



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102309340 B

(45) 授权公告日 2014. 07. 09

(21) 申请号 201110183671. 2

(22) 申请日 2011. 07. 01

(30) 优先权数据

2010-151987 2010. 07. 02 JP

2011-128059 2011. 06. 08 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 金山侑子 神山直久

(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 孙蕾

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1805710 A, 2006. 07. 19, 全文.

CN 101744639 A, 2010. 06. 23, 全文.

US 2009/0137904 A1, 2009. 05. 28, 全文.

审查员 马薇

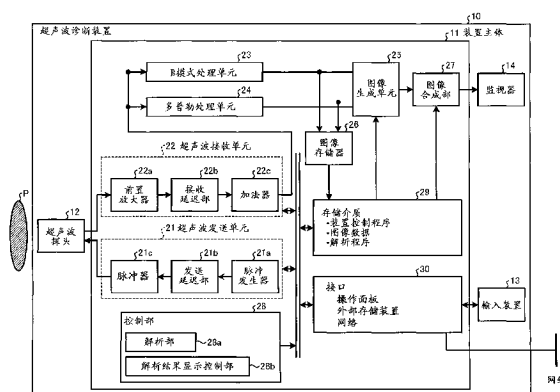
权利要求书2页 说明书12页 附图15页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及解析方法

(57) 摘要

实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及解析方法。提供能定量表现超声波图像上所示的信息的超声波诊断装置、图像处理装置以及解析方法。实施方式的超声波诊断装置具备超声波发送接收部、断层图像生成部、解析部、解析结果显示控制部。超声波发送接收部经由超声波探头发送多个方向的超声波波束,并且经由该超声波探头接收多个方向的回波信号。断层图像生成部使用由超声波发送接收部接收到的回波信号针对超声波波束的每一方向生成断层图像。解析部比较在由断层图像生成部针对超声波波束的每一方向生成的多个断层图像之间空间位置对应的回波信号,基于比较进行解析。解析结果显示控制部将由解析部解析出的解析结果显示在显示部上。



1. 一种超声波诊断装置,包括超声波发送接收部,该超声波发送接收部经由超声波探头发送多个方向的超声波波束,并且经由该超声波探头接收多个方向的回波信号,

该超声波诊断装置的特征在于,还包括:

断层图像生成部,使用由上述超声波发送接收部接收到的回波信号,针对上述超声波波束的每一方向生成断层图像;

解析部,比较在由上述断层图像生成部针对超声波波束的每一方向生成的多个断层图像之间空间位置对应的回波信号的强度或根据该强度而被分配的亮度,对于所述断层图像上所描绘的被检体中的被进行了所述强度或者所述亮度比较的组织特性进行解析;以及

解析结果显示控制部,将由上述解析部解析出的解析结果显示在显示部上。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述解析部受理关心区域的指定,并比较所指定的关心区域内的回波信号。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

断层图像显示控制部,将由上述断层图像生成部针对超声波波束的每一方向生成的多个断层图像并列显示在显示部上,或者,切换显示各断层图像。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述解析部计算在多个断层图像之间空间位置对应的像素彼此的亮度差,并根据计算出的亮度差分配颜色;

上述解析结果显示控制部显示分配了上述颜色的彩色映射图像。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述解析结果显示控制部计算在多个断层图像之间空间位置对应的像素彼此的亮度差,显示示出上述超声波波束的角度差异与上述亮度差之间的关系的图表作为上述解析结果。

6. 一种图像处理装置,其特征在于,包括:

断层图像生成部,使用由超声波发送接收部所接收到的回波信号针对超声波波束的每一方向生成断层图像,上述超声波发送接收部经由超声波探头发送多个方向的上述超声波波束,并且经由该超声波探头接收多个方向的回波信号;

解析部,比较在由上述断层图像生成部针对超声波波束的每一方向生成的多个断层图像之间空间位置对应的回波信号的强度或根据该强度而被分配的亮度,对于所述断层图像上所描绘的被检体中的被进行了所述强度或者所述亮度比较的组织特性进行解析;以及

解析结果显示控制部,将由上述解析部解析出的解析结果显示在显示部上。

7. 根据权利要求6所述的图像处理装置,其特征在于:

上述解析部受理关心区域的指定,并比较所指定的关心区域内的回波信号。

8. 根据权利要求6所述的图像处理装置,其特征在于,还包括:

断层图像显示控制部,将由上述断层图像生成部针对超声波波束的每一方向生成的多个断层图像并列显示在显示部上,或者,切换显示各断层图像。

9. 根据权利要求6所述的图像处理装置,其特征在于:

上述解析部计算在多个断层图像之间空间位置对应的像素彼此的亮度差,并根据计算出的亮度差分配颜色,

上述解析结果显示控制部显示分配了上述颜色的彩色映射图像。

10. 根据权利要求 6 所述的图像处理装置,其特征在于:

上述解析结果显示控制部计算在多个断层图像之间空间位置对应的像素彼此的亮度差,显示示出上述超声波波束的角度差异与上述亮度差之间的关系的图表作为上述解析结果。

11. 一种解析方法,其特征在于:

使用由超声波发送接收部所接收到的回波信号针对超声波波束的每一方向生成断层图像,上述超声波发送接收部经由超声波探头发送多个方向的上述超声波波束,并且经由该超声波探头接收多个方向的回波信号;

比较在针对超声波波束的每一方向生成的多个断层图像之间空间位置对应的回波信号的强度或根据该强度而被分配的亮度,对于所述断层图像上所描绘的被检体中的被进行了所述强度或者所述亮度比较的组织特性进行解析;以及

将解析出的解析结果显示在显示部上。

12. 根据权利要求 11 所述的解析方法,其特征在于:

受理关心区域的指定,并比较所指定的关心区域内的回波信号。

13. 根据权利要求 11 所述的解析方法,其特征在于:

将针对超声波波束的每一方向生成的多个断层图像并列显示在显示部上,或者切换显示各断层图像。

14. 根据权利要求 11 所述的解析方法,其特征在于:

计算在多个断层图像之间空间位置对应的像素彼此的亮度差,并根据计算出的亮度差分配颜色,

显示分配了上述颜色的彩色映射图像。

15. 根据权利要求 11 所述的解析方法,其特征在于:

计算在多个断层图像之间空间位置对应的像素彼此的亮度差,显示示出上述超声波波束的角度差异与上述亮度差之间的关系的图表作为上述解析结果。

超声波诊断装置、图像处理装置以及解析方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2010 年 7 月 2 日提交的在日的日本专利申请 No. 2010-151987 以及 2011 年 6 月 8 日提交的在日的日本专利申请 No. 2011-128059 并要求其优先权,其日本专利申请的全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及解析方法。

背景技术

[0004] 以往,超声波诊断装置与 X 射线诊断装置、X 射线 CT(Computed Tomography) 装置、MRI(Magnetic Resonance Imaging) 装置等其他医用图像诊断装置相比装置规模小。另外,超声波诊断装置通过只需将超声波探头(probe)贴近体表的简单操作即可实时(real time)显示例如心脏的跳动或胎儿的活动这样的检查对象的活动的情况。由此,超声波诊断装置在现今的医疗中发挥着重要的作用。另外,在无被辐射可能的超声波诊断装置中,还开发一种单手携带程度地小型化的装置,该超声波诊断装置在妇产科或上门医疗等医疗现场也可以容易使用。

[0005] 近年来,随着高频探头的开发或图像处理技术的发展,超声波图像的分辨率飞速提高,超声波诊断装置的利用急剧增加。在例如整形外科领域等中,将肌肉或肌腱等微小纤维集成束状的层构造的软组织作为观察对象,但超声波诊断装置可以在超声波图像上显示其层构造。因此,超声波图像作为临床上有用的观察结果被利用,以使得在超声波图像上观察到层构造的消失或断裂时医师表明怀疑异常。

[0006] 然而,在超声波图像上观察的异常对于不熟练的人来说很难发现,并且,还存在当以使超声波图像观察容易为目的来实施平滑化处理时,临床上有用的信息本身消失的情况。这样,以往,由于超声波图像的观察依赖观察者的能力等,因此希望以定量方式表现超声波图像上所示的信息。

发明内容

[0007] 本发明所要解决的课题是提供可以以定量方式表现超声波图像上所示的信息的超声波诊断装置、图像处理装置以及解析方法。

[0008] 实施方式的超声波诊断装置具备超声波发送接收部、断层图像生成部、解析部与解析结果显示控制部。超声波发送接收部经由超声波探头发送多个方向的超声波波束(beam),并且经由该超声波探头接收多个方向的回波(echo)信号。断层图像生成部使用由上述超声波发送接收部接收到的回波信号针对上述超声波波束的每一方向生成断层图像。解析部比较在上述断层图像生成部针对超声波波束的每一方向生成的多个断层图像之间空间位置对应的回波信号,并基于上述比较进行解析。解析结果显示控制部将由上述解析部解析出的解析结果显示在显示部上。

[0009] 根据实施方式的超声波诊断装置、图像处理装置以及解析方法,可以以定量方式表现超声波图像上所示的信息。

附图说明

[0010] 结合在这里并构成说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式,并且与上述的概要说明以及下面的对优选实施方式的详细描述一同用来说明本发明的原理。

[0011] 图 1 为表示与实施例 1 相关的超声波诊断装置的结构框图。

[0012] 图 2 为表示实施例 1 中的超声波图像显示的处理步骤的流程图。

[0013] 图 3A-3D 为用于说明实施例 1 中的超声波波束的发送方向的图。

[0014] 图 4 为用于说明实施例 1 中的断层图像的存储的图。

[0015] 图 5 为表示实施例 1 中的断层图像存储的处理步骤的流程图。

[0016] 图 6A-6C 为例示在实施例 1 中针对超声波波束的每一个方向生成的多个断层图像的图。

[0017] 图 7 为表示实施例 1 中的解析以及解析结果显示的处理步骤的流程图。

[0018] 图 8 为例示实施例 1 中的受理 ROI (Region Of Interest) 指定的图。

[0019] 图 9 为例示在实施例 1 中显示的解析结果的图。

[0020] 图 10 为例示实施例 1 中的受理 ROI 指定的其他例子的图。

[0021] 图 11 为例示在实施例 1 中显示的解析结果的其他例子的图。

[0022] 图 12A-12C 为例示在实施例 2 中显示的解析结果的图。

[0023] 图 13A-13C 为例示在实施例 2 中显示的解析结果的其他例子的图。

[0024] 图 14 为用于说明实施例 2 中的解析的图。

[0025] 图 15 为用于说明实施例 3 中的解析以及解析结果显示的图。

[0026] 图 16 为表示实施例 3 中的超声波图像显示的处理步骤的流程图。

[0027] 图 17 为表示实施例 3 中的解析以及解析结果显示的处理步骤的流程图。

[0028] 图 18 为与实施例 4 相关的控制部的结构框图。

[0029] 图 19 为例示在实施例 4 中显示的 B 模式 (mode) 图像的图。

[0030] 图 20 为例示在实施例 4 中显示的 B 模式图像的其他例子的图。

[0031] 图 21 为用于说明其他实施例中的构成例的图。

具体实施方式

[0032] 以下,对实施方式涉及的超声波诊断装置、图像处理装置以及解析方法的一个例子进行说明。

[0033] 首先,对与实施例 1 相关的超声波诊断装置 10 的结构进行说明。图 1 为表示与实施例 1 相关的超声波诊断装置 10 的结构框图。如图 1 所例示的那样,与实施例 1 相关的超声波诊断装置 10 具备装置主体 11、超声波探头 12、输入装置 13、监视器 (monitor) 14。

[0034] 超声波探头 12 具有多个压电振子。这些多个压电振子基于由后述装置主体 11 具有的超声波发送单元 (unit) 21 供给的驱动信号产生超声波,另外,接收来自被检体 P 的反射波并转换为电信号。另外,超声波探头 12 具有设置在压电振子内的匹配层、防止从压电振子向后方传播超声波的背衬 (backing) 材料等。

[0035] 当从超声波探头 12 向被检体 P 发送超声波时,被发送的超声波在被检体 P 的体内组织中的声阻抗 (impedance) 的不连续面上依次被反射,并作为回波信号被超声波探头 12 具有的多个压电振子接收。被接收的回波信号的振幅依赖于反射超声波的不连续面上的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲在移动着的血流和心脏壁等的表面被反射时的回波信号通过多普勒 (Doppler) 效应,依赖于移动体相对于超声波发送方向的速度分量,接受频移。

