



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680055892.9

[43] 公开日 2009 年 8 月 19 日

[11] 公开号 CN 101511273A

[22] 申请日 2006.9.27  
[21] 申请号 200680055892.9  
[30] 优先权  
[32] 2006. 9.22 [33] JP [31] 257170/2006  
[86] 国际申请 PCT/JP2006/319165 2006.9.27  
[87] 国际公布 WO2008/035445 日 2008.3.27  
[85] 进入国家阶段日期 2009.3.20  
[71] 申请人 阿洛卡株式会社  
地址 日本东京  
[72] 发明人 藤田广志 福岡大辅 原武史  
加藤惠司 林佳典

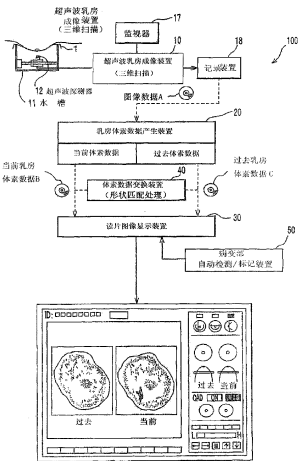
[74] 专利代理机构 北京中北知识产权代理有限公司  
代理人 卢业强

权利要求书 2 页 说明书 23 页 附图 8 页

[54] 发明名称  
超声波乳房诊断系统  
[57] 摘要

[问题] 提供一种超声波乳房诊断系统，其适合于集体体检(筛查)乳腺癌，并且，使医生在读片上的负担最小。[解决问题的方案] 超声波乳房诊断系统，其包括：超声波乳房成像装置(10)、乳房体素数据产生装置(20)以及读片图像显示装置(30)；超声波乳房成像装置(10)具有乳房向下能够浸入其中的水槽(11)和配置在水槽(11)底部的超声波探测器(12)，该探测器能够进行机械地扫描，通过超声波的发送/接收以三维方式对乳房的整体区域进行成像；乳房体素数据产生装置(20)根据由所述超声波乳房成像装置所获得的图像数据生成整个乳房的体素数据；读片图像显示装置(30)根据由所述乳房体素数据产生装置所生成的同一被检对象的乳房的当前和过去的体素数据显示用于读片诊断的图像，以预定间距从一端侧到另一端侧依次地显示读

片诊断对象的当前的乳房的预定方向上的截面图像，同时，并排地显示对应于该截面图像的截面处的过去的截面图像。



1. 超声波乳房诊断系统，其包括：超声波乳房成像装置、乳房体素数据产生装置以及读片图像显示装置；

所述超声波乳房成像装置具有乳房向下能够浸入其中的水槽和配置在水槽底部的超声波探测器，该探测器能够进行机械地扫描，通过超声波的发送/接收以三维方式对乳房整体区域进行成像；

所述乳房体素数据产生装置根据由所述超声波乳房成像装置所获得的图像数据生成整个乳房的体素数据；

所述读片图像显示装置根据由所述乳房体素数据产生装置所生成的同一被检对象的乳房的当前和过去的体素数据显示用于读片诊断的图像，在乳房体素数据产生装置中，以预定间距从一端侧到另一端侧依次地显示读片诊断对象的当前乳房的预定方向上的截面图像，并且并排地显示对应于该截面图像的截面处的过去的截面图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波乳房诊断系统，其特征在于：所述乳房的截面图像由冠状图像构成。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波乳房诊断系统，其特征在于：所述乳房的截面图像由径向图像和轴向图像之一构成，并且当前和过去的截面图像以在乳房底部侧相互邻接的方式对称邻接地进行显示。

4. 根据权利要求 1 至 3 的任一项所述的超声波乳房诊断系统，其特征在于：所述对应于当前的截面图像的截面处的过去的截面图像由以乳头作为基准的同一截面处的截面图像构成。

5. 根据权利要求 1 至 4 的任一项所述的超声波乳房诊断系统，其特征在

于：还包括过去乳房体素数据变换装置，其进行非刚性变形处理以便使所述过去的乳房的整体形状与当前的乳房形状相匹配。

6. 根据权利要求 1 至 5 的任一项所述的超声波乳房诊断系统，其特征在于：还包括病变部自动检测/标记装置，其用计算机分析所述乳房的体素数据，自动检测作为阳性候选的病变部，并且在图像上重叠显示指示该阳性候选的标记。

## 超声波乳房诊断系统

### 技术领域

本发明涉及一种超声波乳房诊断系统，其通过使用超声波对乳房区域中有无病变部进行诊断，尤其涉及适合用于集体体检（筛查）乳腺癌的超声波乳房诊断系统。

### 背景技术

乳腺癌在癌症发病率（女性）中排名第一，而其早期检测是在医学领域中的主要目标之一。近年来，利用一种乳房 X 光照相术的 X 射线透视图像进行的检查已经用作早期检测的有效方法。使用这种 X 射线透视法，不仅可以检测到触诊所检测不到的小肿瘤，而且可以检测到可能恶化的细小钙化。

另一方面，通过使用由发送/接收超声波获取的超声波图像（截面图像）进行读片诊断，即，非侵入式的超声波检查还被公知为对诊断肿瘤特别有效。此外，若要将超声波检查应用于集体体检（筛查）乳腺癌，则对整个乳房区域无遗漏地进行成像就非常重要，并且，已经对涉及具有这种目的技术提出了各种方案。

典型的例子之一是在专利文献 1 中所描述的称作“水槽式（水浴式）”的乳房超声波成像方法，该方法是将乳房向下浸入水槽，通过使用置于水槽下的超声波探测器进行机械地扫描，对整个乳房区域进行成像。水槽式的特征在于，虽然乳房以柔软的薄膜相隔再浸入水中，以便保持乳房的形状，但是，基本上能够以自然隆起的形状对整个乳房进行成像。根据该文献，所获的超声波图像

(B 模式图像)以动画的形式显示在监视器上,或者一旦录像之后,可以通过重放显示用于读片诊断。

再者,根据所述的“水槽式”,因为所获的 C 模式图像是乳房横截面的冠状图像,所以,专利文献 2 中公开了用于以预定间距从乳头到乳房底部获取适当数量的 C 模式图像(冠状图像),并且,使用所述的图像进行乳腺癌筛查的方法。

再者,与以水作为声耦合介质、探测器以与乳房非接触的方式进行机械地扫描的上述技术不同,与乳房表面一直接触的探测器进行机械地扫描的超声波成像方法也是公知的。专利文献 3 是典型的例子,其公开了一种技术,该技术是使用配备有位置传感器的超声波探测器,沿着仰卧或者俯卧的被检查对象的乳房的表面进行机械地扫描,以便对乳房区域成像。所述探测器的机械地扫描是以均匀的速度沿乳房的表面进行扫描,但是为了对乳房整个区域扫描,所述机械地扫描是具体地分为 5 列进行扫描。此外,各列以预定的间距拍摄的大量的超声波图像(B 模式图像)一旦被记录之后,就连续地进行显示,用于读片诊断。用此模式的成像方法,因探测器的扫描是在某个压力下进行,借以保持与乳房表面的紧密接触状态,所以,所获的图像与乳房的原始形状不同。

专利文献 4 中公开了一种医疗信息系统,其在病人的检查图像的读片诊断时,包括自动检测过去的图像的显示,以使比较更容易(此处,处理的医疗图像具体为胃部和肺部的 X 射线图像)。此外,专利文献 5 中公开了这样一种技术,其一起记录注解超声波图像或探测器位置等类的诊断信息,并以该诊断信息作为关键词检索过去的图像,并且与现在正处于检查状态的被检查对象的超声波图像一起并排显示。

专利文献 1: 日本特开 2002-336256 号公报(图 1, 第[0021] 段)

专利文献 2: 日本特开昭 58-58033 号公报 (图 1、4, 第 3 页, 右上栏第 8-14 行)

专利文献 3: 日本特表 2004-516865 号公报 (图 1-5, 第[0052] 段)

专利文献 4: 日本特开平 5-324785 号公报 (第[0009] 段)

专利文献 5: 日本特开 2005-270421 号公报 (摘要)

## 发明内容

如上所述, 对于有关超声波图像诊断特别是应用于集体体检 (筛查) 乳腺癌的技术从前就有各种方案。然而, 现状是尽管有这些方案, 超声波检查还不能用作乳腺癌的初步检查 (筛查) 的方法, 作为通过使用手持探测器进行扫描的实时检查, 超声波检查只是停留在作为通过触诊或用乳房X光照相术发现的病变部或阳性候选部分的再确认方法, 或者作为活组织检查必要性确定的方法而已。

