

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710003969.4

[43] 公开日 2007 年 7 月 25 日

[11] 公开号 CN 101002690A

[22] 申请日 2007.1.19

[21] 申请号 200710003969.4

[30] 优先权

[32] 2006. 1. 19 [33] JP [31] 2006 - 011677

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 饭沼一浩 濑尾育式

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商
标事务所
代理人 吴丽丽

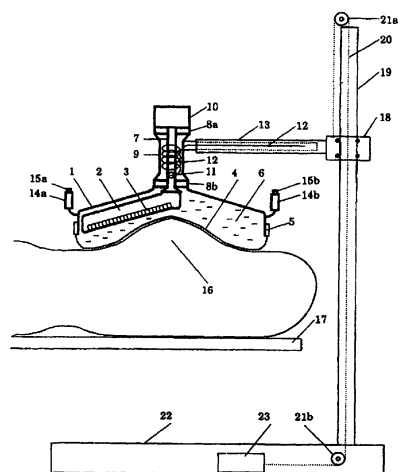
权利要求书 4 页 说明书 18 页 附图 11 页

[54] 发明名称

超声波检查装置

[57] 摘要

本发明提供一种超声波检查装置，通过以规定角度将超声波阵列探头固定在旋转轴上，从而使机械构造变得简单，以超声波发送接收方向大致与乳房表面垂直的方式电控制超声波束，只通过旋转探头就能够收集包含 C' 部分在内的乳房全部区域的数据。另外，将介在探头和乳房之间的膜制成网状构造，减轻了多重反射。进一步，通过同时显示 B 模式图像和 C 模式图像，能够在短时间内得到准确的诊断。



1.一种超声波检查装置，其特征在于，具备：

超声波探头，该超声波探头根据提供的驱动信号将超声波发送到被检测体，并且根据来自上述被检测体的反射波产生回波信号，且该超声波探头被配置在液体中；

具有超声波透过性的膜单元，该具有超声波透过性的膜单元被配置在上述超声波探头的超声波发送接收面和上述被检测体之间，用于防止上述液体和上述被检测体相接触；

旋转机构，该旋转机构一面使上述超声波探头的超声波发送接收面与上述被检测体相对，一面使上述超声波探头旋转；

驱动信号发生单元，该驱动信号发生单元产生上述驱动信号，提供给上述超声波探头；以及

控制单元，以一面旋转上述超声波探头一面实施超声波发送接收的方式，控制上述旋转机构和上述驱动信号发生单元。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波检查装置，其特征在于：

上述膜单元具有用于与作为上述被检测体的乳房恰当接触的形状。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波检查装置，其特征在于：

上述膜单元的至少一部分具有伸缩性。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波检查装置，其特征在于：

上述膜单元具备

具有超声波透过性和防水性的第一膜；和

具有为了防止超声波多重反射而使超声波散射的网状构造的第二膜。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波检查装置，其特征在于，进一步具备：

用于供给和排出上述液体的给排水单元

6. 根据权利要求 1 所述的超声波检查装置，其特征在于，进

一步具备:

用于收容上述超声波探头和上述液体,将由上述膜单元形成的相接面相对于上述被检测体设置在上侧的容器。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波检查装置,其特征在于,进一步具备:

用于收容上述超声波探头和上述液体,将由上述膜单元形成的相接面相对于上述被检测体设置在下侧的容器。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波检查装置,其特征在于:

上述超声波探头的超声波发送接收面和上述旋转的旋转轴所成的角度不是直角。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波检查装置,其特征在于,进一步具备:

计算单元,该计算单元根据上述被检测体表面的形状,计算上述超声波探头的每个超声波振子的驱动信号的延迟时间,

其中,上述控制单元以按照上述计算出的延迟时间将各驱动信号提供给各超声波振子的方式,来控制上述驱动信号发生单元。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波检查装置,其特征在于:

上述计算单元以沿与上述被检测体表面实质上相垂直的方向发送超声波的方式,来计算上述超声波探头的每个超声波振子的驱动信号的延迟时间。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波检查装置,其特征在于,具有:

生成或合成通过从不同方向扫描同一截面所得到的图像的单元。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波检查装置,其特征在于,具有:

将所收集到的图像数据变换成三维像素数据,根据三维像素数据生成各种图像并进行选择显示的单元。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波检查装置,其特征在于,

具有：

同时显示 B 模式图像和 C 模式图像，并且将一方图像顺次地切换为不同的截面来显示，在各个图像中显示对方图像的截面位置的显示单元。

14. 根据权利要求 12 所述的超声波检查装置，其特征在于，具有：

将截面位置信息记录在各个断层像中，根据所记录的信息自动地用标记将截面位置显示在画面上的显示单元。

15. 根据权利要求 13 所述的超声波检查装置，其特征在于，具有：

可阶段地或连续地改变顺次切换到不同截面的速度，以及可进行正方向和反方向切换，控制图像静止的显示控制单元。

16. 根据权利要求 1 所述的超声波检查装置，其特征在于，具有：

显示上述液体温度的温度显示单元。

17. 一种超声波检查装置，其特征在于，具备：

超声波探头，该超声波探头将超声波发送给被检测体，并且根据来自上述被检测体的反射波产生回波信号，且该超声波探头被配置在液体中；

具有超声波透过性的第一膜，该具有超声波透过性的第 1 膜被配置在上述超声波探头的超声波发送接收面和上述被检测体之间，防止上述液体和上述被检测体相接触；以及

第二膜，该第二膜具有与上述第一膜一体化，且为了防止超声波多重反射使超声波散射的网状构造。

18. 一种超声波检查装置，其特征在于，具备：

超声波探头，该超声波探头通过多个超声波振子将超声波束发送到被检测体，并且根据来自上述被检测体的反射波产生回波信号，且该超声波探头与被检测体隔开规定距离地被配置；以及

控制单元，该控制单元以相对上述被检测体表面实质上垂直地

发送上述超声波束的方式，根据上述被检测体的形状来控制将驱动信号提供给上述各超声波振子的供给定时。

19.一种超声波检查装置，其特征在于，具备：

超声波探头，该超声波探头将超声波发送到被检测体，并且根据来自上述被检测体的反射波产生回波信号，且该超声波探头与被检测体隔开规定距离地被配置；

旋转机构，该旋转机构一面使上述超声波探头的超声波发送接收面与上述被检测体相对，一面使上述超声波探头旋转；

控制单元，该控制单元通过一面由上述旋转机构旋转上述超声波探头一面实施超声波发送接收，对于上述被检测体取得至少 360 度份数的超声波数据；

数据生成单元，该数据生成单元使用上述至少 360 度份数的超声波数据，生成正交坐标系中的三维像素数据；以及

图像生成单元，该图像生成单元使用上述三维像素数据生成超声波图像。

超声波检查装置

技术领域

本发明涉及用于诊断乳腺疾病的超声波检查装置，特别是涉及也能够用于检查诊断乳癌的超声波乳房检查装置。

背景技术

在我国乳癌患病率在 45-50 岁间最高，从 2004 年起废止了单独进行观察触摸诊断的乳癌检查诊断，而从 40 岁开始通过乳房 X 线照相进行乳癌的检查诊断（请参照 2004 年日本厚生劳动省老人保健课长发 0427001 号）。但是，因为除了检测出使 X 射线减弱大的微小钙化点外，不使用造影剂的生物体软组织的 X 射线图像的对比度极其微弱，所以已经指出了在该检查诊断中存在遗漏的可能性很大。另外，因为在乳房照相诊断中用压板夹住乳房进行拍摄，所以对于被检查者来说是伴随着痛苦的检查，作为诊断用装置不一定能称之为是适当的。

另一方面，还实行使用对描绘生物体软组织性能优异的超声波来进行的检查，其有效性也被报告出来。但是，一般地说还没有达到普及的程度。它的第 1 个理由是检查很大程度依赖于技师的技术和经验。现在正在进行的超声波检查，通常，技师将超声波探头拿在手中进行操作，一面碰触乳房地移动探头，一面探寻着认为异常的截面，并记录看作异常的部位的截面图（将它称为断层像），以后医生观看记录的断层像进行诊断。因为探头操作是用手动进行的，所以截面的位置存在着某种程度的不同，难以得到具有再现性的数据，遗漏异常部位的概率也与技师的技能有关。另外，检查一个人的时间也很长，很难在短时间内检查许多人。

对此，正在进行尽可能不依赖技师的技术将各种不同类型的超

声波检查装置用于检查诊断的试验。即，不是技师将探头拿在手中进行操作，而是沿着规定轨道机械地移动探头，收集对象部位全体的超声波数据，并作为断层像进行显示的方法。

这些方法与直接接触法和水浸法有很大不同。直接接触法是通过使超声波探头的超声波发送接收波面与体表接触显示体内截面的方法（例如，请参照特开 2003-310614 号公报）。水浸法是将水等液体介入在体表和超声波探头的发送接收波面之间，进行超声波发送接收的方式。直接接触法可以消去多重反射的影响的问题，但是存在着因为乳房是柔软的组织，所以当探头接触乳房地移动时乳房组织变形，所得到的图像为与静止位置不同的变形的图像的缺点。关于水浸法，因为探头不与乳房直接接触，所以几乎没有伴随着探头移动而产生的乳房变形，但是存在着在探头发送接收波面和与乳房组织相接触的膜或乳房表面之间发生多重反射，该图像混合在乳房组织的断层像上的缺点。