[0036] 输入装置 13 具有鼠标 (mouse)、键盘 (keyboard)、按钮 (button)、面板开关 (panel switch)、触控屏 (touch command screen)、脚踏开关 (foot switch)、轨迹球 (trackball) 等,与装置主体 11 连接。另外,输入装置 13 受理来自超声波诊断装置 10 的操作者的各种指示或设定要求,并将所受理的各种指示或设定要求 (例如,关心区域 (ROI) 的设定要求等) 转送至装置主体 11。

[0037] 监视器 14 显示用于超声波诊断装置 10 的操作者使用输入装置 13 输入各种指示或设定要求的 GUI (Graphical User Interface :图形用户界面)、或者显示在装置主体 11 中所生成的超声波图像或解析结果。

[0038] 装置主体 11 基于超声波探头 12 接收到的反射波而生成超声波图像。装置主体 11 如图 1 所例示的那样,具有超声波发送单元 21、超声波接收单元 22、B 模式处理单元 23、多普勒处理单元 24、图像生成单元 25、图像存储器 26、图像合成部 27、控制部 28、存储介质 29、接口 30。

[0039] 超声波发送单元 21 具有脉冲 (pulse) 发生器 21a、发送延迟部 21b 以及脉冲器 (pulser) 21c,向超声波探头 12 供给驱动信号。脉冲发生器 21a 以规定的额定 (rate) 频率重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,发送延迟部 21b 对脉冲发生器 21a 产生的各速率脉冲提供将超声波探头 12 产生的超声波汇聚成束状且决定发送指向性所需要的每一压电振子的延迟时间。另外,脉冲器 21c 按照基于速率脉冲的定时 (timing) 向超声波探头 12 施加驱动信号 (驱动脉冲)。另外,发送方向或决定发送方向的延迟时间被存储至存储介质 29,发送延迟部 21b 参照存储介质 29 提供延迟时间。

[0040] 另外,通过一边使该 1 维超声波波束的方向变化一边重复扫描,从而可收集来自 2 维断层面的信息,但用于生成 1 张断层图像的波束方向的组合并非一种,存在各种图案 (pattern)。

[0041] 超声波接收单元 22 具有前置放大器 (preamplifier) 22a、A/D 转换器 (省略图示)、接收延迟部 22b 以及加法器 22c,对超声波探头 12 接收到的回波信号进行各种处理从而生成回波数据。前置放大器 22a 放大回波信号并进行增益 (gain) 校正处理。A/D 转换器对增益校正后的回波信号进行 A/D 转换。接收延迟部 22b 提供决定接收指向性所需的延迟时间。加法器 22c 进行由接收延迟部 22b 处理后的回波信号的法相处理从而生成回波数据。通过加法器 22c 的加法处理,强调来自与回波信号的接收指向性相应的方向的反射分量,并通过接收指向性与发送指向性形成超声波发送接收的综合波束。另外,与发送同样,接收方向或决定接收方向的延迟时间被存储至存储介质 29,接收延迟部 22b 参照存储介质 29 提供延迟时间。

[0042] 另外,由超声波探头 12 接收的回波信号主要从组织的边界产生。当 2 个介质的声阻抗不同时,就会发生散射 (反射) 这样的现象,决定该声阻抗的物理常数为介质的密度以

及声速。即,组织的硬·软这样的特性大体上可以说直接地被反映在回波信号上。

[0043] B模式处理单元23从超声波接收单元22获取回波数据,并进行对数放大、包络线检波处理等,从而生成信号强度用亮度的明亮度来表现的数据(B模式数据)。

[0044] 多普勒处理单元24根据从超声波接收单元22获取的回波数据对速度信息进行频率解析,并提取由多普勒效应产生的血流或组织、造影剂回波分量,生成多点提取出平均速度、分散、功率等移动体信息而得到的数据(多普勒数据)。

[0045] 图像生成单元25根据B模式处理单元23生成的B模式数据或多普勒处理单元24生成的多普勒数据生成超声波图像。具体而言,图像处理单元25根据B模式数据生成B模式图像,根据多普勒数据生成多普勒图像。另外,图像生成单元25将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换(scan convert))为以电视等代表的视频格式(video format)的扫描线信号列,生成作为显示图像的超声波图像(B模式图像或多普勒图像)。

[0046] 图像存储器26为存储图像生成单元25生成的超声波图像或通过图像处理超声波图像所生成的图像的存储器(memory)。例如,诊断后,操作者可以调用检查中所记录的图像,能够以静止图像的方式或使用多张图像以动画方式进行再现。另外,图像存储器26根据需要存储通过超声波接收单元22后的图像亮度信号、其他原始数据、经由网络(network)取得的图像数据等。

[0047] 控制部28为控制超声波诊断装置10的整体处理的处理器(processor)。具体而言,控制部28根据经由输入装置13由操作者输入的各种指示或设定要求、从存储介质29读取的各种程序以及各种设定信息,控制超声波发送单元21、超声波接收单元22、B模式处理单元23、多普勒处理单元24以及图像生成单元25的处理,或以在监视器14上显示图像存储器26存储的超声波图像等的方式进行控制。

[0048] 存储介质29存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的装置控制程序或诊断信息(例如,患者ID、医师的观察结果等)、诊断协议(protocol)或各种设定信息等数据等。另外,存储介质29存储记述了执行与后述解析部28b同样的处理的步骤、以及执行与后述解析结果显示控制部28b同样的处理的步骤的解析程序。另外,存储介质29根据需要也可被使用于图像存储器26存储的图像的保管等中。另外,存储介质29存储的数据可以经由接口30转送至外部周边装置。

[0049] 接口30是与输入装置13、网络、新的外部存储装置(省略图示)有关的接口。由超声波诊断装置10取得的超声波图像等的的数据或解析结果等可以由接口30经由网络转送至其他装置。

[0050] 另外,内置在装置主体11中的超声波发送单元21以及超声波接收单元22等也存在由集成电路等硬件构成的情况,但也存在是以软件方式模块(module)化的程序的情况。

[0051] 与实施例1相关的超声波诊断装置10经由超声波探头12发送多个方向的超声波波束,并且经由超声波探头12接收多个方向的回波信号。

[0052] 图2为表示实施例1的超声波图像显示的处理步骤的流程图,图3A-3D为用于说明实施例1中的超声波波束的发送方向的图。另外,在实施例1中,假设超声波诊断装置10发送3个方向的超声波波束,但公开技术并不限于此,超声波波束的发送方向的数量可以根据运用的方式等任意变更。

[0053] 如图2例示的那样,超声波诊断装置10当受理来自操作者的开始指示等开始处理

时,取得波束图案数(步骤 S101)。例如,超声波诊断装置 10 通过从存储介质 29 读出预先存储至存储介质 29 内的波束图案数“3”来取得。另外,例如,超声波诊断装置 10 通过从操作者那里受理波束图案数“3”的指示来取得。

[0054] 其次,超声波诊断装置 10 在第 i 个波束方向上进行超声波的发送接收(步骤 S102)。具体而言,首先,发送延迟部 21b 以及接收延迟部 22b 分别根据在步骤 S101 中取得的波束图案数计算延迟时间。在实施例 1 中,由于波束图案数为“3”,因此,发送延迟部 21b 以及接收延迟部 22b 对各元件计算针对 3 次发送接收的每一次,形成所决定的波束方向的延迟时间。并且,超声波发送单元 21 以及超声波接收单元 22 使用由发送延迟部 21b 以及接收延迟部 22b 计算出的延迟时间的图案,进行超声波的发送接收。

[0055] 例如,超声波发送单元 21 以及超声波接收单元 22 如图 3A 例示的那样,以扫描线 42 的方向相对于超声波探头 12 的压电振子成 90 度角度的方式发送接收超声波。

[0056] 接着,超声波诊断装置 10 生成 B 模式图像(步骤 S103)。具体而言,B 模式处理单元 23 从超声波接收单元 22 获取回波数据,并根据所获取的回波数据生成 B 模式数据,并将所生成的 B 模式数据发送至图像生成单元 25。由此,图像生成单元 25 根据从 B 模式处理单元 23 获取的 B 模式数据生成 B 模式图像。

[0057] 并且,超声波诊断装置 10 判定是否到第 N 个(在实施例 1 中,第 3 个)波束图案为止结束(步骤 S104),在判断为未结束时(步骤 S104 为否定),返回至步骤 S102 的处理。这样,与实施例 1 相关的超声波诊断装置 10 生成与波束图案数“3”对应的 3 个 B 模式图像。

[0058] 例如,超声波发送单元 21 以及超声波接收单元 22 如图 3B 例示的那样,以扫描线 43 的方向相对于超声波探头 12 的压电振子成小于 90 度角度的方式发送接收超声波,并生成 B 模式图像。另外,例如,超声波发送单元 21 以及超声波接收单元 22 如图 3C 例示的那样,以扫描线 44 的方向相对于超声波探头 12 的压电振子成大于 90 度角度的方式发送接收超声波,并生成 B 模式图像。

[0059] 在步骤 S104 中判定为结束了时(步骤 S104 为肯定),超声波诊断装置 10 生成重叠图像(步骤 S105),并将所生成的重叠图像显示在监视器 14 上(步骤 S106)。具体而言,图像生成单元 25 重叠与波束图案数“3”对应地生成的 3 个 B 模式图像并生成作为显示图像的重叠图像,并将所生成的重叠图像发送至图像合成部 27。并且,图像合成部 27 对从图像生成单元 25 发送的重叠图像给予其他信息等,并在监视器 14 上加以显示。另外,图 3D 为示出了发送接收不同的 3 个方向的超声波波束时的重叠后波束图案。

[0060] 超声波诊断装置 10 在直到受理来自操作者的结束指示等结束处理之前,重复执行上述步骤 S102-S106 的处理步骤,并实时显示超声波图像。另外,在实施例 1 中,说明了图像生成单元 25 根据 B 模式图像生成重叠图像,但公开技术并不限于此。例如,图像生成单元 25 也可以根据 B 模式数据生成直接重叠图像。

[0061] 在此,与实施例 1 相关的超声波诊断装置 10 如上所述,执行发送接收发送多个方向的超声波波束并实时显示重叠图像的处理,但除该处理外,进行比较解析在每个方向的断层图像之间空间位置对应的回波信号的处理。另外,在以下记述为“每个方向的断层图像”时,公开技术虽然对“B 模式数据”、“B 模式图像”都可以适用,但在实施例 1 中,作为“B 模式图像”进行说明。

[0062] 图 4 为用于说明实施例 1 中的断层图像的存储的图。如图 4 例示的那样,与实施

例 1 相关的超声波诊断装置 10 进行将作为显示图像所生成的重叠图像实时显示在监视器 14 上、并且将所生成的重叠图像存储至图像存储器 26 的处理。另外,与实施例 1 相关的超声波诊断装置 10 与该处理相区别地,还将每个方向的断层图像存储至图像存储器 26。是为了设为比较解析处理的对象。

[0063] 图 5 为表示实施例 1 中的存储断层图像的处理步骤的流程图。如图 5 例示的那样,与实施例 1 相关的超声波诊断装置 10 当从例如操作者那里受理按钮按下时(步骤 S201 为肯定),则将每一方向的 B 模式图像存储至存储器 26(步骤 S202)。例如,图像生成单元 25 根据按钮按下的定时所收集的 3 个 B 模式数据分别生成 3 个 B 模式图像(第 1 断层图像、第 2 断层图像、第 3 断层图像),并将所生成的 3 个 B 模式图像存储至图像存储器 26。

[0064] 图 6A-6C 为例示在实施例 1 中针对超声波波束的每一方向生成的多个断层图像的图。设图 6A 与图 3A 对应,图 6B 与图 3B 对应,图 6C 与图 3C 对应。图像生成单元 25 例如将图 6A-6C 例示的 3 个 B 模式图像分别存储至图像存储器 26。

[0065] 例如,如图 6A-6C 所例示的那样,超声波探头 12 正下面的皮下组织不依赖超声波波束方向,在各 B 模式图像之间亮度为固定的。另一方面,横穿超声波探头 12 正下面的皮下组织下方的“肌腱”在图 6A 例示的 B 模式图像中亮度最大(明亮),但在图 6B 或图 6C 例示的 B 模式图像中,亮度稍微下降(变暗)。