原因之一就是超声波图像读片本身并不容易。即, 因为乳房内部是由细密的组织构成的, 其中乳房的腺体、脂肪组织、结缔组织以及其他的血管和神经都结合在一起, 所以, 基于由不同的声阻抗的组织间所产生的声音射线回波, 超声波图像是以各种组织的图像而形成的, 此外, 依据个人和年龄的不同, 图像也不同。再者, 由于乳房的内部是所谓的声腔, 基于干涉波诸如斑点噪声和多重反射等引起的人为干扰, 生成不能表示乳房组织结构的阴影。若经过充分训练, 就不能轻易地对这种独特的超声波图像进行读片。

再者, 超声波图像与乳房X光照相术的在单一的图像中表示整个乳房不同, 其要求读片的图像数量之多, 这也是主要原因。即, 表示乳房细密组织结构的超声波图像并不能像MIP (MinIP)处理一样进行三维图像处理, 并且, 要对大量

的截面图像进行读片，以便检查整个乳房，进行筛查。例如，当使用2 mm间距的截面对整个16 cm宽度的乳房区域进行检查时，需要对80幅超声波图像（截面图像）进行读片，在如上述专利文献3的探测器进行5列扫描时，总共需要对整整400幅图像进行读片。对于医生来说，要给出发现了像异常部分一样的病变部或没有发现病变部的诊断，这是极大的负担。

如上所述，超声波检查至少没有正式应用于乳腺癌的筛查，其主要是因为超声波图像特有的读片自身的不易性和图像数量多。然而，用乳房X光照相术进行检查不仅有辐射暴露的问题，而且，还有对普遍存在于日本妇女中的致密型乳房无法进行精确图像诊断的问题。再者，把乳房区域向身体表面一侧拉出，夹在上下或左右平板之间，在拉紧的状态下进行的X光照相法（压力方法），对于妇女，而不仅仅是在年轻一代都或多或少是痛苦的。因此，我国正在探讨对年轻一代的乳腺癌检查，对通过超声波进行乳腺癌检查（筛查）尤其寄予很高的期望。（近年来，通过MRI（核磁共振成像法）进行乳腺癌筛查已经是公知的，但是MRI需要进行造影，并且，检查也不容易，因此，MRI适用于病变进展的检查（更进一步的检查），而不适合于集体体检（早期检查，筛查）。）

本发明的目的是提供了一种特别适用于集体体检（筛查）乳腺癌的超声波乳房诊断系统，是通过以最佳形式显示用作读片的超声波图像来使医生在读片上负担最小的一种超声波乳房诊断系统。

本发明通过专注于这样的事实作出：将正常组织的图像作为参考图像进行比较，对在乳房组织中检测出异常或诊断为没有异常是最有效的，但是对于超声波图像因部位或者个人而有很大的差异时，最适合以已经被诊断为无异常的过去的图像为参考图像。

即，为了解决上述问题，本发明的超声波乳房诊断系统一般由以下装置构成：

(a) 超声波乳房成像装置，具有乳房向下能够浸入其中的水槽和配置在水槽底部的超声波探测器，该探测器能够进行机械地扫描，通过超声波的发送/接收以三维方式对乳房整体区域的进行成像；

(b) 乳房体素数据产生装置，其根据由超声波乳房成像装置所获得的图像数据生成整个乳房的体素数据；

(c) 读片图像显示装置，其根据由乳房体素数据产生装置所生成的同一被检对象的乳房的当前和过去的体素数据显示用作读片诊断的图像，在乳房体素数据产生装置中，以预定间距从一端侧到另一端侧依次地显示读片诊断对象的当前乳房的预定方向上的截面图像，并且并排地显示对应于该截面图像的截面处的过去截面图像（权利要求1）。

在此，以上所述(a)中的超声波乳房成像装置是在上述专利文献1和2等中公知的“水槽式（水浴式）”的成像装置。在该装置中，一般将乳房与水以诸如橡胶膜的薄膜相隔，再将其浸入到水中，以便保持乳房的形状，但是，形状的保留并不是必要的。根据此装置，因探测器进行扫描并不与乳房接触，所以，可以获得具有圆形、接近于自然形状的整体乳房的三维图像数据。另外，由探测器发送/接收超声波的探测深度，是以达到胸肌和肋骨的足够深度为适当，包括介入的水相在内的该深度通常可以设置为大约10 cm。

另外，考虑到集体体检中的个人差异，该装置中探测器的机械地扫描范围例如可以设为大约16 cm的区域。因此，设置在此装置中的探测器可以具有大约16 cm的长度，借以实现1行程（轨迹）的机械地扫描。但是，更为实际地，优选使



用与通用的超声波诊断装置的手持式探测器具有相同的扫描宽度为5-6 cm的探测器，由此，不需要进行特殊的控制电路的改变，而且在可以获得探测器扫描的自由度等方面更为可取。这种情况下，所述探测器的机械地扫描在具有适当重叠的多行程下进行。

上述(b)的乳房体素数据产生装置产生左右的每个乳房的单一的三维图像数据，这一点在利用所述超声波乳房成像装置(a)的探测器进行多行程的机械地扫描时尤其重要。更具体地说，通过装置(a)获得的探测器的位置数据与同时以预定间距所获得的每列的切片图像数据彼此合成，而重叠部分由乳房体素数据产生装置(b)进行重叠并最终优选产生为各向同性体素数据。通过基于坐标数据对其中之一进行简单的选择和删除，可以实现重叠部分的合成，但是，从一侧至另一侧进行倾斜加权并相加，再分成两部分的方法更为可取，该方法不会显示出边缘线。另外，所形成的整个乳房的体素数据用来显示用作读片诊断的任意方向上的截面的图像，其还可以用来在后述的计算机辅助诊断(CAD)中进行病变部的三维自动检测。

上述(c)的读片图像显示装置根据由乳房体素数据产生装置(b)所产生的整个乳房的体素数据，将作为读片诊断对象的被检对象的当前的图像与在以往的检查中所获得的同一被检对象的过去的图像并列地显示。此处，所提供的用作读片诊断的主图像的图像(截面图像)可以是所期望的任意方向上的截面的图像。然而，对于以身体的上下方向、左右方向以及前后方向为坐标轴的所述体素数据来说，优选不需要内插或计算的纵向截面(在正视图上，将乳房左右分开的截面，即径向的)、横向截面(将乳房上下分开的截面，即轴向的)或者平面截面(将乳房在前后方向上分开的截面，即冠状的)。再则，其中最优选冠

状（平面截面）图像（权利要求 2）。乳房的冠状图像不适合用于确定后部回波的状态，而非常适合于诊断癌症的初期状态中的组织结构的混乱，并且其优势在于：因为它是纯粹的乳房区域的截面图像，所以，需要读片的图像数量少。

然而，径向（纵向截面）图像或者轴向（横向截面）图像也是推荐的截面图像，其可以由后部回波的状态来进行良性肿瘤和恶性肿瘤等的判定。这些截面图像可视化为从探测器侧依次由基本没有回波的灰暗部分所构成的水相、乳房相、胸部肌肉和基本没有回波的肋骨下面的相构成的图像。在这种情况下，当前和过去的截面图像优选以由灰暗部分构成的肋骨侧（乳房底部侧）相互邻接的方式左右对称或上下对称地邻接地进行显示（权利要求 3）。因此，与过去图像进行比较时，视线的移动能够达到最小，且能进行最佳的图像诊断。

在本装置(c)中，这种截面图像是以预定间距从乳房区域的一端侧至另一端侧依次地显示，以便无遗漏地检查乳房的整个区域有无病变等。在此，截面的间距可以根据要进行检测的病变部的大小作适当地确定，例如如果需要检测大约 5 mm 或更大的肿瘤，则大约 2-4 mm 的间距为合适。虽然根据体素大小将此间距设置得越小，就更可能实现精确的读片，但是增加了读片图像的数量。另外，依次地显示截面图像的速度当然最好能够由读片人员进行适当地设定。再者，在连续显示中，最好还在画面上指出所显示的截面图像是乳房中哪一处的截面的显示。例如，使用与代表乳房标记的圆圈在截面方向相交叉的线或条，可以构成该截面处的指示。

再有，重要的是，在当前和过去的乳房的大小和形状差别不大的前提下，依次地显示的检查对象的当前的截面图像和与其并列显示的作为参考图像的过去图像相对应，即，所显示的图像应为相同的截面处的图像。这样，过去的图

像可以成为在病变或组织变化的读片时的最好的参考图像。

一般来说，根据上述（a）的水槽式的超声波乳房成像装置，因为都是以乳头位于水槽上面的中央的位置的姿势进行乳房的成像，所以，对应于当前的截面图像的过去的截面图像可以是由相同坐标构成的图像。但是，实际上，在成像时乳房的位置或多或少有所不同，并且，即使在当前图像和过去图像中乳房本身的三维形状相同，也会有一些位置偏移等。因此，对应于当前图像的过去图像可以是单纯地由与当前图像相同的坐标所构成的图像，更优选地是可以在当前图像和过去图像中分别检测出乳头，且以乳头作为基准的具有相同距离的图像（权利要求 4）。

