 $L=L_{\min}$ 的情况下,上述的白色圆点的位置处的频谱数据被表示为 $F(f, L_{\min})$ 。变化率计算部354也可以将该频谱数据 $F(f, L_{\min})$ 代替式(10)的频谱数据 $F(f, 0)$ 来计算局部区域R的二次变化率。

[0199] 衰减率估计部355使用变化率计算部354的计算结果,来针对扫描区域中包含的多个局部区域的各局部区域估计局部区域的衰减率(步骤S38)。衰减率估计部355首先使用在局部区域计算出的全部二次变化率计算每条声线的衰减率。之后,衰减率估计部355对在同一局部区域计算出的全部声线的衰减率计算平均值,将该平均值作为该局部区域的衰减率的估计值向衰减率映像数据生成部363输出。此外,衰减率估计部355也可以将在同一局部区域计算出的全部声线的衰减率的最频值、中央值或最大值等的统计量设为该局部区域的衰减率。

[0200] 之后,衰减率映像数据生成部363参照视觉信息存储部324,对各局部区域分配与各局部区域的衰减率相应的视觉信息,由此生成衰减率映像数据,并向合成图像数据生成部362输出(步骤S39)。此外,合成图像数据生成部362也可以生成将各局部区域的衰减率的估计值作为文字信息进一步显示的合成图像数据。

[0201] 合成图像数据生成部362通过在B模式图像数据中叠加衰减率映像数据来生成合成图像数据,将该合成图像数据向显示装置4输出(步骤S40)。接收到合成图像数据的显示装置4显示与该合成图像数据对应的合成图像。图21是表示附有显示装置4所显示的衰减率映像数据的合成图像的显示例的图。图21所示的合成图像201对各区域分配了不同的视觉信息。此外,在图21中,以图案的形式示意性地记载了视觉信息。另外,在图21中,为了简单而省略了B模式图像的具体的显示。

[0202] 在本实施方式3中,深度宽度 $w$ 例如优选为1cm左右。在深度宽度 $w$ 为1cm左右的情况下,期望将频率分析部352进行FFT处理时的对RF数据进行截取的区间的宽度 $\Delta L$ 设为2mm左右。此时,与间隔 $\Delta L$ 对应的基准位置的深度 $z'$ 的宽度 $\Delta z'$ ( $=\Delta L/2$ )为1mm左右。

[0203] 根据以上说明的本发明的实施方式3,使用通过以规定的顺序计算频谱或使用频谱定义的函数中的距离变化率和频率变化率而得到的二次变化率,来估计超声波振子的扫描区域中的超声波信号的每单位距离和每单位频率的衰减率,因此与实施方式1、2同样地,能够高精度且简单地计算超声波的衰减率,并且能够提高基于衰减率的图像的可靠性。另外,根据本实施方式3,在针对通过将超声波振子的扫描区域分割而得到的多个局部区域的各局部区域计算在各局部区域获得的衰减率的统计量来估计各局部区域的衰减率之后,通过附加与各局部区域的衰减率的值相应的视觉信息来生成衰减率映像数据,因此能够提供用户在视觉上易于掌握衰减率的分布的信息。

[0204] 另外,在本实施方式3中,也可以在作为衰减率映像的最小单位的扇形区域之中,以使相邻的扇形重叠的方式设定局部区域。

[0205] 另外,在本实施方式3中,也可以代替依次进行各扇形区域的衰减率的计算,而同时并行地进行各扇形区域的衰减率的计算。

[0206] 另外,在本实施方式3中,也可以根据输入部37接收到的输入的设定信号来将一个扇形区域设定为关心区域(ROI:Region of Interest),通过将关心区域内的衰减率的值进一步合成来生成合成图像数据。

[0207] 其它实施方式:

[0208] 目前为止说明了用于实施本发明的方式,但是本发明不应仅限于上述的实施方式1~3。例如在超声波诊断装置中,可以通过将具有各功能的电路之间通过总线进行连接来构成,也可以构成为将一部分功能内置于其它功能的电路结构。具体地说,例如也可以在具有衰减率估计部的功能的电路中内置变化率计算部的功能。

[0209] 另外,作为超声波探头,例如也可以应用没有光学系统的细径的超声波微型探头。超声波微型探头通常在插入胆道、胆管、胰管、气管、支气管、尿道、尿管来观察其周围脏器(胰脏、肺、前列腺、膀胱、淋巴结等)时使用。

[0210] 另外,作为超声波探头,还可以应用从被检体的体表照射超声波的体外式超声波探头。体外式超声波探头通常在观察腹部脏器(肝脏、胆囊、膀胱)、乳房(特别是乳腺)、甲状腺时使用。

[0211] 另外,超声波振子可以是线性振子,也可以是径向振子,还可以是凸起振子。在超声波振子是线性振子的情况下,其扫描区域呈矩形(长方形、正方形),在超声波振子是径向振子或凸起振子的情况下,其扫描区域呈扇形或圆环状。

[0212] 这样,本发明能够在不脱离权利要求书所记载的技术思想的范围内包含各种实施方式等。

[0213] 如以上那样,本发明所涉及的超声波诊断装置、超声波诊断装置的工作方法以及超声波诊断装置的工作程序对于高精度且简单地计算超声波的衰减率并且提高基于衰减率的图像的可靠性是有用的。

