

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/14 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810149994.8

[43] 公开日 2009 年 4 月 29 日

[11] 公开号 CN 101416887A

[22] 申请日 2008.10.24

[21] 申请号 200810149994.8

[30] 优先权

[32] 2007.10.24 [33] JP [31] 2007-276053

[71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 S·卡托 H·哈什莫托

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 马永利 蒋 骏

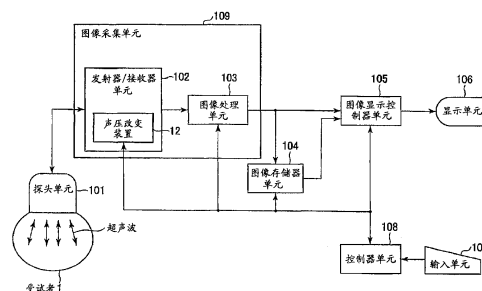
权利要求书 2 页 说明书 22 页 附图 15 页

[54] 发明名称

超声成像装置和超声成像方法

[57] 摘要

本发明公开了超声成像装置和超声成像方法。所述超声成像装置包括：图像采集单元(109)，用于将超声波发射到被施予造影剂的受试者(1)，以及用于获得所述受试者(1)的 B 模式图像；图像存储器单元(104)，用于存储多个 B 模式图像，所述多个 B 模式图像是通过在破坏所述造影剂的声压下将超声波发射到所述受试者(1)而获得的；以及组合图像形成设备(80)，用于从所述多个 B 模式图像形成一个组合图像。



1、一种超声成像装置，包括：

图像采集单元（109），用于将超声波发射到被施予造影剂的受试者（1），以及用于获得所述受试者（1）的B模式图像；

图像存储器单元（104），用于存储多个B模式图像，所述多个B模式图像是通过在破坏所述造影剂的声压下将超声波发射到所述受试者（1）而获得的；以及

组合图像形成设备（80），用于从所述多个B模式图像中形成一个组合图像。

2、根据权利要求1所述的超声成像装置，其中

所述组合图像是通过比较在所述多个B模式图像的相同像素位置处的多个像素值以便将所述多个像素值当中的最大强度设置为所述像素位置的像素值而获得的最大强度投影图像。

3、根据权利要求1所述的超声成像装置，其中

B模式图像信息包括对于每个B模式图像而言指示从开始发射到采集所述B模式图像的时间的时间信息。

4、根据权利要求3所述的超声成像装置，其中

所述组合图像形成设备（80）使用所述时间信息来形成参数值图像信息，其中通过使用在破坏性声压下开始发射超声波的时间作为构成所述B模式图像信息的每个像素的开始时间来将从所述多个像素值的时间变化计算出的参数值设置为所述像素值。

5、根据权利要求4所述的超声成像装置，其中

所述参数值是所述像素值处于峰值的峰值像素值和从开始发射到峰值的峰值时间。

6、根据权利要求5所述的超声成像装置，其中

所述参数值是从开始发射到所述像素值减小到超出亮度变化曲线上的峰值像素值的破坏终止时间。

7、根据权利要求5所述的超声成像装置，其中

所述参数值是作为所述破坏终止时间与所述峰值时间之差的破坏持续时间。

8、根据权利要求1-7中任何一项所述的超声成像装置，其中

所述超声成像装置包括用于对所述组合图像进行彩色显示的显示

单元(106)以及用于控制彩色显示的图像显示控制器单元(105)。

9、根据权利要求1-8中任何一项所述的超声成像装置,进一步包括用于设置多个ROI的输入单元,每个所述ROI沿着发射超声波的深度方向具有不同深度。

10、一种超声成像方法,包括以下步骤:

将超声波发射到被施予造影剂的受试者(1);

获得所述受试者(1)的B模式图像;

存储多个B模式图像,所述多个B模式图像是通过在破坏所述造影剂的声压下将超声波发射到所述受试者(1)而获得的;以及

从所述多个B模式图像形成一个组合图像。

超声成像装置和超声成像方法

技术领域

本发明涉及一种通过获得 B 模式图像来观察被施予 (administer) 造影剂的受试者中的成像区域的超声成像装置。

背景技术

近来,在将造影剂施予受试者之后使用超声成像装置对造影剂进行成像,以便观察例如由肝中的肝巨噬细胞所吞噬的造影剂。该成像需要观察分布到肝中的广大区域的造影剂。

当造影剂在这种情况下充当超声波的重要散射材料时,它产生超声波的衰减效应,从而在造影剂后面的声压将减小。因此,对于借助于超声成像装置来观察在广大区域中分布有造影剂的器官(例如肝)而言,在较浅区域清楚地观察到造影剂,而在较深区域由于超声压的减小而发生灵敏度的显著降低。

在通过将高声压的超声波发射到受试者来破坏造影剂的超声成像方法(被称为闪光法)中,接收到在高声压的超声波破坏造影剂时所生成的更强信号,以便将造影剂的分布显示为具有更高灵敏度的断层摄影图像(例如参见专利参考文献 1)。

当通过使用该闪光来观察造影剂分布在其中的肝的组织时,以更高的灵敏度对在较浅区域的造影剂进行成像,然后当在较浅区域的造影剂被破坏时在较浅区域的衰减效应被消除,继而在较深区域的超声波的声压增大以破坏造影剂,最后将以更高的灵敏度对造影剂的分布进行成像。以这种方式指示造影剂的分布的高灵敏度区域随着时间流逝而沿着从较浅区域到较深区域的方向移动。

[专利参考文献 1] 日本未经审查的专利公布 No. 2005-074084, 第 1 页和附图 1。

然而,根据如上所述的背景技术,在造影剂从较浅区域到较深区域广泛地分布在其中的成像区域中,可能难以以较高灵敏度掌握造影剂的整体分布状况。更具体而言,当使用闪光时,以更高灵敏度观察到造影剂的分布状况,然而,这是沿着超声波的扫描方向展现为带的部分区域。

另外，该带状的高亮度区域在几秒的短时间段内沿着从较浅区域到较深区域的方向移动。操作者在该短时间段内难以掌握造影剂在整个区域中的分布状况。

在将造影剂施予受试者之后，在肝的组织部分中造影剂广泛分布的成像区域的形成需要五到十分钟的某一时间。重复多次这样的造影剂检查对受试者以及检查的效率而言是负担，这不是优选的。

由于上述原因，重要的是实现这样一种超声成像装置，其允许以更容易的方式并仅仅通过一个成像动作来确定地观察造影剂从较浅部分到较深部分广泛地分布在其中的整个成像区域中的造影剂的系统分布。

发明内容

所希望的是解决先前所述的问题。

根据本发明的第一方面的超声成像装置包括：图像采集单元，用于将超声波发射到被施予造影剂的受试者，以及用于获得所述受试者的成像区域的B模式图像信息；图像存储器单元，用于存储所述成像区域的多个帧的B模式图像信息，所述B模式图像信息是通过在破坏所述造影剂的声压下将超声波发射到所述受试者而获得的；以及组合图像形成设备，其使用所述B模式图像信息的所述多个帧来形成所述成像区域的一个单独组合图像信息。

根据本发明，在所述第一方面中，所述组合图像形成设备使用包括随着时间而改变的高亮度区域的位置信息的B模式图像信息的多个帧，由此形成指示所述造影剂的整体分布的组合图像信息的一个单独项。

在上述第一方面中所述的超声成像装置中，根据本发明的第二方面的超声成像装置的特征在于，所述组合图像信息是通过比较在B模式图像信息的多个帧的相同像素位置处的多个像素值以便将所述多个像素值当中的最大强度设置为所述像素位置的像素值而获得的最大强度投影图像信息。

在上述第一方面中所述的超声成像装置中，根据本发明的第三方面的超声成像装置的特征在于，所述B模式图像信息包括对于所述多个帧的每个帧而言指示从开始发射直到对帧的采集的时间的时间信息。

在上述第三方面中所述的超声成像装置中，根据本发明的第四方面的超声成像装置的特征在于，所述组合图像形成设备使用所述时间信息

来形成参数值图像信息，其中通过使用在破坏性声压下开始发射超声波的时间作为构成 B 模式图像信息的每个像素的开始时间来将从多个像素值的时间变化计算出的参数值设置为所述像素值。

在上述第四方面中所述的超声成像装置中，根据本发明的第五方面的超声成像装置的特征在于，所述参数值是所述像素值处于峰值的峰值像素值和从开始发射到峰值的峰值时间。

在上述第五方面中所述的超声成像装置中，根据本发明的第六方面的超声成像装置的特征在于，所述参数值是从开始发射到所述像素值减小到超出亮度变化曲线上的峰值像素值的破坏终止时间。

在上述第五方面中所述的超声成像装置中，根据本发明的第七方面的超声成像装置的特征在于，所述参数值是作为破坏终止时间与峰值时间之差的破坏持续时间。

在上述第一至第七方面中的任何一个方面所述的超声成像装置中，根据本发明的第八方面的超声成像装置的特征在于，所述超声成像装置包括用于对所述组合图像信息进行彩色显示的显示单元和用于控制彩色显示的图像显示控制器单元。

在本发明的第八方面中，所述组合图像信息的彩色显示在所述超声成像装置中被执行。

在上述第一至第八方面中的任何一个方面所述的超声成像装置中，根据本发明的第九方面的超声成像装置的特征在于，所述组合图像形成设备包括用于使所述组合图像信息的像素值与色调相关联的色调关联设备。

在上述第九方面中所述的超声成像装置中，根据本发明的第十方面的超声成像装置的特征在于，所述超声成像装置包括用于对与色调相关联的组合图像信息进行彩色显示的图像显示控制器单元。

在上述第一至第十方面中的任何一个方面所述的超声成像装置中，根据本发明的第十一方面的超声成像装置的特征在于，所述超声成像装置包括用于设置多个 ROI 的输入单元，每个所述 ROI 在成像区域中沿着超声波发射的深度方向具有不同深度。

在上述第十一方面中所述的超声成像装置中，根据本发明的第十二方面的超声成像装置的特征在于，所述超声成像装置包括代表性像素值计算设备，所述代表性像素值计算设备使用每个所述 ROI 的 B 模式图像

信息的像素值来计算所述 ROI 内的像素值的最大强度、所述 ROI 内的像素值的加成值 (addition value)、或所述 ROI 内的多个像素值的加成平均值以作为代表性像素值。

在上述第十二方面中所述的超声成像装置中,根据本发明的第十三方面的超声成像装置的特征在于,所述超声成像装置包括 ROI 检测装置,所述 ROI 检测装置使用所述代表性像素值来通过发射破坏性声压的超声波检测具有最高亮度的 ROI。

在上述第十三方面中所述的超声成像装置中,根据本发明的第十四方面的超声成像装置的特征在于,所述超声成像装置包括用于基于所述检测来改变超声波的焦点的位置的焦点控制器设备。

在上述第十四方面中所述的超声成像装置中,根据本发明的第十五方面的超声成像装置的特征在于,所述超声成像装置包括用于基于所述检测来改变超声波的激励频率的频率控制器设备。

在本发明的所述第十五方面中,超声波的所述激励频率被设置成对于每个 ROI 而言是不同的。

根据本发明,容易从通过一个成像动作所获得的一个单独组合图像信息来获得从成像区域的较浅区域到较深区域分布的造影剂的系统分布状态,更具体而言,通过比较一个单独组合图像信息中的分布可以清楚地识别沿着深度方向变化的造影剂的分布。

从如附图中所示的本发明的优选实施例的以下描述将显而易见本发明的更多目的和优点。

附图说明

图 1 示出说明超声成像装置的整体配置的示意性框图;

图 2 示出说明根据第一优选实施例的控制器单元的配置的示意性框图;

图 3 示出说明根据第一优选实施例的超声成像装置的操作的流程图;

图 4 示出说明根据第一优选实施例的部分高亮度图像采集处理的操作的流程图;

图 5 示出说明在部分高亮度图像采集处理中获得的 B 模式图像的示意图;

图 6 示出说明根据第二优选实施例的组合图像形成处理的操作的流程图;

图 7 示出说明通过组合图像形成装置形成的 MIP 图像的示意图;