[0066] 图 6A 例示的 B 模式图像如使用图 3A 所说明的那样,为超声波波束大致垂直入射至“肌腱”时的断层图像。与此相对,图 6B 或图 6C 例示的 B 模式图像为超声波波束稍微倾斜入射至“肌腱”时的断层图像。

[0067] 这样,当改变超声波波束方向生成每一方向的 B 模式图像时,即使是同一部分,亮度也看起来不同。这起因于组织的角度依赖性(各向异性效果)。例如,肌肉或肌腱等例如纤维在特定方向上排列的纤维构造的组织具有根据入射的超声波波束方向反射的回波信号的强度不同的性质。这是角度依赖性。

[0068] 返回至图 1,控制部 28 具有解析部 28a、解析结果显示控制部 28b。这些各部进行比较解析在各方向的断层图像之间空间位置对应的回波信号的处理。解析部 28a 比较在针对超声波波束的每一方向生成的多个断层图像之间空间位置对应的回波信号,并基于比较进行解析。例如,解析部 28a 通过比较基于回波信号的强度分配的亮度,解析断层图像上所描绘的被检体的组织特性。另外,也可以采用直接比较回波信号的强度的方法。解析结果显示控制部 28b 将由解析部 28a 解析的解析结果显示在监视器 14 上。

[0069] 图 7 为表示实施例 1 中的解析以及解析结果显示的处理步骤的流程图,图 8 为例示实施例 1 中的受理 ROI 指定的图,图 9 为例示在实施例 1 中显示的解析结果的图。

[0070] 如图 7 所例示的那样,首先,解析部 28a 判定从操作者那里是否已受理了解析指示(步骤 S301),在判定已受理时(步骤 S301 为肯定),显示 ROI 指定用的图像(步骤 S302)。例如,解析部 28a 如图 8 例示的那样,将 ROI 指定用的图像显示在监视器 14 上。

[0071] 其次,解析部 28a 在步骤 S302 中显示的图像上受理 ROI 的指定,在已受理时(步骤 S303 为肯定),解析 ROI 内的亮度(步骤 S304)。

[0072] 例如,如图 8 所例示的那样,解析部 28a 在 ROI 指定用的图像上,受理“ROI1”以及“ROI2”的指定。由此,解析部 28a 对针对超声波波束的每一方向生成的多个 B 模式图像分别解析“ROI1”内的亮度,求出例如“ROI1”内的亮度的平均值等,比较在 B 模式图像之间空

间位置对应的回波信号。另外,解析部 28a 对针对超声波波束的每一方向生成的多个 B 模式图像分别解析“ROI2”内的亮度,求出例如“ROI2”内的亮度的平均值等,比较在 B 模式图像之间空间位置对应的回波信号。

[0073] 并且,解析结果显示控制部 28b 显示解析结果(步骤 S305)。例如,解析结果显示控制部 28b 将图 9 例示的解析结果显示在监视器 14 上。另外,图 9 例示的解析结果只不过是一个例子,解析结果显示控制部 28b 也可以由数值或文字、其他图表(graph) 等来显示解析结果。

[0074] 使用图 9,对实施例 1 的解析结果进行说明。例如,图 9 针对每一 ROI 示出了波束角度与亮度之间的关系。例如,设实线曲线 51 与“ROI1”对应,虚线曲线 52 与“ROI2”对应。由此可以知晓“ROI1”的解析结果中的亮度根据超声波波束的角度而变化,与此相对,“ROI2”的解析结果中,与超声波波束的角度相对应的亮度变化较少。

[0075] 在此,如上所述,在例如纤维构造的组织等中,有反射的回波信号的强度根据入射的超声波波束的方向而不同这样的角度依赖性。换言之,如果具有角度依赖性的组织是正常的,则对在超声波波束的每一方向生成的断层图像之间空间位置对应的回波信号彼此进行比较时,认为根据超声波波束的方向亮度发生变化。另一方面,对在超声波波束的每一方向生成的断层图像之间空间位置对应的回波信号彼此进行比较,根据超声波波束的方向的亮度没有变化时,认为组织异常。

[0076] 即,例如使用图 9 的例子进行说明,认为根据超声波波束的角度亮度发生变化的“ROI1”为正常,但认为根据超声波波束的角度亮度没有发生变化的“ROI2”为异常。这样,在解析结果显示控制部 28b 显示的解析结果中以定量的方式表现超声波图像上所示的信息,操作者通过观察监视器 14 上显示的解析结果,可以定量地把握超声波图像上所示的信息。

[0077] 另外,为了便于说明,说明了以定量方式表现组织是“正常”还是“异常”,但解析结果不限于一定要表现组织的正常异常。例如,以定量方式表现是在多个方向易反射超声波波束的特性还是只在一个方向易反射超声波波束的特性等组织特性。

[0078] 另外,在实施例 1 中,对在两处受理 ROI 的指定的例子进行了说明,但公开技术并不限于此。图 10 为例示实施例 1 的受理 ROI 指定的其他例子的图,图 11 为例示在实施例 1 中显示的解析结果的其他例子的图。

[0079] 例如,解析部 28a 在 ROI 指定用的图像上,如图 10 所例示的那样,受理“ROI1”、“ROI2”、“ROI3”以及“ROI4”的指定。由此,解析部 28a 对针对超声波波束的每一方向生成的多个 B 模式图像,分别解析“ROI1”、“ROI2”、“ROI3”以及“ROI4”内的亮度,并比较在 B 模式图像之间空间位置对应的回波信号。并且,解析结果显示控制部 28b 如图 11 所例示的那样,显示解析结果。

[0080] 如上所述,在与实施例 1 相关的超声波诊断装置 10 中,超声波发送单元 21 以及超声波接收单元 22 经由超声波探头 12 发送多个方向的超声波波束,并且经由超声波探头 12 接收多个方向的回波信号。另外,B 模式处理单元 23 以及图像生成单元 25 使用由超声波接收单元 22 接收到的回波信号针对超声波波束的每一方向生成断层图像。另外,解析部 28a 比较在针对超声波波束的每一方向生成的多个断层图像之间空间位置对应的回波信号,解析断层图像上所描绘的被检体的组织特性。另外,解析结果显示控制部 28b 将由解析部 28a

解析的解析结果显示在监视器 14 上。由此,根据实施例 1,可以以定量方式表现超声波图像上所示的信息。超声波诊断装置 10 可以以定量方式显示例如角度依赖性。该结果,操作者例如可以简单地识别在特定方向上具有纤维构造的组织 and 不是那样的组织。

[0081] 另外,解析部 28a 通过比较回波信号的强度或根据强度而被分配的亮度,解析组织特性。由此,根据实施例 1,可以对具有角度依赖性的组织有效解析其组织特性。

[0082] 另外,解析部 28a 受理关心区域的指定,并比较所指定的关心区域内的回波信号。由此,根据实施例 1,可以只对作为解析对象所期望的区域进行解析处理,可以有效地进行解析。

[0083] 其次,对与实施例 2 相关的超声波诊断装置 10 进行说明。与实施例 2 相关的超声波诊断装置 10 显示彩色映射 (color mapping) 图像作为解析结果。

[0084] 图 12A-12C 为例示在实施例 2 中显示的解析结果的图。例如,与实施例 2 相关的解析部 28a 通过求出在多个 B 模式图像之间空间位置对应的像素彼此的亮度变化来计算角度依赖性的程度。例如,解析部 28a 从多个 B 模式图像中选择 2 张 B 模式图像,并在选择的 B 模式图像之间计算空间位置对应的像素彼此的亮度差。然后,解析部 28a 根据计算出的亮度差来分配颜色,解析结果显示控制部 28b 显示将由解析部 28a 分配了颜色的图像与原始图像重叠的彩色映射图像。另外,解析结果显示控制部 28b 也不是必须与原始图像重叠而可以只将分配了颜色的图像作为彩色映射图像进行显示。

[0085] 例如,如图 12A-12C 所例示的那样,解析部 28a 选择图 12A 的 B 模式图像与图 12B 的 B 模式图像,并计算在所选择的 B 模式图像之间空间位置对应的像素彼此的亮度差。另外,解析部 28a 根据计算出的亮度差分配颜色。例如,在亮度差大时如红色成分增强那样分配颜色,另一方面,在亮度差小时如黄色成分增强那样分配颜色。然后,解析结果显示控制部 28b 如图 12C 所例示的那样,显示将分配了颜色的图像与原始图像重叠的彩色映射图像。例如,在图 12C 例示的彩色映射图像中,明确区分表示强角度依赖性的“肌腱”与角度性弱的其他区域,另外,在图 12A-12C 中,为了便于说明,颜色的差异利用图案的差异来表现。

[0086] 另外,在实施例 2 中,与实施例 1 同样,也可以受理 ROI 的指定。图 13A-13C 为例示在实施例 2 中显示的解析结果的其他例子的图。例如,如图 13A-13C 所例示的那样,解析部 28a 选择图 13A 的 B 模式图像与图 13B 的 B 模式图像,并在选择的 B 模式图像间的作为 ROI 被指定的区域内,计算空间位置对应的像素彼此的亮差。另外,解析部 28a 根据计算出的亮度差分配颜色。并且,解析结果显示控制部 28b 如图 13C 例示的那样,显示将分配了颜色的图像与原始图像重叠的彩颜色映射图像。例如,在图 13C 例示的彩色映射图像中,示出了在表示强角度依赖性的“肌腱”中,只有一部分区域角度依赖性弱。例如,医师通过观察该彩色映射图像,从而可以简单地识别在肌腱的一部分上产生消失或断裂。

[0087] 在图 12A-12C 或图 13A-13C 的例子中,由于解析对象的组织具有水平方向的纤维构造,因此也可根据在 2 张 B 模式图像之间进行比较的方法取得所期望的效果。但是,例如,在解析对象的组织与超声波探头 12 的元件面不平行时,恐怕上述方法无法取得所期望的效果。

[0088] 因此,一般希望采用在 3 张以上的 B 模式图像之间进行比较的方法。此时,例如,解析部 28a 在 3 张以上的 B 模式图像之间,比较空间位置对应的像素彼此,并求出亮度最高的超声波波束的角度。并且,解析部 28a 计算被定位在其角度前后的规定角度的亮度与最

大亮度的亮度差,并分配颜色。

[0089] 例如,对于B模式图像中的点A,将波束角度 x° 时的亮度设为 $I(x)$,将亮度最大时的波束角度设为 $x_{\max}$ 。此时,接收发送从波束角度 $x_{\max}$ 偏离一定角度 α 的角度的波束所取得的B模式图像中的点A的亮度为 $I(x_{\max}+\alpha)$ 、 $I(x_{\max}-\alpha)$ 。因此这些亮度与最大亮度的亮度差为 $I(x_{\max})-I(x_{\max}+\alpha)$ 、 $I(x_{\max})-I(x_{\max}-\alpha)$ 。于是,将 $I(x_{\max})-I(x_{\max}+\alpha)$ 与 $I(x_{\max})-I(x_{\max}-\alpha)$ 的平均值定义为角度依赖性的程度。

[0090] 图14为用于说明实施例2的解析的图。图14例示的用 $\times$ 记号表示的B模式图像的某点在符号62的波束角度上表示最大亮度。另一方面,用 $\circ$ 记号表示的B模式图像的某点在符号73的波束角度上表示最大亮度。该两点的角度依赖性程度对前一点($\times$ 记号的点),使用符号61、62、63波束角度的亮度来计算。另一方面,对于后一点($\circ$ 记号的点),使用符号72、73、74波束角度的亮度来计算。并且,解析部28a基于求出的角度依赖性的程度分配颜色。这样,解析部28a不管解析对象的组织相对于超声波探头12是否为水平方向,都可以定量地求出角度依赖性的程度。

[0091] 其次,针对与实施例3相关的超声波诊断装置10进行说明。在实施例1或实施例2中,对超声波诊断装置10事后进行组织特性的解析的例子进行了说明,但公开技术并不限于此。即,与实施例3相关的超声波诊断装置10实时显示超声波图像,并且实时进行组织特性的解析,实时显示解析结果。

