



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680055896.7

[43] 公开日 2009 年 8 月 19 日

[11] 公开号 CN 101511274A

[22] 申请日 2006.9.27
[21] 申请号 200680055896.7
[30] 优先权
[32] 2006. 9.22 [33] JP [31] 257169/2006
[86] 国际申请 PCT/JP2006/319164 2006.9.27
[87] 国际公布 WO2008/035444 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

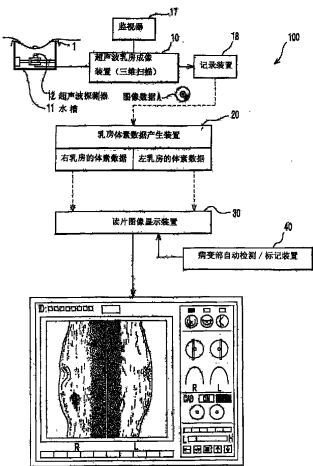
[74] 专利代理机构 北京中北知识产权代理有限公司
代理人 卢业强

权利要求书 1 页 说明书 19 页 附图 8 页

[54] 发明名称
超声波乳房诊断系统
[57] 摘要

[问题] 提供了一种超声波乳房诊断系统，其适合用于乳腺癌的集体体检(筛查)，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)配备有乳房向下可以浸入其中的水槽(11)和置于水槽(11)底部的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左右的每个乳房的整个区域进行成像；乳房体素数据产生装置(20)基于由超声波乳房成像装置(10)所获的图像数据(A)产生左右的每个乳房的整体的体素数据；读片图像显示装置(30)基于由乳房体素数据产生装置(20)产生的左右的每个乳房的体素数据显示用于读片诊断的图像，使左右的乳房的左右对称的截面处的截面图像

对称地邻接，而且，以预定间距从乳房的一端侧至另一端侧依次地显示。



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；

超声波乳房成像装置配备有乳房向下可以浸入其中的水槽和置于水槽的底部、能够进行机械地扫描的超声波探测器，通过超声波的发送/接收以三维方式对左右的每个乳房的整个区域进行成像；

乳房体素数据产生装置基于由所述超声波乳房成像装置所获的图像数据产生左右的每个乳房的整体的体素数据；

读片图像显示装置基于由所述乳房体素数据产生装置产生的左右的每个乳房的体素数据，显示用于读片诊断的图像，使左右的乳房的左右对称的截面处的截面图像对称地邻接，而且，以预定间距从乳房的一端侧至另一端侧依次地显示。

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：所述读片图像显示装置中显示的左右的乳房的截面图像由径向图像和轴向图像之一构成，并且，以乳房底部侧相互邻接的方式，对称地邻接进行显示。

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：所述读片图像显示装置中显示的左右的乳房的截面图像由冠状图像构成。

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：所述读片图像显示装置中显示的左右的乳房的截面图像由以乳头为基准的左右对称的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：还包括病变部自动检测/标记装置，其使用计算机分析所述左右的每个乳房的体素数据，自动检测出病变部作为阳性候选，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中公开了一种技术，虽然已经付诸实施，但是，在用乳房X光照相术进行的图像诊断中，左侧和右侧的乳房的各个图像（透视图像）是“以背靠背方式”方式，即，是以乳房基底部侧相互邻接的方式，左右对称地邻接进行显示。还有，所述的文献涉及对在邻接显示中左右乳房的图像进行定位。

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2006-061472号公报（图3，第[0004]段）

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。若不经充分训练，就不能轻易地对这种独特的超声波图像进行读片。

再者，超声波图像不像乳房 X 光照相术那样是在单一的图像中表示整个乳房，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，但是在具有各种各样组织和因部位或者个人的不同而有很大差异的超声波图像中，与要读片诊断的对象图像为左右对称的截面处的图像，是最适合的参考图像。

即，为了解决上述问题，本发明的超声波乳房诊断系统由分别独立的或者适当地一体化的以下装置构成：

(a) 超声波乳房成像装置，其配备有乳房向下可以浸入其中的水槽和置于所述水槽的底部、能够进行机械地扫描的超声波探测器，通过超声波的发送/接收超声波以三维方式对左右的每个乳房的整个区域进行成像；

(b) 乳房体素数据产生装置，其基于由超声波乳房成像装置所获的图像数据产生左右的每个乳房的整体的体素数据；

(c) 读片图像显示装置，其基于由乳房体素数据产生装置产生的左右的每个乳房的体素数据，显示用于读片诊断的图像，使左右的乳房的左右对称

的截面处的截面图像对称地邻接，而且，以预定间距从乳房的一端侧至另一端侧依次地显示。（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。

所述(b)中的乳房体素数据产生装置由配备有存储器的计算机装置构成，所述的存储器用于对从所述装置(a)所获的图像数据进行暂时存储，所述的乳房体素数据产生装置基于该图像数据，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，因为所述超声波乳房成像装置(a)可对乳房进行范围较宽的成像，所以，由此形成的乳房整体的优选的各向同性体素数据还包括乳房的周边区域。因此，在乳房体素数据产生装置(b)中，可以进行删除乳房周边区域并产生纯粹的乳房区域的体素数据的处理。但是，乳房周边区域的图像并不影响读片诊断，反而可以作为读片诊断的参考，通常这种处理是不必要的。该左右的每个乳房的体素数据都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。

所述(c)的读片图像显示装置由计算机控制的显示装置构成，并基于由所述乳房体素数据产生装置(b)产生的左右的每个乳房的整体的体素数据，使左右的乳房的左右对称的截面处的截面图像对称地邻接，而且，以预定间距从乳房的一端侧至另一端侧依次地显示。

在此，用于图像诊断而显示的图像(截面图像)可以是任意方向(视线方向)上的截面的图像。但是，对于一般以身体的上下方向、左右方向和前后方向为坐标轴的体素数据来说，优选为不需要内插(补插)的部分的沿坐标轴的纵向截面(在正视图上，将乳房左右分开的截面，即径向的)、横向截面(在正视图上，将乳房上下分开的截面，即轴向的)或平面截面(在正视图上，将乳房前后方向分开成圆形切片状的截面、即冠状的)中任一种截面的图像。在其中，最优选是径向图像和轴向图像，在这些截面图像的情况下，左右的乳房的截面图像是以乳房底部侧相互邻接(“背靠背”)的方式，左右或者上下对称地邻接进行显示(权利要求2)。由此，乳房底部的图像是以肋骨的实质上没有回波的黑暗部分表示，但是，左右的乳房的截面图像是以如同一体的乳房图像来显示的，并且，能够以最小的视线移动来对两幅图像进行相互比较。

