



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200680012656.9

[45] 授权公告日 2009 年 9 月 30 日

[11] 授权公告号 CN 100544678C

[22] 申请日 2006.5.9

[21] 申请号 200680012656.9

[30] 优先权

[32] 2005.5.9 [33] JP [31] 136233/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2006/309290 2006.5.9

[87] 国际公布 WO2006/121031 日 2006.11.16

[85] 进入国家阶段日期 2007.10.16

[73] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 松村刚 河野敏彦

[56] 参考文献

JP11-188036A 1999.7.13

US5224480A 1993.7.6

JP2004-351062A 2004.12.16

审查员 李尹岑

[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

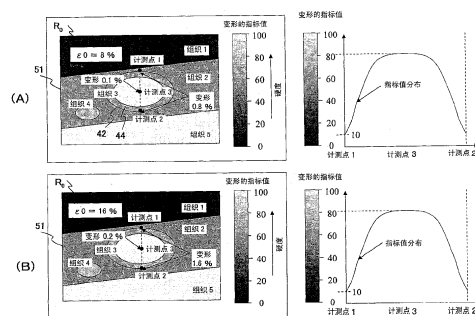
权利要求书 2 页 说明书 15 页 附图 16 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明目的在于将排除了压迫量影响的组织的硬度的空间分布作为图像显示。为此，基于对被检体施加压力而计测的超声波断层数据，求得与被检体的组织的多个计测点中的组织变形相关的物理量，根据该物理量生成组织的弹性图像，以在弹性图像中设定的基准区域的物理量为基准，对各个计测点的物理量进行指标化，生成表示该指标值的分布的指标化弹性图像。



1、一种超声波诊断装置，具备：超声波探头；超声波断层数据计测机构，其对被检体的组织施加压力，计测该组织的超声波断层数据；断层像生成机构，其由所述超声波断层数据生成断层像；弹性图像生成机构，其根据所述超声波断层数据求得与多个计测点中的组织的变形相关的物理量，根据该物理量生成所述组织的弹性图像，其特征在于，

包括：

基准区域选择机构，其在所述断层像或所述弹性图像中选择基准区域；

指标化弹性图像生成机构，其以所述基准区域的所述物理量为基准将所述计测点的所述物理量指标化，生成表示进行指标化而得到的指标值的分布的指标化弹性图像。

2、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述指标化弹性图像生成机构，求得所述基准区域的物理量和所述计测点的物理量之间的比作为所述指标值。

3、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述指标化弹性图像生成机构，使用所述基准区域的物理量和所述计测点的物理量，求得表示硬度的标准化后的值，作为所述指标值。

4、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述指标化弹性图像生成机构，求得所述基准区域物理量的对数和所述计测点物理量的对数之差，作为所述指标值。

5、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述基准区域选择机构，根据所述断层像或所述弹性图像上选择的基准点，选择所述基准区域。

6、根据权利要求5所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述基准区域选择机构，根据所述弹性图像上的各个点的所述物理量，选择具有与设定了所述基准点的组织相同的组织的区域，作为所述基准区域。

7、根据权利要求5或6所述超声波诊断装置，其特征在于，
所述基准区域选择机构，与对应于施加在所述被检体的压力而变位的
所述组织在图像上的移动目的地相一致的方式，移动所述基准区域。

8、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，
具备：

灰度化机构，其根据对所述指标值和灰度之间关系进行规定的灰度化
函数，对所述指标化弹性图像进行灰度化；和

显示机构，其显示所述灰度化后的指标化弹性图像。

9、根据权利要求8所述的超声波诊断装置，其特征在于，
柱状显示所述灰度化函数的所述指标值和所述灰度之间的关系。

10、根据权利要求9所述的超声波诊断装置，其特征在于，
所述显示机构，将黑白的所述断层像与所述灰度化后的指标化弹性图
像重叠显示。

11、根据权利要求8所述的超声波诊断装置，其特征在于，
所述显示机构，将在所述指标化弹性图像设置的关心区域的所述物理
量的平均值与所述基准区域的所述物理量之比以数值方式与所述关心区
域相对应地显示。

12、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，
所述指标化弹性图像生成机构，在与所述超声波探头的发送接收方向
垂直的方向将所述弹性图像分割为多个区域，对各个区域进行所述指标
化。

13、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，
所述指标化弹性图像生成机构，求得所述组织的变位、变形、弹性率
和粘性中的任意一项，作为与所述组织的变形相关的物理量。

超声波诊断装置

技术领域

本发明涉及超声波图像显示方法和超声波诊断装置，具体地说，涉及向使用者提供将物理量指标化后的图像数据，提高诊断中组织的鉴别性的超声波图像显示方法和超声波诊断装置，上述物理量与生物体各个部分的组织针对施加于被检体的压迫量的变形相关。

背景技术

超声波诊断装置，是通过手法或机械方法对被检体施加压力，求出生物体各个部分的变位，根据求出的变位将与组织的硬度相关的信息图像化，由此可以确切地鉴别癌肿瘤等病变组织的装置。

例如，作为组织的硬度信息之一的变形图像，是对变位分布进行空间微分，求得生物体各个部分的变形，根据变形的大小，通过色调或亮度赋予灰度的图像。但是，变形是依赖于压迫量的定性物理量，变形的大小根据压迫力的施加方法而变化。因此，即使是同一组织，只是压迫量大，便将变形显示为高值的色调或亮度，根据检查者的经验或熟练度鉴别中也可能存在误诊。

另一方面，在专利文献1中，提出了一种尝试，根据变形图像获得与压迫量无关的组织的硬度特性。即，给出了在变形图像内对病变组织和其周围组织分别设定关心区域ROI-1、ROI-2，各个ROI内的变形 ε_1 、 ε_2 之比 $\varepsilon_1/\varepsilon_2$ 作为硬度指标的启示。由此，因为两个关心区域内的变形的相对比不依赖于压迫量，所以存在可以半定量地鉴别病变组织和周围组织的变形差异的优点。

专利文献1：美国专利文献公开号WO 2006/013916号公报。

但是，观察癌肿瘤的病变部的超声波图像，确切地鉴别病变组织的良

性或恶性时，期待着如果根据硬度的不同，识别病变组织与正常组织的边界，或判断病变组织的周围组织硬度、或病变组织与周围组织之间的边界组织的硬度变化，就可确切地鉴别病变部位的组织的组织的技术。

但是，在专利文献1所公开的技术中，可以取得仅与设定了关心区域ROI的区域的压迫量不相关的组织的硬度特性，对于没有设定关心区域ROI的区域没有考虑取得与压迫量无关的组织的硬度特性。另外，在关心区域ROI之间的比中，因为并没有充分地提取变形的二维分布信息，故还存在应该改进的余地。

发明内容

本发明的课题为将排除了压迫量的影响的组织的硬度的空间分布作为图像显示。

为了解决上述课题，本发明的超声波诊断装置按照如下构成。即具备：超声波探头；超声波断层数据计测机构，其对被检体的组织施加压力，计测断层部位的超声波断层数据；断层像生成机构，其由超声波断层数据生成断层像；弹性图像生成机构，其根据超声波断层数据求得断层部位的多个计测点中的组织变形相关物理量，根据该物理量生成断层部位的弹性图像，还具备：基准区域选择机构，其在断层像或弹性图像中选择基准区域；和指标化弹性图像生成机构，其以基准区域的物理量为基准，将各个计测点的物理量指标值化，生成表示指标值的分布的指标化弹性图像。

另外，本发明的超声波图像显示方法按照如下构成。即具备：对被检体的组织施加压力，计测超声波断层数据的步骤；根据超声波断层数据，求得与被检体的断层部位的多个计测点中的组织的变形相关的物理量的步骤；根据物理量生成断层部位的弹性图像的步骤；在弹性图像中选择基准区域的步骤；以基准区域的所述物理量为基准，使各个计测点的所述物理量指标化的步骤；生成表示指标值的分布的指标化弹性图像的步骤。

根据上述本发明的超声波诊断装置和超声波图像的显示方法，可以将排除了压迫量的影响的组织硬度的空间分布以图像方式进行显示。

附图说明

图1可以应用本发明的超声波图像显示方法的超声波诊断装置的一实施方式的方框构成图。

图2是表示本发明的超声波显示方法的一实施方式的处理顺序的流程图。

图3是表示超声波探头的一例的外观图。

图4是用于对本发明的实施例的效果进行说明的现有例的变形图像的问题点的图。

图5是表示本发明的一实施方式的指标化弹性图像的图。

图6是表示本发明的其他实施例的指标化弹性图像的图。

图7是用于说明本发明的指标值相关的基准区域的自动设定法的一例的图。

图8是说明本发明的指标值相关的基准区域的自动设定法的其他例子的图。

图9是表示本发明的其他实施例的指标化弹性图像的图。

图10A 是本发明的指标值相关的基准区域跟踪压迫所引起的组织变动而移动的方法的图。

图10B 是表示本发明的指标值相关的基准区域 R_0 的构成的点的跟踪处理的具体实施例的图。

图10C 是表示本发明的指标值相关的基准区域 R_0 的跟踪处理的具体实施例的图。

图11 是说明本发明的指标化弹性图像的灰度化的例子的图。

图12 是说明本发明的指标化弹性图像的灰度化的另一例子的图。

图13 是说明本发明的指标化弹性图像的灰度化又一例子的图。

图14 是说明将本发明的指标化弹性图像叠加在B模式像进行显示的例子的图。

图15 是说明在本发明的指标化弹性图像中设定关心区域，数值表示该关心区域的硬度的指标值的平均值的实施例的图。

图16 是说明通过将弹性图像在侧方向进行细分，通过按每个细分后的图像进行指标化，作为整体生成指标化弹性图像的实施例的图。

具体实施方式

以下,根据实施方式对本发明进行说明。图1是表示适合于实施本发明的超声波图像显示方法的一实施方式的超声波诊断装置的方框构成图。图2表示本发明的特征部相关的超声波图像显示方法的一实施方式的流程图。

如图1所示,与被检体接触使用的超声波的探头2,如图3(A)所示,具有超声波发送接收面21而形成,在该超声波发送接收面21排列有用于与被检体1之间发送接收超声波的多个振子。探头2由发送电路3所供给的超声波脉冲驱动。发送接收控制电路4控制用于驱动探头2的多个振子的超声波脉冲的发送时刻,朝向设定在被检体1内的焦点,形成超声波束。另外,发送接收控制电路4还可以将超声波束在探头2的振子的排列方向进行电子扫描。

另一方面,探头2接收被检体1内所发生的反射回波信号并输出到接收电路5。接收电路5,按照由发送接收控制电路4输入的时刻信号,取得发射回波信号并进行放大等接收处理。由接收电路5接收处理后的反射回波信号,在整相相加电路6使多个振子接收的反射回波信号的相位匹配并相加而被放大。整相相加电路6中,被整相相加后的反射回波信号(以下,称为超声波断层数据),被输入到信号处理部7,进行增益补偿、LOG压缩、检波、轮廓强调、滤波处理等信号处理。另外,整相相加电路6中所生成的超声波断层数据的高频(RF)信号也可以是复合解调后的I、Q信号。

由信号处理部7处理后的超声波断层数据被导入黑白扫描变换器8,在这里变换成数字信号,且变换为与超声波束的扫描面对应的二维的断层像数据。由这些信号处理部7和黑白扫描变换器8构成断层像的图像再构成机构。黑白扫描变换器8输出的断层像数据通过切换加法部9被供给图像显示器10显示断层像。

