



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102458255 B

(45) 授权公告日 2015.04.01

(21) 申请号 201080025521.2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010.06.04

A61B 8/00(2006.01)

(30) 优先权数据

2009-139101 2009.06.10 JP

(56) 对比文件

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011.12.09

JP 特开 2006-288495 A, 2006.10.26,

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2010/059502 2010.06.04

JP 特开 2007-54504 A, 2007.03.08,

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/143587 JA 2010.12.16

CN 101351156 A, 2009.01.21,

JP 特开 2008-259605 A, 2008.10.30,

(73) 专利权人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都

张毅力. 医学图像三维可视化体绘制技术研究. 《中国优秀硕士学位论文全文数据库信息科技辑》. 2009, (第3期),

(72) 发明人 辻田刚启

审查员 李明泽

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 汪惠民

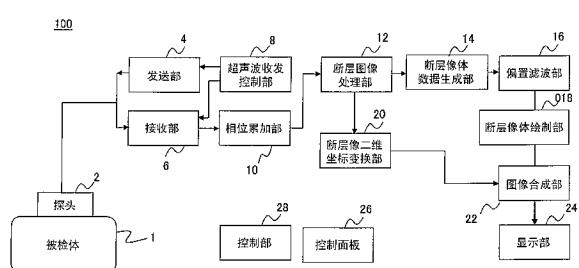
权利要求书2页 说明书17页 附图26页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理装置、超声波图像处理程序、以及超声波图像生成方法

(57) 摘要

为了生成提高了检查者所希望的特定组织的可视性的三维断层图像,本发明的超声波诊断装置(100)具备:超声波探头(2);基于由超声波探头测量出的被检体的多个断层面的反射回声信号来生成三维断层像体数据的断层像体数据生成部(14);基于三维断层像体数据来生成三维断层像体绘制部(18);和显示三维断层图像的显示部(24),特别是,具备根据三维断层像体数据的各体素的亮度值来对该各体素的亮度值进行增减的偏置运算部(16),偏置运算部的各体素的亮度值的增减量能够通过控制面板(26)来调整,断层像体绘制部基于通过偏置运算部对亮度值进行了偏置的三维断层像体数据来生成三维断层图像。



1. 一种超声波诊断装置,其具备 :

超声波探头,其与被检体之间收发超声波;

断层像体数据生成部,其基于由该超声波探头测量出的所述被检体的多个断层面的反射回声信号来生成三维断层像体数据;

断层像体绘制部,其基于所述三维断层像体数据,在二维投影面上生成至少从一个视线方向来看的三维断层图像;

显示部,其显示所述三维断层图像,

偏置运算部,其根据所述三维断层像体数据的各体素的亮度值来对该各体素的亮度值进行增减;和

弹性像体数据生成部,其基于所述被检体的多个断层面的反射回声信号来生成三维弹性像体数据,

所述偏置运算部的所述各体素的亮度值的增减量能够通过输入接口来调整,

所述断层像体绘制部基于通过所述偏置运算部对亮度值进行了偏置的三维断层像体数据来生成所述三维断层图像,所述偏置运算部具备多个偏置表,所述偏置表中设定有:边界值,其将所述三维断层像体数据的各体素可能取得的亮度值的范围或所述三维弹性像体数据的各体素可能取得的弹性值的范围划分为多个区域;和划分出的多个区域中每个区域的亮度值的增减量,

基于通过所述输入接口而从所述多个偏置表中选择的偏置表来对所述三维断层像体数据的各体素的亮度值进行增减。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述偏置运算部根据所述三维弹性像体数据的各体素的弹性值,对所述三维断层像体数据的对应的各体素的亮度值进行增减。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其中,

能够通过所述输入接口来对所述偏置表的所述边界值和所述增减量进行调整。

4. 一种超声波诊断装置,其具备 :

超声波探头,其与被检体之间收发超声波;

断层像体数据生成部,其基于由该超声波探头测量出的所述被检体的多个断层面的反射回声信号来生成三维断层像体数据;

断层像体绘制部,其基于所述三维断层像体数据,在二维投影面上生成至少从一个视线方向来看的三维断层图像;和

显示部,其显示所述三维断层图像,

还具备偏置运算部,其根据所述三维断层像体数据的各体素的亮度值来对该各体素的亮度值进行增减,

所述偏置运算部的所述各体素的亮度值的增减量能够通过输入接口来调整,

所述断层像体绘制部基于通过所述偏置运算部对亮度值进行了偏置的三维断层像体数据来生成所述三维断层图像,其中,

所述断层像体绘制部具有根据所述三维断层像体数据的各体素的亮度值设定了透明度/不透明度以及颜色代码的亮度一不透明度映射图,并具备基于该亮度一不透明度映射图来对所述亮度值被进行偏置后的三维断层像体数据的至少一个剖面的断层像数据的各

体素的颜色进行变换以生成二维断层图像的单元，

所述显示部显示所述三维断层图像、所述二维断层图像、和所述亮度一不透明度映射图。

超声波诊断装置、超声波图像处理装置、超声波图像处理程序、以及超声波图像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置、超声波图像处理装置、超声波图像处理程序、以及超声波图像生成方法，特别涉及基于从被检体的多个断层面的反射回声信号得到的三维断层像体数据来生成二维投影图像（三维断层图像）的技术。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置通过具备多个超声波振子的超声波探头来向被检体内部发送超声波，从被检体内部接收与生物体组织的构造相应的超声波的反射回声信号，基于反射回声信号来生成例如B型图像等断层图像来显示以用于诊断。

[0003] 在这种超声波诊断装置中，已知如下技术：根据在超声波探头的短轴方向上扫描超声波而测量到的被检体的多个断层面的反射回声信号来生成三维断层像体数据，并利用体绘制技术来生成将三维断层像体数据投影于二维投影面的图像（三维断层图像）。

[0004] 体绘制技术例如将三维断层像体数据，一边对从二维投影面上的点来看在视线方向上排列的多个体素（voxel）的亮度值根据各体素的透明度/不透明度来进行校正，一边沿着视线方向累积相加来作为二维投影面的像素值（亮度），由此来生成三维断层图像。

[0005] 另一方面，通过超声波扫描而得到的各体素的亮度根据被检体内的组织的声阻抗、和伴随被检体内的传播的超声波的衰减等来决定，因此很难生成只对作为诊断对象的特定组织赋予了特征（例如提高了亮度）的三维断层图像。

[0006] 针对这种问题，一般使用例如只显示三维断层像体数据的高亮度组织的最大值投影法、只显示低亮度组织的最小值投影法等。此外，如专利文献1所记载的那样，已知通过使B型图像的亮度的高低颠倒，使得容易看见低回声区域的三维构造的技术。

[0007] （在先技术文献）

[0008] （专利文献）

[0009] 专利文献1：JP特开2008-200441号公报

[0010] （发明的概要）

[0011] （发明所要解决的课题）

[0012] 但是，可以认为，上述专利文献等所记载的现有技术，没有考虑生成提高了检查者所希望的特定组织（例如成为诊断对象的组织）的可视性的三维断层图像。

[0013] 即，最大值投影法、最小值投影法、或者使B型图像的亮度的高低颠倒的手法，其用途全都被限定，因此不一定能够自由地生成提高了检查者所希望的特定组织的可视性的三维断层图像。例如这些手法虽然能够生成提高了高亮度组织或低亮度组织的可视性的三维断层图像，但难以生成提高了成为它们的中间亮度的组织的可视性的三维断层图像。

发明内容

[0014] 因此，本发明的课题在于，生成提高了检查者所希望的特定组织的可视性的三维

断层图像。

[0015] (解决课题的手段)

[0016] 本发明的超声波诊断装置具备:超声波探头,其与被检体之间收发超声波;断层像体数据生成部,其基于由该超声波探头测量出的被检体的多个断层面的反射回声信号来生成三维断层像体数据;断层像体绘制部,其基于三维断层像体数据,在二维投影面上生成至少从一个视线方向来看的三维断层图像;和显示部,其显示三维断层图像,还具备偏置运算部,其根据三维断层像体数据的各体素的亮度值来对该各体素的亮度值进行增减,偏置运算部的各体素的亮度值的增减量能够通过输入接口来调整,断层像体绘制部基于通过偏置运算部对亮度值进行了偏置的三维断层像体数据来生成三维断层图像。

[0017] 由此,检查者能够通过输入接口来调整偏置运算部的各体素的亮度值的增减量,因此能够生成只强调了具有特定亮度值的组织的三维断层图像。因此,通过对所希望的特定组织的亮度值进行增量调整,或者对所希望的特定组织以外的组织的亮度值进行减量调整,或者进行这两者的调整,能够生成提高了所希望的特定组织的可视性的三维断层图像。例如,只要掌握了所希望的特定组织为怎样程度的亮度值,则能够预先增大与该亮度值附近对应的亮度值的增量(偏置量)。此外,例如在观察所生成的三维断层图像时,在所希望的特定组织隐藏在高亮度组织的背面从而难以看清的情况下,只要增大与高亮度值附近对应的亮度值的减量(偏置量),则成为障碍的高亮度组织不易反映到三维断层图像中,因此能够提高所希望的特定组织的可视性。

[0018] 此外,在具备基于被检体的多个断层面的反射回声信号来生成三维弹性像体数据的弹性像体数据生成部的情况下,偏置运算部可以构成为根据三维弹性像体数据的各体素的弹性值,来对三维断层像体数据的对应的各体素的亮度值进行增减。

[0019] 由此,检查者能够着眼于所希望的特定组织的弹性值(组织的硬度或柔软度),来生成提高了具有特定弹性值的组织的可视性的三维断层图像。例如,只要掌握了所希望的特定组织为怎样程度的弹性值,则能够预先增大与该弹性值附近对应的亮度值的增量(偏置量)。另一方面,在想要观察硬(或软)组织的情况下,只要增大与高(或低)弹性值对应的亮度值的增量(偏置量),则能够搜索硬(或软)组织来进行观察。

[0020] 此外,可以构成为:偏置运算部具备多个偏置表,该偏置表中设定有:边界值,其将三维断层像体数据的各体素可能取得的亮度值的范围或三维弹性像体数据的各体素可能取得的弹性值的范围划分为多个区域;和划分出的多个区域中每个区域的亮度值的增减量,基于通过输入接口而从多个偏置表中选择的偏置表来对三维断层像体数据的各体素的亮度值进行增减。

[0021] 例如,只要默认地准备多个提高亮度值较低的组织的可视性的偏置表、提高亮度值处于中间的组织的可视性的偏置表、提高亮度值较高的组织的可视性的偏置表等的偏置表,则检查者只要选择任意一个偏置表即可,因此使用方便。此外,通过使得能够经由输入接口来对偏置表的边界值和增减量进行调整,能够更加精细地进行微调整,因此能够进一步提高检查者所希望的组织的可视性。

[0022] 此外,断层像体绘制部具有根据三维断层像体数据的各体素的亮度值设定了透明度/不透明度的不透明度表,根据三维断层像体数据的至少一个视线方向的视线上的各体素的亮度值以及基于不透明度表的透明度/不透明度来生成三维断层图像。

[0023] 此外,断层像体绘制部具有根据三维断层像体数据的各体素的亮度值设定了透明度 / 不透明度以及颜色代码的亮度 - 不透明度映射图,并基于该亮度 - 不透明度映射图来对亮度值被进行偏置后的三维断层像体数据的至少一个剖面的断层像数据的各体素的颜色进行变换来生成二维断层图像,显示部显示三维断层图像、二维断层图像、和亮度 - 不透明度映射图。

[0024] 即,各体素的透明度 / 不透明度是表示该体素以何种程度反映在三维断层图像中的指标。因此,通过根据二维断层图像的各体素的透明度 / 不透明度来着色并显示,检查者只要参照二维断层图像,就能够了解二维断层图像的哪个部位以何种程度反映在三维断层图像中。此外,通过参照二维断层图像,用于提高所希望的特定组织的可视性的偏置表的调整变得容易。基于透明度 / 不透明度的二维断层像上的颜色编码,在检查者通过控制面板变更(调节)了偏置量、亮度边界的位置、不透明度表、断层像输入值的增益调整值时,即进行了在三维断层图像的不透明度处理中产生变化的操作时,通过进行一定时间(例如1~5秒程度)的编码处理,能够将该操作对三维断层图像产生的影响通过断层像通知给检查者。一定时间(例如1~5秒程度)经过后,通过结束透明度 / 不透明度颜色编码,并进行通常的断层图像的显示,能够无延迟地进行通常的诊断。

[0025] (发明的效果)

[0026] 根据本发明,能够生成提高了检查者所希望的特定组织的可视性的三维断层图像。

附图说明

[0027] 图1是表示第1实施方式的超声波诊断装置的整体构成的框图。

[0028] 图2是表示体素值和不透明度的关系的图。

[0029] 图3是表示在偏置运算部中使用的偏置表的设定画面的一例的图。

[0030] 图4是在偏置运算部中进行的亮度值的变换处理的数据流程图。

[0031] 图5是用256个灰度的亮度值表示的胎儿头部的断层图像的示意图。

[0032] 图6是对胎儿头部的三维断层像体数据进行了基于一般的不透明度设定的体绘制的情况下生成的三维断层图像的示意图。

[0033] 图7是想要提高脑室的可视性的情况下偏置表的设定例。

[0034] 图8是根据基于图7所示的偏置表通过偏置运算部进行了偏置运算的三维断层像体数据而生成的三维断层像的示意图。

[0035] 图9是想要提高脑实质的可视性的情况下偏置表的设定例。

[0036] 图10是根据基于图9所示的偏置表通过偏置运算部进行了偏置运算的三维断层像体数据而生成的三维断层像的示意图。

[0037] 图11是表示二维断层图像以及亮度 - 不透明度映射图的显示例的图。

[0038] 图12是表示三维断层图像、二维断层图像、和亮度 - 不透明度映射图的显示的一例的图。

[0039] 图13是表示三维断层图像、二维断层图像、和亮度 - 不透明度映射图的显示的一例的图。

[0040] 图14是表示颜色变换表的作成流程的图。

- [0041] 图 15 是表示在步骤 148 中作成合成后颜色映射表 OUTMAP[i] 的处理的一例的图。
- [0042] 图 16 是表示在步骤 148 中作成合成后颜色映射表 OUTMAP[i] 的处理的一例的图。
- [0043] 图 17 是表示第 2 实施方式的超声波诊断装置的构成的框图。
- [0044] 图 18 是表示在偏置运算部中使用的偏置表的设定画面的一例的图。
- [0045] 图 19 是在偏置运算部中进行的亮度值的变换处理的数据流程图。
- [0046] 图 20 是表示第 3 实施方式的超声波诊断装置的构成的框图。
- [0047] 图 21 是通过第 3 实施方式的处理,仅将处于目标弹性值和目标亮度值的范围内的体素数据(亮度数据)可视化的情况下的显示例。
- [0048] 图 22 是通过第 3 实施方式的处理,仅将处于目标弹性值和目标亮度值的范围内的体素数据(亮度数据)可视化的情况下的显示例。
- [0049] 图 23 是表示基于弹性值的阈值进行了偏置运算处理的情况下的三维断层图像的显示例的图。
- [0050] 图 24 是表示基于弹性值的阈值使想要显示的范围的弹性值变化的情况下的三维弹性图像的显示例的图。
- [0051] 图 25 是将图 23、图 24 所示的三维断层图像和三维弹性图像的 RGB 变换后的 RGB 各要素利用加权相加的 α 混合而重叠后的图像例。
- [0052] 图 26 是表示利用基于弹性值的阈值处理,并且进行了基于亮度的偏置调整(offset filter)的设定的情况下的图像的显示例的图。
- [0053] 图 27 是表示基于弹性值的阈值处理,并且进行了基于亮度的偏置调整的设定的情况下的图像的显示例的图。

具体实施方式

[0054] 以下,说明应用本发明而成的超声波诊断装置、超声波图像处理装置、超声波图像处理程序、以及超声波图像生成方法的实施方式。

[0055] (第一实施方式)

[0056] 参照附图来说明应用本发明而成的超声波诊断装置的第 1 实施方式。图 1 是表示第 1 实施方式的超声波诊断装置的整体构成的框图。

[0057] 如图 1 所示,本实施方式的超声波诊断装置 100 具备如下部件而构成:与被检体 1 之间收发超声波的超声波探头 2;对超声波探头 2 提供驱动信号的发送部 4;接收由超声波探头 2 接收到的反射回声信号的接收部 6;进行发送部 4 以及接收部 6 的收发控制的超声波收发控制部 8;对由接收部 6 接收到的反射回声信号进行相位累加来生成 RF 信号的相位累加部 10。

[0058] 此外,还具备:对从相位累加部 10 输出的 RF 信号(超声波信号),进行对数压缩、滤波处理、图像处理等各种处理来生成断层像数据的断层图像处理部 12;对被检体 1 的多个断层面的断层像数据进行坐标变换,作成各轴正交的三维断层像体数据的断层像体数据生成部 14;进行三维断层像体数据的各体素的亮度值的偏置运算的作为本实施方式的特征部分的偏置运算部 16;和针对进行了偏置运算的三维断层像体数据利用体绘制技术来生成三维断层图像的断层像体绘制部 18。

[0059] 另一方面,还具备:基于来自断层图像处理部 12 的输出数据来生成三维断层像体

数据的至少 1 个断层面上的二维断层图像的断层像二维坐标变换部 20 ;对由断层像体绘制部 18 生成的三维断层图像和由断层像二维坐标变换部 20 生成的二维断层图像进行合成的图像合成部 22 ;和作为显示从图像合成部 22 输出的图像的显示部的显示部 24。

[0060] 此外,还具备:作为接受来自检查者的指令等输入的输入接口的控制面板 26 ;和基于来自控制面板 26 的输入指令来控制构成超声波诊断装置 100 的上述各构成要素的控制部 28。例如,检查者通过控制面板 26 指定了三维断层像体数据的任意的剖面后,所指定的剖面位置信息被送往断层像二维坐标变换部 20,生成其剖面位置上的二维断层图像。

[0061] 在此,具体说明上述各构成要素。超声波探头 2 在超声波探头的长轴方向上排列了 $1 \sim m$ 信道 (channel) 的量的振子元件。在此,在短轴方向上也被切断为 k 个从而排列了 $1 \sim k$ 信道的量的振子元件的情况下,通过改变提供给短轴方向的各振子元件 ($1 \sim k$ 信道) 的延迟时间,在短轴方向上也进行发送波或接收波的聚焦 (focus)。此外,通过改变提供给短轴方向的各振子元件的超声波发送信号的振幅,来进行发送波加权,通过改变来自短轴方向的各振子元件的超声波接收信号的放大度或衰减度,来进行接收波加权。并且,通过开启、关闭短轴方向的各个振子元件,能够进行口径控制。

[0062] 该超声波探头 2 一边根据来自控制部 28 的控制信号以电动机驱动或者手动方式在短轴方向上移动,一边进行扫描,能够进行被检体 1 的多个断层面的三维数据收集。此外,在短轴方向上也被切断为 k 个从而排列了 $1 \sim k$ 信道的量的振子元件的情况下,通过沿着探头头部的曲率的短轴方向、或通过电子聚焦而生成的短轴方向的超声波束能够收集三维超声波数据。

[0063] 另外,该超声波探头 2,根据重叠在从发送部 4 提供的驱动信号上而施加的偏置电压的大小,超声波收发灵敏度即机电耦合系数发生变化,例如可以应用 cMUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer : IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. Vol 45 pp. 678-690 May 1998 等)。cMUT 是通过半导体微加工工艺 (例如, LPCVD : Low Pressure Chemical Vapor Deposition) 而制造的超微电容式超声波振子。

[0064] 发送部 4 以及接收部 6 对超声波探头 2 提供发送信号并处理接收到的反射回声信号,在其内部,具有对超声波探头 2 进行控制使其发出超声波束的发送波电路、和接收该所发出的超声波束的来自被检体 1 内的反射回声信号并收集生物体信息的接收波电路,通过超声波收发控制部 8 来控制。