水浸法进一步分成仰卧位（向上仰）式和俯卧位（向下俯伏）式两类。仰卧位式是被检查者处于在诊床上向上仰卧的状态下将水袋从上向下与乳房接触，机械地移动水中的探头的方式（例如，请参照超声波诊断第 2 版，日本超声波医学会编，1994 年，p106）。在仰卧位式中，对于被检查者来说只是向上仰卧是最自然的姿势，但是进入水袋的探头和探头移动机构位于被检查者的上面，由于需要使其整体移动，从而构造上变得复杂，至今还没有用阵列探头的例子，只知道机械地往复移动单一振子的方式。

另一方面，俯卧位式是水槽和超声波探头位于开了洞的诊床的洞中，使乳房进入洞中，移动或旋转探头进行数据收集的方式（例如，请参照特公昭 62-4989 号公报和特公平 4-14015 号公报）。这时，存在着需要用于改变探头的角度的复杂构造，以使得超声波束直角地入射到体表上，即便实现了这种复杂的构造，当使超声波束直角地入射到体表上时，多重反射的影响也很大，将不能够得到品质优良的图像的缺点。另外，存在着不能够描绘乳癌发生率最高的称为

C'的接近肩和腋下的平坦部分的缺点。进一步，在已有例子中因为将乳房直接浸入水中，由于水被污染，所以不适合多个被检查者进行检查。

超声波检查装置中的另一个大问题是因为将不仅是存在病灶的部位，而且还将包含正常部位的整个乳房作为断层像进行显示，所以不得不显示多达数百张的断层像，要看这么多的断层像进行诊断，对于医生来说成为很大负担。这与用对于两个乳房合计4张图像就能够进行诊断的乳房X线照相有很大的不同，当将断层像用于检查诊断目的时，这将成为很大的问题。

如上所述，作为能够用于乳癌诊断的超声波检查装置已经提出了各种方案，但是存在着检查时间、乳房变形、由多重反射引起的图像品质恶化、复杂的驱动机构、水的污染、过多断层像的显示方法等很多问题，在已有例子中无论哪个提案都无法实现普及为实用装置。

发明内容

本发明就是为了解决这种已有问题提出的，本发明的目的是提供不增加被检查者和检查技师的负担就能够良好地诊断乳房病变的超声波乳房检查装置。

根据本发明的一个方面，具备：超声波探头，该超声波探头根据提供的驱动信号将超声波发送到被检测体，并且根据来自上述被检测体的反射波产生回波信号，且该超声波探头被配置在液体中；具有超声波透过性的膜单元，该具有超声波透过性的膜单元被配置在上述超声波探头的超声波发送接收面和上述被检测体之间，用于防止上述液体和上述被检测体相接触；旋转机构，该旋转机构一面使上述超声波探头的超声波发送接收面与上述被检测体相对，一面使上述超声波探头旋转；驱动信号发生单元，该产生驱动信号发生单元上述驱动信号，提供给上述超声波探头；以及控制单元，该控制单元以一面旋转上述超声波探头一面实施超声波发送接收的方

式，控制上述旋转机构和上述驱动信号发生单元。

根据本发明的另一个方面，是具备：超声波探头，该超声波探头将超声波发送给被检测体，并且根据来自上述被检测体的反射波产生回波信号，且该超声波探头被配置在液体中；具有超声波透过性的第一膜，该具有超声波透过性的第1膜被配置在上述超声波探头的超声波发送接收面和上述被检测体之间，防止上述液体和上述被检测体相接触；以及第二膜，该第二膜具有与上述第一膜一体化，且为了防止超声波多重反射使超声波散射的网状构造。

根据本发明的另一个方面，是具备超声波探头，该超声波探头通过多个超声波振子将超声波束发送到被检测体，并且根据来自上述被检测体的反射波产生回波信号，且该超声波探头与被检测体隔开规定距离地被配置；以及控制单元，该控制单元以相对上述被检测体表面实质上垂直地发送上述超声波束的方式，根据上述被检测体的形状来控制将驱动信号提供给上述各超声波振子的供给定时。

根据本发明的另一个方面，是具备超声波探头，该超声波探头将超声波发送到被检测体，并且根据来自上述被检测体的反射波产生回波信号，且该超声波探头与被检测体隔开规定距离地被配置；旋转机构，该旋转机构一面使上述超声波探头的超声波发送接收面与上述被检测体相对，一面使上述超声波探头旋转；控制单元，该控制单元通过一面由上述旋转机构旋转上述超声波探头一面实行超声波发送接收，对于上述被检测体取得至少360度份数的超声波数据；数据生成单元，该数据生成单元使用上述至少360度份数的超声波数据，生成正交坐标系中的三维像素数据；以及图像生成单元，该图像生成单元使用上述三维像素数据生成超声波图像。

附图说明

图1是与本发明的实施方式有关的超声波检查装置的方框结构图。

图2是表示超声波扫描单元A的一个例图。

图 3A 是表示与实施例 2 有关的超声波扫描单元 A 的图。

图 3B 是表示与实施例 3 有关的超声波扫描单元 A 的图。

图 4 是表示封入液体容器的超声波透过膜的一个例图。

图 5 是用于说明封入液体容器的超声波透过膜的图。

图 6 是用于说明封入液体容器的超声波透过膜的其它例图。

图 7 是表示膜构造的例图。

图 8 是用于说明多重反射的图。

图 9 是用于说明减轻多重反射的图。

图 10 是用于说明与发送接收波面不垂直的超声波束的图。

图 11 是用于说明减轻倾斜地放射出的超声波束的多重反射效果的图。

图 12 是用于说明在多个方向中进行超声波发送接收的情形的图。

图 13 是用于求得以正交坐标表示反射体的位置的公式的图。

图 14 是从 z 轴方向看图 13 的图。

图 15 是用于说明三维像素数据的图。

图 16 是用于说明以与图 2 到图 3B 的实施方式有关的 B 模式、C 模式同时显示的图。

图 17 是用其它截面表示与图 2 到图 3B 的实施方式有关的不同部位的图。

具体实施方式

下面我们按照附图说明本发明的实施方式。此外，在下面的说明中，对于具有大致相同功能和结构的构成要素，附予相同的标号，只在必要的情形中进行重复说明。

(第 1 实施方式)

图 1 是与本发明的实施方式有关的超声波检查装置的方框结构图。如图 1 所示，本超声波检查装置具备超声波扫描单元 A、装置本体 B 和操作台 C。装置本体 B 具备超声波发送单元 121、超声

波接收单元 122、B 模式处理单元 123、图像生成单元 124、第 1 存储器 125、第 2 存储器 126、图像合成单元 127、控制处理器 (CPU) 128、三维像素变换单元 129、接口单元 130。另外,操作台 C 具备输入装置 113、监视器 114。在以下的图像中,说明各个构成要素的功能。

超声波扫描单元 A 具备超声波阵列探头、一面使该超声波发送接收面与被检测体相对一面使该超声波阵列探头旋转的旋转机构、以及液体容器等。我们将在后面详细地说明它的具体结构。

输入装置 113 与装置本体 B 连接,具有用于将对来自操作者的拍摄条件、扫描条件、显示方法、关心区域 (ROI) 的设定、种种图像品质条件设定等进行指示的信息取入到装置本体 B 的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘、用于指示 B 模式图像和 C 模式图像的显示形式的控制杆等。经过接口单元 130 将从输入装置 113 输入的信息传送到控制处理器 128。

监视器 114 根据来自图像合成单元 127 的视频信号,将生物体内的形态学信息 (B 模式图像、C 模式图像等)、位置信息、被检测者信息的组合作为图像显示出来。

超声波发送单元 121 具有图中未画出的触发信号 (トリガ) 发生电路、延迟电路和脉冲发生器 (パルサ) 电路等。在脉冲发生器电路中,以规定的速率频率 (シート周波数) f_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒) 重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,在延迟电路中,将对每个频道使超声波会聚成束状并且决定发送定向性所需的延迟时间提供给各速率脉冲。触发信号发生电路,以基于该速率脉冲的定时,将驱动信号施加在探头 12 的各超声波振子上。另外,超声波发送单元 121 根据为了实质上垂直地将超声波束入射到乳房表面而实施的计算 (后述) 的结果,控制对每个超声波振子进行驱动的驱动信号的供给定时。

超声波接收单元 122 具有图中未画出的放大电路、A/D 变换器、加法器等。在放大电路中放大对每个频道经由探头 12 取入的回波信

号。在 A/D 变换器中提供对放大后的回波信号决定接收定向性所需的延迟时间，在此后的加法器中进行加法处理。通过该加法处理，强调了来自与回波信号的接收定向性相应的方向的反射成分，根据接收定向性和发送定向性形成用于超声波发送接收的综合束。