[0214] 以上所揭露的仅为本发明的较佳实施例而已,当然不能以此来限定本发明之权利范围,因此依本发明申请专利范围所作的等同变化,仍属本发明所涵盖的范围。

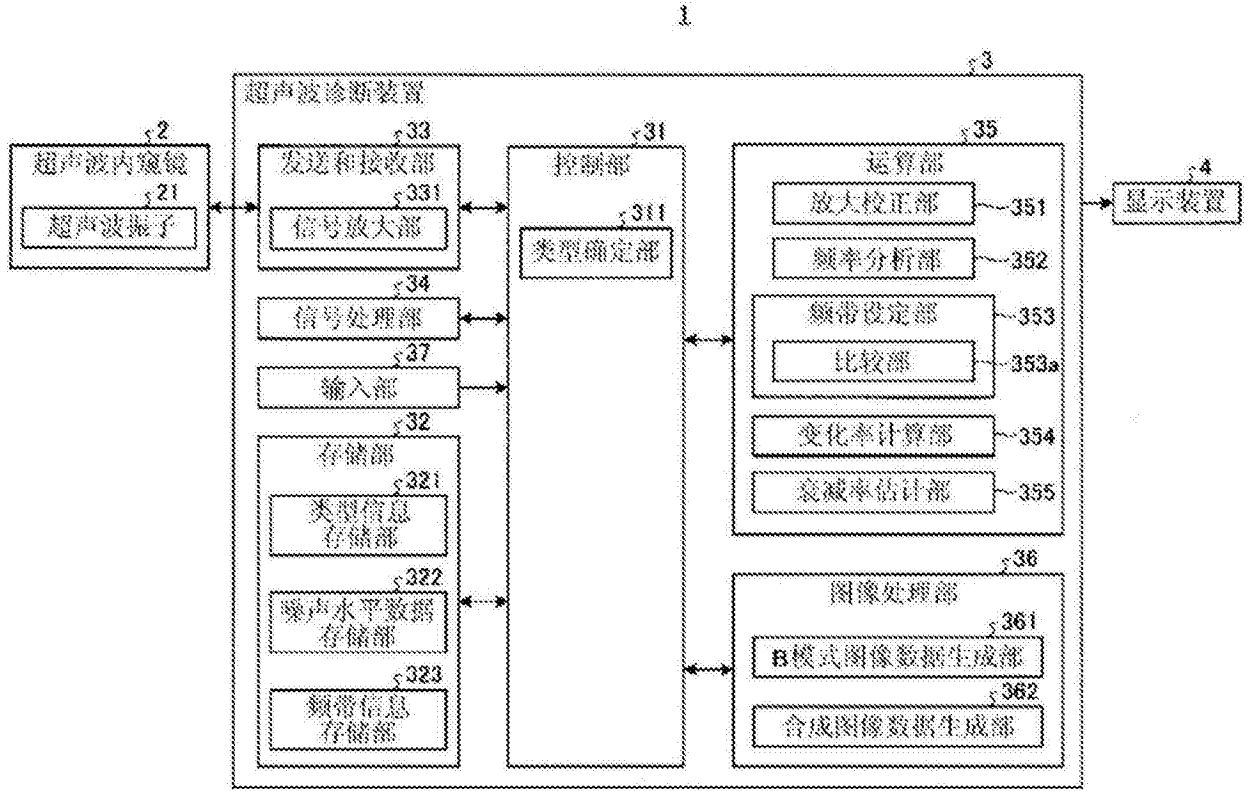


图1

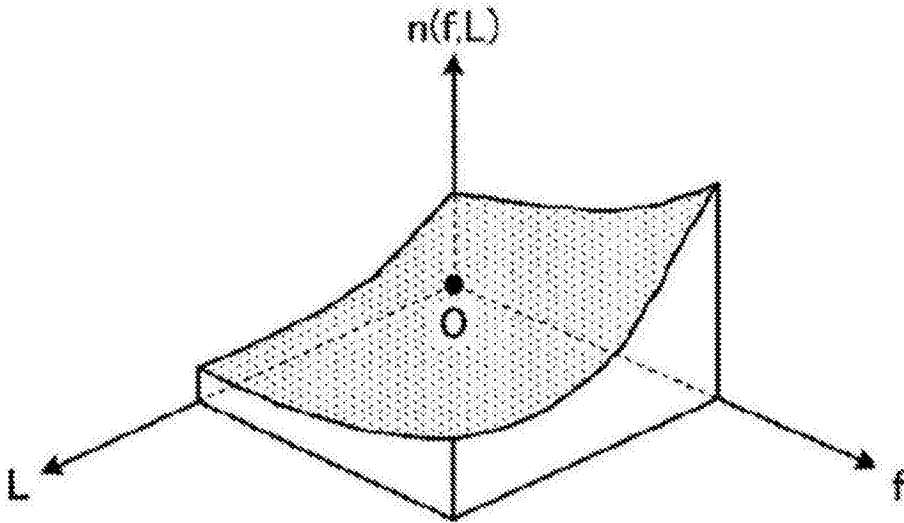


图2

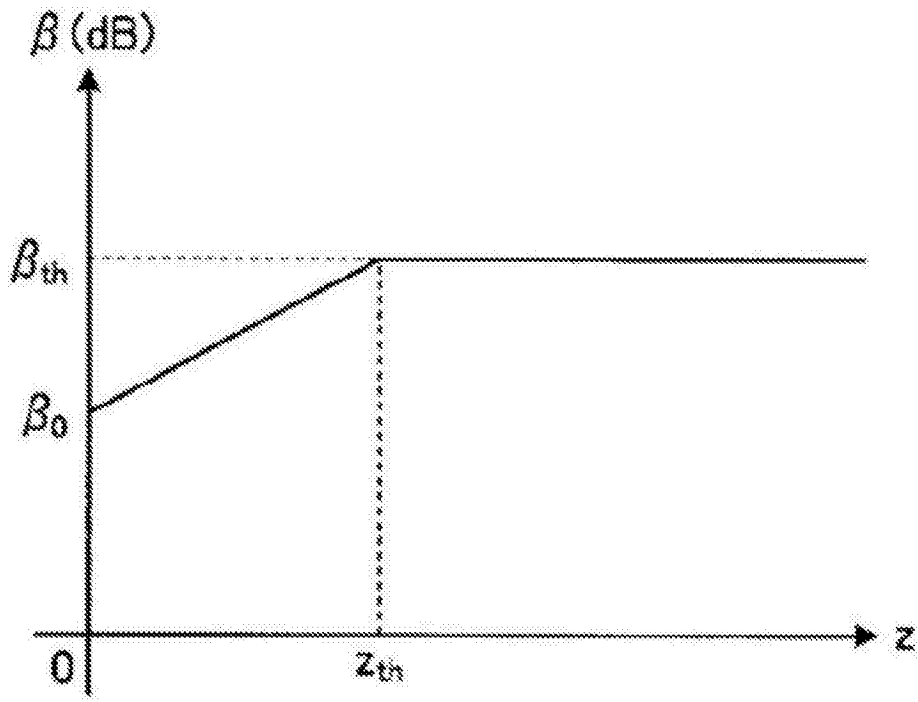


图3

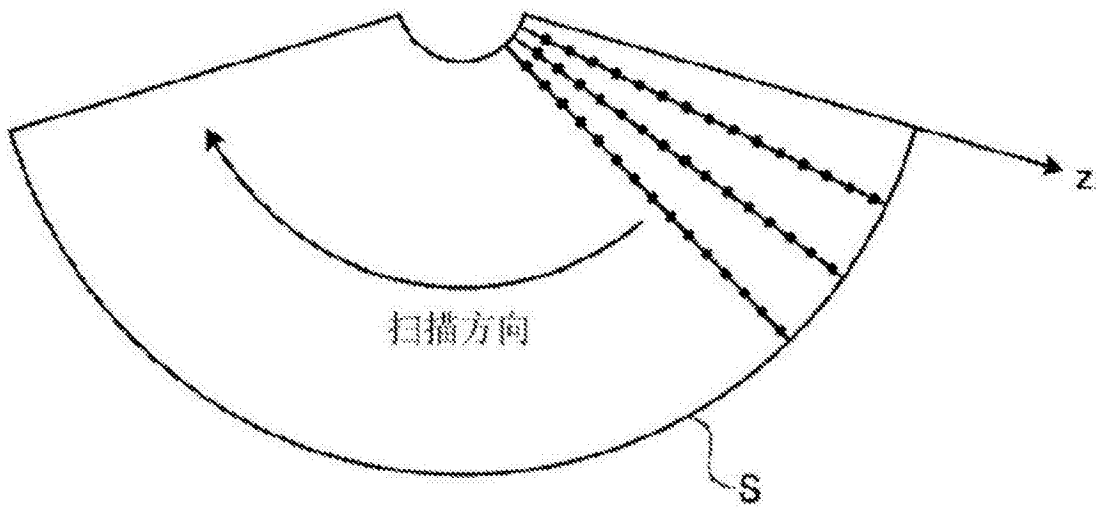


图4

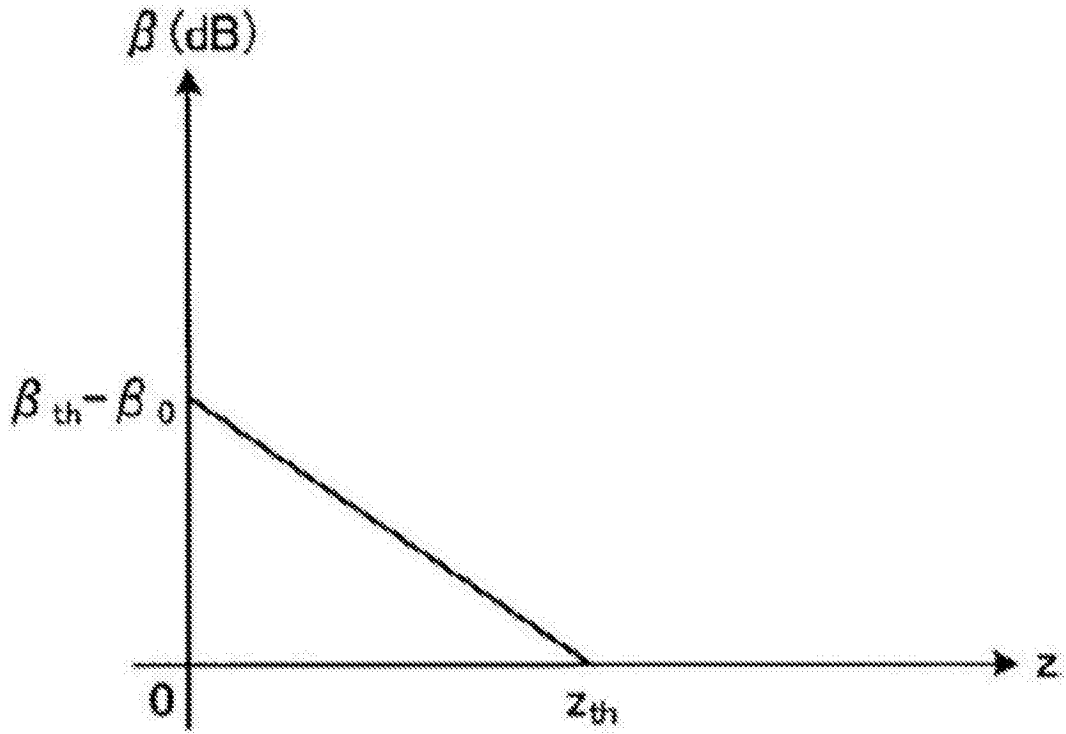


图5

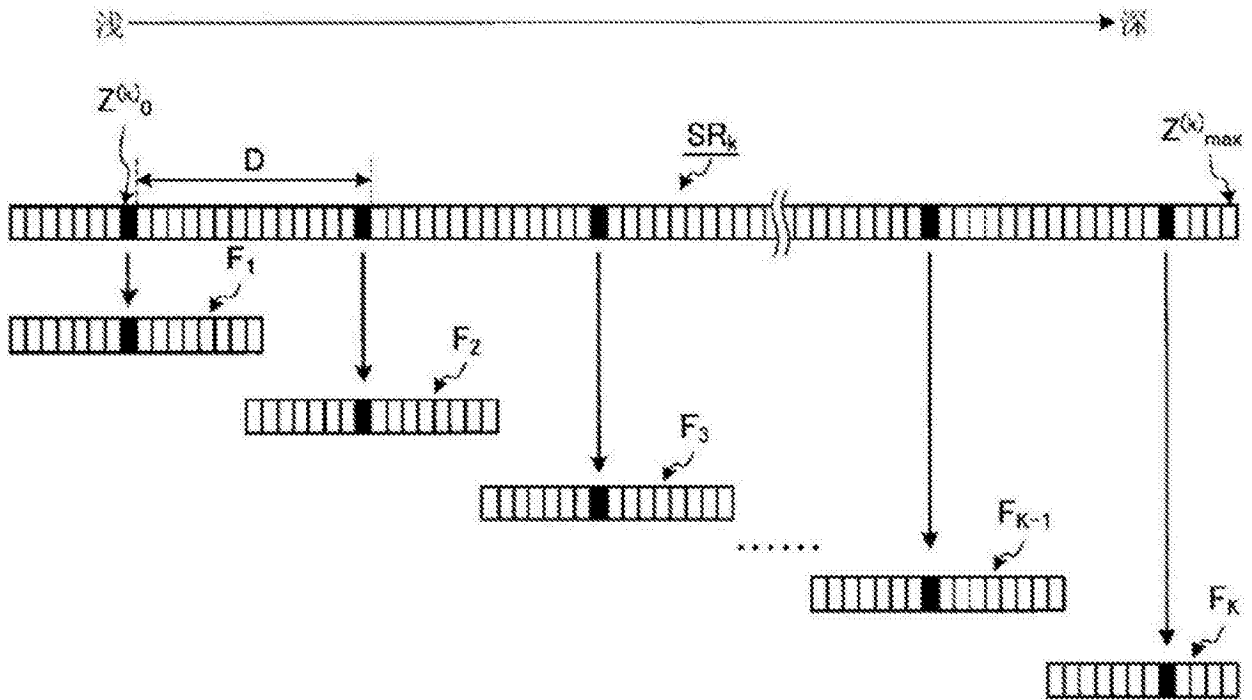


图6

从超声检测子站的设计原理

	0	ΔL	2ΔL	3ΔL	4ΔL	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
0																					
Δf		f(ΔL,ΔL)																			
2Δf																					
3Δf																					
4Δf																					
5																					
6																					
7																					
8																					
9																					
10																					
11																					
12																					
13																					
14																					
15																					
16																					
17																					
18																					
19																					
20																					

