



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103945773 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 23

(21) 申请号 201380003918. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 06. 28

A61B 8/12 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-167636 2012. 07. 27 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 05. 16

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/067911 2013. 06. 28

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/017255 JA 2014. 01. 30

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 野口裕雅

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

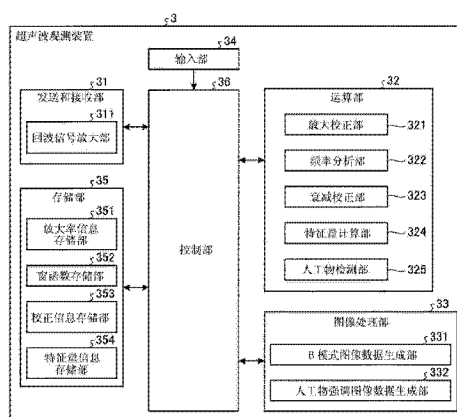
权利要求书2页 说明书13页 附图13页

(54) 发明名称

超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序

(57) 摘要

为了能够通过简单的结构来准确地检测被插入到被检体内的人工物的位置并且提高超声波图像中的人工物的视觉识别性,具备:频率分析部,其对从超声波探头接收到的回波信号的频率进行分析,由此计算频谱;特征量计算部,其计算出反映了空间上具有规则结构的人工物所特有的频谱形状的特征量;以及人工物强调图像数据生成部,其根据该特征量来生成对人工物进行了强调显示的图像。



1. 一种超声波观测装置,对检体发送超声波并且从接收由上述检体反射的超声波的超声波探头接收超声波的回波信号,对该回波信号实施信号处理,该超声波观测装置的特征在于,具备:

频率分析部,其通过对上述回波信号的频率进行分析来计算频谱;

特征量计算部,其计算反映了空间上具有规则结构的人工物所特有的频谱形状的特征量;以及

人工物强调图像数据生成部,其根据上述特征量来生成对上述人工物进行了强调显示的图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具备人工物检测部,该人工物检测部根据上述特征量计算部计算出的特征量来检测上述人工物的信息,

上述人工物强调图像数据生成部根据上述特征量和上述人工物检测部的检测结果来生成对上述人工物进行了强调的图像。

3. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述人工物为在前端部的表面上多个凹部在空间上形成规则图案的穿刺针。

4. 根据权利要求3所述的超声波观测装置,其特征在于,

在将邻接的上述凹部的间隔设为 d 、将上述超声波的波长设为 λ 、将对上述穿刺针的表面入射的超声波的入射角设为 θ 时,上述超声波探头能够接收满足

$$2d\sin\theta = n\lambda$$

的超声波,其中, n 为整数。

5. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述特征量计算部计算提供从上述频谱的强度的最大值起包含在规定范围内的强度的频带作为特征量。

6. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述特征量计算部通过回归分析以二次曲线对处于上述频谱中且包含使上述人工物具有特征的频率的频带进行近似,计算该二次曲线的二次系数作为特征量。

7. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述特征量计算部通过回归分析以直线对处于上述频谱中且包含使上述人工物具有特征的频率的频带进行近似,计算该直线的斜率作为特征量。

8. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述特征量计算部通过回归分析以直线对处于上述频谱中且包含使上述人工物具有特征的频率的频带进行近似,计算该直线的截距作为特征量。

9. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具备特征量信息存储部,该特征量信息存储部存储作为上述特征量计算部计算特征量时所需的特征量信息,

上述特征量计算部根据上述特征量信息存储部所存储的信息来计算特征量。

10. 一种超声波观测装置的动作方法,该超声波观测装置对检体发送超声波并且从接收由上述检体反射的超声波的超声波探头接收回波信号,对该回波信号实施信号处理,该超声波观测装置的动作方法的特征在于,包括:

频率分析步骤,通过由频率分析部对上述回波信号的频率进行分析来计算频谱;

特征量计算步骤,由特征量计算部计算反映了空间上具有规则结构的人工物所特有的频谱形状的特征量;以及

人工物强调图像数据生成步骤,由人工物强调图像数据生成部根据上述特征量来生成对上述人工物进行了强调显示的图像。

11. 一种超声波观测装置的动作程序,该超声波观测装置对检体发送超声波并且从接收由上述检体反射的超声波的超声波探头接收回波信号,对该回波信号实施信号处理,该超声波观测装置的动作程序的特征在于使该超声波观测装置执行以下步骤:

频率分析步骤,通过由频率分析部对上述回波信号的频率进行分析来计算频谱;

特征量计算步骤,由特征量计算部计算反映了空间上具有规则结构的人工物所特有的频谱形状的特征量;以及

人工物强调图像数据生成步骤,由人工物强调图像数据生成部根据上述特征量来生成对上述人工物进行了强调显示的图像。

超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序

技术领域

[0001] 本发明涉及一种使用超声波来观测检体的组织的超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序。

背景技术

[0002] 在使用超声波来观测被检体内的组织的超声波观测系统中,有时使用用于对被检体的关心部位进行穿刺的作为处置器具的穿刺针。在使用穿刺针的情况下,一边实时地确认其针尖的位置一边准确地对关心部位进行穿刺是非常重要的,要求超声波图像中的针尖的良好视觉识别性。

[0003] 以往,作为用于准确地掌握穿刺针的针尖位置的技术,公开了以下技术:通过拍摄人工物得到的参照用信号与接收信号之间的相关运算来对人工物进行强调处理(例如参照专利文献1)。另外,公开了一种通过位置传感器来确定穿刺针的位置的技术(例如参照专利文献2)。

[0004] 专利文献1:日本特开2006-175006号公报

[0005] 专利文献2:日本特开2005-323669号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 然而,在上述专利文献1所记载的技术中,在穿刺针从规定的区域偏离的情况下难以取得相关,用户有可能在图像中看不见针尖。

[0008] 另外,在上述专利文献2所记载的技术中,由于需要位置传感器,因此系统变得复杂,且价格高昂。

[0009] 本发明是鉴于上述情况而完成的,目的在于提供一种能够通过简单的结构来准确地检测被插入到被检体内的人工物的位置并且具有能够提高超声波图像中的人工物的视觉识别性的显示参数的超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序。

[0010] 用于解决问题的方案

[0011] 为了解决上述问题并达到目的,本发明所涉及的超声波观测装置对检体发送超声波并且从接收由上述检体反射的超声波的超声波探头接收超声波的回波信号,对该回波信号实施信号处理,该超声波观测装置的特征在于,具备:频率分析部,其通过对上述回波信号的频率进行分析来计算频谱;特征量计算部,其计算反映了空间上具有规则结构的人工物所特有的频谱形状的特征量;以及人工物强调图像数据生成部,其根据上述特征量来生成对上述人工物进行了强调显示的图像。

[0012] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,还具备人工物检测部,该人工物检测部根据上述特征量计算部计算出的特征量来检测上述人工物的信息,上

述人工物强调图像数据生成部根据上述特征量和上述人工物检测部的检测结果来生成对上述人工物进行了强调的图像。

[0013] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,上述人工物为在前端部的表面上多个凹部在空间上形成规则图案的穿刺针。

[0014] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,在将邻接的上述凹部的间隔设为 d 、将上述超声波的波长设为 λ 、将对上述穿刺针的表面入射的超声波的入射角设为 θ 时,上述超声波探头能够接收满足 $2d\sin\theta = n\lambda$ 的超声波,其中, n 为整数。

[0015] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,上述特征量计算部计算提供从上述频谱的强度的最大值起包含在规定范围内的强度的频带作为特征量。

[0016] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,上述特征量计算部通过回归分析以二次曲线对处于上述频谱中且包含使上述人工物具有特征的频率的频带进行近似,计算该二次曲线的二次系数作为特征量。

[0017] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,上述特征量计算部通过回归分析以直线对处于上述频谱中且包含使上述人工物具有特征的频率的频带进行近似,计算该直线的斜率作为特征量。

[0018] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,上述特征量计算部通过回归分析以直线对处于上述频谱中且包含使上述人工物具有特征的频率的频带进行近似,计算该直线的截距作为特征量。

[0019] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,还具备特征量信息存储部,该特征量信息存储部存储作为上述特征量计算部计算特征量时所需的信息的特征量信息,上述特征量计算部根据上述特征量信息存储部所存储的信息来计算特征量。

[0020] 本发明所涉及一种超声波观测装置的动作方法,该超声波观测装置对检体发送超声波并且从接收由上述检体反射的超声波的超声波探头接收回波信号,对该回波信号实施信号处理,该超声波观测装置的动作方法的特征在于,包括:频率分析步骤,通过由频率分析部对上述回波信号的频率进行分析来计算频谱;特征量计算步骤,由特征量计算部计算反映了空间上具有规则结构的人工物所特有的频谱形状的特征量;以及人工物强调图像数据生成步骤,由人工物强调图像数据生成部根据上述特征量来生成对上述人工物进行了强调显示的图像。

[0021] 本发明所涉及一种超声波观测装置的动作程序,该超声波观测装置对检体发送超声波并且从接收由上述检体反射的超声波的超声波探头接收回波信号,对该回波信号实施信号处理,该超声波观测装置的动作程序的特征在于使该超声波观测装置执行以下步骤:频率分析步骤,通过由频率分析部对上述回波信号的频率进行分析来计算频谱;特征量计算步骤,由特征量计算部计算反映了空间上具有规则结构的人工物所特有的频谱形状的特征量;以及人工物强调图像数据生成步骤,由人工物强调图像数据生成部根据上述特征量来生成对上述人工物进行了强调显示的图像。

[0022] 发明的效果

[0023] 根据本发明,能够提供一种超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序,计算反映了空间上具有规则结构的人工物所特有的频谱形状的特征量,根据该特征量来生成对人工物进行了强调显示的图像,因此能够通过简单的结构

来准确地检测被插入到被检体内的人工物的位置,并且具有能够提高超声波图像中的人工物的视觉识别性的显示参数。

附图说明

[0024] 图 1 是示意性地表示具备本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的超声波观测系统的结构的图。

[0025] 图 2 是示意性地表示超声波内窥镜的插入部前端部的结构的图。

[0026] 图 3 是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的结构的框图。

[0027] 图 4 是表示回波信号的接收深度与放大率之间的关系的图。

[0028] 图 5 是表示由本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置所具备的放大校正部进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系的图。

[0029] 图 6 是表示由本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置所具备的频率分析部计算出的频谱的例子的图。

[0030] 图 7 是示意性地表示由本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置所具备的衰减校正部进行的衰减校正处理的概要的图。