[0092] 图15为用于说明实施例3的解析以及解析结果显示的图。如图15所例示的那样,与实施例3相关的超声波诊断装置10将作为显示图像生成的重叠图像实时显示在监视器14上,并且还将每一方向的断层图像实时存储至图像存储器26。并且,与实施例3相关的超声波诊断装置10实时解析图像存储器26内存储的每一方向的断层图像,并将作为解析结果的彩色映射图像实时显示在监视器14上。另外,彩色映射图像的生成方法可以使用在实施例2中所说明的方法。另外,图15分别示出了显示作为显示图像生成的重叠图像的监视器(监视器1)、以及显示彩色映射图像的监视器(监视器2),但重叠图像与彩色映射图像既可以显示在同一监视器上,也可以显示在不同的监视器上。

[0093] 图16为表示实施例3的超声波图像显示的处理步骤的流程图,图17为表示实施例3的解析以及解析结果显示的处理步骤的流程图。对比图16例示的处理步骤与图2例示的处理步骤可知,与实施例3相关的超声波诊断装置10中的步骤S403的处理与步骤S103不同。

[0094] 在是与实施例1相关的超声波诊断装置10时,在步骤S103中生成的B模式图像直到在步骤S105生成重叠图像为止临时被存储至图像存储器26,但在被用于重叠图像的生成后无需特别保存。因为不是解析对象的图像的缘故。因此,在图2例示的流程内没有明示存储B模式图像,而在图5例示的流程中明示了存储B模式图像。

[0095] 这一点,在是与实施例3相关的超声波诊断装置10时,由于实时进行组织特性的解析,实时显示解析结果,因此在步骤S403中所生成的B模式图像由于设为解析对象的图像故被存储至图像存储器26内。

[0096] 并且,如图17所例示的那样,解析部28a当将波束图案的数张(N张)B模式图像存储至图像存储器26时(步骤S501为肯定),实时计算亮度差(步骤S502)。并且,解析部28a根据亮度差实时进行彩色映射(步骤S503),解析结果显示控制部28b实时显示彩

色映射图像（步骤 S504）。例如，解析结果显示装置 28b 与通常的超声波图像（重叠图像）并列地实时显示彩色映射图像等。另外，步骤 S501-S504 的处理被重复进行直到例如从操作者那里受理结束指示为止。

[0097] 另外，公开技术除上述实施例以外，还可以以各种不同的方式来实施。

[0098] [不同方向的 B 模式图像的显示]

[0099] 图 18 为表示与实施例 4 相关的控制部 28 的结构的框图，图 19 为例示在实施例 4 中显示的 B 模式图像的图，图 20 为例示在实施例 4 中显示的 B 模式图像的其他例子的图。

[0100] 如图 18 所例示的那样，与实施例 4 相关的控制部 28 还具有不同方向的 B 模式图像显示控制装置 28c。不同方向的 B 模式图像显示控制部 28c 将针对超声波波束的每一方向生成的多个 B 模式图像并列显示在监视器 14 上或切换显示各 B 模式图像。该结果，操作者可以简单地对比针对每一方向上所生成的多个 B 模式图像。

[0101] 例如，不同方向的 B 模式图像显示控制部 28c 如图 19 所例示的那样，将针对超声波波束的每一方向所生成的多个 B 模式图像并列显示在监视器 14 上。另外，例如，不同方向的 B 模式图像显示控制部 28c 如图 20 所例示的那样，切换显示针对超声波波束的每一方向生成的各 B 模式图像。例如，通过操作者操作轨迹球（参照图 20 的箭头），针对超声波波束的每一方向生成的 B 模式图像逐帧地切换显示。

[0102] [控制部]

[0103] 另外，在上述实施例中，对发送延迟部 21b 以及接收延迟部 22b 计算延迟时间，并使用计算出的延迟时间的图案进行超声波的发送接收进行了说明，但公开技术并不限于此。例如，延迟时间的计算等的控制也可以由控制部 28 进行。

[0104] [解析时的校正]

[0105] 另外，在上述实施例中，解析部 28a 在解析 B 模式图像时没有特别进行校正，但公开技术并不限于此，也可以在进行校正之后解析 B 模式图像。例如，在偏离超声波探头 12 的元件面的法线方向的方向进行超声波波束的发送接收时，随着声场的变化，有与法线方向发送接收时相比回波信号变弱的倾向。因此，解析部 28a 也可以在预先校正由该影响产生的亮度的变化量之后进行解析。例如，解析部 28a 对超声波波束的每一方向预先存储作为实验数据等取得的亮度的变化量。解析部 28a 使用相应的超声波波束的方向参照存储部，取得应校正的亮度的变化量。并且，解析部 28a 在使用取得的变化量校正 B 模式图像的亮度之后进行解析。另外，校正的定时既可以在进行解析时校正，也可以在生成 B 模式图像时校正。

[0106] [解析程序]

[0107] 另外，在上述实施例中所说明的解析方法也可以通过使用计算机具体实现基于解析程序的信息处理来执行。计算机例如具有 CPU (Central Processing Unit)、系统存储器、硬盘驱动器接口、盘驱动接口、串行口接口、视频适配器、网络接口，这些各部分由系统总线连接。系统存储器包括 ROM (Read Only Memory) 以及 RAM (Random Access Memory)。ROM 例如存储 BIOS (Basic Input Output System: 基本输入输出系统) 等的引导程序。硬盘驱动器接口与硬盘驱动器连接。盘驱动器接口与盘驱动器连接。例如磁盘或光盘等可拆卸存储介质被插入至盘驱动器内。串行口接口例如与鼠标、键盘连接。视频适配器例如与显示器连接。

[0108] 在此,硬盘驱动器例如存储 OS(Operating System:操作系统)、应用程序、程序模块、程序数据。即,与公开技术相关的解析程序作为记述了由计算机执行的指令的程序模块被存储至例如硬盘内。具体而言,记述了执行与上述实施例中说明的解析部 28a 同样的处理的步骤、以及执行与解析结果显示控制部 28b 同样的处理的步骤的程序模块被存储至硬盘内。

[0109] 另外,与解析程序相关的程序模块或程序数据并不限于存储至硬盘的情况,也可以存储至例如可拆卸的存储介质内,并经由盘驱动器等由 CPU 读出。或者,与解析程序相关的程序模块或程序数据也可以存储至经由网络(LAN(Local Area Network)、WAN(Wide Area Network)等)连接的其他计算机内,并经由网络接口由 CPU 读出。

[0110] [图像处理装置]

[0111] 另外,在上述实施例中,对超声波诊断装置 10 具备解析部 28a 以及解析结果显示控制部 28b,或者超声波诊断装置 10 具备解析部 28a、解析结果显示控制部 28b 以及不同方向的 B 模式图像显示控制部 28c 的例子进行了说明,但实施方式并不限于此。

[0112] 例如,对于由超声波诊断装置 10 接收到的回波信号,也可以由与超声波诊断装置 10 不同的图像处理装置 50 进行解析,并显示解析结果。

[0113] 图 21 为用于说明其他实施例的结构例的图。如图 21 所示,在其他实施例中,超声波诊断装置 10 与实施例 1 同样,经由超声波探头 12 发送多个方向的超声波波束,并且经由超声波探头 12 接收多个方向的回波信号。另外,超声波诊断装置 10 与实施例 1 同样,使用接收到的回波信号针对超声波波束的每一方向生成断层图像。该断层图像经由网络等被发送至图像处理装置 50。另外,也可以将回波信号发送至图像处理装置 50,在图像处理装置 50 侧,针对超声波波束的每一方向生成断层图像。

[0114] 另一方面,图像处理装置 50 如图 21 所示,具有接口 51、控制部 52、监视器 53。接口 51 与超声波诊断装置 10 的接口 30 同样,是与网络等有关的接口。另外,控制部 52 与超声波诊断装置 10 的控制部 28 同样,是控制图像处理装置 50 的整体处理的处理器。另外,监视器 53 与超声波诊断装置 10 的监视器 14 同样,显示解析结果。

[0115] 另外,控制部 52 如图 21 所示,具备解析部 52a、解析结果显示控制部 52b 以及不同方向的 B 模式图像显示控制部 52c。另外,实施方式并不限于此,控制部 52 也可以具备例如不同方向的 B 模式图像显示控制部 52c。

[0116] 解析部 52a 在针对超声波波束的每一方向生成的多个断层图像之间比较空间位置对应的回波信号,解析断层图像上所描绘的被检体的组织特性。另外,解析结果显示控制部 52b 将由解析部 52a 解析的解析结果显示在监视器 53 上。另外,不同方向的 B 模式图像显示控制部 52c 将针对超声波波束的每一方向生成的多个 B 模式图像并列显示在监视器 53 上,或切换显示各 B 模式图像。

[0117] 根据以上叙述的至少一个实施方式的超声波诊断装置、图像处理装置以及解析方法,可以以定量方式表现超声波图像上所示的信息。

[0118] [其他]

[0119] 针对本发明的几种实施方式进行了说明,但这些实施方式是作为例子而示出的,并不意图限定发明的范围。这些实施方式可以以其他各种方式来实施,在不脱离发明的要旨范围内,可以进行各种省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与被包含在发明范围与

要旨内一样,被包含在权利要求所述的发明与其均等的范围内。

[0120] 还有,根据上述实施方式中公开的适宜多个的构成要素的组合,可以形成各种的发明。例如:既可以削除从实施方式中显示的全部构成要素的几个构成要素,又可以适当地组合不同实施方式内的构成要素。

[0121] 本领域技术人员容易想到其它优点和变更方式。因此,本发明就其更宽的方面而言不限于这里示出和说明的具体细节和代表性的实施方式。因此,在不背离由所附的权利要求书以及其等同物限定的一般发明概念的精神和范围的情况下,可以进行各种修改。

