



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103476345 B

(45) 授权公告日 2015. 08. 12

(21) 申请号 201280018234. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 04. 05

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-089927 2011. 04. 14 JP

(56) 对比文件

CN 101390762 A, 2009. 03. 25,

CN 101390762 A, 2009. 03. 25,

CN 101036163 A, 2007. 09. 12,

US 2008/0267499 A1, 2008. 10. 30,

US 2009/0180677 A1, 2009. 07. 16,

US 2006/0285734 A1, 2006. 12. 21,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 10. 12

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/059346 2012. 04. 05

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/141068 JA 2012. 10. 18

审查员 廖叶子

(73) 专利权人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 永瀬优子 松下典义

(74) 专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司

11225

代理人 黄威 苏萌萌

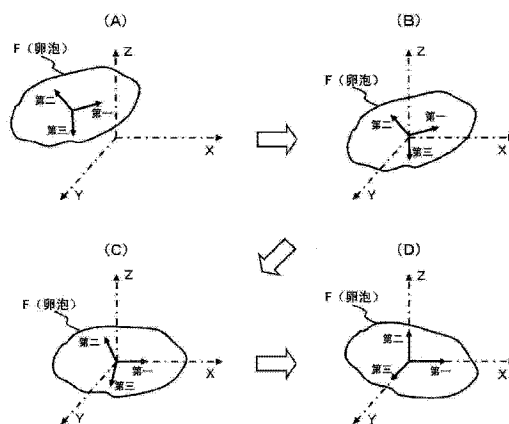
权利要求书3页 说明书9页 附图7页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

一种超声波诊断装置,通过第一轴至第三轴而被特定的诊断坐标系为,以卵泡(F)的长轴和短轴为基准的坐标系,且其原点为卵泡(F)的重心位置。显示坐标系为XYZ坐标系。从(A)起通过使诊断坐标系相对于显示坐标系而进行平行移动,从而使彼此的原点相一致,由此成为(B)。接着,以与卵泡(F)的长轴相对应的诊断坐标系的第一轴、和与该第一轴之间的角度最小的X轴重合的方式而使诊断坐标系旋转,由此成为(C)。而且,以与卵泡(F)的短轴相对应的诊断坐标系的第二轴、和与该第二轴之间的角度最小的Z轴重合的方式而使诊断坐标系旋转,由此成为(D)。然后,作为卵泡(F)的断层图像,而形成包含Z轴和X轴的平面中的图像、包含Y轴和Z轴的平面中的图像、以及包含X轴和Y轴的平面中的图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:
探头,其相对于诊断区域而发送接收超声波;
发送接收部,其通过对探头进行控制从而从诊断区域获得接收信号;
对象特定部,其在根据接收信号而形成的诊断区域的图像数据内,对诊断对象的图像数据进行特定;

坐标系设定部,其根据诊断对象的图像数据,而对以诊断对象的形态为基准的诊断坐标系进行设定;

坐标系匹配部,其使成为显示图像的基准的显示坐标系、与诊断坐标系相互匹配,从而将诊断对象的图像数据配置于显示坐标系上;

显示图像形成部,其根据被配置于显示坐标系上的诊断对象的图像数据而形成诊断对象的显示图像,

所述坐标系设定部对坐标轴中包含沿着诊断对象的长边方向而被特定的长轴的诊断坐标系进行设定,

所述坐标系匹配部通过使显示坐标系的多个坐标轴中与所述长轴之间的角度最小的坐标轴与所述长轴相互重合,从而使显示坐标系与诊断坐标系相互匹配。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述坐标系设定部对坐标轴中除了诊断对象的长轴之外还包含与长轴正交的短轴的诊断坐标系进行设定,

所述坐标系匹配部使显示坐标系的多个坐标轴中与所述长轴之间的角度最小的坐标轴与所述长轴相互重合,且使显示坐标系的其他坐标轴与所述短轴相互重合。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述坐标系设定部对坐标轴中包含通过基于诊断对象的图像数据的主成分分析而得到的诊断对象的长轴的诊断坐标系进行设定。

4. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述坐标系设定部对将通过基于诊断对象的图像数据的主成分分析而得到的诊断对象的长轴和短轴设为坐标轴的诊断坐标系进行设定。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述探头为,相对于包含相互紧贴在一起的多个卵泡在内的诊断区域发送接收超声波,

所述对象特定部通过在包含多个卵泡在内的诊断区域的图像数据内,对多个卵泡实施收缩处理,从而将多个卵泡分离为各个卵泡,

在被实施了收缩处理的所述图像数据内,通过对多个卵泡实施分类处理,从而对多个卵泡中的各个卵泡分配互不相同的标签,

在被实施了分类处理的所述图像数据内,对多个卵泡中的各个卵泡实施膨胀处理,并对从各个卵泡所得到的膨胀部分分配该卵泡的标签,且使多个卵泡的大小复原,

在所述图像数据内,将复原了大小的各个卵泡的图像数据作为所述诊断对象的图像数据而进行特定。

6. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述对象特定部在通过被实施膨胀处理而相互重叠的膨胀部分彼此的重复部分处形

成边界,并使多个卵泡的大小复原。

7. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述对象特定部反复执行 n 次阶段性地使多个卵泡收缩的收缩处理,并反复执行 n 次阶段性地使多个卵泡膨胀的膨胀处理,其中,所述 n 为自然数。

8. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,具有:

对象特定部,其在超声波的图像数据内,对诊断对象的图像数据进行特定;

坐标系设定部,其根据诊断对象的图像数据,而对以诊断对象的形态为基准的诊断坐标系进行设定;

坐标系匹配部,其使成为显示图像的基准的显示坐标系、与诊断坐标系相互匹配,从而将诊断对象的图像数据配置于显示坐标系上;

显示图像形成部,其根据被配置于显示坐标系上的诊断对象的图像数据而形成诊断对象的显示图像,

所述坐标系设定部对坐标轴中包含沿着诊断对象的长边方向而被特定的长轴的诊断坐标系进行设定,

所述坐标系匹配部通过使显示坐标系的多个坐标轴中与所述长轴之间的角度最小的坐标轴与所述长轴相互重合,从而使显示坐标系与诊断坐标系相互匹配。

9. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

探头,其相对于诊断区域而发送接收超声波;

发送接收部,其通过对探头进行控制从而从诊断区域获得接收信号;

对象特定部,其在根据接收信号而形成的诊断区域的图像数据内,对诊断对象的图像数据进行特定;

坐标系设定部,其根据诊断对象的图像数据,而对以诊断对象的形态为基准的诊断坐标系进行设定;

坐标系匹配部,其使成为显示图像的基准的显示坐标系、与诊断坐标系相互匹配,从而将诊断对象的图像数据配置于显示坐标系上;

显示图像形成部,其根据被配置于显示坐标系上的诊断对象的图像数据而形成诊断对象的显示图像,

所述对象特定部在包含多个卵泡在内的诊断区域的图像数据内,将多个卵泡分离为各个卵泡,并且将各个卵泡的图像数据作为所述诊断对象的图像数据而进行特定。

10. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述对象特定部在包含多个卵泡在内的诊断区域的图像数据内,通过对多个卵泡实施收缩处理,从而将多个卵泡分离为各个卵泡,并对被分离了的各个卵泡实施膨胀处理,使多个卵泡的大小复原,并且将复原了大小的各个卵泡的图像数据作为所述诊断对象的图像数据而进行特定。

11. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述探头为,相对于包含相互紧贴在多个卵泡在内的诊断区域发送接收超声波,