B 模式处理单元 123 从超声波接收单元 122 接受回波信号，施加对数放大、包络线检波处理等，生成用亮度的明亮度表现信号强度的数据。将该数据原封不动地记录在第 1 存储器 125 中，并且发送到图像生成单元 124，生成由亮度表示反射波强度的 B 模式图像，经由图像合成单元 127 在监视器 114 上显示出来。

图像生成单元 124 除了生成 B 模式图像外，还使用接受输入装置 113 的支持，在三维像素变换单元 129 中生成的、位于第 2 存储器中的三维像素数据，来生成 C 模式图像或任意截面图像等。另外，将超声波扫描的扫描线信号列变换（扫描变换）成以电视等为代表的一般的视频格式的扫描线信号列，生成作为显示图像的超声波诊断图像。

三维像素变换单元 129，用记录在第 1 存储器 125 中的通过一面在液体中旋转超声波阵列探头一面进行超声波扫描得到的超声波数据，生成正交坐标系的三维像素数据，并记录在第 2 存储器 126 中。我们将在后面详细地说明该三维像素数据的生成方法。

图像合成单元 127 将从图像生成单元 124 取得的图像（也存在多个图像的情形）与各种参数的文字信息和刻度等一起合成起来，作为视频信号输出到监视器 114。

控制处理器 128 具有作为信息处理装置（计算机）的功能，其用来控制超声波扫描单元 A、本超声波检查装置本体 B 和操作台 C 的全部动作。另外，控制处理器 128 具有各种专用程序（例如，为了实质上垂直地将超声波束入射到乳房表面的相位计算程序、用于根据在极坐标系中得到的超声波数据生成正交坐标系的三维像素数据的程序等）、用于实施规定的图像生成·显示等的控制程序等，实施与各种处理有关的计算·控制等。

接口单元 130 是用于将从输入装置 113 输入的信息发送到控制处理器 128 的装置。

[超声波扫描单元]

下面，我们按照各实施例说明超声波扫描单元的结构。

(实施例 1)

图 2 是表示与实施方式 1 有关的超声波扫描单元 A 的图。放入了温水 6 的封入液体容器由支持盖 1、超声波透过膜 4 和膜固定单元 5 构成，在温水 6 中配置有超声波阵列探头 2。封入液体容器既可以是密封的也可以是不密封的。通过将超声波阵列探头 2 以规定角度固定在旋转轴 7 上，由轴承 8a、8b 支持旋转轴 7，利用电动机 10 使旋转轴 7 旋转，从而超声波阵列探头在液体中旋转。将轴承 8a、8b 固定在外筒 9 上，进一步将外筒 9 固定在可以伸缩的支持臂 13 的前端上。支持臂 13 的另一端通过结合单元 18 被结合到支柱 19 上。将支柱 19 固定在支柱台 22 上。通常将温水用作液体，通过图中未画出的给排水装置以水温约为恒定 37 度的方式使温水循环，并用热电偶等测定容器内的温水的温度并总是显示出来。

被检查者仰卧在诊床 17 上，检查者手持固定在容器支持盖 1 上的把手 14a、14b，利用对位于把手 14a、14b 上部的开关 15a、15b 和把手 14b 的拉压操作，将封入液体容器的超声波透过膜 4 设置在一侧的乳房 16 上的适当位置上。2 个把手 14a、14b 处于与体轴大致平行的位置上，但是在图 2 中为了说明起见描绘成与体轴垂直。当按下位于把手 14a 上部的开关 15a 时，解除图中未画出的臂锁，使支持臂 13 可以伸缩，另外解除图中未画出的结合单元锁，使结合单元 18 可以在支柱 19 上下移动和旋转。在该状态中将容器的超声波透过膜 4 设置在乳房的正上方。进一步，因为当一面按下开关 15b 一面使把手 14b 向里面推倒时，由第 2 电动机 23 拉入导线 20，经由滑轮 21a、21b 拉起结合单元 18，当使把手 14b 向自己面前放倒时，第 2 电动机反向旋转，放出导线 20，使结合单元下降，所以通过操作把手 14b，可以将容器的高度设定在适当的位置上。当放开开关

15a, 则容器被固定在该位置上。

在超声波阵列探头 2 中将阵列振子 3 排列在体表侧, 在各振子上连接有细电缆, 这些细电缆在超声波阵列探头 2 的根部与多芯电缆 12 连接, 通过旋转轴 7 的内侧从旋转轴 7 的孔 11 引出到外面, 其前端通过臂 13, 与超声波发送单元 121 和超声波接收单元 122 连接。多芯电缆 12 能够围绕轴旋转数次且与旋转轴 7 的旋转相对应。通过控制超声波发送单元 121 和超声波接收单元 122, 从阵列振子 3 发射出的超声波脉冲, 通过温水 6、超声波透过膜 4 入射到乳房组织, 在乳房组织内反射, 反射脉冲通过超声波透过膜 4、温水 6 被阵列振子 3 接收。每次进行超声波发送接收时, 在超声波脉冲的发送接收方向 (将它称为超声波束的方向) 上, 从图 2 的左面向右面每次少量地移动 (将它称为扫描), 收集在阵列探头正下方 (直下) 的截面的图像数据, 并记录在第 1 存储器中, 并且为了用于试验将这些数据原封不动地实时地显示在监视器 114 上, 进一步通过三维像素变换单元 129 将记录在第 1 存储器中的数据变换成后述的三维像素数据, 并记录在第 2 存储器中, 然后用三维像素数据由图像生成单元 124 生成适合于诊断的断层像, 并显示在显示画面监视器 114 上。

为了确认已经将封入液体容器设定在乳房的适当的位置上, 按下在操作台 C 上的输入装置 113 的试验扫描按钮, 通过使超声波阵列探头约 1 秒钟旋转 1 次地制作并显示出粗略的图像, 当认为不是适当位置时, 再次调整位置, 使其设定在适当位置上。此后, 按下输入装置 113 的旋转扫描按钮, 收集 360°方向的截面的数据, 并进行记录和显示。这样一来就收集到三维的数据。

如果一侧的乳房 16 的数据收集结束后, 则下面用相同的方法将封入液体容器设定在另一侧的乳房上, 同样地进行旋转扫描, 同样地收集数据, 并进行记录和显示。关于两个乳房, 设定容器所需时间大约为 2~4 分钟, 旋转扫描所需时间大约为 20 秒, 所以实质上在 5 分钟以内完成检查。在这期间, 被检查者只是仰面卧在诊床上就可以了, 并且没有痛苦。

(实施例2)

图3A是表示与实施例2有关的超声波扫描单元A的图。大体上与图2相同，但是封入液体容器上下相反，支持盖1的侧面经由给排水槽26被固定在外框28上。在图3A中，示出了在图2中省略了的封入液体容器中使约37度的恒定温度的温水循环的导管25a和25b。从流入导管25a流入恒定温度的温水，通过容器内，然后从流水口24通过流出导管25b流出来进行循环。流水口24位于封入液体容器的上部，即便在封入液体容器内混入气泡也能够跟随该温水的流动从流水口24排出。

与本实施例2有关的系统和与实施例1有关的系统所不同的另一点是在封入液体容器的支持盖1的外周上存在给排水槽26。在该给排水槽26中，在被检查者接受检查前从给水导管27a供给约37度的温水充满给排水槽26，进一步流入到超声波透过膜4的上面，用温水充满超声波透过膜4的上部。这时排水导管27b关闭。当在这种状态中被检查者将乳房压在超声波透过膜4上时，充满在超声波透过膜4上的温水埋在超声波透过膜4和乳房表面的微小间隙中，使剩余的水溢出，利用给排水槽通过排水导管27b排出到外面。这时排水导管27b打开。使通过给排水槽26排出的温水与封入液体容器内的温水6隔离开来。这样一来，通过在超声波透过膜4的上部进行给排水，能够防止气泡进入到超声波透过膜4和乳房表面之间，另外，与乳房接触的温水对每位被检查者都进行了更换，能够保持清洁、无污染。另外，在本实施例2中被检查者立着不动，弯下腰来形成将乳房压在封入液体容器的超声波透过膜4上的姿势，为了稳定地支持体位，有固定在外框28上的把手29a、29b，踏脚台30能够配合身長地上下移动。

(实施例3)

图3B是表示与实施例3有关的超声波扫描单元A的图。在本超声波扫描单元中，具有代替图3A中的外框28利用诊所的结构。诊床在胸部附近具有洞，被检查者以将两个乳房放入到该洞中的方

式俯卧在诊床上。在图 3B 中，模式地表示开有洞的诊床部分的截面 32 和支持它的支脚 33、与图 3A 的情形相同的封入液体容器和支持它的支持框 31，用于支持框移动的支座 34。支持框 31 具有可以在水平方向中移动并且可以上下地改变高度的构造。通过移动支持框 31，封入液体容器移动到单侧乳房的下面，此后垂直地上升直至压迫乳房后停止。这里，超声波阵列探头旋转，收集图像数据，此后，暂时下降封入液体容器，移动到另一个乳房的正下方，再次上升从下面按压乳房收集图像数据，然后结束检查。

[超声波透过膜]