[0065] 相位累加部 10 对从接收部 6 输出的反射回声信号的相位进行控制,针对一个或多个收敛点形成超声波接收波束。另外,在相位累加部 10 中生成的 RF 信号也可以是复合解调后的 I、Q 信号。

[0066] 断层图像处理部 12 对在相位累加部 10 中进行了相位累加的反射回声信号进行处理,具有如下部分而构成:基于依次输入的反射回声信号来进行对数压缩、滤波处理、图像处理的信号处理电路;和由存储超声波图像的磁盘装置以及 RAM 构成的存储装置。

[0067] 断层像体数据生成部 14 基于由断层图像处理部 12 处理后的多个断层面的断层像数据来生成三维断层像体数据。偏置运算部 16 对三维断层像体数据的各体素进行亮度值的偏置运算。其详细内容见后述。

[0068] 断层像体绘制部 18 对进行了偏置运算的三维断层像体数据进行体绘制等二维投影处理,生成三维断层图像并传输到图像合成部 22。

[0069] 断层像二维坐标变换部 20 基于来自断层图像处理部 12 的输出数据,通过重新取样以及插值处理来生成三维断层像体数据的至少 1 个断层面上的二维断层图像并传送到图像合成部 22。图像合成部 22 对由断层像体绘制部 18 生成的三维断层图像和由断层像二维坐标变换部 20 生成的二维断层图像进行合成并传送到显示部 24。显示部 24 输入由图像合成部 22 生成的图像,并显示为超声波图像,例如由 CRT 监视器、液晶监视器形成。

[0070] 以下,更具体地说明本实施方式的超声波诊断装置 100 的断层像体绘制部 18。断层像体绘制部 18 基于三维断层像体数据,在二维投影面上生成至少从一个视线方向来看的投影图像(三维断层图像),通过对三维断层像体数据中的视线方向的亮度值,乘以由控制部 28 传来的每个亮度的透明度值并相加,来构成三维断层图像。在此,在本实施方式中使用的公知的体绘制方式的式子定义如下。

$$[0071] (式 1) Cout = Cout-1 + (1-Aout-1) \cdot Ai \cdot Ci$$

$$[0072] (式 2) Aout = Aout-1 + (1-Aout-1) \cdot Ai$$

[0073] 式 1 中, Ci 是从所作成的二维投影面上的某点来观察三维断层像体数据的情况下、在视线上的第 i 个体素亮度值,在视线上排列了 N 个体素的数据时,累计到 $i = 0 \sim N-1$ 为止的值 $Cout$ 成为最终输出像素值。 $Cout-1$ 表示第 $i-1$ 个为止的累计值。

[0074] 此外,式 1、2 中的 Ai 是视线上的第 i 个体素值的不透明度,取 $0.0 \sim 1.0$ 的值。 $Cout$ 、 $Aout$ 都将 0 作为初始值,如式 2 所示那样, $Aout$ 每当通过体素时被累计(累积相加)并收敛于 1.0。因此,如式 1 所示,在第 $i-1$ 个为止的体素的不透明度的累计值 $Aout-1$ 成为约 1.0 的情况下,第 i 个体素值 Ci 不被反映于输出图像中。另外,假设不透明度为 Ai 时的透明度用 $1-Ai$ 来表示,不透明度和透明度是互补关系。因此,在本说明书中,将透明度和不透明度的概念适当记载为透明度 / 不透明度。此外,例如在列举不透明度来进行了说明的情况下,同时也包含透明度的概念进行了说明。

[0075] 图 2 是表示体素值和不透明度的关系的图。如图 2 所示,体素值和不透明度的关系一般表示为在横轴取亮度、在纵轴取不透明度的不透明度表(不透明度(opacity)表),根据体素的亮度值来参照不透明度。

[0076] 如上所述,在本实施方式的体绘制处理中,能够捕捉不透明度较高的体素作为表面,从而立体地显示三维断层像数据。此外,作为将非表面的内部构造物透过性地可视化的绘制手法,一般使用只显示关心区域中的高亮度构造物的最大值投影法(Maximum intensity projection)、只描绘低亮度构造物的最小值投影法(Minimum intensity projection)、显示视线方向的体素值的累计图像的方法(Ray summation)等。

[0077] 接下来,对本实施方式的超声波诊断装置的特征部分进行说明。本实施方式的超声波诊断装置具备如下部件而构成:与被检体 1 之间收发超声波的超声波探头 2;基于由超声波探头 2 测量到的被检体 1 的多个断层面的反射回声信号,来生成三维断层像体数据的断层像体数据生成部 14;基于三维断层像体数据,在二维投影面上生成至少从一个视线方向来看的三维断层图像的断层像体绘制部 18;和显示三维断层图像的显示部 24。具备根据三维断层像体数据的各体素的亮度值来对该各体素的亮度值进行增减的偏置运算部 16,偏置运算部 16 的各体素的亮度值的增减量能够通过输入接口(控制面板)26 来调整,断层像体绘制部 18 基于通过偏置运算部 16 对亮度值进行了偏置后的三维断层像体数据来生成三维断层图像。图 3 是表示在偏置运算部 16 中使用的偏置表的设定画面的一例的图。图

3(a) (b) 分别是对偏置表进行设定的一例。

[0078] 如图 3 所示,偏置表设定有将三维断层像体数据的各体素可能取得的亮度值的范围 (0 ~ 255) 划分为多个区域 (N : 在本实施方式中为 5) 的边界值 (P0 ~ P5)、和所划分出的多个区域的每一个的亮度值的增减量 (01 ~ 05)。

[0079] 例如,利用图 3(a) 所示的图表 31,通过控制面板 26 将 P0 ~ P5 所示的边界值的设定指针向左右移动,由此能够设定区域的边界。同样,01 ~ 05 是表示各区域的亮度值的增减量 (偏置值) 的指针,通过向上下移动能够设定各区域的偏置值。图表 31 的上限、下限值分别设为 100, -100, 但这是示出一例,只要在输入以及输出数据的可能取得的范围内则为多少都可以。另外,移动 P0 或 P5,对于成为偏置的对象外的输入亮度值不进行偏置处理。此外,P0 以及 P5 也可以固定于各体素可能取得的亮度值的范围的两端。此外,边界值 (P0 ~ P5)、亮度值的增减量 (01 ~ 05) 的设定可以利用切换器 (toggle)、编码器或液晶面板上的调整按钮等来进行。

[0080] 此外,如图 3(b) 所示,边界值以及亮度值的增减量 (偏置值) 也可以经由控制面板 26,通过下拉菜单或直接数值输入来分别设定显示窗口 32 内的 01 ~ 05、P0 ~ P5。此外,如图 3(b) 所示,也可以将通过边界值 (P0 ~ P5) 划分出的有效的区域数作为亮度调整区域数 33 (N = 5) 来进行显示。

[0081] 图 4 是在偏置运算部 16 中进行的亮度值的变换处理的数据流程图。如图 4 所示,在偏置运算部 16 中开始偏置调整处理后,计数器 i 被初始化为 0 (步骤 41)。接下来,读入三维断层像体数据的各体素的亮度值 m(i) (步骤 42)。判定 i 是否大于全部数据数 (体素数) (步骤 43),在大于的情况下 (在步骤 43 中为“是”的情况) 下结束偏置调整处理。另一方面,在不大于、即没有对三维断层像体数据的所有的体素进行完偏置处理的情况下,进入到步骤 44,区域选择用计数器 n 被初始化为 1 (步骤 44)。

[0082] 判断区域选择用计数器 n 是否小于亮度调整区域数 N (步骤 45),在小于的情况下 (在步骤 45 中为“是”),判定被读入的三维断层像体数据的第 i 个亮度值 m(i) 是否处于 P(n-1) 和 P(n) 的范围内 (步骤 46)。在步骤 46 中为“是”的情况下,在步骤 48 中加上亮度值的增减量 (偏置值) 0(n) (步骤 48)。另一方面,在步骤 46 中为“否”的情况下,对区域选择用计数器 n 进行更新后返回到步骤 45 (步骤 47)。即、通过步骤 45 ~ 步骤 47 的循环,被读入的三维断层像体数据的第 i 个亮度值 m(i) 被分类于由边界值 P(0) ~ P(N) 划分的任意一个区域,在步骤 48 中,加上与所划分的区域相应的亮度值的增减量 (偏置值) 0(n)。在步骤 48 结束后,或者在步骤 45 中为“否”的情况下,对计数器 i 进行更新后返回到步骤 42 (步骤 49)。

[0083] 通过以上的处理,在三维断层像体数据的所有体素的亮度值上,加上由边界值 P(0) ~ P(N) 分割出的每个区域的亮度值的增减量 (偏置值) 0(n)。另外,在本实施方式中,示出了利用偏置表来进行偏置处理的情况,但不限于此。例如,可以在偏置运算部中设定根据三维断层像体数据的各体素的亮度值的输入来输出亮度值的增减量的函数,基于该函数来对各体素的亮度值进行增减。

[0084] 接着,对本实施方式的偏置运算部 16 向被检体 1 的应用例和效果进行说明。图 5 是用 256 个灰度的亮度值表示的胎儿的头部的断层图像的示意图。在断层图像 51 中,胎儿表皮 52 的亮度值为 128。此外,胎儿头盖 53 的亮度值为 200,头盖内腔区域 54 的亮度值为

32。并且,脑实质 55 的亮度值为 80,脑室 56 的亮度值为 16。另外关于胎儿头部的周边的背景,为了简便地说明效果,而不予考虑。

[0085] 在图 6 中示出在针对由这种断层图像的集合构成的三维断层像体数据,通过体绘制来构筑三维断层图像的情况下,将亮度较高的部位设定为不透明,将亮度较低的部位设定为透明这种一般的不透明度设定时的三维断层图像。如图 6 所示,关于三维断层图像 61,构筑了由高亮度的胎儿表皮 52、胎儿头盖 53 决定了大部分的输出亮度,绘制了胎儿头部的表面的三维表面图像。

[0086] 对此,利用本实施方式的偏置运算部 16,在想要提高作为检查者所希望的特定组织的脑室 56 的可视性的情况下,如图 7 所示那样来设定偏置表。即、偏置表成为图 7(a) 所示的图表 71 以及图 7(b) 所示的显示窗口 72 那样。此时,调整区域数 N 为 2,P0、P2 为输入亮度的最小、最大值且为固定。此外,为了只显示希望的特定目标部位,使得加在目标部位上的亮度值的增减量(偏置值)01 = 255,加在目标部位以外的部位上的亮度值的增减量(偏置值)02 = -255,是最极端地将目标部位三维化的方法。边界值 P1 一边确认图像一边进行设定,因此能够由检查者通过控制面板 26 来设定。

[0087] 图 8 是根据基于图 7 所示的偏置表通过偏置运算部 16 进行了偏置运算后的三维断层像体数据而生成的三维断层像的示意图。脑室 56 的亮度值为 16,处于 P0(0) ~ P1(17) 的范围内,因此进行 +255 的偏置,其他组织处于 P1(17) ~ P2(255) 的范围内,因此进行 -255 的偏置。因此,如图 8 所示,三维断层图像 81 被生成并显示为提高了脑室 56 的可视性的三维断层图像。另外,在如本例这样,想要对从最小的亮度值到任意的亮度值进行强调显示的情况下,通过利用切换器、编码器或液晶面板上的调整按钮等来任意地设定参数“显示阈值”、以及亮度值的增减量(偏置值),能够以简便的操作生成图 8 所示的三维断层图像。

[0088] 另一方面,在想要提高作为检查者所希望的特定组织的脑实质 55 的可视性的情况下,如图 9 所示那样来设定偏置表。即,如图 5 所示,脑实质 55 在内部存在低亮度的脑室 56,在周围同样存在低亮度的头盖内腔区域 54,并且在周围存在胎儿头盖 53,因此想要提高可视性的亮度范围是处于中间亮度的一个区域。因此,偏置表如图 9(a) 所示的图表 91 以及图 9(b) 所示的显示窗口 92 那样,将调整区域数 N 设为 3,P0、P3 固定为输入亮度的最小、最大值,亮度值的增减量(偏置值)01 = -255,02 = 255,03 = -255。边界值 P1、P2 可以一边确认图像一边通过控制面板 26 任意地设定。

[0089] 图 10 是根据基于图 9 所示的偏置表通过偏置运算部 16 进行了偏置运算后的三维断层像体数据而生成的三维断层像的示意图。脑实质 55 的亮度值为 80,处于 P1(75) ~ P2(85) 的范围内,因此进行 +255 的偏置,其他组织处于 P0(0) ~ P1(75) 或 P2(85) ~ P3(255) 的范围内,因此进行 -255 的偏置。因此,如图 10 所示,三维断层图像 101 被生成并显示为提高了脑实质 55 的可视性的三维断层图像。另外,在如本例这样,想要对处于中间亮度的任意的亮度范围进行强调显示的情况下,通过利用切换器、编码器或液晶面板上的调整按钮等任意地设定参数“显示开始阈值”、“显示结束阈值”以及亮度值的增减量(偏置值),能够以简便的操作生成图 10 所示的三维断层图像。

[0090] 另外,在存在 2 个以上的希望的特定组织(目标部位)的情况下,用切换器或编码器很难设定,因此优选直接编辑显示画面上的设定画面。在控制面板 26 到显示器上的液晶

面板上,通过控制面板 26 上的轨迹球 (trackball) 操作、或显示部 24 上的触摸面板,能够设定亮度调整区域数 N 的增减、和边界值 P0-Pn、偏置 00-0n。此外,通过使用显示窗口 32 内的下拉菜单 (上下滑动条 (bar)),也能够通过控制面板 26 来进行设定。

[0091] 此外,在本实施方式中示出了检查者通过控制面板 26 来调整偏置表的例子,但不限于此。例如,也可以默认地准备多个偏置表如提高亮度值较低的组织的可视性的偏置表、提高亮度值处于中间的组织的可视性的偏置表、提高亮度值较高的组织的可视性的偏置表等,让检查者选择使用哪个偏置表。由此,检查者能够以简便的操作,得到提高了所希望的特定组织的可视性的三维断层图像。

[0092] 接下来,利用图 11 ~ 图 13,对作为设定偏置表时的辅助画面的二维断层图像进行说明。图 11 是表示二维断层图像以及亮度 - 不透明度映射图的显示例的图。图 11(a) 示出二维断层图像,图 11(b) 示出亮度 - 不透明度映射图。如图 11(b) 所示,亮度 - 不透明度映射图 111 设定有使用了在纵轴、横轴分别取亮度值、不透明度的二维表的颜色代码。即、根据亮度值以及透明度 / 不透明度而设定了颜色代码。此外,如图 11(a) 所示,二维断层图像 112 根据亮度 - 不透明度映射图 111 的颜色代码而被着色。亮度 - 不透明度映射图 111 中的虚线相当于示出了图 2 所示的体素值和不透明度的关系的线,输入亮度值对应的不透明度是唯一确定的,在二维断层图像 112 上显示的像素的颜色确定为处于亮度 - 不透明度映射图 111 中的虚线上的 1 点。

[0093] 作为二维断层图像 112 的基础的断层像数据通过断层像二维坐标变换部 20 而生成。断层像数据是检查者通过控制面板 26 指定的三维断层像体数据的任意的剖面的断层像数据,没有通过偏置运算部 16 进行偏置处理。该断层像数据被输入到图像合成部 22。图像合成部 22 通过控制部 28 取得偏置表的边界值、亮度的增减量 (偏置值)、以及亮度 - 不透明度映射图 111。

[0094] 图像合成部 22 基于偏置表,对从断层像二维坐标变换部 20 输入的断层像数据的亮度值进行偏置,针对偏置后的断层像数据的各体素,基于亮度 - 不透明度映射图 111 来变换颜色,生成二维断层图像。例如,参照亮度值被进行偏置后的断层像数据的各体素的亮度值、不透明度来变换为具有 RGB 或 YUV 等颜色信息的数值。在这种颜色代码变换处理中,通过像亮度 - 不透明度映射图 111 那样在纵轴设定亮度值、在横轴设定不透明度越低则与输入数据无关的彩度越高的颜色数据,能够分级显示在三维断层图像中透过的区域、不透过的区域、其中间的区域。

[0095] 例如,在图 11 中,在二维断层图像 112 中,用与亮度不同的色调来对如下区域进行编码并显示:对三维断层图像起支配作用的不透明区域 113;对三维断层图像产生很大影响的透明度较低的中间区域 114;对三维断层图像不太产生影响的透明度较高的中间区域 115;对三维断层图像不产生影响的透明区域 116。其结果,检查者能够直观地掌握边界值以及亮度值的增减量 (偏置值) 对三维断层图像产生的影响,能够提高检查效率。即,检查者能够掌握二维断层图像 112 上的哪个区域被反映到三维断层图像中,哪个部位没有被反映。例如,因为透明区域 116 的区域在当前的偏置表的设定中没有被反映到三维断层图像中,因此可知,若想要使其反映到三维断层图像中,则必须调整偏置表的设定。

[0096] 图 12 是表示三维断层图像、二维断层图像、和亮度 - 不透明度映射图的显示的一例的图。如图 12 所示,三维断层图像 121、二维断层图像 122、亮度 - 不透明度映射图 123

被并列显示。检查者通过参照图 12,可以了解不透明区域 113 被描绘为不透明,透明区域 116 完全没有被描绘,中间区域 114、115 被描绘为半透明。此外,通过强调不透明区域 113,能够清楚地将目标部位可视化。

[0097] 图 13 是表示三维断层图像、二维断层图像、和亮度 - 不透明度映射图的显示的一例的图。如图 13 所示,也可以将三维断层图像 131、X-Y 断层面上的二维断层图像 132、X-Z 断层面上的二维断层图像 133、Y-Z 断层面上的二维断层图像 134、和亮度 - 不透明度映射图 135 并列显示。通过像这样同时显示来自 3 个方向的剖面,能够更明显地使检查者了解可视化区域。

[0098] 接下来,利用图 14 ~ 图 16,说明在上述颜色代码变换处理中使用的颜色变换表(亮度 - 不透明度映射图)的作成方法的例子。图 14 是表示颜色变换表的作成流程的图。在图 14 中记载的记号 P、0 是指上述的边界值 P(n)、亮度值的增减量(偏置值)0(n)。

[0099] 此外,在图 15、16 中,在本实施方式中使用的颜色变换表 OUTMAP[i] 表示合成后颜色映射表, BWMAP[i] 表示断层像输出用 RGB 变换表, COLMAP[i] 表示透明度设定用 RGB 颜色表。它们是针对输入 i, 通过还原作为三原色 R、G、B 的三要素来进行向自然色的变换的表, 分别是能够用 * . R, * . G, * . B 来访问 RGB3 要素的颜色映射表。i 表示基于输入亮度的灰度, 多为 0-255 的 256 个灰度, 但可以使用任意的数。

[0100] 透明设定用 RGB 表 COLMAP 例如可以对所有的灰度要素 i 设定 * . R = 0, * . G = 255, * . B = 0, 且具有随着变为透明而变为灰色的设定, 也可以通过对灰度要素 i 设定不同的色调、彩度、明度来提供任意的视觉效果。

[0101] 如图 14 所示, 开始颜色映射变换处理后, 由计数器 i 来表现的输入灰度值(表示输入亮度值、弹性值、或其他输入)被初始化为 0(步骤 141)。接下来, 进行计数器 i 和 Mmap(映射图所具有的灰度数)的大小比较(步骤 142), 若 i 小于 Mmap(在步骤 142 中为“否”), 则进入到步骤 143。在步骤 143 中, 区域选择用计数器 n 被初始化为 1, 所选择的输入灰度值 i 通过步骤 144 以及步骤 145, 被分类于由边界值 P(0) ~ P(N) 分割出的任意一个区域, 在步骤 146 中利用将所选择的亮度值的增减量(偏置值)0(n) 加 i 后所得的值来参照不透明度表 OPQ[n], 求出不透明度 mm(i), 利用该不透明度 mm(i) 在步骤 148 中作成合成后颜色映射表 OUTMAP[i]。