再有，还可能是这种情况：由于形状保持条件的变化，当前和过去图像之间整体形状产生不容忽视的差别。如果整体形状不同，指定相对应的横截面部分就会很困难。根据一实施方式，本发明的超声波乳房诊断系统进一步包括：

（d）过去乳房体素数据变换装置，其完成非刚性变换处理，以使过去的乳房的整体形状与当前的乳房的形状匹配（权利要求 5）。非刚性变换处理（形状匹配处理）可以通过由在图像处理领域通常所公知的利用线性变换的坐标变换和体素浓度值的内插来进行。于是，通过过去乳房体素数据变换装置（d），过去图像立即在坐标系上与当前图像相对应。然而，不可否认地，通过非刚性变换处理的图像数据稍有劣化。

另外，利用生成左右的乳房的整体体素数据的本发明的超声波乳房诊断系统，在发现异常部位时可以对该部位进行三维显示等。有关读片显示的更详细的细节和实施方式将作为本发明的最佳实施例稍后进行描述。

此外，可以将称作 CAD 的系统引入本发明的超声波乳房诊断系统。即，本

发明的超声波乳房系统进一步设有以下装置：

(e) 病变部自动检测/标记装置，其用计算机分析乳房（检查对象的当前的乳房）的体素数据，自动检测作为阳性候选的病变部，并且在图像上重叠显示出指示该阳性候选的标记（权利要求 6）。

在此，病变部具体是指肿瘤，用于自动检测肿瘤的方法包括：二值化方法、基于浓度梯度向量的集中度方法、使用三维高斯·拉普拉斯(LoG)滤波器的方法、使用组织分析的方法等。在后述的优选实施例中，使用其中的可以进行最简单处理的二值化方法进行肿瘤的初期检测。还有，指示检测出的病变部的阳性候选的标记可以是如已公知的其尖端指向阳性候选的箭头，或者是围绕该阳性候选的包围线。

根据(d)的病变部自动检测/标记装置，因为病变部作为阳性候选显示在读片图像上，所以，医生能够以其为参考进行读片。这在尤其要求仔细注意不能遗漏病变部的筛查中，更进一步有助于减轻医生的负担。

根据本发明的超声波乳房诊断系统，依次地显示的检查对象的当前的截面图像和与其并列显示的作为参考图像的相应截面处的过去的截面图像相对应，因此，能够根据截面图像中的差异或者变化诊断作为异常阴影的病变部的有无，所以，更容易作出正确的诊断。也就是说，即使读片本身并不容易并且需要读片的超声波图像的数量很大，也可以使医生在读片上的负担最小。

## 附图说明

图 1 为本发明一实施例的超声波乳房诊断系统整体的概略的构造示意图。

图 2 为所述实施例的超声波乳房成像装置的概略的构造示意图。

图 3 为所述实施例的超声波探测器的机械地扫描路径的示意图。

图 4 为所述实施例的读片图像显示装置的硬件构成图及其显示画面的图。

图 5 为读片图像显示装置的另一显示画面的示例图。

图 6 为 3D 显示的示例图。

图 7 为用于自动检测病变部阳性候选的流程图。

图 8 为由病变部自动检测/标记装置检测出病变部时的显示画面的图。

#### 符号说明

10 超声波乳房成像装置

11 水槽

12 超声波探测器

17 监视器

18 记录装置

20 乳房体素数据产生装置

30 读片图像显示装置

40 体素数据变换装置

50 病变部自动检测/标记装置

100 超声波乳房诊断系统

#### 具体实施方式

以下参照附图对本发明的超声波乳房诊断系统的优选实施例进行说明。图 1 是本发明的一实施例的超声波乳房诊断系统整体的概略的构造示意图。

本实施例的超声波乳房诊断系统 100 适用于使用超声波进行乳腺癌检查，如图 1 所示，其包括：超声波乳房成像装置 10，乳房体素数据产生装置 20 和读片图像显示装置 30。超声波乳房成像装置 10 具有乳房向下能够浸入其中的水槽 11 和布置在水槽 11 的底部，能够在水平面下进行机械地扫描的超声波探测器 12，通过发送/接收超声波以三维方式对整个乳房区域进行成像。乳房体素数据产生装置 20 根据由超声波乳房成像装置 10 所获得的图像数据 A 生成整个乳房的体素数据。读片图像显示装置 30 根据由乳房体素数据产生装置 20 所产生的同一被检查对象的当前和过去乳房的体素数据 B、C 显示用作读片诊断的图像，以预定间距从一端侧到另一端侧依次地显示读片诊断对象的当前乳房的预定方向上的截面图像，并且并列地显示对应于该截面图像的截面处的过去的截面图像。

此外，超声波乳房诊断系统 100 还进一步设有过去乳房体素数据变换装置 40，其根据由乳房体素数据产生装置 20 所产生的同一被检对象的当前和过去的乳房体素数据 B、C，通过非刚性变换处理，使由读片图像显示装置 30 所显示的用于读片诊断的过去的乳房的整体形状与当前的乳房的形状相匹配。

此外，本实施例的超声波乳房诊断系统 100 还进一步设有病变部自动检测/标记装置 50，其用计算机分析所述乳房体素数据 B、C，自动地检测出作为阳性候选的病变部同时利用读片图像显示装置 30，把指示该阳性候选的标记在用于读片诊断的图像上重叠显示出来。

图 2 是超声波乳房成像装置 10 的概略的构造示意图。图 3 是超声波探测器的机械地扫描路径的示意图。超声波乳房成像装置 10 是所谓的“水槽式（水浴式）”的成像装置，如图 2 所示，被检对象覆盖于水槽 11 的上部开口部，并且，

布置在水槽 11 底部的超声波探测器 12 在水平面下进行机械地扫描，该超声波乳房成像装置以三维方式对被检对象的整个乳房区域的超声波图像进行成像。在图 2 和图 3 中，X 方向与超声波探测器 12 的电子扫描方向是相同方向，也是本图中的被检对象的左右方向。Y 方向是被检查对象的头脚方向，而 Z 方向是超声波探测器 12 发送/接收超声波的探测深度方向。还有，为了使超声波精确地发射到乳房内，超声波探测器 12 的机械地扫描也可以在对应于乳房形状的曲线导轨上进行。

超声波乳房成像装置 10 包括：水槽 11，其具有能够容纳被检对象的左右乳房之一的上部开口部；设置于水槽内的超声波探测器 12，并且水槽内盛有水，以使超声波可以在探测器 12 和乳房之间传播；移动平台 13，其固定超声波探测器 12；第一导轨 14，其可以引导移动平台 13 沿 X 方向移动，该 X 方向与超声波探测器 12 的电子扫描方向相同；第二导轨 15，其在与 X 方向正交的 Y 方向上引导第一导轨 14；以及驱动部件 16，其沿着第一导轨 14 和第二导轨 15 驱动移动平台 13。驱动部件 16 由步进电机构成。另外，在本实施例中，在水槽 11 的上部开口部覆盖有用于保持乳房形状的具有伸缩性的薄膜 1。

装置 10 在功能上包括：控制整个装置的探测器驱动控制电路 111；相对于被检对象发送/接收超声波的超声波探头 112；作为超声波发送/接收装置，用于从超声波探头 112 通过发送/接收超声波获取被检查对象的截面图像的声音射线数据的接收部 113 和发送部 114；处理所获的超声波图像的图像处理部 115；将从图像处理部 115 获得的截面图像的声音射线数据按顺序存储的帧存储器 116；从探测器驱动控制电路 111 接收指令，并且为帧存储器 116 提供地址数据的地址数据产生部 117；在监视器 17 上显示用于确认按顺序存储于帧存储器 116 内的

截面图像的监视器显示电路 118; 进行整体控制的 CPU 119; 以及从帧存储器 116 中读取图像帧, 并和所述地址数据一起记录的记录装置 18。

在此, 超声波探测器 12 可以在水槽 11 的下部沿 X 方向和 Y 方向机械地移动。即, 在基本平行于距乳房预定距离的身体轴线的平面上进行机械地自动扫描。在此扫描过程中, 由于驱动部件 16 由步进电机构成, 所以, CPU 119 可以获取在扫描中的超声波探测器 12 驱动控制时的地址数据。再者, 由于被检查对象的乳房的大小因个人而不同, 所以, 超声波探测器 12 的扫描区域是纵横分别为 16 cm 的范围。在深度方向上可以获取包括介入的水相在内的多达 10 cm 的截面数据。该截面数据的切片间距可以进行适当地设置, 但是, 当考虑到在后述的处理中产生的体素数据优选各向同性体素时, 应优选与其相应的切片间距。