然而，在进行对比诊断时，从要求比较大的视线移动这一点上，冠状图像劣于径向图像或轴向图像，因为冠状图像是纯粹的乳房区域的截面图像，

所以，其也具有要求读片的图像的数量可以较少的优势。再者，乳房的冠状图像并不适合于判断肿瘤后部回波状态，但是，其非常适合于诊断癌症初期状态的组织的结构中的混乱。因此，在读片图像显示装置(c)中，左右对称地邻接进行显示的左右的乳房的截面图像优选冠状图像（权利要求3）。

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，如上所述的对称地邻接，并且，依次地显示的左右的乳房的截面图像是左右对称的，即，同一截面处的图像，其前提是乳房的大小和形状没有太大不同，且左右对称。因此，在进行病变或组织异常的读片时，左右的乳房的截面图像可以相互作为最佳的参考图像。

一般来说，根据所述(a)中的水槽式的超声波乳房成像装置，因为左右的每个乳房都是以乳头位于水槽中央的姿势进行成像，所以，左右的乳房的左右对称处可以从坐标值中直接获取。但是，实际上，成像过程中乳房的位置等都稍微不同，即使在左右的乳房的图像之间，乳房本身的三维形状是相同的，也会有一些位置偏移等。因此，基于左右的乳房的体素数据，分别检测出乳头的位置，左右的乳房的左右对称处是以该乳头为基准的左右对称处，具体地来说，优选距左右的每个乳房的乳头为相同距离的左右对称处，并且，这在冠状图像的情况下是必不可少的（权利要求4）。还有，通过以乳头作为基准，在乳房区域端部不再会有相应的左右对称处，但是，在这种

情况下，例如，可以采取这样一种显示方法，即，直到左右对称处完全匹配为止，停止其中之一的图像。

还有，除如上所述的对左右的乳房的截面图像的对称显示之外，在该读片图像显示装置(c)中，在检测出异常部位等时，则可以对该异常部位进行三维显示等。涉及有关这种读片显示的更多细节和方式，将作为本发明的最佳实施例在稍后进行阐述。

此外，本发明的超声波乳房诊断系统中可以引入如CAD的公知的系统。即，本发明的超声波乳房诊断系统进一步配备有以下装置：

(d)病变部自动检测/标记装置，其使用计算机对左右的每个乳房的体素数据进行分析，自动检测出病变部作为阳性候选，并且，在图像上重叠显示指示该阳性候选的标记（权利要求5）。

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。

在本发明的超声波乳房诊断系统中，为了读片诊断，左右的乳房的左右对称的截面处的截面图像被对称地邻接显示出来。因此，医生不仅可以从图像上的阴影，而且还可以通过比较左右对称的截面处的图像，在组织上最类似的截面图像诊断病变的有无等。此外，因为相互比较的截面图像是对称地邻接地进行显示的，所以，能够以最小的视线移动来进行最有效的比较。即，能够在最适宜的读片环境下进行与最佳参考图像的比较。另一方面，因为显

示的截面图像是整个乳房的截面图像，所以，可以使用于诊断整个乳房区域所需的截面图像的数量最小。而且，因为一起显示左右的乳房的截面图像，所以，能够一次性进行左右的乳房的诊断。

因此，根据本发明的超声波乳房诊断系统，因为左右的乳房的左右对称的截面处的截面图像是对称地邻接显示出来的，可以互为最佳参考图像进行对比诊断，所以，即使是读片本身并不容易的超声波图像，也能够以较小的负担进行准确的读片诊断，并且，能够用最少的图像数量进行左右的乳房的图像诊断。因此，本发明的超声波乳房诊断系统能够使医生在读片方面的负担减轻到最小，并且，能够有效地适用于集体检查（筛查）乳腺癌。

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造图及其显示画面的示意图。

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 显示例的示意图。

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示意图。

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 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为表示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。所述超声波乳房成像装置10配备有乳房向下可以浸入其中的水槽11和置于水槽11底部的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左右的每个乳房的整个区域进行成像。乳房体素数据产生装置20基于由超声波乳房成像装置10获取的图像数据A，产生左右的每个乳房的体素数据。读片图像显示装置30基于由乳房体素数据产生装置20产生的左右的每个乳房的体素数据，显示用于读片诊断的图像，使左右的乳房的左右对称的截面处的截面图像对称地邻接，而且，以预定间距从乳房的一端侧至另一端侧依次地显示。

此外，本实施例的超声波乳房诊断系统100进一步包括病变部自动检测/标记装置40，其使用计算机分析左右的每个乳房的体素数据，自动检测出病变部作为阳性候选，并且，利用读片图像显示装置30，在用于读片诊断的相应的图像上重叠显示指示该阳性候选的标记。

图 2 为超声波乳房成像装置 10 的概略的构造示意图。图 3 为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，被检查对象覆盖水槽 11 的上部开口部，置于水槽 11 底部的超声波探测器 12 机械地进行扫描，其以三维方式对被检查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 的电子扫描方向是同一方向，而且，也是此图的被检查对象的左右方向。Y 方向是被检查对象的头脚方向，Z 方向是用超声波探测器 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与乳房形状相对应的弯曲导轨上进行。

超声波乳房成像装置 10 配备有：水槽 11，其具有能够接受被检查对象的左右乳房之一的上部开口部；超声波探测器 12，其置于水槽的内部，并且，水槽内盛有水，以使超声波在超声波探测器 12 与乳房之间传播；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，其驱动移动平台 13，使其沿着第一导轨 14 和第二导轨 15 移动。该驱动部件 16 由步进电机构成。在本实施例中，在水槽 11 的上部开口部覆盖用以保持乳房的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；相对于被检查对象发送/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期间内被存储起来。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断层数据 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，适当地用作左右的每个乳房的体素数据。还有，由装置 20 产生的体素数据也可以记录在诸如 HDD、DVD 等的记录介质中。图 1 说明一种在线媒体方法。