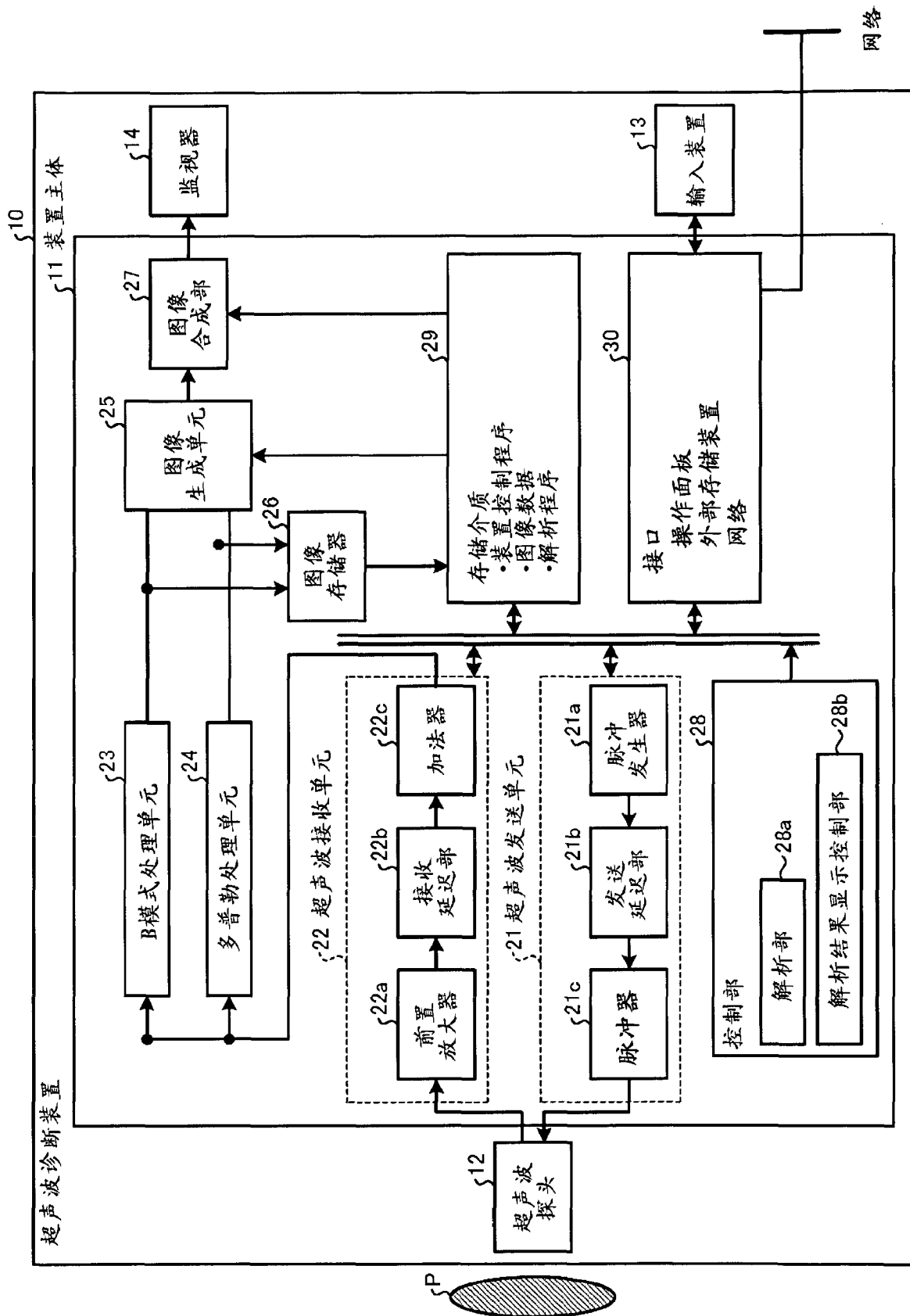


图 1

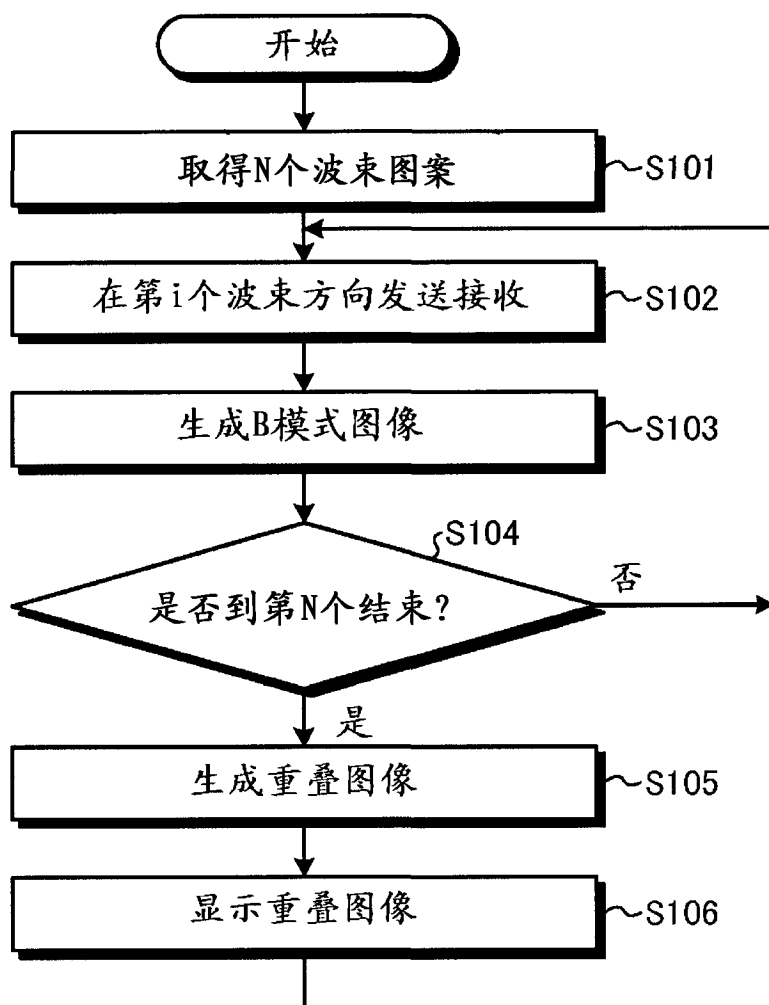


图 2

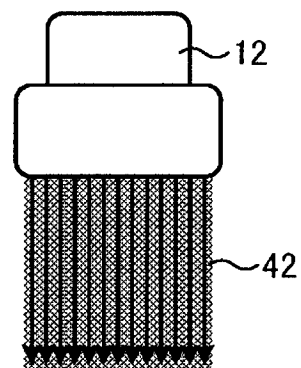


图 3A

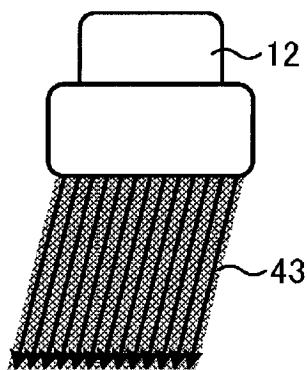


图 3B

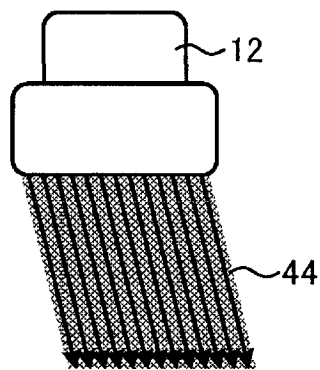


图 3C

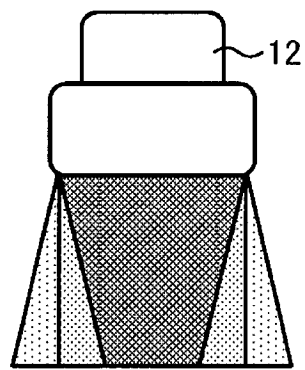


图 3D

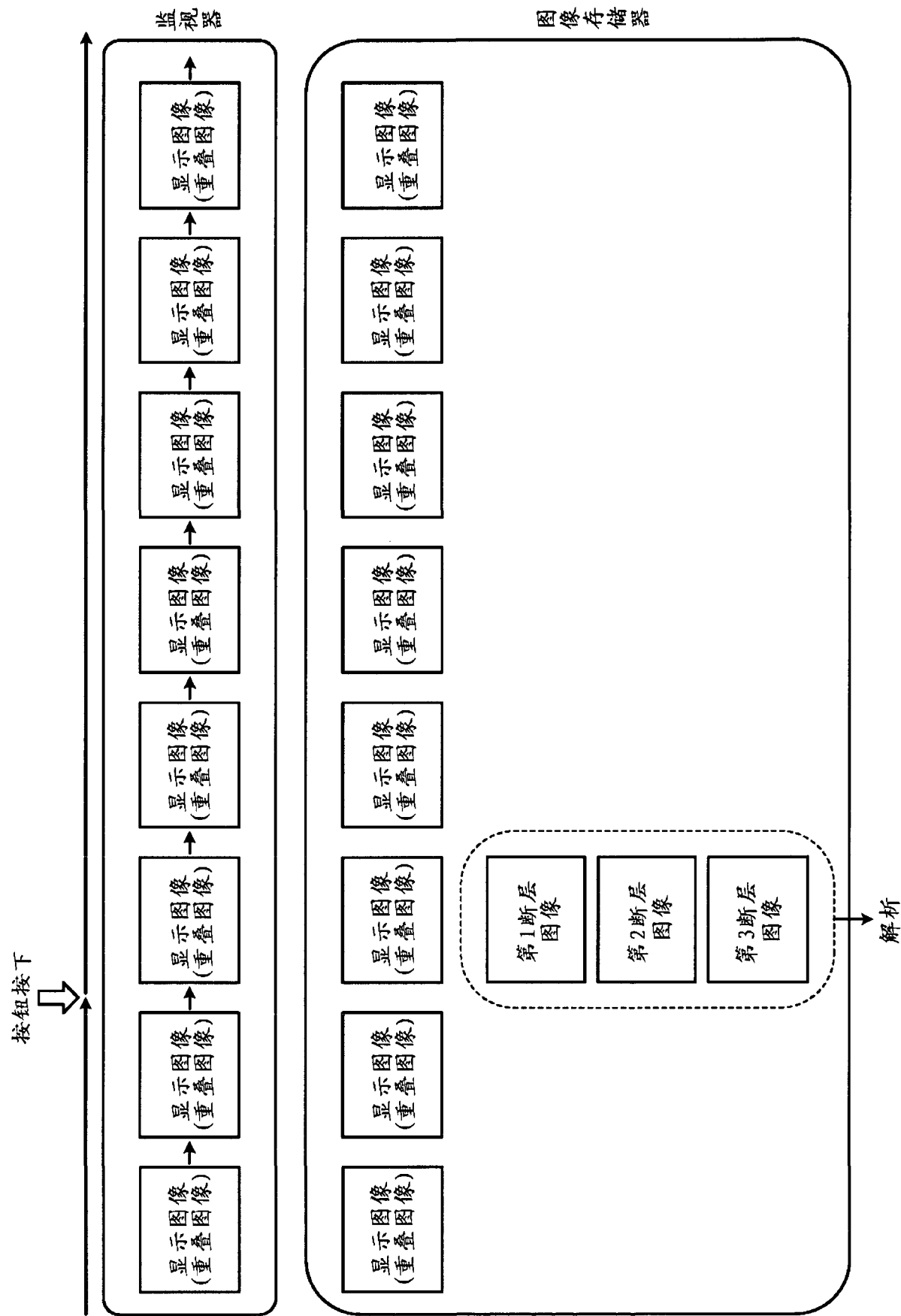


图 4

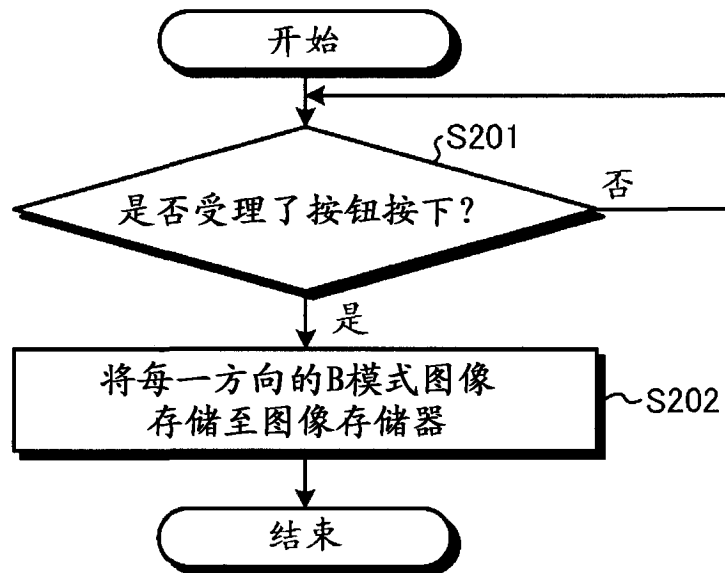


图 5

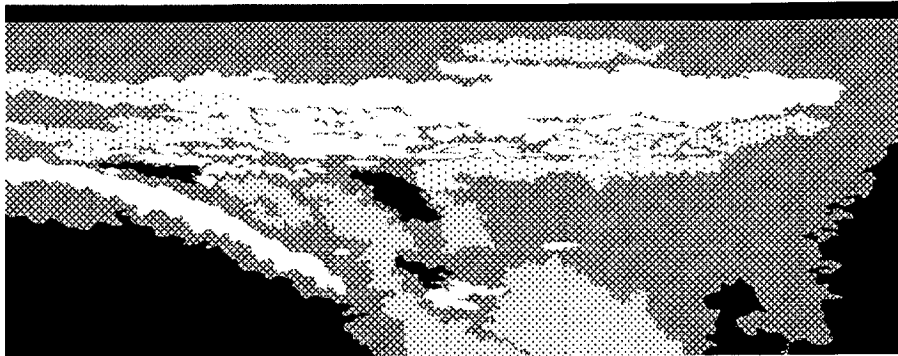


图 6A

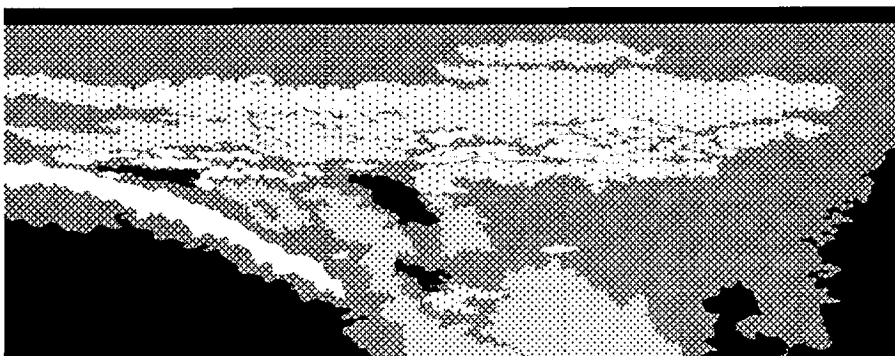


图 6B

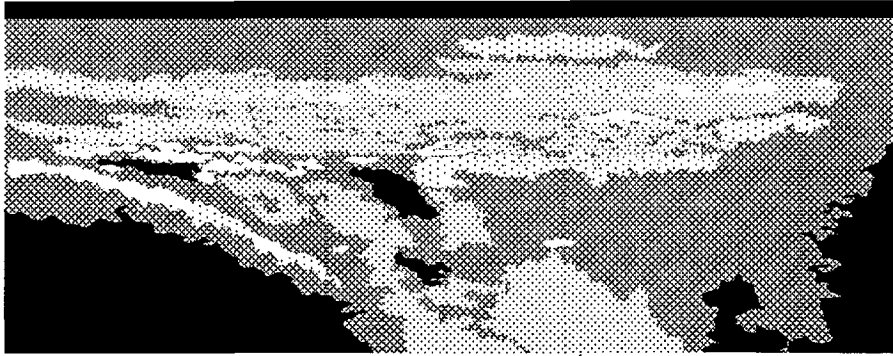


图 6C

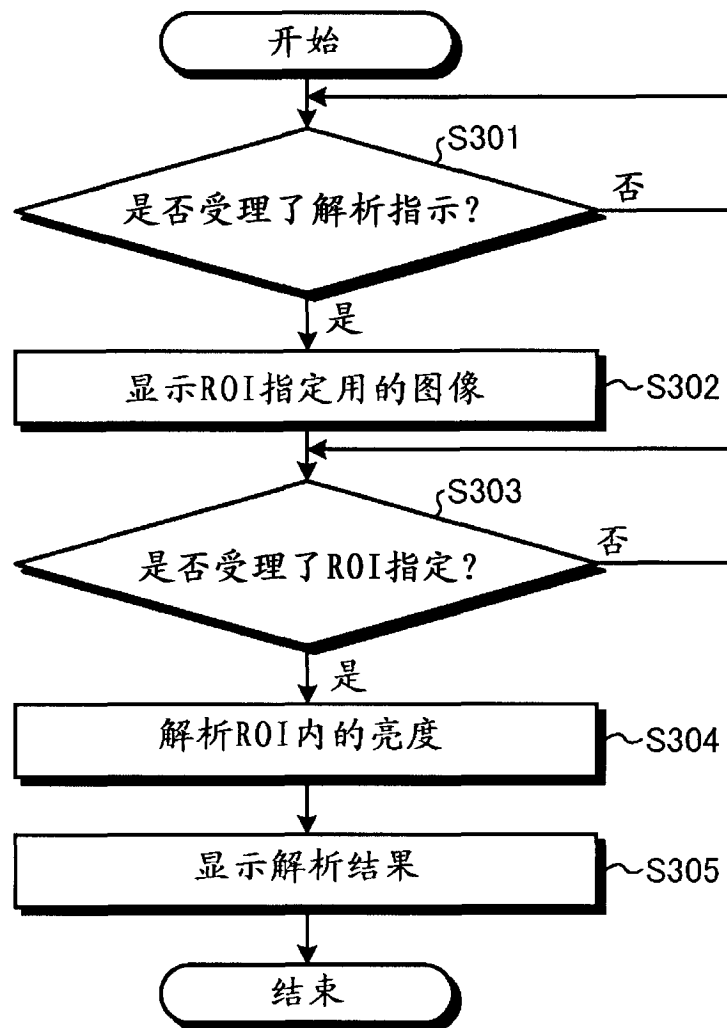


