



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105828726 A

(43)申请公布日 2016.08.03

(21)申请号 201580003164.2

(22)申请日 2015.04.24

(30)优先权数据

2014-121002 2014.06.11 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.06.16

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/062606 2015.04.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/190180 JA 2015.12.17

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 川岛知直

(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

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

权利要求书2页 说明书19页 附图18页

(54)发明名称

医用诊断装置、医用诊断装置的工作方法以及
医用诊断装置的工作程序

(57)摘要

超声波观测装置具备:特征量计算部,其根据从检查体接收到的接收信号来计算多个种类的特征量;分类部,其使用由所述特征量计算部计算出的所述多个种类的特征量中的、根据预先选择出的分类项目确定的特征量,来对所述检查体的组织的属性进行分类,对基于所述接收信号的图像的各像素分配与分类结果相应的视觉信息;以及特征量图像数据生成部,其生成对基于所述接收信号的图像的各像素叠加所分配的所述视觉信息而得到的特征量图像数据。

Th					
No	分类项目	分类属性	特征量	颜色	范围
I	肿瘤判定	正常组织/ 癌性肿瘤组织	Sd, M	红色	$0 \leq Sd, M < M_{11}$
				棕色	$M_{11} \leq Sd, M < M_{12}$
				浅黄	$Sd, M \geq M_{12}$
II	恶性/良性鉴别	恶性肿瘤组织/ 良性肿瘤组织	Mean M	浅黄	$0 \leq Mean M < M_{21}$
				绿色	$M_{21} \leq Mean M < M_{22}$
				深蓝色	$M_{22} \leq Mean M < M_{23}$
				黄色	$M_{23} \leq Mean M < M_{24}$
				棕色	$M_{24} \leq Mean M < M_{25}$
				红色	$Mean M \geq M_{25}$
III	持续观察判定	需要持续观察组织/ 良性肿瘤组织	Sd, I	红色	$0 \leq Sd, I < I_1$
				棕色	$I_1 \leq Sd, I < I_2$
				浅蓝色	$I_2 \leq Sd, I < I_3$
				浅黄	$I_3 \leq Sd, I < I_4$
IV	持续观察判定	需要持续观察组织/ 良性肿瘤组织	d(Mean M, Sd, I)	浅黄	$Sd, I \geq I_4$
				棕色	$0 \leq d < d_1$
				绿色	$d_1 \leq d < d_2$
				黄色	$d_2 \leq d < d_3$
				浅黄	$d_3 \leq d < d_4$
V				浅黄	$d \geq d_4$
				浅黄	

1. 一种医用诊断装置,其特征在于,具备:

特征量计算部,其根据从检查体接收到的接收信号来计算多个种类的特征量;

分类部,其使用由所述特征量计算部计算出的所述多个种类的特征量中的、根据预先选择出的分类项目确定的特征量,来对所述检查体的组织的属性进行分类,对基于所述接收信号的图像的各像素分配与分类结果相应的视觉信息;以及

特征量图像数据生成部,其生成对基于所述接收信号的图像的各像素叠加所分配的所述视觉信息而得到的特征量图像数据。

2. 根据权利要求1所述的医用诊断装置,其特征在于,

还具备分类信息存储部,该分类信息存储部用于存储分类信息,该分类信息包含将与所述分类项目对应的分类对象的组织的属性、进行分类所要使用的特征量的种类以及与该特征量的值相应的视觉信息对应起来得到的信息中的至少一个,

其中,所述分类部参照所述分类信息存储部来进行所述分类以及所述视觉信息的分配。

3. 根据权利要求2所述的医用诊断装置,其特征在于,还具备:

已知检查体信息存储部,其将包含来自所述属性已知的检查体的接收信号和根据所述接收信号计算出的信息中的至少一方的已知检查体信息与该属性相关联地进行存储;以及

分类信息设定部,其使用所述已知检查体信息存储部所存储的所述已知检查体信息来设定所述分类信息。

4. 根据权利要求1~3中的任一项所述的医用诊断装置,其特征在于,

所述特征量计算部基于从所述检查体的规定的区域接收到的所述接收信号来提取多个参数,使用该多个参数来计算特征量。

5. 根据权利要求4所述的医用诊断装置,其特征在于,

所述特征量计算部计算所述多个参数中的种类相同的参数的统计量来作为所述特征量。

6. 根据权利要求1~5中的任一项所述的医用诊断装置,其特征在于,

所述视觉信息为构成颜色空间的变量。

7. 根据权利要求1~5中的任一项所述的医用诊断装置,其特征在于,

所述视觉信息为亮度。

8. 根据权利要求1~7中的任一项所述的医用诊断装置,其特征在于,

还具备显示部,该显示部显示与由所述特征量图像数据生成部生成的所述特征量图像数据对应的特征量图像。

9. 根据权利要求1~8中的任一项所述的医用诊断装置,其特征在于,

还具备输入部,该输入部接受所述分类项目的选择输入。

10. 根据权利要求1~9中的任一项所述的医用诊断装置,其特征在于,

还具备超声波探头,该超声波探头对检查体发送超声波,并且接收对由所述检查体反射的超声波回波进行转换得到的电回波信号来作为所述接收信号。

11. 根据权利要求10所述的医用诊断装置,其特征在于,

还具备频率分析部,该频率分析部通过对所述回波信号的频率进行分析来计算频谱,其中,所述特征量计算部使用所述频谱来计算所述多个种类的特征量。

12. 根据权利要求1~9中的任一项所述的医用诊断装置,其特征在于,

所述特征量计算部根据基于所述接收信号的图像的各像素的亮度,来计算所述多个种类的特征量。

13. 一种医用诊断装置的工作方法,该医用诊断装置根据从检查体接收到的接收信号来生成诊断用的图像数据,该医用诊断装置的工作方法的特征在于,包括:

特征量计算步骤,特征量计算部计算所述接收信号的多个种类的特征量;

分类步骤,分类部使用所述多个种类的特征量中的、根据预先选择出的分类项目确定的特征量,来对所述检查体的组织的属性进行分类,对基于所述接收信号的图像的各像素分配与分类结果相应的视觉信息;以及

特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部生成对基于所述接收信号的图像的各像素叠加所分配的所述视觉信息而得到的特征量图像数据。

14. 一种医用诊断装置的工作程序,其特征在于,使根据从检查体接收到的接收信号来生成诊断用的图像数据的医用诊断装置执行以下步骤:

特征量计算步骤,特征量计算部计算所述接收信号的多个种类的特征量;

分类步骤,分类部使用所述多个种类的特征量中的、根据预先选择出的分类项目确定的特征量,来对所述检查体的组织的属性进行分类,对基于所述接收信号的图像的各像素分配与分类结果相应的视觉信息;以及

特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部生成对基于所述接收信号的图像的各像素叠加所分配的所述视觉信息而得到的特征量图像数据。

医用诊断装置、医用诊断装置的工作方法以及医用诊断装置的工作程序

技术领域

[0001] 本发明涉及一种使用从检查体接收的接收信号来生成诊断用的图像数据的医用诊断装置、医用诊断装置的工作方法以及医用诊断装置的工作程序。

背景技术

[0002] 以往,公开了以下技术:作为使用来自检查体的接收信号来生成诊断用的图像数据的医用诊断装置,基于图像来设定多个学习窗,在特征空间中对设定在不同的纹理区域上的学习窗的纹理特征量进行绘制,并设定用于根据纹理特征量在特征空间中的分布来计算相似度的基准(例如参照专利文献1)。根据该技术,能够自动判别检查体的所有组织,能够通过简单的方法来检测例如管腔状脏器的表面、肿瘤等组织的边界。

[0003] 具体地说,例如考虑自动判别正被检查的组织是组织A、组织B、组织C、内腔中的哪一个的情况。在该技术中,首先,选择上述四种组织中的两种。接着,将病理结果属于这两种的已知的检查体的特征量与正被检查的未知的检查体的组织的特征量进行比较。接着,判别正被检查的组织的特征量与已知的两种组织的特征量中的哪一个近似。通过这样,一边改变两种组织的组合的选择一边反复进行判别。而且,通过判断为正被检查的组织是上述两种组织中的根据多次的判别结果而被判别为频率最高的组织,来对未知的组织进行分类。

[0004] 专利文献1:日本特开平9-84793号公报

发明内容

[0005] 发明要解决的问题

[0006] 另外,在医生等用户使用医用图像来进行组织的鉴别诊断时,多数情况下在某种程度上缩小被设为鉴别对象的组织的属性(组织性状)的范围。然而,在上述的现有技术中,与已知的检查体的所有种类的组织进行比较来进行分类,因此当已知的组织的种类数多时,导致处理量变得非常大,分类结果的输出变得非常慢。特别是,在鉴别对象的组织的属性的范围缩小了的情况下,处理量也应减少,但是由于针对所有种类的组织执行处理,因此无用的处理多而效率差。

[0007] 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效地生成根据诊断内容对组织进行分类得到的图像数据的医用诊断装置、医用诊断装置的工作方法以及医用诊断装置的工作程序。

[0008] 用于解决问题的方案

[0009] 为了解决上述的课题并达成目的,本发明所涉及的医用诊断装置的特征在于,具备:特征量计算部,其根据从检查体接收到的接收信号来计算多个种类的特征量;分类部,其使用由所述特征量计算部计算出的所述多个种类的特征量中的、根据预先选择出的分类项目确定的特征量,来对所述检查体的组织的属性进行分类,对基于所述接收信号的图像

的各像素分配与分类结果相应的视觉信息;以及特征量图像数据生成部,其生成对基于所述接收信号的图像的各像素叠加所分配的所述视觉信息而得到的特征量图像数据。

[0010] 本发明所涉及的医用诊断装置的特征在于,在上述发明中,还具备分类信息存储部,该分类信息存储部用于存储分类信息,该分类信息包含将与所述分类项目对应的分类对象的组织的属性、进行分类所要使用的特征量的种类以及与该特征量的值相应的视觉信息对应起来得到的信息中的至少一个,其中,所述分类部参照所述分类信息存储部来进行所述分类以及所述视觉信息的分配。

[0011] 本发明所涉及的医用诊断装置的特征在于,在上述发明中,还具备:已知检查体信息存储部,其将包含来自所述属性已知的检查体的接收信号和根据所述接收信号计算出的信息中的至少一方的已知检查体信息与该属性相关联地进行存储;以及分类信息设定部,其使用所述已知检查体信息存储部所存储的所述已知检查体信息来设定所述分类信息。

[0012] 本发明所涉及的医用诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述特征量计算部基于从所述检查体的规定的区域接收到的所述接收信号来提取多个参数,使用该多个参数来计算特征量。

[0013] 本发明所涉及的医用诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述特征量计算部计算所述多个参数中的种类相同的参数的统计量来作为所述特征量。

[0014] 本发明所涉及的医用诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述视觉信息为构成颜色空间的变量。

[0015] 本发明所涉及的医用诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述视觉信息为亮度。

[0016] 本发明所涉及的医用诊断装置的特征在于,在上述发明中,还具备显示部,该显示部显示与由所述特征量图像数据生成部生成的所述特征量图像数据对应的特征量图像。

[0017] 本发明所涉及的医用诊断装置的特征在于,在上述发明中,还具备输入部,该输入部接受所述分类项目的选择输入。

[0018] 本发明所涉及的医用诊断装置的特征在于,在上述发明中,还具备超声波探头,该超声波探头对检查体发送超声波,并且接收对由所述检查体反射的超声波回波进行转换得到的电回波信号来作为所述接收信号。

[0019] 本发明所涉及的医用诊断装置的特征在于,在上述发明中,还具备频率分析部,该频率分析部通过对所述回波信号的频率进行分析来计算频谱,其中,所述特征量计算部使用所述频谱来计算所述多个种类的特征量。

[0020] 本发明所涉及的医用诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述特征量计算部根据基于所述接收信号的图像的各像素的亮度,来计算所述多个种类的特征量。

[0021] 本发明所涉及的医用诊断装置的工作方法为根据从检查体接收到的接收信号来生成诊断用的图像数据的医用诊断装置的工作方法,该医用诊断装置的工作方法的特征在于,包括:特征量计算步骤,特征量计算部计算所述接收信号的多个种类的特征量;分类步骤,分类部使用所述多个种类的特征量中的、根据预先选择出的分类项目确定的特征量,来对所述检查体的组织的属性进行分类,对基于所述接收信号的图像的各像素分配与分类结果相应的视觉信息;以及特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部生成对基于所述接收信号的图像的各像素叠加所分配的所述视觉信息而得到的特征量图像数据。

[0022] 本发明所涉及的医用诊断装置的工作程序的特征在于,使根据从检查体接收到的

接收信号来生成诊断用的图像数据的医用诊断装置执行以下步骤:特征量计算步骤,特征量计算部计算所述接收信号的多个种类的特征量;分类步骤,分类部使用所述多个种类的特征量中的、根据预先选择出的分类项目确定的特征量,来对所述检查体的组织的属性进行分类,对基于所述接收信号的图像的各像素分配与分类结果相应的视觉信息;以及特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部生成对基于所述接收信号的图像的各像素叠加所分配的所述视觉信息而得到的特征量图像数据。

[0023] 发明的效果

[0024] 根据本发明,根据来自检查体的接收信号来计算多个种类的特征量,使用该多个种类的特征量中的、根据预先选择出的分类项目确定的特征量,来对检查体的组织的属性进行分类,生成对基于接收信号的图像的各像素分配与分类结果相应的视觉信息得到的特征量图像数据,因此能够根据诊断内容基于最适当的特征量对检查体的组织的属性进行分类,从而能够高效地生成根据诊断内容对组织进行分类得到的图像数据。

附图说明

[0025] 图1是表示本发明的实施方式1所涉及的作为医用诊断装置的超声波观测装置的结构框图。

[0026] 图2是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的信号放大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。

[0027] 图3是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置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。

[0028] 图4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。

[0029] 图5是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的频率分析部计算出的频谱的例子的图。

[0030] 图6是示意性地表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的特征量计算部进行的处理的概要的图。

[0031] 图7是示意性地表示本发明的实施方式1所涉及的分类信息存储部存储的分类信息的图。

[0032] 图8是示意性地表示分类项目为肿瘤筛查的情况下的分类和颜色的分配的图。

[0033] 图9是示意性地表示分类项目为恶性/良性鉴别的情况下的分类和颜色的分配的图。

[0034] 图10是示意性地表示分类项目为持续观察判断(日语:経過観察判断)1的情况下的分类和颜色的分配的图。

[0035] 图11是示意性地表示分类项目为持续观察判断2的情况下的分类和颜色的分配的图。

[0036] 图12是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置进行的处理的概要的流程图。

[0037] 图13是表示在输入部接受分类项目的选择输入时显示部所显示的选择画面的显示例的图。

[0038] 图14是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的频率分析部进行的处

理的概要的流程图。

[0039] 图15是示意性地表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的显示部中的特征量图像的显示例的图。

[0040] 图16是表示本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置的结构框图。

[0041] 图17是表示本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置进行的处理的概要的流程图。

[0042] 图18是表示本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置的分类信息设定部进行的处理的概要的流程图。

[0043] 图19是示意性地表示本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置的分类信息设定部进行的处理的概要的图。

[0044] 图20是示意性地表示本发明的其它的实施方式所涉及的超声波观测装置的特征量计算部进行的处理的概要的图。

具体实施方式

[0045] 下面,参照附图来说明用于实施本发明的方式(以下称为“实施方式”)。

[0046] (实施方式1)

[0047] 图1是表示本发明的实施方式1所涉及的作为医用诊断装置的超声波观测装置的结构框图。该图所示的超声波观测装置1是用于使用超声波来对作为诊断对象的检查体进行观测的装置。

[0048] 超声波观测装置1具备:超声波探头2,其向外部输出超声波脉冲,并且接收由外部反射的超声波回波;发送和接收部3,其与超声波探头2之间进行电信号的发送和接收;运算部4,其对将超声波回波转换为电信号得到的电回波信号施行规定的运算;图像处理部5,其进行与电回波信号对应的图像数据的生成;输入部6,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;显示部7,其使用由液晶或有机EL(Electro Luminescence:有机电致发光)等构成的显示面板来实现,对包含由图像处理部5生成的图像的各种信息进行显示;存储部8,其存储进行超声波观测所需要的各种信息;以及控制部9,其进行超声波观测装置1的动作控制。

