

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/08 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780045404.0

[43] 公开日 2009 年 10 月 7 日

[11] 公开号 CN 101553174A

[22] 申请日 2007.12.20

[21] 申请号 200780045404.0

[30] 优先权

[32] 2006.12.20 [33] JP [31] 342777/2006

[86] 国际申请 PCT/JP2007/074550 2007.12.20

[87] 国际公布 WO2008/075740 日 2008.6.26

[85] 进入国家阶段日期 2009.6.8

[71] 申请人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 荒井修 松村刚

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公
司

代理人 朱 丹

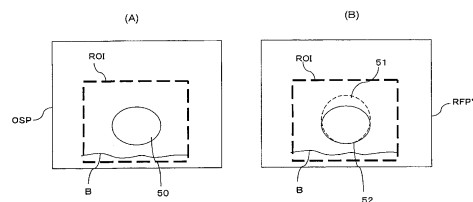
权利要求书 4 页 说明书 23 页 附图 8 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

为了能够可靠地进行超声波像、与由超声波诊断装置以外的医疗诊断装置拍摄的参考像的对比观察，设置有：变位/变形运算部(12)，其求出被超声波探头(1)施加的压迫状态下的扫描面的生物体部位的变形分布；和非压迫图像生成部(5)，其根据由该变位/变形运算部求出的变形分布，对超声波像进行修正，生成非压迫状态的修正超声波像；或者设置有压迫图像生成部(40)，其根据由变位/变形运算部(12)求出的变形分布，生成对参考像附加了与超声波像同等的变形的修正参考像。



1、一种超声波诊断装置，具备：超声波探头，其被放到被检体的体表，与所述被检体之间收发超声波；超声波像生成机构，其根据由该超声波探头接收到的反射回声信号的 RF 信号帧数据，构成所述超声波探头的扫描面的超声波像；和显示机构，其将所述超声波像显示到画面上；

该超声波诊断装置设置有：变形运算机构，其根据计测时间不同的一对所述 RF 信号帧数据，求出被所述超声波探头施加的压迫状态下的所述扫描面的生物体部位的变形分布；和

修正超声波像生成机构，其根据由该变形运算机构求出的变形分布，生成未对所述生物体部位施加压力的非压迫状态的修正超声波像；

所述显示机构在画面上显示所述修正超声波像。

2、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：存储机构，其预先存储由图像诊断装置拍摄的超声波像以外的体积图像数据；和参考像生成机构，其从该存储机构中存储的所述体积图像数据提取出与所述超声波像对应的断层像数据，重构参考像；

所述显示机构将所述修正超声波像与所述参考像显示到同一画面上。

3、根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述变形运算机构求出对在所述显示画面上显示的所述超声波像设定的关心区域的变形分布，

所述修正超声波像生成机构根据由所述变形运算机构求出的变形分布，按照除去所述关心区域中的变形的方式对所述超声波像进行修正，生成所述修正超声波像。

4、根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

还具备：压力计测机构，其计测由所述超声波探头对所述被检体的体表部施加的压力；和压力运算机构，其根据由该压力计测机构计测出的压力计测值，求出对所述关心区域的生物体部位作用的压力分布；

所述修正超声波像生成机构具有：放大率计算机构，其根据由所述压力运算机构求出的所述关心区域的所述压力分布和所述关心区域的所述变形分布，求出所述关心区域的生物体部位的弹性率分布，根据该求出的

所述弹性率分布求出除去压迫状态下的所述关心区域的生物体部位的变形并对所述超声波像进行放大修正的放大率分布；和放大处理机构，其根据由该放大率计算机构求出的放大率分布，对压迫状态下的所述超声波像进行放大修正，生成非压迫状态下的所述修正超声波像。

5、根据权利要求4所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述放大率计算机构将所述关心区域以格子状划分成多个微小区域，根据压迫状态下的所述压力分布及所述变形分布求出各微小区域的弹性率，并根据所述各微小区域的弹性率求出将该微小区域的变形除去的放大率，

所述放大处理机构根据由所述放大率计算机构求出的放大率，对压迫状态下的所述微小区域进行放大修正，生成所述修正超声波像。

6、根据权利要求5所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述变形运算机构只求出所述关心区域的深度方向的所述变形分布，所述放大率计算机构只求出所述关心区域的深度方向的所述弹性率分布，从而只求出所述关心区域的深度方向的所述放大率分布。

7、根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述显示机构将所述修正超声波像和所述参考像并列或重合显示。

8、一种超声波诊断装置，具备：超声波探头，其被放到被检体的体表，与所述被检体之间收发超声波；超声波像生成机构，其根据由该超声波探头接收到的反射回声信号的RF信号帧数据，构成所述超声波探头的扫描面的超声波像；存储机构，其预先存储由图像诊断装置拍摄的超声波像以外的体积图像数据；参考像生成机构，其从该存储机构中存储的所述体积图像数据，提取出与所述超声波像对应的断层像数据，重构参考像；和显示机构，其将所述超声波像和所述参考像显示在同一画面上；

该超声波诊断装置设置有：变形运算机构，其根据计测时间不同的一对所述RF信号帧数据，求出被所述超声波探头施加的压迫状态下的所述扫描面的生物体部位的变形分布；和

修正参考像生成机构，其根据由该变形运算机构求出的变形分布修正所述参考像，生成具有变形的修正参考像；

所述显示机构将所述超声波像和所述修正参考像显示到同一画面上。

9、根据权利要求8所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述变形运算机构求出对所述显示画面上显示的所述超声波像设定的关心区域的变形分布，

所述修正参考像生成机构根据由所述变形运算机构求出的变形分布，对所述关心区域中的所述参考像进行缩小处理，生成所述修正参考像。

10、根据权利要求8所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述变形运算机构求出对所述显示画面上显示的所述超声波像设定的关心区域的变形分布，

还具备：压力计测机构，其计测由所述超声波探头对所述被检体的体表部施加的压力；和压力运算机构，其根据由该压力计测机构计测出的压力计测值，求出对所述关心区域的生物体部位作用的压力分布；

所述修正参考像生成机构具有：缩小率计算机构，其根据由所述压力运算机构求出的所述关心区域的所述压力分布和所述关心区域的所述变形分布，求出所述关心区域的生物体部位的弹性率分布，并根据该求出的所述弹性率分布求出对所述关心区域的所述参考像进行修正的缩小率分布；和缩小处理机构，其根据由该缩小率计算机构求出的缩小率分布，对所述参考像进行缩小修正，生成所述修正参考像。

11、根据权利要求10所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述缩小率计算机构将所述关心区域以格子状划分成多个微小区域，根据压迫状态下的所述压力分布及所述变形分布求出各微小区域的弹性率，并根据所述各微小区域的弹性率求出将该微小区域的变形附加给所述参考像的缩小率，

所述缩小处理机构根据由所述缩小率计算机构求出的缩小率，对与所述微小区域对应的所述参考像的微小区域进行缩小修正，生成所述修正参考像。

12、根据权利要求10所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述缩小率计算机构按所述关心区域的每个像素求出所述缩小率分布，

所述缩小处理机构根据由所述缩小率计算机构求出的缩小率分布，以像素单位对与所述关心区域对应的所述参考像进行缩小修正，生成所述修

正参考像。

13、根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于，
所述缩小率计算机构按所述关心区域的每个像素求出所述缩小率分布，

所述缩小处理机构根据与所述关心区域对应的所述参考像的深度方向的一个或相邻多个像素每一个的缩小率，以像素单位对所述参考像进行缩小修正，生成所述修正参考像。

14、根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置，其特征在于，
所述缩小处理机构对所述相邻多个像素的亮度信息进行合成，缩小为一个像素。

15、根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置，其特征在于，
所述显示机构将所述超声波像和所述修正参考像并列或重合显示到同一画面上。

超声波诊断装置

技术领域

本发明涉及超声波诊断装置，具体而言，涉及一种将超声波探头放到被检体的体表进行摄像的技术。

背景技术

作为图像诊断装置之一的超声波诊断装置，由于容易操纵、且能够无侵入地实时观察任意的截面，所以，在诊断中被非常广泛地使用。

但是，在超声波诊断中，由于为了提高计测灵敏度，将超声波探头放到被检体的体表来收发超声波，所以，由超声波探头施加的压迫力会使被检体内部的内脏器官等生物体部位发生变形，成为具有形变的超声波像。

不过，已经提出了一种根据超声波像来计测生物体各部的部位的距离、面积、体积等，将其在诊断中利用的方案，但超声波像的形变会对这些计测的精度带来不良影响。

另外，通常情况下，超声波像与由 X 线 CT 装置或 MRI 装置等拍摄的断层像相比，画质较差。因此，提出了一种将由 X 线 CT 装置或 MRI 装置等超声波诊断装置以外的图像诊断装置拍摄的 CT 像或 MR 像作为参考像，通过一边将超声波像与参考像对比一边进行综合性诊断，来提高诊断的可靠性的方案（例如参照专利文献 1）。由此，根据 CT 像或 MR 像的多层面图像数据（以下称为体积（volume）图像数据）切出与超声波像的扫描面相同的剖面的断层像，将其作为参考像描绘到显示画面上。

但是，由于 MRI 像或 CT 像等参考像在不对被检体施加压迫的状态下被拍摄，所以，具有变形的超声波像与参考像的内脏器官等生物部位的形状会发生不一致的情况，有时影响通过对比观察进行诊断的可靠性。

例如，对乳腺那样柔软的部位进行拍摄而得到的超声波像，会因被探头施加的压迫显著地出现生物体组织的变形，但在参考图像中不会产生这样的变形。

专利文献 1: WO2004/098414 A1

发明内容

本发明的目的在于，对将超声波探头放到被检体的体表而拍摄的具有变形的超声波像的变形进行修正、或对参考像进行修正，使其能够与超声波像进行对比观察。

为了实现上述目的，本发明的第一方式涉及的超声波诊断装置具备：超声波探头，其被放到被检体的体表，与所述被检体之间收发超声波；超声波像生成机构，其根据由该超声波探头接收到的反射回声信号的 RF 信号帧数据，构成所述超声波探头的扫描面的超声波像；和显示机构，其将所述超声波像显示到画面上；该超声波诊断装置设置有：变形运算机构，其根据计测时间不同的一对所述 RF 信号帧数据，求出被所述超声波探头施加的压迫状态下的所述扫描面的生物体部位的变形分布；和修正超声波像生成机构，其根据由该变形运算机构求出的变形分布，生成未对所述生物体部位施加压力的非压迫状态的修正超声波像；所述显示机构在画面上显示所述修正超声波像。

即，对于超声波像而言，由于将超声波探头放到被检体的体表来收发超声波，所以，会生成因被超声波探头施加的压迫力导致被检体内部的内脏器官等生物体部位发生变形或形变的超声波像，因此，在计测生物体各部的部位的距离或面积等时将产生误差。

因此，在本发明的第一方式中，由于求出被超声波探头施加的压迫状态下的扫描面的生物体部位的变形分布，按照根据求出的变形分布除去变形的方式对超声波像进行修正，生成未对生物体部位施加压力的非压迫状态的修正超声波像，所以，可提高根据超声波像计测生物体各部的部位的距离、面积、体积等时的精度。

该情况下，可以构成为，所述变形运算机构求出对在所述显示画面上显示的所述超声波像设定的关心区域的变形分布，所述修正超声波像生成机构根据由所述变形运算机构求出的变形分布，按照所述关心区域中的变形成为均等的变形分布的方式对所述超声波像进行放大修正，生成所述修正超声波像。