图 8 示出说明将由组合图像形成装置计算的每个像素的亮度变化曲线的示意图;

图 9 示出说明将从亮度变化曲线计算出的参数值的示意图;

图 10 示出说明使像素值与色调相关联的查找表的例子的示意图;

图 11 示出说明将在组成图像形成装置中形成的彩色图像信息的示意图;

图 12 示出说明根据第二优选实施例的控制器单元的配置的示意性框图;

图 13 示出说明根据第二优选实施例的部分高亮度图像采集处理中的操作的流程图;

图 14 示出说明根据第二优选实施例的将被设置为成像区域的 ROI 的例子的示意图; 以及

图 15 示出说明如何确定 ROI 的代表性像素值的时程 (time course) 变化以及代表性像素值超出峰值的时间。

具体实施方式

将参考附图更详细地描述用于实现本发明的超声成像装置的最佳方式。这里应当注意, 用于实现本发明的最佳方式不被认为限制本发明。

<第一实施例>

现在将描述根据本发明的第一优选实施例的超声成像装置的整体配置。图 1 示出说明根据第一优选实施例的超声成像装置的整体配置的示意性框图。超声成像装置包括探头单元 101、图像采集单元 109、图像存储器单元 104、图像显示控制器单元 105、显示单元 106、输入单元 107、以及控制器单元 108。图像采集单元 109 进一步包括发射器/接收器单元 102 和图像处理单元 103。

探头单元 101 是用于发射和接收超声波的部分, 换句话说, 它是用于沿着特定方向反复地将超声波发射到受试者 1 的成像截面以及用于接收从受试者 1 的内部反射的作为时间序列的声线的超声信号的部分。探头单元 101 也通过顺序地切换超声波的发射方向来执行电子扫描。尽管

未在图中示出，但是探头单元 101 具有作为阵列而布置的压电元件。

发射器/接收器单元 102 通过同心电缆被连接到探头单元 101，用于执行用于驱动探头单元 101 中的压电元件的电信号的和接收到的超声信号的初级放大。发射器/接收器单元 102 还包括声压改变装置 12。声压改变装置 12 响应于来自控制器单元 108 的控制信号而改变用于驱动压电元件的电压。声压改变装置 12 将把发射到受试者的超声波的声压设置为用于破坏被施予受试者的造影剂的破坏性声压。

图像处理单元 103 执行用于驱动发射器/接收器单元 102 的电信号的形成、以及来自发射器/接收器单元 102 所放大的超声信号的断层摄影图像信息的形成。特别当造影剂被施予受试者 1 时，它执行对比度模式处理以用于在实时的基础上生成对比度模式图像。

在发射超声波的情况下，图像处理单元 103 例如作为特定处理内容来执行发射信号在焦点的延迟聚焦。在接收超声波的情况下，它执行接收到的超声波信号的延迟加成处理、模数转换处理、用于将这样转换的数字信息作为 B 模式图像信息写入下面将描述的图像存储器单元 104 中的写入处理。

图像存储器单元 104 是用于存储由对比度模式处理所生成的 B 模式图像信息的图像存储器。更具体而言，图像存储器单元 104 存储与成像的采集时间信息一起的随着时间变化的 B 模式图像信息，其中构成成像区域的断层摄影图像信息的一个单独项的帧作为最小单位。

图像显示控制器单元 105 执行由图像处理单元 103 所生成的 B 模式图像信息的显示帧速率转换、彩色显示控制、以及 B 模式图像信息的显示图像的形状和位置的控制。它也显示指示 B 模式图像信息的显示图像上的感兴趣区域的 ROI（感兴趣区域）。

显示单元 106 使用这样的显示作为 CRT（阴极射线管）或 LCD（液晶显示）以便视觉地显示从图像显示控制器单元 105 输出到操作者的图像信息。显示单元 106 还能够与来自图像显示控制器单元 105 的指令相一致地进行彩色显示。

输入单元 107 由键盘和定点设备构成，用于将由操作者所输入的用于将发射超声波设置为破坏性声压的操作指令信号、以及用于选择是否通过 B 模式图像进行显示的操作输入信号传送到控制器单元 108。输入单元 107 在显示在显示单元 106 上的断层摄影图像上执行用于设置感兴

趣区域（例如 ROI）的位置设置和位置的输入判定。

控制器单元 108 基于从输入单元 107 提供的操作输入信号和先前存储的程序与数据来控制如上所述的超声成像装置的部件的操作，并且在显示单元 106 上显示 B 模式图像。

现在参考图 2，示出说明控制器单元 108 的配置的示意性框图。控制器单元 108 包括图像采集控制器单元 88、组合图像形成装置 80、色调关联装置 85、开关 86 和 87。组合图像形成装置 80 包括 MIP（最大强度投影）装置 82、亮度变化曲线计算装置 93、以及参数值计算装置 89。

图像采集控制器单元 88 基于包括来自输入单元 107 的成像模式规范信息、驱动电压信息、焦点信息、驱动频率信息等的扫描信息来执行超声扫描以便获得断层摄影图像信息。更具体而言，图像采集控制器单元 88 通过输入单元 107 的指定来使用声压改变装置 12，以便将待发射的超声波脉冲设置为破坏性声压，以及在将破坏性声压的超声波发射到受试者时将待获得的 B 模式图像信息存储到图像存储器单元 104 中，直到由输入单元 107 指示停止。

组合图像形成装置 80 基于存储在图像存储器单元 104 中的 B 模式图像信息的多个帧并在使用造影剂的破坏性声压作为超声波的情况下形成指示造影剂在成像区域的整个区域中的分布的组合图像信息。基于存储在图像存储器单元 104 中的 B 模式图像信息的多个像素值，确定组合图像信息的多个像素值。

MIP 装置 92 从存储在图像存储器单元 104 中的 B 模式图像信息的多个帧来确定最大强度投影图像信息。MIP 装置 92 比较在 B 模式图像信息的多个帧中位于相同像素位置的多个像素值，以便从这些像素值内确定最大像素值，然后它确定新的最大强度投影图像信息，所述新的最大强度投影图像信息使用最大像素值作为在相同图像像素位置处的像素值。

亮度变化曲线计算装置 93 使用与每个帧相关联的时间信息来从存储在图像存储器单元 104 中的 B 模式图像信息的多个帧确定亮度变化曲线，该亮度变化曲线指示 B 模式图像信息的每个像素位置的像素值随着时间的变化。

参数值计算装置 89 使用由亮度变化曲线计算装置 93 所确定的每个

像素位置的亮度变化曲线来确定参数值,例如峰值时间等等。然后它使用这些参数值作为像素值来确定参数值图像信息。

稍后将与控制器单元 108 的操作一起来更详细地描述如上所述的最大强度投影图像信息、亮度变化曲线和参数值图像信息的特定例子。

开关 86 和 87 根据来自输入单元 107 的指令来选择由组合图像形成装置 80 执行的图像形成以及这样形成的组合图像信息的显示。当对组合图像信息进行彩色显示时,将选择色调关联装置 85。

接着,图 3 至图 5 中所示的流程图将被用来描述控制器单元 108 的操作。操作者首先通过受试者 1 的静脉来施予造影剂(步骤 S301)。造影剂由具有几个 μm 的直径的气泡组成,通过发射高声压的超声波破坏气泡的外壳,所述造影剂生成强信号。

其后,指示受试者 1 保持静止一段预定时间(步骤 S302)。保持时间大约为五至十分钟,在此期间通过静脉所施予的造影剂可以通过心脏在体内循环。然后,流入肝中的造影剂可以由组织的肝巨噬细胞通过毛细血管来吞噬。被吸收到组织中的造影剂的密度的分布几乎可以反映肝巨噬细胞的密度的分布。

其后,操作者开始成像(步骤 S303),并且在以 B 模式成像时放置探头单元 101 与受试者 1 的目标成像区域(例如肝的成像截面位置)接触。

然后操作者执行造影剂的部分高亮度图像采集处理(步骤 S304)。图 4 示出说明部分高亮度图像采集处理的操作的流程图。该操作通过使用来自输入单元 107 的键盘来指示开始部分高亮度图像采集处理的操作。在部分高亮度图像采集处理中,从探头单元 10 发射到受试者 1 的超声波的声压由声压改变装置 12 设置为破坏性声压(步骤 S401)。

然后在将超声波的声压保持在破坏性声压的同时部分高亮度图像采集处理获得 B 模式图像信息的多个帧,并且将它们存储到图像存储器单元 104(步骤 S402)。

现在参考图 5,示出说明与从采集开始时的时轴同步的、存储在图像存储器单元 104 中的 B 模式图像信息的多个帧的示意图。横坐标轴是指示 B 模式图像信息的采集时间的时轴,其使用将超声波的声压设置为破坏性声压的时间作为开始时间。B 模式图像信息 41-44 与时轴一起被布置在采集时间的位置处,并且在图中被示出成使得垂直于采集时间的

方向是B模式图像的深度方向。B模式图像信息41-44的成像区域被假设为造影剂几乎独特地分布。

B模式图像信息41是在将超声波的声压设置为破坏性声压之后立即获得的B模式图像。沿着B模式图像信息41的深度方向的较浅区域描绘了由被破坏的造影剂生成的信号所导致的高亮度区域45。另一方面,在沿着深度方向比高亮度区域45更深的成像区域中,声压将被高亮度区域45中的造影剂所导致的超声波的反射而减小。因此如图中的斜线所示,沿着深度方向比高亮度区域45更深的成像区域将是较少受到造影剂影响的图像。

B模式图像信息42是在存在于较浅区域的高亮度区域45中的造影剂被破坏之后将获得的B模式图像。B模式图像42在沿着深度方向邻近高亮度区域45的位置处具有另一新的高亮度区域46。在高亮度区域46中有尚未被破坏的造影剂,并且当造影剂被破坏时所发出的信号形成高亮度区域46。沿着比高亮度区域46更浅的方向生成B模式图像,而沿着比高亮度区域46更深的方向,B模式图像较少受到造影剂影响。

B模式图像信息43是在存在于高亮度区域46中的造影剂已被破坏之后将被采集的B模式图像。B模式图像43在沿着深度方向邻近高亮度区域46的位置处仍具有另一高亮度区域47。在高亮度区域47中有尚未被破坏的造影剂,并且高亮度区域47将由当造影剂被破坏时所发出的信号形成。

B模式图像信息44是在存在于高亮度区域47中的造影剂已被破坏之后将被采集的B模式图像。B模式图像信息44在沿着深度方向邻近高亮度区域47的位置处仍具有另一新的高亮度区域48。在高亮度区域48中有尚未被破坏的造影剂,并且高亮度区域48将由当造影剂被破坏时所发出的信号形成。高亮度区域48是沿着深度方向在B模式图像信息44上的最深区域。

在部分高亮度图像采集处理中,如B模式图像信息41-44中所示,采集B模式图像信息时,随着采集时间的流逝,高亮度区域45-48从较浅移动到较深区域。高亮度区域45-48沿着深度方向的宽度将由于存在于成像区域中的造影剂的密度以及超声波的声压而不同。从将超声波的声压设置为破坏性声压的时间到高亮度区域到达成像区域的最深区域的时间大约需要几秒,并且在该时间段期间实际采集的B模式图像信息

的数量将大约为几十帧。为了清楚起见，图 5 示出用较少数量的帧简化了的高亮度区域的时程。

其后，回到图 4，操作者将确定高亮度区域是否从显示单元 106 上的 B 模式图像消失（步骤 S403）。如果在 B 模式图像上有高亮度区域（步骤 S403 是肯定的），则操作者进入步骤 S402，并且指示重复采集 B 模式图像信息并将它们存储到图像存储器单元 104 中。如果高亮度区域从 B 模式图像消失（步骤 S403 是否定的），则操作者然后从输入单元 107 指示减小所发射的超声波的声压并停止将 B 模式图像信息存储到图像存储器单元中（步骤 S404），在停止部分高亮度图像采集处理之后该过程返回到主例程。