[0049] 超声波观测装置1包括:设置有超声波振子21的超声波探头2;以及处理装置(处理器),超声波探头2能够装卸地与该处理装置(处理器)连接,除超声波探头2以外的上述部分设置于该处理装置(处理器)。在此,超声波探头2也可以是从生物体的体表照射超声波的体外式探头的方式、具备向消化管、胰胆管、血管等管腔内插入的长轴的插入部的小型超声波探针的方式、在管腔内超声波探针中还具备光学系统的超声波内窥镜的方式中的任一方式。其中,在采用以超声波内窥镜为代表的管腔内超声波探针的方式的情况下,在管腔内超声波探针的插入部的前端侧设置超声波振子21,管腔内超声波探针在基端侧能够装卸地与处理装置连接。

[0050] 超声波探头2具有超声波振子21,该超声波振子21将从发送和接收部3接收到的电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲),并且将由外部的检查体反射的超声波回波转换为电回波信号。关于超声波探头2,既可以是使超声波振子21进行机械式扫描的结构,也可以是如下结构:将多个元件阵列状地设置成超声波振子21,对与发送和接收有关的元件以电子

方式进行切换、或者使各元件的发送和接收延迟,由此使超声波振子21进行电子式扫描。在本实施方式1中,作为超声波探头2,能够选择互不相同的多个种类中的任意的超声波探头2来使用。

[0051] 发送和接收部3与超声波探头2电连接,向超声波探头2发送电脉冲信号并且从超声波探头2接收作为电接收信号的回波信号。具体地说,发送和接收部3按照预先设定的波形和发送定时来生成电脉冲信号,并向超声波探头2发送所生成的该脉冲信号。

[0052] 发送和接收部3具有将回波信号放大的信号放大部31。具体地说,回波信号的接收深度越大,则信号放大部31以越高的放大率进行STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正。图2是表示信号放大部31进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系图。图2所示的接收深度 z 是根据从超声波的接收开始时刻起经过的时间计算出的量。如图2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 $\beta_{th}(>\beta_0)$ 线性地增加。另外,在接收深度 z 为阈值 z_{th} 以上的情况下,放大率 β (dB)取固定值 β_{th} 。阈值 z_{th} 的值为从检查体接收的超声波信号几乎全部衰减而噪声处于支配地位那样的值。更一般地,只要在接收深度 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。

[0053] 发送和接收部3在对通过信号放大部31而被放大的回波信号实施滤波等处理之后,通过进行A/D转换来生成时域的数字RF信号并输出该数字RF信号。此外,在超声波探头2使将多个元件阵列状地设置而得到的超声波振子21进行电子式扫描的情况下,发送和接收部3具有与多个元件对应的光束合成用的多通道电路。

[0054] 运算部4具有:放大校正部41,其对由发送和接收部3输出的数字高频(RF:Radio Frequency(无线电频率))信号进行放大校正,使得放大率 β 不依赖于接收深度而为固定;频率分析部42,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:Fast Fourier Transform)来进行频率分析,由此计算频谱;特征量计算部43,其计算频谱中的多个种类的特征量;以及分类部44,其使用与预先选择出的鉴别对象组织的分类项目对应的特征量来进行检查体的组织的属性的分类。运算部4使用CPU(Central Processing Unit:中央处理器)、各种运算电路等来实现。

[0055] 图3是表示放大校正部41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3所示,关于放大校正部41进行的放大处理中的放大率 β (dB),在接收深度 z 为零时取最大值 $\beta_{th}-\beta_0$,在接收深度 z 从零起直到达到阈值 z_{th} 为止呈线性地减少,在接收深度 z 为阈值 z_{th} 以上时为零。放大校正部41根据像这样决定的放大率来对数字RF信号进行放大校正,由此能够抵消信号放大部31中的STC校正的影响,输出放大率 β_{th} 固定的信号。此外,放大校正部41进行的接收深度 z 与放大率 β 之间的关系根据信号放大部31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。

[0056] 说明进行这样的放大校正的原因。STC校正为如下的校正处理:使模拟信号波形的振幅以在整个频带中均匀且相对于深度而单调增加的放大率放大,由此从模拟信号波形的振幅排除衰减的影响。因此,在生成利用回波信号的振幅的B模式图像的情况下、且扫描一样的组织的情况下,通过进行STC校正来使亮度值不依赖于深度而为固定。即,能够获得从B模式亮度值排除了衰减的影响的效果。另一方面,在如本实施方式1那样利用对超声波的频谱进行计算来进行分析而得到的结果的情况下,即使进行STC校正也未必能够准确地排除

伴随超声波的传播而发生的衰减的影响。原因在于,如后述的式(1)那样,衰减量根据频率不同而不同,但是STC校正的放大率仅针对距离发生变化,针对频率不发生变化而为固定。将排除包括衰减量的频率依赖性在内的衰减的影响的方法作为“衰减校正处理”来在图12的步骤S9以及图6中记述。

[0057] 为了解决上述的问题,即、为了解决在利用计算超声波的频谱来进行分析而得到的结果的情况下、即使进行STC校正也未必能够准确地排除伴随超声波的传播而发生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,存在基于接收信号生成的图像数据的帧频下降这样的问题。

[0058] 因此,在本实施方式1中,利用放大校正部41来进行放大率的校正,以维持所生成的图像数据的帧频并且针对为了用于B模式图像而被实施了STC校正的信号排除STC校正的影响。

[0059] 频率分析部42通过对振幅数据群进行高速傅立叶变换来计算声线上的多个位置(数据位置)处的频谱,该振幅数据群是对将基于回波信号的数字RF信号进行放大校正后的信号的各声线(线数据)以规定的时间间隔进行采样得到的。

[0060] 图4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。在该图所示的声线数据 SR_k 中,白色或黑色的长方形意味着一个数据。声线数据 SR_k 以与发送和接收部3所进行的A/D转换中的采样频率(例如50MHz)对应的时间间隔被离散化。在图4中,示出了将编号 k (后述)的声线数据 SR_k 的第1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。关于频率分析部42的计算结果,能够以复数形式获得,并保存于存储部8。

[0061] 图4所示的数据群 $F_j(j=1,2,\dots,K)$ 是成为高速傅立叶变换的对象的振幅数据群。一般地,为了进行高速傅立叶变换,振幅数据群需要具有2的乘方的数据数。在该意义上,振幅数据群 $F_j(j=2,\dots,K-1)$ 的数据数为 $16(=2^4)$,是正常的数据群,另一方面,振幅数据群 F_1, F_K 各自的数据数为9、12,因此是异常的数据群。在对异常的数据群进行高速傅立叶变换时,进行通过对不足的部分插入零数据来生成正常的振幅数据群的处理。关于这一点,在说明后述的频率分析部42的处理时详细记述(参照图14)。

[0062] 图5是表示由频率分析部42计算出的频谱的例子的图。具体地说,图5中所例示的“频谱”意味着通过对振幅数据群进行高速傅立叶变换(FFT运算)而得到的“某一接收深度 z 的强度的频率分布”。在此所说的“强度”例如是指回波信号的电压、回波信号的电力、超声波回波的声压、超声波回波的声能等参数、这些参数的振幅、时间积分值、其组合中的任一个。在图5中,取频率 f 为横轴。取用分贝表示的强度 $\log_{10}(1/l_c)$ 为纵轴,该强度 $\log_{10}(1/l_c)$ 是取对强度 l 除以特定的基准强度 l_c (常数)得到的除法结果的常用对数而得到的。其中,在图5和以下说明中,为了使记述简单,在下面也将用分贝表示的强度简记为 l 。在图5中,接收深度 z 是固定的。此外,在本实施方式1中,曲线和直线由离散的点的集合构成。

[0063] 在图5所示的频谱 C_l 上,在以后的运算中使用的频带的下限频率 f_L 和上限频率 f_H 是基于超声波振子21的频带、由发送和接收部3发送的脉冲信号的频带等决定的参数,例如, $f_L=3\text{MHz}$, $f_H=10\text{MHz}$ 。下面,将基于下限频率 f_L 和上限频率 f_H 确定的频带称为“频带F”。

[0064] 一般地,频谱根据超声波所扫描的组织属性不同而表示出不同的倾向。这是因为,频谱与使超声波散射的散射体的大小、数密度、声音阻抗等具有相关性。在本实施方式1中,“属性”例如是指恶性肿瘤组织、良性肿瘤组织、内分泌肿瘤组织、粘液性肿瘤组织、正常组织、血管等。

[0065] 特征量计算部43具有:衰减校正部431,其实施对依赖于超声波的接收深度和频率的超声波的衰减的影响进行校正的衰减校正处理;以及近似部432,其通过回归分析来计算衰减校正后的频谱的近似式。

[0066] 图6是示意性地表示特征量计算部43进行的处理的概要的图。在图6中,例示了针对图5所示的频谱 C_1 进行特征量计算的情况。首先,衰减校正部431针对频谱 C_1 ,进行对全部的频率 f 时的强度 $I(f, z)$ 分别加上式(1)的衰减量 $A(f, z)$ 的校正($I(f, z) \rightarrow I(f, z) + A(f, z)$)。该超声波的衰减量 $A(f, z)$ 是在超声波往返于接收深度0与接收深度 z 之间的期间发生的衰减,被定义为往返前后的强度变化(用分贝表示的差)。根据经验可知,在一样的组织内,该 $A(f, z)$ 与频率成比例,将比例系数设为 α 并用式(1)表示该 $A(f, z)$ 。

[0067] $A(f, z) = 2\alpha z f \cdots (1)$

[0068] 在此, α 被称为衰减率。另外, z 为超声波的接收深度, f 为频率。

[0069] 在观察对象为生物体的情况下,衰减率 α 的具体的值为 $0.0(\text{dB}/\text{cm}/\text{MHz}) \sim 1.0(\text{dB}/\text{cm}/\text{MHz})$,更优选为 $0.3(\text{dB}/\text{cm}/\text{MHz}) \sim 0.7(\text{dB}/\text{cm}/\text{MHz})$,根据生物体的部位来决定。例如在观察对象是胰脏的情况下,决定为 $\alpha = 0.6(\text{dB}/\text{cm}/\text{MHz})$ 。此外,在本实施方式1中,也可以设为能够根据来自输入部6的输入来设定或变更衰减率 α 的值的结构。

[0070] 图6所示的频谱 C_2 是作为通过衰减校正处理对伴随超声波的传播而发生的衰减的影响进行校正的结果而获得的新的频谱。

[0071] 近似部432通过进行频谱 C_2 的频带 F 的回归分析来用一次式(回归直线)对频谱 C_2 进行近似,由此提取进行特征量的计算所需要的参数。在该情况下提取出的参数为图6所示的回归直线 L_1 的斜率 a 和截距 b 、以及频带 F 的中心频率 $f_M = (f_L + f_H)/2$ 时的回归直线上的值即频带中心对应强度(Mid-band fit, 日语:ミッドバンドフィット) $c = af_M + b$ 。

[0072] 三个特征量中的斜率 a 与超声波的散射体的大小具有相关性,一般认为散射体越大则斜率具有越小的值。另外,截距 b 与散射体的大小、声音阻抗的差、散射体的数密度(浓度)等具有相关性。具体地说,认为散射体越大则截距 b 具有越大的值,声音阻抗的差越大则截距 b 具有越大的值,散射体的数密度(浓度)越大则截距 b 具有越大的值。频带中心对应强度 c 是基于斜率 a 和截距 b 导出的间接的参数,被赋予有效的频带内的中心处的频谱的强度。因此,认为频带中心对应强度 c 除了与散射体的大小、声音阻抗的差、散射体的数密度具有相关性之外,还与B模式图像的亮度具有某种程度的相关性。此外,关于近似部432计算出的近似式,并不限定于一次式,也能够使用二次以上的多项式。

[0073] 特征量计算部43能够使用在规定的关心区域内计算出的检查体的参数来计算多个种类的特征量。具体地说,特征量计算部43计算由近似部432计算出的斜率 a 、截距 b 以及频带中心对应强度 c 在关心区域内设定的多个单位区域(也称为判别窗)中的平均值和标准偏差。关心区域内的多个单位区域具有彼此相同的大小(像素数)。关于该大小,通过输入部6接受设定输入来预先设定,并被保存于存储部8。此外,作为特征量计算部43计算的特征量,以下例示斜率 a 、截距 b 、频带中心对应强度 c 的平均值和标准偏差来进行说明,但是也可

以应用平均值和标准偏差以外的方差、熵之类的统计量。

[0074] 下面,将斜率 a 的平均值设为 Mean_S ,将斜率 a 的标准偏差设为 Sd_S ,将截距 b 的平均值设为 Mean_1 ,将截距 b 的标准偏差设为 Sd_1 ,将频带中心对应强度 c 的平均值设为 Mean_M ,将频带中心对应强度 c 的标准偏差设为 Sd_M 。

[0075] 分类部44使用特征量计算部43能够计算出的多个种类的特征量中的与预先选择出的分类项目对应的特征量来进行分类,对基于电回波信号生成的图像的各像素分配与分类结果相应的作为视觉信息的颜色(色调)。此外,分类部44对各像素分配的视觉信息并不限于色调,只要是构成颜色空间的变量即可,可以是任意的变量。作为这样的颜色空间,例如可以采用对色调添加明度和饱和度而得到的蒙塞尔颜色系统,还可以采用将 R (红色)、 G (绿色)、 B (蓝色)作为变量的RGB颜色系统。

[0076] 图像处理部5具有:B模式图像数据生成部51,其基于回波信号来生成B模式图像数据;以及特征量图像数据生成部52,其生成显示与由特征量计算部43提取出的特征量对应的信息的特征量图像数据。

[0077] B模式图像数据生成部51对数字信号进行带通滤波、对数转换、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部7中的图像的显示范围确定的数据步长相应的数据的间除等,由此生成B模式图像数据。B模式图像是使采用RGB颜色系统来作为颜色空间的情况下的变量即的 R (红色)、 G (绿色)、 B (蓝色)的值一致后的灰度图像。

[0078] 特征量图像数据生成部52通过对B模式图像数据中的图像的各像素叠加由分类部44对各像素分配的视觉信息来生成特征量图像数据。特征量图像数据生成部52例如对与图4所示的一个振幅数据群 $F_j(j=1,2,\dots,K)$ 的数据量对应的像素区域分配与基于该振幅数据群 F_j 计算出的频谱的特征量对应的视觉信息。

[0079] 存储部8具有分类信息存储部81。分类信息存储部81存储在对作为分类对象的组织的属性进行分类并由特征量图像数据生成部52生成特征量图像数据时需要的分类结果的信息。另外,分类信息存储部81还存储与计算特征量时的单位区域有关的信息。

[0080] 图7是示意性地表示分类信息存储部81存储的分类信息的图。该图所示的表 T_b 在分类项目这一列中分配分类的目的。另外,作为分离对象的组织的属性及进行分类所使用的特征量与每个分类项目对应起来。另外,在各分类项目中,在显示特征量图像时对像素分配的作为视觉信息的颜色(色调)与特征量的值(值域)对应起来。下面,具体地说明图7所例示的分类项目中的各个分类项目。

[0081] (1)分类项目为肿瘤筛查的情况

[0082] 分类对象的属性(分类属性)是正常组织和恶性肿瘤组织,进行分类所使用的特征量为频带中心对应强度的标准偏差 Sd_M 。在该情况下,对特征量的值为 $0 \leq \text{Sd}_M < M_{11}$ 的像素分配红色,对与 $M_{11} \leq \text{Sd}_M < M_{12}$ 的组织对应的像素分配粉色。与此相对,对特征量的值为 $\text{Sd}_M \geq M_{12}$ 的像素不分配颜色(在图7中记载为“掩膜”)。与未分配颜色的范围的特征量对应的组织为正常组织。在该意义上, $\text{Sd}_M = M_{12}$ 是用于将正常组织和恶性肿瘤组织分离的阈值。特征量与颜色之间的对应例如根据恶性肿瘤组织中的肿瘤的程度来设定。