读片图像显示装置 30 基于由乳房体素数据产生装置 20 产生的左右的每个乳房的体素数据显示用于读片诊断的图像，使左右的乳房的左右对称的截面处的截面图像对称地邻接，而且，以预定间距从乳房的一端侧至另一端侧依次地显示。如图 4 所示，其硬件结构设置有：从记录介质中读取体素数据的体素数据读取部 131；将由体素数据读取部 131 读取的左右的乳房的体素数据写入其中的右乳房存储器 132 和左乳房存储器 133；基于左右乳房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；将由此产生的用于读片的显示画面写入其中的显示存储器 136；用作读片人员与装置 30 之间的接口的控制器 137；以及通过数据总线控制它们的 CPU 138。还有，病变部自动检测/标记装置 40 和读片图像显示装置 30 通过数据总线相互连接。装置 30 还配备有用于打印显示存储器 136 中的显示图像的打印机 139，以便可以打印用于读片的显示图像。

由读片图像显示装置 30 显示的主图像的显示处理，通过由 CPU 138 执行安装程序进行如下。即，由乳房体素数据产生装置 20 产生的左侧和右侧乳房的整体的体素数据通过体素数据读取部 131 读取，并且，分别写入右乳房存储器 132 和左乳房存储器 133。存储器 132、133 中的数据由截面图像读取部 135 以适当的方式读取，选择右侧预定方向上的截面图像和对应该截面图像的左侧的截面处的截面图像，这些截面图像并入由显示画面产生部

134 所产生的显示画面中，并且，构成用于读片的画面。此外，该用于读片的画面写入显示存储器 136，如图 4 所示进行显示。

如图 4 所示的用于读片的画面被分为多个窗口（矩形区域），例如，包括显示被检查对象的右侧的乳房的截面图像的“R”区域、显示被检查对象的左侧的乳房的截面图像的“L”区域、以及显示包括乳房的截面位置一览表和诸如 CAD（病变部自动检测/标记装置）的 ON、OFF 等由读片人员操作的操作面板的区域。并入所述区域的用于读片的截面图像是同一被检查对象的左右的每个乳房的截面图像，其中左乳房的截面图像显示在基本上位于画面中央的读片用显示画面的“L”区域中，而对应该截面图像的右乳房的截面图像显示在基本上位于其左边的“R”区域中。

在此，在选择左右乳房的左右对称的截面处的处理过程中，可以进行乳头的检测处理。在由薄膜 1 保持形状的条件下，通常以埋没在乳房中的状态下对乳头进行成像的，由此，乳头并不一定位于乳房表面的最高点。因此，基于乳房体素数据的乳头的检测处理能够运用乳房的三维图像中，陷入乳房中的乳头周围会产生阴影的事实，通过以下方法很容易地实现。即，将包含了乳头区域大小的搜索箱设置在乳房的三维图像的顶部（中心部），该搜索箱边顺序移动，边求出各个位置的搜索箱中所有体素（除去水相）的浓度平均值，并且，将浓度平均值为最小的部位的搜索箱中心确定为乳头中心。该方法比其它任何方法都好，其处理容易，并且可以获得足够的正确性。

在经过上述处理，左右对称地邻接进行显示的读片诊断中，所提供的径向图像（参照图 4）或者轴向图像为主图像，但是，在这些截面图像的情况下，左右的乳房的截面图像以“背靠背”方式，即左右的断层照片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（参照图 4）或者上下对称地邻接进行显示。由此，左右的乳房的截面图像显示得像完整的乳房图像一样，并且，能够以最小的视线移动对两幅图像进行相互比较。

然而，冠状图像也是推荐的截面图像，并且，其非常适合于在癌症初期

状态的组织结构中的混乱的诊断。图 5 示出了由读片图像显示装置 30 显示的另一显示画面的例子。在如该图所示的显示例子中，冠状图像左右并排、左右对称地显示来用于读片诊断。由此，因为左右对称地进行显示的是纯粹的乳房区域，所以，具有需要读片的图像数量少的优点。

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，并且，左右的每个乳房都可以分别对称地邻接进行显示。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。

另外，由读片图像显示装置 30 显示的左右的图像，因为左右的乳房的左右对称的截面处的截面图像是对称地邻接进行显示的，所以，当读片人员在读片时对病变或组织变化进行读片时，可以与最佳参考图像进行比较。可是，由于保持形状条件等的变化，左右图像之间会存在诸如平坦度等整体形状上的不能忽视的差异。而且，若整体形状不同，则特定相应的截面处就很困难。在这种情况下，读片图像显示装置 30 使用这样一种显示方法，即到左右对称部分完全匹配为止，停止其中之一的图像。

图 6 为三维显示（3D 显示）的示例图。在检测出异常部位等情况下，这之前还在显示左右的截面图像的区域上替代为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：在画面上段的左上部显示径向图像，在其右邻的画面上段的中央处显示轴向图像，在径向画面下方的画面下段的左下部显示冠状图像，以及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 40 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。

病变部自动检测/标记装置 40 是使用计算机分析左右的每个乳房的体素数据的装置，其自动检测出病变部作为阳性候选，并且，在图像上重叠显示指示该阳性候选的标记，在本实施例中，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。所输入的数据暂时记录在适当的缓冲存储器中，并且，在被检查对象的图像诊断期间进行存储。在该体素数据中，预先求出了乳头的位置（乳头中心）。

