

[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 200580027880.0

[43] 公开日 2007 年 7 月 25 日

[11] 公开号 CN 101005806A

[22] 申请日 2005.8.23

[21] 申请号 200580027880.0

[30] 优先权

[32] 2004. 8. 25 [33] JP [31] 245017/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/015235 2005.8.23

[87] 国际公布 WO2006/022238 日 2006.3.2

[85] 进入国家阶段日期 2007.2.15

[71] 申请人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 胁康治 村山直之

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司
代理人 李贵亮

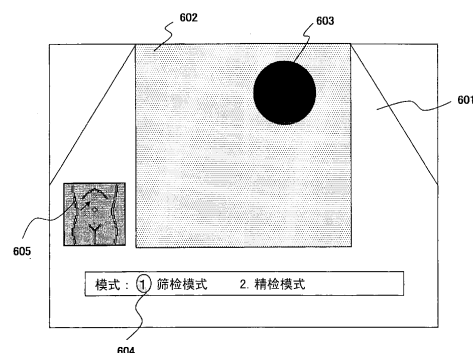
权利要求书 3 页 说明书 20 页 附图 6 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明公开一种超声波诊断装置，备有：断层图像取得机构，其从探触体向被检体发送超声波，并接收对应于该超声波的发送的反射回波信号，从而取得断层图像；弹性图像取得机构，其具有基于上述反射回波信号而求出上述被检体的生体组织的组织弹性量从而取得弹性图像的第 1 取得模式；以及显示机构，其至少显示上述弹性图像。上述弹性图像取得机构，还具有与上述第 1 取得模式不同的第 2 取得模式。从而在具有取得断层图像与弹性图像的功能的传送部诊断装置中，除了精检模式之外还能够对应筛检模式，并能够取得适于各个检查目的弹性图像。



1. 一种超声波诊断装置，备有：断层图像取得机构，其从探触体向
5 被检体发送超声波，并接收对应于该超声波的发送的反射回波信号，从而
取得断层图像；弹性图像取得机构，其具有基于上述反射回波信号而求出
上述被检体的生体组织的组织弹性量从而取得弹性图像的第1取得模式；
以及显示机构，其至少显示上述弹性图像，其特征在于：

上述弹性图像取得机构，还具有第2取得模式，通过该第2取得模式
10 所取得的上述弹性图像，与通过上述第1取得模式所取得的上述弹性图像
在像质方面不同。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述弹性图像取得机构，让基于上述第2取得模式的上述弹性图像的
像质，相比于基于上述第1取得模式的上述弹性图像的像质降低。

15 3. 如权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述弹性图像取得机构，让通过上述第2取得模式所取得的上述弹性
图像的帧速率，比通过上述第1取得模式所取得的上述弹性图像的帧速率
高。

4. 如权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于：

20 上述弹性图像取得机构，构成为，由上述第2取得模式所计算出的上
述组织弹性量的精度，比由上述第1取得模式所计算出的上述组织弹性量
的精度低。

5. 如权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于：

25 上述弹性图像取得机构，构成为，由上述第2取得模式所取得的上述
弹性图像的空间分辨率，比由上述第1取得模式所取得的上述弹性图像的
空间分辨率低。

6. 如权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于：

30 上述弹性图像取得机构，构成为，上述第2取得模式中所使用的用来
计算出上述组织弹性量的相关窗，比上述第1取得模式中所使用的上述相
关窗小。

7. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

上述弹性图像取得机构, 构成为, 上述第 2 取得模式中所使用的用来计算出上述组织弹性量的探索范围, 比上述第 1 取得模式中所使用的上述探索范围窄。

5 8. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

上述弹性图像取得机构, 构成为, 上述第 2 取得模式中所使用的用来计算出上述组织弹性量的探索范围的移动间隔, 比上述第 1 取得模式中所使用的上述移动间隔大。

9. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

10 上述弹性图像取得机构, 构成为, 基于上述第 2 取得模式的上述组织弹性量的计算的间除量, 比基于上述第 1 取得模式的上述组织弹性量的计算的间除量多。

10. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

上述组织弹性量的间除, 在扫描线方向中进行。

15 11. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

上述组织弹性量的间除, 在上述扫描线方向大致均等地进行。

12. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

上述组织弹性量的计算, 在上述扫描线的一部分中比其他部分更致密地进行。

20 13. 如权利要求 12 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

较密地进行上述组织弹性量的计算的部分, 是上述扫描线方向的大致中央部。

14. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

上述组织弹性量的间除, 在屏面方向进行。

25 15. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

上述弹性图像取得机构, 在使用多个时序元弹性图像构成 1 个输出弹性图像时, 对每一个上述元弹性图像计算出表示其像质的像质数值, 只采用具有给定阈值以上的上述像质数值的上述元弹性图像, 构成上述输出弹性图像;

30 进而上述弹性图像取得机构, 让上述第 2 取得模式中所使用的上述阈

值，比上述第1取得模式中所使用的上述阈值小。

16. 如权利要求15所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述弹性图像取得机构，对应于所选择的生体标记，进行上述像质数值的计算与上述给定阈值的设定中的至少一方。

5 17. 如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述弹性图像取得机构，

通过在上述第1取得模式中进行如下方案的至少其中一个而取得多个元弹性图像：即与上述第2取得模式相比，增大用来计算上述组织弹性量的相关窗；扩大用来计算出上述组织弹性量的探索范围；以及缩小用来计
10 算上述组织弹性量的探索范围的移动间隔，

对上述元弹性图像的每个，求出表示其像质的像质数值；

使用具有比上述第2取得模式高的阈值以上的上述像质数值的1个以上的上述元弹性图像，输出比上述第2取得模式高像质的弹性图像。

18. 如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

15 上述弹性图像取得机构，

通过在上述第2取得模式中进行如下方案的至少其中一个来取得多个元弹性图像：即与上述第1取得模式相比，减小用来计算出上述组织弹性量的相关窗、将用来计算出上述组织弹性量的探索范围变窄、以及将用来计算上述组织弹性量的探索范围的移动间隔变宽，

20 对所述元弹性图像的每个，求出表示其像质的像质数值；

使用具有比上述第1取得模式低的阈值以上的上述像质数值的1个以上的上述元弹性图像，输出比上述第1取得模式低像质的弹性图像。

19. 如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述组织弹性量，是对上述生体组织的变位进行空间微分所求出的变形，或者是通过备置对施加于上述生体组织的压力进行测量的机构并将所
25 测量的应力除以上述变形所得到的弹性率。

20. 如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

具有切换上述第1取得模式与上述第2取得模式的机构；

上述弹性图像取得机构，对应于来自上述切换机构的指示，切换上述
30 取得模式。

超声波诊断装置

5

技术领域

本发明涉及具有一种利用超声波取得关于被检体内的诊断部位的超声波反射率断层图像与组织弹性图像的功能的超声波诊断装置，特别涉及一种取得组织弹性图像的模式的控制。

10

背景技术

超声波诊断装置，利用超声波测量被检体内的诊断部位中的生体组织的超声波反射率，并将该反射率变换成亮度，由此作为该诊断部位的反射率断层图像（以下简称作“断层图像”）而显示出来。

15

近年来，在上述超声波诊断装置中，通过探触体等在给生体组织施加压力变化而取得的断层图像中测量生体组织的变位，通过该变位的空间微分计算出生体组织的变形或弹性率，并将生体组织中的变形或弹性率的分布作为图像（以下简称作“弹性图像”）显示出来。该弹性图像，对应于生体组织的变形或弹性率，而赋予红、蓝或其他色调信息进行显示。通过参照该弹性图像，重要生体组织的较硬部分变得明了，能够诊断出肿瘤的范围或大小。（例如专利文献1）

20

一般来说，为了进行高精度的诊断，最好是高图像质量的弹性图像。但是为了取得高图像质量的弹性图像需要时间，因此如果只取得高图像质量的弹性图像，则无法避免在图像诊断中花费时间。

25

例如，（专利文献1）中所公开的以前的具有弹性图像诊断功能的超声波诊断装置，作为弹性图像的取得模式只有适于精密检查的一种，只通过具有高像质和一定的帧速率的取得模式（以下简称作精检模式）取得弹性图像。

30

但是，（专利文献1）中，没有考虑通过能够短时间进行诊断的各种帧速率尽快取得弹性图像的取得模式（以下简称作筛检模式：screening

mode)，并且没有记载任何用于其的机构或方法等。

专利文献 1：特开 2005—118152 号公报

发明内容

5 本发明的目的在于，在具有取得断层图像与弹性图像的功能的超声波诊断装置中，除了精检模式之外还能够对应于筛检模式，从而能够取得适于各个检查目的的弹性图像。

为实现上述目的，本发明的超声波诊断装置如下进行构成。也即：

10 备有：断层图像取得机构，其从探触体向被检体发送超声波，并接收对应于该超声波的发送的反射回波信号，从而取得断层图像；弹性图像取得机构，其具有基于上述反射回波信号而求出上述被检体的生体组织的组织弹性量并取得弹性图像的第 1 取得模式；以及显示机构，其至少显示上述弹性图像。上述弹性图像取得机构，还具有与上述第 1 取得模式不同的第 2 取得模式。