[0083] 图8是示意性地表示分类项目为肿瘤筛查的情况下的分类和颜色的分配的图。在图8中,用散布图来表示已知检查体在横轴为频带中心对应强度的标准偏差 Sd_M 、纵轴为频带中心对应强度的平均值 Mean_M 的特征量空间中的特征量分布,并且示意性地示出了特征

量的值与对像素分配的颜色之间的关系。已知检查体是指在本实施方式1中对新的检查体进行检查以前通过病理检查等预先已明确了组织的属性的另外的检查体。另外,在图8中,箭头A₁₁表示分配红色的特征量Sd.M的范围,箭头A₁₂表示分配粉色的特征量Sd.M的范围,箭头A₁₃表示未分配颜色的特征量Sd.M的范围。

[0084] 在图8所示的特征量空间中,已知检查体根据属性被大致分为G₁₁、G₁₂这两个组。组G₁₁是恶性肿瘤组织的组,组G₁₂是正常组织的组。组G₁₁与组G₁₂在横轴Sd.M的方向上在Sd.M=M₁₂处明确地分离,另一方面,在纵轴Mean M的方向上未分离。这样,在分类项目为肿瘤筛查的情况下,通过采用频带中心对应强度的标准偏差Sd.M来作为特征量,能够准确地对检查体的组织的属性进行分类。

[0085] 在使用特征量的分类开始之前,基于通过病理检查等已明确了属于多种组织的属性中的哪一个的多个群的已知检查体的分布,通过未图示的外部处理装置、或者特征量计算部43和分类部44中的任一个、或者这双方来计算与上述的M₁₁、M₁₂相当的频带中心对应强度的平均值Mean M的值、与箭头A₁₁、A₁₂、A₁₃对应的颜色的信息、以及将这些Mean M的值域与视觉信息(颜色和掩膜)之间对应起来得到的信息(以下称为颜色表)。而且,作为分类信息的一部分,预先被存储于分类信息存储部81。分类部44在开始分类时,从分类信息存储部81读出这些信息来进行组织的属性的分类。

[0086] (2)分类项目为恶性/良性鉴别的情况

[0087] 分类对象的属性为恶性肿瘤组织和良性肿瘤组织,进行分类所使用的特征量为频带中心对应强度的平均值Mean M。在该情况下,对特征量的值为 $0 \leq \text{Mean M} < M_{21}$ 的像素不分配颜色。与此相对,对特征量的值为 $M_{21} \leq \text{Mean M} < M_{22}$ 的像素分配蓝色,对特征量的值为 $M_{22} \leq \text{Mean M} < M_{23}$ 的像素分配淡蓝色,对特征量的值为 $M_{23} \leq \text{Mean M} < M_{24}$ 的像素分配黄色,对特征量的值为 $M_{24} \leq \text{Mean M} < M_{25}$ 的像素分配粉色,对特征量的值为 $\text{Mean M} \geq M_{25}$ 的像素分配红色。

[0088] 图9是示意性地表示分类项目为恶性/良性鉴别的情况下的分类和颜色的分配的图。在图9中,用散布图来表示已知检查体在横轴为频带中心对应强度的标准偏差Sd.M、纵轴为频带中心对应强度的平均值Mean M的特征量空间中的特征量分布,并且示意性地示出了特征量的值与对像素分配的颜色之间的关系。已知检查体是指在本实施方式1中对新的检查体进行检查以前通过病理检查等预先已明确了组织的属性的另外的检查体。另外,在图9中,箭头A₂₁表示未分配颜色的范围,箭头A₂₂表示分配蓝色的范围,箭头A₂₃表示分配淡蓝色的范围,箭头A₂₄表示分配黄色的范围,箭头A₂₅表示分配粉色的范围,箭头A₂₆表示分配红色的范围。

[0089] 在图9所示的特征量空间中,已知检查体根据属性被大致分为G₂₁、G₂₂这两个组。组G₂₁是良性肿瘤组织的组,组G₂₂是恶性肿瘤组织的组。组G₂₁与组G₂₂在纵轴Mean M的方向上在Mean M=M₂₄处明确地分离,另一方面,在横轴Sd.M的方向上未分离。这样,在分类项目为恶性/良性鉴别的情况下,通过采用频带中心对应强度的平均值Mean M,能够准确地对检查体的组织属性进行分类。优选的是,在分类项目为恶性/良性鉴别的情况下,在特征量图像中将恶性肿瘤组织和良性肿瘤组织以能够鉴别的方式显示。因此,在图9中,对组G₂₁、G₂₂分别分配不同的颜色。

[0090] 在使用特征量的分类开始之前,基于通过病理检查等已明确了属于多种组织的属

性中的哪一个的多个群的已知检查体的分布,通过未图示的外部处理装置、或者特征量计算部43和分类部44中的任一个、或者这双方来计算与上述的 M_{21} 、 M_{22} 、 M_{23} 、 M_{24} 、 M_{25} 相当的频带中心对应强度的平均值Mean M的值、与箭头 A_{21} 、 A_{22} 、 A_{23} 、 A_{24} 、 A_{25} 、 A_{26} 对应的颜色的信息、以及将这些Mean M的值域与视觉信息(颜色和掩膜)之间对应起来得到的信息(颜色表)。而且,作为分类信息的一部分,预先被存储于分类信息存储部81。分类部44在开始分类时,从分类信息存储部81读出这些信息进行组织的属性的分类。

[0091] (3)分类项目为持续观察判断1的情况

[0092] 分类对象的属性为需要持续观察组织和良性肿瘤组织,进行分类所使用的特征量为截距的标准偏差 $Sd.1$ 。在该情况下,对特征量的值为 $0 \leq Sd.1 < l_1$ 的像素分配红色,对特征量的值为 $l_1 \leq Sd.1 < l_2$ 的像素分配粉色,对特征量的值为 $l_2 \leq Sd.1 < l_3$ 的像素分配淡蓝色,对特征量的值为 $l_3 \leq Sd.1 < l_4$ 的像素分配蓝色。与此相对,对特征量的值为 $Sd.1 \geq l_4$ 的像素不分配颜色。

[0093] 图10是示意性地表示分类项目为持续观察判断1的情况下的分类和颜色的分配的图。在图10中,用散布图来表示已知检查体在横轴为截距的标准偏差 $Sd.1$ 、纵轴为截距的平均值Mean 1的特征量空间中的特征量分布,并且示意性地示出了特征量的值与对像素分配的颜色之间的关系。已知检查体是指在本实施方式1中对新的检查体进行检查以前通过病理检查等预先已明确了组织的属性的另外的检查体。另外,在图10中,箭头 A_{31} 表示分配红色的范围,箭头 A_{32} 表示分配粉色的范围,箭头 A_{33} 表示分配淡蓝色的范围,箭头 A_{34} 表示分配蓝色的范围,箭头 A_{35} 表示未分配颜色的范围。

[0094] 在图10所示的特征量空间中,已知检查体根据属性被大致分为 G_{31} 、 G_{32} 这两个组。组 G_{31} 是需要持续观察组织的组,组 G_{32} 是良性肿瘤组织的组。组 G_{31} 与组 G_{32} 在横轴 $Sd.1$ 的方向上在 $Sd.1 = l_2$ 处明确地分离,另一方面,在纵轴Mean 1的方向上未分离。这样,在进行持续观察判断1的情况下,通过采用截距的标准偏差 $Sd.1$,能够准确地对检查体的组织的属性进行分类。优选的是,在分类项目为持续观察判断1的情况下,在特征量图像中将需要持续观察组织和良性肿瘤组织以能够鉴别的方式显示。因此,在图10中,对组 G_{31} 、 G_{32} 分别分配不同的颜色。

[0095] 在使用特征量的分类开始之前,基于通过病理检查等已明确了属于多种组织的属性中的哪一个的多个群的已知检查体的分布,通过未图示的外部处理装置、或者特征量计算部43和分类部44中的任一个、或者这双方来计算与上述的 l_1 、 l_2 、 l_3 、 l_4 相当的截距的标准偏差 $Sd.1$ 的值、与箭头 A_{31} 、 A_{32} 、 A_{33} 、 A_{34} 、 A_{35} 对应的颜色的信息、以及将这些 $Sd.1$ 的值域与视觉信息(颜色和掩膜)之间对应起来得到的信息(颜色表)。而且,作为分类信息的一部分,预先被存储于分类信息存储部81。分类部44在开始分类时,从分类信息存储部81读出这些信息进行组织的属性的分类。

[0096] (4)分类项目为持续观察判断2的情况

[0097] 分类对象的属性为需要持续观察组织和恶性肿瘤组织,进行分类所使用的特征量是被计算为频带中心对应强度的平均值Mean M和截距的标准偏差 $Sd.1$ 的函数的 $d(\text{Mean M}, Sd.1)$ (以下,简记为 d)。关于该 d ,具体地被定义为Mean M与 $Sd.1$ 这两个特征量的线性结合。在该情况下,对特征量 d 的值为 $0 \leq d < d_1$ 的像素分配红色,对特征量 d 的值为 $d_1 \leq d < d_2$ 的像素分配粉色,对特征量 d 的值为 $d_2 \leq d < d_3$ 的像素分配绿色,对特征量 d 的值为 $d_3 \leq d < d_4$ 的像

素分配黄色。与此相对,对特征量的值为 $d \geq d_4$ 的像素不分配颜色。

[0098] 图11是示意性地表示分类项目为持续观察判断2的情况下的分类和颜色的分配的图。在图11中,用散布图来表示已知检查体在横轴为频带中心对应强度的平均值Mean M、纵轴为截距的标准偏差Sd.1的特征量空间中的特征量分布,并且示意性地示出了特征量的值与对像素分配的颜色之间的关系。已知检查体是指在本实施方式1中对新的检查体进行检查以前通过病理检查等预先已明确了组织的属性的另外的检查体。另外,在图11中,箭头A₄₁表示分配红色的范围,箭头A₄₂表示分配粉色的范围,箭头A₄₃表示分配绿色的范围,箭头A₄₄表示分配黄色的范围,箭头A₄₅表示未分配颜色的范围。

[0099] 在图11所示的特征量空间中,已知检查体根据属性被大致分为G₄₁、G₄₂这两个组。组G₄₁是需要持续观察组织的组,组G₄₂是恶性肿瘤组织的组。组G₄₁与组G₄₂在轴d的方向上在 $d = d_2$ 处明确地分离,另一方面,在横轴Mean M和纵轴Sd.1的方向上未分离,该轴d是与横轴Mean M及纵轴Sd.1不同的轴且与横轴Mean M及纵轴Sd.1在 origin 相交的轴。此外,在此,特征量d的值以沿着轴d的距原点的距离来定义。这样,在分类项目为持续观察判断2的情况下,通过采用特征量d(Mean M, Sd.1),能够准确地对检查体的组织的属性进行分类,该特征量d(Mean M, Sd.1)为频带中心对应强度的平均值Mean M和截距的标准偏差Sd.1的线性结合。优选的是,在分类项目为持续观察判断2的情况下,在特征量图像中将需要持续观察组织和良性肿瘤组织以能够鉴别的方式显示。因此,在图11中,对组G₄₁、G₄₂分别分配不同的颜色。

[0100] 在使用特征量的分类开始之前,基于通过病理检查等已明确了属于多种组织的属性中的哪一个的多个群的已知检查体的分布,通过未图示的外部处理装置、或者特征量计算部43和分类部44中的任一个、或者这双方来计算频带中心对应强度的平均值Mean M和截距的标准偏差Sd.1相对于特征量d的各比例(即、轴d的方向)、与上述的 d_1 、 d_2 、 d_3 、 d_4 相当的特征量d的值、与箭头A₄₁、A₄₂、A₄₃、A₄₄、A₄₅对应的颜色的信息、以及将这些d的值域与视觉信息(颜色和掩膜)之间对应起来得到的信息(颜色表)。而且,作为分类信息的一部分,预先被存储于分类信息存储部81。分类部44在开始分类时,从分类信息存储部81读出这些信息来进行组织的属性的分类。

[0101] 存储部8除了上述信息以外例如还存储进行放大处理所需要的信息(图2所示的放大率与接收深度之间的关系)、进行放大校正处理所需要的信息(图3所示的放大率与接收深度之间的关系)、进行衰减校正处理所需要的信息(参照式(1))、进行频率分析处理所需要的窗函数(Hamming(汉明窗)、Hanning(汉宁窗)、Blackman(布莱克曼窗)等)信息。

[0102] 另外,存储部8还存储用于执行超声波观测装置1(医用诊断装置)的工作方法的工作程序。该工作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。既可以在将计算机或记录介质作为产品出厂时向记录介质等进行各种程序的记录,也可以通过经由通信网络的下载来向记录介质等进行各种程序的记录。

[0103] 具有以上的结构的存储部8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。上述的各种程序也能够通过经由通信网络下载来获取。此处所说的通信网络例如由已有的公共线路网、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。

[0104] 控制部9使用具有运算和控制功能的CPU(Central Proccesing Unit:中央处理单元)、各种运算电路等来实现。控制部9通过从存储部8读出存储部8所存储、保存的信息以及包含超声波观测装置1的工作程序的各种程序,来执行与超声波观测装置1的工作方法相关联的各种运算处理,由此对超声波观测装置1进行综合控制。此外,也能够使用共用的CPU等来构成控制部9和运算部4。

[0105] 图12是表示具有以上结构的超声波观测装置1进行的处理的概要的流程图。首先,输入部6接受分类项目的选择输入(步骤S1)。图13是表示在输入部6接受分类项目的选择输入时显示部7所显示的选择画面的显示例的图。图13所示的选择画面101显示分类项目和作为分类对象的组织的属性(分类属性)。在选择画面101中显示表示当前选择的分类项目的框光标102。在图13中,示出了“肿瘤筛查”被选择为分类项目的状态。用户在使用鼠标等使框光标102移动至期望的分类项目之后,点击鼠标来确定选择,由此完成选择输入。输入部6向控制部9输出所接受的选择输入信号。

[0106] 接着,超声波观测装置1首先通过超声波探头2来进行新的检查体的测定(步骤S2)。具体地说,超声波探头2的超声波振子21将电脉冲信号转换为超声波脉冲,并向检查体依次发送该超声波脉冲。超声波脉冲被检查体分别反射而产生超声波回波。超声波振子21将超声波回波转换为电回波信号。此时,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的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。

[0107] 从超声波探头2接收到回波信号的信号放大部31进行该回波信号的放大(步骤S3)。在此,信号放大部31例如根据图2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31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进行的超声波回波向回波信号的声电转换的线性响应频带的宽频带即可。这也是为了在后述的频谱的近似处理中能够进行高精度的近似。

[0108] 接着,B模式图像数据生成部51使用通过信号放大部31而被放大的回波信号来生成B模式图像数据(步骤S4)。此外,在该步骤S4之后,控制部9也可以进行使显示部7显示与所生成的B模式图像数据对应的B模式图像的控制。

[0109] 放大校正部41对从发送和接收部3输出的信号进行放大率不依赖于接收深度而为固定的放大校正(步骤S5)。在此,放大校正部41例如根据图3所示的放大率与接收深度之间的关系来进行放大校正。

[0110] 之后,在通过输入部6进行了关心区域的设定的情况下(步骤S6:“是(Yes)”),频率分析部42通过进行基于FFT运算的频率分析来计算频谱(步骤S7)。在该步骤S7中,也能够将图像的整个区域设定为关心区域。另一方面,在未进行关心区域的设定的情况下(步骤S6:“否(No)”),在输入部6接受了结束处理的指示的输入时(步骤S8:“是”),超声波观测装置1结束处理。与此相对,在未进行关心区域的设定的情况下(步骤S6:“否”),在输入部6没有接受结束处理的指示的输入时(步骤S8:“否”),超声波观测装置1返回到步骤S6。

[0111] 图14是表示在步骤S7中频率分析部42执行的处理的概要的流程图。下面,参照图14所示的流程图来详细地说明频率分析处理。首先,频率分析部42将用于识别分析对象的声线的计数值 k 设为 k_0 (步骤S21)。