然后，回到图 3，操作者指示执行组合图像形成处理（步骤 S305）。图 6 示出说明组合图像形成处理的操作的流程图。首先，操作者确定 MIP 处理是否将被应用于存储在图像存储器单元 104 中的如图 5 中所示的 B 模式图像信息 41-44（步骤 S601）。然后，如果 MIP 处理被应用（步骤 S601 是肯定的），则操作者使用开关 86 和 87 从输入单元 107 选择 MIP 装置 92（步骤 S602），以便从存储在图像存储器单元 104 中的 B 模式图像信息 41-44 确定作为组合图像信息的最大强度投影图像信息（步骤 S603）。

现在参考图 7，示出说明通过使用 B 模式图像信息 41-44 给出的最大强度投影图像信息 71 的示意图。MIP 装置 92 确定在 B 模式图像信息 41-44 的相同像素位置处的多个像素值（亮度值）中的最大强度，然后以该最大强度作为新像素值来形成最大强度投影图像信息 71。因此，从具有造影剂的破坏所导致的高亮度区域 45-48 的 B 模式图像信息 41-44 来形成最大强度投影图像信息 71，该最大强度投影图像信息是通过 MIP 处理来组合高亮度区域 45-48 的一个单独组合图像信息。图中的虚线说明高亮度区域 45-48 之间的边界。高亮度区域 45-48 可能具有未在图中示出的亮度的不均匀性，亮度的不均匀性可以反映存在于成像区域中的造影剂的密度的分布。稍后将参考图 8 更详细地描述在被包括在图 7 的最大强度投影图像信息 71 中的每个高亮度区域 45-48 内所示的像素位置 51-54。

然后回到图 6，如果 MIP 处理未被应用（步骤 S601 是否定的），则操作者使用开关 86 和 87 从输入单元 107 选择亮度变化曲线计算装置

93 (步骤 S604) 以指示计算亮度变化曲线。亮度变化曲线是指示作为相同成像区域的图像的 B 模式图像信息 41-44 中的每个相同像素位置的亮度随着时间的变化的曲线。

图 8 示出在从较浅区域到较深区域的一些典型像素位置处的亮度变化曲线的例子。对于这些像素位置而言, 可以使用在图 7 中所示的高亮度区域 45-48 中示出的像素位置 51-54, 并且在像素位置 51-54 处的亮度变化曲线被显示为图 8(A)至图 8(D)。

图 8(A)是高亮度区域 45 的亮度变化曲线的例子, 其中像素位置沿着深度方向位于较浅区域。在亮度变化曲线上, 较浅区域的亮度值将在开始成像之后立即变成最大强度, 这是因为超声波的声压被设置为破坏性声压以便破坏存在于较浅区域中的造影剂。其后, 在亮度变化曲线上, 由指示源自较浅组织的反射超声回波的亮度组成的亮度将被降低, 这是因为在较浅区域组织中不存在造影剂。

图 8(B)和图 8(C)说明示例性亮度变化曲线, 所述亮度变化曲线由存在于 B 模式图像信息 41-44 的成像区域中并且沿着深度方向被定位在中间深度区域的高亮度区域 46 与 47 的像素来指示。由于在开始成像之后造影剂立即存在于较浅区域中, 所以亮度变化曲线较少受到造影剂影响, 并且在较深区域中具有较低亮度。另一方面, 在开始成像之后的一段时间, 较浅区域中的造影剂将被破坏以及中间区域中的声压将增大, 并且存在于中间区域中的造影剂将形成高亮度区域 46 与 47, 使得峰值将出现在亮度变化曲线中。其后, 由于在较浅和中间区域中没有造影剂, 所以较低亮度将出现在亮度变化曲线上, 其指示从中间区域的组织反射的超声波回波。

图 8(D)指示示例性亮度变化曲线, 该亮度变化曲线由沿着深度方向存在于 B 模式图像信息 41-44 的成像区域中的末端的高亮度区域 48 中的像素来指示。对于开始成像之后的一段时间, 在较浅区域中和在中间区域中存在造影剂, 并且在亮度变化曲线上在较深区域中较少受到造影剂影响, 使得亮度将较低。当存在于较浅区域中和中间区域中的造影剂被破坏并且在较深区域中声压增大时, 存在于较深区域中的造影剂将形成高亮度区域 48, 并且峰值将出现在亮度变化曲线中。

其后, 回到图 6, 操作者使用基于为每个像素位置所确定的亮度变化曲线而从亮度变化曲线计算的参数值来确定作为组合图像信息的参

数值图像信息（步骤 S605）。参数值由操作者从输入单元 107 指定，所述值反映存在于组织中的造影剂的分布。

图 9 示出说明基于亮度变化曲线所确定的参数值的例子的示意图。在图 9 中，作为例子示出沿着深度方向定位在中间区域中的像素的亮度变化曲线 83。亮度变化曲线 83 在存在于较浅区域和中间区域的某个部分中的造影剂被破坏的时间点具有峰值。在该峰值左右，亮度变化曲线 83 的许多参数值将被给出。亮度变化曲线 83 的一些参数值包括峰值 B_p 、峰值时间 T_p 、破坏终止时间 T_{th} 、破坏持续时间 ΔT 等等。

峰值 B_p 是亮度变化曲线 83 的峰所具有的峰值，所述峰值是与在该像素位置处的造影剂的密度近似成比例的值。峰值时间 T_p 是从超声波的声压被设置为破坏性声压一直到在该像素位置处的造影剂几乎被破坏的时间段，其取决于沿着深度方向的像素位置以及直到深度位置的造影剂的密度分布。破坏终止时间 T_{th} 是从超声波的声压被设置为破坏性声压一直到在该像素位置处的造影剂的破坏几乎被终止的时间，其将是反映亮度变化曲线 83 的峰宽的量。破坏终止时间 T_{th} 是在亮度值 $B_p \times k$ 处具有两个采集时间之间的较长时间段的采集时间，其中所述值从亮度变化曲线 83 中的峰值 B_p 以系数 k (<1) 减小。破坏持续时间 ΔT 是从破坏终止时间 T_{th} 减去峰值时间 T_p 的值，其是反映破坏在该像素位置处的造影剂所需的的时间的量。计算由操作者从输入单元 107 选择的这些参数值，并且与选择的参数值相一致，将形成以峰值 B_p 作为像素值的参数值图像信息、以峰值时间 T_p 作为像素值的参数值图像信息、以破坏终止时间 T_{th} 作为像素值的参数值图像信息、以及以破坏持续时间 ΔT 作为像素值的参数值图像信息。

当操作者选择峰值时间 T_p 作为参数值时，图像将是亮度随着深度沿着深度方向的加深而增大的图像。

在前面的描述中，为了清楚起见，从亮度变化曲线来确定这些参数值。然而，通过跟踪亮度的时程的变化，在跟踪期间可以给出这些参数值，而不用确定亮度变化曲线。

其后，回到图 6，操作者将确定 MIP 图像信息或参数值图像信息是否将被彩色显示（步骤 S607）。如果不对 MIP 图像信息或参数值图像信息进行彩色显示（步骤 S607 是否定的），则操作者指示显示以 MIP 图像信息的或参数值图像信息的像素值作为亮度信息的图像信息（步骤

S609)。如果对 MIP 图像信息或参数值图像信息进行彩色显示（步骤 S607 是肯定的），则调用色调关联装置 85 以使 MIP 图像信息中或参数值图像信息中的像素值与色调相关联（步骤 S608）。色调关联装置 85 例如使用如图 10 中所示的查找表来使 MIP 图像信息中或参数值图像信息中的像素值与色调相关联。对于查找表，作为例子，示出一个表，其中从最小强度到最大强度的像素值与从蓝紫色到红色的可见光相关联。通过使用代码（例如 RGB 表示）来指定色调，所述代码与色调代码相匹配以便通过图像显示控制器单元 105 来指示显示单元 106。

然后，控制器单元 108 在显示单元 106 上显示以彩色显示代码作为像素值的 MIP 图像信息或参数值图像信息（步骤 S609），然后它终止该组合图像形成处理和图 3 中所示的主例程。

图 11 示出说明将被显示在显示单元 106 上的彩色图像信息的示意图。图 11(A)是将被显示在显示单元 106 上的彩色图像信息 90 的例子。造影剂分布在成像区域的整个区域中，并且如果造影剂以较高密度分布，则彩色图像信息 90 具有达到红色的颜色，以及如果造影剂以较低密度分布，则彩色图像信息 90 具有达到蓝紫色的颜色。彩色图像信息 90 指示造影剂在沿着深度方向从较浅位置到较深位置的整个截面中的密度的彩色显示的分布。

图 11(B)是说明使用峰值时间 T_p 作为参数值的参数值图像信息的彩色显示的示意图。由于峰值时间 T_p 大体在沿着深度方向的较浅位置处较短，而在沿着深度方向的较深位置处较长，所以彩色图像信息 91 随着位置从较浅位置过渡到较深位置而近似将颜色从蓝紫色变化为红色，以便作为彩色显示来指示造影剂沿着深度方向的分布的变化。

如上所述，在第一优选实施例中，当将具有用于破坏造影剂的声压的超声发射到受试者 1 时，B 模式图像信息 41-44 的多个帧被采集，并且从所述图像信息来形成和显示可以作为组合图像信息的最大强度投影图像信息或参数值图像信息。关于成像区域的整个区域中的造影剂的密度分布的信息可以立刻由一个单独的成像会话来采集，然后关于成像区域中的密度分布的信息可以容易地作为一个单独组合图像信息被捕捉。

在该第一优选实施例中，在步骤 S403 中，尽管操作者视觉地确定高亮度区域是否从显示单元 106 上的 B 模式图像消失，但是该步骤可以

是自动的。当自动执行时，例如阈值被提供给 B 模式图像的像素值，并且如果像素值超出该阈值，则将存在高亮度区域，而如果像素值低于该阈值，则认为高亮度区域消失。

<第二实施例>

尽管在上述的第一优选实施例中，当采集 B 模式图像信息时的成像条件（例如沿着深度方向的超声波的焦点）是固定的，但是在用于通过将超声波的声压设置为破坏性声压来采集 B 模式图像信息的多个帧的部分高亮度图像采集处理中，这些成像条件可以被优化以用于采集到的 B 模式图像信息，从而允许形成清楚得多的组合图像信息。在本发明的第二优选实施例中将说明这样一种情况，其中根据采集到的 B 模式图像信息来优化成像条件。

将在第二优选实施例中使用的超声成像装置包括控制器单元 110 来代替图 1 中所示的控制器单元 108。超声成像装置的其他部件与图 1 中所示的相同并且将省略对其的详细描述。

控制器单元 110 包括图像采集控制器单元 14、ROI 设置装置 20、代表性像素值计算装置 21、ROI 检测器装置 22、组合图像形成装置 80、以及色调关联装置 85。图像采集控制器单元 14 进一步包括焦点控制器装置 15 和频率控制器装置 16。组合图像形成装置 80 和色调关联装置 85 与图 2 中所示的那些相同，并且将省略对其的详细描述。稍后将与下面所述的控制器单元 110 的操作一起来更详细地描述 ROI 设置装置 20、代表性像素值计算装置 21、ROI 检测器装置 22、焦点控制器装置 15、以及频率控制器装置 16 的功能。

现在将参考图 13 来描述控制器单元 110 的操作。图 13 示出说明由控制器单元 110 所执行的部分高亮度图像采集处理的操作的流程图。由控制器单元 110 所执行的组合图像形成处理的操作与图 3 的流程图中所示的操作相同，并且将省略对其的详细描述。

该操作从输入单元 107 指示沿着成像区域的深度方向设置多个 ROI（步骤 S1301）。图 14 示出说明沿着成像区域 39 的深度方向设置的多个 ROI 的例子。成像区域 39 指示从其采集 B 模式图像信息的受试者 1 内的成像截面，以及从输入单元 107 设置沿着深度方向均匀分开的 ROI 31-34。

由输入单元 107 所设置的 ROI 信息被读入焦点控制器装置 15、频

率控制器装置 16 和 ROI 设置装置 20 中。

焦点控制器装置 15 控制图像处理单元 103 中的延迟电路,以便沿着发射超声波的深度方向改变焦点。焦点控制器装置 15 基于从输入单元 107 所设置的 ROI 31-34 的 ROI 信息来计算焦点。焦点例如可以被设置在这样的位置,该位置在从沿着深度方向的 ROI 的中心位置在深度方向的较深侧附近。焦点控制器装置 15 基于来自 ROI 检测器装置 22 的调用信号来切换焦点。