而且，可以在第一方式的基础上，具备：存储机构，其预先存储由图像诊断装置拍摄的超声波像以外的体积图像数据；和参考像生成机构，其从该存储机构中存储的所述体积图像数据提取出与所述超声波像对应的断层像数据，重构参考像；所述显示机构将所述修正超声波像与所述参考像显示到同一画面上。

通过这样构成，由于能够在同一画面上显示非压迫状态的修正超声波像和参考像，所以，可以使修正超声波像与参考像的内脏器官等生物体部位的形状近似一致。结果，可以提高对超声波像与由超声波诊断装置以外的医疗诊断装置拍摄的参考像进行对比观察而进行的超声波诊断的可靠性。

并且，在第一方式的基础上，优选还具备：压力计测机构，其计测由所述超声波探头对所述被检体的体表部施加的压力；和压力运算机构，其根据由该压力计测机构计测出的压力计测值，求出对所述关心区域的生物体部位作用的压力分布；所述修正超声波像生成机构具有：放大率计算机构，其根据由所述压力运算机构求出的所述关心区域的所述压力分布和所述关心区域的所述变形分布，求出所述关心区域的生物体部位的弹性率分布，并根据该求出的所述弹性率分布除去压迫状态下的所述关心区域的生物体部位的变形，求出对所述超声波像进行放大修正的放大率分布；和放大处理机构，其根据由所述放大率计算机构求出的放大率分布，对压迫状态下的所述超声波像进行放大修正，生成非压迫状态下的所述修正超声波像。

而且，该情况下，所述放大率计算机构将所述关心区域以格子状划分成多个微小区域，根据压迫状态下的所述压力分布及所述变形分布求出各微小区域的弹性率，并根据所述各微小区域的弹性率求出将该微小区域的变形除去的放大率，所述放大处理机构根据由所述放大率计算机构求出的放大率，对压迫状态下的所述微小区域进行放大修正，生成所述修正超声波像。

并且可构成为，所述变形运算机构只求出所述关心区域的深度方向的所述变形分布，所述放大率计算机构只求出所述关心区域的深度方向的所述弹性率分布，从而只求出所述关心区域的深度方向的所述放大率分布。

即，对于超声波探头实施的压迫力而言，由于深度方向的成分大、与深度方向正交的方向的成分小，所以，通过只求出深度方向的修正变形分布，可以缩短计算时间。

另外，本发明的第二方式涉及的超声波诊断装置具备：超声波探头，其被放到被检体的体表，与所述被检体之间收发超声波；超声波像生成机构，其根据由该超声波探头接收到的反射回声信号的 RF 信号帧数据，构成所述超声波探头的扫描面的超声波像；存储机构，其预先存储由图像诊断装置拍摄的超声波像以外的体积图像数据；参考像生成机构，其从该存储机构中存储的所述体积图像数据，提取出与所述超声波像对应的断层像数据，重构参考像；和显示机构，其将所述超声波像和所述参考像显示在同一画面上；该超声波诊断装置设置有：变形运算机构，其根据计测时间不同的一对所述 RF 信号帧数据，求出被所述超声波探头施加的压迫状态下的所述扫描面的生物体部位的变形分布；和修正参考像生成机构，其根据由该变形运算机构求出的变形分布修正所述参考像，生成具有变形的修正参考像；所述显示机构将所述超声波像和所述修正参考像显示到同一画面上。

即，本发明的第二方式取代第一方式，生成使参考像具有与压迫状态的具有变形的超声波像一致的变形的修正参考像，并将其显示到画面上，由此能够进行可靠的对比观察。

而且，在本发明的第二方式中，所述变形运算机构求出对所述显示画面上显示的所述超声波像设定的关心区域的变形分布，所述修正参考像生成机构根据由所述变形运算机构求出的变形分布，对所述关心区域中的所述参考像进行缩小处理，生成所述修正参考像。

并且，还具备：压力计测机构，其计测由所述超声波探头对所述被检体的体表部施加的压力；和压力运算机构，其根据由该压力计测机构计测出的压力计测值，求出对所述关心区域的生物体部位作用的压力分布；所述修正参考像生成机构具有：缩小率计算机构，其根据由所述压力运算机构求出的所述关心区域的所述压力分布和所述关心区域的所述变形分布，求出所述关心区域的生物体部位的弹性率分布，并根据该求出的所述弹性率分布求出对所述关心区域的所述参考像进行修正的缩小率分布；和缩小

处理机构，其根据由所述缩小率计算机构求出的缩小率分布，对所述参考像进行缩小修正，生成所述修正参考像。

该情况下，所述缩小率计算机构将所述关心区域以格子状划分成多个微小区域，根据压迫状态下的所述压力分布及所述变形分布求出各微小区域的弹性率，并根据所述各微小区域的弹性率求出将该微小区域的变形附加给所述参考像的缩小率，所述缩小处理机构根据由所述缩小率计算机构求出的缩小率，对与所述微小区域对应的所述参考像的微小区域进行缩小修正，生成所述修正参考像。

另外，所述缩小率计算机构按所述关心区域的每个像素求出所述缩小率，所述缩小处理机构根据由所述缩小率计算机构求出的缩小率分布，以像素单位对与所述关心区域对应的所述参考像进行缩小修正，生成所述修正参考像。或者，所述缩小率计算机构按所述关心区域的每个像素求出所述缩小率分布，所述缩小处理机构根据与所述关心区域对应的所述参考像的深度方向的一个或相邻多个像素每一个的缩小率，以像素单位对所述参考像进行缩小修正，生成所述修正参考像。该情况下，所述缩小处理机构可以对所述相邻多个像素的亮度信息进行合成，缩小为一个像素。

附图说明

图1是表示本发明的一个实施例的超声波诊断装置的概略框图。

图2是表示本发明的超声波诊断装置中使用的超声波探头的一个实施例的构成图。

图3是对图1的实施例的放大处理部中的动作的一例进行说明的图。

图4是表示图1的实施例的放大处理部中的动作流程的一例的图。

图5是对图1的实施例的超声波诊断装置显示图像的方式进行示意表示的图。

图6是本发明的其他实施例的超声波诊断装置的概略框图。

图7是对图6的实施例的缩小处理的动作进行说明的图。

图8是对图6的实施例的缩小处理的动作的一例进行说明的图。

具体实施方式

下面, 根据实施例对本发明的超声波诊断装置进行说明。

实施例 1

图 1 是本发明的一个实施例的超声波诊断装置的概略框图。图 1 所示的超声波诊断装置 100 具备超声波探头 1, 用于放到未图示的被检体上, 与被检体之间收发超声波。超声波探头 1 如图 2 (A) 所示, 具备在超声波收发面上排列的多个超声波振动件 1A 而构成。各超声波振动件 1A 通过后述的收发电路 2 的驱动被依次扫描, 向被检体内的扫描面照射超声波束, 并且接收从被检体内的扫描面产生的反射回声。

收发电路 2 生成并输出使超声波探头 1 的各超声波振动件 1A 产生超声波的超声波脉冲, 并且将超声波束的收敛点设定在任意的深度。而且, 收发电路 2 在以规定的增益对由多个超声波振动件 1A 接收到的各反射回声信号进行放大之后, 将其输出给整相加法电路 3。整相加法电路 3 对各反射回声信号的相位进行整相, 形成来自一点或多个收敛点的超声波受波束, 输出 RF 信号。

从整相加法电路 3 输出的 RF 信号被输入到作为超声波像生成机构的超声波帧数据生成部 4, 在被实施了增益修正、日志压缩、检波、轮廓强调、滤波处理等各种处理之后, 生成超声波帧数据。从超声波帧数据生成部 4 输出的超声波帧数据, 经由作为修正超声波像生成机构的非压迫图像生成部 5, 被输入到扫描转换器 6 中。而且, 从超声波帧数据生成部 4 输出的超声波帧数据还绕过非压迫图像生成部 5 被直接输入给扫描转换器 6。是将超声波帧数据经由非压迫图像生成部 5 输入给扫描转换器 6、还是绕过非压迫图像生成部 5 输入给扫描转换器 6, 可以借助控制部 24, 通过操作台 25 的操作进行选择。

扫描转换器 6 将输入的被 A/D 转换后的超声波帧数据以超声波周期转换成超声波像数据 (断层像数据), 存储到帧存储器中, 并以电视方式的周期依次读出超声波像数据。然后, 读出的超声波像数据通过作为图像的显示机构的切换加法器 8 被输出到图像显示部 7。在图像显示部 7 中, 将被输入的超声波像数据进行 D/A 转换后, 在画面上显示断层像的超声波像。这样, 由超声波探头 1 扫描超声波束的扫描面上的超声波像 (B 模式

像)通过扫描转换器6重构,显示到图像显示部7的画面上。

另一方面,从整相加法电路3输出的RF信号被输入给RF信号帧数据选择部11。在RF信号帧数据选择部11中,选择扫描面上的计测时间不同的一对RF信号帧数据进行存储。一对RF信号帧数据的时间间隔被任意设定。由RF信号帧数据选择部11选择的一对RF信号帧数据被输入给变位/变形运算部12。

变位/变形运算部12根据被输入的一对RF信号帧数据,执行一维或二维相关处理,求出扫描面上的各计测点的变位或移动向量。然后,对各计测点的变位进行空间微分,求出各计测点的变形,并求出该扫描面上的变形分布作为变形帧数据,将其输出给非压迫图像生成部5。

另一方面,超声波探头1如图2(A)所示,例如在超声波探头1的与被检体抵接的面上设置有压力传感器1B。压力传感器1B的输出被输入给压力计测部15。压力计测部15与压力传感器1B协作,对由超声波探头1向被检体的体表施加的压迫(压力)进行计测。计测出的压力被输入给压力帧数据生成部16,来推测被检体内部的各计测点处的压力,求出扫描面上的压力分布,从而生成与超声波像的各计测点对应的压力帧数据。由压力帧数据生成部16生成的压力帧数据,被输入给非压迫图像生成部5。

非压迫图像生成部5是本发明的特征部,具备放大率计算部21和放大处理部22而构成。放大率计算部21为了除去从变位/变形运算部12输入的变形分布的变形,假定了未由超声波探头1对生物体部位施加压力的非压迫状态,计算出各计测点的变形的修正量、即放大率。然后,由放大率计算部21求出的放大率被输入给放大处理部22,根据放大率,对从超声波帧数据生成部4输出的超声波帧数据(超声波像)的各计测点的例如像素数进行放大,生成修正超声波帧数据(修正超声波像)。修正超声波帧数据被扫描转换器6转换为超声波像数据(断层像数据),经由切换加法器8被输出给图像显示部7。对于非压迫图像生成部5的详细构成,将和动作一起在后面叙述。

接着,对生成在图像显示部7上显示的参考像的构成进行说明。从与本实施例的超声波诊断装置100分开设置的例如由X线CT装置或MRI

装置等构成的医疗用图像诊断装置 200, 向图像存储器 31 中存储对同一被摄体进行拍摄而形成的体积图像数据 (多层面图像)。

另一方面, 如图 2 (A) 所示, 超声波探头 1 中内置有位置传感器 1C。位置传感器 1C 能够检测出超声波探头 1 的三维位置及倾斜等。由此, 当拍摄超声波像时, 从位置传感器 1C 输出与超声波探头 1 的位置及倾斜对应的信号, 该信号经由位置检测部 32 被输入给扫描面计算部 33。

即, 位置传感器 1C 例如由检测磁信号的传感器构成。而且, 在被检体横卧的未图示的床附近设置有未图示的磁场源。并且, 位置传感器 1C 检测由磁场源在三维空间中形成的磁场 (标准坐标系), 从而检测出超声波探头 1 的三维位置及倾斜。另外, 由位置传感器 1C 和磁场源构成的位置传感器系统不限于磁铁式, 也可以采用例如利用了光的系统等公知的位置传感器系统。