[0112] 接着,频率分析部42对代表为了用于FFT运算而获取的一系列的数据群(振幅数据

群)的数据位置(相当于接收深度) $Z^{(k)}$ 的初始值 $Z^{(k)}_0$ 进行设定(步骤S22)。例如,在图4中,如上述那样示出了将声线 SR_k 的第一个数据位置设定为初始值 $Z^{(k)}_0$ 的情况。

[0113] 之后,频率分析部42获取数据位置 $Z^{(k)}$ 所属的振幅数据群(步骤S23),使存储部8所存储的窗函数作用于对获取到的振幅数据群作用由存储部8存储的窗函数(步骤S24)。通过像这样对振幅数据群作用窗函数,能够避免振幅数据群在边界处变得不连续,能够防止产生伪像。

[0114] 接着,频率分析部42判定数据位置 $Z^{(k)}$ 的振幅数据群是否为正常的数据群(步骤S25)。如参照图4时所说明的那样,振幅数据群需要具有2的乘方的数据数。下面,将正常的振幅数据群的数据数设为 2^n (n 是正整数)。在本实施方式1中,尽可能将数据位置 $Z^{(k)}$ 设定为 $Z^{(k)}$ 所属的振幅数据群的中心。具体地说,由于振幅数据群的数据数为 2^n ,因此将 $Z^{(k)}$ 设定为接近该振幅数据群的中心第 $2^n/2(=2^{n-1})$ 个位置。换言之,振幅数据群正常意味着在数据位置 $Z^{(k)}$ 的前方存在 $2^{n-1}-1$ (设为 $2^{n-1}-1=N$)个数据,在数据位置 $Z^{(k)}$ 的后方存在 2^{n-1} (设为 $2^{n-1}=M$)个数据。在图4所示的情况下,振幅数据群 F_2 、 F_3 均正常。此外,在图4中例示了 $n=4(N=7、M=8)$ 的情况。

[0115] 在步骤S25中的判定的结果为数据位置 $Z^{(k)}$ 的振幅数据群正常的情况下(步骤S25:“是”),频率分析部42转移到后述的步骤S27。

[0116] 在步骤S25中的判定的结果为数据位置 $Z^{(k)}$ 的振幅数据群不正常的情况下(步骤S25:“否”),频率分析部42通过对不足的部分插入零数据来生成正常的振幅数据群(步骤S26)。关于在步骤S25中被判定为不正常的振幅数据群(例如图4的振幅数据群 F_1 、 F_k),在追加零数据之前作用窗函数。因此,即使在振幅数据群中插入零数据也不会发生数据的不连续。在步骤S26之后,频率分析部42转移到后述的步骤S27。

[0117] 在步骤S27中,频率分析部42使用振幅数据群来进行FFT运算,由此得到振幅的频率分布、即频谱(步骤S27)。例如在图5中示出了该结果。

[0118] 接着,频率分析部42使数据位置 $Z^{(k)}$ 以步长 D 变化(步骤S28)。步长 D 预先被存储于存储部8。在图4中,例示了 $D=15$ 的情况。期望的是步长 D 与在B模式图像数据生成部51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42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 。

[0119] 之后,频率分析部42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S29)。在数据位置 $Z^{(k)}$ 大于最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 的情况下(步骤S29:“是”),频率分析部42使计数值 k 增加1(步骤S30)。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S29:“否”),频率分析部42返回到步骤S23。通过这样,频率分析部42针对声线 SR_k ,进行对于 $[(Z^{(k)}_{\max}-Z^{(k)}_0+1)/D+1]$ 个振幅数据群的FFT运算。在此, $[X]$ 表示不超过 X 的最大的整数。

[0120] 在步骤S30之后,频率分析部42判定计数值 k 是否大于最大值 $k_{\max}$ (步骤S31)。在计数值 k 大于 $k_{\max}$ 的情况下(步骤S31:“是”),频率分析部42结束一系列的FFT处理。另一方面,在计数值 k 为 $k_{\max}$ 以下的情况下(步骤S31:“否”),频率分析部42返回步骤S22。

[0121] 通过这样,频率分析部42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。

[0122] 之后,衰减校正部431对由频率分析部42计算出的频谱进行衰减校正(步骤S9)。衰

减校正部431针对所有的频率 f ,对强度 I 加上上述式(1)的衰减量 A 的校正处理,由此得到新的频谱。由此,能够获得削减了伴随超声波的传播而发生的衰减的贡献的频谱。图6所示的频谱 C_2 是作为对频谱 C_1 实施了衰减校正处理的结果而得到的曲线。

[0123] 接着,近似部432针对衰减校正后的频谱(校正频谱),通过在规定的频带进行回归分析来用一次式进行近似(步骤S10)。在该近似处理中,近似部432计算斜率 a 、截距 b 以及频带中心对应强度 c 来作为进行特征量计算所需要的参数,并将这些参数写入分类信息存储部81来进行存储。

[0124] 之后,特征量计算部43参照分类信息存储部81,根据在步骤S1中选择出的分类项目来计算进行分类所需要的特征量(步骤S11)。例如,在选择肿瘤筛查来作为分类项目的情况下,如图7所示,特征量计算部43计算在关心区域内的单位区域得到的频带中心对应强度的标准偏差 $Sd.M$ 。

[0125] 分类部44使用由特征量计算部43计算出的特征量来进行组织的属性的分类,对关心区域内的各像素分配与分类结果相应的颜色(步骤S12)。例如参照图8~图11所说明的那样,该颜色的分配根据基于分类项目决定的特征量的值来决定,并且按每个单位区域进行。

[0126] 特征量图像数据生成部52针对由B模式图像数据生成部51生成的B模式图像数据中的各像素,根据从分类部44经由控制部9发送来的像素的颜色分配信息来叠加作为视觉信息的颜色,由此生成特征量图像数据(步骤S13)。

[0127] 之后,显示部7在控制部9的控制下显示与由特征量图像数据生成部52生成的特征量图像数据对应的特征量图像(步骤S14)。

[0128] 图15是示意性地表示显示部7中的特征量图像的显示例的图。该图所示的特征量图像201具有检查内容显示区域202、图像显示区域203以及颜色特性显示区域204。

[0129] 检查内容显示区域202设置于画面上部,显示分类项目、进行分类所使用的特征量、分类属性、检查体ID、表示与颜色条的两极的分类属性对应的用语(后述)等信息。在图15中,例示了分类项目为肿瘤筛查的情况。

[0130] 图像显示区域203显示对B模式图像的各像素叠加基于分类结果的颜色得到的合成图像。图像显示区域203显示关心区域231,并且将关心区域231内的属性用对应的颜色显示。在图15中,作为恶性肿瘤组织,显示了红色的区域 D_1 和粉色的区域 D_2 。

[0131] 颜色特性显示区域204显示颜色条,该颜色条表示在图像显示区域203中显示的颜色与特征量的值之间的关系。

[0132] 在该颜色条的上下两极显示与所对应的分类属性相应的用语。在分类项目为“NO.I:肿瘤筛查”时,如图15所示那样显示“正常”/“异常(恶性)”。另外,在分类项目为“NO.II:恶性/良性鉴别”时,显示“良性”/“恶性”,在分类项目为“NO.III:持续观察判断1”时,显示“良性”/“需要观察”,在分类项目为“NO.IV:持续观察判断2”时,显示“需要观察”/“恶性”。关于表示这些颜色条的极性的用语以及表示这些用语与分类项目之间的对应关系的信息,也在使用特征量的分类开始之前作为分类信息的一部分被预先存储于分类信息存储部81。图像处理部5在开始分类时,从分类信息存储部81读出这些信息来进行组织的属性的分类。

[0133] 此外,在以上所说明的一系列的处理(步骤S1~S14)中,也可以并行地进行步骤S4的处理以及步骤S5~S14的处理,将B模式图像与特征量图像并列显示。

[0134] 根据以上说明的本发明的实施方式1,根据来自检查体的接收信号来计算多个种类的特征量,使用该多个特征量中的根据预先选择出的分类项目确定的特征量,来对检查体的组织的属性进行分类,生成对基于接收信号的图像的各像素分配与分类结果相应的视觉信息得到的特征量图像数据,因此在对组织的属性进行分类时,能够不使用全部的特征量而仅使用最适于该属性的分类的特征量,从而能够高效地生成根据诊断内容对组织进行分类得到的图像数据。

[0135] 另外,根据本实施方式1,分配颜色来作为视觉信息,由此用户能够明确地鉴别检查体的组织的属性。

[0136] 另外,根据本实施方式1,在求出已知检查体的特征量时,也将对通过频率分析得到的频谱进行衰减校正所得到的特征量作为指标来进行属性的分类,因此与使用以不进行衰减校正的方法计算出的特征量的情况相比,能够以更明确地分离的状态得到特征量空间中的各组的区域,从而能够严格区分互不相同的属性。

[0137] (实施方式2)

[0138] 在本发明的实施方式1中,进行分类所需要的频率特征量的值域、与值域对应的视觉信息(颜色和掩膜)以及将值域与视觉信息关联起来得到的信息(颜色表)作为分类信息的一部分被预先存储于分类信息存储部81。实施方式1中的分类信息全部为从在分类部44进行分类以前通过病理检查等已明确了组织的属性的检查体导出的信息。本发明的实施方式2所涉及的医用诊断装置具有如下的功能:一边将通过病理检查等已明确了检查对象组织的属性的检查体中的检查对象部位的特征量作为已知检查体信息来存储一边不断地更新分类信息。

[0139] 图16是表示本实施方式2所涉及的作为医用诊断装置的超声波观测装置的结构框图。该图所示的超声波观测装置11除了具有运算部12和存储部13以外,还具有与实施方式1中说明的超声波观测装置1的结构同样的结构。因此,关于与超声波观测装置1的结构同样的结构要素,附加与超声波观测装置1的结构要素相同的附图标记来进行说明。

[0140] 运算部12具有放大校正部41、频率分析部42、特征量计算部43、分类部44以及分类信息设定部121。在通过病理检查等已明确了检查对象组织的属性的检查体的信息作为已知检查体信息被追加的情况下,分类信息设定部121进行更新分类信息的处理。

[0141] 存储部13具有:分类信息存储部81;属性判定完成图像存储部131,其存储包含通过病理检查等已完成属性的判定的检查对象部位的B模式图像数据;以及已知检查体信息存储部132,其针对已知检查体,将特征量的值与已知检查体的组织的属性相对应地进行存储。

[0142] 图17是表示具有以上的结构的超声波观测装置11进行的已知检查体信息的创建处理的概要的流程图。下面,参照图17所示的流程图来说明已知检查体信息的创建处理。

[0143] 首先,控制部9从属性判定完成图像存储部131读出属性判定完成的B模式图像数据,并使显示部7显示与该B模式图像数据对应的B模式图像(步骤S41)。

[0144] 接着,输入部6针对正被显示的B模式图像,接受用于创建已知检查体信息的数据获取区域的设定输入(步骤S42)。数据获取区域例如被设定为呈圆形、椭圆形、正方形、长方形、扇形等形状的区域。

[0145] 之后,频率分析部42进行数据获取区域的频率分析(步骤S43)。接着,衰减校正部

431对由频率分析部42计算出的频谱进行衰减校正(步骤S44)。之后,近似部432针对衰减校正后的频谱,通过在规定的频带进行回归分析来用一次式进行近似(步骤S45)。此处的频率分析处理、衰减校正处理以及近似处理分别与实施方式1中所说明的频率分析处理、衰减校正处理以及近似处理同样地进行。

[0146] 继步骤S45之后,特征量计算部43将向由相同的属性构成的已知检查体的组中添加新计算出的参数所得到的结果设作为新的总体来计算特征量(步骤S46)。例如,在计算数据获取区域中的斜率a、截距b、频带中心对应强度c来作为参数的情况下,计算添加这些参数所得到的总体中的斜率a的平均值Mean S和标准偏差Sd.S、截距b的平均值Mean I和标准偏差Sd.I、频带中心对应强度c的平均值Mean M和标准偏差Sd.M来作为特征量。

[0147] 最后,控制部9将特征量计算部43计算出的特征量与属性相关联地写入已知检查体信息存储部132来进行存储(步骤S47)。

[0148] 通过对大量的已知检查体进行以上所说明的步骤S41~S47的处理,来将大量的已知检查体的信息存储于已知检查体信息存储部132。

[0149] 另外,在本实施方式2中,也能够追加新的属性来作为属性。因此,即使某医疗设施想要以与其它的医疗设施不同的基准来定义新的属性等情况下,也能够根据该新的属性来存储已知检查体的信息。另外,即使由于学会方针、处理基准等的规则修订而疾病名/组织名、疾病区分方法/组织区分方法中发生了追加、变更,也能够根据新的属性来存储已知检查体的信息。

[0150] 图18是表示分类信息设定部121进行的处理的概要的流程图。以下,说明分类信息设定部121根据分类项目进行的分类信息更新处理。

[0151] 首先,分类信息设定部121参照已知检查体信息存储部132来获取已知检查体信息(步骤S51)。具体地说,分类信息设定部121获取各已知检查体的特征量的信息。

[0152] 接着,分类信息设定部121计算对已知检查体的特征量进行分离的方向(步骤S52)。此时,分类信息设定部121在特征量空间中按检查体的组织的属性进行分组时,进行将判定对象的属性最清楚地分离的方向设为分离方向的运算。

[0153] 图19是示意性地表示分离方向决定处理的概要的图。在图19中,例示了决定具有不同的属性的两个组 G_{51} 、 G_{52} 的分离方向的情况。将沿特征量空间的任意的轴 d' 观察构成组 G_{51} 的特征量空间上的点(用圆圈记号表示)时的分布301的平均值设为 μ_1 、将标准偏差设为 σ_1 。同样地,将沿轴 d' 观察构成组 G_{52} 的特征量空间上的点(用 $\times$ 记号表示)时的分布302的平均值设为 μ_2 、将标准偏差设为 σ_2 。此时,分类信息设定部121计算使 $(\mu_2 - \mu_1) / \sigma'$ (在此, $\sigma' = (\sigma_1 + \sigma_2) / 2$)的值最大的轴 d' 的方向来作为对已知检查体的特征量进行分离的方向。另外,分类信息设定部121设定与方向 d' 垂直且经过将 $\mu_1 \sim \mu_2$ 之间以 $\sigma_1 : \sigma_2$ 进行内分的点 d_0 的分离轴 d'' ,来作为该方向 d' 上的组 G_{51} 与组 G_{52} 的边界。在图19所示的情况下, μ_1 与 d_0 之间的距离 d_{10} 和 μ_2 与 d_0 之间的距离 d_{20} 满足 $d_{10} : d_{20} = \sigma_1 : \sigma_2$ 。

[0154] 之后,分类信息设定部121创建将特征量与颜色的分配对应起来得到的颜色表(步骤S53)。分类信息设定部121针对沿着通过步骤S52设定的分离方向具有规定宽度的各区域,判定各区域中包含的检查体的组织的属性的比率,通过分配与该判定结果相应的颜色来创建颜色表。

[0155] 具体地说,在图19中,分类信息设定部121例如沿着轴 d' 以宽度 $\sigma_1 / 10$ 来分割区域,

计算各区域中的检查体的组织的属性的比率。之后,分类信息设定部121根据各区域中组G₅₁的点所占的比例来分配不同的颜色。例如,在根据组G₅₁的点所占的比例分成三个区域的情况下,通过对组G₅₁的点包含整体的70%以上的区域、组G₅₁的点包含整体的30%以上且小于整体的70%的区域以及组G₅₁的点包含小于整体的30%的区域分配互不相同的颜色来创建颜色条。此外,能够适当地设定对区域进行划分的个数和分配的颜色。另外,也能够设定未分配颜色的区域(掩膜区域)。