图7

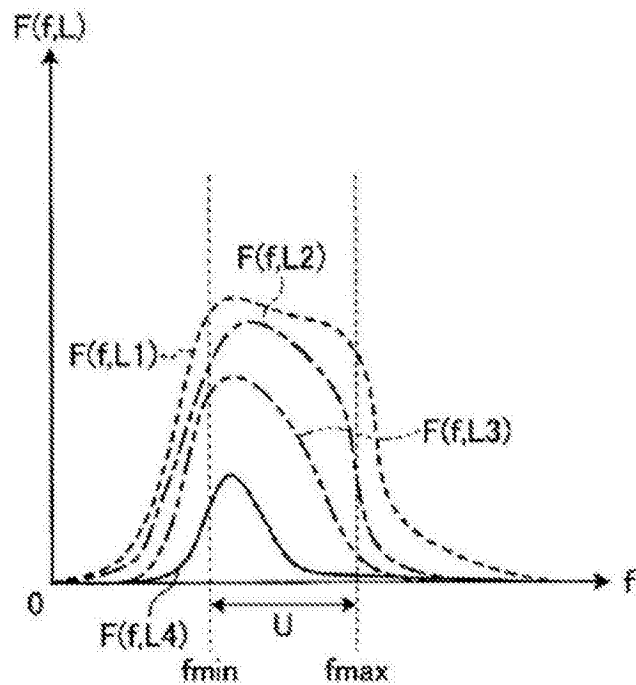


图8

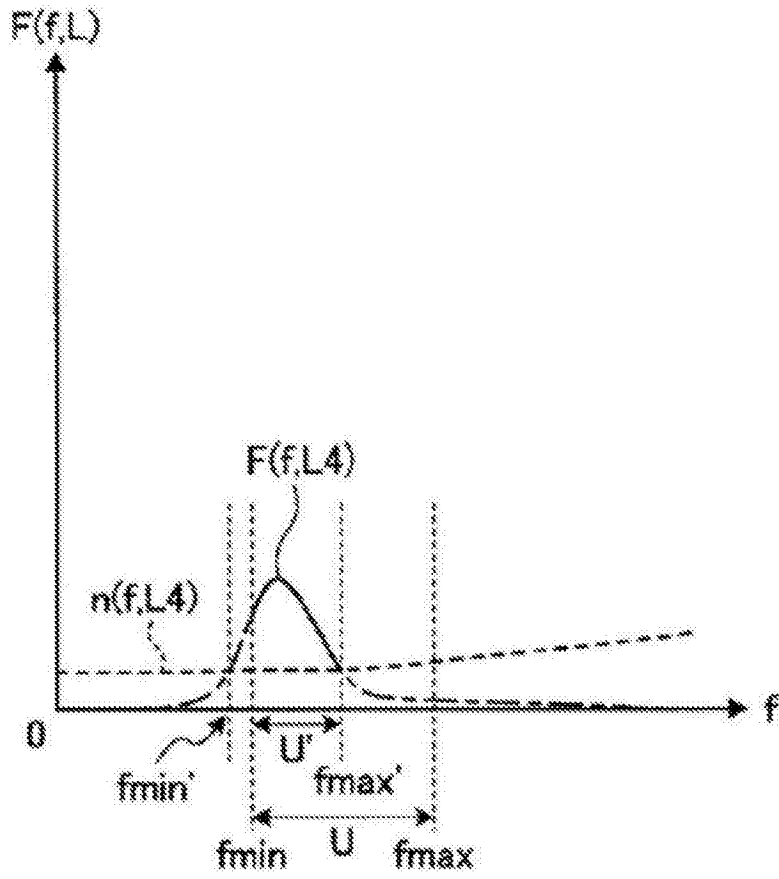


图9

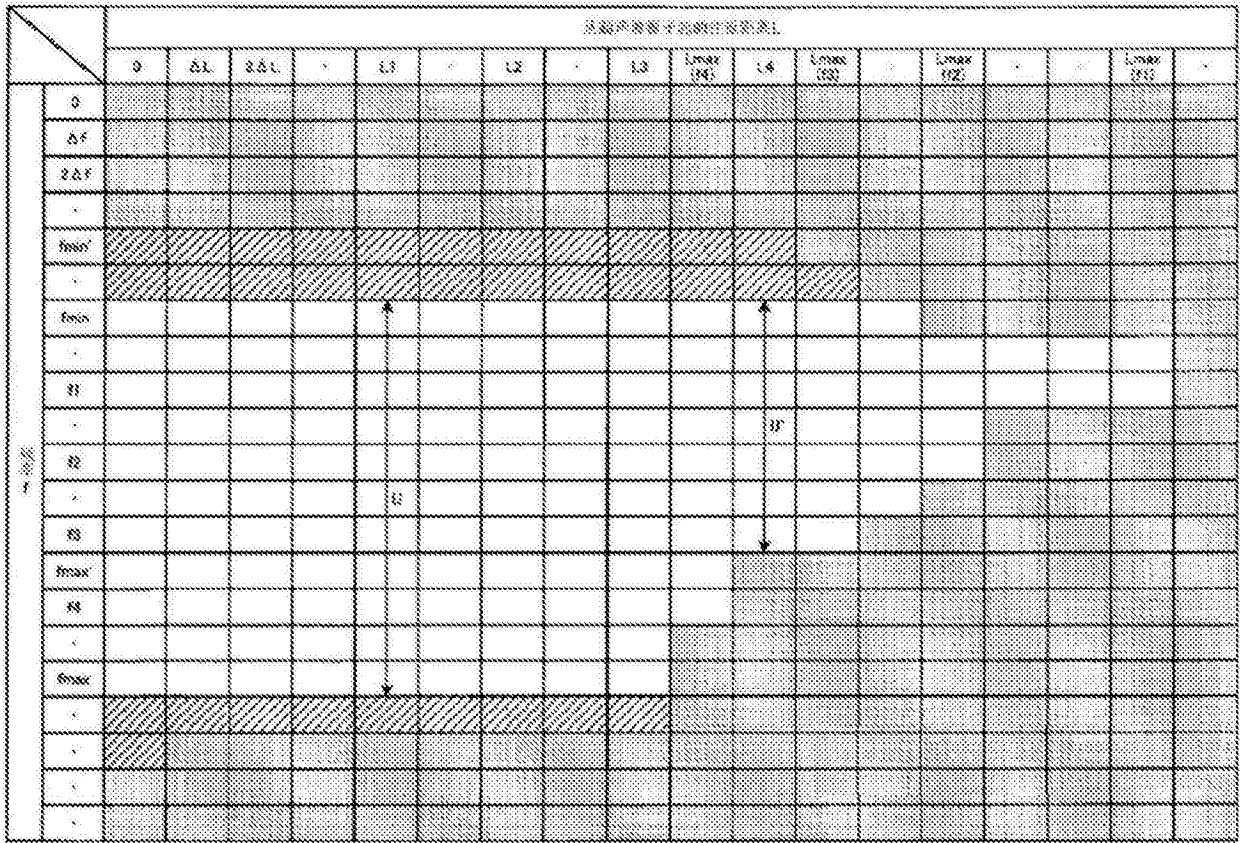


图10

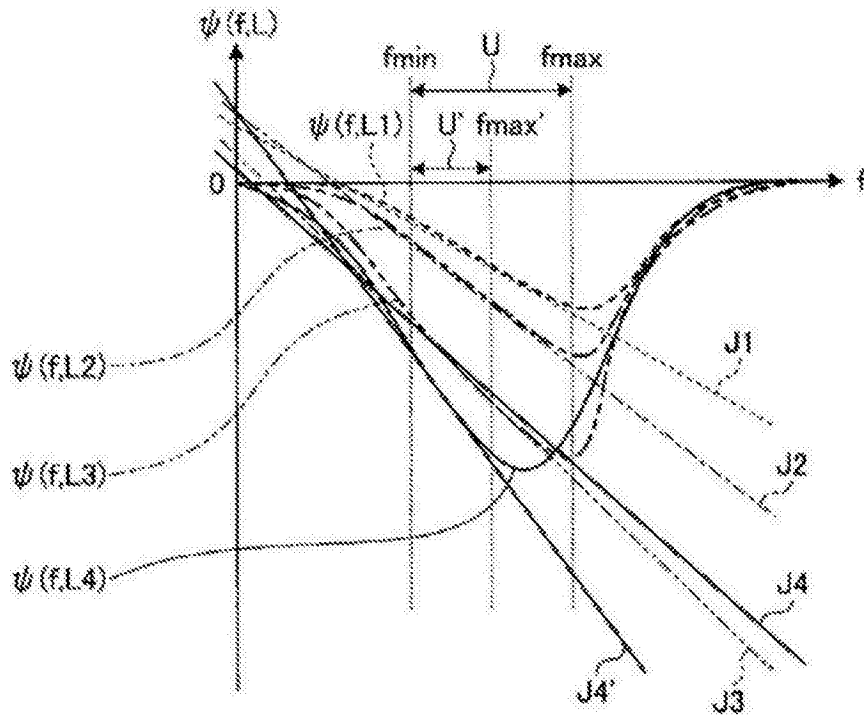


图11

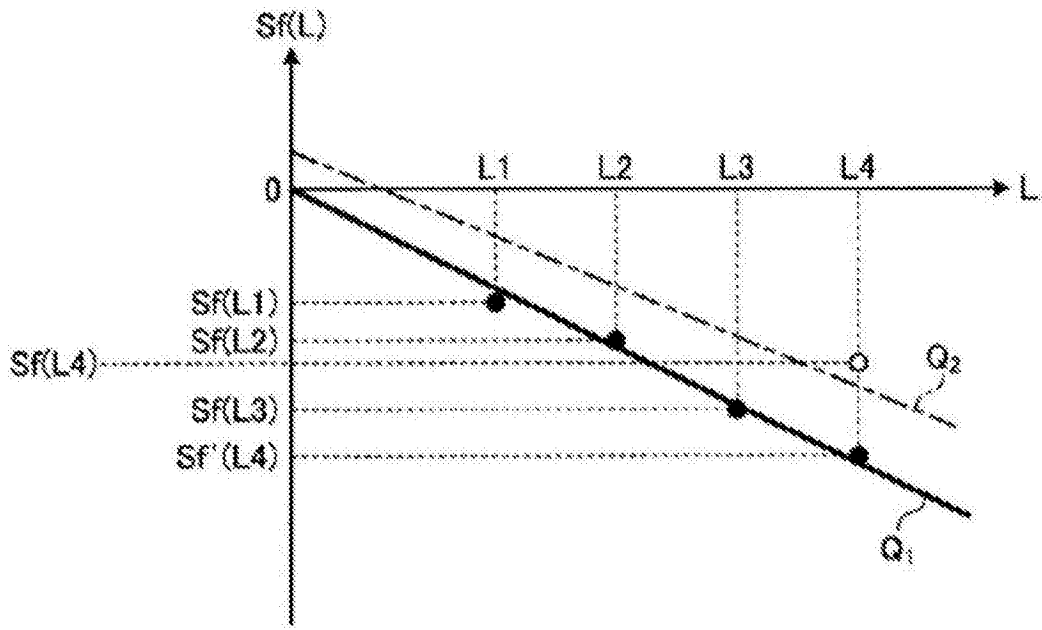


图12

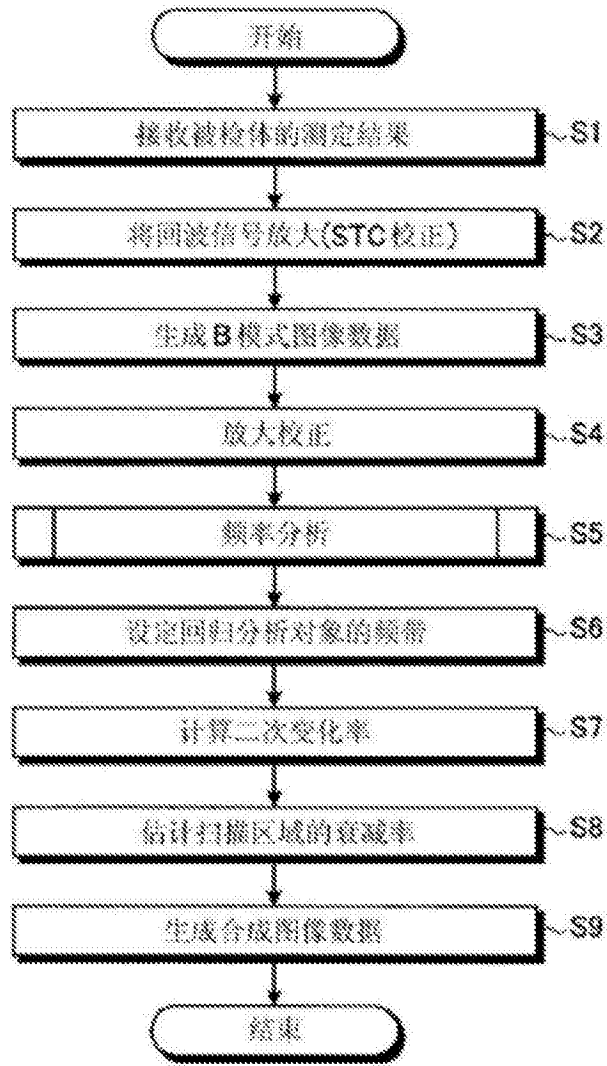