下面，我们详细地说明在各实施例中所示的各构成要素。图 4、图 5、图 6 是表示图 2 中容器的超声波透过膜 4 的构造图，图中上部分表示膜面，图中下部分表示它的截面。图 4 是已有例子的超声波透过膜 41，使用厚度约 0.5mm 的透明的乙烯基薄片等。该膜能够透过超声波，并且因为需要具有支持容器内的液体重量的强度所以不能够太薄，因此由膜引起的超声波的反射和衰减很大。

图 5 是与本实施方式有关的网状膜构造的说明图。具有网状膜构造的超声波透过膜 42a，如在图中下部分的截面图所示的那样，由具有防水性和超声波透过性的薄片 43a 和网状纤维 44a 构成。因为片 43a 不需要支持容器内的液体重量，所以是约 0.01~0.1mm 的非常薄的乙烯基或橡胶制等具有伸缩性的柔软的膜。在片 43a 的下面是由抗拉伸强度高具有柔软性的大约 0.5mm 的细的纤维构成的网，用来支持液体的重量。图 7 表示放大网状构造的一个例子。形成网状构造 44 的纤维具有当将超声波透过膜放在乳房上时，不是通过改变纤维的长度而是通过角度变形，来容易地沿纵横方向伸缩，且容易地紧贴在乳房表面的构造。超声波透过膜 4 的形状如图 1 或图 2 所示，虽然是与平均的乳房形状相一致地被制造完成，但是当放入液体放在乳房上时超声波透过膜 4 发生伸缩，也能够使其紧贴在存在个人差异的乳房上。

图 6 是超声波透过膜的其它实施例，具有网状膜构造的超声波

透过膜 42b 如图中下部截面图所示那样,在网状纤维 44b 的下面存在着片 43b,并使网状纤维 44b 和片 43b 固定在一起形成一体化。另外,也可以形成在网状纤维 44b 上进一步再放上一张薄片将片之间粘合起来或者通过真空压在一起的构造等。

图 8 和图 9 是说明通过网状膜构造减轻在水浸法中最成为问题的多重反射的图。为了容易理解说明起见,形状与图 1 稍有不同,但是相同标号表示实质上相同的内容。对图像产生恶劣影响的多重反射是通过在超声波阵列探头的发送接收波面 45 和放入液体的容器的超声波透过膜 4 或乳房 16 的表面 46 之间重复地发生反射产生的。通常,优选超声波束与探头的发送接收波面 45 垂直地被发射,为了避免折射而垂直地入射到乳房表面 46 上。图 8 是已有技术的例子,用箭头表示的超声波束大致与发送接收波面 45 和超声波透过膜 41 或乳房表面 46 成直角,由于超声波透过膜 41 很厚,所以重复反射很明显。

图 9 是具有图 6 所示的网状膜构造的超声波透过膜 42b 的情形,由于超声波透过膜 42b 的表面的网状构造 44b 使超声波束散射到各个方向,由于来自薄片的垂直的反射很少所以大幅度地减轻了多重反射。

此外,具有该网状膜构造的超声波透过膜,与拍摄对象和用于拍摄的超声波探头的种类无关,只要是用水浸法拍摄就能够实现上述效果。

[超声波束的扫描方向]

图 10 是表示由超声波阵列探头 2 产生的超声波束的扫描方向的图。通常将超声波阵列探头 2 的阵列振子 3 排列成直线形,发送接收波面 45 的截面是直线。但是,乳房表面是曲线,它的截面为曲线。曲线的形状不一定是圆弧,特别是乳癌发生率高的靠近腋下部分的、称为 C' 的区域 48 大致是平坦的,扫描该部分也很重要。所以,如果超声波束的方向全部与发送接收波面成直角分别相互平行的话,则要使对包含 C' 区域 48 在内的乳房表面 46 的入射角全部接近

直角是很困难的。在本实施方式中，通过将相位差提供给超声波阵列探头的各振动元件来控制束方向，扫描线47不一定是相互平行的，但对乳房表面尽可能地使其形成直角。为了说明起见用粗线表示图中的扫描线47，但是实际上例如对于10cm宽度约有200条扫描线。

此外，提供给每个振动元件的相位差，例如能够如下地进行计算。即，当一面使超声波阵列探头2旋转一面对乳房进行超声波扫描时，根据从开始时的最初的1张图像，例如从发送各扫描线中超声波束起直到得到最初规定强度或该强度以上的反射波为止的时间和音速，来取得乳房的形状。控制处理器128，根据得到的乳房形状，计算应该提供给来自超声波振子的超声波脉冲的相位差（即，应该提供给各超声波振子的驱动信号的延迟时间），以使得对乳房表面发送实质上垂直地用于下面第2张图像的超声波扫描的超声波束。在第2张以后的超声波扫描中，超声波发送单元121将驱动信号提供给各超声波振子，其中所述驱动信号是提供了通过计算得到的延迟时间的驱动信号。同样在得到第3张图像的情形中根据第2张图像计算延迟时间。因为探头的旋转速度慢，所以约每1度都拍摄图像，第1张和第2张、第2张和第3张等邻接的图像没有太大的差别，所以这样做就足够了。因此，在各旋转角度中的超声波扫描中，对乳房表面实质上垂直地发送超声波束。

当通过控制超声波束的方向，与乳房表面46大致垂直地入射超声波束时，具有与由网状构造膜而产生的多重反射减轻效果不同的多重反射减轻效果。图11是用于说明多重反射减轻效果的图，为了容易理解起见，将探头45画成水平的。当对于该面将超声波束垂直地入射到乳房表面46倾斜的部分上时，垂直地入射到乳房表面46的超声波束在垂直方向上被反射，到达探头的发送接收波面45上的发射出超声波的部分。该到达的超声波在发送接收波面45上被反射，但是它的方向不与发送接收波面45垂直而是沿反射角的方向。该超声波再次在乳房表面46上反射到达发送接收波面45的部分是与超声波的发射部分分离的部分，因为几乎无检测灵敏度，所以大幅度

地减轻了多重反射。

通过在一个方向进行超声波束的发送接收得到 1 条扫描线,在截面内每次稍微移动扫描线用多条扫描线形成 1 张(1 帧)的图像。1 条扫描线所需的时间大致与超声波脉冲在体内截面的视野深度中往复的时间相等。例如,如果令视野深度为 10cm(往复距离为 20cm),扫描线间隔为 1mm,用 100 条扫描线生成 1 张图像,则因为超声波的音速(传播速度)约为 1500m/s,所以生成 1 张图像所需时间成为 $100 \times (2 \times 0.1\text{m}) / (1500\text{m/s}) \cong 0.013\text{s}$ 。如果使超声波阵列探头旋转,每 1 度得到 1 张图像,则 1 次旋转(360 度)所需的时间为 $0.013\text{s} \times 360 = 4.8\text{s}$,在 4.8 秒中完成单侧乳房的扫描。即,能够在约 5 秒中得到单侧乳房的全部立体信息的数据。如果利用 2 个方向同时接收的方式、即、对 1 个方向的发送接收通过进行接收信号的处理生成 2 条扫描线,则能够在相同时间中用扫描线密度为 2 倍的 200 条扫描线生成 1 张图像。

在图 12 中表示了进一步收集更多信息的方法。代替在 1 个方向进行超声波束的发送接收,例如以在角度不同的 5 个方向中进行后,移动 1mm,又在 5 个方向中进行发送接收,移动 1mm 的方式来重复。扫描时间变为 5 倍,为了单侧乳房全体的扫描在上述例子中需要 $4.8 \times 5 = 24\text{s}$,即 24 秒,但是能够得到各个发送接收方向的不同反射波的信息。

[图像数据的收集、图像生成和显示]

下面,我们详细说明图像数据的收集,图像生成和显示的方法。

第 1 方法是最简单的方法,将接收到的超声波的反射信号强度记录在第 1 存储器 125 中并且原封不动实时地将断层像显示在监视器 114 上。探头旋转同时断层像也发生变化,如果旋转 360 度则能够收集并显示全部的截面数据。该方法在简便方面具有优势,特别是能够用于确认是否正在适当地收集数据。

第 2 方法是用于医生诊断的显示方法,将通过使探头旋转 1 次得到的单侧乳房全体的数据记录在第 1 存储器 125 中,根据该数据

由三维像素变换单元 129 变换成三维（以下称为 3D）正交坐标的三维像素数据并记录下来。图 13 是表示图 2、图 3A 或图 3B 的超声波阵列探头及其旋转轴的图。令旋转轴为 z 轴，探头的发送接收波面与 z 轴相交的点为原点，通过原点与 z 轴正交的方向当作 x 轴。图 13 是探头旋转的开始位置即与体轴成直角的方向的情形。考虑从原点沿探头的发送接收波面在距离 R 的点上，在从与发送接收波面垂直的方向形成 α 度的方向中发送接收超声波，根据位于深度为 r 的距离上的点 (x, z) 接收反射信号的情形。当求该点的坐标 (x, z) 时，得到

$$(\text{公式 1}) \quad x = (R + r \sin \alpha) \cos \theta - r \cos \alpha \sin \theta$$

$$(\text{公式 2}) \quad z = (R + r \sin \alpha) \sin \theta + r \cos \alpha \cos \theta$$