频率控制器装置 16 控制发射器/接收器单元 102 的驱动波形发生器电路,以便控制用于激励压电元件的方波脉冲的频率。频率控制器装置 16 基于关于由输入单元 107 所设置的多个 ROI 的信息来设置这些 ROI 的最佳激励频率。例如,对于沿着深度方向位于较深位置的 ROI,频率比处于较浅位置的 ROI 低的超声波可以被发射,以便采集期望具有较小衰减的 B 模式图像信息。

然后,控制器单元 110 将最浅 ROI 31 所具有的焦点 35 的值作为初始值设置到发射器/接收器单元 102 (步骤 S1302)。控制器单元 110 还将把超声波的声压设置为破坏性声压的信号发射到声压改变装置 12,以便将发射的超声波改变为造影剂的破坏性声压(步骤 S1303),然后放置探头单元 101 与目标成像区域接触以便采集 B 模式图像信息,并且将这样采集的 B 模式图像信息存储在图像存储器单元 104 中(步骤 S1304)。

每当 B 模式图像信息被存储时,控制器单元 110 就在实时的基础上计算表示 ROI 31-34 的代表性像素值(步骤 S1305),然后确定代表性像素值是否超出峰值(步骤 S1306)。在该确定过程中,控制器单元 110 的 ROI 设置装置 20 使用由输入单元 107 所设置的 ROI 31-34 的 ROI 信息和来自图像存储器单元 104 的 B 模式图像信息来分类和采集 ROI 31-34 中的 B 模式图像信息。然后控制器单元 110 的代表性像素值计算装置 21 使用已分类的 ROI 31-34 的图像信息来确定代表性像素值。代表性像素值可以是加成值、最大像素值、或对 ROI 31-34 中的每一个所计算的 ROI 31-34 的像素值的平均像素值,并且指示表示 ROI 31-34 的亮度值。

控制器单元 110 的 ROI 检测器装置 22 在实时的基础上获得由代表性像素值计算装置 21 所计算的 ROI 31-34 中的每一个的代表性像素值,以便确定这些代表性像素值随着时间的变化。图 15 示出说明 ROI 32 的

代表性像素值（例如最大强度）的时程变化的示意图。横坐标轴指示从开始成像起的时间，以及纵坐标轴指示代表性像素值的值。ROI 32 的代表性像素值指示类似于图 8 中所示的亮度变化曲线 82 的时程变化，并且近似在高亮度区域 46 的亮度变高时具有它的峰值 R_p 。

ROI 检测器装置 22 在实时的基础上检测代表性像素值的时程变化超出峰值的时间 T_s 。ROI 检测器装置 22 比较在实时的基础上获得的代表性像素值的值与初始值为零的预定最大强度，并且将较大的值设置为新的最大强度。同时，ROI 检测器装置 22 计算先前设置的最大强度与预定倍增率 m （例如 0.8）相乘的相乘值，并且当在实时的基础上采集的代表性像素值低于该相乘值时确定代表性像素值作为超出峰值的时间 T_s 获得的时间。

其后，回到图 13，如果代表性像素值未超出峰值（步骤 S1306 是否定的），则 ROI 检测器装置 22 进入步骤 S1304，在该步骤中它重复对 B 模式图像信息的采集和存储到图像存储器单元 104 中。如果代表性像素值超出峰值（步骤 S1306 是肯定的），则 ROI 检测器装置 22 确定 ROI 是否在最深区域中（步骤 S1307）。如果 ROI 不在最深区域中（步骤 S1307 是否定的），则焦点切换信号被发送到焦点控制器装置 15 以便更进一步地改变焦点（步骤 S1308）。

如果 ROI 位于最深区域（步骤 S1307 是肯定的），则 ROI 检测器装置 22 根据操作者通过输入单元 107 发出的指令来确定存在于成像区域中的高亮度区域是否已消失（步骤 S1309），如果高亮度区域未从成像区域消失（步骤 S1309 是否定的），则该过程进入步骤 S1304，在该步骤中重复对 B 模式图像信息的采集和存储。如果高亮度区域从成像区域消失（步骤 S1309 是肯定的），则 ROI 检测器装置 22 遵循由操作者从输入单元 107 发出的指令来减小发射超声波的声压，以便停止将 B 模式图像信息存储到图像存储器单元中（步骤 S1310），然后 ROI 检测器装置 22 终止该部分高亮度图像采集处理以便返回到主例程。

如上所述，在该第二优选实施例中，多个 ROI 31-34 以及 ROI 31-34 中的每一个的焦点 35-38 在部分高亮度图像采集处理中沿着成像区域的深度方向被设置，ROI 检测器装置 22 检测高亮度区域存在于其中并且朝着深度方向移动的 ROI，以及该 ROI 的焦点被用作待发射的超声波的焦点，使得高亮度区域作为较高分辨率的 B 模式图像信息被记录，同时

声压被集中到哪里，从而允许形成清楚得多的组合图像信息。

在该第二优选实施例中，尽管待发射的超声波的焦点通过使用焦点控制器装置 15 被设置为由 ROI 检测器装置 22 检测到的高亮度 ROI，但是与之类似，可以通过使用频率控制器装置 16 改变要发射到每个检测到的高亮度 ROI 的超声波的激励频率。例如，当高亮度 ROI 从较浅 ROI 移动到较深 ROI 时，待发射的超声波的激励频率可以从高频变化到低频，以允许在较浅 ROI 中获得较高分辨率的 B 模式图像信息，同时允许在较深 ROI 中获得衰减较小的高灵敏度的 B 模式图像信息。

可以在不脱离本发明的精神和范围的情况下配置本发明的许多大大不同的实施例。应当理解，本发明不限于在说明书中所述的特定实施例，而只是由所附权利要求书来限定。

附图标记列表

图 1

探头 101; 超声波; 受试者 1

图像采集单元 109

发射器/接收器单元 102

声压改变装置 12

图像处理单元 103

图像存储器单元 104

图像显示控制器单元 105

显示单元 106

控制器单元 108

输入单元 107

图 2

去往: 发射器/接收器单元 102、图像处理单元 103、图像存储器单元 104、
图像显示控制器单元 105

来自: 图像存储器单元 104

开关 87

控制器单元 108

图像采集控制器单元 88

来自: 输入单元 107

组合图像形成装置 80

MIP 装置 92

亮度变化曲线计算装置 93

参数值计算装置 89

色调关联装置 85

开关 86

去往: 图像显示控制器单元 105

图 3

开始

S301 向受试者施予造影剂

S302 让受试者呆上一段预定时间
S303 开始成像
S304 部分高亮度图像采集处理
S305 组合图像形成处理
结束

图 4

部分高亮度图像采集处理

S401 将超声波设置为破坏性声压
S402 获得 B 模式图像信息, 并且将该信息存储到图像存储器中
S403 高亮度区域消失了吗?
S404 停止存储 B 模式图像信息
返回

图 5

深度方向; 浅-深

采集时间

B 模式图像信息 41; 高亮度区域 45
B 模式图像信息 42; 高亮度区域 46
B 模式图像信息 43; 高亮度区域 47
B 模式图像信息 44; 高亮度区域 48

图 6

组合图像形成处理

S601 MIP 处理?
S602 选择 MIP 装置
S603 确定最大强度投影图像信息
S604 选择亮度变化曲线计算装置
S605 确定参数值图像信息
S607 彩色显示?
S608 与色调相关联
S609 显示图像信息
返回

图 7

最大强度投影图像信息 71

像素位置 51

高亮度区域 45

像素位置 52

高亮度区域 46

像素位置 53

高亮度区域 47

像素位置 54

高亮度区域 48

图 8

(A) y: 亮度 x: 采集时间

亮度变化曲线 81

(B) y: 亮度 x: 采集时间

亮度变化曲线 82

(C) y: 亮度 x: 采集时间

亮度变化曲线 83

(D) y: 亮度 x: 采集时间

亮度变化曲线 84

图 9

y: 亮度 x: 采集时间

亮度变化曲线 83

图 10

像素值; 颜色

最大强度; 红色

...; 黄色

...; 绿色

最小强度; 蓝紫色

图 11

(A)

彩色图像信息 90

黄色; 红色; 绿色; 黄色;

黄色; 蓝紫色; 黄色

(B)

彩色图像信息 91

蓝紫色

黄色

红色

图 12

控制器单元 110

去往: 发射器/接收器单元 102、图像处理单元 103

来自: 图像存储器单元 104

图像采集控制器单元 14

焦点控制器装置 15

频率控制器装置 16

ROI 设置装置 20

代表性像素值计算装置 21

ROI 检测器装置 22

组合图像形成装置 80

色调关联装置 85

来自: 输入单元 104

图 13

部分高亮度图像采集处理

S1301 设置多个 ROI

S1302 将焦点设置为最浅的 ROI 位置

S1303 将超声波设置为破坏性声压

S1304 获得 B 模式图像信息并将其存储到图像存储器单元中

S1305 计算每个 ROI 的代表性像素值

S1306 代表性像素值超过了峰值?

S1307 ROI 是最深区域吗?

S1308 更深一步地改变焦点

S1309 高亮度区域消失了吗?

S1310 停止存储 B 模式图像信息

返回

图 14

焦点 35、36、37、38

ROI 31、32、33、34

成像区域 39

图 15

y: 代表性像素值

x: 时间

Ts (超过峰值的时间)