超声波探测器 12 的扫描宽度(振动器的阵列长度)为 6 cm。因此, 如图 3 所示, 超声波探测器 12 的扫描包括大约 1 cm 的重叠部分共进行 3 行程。由记录装置 18 记录在适当的记录介质中的断层像的断层图像作为医疗用图像在规定时间内被存储起来。在本实施例中, 还用于通过后述的乳房体素数据产生装置 20, 分别产生用作读片的截面图像。

根据超声波乳房成像装置 10, 在被检查对象覆盖水槽 11 的上部开口部的状态下, 置于水槽 11 底部的超声波探测器 12 在 CPU 119 的控制下, 进行机械地扫描, 因为在包括被检查对象的整个乳房区域的足够的预定区域(长宽为 16 cm × 深度为 10 cm)拍摄多张断层图像, 所以, 乳房基本上能够呈自然形状以三维方式进行成像。

基于由进行 3 行程的探测扫描得到的截面图像数据 A, 乳房体素数据产生装置 20 产生体素数据。乳房体素数据产生装置 20 由计算机装置构成, 执行安装



程序，将超声波乳房成像装置 10 的超声波探测器 12 的位置数据和以预定间距获得的每列的切片图像数据的重叠部分相互重叠和合成，最终产生体素数据。

产生的体素数据优选由各向同性体素构成。对重叠部分进行合成的方法优选加权平均法，该方法不是对相应部分的像素值的简单平均，而是从重叠部分的一侧至另一侧倾斜“加权”的加权平均法。这样所产生的体素数据保存在乳房体素数据产生装置 20 的存储器等存储介质中，并且，在读片图像显示装置 30 的处理中，或者在体素数据变换装置 40 的处理中适当地用作当前的乳房或过去的乳房的体素数据。另外，由装置 20 产生的体素数据也可以记录在诸如 HDD、DVD 等记录介质中。图 1 中说明一种在线媒体方法。

读片图像显示装置 30 根据由乳房体素数据产生装置 20 所产生的体素数据显示用于读片诊断的图像，以预定间距从一端侧到另一端侧依次地显示读片诊断对象的当前乳房的预定方向上的截面图像，并且并列显示对应于该截面图像的截面处的过去的截面图像。如图 4 所示，其硬件结构包括：体素数据读取部 131，其从存储介质中读取体素数据；存储器（过去）132 和存储器（当前）133，将由体素数据读取部 131 读取的过去和当前的体素数据写入其中；根据当前和过去的体素数据用于显示预定方向上的截面图像的显示画面产生部 134 和截面图像读取部 135；显示存储器 136，将所产生的用于读片的显示画面写入其中；控制部 137，用作读片人员和装置 30 之间的接口；以及 CPU 138，其通过数据总线控制它们。另外，病变部自动检测/标记装置 50 和读片图像显示装置 30 通过数据总线相互连接。装置 30 还设有打印机 139，其打印显示存储器 136 的显示图像，以便使用于读片的显示图像能够被打印出来。

读片图像显示装置 30 的主图像的显示处理是通过由 CPU 138 执行安装程序

进行的，具体如下：用体素数据读取部 131 读取由乳房体素数据产生装置 20 所产生的当前和过去的整个乳房的体素数据，并且分别写入存储器（过去）132，存储器（当前）133。存储器 132，133 中的数据由截面图像读取部 135 适当读取，选择在预定方向上的当前截面图像和对应于该截面图像的截面处的过去的截面图像，这些截面图像合并到由显示画面产生部 134 所产生的显示画面中，并且构成用于读片的画面。然后，该用于读片的画面写入显示存储器 136 中，如图 4 所示进行显示。

如图 4 所示的用于读片的画面被划分成多个窗口（矩形区域），其区域包括：显示“当前”的乳房的截面图像的“当前”区域、显示“过去”的乳房的截面图像的“过去”区域、显示乳房的截面位置的一览表区域以及由读片人员进行诸如 CAD（自动检测/标记病变部装置）的 ON、OFF 等的操作的操作面板的区域。在这些区域中的用于读片的截面图像是同一被检对象的每个乳房的当前和过去的截面图像，其中当前乳房截面图像显示在大致处于画面中央的读片显示用画面上的“当前”区域中，而对应于该截面图像的过去的乳房的截面图像显示在大致处于其左边的“过去”区域中。

此处，为了使过去的乳房图像是与现在的图像相对应处的同一方向的截面图像，在选择过去乳房图像的处理中，可以进行乳头检测处理。在由薄膜 1 保持形状的条件下，通常在乳头被埋没在乳房中的状态下对其成像，为此，乳头未必位于乳房表面的最高点。因此，基于乳房体素数据 B、C 的乳头检测处理通过利用在乳房的三维图像中，埋没于乳房中的乳头的周边产生阴影，通过以下方法轻易实现：将包含乳头区域大小的搜索箱设置在乳房的三维图像的顶部（中央部），该搜索箱边顺序移动，边求出在各位置的搜索箱中的所有体素（不包括

水相) 的浓度平均值, 并且将在浓度平均值最小的部位的搜索箱的中心确定为乳头中心。该方法与其他任何方法相比, 具有处理容易, 并且能获得足够的正确性的优点。

在通过这样处理并排显示的读片诊断中, 将冠状图像设置为主图像, 这是因为冠状图像最适合于诊断癌症初期状态的组织结构中的混乱, 而且其优势在于: 因为它是纯粹的乳房区域的截面图像, 所以要求读片的图像数量少。

然而, 径向(纵向截面) 图像或者轴向(横向截面) 图像也是推荐的截面图像, 并且可以根据后部回波的状态作出良性和恶性肿瘤的判定等。图 5 是由读片图像显示装置 30 显示的另一个显示画面的例子。在该图所示的表示例子中, 径向(纵向截面) 图像左右并列显示用来读片诊断, 并且, 当前和过去的截面图像以由灰暗部分构成的肋骨侧(乳房底部侧) 互相邻接的方式左右对称或上下对称地邻接地进行显示。由此, 在与过去图像相比较时视线移动可以达到最小。

在读片图像显示装置 30 的显示乳房的窗口中, 可以显示来自未图示的轴向和来自其它任意方向的乳房的截面图像。例如, 将窗口划分成画面上段和画面下段, 被检查对象的当前的左右的乳房可以显示在画面上段, 而同一被检查对象的过去的左右的乳房可以并排地显示在画面下段。这种情况下, 也可以具有显示当前与过去乳房的差分图像的窗口。这些各种的画面显示内容可以由诸如医生等读片人员通过点击窗口上的操作面板进行适当的选择, 并且, 可以制作成单一画面, 根据需要进行截面的切换。

图 6 是三维显示(3D 显示) 的示例图。在检测出异常部位等的情况下, 这之前还在显示当前和过去截面图像的区域转为显示该异常部位的截面图像, 如

图 6 所示切换成显示包括异常部位的三维显示的窗口。该窗口画面配置如下：在画面上段的左上侧显示径向图像，在其右邻的画面上段中央处显示轴向图像，在径向画面的下方的画面下段的左下侧显示冠状图像，在其右邻的画面下段的中央处显示任意方向上的截面图像。这样，根据上述超声波乳房诊断系统 100，在检测出异常部位的情况下，都能够对该部位以三维方式进行显示等。

在此三维显示机构中，还具有在画面上指示和确定注意点（三维细查点）的机构。当使用该机构指示和确定要进行三维细查部分时，如上所述，进行如图 6 中的“三维显示”。在该画面上，可移动地显示尺度（刻度）。因此，可以测量病变部的大小以及与乳头的距离。再者，若该注意点由病变部自动检测/标记装置 50 识别为阳性候选区域，则因为对包括该点的区域进行了标记，所以，可以立即显示有关其大小等的的数据。

此外，因为由读片图像显示装置 30 所显示的过去的图像是对应于当前的乳房的截面图像的图像，即同一截面处的图像，所以，当读片人员在对病变或组织变化进行读片时，能与最好的参考图像进行比较对比。可是，由于保持形状条件等的变化，当前图像和过去图像之间可能存在诸如扁平度等的整体形状方面的不容忽视的差异。如果整体形状不同，指定相应的截面处就变得很困难。在本实施例中，利用过去乳房体素数据变换装置 40，通过非刚性变换（三维形状匹配）进行图像处理，使过去的乳房的整体形状与当前的乳房的形状相匹配，从而解决了该问题。

以由线性变换的乳房的三维形状的几何变换（坐标变换）和体素浓度值的内插（补插）为基础可以完成该非刚性变换。更具体地来说，在利用线性变换的三维几何变换中，首先，进行当前乳房的三维区域的四面体划分。此处，作