[0102] 在步骤 146 中所使用的常数 v 是提供不透明度颜色的影响度的参数, 通常为 1.0。步骤 143、步骤 147 是区域选择用计数器 n 的初始化处理以及更新处理, 步骤 149 是计数器 i 的更新处理。

[0103] 图 15 是表示在步骤 148 中作成合成后颜色映射表 OUTMAP[i] 的处理的一例的图。如图 15 所示, 步骤 151 计算出对 BWMAP[i]、OUTMAP[i] 分别乘以系数 mm(i)、(1.0-mm(i)) 并相加后得到的值作为 OUTMAP[i] 的各要素。

[0104] 这表示作成了如下的颜色映射表 OUTMAP[i]: 例如在透明设定用 RGB 表 COLMAP 针对所有的灰度要素 i, 设定了 * . R = 0, * . G = 255, * . B = 0 的情况下, 在具有不透明的输入灰度值 i 的情况下, 直接输出断层像亮度 BWMAP[i], 在具有透明的输入灰度值 i 的情况下, 随着不透明度的减少, 逐渐输出绿色的断层像图像。

[0105] 即, 作为不透明的三维体素而被图像化的断层像的区域直接显示黑白、或者所设定的色调的断层像, 作为透明的三维体素而被图像化的断层像的区域用所设定的色调以外

的透明度设定用颜色来表示显示,随着从不透明变为透明,透明度设定用颜色的比例较强地显示在断层像上。

[0106] 此时,在完全不透明的输入灰度值 i 的情况下,完全发出绿色,但通过将在步骤 146 中使用的常数 v 设为 1.0 以下(例如 0.9 或 0.8),能够调整半透明等发色的状态。由此,完全不透明的输入灰度值 i 的区域并非成为完全的绿色而是成为半透明的绿色,因此检查者能够看到该区域的形态等。

[0107] 图 16 是表示在步骤 148 中作成合成后颜色映射表 OUTMAP[i] 的处理的一例的图。在步骤 161 中,不准备透明度设定用 RGB 颜色表,而是利用不透明度系数 $mm(i)$ 来计算与固定的透明度设定用颜色值的合成色,并简易地作成合成后颜色映射表 OUTMAP。

[0108] 上述的两例是利用不透明度系数 $mm(i)$ 来合成 RGB 颜色映射图的各要素的方法的一例,但也可以采用保持彩度、明度、色调作为参数的 HSV 形式来保持颜色信息,并利用通过 $mm(i)$ 而使这些参数变化后的信息来进行合成,输出形式不限定于 RGB 形式,也可以为 YUV 方式。

[0109] (第二实施方式)

[0110] 参照附图来说明应用本发明而成的超声波诊断装置的第 2 实施方式。图 17 是表示第 2 实施方式的超声波诊断装置的构成的框图。对于与第 1 实施方式同样的构成省略说明。

[0111] 如图 17 所示,在超声波诊断装置 100 中具备:存储从相位累加部 10 输出的 RF 信号帧数据,并至少选择 2 枚帧数据的 RF 信号帧数据选择部 171;测量被检体的生物体组织的位移的位移测量部 172;根据由位移测量部 172 测量出的位移信息来求出变形或弹性模量的弹性信息运算部 173;根据由弹性信息运算部 173 运算出的变形或弹性模量来构成彩色弹性图像的弹性图像处理部 174;和将来自弹性图像处理部 174 的输出信号按照适合显示部 24 的显示的方式进行变换的弹性像二维坐标变换部 177。

[0112] 此外,还具备:基于来自弹性图像处理部 174 的输出信号来进行向三维弹性数据的坐标变换,并作成弹性像体数据的弹性像体数据生成部 175;和基于来自弹性像体数据生成部 175 的输出信号,对存在于二维投影面上的各像素的视线方向上的弹性像体数据,进行体绘制、最大值、最小值投影、或者平均处理的弹性像体绘制部 176。

[0113] RF 信号帧数据选择部 171 保存来自相位累加部 10 的多个 RF 信号帧数据,并从所保存的 RF 信号帧数据群中选择 1 组即 2 个 RF 信号帧数据。例如,从相位累加部 10 将基于时间序列、即图像的帧速率而生成的 RF 信号帧数据依次存储到 RF 信号帧数据选择部 171 中,并选择所存储的 RF 信号帧数据 (N) 作为第 1 数据,同时,从在时间上过去存储的 RF 信号帧数据群 (N-1, N-2, N-3...N-M) 中选择 1 个 RF 信号帧数据 (X)。另外,在此 N、M、X 是附加给 RF 信号帧数据的索引编号,是自然数。

[0114] 然后,位移测量部 172 根据所选择的 1 组数据、即 RF 信号帧数据 (N) 以及 RF 信号帧数据 (X) 来进行一维或二维相关处理,并求出与断层图像的各点对应的生物体组织上的位移或移动向量即位移的方向和大小所相关的一维或二维位移分布。在此,在移动向量的检测中,使用块匹配 (block matching) 法。块匹配法进行如下处理:将图像分为例如由 $N \times N$ 个像素构成的模块,着眼于关心区域内的模块,从前面的帧中搜索与着眼的模块最近似的模块,并参照此模块来进行预测编码即根据差分决定采样值。

[0115] 弹性信息运算部 173 根据从位移测量部 172 输出的测量值例如移动向量、和从压力测量部 178 输出的压力值来计算与断层图像上的各点对应的生物体组织的变形或弹性模量，并基于该变形或弹性模量来生成弹性图像信号即弹性帧数据。

[0116] 此时，变形的数据通过对生物体组织的移动量例如位移进行空间微分来计算。此外，在具备压力测量部 178 所示的压力测量功能的构成中，能够推算弹性模量，也可以使用弹性模量作为弹性数据。弹性模量的数据是通过将压力的变化除以变形的变化来计算的。例如，若假设由位移测量部 172 测量出的位移为 $L(X)$ ，由压力测量部 178 测量出的压力为 $P(X)$ ，则因为变形 $\Delta S(X)$ 能够通过对 $L(X)$ 进行空间微分来算出，所以利用 $\Delta S(X) = \Delta L(X) / \Delta X$ 这个式子能够求出。此外，弹性模量数据的杨氏模量 $Y_m(X)$ 通过 $Y_m = (\Delta P(X)) / \Delta S(X)$ 这个式子来计算。根据该杨氏模量 Y_m 能够求出与断层图像的各点相当的生物体组织的弹性模量，因此能够连续地得到二维的弹性图像数据。另外，杨氏模量是指，施加于物体上的单纯拉伸应力相对于与拉伸平行地产生的变形之比。

[0117] 弹性图像处理部 174 包括帧存储器和图像处理部而构成，将从弹性信息运算部 173 按照时间序列输出的弹性帧数据确保在帧存储器中，并对所确保的帧数据进行图像处理。此外，在弹性图像处理部 174 中根据 RF 信号帧数据选择部 171 或位移测量部 172 或弹性信息运算部 173 的输出信息来评价弹性图像的错误，并进行输出图像的遮盖 (masking)。

[0118] 弹性像二维坐标变换部 177 根据监视器来对来自弹性图像处理部 174 的弹性帧数据进行坐标变换。另外，超声波探头 2 能够根据来自控制部 28 的控制信号以电动机驱动、或手动方式在短轴方向上扫描。此外，即使为手动方式，在具备磁传感器 179 的构成的情况下，通过使用来自磁传感器 179 的位置信息，也能够检测压迫量和短轴位置。

[0119] 弹性像体数据生成部 175 通过弹性图像处理部 174 来进行向三维弹性数据的坐标变换，弹性像体绘制部 176 对存在于所输出的二维投影面上的各像素的视线方向上的体数据，进行体绘制、最大值、最小值投影、或者平均处理。

[0120] 图像合成部 22 对由断层像以及弹性像体绘制部作成的断层数据和变形 / 弹性数据进行合成。合成图像的各像素的亮度信息以及色调信息，将黑白断层图像和彩色弹性图像的各信息按照合成比例进行相加，并进行 RGB 变换来作成显示于显示部 24 的图像。

[0121] 在此，偏置运算部 16 将由断层像体数据生成部 14 输出的三维断层像体数据利用三维弹性像数据进行亮度变换，并传送到断层像体绘制部 18。换言之，本实施方式的偏置运算部 16，根据从弹性像体数据生成部 175 输出的三维弹性像体数据的各像素的弹性值，来对从断层像体数据生成部 14 输出的三维断层像体数据的对应的各像素的亮度值进行增减。

[0122] 另外，弹性像数据是通过上述方法计算出的变形值、杨氏模量、纵弹性模量、横弹性模量等表示硬度的弹性参数的总称，不是指特定的 1 个参数。

[0123] 接下来，对本实施方式的超声波诊断装置的特征部分进行说明。图 18 是表示在偏置运算部 16 中使用的偏置表的设定画面的一例的图。图 18(a) (b) 分别是对偏置表进行设定的一例。

[0124] 如图 18 所示，偏置表设置有将三维弹性像体数据的各像素可能取得的弹性值的范围 (0 ~ 255) 划分为多个区域 (N:在本实施方式中为 5) 的边界值 (E0 ~ E5)、和所划分出的多个区域中的每一个的亮度值的增减量 (01 ~ 05)。

[0125] 例如,利用图 18(a) 所示的图表 181,通过控制面板 26 将 E0 ~ E5 所表示的边界值的设定指针向左右移动,由此能够设定区域的边界。同样,01 ~ 05 是表示各区域的亮度值的增减量(偏置值)的指针,通过向上下移动能够设定各区域的偏置值。图表 181 的上限、下限值分别为 100, -100, 但是这是示出的一例,只要在输入以及输出数据的可能取得的范围内则为多少都可以。另外,移动 E0 或 E5,对于成为偏置的对象外的输入弹性值不进行偏置处理。此外,E0 以及 E5 也可以固定于各体素可能取得的弹性值的范围的两端。此外,边界值(E0 ~ E5)、亮度值的增减量(01 ~ 05)的设定,可以利用切换器、编码器或液晶面板上的调整按钮等来进行。

[0126] 此外,如图 18(b) 所示,边界值以及亮度值的增减量(偏置值),也可以经由控制面板 26,通过下拉菜单或直接数值输入来分别设定显示窗口 182 内的 01 ~ 05、E0 ~ E5。此外,如图 18(b) 所示,也可以将通过边界值(E0 ~ E5)划分出的有效的区域数作为亮度调整区域数 183(N = 5) 来进行显示。

[0127] 图 19 是在偏置运算部 16 中进行的亮度值的变换处理的数据流程图。如图 19 所示,在偏置运算部 16 中开始偏置调整处理后,计数器 i 被初始化为 0(步骤 191)。接下来,读入三维断层像体数据的各体素的亮度值 m(i) 以及三维弹性像体数据的各体素的弹性值 e(i)(步骤 192)。判定 i 是否大于全部数据数(体素数)(步骤 193),在大于的情况下(在步骤 193 中为“是”的情况)下结束偏置调整处理。另一方面,在不大于、即没有对三维断层像体数据的所有的体素进行完偏置处理的情况下,进入到步骤 194,区域选择用计数器 n 被初始化为 1(步骤 194)。

[0128] 判断区域选择用计数器 n 是否小于亮度调整区域数 N(步骤 195),在小于的情况下(在步骤 195 中为“是”),判定所读入的三维弹性像体数据的第 i 个弹性值 e(i) 是否处于 E(n-1) 和 E(n) 的范围内(步骤 196)。在步骤 196 中为“是”的情况下,在步骤 198 中亮度值的增减量(偏置值)0(n) 被加在三维断层像体数据的对应的体素的亮度值上(步骤 198)。另一方面,在步骤 196 中为“否”的情况下,更新区域选择用计数器 n 后返回到步骤 195(步骤 197)。

[0129] 即、通过步骤 195 ~ 步骤 197 的循环,三维弹性像体数据的被读入的第 i 个弹性值 e(i) 被分类于由边界值 E(0) ~ E(N) 划分出的任意一个区域,在步骤 198 中,与划分出的区域相应的亮度值的增减量(偏置值)0(n),被加在三维断层像体数据的对应的体素的亮度值上。在步骤 198 结束后、或者在步骤 195 中为“否”的情况下,更新计数器 i 后返回到步骤 192(步骤 199)。

[0130] 通过以上的处理,在三维断层像体数据的所有体素的亮度值上,加上了由边界值 E(0) ~ E(N) 分割出的每个区域的亮度值的增减量(偏置值)0(n)。另外,在本实施方式中示出了利用偏置表来进行偏置处理的情况,但不限于此。例如,可以在偏置运算部中,设定根据三维弹性像体数据的各体素的弹性值的输入,来输出三维断层像体数据的对应的体素的亮度值的增减量的函数,并基于该函数来对三维断层像体数据的对应的体素的亮度值进行增减。

[0131] 图像合成部 22 与第 1 实施方式相同,基于来自断层像二维坐标变换部 20 的输出和来自断层像体绘制部 18 的输出,来显示二维断层图像和三维断层图像。在本实施方式中,除此之外,还可以显示在图像合成部 22 中基于来自弹性像体绘制部 176 的输出,将三维

弹性像体数据投影于二维投影面后得到的三维弹性图像。

[0132] 根据本实施方式,检查者能够着眼于所希望的特定组织的弹性值(组织的硬度或柔软度),来生成提高了具有特定弹性值的组织的可视性的三维断层图像。例如,只要掌握了所希望的特定组织为怎样程度的弹性值,则能够预先增大与弹性值附近对应的亮度值的增量(偏置量)。另一方面,在想要观察硬(或软)组织的情况下,只要增大与高(或低)弹性值对应的亮度值的增量(偏置量),就会显示硬(或软)组织的可视性较高的三维断层图像,因此硬(或软)组织的观察变得容易。

[0133] (第三实施方式)

[0134] 参照附图来说明应用本发明而成的超声波诊断装置的第3实施方式。图20是表示第3实施方式的超声波诊断装置的构成的框图。如图20所示,本实施方式相对于第2实施方式的超声波诊断装置,在如下这一点上不同:将弹性像体数据生成部175的输出输入到断层像体绘制部18,使得断层像体绘制部18能够参照三维弹性像体数据。省略其他的与第2实施方式同样的部分的说明。本实施方式具有利用三维断层像体数据和三维弹性像体数据这两者来进行检查者所需要的三维断层图像的生成的功能。

[0135] 在本实施方式中,偏置运算部16与第1实施方式相同地按照根据三维断层像体数据的各体素的亮度值来对该各体素的亮度值进行增减的方式构成。

[0136] 此外,控制面板26具有设定弹性值的阈值的功能,通过控制面板26设定的弹性值阈值信息经由控制部28被设定于断层像体绘制部18。本实施方式中的断层像体绘制部18,在利用前述的式(1)、(2)来进行断层像的体绘制时,在各体素的弹性值超过弹性值阈值(或者低于)的情况下,针对该体素将式(1)中的不透明度 A_i 设为零。

[0137] 由此,即使输入亮度值通过偏置运算处理进行了亮度变换,并对照了不透明度表,结果成为了不透明、即应被显示的亮度值,但在弹性值不处于目标区域的情况下,也将透明化。其结果,能够仅对处于目标弹性值、和目标亮度值的范围内的体素数据(亮度数据)进行可视化。

[0138] 图21是通过本实施方式的处理,仅将处于目标弹性值、和目标亮度值的范围内的体素数据(亮度数据)可视化的情况下的显示例。如图21所示,能够并列显示如下图像:仅将处于目标弹性值、和目标亮度值的范围内的体素数据(亮度数据)可视化后得到的三维断层图像211、和重叠了三维断层图像211的任意剖面上的断层图像和弹性图像的图像212~213。

[0139] 这些图像212~214由断层像二维坐标变换部20、弹性像二维坐标变换部177生成,在图像合成部22中进行颜色代码化处理后,利用 α 混合等手法来重叠。另外,这些图像212~213不仅能够如图示那样只同时显示3枚,而且还能够同时显示任意数量的切片图像。

[0140] 弹性像体绘制部176能够利用通过控制面板26设定的弹性值阈值,将想要显示的范围的弹性值设定为不透明度1.0,将不想显示的范围的不透明度设定为0.0,从而仅将有效显示范围的图像的表面可视化。此外,能够参照断层像体数据生成部14的输入亮度,将输入亮度的不透明度不为零的区域的弹性值设定为不透明度1.0,将输入亮度的不透明度为零的范围的不透明度设定为0.0,从而仅将有效显示范围的图像的表面可视化。

[0141] 图22是通过本实施方式的处理,仅将处于目标弹性值、和目标亮度值的范围内的

体素数据（亮度数据）可视化的情况下显示例。如图 22 所示，能够并列显示三维断层弹性图像 221、和重叠了三维断层弹性图像 221 的任意剖面上的断层图像和弹性图像的图像 222～224。三维断层弹性图像 221 是在图像合成部 22 中利用 α 混合等手法将利用上述方法将图像表面的弹性值三维化后得到的图像、和将处于目标弹性值和目标亮度值的范围内的体素数据（亮度数据）三维化后得到的图像重叠后的图像。与三维断层图像 211 相比，进行了弹性图像的着色，因此能够直观地判别与硬度相关的信息。

[0142] 图 23 是表示利用了在上述倒数第 5 段中说明了的弹性值的阈值的三维断层图像的显示例的图。此时，在实施例中示出了虽具备偏置运算处理，但没有进行基于亮度的偏置调整的设定的情况。图 23(a)、(b)、(c) 分别表示：无阈值（全部显示）的情况下三维断层图像 231、将阈值设为中间值（使一部分软组织不显示）的情况下三维断层图像 232、将阈值设为高值（只显示硬部组织）的情况下三维断层图像 233。

[0143] 例如，在三维断层图像 231 中，形成于影像（phantom）内部的内部呈低亮度的圆筒状的硬部组织的进深方向的形状难以看清。对此，通过像三维断层图像 232、233 那样变更弹性值的阈值的设定，能够逐渐使得形成于影像内部的圆筒状的低亮度区域容易看清。

[0144] 图 24 是表示基于弹性值的阈值来改变想要显示的范围的弹性值的情况下三维弹性图像的显示例的图。图 24(a)、(b)、(c) 分别表示：无阈值（全部显示）的情况下三维弹性图像 241、将阈值设为中间值（使一部分软组织不显示）的情况下三维弹性图像 242、将阈值设为高值（只显示硬部组织）的情况下三维弹性图像 243。

[0145] 本例的情况也是同样，在三维弹性图像 241 中，形成于影像内部的圆筒状的低亮度区域难以看清，但通过像三维弹性图像 242、243 那样变更弹性值的阈值的设定，能够逐渐使得形成于影像内部的圆筒状的低亮度区域容易看清。

[0146] 图 25 是将图 23、图 24 所示的三维断层图像和三维弹性图像的 RGB 变换后的 RGB 各要素利用加权相加的 α 混合而重叠后的图像例。即，图 25(a)、(b)、(c) 分别表示：无阈值的（全部显示）的情况下三维断层弹性图像 251；将阈值设为中间值（使一部分软组织不显示）的情况下三维断层弹性图像 252；将阈值设为高值（只显示硬部组织）的情况下三维断层弹性图像 253。

[0147] 本例的情况也是同样，在三维断层弹性图像 251 中，形成于影像内部的圆筒状的低亮度区域难以看清，但通过像三维断层弹性图像 252、253 那样来变更弹性值的阈值的设定，能够逐渐使得形成于影像内部的圆筒状的低亮度区域容易看清。此外，通过重叠显示三维断层图像和三维弹性图像，能够对检查者提供更加适合诊断的图像。

[0148] 接下来，在图 26、图 27 中示出利用在上述段落中说明了的弹性值的阈值处理，并且进行了基于亮度的偏置调整的设定的情况下图像显示例。对于偏置，按照强调低亮度的目标观察部位，抑制除此之外的高亮度部位的方式进行了设定。

[0149] 图 26 是表示利用在上述段落中说明了的弹性值的阈值，并且进行了基于亮度的偏置调整的设定的情况下三维断层图像的显示例的图。图 26(a)、(b)、(c) 分别表示：无阈值（全部显示）的情况下三维断层图像 261；将阈值设为中间值（使一部分软组织不显示）的情况下三维断层图像 262；将阈值设为高值（只显示硬部组织）的情况下三维断层图像 263。