图13

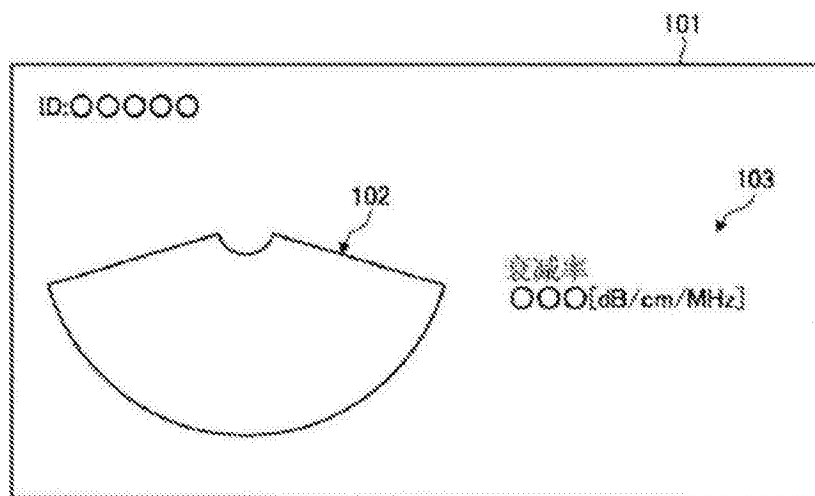


图14

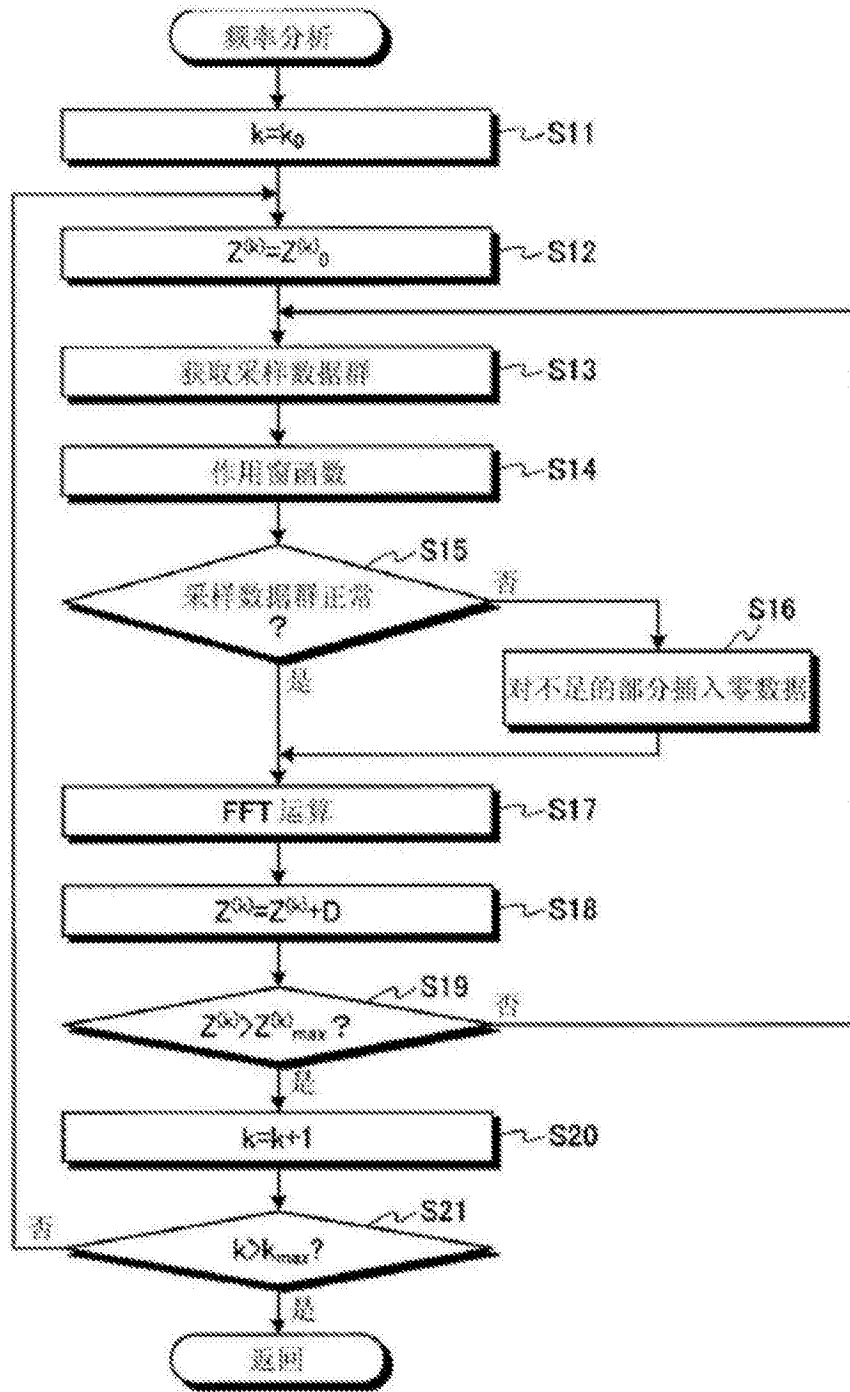


图15

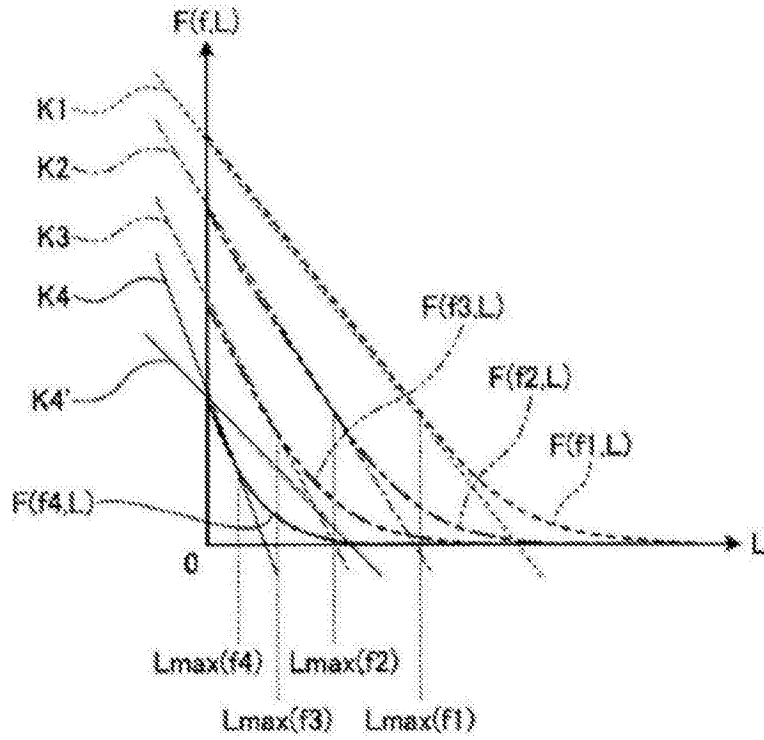


图16

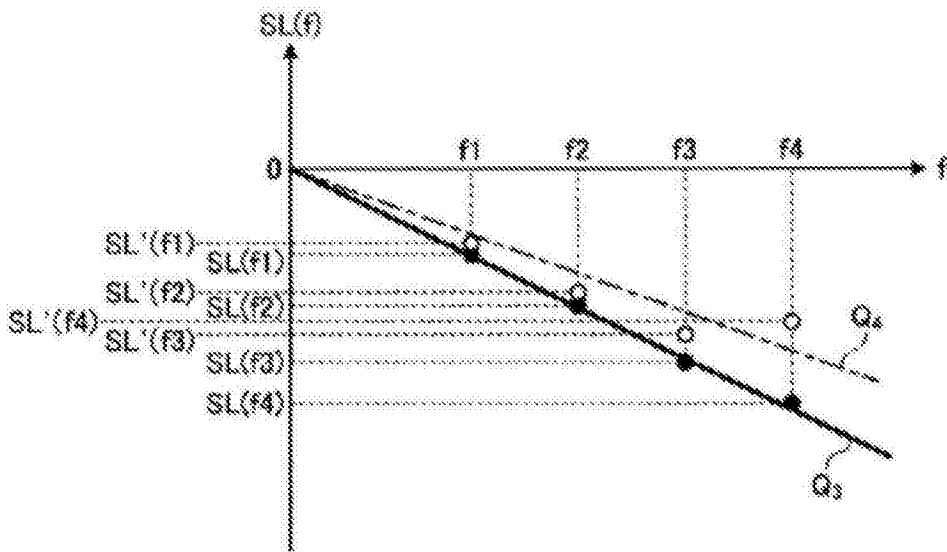


图17

11

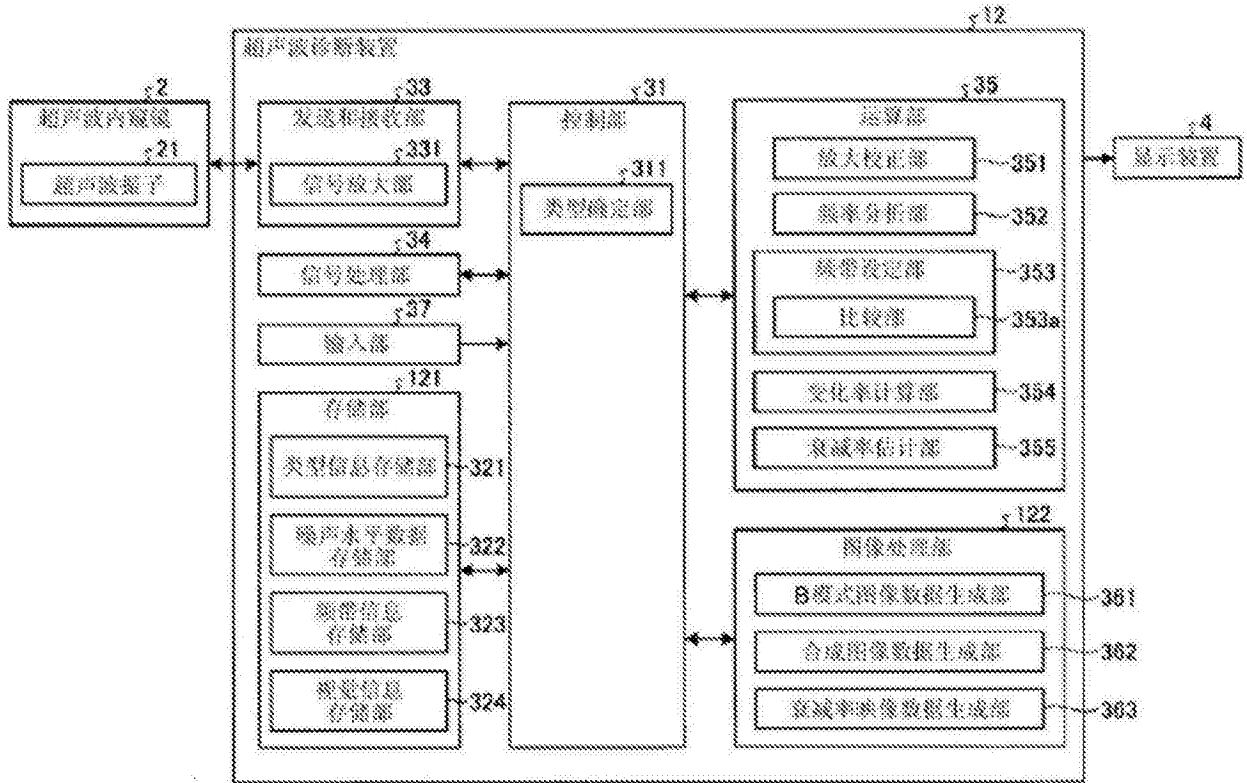


图18

