



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101264023 B

(45) 授权公告日 2010.12.15

(21) 申请号 200810083898.8

(22) 申请日 2005.07.07

(30) 优先权数据

2004-201040 2004.07.07 JP

(62) 分案原申请数据

200510083258.3 2005.07.07

(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 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 金春实

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G01S 7/52(2006.01)

G06T 5/00(2006.01)

(56) 对比文件

US 2002/0103437 A1, 2002.08.01, 说明书第 61-103 段, 图 1-18.

US 5797397 A, 1998.08.25, 全文.

US 5743266 A, 1998.04.28, 全文.

审查员 赵实

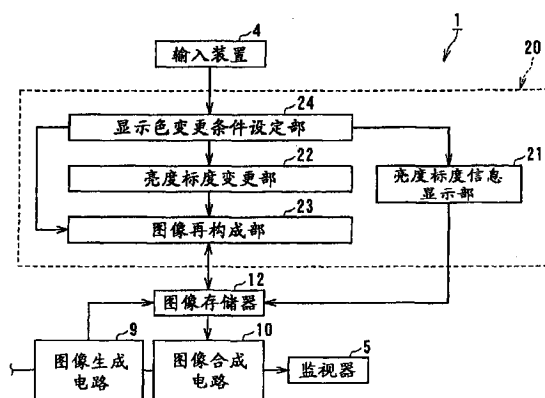
权利要求书 3 页 说明书 18 页 附图 12 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置和图像处理方法

(57) 摘要

一种超声波诊断装置,具有生成图像数据的单元、图像再构成单元和图像合成单元。生成图像数据的单元生成用于根据向被检体发送超声波而得到的回声信号的信号强度来亮度显示被检体的断层像之图像数据。图像再构成单元变更图像数据中的规定亮度部分的亮度和色彩中的至少一方,以强调规定亮度部分,并且,依次使规定亮度变化,据此生成多个再构成图像。图像合成单元将多个再构成图像提供给显示单元来依次进行显示。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

生成单元,生成时间系列的多个图像数据,该图像数据用于根据向被检体发送多次超声波而分别得到的回声信号的信号强度来亮度显示对应于多个帧的所述被检体的断层像;

图像生成单元,实施将所述多个图像数据在空间上对应位置的亮度电平保持为最大值的最大亮度电平保持运算,生成多个新的图像数据;

第1色调变更单元,执行将所述多个新的图像数据的色调变更为事先指定的第1色调的图像再构成处理;

第2色调变更单元,执行将不带有所述最大亮度电平保持运算的所述多个图像数据的色调变更为事先指定的第2色调的另一图像再构成处理;和

图像合成单元,将变更为第1色调的图像数据和变更为第2色调的图像数据提供给显示单元并重叠显示,使得通过色调的变化来判断关心区域的亮度电平有无变化。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述图像合成单元构成为将由生成所述多个图像数据的生成单元所生成的所述多个图像数据提供给所述显示单元并列显示。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

生成所述多个图像数据的生成单元构成为生成所述多个图像数据,作为多个三维数据,

所述第1色调变更单元构成为对二维投影实施了所述最大亮度电平保持运算的新的多个三维数据所得到的多个二维图像数据执行所述图像再构成处理,

所述第2色调变更单元构成为对二维投影由生成所述多个图像数据的生成单元所生成的所述多个三维数据所得到的多个二维图像数据执行所述另一图像再构成处理。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述第1色调变更单元构成为通过将灰色标度的基本色中至少一个色调用作所述第1色调,执行所述图像再构成处理,

所述第2色调变更单元构成为通过将所述基本色的其余至少一个色调用作所述第2色调,执行所述另一图像再构成处理。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述第1色调变更单元构成为通过将实质上由红色、蓝色和绿色构成的灰色标度的基本色中至少一个色调用作所述第1色调,执行所述图像再构成处理,

所述第2色调变更单元构成为通过将所述基本色的其余至少一个色调用作所述第2色调,执行所述另一图像再构成处理。

6. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

生成单元,生成时间系列的多个图像数据,该图像数据用于根据向被检体发送多次超声波而分别得到的回声信号的信号强度来亮度显示对应于多个帧的所述被检体的断层像;

定时设定单元,根据在用户想把握某个时刻之后的关心区域的亮度电平之变化时对输入装置输入的定时指定信息,生成时刻信息;

第1色调变更单元,执行将所述多个图像数据中由所述时刻信息指示的时刻下的特定

图像数据的色调变更为事先指定的第 1 色调的图像再构成处理；

第 2 色调变更单元,执行将所述多个图像数据中与由所述时刻信息指示的时刻之后所对应的至少两个图像数据的色调变更为事先指定的第 2 色调的另一图像再构成处理；和

图像合成单元,将变更为第 1 色调的图像数据和变更为第 2 色调的图像数据提供给显示单元并重叠显示,使得如果关心区域的亮度电平恒定,则保持重叠显示的图像的关心区域的色调。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于：

所述图像合成单元构成为将由生成所述多个图像数据的生成单元所生成的所述多个图像数据提供给所述显示单元并并列显示。

8. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于：

生成所述多个图像数据的生成单元构成为生成所述多个图像数据,作为多个三维数据,

所述第 1 色调变更单元构成为对二维投影所述多个三维数据所得到的多个二维图像数据中特定的二维图像数据执行所述图像再构成处理,

所述第 2 色调变更单元构成为对所述多个二维图像数据中与由所述时刻信息指示的时刻之后所对应的至少两个二维图像数据执行所述另一图像再构成处理。

9. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于：

所述第 1 色调变更单元构成为通过将灰色标度的基本色中至少一个色调用作所述第 1 色调,执行所述图像再构成处理,

所述第 2 色调变更单元构成为通过将所述基本色的其余至少一个色调用作所述第 2 色调,执行所述另一图像再构成处理。

10. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于：

所述第 1 色调变更单元构成为通过将实质上由红色、蓝色和绿色构成的灰色标度的基本色中至少一个色调用作所述第 1 色调,执行所述图像再构成处理,

所述第 2 色调变更单元构成为通过将所述基本色的其余至少一个色调用作所述第 2 色调,执行所述另一图像再构成处理。

11. 一种图像处理装置,其特征在于,具有：

图像生成单元,实施将为了亮度显示被检体的多个帧大小的断层像而生成的时间系列的多个图像数据在空间上对应位置的亮度电平保持为最大值的最大亮度电平保持运算,生成多个新的图像数据；