θ 是由装置决定的值， R 和 α 的值是根据发送接收的控制信号已知的， r 是根据超声波在深度为 r 的距离上往复的传播时间求得的。图 14 是从上面看图 13 得到的图，表示以 z 轴为中心旋转探头的样子。如果令通过原点与 x 轴正交的轴为 y 轴，则由下列公式表示来自从开始位置旋转 ϕ 度时的距离为 R 、角度为 α 方向的深度为 r 的反射波的位置坐标 (x, y, z) 。

$$(\text{公式 3}) \quad x = [(R + r \sin \alpha) \cos \theta - r \cos \alpha \sin \theta] \cos \phi$$

$$(\text{公式 4}) \quad y = [(R + r \sin \alpha) \cos \theta - r \cos \alpha \sin \theta] \sin \phi$$

$$(\text{公式 5}) \quad z = (R + r \sin \alpha) \sin \theta + r \cos \alpha \cos \theta$$

首先，将从坐标 (x, y, z) 的点反射出的超声波的反射信号强度与 (R, r, α, ϕ) 的值一起记录在第 1 存储器 125 中。其次，通过三维像素变换单元 129 用 (R, r, α, ϕ) 的值根据坐标变换公式（公式 3）、（公式 4）、（公式 5），将记录在第 1 存储器 125 中的反射信号变换到 (x, y, z) 的正交坐标中，并记录在第 2 存储器 126 中。这是图 15 所示的三维像素数据。因为如图 15 所示，三维像素的数目对于 x 、 y 、 z 方向分别为 $N1$ 、 $N2$ 、 $N3$ 个有限值但不是连续的值，所以当在 1 个三维像素中存在 2 个以上的数据时取它们的平均值，在不存在数据的三维像素中取入周围的三维像素的数

据的平均值。这样一来，通过将所有的 3D 数据变换为直角坐标并记录在存储器中，如图 15 所示能够得到 3D 的三维像素数据。用这样得到的三维像素数据可以实施 B 模式、C 模式、复合图像、立体视法等任意的显示法。在上述的例子中，在 1 点上的扫描方向是对 5 个方向来进行时，收集到 5 组的三维像素数据。

作为具体的显示方法，第 1，是在通常称为 B 模式的纵截面显示即与 z 轴平行的截面的显示中，一面与体轴方向平行地移动构成乳房全体的多个截面，或者一面以 z 轴为中心旋转，一面顺次显示的方法。在操作台 C 的输入装置 113 中具有显示模式选择按钮，用选择按钮选择显示法，通过输入装置 113 的控制杆顺次显示断层像。当使控制杆从中央位置向对面侧推倒时逐一显示出各截面，当使控制杆从中央位置向自身面前侧放倒时能够沿反方向返回。根据控制杆的角度能够阶段地或连续地改变显示速度。在各断层像中记录着能够特定截面位置的 ID 信息，由图像合成单元 127 用标记将 ID 信息和由 ID 信息自动求得的断层像的位置显示在同一画面中。例如，当将显示的断层像的位置沿体轴方向移动时，用 L 和 R 表示乳房的左或右，用数值表示 z 轴的坐标，当沿旋转方向移动并显示截面时，记录并显示旋转角 ϕ ，在以圆形模拟的乳房的图案上用直线显示截面的位置。当发现异常部位时，调节控制杆来显示最适合的截面作为静止图像记录下来。因为在该图像上也记录着 ID 信息，所以在再检查等中通过指定该 ID 能够容易地从所记录的 3D 数据再现该部位的图像。

作为其它的方法有在通常称为 C 模式的、与 z 轴垂直的截面显示中，一面沿 z 方向移动多个截面一面顺次显示的方法。用于观察图像的操作方法与 B 模式的情形相同。另外，因为在 C 模式中张数比较少，所以可以并列在 1 张画面上进行显示，也可以显示在照相胶片上。

被认为优选的方法是将 B 模式和 C 模式的图像并列在 1 张画面上显示，使其中任何一方的图像移动，将该位置用标记显示在其

它的图像上的方法。图 16 表示该显示例。在监视器 114 的上部显示 B 模式图像 52a，在它的下部显示 C 模式图像 53。C 模式是与体轴平行的水平面的断层像，所显示的截面的位置是在其上部所显示的 B 模式图像中以水平线 54 来显示的。另一方面，我们可知在上部显示的 B 模式图像是在下面的 C 模式图像上的直线 55a 上显示的截面。当发现异常部位 57 时固定地显示适合于观察的最佳截面，当在 B 模式上使垂直的直线 56 与异常部位 57 重合后操作控制杆时，如图 17 所示，在画面上部顺次显示将该直线 56 作为轴旋转移动的 B 模式图像，该剖面的位置在下面 C 模式图像中显示为 55b。根据这种显示法，医生能够在短时间内且详细地诊断多个断层像。

进一步作为其它方法有在图 12 所示的将在 1 点上进行的扫描方向变化成例如 5 个方向的例子中，将各个方向的 5 类图像数据加起来进行显示，当想要特别详细地进行观察时使图像停止在那里，将它的截面的在多个方向中的各个图像并列在同一画面上进行比较显示的方法。相加起来的图像减轻了斑点（斑点图形）和多重反射，提供出使信噪比提高，平滑易见的图像。另外，在不同方向进行发送接收的图像具有分别稍微不同的信息，有利于更准确的诊断。

根据上述实施方式，由于具有在液体中将超声波阵列探头固定在旋转轴上的构造，所以构造变得非常简单，通过电控制超声波束的发送接收方向，只旋转超声波阵列探头就能够在与乳房表面尽可能垂直的方向中发送接收超声波束，并且能够减轻多重反射，进一步可以完成对于扫描来说困难的 C' 部分的扫描，另外，可实现收集在短时间中固定的乳房的三维数据，适合于诊断的各种显示法。

另外，因为具有将封入液体容器移动设定在乳房的适当位置上的构造，所以被检查者能够以称为仰卧位的优选姿势接受检查。

进一步，通过在设置在体表下部的封入液体容器的上部，进行与封入液体容器的液体不同的液体的给排水，能够在乳房表面不存在气泡地得到良好的图像，并且，能够使与乳房相接的液体几乎没有污染地保持清洁。

另外,通过电控制,在与乳房表面尽可能垂直的方向中发送接收超声波束,从而构造变得简单,能够减轻多重反射,还能够进行被认为是扫描困难的C'部分的扫描。

另外,通过将封入液体容器的具有超声波透过性的膜做成网状膜构造,从而能够减轻作为在水浸法中成为最大问题的多重反射,增大超声波的透过力,并确保容器的强度。

如果使用从多个方向进行超声波的发送接收得到的图像数据,则除了可以减轻多重反射,减少斑点,改善信噪比,得到品质优良的图像外,也可以增加对诊断有用的信息,描绘通常难以看到的乳头正下方的乳管。

通过生成或合成从不同方向扫描同一截面得到的图像,能够显示由于发送接收方向的差异而具有不同诊断信息的图像,可以确认和减轻多重反射,减少斑点,改善信噪比。

另外,通过将在乳房的全部区域中收集到的图像数据转换成三维像素数据,从三维像素数据生成各种图像,从而可利用图像处理的通用的硬件和软件,容易地生成并显示适合于诊断的图像。

进一步,通过将B模式图像和C模式图像同时显示,且顺次切换一个图像地进行显示,来显示各个截面位置,能够在短时间里观察数百张断层像并且能够详细地检查异常部位。

另外,通过将截面位置信息记录在各个断层像中,根据记录的信息自动地将截面位置用标记显示在画面上,能够直观地掌握正在显示的截面的位置,并且能够容易地检索想要显示的截面,能够将需要的图像简单地显示在画面上。

此外,本发明不限于上述实施方式本身中,在实施阶段,在不脱离本发明要旨的范围内能够改变构成要素并使其具体化。另外,通过在上述实施方式中所公开的多个构成要素的适当组合,能够形成各种发明。例如,也可以从实施方式中表示的全部构成要素删除几个构成要素。进一步,也可以适当地组合不同实施方式中的构成要素。