[0150] 例如，在三维断层图像 261 中，形成于影像内部的内部呈低亮度的圆筒状的硬部

组织的进深方向的形状难以看清。对此,通过像三维断层图像 262、263 那样变更弹性值的阈值的设定,能够逐渐使得形成于影像内部的圆筒状的低亮度区域容易看清。

[0151] 图 27 是将图 26 所示的三维断层图像、和基于弹性值的阈值并且进行了亮度的偏置调整的设定的情况下,通过像三维断层弹性图像的 RGB 变换后的 RGB 各要素,利用加权相加的 α 混合而重叠后的图像例。即,图 27(a)、(b)、(c) 分别表示:无阈值(全部显示)的情况下,三维断层弹性图像 271;将阈值设为中间值(使一部分软组织不显示)的情况下,三维断层弹性图像 272;将阈值设为高值(只显示硬部组织)的情况下,三维断层弹性图像 273。

[0152] 本例的情况也是同样,在三维断层弹性图像 271 中,形成于影像内部的圆筒状的低亮度区域不易看清,但通过像三维断层弹性图像 272、273 那样变更弹性值的阈值的设定,能够逐渐使得形成于影像内部的圆筒状的低亮度区域容易看清。此外,通过将三维断层图像和三维弹性图像重叠显示,能够对检查者提供更加适合诊断的图像。

[0153] 此外,如图 26、图 27 所示,在基于弹性值的阈值处理并且进行了基于亮度的偏置调整的设定的情况下,通过偏置处理,低亮度的目标观察部位被强调并高亮度地显示,抑制了高亮度的周边部位的一部分。另一方面,阈值处理按照显示硬部组织、除去软组织的方式进行了设定,硬的目标观察部位被显示,柔软的周边部位的一部分被除去。结果,用偏置处理以及阈值处理的任意一方无法除去的无用的部位从三维图像中被除去,与图 23、图 25 相比能够更加强调目标观察部位地进行显示。

[0154] 另外,上述各实施方式,主要对超声波诊断装置、以及超声波图像生成方法进行了说明,但本发明不限定于此。例如,可以应用于针对预先在超声波诊断装置中生成的被检体的三维断层像体数据脱机 (off line) 地生成三维断层图像的 PC 等超声波图像处理装置。此外,也可以将本发明作为嵌入到 PC 等医用图像处理装置中的超声波图像处理程序。

[0155] 即,应用本发明而成的 PC 等超声波图像处理装置,可以具备如下部件而构成:保存基于由超声波探头测量到的被检体的多个断层面的反射回声信号而生成的三维断层像体数据的存储器;基于在该存储器中保存的三维断层像体数据,在二维投影面上生成至少从一个视线方向来看的三维断层图像的断层像体绘制部;和显示三维断层图像的显示部。

[0156] 并且,可以构成为,具备根据三维断层像体数据的各体素的亮度值来对该各体素的亮度值进行增减的偏置运算部,偏置运算部的各体素的亮度值的增减量能够通过输入接口来调整,断层像体绘制部基于通过偏置运算部对亮度值进行了偏置后的三维断层像体数据来生成三维断层图像。

[0157] 此外,在该超声波图像处理装置中,可以构成为,在存储器中保存了基于被检体的多个断层面的反射回声信号而生成的三维弹性像体数据的情况下,偏置运算部根据三维弹性像体数据的各体素的弹性值,来对三维断层像体数据的对应各体素的亮度值进行增减。

[0158] 检查者例如将由超声波诊断装置等生成的被检体的三维断层像体数据保存在 USB、CD-ROM 等信息记录介质中,并经由图像输入部输入到 PC 等超声波图像处理装置。或者也可以不利用信息记录介质而经由网络来输入被检体的三维断层像体数据。

[0159] 于是,超声波图像处理装置,作为超声波图像处理程序,执行如下步骤:根据三维断层像体数据的各体素的亮度值来对该各体素的亮度值进行增减的步骤;基于亮度值被进行偏置后的三维断层像体数据,在二维投影面上生成至少从一个视线方向来看的三维断层

图像的步骤 ; 和显示生成的三维断层图像的步骤。

[0160] 此外, 在超声波图像处理程序中嵌入了基于被检体的多个断层面的反射回声信号来生成三维弹性像体数据的步骤的情况下, 对各体素的亮度值进行增减的步骤, 可以按照根据三维弹性像体数据的各体素的弹性值, 来对三维断层像体数据的对应的各体素的亮度值进行增减的方式构成。

[0161] 由此, 检查者能够脱机地通过超声波处理装置的输入接口来对偏置运算部的各体素的亮度值的增减量进行调整, 因此能够生成只强调了具有特定亮度值的组织的三维断层图像。因此, 通过对所希望的特定组织的亮度值进行增量调整, 或者对所希望的特定组织以外的组织的亮度值进行减量调整, 或者进行这两者的调整, 能够生成提高了所希望的特定组织的可视性的三维断层图像。例如, 只要掌握了所希望的特定组织为怎样程度的亮度值, 便能够预先增大与该亮度值附近对应的亮度值的增量 (偏置量)。此外, 例如在观察所生成的三维断层图像时, 所希望的特定组织隐藏在高亮度组织的背面从而难以看清的情况下, 只要增大与高亮度值附近对应的亮度值的减量 (偏置量), 则成为障碍的高亮度组织不易反映到三维断层图像中, 因此能够提高所希望的特定组织的可视性。

[0162] 此外, 检查者能够着眼于所希望的特定组织的弹性值 (组织的硬度或柔软度), 脱机地通过超声波处理装置的输入接口来对偏置运算部的各体素的亮度值的增减量进行调整, 因此能够生成提高了具有特定弹性值的组织的可视性的三维断层图像。例如, 只要掌握了所希望的特定组织为怎样程度的弹性值, 则能够预先增大与该弹性值附近对应的亮度值的增量 (偏置量)。另一方面, 在想要观察硬 (或软) 组织的情况下, 只要增大与高 (或低) 弹性值对应的亮度值的增量 (偏置量), 则能够搜索并观察硬 (或软) 组织。

[0163] (符号说明)

[0164] 1 被检体 ; 2 超声波探头 ; 4 发送部 ; 6 接收部 ; 8 超声波收发控制部 ; 10 相位累加部 ; 12 断层图像处理部 ; 14 断层像体数据生成部 ; 16 偏置运算部 ; 18 断层像体绘制部 ; 20 断层像二维坐标变换部 ; 22 图像合成部 ; 24 显示部 ; 26 控制面板 ; 28 控制部 ; 111、123、135 亮度 - 不透明度映射图 ; 171RF 信号帧数据选择部 ; 172 位移测量部 ; 173 弹性信息运算部 ; 174 弹性图像处理部 ; 175 弹性像体数据生成部 ; 176 弹性像体绘制部 ; 177 弹性像二维坐标变换部