15 如上所述，按照本发明的超声波诊断装置，由于具有多个弹性图像的取得模式，因此将 1 个设为适于精检模式的取得模式，将另一个设为适于筛检模式的取得模式，由此除了精检模式之外还能够对应筛检模式，从而能够取得适于各个检查目的的弹性图像。其结果是能够缩短全体的诊断时间。

20

附图说明

图 1 为表示本发明中所使用的超声波诊断装置的全体图的图。

图 2 为表示本发明的第 1、2 实施方式的一实施例的图。

图 3 为表示本发明的第 3 实施方式的第 1 实施例的图。

25 图 4 为表示本发明的第 3 实施方式的第 2 实施例的图。

图 5 为表示本发明的第 4 实施方式的图。

图 6 为表示取得模式的切换机构之一例的图。

具体实施方式

30 下面对照附图，对本发明的超声波诊断装置的理想实施方式进行详细

说明。另外，对于用来说明发明的实施方式的所有图中，具有相同功能的标注同一符号，并省略重复说明。

首先，根据图 1 对本发明所适用的超声波诊断装置之一例的全体概要进行说明。如图 1 所示，超声波诊断装置中具有：探触体 102，其用来接
5 触被检体 101；超声波发送接收部 103，其备有：每隔一定时间间隔反复经探触体 102 向被检体 101 发送超声波的发送电路、接收被检体 101 所产生的时间序列的反射回波信号的接收电路、以及将所接收到的反射回波整相相加（整相加算）并时序地产生 RF 信号数据的整相相加电路；断层图像构成部 104，其根据来自整相相加电路的 RF 信号数据，将被检体 101
10 的断层图像作为浓淡图像例如黑白图像而构成；变形运算部 105，其从整相相加电路的 RF 信号数据测量被检体 101 的生体组织的变位并求出变形分布；以及弹性图像构成部 106，其根据变形分布与来自色标构成部 110 的色标数据（color scale data），构成彩色弹性图像。另外，还具有变更黑白断层图像与彩色弹性图像的比率并合成的合成部 107，以及显示出所合
15 成的合成图像的 CRT108。另外，还具有对各个构成要素分别进行控制的控制运算部 111，并从控制运算部 111 向上述各个构成要素发送控制信号。该控制运算部 111 中，连接有作为输入机构的操作台 112，输入来自操作者的指示，控制运算部 111 根据该输入分别控制上述各个构成要素。

探触体 102 中设有多个振子，具有如下功能：即进行电子扫描从而形
20 成超声波束，并向被检体 101 发送超声波，同时接收来自被检体 101 的反射回波信号。

超声波发送接收部 103，具有：将所发送的多数超声波的会聚点设为某个深度的功能；生成送波脉冲的功能，所述送波脉冲用于以在所设定的会聚点会聚的方式驱动探触体 102 而产生超声波束；通过给定的增益对由
25 探触体 102 所接收到的反射回波信号进行放大并生成 RF 信号即受波信号的功能；将多个 RF 信号整相相加使其分别会聚在多个会聚点从而生成 RF 信号数据的功能。

断层图像构成部 104，具有信号处理部与黑白扫描变换器。信号处理部被输入来自超声波发送接收部 103 的 RF 信号数据，进行该 RF 信号数
30 据的增益校准、日志压缩、检波、轮廓强调、滤波处理等信号处理。黑白

扫描变换器每 1 像素地存储的实施过上述信号处理的 RF 信号数据，并变换成对应显示格式的黑白图像。

变形运算部 105，存储来自超声波发送接收部 103 的 RF 信号数据而作为帧数据，并在以超声波诊断装置的帧速率随着时间逐次输入的该帧数据之间，执行一维或二维相关处理，检测出帧内的各个测量点中的超声波信号的变位或移动矢量（变位的方向与大小），并生成变位帧数据。

该移动矢量的测量方法，例如有块匹配法（block matching）或梯度法。块匹配法是如下那样的方法：即将图像分割为例如由 $N \times N$ 像素构成的块，从过去的时相帧中探索与当前时相帧中正关注的块最接近的块，并参照它进行预测编码。梯度法例如是如下那的方法：即在当前时相与过去时相的帧之间追踪各个对象，并根据其相位差计算出变位量的方法。以下所说明的本发明的各个实施例中，变形运算部 105 使用该块匹配法计算变位量，但也可以使用梯度法或其他方法来计算变位量。

之后，变形运算部 105 根据变位帧数据（变位量），计算帧内的各个测量点的变形或弹性率，生成该变形或弹性率的数值数据（弹性帧数据），并输出给弹性图像构成部 106 的灰度化部。

这里，测量点的变形，是对该点的变位分布进行空间微分所得到的值。另外，弹性率的计算时使用经由运算控制部 111 所输入的来自压力传感器 113 的压力数据。弹性率中之一已知的是杨氏模量，变形运算部 105 还进行该杨氏模量 Y_m 的计算。杨氏模量 Y_m 如下式（1）所示，通过处于各个测量点中的变形值将各个测量点中的应力（压力）除去而求出。以下的式（1）中， i 、 j 的指标表示帧数据的座标。

$$Y_{mi, j} = \{\text{应力（压力）} i, j\} / (\text{变形值} i, j) \quad (i, j = 1, 2, 3, \dots) \quad (1)$$

这里，施加给体表的压力，例如图 1 所示，在被检体 101 的体表与安装有探触体 102 的压板 114 的接触面之间，夹置压力传感器 113，控制运算部 111 能够经由该压力传感器 113 测量压力数据。或者还可以使用本申请人之前所递交的特愿 2003—300325 号中所述的方法来测量应力。

另外，变形运算部 105，对所计算出的弹性帧数据实施坐标平面内的平滑化处理、对比度最适化处理、帧之间的时间轴方向上的平滑化处理等

各种处理，并将处理后的弹性帧数据作为变形值输出。

弹性图像构成部 106 由灰度化部与彩色扫描变换器构成。灰度化部为了将变形运算部 105 所输入的弹性帧数据中的各个点的变形值数据，例如分割成 256 级灰度，而分配给 8 位结构的信号（灰度数据），变换成 8 位结构（256 级）的灰度数据。例如将变形值较大的数据变换成红色代码，将变形值较小的数据变换成蓝色代码。之后灰度化部将该变换后的灰度数据输出给彩色扫描变换器。

彩色扫描变换器基于灰度化部所输入的 8 位结构（256 级）的灰度数据，将红色、黄色、绿色、淡蓝色、蓝色等色调赋予弹性帧数据。之后，彩色扫描变换器根据该色调与预先在色标构成部 110 中设定的色标，进行弹性帧数据的着色，并作为弹性图像输出。

以下将变形或弹性率综合起来记录为组织弹性量或组织弹性信号。

（第 1 实施方式）

接下来对本发明的超声波诊断装置的第 1 实施方式进行说明。本实施方式，通过控制用来在多个帧之间检测超声波信号的变位量的相关窗口的大小，来设置弹性图像的至少是精度不同的多个取得模式。

一般的检查顺序，是从大范围的区域短时间进行诊断部位的探索与确定，之后再进行所确定的诊断部位的精查检。按照该操作顺序，本实施方式中，作为取得弹性图像的取得模式，除了适于诊断部位的精查的精检模式之外，还具有适于从大范围的区域短时间进行诊断部位的探索与确定的筛检模式。还可以进一步细分各个取得模式，具有 3 个以上的取得模式。这样，通过筛检模式尽快移动探触体并连续取得弹性图像，能够短时间进行诊断部位的探索与确定。通过该筛检模式发现了患处，也即确定了应当诊断的部位之后，接下来便切换到精检模式，取得所确定的诊断部位的高像质的弹性图像，供给精密的诊断。

使用图 2 对本实施方式的一实施例进行说明。图 2 中示出了在使用线形的探触体并使其平行移动所得到的断层图像 201 内的区域中，计算出组织弹性量并绘制出弹性图像 203 的例子。

变形运算部 105，为了检测出点 206—1 中的超声波信号的变位量，而设定当前时相帧中的包含有该点 206—1 的相关窗 205—1 与探索范围 204

—1（虚线），并让过去时相帧中在该探索范围 204—1 内与相关窗 205—1 相同大小的相关窗 205—2 移动，在相关窗 205—1 与相关窗 205—2 之间求出相关值，通过这样计算出两个帧之间的点 206—1 中的超声波信号的变位量。

5 也即，变形运算部 105 在当前时相帧中将相关窗 205—1 的位置固定，并在过去时相帧中将相关窗 205—2 在探索范围 204—1 中一次一像素地前后左右移动，并在各个位置中求出两帧之间相关窗 205—1 与相关窗 205—2 内的超声波信号的相关值。图 2 中示出了探索范围 204—1 右上的相关窗 205—21 移动到探索范围 204—1 左下的相关窗 205—22 的例子。并且，
10 将相关值为最大的情况下的、过去时相帧中的相关窗 205—2 的位置相对于当前时相帧中的相关窗 205—1 的位置的差也即含有点 206—1 的微小区域的移动量与移动方向，设为该点 206—1 中的超声波信号的变位量。另外，还可以在過去时相帧中固定相关窗 205—2，在当前时相帧中将相关窗 205—1 在探索范围 204—1 内移动并求出相关值。

15 之后，一边移动点 206 一边重复上述处理，求出各个点中的超声波信号的变位量。图 2 中示出了在下一个重复阶段中，让点 206—1 移动到 206—2，并在该点 206—2 中新设定了探索范围 204—2（1 点虚线）的例子。

 以上的求解变位量的处理中，如果增大相关窗，运算相关值的运算量便增加，因此用来计算变位量的运算时间变长。其结果是，用来求出组织
20 弹性量的运算时间也延长，弹性图像的帧速率降低。另外，如果增大相关窗，计算相关值的区域便扩大，因此匹配的精度提高。其结果是提高了变位量的计算精度，从而也提高了弹性图像的精度。反之，如果减小相关窗，求出变位量的运算量也减少，弹性图像的帧速率提高。但是由于变位量的计算精度降低，因此弹性图像的精度也相应有点降低。

25 根据以上，可以理解通过控制相关窗的大小来控制弹性图像的精度。另外，通过控制相关窗的大小，还能够控制弹性图像的帧速率。这样，通过对应于检查目的控制相关窗的大小，能够控制弹性图像的精度与帧速率以使其适于检查目的。

 例如，变形运算部 105，在筛检模式中，通过减小相关窗，优先提高
30 帧速率，虽然精度较差，但很容易绘制出弹性图像，从而能够从大范围的

区域短时间进行诊断部位的探索与确定。另外，变形运算部 105，在精检模式中，通过增大相关窗，相对于帧速率优先使得能够绘制出高精度的弹性图像，从而能够进行关于诊断部位的精度较高的诊断。

具体的说，筛检模式中，通过将相关窗的大小设为 5 像素×1 像素，
5 能够让弹性图像的帧速率为大约 60F/S。这是在一般的超声波诊断中足够的帧速率。另外，精检模式中，通过将相关窗的大小设为 30 像素×3 像素，能够绘制出比筛检模式高精度的弹性图像。此时，弹性图像的帧速率为 10F/S 程度。

另外，变形运算部 105 还能够通过对相关窗的大小进行更加细致的控制，
10 而具有对上述两个取得模式进一步进行了细分化的取得模式。

另外，如上所述，根据本实施方式，通过控制相关窗的大小，能够设置弹性图像的至少精度不同的多个取得模式，从而能够对应于检查目的分别使用取得模式。

（第 2 实施方式）

15 接下来对本发明的超声波诊断装置的第 2 实施方式进行说明。本实施方式通过控制用来在多个帧之间检测出超声波信号的变位量的探索范围的广度，设置了弹性图像的至少像质不同的多个取得模式。

本实施方式中，与上述第 1 实施方式一样，作为取得弹性图像的取得模式，除了精检模式之外还具有包括筛检模式的多个取得模式，以下的本
20 实施方式的说明中，也以这两个取得模式为例进行说明。

本实施方式的一实施例，与上述第 1 实施方式的一实施例一样，使用图 2 进行说明。

变形运算部 105，如前所述，为了检测出点 206-1 中的超声波信号的变位量，而设定包含有该点 206-1 的当前时相帧中的相关窗 205-1 与探索范围 204-1，并让过去时相帧中在该探索范围 204-1 内与相关窗 205-1 相同大小的相关窗 205-2 移动，并在相关窗 205-1 与相关窗 205-2 之间求出相关值，由此，计算出两个帧之间的点 206-1 中的超声波信号的变位量。
25

以上的求解变位量的处理中，如果增大探索范围，移动相关窗的次数
30 便增加，因此用来计算变位量的运算量与运算时间增加。其结果是，用来

求出组织弹性量的运算时间也增加，弹性图像的帧速率降低。另外，如果增大探索范围，则由于在更大范围中进行基于相关窗运算的匹配，因此能够捕捉超声波信号的较大的变位。其结果是提高了变位量的计算精度，降低了弹性图像的人为因素（artifact），提高了像质。

5 反之，如果缩小探索范围，求出变位量的运算量也减少，弹性图像的帧速率提高。但是由于变位量的计算精度降低，因此弹性图像的人为因素增加，像质也相应降低。

根据以上，可以理解通过控制探索范围的大小来控制弹性图像的像质也即弹性图像中含有的人为因素量。另外，通过控制探索范围的大小，还能够控制弹性图像的帧速率。这样，通过对应于检查目的控制探索范围的大小，能够控制弹性图像的像质（也即弹性图像中含有的人为因素量）与帧速率使其适于检查目的。

例如，变形运算部 105，在筛检模式中，通过缩小探索范围，使提高帧速率相对于像质优先，很容易绘制出弹性图像，从而能够从大范围的区域短时间进行诊断部位的探索与指定。另一方面，变形运算部 105，在精检模式中，通过扩大探索范围，使能够绘制出降低了人为因素的高像质的弹性图像相对于帧速率优先，从而能够进行关于诊断部位的精度较高的诊断。

具体来说，精检模式中，通过将探索范围的大小设为 10 像素×1 像素，能够让弹性图像的帧速率为大约 60F/S 程度。另外，精检模式中，通过将探索范围的大小设为 100 像素×1 像素，能够绘制出比筛检模式高像质的弹性图像。此时，弹性图像的帧速率为 6F/S 程度。

另外，变形运算部 105 还能够通过对探索范围的大小进行更加细的控制，而具有对上述两个取得模式进一步进行了细分化的取得模式。

25 另外，如上所述，根据本实施方式，通过控制探索范围的大小，能够设置弹性图像的至少像质不同的多个取得模式，从而能够对应于检查目的分别使用取得模式。

（第 3 实施方式）

接下来对本发明的超声波诊断装置的第 3 实施方式进行说明。本实施方式通过控制为了在多个帧之间检测出超声波信号的变位量而设定的探

索范围的移动间隔，也即通过控制组织弹性量的计算的间除（間引き）方法，而设置了弹性图像的空间分辨率与帧速率中的至少一方不同的多个取得模式。

本实施方式也与上述第1实施方式一样，作为取得弹性图像的取得模式，除了精检模式之外还具有包括筛检模式的多个取得模式，以下的本实施方式的说明中，也以这两个取得模式为例进行说明。

对本实施方式的第1实施例进行说明。本实施例通过控制让图2的探索范围204在扫描线方向（也即深度方向）移动的间隔，也即通过在扫描线方向控制组织弹性量的计算的间除方法，来控制弹性图像的空间分辨率与帧速率中的至少一方。对探索范围204在扫描线方向移动的间隔进行控制，具体来说，表示在扫描线方向间除用来计算组织弹性量的点数的该间除方法。也即，增大探索范围204的移动间隔，是增加组织弹性量的计算的间除量，也即使得组织弹性量的计算较为稀疏，反之缩小探索范围204的移动间隔，是减少组织弹性量的计算的间除量，也即使得组织弹性量的计算较为致密。因此，关于组织弹性量的计算，对于较为致密的区域的空间分辨率提高，反之对于较为稀疏的区域的空间分辨率降低。

使用图3对本实施例进行说明。图3中示出了通过让对扫描线方向的组织弹性量进行计算的点的间除方法不同，而在筛检模式与精检模式之间让弹性图像的空间分辨率与帧速率中的至少一方不同的例子。图3的符号301是超声波信号，符号302表示反映出了所计算出的组织弹性量的组织弹性信号。

图3(a)为精检模式中的计算组织弹性量的点的间除方法之一例。由于精检模式中优选为高空间分辨率的弹性图像，因此弹性图像构成部106使用扫描线上的所有的超声波信号而计算组织弹性量。也即，弹性图像构成部106，对扫描线上的每一个超声波信号，检测出前后帧之间该超声波信号的变位量，而求出组织弹性量，从而构成弹性图像。因此这样的精检模式中的弹性图像的空间分辨率提高。但是，由于各点的组织弹性量的计算需要较庞大的计算量，进而由于对扫描线上的所有超声波信号的每一个计算出组织弹性量，因此精检模式中的弹性图像的帧速率降低。具体来说，是该精检模式中为大约15F/S的帧速率。

另外，筛检模式中，弹性图像构成部 106，通过间除用来计算组织弹性量的点数而降低用来构成弹性图像的计算量，由此提高了弹性图像的帧速率，从而能够短时间探索・确定诊断部位。但筛检模式中，组织弹性量的计算被间除了的区域的空间分辨率降低。图 3 (b) ~ (d) 中示出了如此让帧速率的提高优先的筛检模式的具体例。

图 3 (b) 中示出了在扫描线方向以均等的间隔对组织弹性量的计算进行了间除的筛检模式（均等）。

该模式中，弹性图像构成部 106，在扫描线上的超声波信号 4 点中任意选择 1 点，并在该点中计算出组织弹性量。因此，该筛检模式（均等）中，与图 3 (a) 所示的精检模式相比，弹性图像构成部 106 能够以 1/4 的信号处理量来构成 1 帧的弹性图像。也即，筛检模式（均等）中，提高了弹性图像的帧速率，能够短时间进行弹性图像的显示更新。但是该筛检模式（均等）中的弹性图像的空间分辨率降低，变位前述精检模式的略 1/4。

另外，图 3 (b) 的例子中，进行从扫描线上的超声波信号 4 点中选择 1 点，并只在该点中计算出组织弹性量的间除，但进行组织弹性量的计算的扫描线上的超声波信号的选择，也可以通过 3 点中选择 1 点，或 2 点中选择 1 点等间除率来进行。另外，也可以不在扫描线上进行等间隔的间除，而是任意选择帧内的 1/4 等点，并进行该点的组织弹性量的计算。

图 3 (c) 中示出了在扫描线上的中间深度部 303 中较密地计算组织弹性量，在浅深度部与较深深部中较疏地计算出组织弹性量的筛检模式（中间深度部）。

该筛检模式（中间深度部）中，例如弹性图像构成部 106，在中间深度部 303 中，在扫描线方向上连续的 5 点中计算出组织弹性量，并在该计算出了组织弹性量的点群的相邻 1 点中不计算组织弹性量而空出来，并在其相邻的点计算出 1 点组织弹性量。之后，在该点的相邻的连续 2 点中不计算组织弹性量而空出来，并在其相邻的点计算出 1 点组织弹性量。这样，弹性图像构成部 106，从中间深度部 303 向着浅深度部或深深部使得组织弹性量的计算频度慢慢变疏。因此，该筛检模式（中间深度部）中，与图 3 (a) 所示的精检模式相比，能够以较少的信号处理量来构成 1 帧的弹性图像，因此提高了弹性图像的帧速率。另外，虽然组织弹性量的计算被

疏化了的区域的空间分辨率降低，但较密的区域的空间分辨率与图 3 (a) 所示的精检模式为相同程度。

一般来说，由于以癌等病变组织位于中间深度部的方式进行绘制，因此主要在断层图像的中间部中较密地计算出组织弹性量而成为高空间分辨率的这种筛检模式（中间深度部），非常适于诊断。

图 3 (d) 中示出了在扫描线上的较深深度部 304 中较密地计算组织弹性量，在较浅深度部与中间深度部中较疏地计算出组织弹性量的筛检模式（深深度部）。

该筛检模式（深深度部）中，例如弹性图像构成部 106，在较深深度部中，在扫描线方向上以连续的 5 点计算出组织弹性量，并在与这些计算出了组织弹性量的点群的相邻 1 点中不计算组织弹性量而空出来，并在其相邻的点计算出 1 点组织弹性量。之后，在该点的相邻的连续 2 点中不计算组织弹性量而空出来，并在其相邻的点计算出 1 点组织弹性量。这样，弹性图像构成部 106，从较深深度部向着较浅深度部使得组织弹性量的计算频度慢慢变稀疏。因此，该筛检模式（较深深度部）中，与图 3 (a) 所示的精检模式相比，能够以较少的信号处理量来构成 1 帧的弹性图像，因此提高了弹性图像的帧速率。另外，与上述筛检模式（中间深度部）一样，虽然组织弹性量的计算被疏化了的区域的空间分辨率降低，但被密化的区域的空间分辨率与图 3 (a) 所示的精检模式为相同程度。

另外，还可以与上述筛检模式（深深度部）相反，采用从较浅深度部向着较深深度部使得组织弹性量的计算频度慢慢变疏的筛检模式（浅深度部）。

以上的组织弹性量的计算频度被疏化了的区域中，没有实际计算出组织弹性量的点中的组织弹性量，使用附近所计算出的组织弹性量而通过插补求出。插补处理远远少于实际的组织弹性量的计算的运算量，因此不会给弹性图像的帧速率带来影响。

另外，弹性图像构成部 106 还可以连续切换上述筛检模式（中间深度部）与筛检模式（较深深度部）或筛检模式（较浅深度部），进行组织弹性量的计算。通过这样的连续的切换，弹性图像构成部 106 能够提高帧速率，同时显示出帧全体的弹性图像。

或者，还可以按照来自操作者的操作台 112 的输入，让较密地计算组织弹性量的区域或较疏地计算的区域进行移动。例如，在操作者希望在较浅的深度部中较密地计算组织弹性量的情况下，让较密区域 303、304 向扫描线方向的上方移动。反之，在操作者希望在较深的深度部位中较密地计算组织弹性量的情况下，让较密区域 303、304 向扫描线方向的下方移动。对应于该密区域 303、304 的移动，从移动后的较密区域 303、304 向着较浅深度部或较深深部使得组织弹性量的计算频度慢慢变疏。另外，以上的例子中对移动较密区域 303、304 的例子进行了说明，但反之也可以移动密区域 303、304 以外的较疏区域。

如上所述，通过让对组织弹性量较密地进行计算的区域或较疏地进行计算的区域，在断层图像上移动，在腹部・前列腺等诊断部位的位置，或根据探触体的种类应当较密地计算组织弹性量的深度不同的情况下，也能够灵活地对应，筛检模式中能够通过高帧速率进行弹性图像的构成与显示。

如上所述，通过在扫描线方向上对组织弹性量的计算进行间除，能够实现一种提高了帧速率的筛检模式，从而能够短时间进行诊断部位的探索与确定。

接下来，对本实施方式的第 2 实施例进行说明。本实施例通过对在屏面(raster)方向（略垂直于扫描线方向的方向）上移动图 2 的探索范围 204 的间隔进行控制，也即通过在屏面方向上控制组织弹性量的计算的间除方法，来控制弹性图像的空间分辨率与帧速率中的至少一方。对使探索范围 204 在屏面方向移动的间隔进行控制，具体意味着对在屏面方向间除用来计算组织弹性量的点数的那种间除方法进行控制。另外与上述第 1 实施例一样，本实施例中也是组织弹性量的计算被密化的区域的空间分辨率提高，反之被疏化的区域的空间分辨率降低。

使用图 4 对本实施例进行说明。图 4 中表示在使用凸面型的探触体所得到的断层图像中，在屏面方向上间除了组织弹性量的计算的筛检模式。将计算了组织弹性量的扫描线显示为扫描线 401、将没有计算组织弹性量的扫描线显示为扫描线 402。图 4 所示的实施例，是超声波 2 在扫描线内，1 个扫描线中的组织弹性量的计算被间除了的筛检模式。但也可以不是在

每 2 个扫描线中而是在每 3 个以上扫描线中间除 1 扫描线的组织弹性量的计算。这样，能够提高弹性图像的帧速率。但组织弹性量的计算被间除了的扫描线附近的区域的空间分辨率降低。也即，将组织弹性量的计算间除了的扫描线的比率越高，弹性图像的帧速率越提高，相反空间分辨率越降低。

5 作为屏面方向的组织弹性量计算的间除方法的另一例，可以在帧的中央部中，让组织弹性量的计算频度较密（也即将屏面方向的间除疏化），向着帧的两端让组织弹性量的计算频度慢慢变疏（也即将屏面方向的间除密化）。或者在帧的任一方侧的区域中，让组织弹性量的计算频度较密，随着向帧的相反侧的区域变化，让组织弹性量的计算频度慢慢变疏。另外，
10 慢慢变疏的最后可以不进行组织弹性量的计算。

另外，与前述的第 1 实施例一样，将组织弹性量的计算间除了的扫描线中的组织弹性量，使用实际计算出了组织弹性量的附近的扫描线的组织弹性量通过插补求出。并且该插补处理实质上没有给帧速率带来影响，这一点也跟上述第 1 实施例一样。

15 如上所述，通过在屏面方向上对组织弹性量的计算进行插补，能够实现提高了帧速率的筛检模式，从而能够短时间进行诊断部位的探索与确定。

另外，通过切换本实施例的在屏面方向上对组织弹性量的计算进行了间除的筛检模式与图 3（a）所示的精检模式，与图 3 中所示的上述第 1 实
20 施例一样，能够短时间进行诊断部位的探索・确定以及诊断部位的高精度诊断。

进而，还可以采用将第 1 实施例的基于扫描线方向的间除的筛检模式，与第 2 实施例的基于屏面方向的间除的筛检模式混合起来，任意切换所进行的筛检模式。例如可以交互切换执行图 3（b）与图 4 的筛检模式。通过
25 这样，交互进行扫描线方向与屏面方向的间除。或者也可以同时进行扫描线方向的间除与屏面方向的间除。通过这样，能够大致均等地进行扫描线方向与屏面方向的组织弹性量的计算的间除，使得弹性图像的像质各向同性。

以上的能够提高帧速率的各个实施例的筛检模式中，能够将该帧速率
30 设为例如约 25~30F/S，从而能够实现上述精检模式的约 1.5 倍以上的帧

速率。

这里，对帧速率的提高的效果进行具体说明。例如在组织被粗暴压迫的情况下，有时该组织会变为图2中所示的探索范围204以上的程度。这种情况下，会检测不到基于相关窗205的超声波信号的变位，或将超声波信号误识别为在不同的位置进行了变位，从而没有计算出组织弹性量，或
5 计算出了错误的组织弹性量。

因此，上述筛检模式中通过提高帧速率，缩短了时间上相邻的两帧间的时间间隔。因此该时间间隔内的组织的变位间隔也变短，超声波信号的变位也变为探索范围204内。因此即使是很快变位的超声波信号，也能够
10 在探索范围204内对其变位进行补足，从而能够提高组织弹性量的计算精度。也即，即使是粗暴的压迫所引起的生体组织的迅速的动作，也能够高精度地计算出组织弹性量并构成弹性图像。

如果通过该高帧速率的筛检模式发现了癌等肿瘤部，便从筛检模式切换到精检模式，进行该肿瘤部的精检。该切换例如通过来自操作台112的
15 输入指示，由弹性图像构成部106进行。通过从筛检模式到精检模式的切换，操作者能够短时间进行诊断部位的发现、硬度分布的高精细取得、以及正确的诊断。

图6示出了取得模式切换之一例。图6中示出了在使用凸面型探触体所得到的断层图像601内设定计算弹性图像的帧602、以及在该帧602中
20 显示弹性图像的例子。另外，示出了603表示作为硬组织之一例的癌，弹性图像602示出了识别癌603的区域的硬度并用其他色调进行显示的例子。该例子中，将用来进行筛检模式与精检模式的选择的菜单显示在画面上，并选择任一个菜单，通过这样来选择该取得模式。该取得模式的选择，例如根据来自操作台112的输入指示进行。选择中的取得模式通过圆604
25 来表示。或者也可以将该取得模式的文字列高亮度显示出来。图6中示出了选择了筛检模式1的情形。此时，通过上述任一实施方式中所说明的筛检模式绘制出弹性图像。另外，在选择了精检模式2的情况下，通过上述任一实施方式中所说明的精检模式绘制出弹性图像。

如上所述，通过本实施方式，对在多个帧间为了检测出超声波信号的
30 移动量而设定的探索范围的移动量进行控制，也即对在扫描线方向与屏面

方向中的至少一方的组织弹性量的计算的间除方法与控制，能够将弹性图像的空间分辨率与帧速率中的至少一方设为不同的多个取得模式，从而能够对应于检查模式分别使用取得模式。

（第4实施方式）

5 接下来对本发明的超声波诊断装置的第4实施方式进行说明。本实施方式，设置了在使用多个时序元弹性图像构成输出弹性图像时，输出弹性图像的像质与帧速率中的至少一方不同的多个模式。

本实施方式也与上述第1实施方式一样，作为取得弹性图像的取得模式，除了精检模式之外还具有包括筛检模式的多个取得模式，以下的本实
10 施方式的说明中，也以这两个取得模式为例进行说明。

使用图5对本实施方式的一实施例进行说明。为了进行弹性图像的流畅的动画显示，弹性图像构成部106使用FIR滤波器或IIR滤波器，通过运算从过去的数帧的时序原弹性图像数据构成输出弹性图像。

图5中示出了使用过去6帧的时序元弹性图像数据构成输出弹性图像的FIR滤波器方式。各个元弹性图像中的像质的数值，是该值越高就表示
15 越是高像质的数值，并且是与元弹性图像中含有的人为因素的含有率成反比的数值。关于求出表示该像质的数值的方法将在后面说明。另外，各个元弹性图像中附带的 $T(T-i < T-j; i < j)$ ，表示追溯取得该元弹性图像的相对过去的时间。

20 在使用滤波器从时序元弹性图像构成输出弹性图像时，构成输出弹性图像使其满足以下3个条件。

（1）只使用具有给定阈值以上的像质数值的元弹性图像。

（2）只在最新的元弹性图像的像质数值为给定阈值以上的情况下，从过去的数帧的时序元弹性图像构成输出弹性图像。因此，在最新的元弹性
25 图像的像质数值不满给定的阈值的情况下，不构成输出弹性图像，CRT108中所显示的图像仅仅是黑白断层图像。

（3）在判断为最新的元弹性图像含有人为因素的情况下，不构成输出弹性图像。关于弹性图像中的人为因素将在后面说明。

在以满足上述3个条件的方式构成输出弹性图像时，通过对应于检查
30 目的来控制针对像质数值的阈值，能够让输出弹性图像的像质与帧速率中

的至少一方适合检查目的，这一点通过以下的各个取得模式的说明能够理解。

筛检模式中，为了从大范围的区域短时间探索诊断部位，而伴随着对生体组织的粗暴压迫与探触体的快速移动。因此筛检模式中，能够寻求容易地绘制出更高像质的图像。所以在筛检模式中，较低地设定针对像质数值的阈值，提高了构成输出弹性图像的频度。也即输出弹性图像的帧速率提高。通过提高帧速率，即使有粗暴的压迫或探触体的快速移动所引起的生体组织的快速变位，也能够容易地对其进行追踪并绘制出弹性图像。另外，通过将针对像质数值的阈值设定得较低，能够将更多的元弹性图像用于输出弹性图像的构成，因此输出弹性图像的像质稳定地成为从高到中程度的像质。

图 5 (1) 中所示的筛检模式中，示出了弹性图像构成部 106 将像质阈值设为 50，并将过去的 6 帧中像质数值不满阈值的 T-3 去掉而以 5 帧构成输出弹性图像的例子。最新的元弹性图像 T-0 的像质数值为 65，在阈值以上，如果判断其不含有为因素，便构成输出弹性图像。这种情况下，在输出弹性图像的像质数值为各个元弹性图像的像质数值的相加平均的情况下，为 76。前一个步骤中，元弹性图像 T-1 的像质数值也为阈值以上的 75，因此如果判断为其不含有为因素，便构成输出弹性图像。以下相同，在过去的步骤中，除了像质数值为阈值以下的元弹性图像 T-3 时以外，都构成输出弹性图像，输出弹性图像的帧速率与生成各个元弹性图像的速率几乎相同，输出弹性图像的帧速率增高。

另外，在精检模式中，为了取得高像质的弹性图像并进行诊断部位的精密检查，而对该诊断部位进行精密且缓和的压迫。因此在精检模式中能够寻求高像质。所以在精检模式中，将像质数值的阈值设置得较高，只使用高像质的元弹性图像构成高像质的输出弹性图像。通过这样能够进行精密的检查。另外，通过提高像质数值的阈值，使得构成输出弹性图像的频度降低，因此精检模式中的帧速率降低。但精检模式中，为了进行诊断部位的精密的检查，而将探触体 102 缓和地压迫该诊断部位，因此生体组织的变位也缓和。所以即使帧速率降低，特别是诊断部位的绘制与诊断中也没有障碍。

图 5 (2) 中所示的精检模式中, 示出了弹性图像构成部 106 将阈值设为 90 并通过过去的 6 帧中像质数值为阈值以上的 T-2、T-5 构成输出弹性图像的例子。最新的元弹性图像 T-0 的像质数值为 65, 不满阈值, 因此不构成输出弹性图像。之前的步骤中, 元弹性图像 T-1 的像质数值为 75 也不满阈值, 因此不构成输出弹性图像。在元弹性图像 T-2 为最新的元弹性图像时, 由于其像质数值为阈值以上的 90, 因此如果判断不含有人为因素, 便同样变换像质数值为阈值以上的元弹性图像 T-5 而构成输出弹性图像。这种情况下, 在输出弹性图像的像质数值只是 T-2、T-5 的像质数值的相加平均的情况下, 为 92.5。另外, 输出弹性图像的帧速率降低为生成元弹性图像的帧速率的约 1/3。

上述两个取得模式的切换, 例如前述的图 6 中所述, 在图像上显示出切换菜单, 并通过来自操作台 112 的操作者的输入来进行切换。

以上两个取得模式中的针对像质数值的阈值, 还可以对应于对象部位或所使用的探触体进行变更。由于对象部位或探触体的种类反映在所选择的身体标记中, 例如如图 6 所示, 在选择了身体标记 605 (图中示出了选择作为身体标记之一例的腹部身体标记, 并显示在 CRT 中的例子) 时, 可以对应于该所选择的身体标记的种类来变更阈值。具体的说, 在以乳腺为对象的情况下, 能够稳定地使该组织变形, 因此很容易得到高像质。所以在选择了乳腺的身体标记时, 能够将筛检模式中的阈值设为 50, 将精检模式中的阈值设为 90。另外, 在以前列腺为对象的情况下, 由于很难压迫该组织, 因此像质有可能降低。所以在选择了前列腺的身体标记时, 可以将筛检模式中的阈值设为 40, 将精检模式中的阈值设为 75。另外, 在以腹部为对象的情况下, 由于该组织很难变形, 因此像质有可能降低。所以在选择了腹部的身体标记时, 能够将筛检模式中的阈值设为 40, 将精检模式中的阈值设为 60。

或者还可以通过来自操作台 112 的操作者的输入, 来设定各个模式的阈值。

接下来对求出表示像质的数值的方法进行说明。如前所述, 变形运算部 105 对 2 帧的断层图像数据实施相关处理, 求出当前时相帧的断层图像数据相对于过去时相帧的断层图像数据的变位量分布, 并作为变位帧数据

生成。并且对该变位量分布实施空间微分处理，计算出当前时相帧的各点中的变形量或弹性率，设为弹性图像数据。如果变位量具有正的斜率，就是正的变形量，如果具有负的斜率就是负的变形量。

进而，变形运算部 105 将 1 帧内具有正的变形量的组织弹性数据的数目与具有负的变形量的组织弹性数据的数目的比率，作为错误比率而求出。也即：

$$\begin{aligned} \text{错误比率} &= (A - B) / (A + B) \times 100 (\%) \\ A &= \text{具有正的变形量的组织弹性数据的数目} \\ B &= \text{具有负的变形量的组织弹性数据的数目} \end{aligned} \tag{2}$$

该错误比率在弹性图像中的人为因素的有无判定中使用。弹性图像中的人为因素与对生体组织的压迫方法有关，尤其是由在没有对被检体 101 固定压迫探触体 102 时所产生的尖峰噪声所引起。例如，在尽管通过探触体 102 将生体组织向下压而生体组织仍然向上变位并产生了负的变位量的情况下，发生尖峰噪声。在该错误比率为例如 -20%，也即在有意让具有负的变形量的组织弹性数据的数目比具有正的变形量的组织弹性数据的数目多的情况下，判断该弹性图像中含有人为因素。被判断为含有人为因素的元弹性图像，被排除在用于构成输出弹性图像的滤波运算之外。

根据以上的各个数值，像质数据例如能够通过以下的式 (3) 求出。

$$\begin{aligned} \text{像质数值} &= 50 \times \alpha + 30 \times \beta + 20 \times \gamma \\ \alpha &= (\text{帧内变形量的平均}) / \text{标准化常数 1} \\ \beta &= (\text{错误比率}) / \text{标准化常数 2} \\ \gamma &= (\text{帧内变形量的分散}) / \text{标准化常数 3} \end{aligned} \tag{3}$$

这里，标准化常数 1~3 为规定的常数，分别是用来对（帧内变形量的平均）、（错误比率）、以及（帧内变形量的分散）进行标准化的常数。根据上述算式 (3)，像质数值为 100 以下的值。另外，上述式 (3) 示出了使用 3 种数值进行计算的例子，但也可以使用 3 种数值中的至少 1 个来计算像质数值。

另外，上述式 (3) 所示的用来求出像质数值的算式中的各个系数的值，与前述阈值的情况下相同，可以对应于对象部位或所使用的探触体进行变更。由于对象部位或探触体的种类反映在所选择的身体标记中，因此

例如还可以对应于所选择的身体标记来变更各个系数的值。具体的说，例如在选择了乳腺的身体标记的情况下，乳腺组织很容易被轻柔地压迫，因此上述 α 值增高。所以最好减小 α 的系数，可以设为：

$$\text{像质数值} = 40 \times \alpha + 30 \times \beta + 30 \times \gamma \quad (4)$$

- 5 另外在选择了前列腺的身体标记的情况下，对前列腺的压迫很难进行，因此上述 α 、 β 、 γ 值最好平衡地进行评价。所以可以设为：

$$\text{像质数值} = 50 \times \alpha + 25 \times \beta + 25 \times \gamma \quad (5)$$

另外在选择了腹部的身体标记的情况下，腹部组织是均质的且多少有些硬，因此上述 α 值降低。所以最好增大 α 的系数，可以设为：

10
$$\text{像质数值} = 60 \times \alpha + 40 \times \beta + 10 \times \gamma \quad (6)$$

如上所述，通过本实施方式，在使用多个时序元弹性图像构成输出弹性图像时，对用来在输出弹性图像的构成中采用的元弹性图像的像质阈值进行控制，通过这样能够设置输出弹性图像的像质或帧速率中的至少一方不同的多个取得模式，从而能够对应于检查目的有区别地使用取得模式。

- 15 以上对本发明的超声波诊断装置中的各个实施方式进行了说明。但是本发明的超声波诊断装置，并不仅限于上述实施方式的说明中所公开的内容，还能够在立足于本发明的要点采用其他方式。

例如，上述各个实施方式分别能够独立实施，但也可以通过将任意的两个以上实施方式组合起来，来进一步提高筛检模式中的弹性图像的帧速率。或者进一步提高精检模式的像质。

- 20 具体的说，可以通过与筛检模式相比，在精检模式中进行增大用来计算出组织弹性量的相关窗、扩大用来计算出组织弹性量的探索范围、以及缩小用来计算组织弹性量的探索范围的移动间隔中的至少一个，由此来取得多个元弹性图像；对每一个元弹性图像求出表示其像质的像质数值；使用具有比筛检模式高的阈值以上的像质数值的1个以上的元弹性图像，输出比筛检模式高像质且低帧速率的弹性图像。

或者，可以通过与精检模式相比，在筛检模式中进行减小用来计算出组织弹性量的相关窗、缩小用来计算出组织弹性量的探索范围、以及扩大用来计算组织弹性量的探索范围的移动间隔这些方案中的至少一个，由此来取得多个元弹性图像；对每一个元弹性图像求出表示其像质的像质数

25

30

值；使用具有比精检模式低的、阈值以上的像质数值的 1 个以上的元弹性图像，以比精检模式低的像质输出高帧速率的弹性图像。

另外，作为筛检模式，还可以将弹性图像的帧宽度缩小为扫描线方向与屏面方向中的至少一方，提高帧速率。

- 5 另外，除了上述之外，还可以同时设定多个相关窗，在同一画面中实施精检模式与筛检模式。

进而，还可以采用阶段性向画面的指定部位变更帧速率或阈值等的模式等，即画面的指定范围在精检模式中其周边慢慢变为净化模式的模式等。当然这样的模式中，也能够进行在确定了诊断部位之后切换到精检模
10 式等处理。