[0156] 最后,分类信息设定部121在控制部9的控制下,将所创建的颜色表作为分类信息写入分类信息存储部81来进行存储(步骤S54)。

[0157] 此外,在本实施方式2中,超声波观测装置11进行的特征量图像的生成、显示处理与实施方式1相同。

[0158] 根据以上说明的本发明的实施方式2,与实施方式1同样地,能够根据诊断内容基于最适当的特征量对检查体的组织的属性进行分类,从而能够高效地生成根据诊断内容对组织进行分类得到的图像数据。

[0159] 另外,根据本实施方式2,关于用户能够明确地鉴别检查体的组织的属性这一点以及能够通过对超声波信号进行衰减校正来提高分类精度这一点,也能够获得与实施方式1同样的效果。

[0160] 除此之外,根据本实施方式2,能够将通过病理检查等已明确了检查对象组织的属性的检查体的该检查对象部位的特征量存储为已知检查体信息并不断地更新分类信息,因此能够进行更高精度的分类。

[0161] (其它的实施方式)

[0162] 目前为止说明了用于实施本发明的方式,但是本发明并不应仅限于上述的实施方式。例如,也可以是,超声波观测装置1鉴于超声波探头2的种类根据用途而不同,根据超声波探头2的种类来变更能够选择的分类项目。超声波探头2的种类与能够选择的分类项目的对应关系只要被存储于分类信息存储部81即可。在该情况下,超声波观测装置1所具备的超声波探头2的种类具有能够被装置本身预先识别的结构。具体地说,例如,如果使用超声波内窥镜来作为超声波探头2,则在超声波内窥镜中的处理装置连接侧的端部设置用于使处理装置判别超声波内窥镜的种类的连接销即可。由此,处理装置能够根据所连接的超声波内窥镜的连接销的形状来判定超声波内窥镜的种类。

[0163] 另外,在本发明的实施方式1中,基于已知检查体的分布来计算与特征量(例如Mean M的值)对应的颜色的信息以及将特征量的值域与视觉信息对应起来的颜色表。而且,存储部8所具有的分类信息存储部81将该颜色的信息和颜色表作为分类信息的一部分进行存储。但是,本发明不限于该实施方式,也可以如下面那样构成。例如,分类信息存储部81也可以是预先存储构成图8~图11的分布所需要的全部已知检查体的频谱或接收信号或通过发送和接收部3从接收信号A/D转换得到的数字RF信号的方式。在该情况下,在对新的且属性未知的检查体进行测定的步骤S2之前,特征量计算部43基于全部已知检查体的上述信息来预先计算全部已知检查体的特征量,分类部44基于这些特征量来计算分类信息的一部分(即、上述的颜色的信息和颜色表),分类信息存储部81重新存储该分类信息。像这样被用作“已知检查体信息”的信息既可以根据来自属性已知的检查体的接收信号计算出的信息,也可以是接收信号本身。通过这样,能够获得与本发明的实施方式1同样的效果。并且,该方

式也可以应用于本发明的实施方式2,这是不言而喻的。

[0164] 另外,对于用途被限定的超声波探头2,也可以限定为与其用途对应的分类项目来使用。作为用途被限定的超声波探头2,能够列举例如细径的微型探针。该微型探针不仅被插入到消化管、血管中,特别地,还能被插入到胆管、胰管等中,为了进行图7的表Tb中的分类项目“恶性/良性鉴别”而被使用。因此,连接有微型探针的超声波观测装置1也可以自动地进行针对分类项目“恶性/良性鉴别”的分类处理。

[0165] 另外,作为特征量,也可以使用通过对衰减校正前的频谱进行近似得到的参数、即斜率、截距以及频带中心对应强度自身。另外,也可以在对频谱进行衰减校正之前对频谱进行近似,对近似得出的结果进行衰减校正来计算这些特征量。图20是示意性地表示特征量计算部43在进行频谱的近似处理后进行衰减校正处理的情况下的处理的概要的图。图20所示的直线 L_{10} 是作为近似部432对频谱 C_1 的频带F进行近似的结果得到的回归直线。衰减校正部431通过对该直线 L_{10} 进行衰减校正来得到直线 L_1 。特征量计算部43计算该直线 L_1 的斜率、截距以及频带中心对应强度来作为特征量。

[0166] 另外,作为通过频率分析计算出的特征量以外的特征量,例如还能够应用纹理特征量。作为纹理特征量,能够列举关心区域内的亮度的能量(energy)、熵(entropy)、相关性(correlation)、局部同态性(local homogeneity)、惯性(inertia)、短游程增强(short run emphasis)、长游程增强(long run emphasis)、灰度级分布(gray level distribution)、游程长度分布(run length distribution)、游程百分率(run percentage)等(详细的内容例如参照日本特开平4-236952号公报)。此外,也可以通过将这些纹理特征量与通过频率分析得到的特征量适当地组合来对组织的属性进行分类。另外,也可以是,对叠加于特征量图像的颜色、亮度的图案进行分析来计算基于图案的纹理特征量,根据该纹理特征量来进行分类。

[0167] 另外,也可以是,代替采用颜色作为视觉信息来使用颜色表,而采用亮度作为视觉信息来创建根据亮度的差异而显示属性的差异的亮度表,使用亮度表来创建特征量图像数据。

[0168] 另外,也可以设为医生等用户能够在检查的过程中切换分类项目。在该情况下,在输入部6接受了分类项目切换信号的输入的情况下,控制部9使显示部7显示图13所示的选择画面101即可。通过像这样构成并发挥作用,在用户在分类项目“I.肿瘤筛查”下发现肿瘤等病变之后,能够在其检查中仅通过简单的操作来将检查切换为分类项目“II.恶性/良性鉴别”、分类项目“III.持续观察判断1”、分类项目“IV.持续观察判断2”,来判断该病变是恶性还是良性、是否应持续观察、是否应立即治疗。因此,不需要为了进行筛查后的精查而进行再检查,诊疗非常地高效。

[0169] 另外,在图8至图10中,对使用一种特征量的分类进行了说明。这意味着即使对特征量空间取一维空间也能够进行分类。另外,在图11中,对使用两种特征量的分类进行了说明。这意味着对特征量空间取二维空间能够进行分类。但是,进行分类所使用的特征量的种类、即特征量空间的维度不限于这些例子,也可以是三维以上的高维数。在特征量空间为高维度的情况下,图19所示的分离轴 d' 成为非一维的二维(平面)以上的特征量空间内的部分空间。

[0170] 另外,在实施方式1、2中,作为成为特征量的统计量,以平均值、标准偏差为例进行

了说明,但是如前述那样也可以是方差。此外,统计量不限于这些一维的统计量。在特征量空间是如图11那样的二维的情况下,也可以针对组 G_{41} 和 G_{42} 计算相关系数、惯性主轴、惯性张量、特征值、特征向量等多维的统计量,并将该统计量用作特征量。在特征量空间是三维以上的情况下,视为质量不同的质点分布在二维以上的空间中,因此也可以计算其分布的重心、质量矩、将质量视为振幅计算出的平方和(能量)等统计量,并将该统计量用作特征量。

[0171] 另外,也能够作为超声波内窥镜以外的普通的内窥镜、X线CT(Computed Tomography:计算机断层扫描)、MRI(Magnetic Resonance Imaging:磁共振成像)、从胸部、腹部等体表照射超声波的体外式超声波诊断装置等医用诊断装置来实现。

[0172] 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等。

[0173] 附图标记说明

[0174] 1、11:超声波观测装置;2:超声波探头;3:发送和接收部;4、12:运算部;5:图像处理部;6:输入部;7:显示部;8、13:存储部;9:控制部;21:超声波振子;31:信号放大部;41:放大校正部;42:频率分析部;43:特征量计算部;44:分类部;51:B模式图像数据生成部;52:特征量图像数据生成部;81:分类信息存储部;101:选择画面;102:框光标;121:分类信息设定部;131:属性判定完成图像存储部;132:已知检查体信息存储部;201:特征量图像;202:检查内容显示区域;203:图像显示区域;204:颜色特性显示区域;231:关心区域;431:衰减校正部;432:近似部; C_1 、 C_2 :频谱; G_{11} 、 G_{12} 、 G_{21} 、 G_{22} 、 G_{31} 、 G_{32} 、 G_{41} 、 G_{42} 、 G_{51} 、 G_{52} :组; T_b :表。