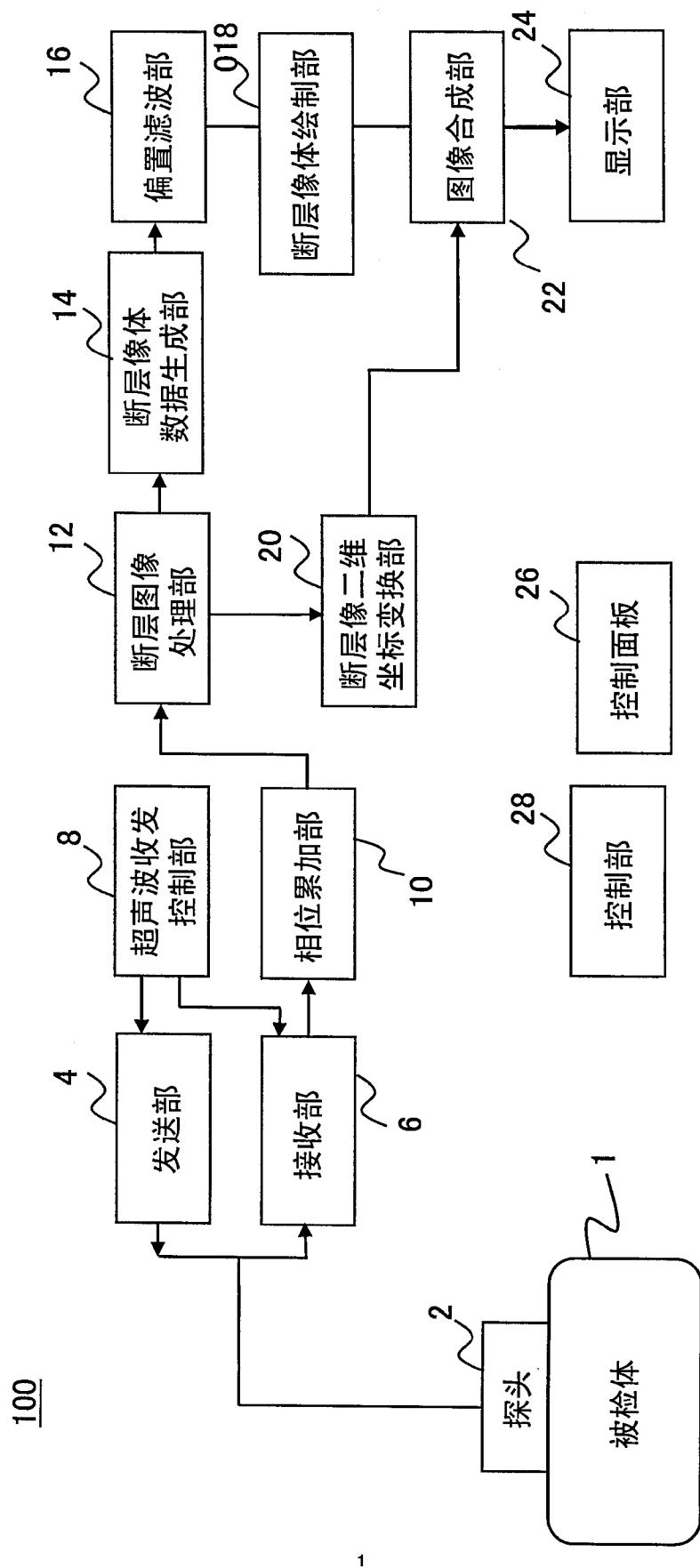


图 1

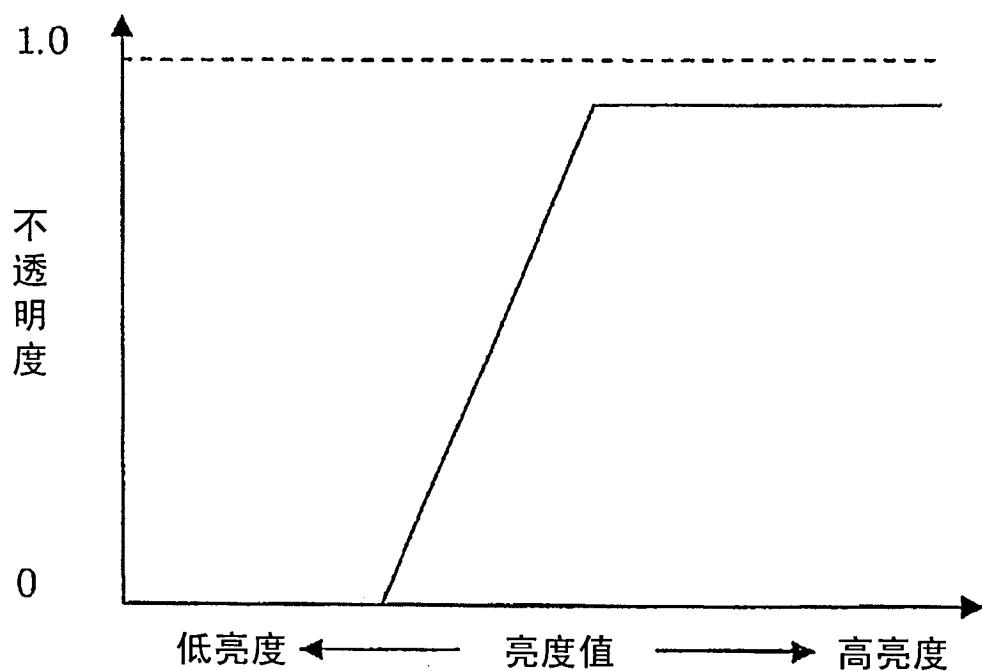


图 2

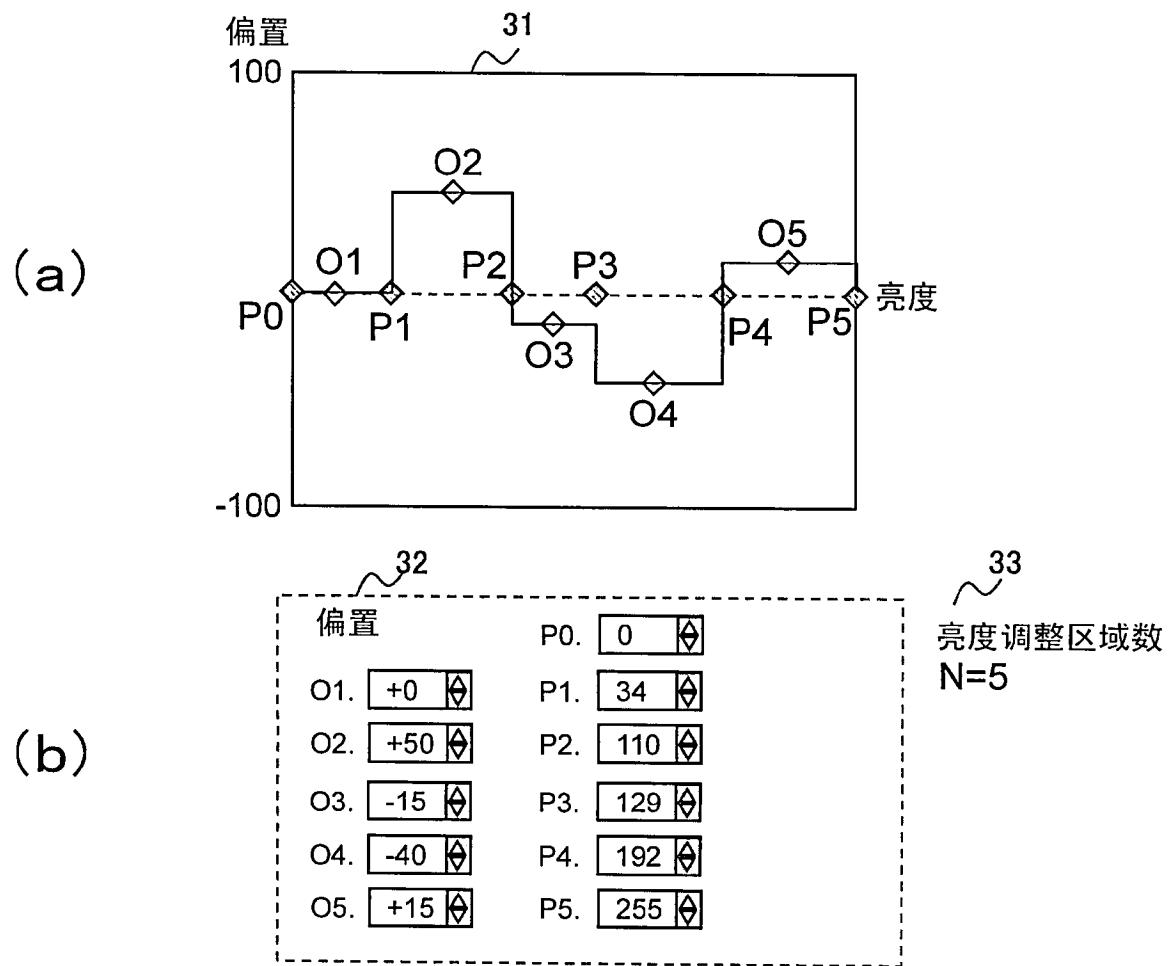


图 3

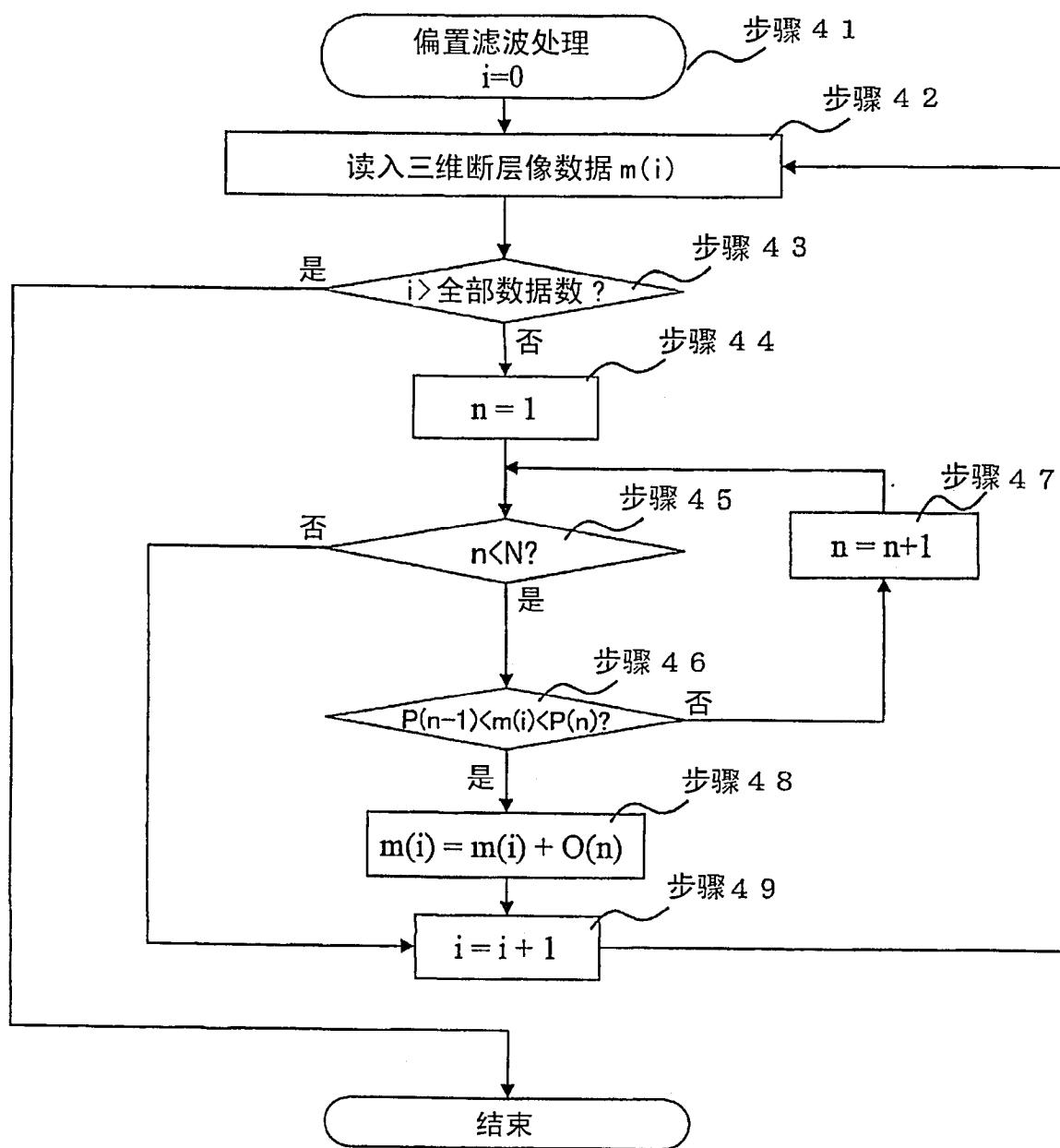


图 4

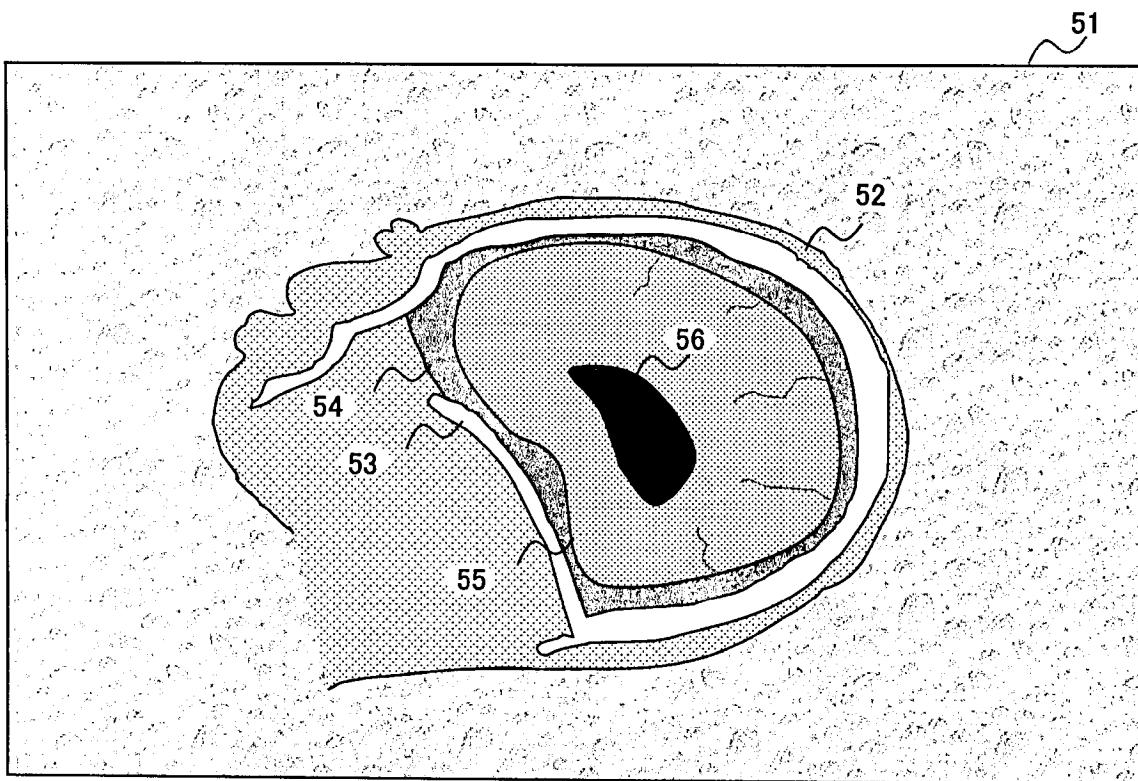


图 5

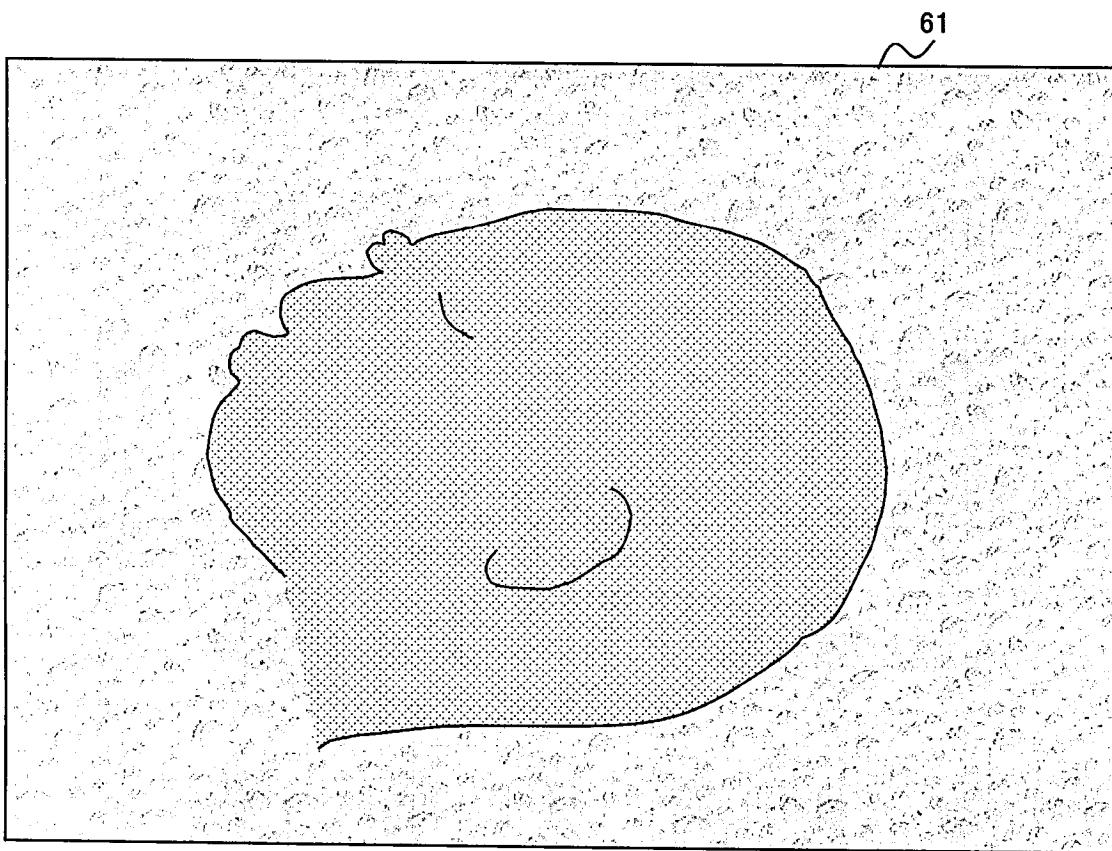


图 6

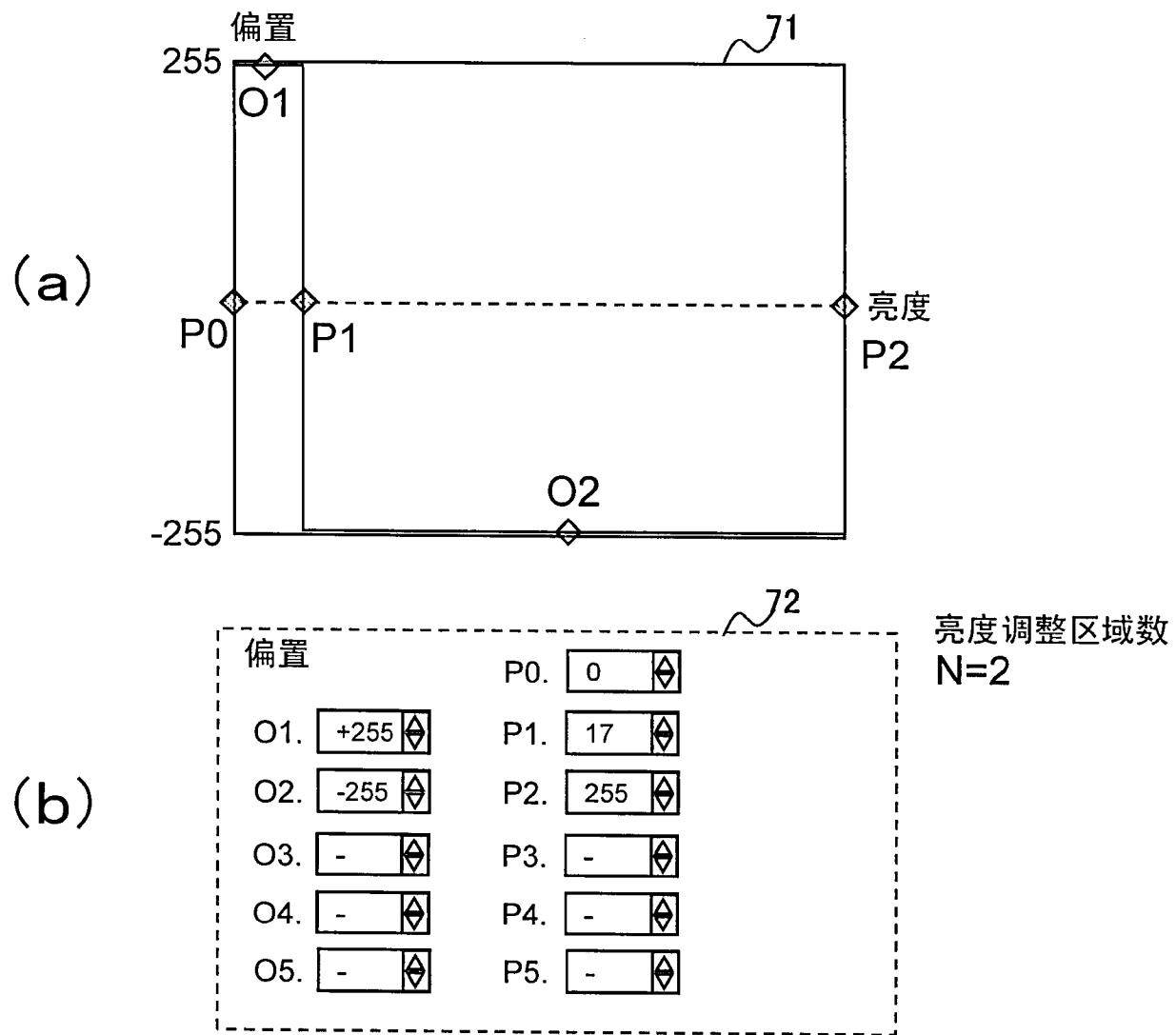


图 7

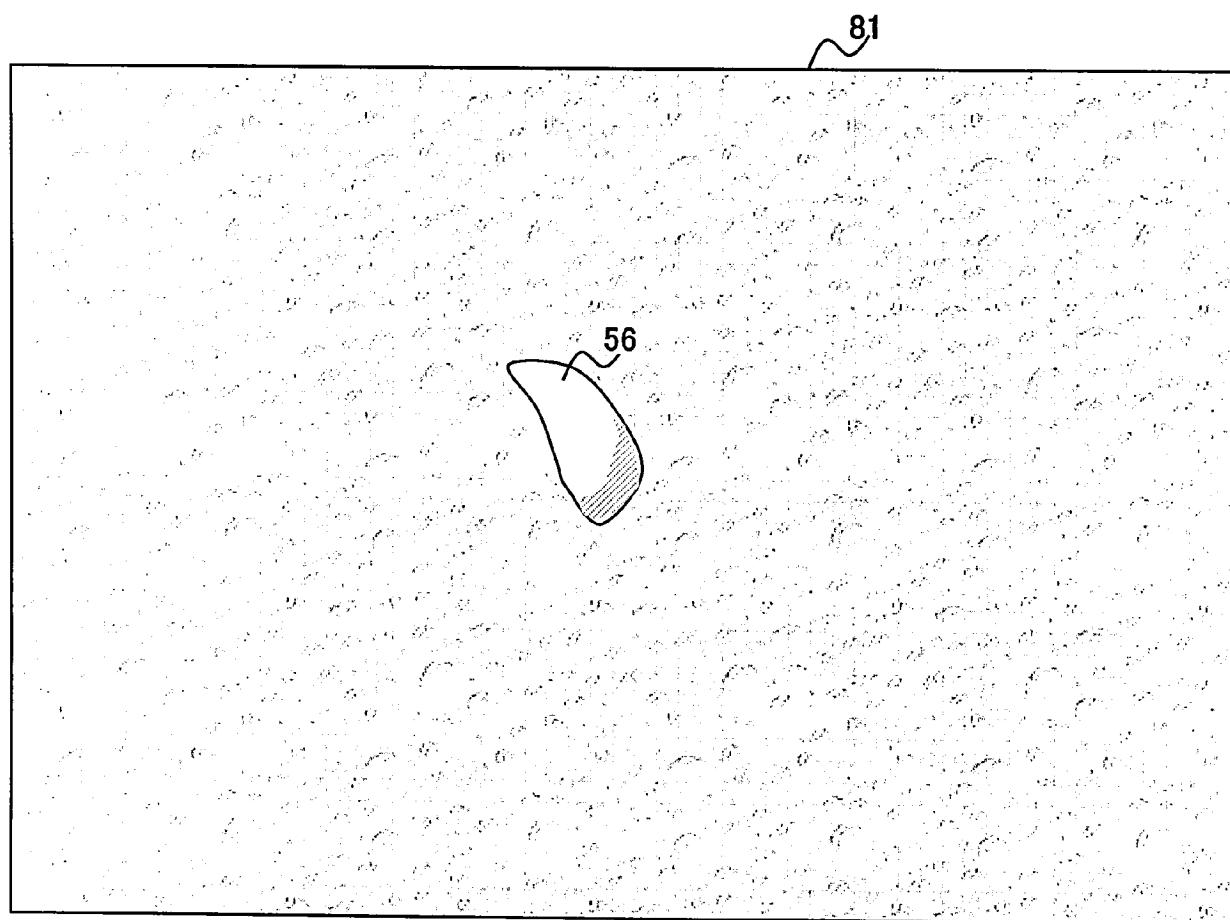