[0031] 图 8 是表示穿刺针的前端部的结构的局部放大图。

[0032] 图 9 是示意性地表示穿刺针的前端部中的散射波相互增强的状况的图。

[0033] 图 10 是表示 B 模式图像中的点状区域的回波信号的频谱(第一例)的图。

[0034] 图 11 是表示 B 模式图像中的点状区域的回波信号的频谱(第二例)的图。

[0035] 图 12 是说明本发明的一个实施方式中的特征量计算处理和人工物检测处理的概要(第一例)的图。

[0036] 图 13 是说明本发明的一个实施方式中的特征量计算处理和人工物检测处理的概要(第二例)的图。

[0037] 图 14 是表示超声波内窥镜系统的处理概要的流程图。

[0038] 图 15 是表示由频率分析部进行的处理概要的流程图。

[0039] 图 16 是示意性地表示一个声线的数据排列的图。

[0040] 图 17 是表示由显示装置显示的人工物强调图像的显示例的图。

[0041] 图 18 是说明本发明的一个实施方式的变形例 1 中的特征量计算处理和人工物检测处理的概要(第一例)的图。

[0042] 图 19 是说明本发明的一个实施方式的变形例 1 中的特征量计算处理和人工物检测处理的概要(第二例)的图。

[0043] 图 20 是说明本发明的一个实施方式的变形例 2 中的特征量计算处理和人工物检测处理的概要(第一例)的图。

[0044] 图 21 是说明本发明的一个实施方式的变形例 2 中的特征量计算处理和人工物检测处理的概要(第二例)的图。

[0045] 图 22 是说明本发明的一个实施方式的变形例 3 中的特征量计算处理和人工物检测处理的概要(第一例)的图。

[0046] 图 23 是说明本发明的一个实施方式的变形例 3 中的特征量计算处理和人工物检测处理的概要(第二例)的图。

[0047] 图 24 是表示由本发明的一个实施方式的变形例 4 所涉及的超声波观测装置的特征量信息存储部存储的特征量信息（第一例）的图。

[0048] 图 25 是表示由本发明的一个实施方式的变形例 4 所涉及的超声波观测装置的特征量信息存储部存储的特征量信息（第二例）的图。

具体实施方式

[0049] 以下,参照附图说明用于实施本发明的方式（以下称为“实施方式”）。

[0050] 图 1 是示意性地表示作为具备本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的超声波观测系统的一例的超声波内窥镜系统的结构的图。该图示出的超声波内窥镜系统 1 具备:超声波内窥镜 2,其能够插入到被检体内,具有发送脉冲状的超声波、另一方面接收在外部反射的超声波（回波）的功能,并且具有通过拍摄被摄体来生成图像信号的功能;超声波观测装置 3,其对从超声波内窥镜 2 接收到的电回波信号实施规定的处理来生成超声波图像;内窥镜观察装置 4,其根据由超声波内窥镜 2 生成的图像信号来生成内窥镜图像;显示装置 5,其使用由液晶或者有机 EL 等构成的显示面板来实现,能够显示由超声波观测装置 3 和内窥镜观察装置 4 生成的图像;光源装置 6,其用于提供从超声波内窥镜 2 的前端向外部射出的照明光;超声波线缆 7,其用于将超声波内窥镜 2 与超声波观测装置 3 电连接;视频线缆 8,其用于将超声波内窥镜 2 与内窥镜观察装置 4 电连接;以及光纤线缆 9,其用于将超声波内窥镜 2 与光源装置 6 连接,具有将由光源装置 6 产生的照明光提供给超声波内窥镜 2 的光纤。

[0051] 超声波内窥镜 2 具有被插入到体内的插入部 21、与插入部 21 的基端侧连结的操作部 22、从操作部 22 延伸的通用线缆 23 以及设置于通用线缆 23 的前端部的连接器 24。

[0052] 插入部 21 具有被设置于前端的超声波探头 211、与超声波探头 211 相联结并由硬质部件构成的硬性部 212、以能够弯曲的方式与硬性部 212 的基端侧相联结的弯曲部 213 以及被设置于弯曲部 213 的基端侧并且具有挠性的挠性管部 214。在插入部 21 的内部设置有用于传送照明光的光导件以及用于传送各种电信号的多个信号线,并且形成有用于使处置器具贯通的处置器具贯通通道（未图示）。

[0053] 图 2 是示意性地示出插入部 21 的前端部的结构的图。超声波探头 211 为凸面型的超声波探头,具有多个超声波振子按规则排列而成的振子部 215。超声波振子具有声透镜、压电元件和整合层,获取对比被检体的体壁更靠内部的超声波断层图像作出贡献的超声波信号。多个超声波振子被排列为形成凸型的圆弧。

[0054] 在硬性部 212 的前端部形成有用于使各种处置器具伸出的处置器具通道 212a。在图 2 中示出作为处置器具的穿刺针 101 从处置器具通道 212a 伸出的情况。根据插入部 21 的种类来决定穿刺针 101 从处置器具通道 212a 伸出的伸出角度。此外,还能够将用于调整穿刺针 101 的伸出角度的机构设置于插入部 21。

[0055] 超声波探头 211 具有将从超声波观测装置 3 接收到的电脉冲信号变换为超声波脉冲（声脉冲信号）并且将在外部的检体处反射的超声波回波变换为电回波信号的功能。由超声波探头 211 变换得到的回波信号经由超声波线缆 7 被发送到超声波观测装置 3。此外,超声波探头 211 中的超声波振子的扫描方式可以是电子扫描方式也可以是机械扫描方式。

[0056] 在硬性部 212 的前端部设置有摄像元件（未图示）,该摄像元件对位于规定的视野

区域的被摄体进行拍摄而生成内窥镜图像用的图像信号。由摄像元件生成的摄像信号经由视频线缆 8 被发送到内窥镜观察装置 4。

[0057] 从硬性部 212 的前端部能够照射由光源装置 6 提供的照明光。具体地说,在硬性部 212 的前端部设置有照明窗(未图示),该照明窗用于照射从光源装置 6 传送过来的照明光。

[0058] 操作部 22 具有:弯曲手柄 221,其在上下方向或者左右方向上对弯曲部 213 进行弯曲操作;多个操作部件 222,其用于进行各种操作;以及处置器具插入口 223,其与形成于插入部 21 内的处置器具用贯通通道连通,用于将处置器具插入到处置器具用贯通通道。

[0059] 在通用线缆 23 中贯通有用于传递电信号的多个信号线、用于传送照明光的光纤等(未图示)。

[0060] 连接器 24 用于与超声波观测装置 3、内窥镜观察装置 4 以及光源装置 6 之间分别经由超声波线缆 7、视频线缆 8 以及光纤线缆 9 进行信号的发送和接收。

[0061] 接着,说明超声波观测装置 3 的结构。图 3 是表示超声波观测装置 3 的结构的框图。该图示出的超声波观测装置 3 是从超声波探头 211 接收回波信号并对该回波信号实施信号处理的装置。超声波观测装置 3 具备:发送和接收部 31,其与超声波内窥镜 2 和显示装置 5 之间进行电信号的发送和接收;运算部 32,其对从超声波内窥镜 2 接收到的回波信号实施规定的运算;图像处理部 33,其生成与回波信号对应的图像数据;输入部 34,其使用键盘、鼠标、触摸面板等的接口来实现,接收各种信息的输入;存储部 35,其存储用于进行利用超声波的检体观测的各种信息;以及控制部 36,其对超声波观测装置 3 进行动作控制。

[0062] 发送和接收部 31 与超声波探头 211 电连接,将脉冲信号发送到超声波探头 211,并且从超声波探头 211 接收回波信号。具体地说,发送和接收部 31 根据预先设定的波形和发送定时来生成脉冲信号,将所生成的该脉冲信号发送到超声波探头 211。

[0063] 发送和接收部 31 具有对回波信号进行放大的回波信号放大部 311。具体地说,回波信号放大部 311 进行 STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正,回波信号的接收深度越大,以越高的放大率进行放大。图 4 是表示回波信号的接收深度与放大率之间的关系的图。图 4 示出的接收深度 z 是根据从超声波的接收开始时间点起的经过时间而计算出的量。如图 4 所示,在接收深度 z 小于阈值 z_{th} 的情况下,放大率 β (dB) 随着接收深度 z 的增加而从 β_0 向 β_{th} ($>\beta_0$) 线性增加。另外,在接收深度 z 为阈值 z_{th} 以上的情况下,放大率 β 取固定值 β_{th} 。阈值 z_{th} 的值是从检体接收的超声波信号大部分衰减而噪声处于支配地位的值。更通常地,在接收深度 z 小于阈值 z_{th} 的情况下,放大率 β 随着接收深度 z 的增加而单调增加即可。

[0064] 发送和接收部 31 在对由回波信号放大部 311 放大得到的回波信号实施滤波等处理之后,通过实施 A/D 变换来生成数字 RF 信号并输出。此外,在超声波探头 211 为使多个超声波振子进行电扫描的探头的情况下,发送和接收部 31 具有与多个超声波振子对应的束合成用的多通道电路。

[0065] 运算部 32 具有:放大校正部 321,其对由发送和接收部 31 输出的数字 RF 信号进行放大校正,该放大校正使放大率与接收深度无关地成为固定;频率分析部 322,其对进行了放大校正的数字 RF 信号实施高速傅立叶变换(FFT)来进行频率分析,由此计算出频谱;衰减校正部 323,其对由频率分析部 322 计算出的频谱进行衰减校正处理,该衰减校正处理

用于削减依赖于超声波的接收深度和频率的超声波的衰减的贡献；特征量计算部 324，其计算反映了空间上具有规则结构的人工物所特有的频谱形状的特征量作为反映了由衰减校正部 323 实施衰减校正所得到的频谱的特征量；以及人工物检测部 325，其根据由特征量计算部 324 计算出的特征量，将来自空间上具有规则结构的人工物的反射信号检测为该人工物的信息。

[0066] 图 5 是表示由放大校正部 321 进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系图。如图 5 所示，由放大校正部 321 进行的放大处理中的放大率在接收深度 z 为零时成为最大值 $\beta_{th} - \beta_0$ ，直到接收深度 z 从零到达阈值 z_{th} 为止线性减少，在接收深度 z 为阈值 z_{th} 以上时为零。放大校正部 321 通过这样决定的放大率对数字 RF 信号进行放大校正，由此抵消回波信号放大部 311 中的 STC 校正的影响，能够输出固定放大率 β_{th} 的信号。此外，放大校正部 321 的接收深度 z 与放大率 β 之间的关系根据回波信号放大部 311 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。

[0067] 频率分析部 322 对于各声线（行数据），对由规定的数量构成的 FFT 数据群进行高速傅立叶变换，由此计算出声线上的多个位置（数据位置）处的频谱。频谱示出根据检体的组织性状不同而不同的趋势。这是由于，频谱与作为散射超声波的散射体的检体的大小、密度、声阻抗等具有相关性。在本实施方式中，“组织性状”是指例如癌症、内分泌肿瘤、粘液性肿瘤、正常组织、脉管等中的任一个。

[0068] 图 6 是表示由频率分析部 322 计算出的频谱的例子图。在图 6 中，横轴 f 为频率，纵轴 I 为强度。此外，在此所指“强度”是电压、电力、声压、声能等参数中的任一个。在图 6 示出的频谱曲线 C_1 中，频谱的下限频率 f_{LOW} 和上限频率 f_{HIGH} 是根据超声波探头 211 的频带、由发送和接收部 31 发送的脉冲信号的频带等而决定的参数，例如 $f_{LOW} = 3\text{MHz}$ 、 $f_{HIGH} = 10\text{MHz}$ 。在本实施方式中，曲线和直线由离散的点的集合构成。

[0069] 图 7 是示意性地示出由衰减校正部 323 进行的衰减校正处理的概要图。如图 7 所示，衰减校正部 323 进行以下校正：在频谱曲线 C_1 中，对频带内的所有频率 f ($f_{LOW} < f < f_{HIGH}$) 的强度 I ，分别加上通过以下式 (1) 决定的衰减量 A 。

[0070] $A = 2\alpha zf \cdots (1)$

[0071] 在此， α 为衰减率， z 为超声波的接收深度， f 为频率。根据观察对象的种类来决定衰减率 α 的值。例如，在观察对象为生物体的情况下，为 $\alpha = 0.0 \sim 1.0$ (dB/cm/MHz)，更优选为 $\alpha = 0.3 \sim 0.7$ (dB/cm/MHz)。另外，在观察对象为胰腺的情况下，决定为 $\alpha = 0.6$ (dB/cm/MHz)。此外，在本实施方式中，还能够设为能够根据来自输入部 34 的输入来变更衰减率 α 的值这种结构。

[0072] 这样通过衰减校正部 323 进行衰减校正，得到削减了随着超声波的传播产生的衰减的贡献的新频谱曲线 C_1' 。其结果，抑制了在接收深度大的区域内由于衰减的影响而信号强度下降从而图像变暗，能够得到整个画面具有均匀的明亮度的图像。

[0073] 特征量计算部 324 计算与以衰减校正部 323 实施衰减校正后的频谱的峰强度为上限的规定范围（以下称为强度宽度）对应的频率的带宽作为特征量。

[0074] 人工物检测部 325 根据由特征量计算部 324 计算出的特征量，将来自空间上具有规则结构的人工物的反射信号检测为人工物的信息。作为空间上具有规则结构的人工物，例如可举出后述的穿刺针 101、超声波标记器等。

[0075] 图像处理部 33 具有 :B 模式图像数据生成部 331,其根据回波信号来生成 B 模式图像数据 ;以及人工物强调图像数据生成部 332,其在人工物检测部 325 检测出来自人工物的反射信号的情况下,生成对该人工物的位置进行强调显示的人工物强调图像数据。从超声波内窥镜 2 接收的回波信号是基于极坐标的数据。因此,图像处理部 33 生成将极坐标变换为正交坐标而附加到各像素的图像数据。

[0076] B 模式图像数据生成部 331 对数字信号进行带通滤波、对数变换、增益处理、对比度处理等使用了公知技术的信号处理,并且进行数据的间隔剔除等,由此生成 B 模式图像数据,其中,与根据显示装置 5 中的图像的显示范围而决定的数据步长相应地进行数据的间隔剔除。B 模式图像例如是使作为颜色空间采用 RGB 表色系的情况下的变量即 R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)的值一致的灰度图像。用户能够通过输入部 34 来任意地设定 B 模式图像中的关心区域。

[0077] 人工物强调图像数据生成部 332 通过对人工物附加容易与其周围部分区分的颜色或者将人工物的亮度设为大于其周围的部分的亮度来生成人工物强调图像数据。

[0078] 输入部 34 使用键盘、鼠标、触摸面板等的接口来实现。输入部 34 接收信息的输入,该信息是观察由图像处理部 33 生成的图像的超声波观测装置 3 的用户指定关心区域的信息。

[0079] 存储部 35 具有 :放大率信息存储部 351,其存储回波信号放大部 311 和放大校正部 321 进行放大处理时参照的放大率的信息 ;窗函数存储部 352,其存储频率分析部 322 进行频率分析处理时使用的窗函数 ;校正信息存储部 353,其存储衰减校正部 323 进行处理时参照的校正信息 (包含式 (1)) ;以及特征量信息存储部 354,其存储人工物检测部 325 检测人工物时参照的与特征量有关的信息。

[0080] 放大率信息存储部 351 存储图 4 和图 5 示出的放大率与接收深度之间的关系。窗函数存储部 352 存储 Hamming、Hanning、Blackman 等窗函数中的至少一个窗函数。

[0081] 存储部 35 使用预先存储了超声波观测装置 3 的动作程序、启动规定的 OS 的程序等的 ROM 以及存储各处理的运算参数、数据等的 RAM 等来实现。

[0082] 控制部 36 使用具有运算和控制功能的 CPU 来实现。控制部 36 从存储部 35 读出由存储部 35 存储、保存的信息以及包含超声波观测装置 3 的动作程序的各种程序,执行与超声波观测装置 3 的动作方法相关联的各种运算处理,从而统一控制超声波观测装置 3。

[0083] 此外,也能够将超声波观测装置 3 的动作程序记录到硬盘、快闪存储器、CD-ROM、DVD-ROM、软盘等计算机可读的记录介质而广泛流通。

[0084] 接着,说明作为应用于超声波内窥镜系统 1 的处置器具的穿刺针 101 的前端部的结构。图 8 是穿刺针 101 的前端部的局部放大图。在穿刺针 101 的前端部,多个大致呈凹球面状的微小的凹部 102 在空间上形成规则图案。为了高效率地散射从超声波探头 211 发送的超声波使得容易通过 B 模式图像来描绘而设置多个凹部 102。在图 8 示出的情况下,以邻接的凹部 102 的间隔完全相等的方式形成有多个凹部 102。

[0085] 当对穿刺针 101 发送超声波时,各凹部 102 使声波散射而如点声源那样发挥功能。当将由超声波探头 211 发送的超声波 (发送波) 的波长设为 λ 、将相邻的凹部 102 的间隔设为 d 、将对穿刺针 101 的表面入射的发送波的入射角 (发送波的入射方向与穿刺针 101 的表面的法线方向所形成的角) 设为 θ 时,关于穿刺针 101 的前端部的散射波,仅满足以下

条件式 (2) 的波长相互增强 (参照图 9)。

$$[0086] \quad 2d \sin \theta = n \lambda \quad \cdots (2)$$

[0087] 在此,右边的 n 为整数。超声波探头 211 能够高效率地接收满足式 (2) 的条件的散射波。

[0088] 通常,发送波包含各种频率的波,但是满足式 (2) 的整数 n 的数量顶多几个。因此,在如穿刺针 101 的前端部那样空间上具有规则结构的部分处散射的超声波具有窄频带的频谱。因而,超声波观测装置 3 通过使用频谱进行信号处理,能够将来自穿刺针 101 的前端部那样的人工物的回波信号与来自生物体组织等的回波信号加以区别。

[0089] 在以下说明中,设为空间上具有规则结构的人工物为穿刺针 101,但是这仅是一例,这是不言而喻的。

[0090] 接着,说明由超声波观测装置 3 进行的处理的特征。图 10 和图 11 是表示 B 模式图像中的点状区域的回波信号的频谱的图。具体地说,图 10 示出点状区域与生物体组织对应的情况下的频谱,图 11 示出点状区域与穿刺针 101 的前端部对应的情况下的频谱。该两个频谱是从相同深度获取到的频谱,由传播引起的衰减、向谐波的能量移动等的影响为相同程度。因而,能够说频谱的差异主要是由反射体的性状差异引起的。此外,在此所指的“点状区域”意味着极微小且还包括周围的具有展宽的区域。因此,例如即使是穿刺针 101 的前端部所处的区域,有时也包含少许其周围的生物体组织的信息。

[0091] 当将图 10 示出的谱曲线 L_1 与图 11 示出的谱曲线 L_2 进行比较时,谱曲线 L_2 呈以频率 f_0 的位置 P 为峰的形状,与此相对,谱曲线 L_1 在频率 f_0 附近呈向右下的直线状。谱曲线 L_2 的形状是在来自在空间上形成规则图案的部分的反射信号中产生的,认为是由穿刺针 101 的多个凹部 102 引起的散射波相互增强的结果。与此相对,在谱曲线 L_1 中,看不到谱曲线 L_2 那样窄频带的峰。这是由于,生物体组织不像穿刺针 101 的前端部那样在空间上具有规则结构。

[0092] 图 12 和图 13 是说明本实施方式中的特征量计算处理和人工物检测处理的概要的图。特征量计算部 324 计算与以频谱的峰值为上限的强度宽度 ΔI 对应的频率 f 的带宽 Δf 作为特征量。人工物检测部 325 将由特征量计算部 324 作为特征量而计算出的带宽 Δf 与阈值 Δf_{th} 进行比较,由此判断频谱是否为穿刺针 101 的前端部。具体地说,在带宽 Δf 小于 Δf_{th} 的情况下,人工物检测部 325 判断为该频谱为穿刺针 101 的前端部的频谱。

[0093] 图 12 示出的谱曲线 L_1 的带宽 Δf_1 大于 Δf_{th} ($\Delta f_1 > \Delta f_{th}$)。与此相对,图 13 示出的谱曲线 L_2 的带宽 Δf_2 小于 Δf_{th} ($\Delta f_2 < \Delta f_{th}$)。在该情况下,人工物检测部 325 检测为与谱曲线 L_2 对应的物质为穿刺针 101 的前端部。

[0094] 这样,超声波观测装置 3 通过使用频谱,能够在 B 模式图像中可靠地检测如穿刺针 101 的前端部那样空间上具有规则结构的人工物。

[0095] 图 14 是表示具有上述结构的超声波内窥镜系统 1 的处理的概要的流程图。首先,超声波内窥镜 2 通过超声波探头 211 进行新检体的测量 (步骤 S1)。

[0096] 接着,从超声波探头 211 接收到回波信号的回波信号放大部 311 对该回波信号进行放大 (步骤 S2)。在此,回波信号放大部 311 根据图 4 示出的放大率 β 与接收深度 z 之间的关系来进行放大。

[0097] 之后,B 模式图像数据生成部 331 使用从发送和接收部 31 输出的 B 模式图像用回

波信号来生成 B 模式图像数据 (步骤 S3)。

[0098] 接着,控制部 36 进行控制,使显示装置 5 显示与由 B 模式图像数据生成部 331 生成的 B 模式图像数据对应的 B 模式图像 (步骤 S4)。

[0099] 之后,在经由输入部 34 进行关心区域的设定的情况下 (步骤 S5:“是”),放大校正部 321 对从发送和接收部 31 输出的信号进行校正,使放大率与接收深度无关地成为固定 (步骤 S6)。在此,放大校正部 321 根据图 5 示出的放大率 β 与接收深度 z 之间的关系来进行放大处理,此外,还能够将关心区域设定为与 B 模式图像整体相当的区域。

[0100] 另一方面,在没有进行关心区域的设定的情况下 (步骤 S5:“否”),在通过输入部 34 输入了结束处理的指示时 (步骤 S7:“是”),超声波观测装置 3 结束处理。与此相对,在没有进行关心区域的设定的情况下 (步骤 S5:“否”),在没有通过输入部 34 输入结束处理的指示时 (步骤 S7:“否”),超声波观测装置 3 返回到步骤 S5。

[0101] 在步骤 S6 之后,频率分析部 322 通过 FFT 运算来进行频率分析,由此计算出频谱 (步骤 S8)。在该步骤 S8 中,还能够将图像的全部区域设定为关心区域。

[0102] 在此,参照图 15 示出的流程图来详细说明由频率分析部 322 进行的处理 (步骤 S8)。首先,频率分析部 322 将最初成为分析对象的声线的声线编号 L 设为初始值 L_0 (步骤 S21)。例如可以对发送和接收部 31 最初接收到的声线附加初始值 L_0 ,也可以对与通过输入部 34 设定的关心区域的左右一侧的边界位置对应的声线附加初始值 L_0 。

[0103] 接着,频率分析部 322 计算出设定于一个声线上的多个数据位置的全部位置的频谱。首先,频率分析部 322 设定代表用于进行 FFT 运算而获取的一系列数据群 (FFT 数据群) 的数据位置 Z (相当于接收深度) 的初始值 Z_0 (步骤 S22)。图 16 是示意性地示出一个声线的数据排列的图。在该图示出的声线 LD 中,白色或者黑色的长方形意味着一个数据。以与发送和接收部 31 进行的 A/D 变换中的采样频率 (例如 50MHz) 对应的时间间隔使声线 LD 离散化。在图 16 中,示出将声线 LD 的第一个数据设定为数据位置 Z 的初始值 Z_0 的情况。此外,图 16 严格来说仅是一例,能够任意地设定初始值 Z_0 的位置。例如,也可以将与关心区域的上端位置对应的数据位置 Z 设定为初始值 Z_0 。

[0104] 之后,频率分析部 322 获取数据位置 Z 的 FFT 数据群 (步骤 S23),使由窗函数存储部 352 存储的窗函数作用于获取到的 FFT 数据群 (步骤 S24)。通过这样使窗函数作用于 FFT 数据群,能够避免 FFT 数据群在边界处不连续,从而能够防止产生伪像。