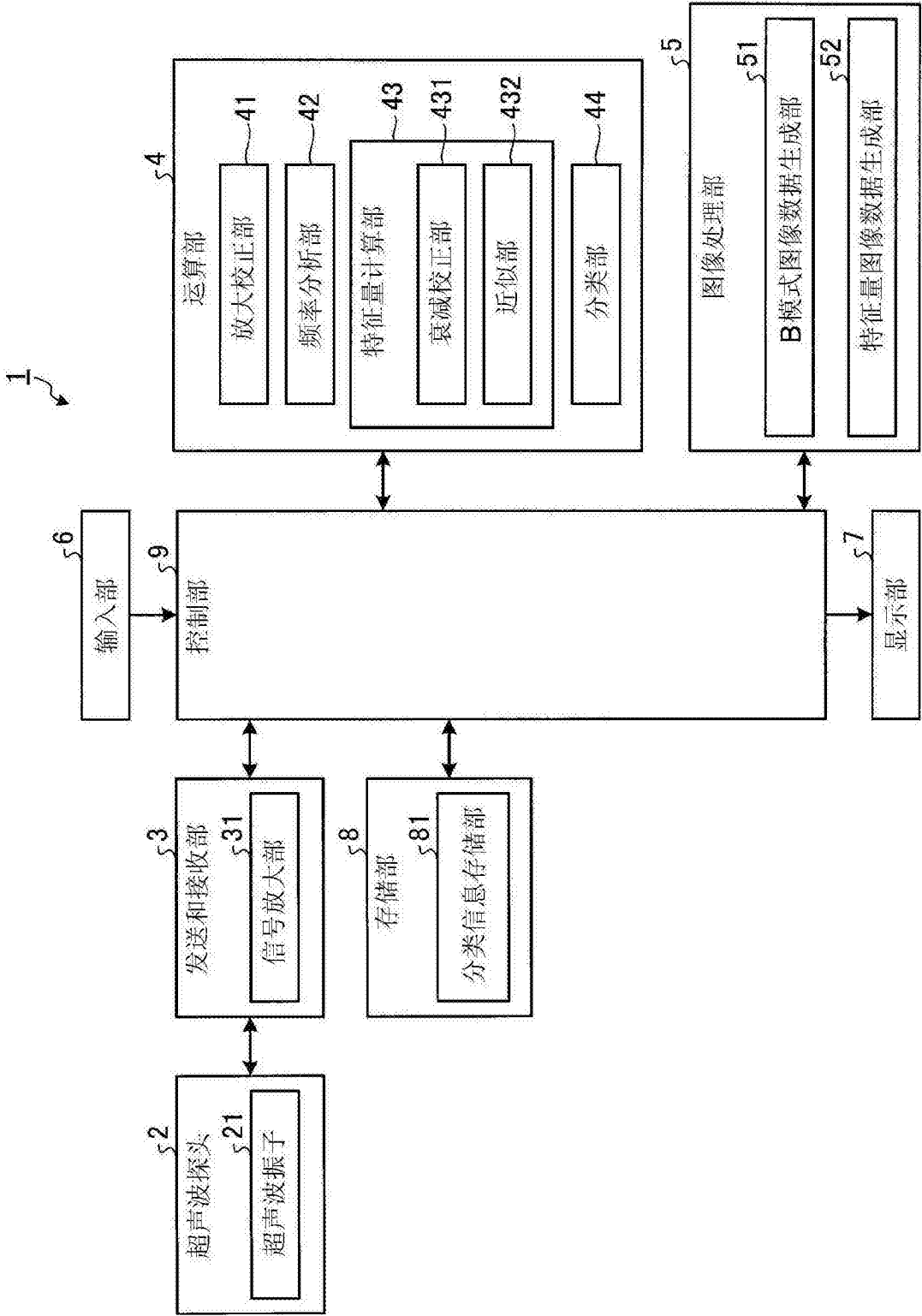


图1

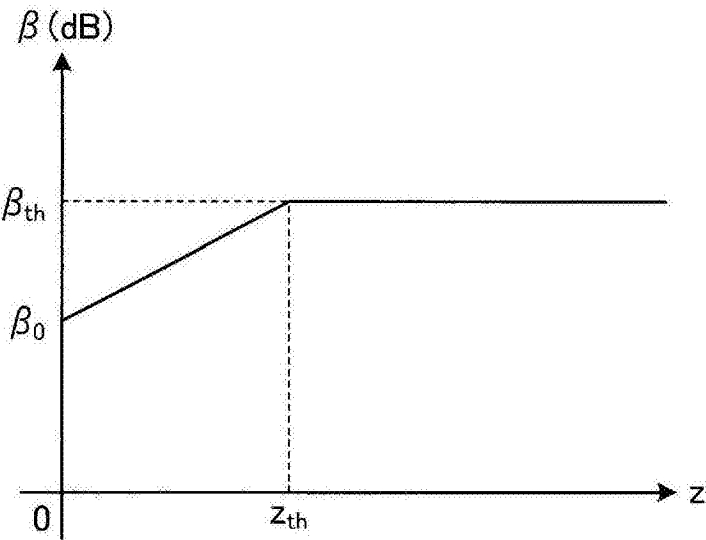


图2

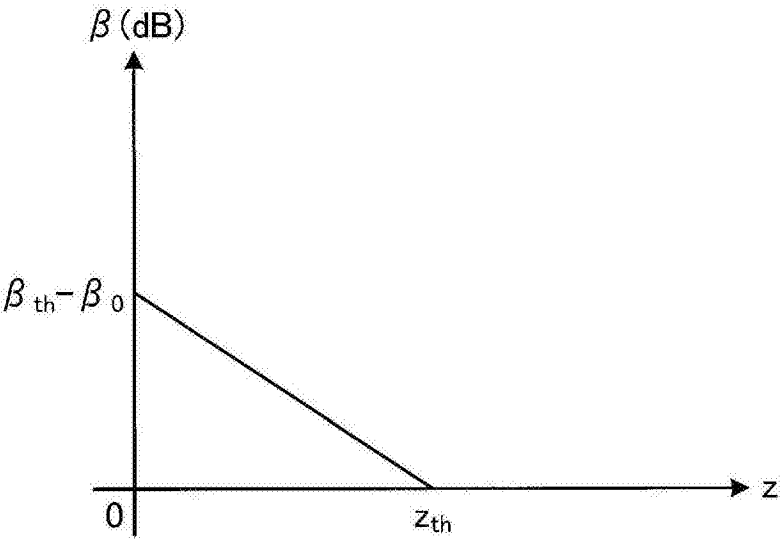


图3

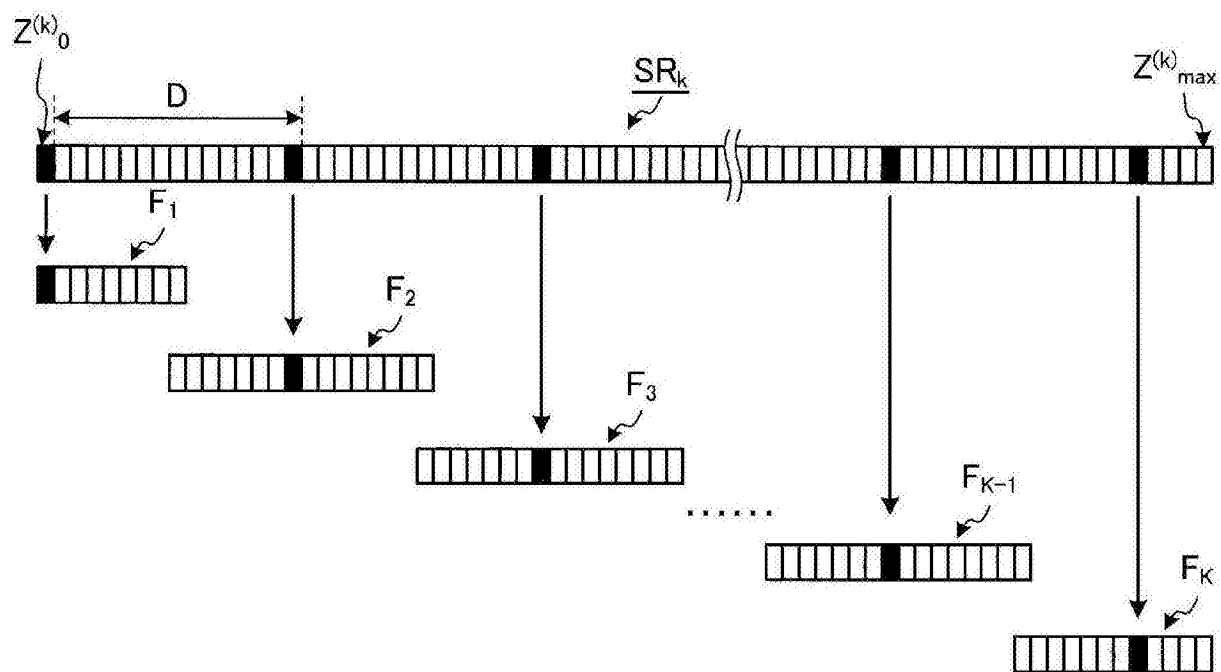


图4

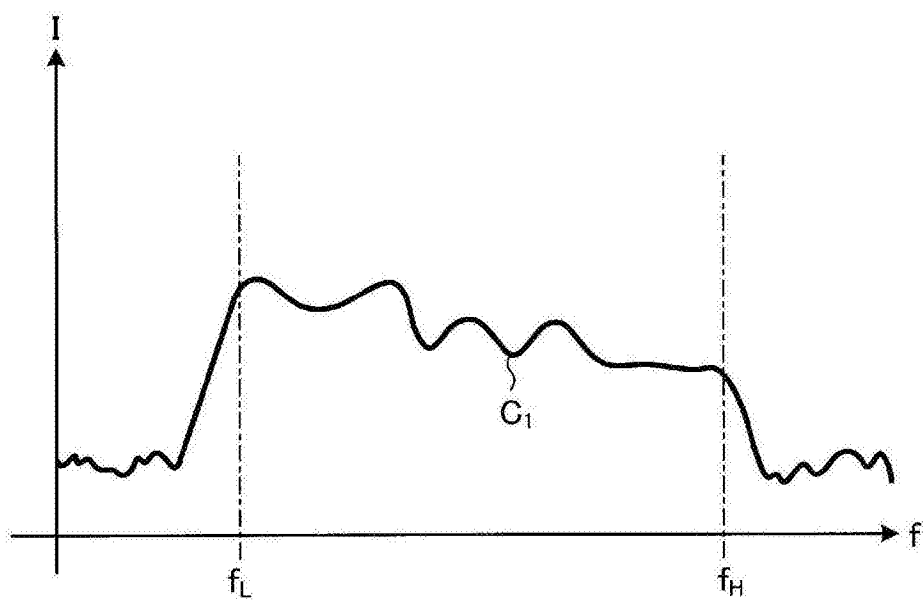


图5

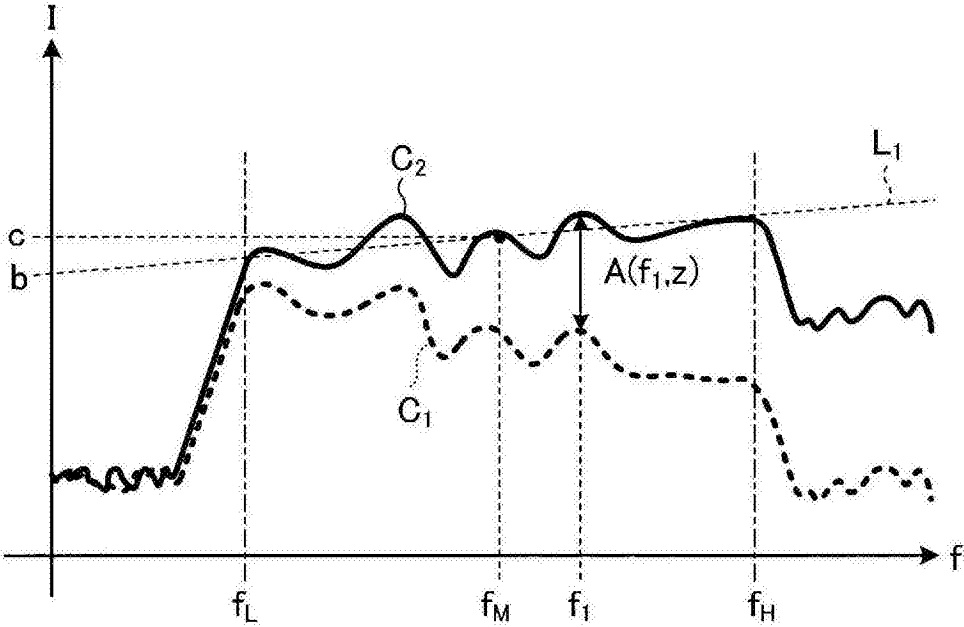


图6

No	分类项目	分类属性	特征量	颜色	范围
I	肿瘤筛查	正常组织/ 恶性肿瘤组织	Sd. M	红色	$0 \leq Sd. M < M_{11}$
				粉色	$M_{11} \leq Sd. M < M_{12}$
				掩膜	$Sd. M \geq M_{12}$
II	恶性 / 良性鉴别	恶性肿瘤组织 / 良性肿瘤组织	Mean M	掩膜	$0 \leq Mean M < M_{21}$
				蓝色	$M_{21} \leq Mean M < M_{22}$
				淡蓝色	$M_{22} \leq Mean M < M_{23}$
				黄色	$M_{23} \leq Mean M < M_{24}$
				粉色	$M_{24} \leq Mean M < M_{25}$
				红色	$Mean M \geq M_{25}$
III	持续观察判断1	需要持续观察组织 / 良性肿瘤组织	Sd. I	红色	$0 \leq Sd. I < I_1$
				粉色	$I_1 \leq Sd. I < I_2$
				淡蓝色	$I_2 \leq Sd. I < I_3$
				蓝色	$I_3 \leq Sd. I < I_4$
				掩膜	$Sd. I \geq I_4$
IV	持续观察判断2	需要持续观察组织 / 恶性肿瘤组织	d(Mean M, Sd. I)	红色	$0 \leq d < d_1$
				粉色	$d_1 \leq d < d_2$
				绿色	$d_2 \leq d < d_3$
				黄色	$d_3 \leq d < d_4$
				掩膜	$d \geq d_4$
∴	∴	∴	∴	∴	∴