图 8

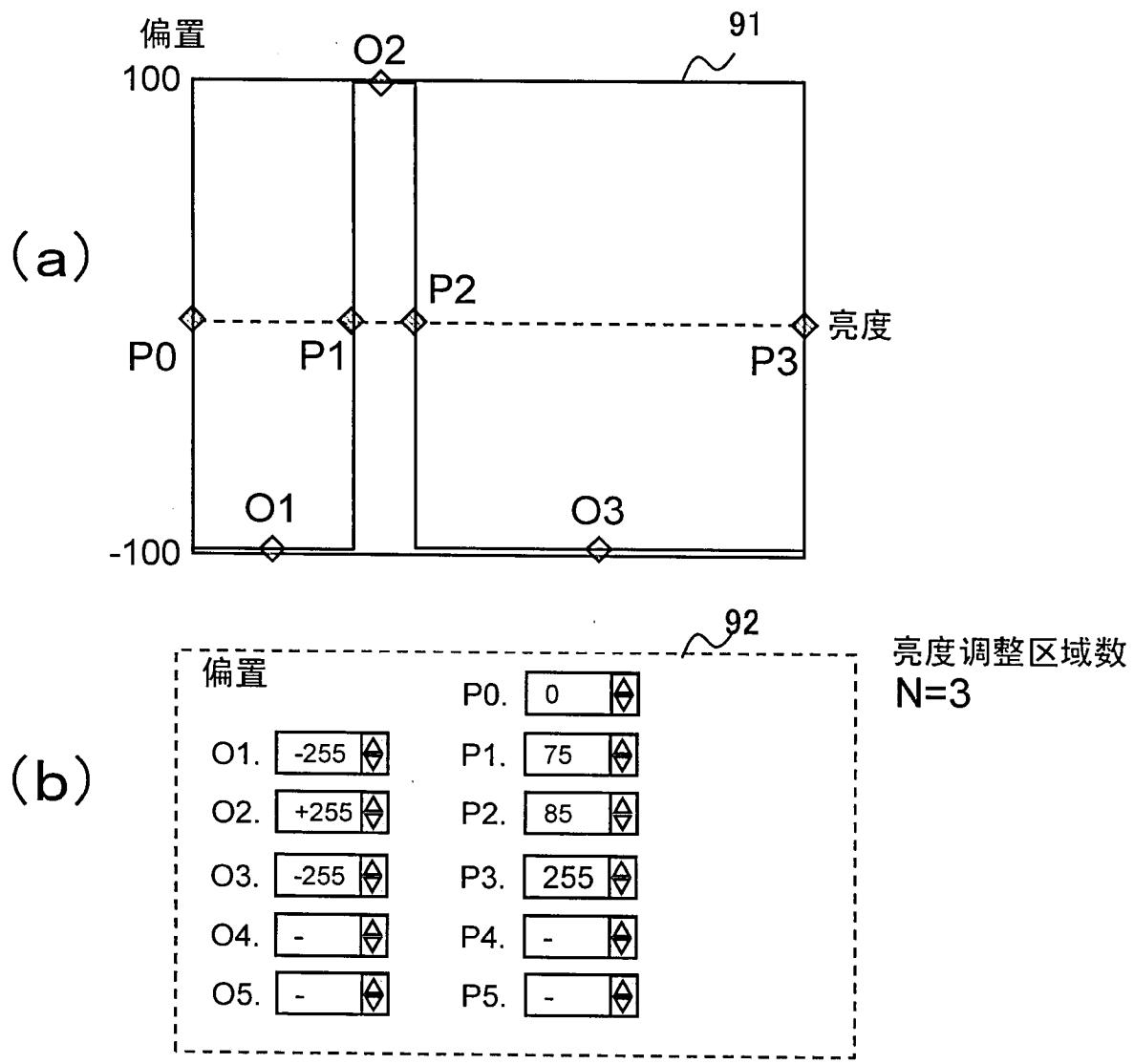


图 9

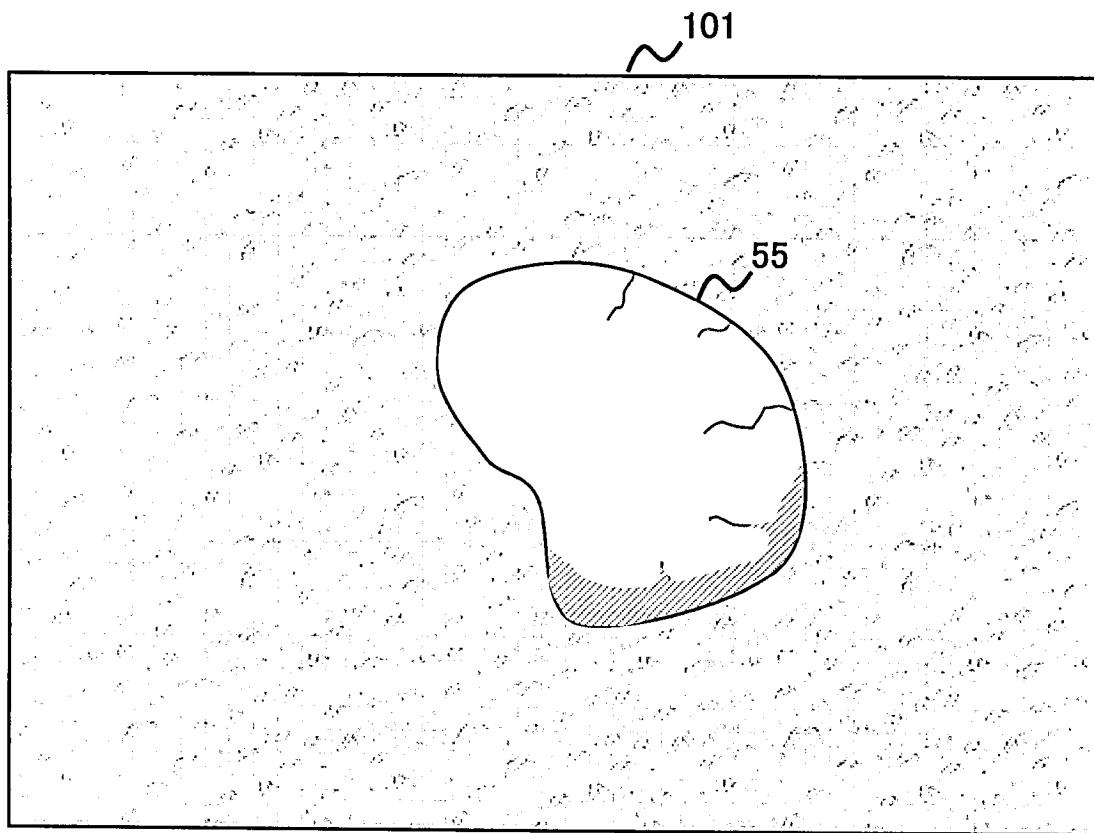


图 10

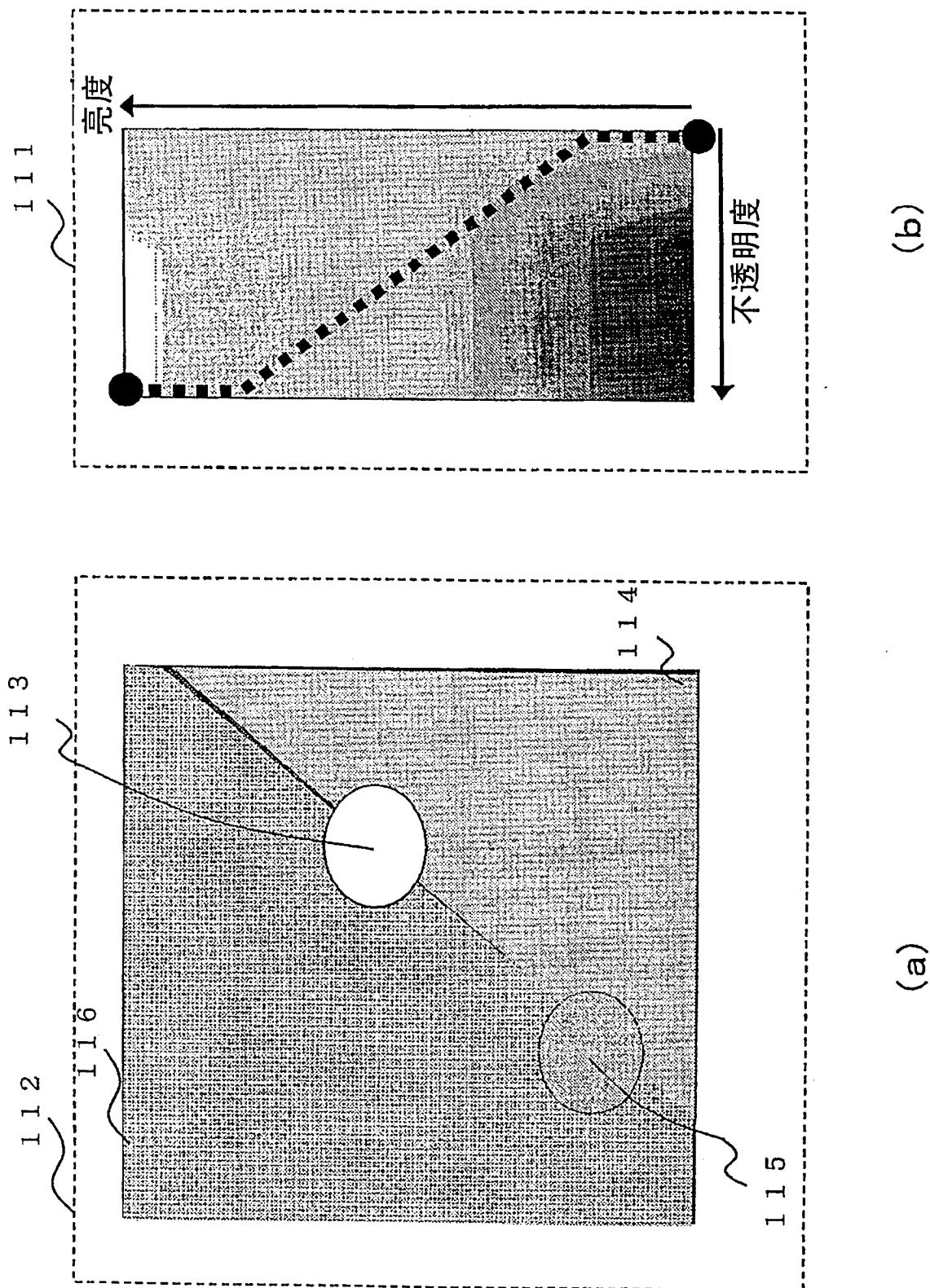


图 11

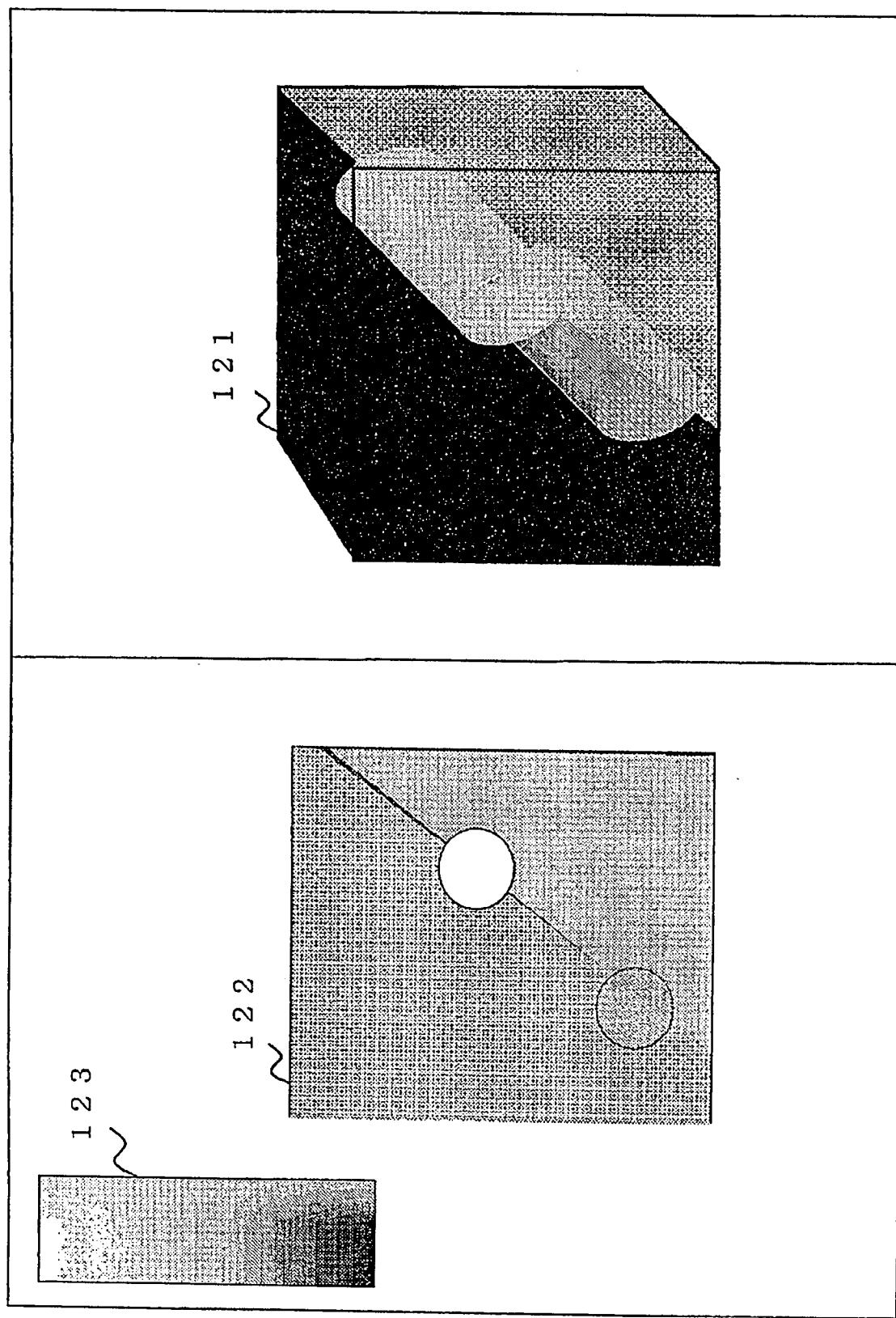


图 12

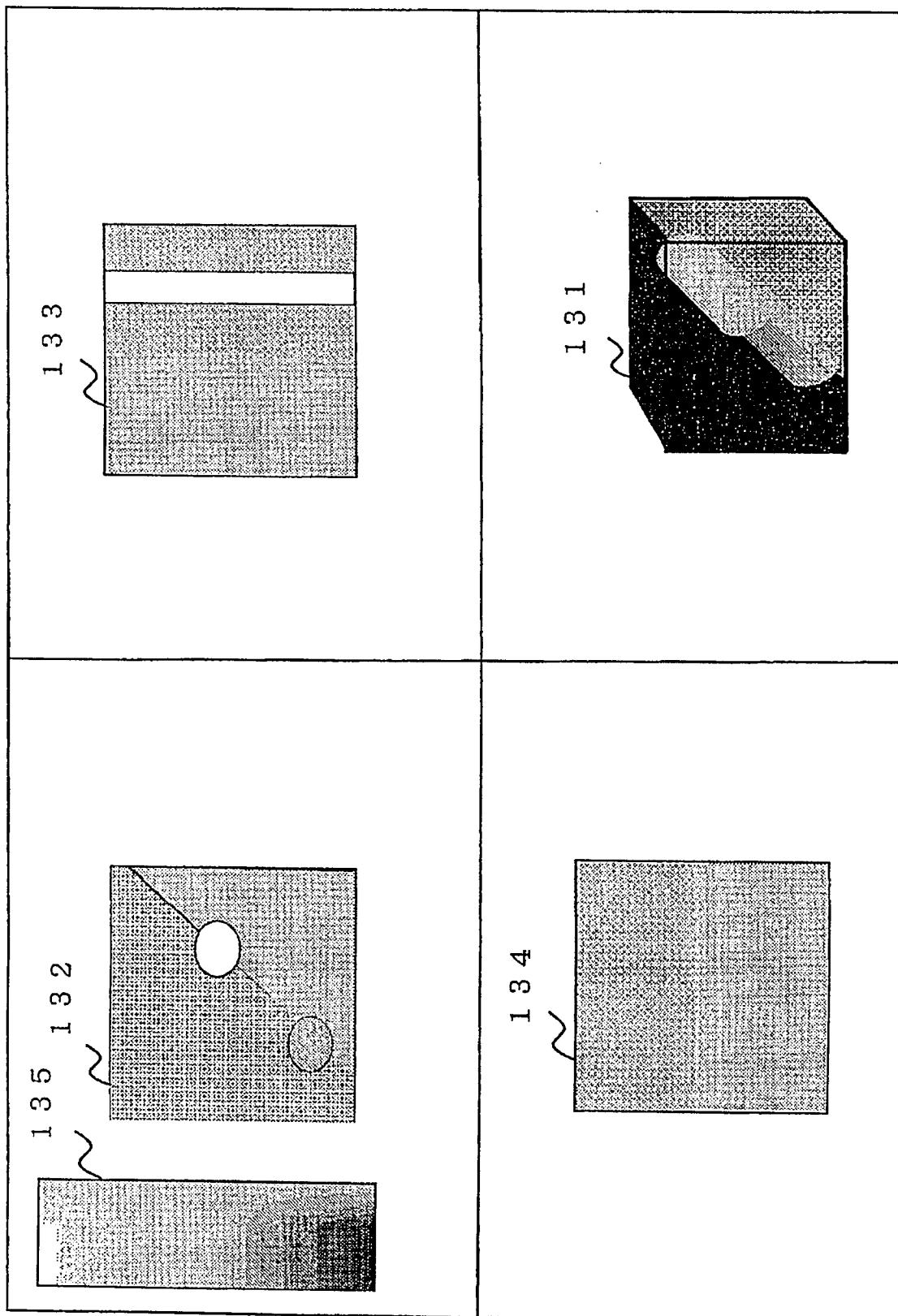


图 13

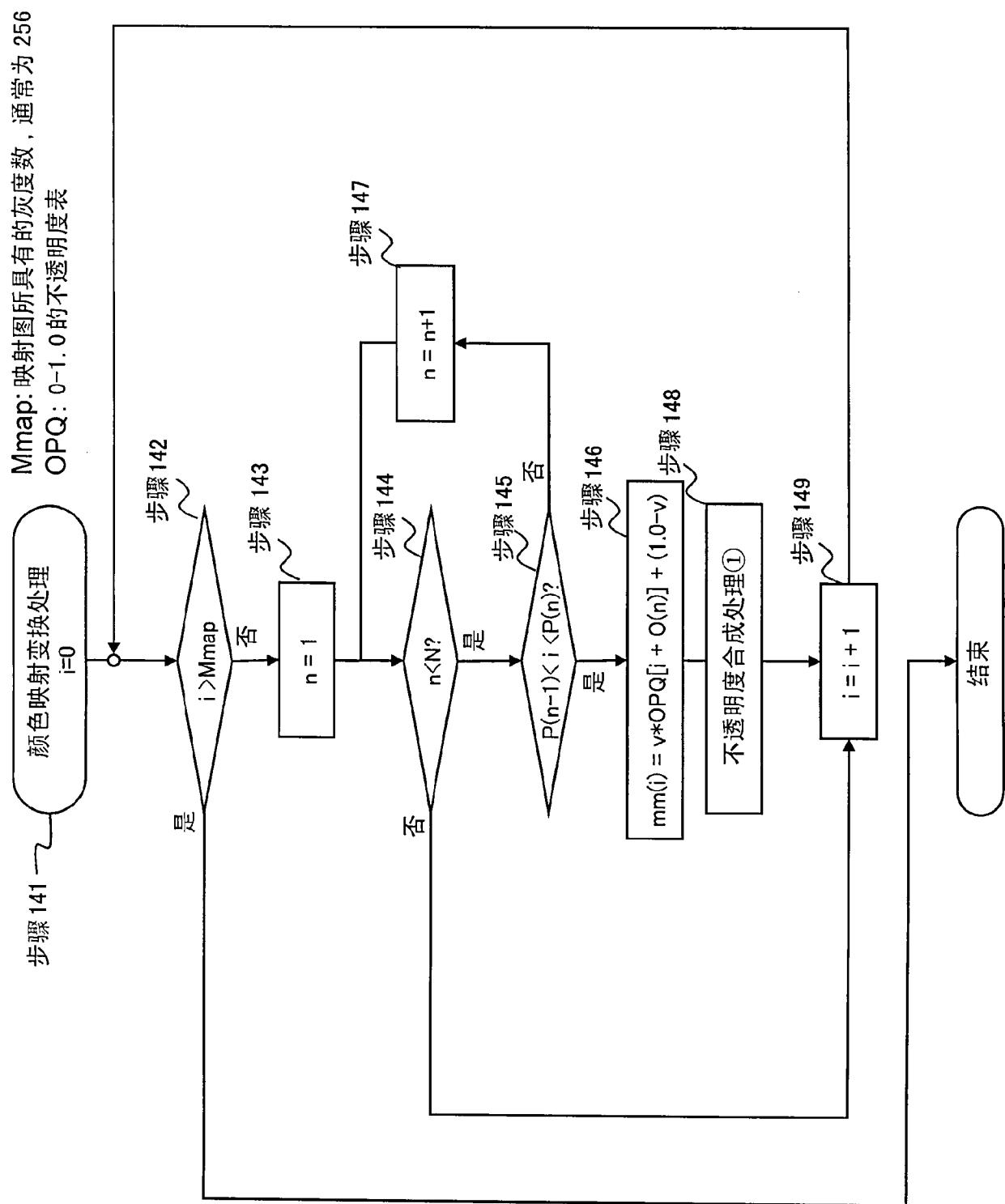


图 14

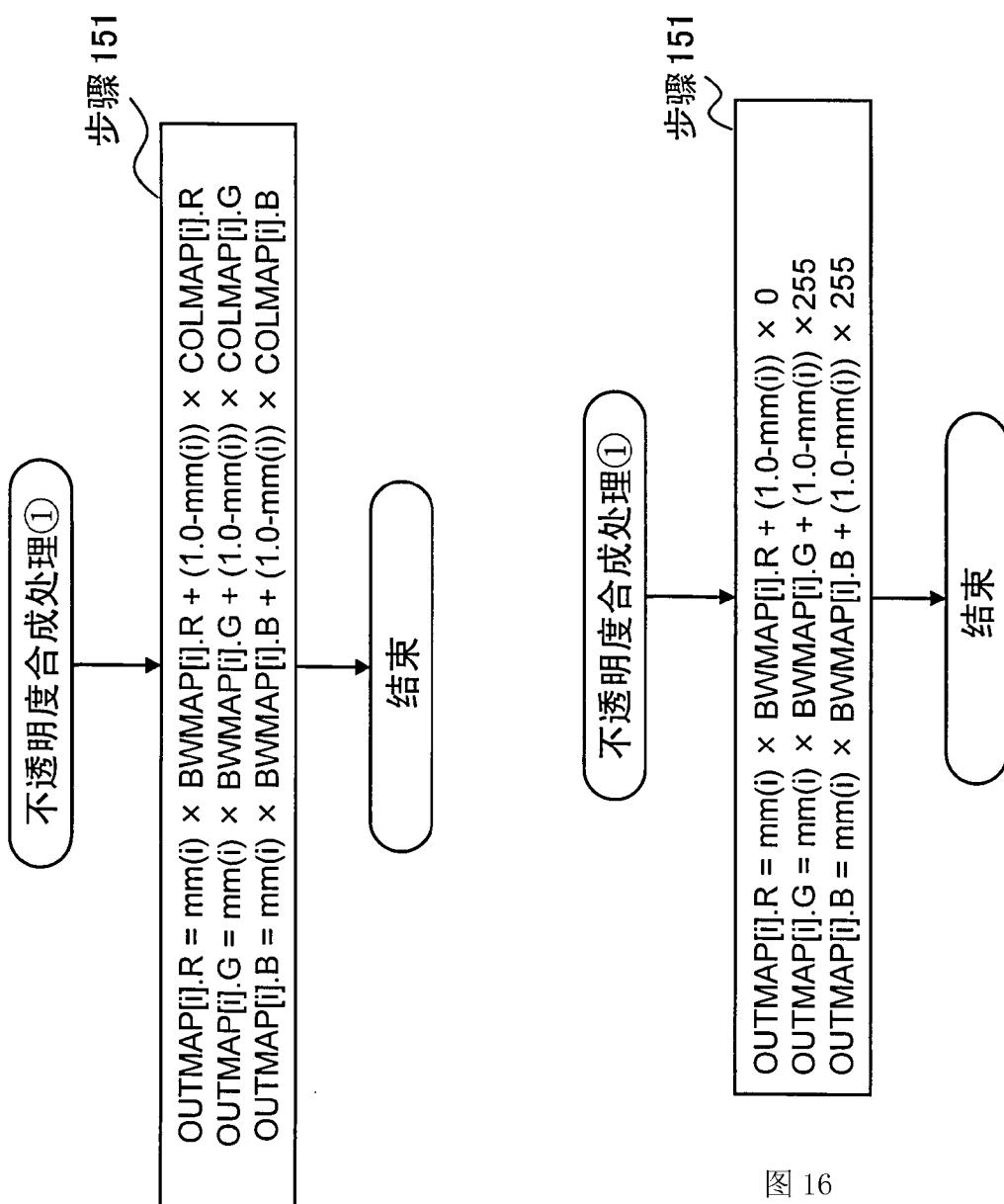
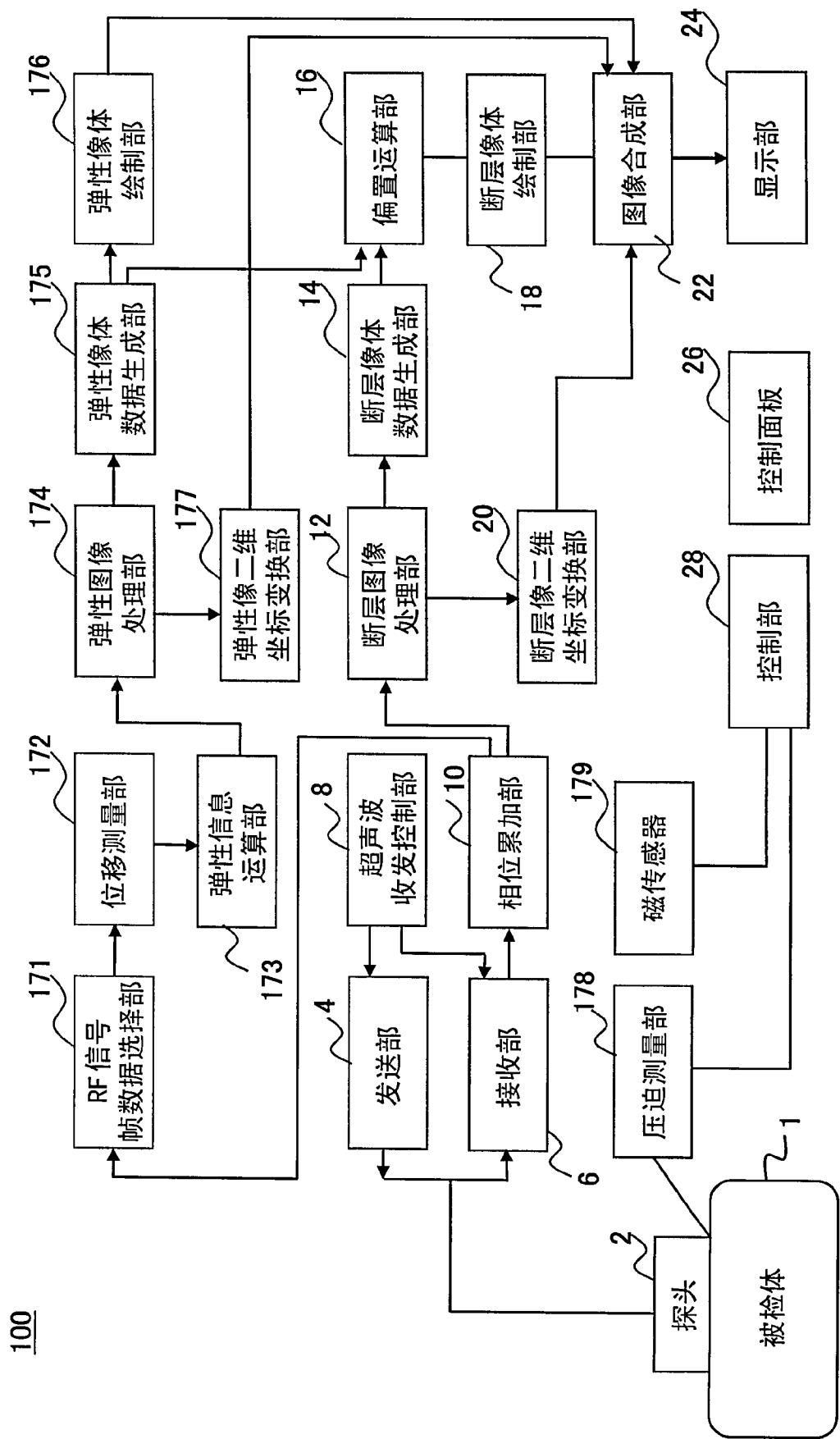