[0105] 接着,频率分析部 322 判断数据位置 Z 的 FFT 数据群是否为正常的的数据群 (步骤 S25)。在此,FFT 数据群需要具有 2 的乘方个数据数。以下,将 FFT 数据群的数据数设为 2^n (n 为正的整数)。FFT 数据群为正常是指数据位置 Z 在 FFT 数据群中位于从前方起第 2^{n-1} 个位置处。换言之,FFT 数据群为正常是指在数据位置 Z 的前方存在 $2^{n-1}-1$ (设为 $=N$) 个数据而在数据位置 Z 的后方存在 2^{n-1} (设为 $=M$) 个数据。在图 16 示出的情况下, $n=4$ ($N=7, M=8$),FFT 数据群 F_2, F_3, F_{K-1} 正常,另一方面,FFT 数据群 F_1, F_K 异常。

[0106] 在步骤 S25 中的判断结果是数据位置 Z 的 FFT 数据群为正常的情况下 (步骤 S25:“是”),频率分析部 322 转移到后述的步骤 S27。

[0107] 在步骤 S25 中的判断结果是数据位置 Z 的 FFT 数据群不正常的情况下 (步骤 S25:“否”),频率分析部 322 对不足部分插入零数据,由此来生成正常的 FFT 数据群 (步骤 S26)。在追加零数据之前使窗函数作用于在步骤 S25 中判断为不正常的 FFT 数据群。因此,即使

对 FFT 数据群插入零数据,也不产生数据的不连续。在步骤 S26 之后,频率分析部 322 转移到后述的步骤 S27。

[0108] 在步骤 S27 中,频率分析部 322 使用 FFT 数据群来进行 FFT 运算,由此得到频谱(步骤 S27)。作为这种频谱的例子,可举出图 6 示出的谱曲线 C_1 。

[0109] 接着,频率分析部 322 对数据位置 Z 加上规定的步长 D 而计算出下一个分析对象的 FFT 数据群的数据位置 Z (步骤 S28)。期望步长 D 与 B 模式图像数据生成部 331 生成 B 模式图像数据时利用的步长一致,但是在想要削减频率分析部 322 中的运算量的情况下,也可以是比 B 模式图像数据生成部 331 所利用的步长大的值。在图 16 中示出 $D = 15$ 的情况。

[0110] 之后,频率分析部 322 判断数据位置 Z 是否大于最终数据位置 $Z_{\max}$ (步骤 S29)。最终数据位置 $Z_{\max}$ 可以是声线 LD 的数据长度,也可以是与关心区域的下端对应的数据位置。在判断的结果是数据位置 Z 大于最终数据位置 $Z_{\max}$ 的情况下(步骤 S29:“是”),频率分析部 322 对声线编号 L 增加 1(步骤 S30)。另一方面,在数据位置 Z 为最终数据位置 $Z_{\max}$ 以下的情况下(步骤 S29:“否”),频率分析部 322 返回到步骤 S23。这样,频率分析部 322 针对一个声线 LD,对 $[(Z_{\max} - Z_0)/D] + 1 (= K)$ 个 FFT 数据群进行 FFT 运算。在此, $[X]$ 表示不超过 X 的最大整数。

[0111] 在通过步骤 S30 增加之后的声线编号 L 大于最终声线编号 $L_{\max}$ 的情况下(步骤 S31:“是”),频率分析部 322 返回到图 14 示出的主例程。另一方面,在通过步骤 S30 增加之后的声线编号 L 为最终声线编号 $L_{\max}$ 以下的情况下(步骤 S31:“否”),频率分析部 322 返回到步骤 S22。

[0112] 这样,频率分析部 322 对 $(L_{\max} - L_0 + 1)$ 个声线各自进行 K 次的 FFT 运算。此外,例如可以对由发送和接收部 31 接收到的最终的声线附加最终声线编号 $L_{\max}$,也可以对与关心区域的左右的任一个边界对应的声线附加最终声线编号 $L_{\max}$ 。

[0113] 接在上述说明的步骤 S8 的频率分析处理之后,衰减校正部 323 对由频率分析部 322 进行 FFT 运算计算出的频谱进行衰减校正(步骤 S9)。衰减校正部 323 根据数据的采样频率求出数据位置 Z ,将该数据位置 Z 代入到上述式(1)的接收深度 z ,由此计算出超声波的衰减量 A 。之后,衰减校正部 323 使用针对每个频率计算出的衰减量 A 来进行频谱的衰减校正。作为表示由衰减校正部 323 进行衰减校正得到的结果的具体例,可举出图 7 示出的谱曲线 C_1' 。

[0114] 在此,说明由衰减校正部 323 求出数据位置 Z 的运算的具体例。在数据的采样频率为 50MHz 的情况下,采样的时间间隔为 $1/50(\text{MHz}) = 20(\text{nsec})$ 。在此,当将声速设为 1530(m/sec) 时,数据的采样距离间隔成为 $1530(\text{m/sec}) \times 20(\text{nsec})/2 = 0.0153(\text{mm})$ 。当将从声线 LD 的第一个数据起到处理对象的 FFT 数据群的数据位置为止的数据步长数设为 k 时,将数据位置 Z 求出为 $0.0153k(\text{mm})$ 。

[0115] 接着,特征量计算部 324 根据在步骤 S9 中得到的频谱来计算特征量(步骤 S10)。具体地说,特征量计算部 324 计算与以频谱的最大值为上限的强度宽度 ΔI 对应的带宽 Δf 作为特征量。

[0116] 之后,人工物检测部 325 使用由特征量计算部 324 计算出的带宽 Δf 来检测人工物(步骤 S11)。具体地说,人工物检测部 325 将由特征量计算部 324 计算出的带宽 Δf 与

阈值 Δf_{th} 的大小进行比较, 将 $\Delta f < \Delta f_{th}$ 这样的频谱检测为来自人工物的反射信号的频谱。

[0117] 接着, 人工物强调图像数据生成部 332 使用由 B 模式图像数据生成部 331 生成的 B 模式图像数据以及人工物检测部 325 的检测结果来生成人工物强调图像数据 (步骤 S12)。

[0118] 之后, 控制部 36 将由人工物强调图像数据生成部 332 生成的人工物强调图像数据发送到显示装置 5 (步骤 S13)。图 17 是表示由显示装置 5 显示的人工物强调图像的显示例的图。该图示出的人工物强调图像 201 包含强调部 202, 该强调部 202 对与穿刺针 101 的前端部相当的位置进行强调。在人工物强调图像 201 中, 在检测出人工物的情况下, 强调显示该人工物, 因此在被检体内操作穿刺针 101 的情况下, 用户能够容易且准确地掌握穿刺针 101 的前端部的位置。

[0119] 此外, 超声波内窥镜系统 1 也可以周期性地反复进行上述说明的步骤 S1 ~ S13 的处理。

[0120] 根据上述说明的本发明的一个实施方式, 能够提供一种超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序, 其计算反映了空间上具有规则结构的人工物所特有的频谱形状的特征量, 根据该特征量来生成对人工物进行了强调显示的图像 (人工物强调显示图像), 因此能够以简单的结构来准确地检测被插入到被检体内的人工物的位置, 并且具有能够提高超声波图像中的人工物的视觉识别性的显示参数。

[0121] 另外, 根据本实施方式, 生成针对与人工物有关的检测结果进行强调显示的人工物强调图像数据, 因此能够提高超声波图像中的人工物的视觉识别性。

[0122] 另外, 根据本实施方式, 为了检测人工物而仅在装置内进行信号处理即可, 不需要使用其它外部设备、药剂等。因此, 也不会强迫用户进行烦杂的操作。

[0123] (变形例 1)

[0124] 图 18 和图 19 是说明本实施方式的变形例 1 中的特征量计算处理和人工物检测处理的概要的图。在本变形例 1 中, 特征量计算部 324 通过规定的频带 $FB_1 = \{f | f_{min} \leq f \leq f_{max}\}$ 中的频谱回归分析, 使用二次式 (抛物线) 进行近似, 作为特征量计算近似抛物线的平方系数。在此, 将频带 FB_1 设定为作为要素包含峰频率 f_0 , 在该峰频率 f_0 处提供穿刺针 101 前端部的频谱中的强度的峰。此外, 设为在特征量信息存储部 354 中预先存储峰频率 f_0 和频带 FB 。

[0125] 使用以下式 (3) 来提供频带 FB_1 的近似抛物线。

[0126] $I = p(f - f_a)^2 + q \quad \cdots (3)$

[0127] 在此, 为 $f_a \in F$ 。另外, 平方系数 p 的绝对值 $|p|$ 越大, 则抛物线呈越展开的形状。例如, 当将图 18 示出的生物体组织的近似抛物线 Pb_1 与图 19 示出的穿刺针 101 的前端部的近似抛物线 Pb_2 进行比较时, 近似抛物线 Pb_1 的 $|p|$ 的值大。

[0128] 在本变形例 1 中, 人工物检测部 325 将阈值 $|p_{th}|$ 与平方系数 p 的绝对值 $|p|$ 进行比较, 将满足 $|p| < |p_{th}|$ 的近似抛物线的频谱检测为来自人工物的频谱。

[0129] (变形例 2)

[0130] 图 20 和图 21 是说明本实施方式的变形例 2 中的特征量计算处理和人工物检测处理的概要的图。在本变形例 2 中, 特征量计算部 324 通过回归分析, 用直线近似以峰频率 f_0 为最大值的频带 $FB_2 = \{f | f_1 \leq f \leq f_0\}$, 作为特征量计算出近似直线的斜率 (一次系数)。此外, 设为在特征量信息存储部 354 中预先存储峰频率 f_0 和频带 FB_2 。

[0131] 使用以下式 (4) 来提供频带 FB_2 的近似直线。

[0132] $I = af + b \quad \cdots (4)$

[0133] 在此,当将图 20 示出的生物体组织的近似直线 SL_1 与图 21 示出的穿刺针 101 前端部的近似直线 SL_2 进行比较时,近似直线 SL_2 具有正的斜率 ($a > 0$),另一方面,近似直线 SL_1 具有负的斜率 ($a < 0$)。

[0134] 在本变形例 2 中,人工物检测部 325 将阈值 $a_{th} (> 0)$ 与近似直线的斜率 a 进行比较,将满足 $a > a_{th}$ 的近似直线的频谱检测为来自人工物的频谱。

[0135] (变形例 3)

[0136] 图 22 和图 23 是说明本实施方式的变形例 3 中的特征量计算处理和人工物检测处理的概要的图。在本变形例 3 中,特征量计算部 324 通过回归分析,用直线近似以峰频率 f_0 为最小值的频带 $FB_3 = \{f | f_0 \leq f \leq f_2\}$ (参照式 (4)),作为特征量计算出近似直线的截距 b 。此外,设为在特征量信息存储部 354 中预先存储峰频率 f_0 和频带 FB_3 。

[0137] 当将图 22 示出的生物体组织的近似直线 SL_3 与图 23 示出的穿刺针 101 前端部的近似直线 SL_4 进行比较时,近似直线 SL_4 的从峰起的负的斜率的绝对值大,因此截距的值比近似直线 SL_3 的大。

[0138] 在本变形例 3 中,人工物检测部 325 将阈值 $b_{th} (> 0)$ 与近似直线的截距 b 进行比较,将满足 $b > b_{th}$ 的近似直线的频谱检测为来自人工物的频谱。

[0139] 此外,在本变形例 3 中,也可以将求出近似直线的频带设为与变形例 2 相同的频带 FB_2 。另外,在本变形例 3 中,也能够将斜率 a 设为特征量。

[0140] (变形例 4)

[0141] 图 24 是表示本实施方式的变形例 4 中由特征量信息存储部 354 存储的特征量信息的图。在本变形例 4 中,特征量信息存储部 354 根据超声波内窥镜 2 (观测器) 与穿刺针 101 的组合来存储强度宽度与带宽的阈值的组合。例如,在将穿刺针 A 插入到观测器 I 来使用的情况下,用于检测穿刺针 A 的强度宽度与带宽的阈值的组合是 $(\Delta I_1, \Delta f_{th1})$ 。另外,在将穿刺针 B 插入到观测器 II 来使用的情况下,用于检测穿刺针 B 的强度宽度与带宽的阈值的组合是 $(\Delta I_3, \Delta f_{th3})$ 。