所述对象特定部在包含多个卵泡在内的诊断区域的图像数据内,通过对多个卵泡实施收缩处理,从而将多个卵泡分离为各个卵泡,

在被实施了收缩处理的所述图像数据内,通过对多个卵泡实施分类处理,从而对多个卵泡中的各个卵泡分配互不相同的标签,

在被实施了分类处理的所述图像数据内,对多个卵泡中的各个卵泡实施膨胀处理,并对从各个卵泡所得到的膨胀部分分配该卵泡的标签,且使多个卵泡的大小复原,

在所述图像数据内,将复原了大小的各个卵泡的图像数据作为所述诊断对象的图像数据而进行特定。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置,特别涉及一种形成诊断对象的显示图像的技术。

背景技术

[0002] 目前已知一种通过适合于诊断的显示图像来显示组织等的超声波图像的技术,根据组织等的种类或诊断内容,该显示图像是多种多样的。而且,作为该组织等,生物体内的多个卵泡也被设为超声波诊断的对象。

[0003] 各个卵泡被观测为大致接近于椭圆形的形状的情况较多,因此,例如沿着各个卵泡的长边方向的长轴或与之正交的短轴等,在各个卵泡的诊断中被设为基准。随此,例如,在以三维的方式获得超声波图像数据并显示各个卵泡的切面图像的情况下,期望得到包括该卵泡的长轴或短轴的切面图像的用户也不占少数。

[0004] 然而,在针对各个卵泡而以包含长轴或短轴的方式来设定切面的位置时,若用户手动实施该设定,则会迫使用户实施烦杂的操作。尤其是,在生物体内多个卵泡密集在一起,从而针对多个卵泡中的每个卵泡而以手动的方式设定切面将需要大量的劳动。

[0005] 在这种情况下,本申请的发明者,例如对针对卵泡等诊断对象而形成适合于诊断的显示图像的技术反复进行了研究开发。在该显示图像的形成中,优选参照诊断对象的形态,即诊断对象的大小或形状等。作为表示该诊断对象的形态的特征量的一个示例,可列举出沿着诊断对象的长边方向而被特定的长轴(参照专利文献 1)。

[0006] 在先技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献 1 :日本特许第 3802508 号公报

发明内容

[0009] 发明所要解决的课题

[0010] 本发明是在上述的研究开发的过程中所完成的,其目的在于,实现与诊断对象的形态相对应的诊断对象的显示图像。

[0011] 用于解决课题的方法

[0012] 实现上述目的的优选的超声波诊断装置的特征在于,具有:探头,其相对于诊断区域而发送接收超声波;发送接收部,其通过对探头进行控制从而从诊断区域获得接收信号;对象特定部,其在根据接收信号而形成的诊断区域的图像数据内,对诊断对象的图像数据进行特定;坐标系设定部,其根据诊断对象的图像数据,而对以诊断对象的形态为基准的诊断坐标系进行设定;坐标系匹配部,其使成为显示图像的基准的显示坐标系、与诊断坐标系相互匹配,从而将诊断对象的图像数据配置于显示坐标系上;显示图像形成部,其根据被配置于显示坐标系上的诊断对象的图像数据而形成诊断对象的显示图像。

[0013] 在上述结构中,诊断区域的图像数据例如可以由二维排列的多个回声数据构成,

也可以由三维排列的多个体素数据构成。当诊断区域的图像数据为二维数据时,优选为,诊断坐标系和显示坐标系为二维坐标。当诊断区域的图像数据为三维数据时,优选为,诊断坐标系和显示坐标系为三维坐标或二维坐标。此外,虽然优选为,诊断坐标系和显示坐标系为直角坐标系,但也可使用例如,适合于超声波探头的扫描方式的、直角坐标系以外的坐标系。

[0014] 在上述结构中,显示坐标系与诊断坐标系被相互匹配。例如,以满足某匹配条件的方式,而使一个坐标系配置于另一个坐标系上。匹配条件是指,例如,确定一个坐标系的坐标轴和坐标面、与确定另一个坐标系的坐标轴和坐标面之间的相对配置关系等。作为一个示例,存在使显示坐标系的一个坐标轴与诊断坐标系的一个坐标轴相互重合的方式。当然,也可以使显示坐标系的一个坐标轴与诊断坐标系的一个坐标轴以伴有某交叉角度而交叉的方式被匹配。

[0015] 而且,根据上述结构,在将诊断对象的图像数据配置于显示坐标系上时,由于以诊断对象的形态为基准的诊断坐标系与显示坐标系被相互匹配,因此实现了与诊断对象的形态相对应的图像数据的配置,从而能够形成与诊断对象的形态相对应的诊断对象的显示图像。

[0016] 此外,实现上述目的的优选的超声波图像处理装置的特征在于,具有:对象特定部,其在超声波的图像数据内,对诊断对象的图像数据进行特定;坐标系设定部,其根据诊断对象的图像数据,而对以诊断对象的形态为基准的诊断坐标系进行设定;坐标系匹配部,其使成为显示图像的基准的显示坐标系、与诊断坐标系相互匹配,从而将诊断对象的图像数据配置于显示坐标系上;显示图像形成部,其根据被配置于显示坐标系上的诊断对象的图像数据而形成诊断对象的显示图像。

[0017] 例如,也可以采用如下方式,即,通过利用用于实现上述的对象特定部和坐标系设定部以及坐标系匹配部的功能的程序,而使计算机实现上述功能,从而使该计算机作为所述超声波图像处理装置而发挥作用。

[0018] 发明的效果

[0019] 根据本发明,能够形成与诊断对象的形态相对应的诊断对象的显示图像。

附图说明

[0020] 图 1 为表示本发明的实施中优选的超声波诊断装置的整体结构的图。

[0021] 图 2 为用于对对象特定部中的处理进行说明的图。

[0022] 图 3 为用于对三维数据空间内的过滤器的扫描进行说明的图。

[0023] 图 4 为用于对膨胀处理中的过滤处理进行说明的图。

[0024] 图 5 为用于对卵泡的长轴和两个短轴进行说明的图。

[0025] 图 6 为表示以卵泡为基准的诊断坐标系的图。

[0026] 图 7 为用于对显示坐标系与诊断坐标系的匹配进行说明的图。

[0027] 图 8 为用于对以显示坐标系为基准的截面进行说明的图。

[0028] 图 9 为表示显示图像的具体示例的图。

具体实施方式

[0029] 图 1 为表示本发明的实施中优选的超声波诊断装置的整体结构的图。探头 10 为, 相对于包含诊断对象在内的区域发送接收超声波的超声波探头。探头 10 具备发送接收超声波的多个振动元件, 且多个振动元件通过发送接收部 12 而被实施发送控制从而形成发送信号束。此外, 多个振动元件对从包含诊断对象在内的区域内获得的超声波进行接收, 由此向发送接收部 12 输出所得到的信号, 从而发送接收部 12 形成接收信号束而沿着接收信号束收集回声数据。

[0030] 探头 10 优选为三维探头, 所述三维探头在三维空间内对超声波束(发送信号束和接收信号束)进行扫描从而以立体的方式来收集回声数据。例如, 通过使由一维排列的多个振动元件(1D 阵列振子)以电的方式所形成的扫描面机械地进行移动, 从而立体地扫描超声波束。此外, 也可以对二维排列的多个振动元件(2D 阵列振子)进行电控制从而立体地扫描超声波束。当然, 也可以利用在断层内扫描超声波束的二维的超声波探头。

[0031] 当在三维空间内扫描超声波束以收集回声数据时, 关于构成与该三维空间相对应的三维数据空间的多个体素的回声数据(体素数据), 被存储于未图示的存储器等中。而且, 对于构成三维数据空间的多个体素, 在对象特定部 20 以后的各部中执行各种处理。在此, 对上述各种处理进行说明。另外, 关于图 1 所示的部分(结构), 在以下的说明中利用图 1 中的符号。

[0032] 图 2 为用于对对象特定部 20 中的处理进行说明的图。图 2 (A) 图示了二值化处理。对象特定部 20 为, 通过对构成三维数据空间的多个体素实施二值化处理, 从而形成图 2 (A) 所示的二值化处理后的图像数据。作为本实施方式中的诊断对象, 优选为生物体内的卵泡。对象特定部 20 通过对用于二值化的阈值和各个体素的体素值(回声数据的大小)进行比较, 从而对与卵泡 F 相对应的体素与除此之外的体素进行识别。而且, 例如, 将与卵泡 F 相对应的体素的体素值设为“1”, 并将除此之外的体素的体素值设为“0”。图 2 (A) 中用白色来描绘与卵泡 F 相对应的体素群, 用黑色来描绘除此之外的相当于背景的体素群。

[0033] 在生物体内, 多个卵泡以互相紧贴的方式而密集在一起。因此, 在超声波图像内, 如图 2 (A) 所示, 多个卵泡 F 以互相连结的状态而被图像化, 从而难以对各个卵泡 F 的大小或形状等单独地进行确认。在此, 在本实施方式中, 通过下文说明的各种处理而使多个卵泡 F 相互分割。另外, 虽然在图 2 中以二维的方式绘制了各个图像数据, 但各种处理是在三维数据空间内以三维的方式被执行的。

[0034] 图 2 (B) 图示了收缩分离处理。对象特定部 20 在构成三维数据空间的二值化处理后的体素数据内, 即, 在图 2 (A) 所示的二值化图像数据内, 对多个卵泡 F 实施收缩处理, 从而如图 2 (B) 所示那样, 将多个卵泡 F 分离为卵泡 F1 ~ F3。对象特定部 20 反复执行 n 次(n 为自然数)阶段性地使卵泡 F 收缩的收缩处理。在该各个阶段的收缩处理中, 利用收缩处理用的过滤器, 并且该过滤器在三维数据空间内的整个区域内被扫描。

[0035] 图 3 为用于对三维数据空间 100 内的过滤器 120 的扫描进行说明的图。在图 3 中, 三维数据空间 100 由 xyz 直角坐标系表示。此外, 过滤器 120 成为如下结构, 即, x 轴方向、y 轴方向和 z 轴方向上的各个长度相当于三个体素, 从而相当于合计 27 个体素的立体结构。位于过滤器 120 的中心的体素为关注体素, 而包围该关注体素的 26 个体素为周边体素。而且, 以三维数据空间 100 内的全部体素成为关注体素的方式, 使过滤器 120 在 x 轴方向、y 轴方向和 z 轴方向上进行移动以在三维数据空间 100 内的整个区域内进行扫描。

[0036] 在收缩分离处理中,在各扫描位置处,过滤器 120 内的 26 个周边体素中只要存在一个体素值为“0”的体素,则位于过滤器 120 的中心的关注体素的体素值将被设为“0”。例如,关注体素为“1 (卵泡)”,在周边体素中只要存在一个体素值为“0 (背景)”的体素,则该关注体素将被变更为“0 (背景)”。而且,通过在三维数据空间 100 内的整个区域内粗略地扫描过滤器 120,且在各扫描位置处实施过滤处理,从而结束一阶段的收缩处理。另外,与关注体素相关的体素值的变更,是在过滤器 120 于三维数据空间 100 内的整个区域内粗略地被扫描之后执行的。即,在过滤器 120 被扫描的中途,不实施体素值的变更,并且在任一扫描位置处均将变更前的体素值作为对象来执行过滤处理。

[0037] 如此,当结束一阶段的收缩处理,并根据其结果来实施体素值的变更时,对由该变更后的体素值构成的三维数据空间 100,执行第二阶段的收缩处理。在第二阶段的收缩处理中,也执行与第一阶段相同的过滤处理。即,在各个扫描位置,过滤器 120 内的 26 个周边体素中只要存在一个体素值为“0”的体素,则位于过滤器 120 的中心的关注体素的体素值将被设为“0”,并且在过滤器 120 于三维数据空间 100 内的整个区域内粗略地被扫描之后,变更体素值。

[0038] 对象特定部 20 反复执行 n 次(n 为自然数)该阶段性的收缩处理。该反复次数 n 根据各个体素的大小或过滤器的大小等而被适当地确定,例如被设定为 10 以内的程度。当然,也可以采用如下方式,即,用户能够对次数 n 进行调节。

[0039] 另外,在二维的情况下,只需代替图 3 所示的过滤器 120,而利用纵向与横向的长度分别相当于三个体素从而与合计九个体素相对应的二维过滤器,并且将位于中心的体素设为关注体素,将包围所述关注体素的八个体素设为周边体素即可。

[0040] 返回图 2,当通过收缩处理而如图 2 (B)所示那样被分离为多个卵泡 $F1 \sim F3$ 时,对象特定部 20 将在构成三维数据空间的收缩处理后的体素数据内,即,在图 2 (B)所示的收缩处理后的图像数据内,实施分类处理,并对多个卵泡 $F1 \sim F3$ 分配互不相同的标签。作为分类处理,可以使用公知的方法,例如检测出三维数据空间内具有相同的体素值的多个体素的群,并对每个群赋予标签号。例如,如图 2 (C)所示,对作为体素值为“0”的群的背景部分分配标签 0,对作为体素值为“1”的群的卵泡 $F1 \sim F3$,分别分配标签 1 ~ 3。

[0041] 当分类处理被实施时,对象特定部 20 将在构成三维数据空间的分类处理后的体素数据内,即,在图 2(C)所示的分类处理后的图像数据内,对多个卵泡中的各个卵泡实施膨胀处理。在该膨胀处理中,在从各个卵泡所得到的膨胀部分中,分配有该卵泡的标签,而且,在由于被实施膨胀处理而相互重叠的膨胀部分(膨胀的卵泡)彼此的重复部分处形成边界,且多个卵泡的大小被复原。如此,如图 2 (D)所示,在与互不相同的标签相对应的卵泡之间形成有边界(背景像素),且各个卵泡的大小被复原至收缩处理前(刚实施二值化处理)的大小。

[0042] 对象特定部 20 反复执行 n 次(n 与收缩处理的次数相同)阶段性地使卵泡 F 膨胀的膨胀处理。在该各个阶段的膨胀处理中,利用膨胀处理用的过滤器,并且该过滤器在三维数据空间内的整个区域内被扫描。在膨胀处理中,也利用图 3 所示的相当于合计 27 个体素的立体过滤器 120,并且位于过滤器 120 的中心的体素被设为关注体素,包围所述关注体素的 26 个体素被设为周边体素。而且,以三维数据空间 100 内的全部体素成为关注体素的方式,使过滤器 120 在 x 轴方向、 y 轴方向和 z 轴方向上进行移动以在三维数据空间 100 内的

整个区域内进行扫描。但是,在收缩处理和膨胀处理中,过滤处理有所不同。

[0043] 图 4 为用于对膨胀处理中的过滤处理进行说明的图,在图 4 中图示了与形成边界且进行膨胀的处理(膨胀边界处理)中的体素值的变更相关的条件表。在膨胀边界处理中,参照各个体素的标签值。

[0044] 在位于过滤器 120 (图 3)的中心的关注体素为标签 0 (背景)的情况下,当 26 个周边体素全部为标签 0 (背景)时,关注体素将被设为标签 0。此外,在关注体素为标签 0 (背景)的情况下,当 26 个周边体素中存在标签 0 以外(卵泡)的标签,且这些标签全部为相同的标签 N (同一卵泡)时,关注体素将被变更为标签 N。即,标签 N 的卵泡被膨胀。

[0045] 而且,在关注体素为标签 0 (背景)的情况下,当 26 个周边体素中存在标签 0 以外(卵泡)的标签,且这些标签中包含互不相同的标签号(互不相同的卵泡)时,关注体素将被设为标签 0。即,关注体素被维持为标签 0,而成为互不相同的卵泡的边界。

[0046] 另一方面,在位于过滤器 120 的中心的关注体素为标签 M (卵泡)的情况下,无论周边体素的状况如何,关注体素均被维持为标签 M。

[0047] 而且,通过在三维数据空间 100 内的整个区域内粗略地扫描图 3 所示的过滤器 120,且在各扫描位置,根据图 4 所示的条件而实施过滤处理,从而结束一阶段的膨胀边界处理。另外,与关注体素相关的标签值的变更,是在过滤器 120 于三维数据空间 100 内的整个区域内粗略地被扫描之后执行的。即,在过滤器 120 被扫描的中途,不实施标签值的变更,并且在任一扫描位置处均将变更前的标签值作为对象来执行过滤处理。

[0048] 如此,当结束一阶段的膨胀边界处理,并根据其结果而实施标签值的变更时,对由该变更后的标签值构成的三维数据空间 100,执行第二阶段的膨胀边界处理。在第二阶段的膨胀边界处理中,也执行与第一阶段相同的过滤处理。即,在各扫描位置处,根据图 4 所示的条件来实施过滤处理,并且在过滤器 120 于三维数据空间 100 内的整个区域内粗略地被扫描之后,变更标签值。

[0049] 对象特定部 20 反复执行 n 次该阶段性的膨胀边界处理。优选为,该反复次数 n 与收缩处理的反复次数 n 相同。如此,如图 2 (D)所示,在与互不相同的标签相对应的卵泡之间形成边界(背景像素),并且各个卵泡的大小被复原至收缩处理前的大小。

[0050] 另外,在膨胀边界处理中,在二维的情况下,只需代替图 3 所示的过滤器 120,而利用纵向和横向的长度分别相当于三个体素从而与合计九个体素相对应的二维过滤器,并且将位于中心的体素设为关注体素,且将包围所述关注体素的八个体素设为周边体素即可。

[0051] 在本实施方式中,如图 2 所示,以相互紧贴的方式而密集在一起的多个卵泡被相互分离并被特定。而且,如图 2 (D)所示,当对各个卵泡对应附加单独的标签时,将能够通过各个标签而对所对应的卵泡进行特定,从而能够针对于每个标签而计算与对应于该标签的各个卵泡的大小或形状相关的测量值,例如,可以针对于每个标签而计算对应于该标签的各个卵泡的体积、长轴的长度或短轴的长度等。

[0052] 另外,对各个卵泡进行特定时,例如,通过用户对所需的标签进行指定,从而能够对与该标签相对应的卵泡进行特定。此外,由于各个卵泡被分离,因此在显示有多个卵泡的图像上,用户可以对光标等显示方式进行操作以指定所需的卵泡,由此仅显示所特定的卵泡的图像。

[0053] 在本实施方式中,在对由用户所指定的卵泡进行显示时,形成与该卵泡的形态相

对应的显示图像。而且,作为卵泡的形态所涉及的特征量,图 1 中的三轴运算部 30 对卵泡的长轴和两个短轴进行特定。

[0054] 图 5 为用于对卵泡的长轴和两个短轴进行说明的图。在本实施方式中,对于所特定的卵泡 F,如图 5 所示那样通过考虑外接于该卵泡 F 的最小的长方体,从而将该长方体的边的长度设为卵泡 F 的三轴长度。例如,图 5 所示的最长的边 D1 被设为卵泡 F 的长轴,与边 D1 正交的边 D2 和边 D3 被设为卵泡 F 的两个短轴。

[0055] 返回图 1,三轴运算部 30 在对卵泡的三轴进行特定时,利用主成分分析的方法。在被称为主成分分析的公知的方法中,将最佳地表示数据的波动的方向,即,数据的分散成为最大的方向设为第一主成分。而且,在本实施方式中,在进行主成分分析时,例如,利用在以下进行说明的公知的协方差矩阵。

[0056] 为了得到协方差矩阵,通过数学式 1 来计算平均位置 m 。另外,在数学式 1 中, P_i 为,关于构成卵泡的第 i 个像素(体素)的、三维数据空间(参照图 3)内的坐标值,通过利用构成所特定的卵泡的 $i = 1 \sim N$ 的全部像素(体素)的坐标值,来计算平均位置(重心位置) m 。

[0057] 【数学式 1】

$$[0058] \quad m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N P_i \quad , P_i = \langle x_i, y_i, z_i \rangle$$

[0059] 而且,利用数学式 1 的平均位置 m ,来计算数学式 2 所表示的协方差矩阵 C 。另外,数学式 2 所表示的协方差矩阵 C 为 3×3 的矩阵,并成为具有数学式 3 所表示的六个独立分量的对称矩阵。

[0060] 【数学式 2】

$$[0061] \quad C = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (P_i - m)(P_i - m)^T$$

[0062] 【数学式 3】

$$[0063] \quad C_{11} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - m_x)^2 \quad C_{12} = C_{21} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - m_x)(y_i - m_y)$$

$$[0064] \quad C_{22} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i - m_y)^2 \quad C_{13} = C_{31} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - m_x)(z_i - m_z)$$

$$[0065] \quad C_{33} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (z_i - m_z)^2 \quad C_{23} = C_{32} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i - m_y)(z_i - m_z)$$

[0066] 在使用了协方差矩阵 C 的主成分分析中,计算通过数学式 2、数学式 3 式而得到的协方差矩阵 C 的固有矢量,并且与最大的固有值相对应的固有矢量被设为第一主成分。在本实施方式中,将利用协方差矩阵 C 而得到的第一主成分的方向设为卵泡的长轴。由此,穿过卵泡的重心并沿着卵泡的长边方向的长轴被特定。而且,将利用协方差矩阵 C 而得到的第二主成分和第三主成分各自的方向分别设为卵泡的两个短轴。例如,第二主成分的方向被设为短轴 1,第三主成分的方向被设为短轴 2。如此,作为卵泡的三轴,而特定了长轴和与

之正交的两个短轴。

[0067] 另外,虽然也可以在卵泡的图像数据内,沿着连结重心和距重心最远的像素的直线而设定长轴,但由于还考虑到最远的像素为噪声等的情况,因此优选为通过主成分分析而进行的长轴的设定。

[0068] 当通过三轴运算部 30 而特定了三轴时,诊断坐标系设定部 40 将对以卵泡的形态为基准的诊断坐标系进行设定。诊断坐标系设定部 40 对将卵泡的三轴设为坐标轴的诊断坐标系进行设定。

[0069] 图 6 为表示以卵泡为基准的诊断坐标系的图。诊断坐标系设定部 40 将图 6 所示的直角坐标系设为诊断坐标系,在所述直角坐标系中,将卵泡 F 的重心 G 的位置设为坐标原点,且将第一轴、第二轴和第三轴设为坐标轴,所述第一轴为第一主成分的方向,即,卵泡 F 的长轴的方向,所述第二轴为第二主成分的方向,即,卵泡 F 的一个短轴的方向,所述第三轴为第三主成分的方向,即,卵泡 F 的另一个短轴的方向。

[0070] 返回图 1,当通过诊断坐标系设定部 40 而设定了诊断坐标系时,坐标系匹配部 50 将使成为显示图像的基准的显示坐标系与诊断坐标系相互匹配,从而将卵泡的图像数据配置于显示坐标系上。

[0071] 图 7 为用于对显示坐标系与诊断坐标系的匹配进行说明的图。在图 7 中,显示坐标系由 XYZ 直角坐标系来表示。显示坐标系为,成为形成显示图像时的基准的坐标系,且为使相对于三维数据空间(参照图 3)的相对位置关系较为明确的坐标系。在本实施方式中,将三维数据空间(参照图 3)的 XYZ 直角坐标系以原状态设为显示坐标系。

[0072] 此外,在图 7 中,诊断坐标系为,由第一轴、第二轴和第三轴(参照图 6)而被特定的坐标系。诊断坐标系的第一轴至第三轴为,根据三维数据空间内的各个像素(体素)的坐标,通过主成分分析并利用例如数学式 1 至数学式 3 而得到的轴,从而三维数据空间内的位置和方向被特定。因此,当将三维数据空间的 XYZ 直角坐标系设为显示坐标系时,相对于该显示坐标系的诊断坐标系的位置和方向将被特定。

[0073] 图 7 的(A)图示了与被特定在显示坐标系(XYZ 轴)上的卵泡 F 相关的诊断坐标系(第一轴至第三轴)的一个示例。由于诊断坐标系为以卵泡 F 的长轴和短轴为基准的坐标系,因此与显示坐标系内卵泡 F 的位置和方向相对应。

[0074] 因此,坐标系匹配部 50 首先使诊断坐标系相对于显示坐标系而平行移动以使显示坐标系的原点与诊断坐标系的原点相一致。当然,与卵泡 F 相关的体素数据(图像数据)也与诊断坐标系一起平行移动。

[0075] 图 7 的(B)图示了诊断坐标系被进行了平行移动的状态,诊断坐标系的原点被移动至显示坐标系的原点的位置处,由此,作为诊断坐标系的原点的、卵泡 F 的重心位置被移动至显示坐标系的原点。

[0076] 接下来,坐标系匹配部 50 对与卵泡 F 的长轴相对应的轴,即,诊断坐标系的第一轴与显示坐标系的 XYZ 轴的各个轴进行比较,从而对 XYZ 轴中与第一轴之间的角度最小的轴进行特定。例如,对第一轴与 XYZ 轴的各个轴的内积进行比较,以对与第一轴之间的角度最小的轴进行特定。而且,以所特定的轴与第一轴重合的方式旋转移诊断坐标系。例如,在特定了 X 轴以作为与第一轴之间的角度最小的轴的情况下,如图 7 的(C)所示那样,以第一轴重合在 X 轴上的方式旋转诊断坐标系,从而卵泡 F 的图像数据也被旋转。

[0077] 而且,坐标系匹配部 50 对与卵泡 F 的短轴相对应的诊断坐标系的第二轴、与显示坐标系中的其余的轴进行比较,从而对与第二轴之间的角度最小的轴进行特定。例如,在第一轴与 X 轴重合的情况下,对其余的 Y 轴和 Z 轴中与第二轴之间的角度最小的轴进行特定。而且,以所特定的轴与第二轴重合的方式旋转移动诊断坐标系。例如,在特定了 Z 轴以作为与第二轴之间的角度最小的轴的情况下,如图 7 的(D)所示那样,以第二轴重合在 Z 轴上的方式旋转诊断坐标系,从而卵泡 F 的图像数据也被旋转。

[0078] 另外,当诊断坐标系为直角坐标系时,通过使第一轴和第二轴与 X 轴和 Z 轴重合,从而第三轴将沿着 Y 轴而配置。在图 7 的(D)中,第三轴与 Y 轴以相互相同的方向被重合在一起。

[0079] 返回图 1,当通过坐标系匹配部 50 而使显示坐标系与诊断坐标系被匹配从而使卵泡的图像数据被配置在显示坐标系上时,显示图像形成部 60 将根据被配置于显示坐标系上的卵泡的图像数据,而形成该卵泡的显示图像,并使所形成的显示图像显示在显示部 70 上。在该显示图像的形成中,形成由以显示坐标系为基准的截面所表示的卵泡的断层图像。

[0080] 图 8 为用于对以显示坐标系为基准的截面进行说明的图。图 8 中图示了,通过图 7 (D) 所示的显示坐标系和诊断坐标系的匹配而被配置于显示坐标系上的卵泡 F 的图像数据。在图 8 中,截面 A 为包含显示坐标系的 Z 轴和 X 轴的平面,截面 B 为包含显示坐标系的 Y 轴和 Z 轴的平面,截面 C 为包含显示坐标系的 X 轴和 Y 轴的平面。

[0081] 由于如图 7 (D) 所示那样使显示坐标系与诊断坐标系匹配,因此与第一轴相对应的卵泡 F 的长轴被配置于 X 轴上,与第二轴相对应的卵泡 F 的短轴 1 被配置于 Z 轴上,与第三轴相对应的卵泡 F 的短轴 2 被配置于 Y 轴上。因此在图 8 中,截面 A 成为包含卵泡 F 的长轴和短轴 1 的截面,截面 B 成为包含卵泡 F 的短轴 1 和短轴 2 的截面,截面 C 成为包含卵泡 F 的长轴和短轴 2 的截面。

[0082] 图 9 为表示显示图像 62 的具体示例的图。在构成图 9 所示的显示图像 62 的图像中, < 3D > 为与多个卵泡相关的三维图像。该三维图像是根据从三维空间内收集的回声数据(体素数据),并通过例如体绘制处理而形成的。通过采用用户能够变更该体绘制处理中的视点的位置的结构,从而能够得到从所需的方向放映出多个卵泡的三维图像。

[0083] 例如,在图 9 所示的三维图像内,用户通过从所需的方向放映出多个卵泡,而且,通过使光标等的显示方式进行移动,以使该显示方式与所需的卵泡的位置相一致,从而能够使用户选择欲进行诊断的卵泡。如此,例如在图 9 的三维图像内卵泡 F1 被特定。另外,在三维图像内,也可以通过颜色等显示方式或标记等,以能够从视觉上对所特定的卵泡与其他的卵泡进行识别的方式而进行显示。

[0084] 例如,当利用三维图像而由用户特定了卵泡 F1 时,通过三轴运算部 30 而特定卵泡 F1 的三轴(参照图 5、数学式 1 至数学式 3),且通过诊断坐标系设定部 40 而设定与卵泡 F1 的三轴相对应的诊断坐标系(参照图 6),而且,通过坐标系匹配部 50 而使显示坐标系与诊断坐标系(参照图 7)匹配。然后,通过显示图像形成部 60 而形成截面 A 至 C (参照图 8)中的卵泡 F1 的断层图像。

[0085] 在图 9 的构成显示图像 62 的图像中,< 截面 A > 为关于卵泡 F1 的截面 A 中的断层图像,< 截面 B > 为关于卵泡 F1 的截面 B 中的断层图像,< 截面 C > 为关于卵泡 F1 的截面 C 中的断层图像。由于显示坐标系与诊断坐标系被匹配,因此截面 A 显示包含卵泡 F1 的

长轴和短轴 1 的截面,截面 B 显示包含卵泡 F1 的短轴 1 和短轴 2 的截面,截面 C 显示包含卵泡 F1 的长轴和短轴 2 的截面。

[0086] 如此,在本实施方式中,通过由用户从多个卵泡中对所需的卵泡进行特定,从而形成包含该指定的卵泡的三轴的断层图像。因此,例如,能够减少用于用户对切面的设定等的烦杂的操作,优选能够省略用于切面的设定的操作。

[0087] 此外,在显示坐标系与诊断坐标系的匹配中,通过使交差角度成为最小的坐标轴彼此重合,从而能够尽可能地减少诊断坐标系的旋转移动,由此能够尽可能地抑制由于该旋转移动而使用户感觉到的视觉上的不协调。

[0088] 另外,关于所特定的卵泡 F1,长轴的长度和两个短轴的长度或体积等测量值也可以作为显示图像 62 的一部分而被显示。此外,由于多个卵泡以相互分离的方式而被特定(参照图 2),因此可以针对各个卵泡而对长轴的长度和两个短轴的长度或体积等测量值进行计算,并显示与多个卵泡相关的测量值的一览。而且,也可以由用户从这些测量值的一览中特定所需的卵泡,由此表示所特定的卵泡的截面。

[0089] 以上,虽然对作为本发明的优选的实施方式的超声波诊断装置进行了说明,但例如可以采用如下方式,即,通过计算机来实现图 1 所示的对象特定部 20、三轴运算部 30、诊断坐标系设定部 40、坐标系匹配部 50 和显示图像形成部 60 中的至少一个,并使该计算机作为超声波图像处理装置而发挥作用。

[0090] 符号说明

[0091] 10 探头 ;20 对象特定部 ;30 三轴运算部 ;40 诊断坐标系设定部 ;50 坐标系匹配部 ;60 显示图像形成部 ;70 显示部。

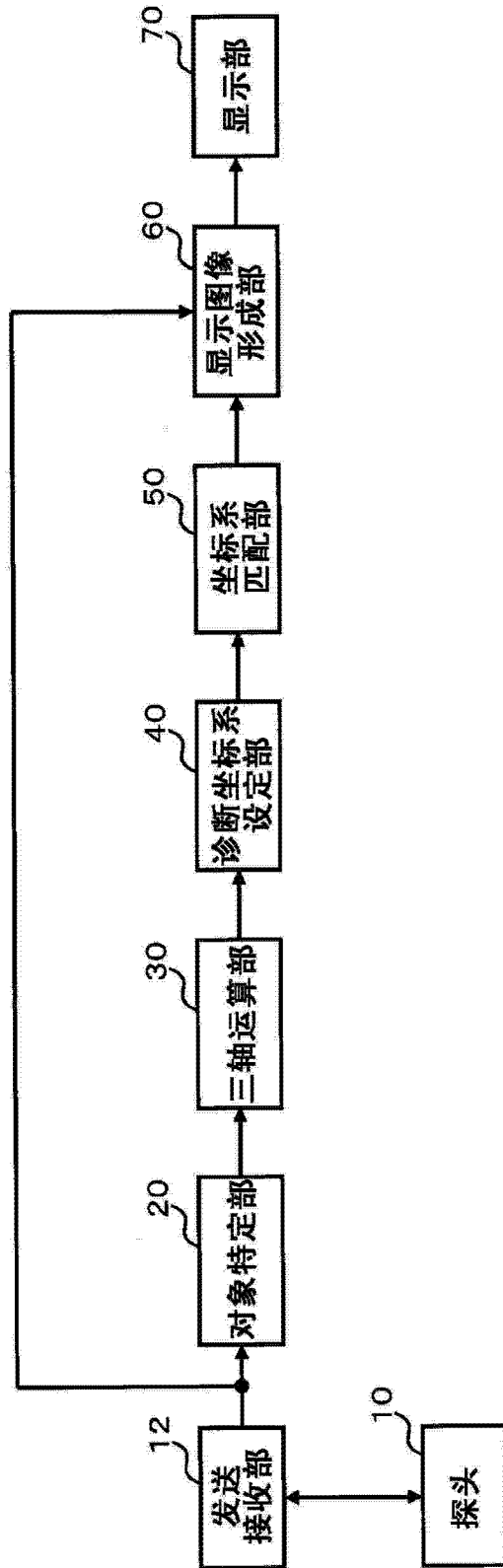


图 1

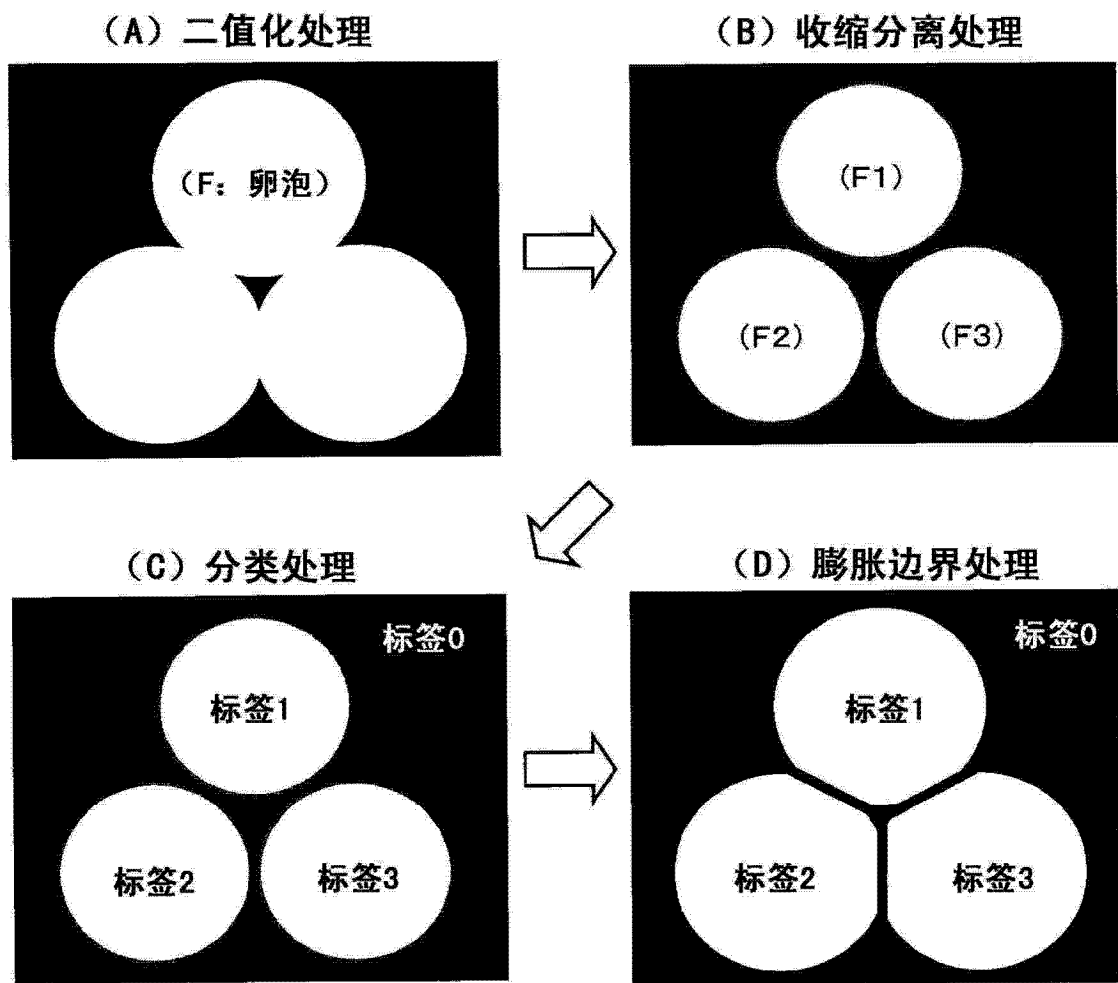


图 2

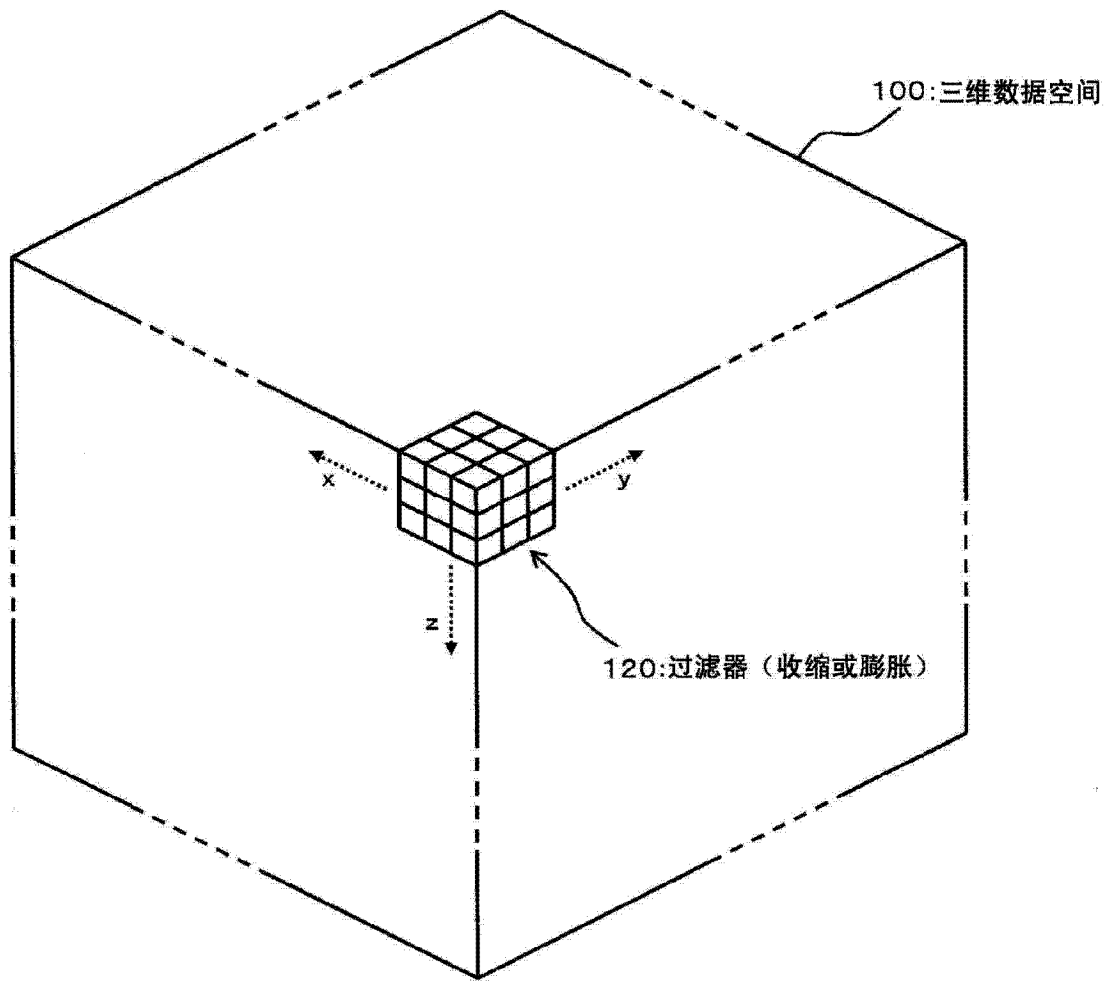


图 3

<膨胀边界处理的条件表>

关注体素 (中心体素)	周边体素 (周围26个体素)	输出体素 (处理后的关注体素)
标签0	全部为标签0	标签0
标签0	存在标签0以外的标签 这些标签全部为相同的标签N	标签N
标签0	存在标签0以外的标签 这些标签为互不相同的标签号	标签0 (边界)
标签M(M≠0)	(无条件)	标签M

图 4

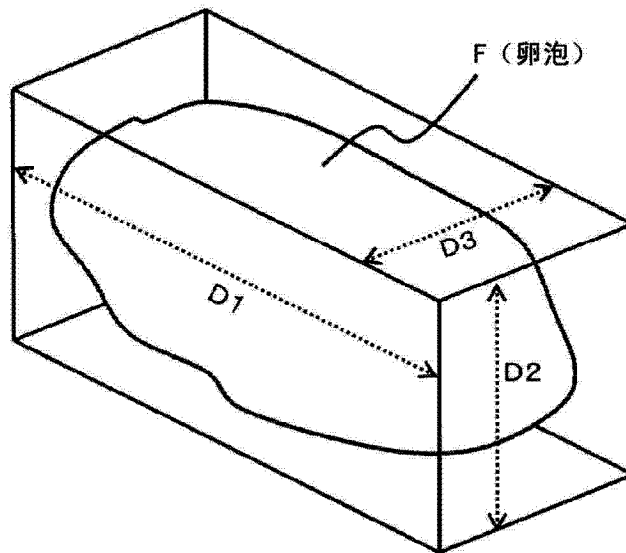


图 5

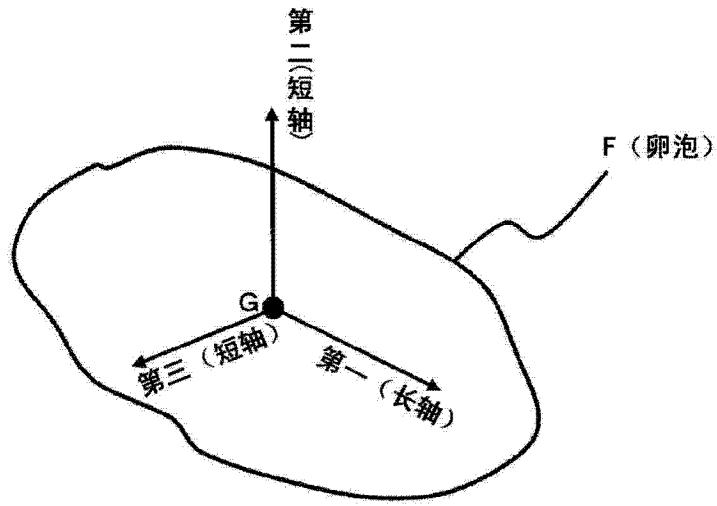


图 6

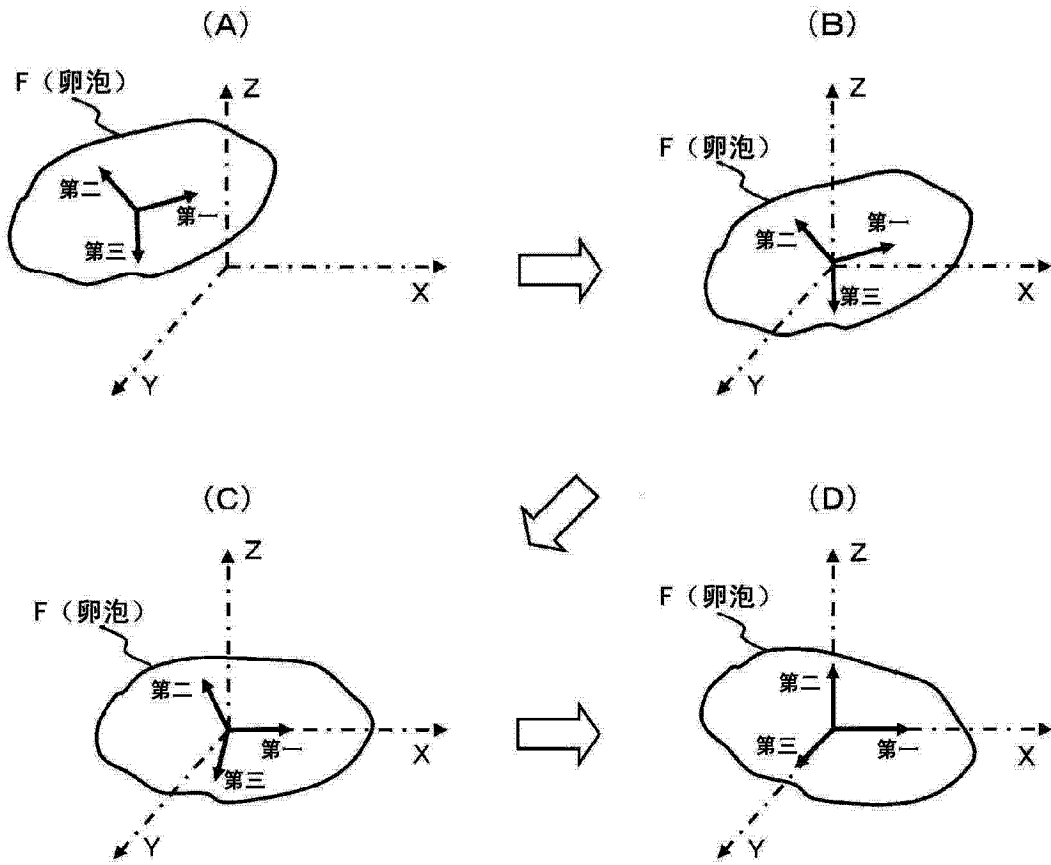


图 7

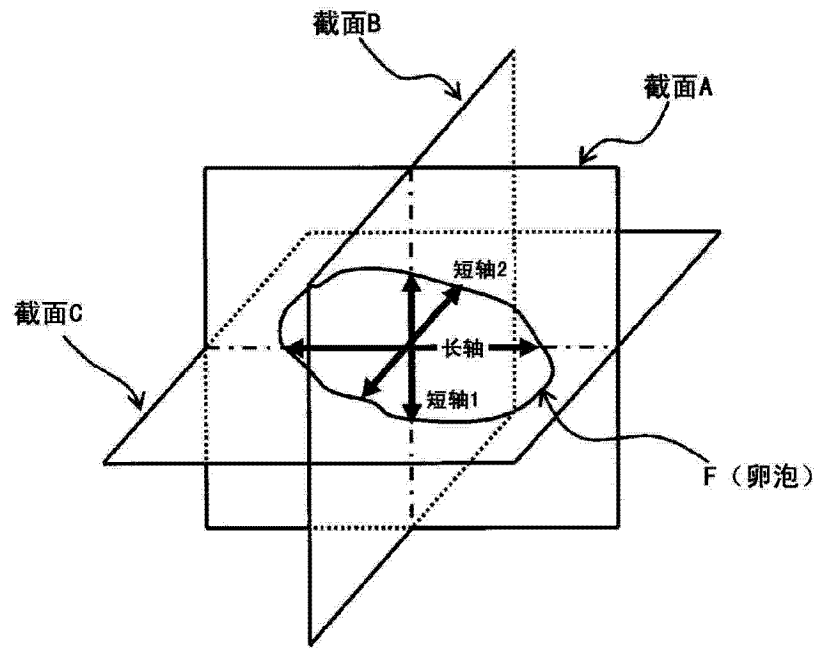


图 8

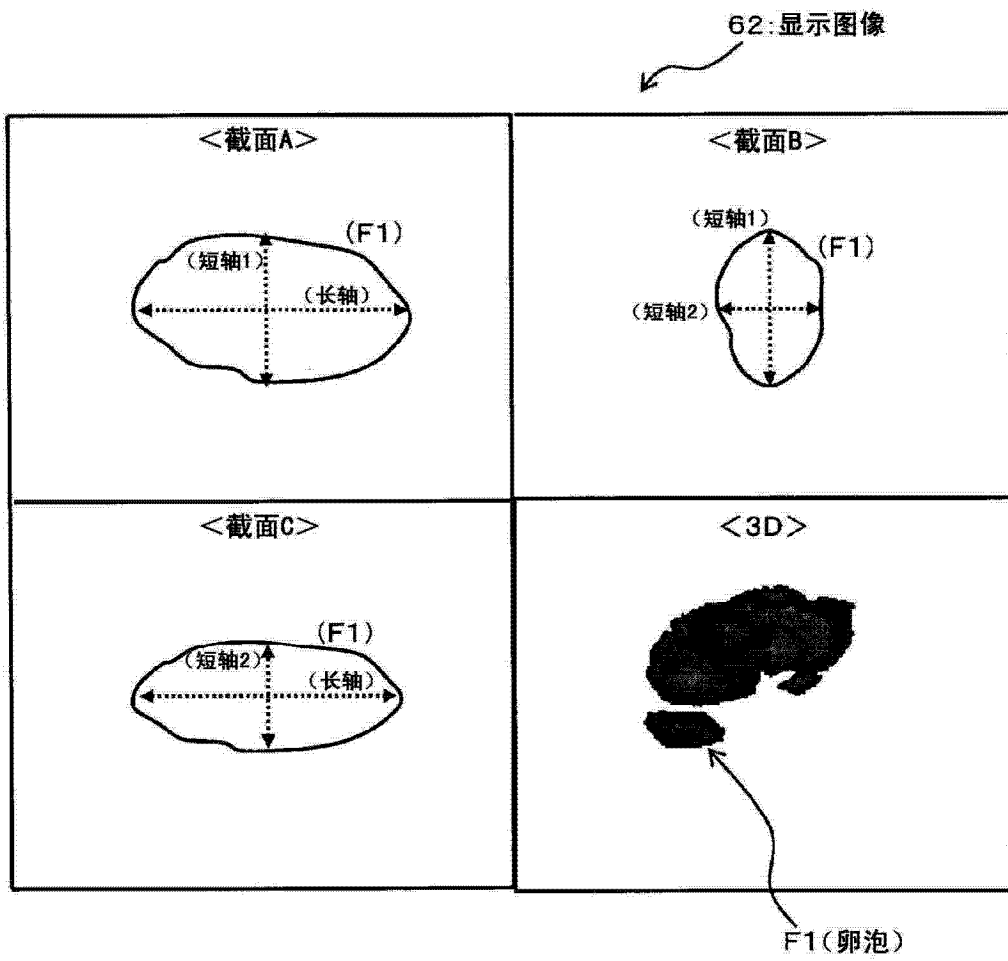


图 9

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN103476345B	公开(公告)日	2015-08-12
申请号	CN201280018234.8	申请日	2012-04-05
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	永瀬优子 松下典义		
发明人	永瀬优子 松下典义		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/13 A61B8/466 A61B8/483 G01S7/52073 G01S7/52074 G06T7/11 G06T7/155 G06T7/60 G06T7/73 G06T19/20 G06T2207/10136 G06T2207/20036 G06T2207/30004 G06T2210/41 G06T2219/028 G06T2219/2016		
代理人(译)	黄威 苏萌萌		
优先权	2011089927 2011-04-14 JP		
其他公开文献	CN103476345A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，通过第一轴至第三轴而被特定的诊断坐标系为，以卵泡(F)的长轴和短轴为基准的坐标系，且其原点为卵泡(F)的重心位置。显示坐标系为XYZ坐标系。从(A)起通过使诊断坐标系相对于显示坐标系而进行平行移动，从而使彼此的原点相一致，由此成为(B)。接着，以与卵泡(F)的长轴相对应的诊断坐标系的第一轴、和与该第一轴之间的角度最小的X轴重合的方式而使诊断坐标系旋转，由此成为(C)。而且，以与卵泡(F)的短轴相对应的诊断坐标系的第二轴、和与该第二轴之间的角度最小的Z轴重合的方式而使诊断坐标系旋转，由此成为(D)。然后，作为卵泡(F)的断层图像，而形成包含Z轴和X轴的平面中的图像、包含Y轴和Z轴的平面中的图像、以及包含X轴和Y轴的平面中的图像。