为四面体的顶点的基准点能够设置在例如以乳头为基准的乳房表面上的适当位置处和在认为无变形的乳房基底平面上的任一位置处，并且，在乳房表面上的基准点和乳房基底平面上的基准点之间形成多重划分的四面体。然后，分析过去的三维乳房区域，并且，求出对应于所述过去乳房表面上的每个基准点的当前乳房表面上的位置，设定为移动点。还有，考虑到乳房的变形是在以乳头表面为中心的放射方向上的变形，基于距乳头的距离和方向能够求出该移动点。因为作为变形对象的四面体由如上所设的移动点和当作无变形的乳房的基地平面上的基准点来确定，所以，该变形对象的每个四面体通过几何变换成目标的当前乳房的四面体形状。

此处，乳房表面由多个基准点分成三角形平面。因此，三角形平面的数量越多，所形成的表面越平滑，并且该数量优选至少是 20 个以上。另一方面，为了在乳房基底没有变形发生，乳房基底平面上的基准点的数量以几个为宜。此外，过去的乳房的基底平面设置在乳房区域容积中与当前乳房相一致的位置，但是，在基底平面有偏移（Z 方向）的情况下，同时，在过去和当前的乳房图像之间以乳头为基准的身体轴方向（Y 方向）或者身体宽度方向（X 方向）有偏移的情况下，那么就可以应用仿射变换，所述仿射变换即增加了平行移动的线性变形。

另外，体素浓度值的内插（补插）可以通过诸如最近邻内插法、一次（线性）内插法，双立方插值法、三次卷积内插法等任一公知方法来完成。然而，在本实施例中，从其处理简单且不破坏过去图像的三维浓度值上来说，优选最近邻内插法（三维），该方法是向应该内插的体素中内插最靠近该体素的体素的浓度值的方法。

通过过去图像的乳房体素变换装置 40，使经过非刚性变形的过去的乳房的三维图像与在以乳头为基准的坐标中的当前的乳房三维图像相匹配。因此，可以很快获取对应于当前乳房的截面图像的截面处的过去乳房的截面图像。但是，随着该过去乳房的截面图像的部分的压缩或放大，严密地说，应该注意到过去乳房的截面图像并没有被正确地表示。

在设有乳房体素数据变换装置 40 的情况下，由于进行了非刚性变形处理，使过去乳房的整体形状与当前形状相匹配，即使在当前和过去图像之间，由于保持形状条件等的变化导致整体形状上发生了不可忽视的差异，其整个形状仍然能够接近于当前形状，通过读片图像显示装置 30 要显示的过去的截面图像也以坐标形式立即对应于当前的截面图像，所以，在读片图像显示装置 30 中容易地指定相应的截面处。

病变部自动检测/标记装置 50 用计算机分析乳房的体素数据，自动检测作为阳性候选的病变部，并且在该图像上重叠显示指示该阳性候选的标记，在本实施例中，病变部自动检测/标记装置 50 与读片图像显示装置 30 集成一体。

图 7 是用于自动检测病变部阳性候选的流程图。如图 7 所示，病变部自动检测包括：数据输入步骤 S1、预处理步骤 S2、搜索区域（乳房区域）的提取步骤 S3、肿瘤阳性候选的检测步骤 S4、扩张/收缩处理以及标记处理步骤 S5、阳性候选的调整步骤 S6 以及数据输出步骤 S7。

在步骤 S1 中，输入乳房的体素数据。输入数据暂时记录在适当的缓冲存储器中，并且在被检查对象的读片诊断期间存储。在该体素数据中，乳头的位置（乳头中心）已经预先求出。

在随后的预处理步骤 S2 中，相对于体素数据应用  $5 \times 5 \times 5$  的平滑滤波器进

行“噪声去除”。在一实施例中，使用模糊增强方法回避了图像的明亮区域和灰暗区域的饱和。此外，应用多尺度形态学可以去除图像中的斑点。

然后，在搜索区域的提取步骤 S3 中，提取并确定检测肿瘤的区域范围（乳房区域）。乳房表面（或与表面紧密接触的薄膜）表示为高回波的连续层。另外，胸部肌肉可视化为基本沿着身体（平行）的大量的高回波和低回波的层结构。检测它们的手段有三维微分滤波器、使用佐贝尔(Sobel)滤波器（加权微分滤波器）、使用拉普拉斯算子滤波器（二级微分滤波器）（边缘检测）、局部模式匹配、浓度梯度向量、二值化等。应该检测肿瘤的乳房区域为乳房表面的后部和胸部肌肉的前部的范围。

在肿瘤阳性候选的检测步骤 S4 中，对所提取的乳房区域进行搜索来检测肿瘤。此检测的第一步是二值化处理。因为肿瘤表示为比周围更低回波的阴影，所以，将肿瘤的体素（像素）值设置成界限值（阈值），对低于和超过此值的体素进行二值化。

在此，若阈值太大，则假阳性候选的数量将会增加。反之，若此值太小，则真阳性候选可能就不会被检测出来。因此，应该对阈值进行适当地设定，但是，即使成像条件相同，随着个人或年龄的不同，乳房的截面图像的图像质量也会不同。因此，在本实施例中，基于医生的判断，可以选择所期望的值作为阈值。籍此，用对医生最适合的条件设置真阳性与假阳性之间的数量平衡。供选择的多个阈值可以是预先检查并确定的多个或连续固定的阈值，也可以是通过获取乳房图像中正常适当区域的直方图，再应用某种方法利用所获取的信息，自动产生在某些阶段中的阈值。例如，在画面上可选择地显示从级别 1 至级别 5 的任意阈值级别。

扩张/收缩处理步骤 S5 中的收缩处理是对所有的像素（体素）进行将附近具有白像素的黑像素转换成白像素的处理。扩张处理是将附近的定义反转，将附近具有黑像素的白像素转换成黑像素的处理。进行这种二值化处理后的图像除了肿瘤候选部分之外，也包括了正常组织中的带斑点状的部分。适当地反复进行扩张和收缩处理，提取出变成团块的肿瘤。然后，对其实施标记处理，借以区别各个肿瘤候选。

阳性候选的调整步骤 S6 最终确定出大于预定大小（通常为 4-6 mm），例如 5mm 以上的团块，作为阳性候选。该检测求出各个所标记的候选区域的体素数，若其大于预定值，则确定为阳性候选。或者，从坐标值求出各个候选区域的最小直径，若其大于例如 5mm，则确定为阳性候选。此外，也可以通过使用 5mm 的正方体或球体作为搜索箱，进行映射。尽管在本流程方法中，乳头后部低回波或无回波的区域一定会作为肿瘤候选区域被提取出来，但是，在此阶段可以排除。最终，在数据输出步骤 S7 中，被提取并确定的阳性候选区域（肿瘤）与坐标一起被存储起来，在之后的显示截面图像时被数据输出。

在病变部自动检测/标记装置 50 的阳性候选标记部中，基于有关阳性候选的位置（坐标）和范围（大小）的数据，在图像上重叠显示指示该阳性候选的指示标记。图 8 示出了如上形成的截面图像，其指示标记 102 以图示的“箭头”形式构成。该指示标记还可以是以合适距离围绕阳性候选的椭圆形等其它任意形式，但是，即使是任意形式，也应该考虑它的形状和布置，以便使其确实地指示阳性候选又要使该标记不干扰阳性候选的诊断本身。

利用病变部自动检测/标记装置 50，CAD 显示的“ON”和“OFF”可以由诸如医生等读片人员通过点击操作面板窗口上的 CAD“ON”等进行适当地选择。



若选择了 CAD 显示的“ON”状态，首先，由病变部自动检测/标记装置 50 检测出的肿瘤的阳性候选以在乳房肌体标记（至少为半月形状的侧面标记和圆形平面标记之一）的合适处上的点进行显示。即，在图示的实施例中，设置“CAD”窗口部，显示圆形的乳房标记，并且，用该标记内的点来表示肿瘤的阳性候选。还有，一览显示所有阳性候选的乳房标记，可以考虑使用用于显示截面位置的乳房标记。

第二，在并排显示的乳房截面图像上重叠地显示表示检测出的阳性候选的指示标记 102。如上所述，该“阳性候选指示标记”的典型形状是箭头或包围线。它们距离阳性候选区域足够远，同时也充分接近该指示区域进行显示。还有，考虑到该标记甚至可能受到某些医生的反对或使其产生混淆，该指示标记 102 的显示应该是可选择的。

总之，在早期筛查的情况下，对于医生来说最大的负担首先是要防止漏检病变部。在这一点上，根据本实施例中的病变部自动检测/标记装置 50，因为如上所述稍有可疑被认为是病变部的阴影都作为阳性候选显示出来，所以，医生可以有效地使用该信息。再者，虽然由该病变部自动检测/标记装置 50 进行病变部检测的精度并不完善的，但是考虑到特征或特性倾向，医生可以只注意不能由病变部自动检测/标记装置 50 检测出的阴影。这将极大地减轻医生的负担。这样，根据本实施例的超声波乳房诊断系统 100，在读片诊断时使医生的负担最小，同时，由此可以使医生的能力得到最大程度的发挥。

以上说明的本实施方式的超声波乳房诊断系统 100 尤其适合于乳腺癌的初步的集体检查。即，在被检查对象的人数很多时，由超声波乳房成像装置 10 收集的超声波截面图像的数量将变得十分庞大，这对做读片诊断的医生来说是很

大的负担。此外，依次地显示的截面图像的读片又进一步加重了该负担。然而，根据本实施例的超声波乳房诊断系统 100，相应截面处的过去的截面图像作为参考图像，与依次地显示的诊断对象的当前的乳房的截面图像并排地显示出来。因此，根据截面图像中当前图像和过去图像之间的差异或变化即可诊断表现为异常阴影的病变部的有无，所以，能够更容易地进行正确的诊断。也就是说，即使读片本身不容易，并且要读片的图像为数量很大的超声波图像，却可以使医生在读片上的负担最小。

以上就本发明的超声波乳房诊断系统 100 的最佳实施例进行了说明，但是，本发明并不限于在上述实施例中所描述的构成，在不脱离本发明主题的范围内容可以对该构成进行适当的改良。

例如，可以建立记录和存储所获得的超声波截面图像数据的综合数据库，在其与读片诊断部门之间利用 LAN 等形成网络。籍此，医生可以综合被检查对象的过去的超声波截面图像数据或者由乳房 X 光照相法得到的检查结果进行读片诊断。

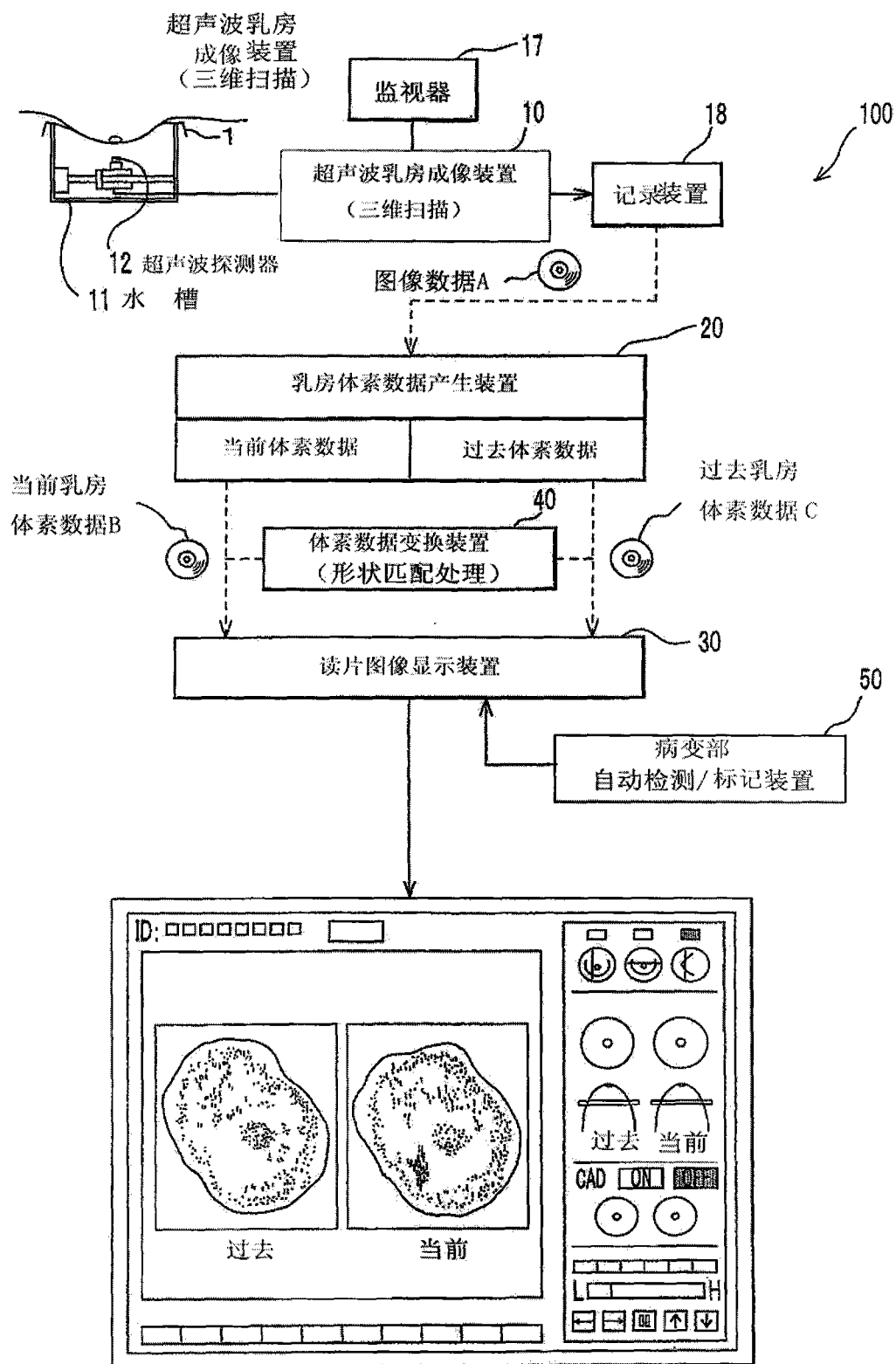


图 1

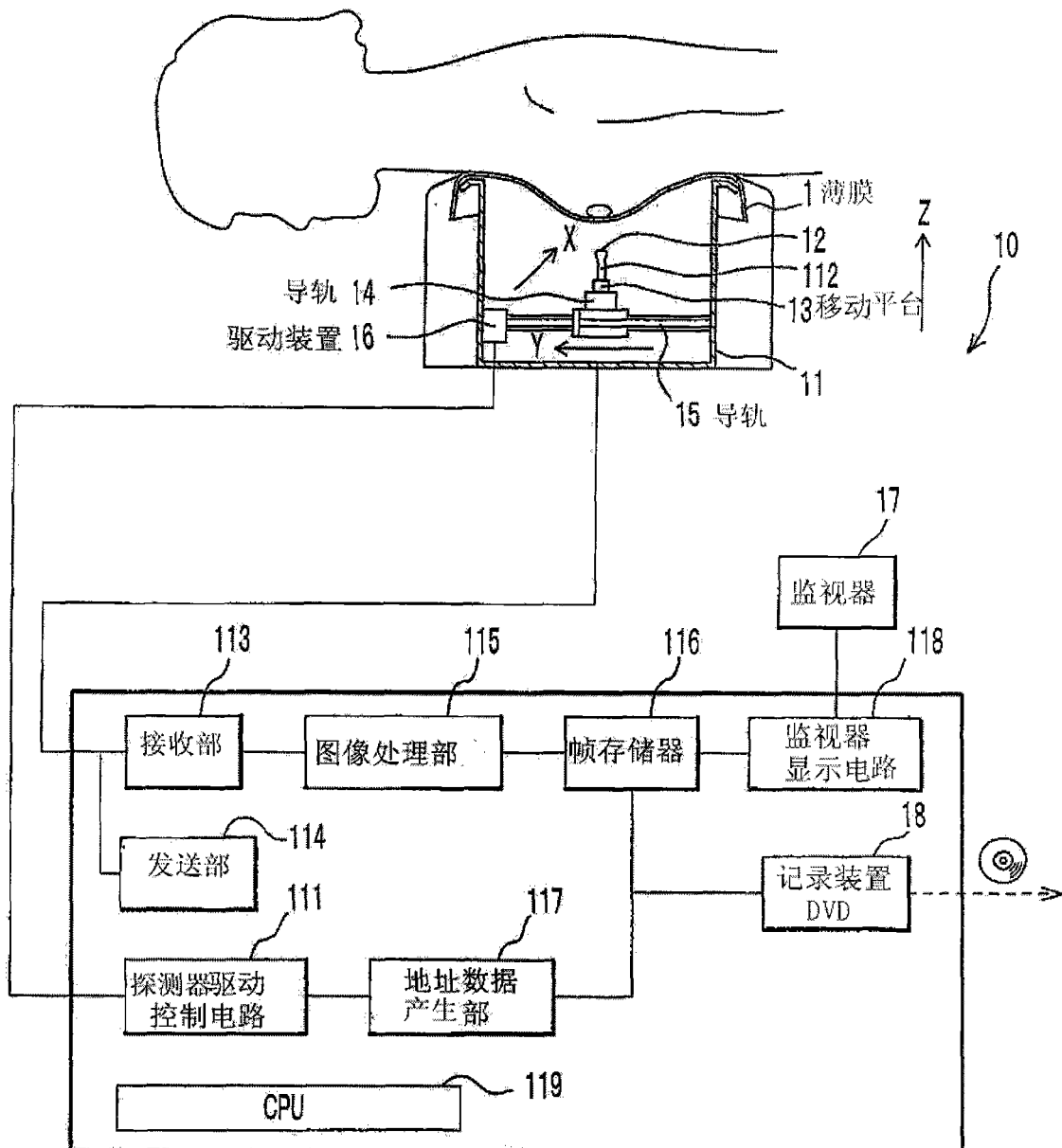


图 2

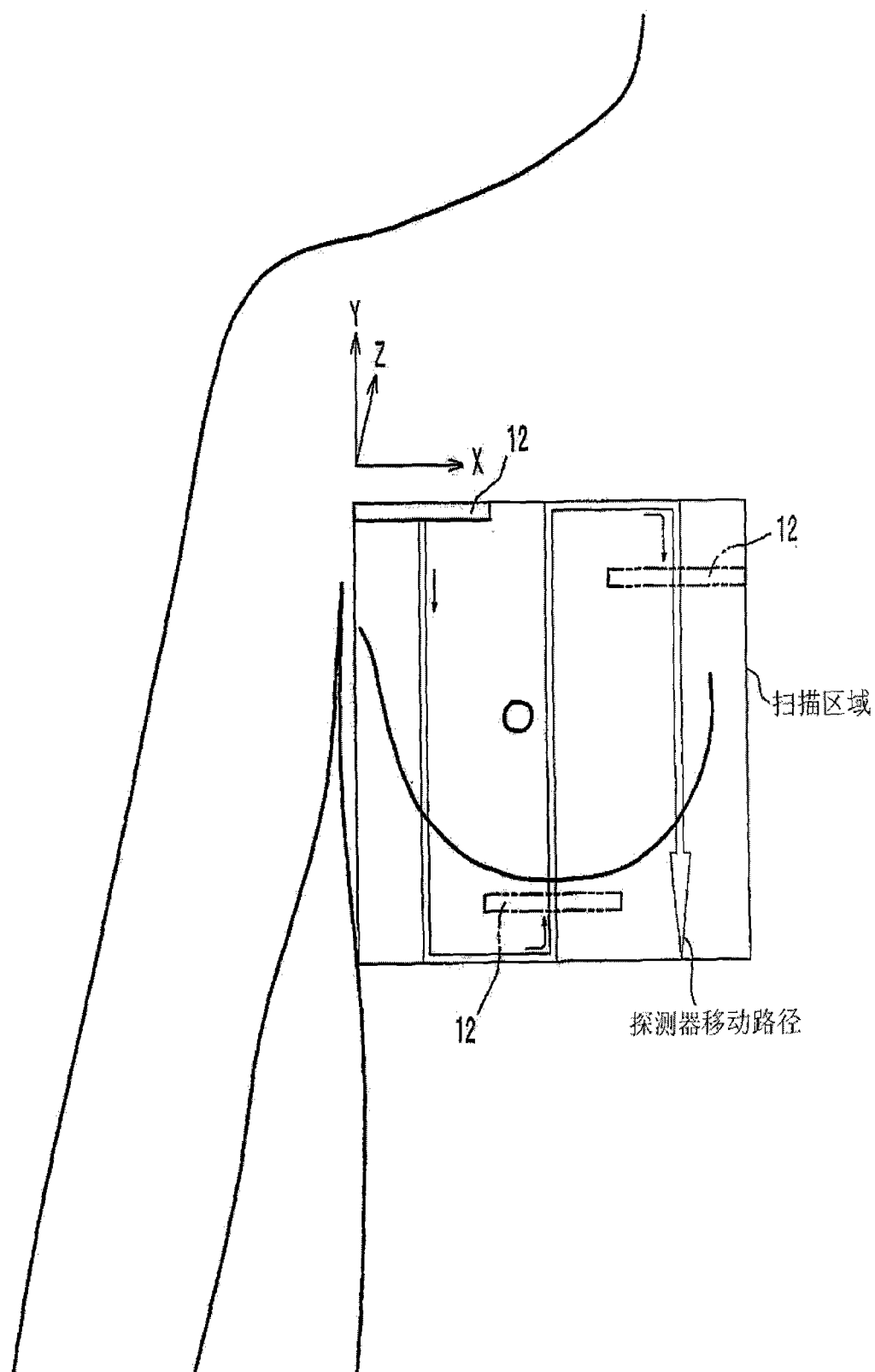


图 3

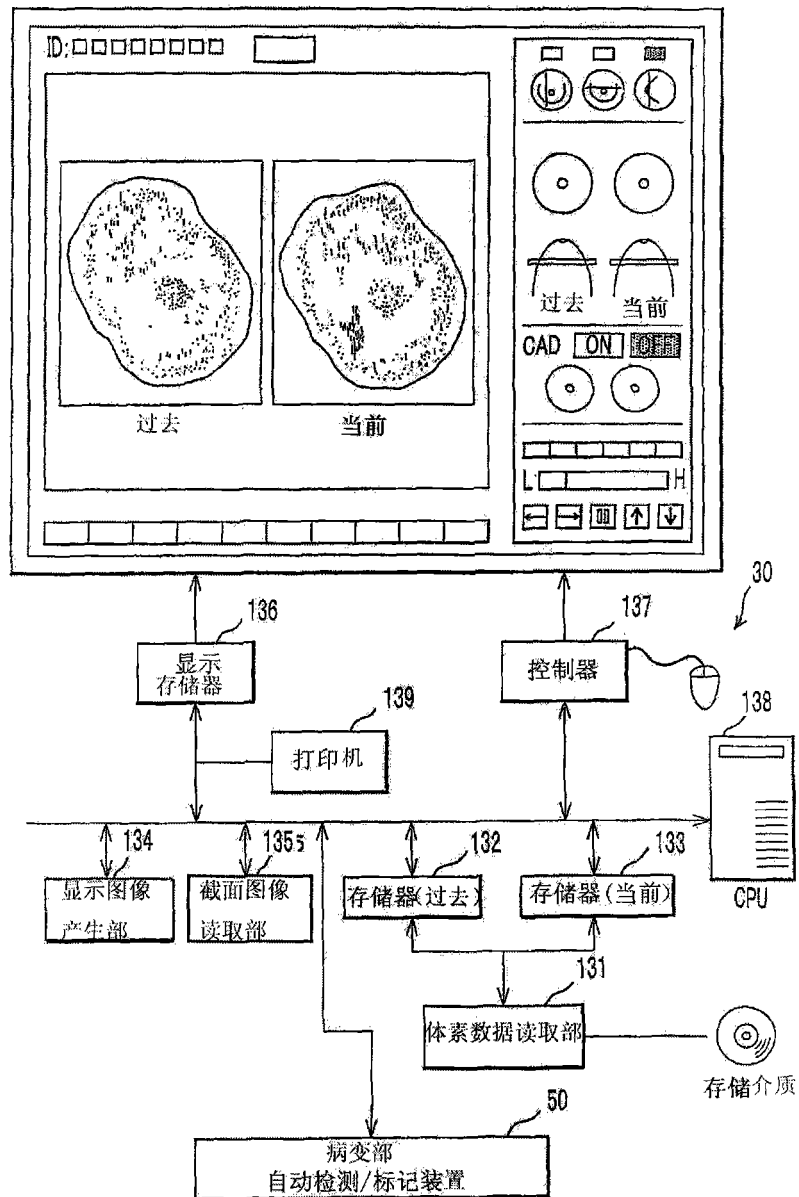


图 4

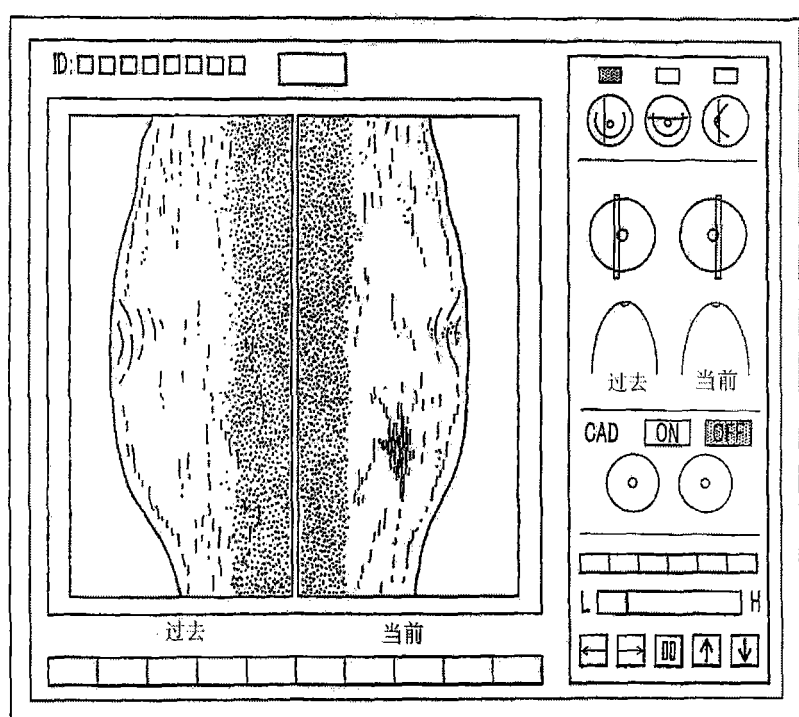


图 5

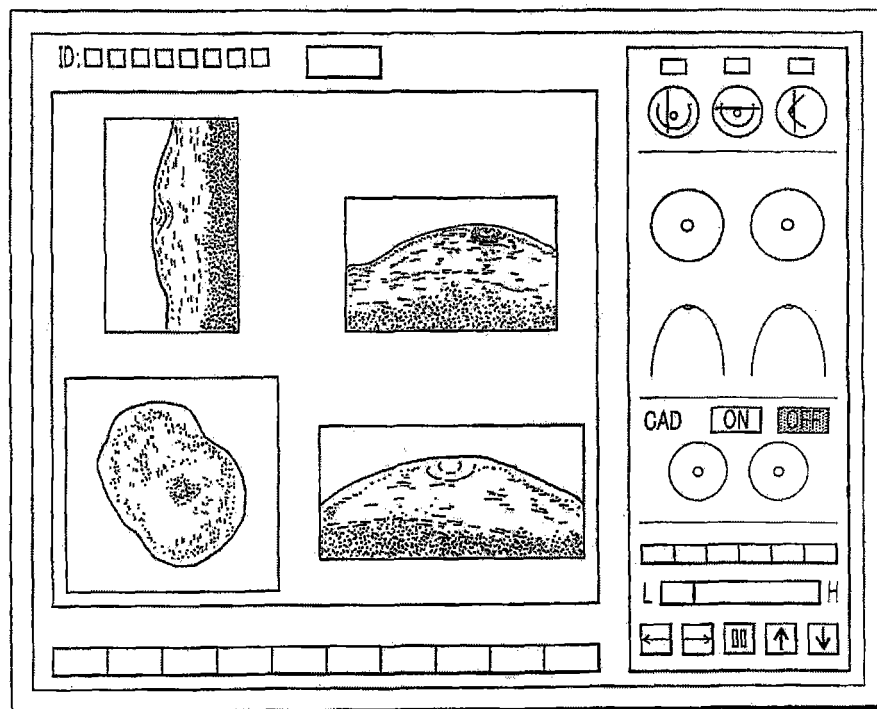


图 6



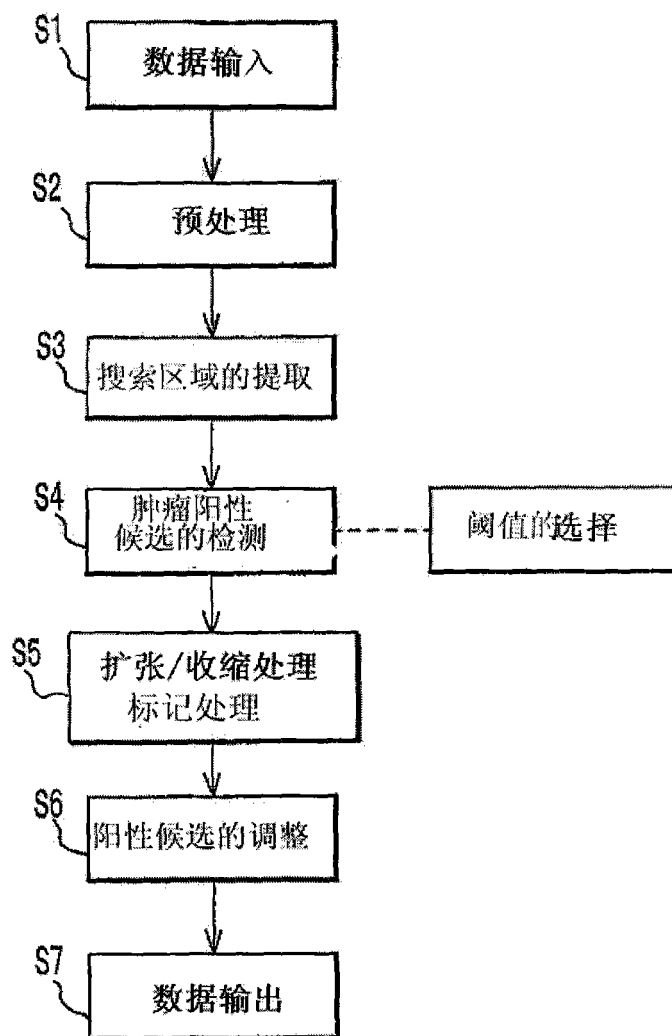


图 7

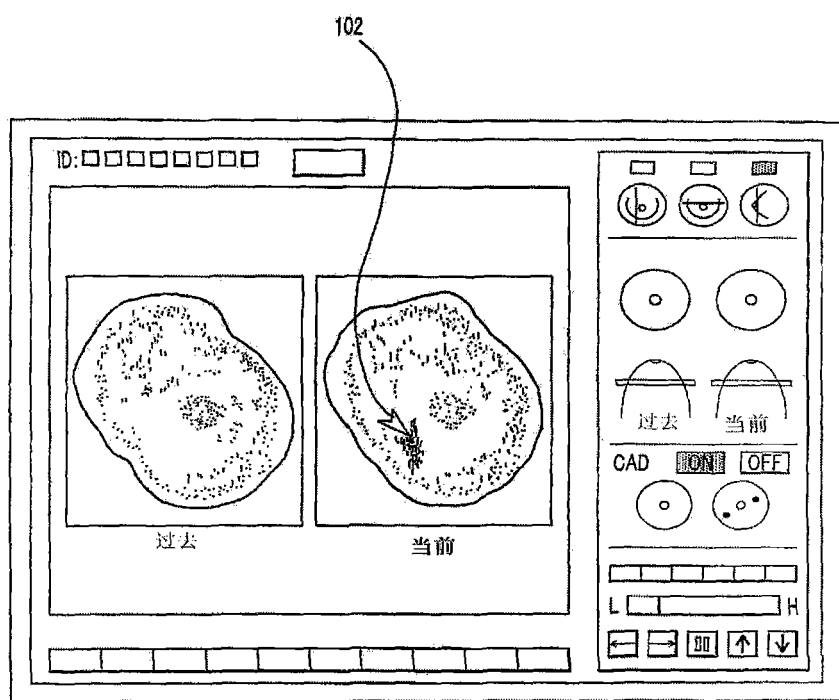


图 8

专利名称(译)	超声波乳房诊断系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN101511273A</a>	公开(公告)日	2009-08-19
申请号	CN200680055892.9	申请日	2006-09-27
[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)	阿洛卡株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡株式会社		