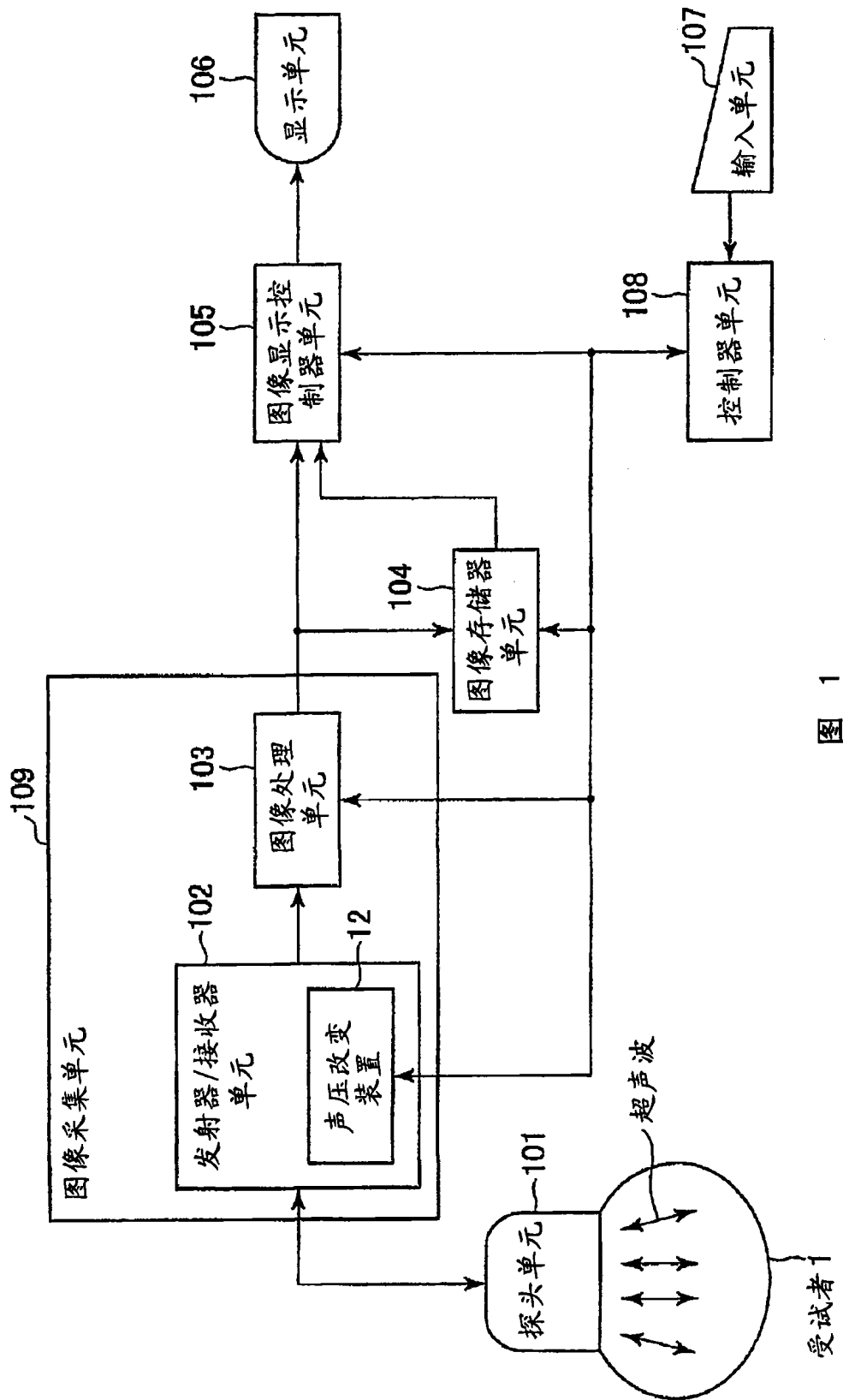


图 1

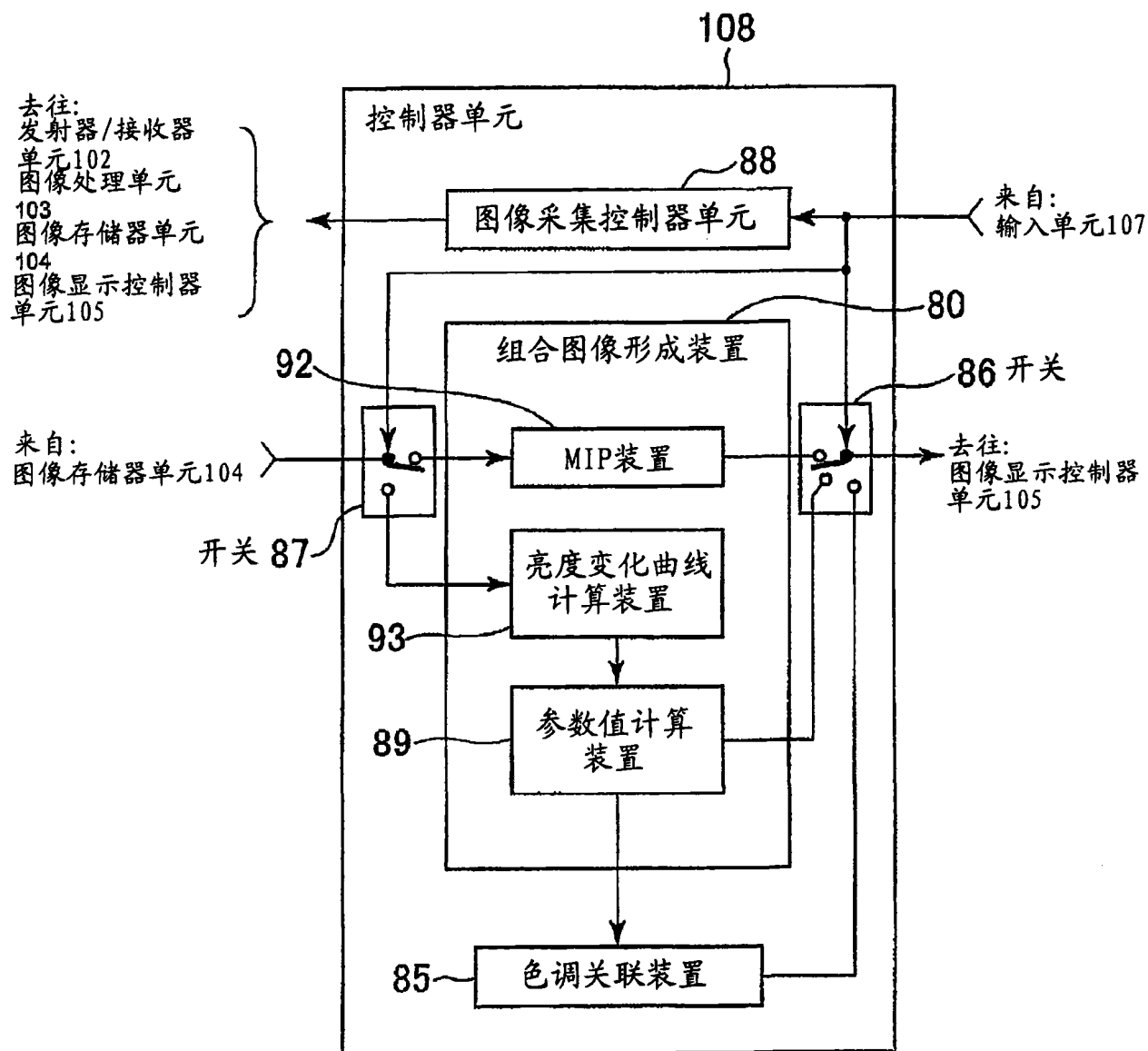


图 2

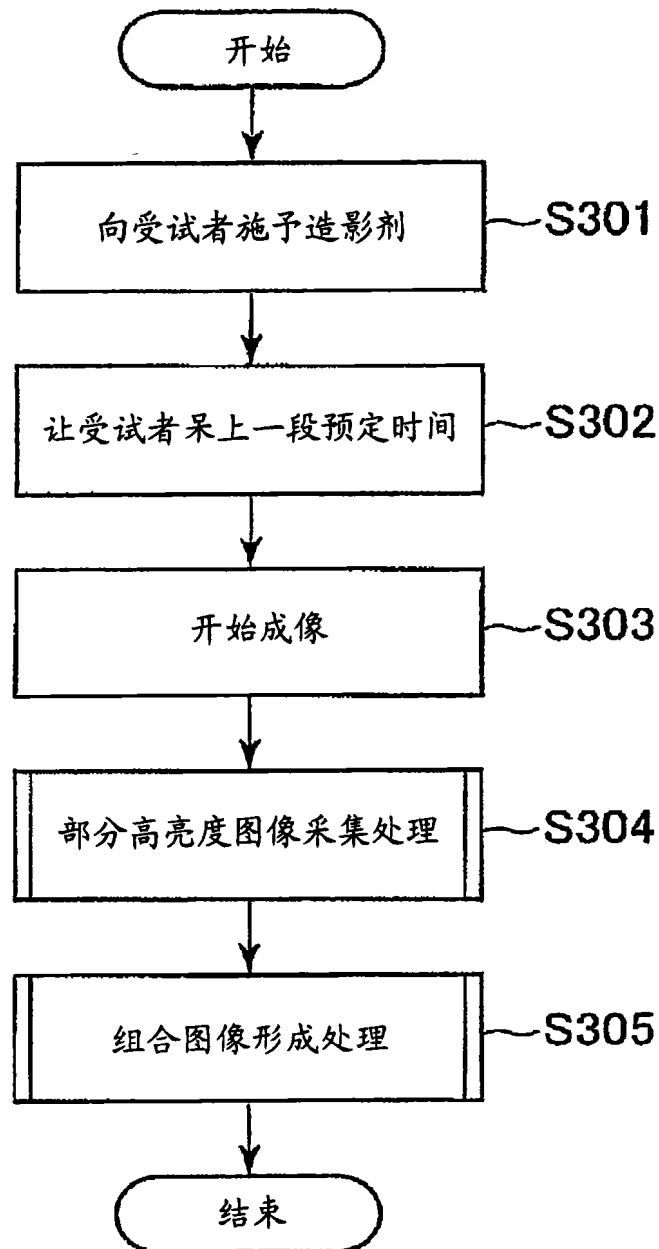


图 3

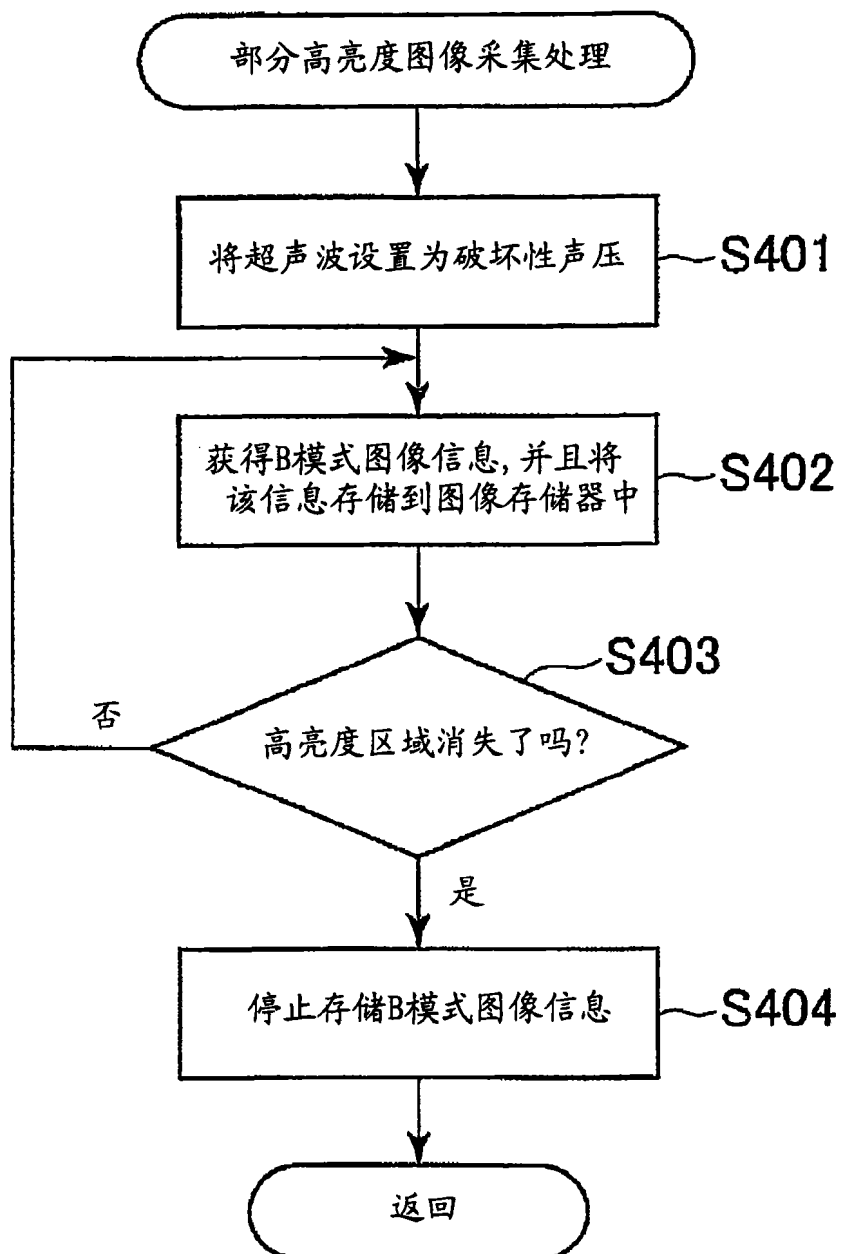


图 4

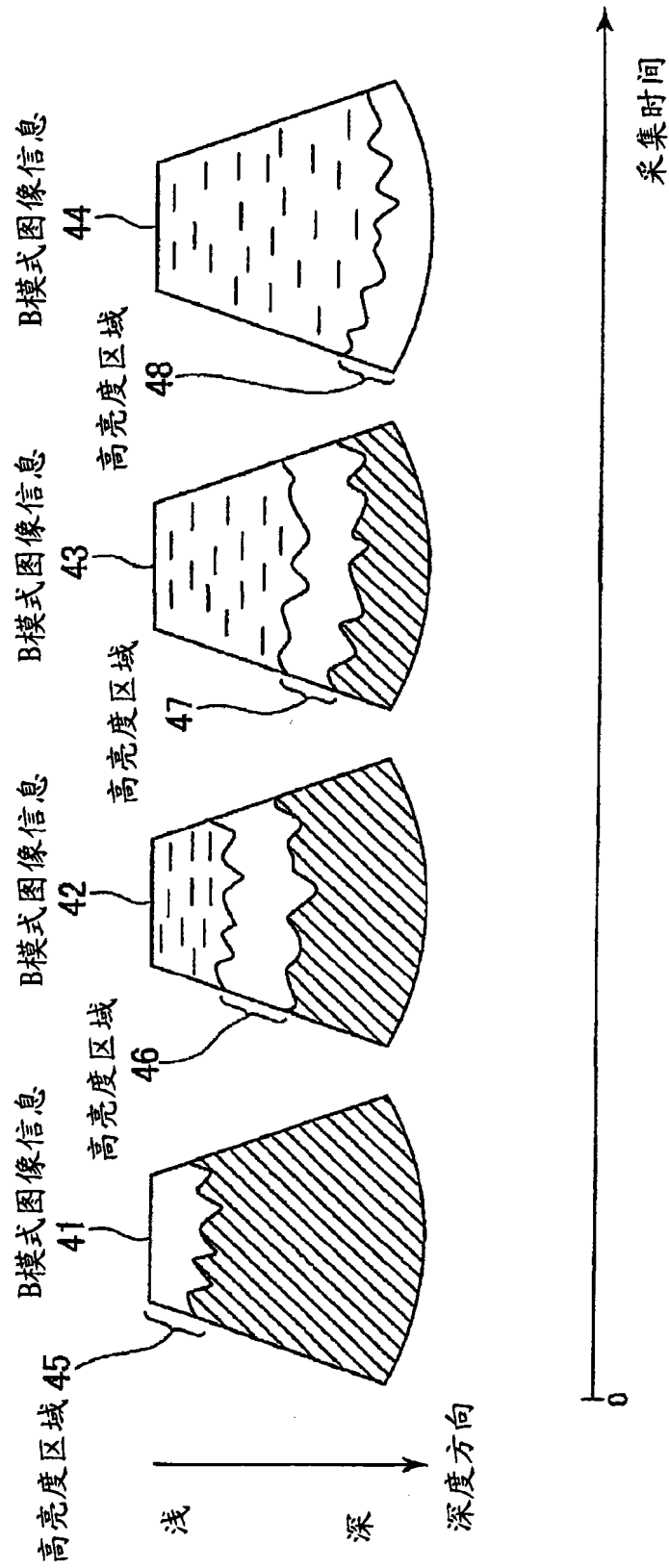


图 5

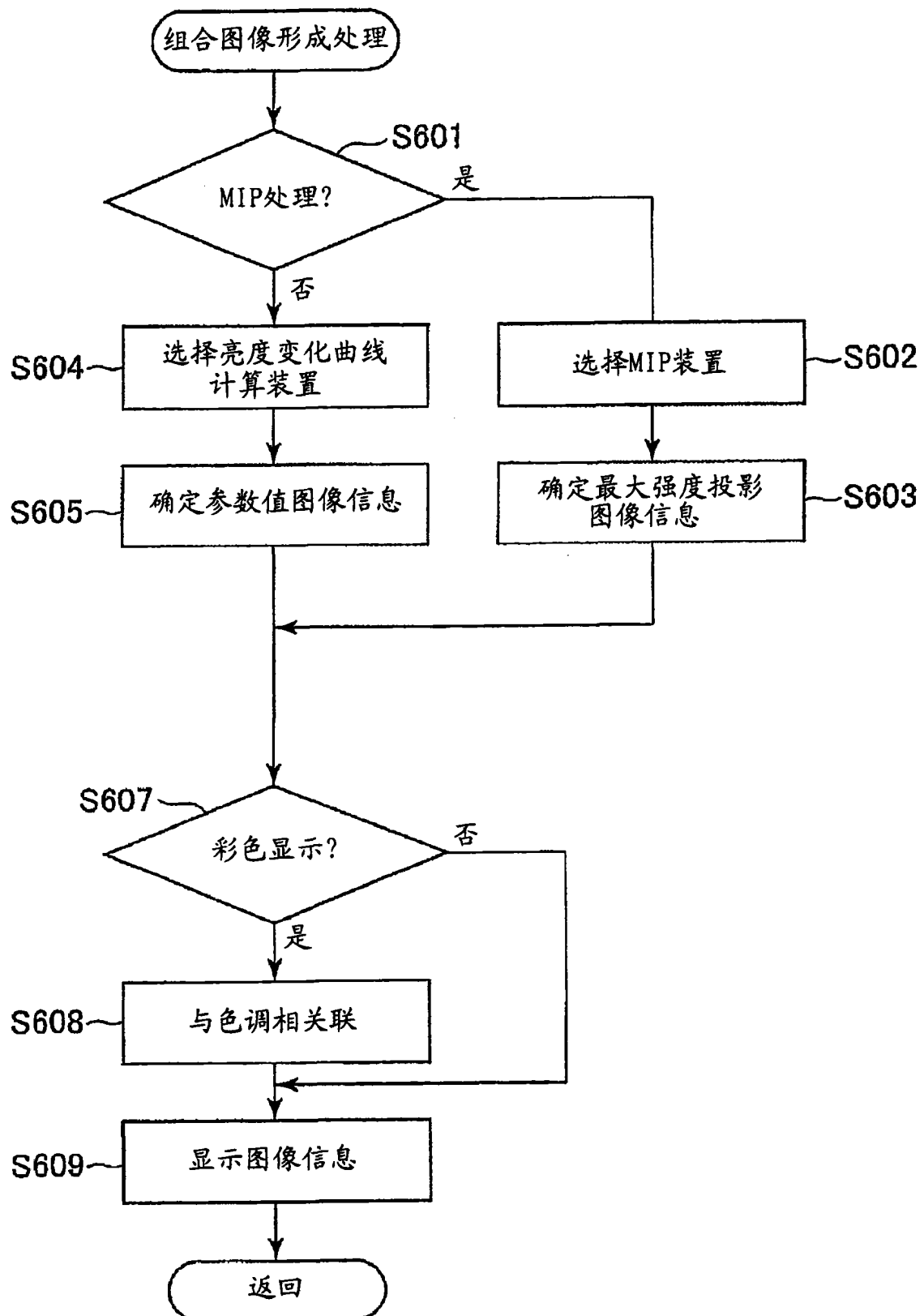


图 6

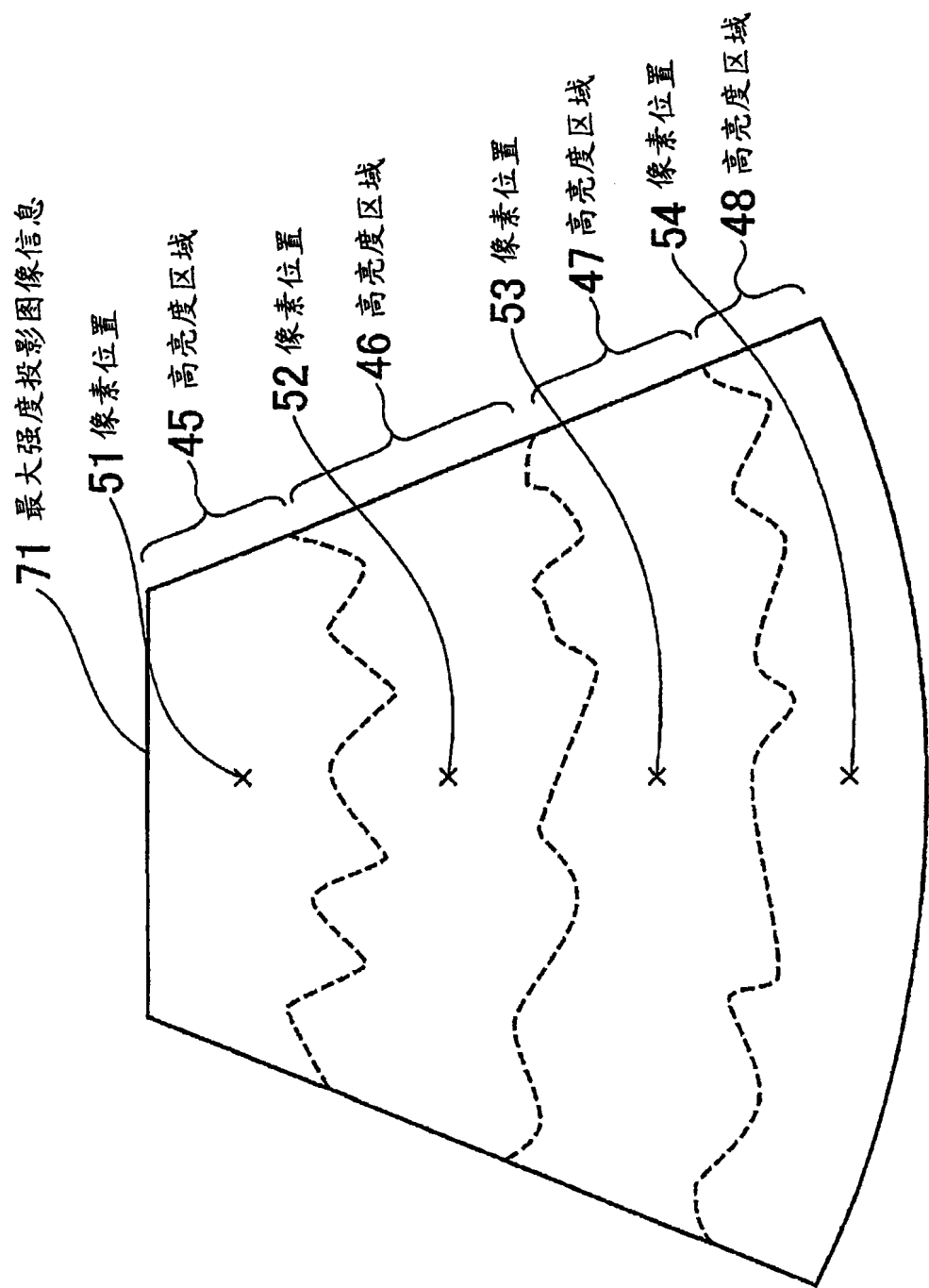


图 7