图7

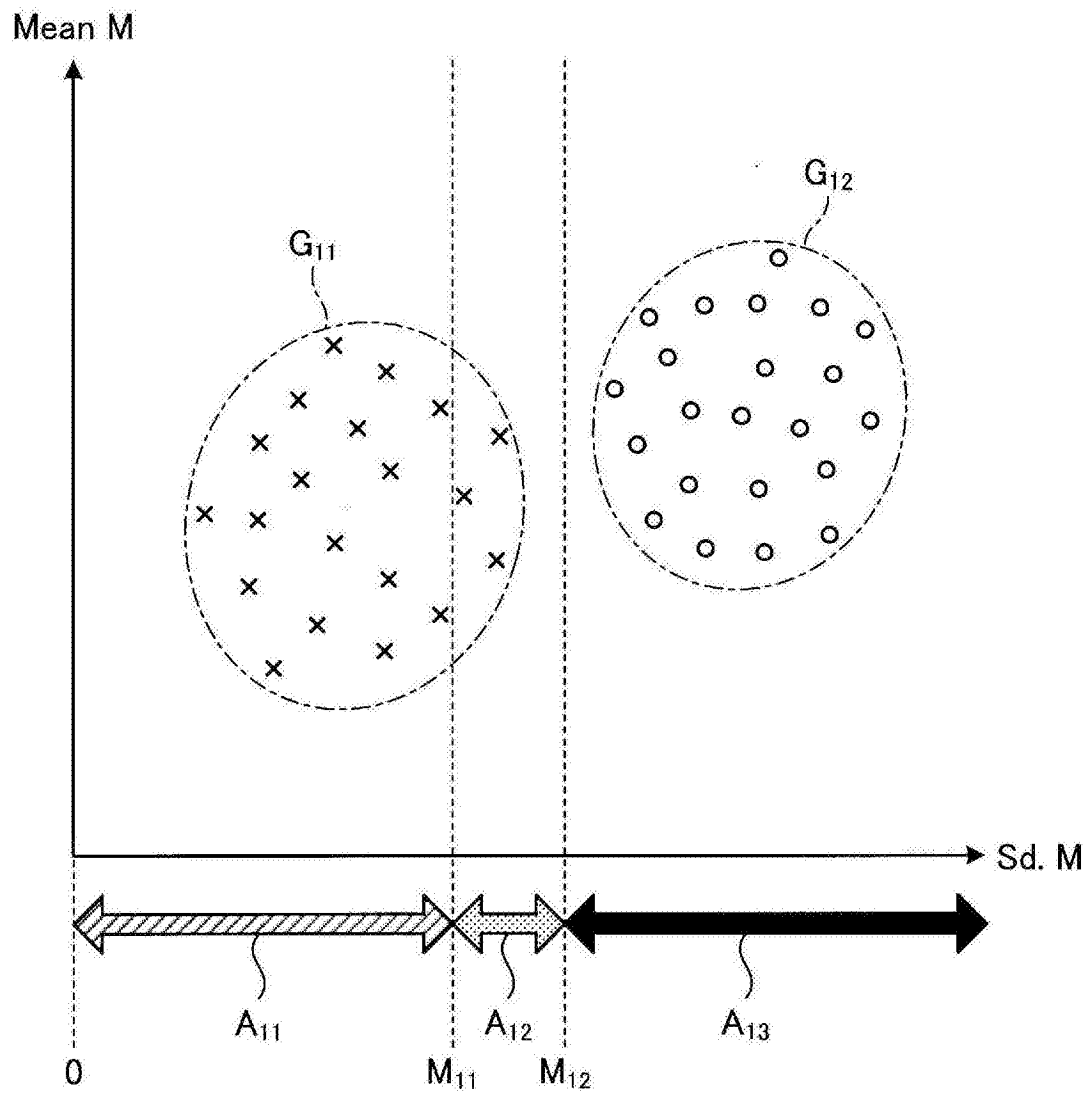


图8

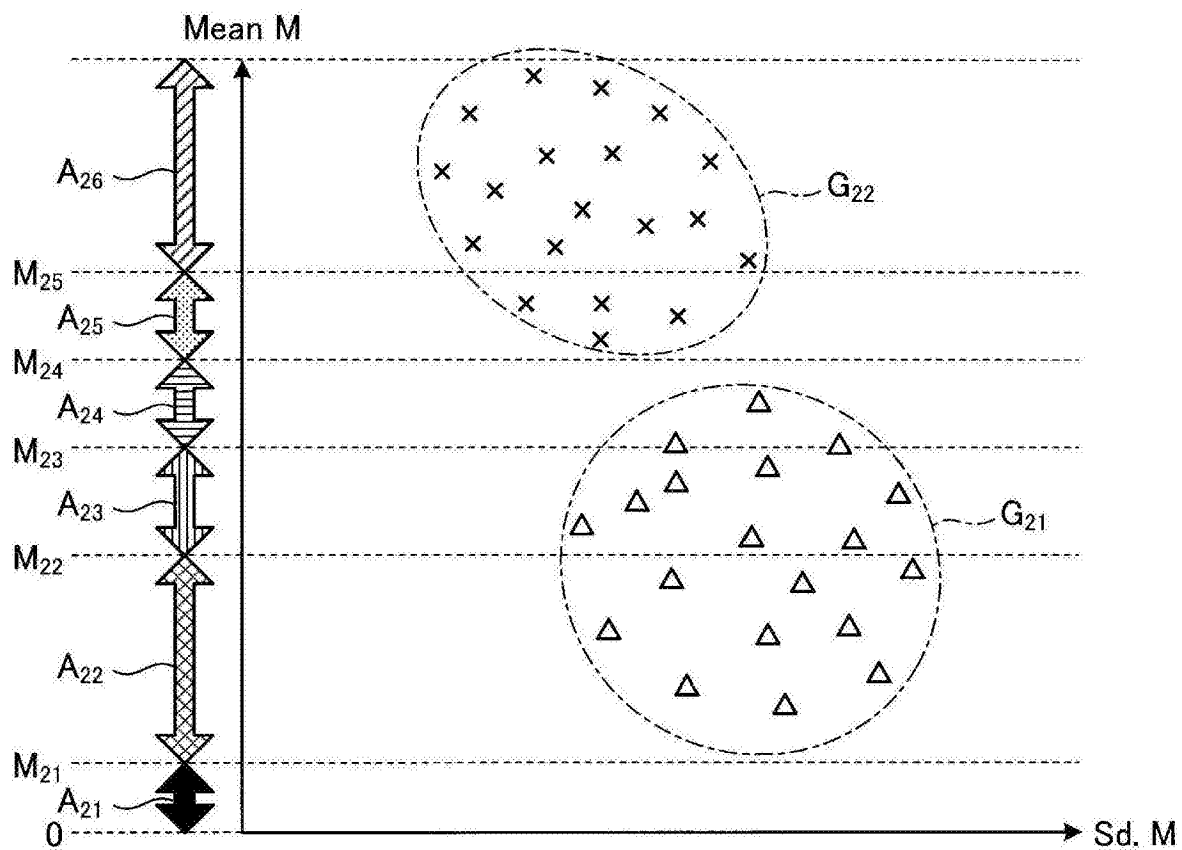


图9

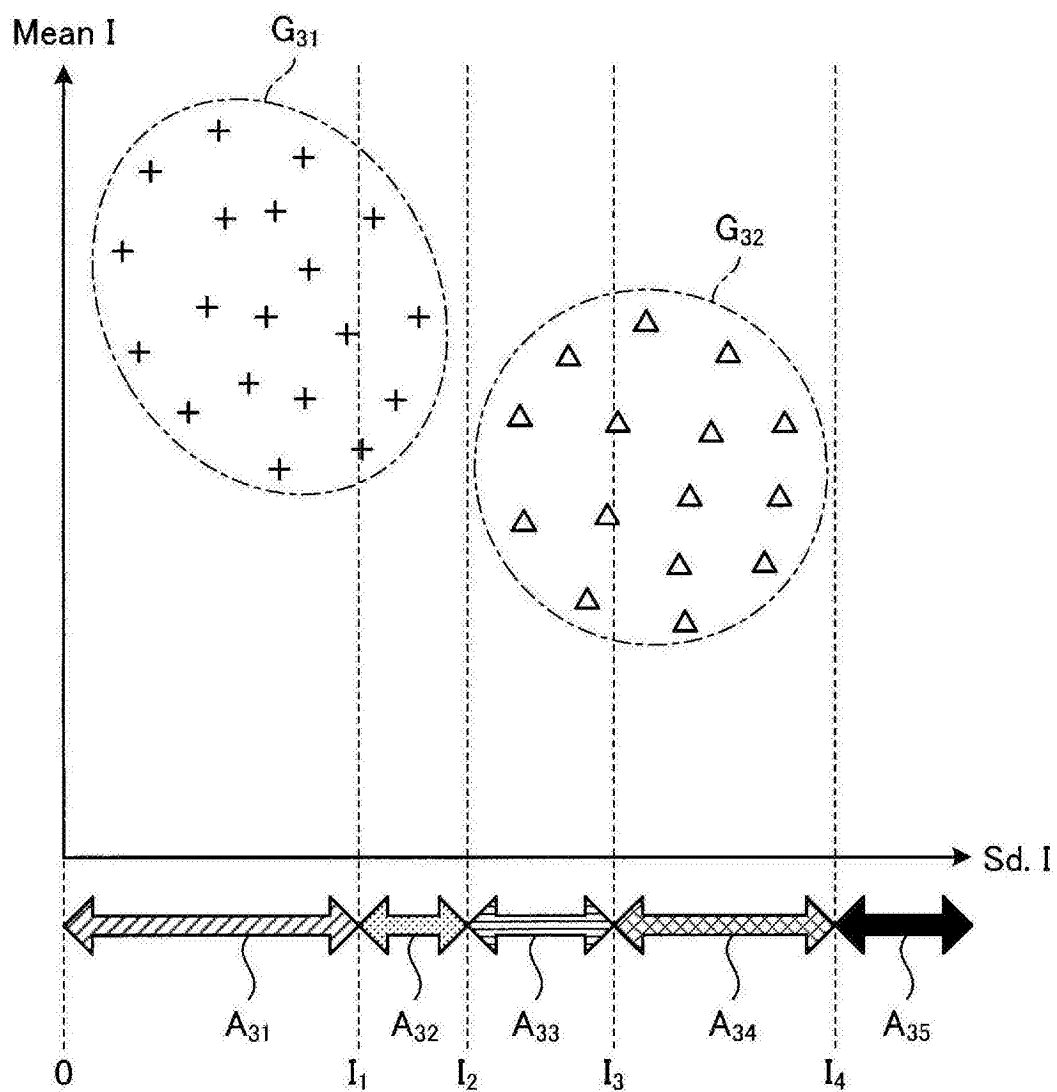


图10

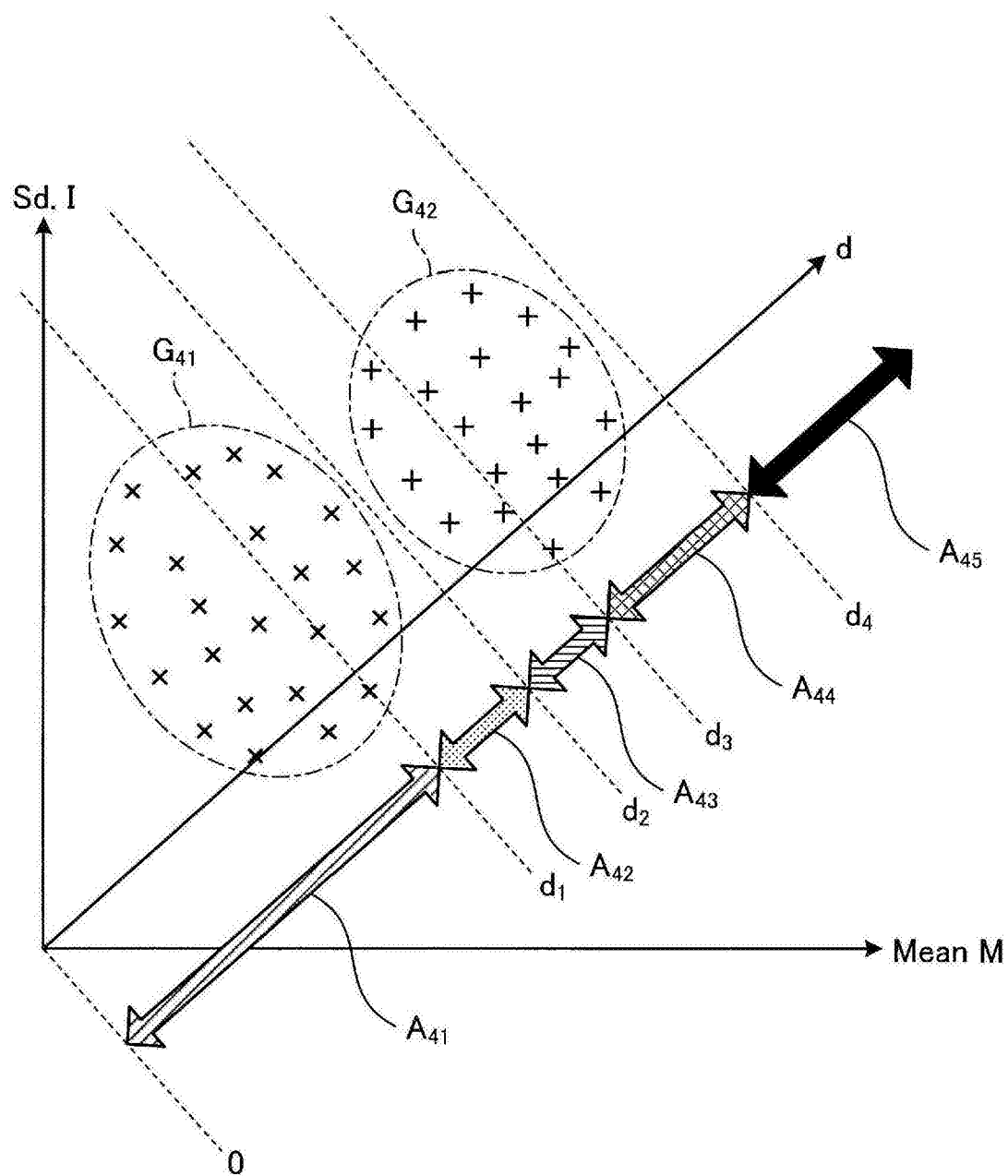


图11

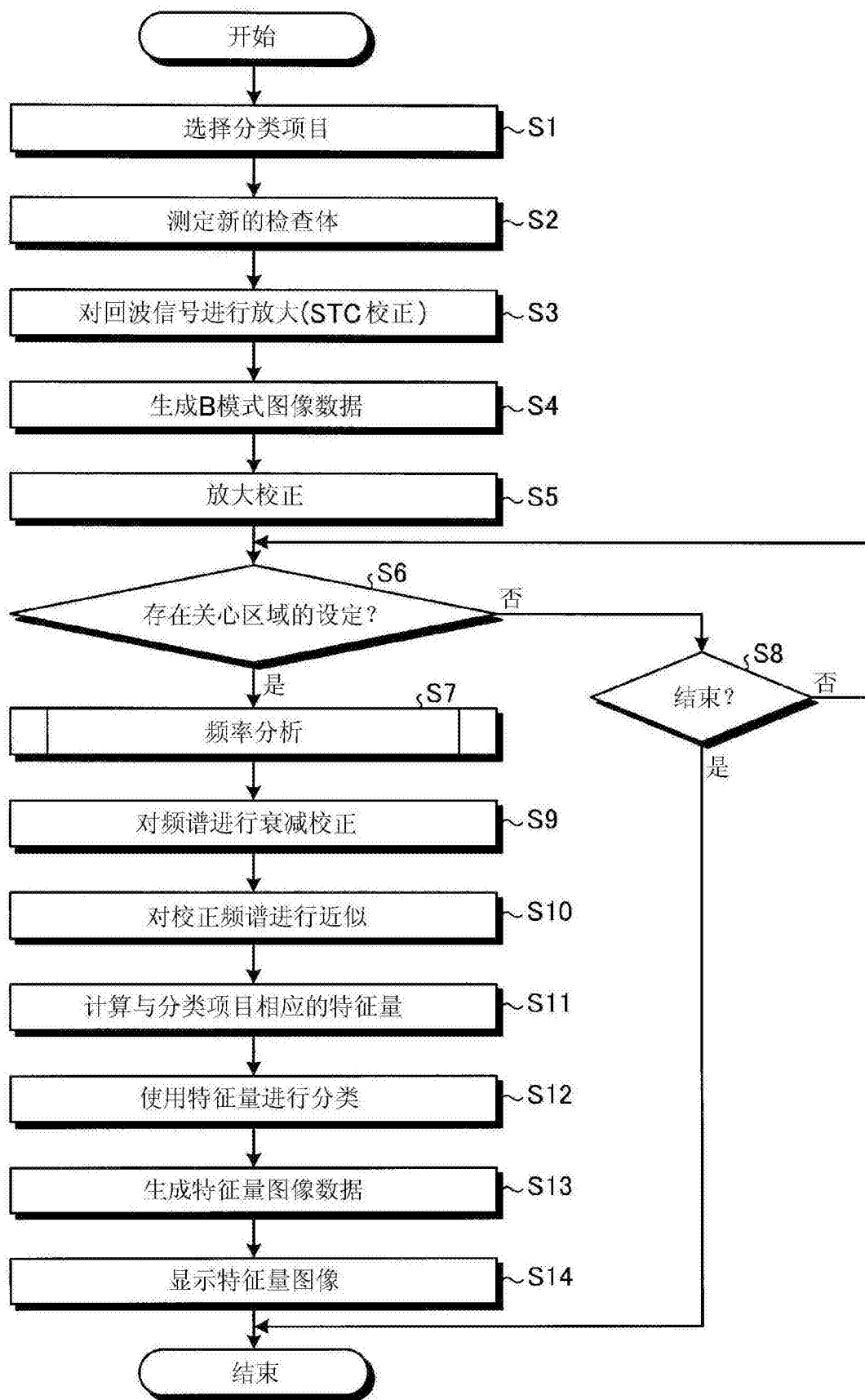


图12

101

No	分类项目	分类属性
I	肿瘤筛查	正常组织/恶性肿瘤组织
II	恶性 / 良性鉴别	恶性肿瘤组织/良性肿瘤组织
III	持续观察判断1	需要持续观察的组织/良性肿瘤组织
IV	持续观察判断2	需要持续观察的组织/恶性肿瘤组织
⋮	⋮	⋮