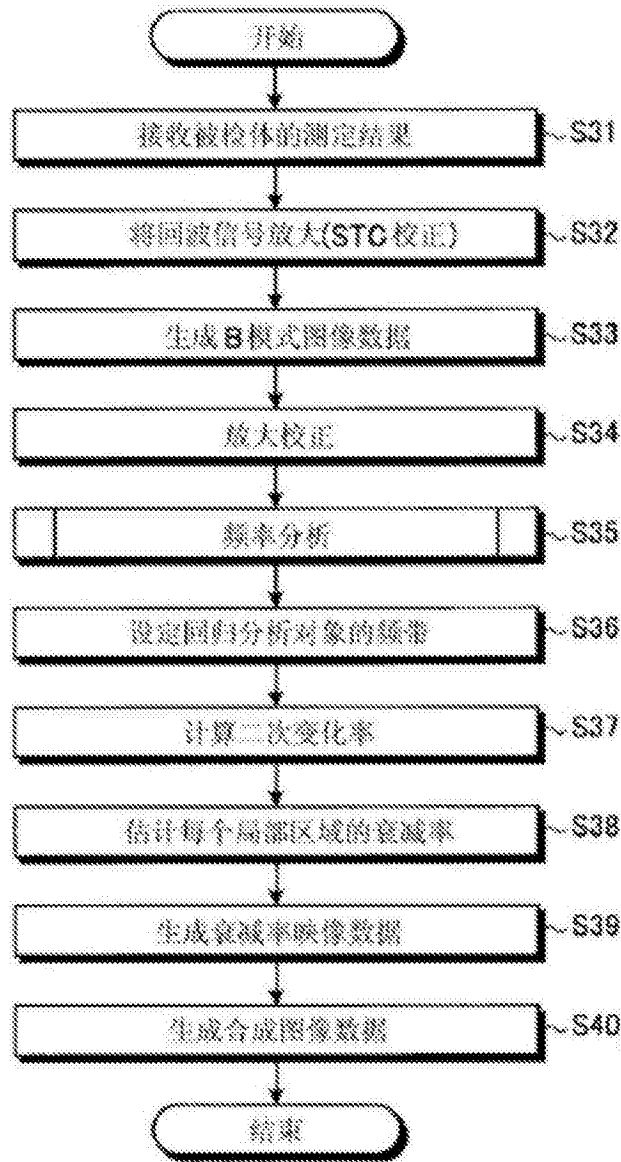


图19

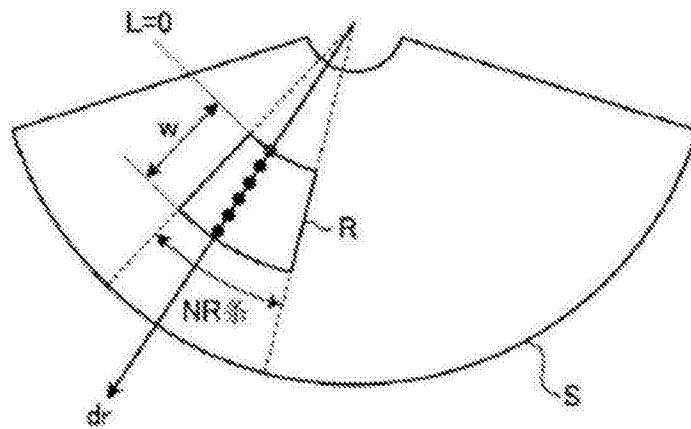


图20

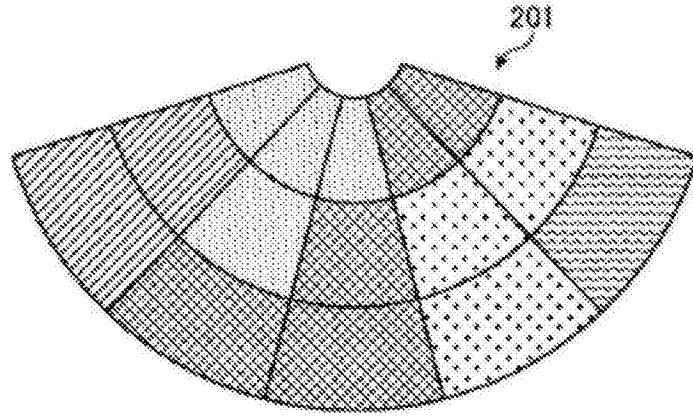


图21

专利名称(译)	一种超声波诊断装置、工作方法以及工作程序		
公开(公告)号	<a href="#">CN106473777A</a>	公开(公告)日	2017-03-08
申请号	CN201611136898.0	申请日	2016-12-12
[标]申请(专利权)人(译)	广东技术师范学院		
申请(专利权)人(译)	广东技术师范学院		
当前申请(专利权)人(译)	广东技术师范学院		
[标]发明人	向丹		
发明人	向丹		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08 G06F19/00		
代理人(译)	颜希文		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供了一种超声波诊断装置，根据由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像，该超声波探头具备向被检体发送超声波并接收由该被检体反射的超声波的超声波振子，该超声波诊断装置具备：频率分析部、变化率计算部、衰减率估计部、噪声水平数据存储部、频带设定部；所述超声波振子包含压电陶瓷片，由以石墨烯作为导电通道的辐照改性聚氨酯压电材料制成。同时公开了该超声波诊断装置的工作方法以及该超声波诊断装置的工作程序。本发明提供的阻尼材料以石墨烯作为导电通道，极大地提高了压电阻尼材料的能量转换效率，表现为阻尼效应极大的提高。本发明能够高精度且简单地计算超声波的衰减率，并且能够提高基于衰减率的图像的可靠性。