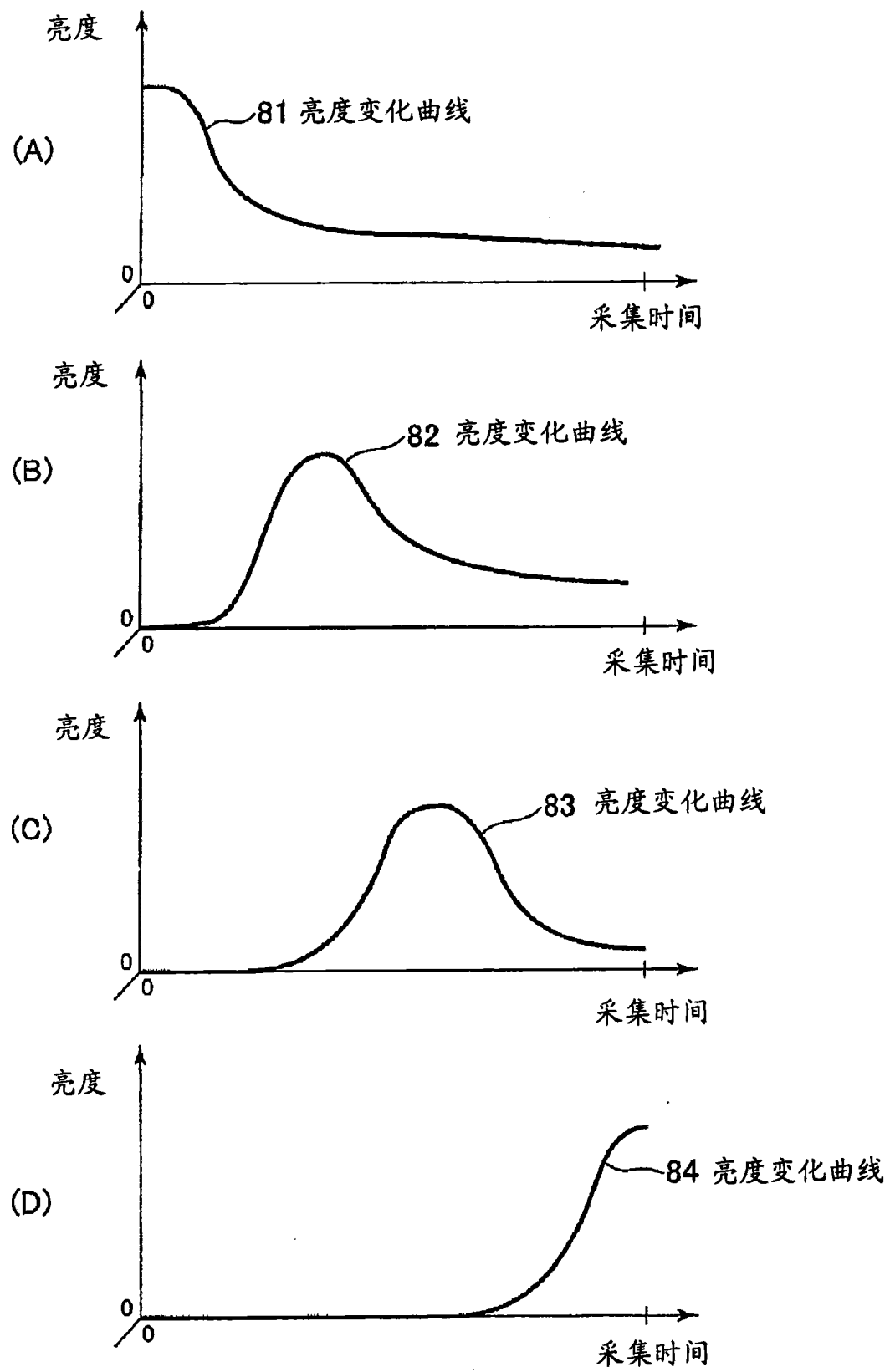


图 8

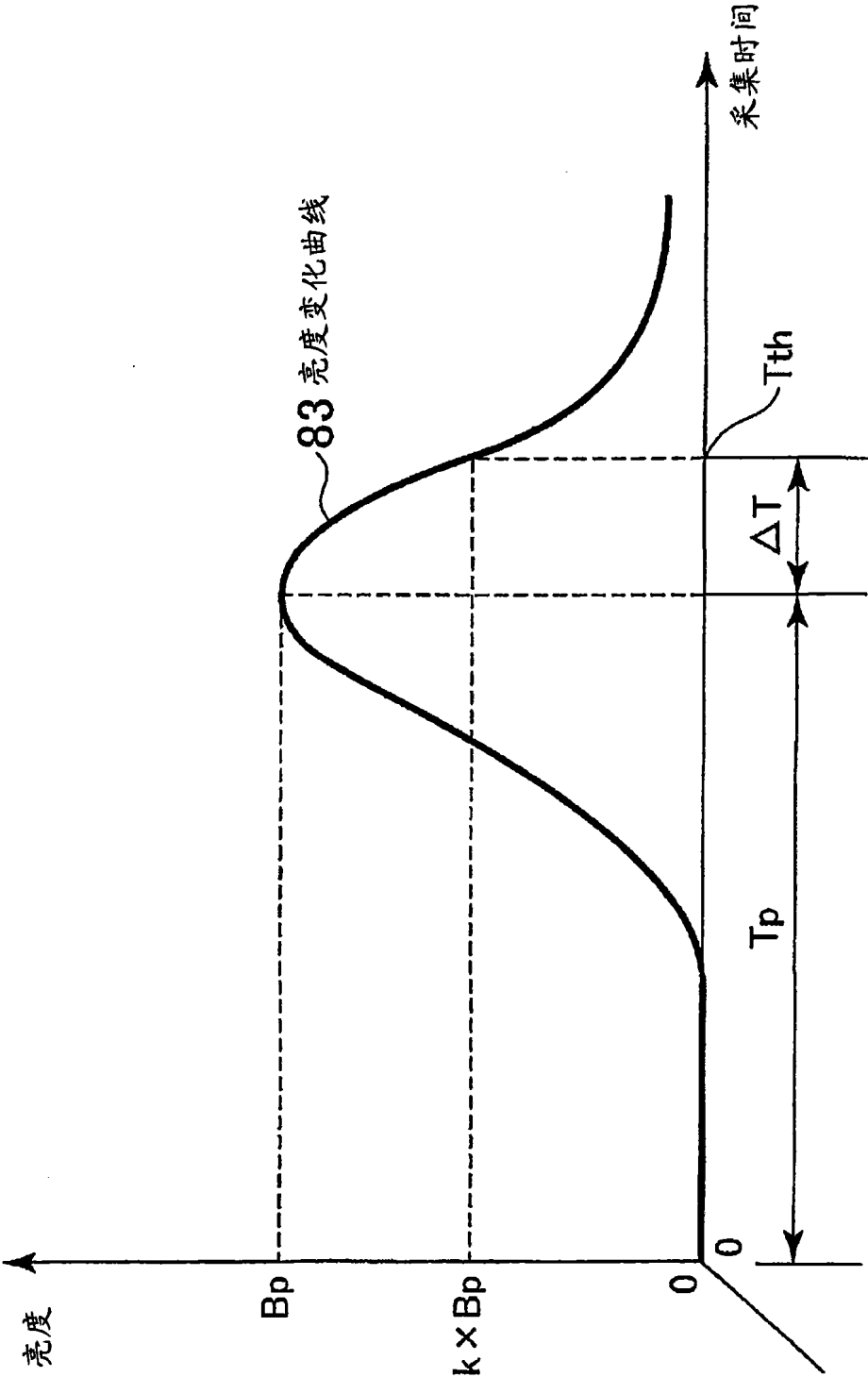


图 9

像素值	颜色
最大强度	红色
•	•
•	•
•	•
•	黄色
•	•
•	•
•	绿色
•	•
•	•
•	•
•	•
•	•
最小强度	蓝紫色

图 10

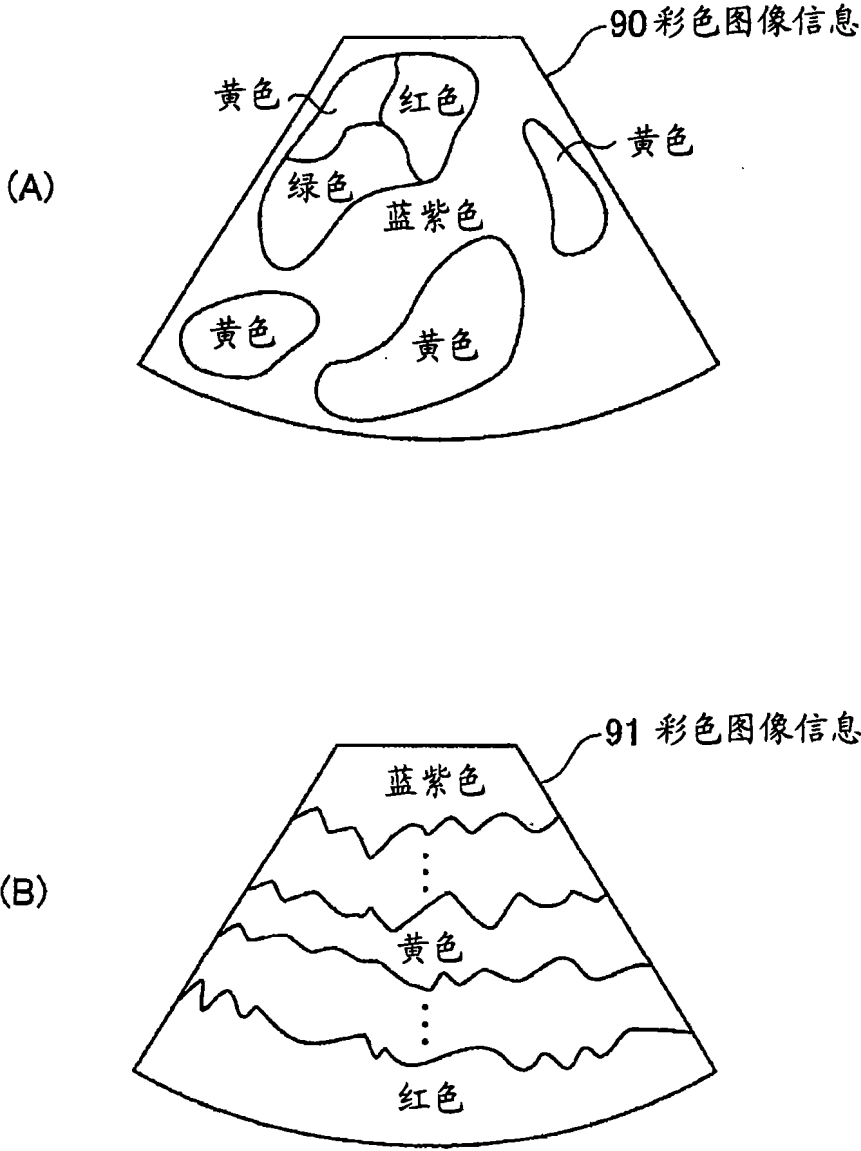


图 11

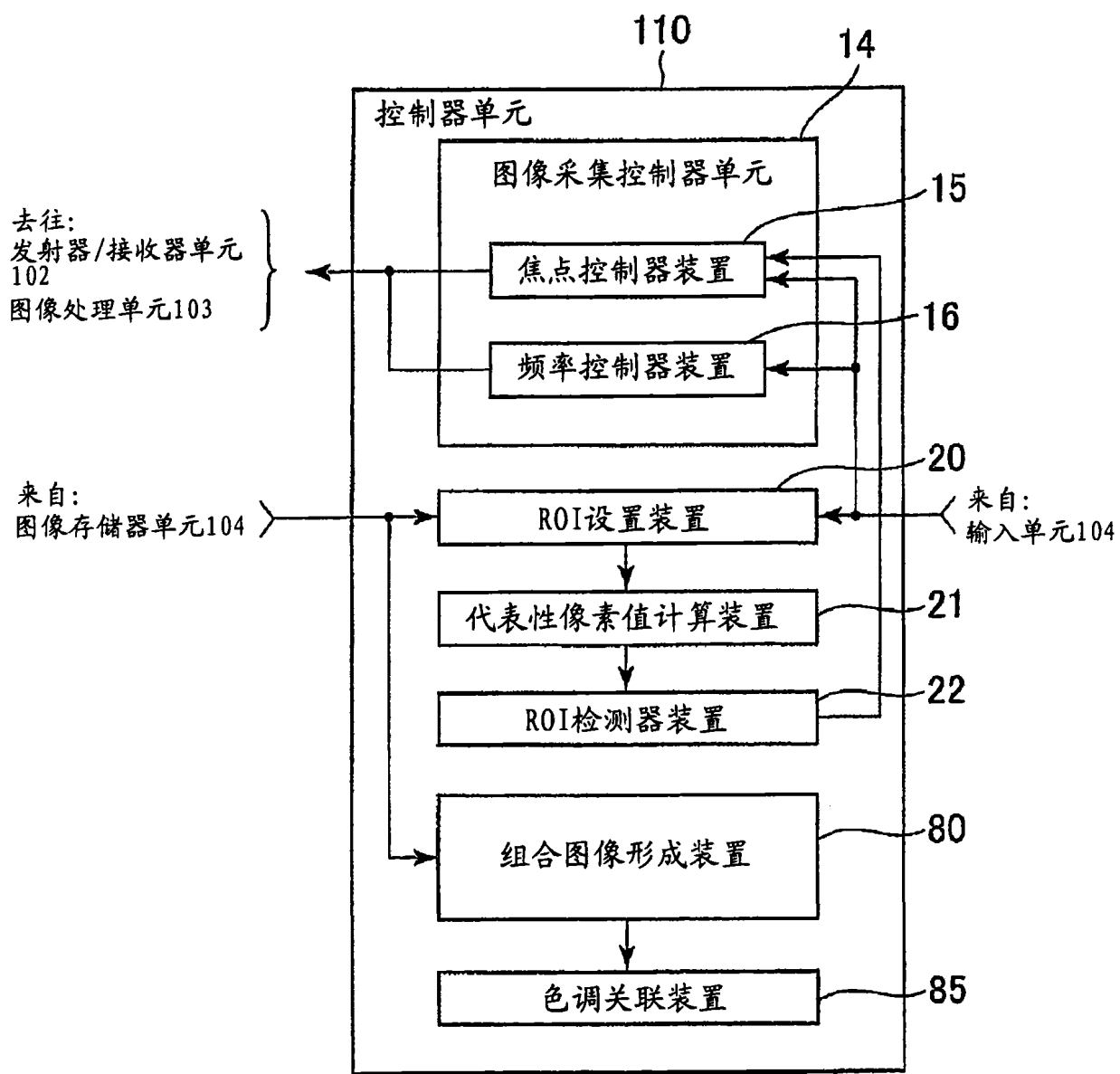


图 12

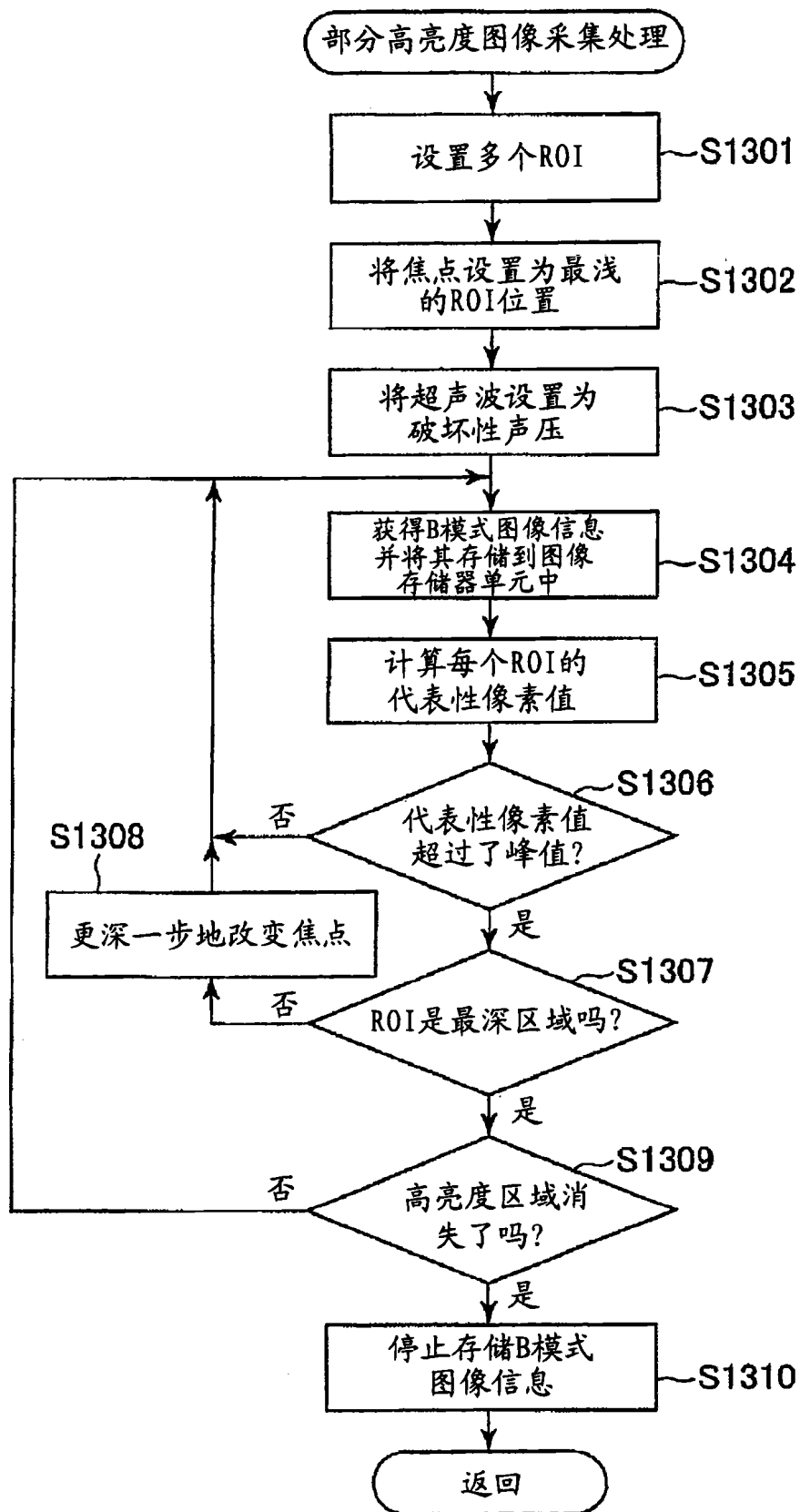


图 13