102

图13

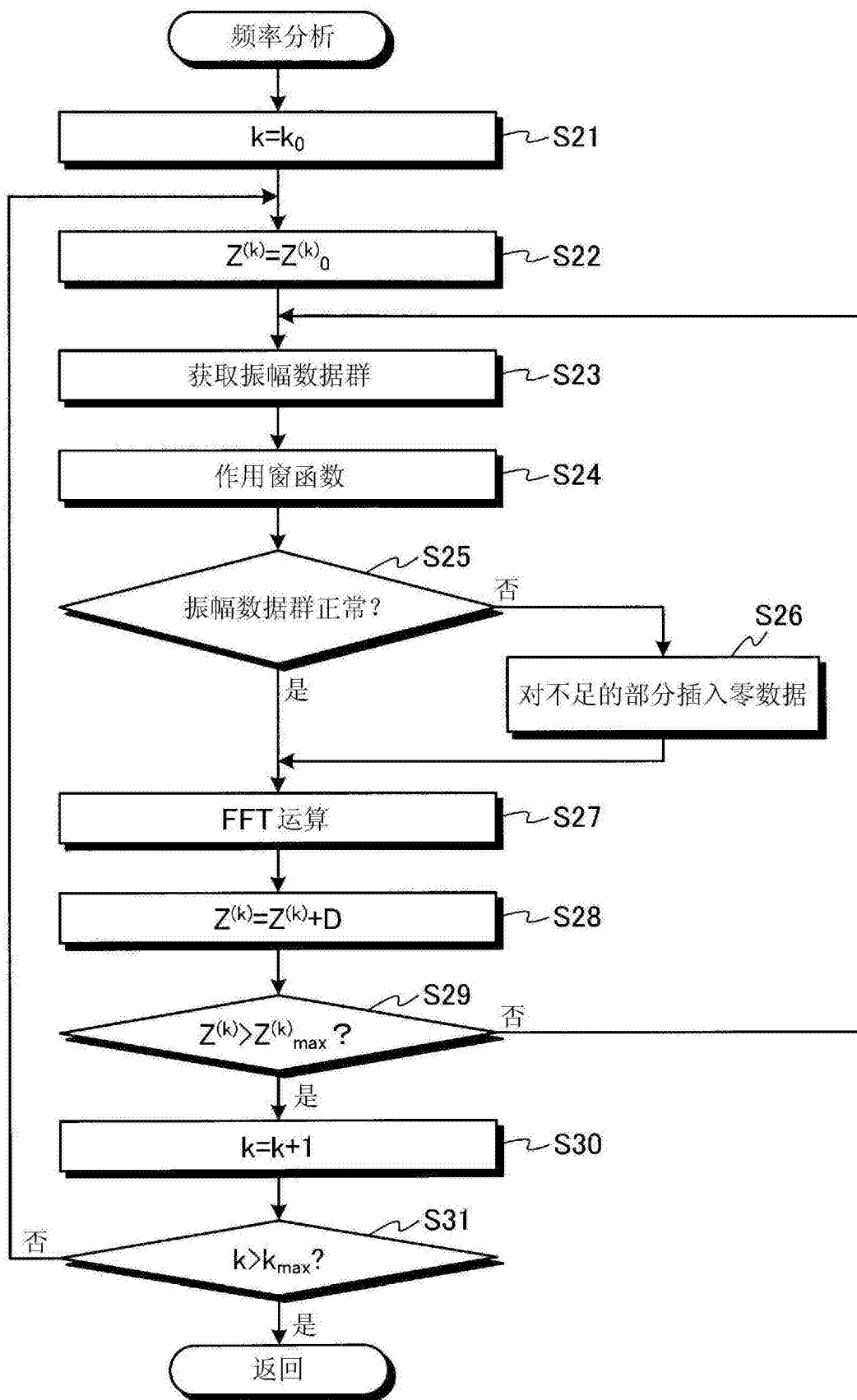


图14

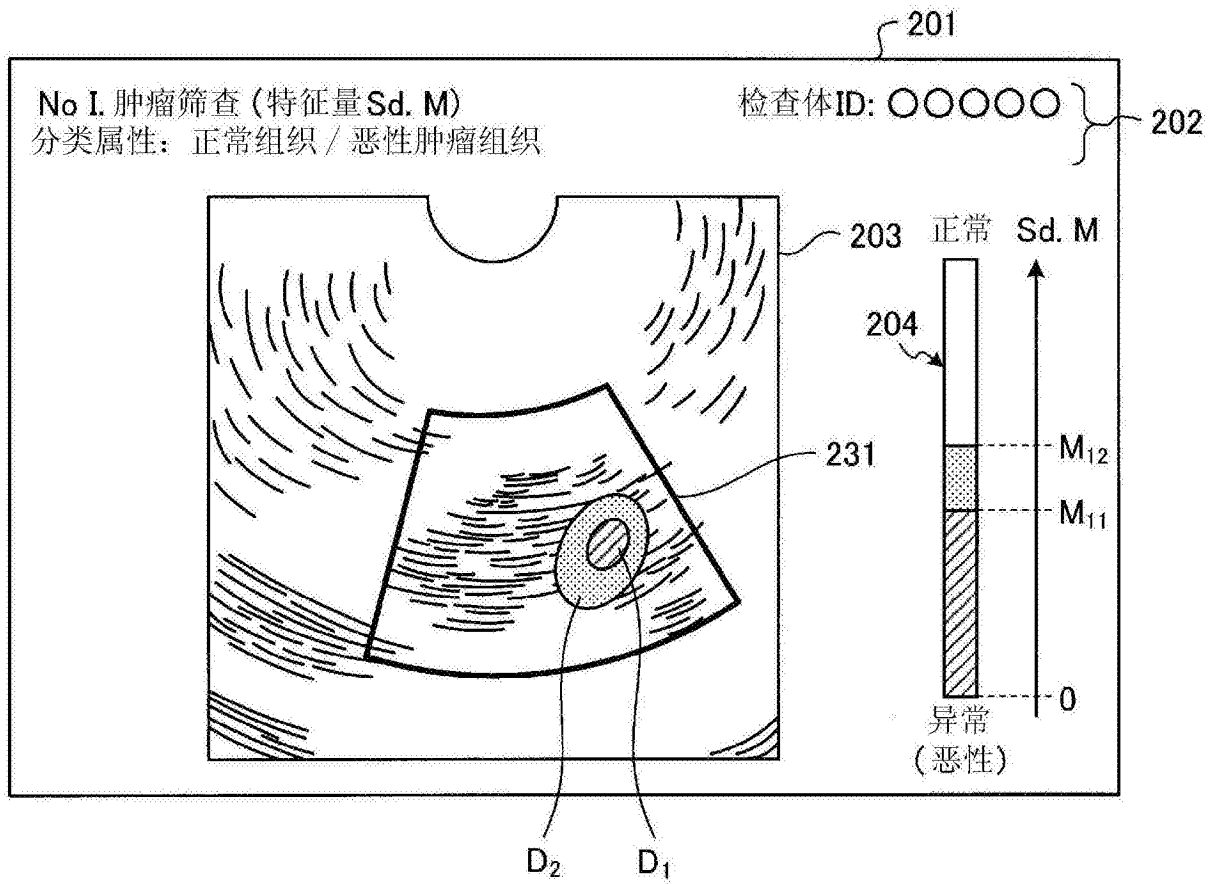


图15

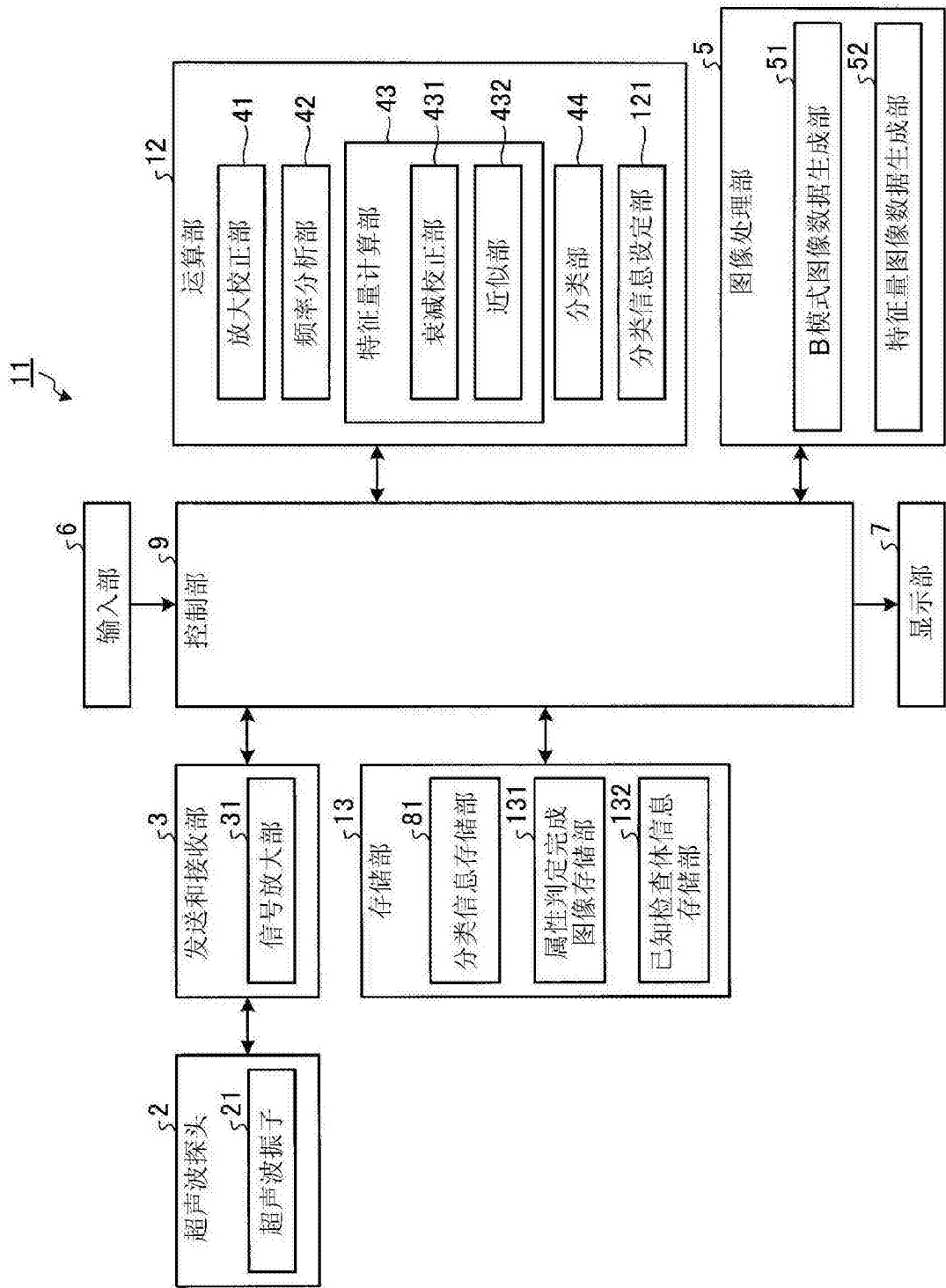


图16

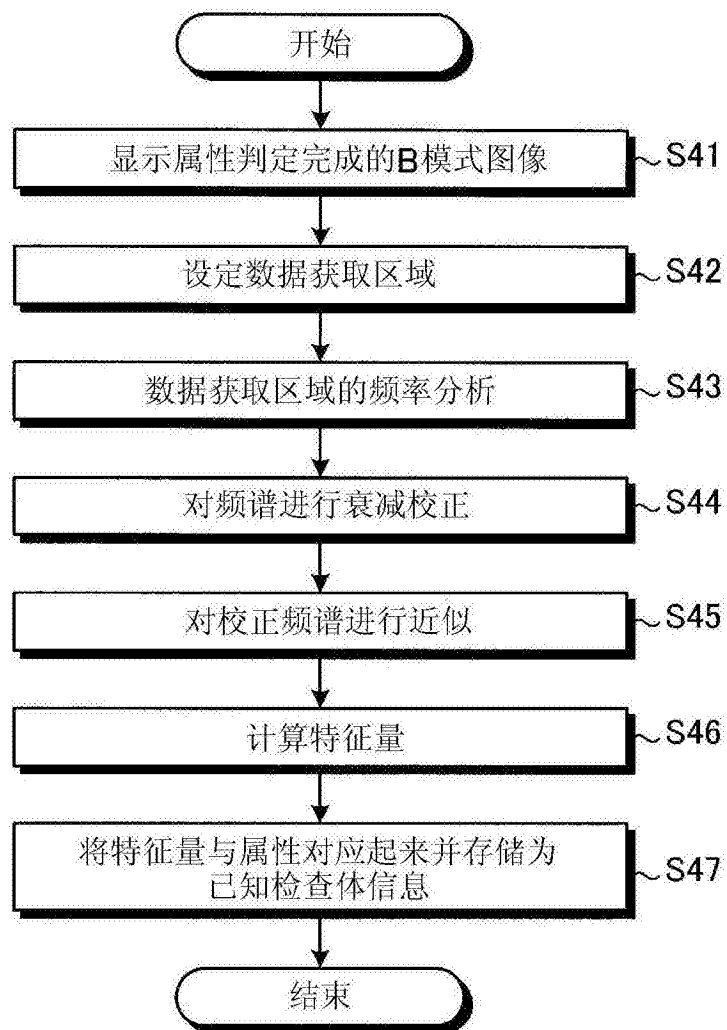


图17

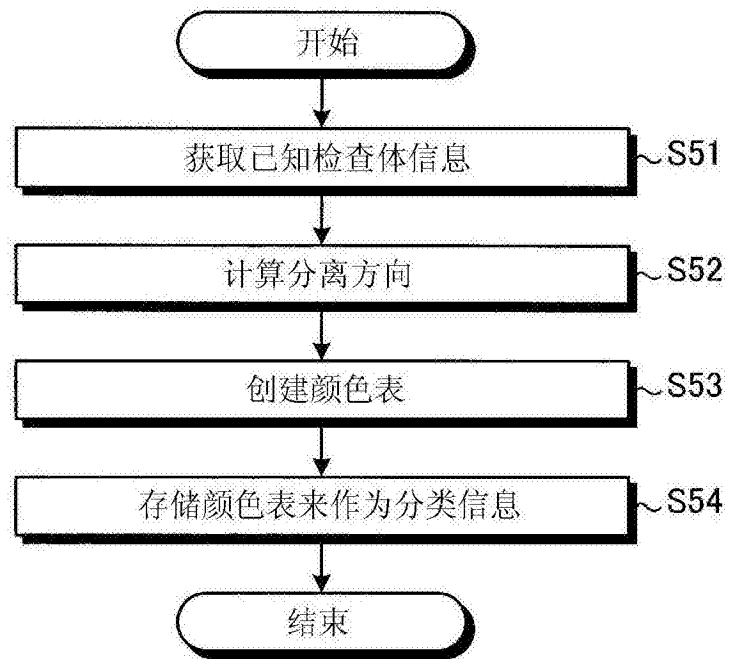


图18

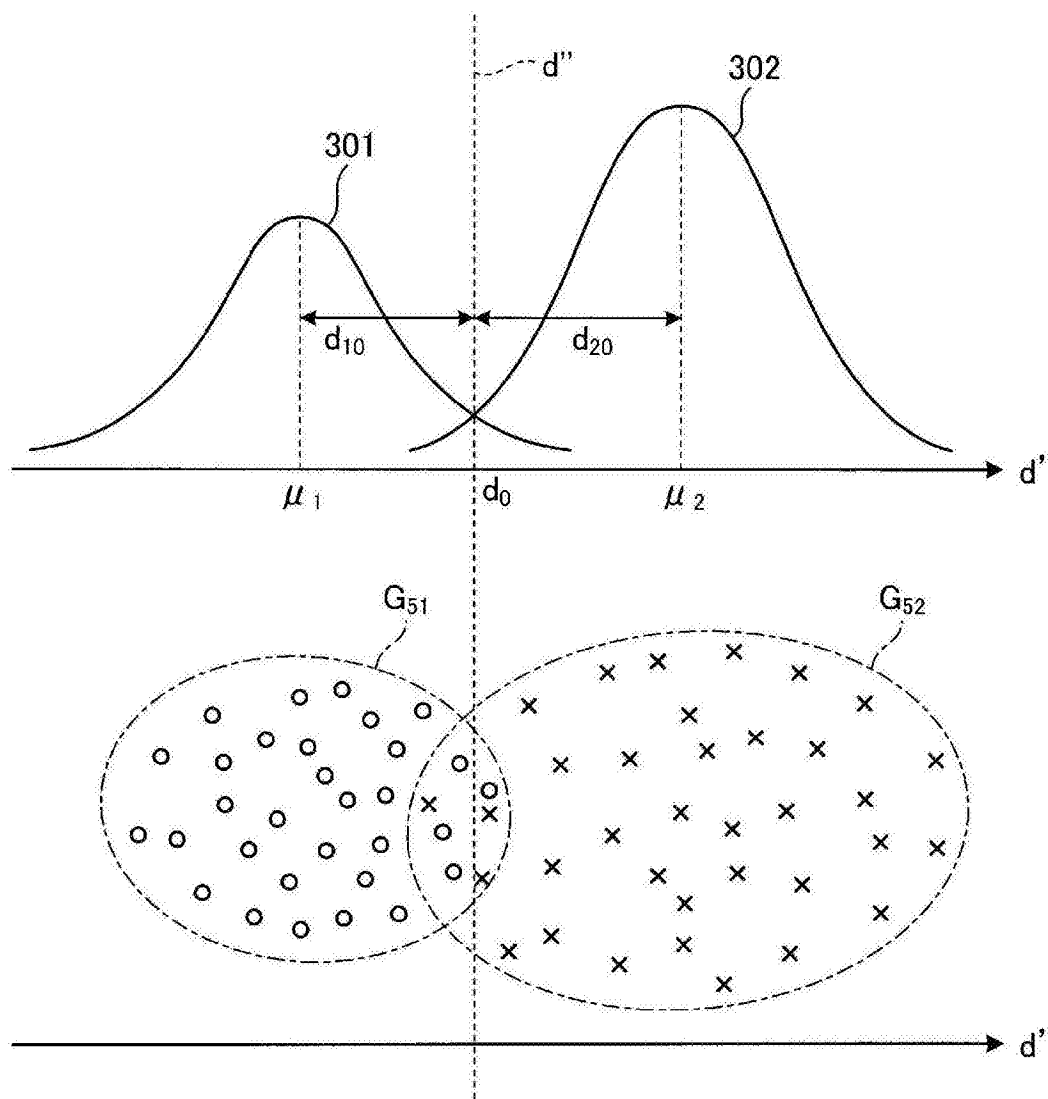


图19

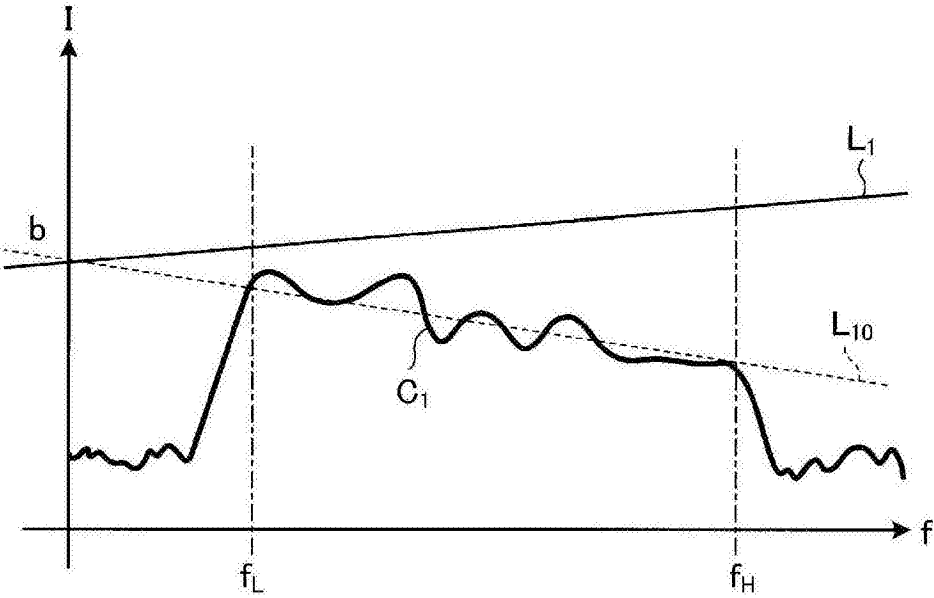


图20

专利名称(译)	医用诊断装置、医用诊断装置的工作方法以及医用诊断装置的工作程序		
公开(公告)号	CN105828726A	公开(公告)日	2016-08-03
申请号	CN201580003164.2	申请日	2015-04-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	川岛知直		
发明人	川岛知直		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/085 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/5223 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52071 G06K9/6267 G06K2209/053 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/20081 G06T2207/30096 G16H10/40 G16H30/20 G16H30/40 G16H50/70		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2014121002 2014-06-11 JP		
其他公开文献	CN105828726B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波观测装置具备：特征量计算部，其根据从检查体接收到的接收信号来计算多个种类的特征量；分类部，其使用由所述特征量计算部计算出的所述多个种类的特征量中的、根据预先选择出的分类项目确定的特征量，来对所述检查体的组织的属性进行分类，对基于所述接收信号的图像的各像素分配与分类结果相应的视觉信息；以及特征量图像数据生成部，其生成对基于所述接收信号的图像的各像素叠加所分配的所述视觉信息而得到的特征量图像数据。

					$\sqrt{Tb}$
No	分类项目	分类属性	特征量	颜色	范围
I	肿瘤筛查	正常组织/ 恶性肿瘤组织	Sd. M	红色	$0 \leq Sd. M < M_{11}$
				粉色	$M_{11} \leq Sd. M < M_{12}$
				掩膜	$Sd. M \geq M_{12}$
II	恶性 / 良性鉴别	恶性肿瘤组织 / 良性肿瘤组织	Mean M	掩膜	$0 \leq Mean M < M_{21}$
				蓝色	$M_{21} \leq Mean M < M_{22}$
				淡蓝色	$M_{22} \leq Mean M < M_{23}$
				黄色	$M_{23} \leq Mean M < M_{24}$
				粉色	$M_{24} \leq Mean M < M_{25}$
				红色	$Mean M \geq M_{25}$
III	持续观察判断1	需要持续观察组织 / 良性肿瘤组织	Sd. I	红色	$0 \leq Sd. I < I_1$
				粉色	$I_1 \leq Sd. I < I_2$
				淡蓝色	$I_2 \leq Sd. I < I_3$
				蓝色	$I_3 \leq Sd. I < I_4$
IV	持续观察判断2	需要持续观察组织 / 恶性肿瘤组织	d(Mean M, Sd. I)	掩膜	$Sd. I \geq I_4$
				红色	$0 \leq d < d_1$
				粉色	$d_1 \leq d < d_2$
				绿色	$d_2 \leq d < d_3$
				黄色	$d_3 \leq d < d_4$
:	:	:	:	掩膜	$d \geq d_4$
				:	: