



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101897598 A

(43) 申请公布日 2010. 12. 01

(21) 申请号 201010193990. 7

(22) 申请日 2010. 05. 31

(30) 优先权数据

2009-132460 2009. 06. 01 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 小作秀树

(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 11038

代理人 崔成哲

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

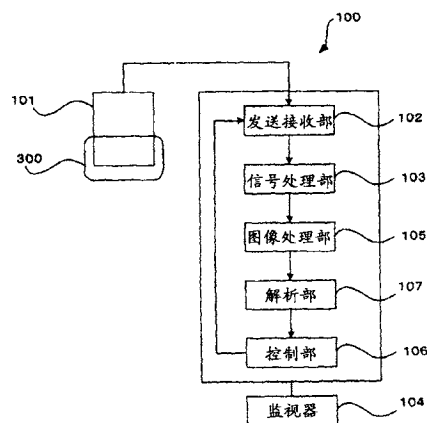
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 6 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供超声波诊断装置。具备：超声波探测器，具有向被检体发送接收超声波的超声波发送接收面；声音耦合器，形状根据种类而不同，可装卸地覆盖上述超声波发送接收面；生成单元，根据上述超声波探测器接收的超声波，生成从上述超声波发送接收面向深度方向扩展的图像；以及解析单元，根据由上述生成单元生成的图像内有无声音耦合器区域以及其形状，识别是否安装有上述声音耦合器以及安装的声音耦合器的种类，从而即使在超声波探测器、声音耦合器中不具备特别的结构也可以识别声音耦合器。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探测器,具有向被检体发送超声波并从被检体接收超声波的超声波发送接收面;

声音耦合器,形状根据种类而不同,可装卸地覆盖上述超声波发送接收面;

生成单元,根据上述超声波探测器接收的超声波,生成从上述超声波发送接收面向深度方向扩展的图像;以及

解析单元,根据由上述生成单元生成的图像内有无声音耦合器区域以及其形状,来识别是否安装有上述声音耦合器以及安装的声音耦合器的种类。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述解析单元预先存储表示图像内的声音耦合器区域的各种形状的图案,通过将由上述生成单元生成的图像和上述图案进行比较,来识别是否安装有上述声音耦合器以及安装的声音耦合器的种类。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备控制上述超声波探测器的超声波发送接收条件的控制单元,

上述控制单元根据上述解析单元识别的是否安装有上述声音耦合器以及安装的声音耦合器的种类,来变更上述超声波发送接收条件。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元根据是否安装有具有曲率比由上述解析单元识别的上述超声波探测器的超声波发送接收面的曲率大的超声波发送接收面的上述声音耦合器,使上述超声波探测器将上述超声波发送接收的扫描变更为限定于比该声音耦合器的超声波发送接收面窄的规定范围的范围中。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述解析单元以每规定时间间隔进行上述识别。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置。进一步详细而言,涉及具有可以装卸声音耦合器(acoustic coupler)的超声波探测器的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置用于心脏或肝脏那样的腹部内脏器官等的诊断用途。另外,还用于其他各种部位的诊断用途。以往,为了根据部位进行超声波探测器的超声波发送接收面的适当调整或超声波的会聚速度的调整等,有时在超声波探测器的超声波发送接收面安装声音耦合器。因此,声音耦合器的超声波发送接收面的形状或材质根据各种诊断对象部位而不同。与作为诊断对象的部位对应地选择具有适合的超声波发送接收面的形状等的声音耦合器,并安装到超声波探测器,通过超声波诊断装置进行诊断。

[0003] 在安装了声音耦合器时,由于安装声音耦合器而引起的医用图像上的显示深度的变化、或超声波波束的折射等,超声波诊断装置需要来修正医用图像。另外,还需要根据成为诊断对象的部位的超声波传播特性来修正医用图像。即,在安装了声音耦合器时,超声波诊断装置需要根据该声音耦合器的种类来变更超声波的发送接收条件。

[0004] 该超声波的发送接收条件的变更有可能使操作变得繁杂,所以以往在声音耦合器中内置了保持有识别 ID 的存储器等电路,另一方面,在超声波探测器中内置了从该存储器取得识别 ID 的电路。而且,提出了根据该识别 ID 的取得而确定所安装的声音耦合器的种类,校正声音耦合器的厚度、声速值的方法(例如,参照“专利文献 1(日本特开平 5-76528 号公报)”、“专利文献 2(日本特开 2003-70788 号公报)”)。

[0005] 但是,在这样的在声音耦合器中保持识别 ID 并电气地读取该识别 ID 的方式中,存在声音耦合器的结构变得复杂这样的问题。另外,超声波探测器也需要识别该识别 ID 的结构,存在超声波探测器的结构变得复杂这样的问题。

发明内容

[0006] 本发明是鉴于上述那样的问题而完成的。本发明的目的在于,提供一种超声波诊断装置,无需在声音耦合器或超声波探测器中嵌入用于识别声音耦合器的种类的在电气上特有的结构,便可以识别声音耦合器。

[0007] 为了解决上述课题,本发明提供一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

[0008] 超声波探测器,具有向被检体发送超声波并从被检体接收超声波的超声波发送接收面;

[0009] 声音耦合器,形状根据种类而不同,可装卸地覆盖上述超声波发送接收面;

[0010] 生成单元,根据上述超声波探测器接收的超声波,生成从上述超声波发送接收面向深度方向扩展的图像;以及

[0011] 解析单元,根据由上述生成单元生成的图像内有无声音耦合器区域以及其形状,来识别是否安装有上述声音耦合器以及安装的声音耦合器的种类。

[0012] 上述解析单元预先存储表示图像内的声音耦合器区域的各种形状的图案,通过将上述生成单元生成的图像和上述图案进行比较,来识别是否安装有上述声音耦合器以及安装的声音耦合器的种类。

[0013] 还具备控制上述超声波探测器的超声波发送接收条件的控制单元,

[0014] 上述控制单元根据上述解析单元识别的是否安装有上述声音耦合器以及安装的声音耦合器的种类,来变更上述超声波发送接收条件。

[0015] 上述控制单元根据是否安装有具有曲率比由上述解析单元识别的上述超声波探测器的超声波发送接收面的曲率大的超声波发送接收面的上述声音耦合器,使上述超声波探测器将上述超声波发送接收的扫描变更为限定于比该声音耦合器的超声波发送接收面窄的规定范围的范围中。

[0016] 上述解析单元以每规定时间间隔进行上述识别。

[0017] 根据本发明,即使在超声波探测器或声音耦合器中不具备特别的结构也可以识别声音耦合器。

附图说明

[0018] 图 1 是示出本发明的超声波诊断装置的内部结构的框图。

[0019] 图 2 是示出超声波探测器的内部结构的示意图。

[0020] 图 3 是示出声音耦合器的示意图。

[0021] 图 4a 是示出安装了各种声音耦合器的情况下的各医用图像的示意图。

[0022] 图 4b 是示出安装了各种声音耦合器的情况下的各医用图像的示意图。

[0023] 图 4c 是示出安装了各种声音耦合器的情况下的各医用图像的示意图。

[0024] 图 4d 是示出安装了各种声音耦合器的情况下的各医用图像的示意图。

[0025] 图 4e 是示出安装了各种声音耦合器的情况下的各医用图像的示意图。

[0026] 图 4f 是示出安装了各种声音耦合器的情况下的各医用图像的示意图。

[0027] 图 5a 是示出模拟了声音耦合器的形状的图案的示意图。

[0028] 图 5b 是示出模拟了声音耦合器的形状的图案的示意图。

[0029] 图 5c 是示出模拟了声音耦合器的形状的图案的示意图。

[0030] 图 5d 是示出模拟了声音耦合器的形状的图案的示意图。

[0031] 图 5e 是示出模拟了声音耦合器的形状的图案的示意图。

[0032] 图 5f 是示出模拟了声音耦合器的形状的图案的示意图。

[0033] 图 6 是示出通过该控制部 106 进行的与是否安装有声音耦合器 300 以及安装了该声音耦合器 300 的情况下的声音耦合器 300 的种类对应的识别动作的流程图。

[0034] 图 7 是示出控制后的医用图像的一个例子的示意图。

具体实施方式

[0035] (第 1 实施方式)

[0036] 以下,参照附图,具体说明本发明的超声波诊断装置的实施方式。

[0037] 图 1 所示的超声波诊断装置 100 对被检体发送超声波。超声波诊断装置 100 接收从被检体反射的超声波,生成被检体内的医用图像而进行显示。超声波的发送接收条件根

据是否安装有声音耦合器 300、以及安装的声音耦合器 300 的种类而发生变化。对于是否安装有声音耦合器 300、以及安装的声音耦合器 300 的种类,通过所生成的医用图像的解析来识别。在超声波的发送接收条件中,例如包括发送电压、发送波形、脉冲重复频率、超声波扫描范围、焦点、增益以及声速等控制参数。

[0038] 该超声波诊断装置 100 具有超声波探测器 101、发送接收部 102、信号处理部 103 以及图像处理部 105。超声波探测器 101 与发送接收部 102 连接。发送接收部 102 与信号处理部 103 连接。信号处理部 103 与图像处理部 105 连接。该超声波诊断装置 100 根据超声波的发送接收来生成被检体内的医用图像。另外,该超声波诊断装置 100 具有监视器 104、控制部 106 以及解析部 107。

[0039] 图 2 是示出超声波探测器 101 的内部结构的示意图。超声波探测器 101 与超声波诊断装置 100 连接而对被检体发送接收超声波并从被检体接收超声波。该超声波探测器 101 是在衬底材料 211 的一面,依次层叠超声波振动元件 212、声音匹配层 213 以及声音透镜 214 而构成的。超声波振动元件 212 被电极对 215 夹住。这些衬底材料 211、超声波振动元件 212、声音匹配层 213、声音透镜 214 以及电极对 215 被收容在探测器外壳中,探测器外壳的声音透镜 214 侧的面成为超声波发送接收面,将超声波发送到外部,并从外部接收超声波。

[0040] 超声波振动元件 212 是具有可以可逆地变换声音与电的压电效果的元件。

[0041] 作为超声波振动元件 212,使用锆钛酸铅 $\text{Pb}(\text{Zr}, \text{Ti})\text{O}_3$ 、铌酸锂 (LiNbO_3) 、钛酸钡 (BaTiO_3) 或者钛酸锶铅 (PbTiO_3) 等压电陶瓷材料。以 1D 阵列、2D 阵列等各种方式在平面上排列了超声波振动元件 212。1D 阵列是在阵列方向上排列多个长条状的超声波振动元件 212 的方式。2D 阵列是矩阵状地排列了多个超声波振动元件 212 的方式。该超声波振动元件 212 如果施加了电压,则在层叠了衬底材料 211、声音匹配层 213 的层叠方向上发送超声波。另外,该超声波振动元件 212 如果接收到从被检体内反射的反射波,则输出电信号。

[0042] 电极对 215 向被电极对 215 夹住的超声波振动元件 212 施加电压。另外,通过超声波振动元件 212 接收反射波而输出的电信号流过电极对 215。电极对 215 是与多个超声波振动元件 212 分别对应地设置的。在超声波振动元件 212 的衬底材料 211 侧的面上,连接了针对各超声波振动元件 212 的每一个独立的信号电极。在超声波振动元件 212 的声音匹配层 213 侧的面上,连接了公共 (GND) 电极。

[0043] 衬底材料 211 在超声波振动元件 212 发送的超声波、接收的反射波中,衰减吸收对于超声波诊断装置的图像生成而言不需要的超声波振动分量。另外,将伴随超声波的发送而产生的热传达到电缆部等散热部件 (未图示)。衬底材料 211 由超声波的衰减率高的材料、或热传导性高的材料组成。例如,一般使用在合成橡胶、环氧树脂或者聚氨酯橡胶等中混入了钨、铁素体 (ferrite)、氧化锌等无机粒子粉末等的材料。

[0044] 声音匹配层 213 抑制由于声音阻抗的不匹配引起的被检体体表中的超声波的反射。该声音匹配层 213 具有超声波振动元件 212 的声音阻抗与被检体体表的声音阻抗的中间的声音阻抗。该声音匹配层 213 使用环氧树脂、塑料材料等。也可以由声音阻抗不同的多个层构成,以使声音阻抗阶段性地接近被检体体表的声音阻抗。

[0045] 声音透镜 214 与被检体的体表面接触而中继超声波发送接收。该声音透镜 214 在被检体侧具有凸面。该声音透镜 214 通过对超声波振动元件 212 振荡出的超声波进行会聚,

从而在被检体的规定深度处形成声音的焦点。

[0046] 如图 3 所示,在该超声波探测器 101 上,可装卸地安装了声音耦合器 300。声音透镜 214 附近的声压分布呈现复杂且具有强弱的声压分布。因此,即使对来自该区域的信号进行处理也得不到良好的图像。因此,将声音耦合器 300 配置成与声音透镜 214 相接,可以不使用透镜附近的声场,而从生物体表面利用均匀的声场,可以得到良好的图像。

[0047] 声音耦合器 300 具有与超声波探测器 101 的超声波发送接收面的形状大致相同的背面。声音耦合器 300 是使其背面与超声波探测器 101 的超声波发送接收面紧密相接地安装的。声音耦合器 300 在安装到超声波探测器 101 时,在超声波的发送接收方向上具有规定的厚度。另外,声音耦合器 300 的前面的形状、即声音耦合器 300 的超声波发送接收面的形状根据种类而不同。该声音耦合器 300 具有从侧面超过背面地竖立设置的钩状的钩子,通过用该钩子嵌入到超声波探测器 101 的台阶部(step)而安装。通过使该钩子张开而解除嵌入,将声音耦合器 300 从超声波探测器 101 拆下。

[0048] 图 4a、图 4b、图 4c、图 4d、图 4e 以及图 4f 是安装了各种声音耦合器 300 的情况下的各医用图像。这些图是示出声音耦合器 300 的一个例子的图。声音耦合器 300 反映在医用图像的上部区域(以下,称为耦合器区域 301)。该耦合器区域 301 区别于其他区域,而具有表示声音耦合器 300 的像素值。在声音耦合器 300 中,由于将热传导率低的材料用作耦合器材料,从而发送输出产生的热难以传递到生物体,可以提高发送输出。

[0049] 作为耦合器材料,优选使用丁二烯类橡胶等、树脂等、丁二烯类橡胶与硅化物(silicone)的混合物、以及丁二烯类橡胶与氧化锌的混合物等。作为耦合器材料,优选使用声音阻抗近似于人体、由于超声波的传播引起的衰减小的材料。进而,作为耦合器材料,还优选使用通过混合物的硅、氧化锌等来调整了特性的材料等。

[0050] 耦合器材料的超声波的衰减的程度优选为 0.2dB/mm MHz 以下。根据混合比例,0.05dB/mm MHz 以下的材料也可以实现,但声音阻抗与生物体的大约 15Mrayl 之差变大,所以存在与声音透镜、生物体之间的反射变大的可能性。各种声音耦合器 300 具有考虑了成为诊断对象部位的关心区域的声音阻抗的组成。

[0051] 声音耦合器 300 由于其衰减率的差异而具有与生物体不同的像素值。一般来讲,声音耦合器 300 内的超声波的反射小,所以在医用图像上,耦合器区域 301 的像素值变低。因此,耦合器区域 301 与其他区域存在区别,具有表示声音耦合器 300 的像素值。

[0052] 声音耦合器 300 例如可以使用如图 4a 的耦合器区域 301 所示具有声音耦合器 300 的前面的剖面形状平坦的形状的部件、如图 4b 的耦合器区域 301 所示声音耦合器 300 的前面的剖面形状从一侧面向另一侧面线性地倾斜的部件、如图 4c 的耦合器区域 301 所示声音耦合器 300 的前面的曲率比背面的曲率大且平缓的部件、即比超声波发送接收面的曲率大且平缓的部件、如图 4d 的耦合器区域 301 所示声音耦合器 300 的前面的曲率比背面的曲率大且陡峭的部件、即比超声波发送接收面的曲率大且陡峭的部件(例如肋骨等狭窄的部分)等。根据诊断的部位等来区分是否安装这些声音耦合器 300、以及安装什么种类的声音耦合器。

[0053] 图 4c 所示的声音耦合器 300 用于如下情况:在凸状探测器的情况下,虽然希望确保较宽的视角,但如果以使超声波发送接收面较强地按压到生物体的方式接触,则对患者造成痛苦;或在超声波探测器 101 中产生负荷而成为对耐久性不利的条件的情况。图 4d 所

示的声音耦合器 300 用于易于抵接到肋骨之间那样的情况。

[0054] 另外,还有时如图 4e 以及图 4f 的耦合器区域 301 所示,在声音耦合器 300 中,埋入了声音阻抗与耦合器材料不同的金属管等鉴别器。由于声音阻抗与耦合器材料不同,所以可以在医用图像上识别出该金属管。根据种类使金属管的剖面形状、或埋入位置不同,以确定声音耦合器 300 的种类。例如,图 4e 所示的声音耦合器 300 在侧面侧埋入了金属管,由此剖面形状与图 4a 至图 4d 的声音耦合器 300 不同。而且,通过该剖面形状的相异来识别种类。另外,图 4f 所示的声音耦合器 300 在两侧面埋入了金属管,由此剖面形状与图 4e 的声音耦合器 300 不同。而且,通过该剖面形状的相异来识别两者的种类。

[0055] 返回到图 1,从发送接收部 102 供给对超声波探测器 101 施加的信号电压。发送接收部 102 由发送部以及接收部构成。发送部与接收部都与电极对连接。发送部对各电极对施加规定的信号电压。接收部接收从各电极对发送的回波信号。

[0056] 从控制部 106 对该发送部与接收部输入发送电压、发送波形、脉冲重复频率、超声波扫描范围、焦点、增益以及声速值等控制参数,根据这些控制参数进行信号电压的施加以及回波信号的接收。

[0057] 发送部产生与控制参数的脉冲重复频率对应的频率的脉冲信号。发送部针对各超声波振动元件 212,与控制参数的超声波扫描范围以及焦点对应地使该脉冲信号延迟后,将其变换成与控制参数的发送电压对应的高电压,而施加到超声波振动元件 212。

[0058] 接收部根据控制参数的增益对接收的回波信号进行放大。然后,接收部将放大后的回波信号变换成数字信号。进而,将与控制参数的声速值对应的信号延迟量的为了决定接收指向性而所需的延迟时间提供给变换后的数字信号,并进行整相加法 (phasing and addition)。通过上述整相加法生成强调了来自与接收指向性对应的方向的反射分量的单一的回波信号。

[0059] 从接收部将回波信号输出到信号处理部 103。信号处理部 103 通过对回波信号实施用于医用图像生成的信号处理而得到光栅图像数据。在医用图像生成的信号处理中,对回波信号进行带通滤波处理。之后,进行包络线检波。然后,通过对检波的数据进行利用对数变换的压缩处理,而得到医用图像的光栅图像数据。

[0060] 将光栅图像数据从信号处理部 103 经由图像存储器输入到图像处理部 105。图像处理部 105 通过扫描变换处理,将光栅图像数据变换为正交坐标系的视频格式。变换为视频格式后的图像数据被输出到监视器 104。监视器 104 显示该医用图像的图像数据。

[0061] 解析部 107 对生成的医用图像进行解析。解析部 107 通过该解析来识别是否安装有声音耦合器 300 以及安装的声音耦合器 300 的种类。控制部 106 通过输出与该解析部 107 的解析结果对应的控制参数来控制发送接收部 102。

[0062] 解析部 107 存储有模拟了各种声音耦合器 300 的剖面形状的模式 400。该模式 400 既可以是例如图形那样的对象数据,也可以是表示剖面形状的各位置与其他位置在数值上的大小关系的数值数据。

[0063] 图 5a、图 5b、图 5c、图 5d、图 5e 以及图 5f 是示意地示出解析部 107 存储的模式 400 的图。图 5a 所示的模式 400 模拟了图 4a 所示的声音耦合器 300 的剖面形状,模式 400 的下面与该声音耦合器 300 的前面同样地成为平坦。图 5b 所示的模式 400 模拟了图 4b 所示的声音耦合器 300 的剖面形状,模式 400 的下面从一侧面向另一侧面线性地倾斜。图 5c 所

示的图案 400 模拟了图 4c 所示的声音耦合器 300 的剖面形状,图案 400 的下面的曲率成为与该声音耦合器 300 的前面的曲率相同。图 5d 所示的图案 400 模拟了图 4d 所示的声音耦合器 300 的剖面形状,成为与该声音耦合器 300 的前面的曲率相同。图 5e 所示的图案 400 模拟了图 4e 所示的声音耦合器 300 的剖面形状,在一个侧面侧附加了金属管的剖面。图 5f 所示的图案 400 模拟了图 4f 所示的声音耦合器 300 的剖面形状,在两侧面侧附加了金属管的剖面。

[0064] 解析部 107 判断在医用图像上是否存在表示声音耦合器 300 的耦合器区域 301。如果存在耦合器区域 301,则将各图案 400 和该耦合器区域 301 进行比较,选出与该耦合器区域 301 一致的图案 400。根据在医用图像的上部是否存在表示声音耦合器 300 的像素值集中的区域,来判断耦合器区域 301 的存在。

[0065] 控制部 106 预先存储有各控制参数的组合。这些控制参数与解析部 107 的解析结果一对一地相关联。控制部 106 根据解析部 107 的解析结果来读出控制参数的一个组合并输出到发送接收部 102。通过该控制参数的输出,超声波诊断装置 100 根据是否安装有声音耦合器 300 以及安装了声音耦合器 300 的情况下的声音耦合器 300 的种类来发送接收超声波,并生成医用图像。

[0066] 解析部 107 与控制部 106 确认是否安装有该声音耦合器 300,在安装了声音耦合器 300 的情况下,识别声音耦合器 300 的种类。进而,按照 10 秒间隔等规定的间隔来进行与声音耦合器 300 的识别对应的超声波发送接收条件的决定(可以任意地设定该间隔)。即,自动地进行识别与超声波发送接收条件的决定。另外,超声波诊断装置 100 也可以例如在超声波探测器 101 中具有按钮,如果按下该按钮,则进行该识别以及条件的决定。

[0067] 图 6 是示出通过该控制部 106 进行的与是否安装有声音耦合器 300 以及安装了该声音耦合器 300 的情况下的声音耦合器 300 的种类对应的识别动作的流程图。

[0068] 首先,控制部 106 设定是手动还是自动地进行耦合器区域 301 与图案 400 的识别的识别方式(S01)。在手动识别的情况下,根据输入到控制部 106 的识别开始指示来开始识别(S02)。

[0069] 图像处理部 105 取得医用图像(S03)。图像处理部 105 对取得的医用图像实施图像处理而设为图案 400(S04)。

[0070] 解析部 107 对耦合器区域 301 与图案 400 进行图像图案比较,如果耦合器区域 301 与图案 400 一致(S05,“是”),则控制部 106 将与耦合器区域 301 一致的图案 400 对应的控制参数输出到发送接收部 102 而结束识别。

[0071] 另一方面,如果耦合器区域 301 与图案 400 不一致(S05,“否”),则控制部 106 变更为没有安装声音耦合器 300 的情况下的控制参数(S06),将该控制参数输出到发送接收部 102 而结束识别。

[0072] 在对耦合器区域 301 与图案 400 的识别进行自动识别的情况下,控制部 106 设定所输入的识别间隔时间(S07)。

[0073] 图像处理部 105 取得医用图像(S08)。图像处理部 105 对取得的医用图像实施图像处理而设为图案 400(S09)。

[0074] 解析部 107 对耦合器区域 301 与图案 400 进行图像图案比较,如果耦合器区域 301 与图案 400 一致(S10,“是”),则控制部 106 将与耦合器区域 103 一致的图案 400 对应的

控制参数输出到发送接收部 102,继续图像图案比较。

[0075] 另一方面,如果耦合器区域 301 与图案 400 不一致(S10,“否”),则控制部 106 变更为没有安装声音耦合器 300 的情况下的控制参数(S11),将该控制参数输出到发送接收部 102,继续图像图案比较。

[0076] 说明这样的超声波诊断装置 100 的具体例。在安装了图 4d 所示的适合于从肋骨的窄间隙发送接收超声波的声音耦合器 300 的情况下,从图像处理部 105 输出该医用图像。由于在医用图像上部存在耦合器区域 301,所以解析部 107 将各图案 400 和该医用图像进行比较,选出图 5d 所示的图案 400。由此,控制部 106 将与该图案 400 对应的控制参数输出到发送接收部 102。由此,在控制参数的输出后,如图 7 所示,以使超声波扫描范围比声音耦合器 300 的前面即接触面狭窄地,发送接收超声波。对于使该超声波扫描范围狭窄的控制参数,由于肋骨不使超声波通过而去除了不必要的扫描范围而提高了帧率。

[0077] 如上所述,在该超声波诊断装置 100 中,根据映射到医用图像中的耦合器区域的有无以及形状,来识别是否安装有声音耦合器以及安装了的情况下的声音耦合器的种类,所以即使在超声波探测器或声音耦合器中不具备特别的结构,也可以识别声音耦合器。另外,可以根据所识别的声音耦合器的种类适当地调整控制参数,可以增加所得到的图像的信息量,增强诊断能力。

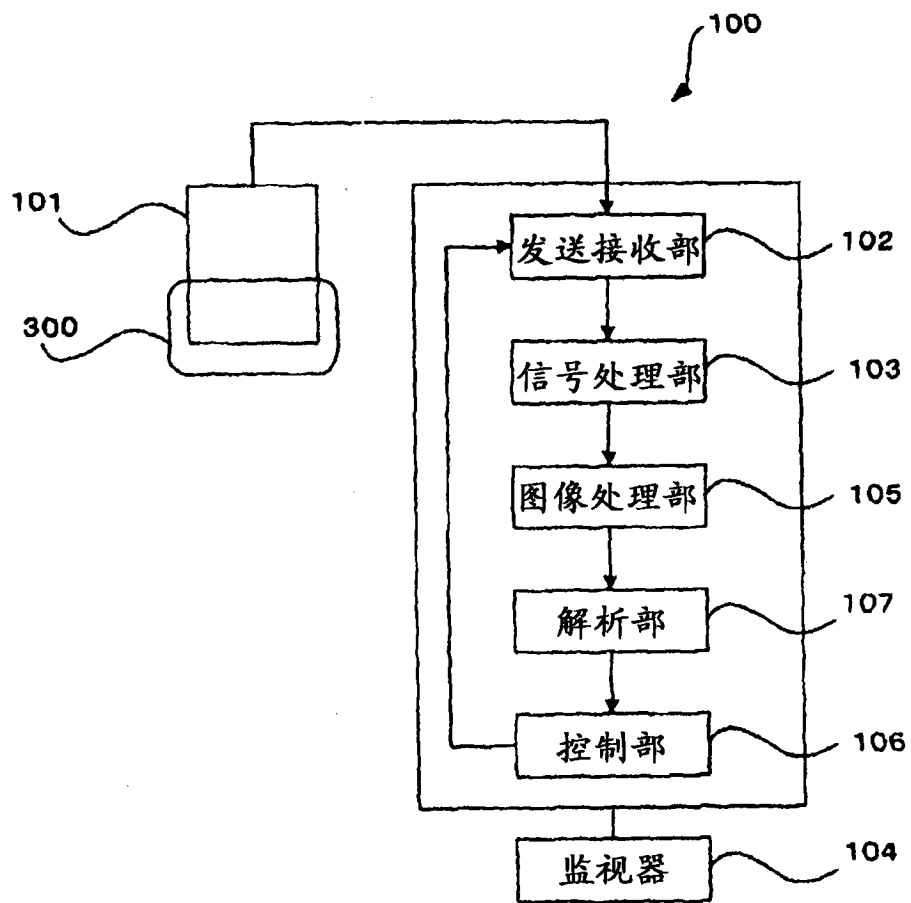


图 1

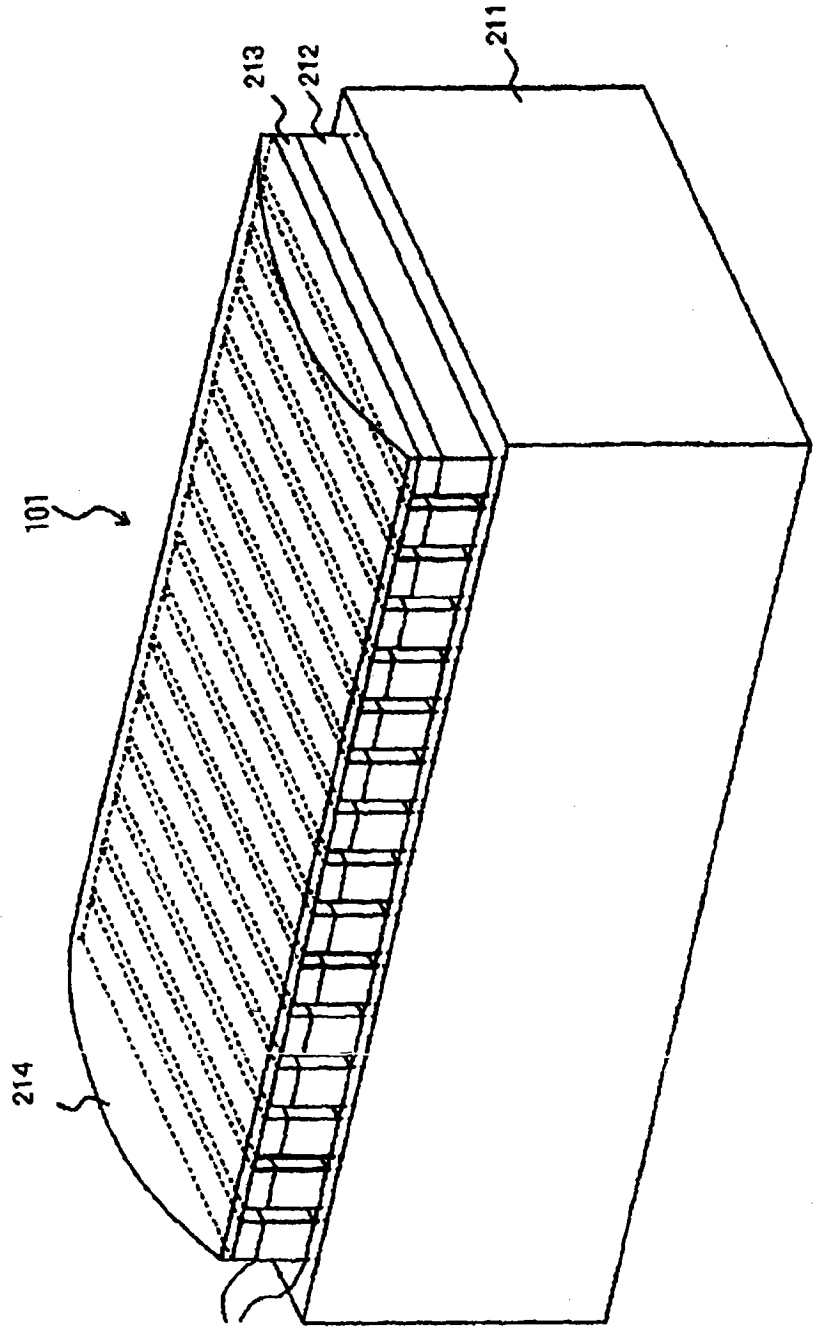


图 2

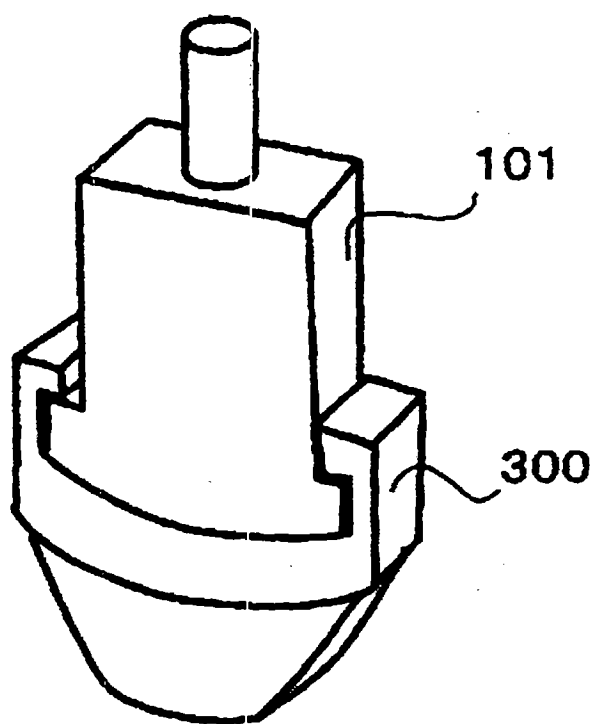


图 3

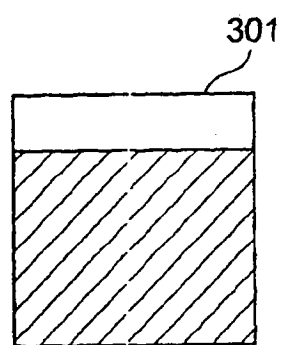


图 4A

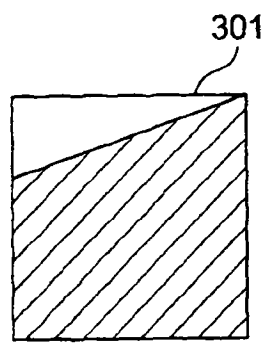


图 4B

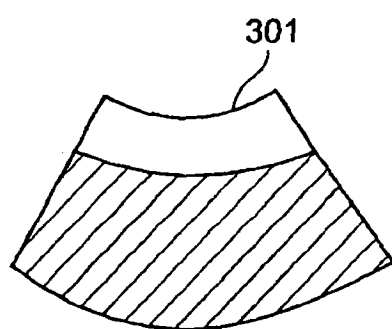


图 4C

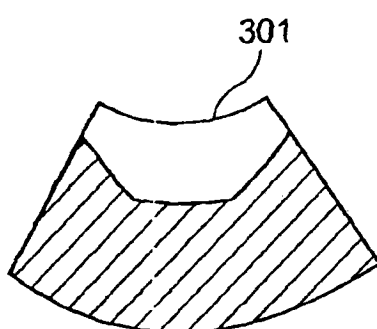


图 4D

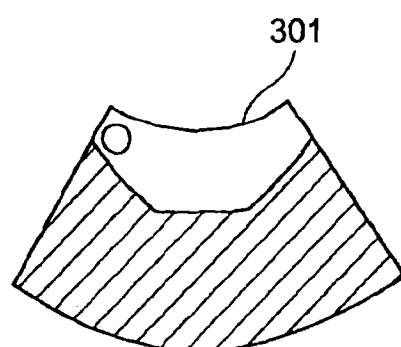


图 4E

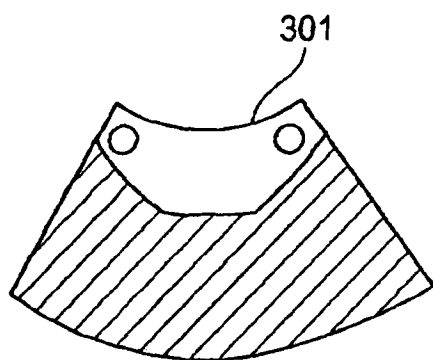


图 4F

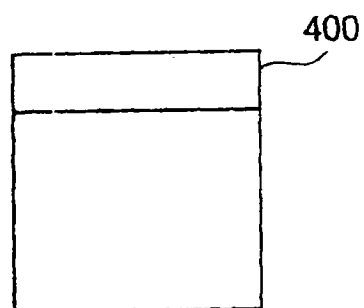


图 5A

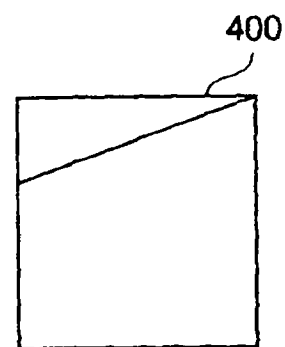


图 5B

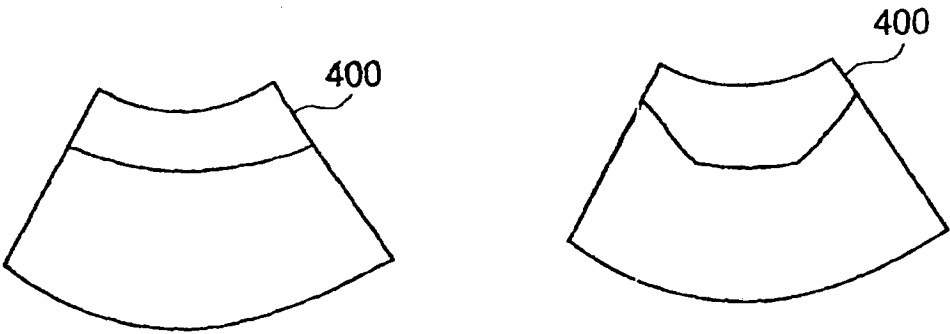


图 5C

图 5D

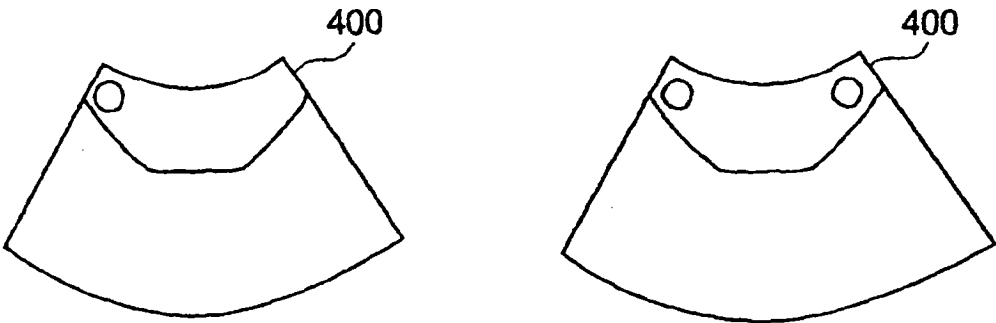


图 5E

图 5F

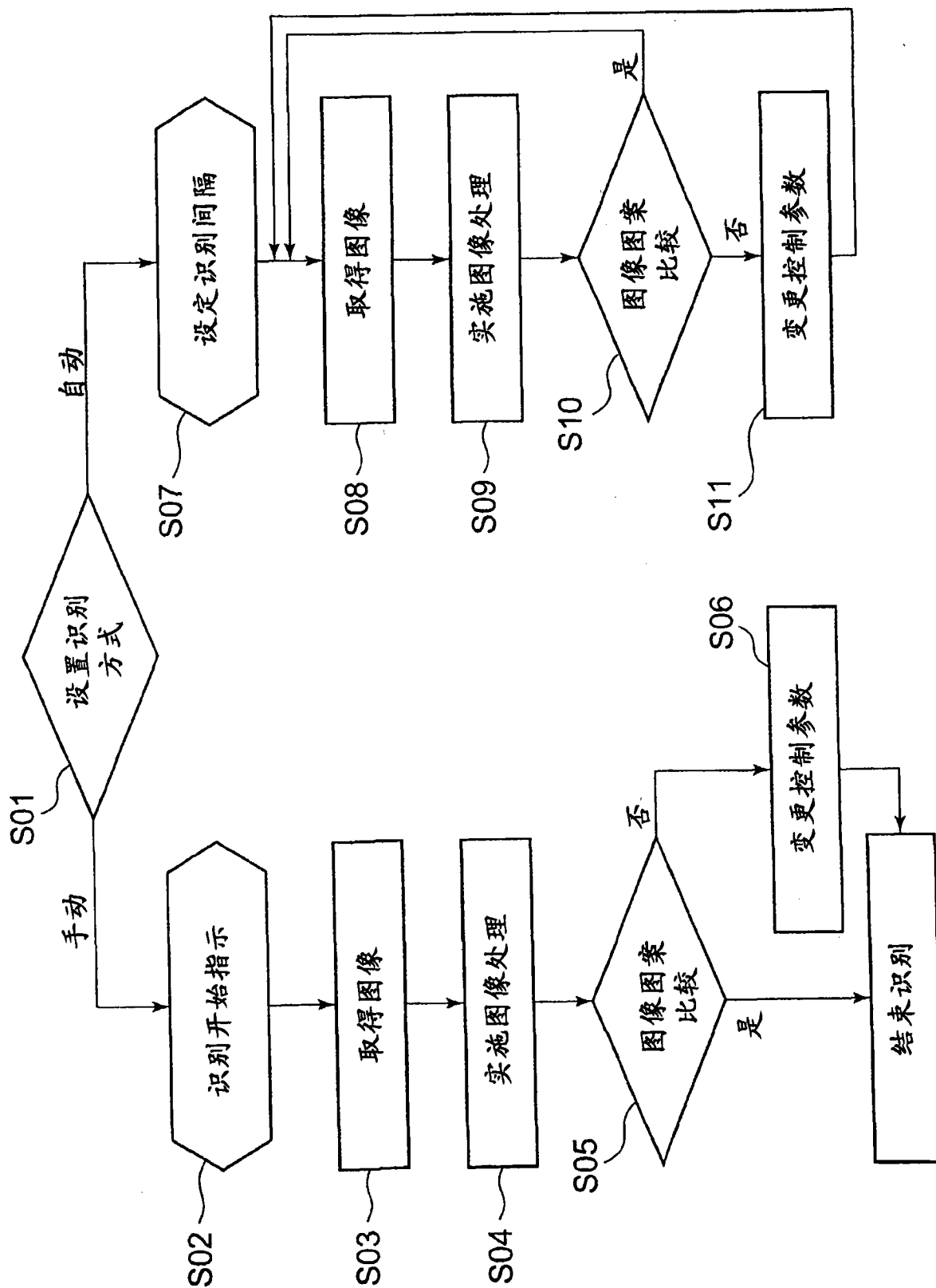


图 6

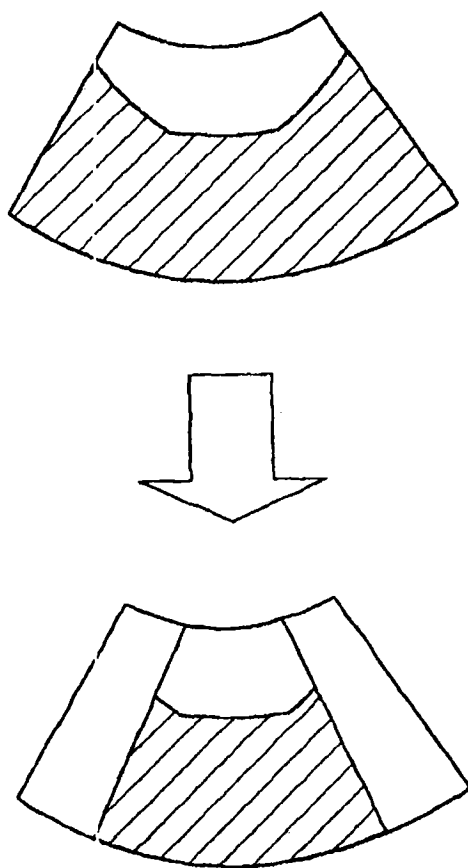


图 7

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101897598A	公开(公告)日	2010-12-01
申请号	CN201010193990.7	申请日	2010-05-31
[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	小作秀树		
发明人	小作秀树		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4281 A61B8/4455 A61B8/14		
代理人(译)	崔成哲		
优先权	2009132460 2009-06-01 JP		
其他公开文献	CN101897598B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波诊断装置。具备：超声波探测器，具有向被检体发送接收超声波的超声波发送接收面；声音耦合器，形状根据种类而不同，可装卸地覆盖上述超声波发送接收面；生成单元，根据上述超声波探测器接收的超声波，生成从上述超声波发送接收面向深度方向扩展的图像；以及解析单元，根据由上述生成单元生成的图像内有无声音耦合器区域以及其形状，识别是否安装有上述声音耦合器以及安装的声音耦合器的种类，从而即使在超声波探测器、声音耦合器中不具备特别的结构也可以识别声音耦合器。