图1

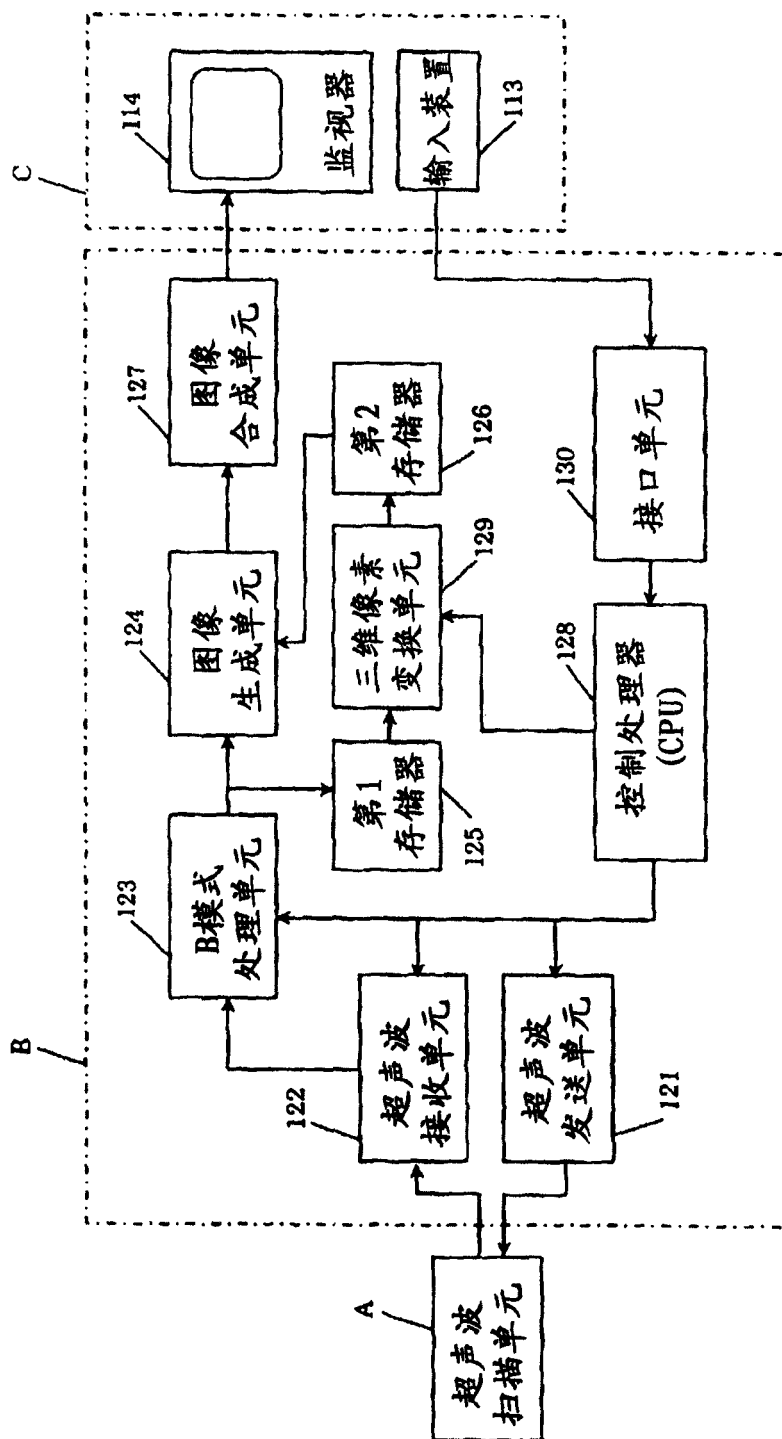


图2

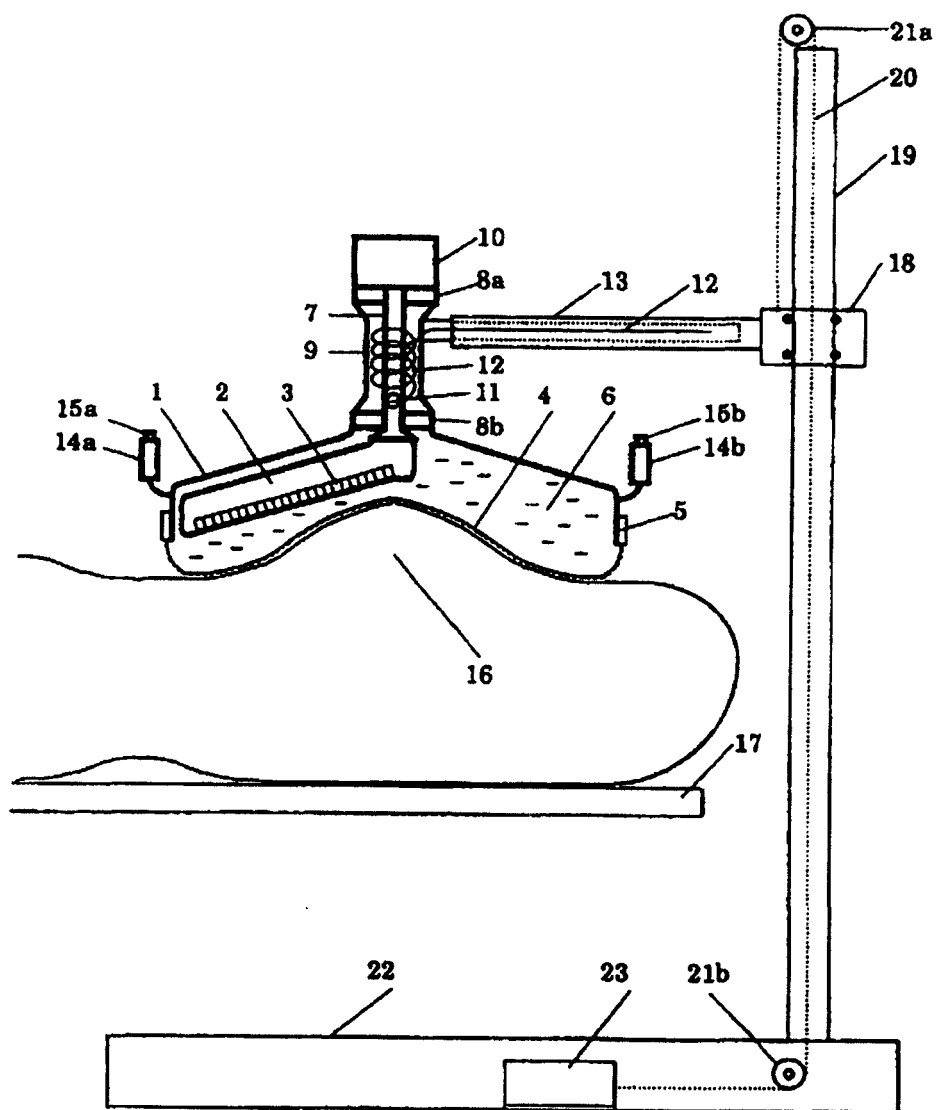


图 3A

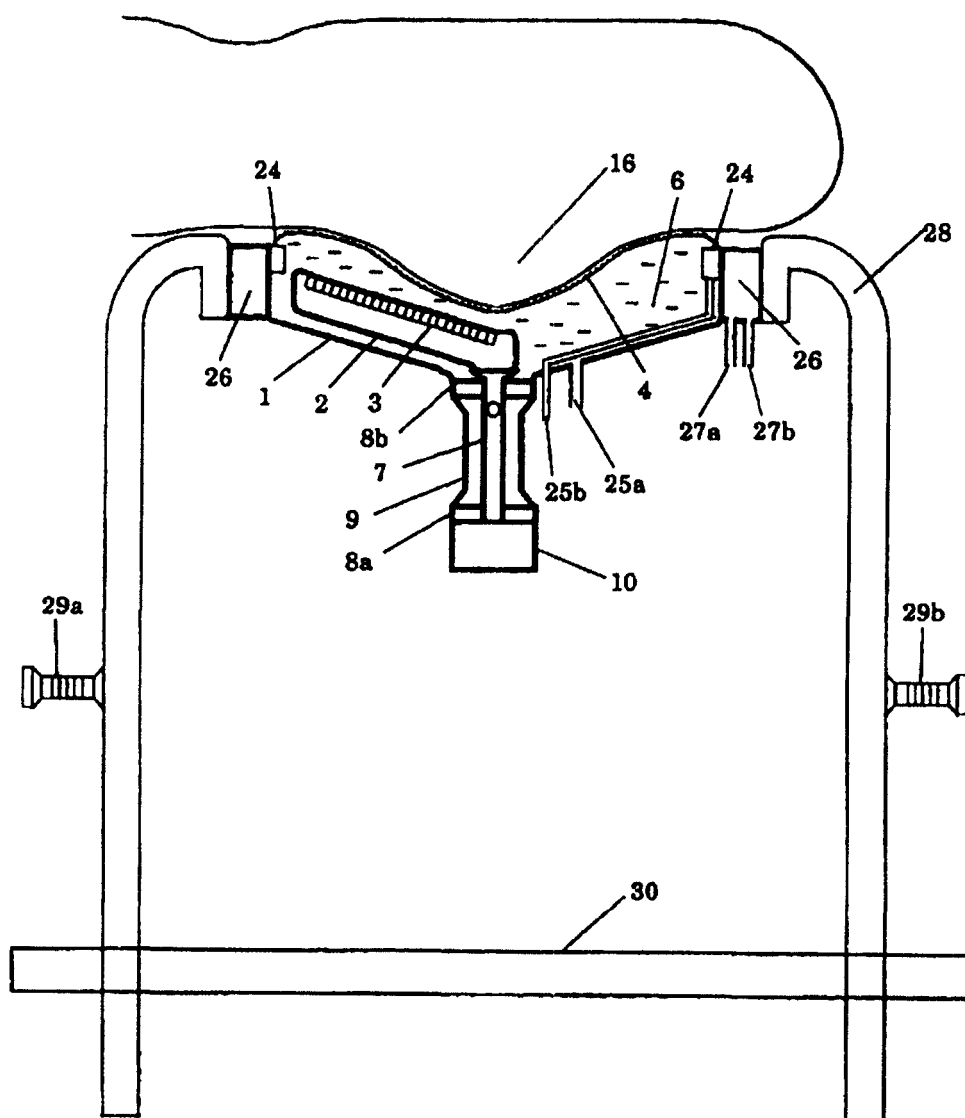


图 3B

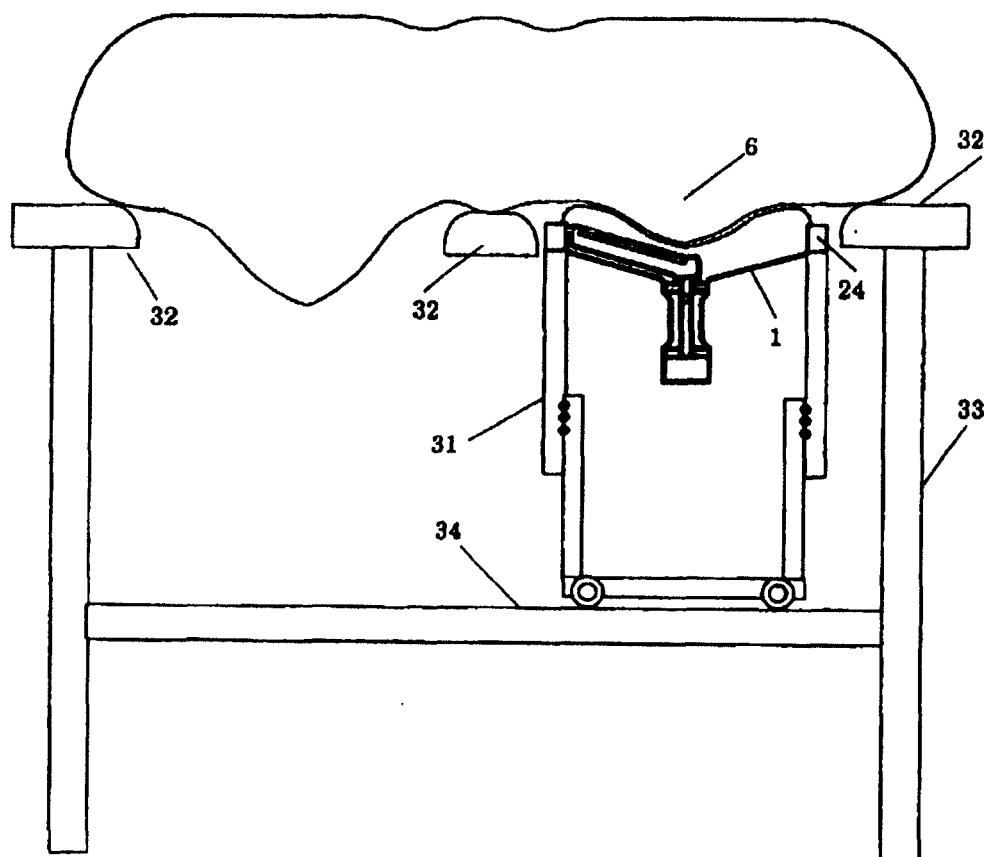


图4

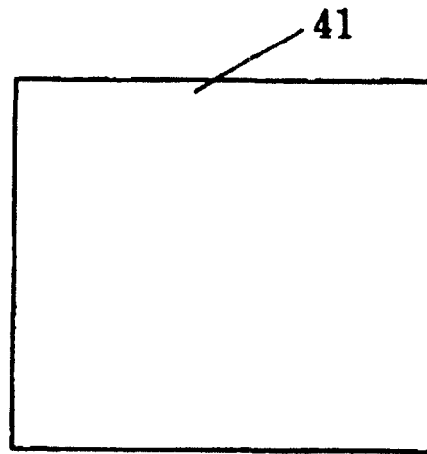


图5

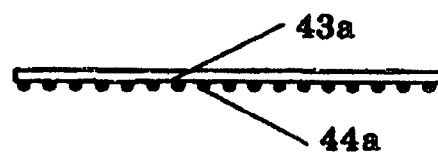
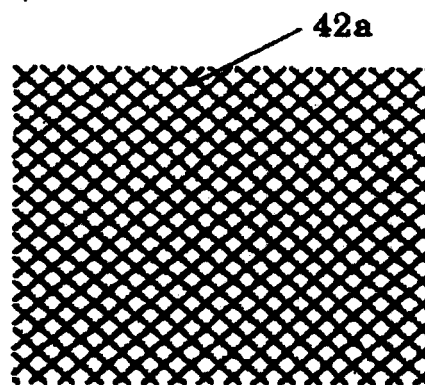


图6

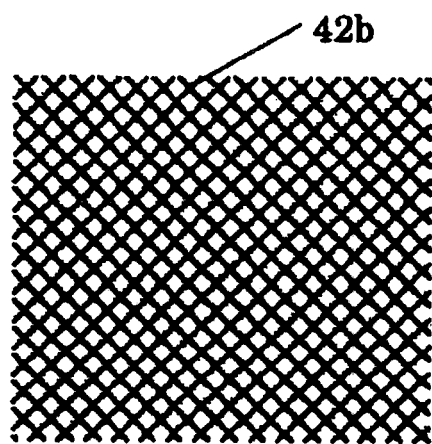


图7

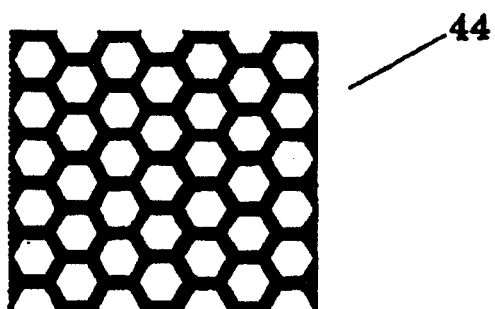
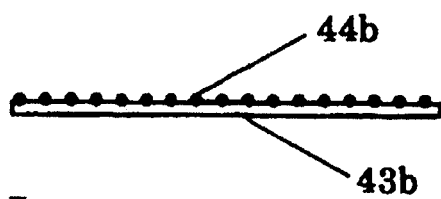