第 1 色调变更单元,执行将所述多个新的图像数据的色调变更为事先指定的第 1 色调的图像再构成处理；

第 2 色调变更单元,执行将不伴有所述最大亮度电平保持运算的所述多个图像数据的色调变更为事先指定的第 2 色调的另一图像再构成处理；和

图像合成单元,将变更为第 1 色调的图像数据和变更为第 2 色调的图像数据提供给显示单元并重叠显示,使得通过色调的变化来判断关心区域的亮度电平有无变化。

12. 一种图像处理装置,其特征在于,具有：

定时设定单元,根据在用户想把握某个时刻之后的关心区域的亮度电平之变化时对输入装置输入的定时指定信息,生成时刻信息；

第 1 色调变更单元,执行将为了亮度显示对应于多个帧的被检体的断层像而生成的时间系列的多个图像数据中、由所述时刻信息指示的时刻下的特定图像数据的色调变更为事先指定的第 1 色调的图像再构成处理;

第 2 色调变更单元,执行将所述多个图像数据中与由所述时刻信息指示的时刻之后所对应的至少两个图像数据的色调变更为事先指定的第 2 色调的另一图像再构成处理;和

图像合成单元,将变更为第 1 色调的图像数据和变更为第 2 色调的图像数据提供给显示单元并重叠显示,使得如果关心区域的亮度电平恒定,则保持重叠显示的图像的关心区域的色调。

13. 一种图像处理方法,其特征在于,具有如下步骤:

实施将为了亮度显示被检体的多个帧大小的断层像而生成的时间系列的多个图像数据在空间上对应位置的亮度电平保持为最大值的最大亮度电平保持运算,生成多个新的图像数据;

执行将所述多个新的图像数据的色调变更为事先指定的第 1 色调的图像再构成处理;

执行将不带有所述最大亮度电平保持运算的所述多个图像数据的色调变更为事先指定的第 2 色调的另一图像再构成处理;和

将变更为第 1 色调的图像数据和变更为第 2 色调的图像数据提供给显示单元并重叠显示,使得通过色调的变化来判断关心区域的亮度电平有无变化。

14. 一种图像处理方法,其特征在于,具有如下步骤:

根据在用户想把握某个时刻之后的关心区域的亮度电平之变化时对输入装置输入的定时指定信息,生成时刻信息;

执行将为了亮度显示对应于多个帧的被检体的断层像而生成的时间系列的多个图像数据中、由所述时刻信息指示的时刻下的特定图像数据的色调变更为事先指定的第 1 色调的图像再构成处理;

执行将所述多个图像数据中与由所述时刻信息指示的时刻之后所对应的至少两个图像数据的色调变更为事先指定的第 2 色调的另一图像再构成处理;和

将变更为第 1 色调的图像数据和变更为第 2 色调的图像数据提供给显示单元并重叠显示,使得如果关心区域的亮度电平恒定,则保持重叠显示的图像的关心区域的色调。

## 超声波诊断装置、图像处理装置和图像处理方法

[0001] 本申请是于 2005 年 7 月 7 日递交的、申请号为 200510083258.3、发明名称为“超声波诊断装置、图像处理装置和图像处理方法”的发明专利申请的分案申请。

### 技术领域

[0002] 本发明涉及一种根据照射到被检体上的超声波之回声信号、映像化被检体的断层像之超声波诊断装置、图像处理装置和图像处理方法,尤其是涉及一种具备使断层像的对比可视性提高的图像处理功能之超声波诊断装置、图像处理装置和图像处理方法。

### 背景技术

[0003] 超声波诊断是通过仅从体表安放超声波探头的简单操作就可实时显示心脏的跳动或胎儿的动作状态之诊断。另外,超声波诊断没有使用 X 射线的诊断等被辐射的影响,安全性高,所以反复进行检查。因此,超声波诊断装置可用于产科或在家治疗等。

[0004] 并且,超声波诊断装置的规模比 X 射线 CT(computed tomography) 装置或 MRI(magnetic resonance imaging) 等其它图像诊断装置小,还开发了可向头侧移动、容易进行检查的装置。另外,虽然因具备于超声波诊断装置中的功能种类不同而不同,但作为特别小型的装置,开发了可用单手拿持程度大小的装置。

[0005] 近年来,就这种超声波诊断而言,静脉给药型的超声波造影剂被制品化,执行造影回声法。该造影回声法是例如在心脏和肝脏等检查中、从静脉注入超声波造影剂、增强血流信号并执行血流动态评价的方法。造影剂的多少使微小气泡(micro bubble)作为反射源起作用。

[0006] 根据使用这种超声波造影剂的检查,与用作现有技术的超声波多普勒法相比,还可映像化非常细微的血管构造。期望通过该造影回声法得到的电平之详细的血流信息成为针对血管短路、再生关节的前进度、弥漫性肝病、肝癌的鉴别诊断等各种诊断的重要信息。

[0007] 超声波诊断的最基本的使用方式是从得到的断层像来观察体内脏器之形态或动作。另外,其它重要的使用方式是比较断层像中表现的亮度程度(亮度对比度)、并据此得到诊断信息。这些超声波诊断的方法在通常的 B 模式(超)下的诊断时使用,当然也用于近年来的造影回声法,断层像的观察或亮度对比度的比较成为非常重要的诊断要素。

[0008] 例如,在通过亮度对比度的比较来诊断一个断层像的情况下,若在肿瘤等疾病部与正常的实质部比较由造影剂增加的回声信号的亮度,则因为可知提供给该区域的血液量的大小,所以可根据血液量的大小来诊断关注部位的恶性度。