[0142] 这样,特征量信息存储部 354 根据超声波内窥镜 2 与穿刺针 101 的种类的组合来存储特征量,因此能够根据超声波内窥镜 2 与穿刺针 101 的种类进行更高精度的人工物的检测。

[0143] 图 25 是表示本变形例 4 中由特征量信息存储部 354 存储的特征量信息的其它例的图。在图 25 示出的情况下,特征量信息存储部 354 根据超声波内窥镜 2 (观测器) 与穿刺针 101 的组合设定频带和抛物线的展开 (二次系数) 的阈值。例如,在将穿刺针 A 插入到观测器 I 来使用的情况下,用于检测穿刺针 A 的频带为 $\{f_a, f_b\}$,近似抛物线的二次系数的阈值为 $|p_{th1}|$ 。另外,在将穿刺针 B 插入到观测器 I 来使用的情况下,用于检测穿刺针 B 的频带为 $\{f_c, f_e\}$,抛物线的展开的阈值为 $|p_{th3}|$ 。在此, $\{A, B\}$ 是指频带为 $\{f | A \leq f \leq B\}$ 。

[0144] 此外,特征量信息存储部 354 也可以存储频带与近似直线的斜率或者截距的阈值作为特征量信息。

[0145] 另外,特征量信息存储部 354 也可以存储在本变形例 4 中说明的全部组合作为特征量信息。在该情况下,可以设为能够由用户通过输入部 34 来任意地选择人工物检测用的

特征量,也可以设为由人工物检测部 325 对所有特征量进行处理,根据其处理结果来检测人工物。在人工物检测部 325 根据对所有特征量的处理结果来检测人工物的情况下,将针对多个特征量中规定数的特征量判断为是人工物的检测为人工物即可。

[0146] 此外,与超声波内窥镜 2 的机型相应地,穿刺针 101 伸出的角度是固定的,因此也可以存储该伸出的角度作为特征量信息。在该情况下,还能够预先设定穿刺针 101 伸出的方向的附近区域,将该附近区域设为由特征量计算部 324 计算特征量的计算对象区域或者设为由人工物强调图像数据生成部 332 生成人工物强调图像数据的生成对象区域。

[0147] (其它实施方式)

[0148] 目前为止,说明了用于实施本发明的方式,但是本发明并不限定于上述实施方式。例如在本发明中,也可以使用频谱的强度的峰值来检测人工物。

[0149] 另外,在本发明中,鉴于在穿刺针的前端没有形成凹部,也可以与最接近前端的凹部同前端位置之间的距离相应地进行校正而生成人工物强调图像数据。

[0150] 另外,在本发明中,超声波观测系统也可以是使超声波探头与被检体的体表面接触来进行观察的类型。在该情况下,作为由超声波观测装置设为检测对象的人工物,例如能够举出从被检体的体表面插入到内部的穿刺针。

[0151] 此外,本发明能够应用为空间上具有规则结构的所有结构的强调显示技术。因而,例如即使是生物体组织,如果空间上具有规则结构,则也能够进行强调显示。

[0152] 这样,本发明在不脱离权利要求书所记载的技术思想的范围内能够包含各种实施方式。

[0153] 附图标记说明

[0154] 1:超声波内窥镜系统;2:超声波内窥镜;3:超声波观测装置;4:内窥镜观察装置;5:显示装置;6:光源装置;7:超声波线缆;8:视频线缆;9:光纤线缆;21:插入部;22:操作部;23:通用线缆;24:连接器;31:发送和接收部;32:运算部;33:图像处理部;34:输入部;35:存储部;36:控制部;101:穿刺针;102:凹部;201:人工物强调图像;202:强调部;211:超声波探头;212:硬性部;212a:处置器具通道;213:弯曲部;214:挠性管部;215:振子部;221:弯曲手柄;222:操作部件;223:处置器具插入口;311:回波信号放大部;321:放大校正部;322:频率分析部;323:衰减校正部;324:特征量计算部;325:人工物检测部;331:B 模式图像数据生成部;332:人工物强调图像数据生成部;351:放大率信息存储部;352:窗函数存储部;353:校正信息存储部;354:特征量信息存储部。