图8

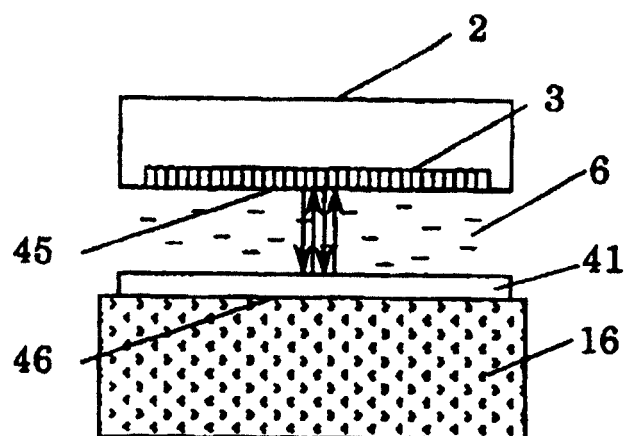


图9

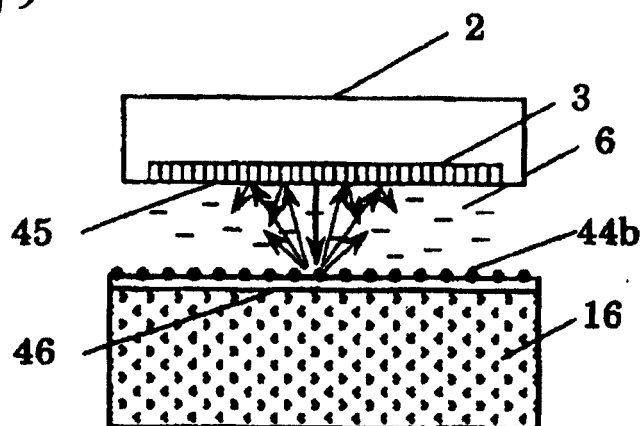


图10

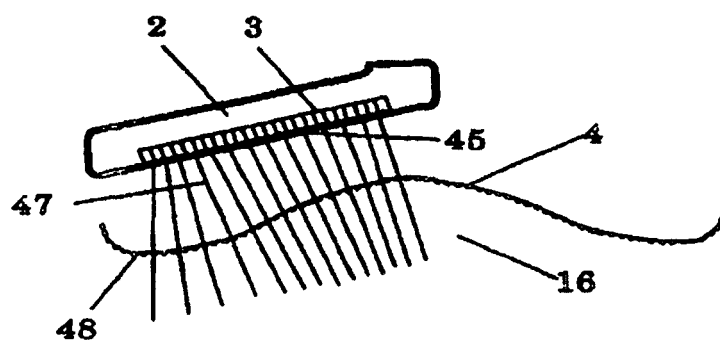


图 11

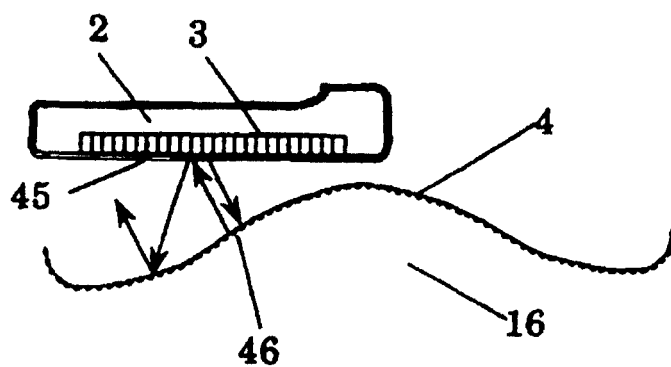


图 12

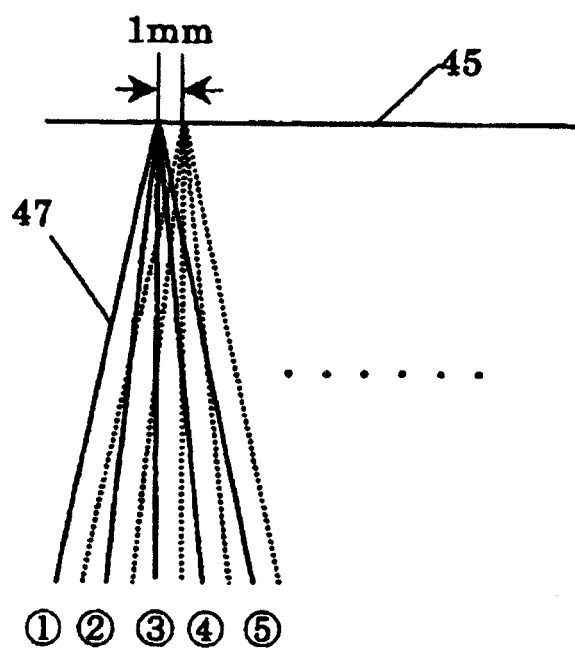


图13

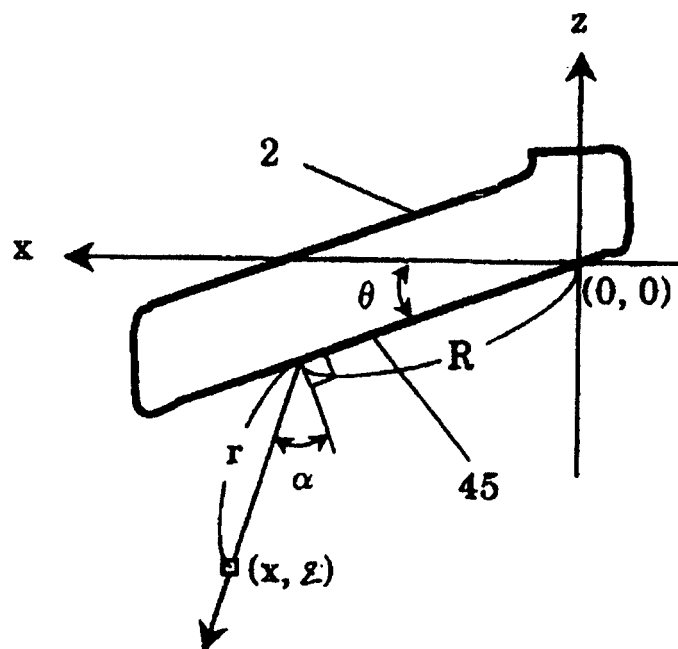


图14

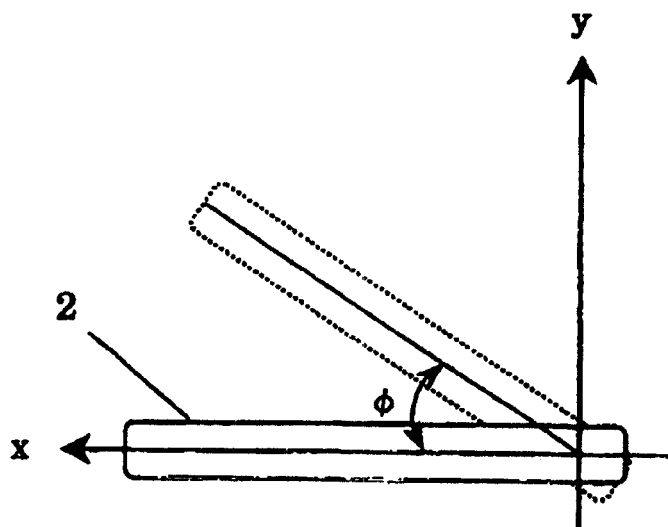


图15

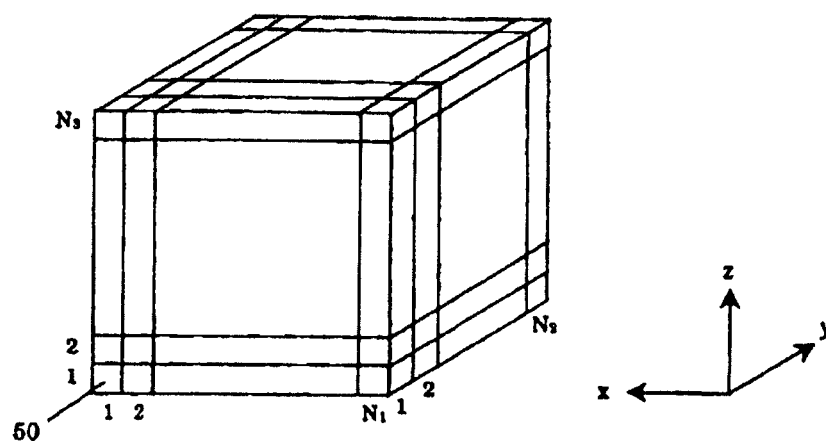


图16

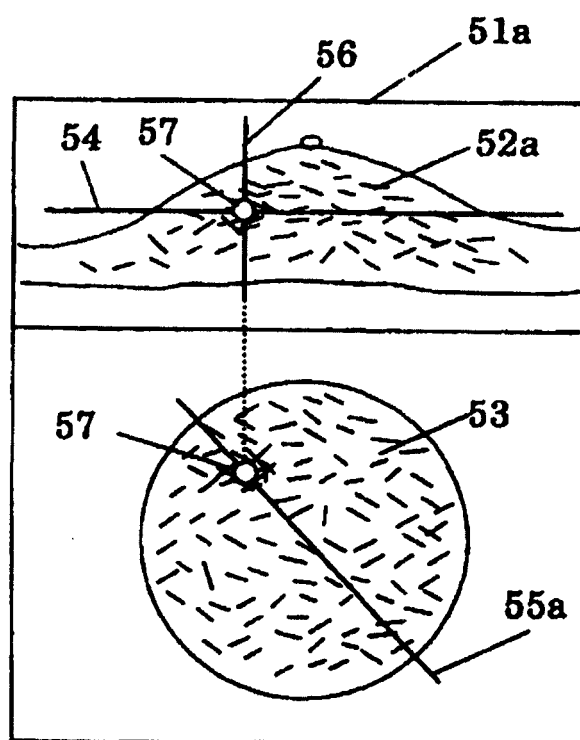
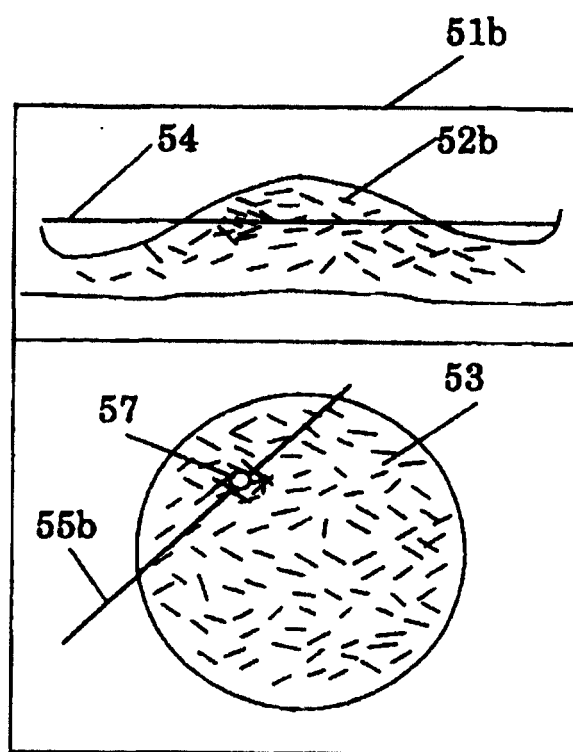


图17



专利名称(译)	超声波检查装置		
公开(公告)号	CN101002690A	公开(公告)日	2007-07-25
申请号	CN200710003969.4	申请日	2007-01-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	饭沼一浩 濑尾育式		
发明人	饭沼一浩 濑尾育式		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/406 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/4218 A61B8/0825 A61B8/4281 A61B8/4209		
代理人(译)	吴丽丽		
优先权	2006011677 2006-01-19 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波检查装置，通过以规定角度将超声波阵列探头固定在旋转轴上，从而使机械构造变得简单，以超声波发送接收方向大致与乳房表面垂直的方式电控制超声波束，只通过旋转探头就能够收集包含C'部分在内的乳房全部区域的数据。另外，将介在探头和乳房之间的膜制成网状构造，减轻了多重反射。进一步，通过同时显示B模式图像和C模式图像，能够在短时间内得到准确的诊断。