扫描面计算部 33 根据从位置检测部 32 输出的超声波探头 1 的位置及倾斜的检测信号, 来运算与超声波像对应的扫描面 (断层) 在标准坐标系中的位置及倾斜。通过运算而求出的扫描面的位置及倾斜被输出给参考像生成部 34。

参考像生成部 34 从图像存储器 31 中存储的同一被检体的体积图像数据, 提取出与扫描面的位置及倾斜对应的断层面的二维图像数据, 生成参考像数据, 并输出给切换加法器 8。

通过根据来自操作台 25 的指令对切换加法器 8 进行操作, 以各种组合方式在图像显示部 7 上显示超声波像、修正超声波像和参考像。即, 可以选择例如在显示画面的整体上选择显示超声波像、修正超声波像和参考像的任意一个; 将修正超声波像与参考像并列显示到显示画面; 或将修正超声波像与参考像重合显示于显示画面等显示模式。

接着, 与动作一同, 对本发明的特征部、即非压迫图像生成部 5 的详细构成进行说明。通常情况下, 对于超声波像而言, 由于将超声波探头 1 放到被检体的体表来收发超声波, 所以将生成因被超声波探头 1 施加的压迫力使得被检体内部的内脏器官等生物体部位变形或形变的超声波像。另一方面, 由于和超声波像进行对比观察的参考像在不对被检体施加压迫力、即只施加大气压的状态下被拍摄, 所以, 参考像中没有变形。因此,

如果排列或重叠显示超声波像和参考像，则会发生内脏器官等生物体部位的形状不一致的情况。结果，影响了超声波像与参考像的正确的对比观察。鉴于此，本实施例中，在非压迫图像生成部 5 中对被以压迫状态拍摄的超声波像的变形进行修正，生成非压迫状态下的修正超声波像，从而能够实现与参考像的可靠的对比观察。

首先，在变位/变形运算部 12 中，运算以压迫状态计测出的 RF 信号帧数据的各计测点的变形，生成表示变形分布的变形帧数据。该变形帧数据可以直接应用恶性肿瘤等的诊断中使用的通常的弹性图像生成时的变形运算。即，使用 RF 信号帧数据选择部 11 内存储的一对 RF 信号帧数据，运算各计测点的变位及变形。例如，在将当前存储的 RF 信号帧数据设为 N 的情况下，根据来自控制部 24 的控制命令，由 RF 信号帧数据选择部 11 从过去的 RF 信号帧数据 (N-1)、(N-2)、(N-3)、……、(N-M) 中选择一个 RF 信号帧数据 X。然后，所选择的 RF 信号帧数据 X 被暂时存储到 RF 信号帧数据选择部 11 中。

变位/变形运算部 12 从 RF 信号帧数据选择部 11 并行取入 RF 信号帧数据 N、X，对该一对 RF 信号帧数据 N、X 执行一维或二维相关处理，求出各计测点 (i, j) 的变位或移动向量。这里，i, j 为自然数，是表示二维坐标的数。通过对求出的各计测点 (i, j) 的变位进行空间微分，求出各计测点的变形 $\varepsilon(i, j)$ ，计算出作为变形的二维分布的变形帧数据。计算出的变形帧数据被输入到放大率计算部 21。

放大率计算部 21 根据从变位/变形运算部 12 输入的变形帧数据、和从压力帧数据生成部 16 输入的压力帧数据，求出将以压迫状态拍摄的超声波像的变形除去的变形修正量。本实施例的变形修正量为了生成非压迫状态下的修正超声波像，设定为将各计测点的像素的面积（像素数）放大的放大率。是否执行非压迫图像生成部 5 的处理的指令，被从操作台 25 经由控制部 24 输入。

在对非压迫图像生成部 5 的放大率计算部 21 和放大处理部 22 的详细构成进行说明时，说明本实施例的特征部的原理。由变位/变形运算部 12 计算出的变形是与对被检体的各计测点作用的压力的大小、及各计测点的生物体组织的硬度柔软度相关的相对物理量。即，具有变形对应压力的大

小而增大，如果各计测点的生物体组织柔软，则变形大，如果硬，则变形小的关系。

不过，由于表示生物体组织的软硬度的弹性率，是与压迫力的大小无关、生物体组织固有的绝对物理量，所以，如果根据变形分布求出弹性率分布，则可以求出反映了各计测点的软硬度的变形修正量。因此，本实施例根据压迫状态的各计测点的变形求出各计测点的弹性率，并根据求出的各计测点的弹性率，求出超声波探头的压迫力为“0”、即大气压下非压迫状态的各计测点的变形。然后，根据压迫状态的各计测点的变形分布和非压迫状态的各计测点的变形分布，求出放大率作为变形修正量，如果根据该放大率分布修正压迫状态的超声波像，则可以高精度地生成与参考像对应的修正超声波像。

下面，以具体例进行说明。首先，作为弹性率之一，举例说明杨式模量。将各计测点 $P_{i,j}$ 设为超声波像的像素的坐标 (i, j) ，各像素 (i, j) 的杨式模量 $E_{i,j}$ 使用压力变化 $\Delta P_{i,j}$ 和由变位/变形运算部 12 运算出的变形 $\varepsilon_{i,j}$ ，通过下式 (1) 定义。

$$E_{i,j} = \Delta P_{i,j} / \varepsilon_{i,j} \quad \cdots \cdots (1)$$

这里，由于杨式模量 $E_{i,j}$ 是与压力无关的生物体组织的固有值，所以，用于将超声波探头 1 与被检体抵接的压迫状态的具有变形 $\varepsilon_{i,j}$ 的超声波像，修正成非压迫状态的所有变形量、即修正变形量 $\varepsilon'_{i,j}$ ，可以根据式 (1) 的杨式模量 $E_{i,j}$ 逆算，通过下式 (2) 求出。

在式 (2) 中， $P1_{i,j}$ 是由压力帧数据生成部 16 生成的压力分布。而 $P0$ 是将超声波探头 1 从被检体拿开处于非压迫状态下的各计测点 (i, j) 的压力，即大气压，对于所有的计测点 (i, j) 都是相同的。

$$\varepsilon'_{i,j} = (P1_{i,j} - P0) / E_{i,j} \quad \cdots \cdots (2)$$

另外，压力 $P1_{i,j}$ 在超声波探头 1 的深度方向上衰减，但对于和深度方向正交的行方向假设可以忽略变化。

利用 (2) 式的修正变形量 $\varepsilon'_{i,j}$ ，通过下式 (3) 定义压力从 $P0$ 向 $P1$ 变化时用于除去超声波层像的变形的各像素 (i, j) 的放大率 $A_{i,j}$ 。如式 (3) 所示，在没有变形的情况下，放大率 $A_{i,j}$ 为“1”。

$$A_{i,j} = (1 + \varepsilon'_{i,j})$$

$$= \{1 + (P_{1,i,j} - P_0) / E_{i,j}\} \dots\dots (3)$$

这里，由于假设压力只在超声波探头 1 的深度方向上变化，所以，通过在深度方向上以放大率 $A_{i,j}$ 对各像素 (i, j) 进行放大修正，可以推定非压迫状态下的修正超声波像。

放大率计算部 21 使用从变位/变形运算部 12 输出的变形帧数据、和从压力帧数据生成部 16 输出的压力帧数据，通过 (1) 式所示的运算计算出弹性率帧数据。接着，通过 (2) 和 (3) 式所示的运算，最终计算出放大率帧数据。

图 3 (A) ~ (C) 表示放大处理部 22 中的处理的一例的说明图。图 3 (A) 表示以从放大率计算部 21 输出的放大率数据，与超声波帧数据的坐标对应地存储了放大率 $A_{i,j}$ 的放大率帧数据 MFD。图示的例子简易地表示了放大率帧数据 MFD，在该帧存储器的行方向 X 分配了各像素的坐标 X1~X7，在深度方向 Y 分配了各像素的坐标 Y1~Y9。例如，坐标 (1, 9) 的像素的放大率 $A_{1,9}$ 为 1.0，坐标 (2, 8) 的放大率 $A_{2,8}$ 为 2.0，坐标 (3, 4) 的放大率 $A_{3,4}$ 为 1.5，坐标 (5, 8) 的放大率 $A_{5,8}$ 为 1.5。

图 3 (B) 表示了从超声波帧数据生成部 4 输入的超声波帧数据。超声波帧数据 UFD 是被超声波探头 1 压迫的状态下生成的扫描面的超声波帧数据。图 3 (C) 表示了根据放大率帧数据 MFD 对超声波帧数据 UFD 进行修正而得到的修正超声波像帧数据 DFD。

通过放大处理部 22 生成修正超声波像帧数据 DFD 的步骤如下所述。首先，读出放大率帧数据 MFD 的各坐标的放大率 $A_{i,j}$ 。对于该读出而言，在行方向 X 上例如从行坐标 X1 向 X7 的方向依次进行，在深度方向 Y 上从深度大的深度坐标 Y9 向深度小的深度坐标 Y1 的方向依次进行。

图 3 (A) 的说明中，在深度方向 Y 的读出中从深度坐标 Y9 开始读出，但读出开始的深度坐标可以按行坐标 X，设定为深度浅的任意深度坐标 Y。其原因在于，通过在距离被检体的体表近的部分确定发生了变形的部分，会缩短修正超声波像帧数据 DFD 的生成时间。读出开始的深度坐标的设定，例如可由图 1 所示的控制接口部 23 设定。

如图 3 (A) 所示，在行坐标 X1 中，由于从深度坐标 Y9 到 Y1 的放大率 $A_{i,j}$ 全都为 1.0，所以，判断为不需要进行行坐标 X1 处的各深度坐标

的像素的放大处理。而且，超声波帧数据 UFD 在行坐标 X1 处的从深度坐标 Y9 到 Y1 的亮度信息，被直接转写为修正超声波像帧数据 DFD 所对应的坐标。

在行坐标 X2，当读出从深度坐标 Y9 到 Y1 的放大率 $A_{i,j}$ 时，首先，由于深度坐标 Y9 处的放大率 $A_{i,j}$ 为 1.0，所以，超声波帧数据 UFD 的深度坐标 Y9 的亮度信息，被直接转写给修正超声波像帧数据 DFD 的深度坐标 Y9 的像素。接着，由于深度坐标 Y8 的放大率 $A_{i,j}$ 的为 2.0，所以，判断为需要将该像素放大为 2.0 倍。然后，超声波帧数据 DFD 的深度坐标 Y8 的亮度信息，被转写给修正超声波像帧数据 DFD 的深度坐标 Y8 和深度坐标 Y7 的像素。由此，超声波帧数据的深度坐标 Y8 处的像素在体表方向（与深度方向相反的方向）被放大为 2.0 倍。接着，由于深度坐标 Y7、Y6 处的放大率 $A_{2,7}$ 、 $A_{2,6}$ 分别为 1.0，所以，判断为针对该像素不需要进行放大处理。该情况下，由于在修正超声波像帧数据 DFD 的深度坐标 Y7 处已经通过深度坐标 Y8 的放大处理写入了像素信息，所以，深度坐标 Y7、Y6 的像素的亮度信息被转写给修正超声波像帧数据 DFD 的深度坐标 Y6、Y5 的像素。

如上所述，在放大率 $A_{i,j}$ 为整数的情况下，修正超声波像帧数据 DFD 的亮度信息，只要将针对该各像素的超声波帧数据 UFD 的像素的亮度信息直接或转变像素进行转写即可。但是，在放大率 $A_{i,j}$ 包含小数部分的情况下，需要合成超声波帧数据 UFD 的多个像素，作为修正超声波像帧数据 DFD 的亮度信息。如果将超声波帧数据 UFD 的放大率 $A_{i,j}$ 设为 $a1$ 、 $a2$ 、 $a3$ 、……、将亮度信息 UFD 设为 $I1$ 、 $I2$ 、 $I3$ 、……，则该情况的合成式成为下式（4）表示的公式。

$$(\text{DFD 的亮度信息}) = (a1 \text{ 的小数部分}) \times I1 + (a2 \text{ 的小数部分}) \times I2 + (a3 \text{ 的小数部分}) \times I3 + \dots \quad \dots (4)$$

例如，行坐标 X2 在深度坐标 Y5 处的放大率 $A_{2,5}$ 为 1.6，在深度坐标 Y4 处的放大率 $A_{2,4}$ 为 1.4。判断为它们的像素分别需要放大为 1.6 倍、1.4 倍。另一方面，由于在修正超声波像帧数据 DFD 中已经通过放大处理对深度坐标 Y5 写入了亮度信息，所以，超声波帧数据 UFD 的深度坐标 Y5、Y4 的亮度信息，被转写给深度坐标 Y4、Y3、Y2 的像素。此时，在修正

超声波像帧数据 DFD 中，对深度坐标 Y4 的像素转写超声波帧数据 UFD 的深度坐标 Y5 的亮度信息。接着，在修正超声波像帧数据 DFD 中，对深度坐标 Y3 的像素转写超声波帧数据 UFD 的深度坐标 Y5 与 Y4 的亮度信息的合成值。即，利用式（4），按照（UFD 的 Y5 的亮度信息） \times （0.6）+（UFD 的 Y4 的亮度信息） \times （0.4）的方式进行合成。最后，在修正超声波像帧数据 DFD 中，对深度坐标 Y2 的像素转写超声波帧数据 UFD 的深度坐标 Y4 的亮度信息。

在行坐标 X5 中，行坐标 X5 的深度坐标 Y8 处的放大率 $A_{5,8}$ 为 1.5，在深度坐标 Y7 处的放大率 $A_{5,7}$ 为 1.0。它们的像素分别需要放大为 1.5 倍、1.0 倍，但像素只以整数倍存在。

因此，首先由放大处理部 22 在修正超声波像帧数据 DFD 中，对深度坐标 Y8 的像素转写超声波帧数据 UFD 的深度坐标 Y8 的亮度值。

对深度坐标 Y7 的像素转写超声波帧数据 UFD 的深度坐标 Y7 与 Y8 的亮度信息的合成值。具体而言，由于深度坐标 Y8 的像素被扩张为 1.5 被，所以，0.5 倍的量被挤出给深度坐标 Y7。因此，深度坐标 Y7 的像素被合成为（UFD 的 Y7 的亮度信息） \times （0.5）+（UFD 的 Y8 的亮度信息） \times （0.5）。

在深度坐标 Y6 处的放大率 $A_{5,6}$ 为 1.0。对深度坐标 Y6 的像素转写超声波帧数据 UFD 的深度坐标 Y6 与 Y7 的亮度信息的合成值。具体而言，由于深度坐标 Y7 的像素被向深度坐标 Y6 挤出 0.5 倍的量，所以，深度坐标 Y6 的像素被合成为（UFD 的 Y6 的亮度信息） \times （0.5）+（UFD 的 Y7 的亮度信息） \times （0.5）。

在深度坐标 Y5 处的放大率 $A_{5,5}$ 为 1.5。对深度坐标 Y5 的像素转写超声波帧数据 UFD 的深度坐标 Y5 与 Y6 的亮度信息的合成值。具体而言，按照（UFD 的 Y5 的亮度信息） \times （0.5）+（UFD 的 Y6 的亮度信息） \times （0.5）的方式进行合成。而且，在修正超声波像帧数据 DFD 中，对深度坐标 Y4 的像素转写 1.0 倍量的超声波帧数据 UFD 的深度坐标 Y5 的亮度值。

这样，通过反复进行上述的处理直到行坐标 X7，可生成图 3（C）所示的修正超声波像帧数据 DFD。该修正超声波像帧数据 DFD 被以帧单位

输出给图 1 所示的扫描转换器 6，在图像显示部 7 的画面上显示非压迫状态的修正超声波像。

图 4 表示上述放大处理部 22 的处理动作的一例的流程图。在图 4 的步骤 S1 中，将帧存储器的行坐标 X 初始化为 1。接着，在步骤 S2 中，判定行坐标 X 是否为行数的最大值 N 以下。在行坐标 X 为最大值 N 以下的情况下，进入到步骤 S3，决定放大处理的原点深度 $Y_0(X)$ 。原点深度 $Y_0(X)$ 由图 1 所示的控制接口部 23 设定，在图 3 的例子中为深度坐标 Y_9 。接着，在步骤 S4 中，将行坐标 X 加 1，使行坐标 X 前进一个。然后，反复进行步骤 S2、步骤 S3、步骤 S4，直到行坐标 X 比最大值 N 大为止。即，通过步骤 S2~S4 的处理，在帧存储器上按每个行坐标 X 设定进行放大处理的原点深度 $Y_0(X)$ 。

然后，在按每个行坐标 X 决定原点深度 $Y_0(X)$ 的处理结束的情况下，进入到步骤 S5，将帧存储器的行坐标 X 初始化为 1。接着，在步骤 S6 中，判断行坐标 X 是否为最大值 N 以下。在行坐标 X 为最大值 N 以下的情况下，进入到步骤 S7，将超声波帧数据 UFD 的坐标 y 、修正超声波像帧数据 DFD 的坐标 y_2 和计算 y_2 时所利用的一次变量 y_3 分别初始设定给原点深度 $Y_0(X)$ 。然后，在步骤 S8 中将 y_3 的值加 1，在步骤 S9 中判定 y 是否为 1 以上。在判定为 y 为是 1 以上的情况下，在步骤 S10 中根据 $(y_3 - A(x, y))$ 求出放大后的深度 y_3 。这里， $A(x, y)$ 表示了放大率帧数据在坐标 (x, y) 处的放大率，与上述 $A_{i,j}$ 相同。接着，在步骤 S11 中判定 y_2 是否为 y_3 以上。

在通过步骤 S11 的判定，判定为 y_2 是 y_3 以上的情况下，在步骤 S12 中，将超声波帧数据 UFD 中的像素 $B(x, y)$ 的亮度信息，传输给作为输出图像的修正超声波像帧数据 DFD 所对应的像素 $C(x, y_2)$ 。接着，在步骤 S13 中，将超声波帧数据 UFD 的深度坐标 y 的深度减 1，然后返回到步骤 S11。在步骤 S11 中，与之前同样地判定 y_2 是否为 y_3 以上，在 y_2 小于 y_3 的情况下，进入到步骤 S14，将修正超声波像帧数据 DFD 的深度坐标 y 减 1，然后返回到步骤 S9。这样，当在步骤 S9 中判定为 y 为 1 以上的情况下，反复进行步骤 S10、S11、S12、S13、S14 的处理，直到 y 小于 1。

当在步骤 S9 的判定中, 判断为 y 小于 1 的情况下, 进入到步骤 S15, 将 X 加 1、使行坐标 X 前进一个, 然后返回到步骤 S6, 反复执行上述的处理。即, 在步骤 S6 中判断 X 是否为最大值 N 以下, 如果是最大值 N 以下, 则反复进行上述的动作, 在超过了最大值 N 的情况下结束处理。

这样, 通过以图 4 所示的步骤执行放大处理, 可以生成图 3 (C) 所示的修正超声波像帧数据。

图 5 表示由本实施例的超声波诊断装置在图像显示部 7 上显示的图像的一例。如图 5 所示, 在图像显示部 7 的画面的左上显示区域中, 显示有以压迫状态拍摄的超声波像 OSP, 在左下的显示区域中, 显示被修正后的非压迫状态的修正超声波像 USP, 在右下的显示区域中, 显示参考像 RFP, 并且, 在右上的显示区域中, 排列显示有使修正超声波像 USP 与参考像 RFP 重合的合成图像 CMP。

这样, 根据本实施方式, 通过观察图 5 所示的合成图像 CMP, 能够准确地观察修正超声波像 USP 与参考像 RFP 的例如内脏器官等的对应位置和形状关系。

而且, 使本实施例的图 5 所示的图像显示部 7 的画面, 具有图 4 的步骤 S3 所示的设定放大的原点深度 $Y(0)$ 的功能。即, 操作者可以在超声波像 OSP 上通过鼠标操作设定放大原点深度 $Y(0)$ 的行坐标 X 。并且, 还可以将除去变形的变形修正范围设定为关心区域 ROI。该 ROI 通过点击画面上显示的指定按钮 SST 而被固定。通过将变形修正范围 ROI 设定为图 3 (A) 所示的成为修正对象的区域 (存储器上的区域), 可以确定局部发生的变形的部分, 使放大率计算部 21 及放大处理部 22 中的运算处理时间缩短。

另外, 对于变形修正范围 ROI 的设定而言, 例如在超声波像 OSP 上通过指示设备等描绘 ROI 的边界线, 使其边界线的信息与超声波像帧数据的坐标对应, 从图 1 所示的控制接口部 23 输入给非压迫图像生成部 5。

综上所述, 根据本实施例, 由于按照由变位/变形运算部 12 求出被超声波探头 1 施加的压迫状态下的扫描面的生物体部位的变形分布, 并根据求出的变形分布除去变形的方式, 通过非压迫图像生成部 5 生成对超声波像进行了修正、生物体部位未被施加压力的非压迫状态的修正超声波像,

所以，提高了根据超声波像对生物体各部的部位的距离、面积、体积等进行计测时的精度。

而且，由于非压迫状态的修正超声波像和参考像能够在同一画面上显示，所以，可以使修正超声波像与参考像的内脏器官等生物体部位的形状大致一致，能够将超声波像与由超声波诊断装置以外的医疗诊断装置拍摄的参考像进行对比观察，从而提高超声波诊断的可靠性。

并且，由于设置了压力计测部 15、和根据由压力计测部 15 计测出的压力计测值来求出对 ROI 的生物体部位作用的压力分布的压力帧数据生成部 16，在非压迫图像生成部 5 中根据 ROI 的压力分布和变形分布，求出 ROI 的生物体部位的弹性率分布，根据求出的弹性力分布，将压迫状态下的 ROI 的生物体部位的变形除去求出对超声波像进行放大修正的放大率分布，并根据求出的放大率分布对压迫状态下的超声波像进行放大修正，所以，可以得到将压迫状态下的超声波像的变形高精度除去后的修正超声波像。

而且，由于对于超声波探头 1 的压迫力而言，鉴于深度方向的成分大、与深度方向正交的方向的成分小，变位/变形运算部 12 及放大率计算部 21 只求出 ROI 的深度方向的变形分布及弹性率分布，从而只求出 ROI 的深度方向的放大率分布，所以，可缩短计算时间。

并且，在上述的实施例 1 中，以像素单位进行放大、生成了修正超声波像，但本发明不限于此，也可以设定由多个像素构成的微小区域，以微小区域进行放大来生成修正超声波像。即，放大率计算部 21 将关心区域以格子状划分成多个微小区域，根据压迫状态下的压力分布及变形分布求出各微小区域的弹性率，并根据各微小区域的弹性率求出将微小区域的变形除去的放大率。而且，放大处理部 22 根据放大率对压迫状态下的微小区域进行放大修正，生成修正超声波像。

在上述的实施例 1 中，举例说明为了检测超声波探头 1 的压力，如图 2 (A) 所示，在超声波探头 1 中设置了压力传感器 1B 的情况。本发明不限于此，例如可以如图 2 (B) 所示，构成为在超声波振动件 1A 的超声波收发面上设置判断弹性率的参照变形体 1D。由此，当将超声波振动件 1A 放到被检体的体表进行拍摄时，由于可以得到参照变形体 1D 的超声波

像，所以，如果计测参照变形体 1D 的变形，则可以根据下式 (5) 计算出由超声波探头 1 施加的压力。

$$(\text{压力}) = (\text{参照变形体的变形}) / (\text{参照变形体的弹性率}) \quad (5)$$

另外，被检体的深度方向的压力衰减，可以利用经验值等数据进行推测。

实施例 2

在实施例 1 中，对将超声波图像修正为没有变形的状态的修正超声波图像、与参考图像进行了对比观察，但本发明不限于此，也可以如下面说明的本实施例 2 那样，通过对参照像赋予和超声波像同样的变形来进行对比观察，也可以得到同样的效果。

图 6 表示本发明的超声波诊断装置的本实施例 2 的框图。在图 6 中，对具有与图 1 相同的功能构成的模块赋予同一标记，并省略说明。图 6 与图 1 的不同点首先在于，从超声波帧数据生成部 4 输出的超声波帧数据，经由扫描转换器 6 和切换加法器 8 被输入给图像显示部 7。由此，具有被超声波探头 1 施加的变形的超声波像直接显示到图像显示部 7。

用于将参考像修正为压迫状态的超声波像的压迫画面生成部 40，由缩小率计算部 41 和缩小处理部 42 构成。缩小率计算部 41 被从变位/变形运算部 12 输入变形帧数据，并且被从压力帧数据生成部 16 输入压力帧数据。缩小处理部 42 被输入由参考像生成部 34 生成的参考像。缩小处理部 42 根据从缩小率计算部 41 输入的缩小率分布数据将参考像缩小，经由切换加法器 8 向图像显示部 7 输出与压迫状态的超声波像具有同样变形的参考像。

这里，针对缩小率计算部 41 的详细构成和动作进行说明。在本实施例中，也假设因超声波探头 1 的压迫引起的生物体组织的变位及变形只在深度方向发生，与深度方向正交的行方向的变位及变形为可以忽略的大小。而且，为了使参考像与超声波像对应地在深度方向变形，需要间除深度方向的像素、来减少例如同一亮度的深度方向的像素数的处理。因此，本实施例的缩小处理以由深度方向的多个像素构成的微小区域 $S_{i,j}$ 为单位进行。即，微小区域 $S_{i,j}$ 的行方向具有一个像素，深度方向具有从操作台 25 预先输入设定的多 (n) 个像素。

因此,缩小率计算部41根据从变位/变形运算部12输入的变形帧数据,按被设定的微小区域 $S_{i,j}$ 求出平均变形 $\varepsilon_{S(i,j)}$ 。而且,根据从压力帧数据生成部16输入的压力帧数据,按每个微小区域 $S_{i,j}$ 求出平均弹性率 $E_{S(i,j)}$ 。然后,利用上述的式(2)求出修正变形量 $\varepsilon'_{i,j}$,并根据下式(6)求出参考像的深度方向的缩小率 $R_{i,j}$ 。

$$\begin{aligned} R_{i,j} &= (1 - \varepsilon'_{i,j}) \\ &= \{1 - (P1_{i,j} - P0) / E_{S(i,j)}\} \quad \dots\dots (6) \end{aligned}$$

缩小处理部42通过根据由缩小率计算部41计算出的缩小率 $R_{i,j}$,使从参考像生成部34输入的参考像的微小区域 $S_{i,j}$ 的像素数减少,来对应压迫状态的超声波像的变形对参考像赋予变形,生成修正参考像。

生成的修正参考像经由切换加法器8被输出给图像显示部7,与图5所示的情况同样,至少排列或重叠显示超声波像和修正参考像。

接着,对缩小处理部42中的超声波像与参考像的坐标对位进行说明。如在实施例1中说明那样,参考像通过在参考像生成部34中切出与超声波像的扫描面相同的断层像而生成。此时,以被检体为基准,进行三维空间坐标系中的超声波像与参考像的坐标对位。结果,图像显示部7上显示的超声波像 USP 和参考像 RFP 分别如图7(A)和图7(B)所示,大致被显示在画面的相同位置。并且,对于在超声波像 USP 上设定的变形修正范围 ROI 而言,也可以设定在参考像 RFP 上的大致相同位置。

但是,为了提高缩小处理部42的修正参考像的修正精度,希望以超声波像和参考像中公共表现的线或区域为基准进行设定。而且,由超声波探头1施加的压力随着被检体的深度增加而衰减,成为可以忽视的值。因此,如图7(A)所示,在图像上的 ROI 内,通过在深度深的位置,将基准线 B 设定在能够观察的不同的生物体组织的交界,可以提高修正精度。

基准线 B 的设定与 ROI 的设定的情况相同,通过操作者在图像显示部7上显示超声波像 USP,从控制接口部23输入指令来进行。其中,基准线 B 具有与实施例1中的原点深度 $Y_0(X)$ 相同的技术意义。

缩小处理部42以被设定的基准线 B 为基点,根据由缩小率计算部41求出的缩小率 $R_{i,j}$,使微小区域 $S_{i,j}$ 中的像素数减少,生成修正参考像。修正参考像的生成与图3(A)~(C)中说明的情况相同,将缩小率帧数

据、超声波帧数据 UFD、修正参考帧数据存储到帧存储器中而进行。另外，由于像素数为自然数，所以，在缩小率 $R_{i,j}$ 含有小数部的情况下，会引起无法根据缩小率 $R_{i,j}$ 减少一个微小区域 $S_{i,j}$ 的像素数的情况。该情况下，在深度方向相邻的微小区域 $S_{i,j-1}$ 与微小区域 $S_{i,j}$ 之间进行调整。

这样，通过生成修正参考像，可如图 7 (A)、(B) 所示，对与超声波像 OSP 的生物体部位 50 对应的参考像的生物体部位 51 赋予变形，从而生成具有与超声波像 OSP 的生物体部位 50 一致的形状的生物体部位 52 的修正参考像 RFP*。因此，能够可靠地进行超声波像与修正参考像的对比观察。

实施例 3

在实施例 2 中，根据微小区域修正了参考像，但也可以按每行修正参考像。

具体如图 8 (A) 所示，由于在行坐标 X1、X2 中，深度坐标 Y1 到 Y9 的缩小率 $R_{i,j}$ 全都为 1.0，所以，判断为不需要进行行坐标 X1、X2 处的各深度坐标的像素的缩小处理。而且，参考像帧数据 RFD 在行坐标 X1、X2 处的深度坐标 Y1 到 Y9 的亮度信息，被直接转写给修正参考像帧数据 OFD 所对应的坐标。即，在实施例 1 中，从深的色度坐标 Y9 朝向浅的深度坐标 Y1 进行了放大处理，而在缩小处理的情况下，反过来从浅的深度坐标 Y1 朝向深的深度坐标 Y9 进行缩小处理。

在行坐标 X3 中，首先由于深度坐标 Y1~Y3 处的缩小率 $R_{i,j}$ 为 1.0，所以，参考像帧数据 RFD 的深度坐标 Y1~Y3 的亮度信息，被直接转写给修正参考像帧数据 OFD 的深度坐标 Y1~Y3 的像素。接着，由于深度坐标 Y4、Y5 处的缩小率 $R_{i,j}$ 为 0.5，所以，需要将该像素缩小为 0.5 倍。因此，参考像帧数据 RFD 的深度坐标 Y4、Y5 的亮度信息，被转写给修正参考像帧数据 OFD 的深度坐标 Y4 的像素。具体而言，深度坐标 Y4 的像素作为 (OFD 的 Y4 的亮度信息) \times (0.5) + (OFD 的 Y5 的亮度信息) \times (0.5) 被合成。

接着，由于深度坐标 Y6 处的缩小率 $R_{3,6}$ 为 1.0，所以，对于该像素不进行缩小处理，被转写给因缩小而空出的深度坐标 Y5 的像素。同样，直到深度坐标 Y9 位置都不进行缩小处理地转写像素。

这样，在缩小率 $R_{i,j}$ 含有小数部分（1.0 以下）的情况下，需要合成参考像帧数据 RFD 的多个像素，将其作为修正参考像帧数据 OFD 的亮度信息。

另外，在行坐标 X5 中，首先由于深度坐标 Y1~Y3 处的缩小率 $R_{i,j}$ 为 1.0，所以，参考像帧数据 RFD 的深度坐标 Y1~Y3 的亮度信息，被直接转写给修正参考像帧数据 OFD 的深度坐标 Y1~Y3 的像素。

行坐标 X5 的深度坐标 Y4 处的缩小率 $R_{5,4}$ 为 0.5，深度坐标 Y5 处的缩小率 $R_{5,5}$ 为 1.0。缩小处理部 42 针对深度坐标 Y4 的像素，转写参考像帧数据 RFD 的深度坐标 Y4 与 Y5 的亮度信息的合成值。具体而言，由于深度坐标 Y4 的像素被缩小为 0.5 倍，所以，深度坐标 Y4 的像素信息相应地缺少 0.5 倍的量。因此，深度坐标 Y4 的像素作为（OFD 的 Y4 的亮度信息） \times （0.5）+（OFD 的 Y5 的亮度信息） \times （0.5）被合成。

深度坐标 Y5 处的缩小率 $R_{5,5}$ 为 1.0。深度坐标 Y5 的像素被转写参考像帧数据 RFD 的深度坐标 Y5 与 Y6 的亮度信息的合成值。具体而言，由于深度坐标 Y5 的像素被向深度坐标 Y4 挤出 0.5 倍的量，所以，深度坐标 Y5 的像素作为（OFD 的 Y5 的亮度信息） \times （0.5）+（OFD 的 Y6 的亮度信息） \times （0.5）被合成。

深度坐标 Y6 处的缩小率 $R_{5,6}$ 为 1.0。深度坐标 Y6 的像素被转写参考像帧数据 RFD 的深度坐标 Y6 与 Y7 的亮度信息的合成值。具体而言，由于深度坐标 Y6 的像素被向深度坐标 Y5 挤出 0.5 倍的量，所以，按照（OFD 的 Y6 的亮度信息） \times （0.5）+（OFD 的 Y7 的亮度信息） \times （0.5）的方式被合成。

深度坐标 Y7 处的缩小率 $R_{5,7}$ 为 0.8。深度坐标 Y7 的像素被转写参考像帧数据 RFD 的深度坐标 Y7 与 Y8 的亮度信息的合成值。具体而言，由于深度坐标 Y7 的像素被向深度坐标 Y6 挤出 0.5 倍的量，所以，按照（OFD 的 Y7 的亮度信息） \times （0.3）+（OFD 的 Y8 的亮度信息） \times （0.7）的方式被合成。

深度坐标 Y8 处的缩小率 $R_{5,7}$ 为 1.0。深度坐标 Y8 的像素被转写参考像帧数据 RFD 的深度坐标 Y8 与 Y9 的亮度信息的合成值。具体而言，由于深度坐标 Y8 的像素被向深度坐标 Y7 挤出 0.7 倍的量，所以，按照（OFD

的 Y7 的亮度信息) $\times (0.1) + (\text{OFD 的 Y8 的亮度信息}) \times (0.9)$ 的方式被合成。

通过反复执行上述的处理直到行坐标 X7, 可以生成图 8 (C) 所示的修正参考像帧数据 OFD。该修正参考像帧数据 OFD 被以帧单位输出, 在图像显示部 7 的画面上显示修正参考像。

即, 根据本实施例, 缩小率计算部 41 按每个关心区域 ROI 的像素求出缩小率分布, 缩小处理部 42 根据与关心区域 ROI 对应的参考像的深度方向的一个或相邻的多个像素每个的缩小率, 以像素单位对参考像进行缩小修正, 生成修正参考像。该情况下, 缩小处理部 42 可以合成相邻的多个像素的亮度信息而缩小为一个像素。

这样, 通过生成修正参考像, 可与图 7 (A)、(B) 所示的例子同样, 对与超声波像 OSP 的生物体部位 50 对应的参考像的生物体部位 51 赋予变形, 从而生成具有与超声波像 OSP 的生物体部位 50 一致的形状的生物体部位 52 的修正参考像 RFP*。因此, 能够可靠地进行超声波像与修正参考像的对比观察。

实施例 4

在实施例 1 中, 表示了为了使用各计测点处的弹性率 $E_{i,j}$, 将压力 $P_{1i,j}$ 的压迫状态的变形 $\varepsilon_{i,j}$, 修正为压力 P0 的非压迫状态的超声波像, 利用式 (3) 求出各像素 (i, j) 的放大率 $A_{i,j}$, 并以图 3 (A) ~ 图 3 (C) 所示的步骤生成非压迫状态下的修正超声波像的例子。

而在实施例 2、3 中, 表示了为了对参考像赋予压迫状态的超声波像的变形, 利用式 (6) 求出各像素 (i, j) 的缩小率 $R_{i,j}$, 来生成压迫状态下的修正参考像的例子。

在本发明的实施例 4 中, 其特征在于, 不使用弹性率 $E_{i,j}$ 地生成修正超声波像或修正参考像, 从而缩短运算处理时间。即, 因超声波探头 1 的压迫力而产生的生物体组织的变形, 与对生物体组织施加的压力和生物体组织的弹性率存在关系, 但生物体组织的弹性率是各组织固有的绝对的值。因此, 由于生物体组织的变形依赖于对生物体组织施加的压力而变动, 所以, 当由超声波探头 1 施加的压迫力一定时, 或如果假设收敛在一定的范围内, 则修正变形量 $\varepsilon'_{i,j}$ 一定或收敛在一定的范围内。因此, 只要由

实施例1的放大率计算部21根据从变位/变形运算部12输出的各计测点处的变形 $\varepsilon_{i,j}$ 的分布,利用下式(7)求出放大率 $A_{i,j}$ 即可。在该式中, α 是用于将变形 $\varepsilon_{i,j}$ 转换为修正变形量 $\varepsilon'_{i,j}$ 而根据压迫状态设定的修正系数。其中,修正系数 α 可以在对修正超声波像与参考像进行对比、或重合显示时,根据两个像的错位情况可变地设定。

$$A_{i,j} = (1 + \alpha \cdot \varepsilon_{i,j}) \quad (7)$$

通过基于如此求出的放大率,与实施例1的情况同样地以原点深度Y(0)处的变形为基准,根据放大率 $A_{i,j}$ 增加各计测点的像素数,可生成与实施例1同样的修正超声波像。

而且,只要实施例2、3的缩小率计算部41根据从变位/变形运算部12输出的各计测点处的变形 $\varepsilon_{i,j}$ 的分布,利用下式(8)求出缩小率 $R_{i,j}$ 即可。在该式中, β 是用于将变形 $\varepsilon_{i,j}$ 转换为修正变形量 $\varepsilon'_{i,j}$ 而根据压迫状态设定的修正系数。其中,修正系数 β 可以在对超声波像与参考像进行对比、或重合显示时,根据两个像的错位情况可变地设定。

$$R_{i,j} = (1 - \beta \cdot \varepsilon_{i,j}) \quad (8)$$

并且,优选修正系数 α 、 β 根据从压力帧数据生成部16输出的压力分布,可变地设定。

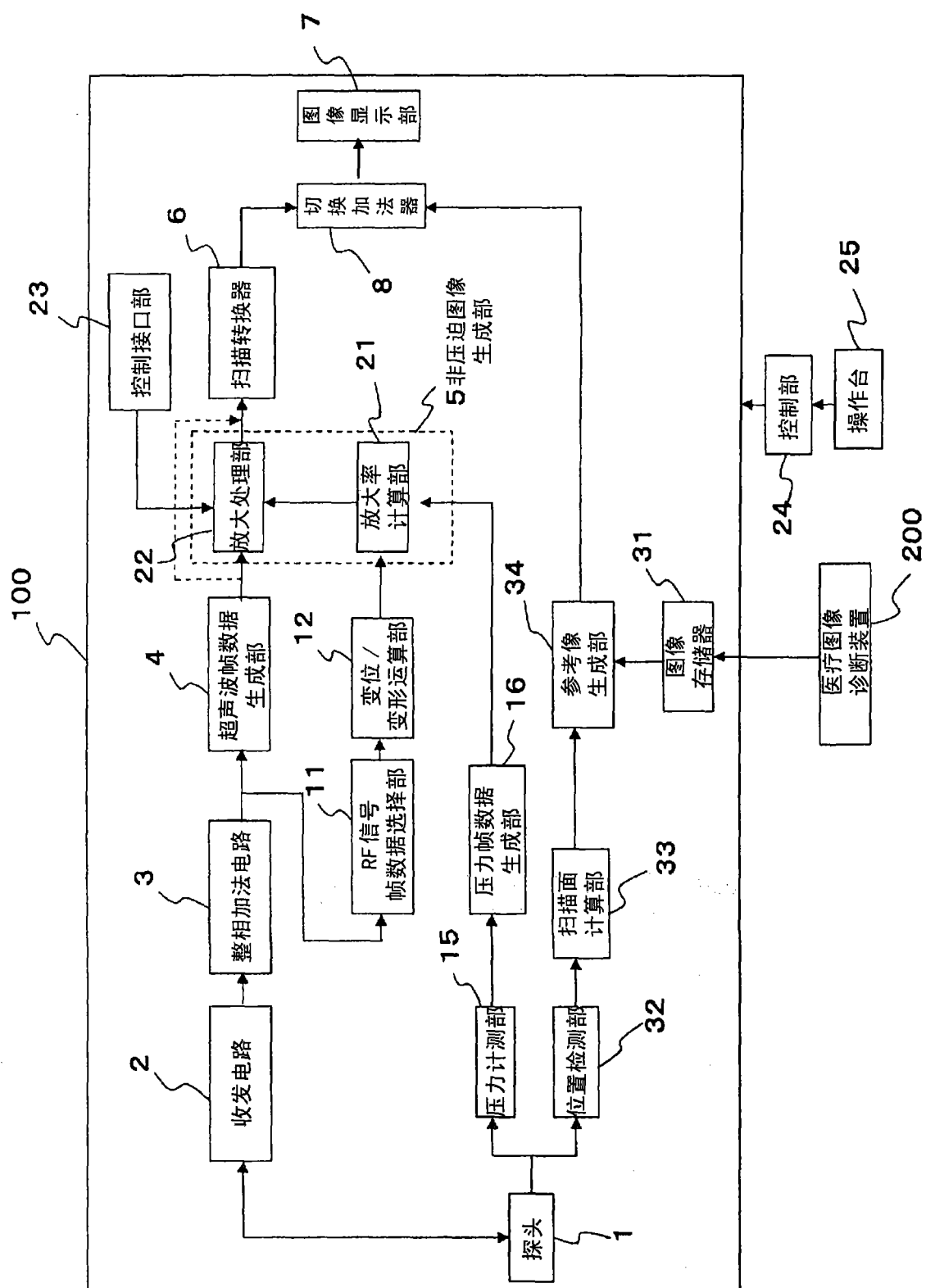
这样,根据本实施例,当压迫状态的压力 $P_{1,i,j}$ 在一定范围内时,可以得到以一定的精度除去了变形的修正超声波像或修正参考像。

而且,由于可以省略弹性率的运算及/或压力分布的运算,所以,能够缩短超声波像或参考像的修正处理的时间。

另外,在上述的各实施例1~4中,以B模式像作为超声波像进行了举例说明,但本发明的超声波像不限于B模式像,例如也可以应用CFM图像、弹性像等其他的图像。

而且,可以设置根据由变位/变形运算部12运算出的变形分布、或由放大率计算部21计算出的弹性信息的分布,构成彩色弹性像数据的弹性像构成部。并且,通过设置彩色扫描转换器,将从弹性像构成部输出的彩色弹性像数据转换成彩色弹性像,可以在图像显示部7的画面上显示彩色弹性像。进而,通过切换加法器8,可以使超声波像与彩色弹性图像重合或排列显示。