图 16

图 15



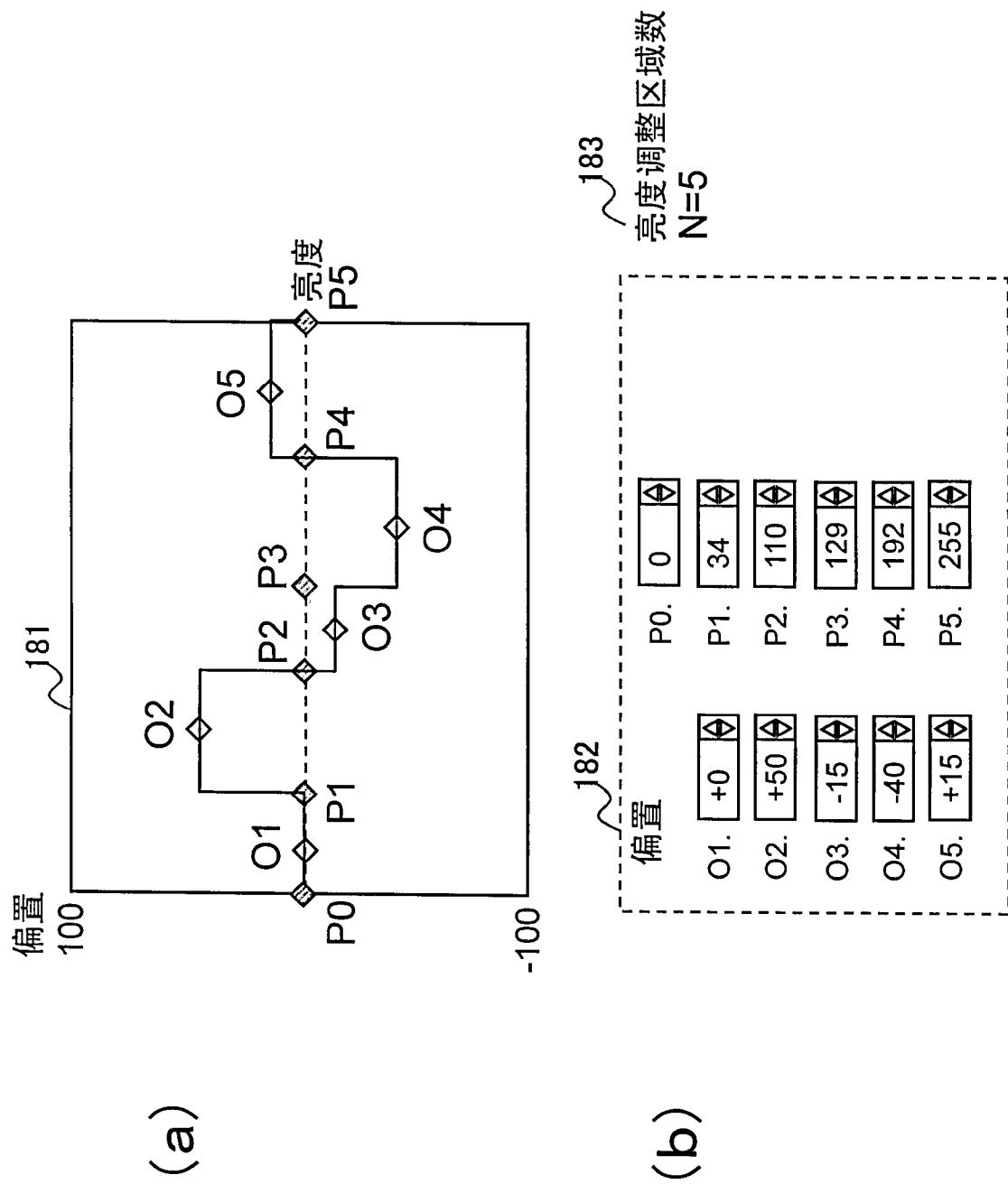


图 18

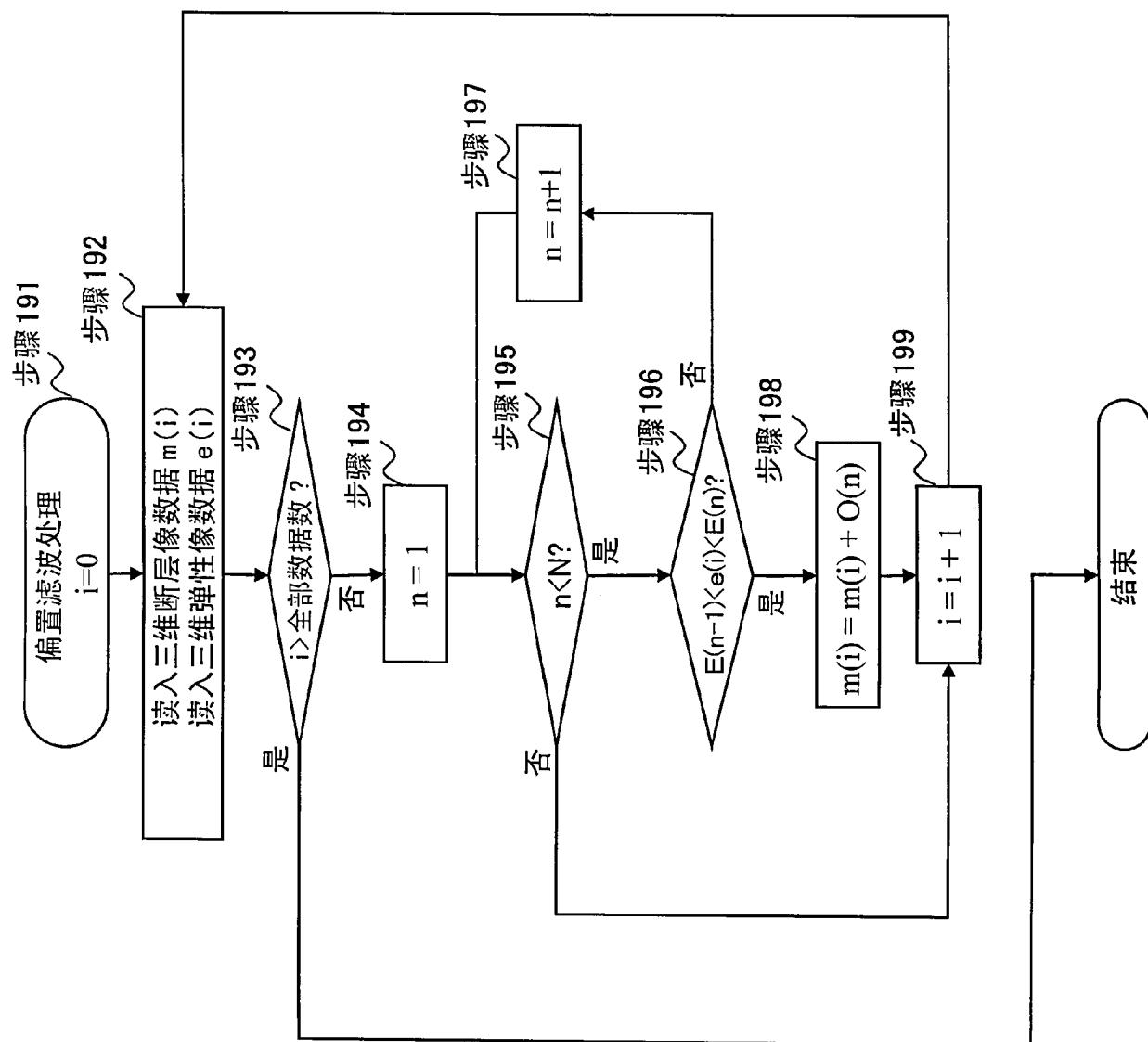


图 19

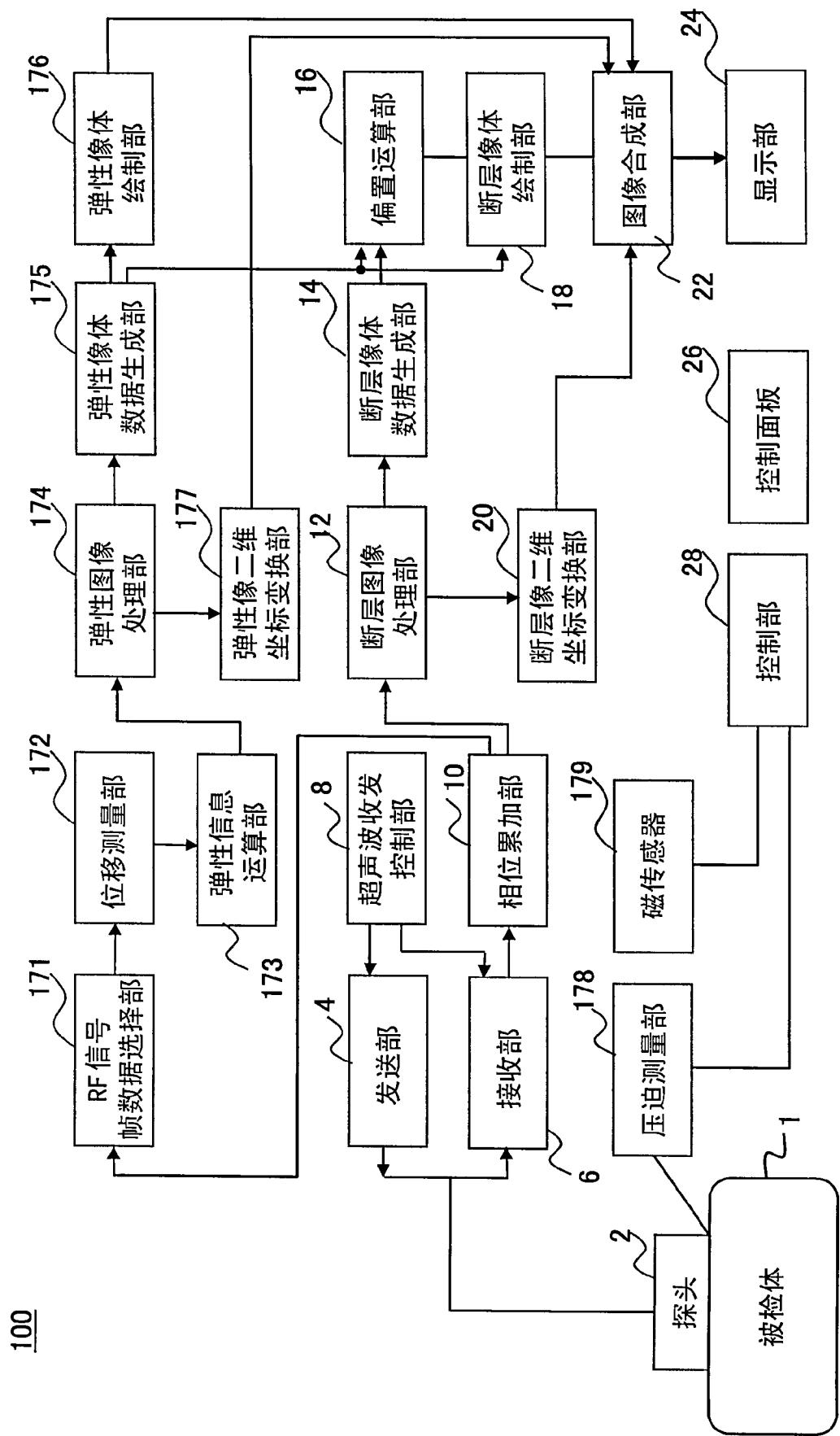


图 20

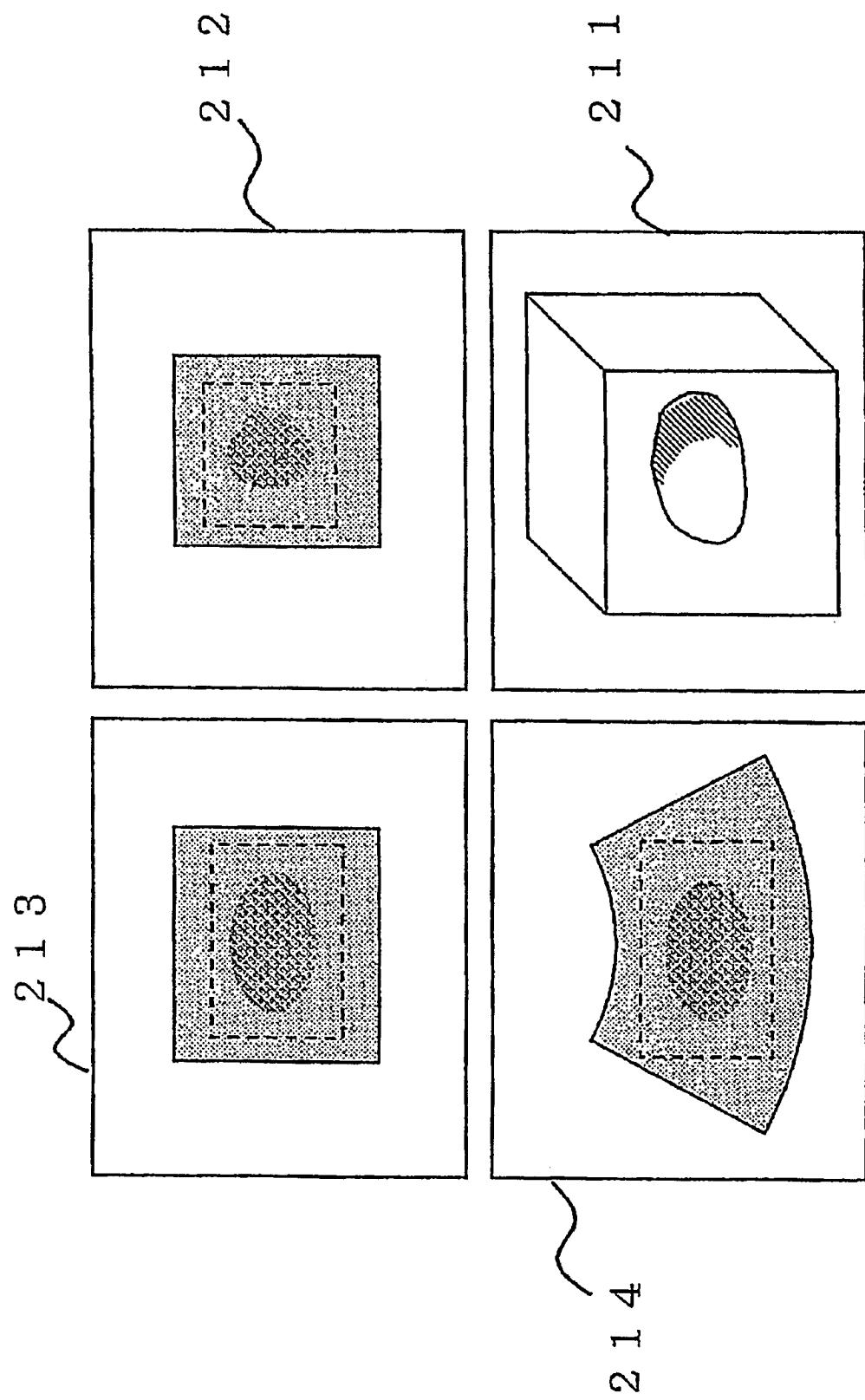


图 21

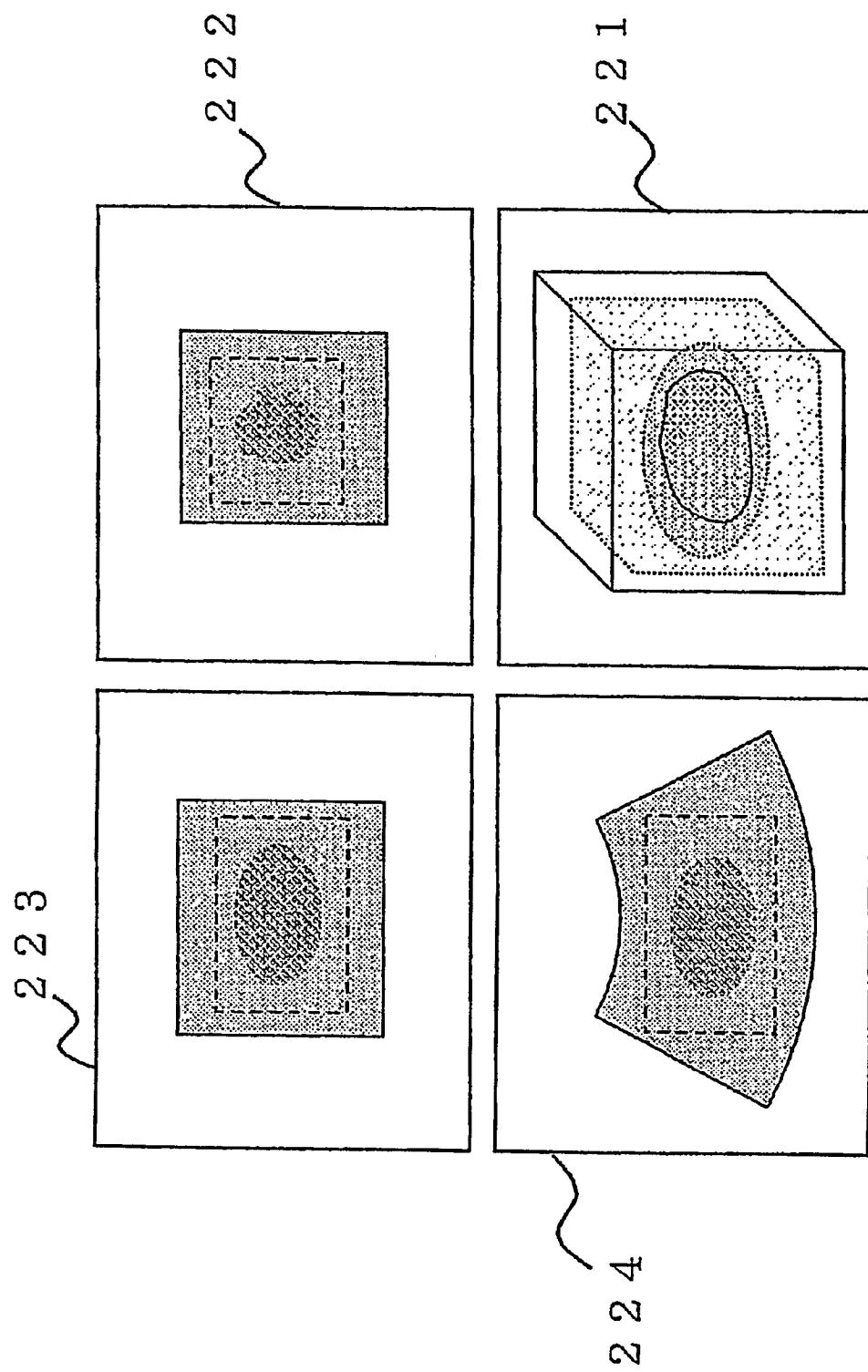


图 22

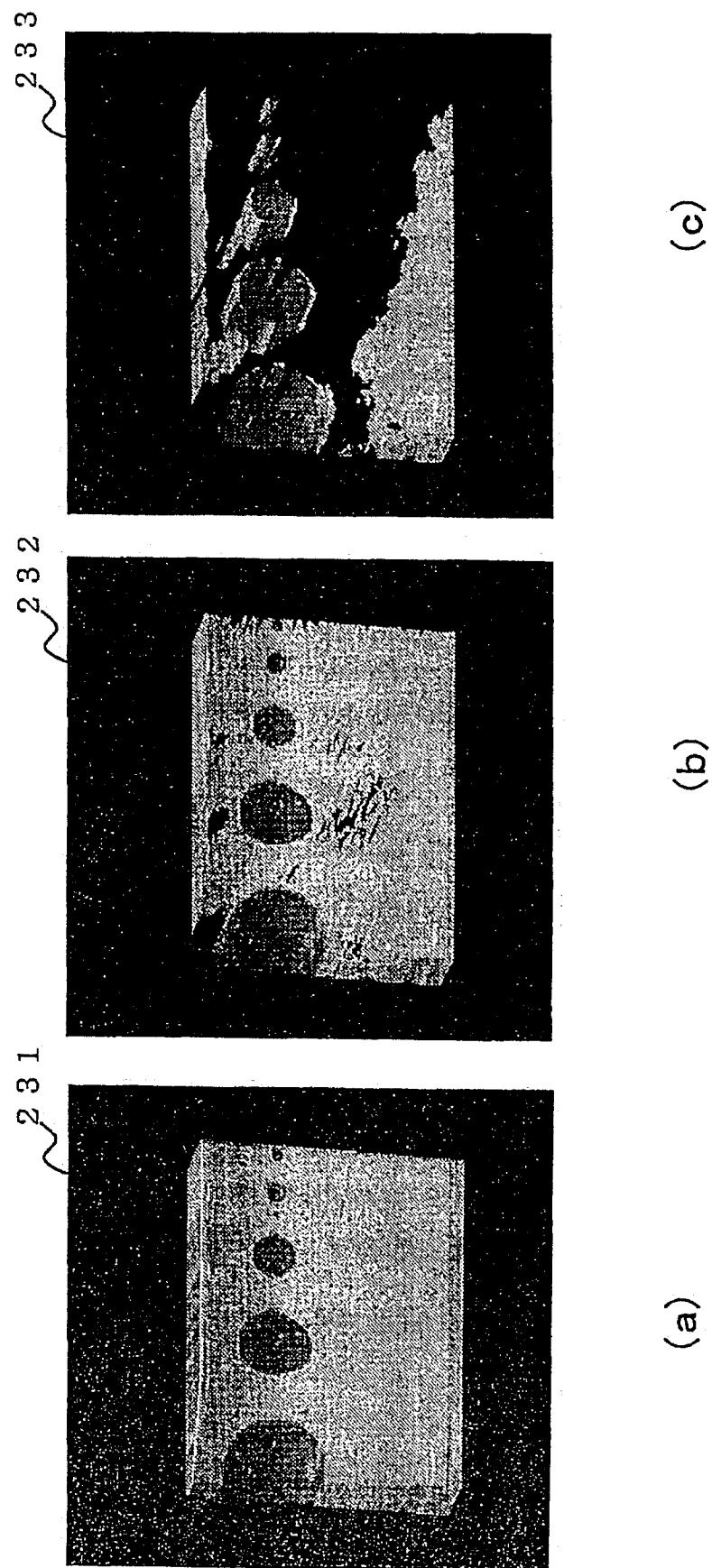


图 23

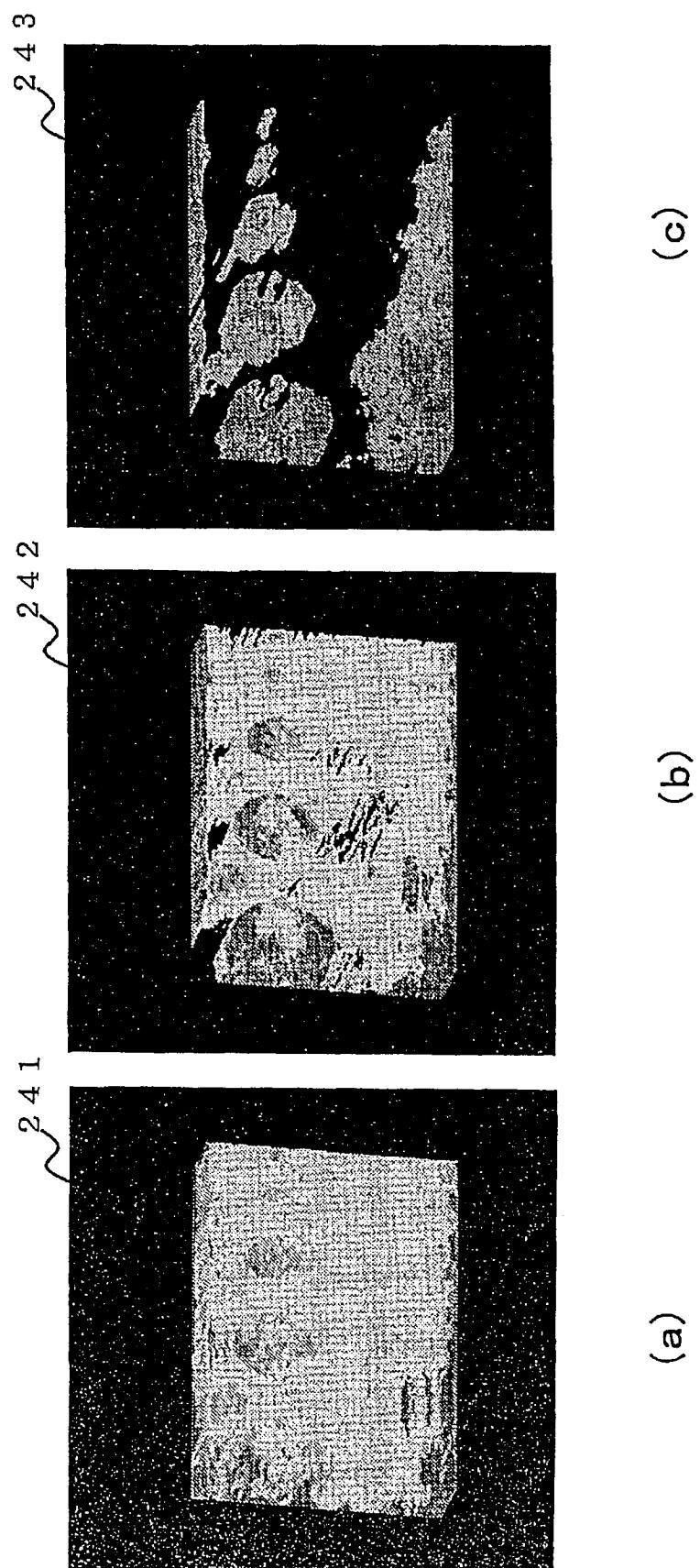


图 24

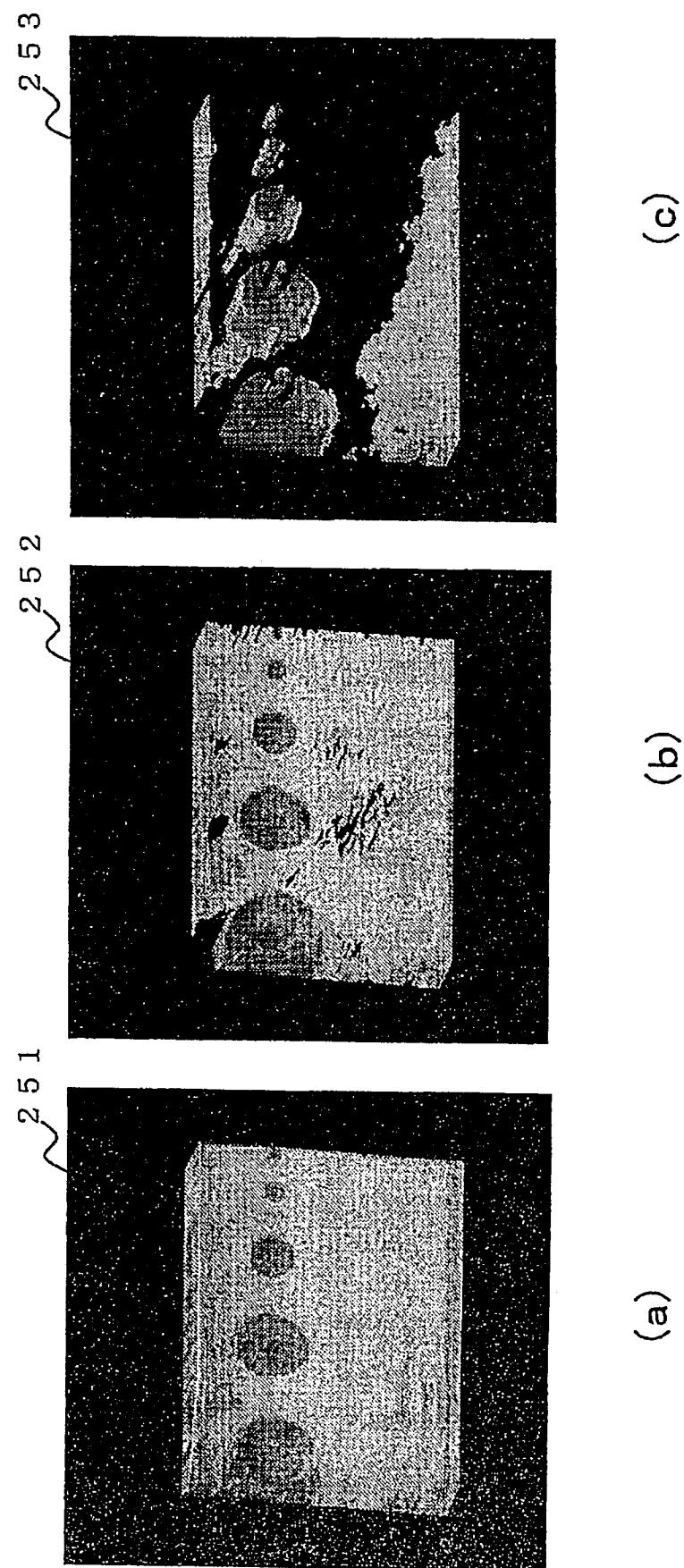


图 25

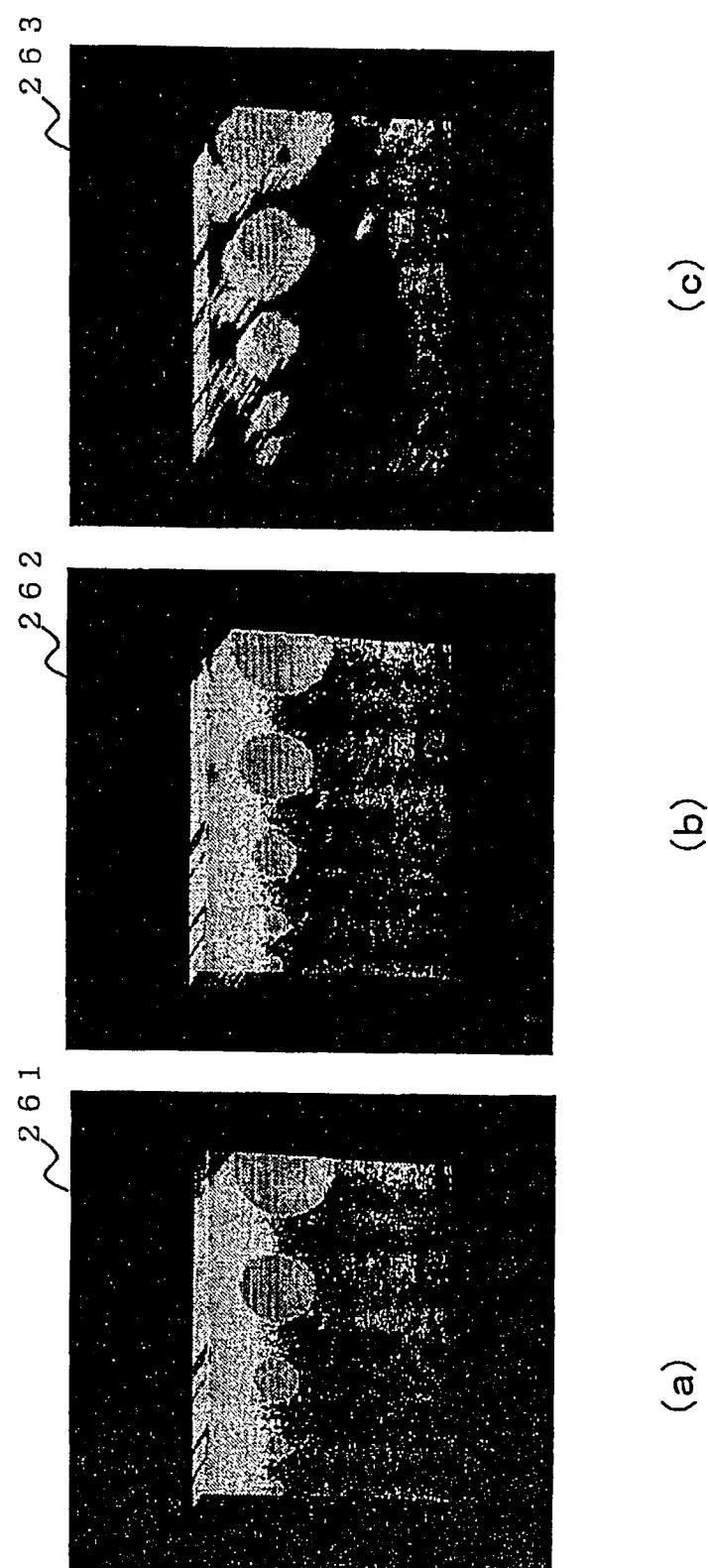


图 26

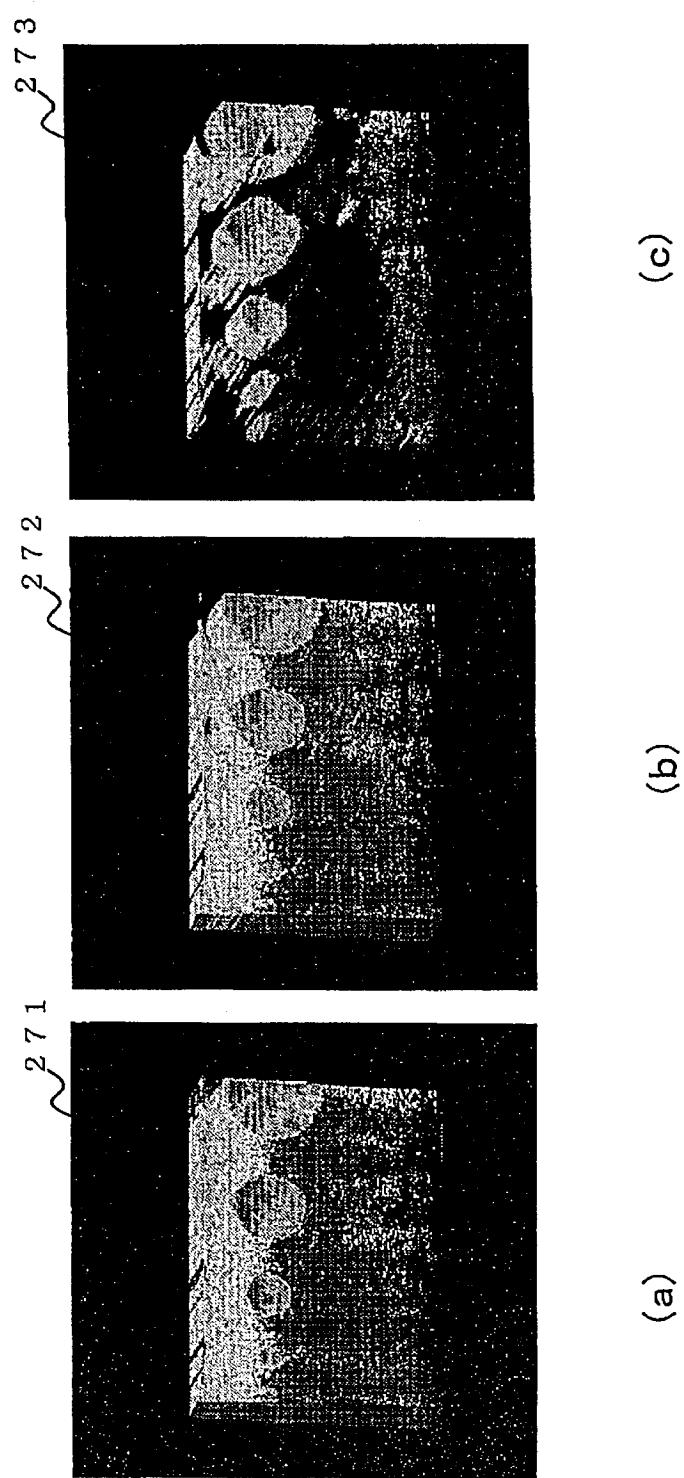


图 27

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理装置、超声波图像处理程序、以及超声波图像生成方法		
公开(公告)号	CN102458255B	公开(公告)日	2015-04-01
申请号	CN201080025521.2	申请日	2010-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[标]发明人	辻田刚启		
发明人	辻田刚启		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B8/5223 A61B8/483 A61B8/0808 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/485 G01S7/52042 G06T15/08 G09G3/003 G09G5/02 G09G5/397 G09G2340/06 G09G2380/08		
审查员(译)	李明泽		
优先权	2009139101 2009-06-10 JP		
其他公开文献	CN102458255A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

为了生成提高了检查者所希望的特定组织的可视性的三维断层图像，本发明的超声波诊断装置(100)具备：超声波探头(2)；基于由超声波探头测量出的被检体的多个断层面的反射回声信号来生成三维断层像体数据的断层像体数据生成部(14)；基于三维断层像体数据来生成三维断层图像的断层像体绘制部(18)；和显示三维断层图像的显示部(24)，特别是，具备根据三维断层像体数据的各体素的亮度值来对该各体素的亮度值进行增减的偏置运算部(16)，偏置运算部的各体素的亮度值的增减量能够通过控制面板(26)来调整，断层像体绘制部基于通过偏置运算部对亮度值进行了偏置的三维断层像体数据来生成三维断层图像。