[标]发明人	藤田广志 福岡大辅 原武史 加藤惠司 林佳典		
发明人	藤田广志 福岡大辅 原武史 加藤惠司 林佳典		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/406 A61B8/463 A61B8/0825 A61B8/483		
优先权	2006257170 2006-09-22 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

## 摘要(译)

[问题]提供一种超声波乳房诊断系统，其适合于集体体检(筛查)乳腺癌，并且，使医生在读片上的负担最小。[解决问题的方案]超声波乳房诊断系统，其包括：超声波乳房成像装置(10)、乳房体素数据产生装置(20)以及读片图像显示装置(30)；超声波乳房成像装置(10)具有乳房向下能够浸入其中的水槽(11)和配置在水槽(11)底部的超声波探测器(12)，该探测器能够进行机械地扫描，通过超声波的发送/接收以三维方式对乳房的整体区域进行成像；乳房体素数据产生装置(20)根据由所述超声波乳房成像装置所获得的图像数据生成整个乳房的体素数据；读片图像显示装置(30)根据由所述乳房体素数据产生装置所生成的同一被检对象的乳房的当前和过去的体素数据显示用于读片诊断的图像，以预定间距从一端侧到另一端侧依次地显示读片诊断对象的当前的乳房的预定方向上的截面图像，同时，并排地显示对应于该截面图像的截面处的过去的截面图像。