另一方面,从整相相加电路6输出的超声波断层数据,被导入RF信号帧数据取得部11。RF信号帧数据取得部11,将与超声波束的扫描面(断层面)对应的RF信号组作为帧数据取得多帧并存储在存储器等。变位计测部12依次读入与RF信号帧数据取得部11所存储的取得时刻不同的多

对帧数据，根据取得的一对帧数据求得断层面中的多个计测点的变位向量，作为变位帧数据输出到变形/弹性率运算部 13。

变形/弹性率运算部 13，根据被输入的变位帧数据求得断层面中的多个计测点的变形，作为弹性帧数据输出到弹性数据处理部 14。另外，变形/弹性率运算部 13，由压力计测部 19 取入施加在被检体上的压力计测数据，求得被检体各个部分的应力分布，并根据之前求得的变形帧数据和应力分布求得弹性率，作为弹性帧数据输出到弹性数据处理部 14。

弹性数据处理部 14，对由变形/弹性率运算部 13 所输入的变形或弹性率的弹性帧数据，实施坐标平面内的平滑（smoothing）处理、对比度（contrast）最佳化处理、帧间的时间轴方向的平滑处理等各种图像处理，并输出到彩色扫描变换器 15。

彩色扫描变换器 15，变换弹性数据处理部 14 输出的弹性帧数据并生成彩色弹性图像，通过切换加法部 9 在图像显示器 10 进行显示。即，彩色扫描变换器 15 根据预定的弹性（变形或弹性率）的上限值或下限值的范围，对弹性图像赋予灰度化（例如，256 级灰度）的红、绿、蓝等色调编码。例如，计测到弹性帧数据变形大的区域变换为红色编码，相反，计测到变形小的区域变换为蓝色编码。另外，代替彩色扫描变换器 15 可以使用黑白扫描变换器。此时，通过计测到变形大的区域亮度亮，相反，计测到变形小的区域亮度暗等，从而可以表示变形的分布。

另外，切换加法部 9 被形成为具有：输入由黑白扫描变换器 8 输出的黑白断层像数据和彩色扫描变换器 15 输出的彩色弹性图像数据，并切换两图像而使任一方显示的功能；将两个图像的一方作为半透明进行相加合成而重叠在图像显示器 10 中进行显示的功能；和使两个图像排列显示的功能。另外，影像存储器（cine memory）部 18 将切换加法部 9 输出的图像数据存储在存储器，按照来自装置控制接口部 17 的指令，调出过去的图像数据，在图像显示器 10 中显示。进而，可以将选择的图像数据向 MO 等记录媒体转送。

接着，对本发明的特征部的实施方式即指标值运算部 16 进行说明。指标值运算部 16 根据从装置控制接口部 17 输出的控制指令开始处理，取得由变形/弹性率运算部 13 运算的弹性帧数据，生成本发明相关的指标化

弹性图像帧数据，输出到彩色扫描变换器 15。彩色扫描变换器 15 与上述同样，根据指标化弹性图像帧数据生成灰度化后的指标化弹性图像，通过切换加法部 9 在图像显示器 10 进行显示。在后面对指标值运算部 16 进行详细说明。

这里，对于本实施方式的基本动作进行说明。首先，一边使探头 2 在被检体 1 上的压力变化，一边使超声波束扫描被检体 1，而且连续地接收来自扫描面的反射回波信号。然后，根据从整相相加电路 6 输出的超声波断层数据，由信号处理部 7 和黑白扫描变换器 8 再构成断层像，并在图像显示器 10 进行显示。

另一方面，RF 信号帧数据取得部 11，在改变施加在被检体 1 的压迫量的过程中，取入超声波断层数据与帧速率同步地反复取得数据。按照时间序列保存在内置的帧存储器内。而且，以取得时刻不同的一对帧数据为单位，连续地选择多对帧数据，输出到变位计测部 12。变位计测部 12 对选择的一对帧数据进行一维或二维的相关处理，计测扫描面中的各个计测点的变位，生成变位帧数据。作为变位矢量的检测法，例如公知有特开平 5-317313 号公报等记载的块匹配法或梯度法 (gradient)。块匹配法将图像例如分为 $N \times N$ 像素组成的块，从前帧中搜索与当前帧中关注的块最接近的块，根据此求得计测点的变位。另外，可以计算一对 RF 信号帧数据在同一区域中的自相关而计算出变位。

由变位计测部 12 所求出的变位帧数据，被输入到变形/弹性率运算部 13，运算各个计测点的变形或弹性率，并作为弹性帧数据输出到弹性数据处理部 14。变形的运算，如公知那样按照对变位分布进行空间微分的方式进行计算。另外，根据求出的变形，运算各个计测点的弹性率。在求得弹性率的情况下，取入由压力计测部 19 所计测的压力的计测值，根据该计测值运算各个计测点的应力。压力计测部 19，例如如图 3 (B) 所示，以在压迫板 31 的表面设置参照变形体 33 而构成。变形/弹性率运算部 13，以参照变形体 33 的变形为基准，运算被检体 1 内部的计测点的应力。由此，变形/弹性率运算部 13，根据各个计测点中的应力和变形/弹性率运算部 13 所求得的变形帧数据，来运算断层面上的各个计测点的弹性率（例如，杨氏模数 Y_m ），并输出到弹性数据处理部 14。弹性数据处理部 14 根

据变形或弹性率生成弹性图像数据，通过彩色扫描变换器 15 和切换加法部 9 将弹性图像显示在图像显示器 10。

接着，参照图 2，将本实施方式的特征部的指标化运算部 16 相关的详细构成分成实施例，与动作一起进行说明。

实施例 1

图 2 表示实施例 1 的指标化弹性图像的生成顺序的流程图。本实施方式，是如图 4 所示，在弹性图像之一的变形图像 41 中设定基准区域 R_0 ，根据这样，生成并显示图 5 所示的指标化图像 51 的例子。

首先，在图 2 的步骤 S1 中，对变形/弹性率运算部 13 发送指令，使变形图像 41 在图像显示器 10 中显示。接着，通过装置控制接口部 17 取入用鼠标等手动或自动设定的基准区域 R_0 的坐标数据 (S2)。然后，从变形/弹性率运算部 13 取入变形图像帧数据，将与基准区域 R_0 对应的区域的变形的平均值作为基准变形 ε_0 进行运算 (S3)。接着，根据下式求得各个变形计测点 (i, j) 的变形 $\varepsilon_{i,j}$ 和基准变形 ε_0 之间的相对比即指标值 $R_{i,j}$ (S4)。由求出的 $R_{i,j}$ 构成的指标化图像数据，被输出到彩色扫描变换器 15 (S5)。由此，在图像显示器 10 中显示各个计测点的变形通过基准变形 ε_0 标准化后的指标化弹性图像。

$$R_{i,j} = \varepsilon_0 / \varepsilon_{i,j} \quad (1)$$

另外，并不限于上述比，只要能反应出 ε_0 和 $\varepsilon_{i,j}$ 的差别的指标即可。例如，可以是

$$R_{i,j} = \log(\varepsilon_0) - \log(\varepsilon_{i,j})$$

或

$$R_{i,j} = (\varepsilon_0 - \varepsilon_{i,j}) / (\varepsilon_0 + \varepsilon_{i,j})$$

或

$$R_{i,j} = (\varepsilon_0 - \varepsilon_{i,j}) / \varepsilon_0$$

在硬的区域的计测点，为 $\varepsilon_{i,j} \sim 0$ ，在软的区域的计测点为 $\varepsilon_{i,j} \sim \varepsilon_0$ ，所以

可以在硬区域： $\varepsilon_{i,j} \Rightarrow 1$ ，在软的计测点： $\varepsilon_{i,j} \Rightarrow 0$ ，取 0~1 区间的值的方式作为标准化后的指标。

对于本实施例的效果，参照图 4 和图 5 进行具体地说明。首先，在自

由地压迫生物体组织来测量其变形时,变形的大小依赖此时的压迫量。例如,如图4(A)所示,在某时的压迫量下,设生物体内的计测点1和计测点2的变形为0.8%,计测点3的变形为0.1%。与此相对,在其他时候的压迫量下,如图4(B)所示,设计测点1和计测点2中的变形为1.6%,计测点3中的变形为0.2%。将这样的变形图像,根据变形的大小(%)进行灰度化后,如图4(B)所示,计测点1、2的变形为1.6%时的压迫量下,取得在关心部位的肿瘤部42产生边缘的图像图案。但是,如图4(A)所示,在计测点1、2的变形为0.8%时的压迫量下,灰度等级的范围变成灵敏度差的范围,因此不能清晰地表示关心部位的肿瘤部42的边缘的图像图案。即,在根据变形图像的图像诊断中,即使是同一组织,按照此时的压迫量,色调或亮度的强度和病变部位的图案发生变化,因此不能确切地认识病变部位的边界。另外,在图4中,(A)、(B)右侧所示的图分别表示连接了计测点1、2的分析线上的变形的分布。

对此,根据本实施例,如图5(A)和图5(B)所示,设置基准区域 R_0 ,将该区域的变形的平均值作为基准变形 ε_0 ,根据将各个计测点 ε_{ij} 的变形标准化后的变形的指标值 $R_{i,j}$ 进行灰度化,生成指标化弹性图像51,从而可以得到不依赖压迫量的组织固有的硬度信息。该结果,即使因为压迫量的不同,而设定在同一组织1的基准区域 R_0 的基准变形 ε_0 为8%或16%不同,与图5(A)、(B)对比可知,也可以得到亮度分布等灰度分布不变的指标化弹性图像51。因此,可以以高灵敏度识别关心部位的肿瘤部42的边缘的图像图案。特别是,可以识别肿瘤部42与周边组织2之间的边界组织44的硬度差异。另外,在图5(A)、(B)的右侧所示的图表示连接计测点1、2的分析线上的指标值的分布。

例如,在乳腺癌的检查中的计测断面内,脂肪是最柔软的组织,如果在该区域设置基准区域 R_0 ,则因为这以外的区域比脂肪硬,所以变形的指标值 $R_{i,j}$ 即相对比具有1以上的值,越硬的组织,计测到其相对比的值越大。或也可以在大胸肌设定基准区域 R_0 。因为大胸肌由肋骨支撑固定,所以可以高灵敏度地检测基准变形。另外,脂肪的厚度个人差异较大有时不能将充分大的区域作为基准区域,但是大胸肌个人差异小,一定会引入计测面。

另外，在腹部，例如在肾脏设置基准区域，根据式（1）求得与肝脏的各个计测点 (i, j) 变形之间的比 $R_{i, j}$ ，可以生成肝脏的指标化弹性图像。

另外，在拍摄前列腺部位时，可以以前列腺皮膜部的脂肪组织作为基准区域。

在本实施例中，对根据变形图像生成指标化弹性图像的例子进行了说明。但是，本发明并不局限于此，可以使用组织的硬度特性相关的信息即弹性率、粘性等组织的特性数据生成指标化弹性图像。可以得到与本实施例同样的效果。

另外，在本实施例中，以基准区域 R_0 中的变形的平均值作为基准变形 ε_0 求得指标值 $R_{i, j}$ ，但是本发明并不局限于此，也可以通过基准区域 R_0 中的变形的中央值或柱状图处理等，将频度计数最高的变形值等作为基准变形 ε_0 ，使各个计测点的变形 ε_{ij} 标准化。

另外，代替将基准区域 R_0 作为包含多个计测点的一定范围的区域，作为基准部位也可以将一点的计测点的变形的值设定为基准变形 ε_0 。

如以上所述，本发明的指标化弹性图像，以设定的基准部位的变形相关的物理量作为基准，使断层部位的多个计测点的变形相关的物理量显示作为标准化后的指标值图像。该指标值因为是接受了同一压迫量的各个部位的相对值，所以即使压迫量变化指标值也几乎不变。因此，本发明的指标化弹性图像，可以排除压迫量的影响，将从病变组织开始直至周围组织的硬度变化或边界区域的硬度的差异，以基准部位的硬度为基准半定量地显示。其结果，易于客观且普遍确切地鉴别病变组织的良性或恶性。

实施例 2

在实施例 1 中，例示了将指标化的基准部位即基准区域 R_0 设定在生物体的组织内。但是，本发明并不局限于此，使用具有图 3 (B) 所示的弹性部件的参照变形体 33 的探头 2，取得超声波断层数据时，如图 6 所示，在变形图像中距探头 2 最近的组织区域，显示参照变形体 33 的图像 53。将基准区域 R_0 设定在该参照变形体 33 的图像区域，可以生成与实施例 1 同样的指标化弹性图像 52 并显示。

特别是，通过预先计测参照变形体 33 的弹性率，可以推定各个计测

点中的组织的大致弹性率。即，将参照变形体 33 的弹性率作为 E_{ref} (kPa) 时，通过下式 (2)，可以求得各个计测点的大致弹性率 $E_{i,j}$ 。通过使其图像化，可以得到更精细的硬度的图像信息。

$$E_{i,j} = E_{ref} \times R_{i,j} \text{ (kPa)} \quad (2)$$

在上述的说明中，例示了使用体外的参照变形体，但是，本发明并不局限于此，也可以将参照变形体配置在被检体内。例如，拍摄前列腺部位时，将从腿跟插入的导管作为参照变形体。该导管不是中空是由橡胶等充填而构成。导管的外径为 1~2mm。

拍摄前列腺部位时，使用前列腺用探头进行拍摄。将在前列腺附近存在插入了导管的血管，在得到的图像中显示导管的剖面。将该导管的部位设为参照变形体。

另外，在中空的导管的前端设置伸缩充气囊 (balloon)，也可以将插入体内的充气囊作为参照变形体。该充气囊为中空，通过在中间填充液体橡胶或凝胶等液体，从而可以伸缩。膨胀时的外径为 0.5~5mm，通过调整液体填充量，可以任意地设定外径。

实施例 3

在实施例 1 中，说明了从装置控制接口 17 输入设定基准区域 R_0 ，但是如下面所说明，也可以自动设定基准区域 R_0 。例如，在变形图像等中检测出最软的区域，可以在该区域设定基准区域 R_0 。

另外，例如，图 7 (A) 所示的图是乳腺部位的 B 模式断层像 54，在距探头 2 最近的位置表示脂肪组织，该脂肪组织也是计测部位中的最柔软的组织。这里，因为即使在 B 模式图像 54 也能检测脂肪 61 和乳腺 62 的边界，所以可以提取从体表附近到与乳腺之间的边界的区域，作为基准区域 R_0 自动设定。

此时，如图 7 (B) 所示，可以得到将脂肪 61 的组织 1 的整体作为基准区域 R_0 的指标化弹性图像 55。

另外，例如，如图 8 (A) 所示，操作鼠标等输入设备，将显示画面上的光标 63 移动到期望的基准区域并点击指定，由此如图 8 (B) 所示，根据变形值等弹性信息或 B 模式断层像的亮度信息或图形信息，识别包含

该区域的同一组织区域，可以自动地设定基准区域 R_0 。

这样，通过自动设定基准区域 R_0 ，可以排除基准区域 R_0 的设定中的任意性，所以可以通过客观的硬度的指标化弹性图像进行诊断。

另外，在上述说明中，例示了乳腺，但是本发明并不局限于此，如图9所示的指标化弹性图像56，在颈动脉部位57中的斑块58的弹性评价等中同样也可以适用。此时，例如将肌肉59的区域设定为基准区域 R_0 ，可以对血管壁60或斑块58的变形的指标值进行图像化并诊断。

实施例4

在上述各个实施例中设定的基准区域 R_0 ，在压迫过程中组织移动时，有时基准区域 R_0 从设定的同一组织区域分离。即如图10A(a)~(c)所示，在将基准区域 R_0 始终作为一定的坐标区域固定设定时，在压迫过程中，有时其他组织会进入到基准区域 R_0 的区域。

此时，如该图(d)~(f)所示，优选始终跟踪同一组织区域，变更设定基准区域 R_0 。在这样的时候，在压迫过程中，其他组织不进入到基准区域 R_0 ，可以将始终在同一组织内计测到变形的值作为基准变形 ε_0 ，排除干扰高精度地求得指标值，因此可以提高诊断的可靠性。

以下表示了上述基准区域 R_0 的跟踪处理的具体实施例。

在图1的变位计测部12中，具体使用图10B表示用于求得变位分布（变位帧数据）的处理。

例如，在设 y 坐标在B模式图像上的横方向，设 x 坐标在深度方向的坐标系中，关注在沿着线 y_1 的方向的计测点

(x_1, y_1) 、 (x_2, y_1)

这两点。如图所示，从时刻 $t-1$ （过去）开始到时刻 t （现在）的时间变化期间，设对象组织被压迫。

在时刻 $t-1$ ，处于坐标 $(x_1(t-1), y_1(t-1))$ 的组织，在时刻 t 移动到坐标 $(x_1(t), y_1(t))$ ，同样，在时刻 $t-1$ ，处于坐标 $(x_2(t-1), y_1(t-1))$ 的组织在时刻 t 移动到坐标 $(x_2(t), y_1(t))$ 。

此时，在变位计测部12中，计算所有计测点 (x, y) 中的变位 $d(x, y)$ ，例如，从上述时刻 $t-1$ 开始到 t 时沿着线 y_1 的变位分布 $d(x(t-1))$

如图所示求得, 当前时刻 t 的上述移动后的 x 坐标, $x_1(t)$ 、 $x_2(t)$, 可以分别用下式求得。

$$x_1(t) = x_1(t-1) + d(x_1(t-1))$$

$$x_2(t) = x_2(t-1) + d(x_2(t-1))$$

同样, 也可以求得 y 坐标方向的移动后的坐标 $y_1(t)$ 、 $y_2(t)$ 。

根据以上方法, 例如如图 10C 所示, 在时刻 $t-1$, 设定由 $(x_1(t-1), y_1(t-1))$, $(x_2(t-1), y_1(t-1))$, $(x_1(t-1), y_2(t-1))$, $(x_2(t-1), y_2(t-1))$ 四个点构成的长方形的基准区域 R_0 时, 可以求得在上述四个点中的组织在时刻 t 移动到何处, 由此, R_0 内部的组织指定为同一组织区域。

可以实时地进行上述处理, 如图 10A 所示, 作为基准区域 R_0 , 追踪同一组织区域。

在上面的说明中, 表示了使用配置在指定基准区域 R_0 的角部的四点的坐标中的变位信息进行跟踪处理, 但是并不局限于该方法, 也可以使用沿着表示基准区域 R_0 的边界的线上配置的坐标中的变位信息, 通过根据更多的信息可以高精度地进行跟踪处理。

另外, 也可以使用基准区域 R_0 内部的坐标中的变位信息, 更高精度地进行跟踪处理。

实施例 5

在上述各个实施例中, 没有特别地说明根据各个计测点的指标值对指标化弹性图像进行灰度化时的指标值和灰度等级之间的对应, 但是对指标值和灰度等级之间的关系进行限定的灰度化函数, 可以适用比例函数、对数函数、及提高用于判断组织的良性或恶性的阈值附近的分辨率而设定的函数等各种函数。

具体地说, 如图 11(A) 所示柱状显示 71 所示, 可以设灰度化函数为比例函数, 以线形关系分配用指标值、色调或亮度表示的例如 8 位 256 级的灰度图像。

另外, 如图 11(B) 的柱状显示 72 所示, 可以用对数函数来规定灰度化函数。特别是, 在色调、亮度变化灵敏的范围 73 内, 也可以定义设

定了阈值 R_{th} 的特定函数。例如，在得到有效地识别良性和恶性的指标值的阈值 R_{th} 时，在该阈值 R_{th} 附近通过定义色调或亮度变化灵敏的灰度化函数，可以以高灵敏度地图像识别良恶性。

另外，如图 11 (C) 的柱状显示 80 所示，也可以显示某特定部位作为弹性率指标。例如，作为正常部位的脂肪为 20kPa，使其作为指标进行显示。也可以使其他部位换算成弹性率进行显示。因此，对于正常部位可以用图像高灵敏度地识别良恶性。

进一步，如图 12 (A) 的柱状显示 74 的范围 75 所示，在比阈值 R_{th} 大和比阈值 R_{th} 小时，准备色调或亮度变化比较大的特别灰度图的灰度化函数，由此进行图像化。另外，如该图 (B) 所示，在柱状显示 76 的指标值小的范围 77 中，可以使灰度图的色调或亮度分阶段地不连续地变化。

另外，如图 13 所示，将柱状图显示 78 的例如阈值 R_{th} 附近赋予某个一定颜色来设定范围 79，检查者通过指示设备等使该带色范围 79 上下来改变阈值 R_{th} ，可以简单地分析关心区域的指标值的大小进入到哪个范围。另外，同样，检查者可以实时地使阈值 R_{th} 上下，可以仅对超过该阈值 R_{th} 的区域进行赋予颜色等处理。

其结果，对于指标化弹性图像存在关心的病变部位，特别设定关心区域，求得该关心区域的指标值并使其显示，通过自由地移动灰度图的阈值 R_{th} 的位置，可以容易且正确地把握关心区域的组织的硬度的指标值。

实施例 6

在上述各个实施例中所形成的指标化弹性图像，可以排列为 B 模式图像、变形图像等弹性图像，或独立显示。进而，例如如图 14 所示，也可以在黑白 B 模式图像中将指标化弹性图像作为彩色半透明图像进行重叠显示。

另外，例如，在以两个画面独立显示 B 模式图像和指标化弹性图像时，以 B 模式图像为引导，可以设定指标化弹性图像的基准区域 R_0 的大小及位置等。另外，并不局限于 B 模式图像，也可以以与指标化弹性图像成对地进行显示的图像作为引导，设定基准区域 R_0 。

实施例 7

进一步, 本发明, 在显示的指标化弹性图像中, 可以设定关心区域 ROI, 进行与基准区域 R_0 之间的组织硬度分析。例如, 如图 15 所示, 在指标化图像上设定关心区域 ROI, 由此求得 ROI 内的变形的平均值等, 例如与该关心区域 ROI 的附近相对应地显示。另外, 这样的关心区域 ROI 可以设定多个。

实施例 8

上述各个实施例, 说明了以 B 模式图像或变形图像实时地生成指标化弹性图像并显示的例子, 但是本发明并不局限于此, 也可以保存 (freeze) 后离线的状态下进行各个设定, 使用影像存储器中存储的帧数据生成指标化弹性图像并显示。

实施例 9

上述各个实施例, 假设探头 2 均匀地压迫被检体 1 的生物体组织, 但是在探头 2 相对于被检体 1 的体表面以倾斜的状态压迫等压迫操作不合适时, 生物体组织为不均匀地被压迫。特别是在与发送接收方向 (即声线方向) 垂直的方向 (以下, 称为侧 (lateral) 方向) 压迫为不均匀。其结果, 有可能基准区域的变形在侧方向为不均匀, 指标值为不正确。因此, 在本实施例, 即使在基准区域的变形不均匀的时候, 排除该影响高精度地求得指标值。因此, 将图像区域整体在侧方向进行细分, 在细分后的各个区域中, 视为均匀地进行压迫。按每个细分后的区域计算指标值。

图 16 具体地表示本实施例。图 16 是图像显示器 10 所显示的指标化弹性图像, 是表示包含基准区域和其以外的区域的指标化弹性图像的例子。将该指标化弹性图像在侧方向细分为例如 M 个短栅格状, 求得与声线方向平行的细长的多个细分区域 $R_1, R_2, \dots, R_k, \dots, R_M$ 。将各个细分区域内的基准区域作为细分基准区域 $R_{01}, R_{02}, \dots, R_{0k}, \dots, R_{0M}$ 。各个细分区域的侧方向的宽度可以为例数 mm 左右。而且, 使用该计测点的细分区域中的细分基准区域的基准变形 $\varepsilon_{01}, \varepsilon_{02}, \dots, \varepsilon_{0k}, \dots, \varepsilon_{0M}$ 求得各个计测点的变形指标值。即, 例如如图 16 所示, 在计测点 (i, j) 计测到的变形 $\varepsilon_{i,j}$ 被认为在由该细分区域内的细分基准区域 R_{0k} 提供。因此, 根

据下式 (3) 求得计测点 (i, j) 中的指标值 $R_{i,j}$ 。

$$R_{i,j} = \varepsilon_{0k} / \varepsilon_{i,j} \quad (3)$$

由此, 即使压迫操作不合适, 基准区域的变形在侧方向不均匀, 也可以在细化后的各个区域内视为均匀的压迫, 因此, 可以按照细分后各区域高精度地求得指标值。其结果, 作为指标化弹性图像整体, 可以高精度地求得指标值。

在以上的说明中, 按照在侧方向比较宽地取得细分区域的方式进行说明, 但是也可以按各条线独立设定细分区域, 通过下式 (4) 求得计测点 (i, j) 的指标值 $R_{i,j}$ 。

$$R_{i,j} = \varepsilon_{0i} / \varepsilon_{i,j} \quad (4)$$

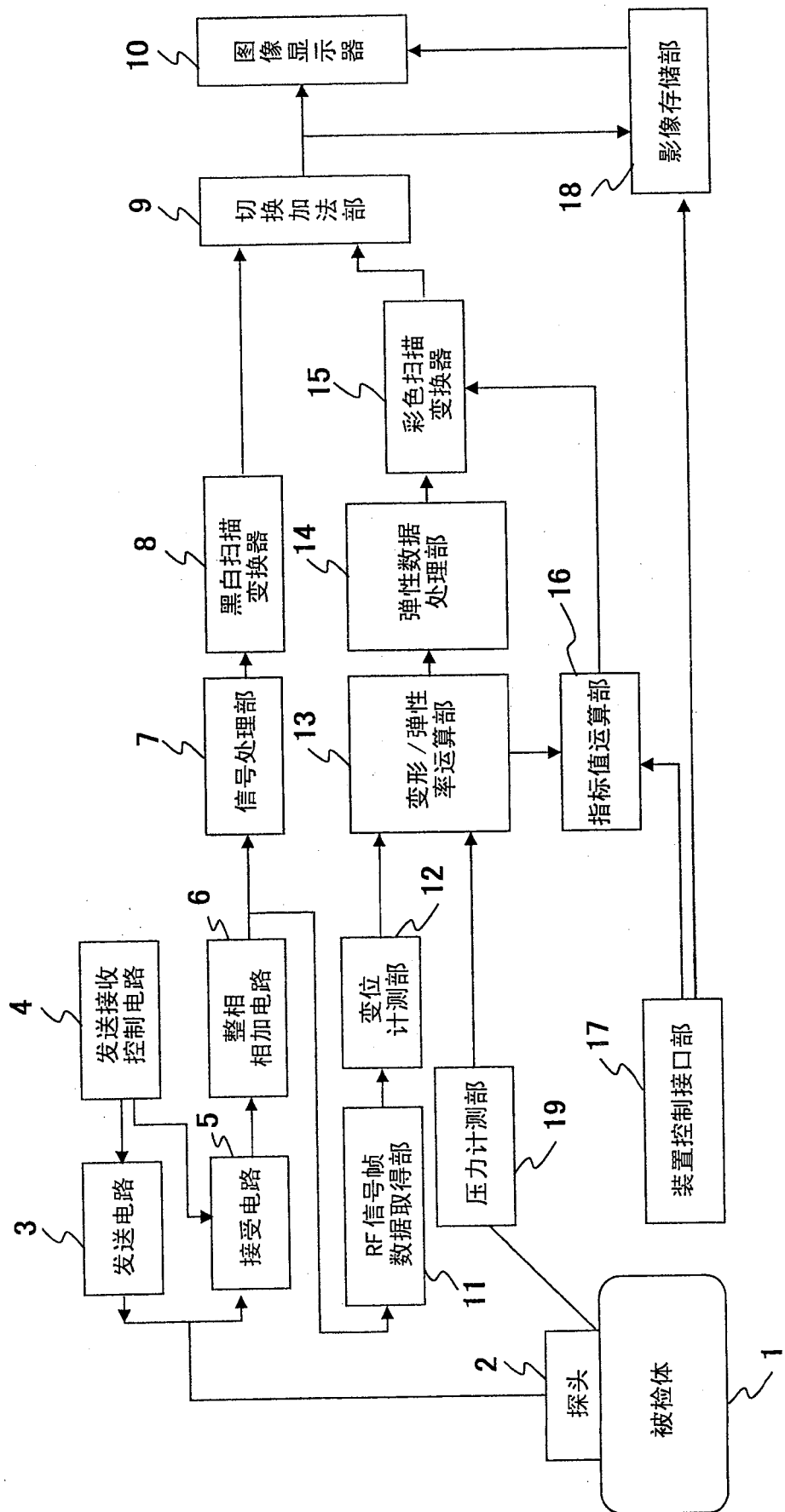


图 1

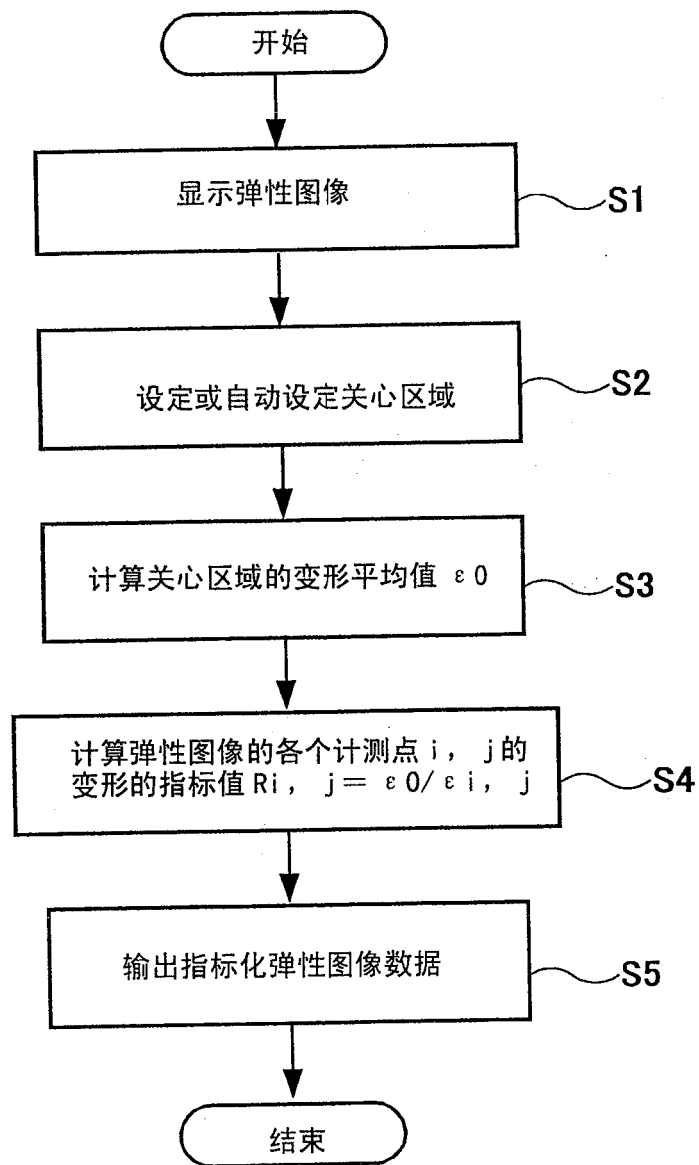


图 2

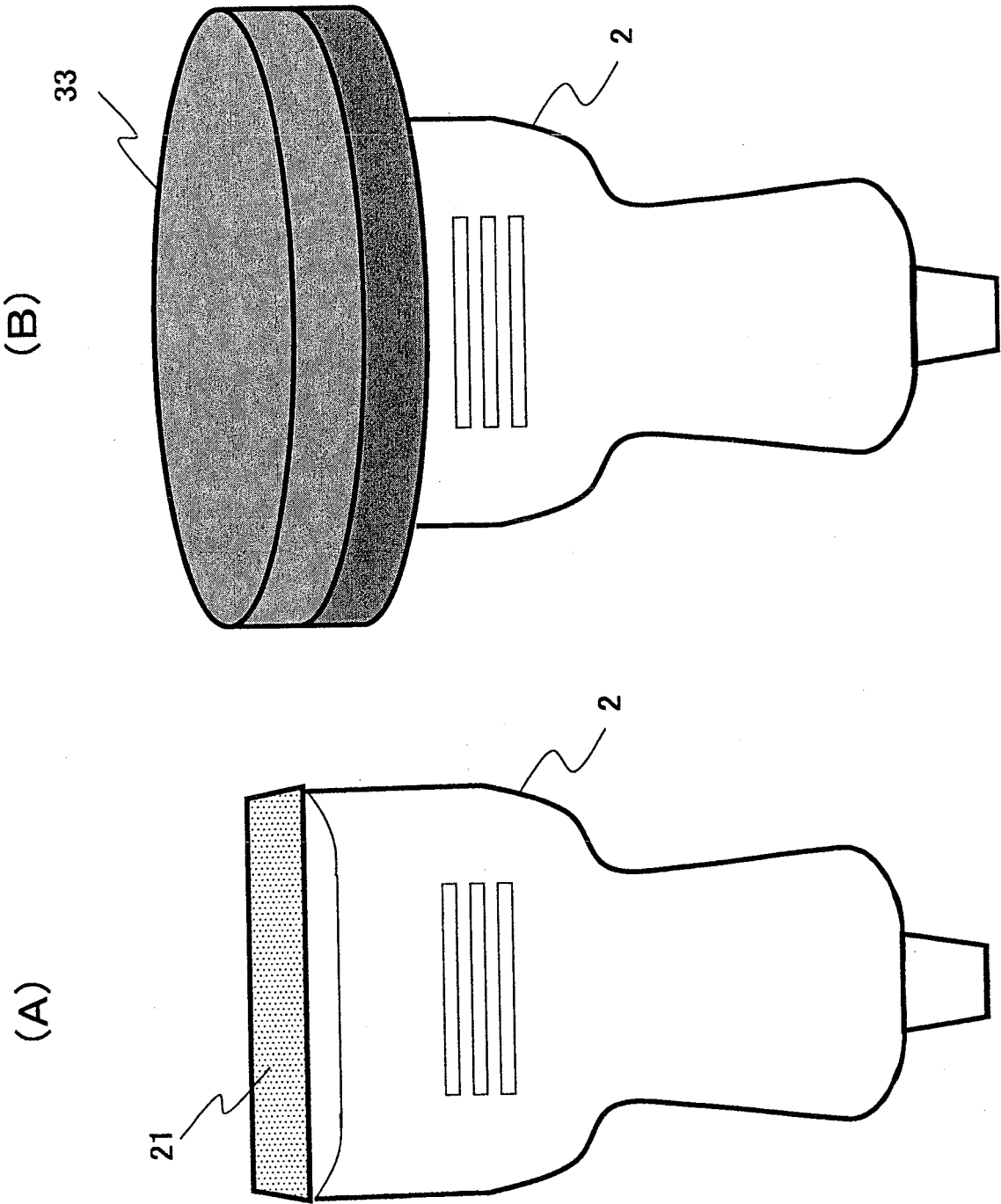


图 3

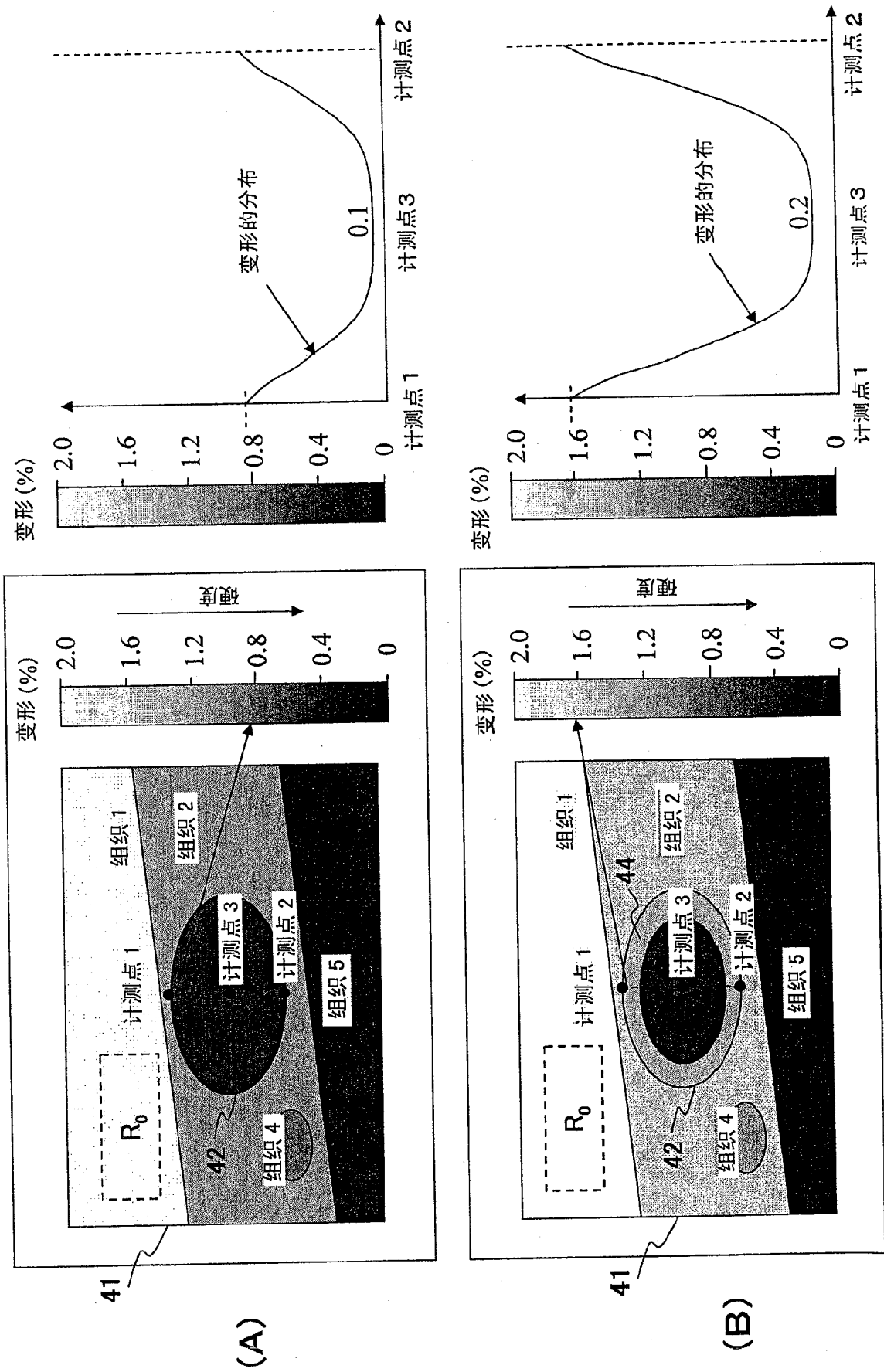
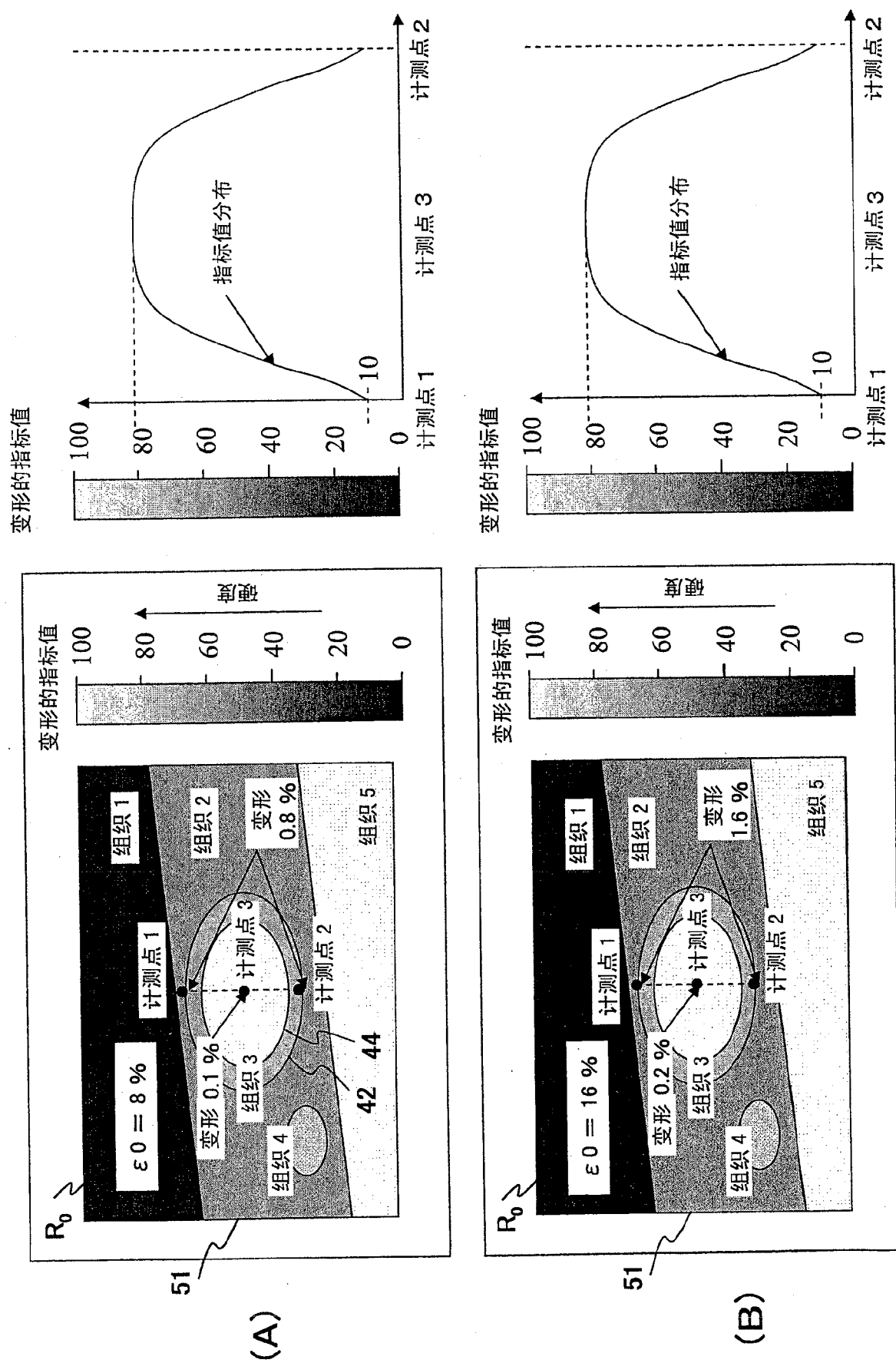


图 4



五
圖

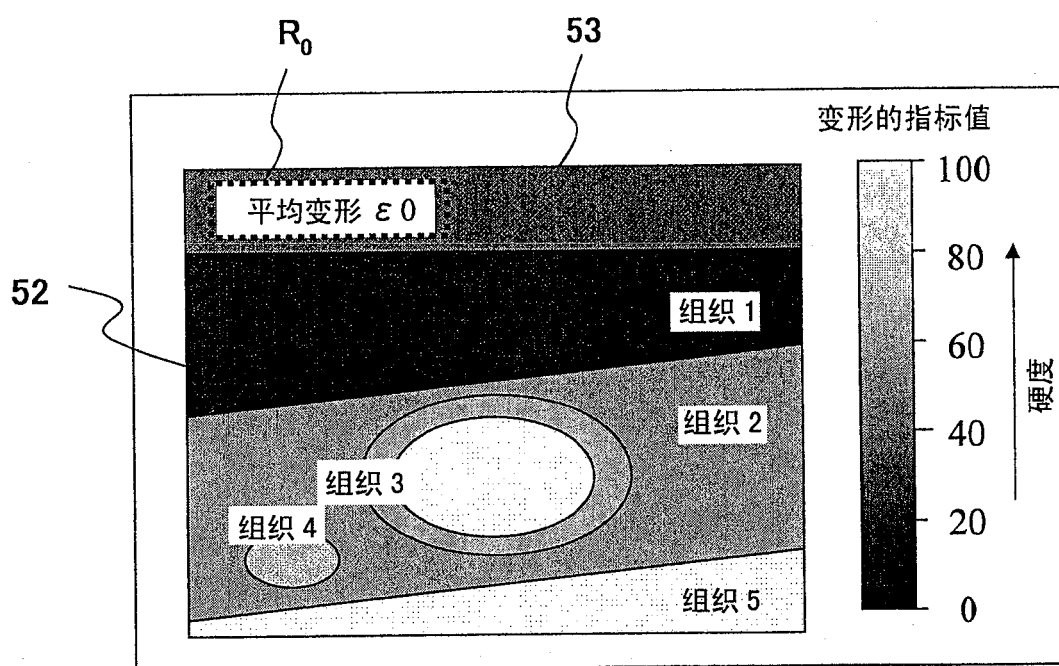


图 6

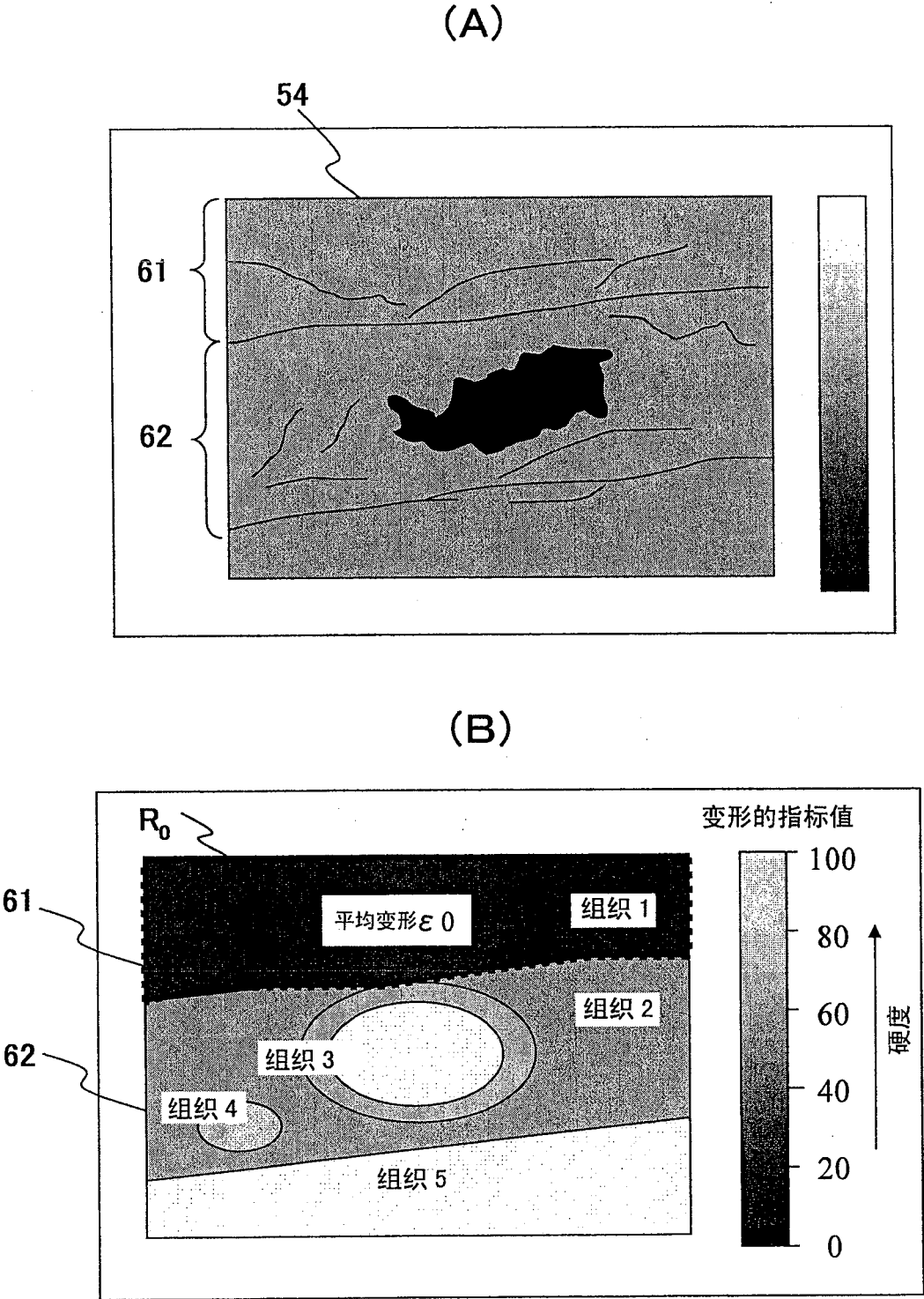


图 7

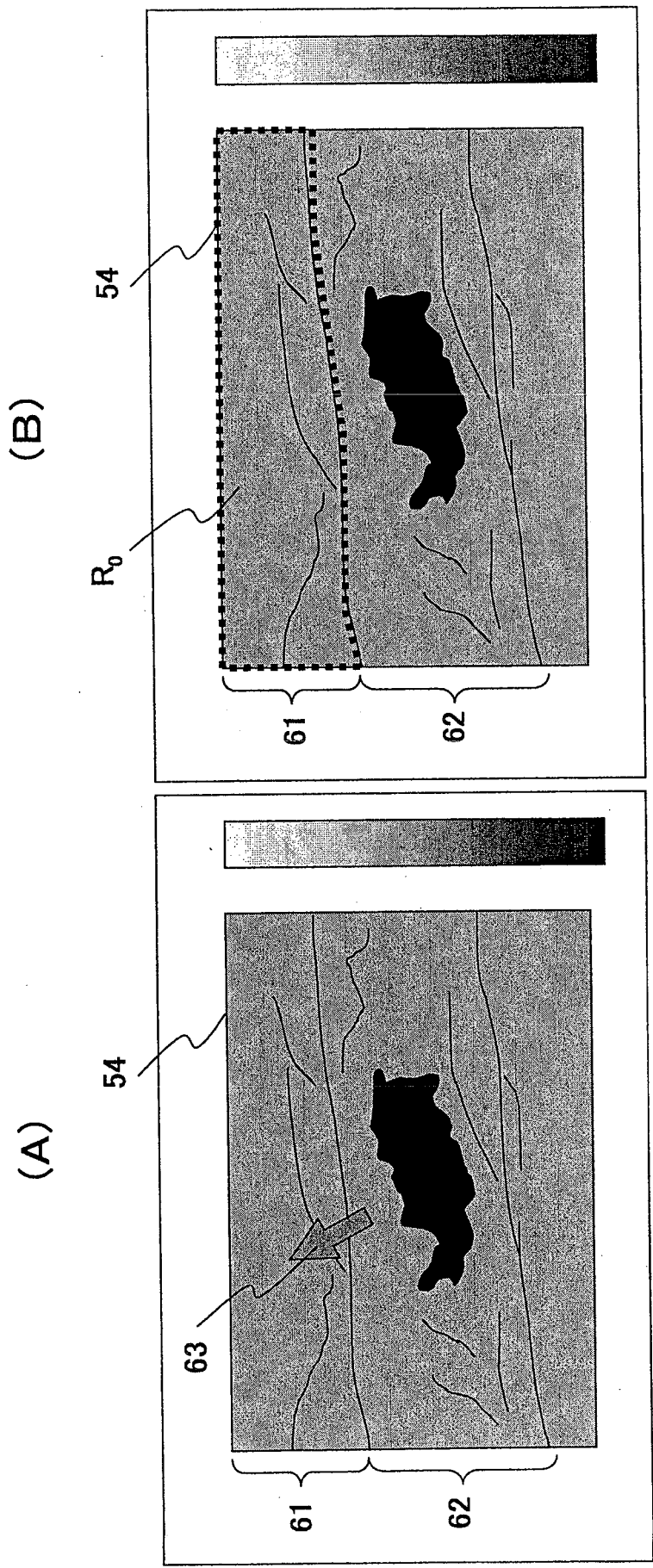


图 8

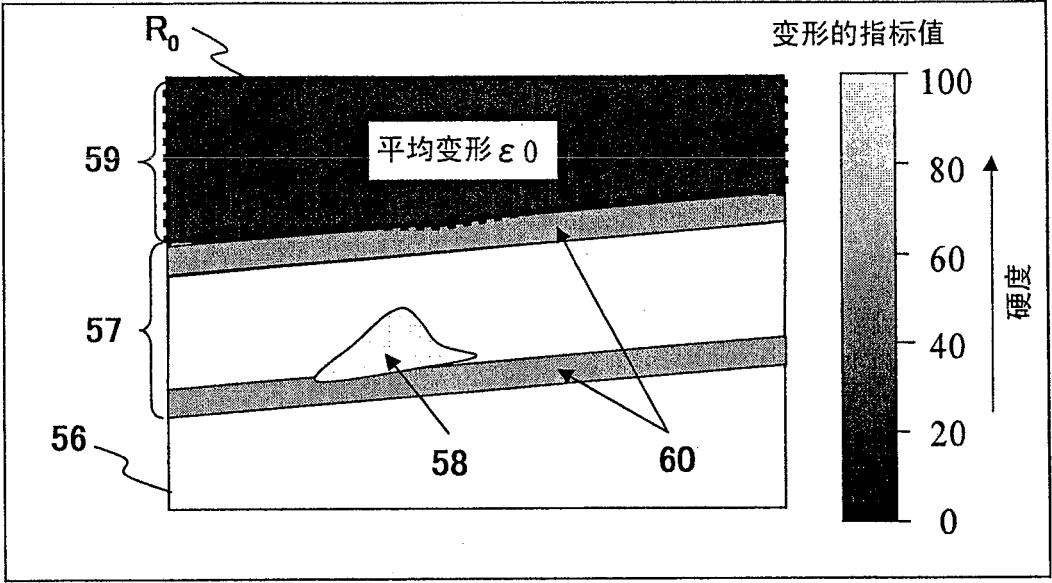


图 9

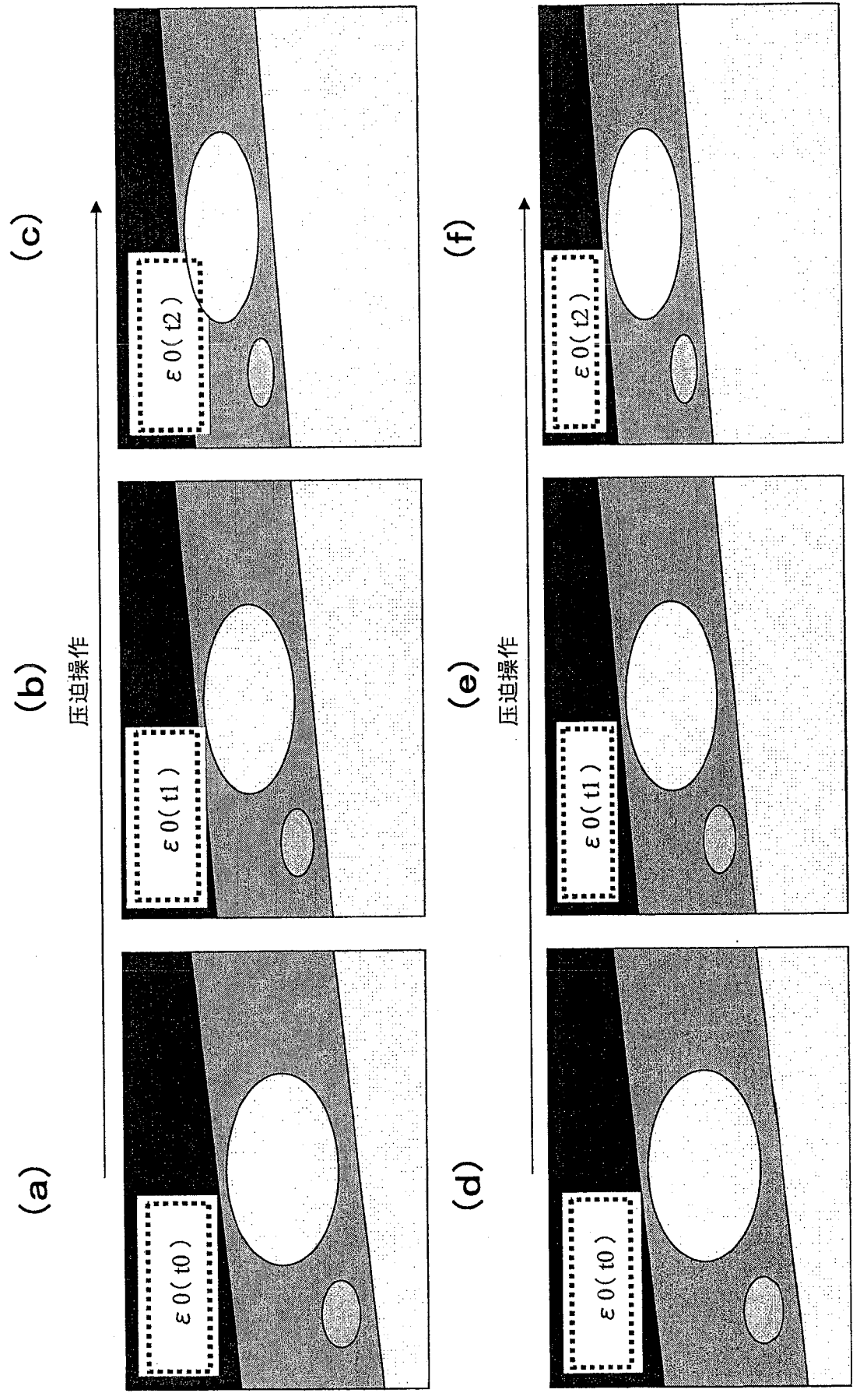


图 10 A

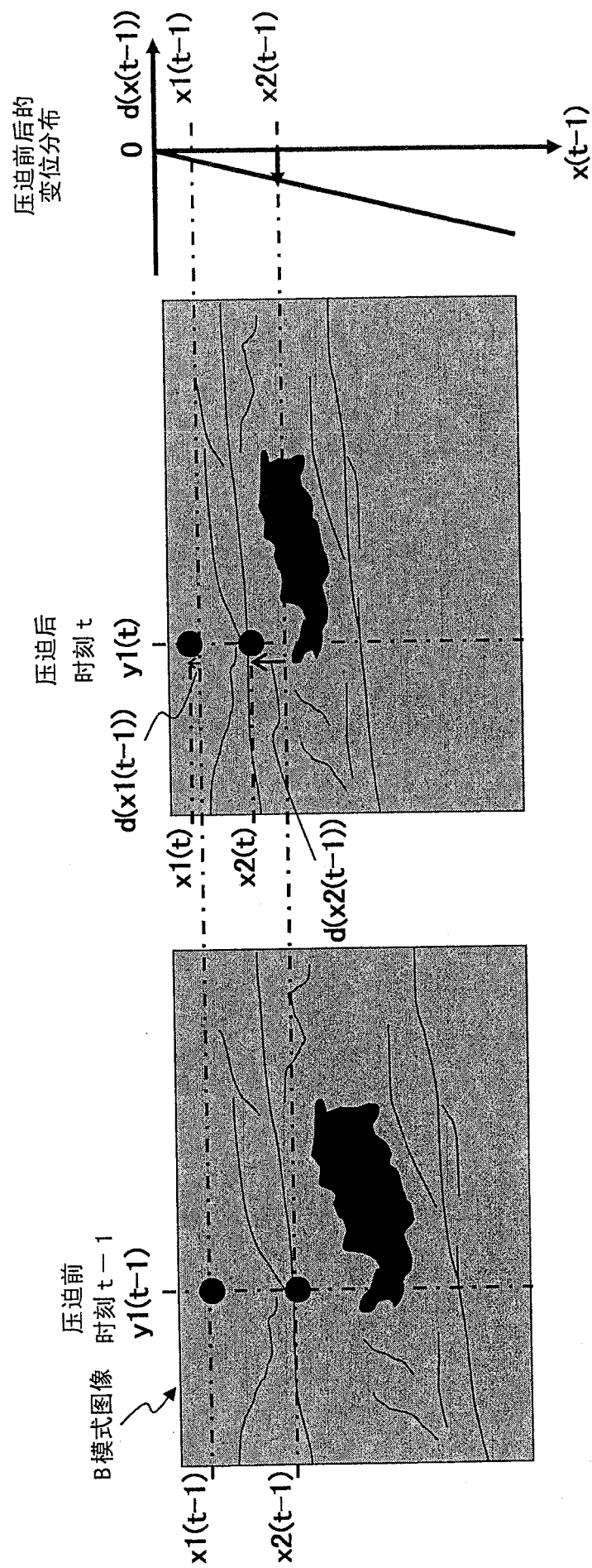


图 10 B

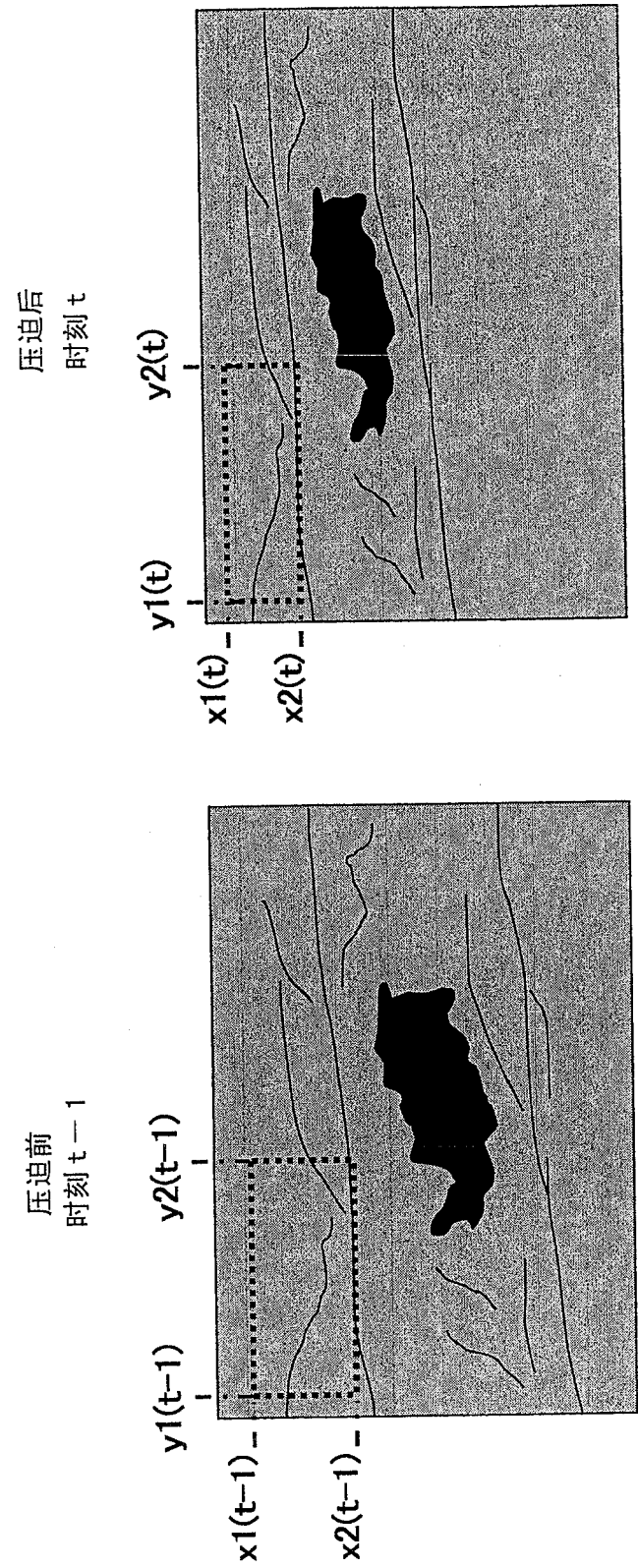


图 10 C

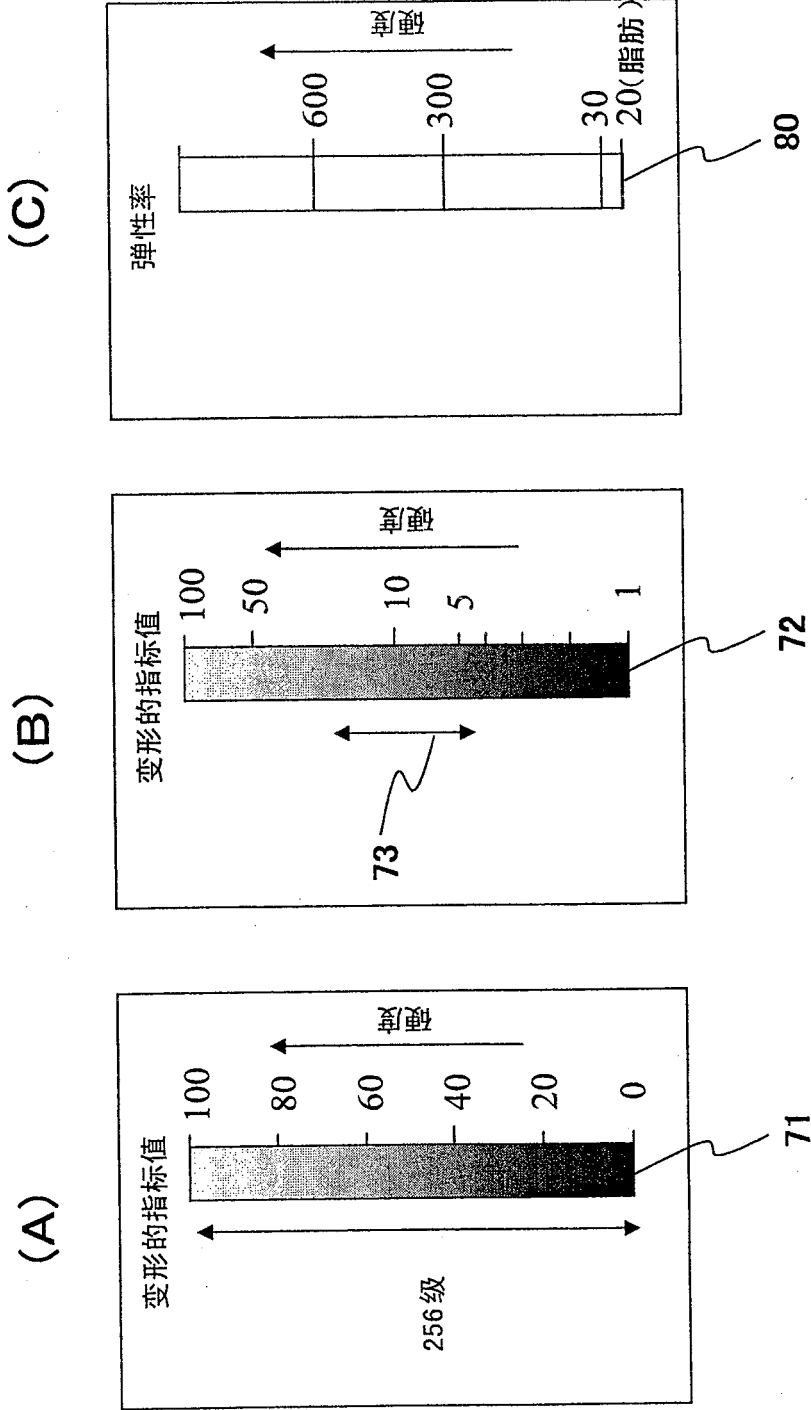


图 11

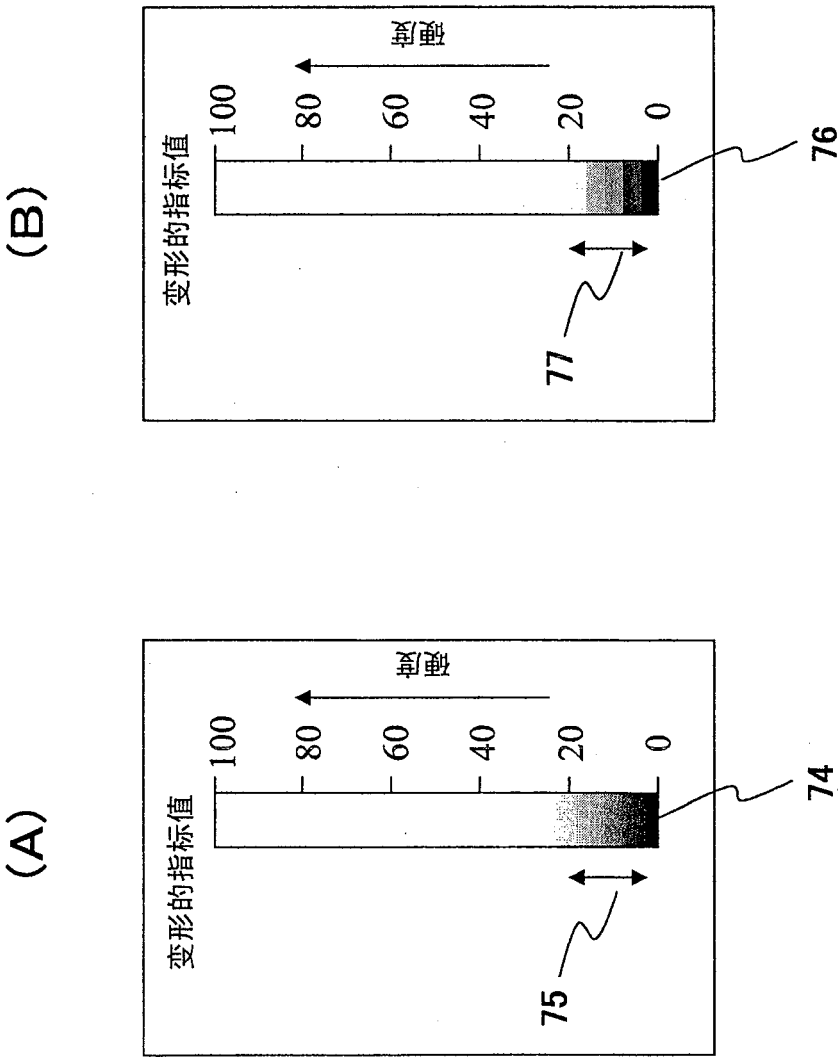


图 12

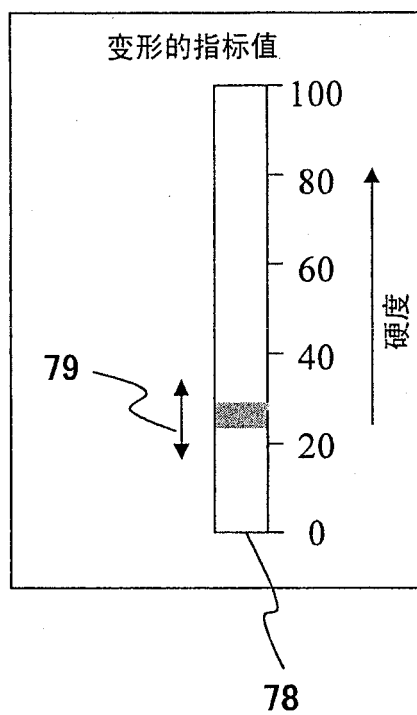


图 13

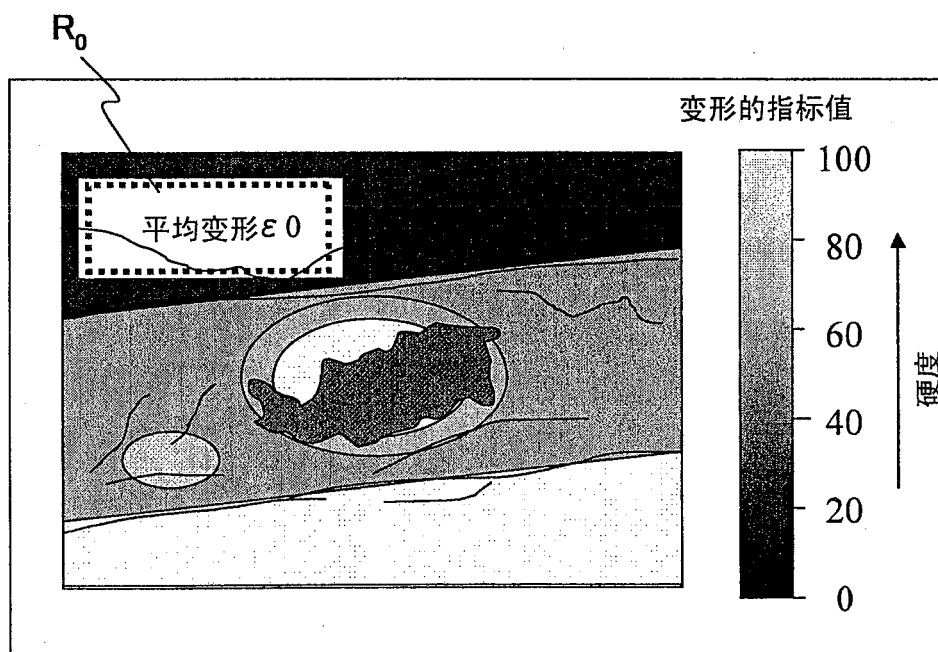


图 14

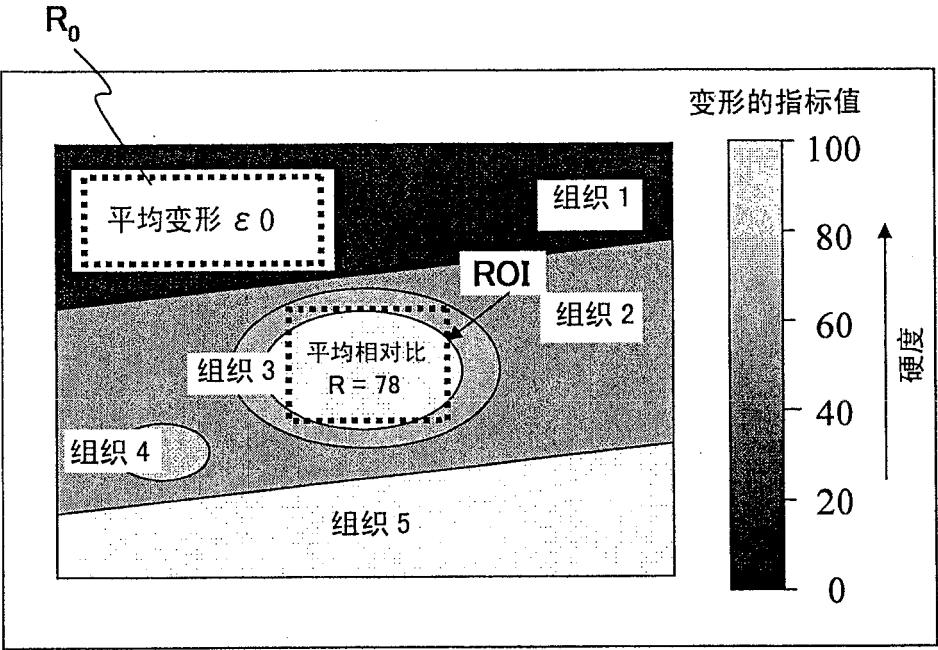


图 15

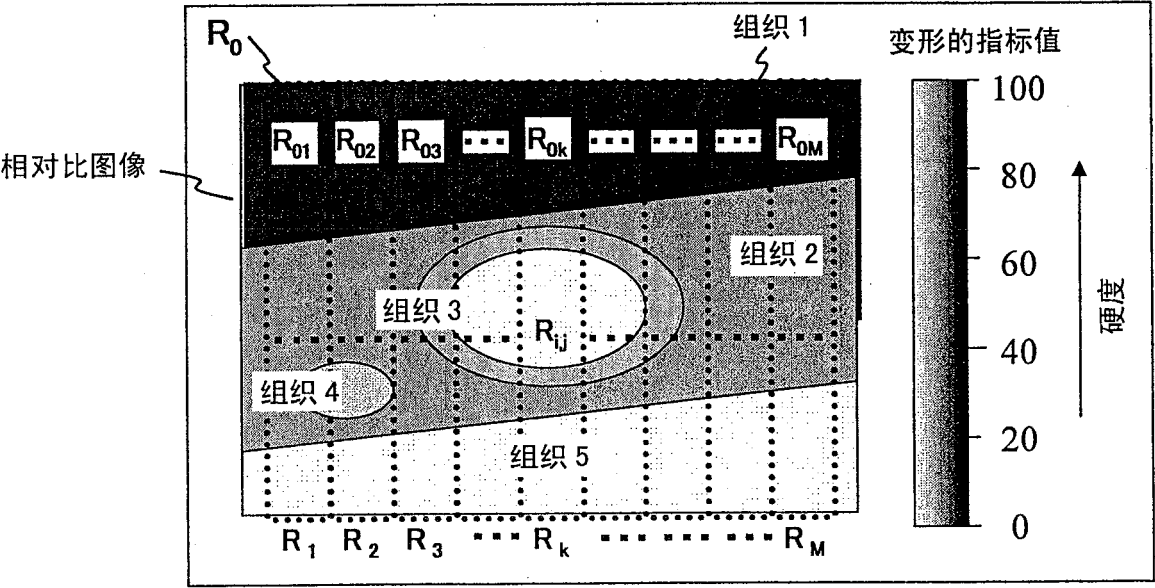


图 16

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN100544678C	公开(公告)日	2009-09-30
申请号	CN200680012656.9	申请日	2006-05-09
[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	松村刚 河野敏彦		
发明人	松村刚 河野敏彦		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52073 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/485 G01S7/52074 G01S7/52071 G01S7/52042		
代理人(译)	李贵亮		
优先权	2005136233 2005-05-09 JP		
其他公开文献	CN101160099A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明目的在于将排除了压迫量影响的组织的硬度的空间分布作为图像显示。为此，基于对被检体施加压力而计测的超声波断层数据，求得与被检体的组织的多个计测点中的组织变形相关的物理量，根据该物理量生成组织的弹性图像，以在弹性图像中设定的基准区域的物理量为基准，对各个计测点的物理量进行指标化，生成表示该指标值的分布的指标化弹性图像。