另外，在实施例 1 的情况下，可以由放大处理部 22 对彩色弹性像进行放大处理，并将放大后的彩色弹性像显示到图像显示部 7 的画面上。



一、圖

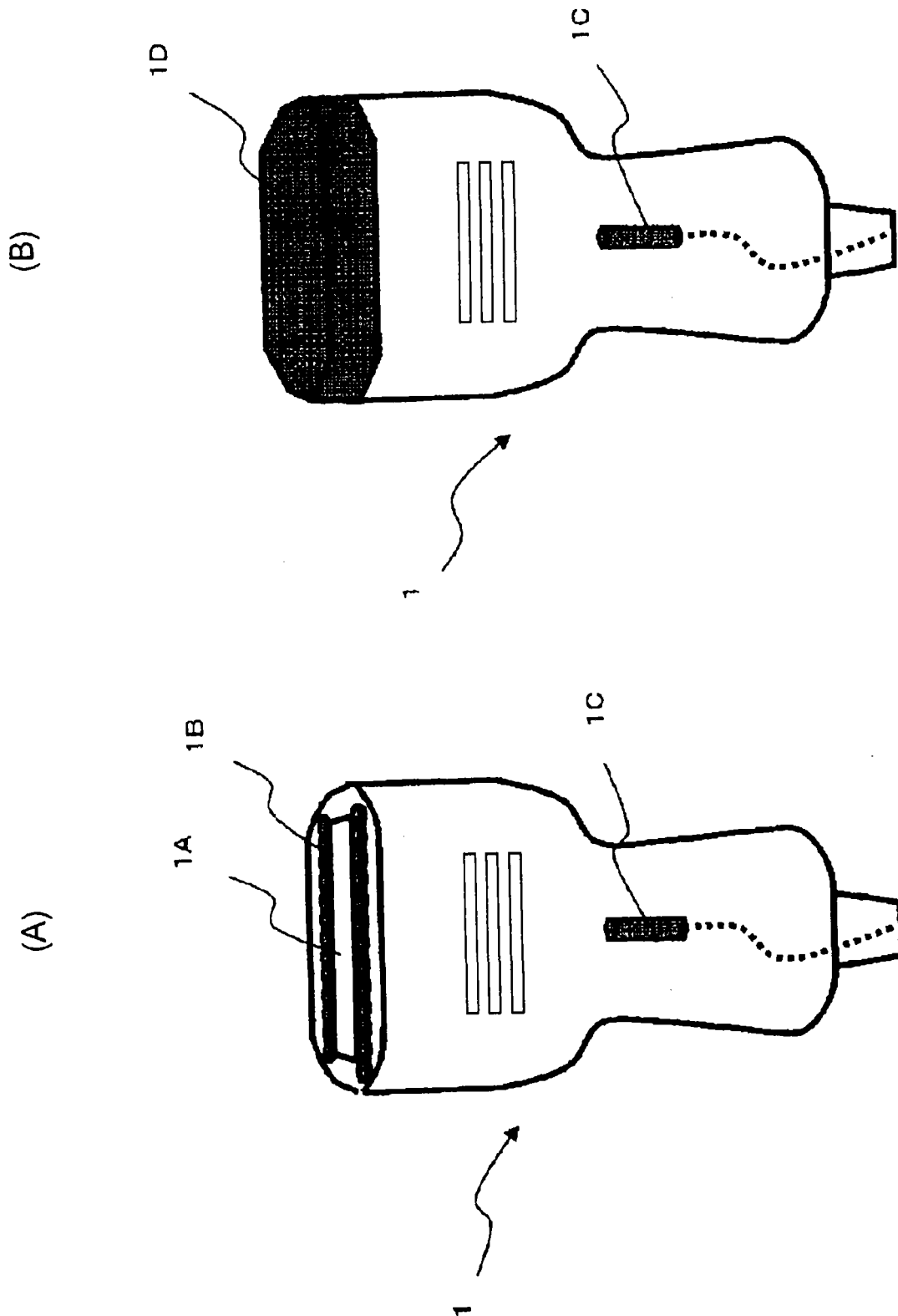


图 2

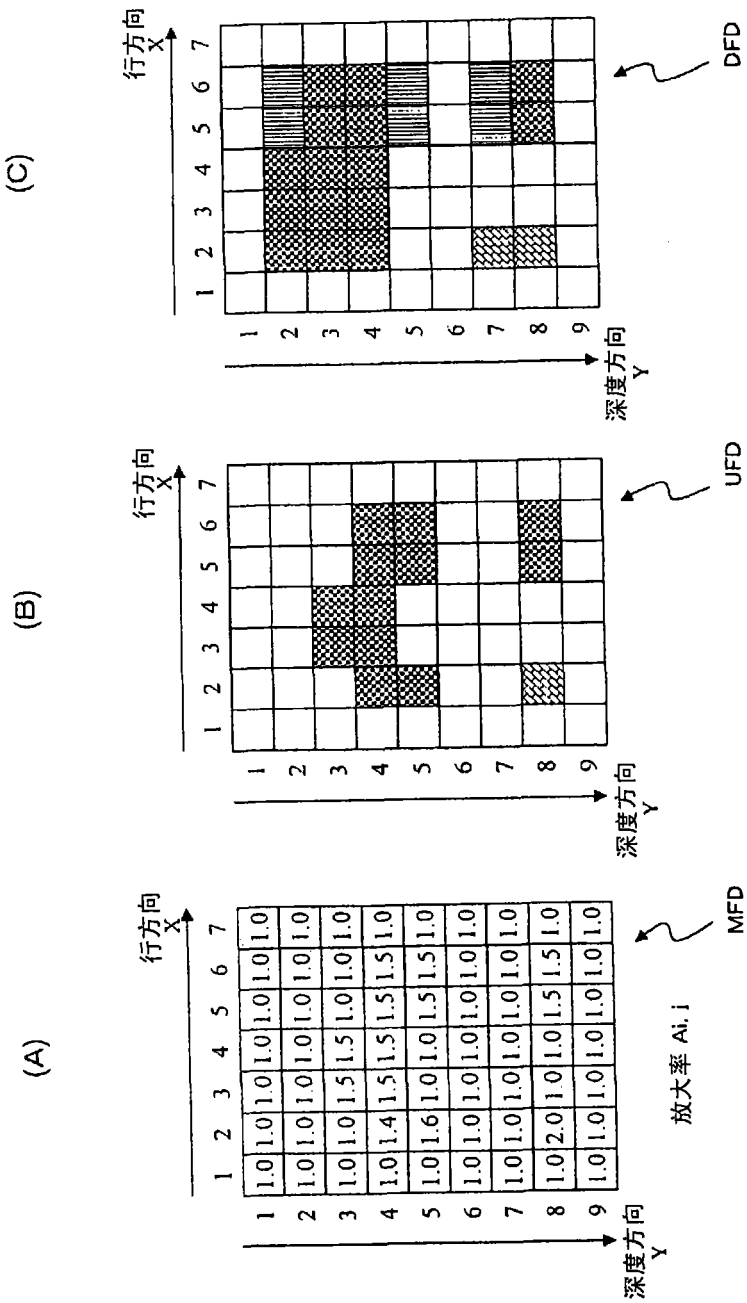


图 3

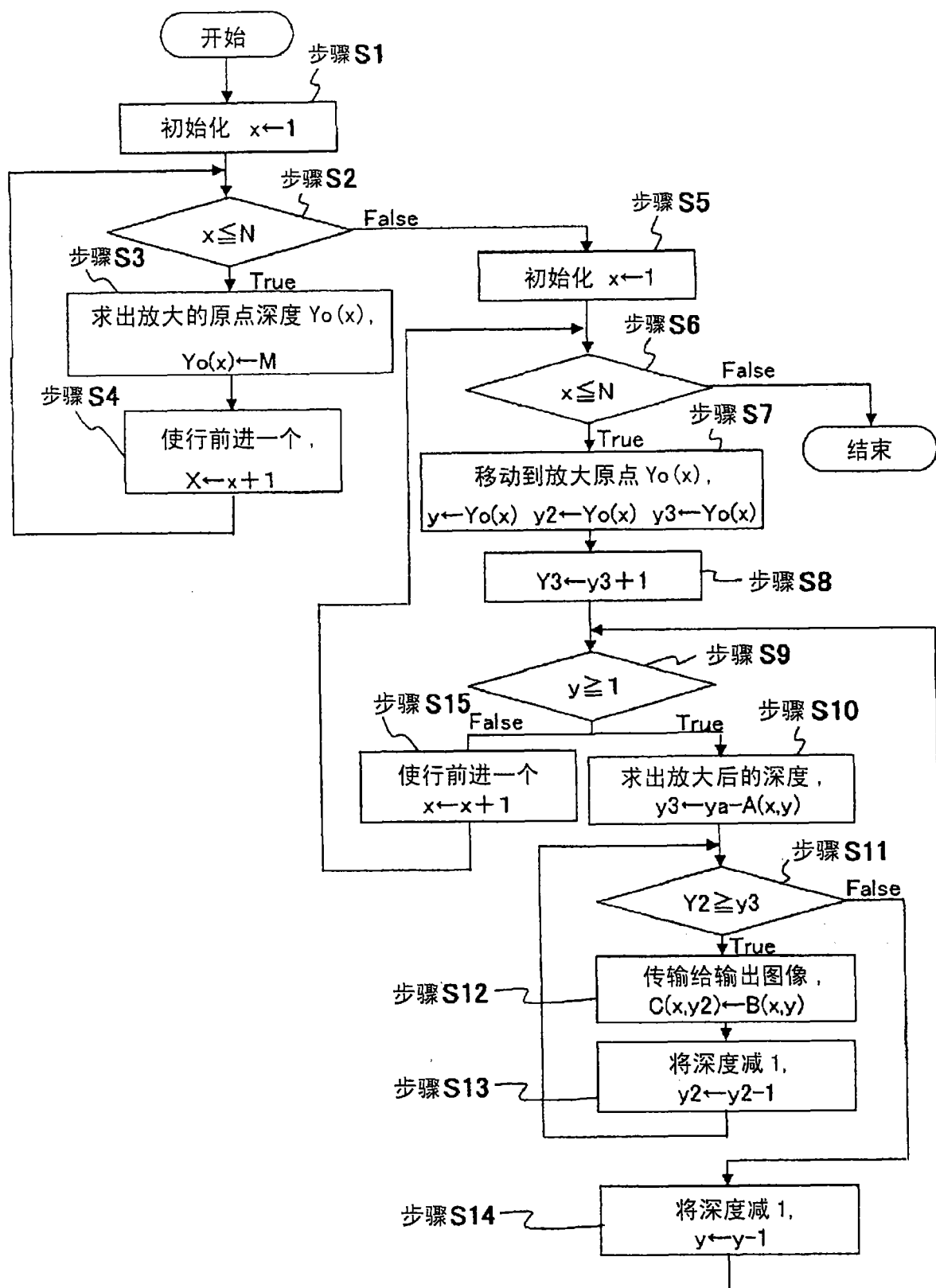


图 4

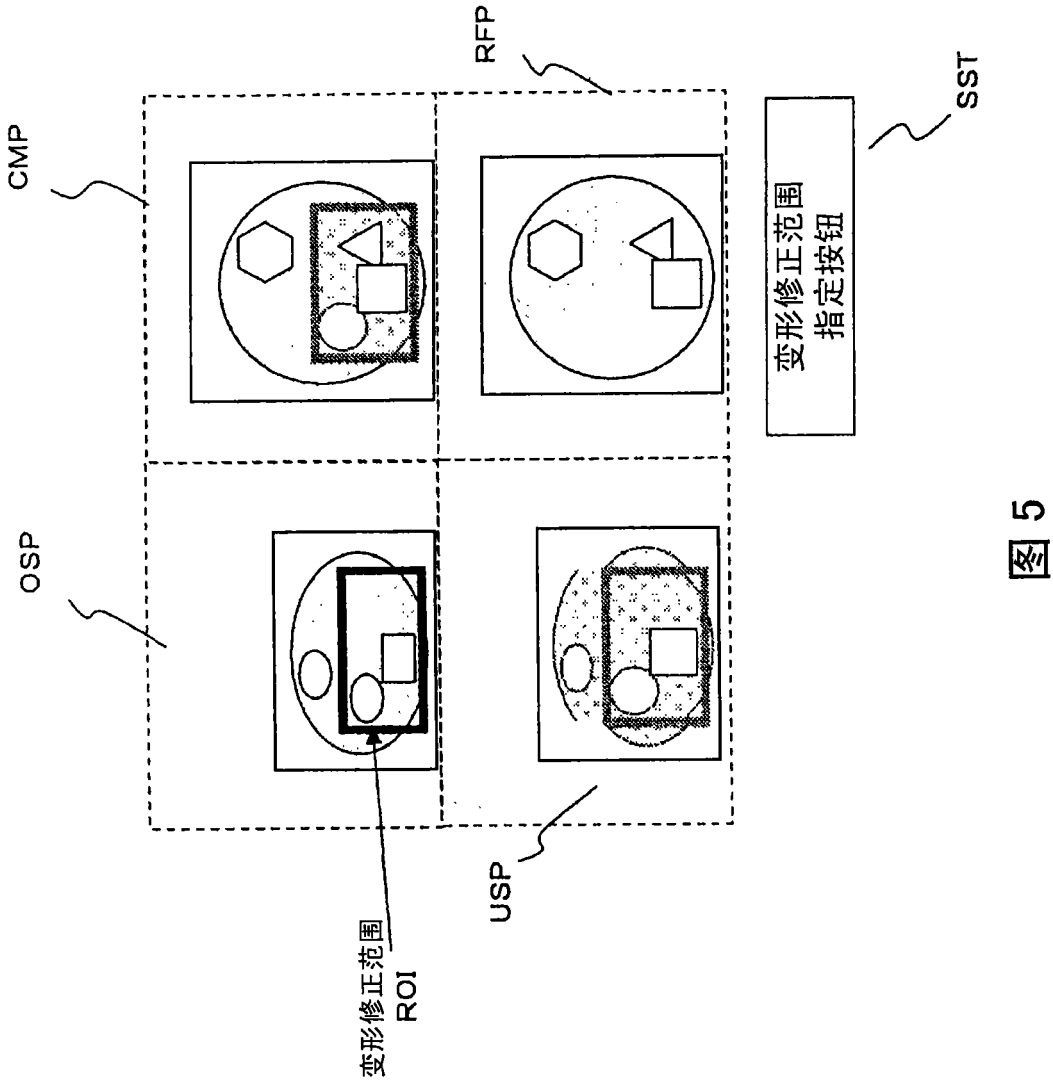


图 5

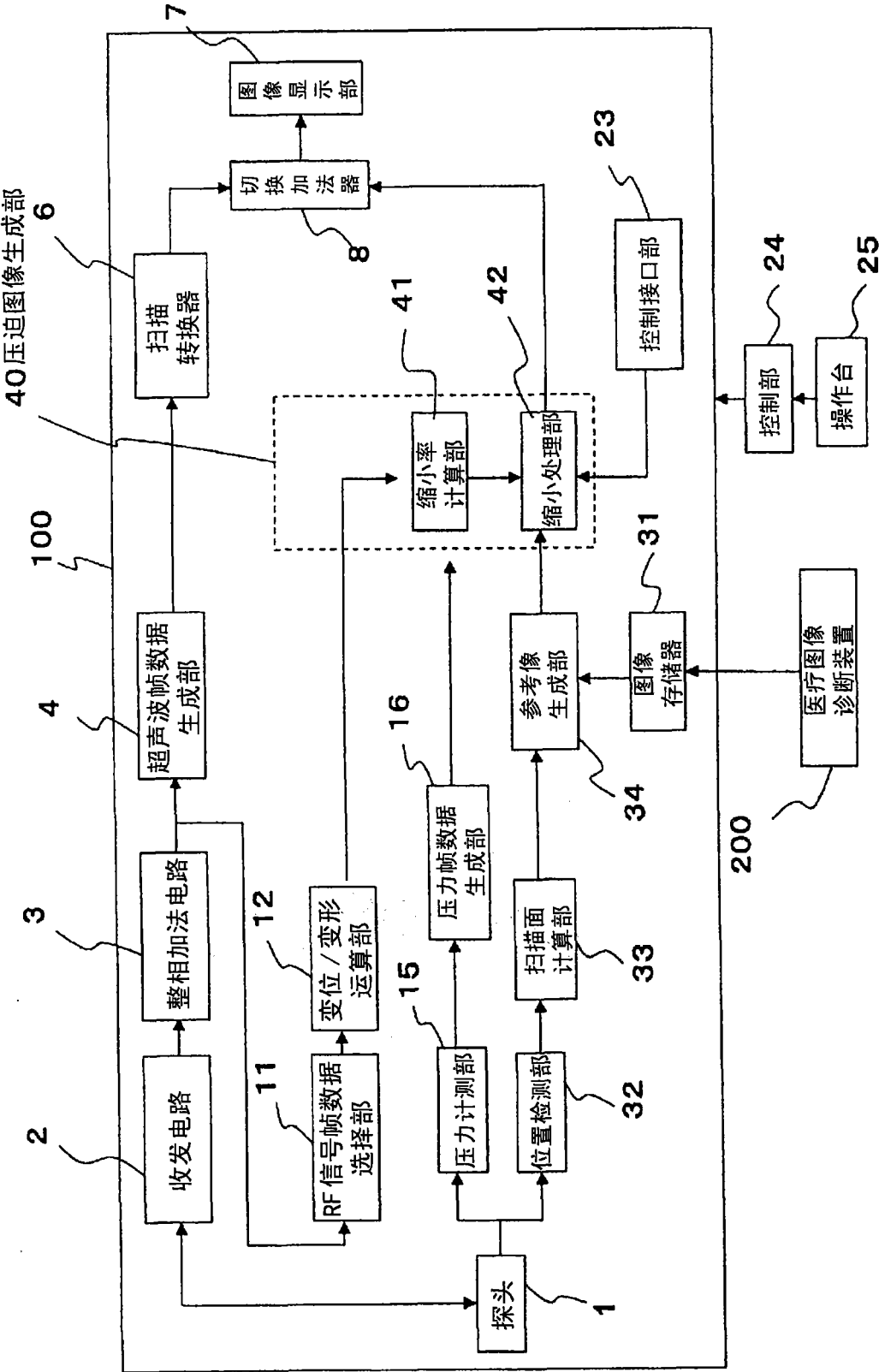


图 6

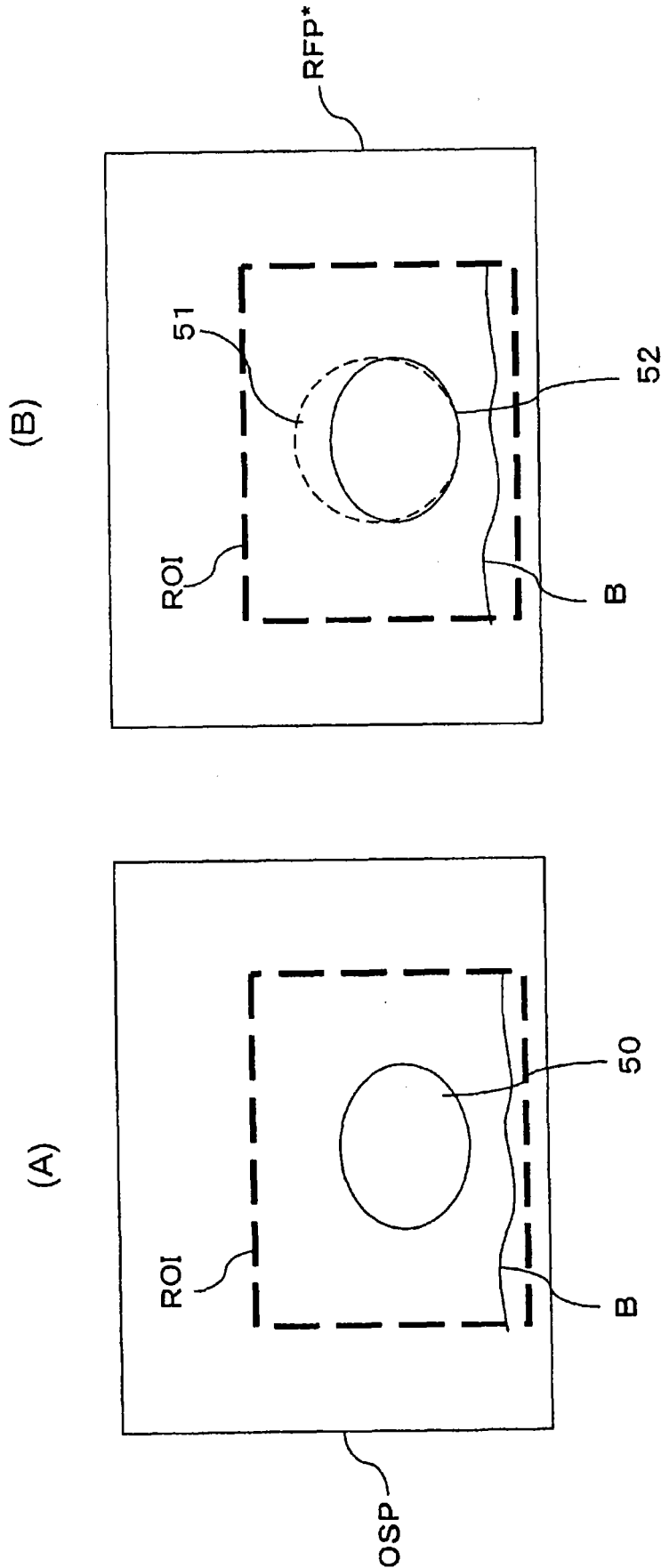


图 7

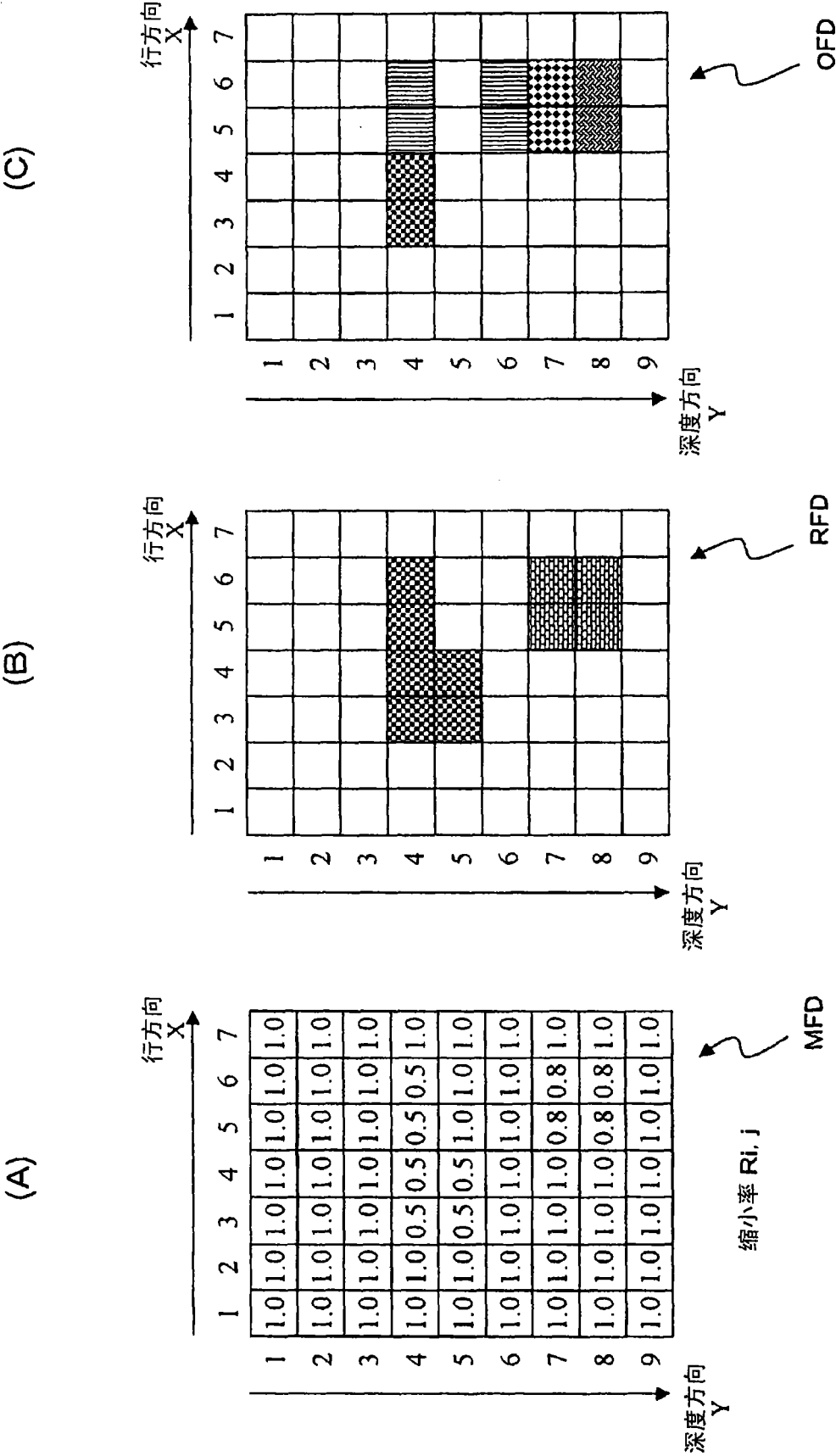


图 8

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101553174A	公开(公告)日	2009-10-07
申请号	CN200780045404.0	申请日	2007-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	荒井修 松村刚		
发明人	荒井修 松村刚		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52042 A61B8/469 A61B8/08 A61B8/5276 A61B8/4254 G01S7/5205 A61B8/485		
代理人(译)	朱丹		
优先权	2006342777 2006-12-20 JP		
其他公开文献	CN101553174B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

为了能够可靠地进行超声波像、与由超声波诊断装置以外的医疗诊断装置拍摄的参考像的对比观察，设置有：变位/变形运算部(12)，其求出被超声波探头(1)施加的压迫状态下的扫描面的生物体部位的变形分布；和非压迫图像生成部(5)，其根据由该变位/变形运算部求出的变形分布，对超声波像进行修正，生成非压迫状态的修正超声波像；或者设置有压迫图像生成部(40)，其根据由变位/变形运算部(12)求出的变形分布，生成对参考像附加了与超声波像同等的变形的修正参考像。