[0009] 另外,作为其它实例,就随时间变化的动态图像而言,通过把握肿瘤部的亮度之时间变化,可判断流入和流出肿瘤部的血液特征,根据亮度的时间变化图案来特定疾病。

[0010] 另一方面,除上述超声波诊断装置外,在 X 射线 CT 装置或 MRI 等图像诊断装置中,诊断时的断层像之可视性是共同的重要要素,所以提议使断层像的可视性提高的技术(例如参照日本特开平 8-7074 号公报)。该技术利用象素值的差异将 X 射线 CT 图像等断层像分成背景部分与关心区域,通过向背景部分分配低亮度的亮度灰度、向关心区域分配高亮

度的亮度灰度,可明确区别关心区域与背景。并且,致力于可变更在分为关心区域与背景部分时作为阈值参照的像素值。

[0011] 就超声波诊断装置而言,如上所述,改善亮度对比度成为重要的课题。为了改善该亮度对比度,需要使称为装置的 S/N 比之基本性能提高,但有时除源于这种装置的基本性能的因素外,还有人们的感受造成的错觉(所谓‘错视’)对亮度对比度也构成问题。

[0012] 图 18 是说明判断亮度对比度时、错视成为问题时的实例之实拍图像,图 19 是说明判断亮度对比度时、错视成为问题时的实例之图解图像。

[0013] 图 18 和图 19 都是在画面中央具有纵长的关心区域 R 之诊断图像的模式图。图 18 和图 19 中,关心区域 R 具有单一的亮度,但背景 B 的亮度随着场所的变化而变化。因此,由于背景 B 的亮度影响,感到关心区域 R 的亮度电平随着场所的变化而在图 18 和图 19 中上下变化。这样,人们的错视引起感觉为与实际的亮度电平不同的亮度电平的情况。

[0014] 在动态图像的情况下,也与静态图像一样,受到错视造成的影响。例如,在关心区域的亮度电平在时间上恒定的情况下,若关心区域周围的背景之亮度缓慢变亮,则看到关心区域的亮度变暗。

[0015] 这样,由于产生错视,所以存在无法适当识别诊断信息的危险性,担心造成误诊。为了防止误诊,必需避免错视。

[0016] 但是,在现有的可视性提高技术中,仅仅改变关心区域与背景的亮度,而未考虑错视。结果,完全未实施用来避免错视的对策,如上所述,在背景的亮度随时间变化的情况、或背景的亮度因场所的变化而变化的情况下,依然产生错视,担心导致误诊。

[0017] 另一方面,作为针对现有错视的解决方法,考虑数值化、直方图显示或曲线显示关心区域的亮度电平、并在诊断时参照数值化、直方图显示或曲线显示的亮度电平的方法。

[0018] 但是,在该数值化亮度电平等的方法中,难以观测诊断图像整体。另外,由于在直方图中使用关心区域的平均值等值,所以不适合于观察与诊断图像紧密关联的细微变化的情况。

## 发明内容

[0019] 为了解决上述现有问题,本发明目的在于提供一种具备可使错视的影响降低、使诊断图像的亮度对比之可视性提高的图像处理功能之超声波诊断装置、图像处理装置和图像处理方法。

[0020] 为了实现上述目的,本发明的超声波诊断装置具有生成单元,生成用于根据向被检体发送超声波而得到的回声信号的信号强度来对所述被检体的断层像进行亮度显示的图像数据;图像再构成单元,变更所述图像数据中的规定亮度部分的亮度和色彩中的至少一方,以强调所述规定亮度部分,并且,依次使所述规定亮度变化,据此生成多个再构成图像;和图像合成单元,将所述多个再构成图像提供给显示单元来依次进行显示。

[0021] 另外,为了实现上述目的,本发明的超声波诊断装置具有生成单元,生成用于根据向被检体发送超声波而得到的回声信号的信号强度来对所述被检体的断层像进行亮度显示的图像数据;图像生成单元,通过对所述图像数据实施不同的多个处理,来生成多个处理图像;和图像合成单元,执行图像合成处理,以便所述多个处理图像使用各不相同的色彩重叠后被亮度显示。

[0022] 为了实现上述目的,本发明的超声波诊断装置具有生成单元,生成用于根据向被检体发送超声波而得到的回声信号的信号强度来对所述被检体的断层像进行亮度显示的图像数据;亮度标度变更单元,变更相当于亮度显示所述图像数据时的亮度标度中、各不相同的部分亮度电平的色彩和色调中的至少一方,生成新的多个亮度标度;图像再构成单元,根据所述新的多个亮度标度,分别执行所述图像数据的图像再构成处理,并生成多个新的图像数据;显示色变更条件设定单元,分别将显示所述多个新的图像数据的时间设定为显示时间信息,将显示所述多个新的图像数据的顺序设定为显示顺序信息;和图像合成单元,将所述多个新的图像数据提供给显示单元并进行显示,以便按由所述显示顺序信息指定的显示顺序、仅在由所述显示时间信息指定的显示时间在所述显示单元中显示所述多个新的图像数据。

[0023] 为了实现上述目的,本发明的超声波诊断装置具有生成单元,生成时间系列的多个图像数据,该图像数据用于根据向被检体发送多个超声波而分别得到的回声信号的信号强度来亮度显示对应于多个帧的所述被检体的断层像;图像生成单元,实施将所述多个图像数据在空间上对应位置的亮度电平保持为最大值的最大高度电平保持运算,生成多个新的图像数据;第1色调变更单元,执行将所述多个新的图像数据之色调变更为事先指定的第1色调之图像再构成处理;第2色调变更单元,执行将不带有所述最大亮度电平保持运算的所述多个图像数据之色调变更为事先指定的第2色调之另一图像再构成处理;和图像合成单元,将变更为第1色调的图像数据和变更为第2色调的图像数据提供给显示单元并重叠显示。