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，使用模糊增强方法避免了图像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，胸肌被可视化为基本上沿着身体（平行）的大量高回波和低回波的层结构。对其进行检测的方法包括：使用三维微分滤波器方法、使用佐贝尔（Sobel）滤波器（加权微分滤波器）方法、使用拉普拉斯算子滤波（二次微分滤波）方法（边缘检测）、局部模型匹配、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的设定，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，在本实施例中是基于医生的判断，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的正常适当区域的直方图，再使用某种途径将获取的信息，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 40 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 40，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 40 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，在对称地邻接进行显示的乳房截面图像上，重叠显示表示检测出阳性候选的指示标记 102。该“阳性候选指示标记”是如上所述的典型的箭头或包围线。它们距离阳性候选区域足够远，同时还要充分接近指示区域进行显示。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 40，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，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 40 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 40 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，在被检查对象为人数很多时，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，这对读片诊断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，检查对象的左右的乳房的左右对称的截面处的截面图像被依次地对称地邻接显示出来。因此，可以基于截面图像中上的右侧图像与左侧图像之间的差异或者变化，诊断作为异常阴影的病变部的有无，可以更加容易地进行正确的诊断。即，尽管是读片本身并不容易，并且读片的图像数量庞大的超声波图像，但是，却可以使医生在读片上的负担最小。

以上对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，本发明并不限于上述实施例中所述的构造，其构造可以在不脱离本发明主题的范围进行适当的改良。