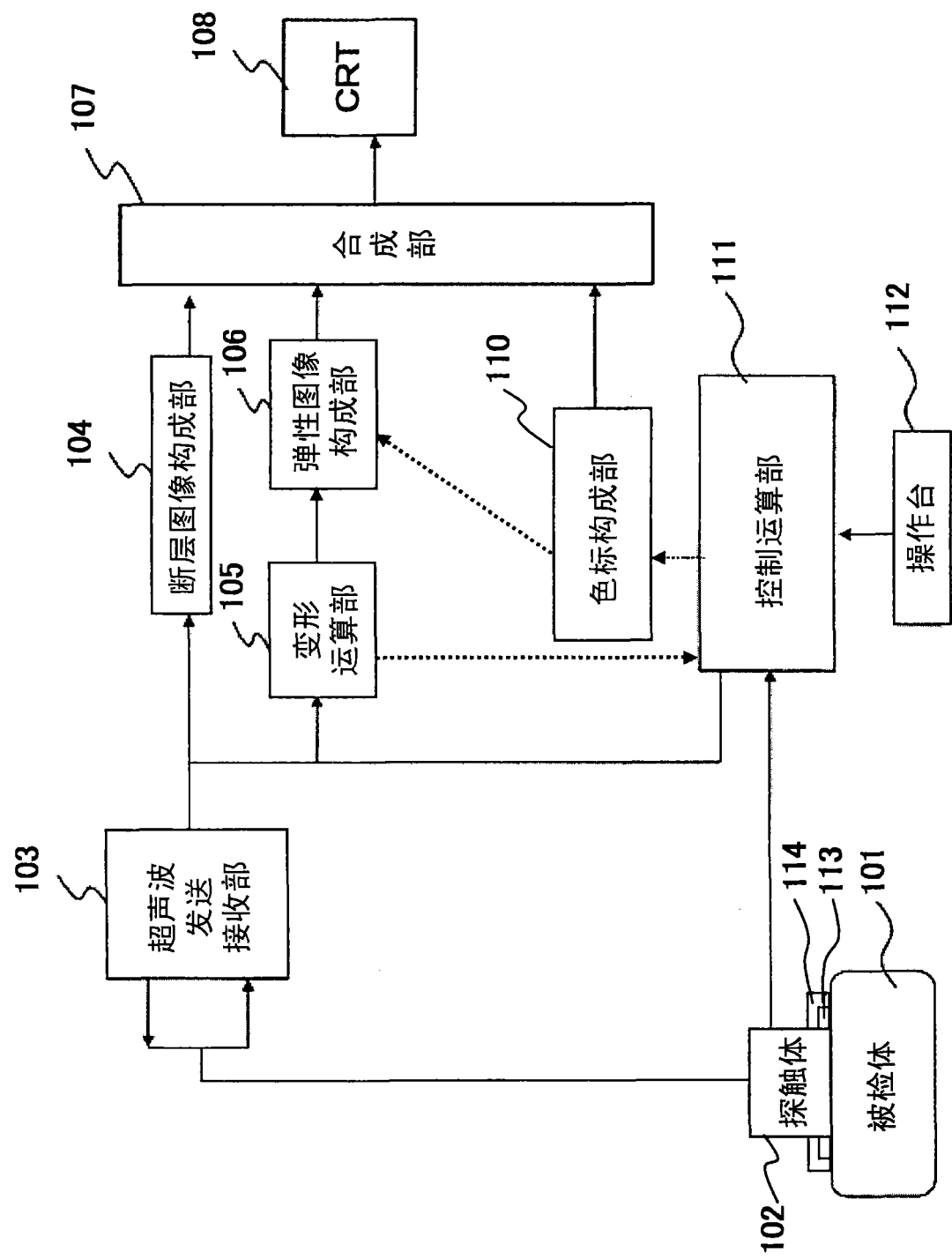


图 1

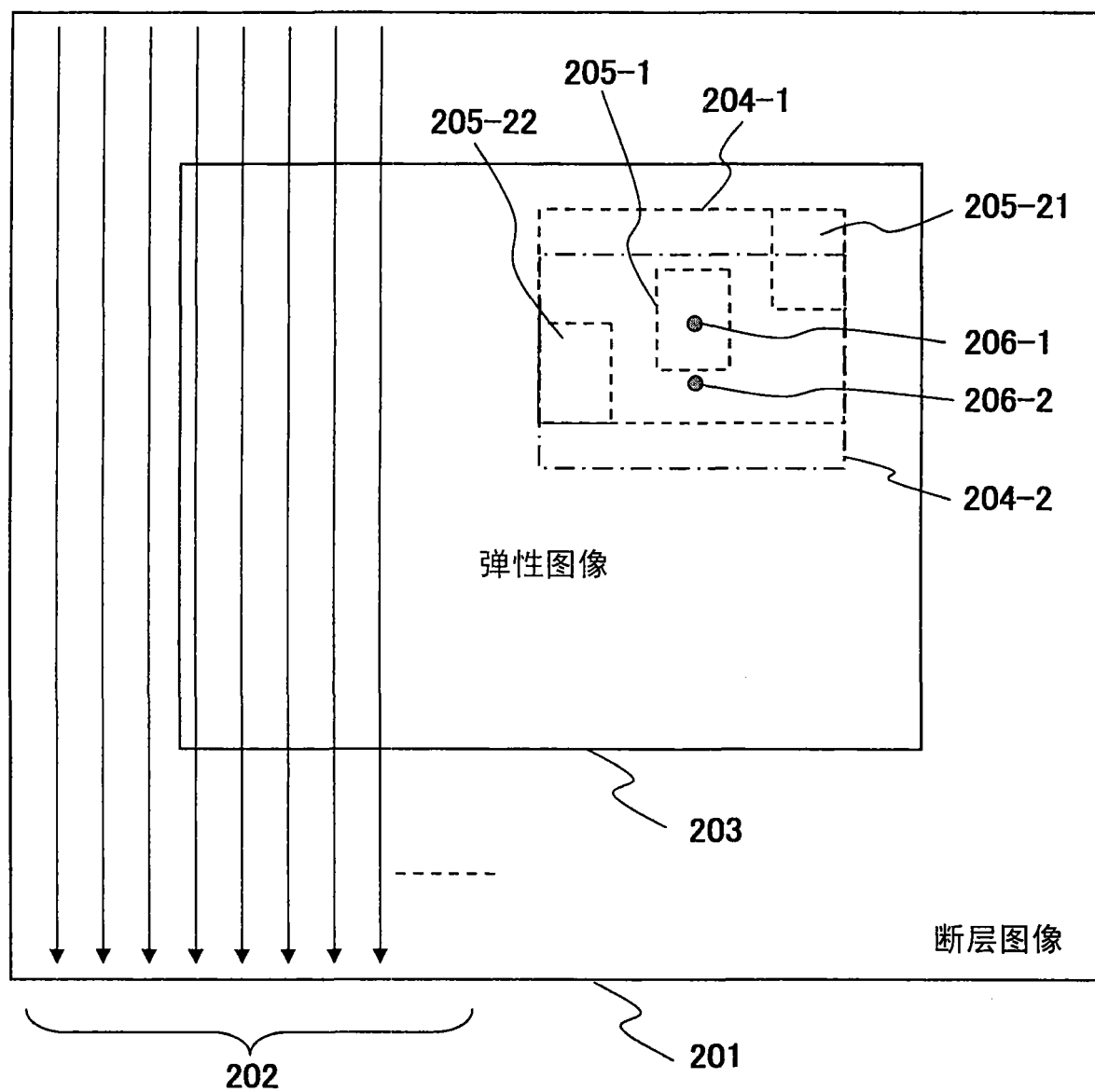


图 2

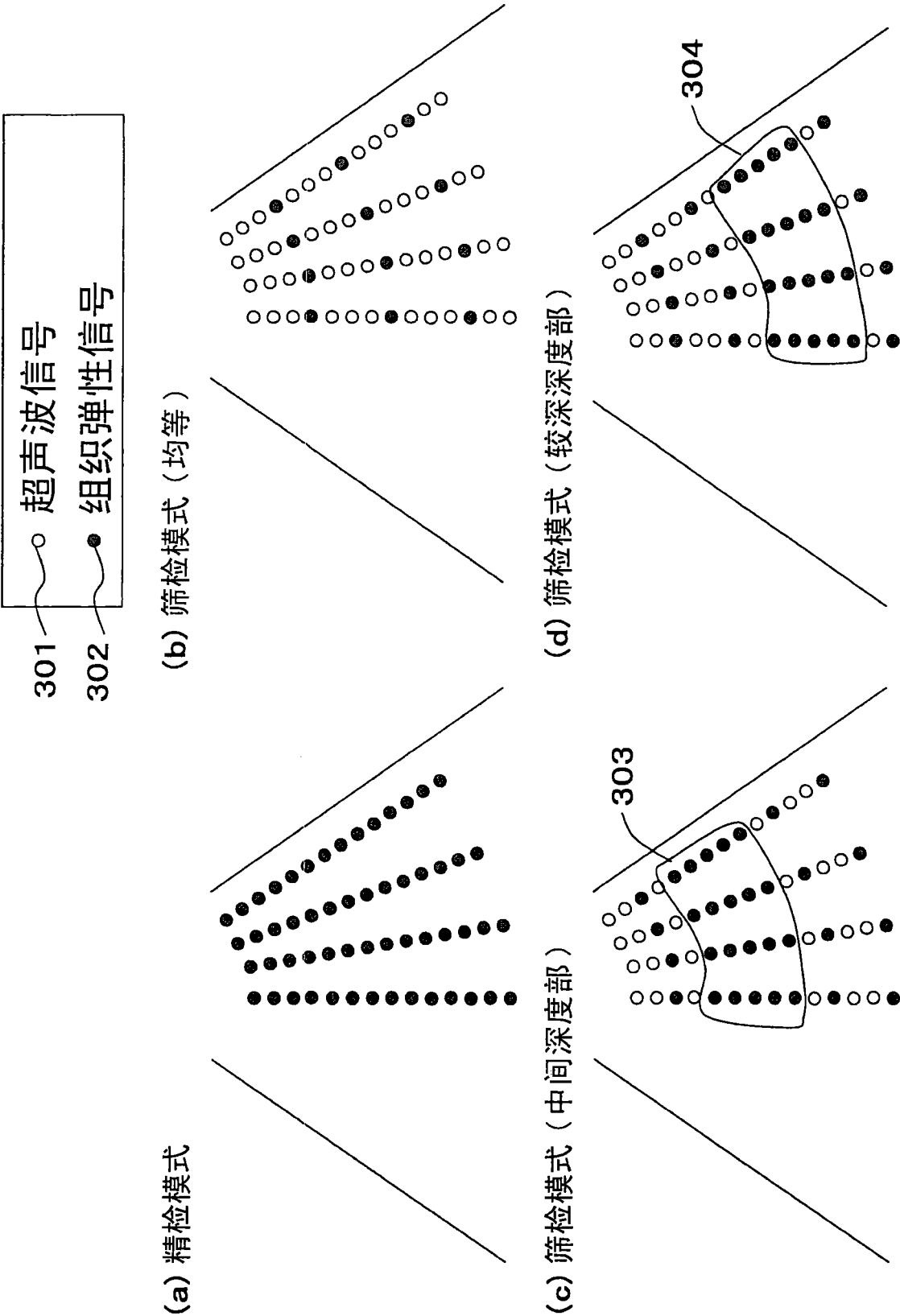


图 3

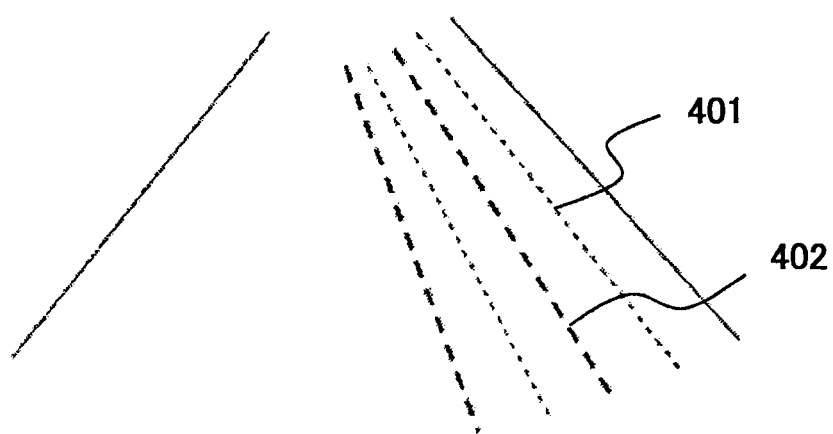


图 4

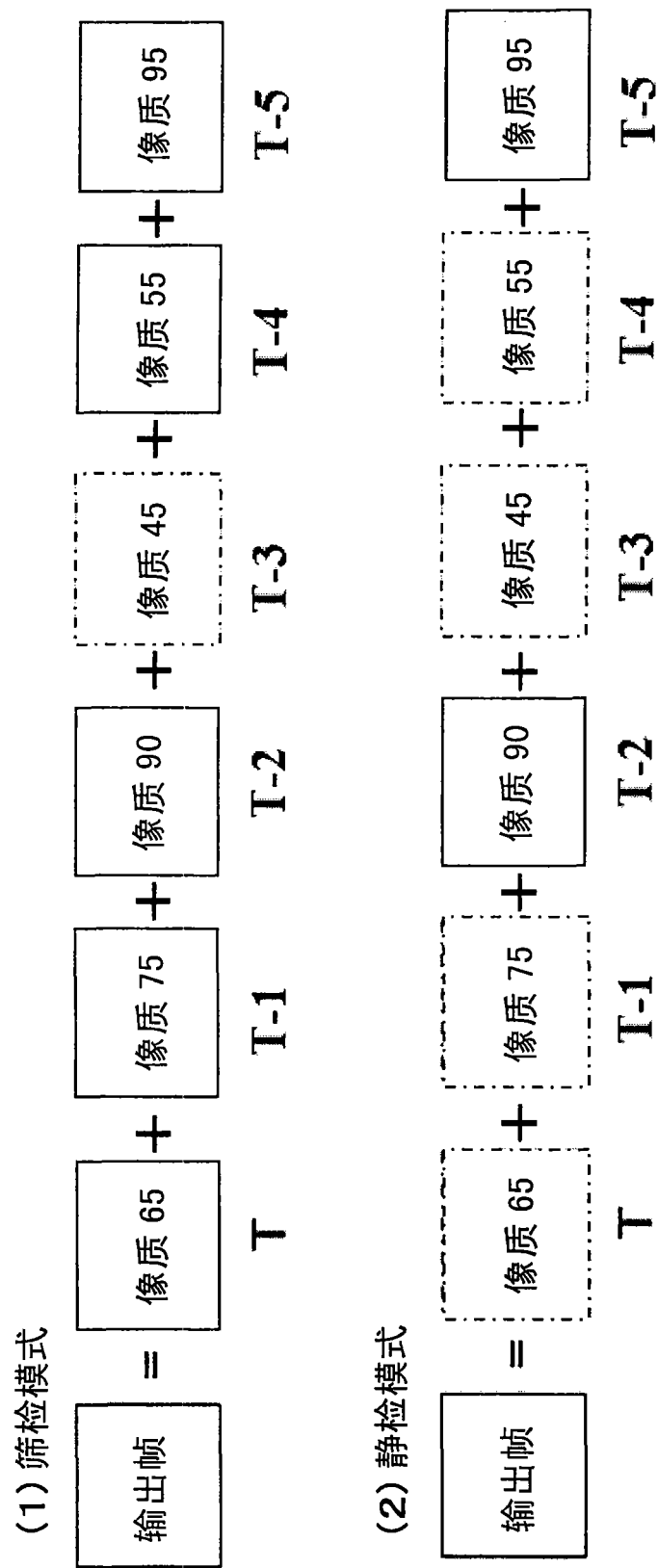


图 5

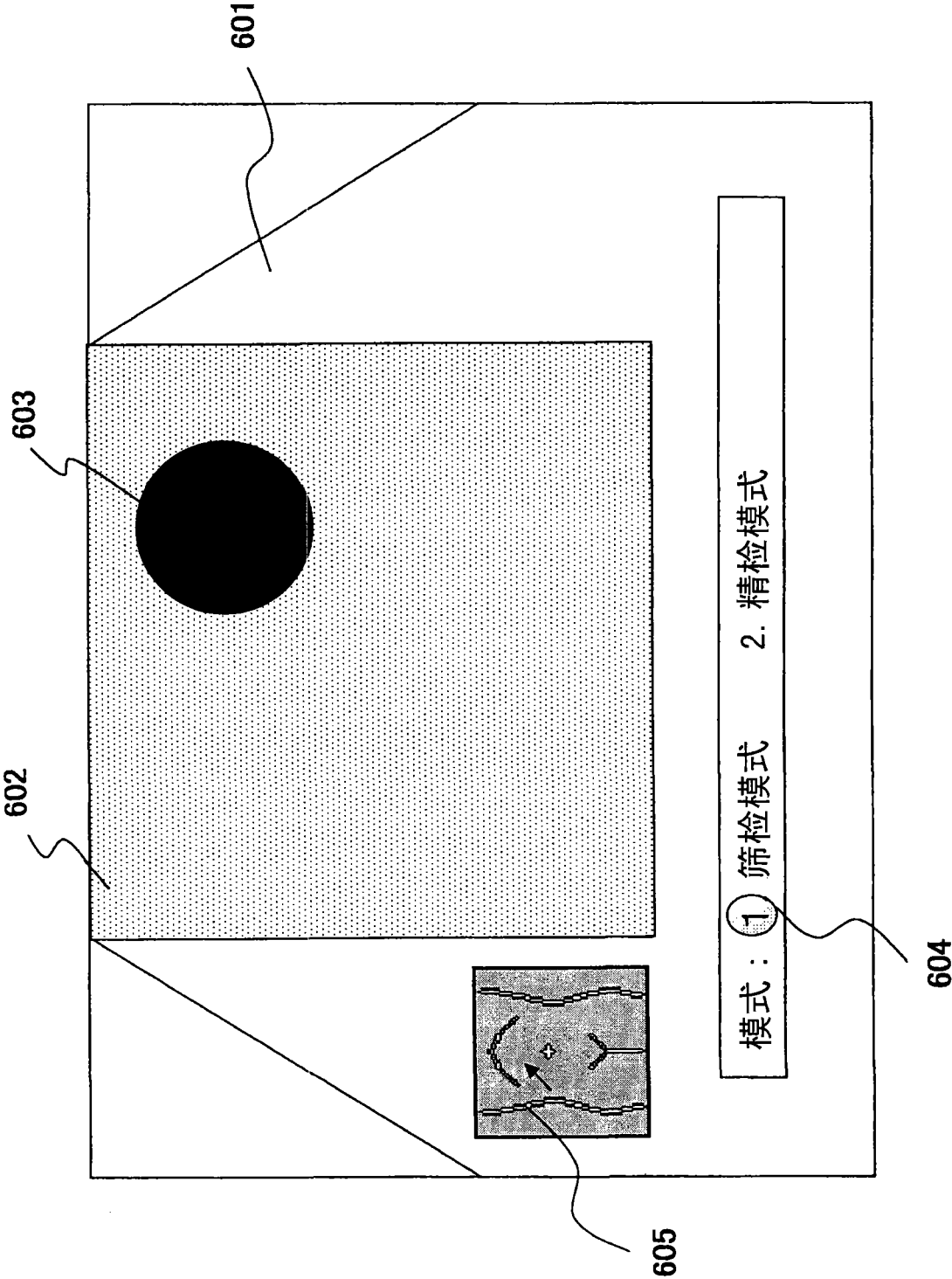


图 6

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101005806A	公开(公告)日	2007-07-25
申请号	CN200580027880.0	申请日	2005-08-23
[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	胁康治 村山直之		
发明人	胁康治 村山直之		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/463 A61B8/485 G01S7/52074 G01S7/52085 G01S7/52042 A61B8/14		
代理人(译)	李贵亮		
优先权	2004245017 2004-08-25 JP		
其他公开文献	CN100563582C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种超声波诊断装置，备有：断层图像取得机构，其从探触体向被检体发送超声波，并接收对应于该超声波的发送的反射回波信号，从而取得断层图像；弹性图像取得机构，其具有基于上述反射回波信号而求出上述被检体的生体组织的组织弹性量从而取得弹性图像的第1取得模式；以及显示机构，其至少显示上述弹性图像。上述弹性图像取得机构，还具有与上述第1取得模式不同的第2取得模式。从而在具有取得断层图像与弹性图像的功能的传送部诊断装置中，除了精检模式之外还能够对应筛检模式，并能够取得适于各个检查目的的弹性图像。