[0024] 为了实现上述目的,本发明的超声波诊断装置具有生成单元,生成时间系列的多个图像数据,该图像数据用于根据向被检体发送多个超声波而分别得到的回声信号的信号强度来亮度显示对应于多个帧的所述被检体的断层像;定时设定单元,根据从输入装置输入的定时指定信息,生成时刻信息;第1色调变更单元,执行将所述多个图像数据中由所述时刻信息指示的时刻下的特定图像数据之色调变更为事先指定的第1色调之图像再构成处理;第2色调变更单元,执行将所述多个图像数据中由所述时刻信息指示的时刻之后所对应的至少两个图像数据之色调变更为事先指定的第2色调之另一图像再构成处理;和图像合成单元,将变更为第1色调的图像数据和变更为第2色调的图像数据提供给显示单元并重叠显示。

[0025] 为了实现上述目的,本发明的超声波诊断装置具有生成单元,生成用于根据向被检体发送超声波而得到的回声信号的信号强度来对所述被检体的断层像进行亮度显示的图像数据;亮度标度变更单元,将相当于亮度显示所述图像数据时的亮度标度中、背景色部分的亮度电平的色彩和色调中的至少一方变更成能降低错视的影响之其它色彩或其它色调,生成新的亮度标度;图像再构成单元,根据所述新的亮度标度,执行所述图像数据的图像再构成处理,并生成新的图像数据;和图像合成单元,将所述多个新的图像数据提供给显示单元并进行显示。

[0026] 另外,为了实现上述目的,本发明的图像处理装置具有图像再构成单元,变更所述图像数据中的规定亮度部分的亮度和色彩中的至少一方,以强调为了亮度显示被检体的断层像而生成的图像数据中之规定亮度部分,并且,使所述规定亮度变化,据此生成多个再构成图像;和图像合成单元,将所述多个再构成图像提供给显示单元来依次进行显示。

[0027] 另外,为了实现上述目的,本发明的图像处理装置具有图像生成单元,通过对为了亮度显示被检体的断层像而生成的图像数据实施不同的多个处理,来生成多个处理图像;和图像合成单元,执行图像合成处理,以便所述多个处理图像使用各不相同的色彩重叠后被亮度显示。

[0028] 另外,为了实现上述目的,本发明的图像处理装置具有亮度标度变更单元,变更相当于亮度显示为了亮度显示被检体的断层像而生成的图像数据时的亮度标度中、各不相同的部分亮度电平的色彩和色调中的至少一方,生成新的多个亮度标度;图像再构成单元,根据所述新的多个亮度标度,分别执行所述图像数据的图像再构成处理,并生成多个新的图像数据;和显示色变更条件设定单元,分别将显示所述多个新的图像数据的时间设定为显示时间信息,将显示所述多个新的图像数据的顺序设定为显示顺序信息。

[0029] 另外,为了实现上述目的,本发明的图像处理装置具有图像生成单元,实施将为了亮度显示被检体的多个帧大小之断层像而生成的时间系列之多个图像数据在空间上对应位置的亮度电平保持为最大值的最大高度电平保持运算,生成多个新的图像数据;第1色调变更单元,执行将所述多个新的图像数据之色调变更为事先指定的第1色调之图像再构成处理;第2色调变更单元,执行将不带有所述最大亮度电平保持运算的所述多个图像数据之色调变更为事先指定的第2色调之另一图像再构成处理;和图像合成单元,将变更为第1色调的图像数据和变更为第2色调的图像数据提供给显示单元并重叠显示。

[0030] 另外,为了实现上述目的,本发明的图像处理装置具有定时设定单元,根据从输入装置输入的定时指定信息,生成时刻信息;第1色调变更单元,执行将为了亮度显示对应于多个帧的被检体的断层像而生成的时间系列之多个图像数据中、由所述时刻信息指示的时刻下的特定图像数据之色调变更为事先指定的第1色调之图像再构成处理;第2色调变更单元,执行将所述多个图像数据中由所述时刻信息指示的时刻之后所对应的至少两个图像数据之色调变更为事先指定的第2色调之另一图像再构成处理;和图像合成单元,将变更为第1色调的图像数据和变更为第2色调的图像数据提供给显示单元并重叠显示。

[0031] 另外,为了实现上述目的,本发明的图像处理装置具有亮度标度变更单元,将相当于亮度显示为了亮度显示被检体的断层像而生成的图像数据时的亮度标度中、背景色部分的亮度电平的色彩和色调中的至少一方变更成能降低错视的影响之其它色彩或其它色调,生成新的亮度标度;和图像再构成单元,根据所述新的亮度标度,执行所述图像数据的图像再构成处理,并生成新的图像数据。

[0032] 另外,为了实现上述目的,本发明的图像处理装置具有如下步骤,变更所述图像数据中的规定亮度部分的亮度和色彩中的至少一方,以强调为了亮度显示被检体的断层像而生成的图像数据中之规定亮度部分,并且,使所述规定亮度变化,据此生成多个再构成图像;和将所述多个再构成图像提供给显示单元来依次进行显示。

[0033] 另外,为了实现上述目的,本发明的图像处理装置具有如下步骤,通过对为了亮度显示被检体的断层像而生成的图像数据实施不同的多个处理,来生成多个处理图像;和执行图像合成处理,以便所述多个处理图像使用各不相同的色彩重叠后被亮度显示。

[0034] 另外,为了实现上述目的,本发明的图像处理装置具有如下步骤,变更相当于亮度显示为了亮度显示被检体的断层像而生成的图像数据时的亮度标度中、各不相同的部分亮度电平的色彩和色调中的至少一方,生成新的多个亮度标度;根据所述新的多个亮度标度,

分别执行所述图像数据的图像再构成处理,并生成多个新的图像数据;和分别将显示所述多个新的图像数据的时间设定为显示时间信息,将显示所述多个新的图像数据的顺序设定为显示顺序信息。

[0035] 另外,为了实现上述目的,本发明的图像处理方法具有如下步骤,实施将为了亮度显示被检体的多个帧大小之断层像而生成的时间系列之多个图像数据在空间上对应位置的亮度电平保持为最大值的最大高度电平保持运算,生成多个新的图像数据;执行将所述多个新的图像数据之色调变更为事先指定的第1色调之图像再构成处理;执行将不带有所述最大亮度电平保持运算的所述多个图像数据之色调变更为事先指定的第2色调之另一图像再构成处理;和将变更为第1色调的图像数据和变更为第2色调的图像数据提供给显示单元并重叠显示。