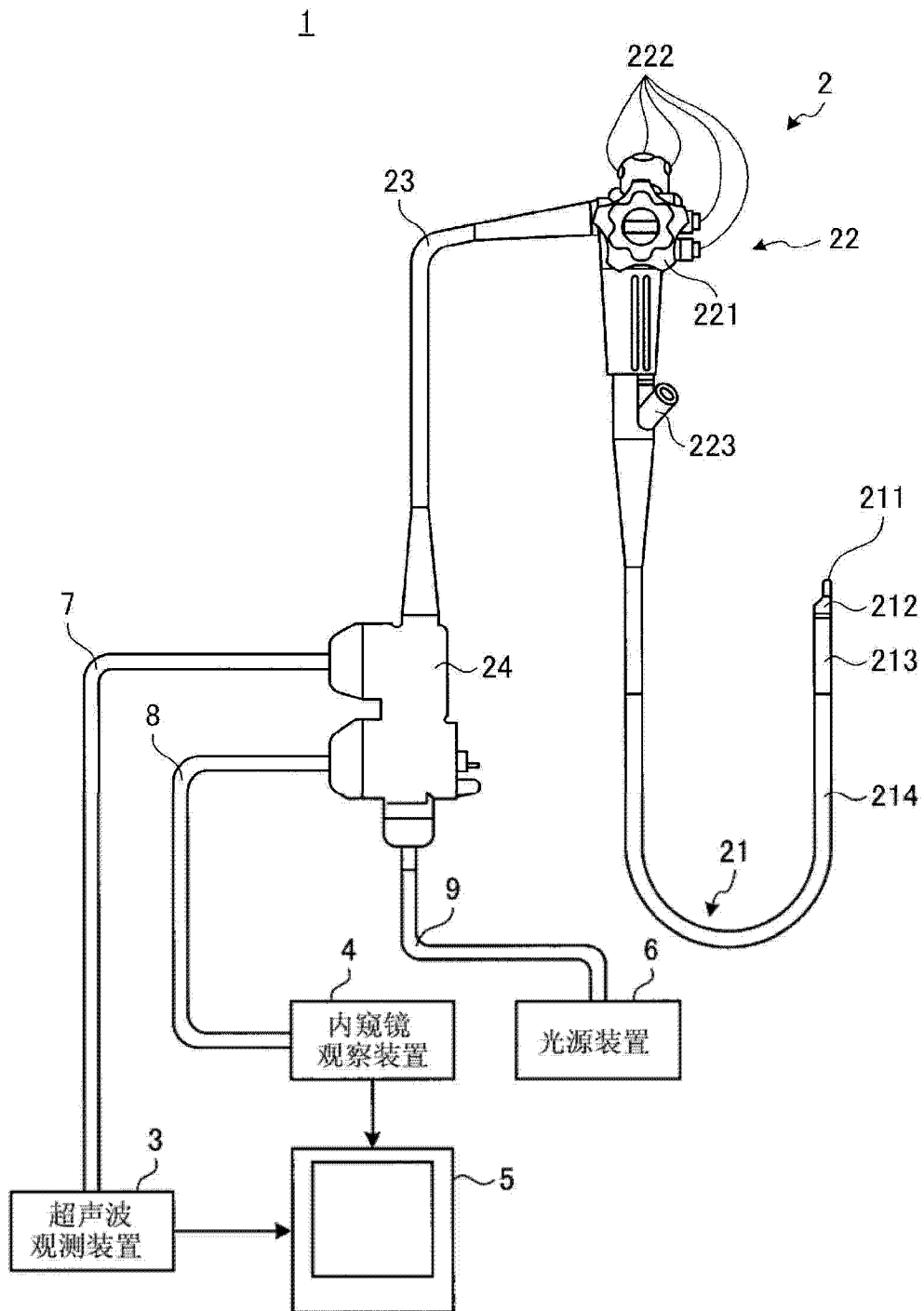


图 1

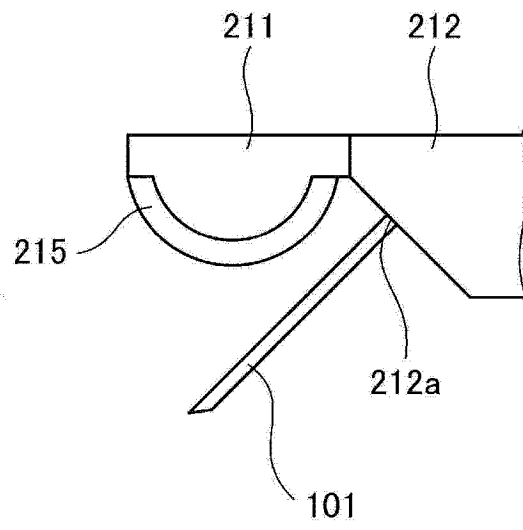


图 2

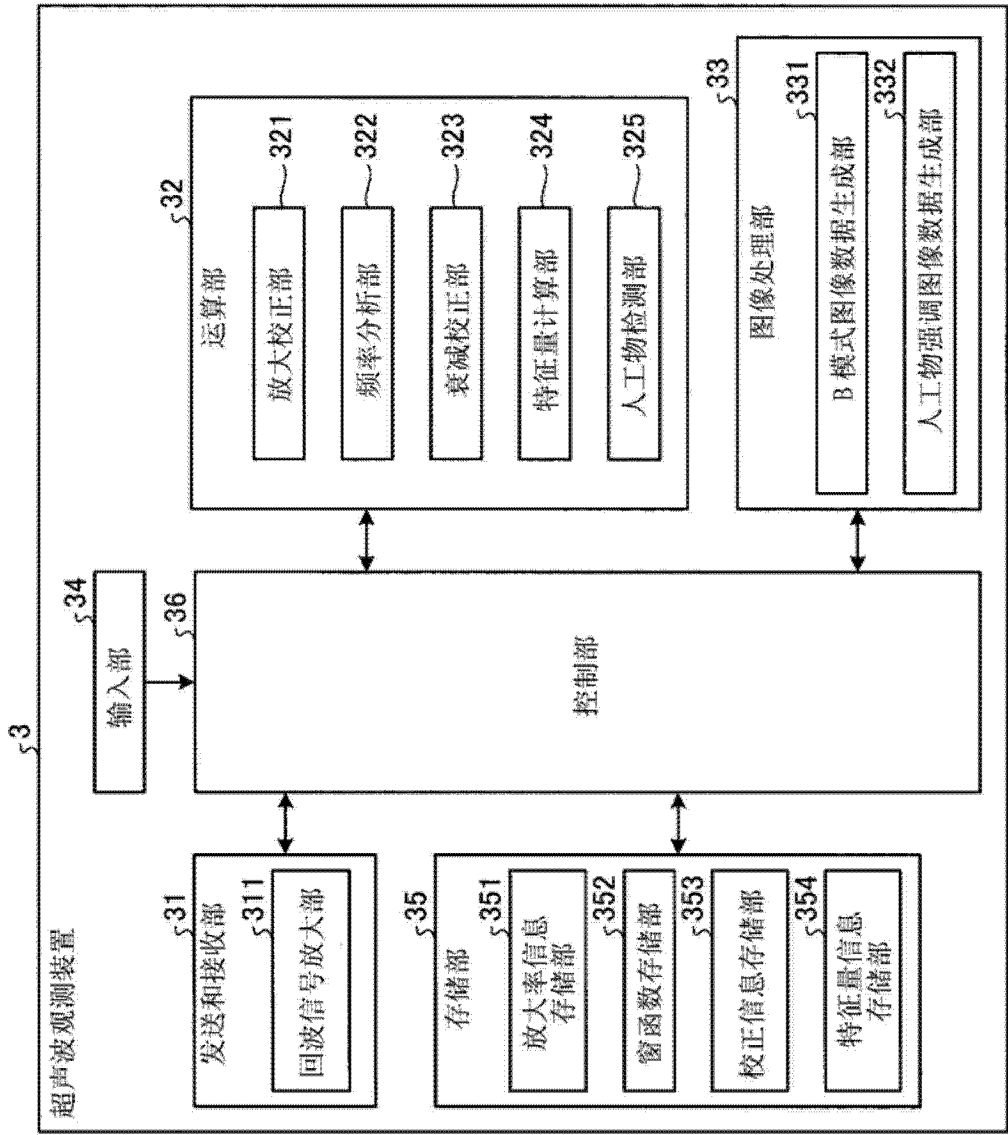


图 3

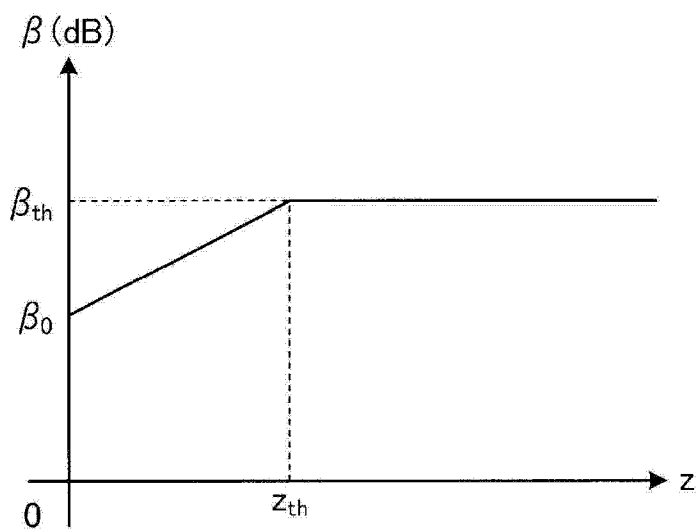


图 4

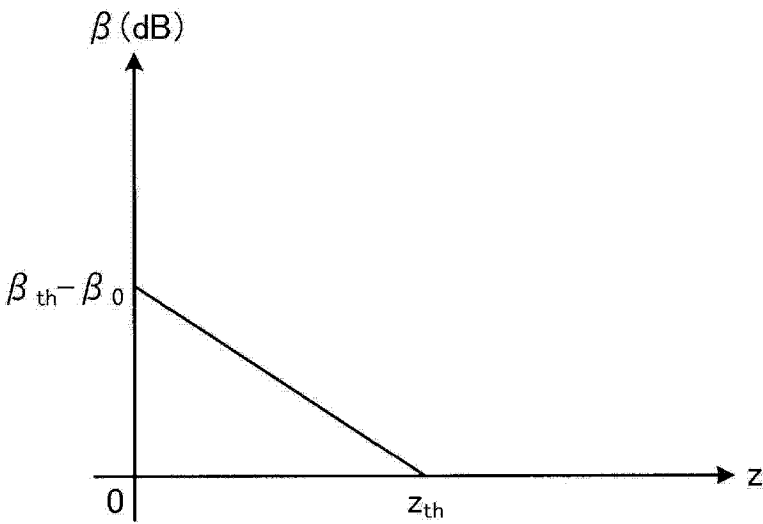


图 5

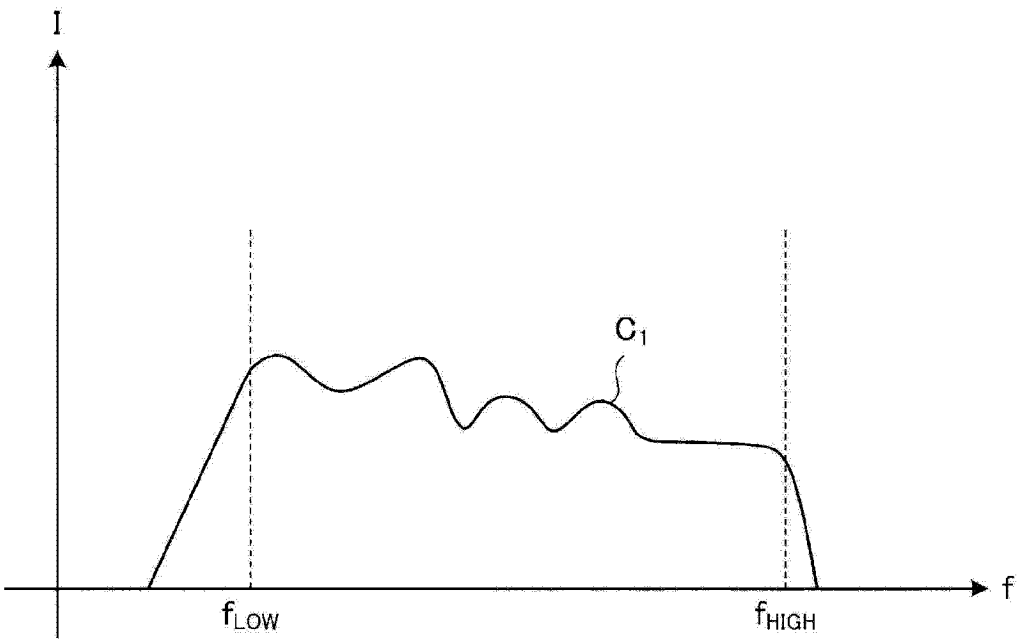


图 6

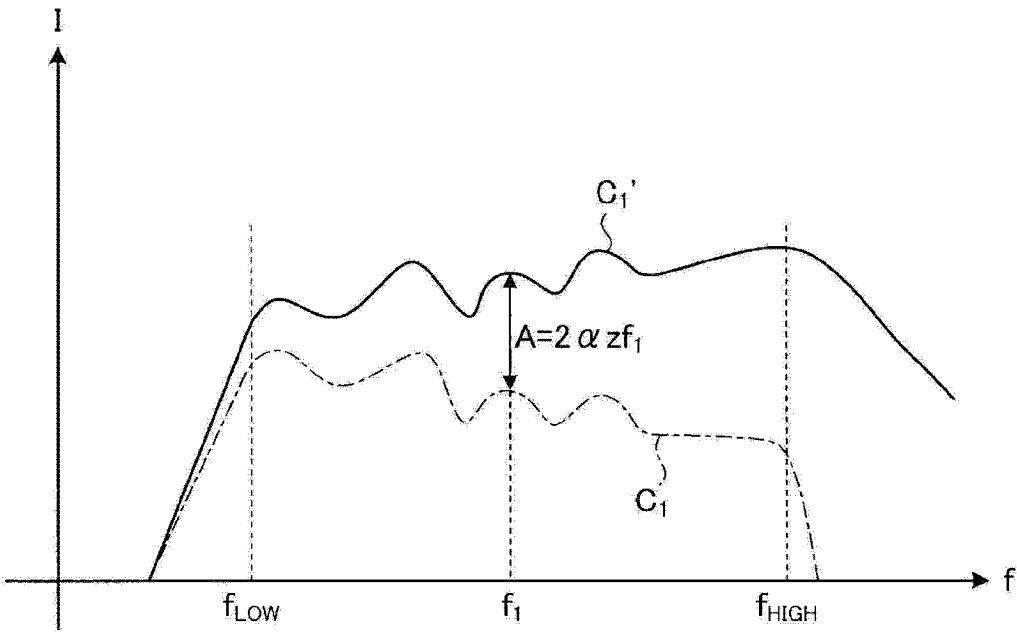


图 7

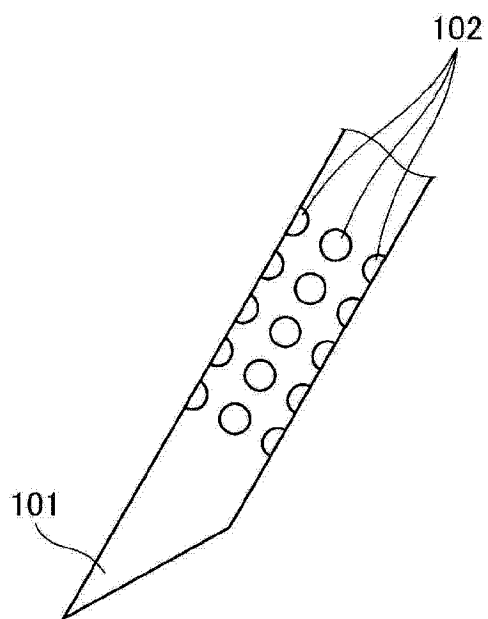


图 8

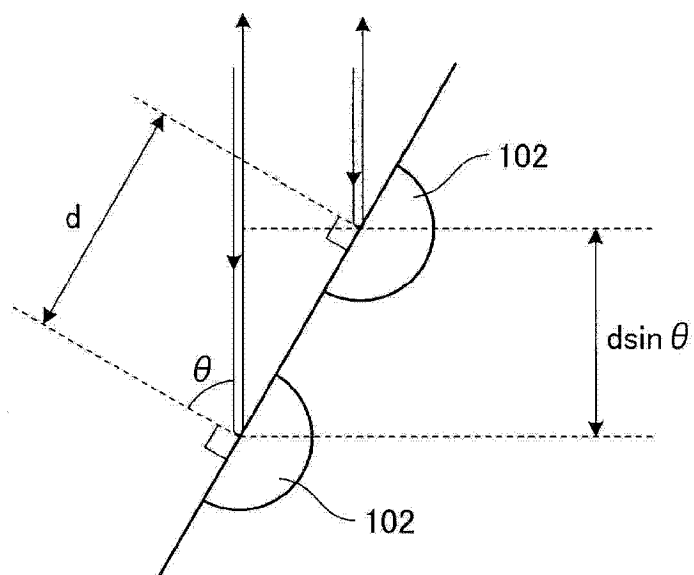


图 9

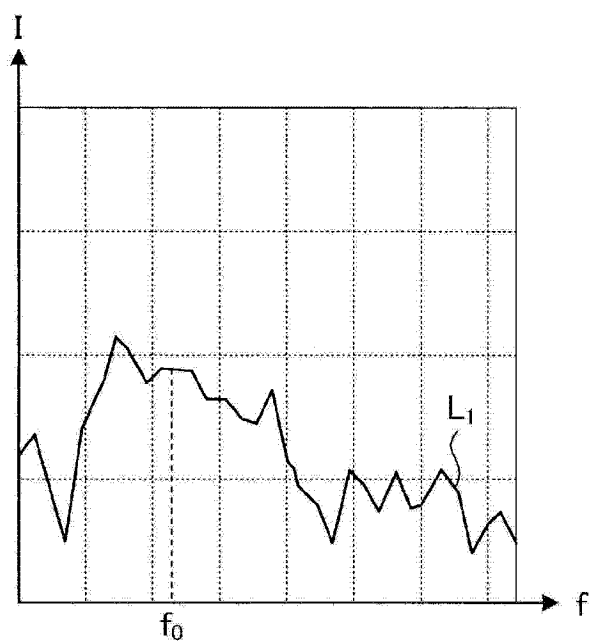


图 10

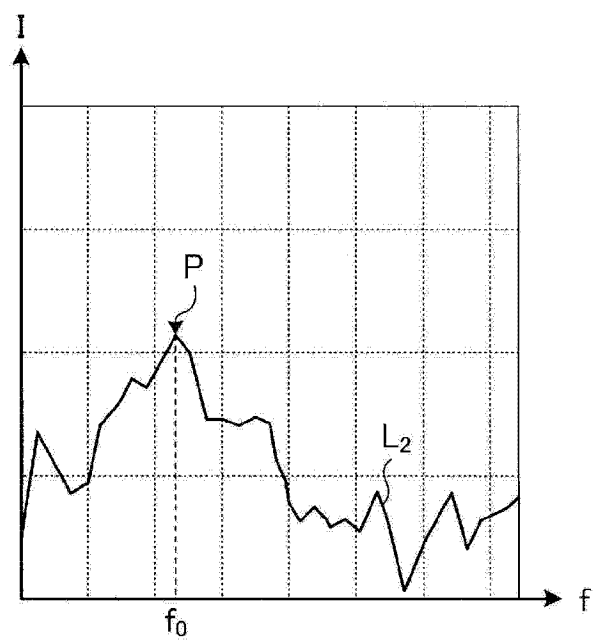


图 11

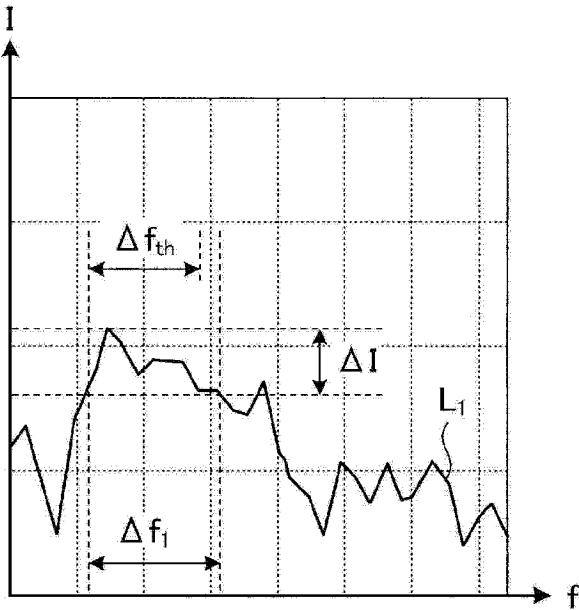


图 12

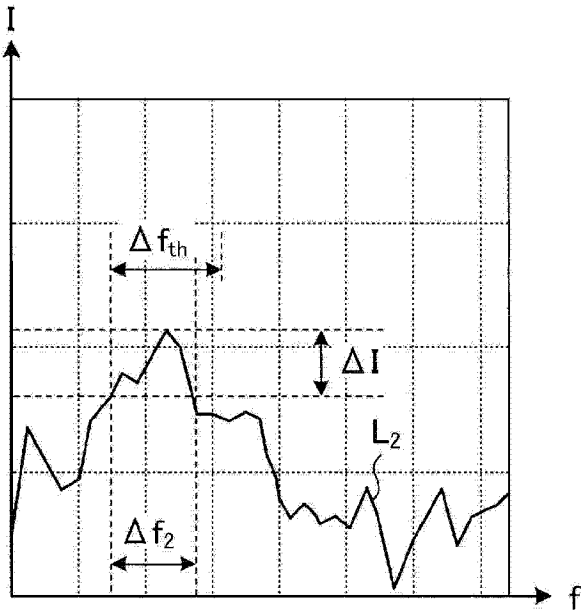


图 13

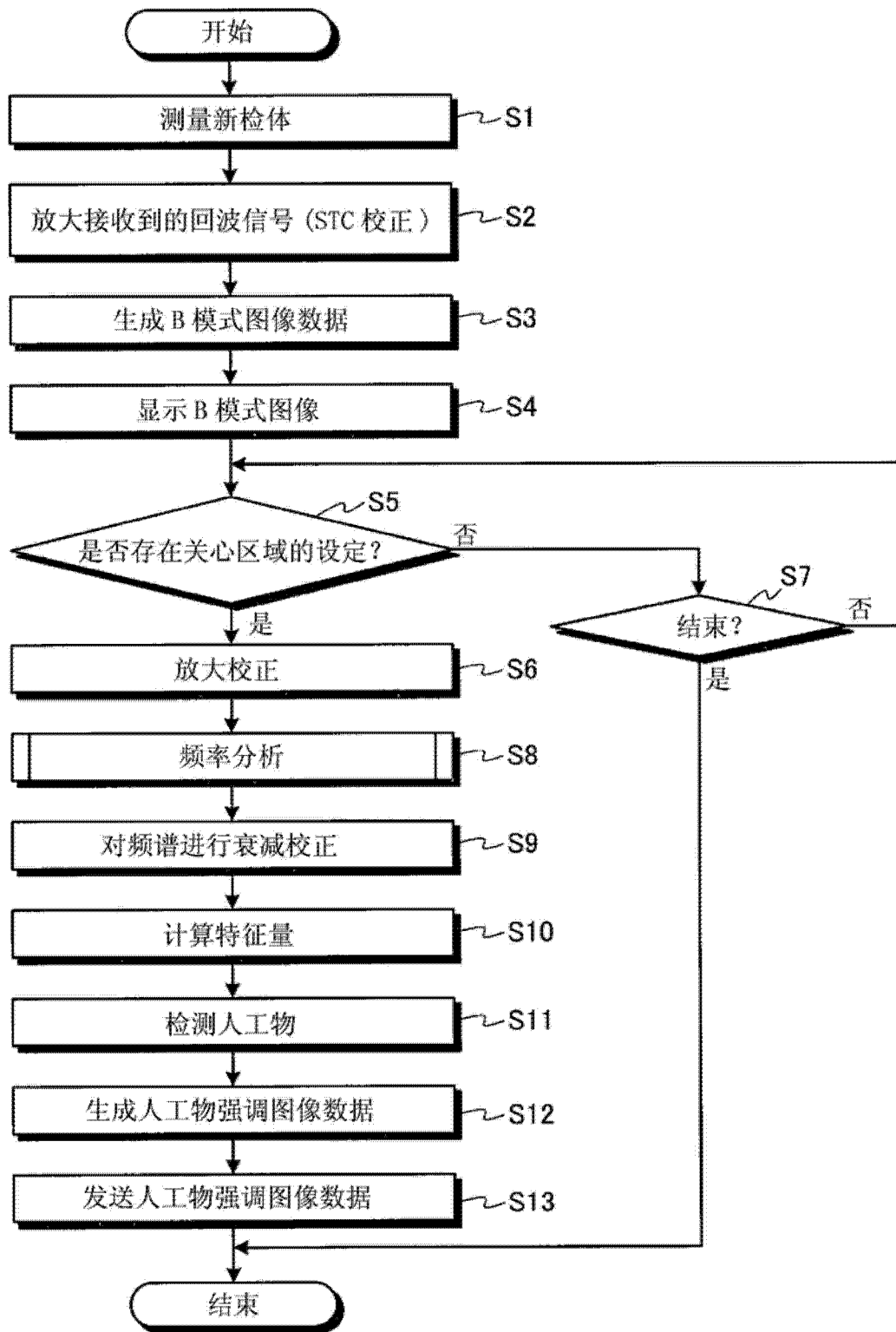


图 14

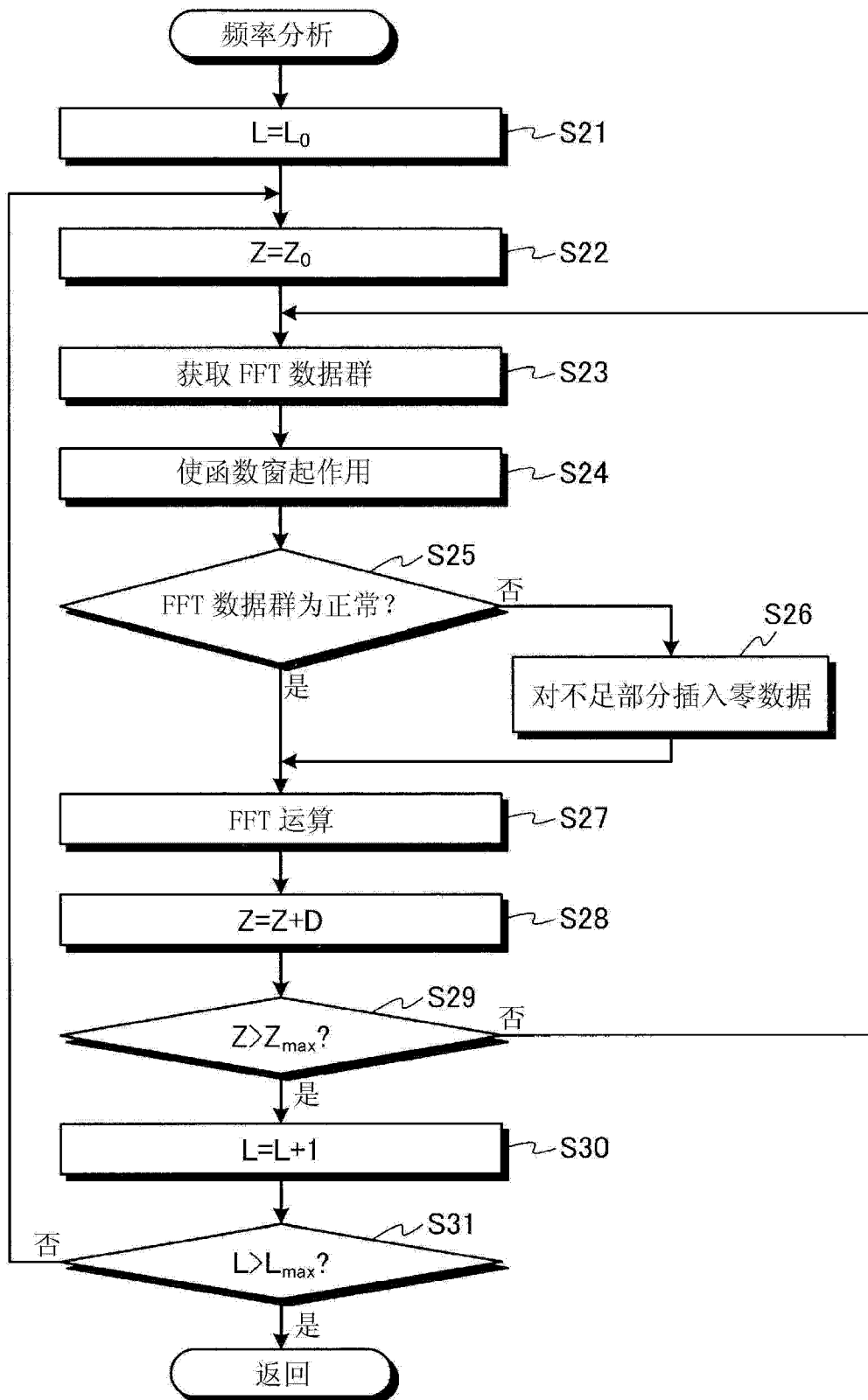


图 15

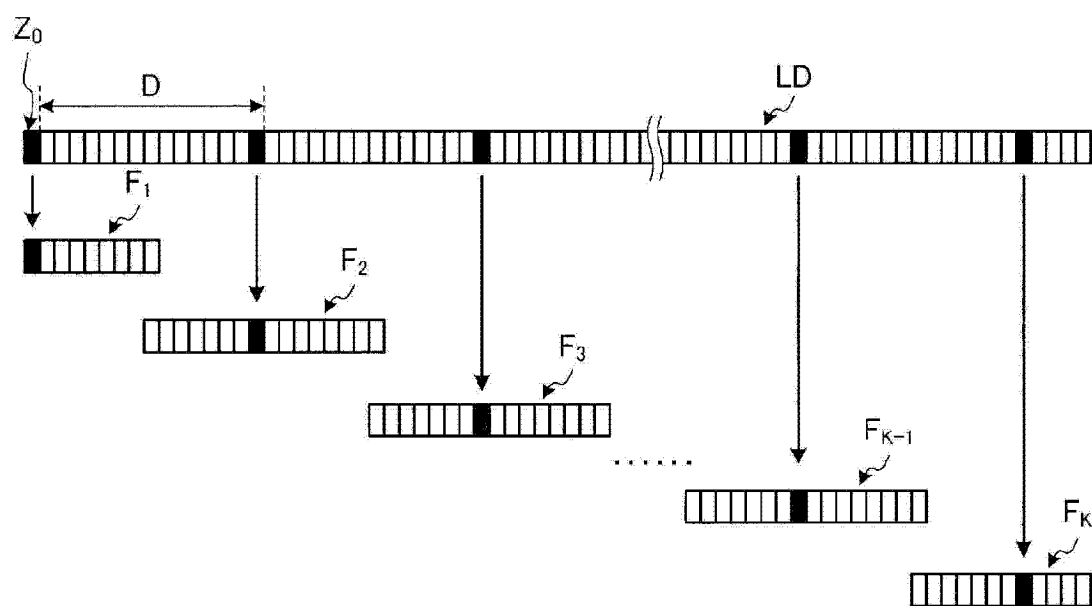