图 7

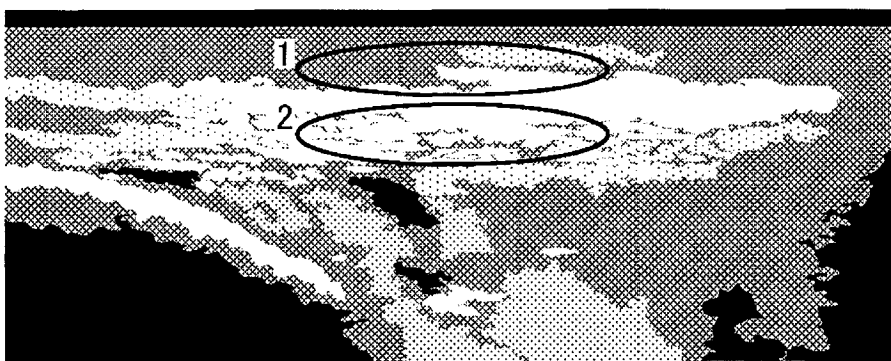


图 8

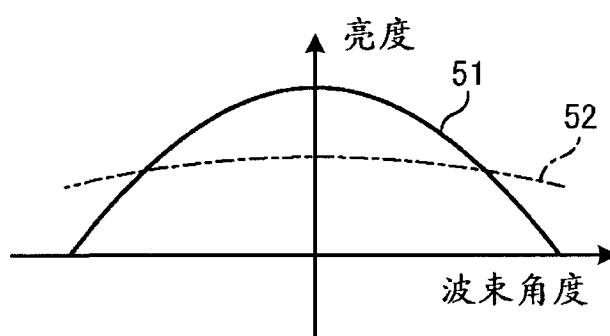


图 9

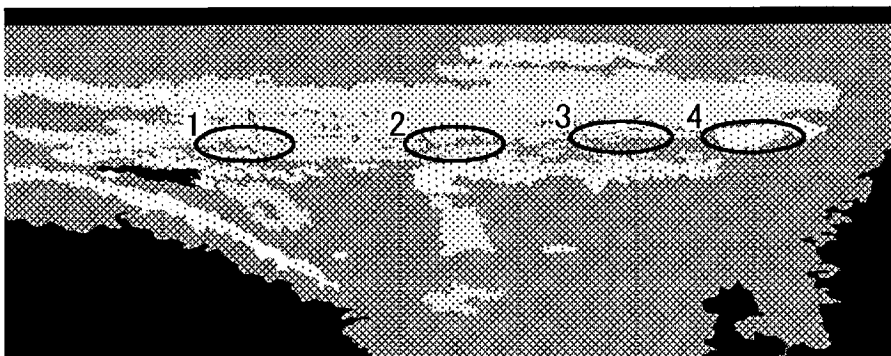


图 10

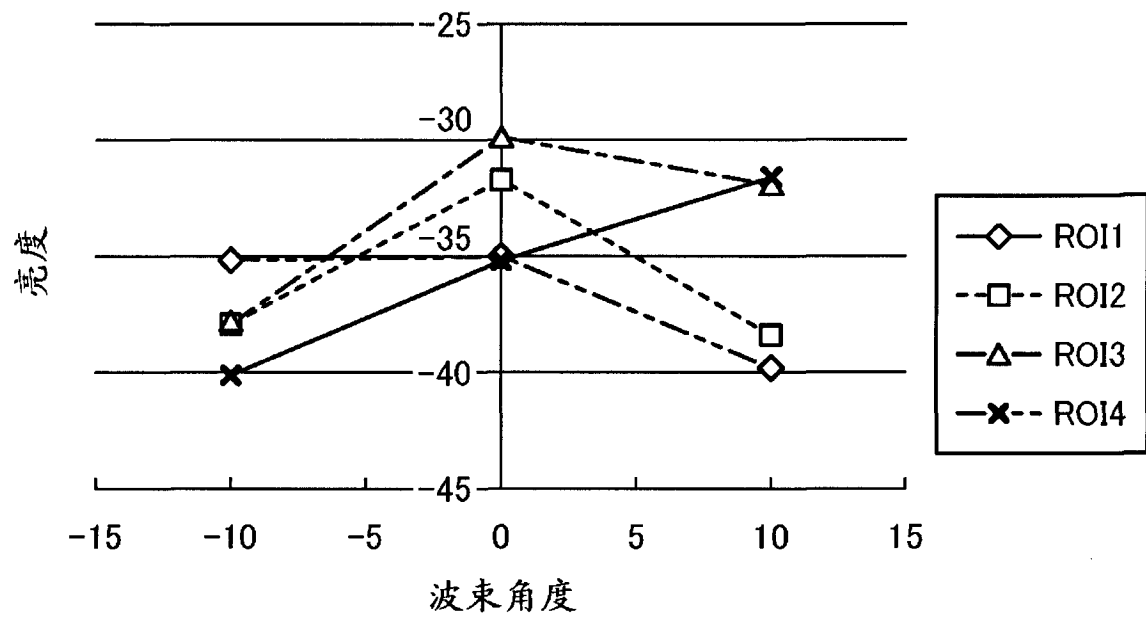


图 11

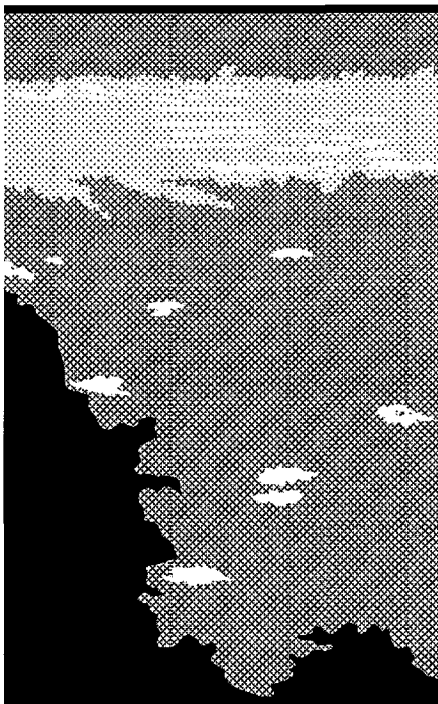


图 12A

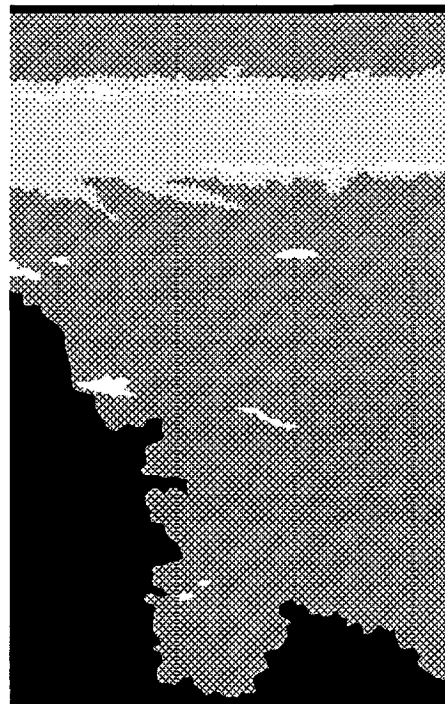


图 12B

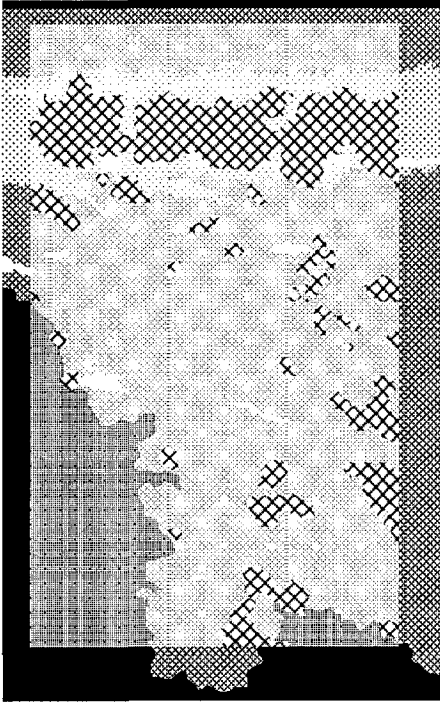


图 12C

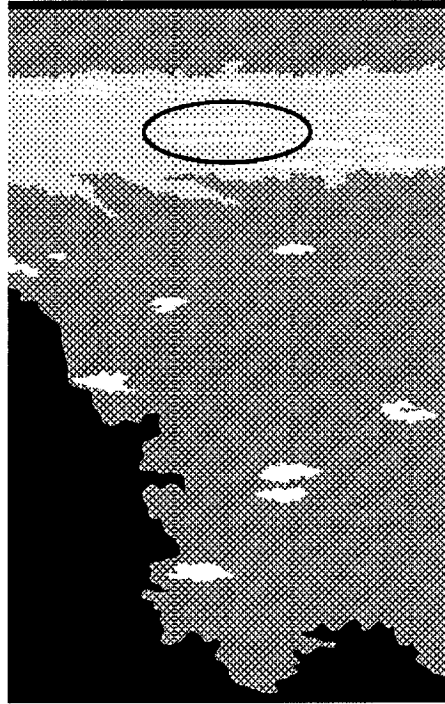


图 13A

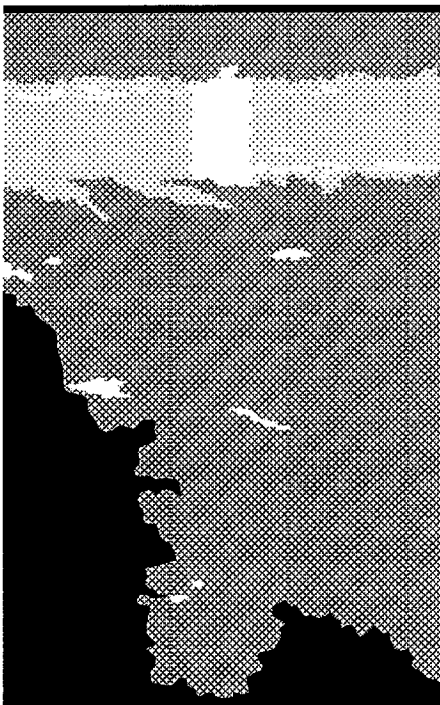


图 13B

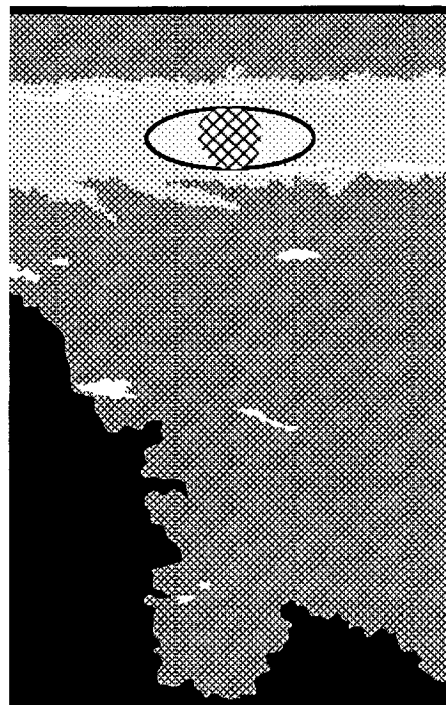


图 13C

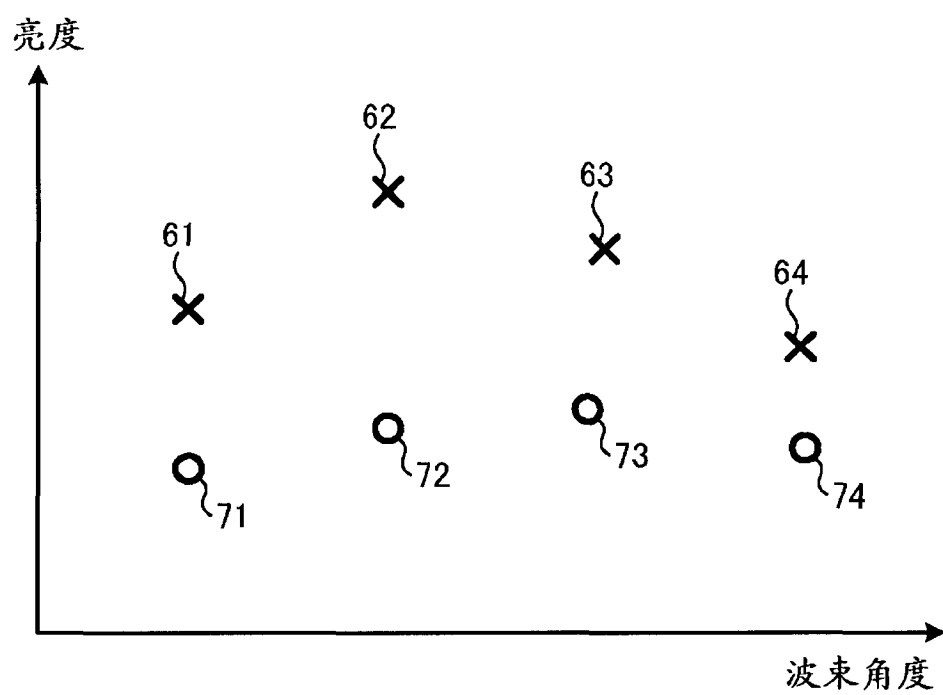


图 14