[0036] 另外,为了实现上述目的,本发明的图像处理方法具有如下步骤,根据从输入装置输入的定时指定信息,生成时刻信息;执行将为了亮度显示对应于多个帧的被检体的断层像而生成的时间系列之多个图像数据中、由所述时刻信息指示的时刻下的特定图像数据之色调变更为事先指定的第1色调之图像再构成处理;执行将所述多个图像数据中由所述时刻信息指示的时刻之后所对应的至少两个图像数据之色调变更为事先指定的第2色调之另一图像再构成处理;和将变更为第1色调的图像数据和变更为第2色调的图像数据提供给显示单元并重叠显示。

[0037] 另外,为了实现上述目的,本发明的图像处理方法具有如下步骤,将相当于亮度显示为了亮度显示被检体的断层像而生成的图像数据时的亮度标度中、背景色部分的亮度电平的色彩和色调中的至少一方变更成能降低错视的影响之其它色彩或其它色调,生成新的亮度标度;和根据所述新的亮度标度,执行所述图像数据的图像再构成处理,并生成新的图像数据。

[0038] 就这种本发明的超声波诊断装置、图像处理装置和图像处理方法而言,可使错视的影响降低,使诊断图像的亮度对比度之可视性提高。

## 附图说明

[0039] 图1是表示本发明的超声波诊断装置的第1实施方式的构成图;

[0040] 图2是表示内置于图1所示的超声波诊断装置的装置主体内的图像处理装置之构成的功能框图;

[0041] 图3是表示由图1所示的超声波诊断装置显示诊断图像时的流程之流程图;

[0042] 图4是表示由图2所示的图像处理装置变更图像数据之显示色用的图像处理步骤之流程图;

[0043] 图5是表示使由图2所示的图像处理装置实施将显示色变更为变更色的图像处理之前的图像数据显示于监视器上的示例图;

[0044] 图6是表示使由图2所示的图像处理装置实施将显示色变更为变更色的图像处理之后的某时刻下之图像数据显示于监视器上的示例图;

[0045] 图7是表示利用灰色标度进行亮度显示的图像和条形式的亮度标度图像的图;

[0046] 图8是表示用变更色来显示图7所示的图像之部分亮度电平的区域的示例图;

[0047] 图9是表示图2所示的图像处理装置进行图像处理时的变更色的设定例的图;

- [0048] 图 10 是表示图 2 所示的图像处理装置进行图像处理时的变更色的另一设定例的图；
- [0049] 图 11 是表示本发明的超声波诊断装置的第 2 实施方式之功能框图；
- [0050] 图 12 是表示由图 11 所示的超声波诊断装置显示诊断图像时的流程之流程图；
- [0051] 图 13 是表示不执行最大亮度电平保持运算、而通过现有的灰色标度来对应于信号强度显示图像数据时的亮度电平的时间变化图；
- [0052] 图 14 是表示图 11 所示的超声波诊断装置使用第 1、第 2 色调来重叠显示最大亮度电平保持运算前后的图像数据时的各色调之强度时间变化图；
- [0053] 图 15 是表示由图 11 所示的超声波诊断装置生成的被检体的断层像一例的图；
- [0054] 图 16 是表示本发明的超声波诊断装置的第 3 实施方式的功能框图；
- [0055] 图 17 是表示在图 16 所示的超声波诊断装置的监视器中重叠显示的诊断图像之色调的时间变化原理图；
- [0056] 图 18 是说明判断亮度对比度时、错视成为问题时的实例之实拍图像；和
- [0057] 图 19 是说明判断亮度对比度时、错视成为问题时的实例之图解图像。

### 具体实施方式

[0058] 下面，参照附图来说明本发明的超声波诊断装置、图像处理装置和图像处理方法的实施方式。

[0059] 图 1 是表示本发明的超声波诊断装置的第 1 实施方式的构成图。

[0060] 超声波诊断装置 1 在装置主体 2 上连接超声波探头 3、输入装置 4、作为显示单元的监视器 5 来构成。在装置主体 2 中，配备发送接收单元 6、B 模式处理单元 7、多普勒处理单元 8、图像生成电路 9、图像合成电路 10、控制处理器 11、图像存储器 12、内部存储装置 13、界面部 14。内置于装置主体 2 中的超声波发送接收单元 6 等构成要素由集成电路等硬件构成，但也可由软件上模块化的软件程序来构筑。

[0061] 超声波探头 3 具有多个压电振子，根据来自超声波发送接收单元 6 的驱动信号，向被检体 P 发出超声波，接收来自被检体 P 的反射波并变换成电信号；设置在该压电振子中的整合层；防止超声波从该压电振子向后方传播的裹衬 (backing) 材料。

[0062] 若从超声波探头 3 向被检体 P 发送超声波，则发送超声波在体内组织的音响阻抗之不连续面上被依次反射，作为回声信号被超声波探头 3 接收。该回声信号的振幅取决于超声波反射的不连续面中之音响阻抗的差。另外，被发送的超声波脉冲在移动的血流或心脏壁等器官表面反射得到的回声信号由于多普勒效应而取决于移动体在超声波发送方向上的速度分量，受到频率的偏移。

[0063] 输入装置 4 连接于装置主体 2 上，具有用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域 (ROI :region of interest) 的设定指示、各种画质条件设定指示等信息取入装置主体 2 中的跟踪球 4a、各种形状 4b。

[0064] 监视器 5 具有接收来自图像合成电路 10 的视频信号、显示生物体内的形态学信息或血流信息等信息来作为图像的功能。

[0065] 发送接收单元 6 具有作为超声波发送侧的构成要素而通常配备的未图示的触发脉冲发生电路、延迟电路和脉冲发生器电路。脉冲发生器电路具有以规定的速率频率  $f_r$