图 16

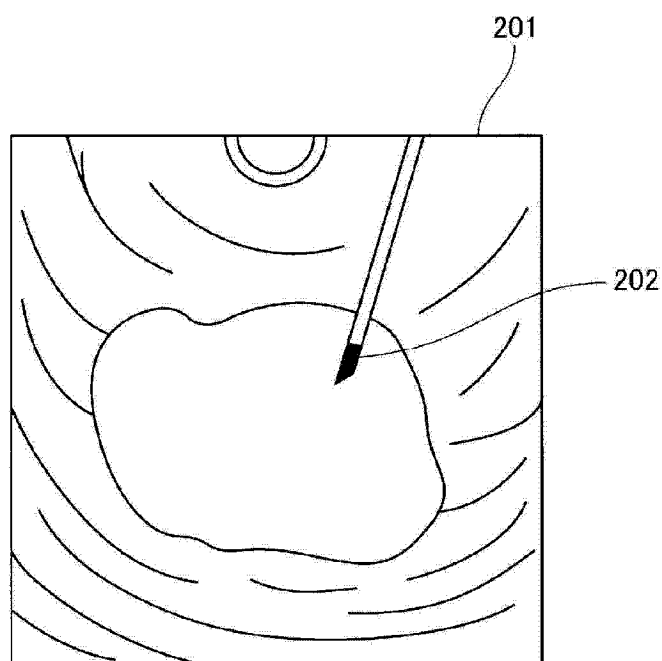


图 17

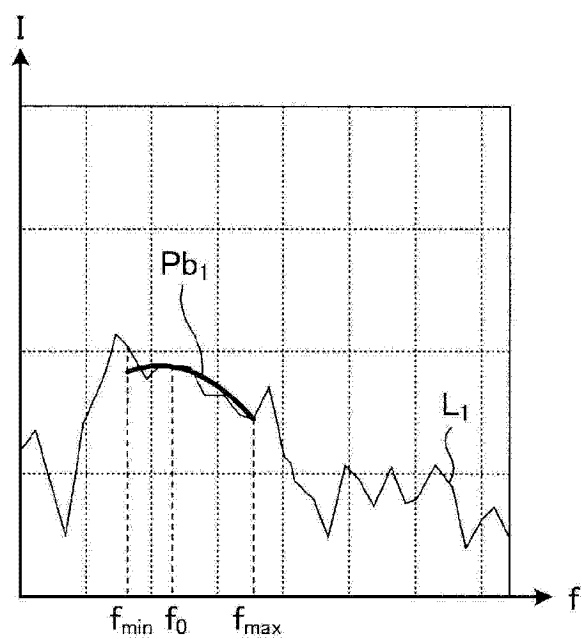


图 18

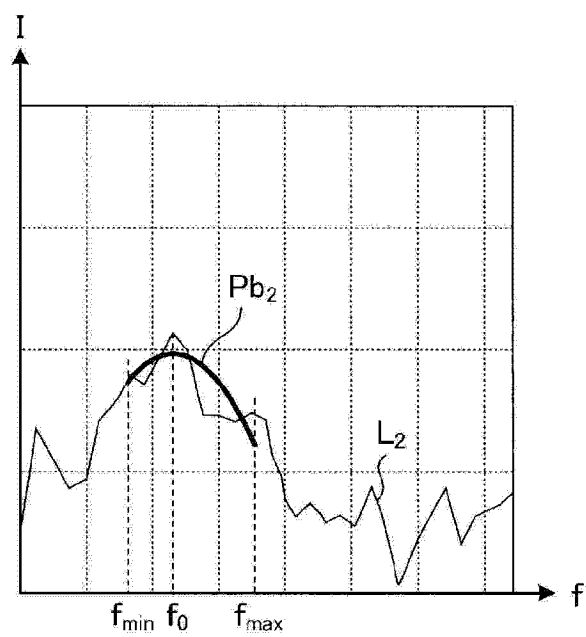


图 19

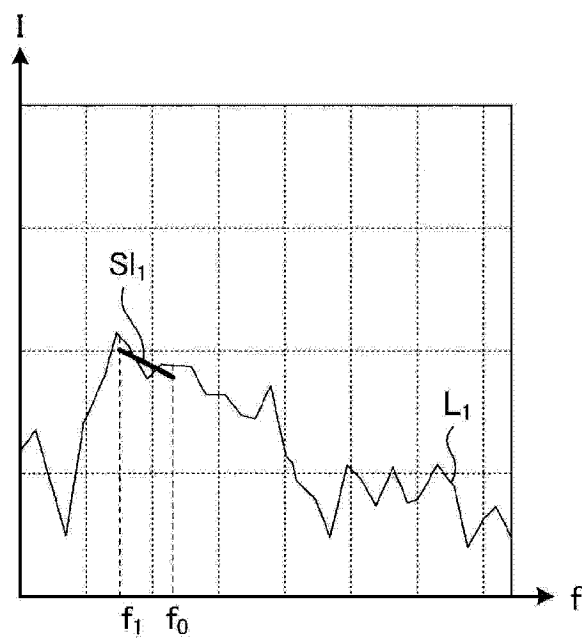


图 20

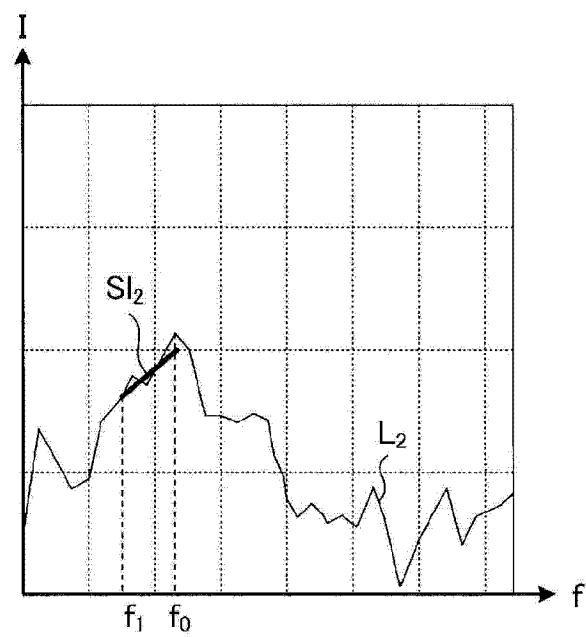


图 21

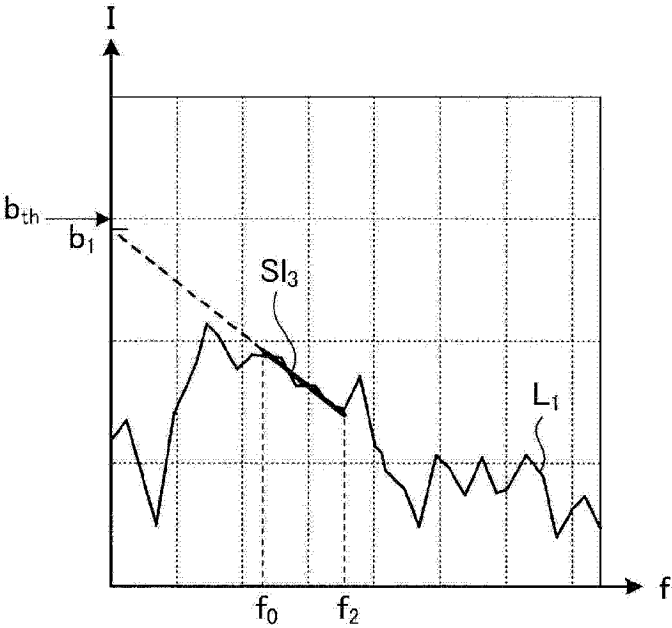


图 22

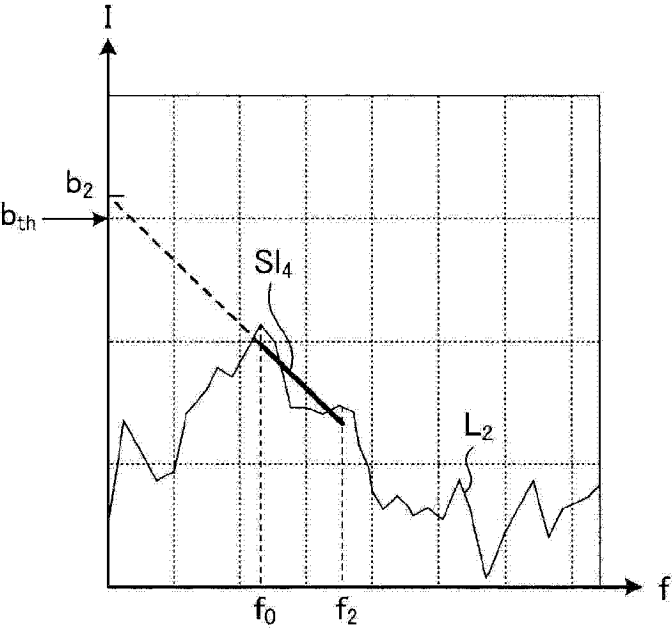


图 23

	观测器Ⅰ	观测器Ⅱ	...
穿刺针A	$(\Delta I_1, \Delta f_{th1})$	$(\Delta I_2, \Delta f_{th2})$	...
穿刺针B	$(\Delta I_3, \Delta f_{th1})$	$(\Delta I_3, \Delta f_{th3})$	...
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\ddots$

图 24

	观测器Ⅰ	观测器Ⅱ	...
穿刺针A	$\{f_a, f_b\}, p_{th1} $	$\{f_a, f_c\}, p_{th2} $	...
穿刺针B	$\{f_c, f_e\}, p_{th3} $	$\{f_d, f_e\}, p_{th4} $	...
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\ddots$

图 25

专利名称(译)	超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序		
公开(公告)号	CN103945773A	公开(公告)日	2014-07-23
申请号	CN201380003918.5	申请日	2013-06-28
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	野口裕雅		
发明人	野口裕雅		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B8/0841 A61B8/0891 A61B8/445 A61B8/4494 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5215 A61B2017/3413 A61B2090/3925 G01S7/52038 G01S15/8977		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2012167636 2012-07-27 JP		
其他公开文献	CN103945773B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

为了能够通过简单的结构来准确地检测被插入到被检体内的人工物的位置并且提高超声波图像中的人工物的视觉识别性，具备：频率分析部，其对从超声波探头接收到的回波信号的频率进行分析，由此计算频谱；特征量计算部，其计算出反映了空间上具有规则结构的人工物所特有的频谱形状的特征量；以及人工物强调图像数据生成部，其根据该特征量来生成对人工物进行了强调显示的图像。