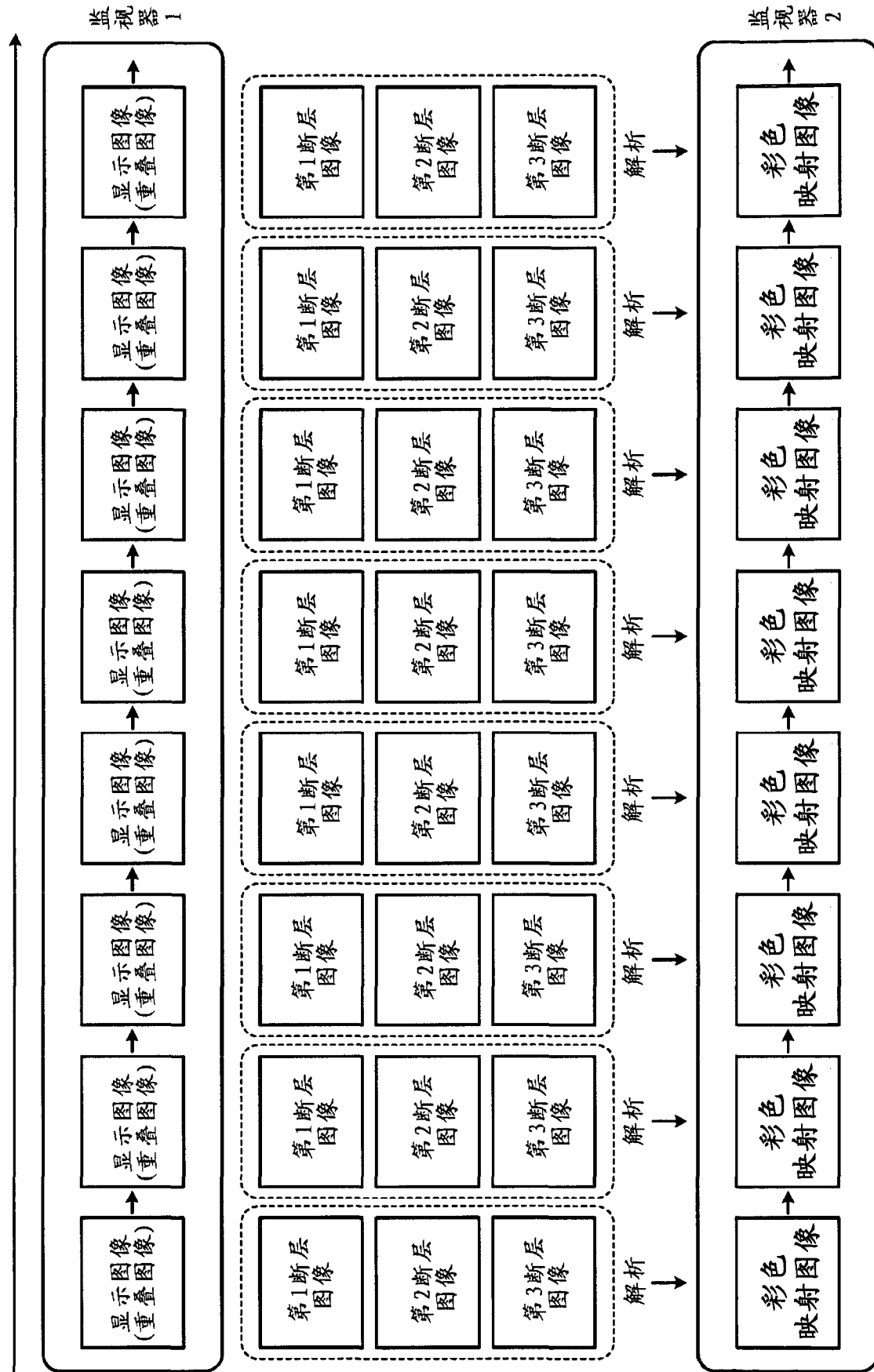


图 15

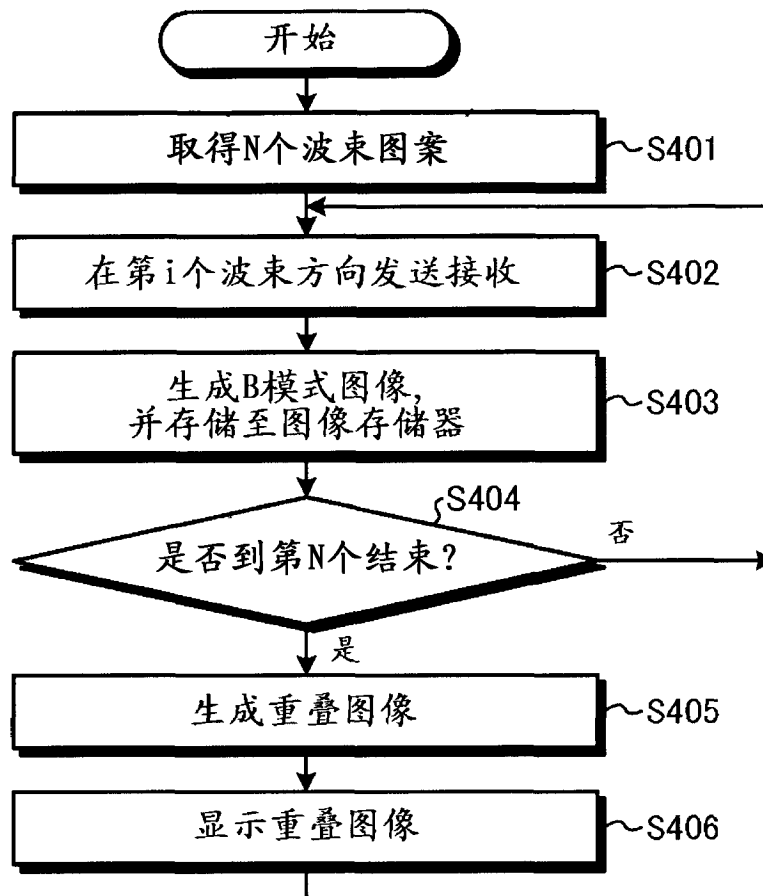


图 16

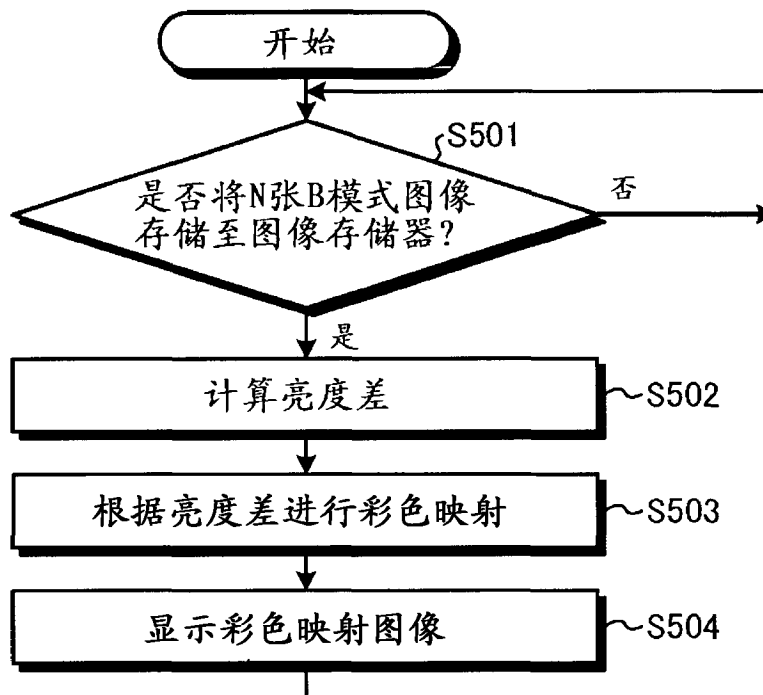


图 17

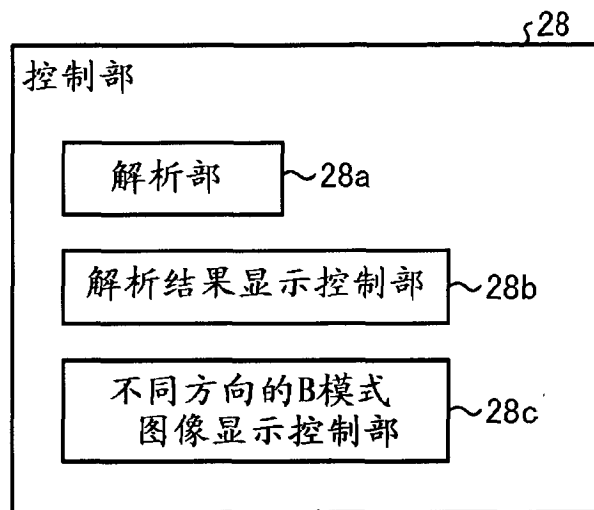


图 18

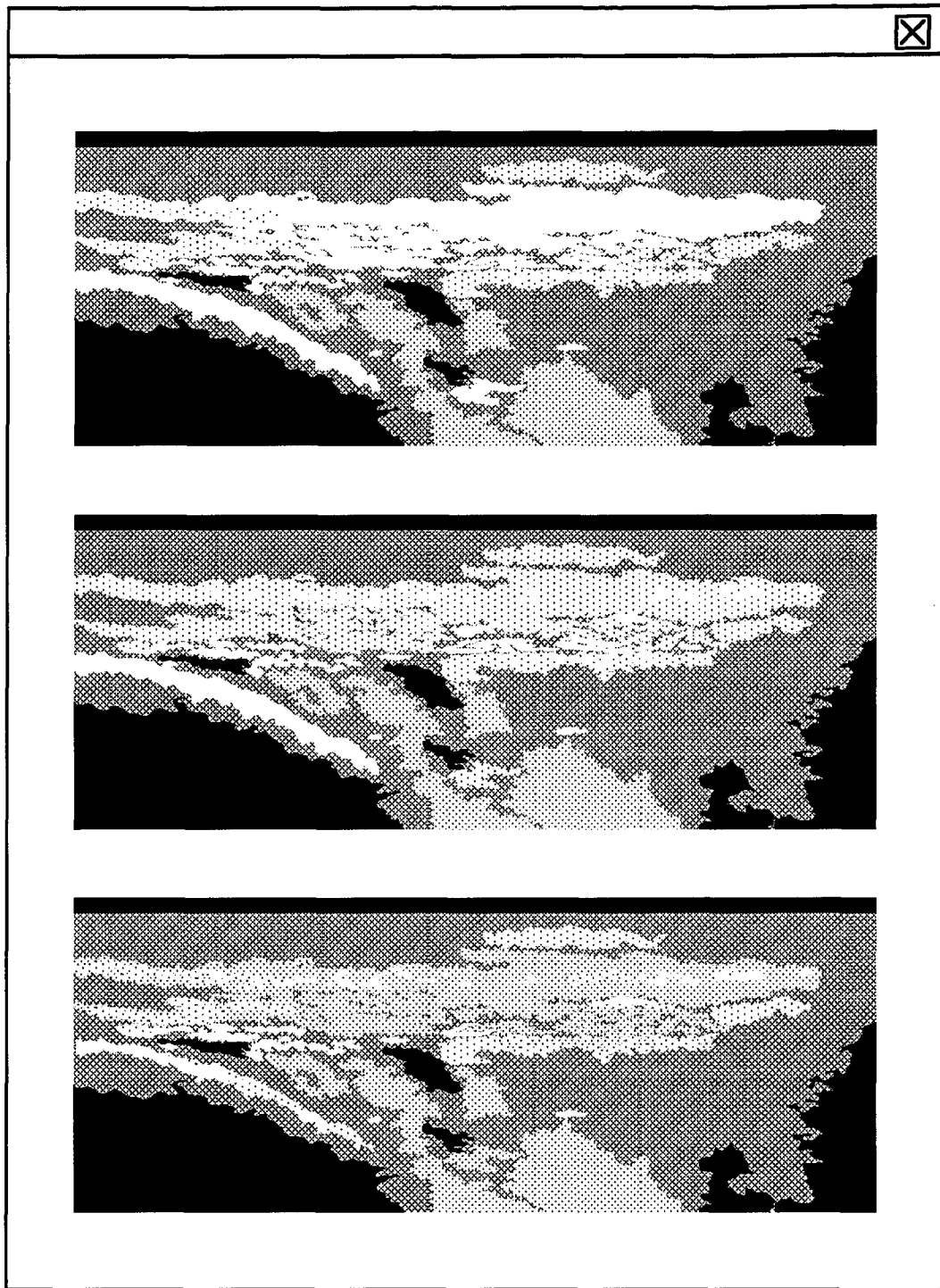


图 19

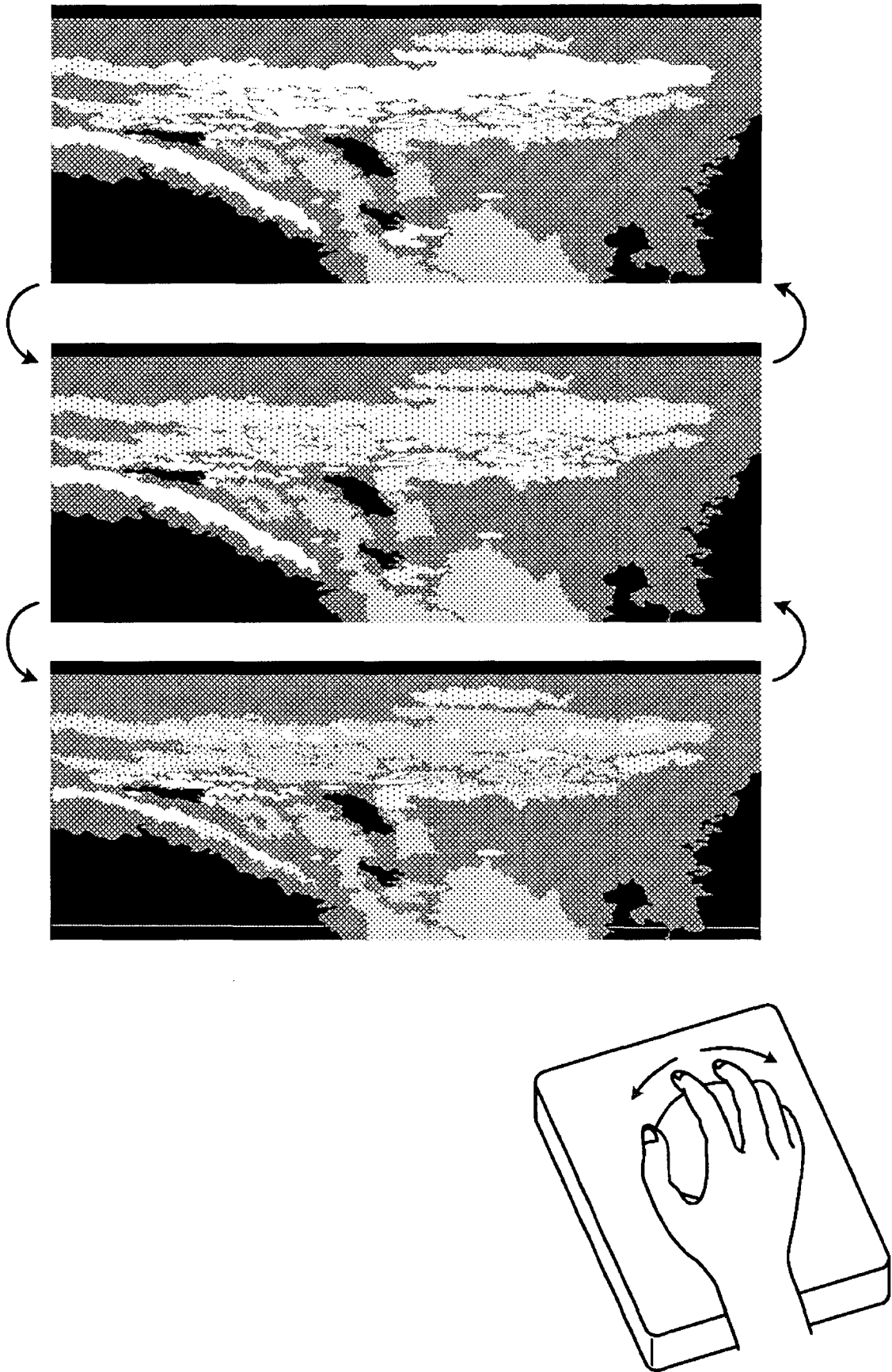


图 20

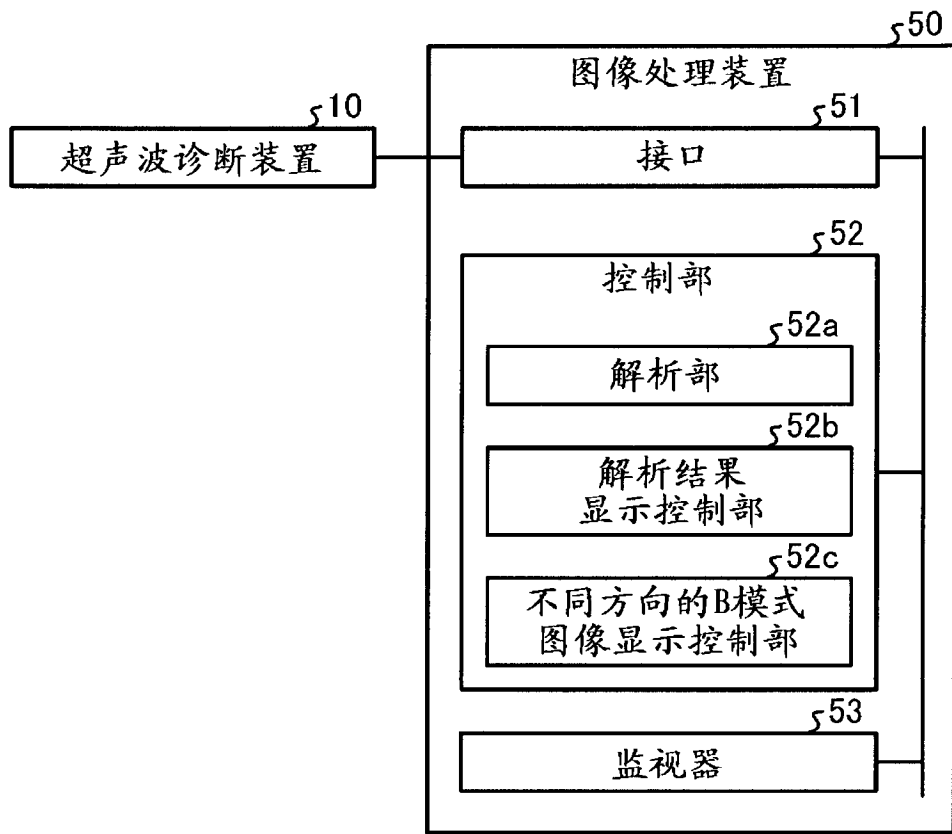


图 21

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及解析方法		
公开(公告)号	CN102309340B	公开(公告)日	2014-07-09
申请号	CN201110183671.2	申请日	2011-07-01
[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	金山侑子 神山直久		
发明人	金山侑子 神山直久		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8995 G01S15/8979 G06T2207/10136 G01S7/52036 G06T2207/30004 G06T7/0014 G01S7/52071 G06T2200/24 G01S7/52063		
代理人(译)	孙蕾		
审查员(译)	马薇		
优先权	2011128059 2011-06-08 JP 2010151987 2010-07-02 JP		
其他公开文献	CN102309340A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及解析方法。提供能定量表现超声波图像上所示的信息的超声波诊断装置、图像处理装置以及解析方法。实施方式的超声波诊断装置具备超声波发送接收部、断层图像生成部、解析部、解析结果显示控制部。超声波发送接收部经由超声波探头发送多个方向的超声波波束，并且经由该超声波探头接收多个方向的回波信号。断层图像生成部使用由超声波发送接收部接收到的回波信号针对超声波波束的每一方向生成断层图像。解析部比较在由断层图像生成部针对超声波波束的每一方向生成的多个断层图像之间空间位置对应的回波信号，基于比较进行解析。解析结果显示控制部将由解析部解析出的解析结果显示在显示部上。