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。

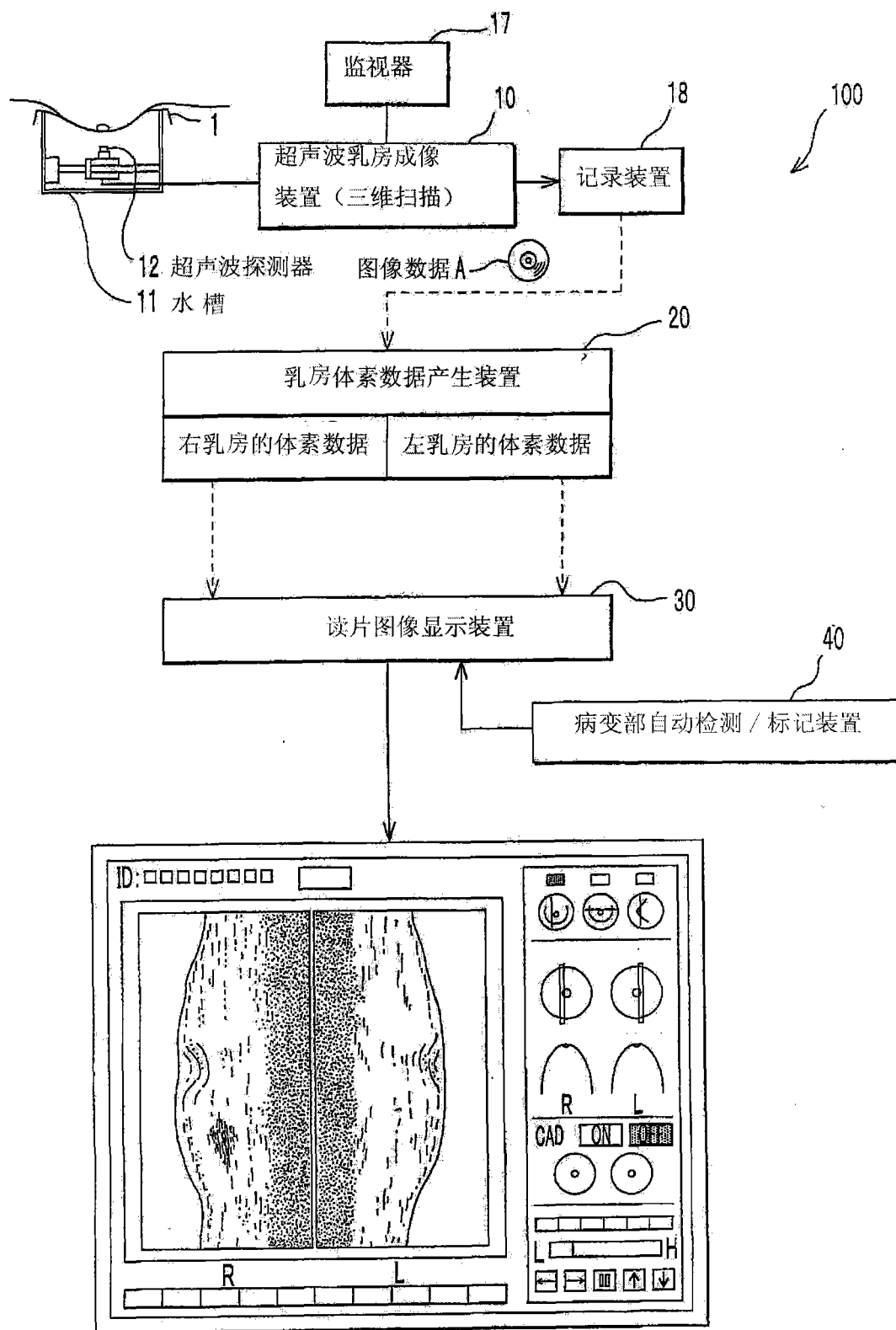


图 1

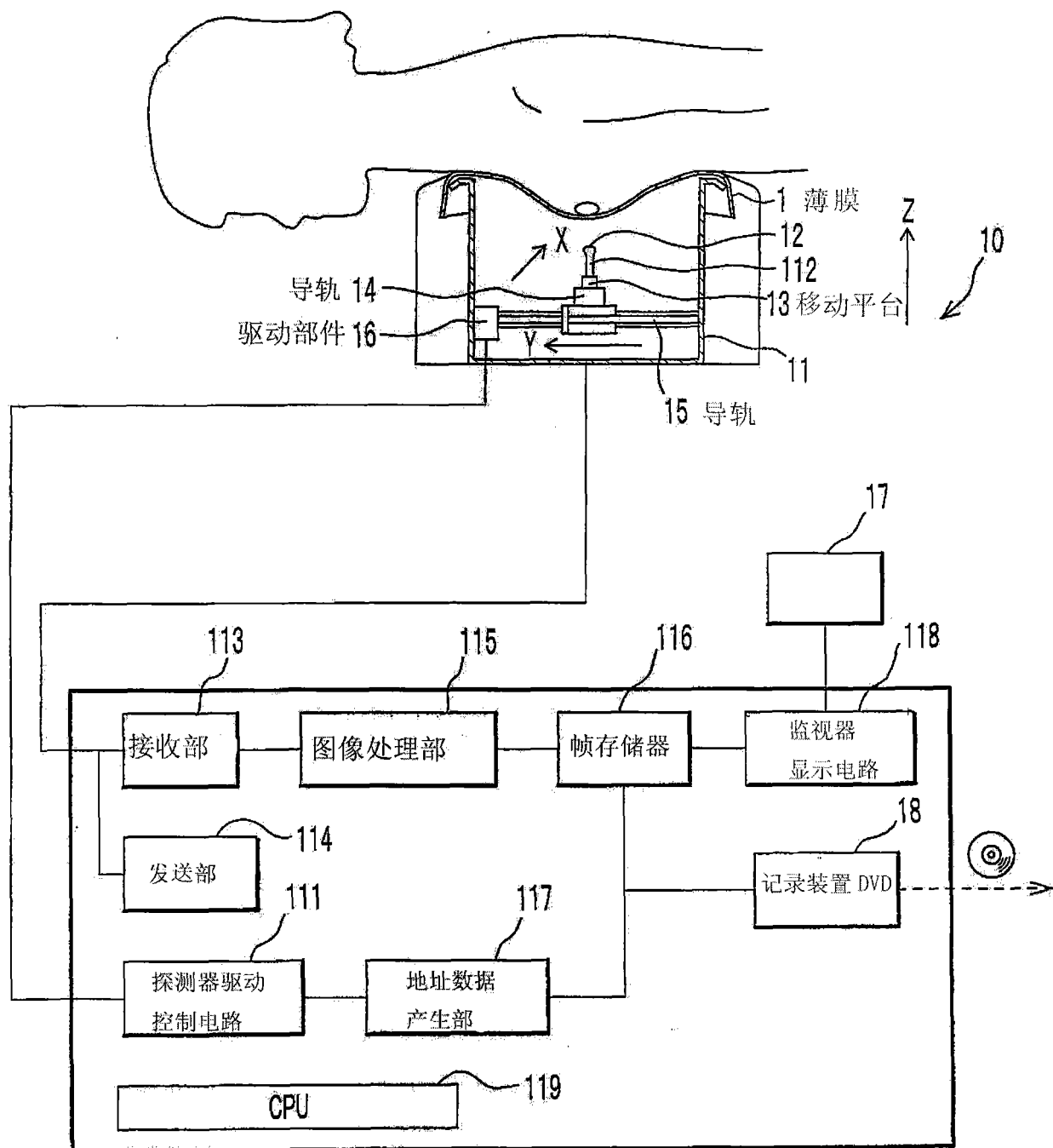


图 2

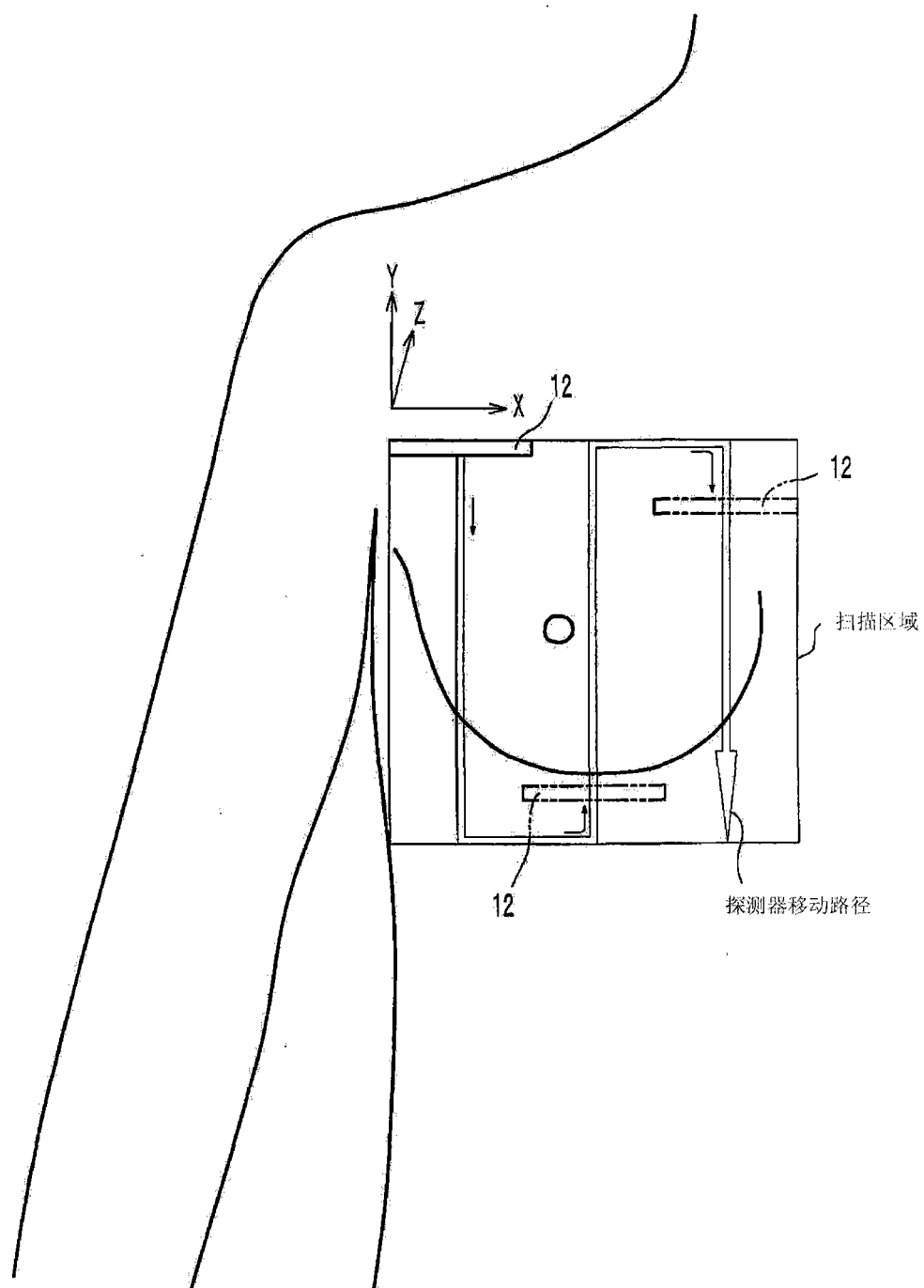


图 3

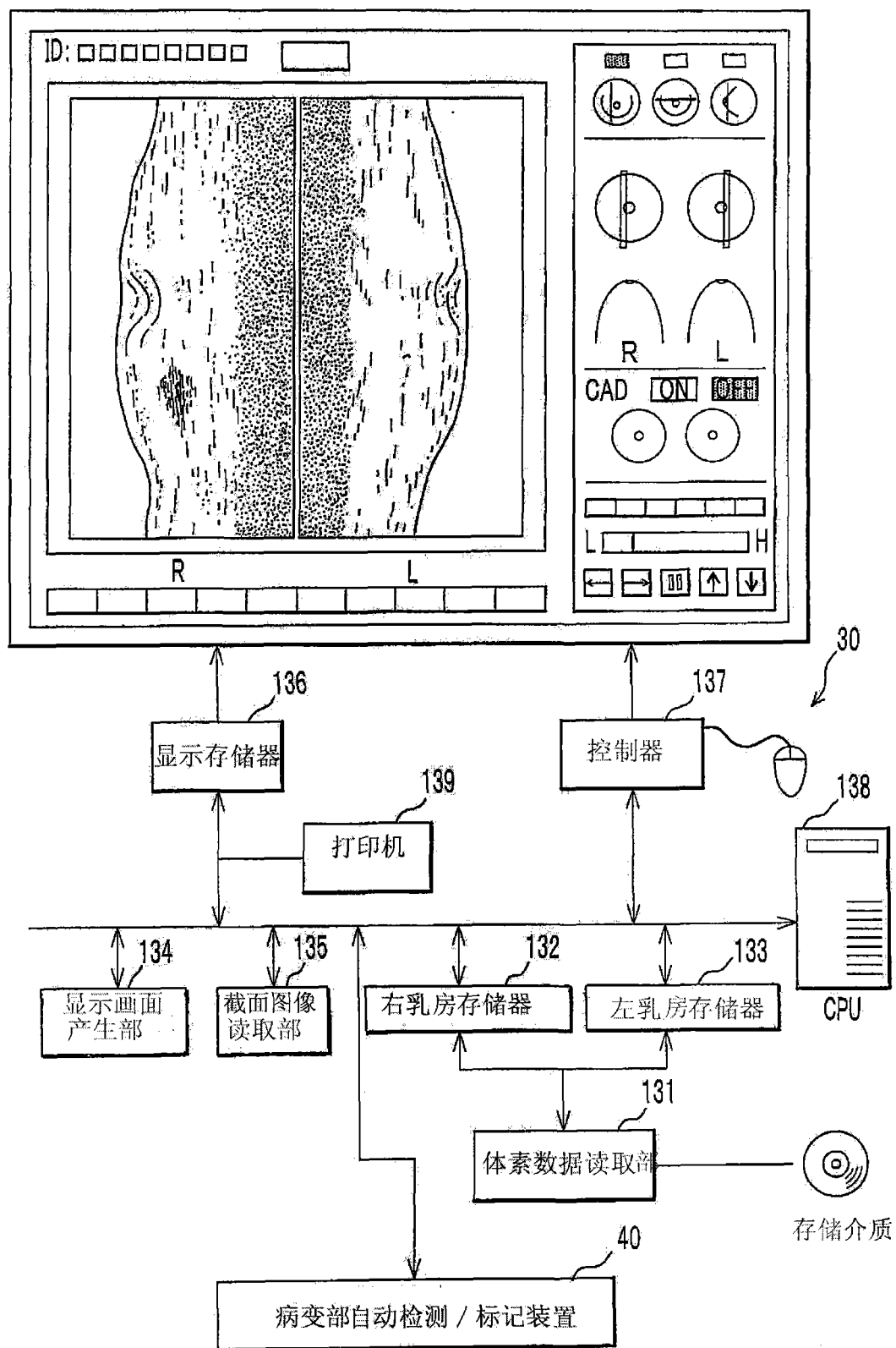


图 4

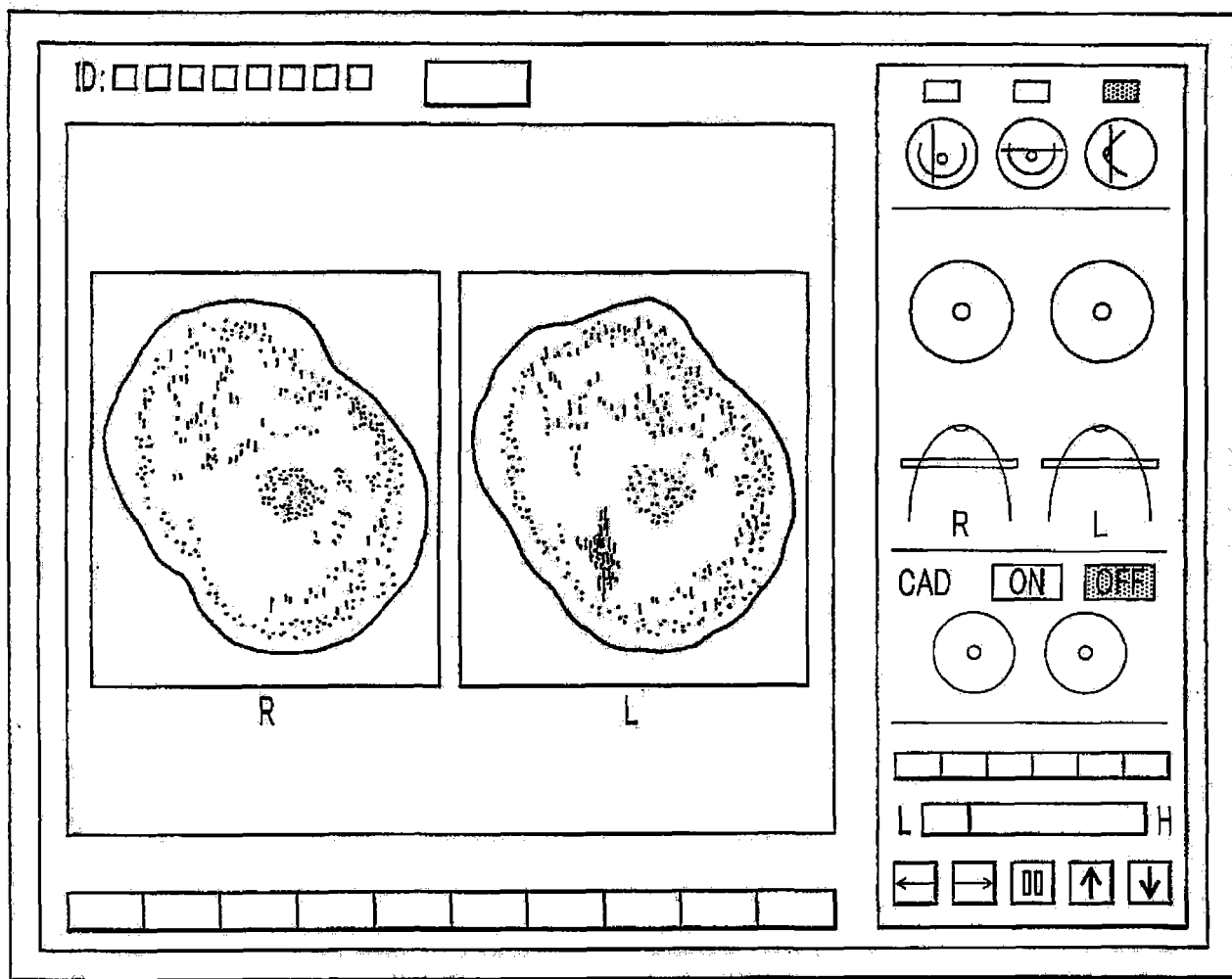


图 5

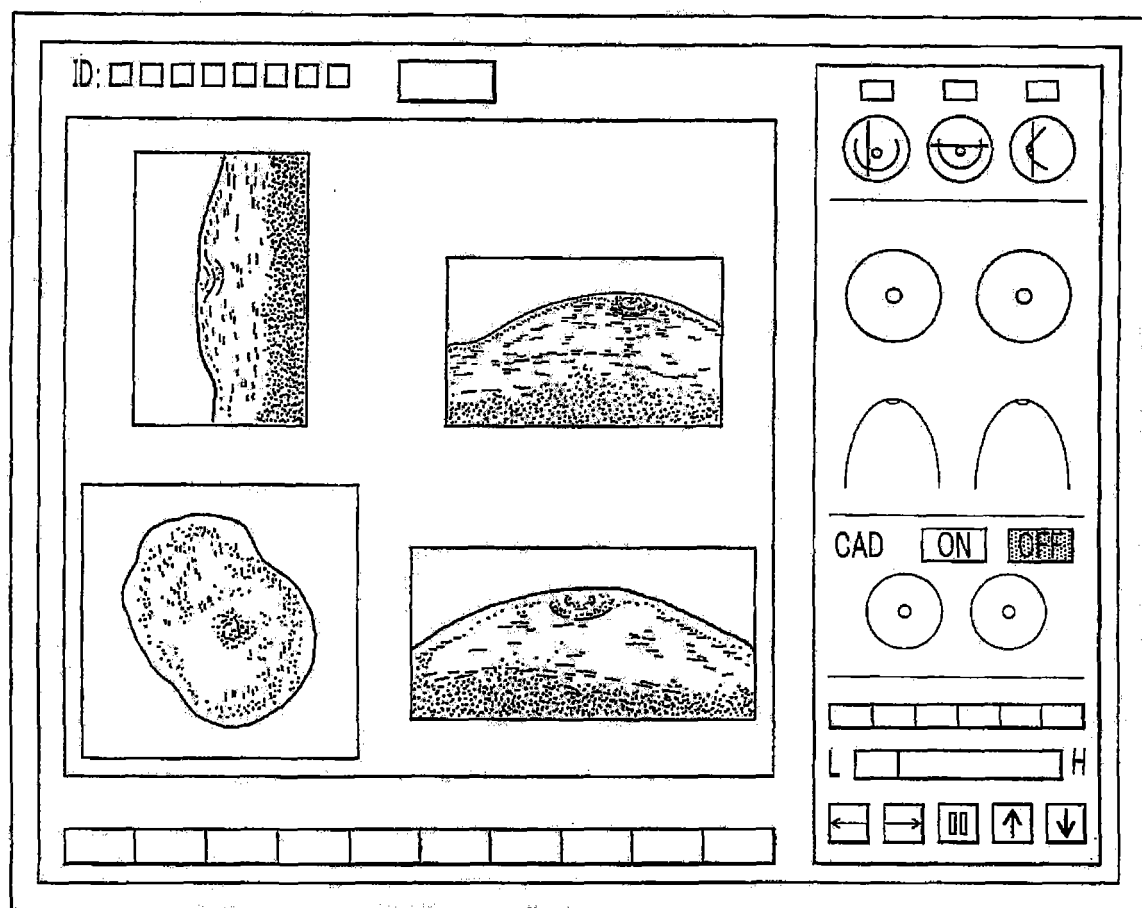


图 6

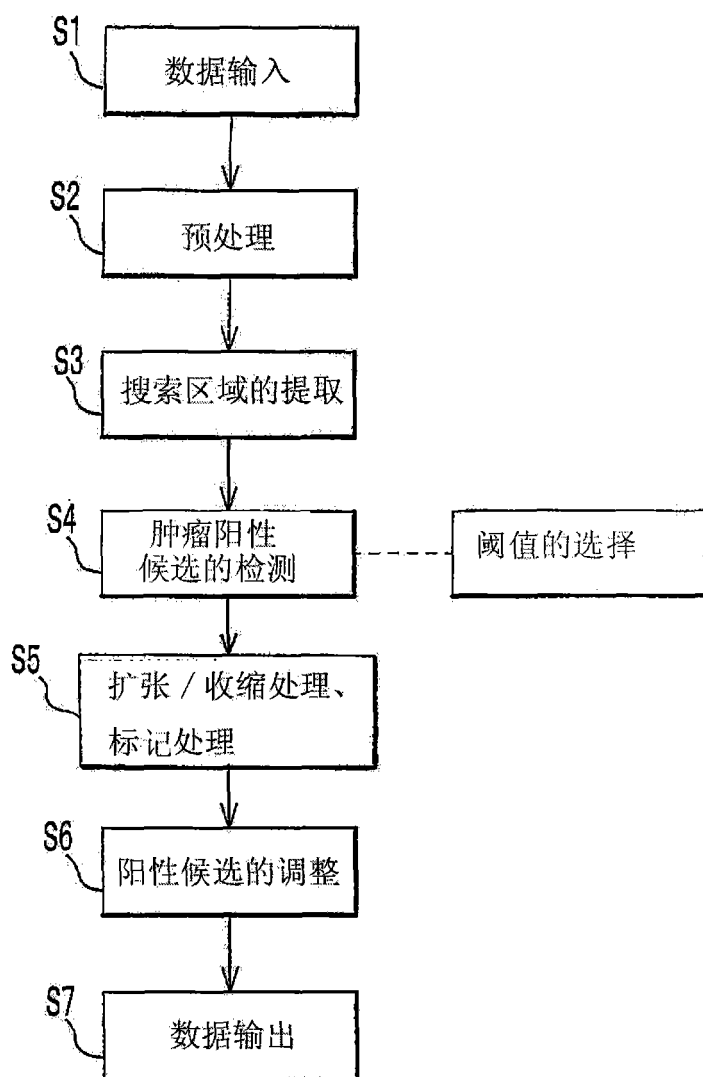


图 7

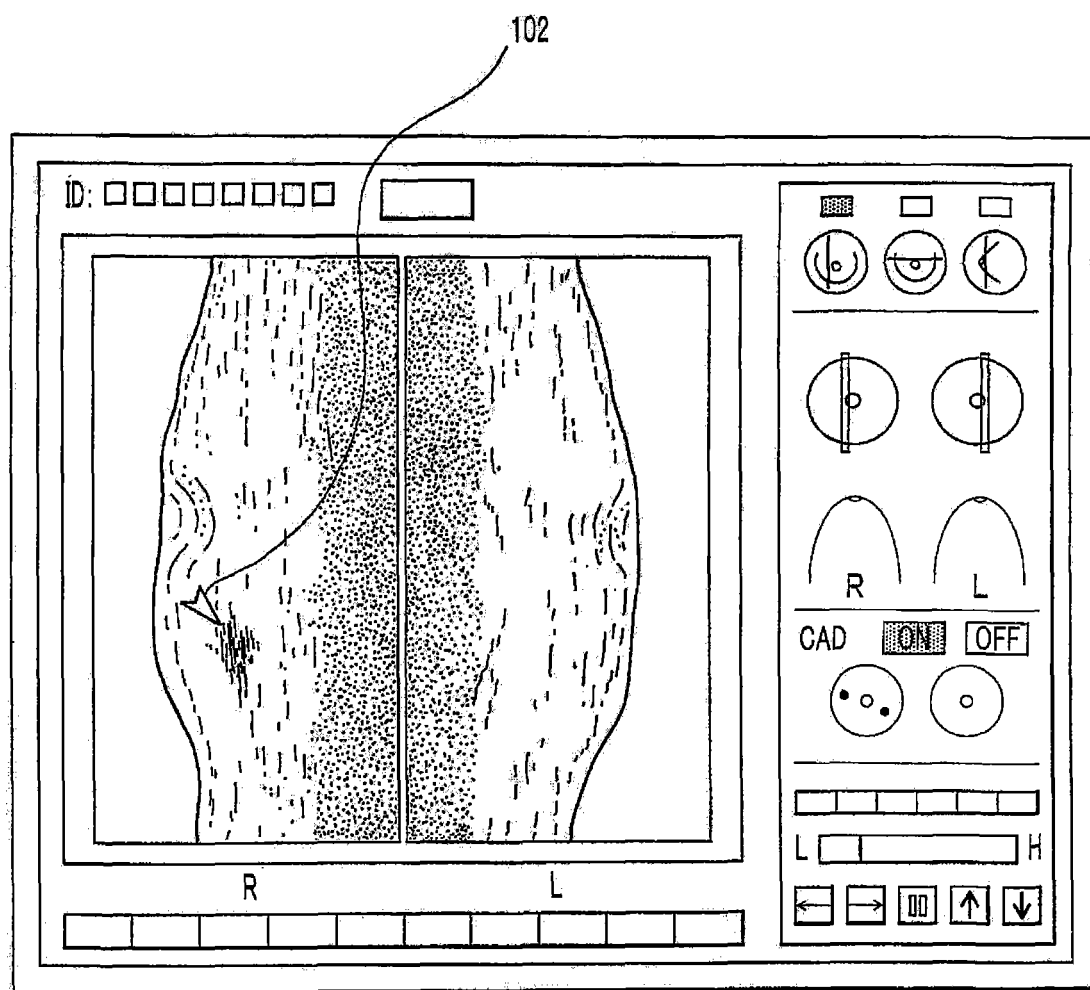


图 8

专利名称(译)	超声波乳房诊断系统		
公开(公告)号	CN101511274A	公开(公告)日	2009-08-19
申请号	CN200680055896.7	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		
发明人	藤田广志 福岡大辅 原武史 加藤惠司		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/406 A61B8/14 A61B8/56 A61B8/463 A61B8/0825 A61B8/483 A61B8/465		
优先权	2006257169 2006-09-22 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

[问题]提供了一种超声波乳房诊断系统，其适合用于乳腺癌的集体体检(筛查)，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)配备有乳房向下可以浸入其中的水槽(11)和置于水槽(11)底部的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左右的每个乳房的整个区域进行成像；乳房体素数据产生装置(20)基于由超声波乳房成像装置(10)所获的图像数据(A)产生左右的每个乳房的整体的体素数据；读片图像显示装置(30)基于由乳房体素数据产生装置(20)产生的左右的每个乳房的体素数据显示用于读片诊断的图像，使左右的乳房的左右对称的截面处的截面图像对称地邻接，而且，以预定间距从乳房的一端侧至另一端侧依次地显示。