Hz (周期;  $1/fr$  秒)、反复发生用于形成发送超声波的速率脉冲之功能,将产生的速率脉冲提供给延迟电路。延迟电路具有对每个信道将超声波集束成光束状、并且将确定发送指向性所需的延迟时间提供给从脉冲发生器电路接收的各速率脉冲的功能。将提供了延迟时间的速率脉冲从延迟电路提供给触发脉冲发生电路。触发脉冲发生电路具有在基于从延迟电路接收的速率脉冲的定时,向超声波探头 3 施加驱动脉冲的功能。

[0066] 另外,发送接收单元 6 具有为了执行扫描序列而根据来自控制处理器 11 的控制信号、瞬时变更发送频率或发送驱动电压等超声波发送条件的功能。尤其是就发送驱动电压的变更而言,通过电切换可瞬间切换发送驱动电压值的线性放大 (linear up) 型发送电路或多个电源单元的机构来实现。

[0067] 另外,发送接收单元 6 具有作为超声波接收侧的构成要素而通常配备的未图示的放大器电路、A/D(analog to digital) 变换器、加法器。放大器电路具有对每个信道放大经超声波探头 3 取入的回声信号的功能、和将放大后的回声信号提供给 A/D 变换器的功能。A/D 变换器具有对由放大器电路放大后的回声信号提供确定接收指向性所需的延迟时间后提供给加法器的功能。另外,加法器具有对从 A/D 变换器接收的回声信号执行加法处理的功能。

[0068] 通过该加法器的回声信号的相加,强调来自对应于回声信号接收指向性的方向之反射分量,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光束。

[0069] B 模式处理单元 7 具有如下功能,即实施从发送接收单元 6 接收回声信号、将信噪比 (SNR: signal to noise ratio) 变为最佳的接收滤波等各种处理,抽取诊断图像所需的信号。另外,近年来,对发送超声波采用抽取并映像化 2 倍高频分量的组织谐波 (tissue harmonic) 映像法,但该高频信号的抽取也由 B 模式处理单元 7 执行。并且, B 模式处理单元 7 具有如下功能,即在抽取诊断图像所需的信号后,对抽取的信号实施对数放大处理、包络线检波处理等处理,生成可由亮度表现信号强度的、即可亮度显示的数据。

[0070] 多普勒处理单元 8 具有通过从发送接收单元 6 接收的回声信号的频率解析来取得速度信息的功能、和从回声信号中抽取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回声分量后、多点求出平均速度、分散、功率等血流信息的功能。

[0071] 将由 B 模式处理单元 7 和多普勒处理单元 8 分别生成的信息作为 B 模式图像信息和多普勒图像信息,发送给图像生成电路 9。图像生成电路 9 具有如下功能,例如实施进行多个图像之加法平均的时间平滑 (smoothing) 处理、或空间上实施微分处理的边缘抽取处理等图像处理,即起到作为所谓主处理器的作用,生成对应于用户爱好的图像。就多普勒图像而言,图像生成电路 9 生成平均速度图像、分散图像、功率图像、它们的组合图像。

[0072] 控制处理器 11 具有作为信息处理装置 (计算机) 的功能,是通过执行各种程序来控制装置主体 2 的动作之控制单元。

[0073] 图像存储器 12 是接收图像生成电路 9 生成的图像信息并作为图像数据存储的存储存储器。存储在图像存储器 12 中的图像数据通过在必要时将图像处理程序读入控制处理器 11 中进行动作,实施图像再构成处理。另外,实施图像再构成处理后再构成的图像数据可在例如诊断后通过用户操作输入装置 4 而从图像存储器 12 调用于图像合成电路 10。

[0074] 将来自图像生成电路 9 的输出或从图像存储器 12 读入的图像数据发送给图像合成电路 10。图像合成电路 10 一般具有将超声波扫描的扫描线信号串变换为以电视等为代

表的一般视频格式之扫描线信号串、并生成作为显示图像的超声波诊断图像的功能。另外，由图像合成电路 10 生成的超声波诊断图像与诊断所需的参数数值、时间信息、患者名称等信息合成，显示于监视器 5 中。另外，可将表示图像再构成处理后的被检体 P 之组织形状的断层像等图像数据与参数数值等信息一起静态图像地再现于监视器 5 中，或使用多个二维图像数据来动态地再现于监视器 5 中。

[0075] 界面部 14 是在输入装置 4、网络 15、未图示的外部存储装置与装置主体 2 之间发送接收信息的界面。

[0076] 在内部存储装置 13 中，保管扫描序列、执行以图像再构成处理为主的各种动作或处理的控制程序和图像处理程序、或患者 ID 或医生的所见等诊断信息、诊断协议、发送接收条件等超声波扫描所需的各种信息。另外，必要时，内部存储装置 13 还用于保管存储在图像存储器 12 中的图像数据。保管在内部存储装置 13 中的各种信息可经由界面电路 29 和网络 15 传输给未图示的外部周边装置。

[0077] 利用这种构成的超声波诊断装置 1 的超声波探头 3、发送接收单元 6、控制处理器 11、内部存储装置 13 中存储的各种控制程序、B 模式处理单元 7 或多普勒处理单元 8、图像生成电路 9 等各构成要素，在超声波诊断装置 1 中具备作为根据向被检体 P 发送超声波所得到的回声信号的信号强度、生成用于亮度显示被检体 P 的断层像之图像数据的单元的功能。

[0078] 并且，向超声波诊断装置 1 的控制处理器 11 中，读入存储在内部存储装置 13 中的图像处理程序，构筑图像处理装置。该图像处理装置也可不内置于装置主体 2 中，而是设置在超声波诊断装置 1 的外部。

[0079] 图 2 是表示内置于图 1 所示的超声波诊断装置 1 的装置主体 2 内的图像处理装置之构成的功能框图。

[0080] 图像处理装置 20 具备亮度标度信息显示部 21、亮度标度变更部 22、图像再构成部 23 和显示色变更条件设定部 24。另外，图像处理装置 20 具有如下功能，即实施图像处理，以便仅在指定的时间将可亮度显示的图像数据中、亮度电平在相同或规定范围内的区域之显示色变更为事先指定的变更色后显示，并且，变更显示色的区域在经过指定时间后变化。