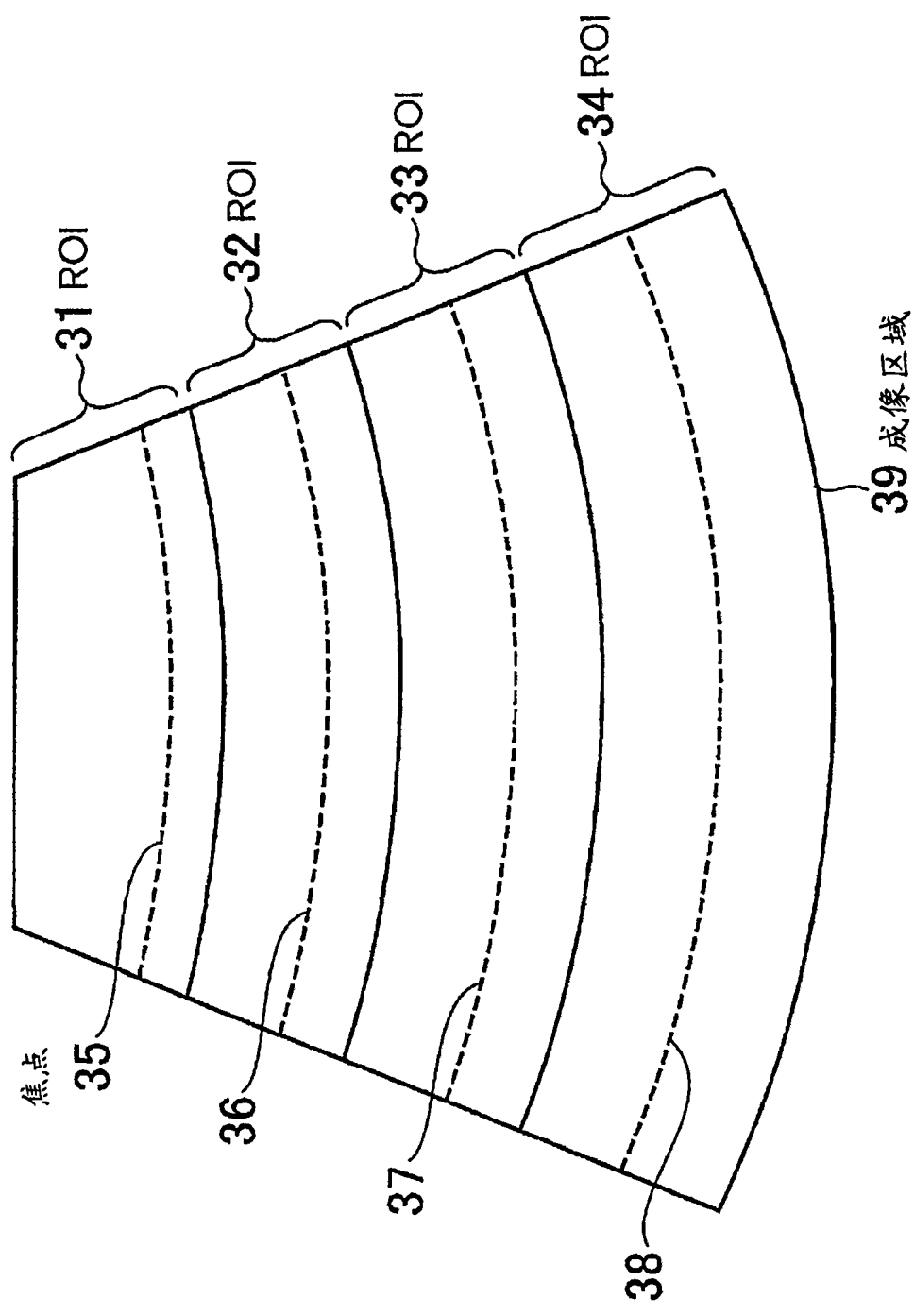


图 14

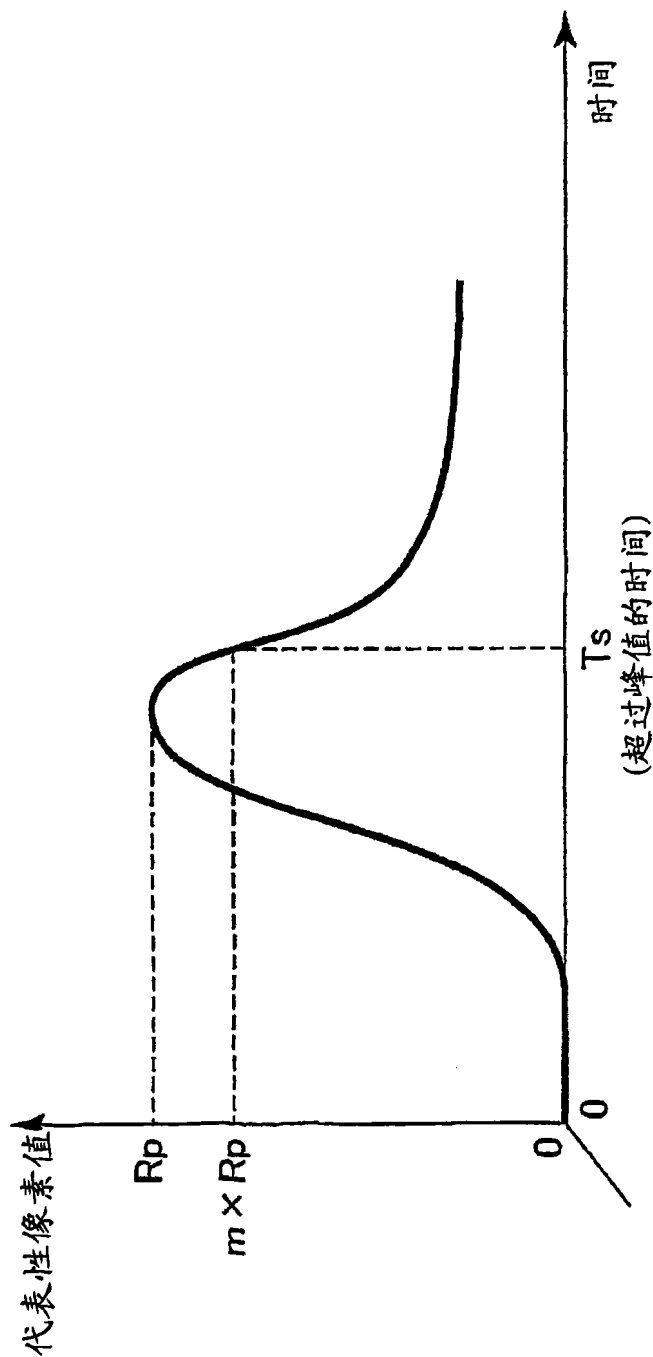


图 15

专利名称(译)	超声成像装置和超声成像方法		
公开(公告)号	CN101416887A	公开(公告)日	2009-04-29
申请号	CN200810149994.8	申请日	2008-10-24
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	S·卡托 H·哈什莫托		
发明人	S·卡托 H·哈什莫托		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	G01S7/52071 A61B8/481 A61B8/461		
代理人(译)	马永利 蒋骏		
优先权	2007276053 2007-10-24 JP		
其他公开文献	CN101416887B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了超声成像装置和超声成像方法。所述超声成像装置包括：图像采集单元(109)，用于将超声波发射到被施予造影剂的受试者(1)，以及用于获得所述受试者(1)的B模式图像；图像存储器单元(104)，用于存储多个B模式图像，所述多个B模式图像是通过在破坏所述造影剂的声压下将超声波发射到所述受试者(1)而获得的；以及组合图像形成设备(80)，用于从所述多个B模式图像形成一个组合图像。