[0081] 亮度标度信息显示部 21 具有如下功能，即，当将存储在图像存储器 12 中的图像数据亮度显示于监视器 5 中时，制作用于将表示亮度标度的图像另外显示于监视器 5 中的亮度标度信息后，写入图像存储器 12 中。

[0082] 亮度标度变更部 22 具有如下功能，即将相当于把存储在图像存储器 12 中的图像数据亮度显示于监视器 5 中时所用的亮度标度中、部分亮度电平的色彩和色调之一或双方变更为事先指定的色彩和色调。即，亮度标度变更部 22 具有将亮度标度的部分亮度电平之显示色变更为事先指定的变更色之功能。亮度标度的色彩和色调的变更范围可以是单一的亮度电平的色彩和色调，也可以是规定范围内的亮度电平的色彩和色调。另外，也可变更多个亮度电平的色彩和色调。

[0083] 另外，亮度标度变更部 22 将已把显示色变更为变更色的亮度电平之显示色恢复为最初的显示色，另一方面，将相当于亮度标度的其它部分之亮度电平的显示色变更为变更色，重复生成新的亮度标度，以使将显示色变更为变更色的亮度电平在时间上变化。此时，在生成亮度标度时，参照从显示色变更条件设定部 24 接收的显示顺序信息。

[0084] 图像再构成部 23 具有如下功能,读入存储在图像存储器 12 中的图像数据,根据由亮度标度变更部 22 生成的各高精度标度,并且,按基于从显示色变更条件设定部 24 接收的显示顺序信息之顺序,依次再构成图像数据,以仅在以从显示色变更条件设定部 24 接收的显示时间信息事先指定的时间显示于监视器 5 上,将再构成所得到的各图像数据写入图像存储器 12 中。即,通过图像再构成部 23 的图像再构成处理,可按所需的顺序将存储在图像存储器 12 中的图像数据之特定亮度电平区域的显示以变更为所需的变更色,仅在所需的时间显示于监视器 5 上。

[0085] 另外,图像再构成部 23 具备如下功能,即从显示色变更条件设定部 24 接收指定使再构成所得的图像数据的时间之显示时间信息、指定使显示色变更的各图像数据的显示顺序之显示顺序信息,使这些数据附带于图像数据中,写入图像存储器 12 中。

[0086] 显示色变更条件设定部 24 具有如下功能,即根据从输入装置 4 接收的信息,设定图像数据的显示方法、即用作亮度电平在相同或一定范围内的区域之显示色的变更色(色彩和色调之一或双方)、由变更色来显示亮度电平在相同或一定范围内的区域时的显示时间、由变更色显示的区域之显示顺序或其它由变更色显示图像数据所需的条件,作为参数;和将设定的变更色、显示时间、显示顺序等参数提供给亮度标度信息显示部 21、亮度标度变更部 22 和图像再构成部 23。另外,具有如下功能,即必要时,通过生成用于设定指定图像数据 display 方法的参数之画面信息,写入图像存储器 12 中,使参数的设定画面显示。

[0087] 另外,在图像合成电路 10 中,配备如下功能,即按基于显示顺序信息的顺序,仅在基于显示时间信息的时间,向监视器 14 反复提供上述生成、存储在图像存储器 12 中的图像数据,显示图像数据。

[0088] 下面,说明超声波诊断装置 1 的作用。

[0089] 图 3 是表示由图 1 所示的超声波诊断装置 1 显示诊断图像时的流程之流程图,图中向 S 附加数字的符号表示流程图的各步骤。

[0090] 首先,在步骤 S1,向被检体 P 发送接收超声波,取得回声信号,根据回声信号生成被检体 P 的断层像。即,发送接收单元 6 在基于伴随延迟时间生成的多个速率脉冲的定时,分别向超声波探头 3 的压电振子施加驱动脉冲。因此,从超声波探头 3 的各压电振子向被检体 P 发送接收超声波。发送给被检体 P 的发送超声波在体内组织的音响阻抗之不连续面反射,并作为具有取决于超声波反射的不连续面上的音响阻抗差之振幅的回声信号,被超声波探头 3 接收。

[0091] 由超声波探头 3 接收的回声信号被发送接收单元 6 的放大电路放大,由 A/D 变换器提供所需的延迟时间后,变换为数字信号。并且,数字化后的回声信号被加法器进行加法处理之后,提供给 B 模式处理单元 7。

[0092] 接着,B 模式处理单元 7 实施对回声信号的接收滤波等各种处理和用作诊断图像的信号之抽取处理,并且通过抽取处理来实施对抽取信号的对数放大处理、包络线检波处理等处理。之后,B 模式处理单元 7 生成可由亮度表现回声信号的信号强度之数据,作为 B 模式图像信息,存储在图像存储器 12 中。

[0093] 另一方面,必要时,多普勒处理单元 8 执行回声信号的频率解析,取得血流的速度信息等信息,并多点求出基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回声分量的平均速度、分散、功率等血流信息。将多普勒处理单元 8 得到的血流信息等信息作为多普勒图像信息存

储在图像存储器 12 中。

[0094] 存储在图像存储器 12 中的 B 模式图像信息可由灰色标度的亮度来表现。例如,由 64 灰度的亮度表现 B 模式图像。但是,当由 64 灰度的灰色标度之亮度将 B 模式图像显示于监视器 5 中时,关心区域的亮度恒定,相反,在背景亮度因场所的变化而变化的情况下,有时会由于错视而将关心区域的亮度电平认为与实际的亮度电平不同的亮度电平。

[0095] 若放任这种错视引起的亮度电平的误认担心,则有可能误诊,所以为了使例如对 B 模式图像的错视影响降低,通过图像处理装置 20 对 B 模式图像实施可使 B 模式图像中、亮度电平在相同或一定范围内的区域的色彩或色调在时间上变化并显示于监视器 5 中的图像处理。其中,在由亮度表现多普勒图像信息的情况下,也可对多普勒图像信息实施同样的图像处理。

[0096] 因此,首先在步骤 S2,用户从输入装置 4 指定对 B 模式图像的显示色的显示方法。指定为 B 模式图像的显示方法的事项是亮度电平相同区域的变更色、由变更色来显示亮度电平相同区域时的显示时间、由变更色显示的区域顺序。

[0097] 除无彩色外,变更色可通过用户操作输入装置 4 来从红、蓝等任意色彩中选择。另外,用变更色来显示特定区域的时间可通过用户操作输入装置 4 来选择例如 1 秒、2 秒等值。并且,由变更色显示的区域顺序可通过用户操作输入装置 4 来选择例如设为从亮度电平具有较大值的区域变为亮度电平具有较小值的区域之显示顺序的情况(降序)、或设为相反从亮度电平具有较小值的区域变为亮度电平具有较大值的区域之显示顺序的情况(升序)。

[0098] 并且,也可指定将用变更色显示的区域设为全部区域、还是设为亮度电平在规定范围内的区域。

[0099] 另外,为了设定这种指定 B 模式图像的显示色变更条件的变更色、显示时间、显示区域的显示顺序等参数,由显示色变更条件设定部 24 生成设定画面信息,写入图像存储器 12 中。之后,由图像合成电路 10 将参数的设定画面信息提供给监视器 5 并显示。因此,用户可边参照设定画面,边通过输入装置 4 的操作来设定各参数。

[0100] 将输入到输入装置 4 的变更色等参数之设定信息提供给显示色变更条件设定部 24,显示色变更条件设定部 24 将变更色等参数信息提供给亮度标度变更部 22 和图像再构成部 23。

[0101] 之后,用户通过开关 4b 等输入装置 4,将可使 B 模式图像的显示色时间上变化并显示于监视器 5 中的图像处理的开始指令提供给形成于超声波诊断装置 1 的装置主体 2 内部之图像处理装置 20。

[0102] 接着,在步骤 S3,通过图像处理装置 20 的亮度标度变更部 22 和图像再构成部 23,根据从显示色变更条件设定部 24 提供的参数信息,开始保管于图像存储器 12 中的图像数据之图像处理,使图像数据的部分显示色在规定时间连续变为变更色并显示。

[0103] 图 4 是表示由图 2 所示的图像处理装置 20 变更图像数据之显示色用的图像处理步骤之流程图,图中向 S 附加数字的符号表示流程图的各步骤。

[0104] 这里,说明由 64 灰度来表现图像数据的灰色标度之亮度,用户将变更色指示为‘蓝’、将变更色的显示时间指示为 T 秒、将用变更色显示的显示区域之显示顺序指示为‘亮度电平的升序’时的实例。另外,按从低到高的顺序,将亮度灰度值设为 I1、I2、...、I64。

[0105] 首先,在步骤 S10,亮度标度变更部 22 确定亮度标度中应将显示色变更为变更色的亮度灰度值  $I_i$ 。由于用变更色显示的显示区域之显示顺序被指示为亮度电平的升序,所以将 1 代入  $i$ ,将亮度灰度值最小的  $I_1$  的亮度标度确定为显示色的变更对象。

[0106] 之后,在步骤 S11,亮度标度变更部 22 将确定为显示色的变更对象之亮度灰度值  $I_1$  的亮度标度之显示色设为作为变更色的蓝色,生成新的亮度标度。将生成的亮度标度提供给图像再构成部 23。

[0107] 之后,在步骤 S12,图像再构成部 23 从图像存储器 12 读入构成显示对象的图像数据,根据由亮度标度变更部 22 生成的新的亮度标度,再构成图像数据,以由作为变更色的蓝色来显示亮度灰度值为  $I_1$  区域的显示色。并且,图像再构成部 23 使从显示色变更条件设定部 24 提供的、作为参数信息的在  $T/64$  秒期间显示的显示时间信息和生成成为显示顺序为‘亮度电平的升序’的显示顺序信息附带于图像数据中,写入图像存储器 12 中。

[0108] 另一方面,亮度标度信息显示部 21 制作用于将由亮度标度变更部 22 生成的亮度标度作为图像、另外显示于监视器 5 中的亮度标度信息,写入图像存储器 12 中。例如,将该亮度标度信息设为将亮度灰度值  $I_1$  的部分颜色显示为蓝色的条形式的图像信息。

[0109] 因此,在步骤 S13,利用图像合成电路 10 读入并合成包含写入图像存储器 12 中的蓝色之颜色信息的图像数据和亮度标度信息之后,根据显示时间信息和显示顺序信息提供给监视器 5。结果,在监视器 5 中,于  $T/64$  秒期间显示由蓝色来仅显示显示顺序第 1 的、亮度灰度值最小的  $I_1$  区域之灰色标度的被检体 P 之断层像。并且,在被检体 P 的断层像附近,显示表示亮度灰度值  $I_1$  的部分颜色变为蓝色的亮度标度之条形式的图像。

[0110] 另外,必要时,由图像合成电路 10 从图像存储器 12 中读入未使用变更色的最初的图像数据,提供给监视器 5,与由图像再构成部 23 生成的图像数据一起并列显示。

[0111] 之后,在步骤 S14,亮度标度变更部 22 确定亮度灰度值第 2 小的  $I_2$  之亮度电平,作为由作为变更色的蓝色所显示的亮度电平。即,将亮度灰度值作为  $I_i$ ,将 2 代入  $i$ 。

[0112] 接着,在步骤 S15,图像再构成部 23 判定是否从输入装置 4 输入应终止使用变更色的图像数据显示的指令。另外,在继续显示使用变更色的图像数据的情况下,再次从步骤 S11 开始按同样的步骤,将亮度标度的亮度灰度值第 2 小的  $I_2$  之区域显示色设为蓝色,另一方面,将最初的亮度灰度值  $I_1$  的亮度电平之显示色恢复为初始的灰色标度之显示色。另外,在监视器 5 中,仅在  $T/64$  秒期间显示根据重新生成的亮度标度来再构成的图像数据。之后,确定亮度灰度值第 3 小的  $I_3$  之亮度电平,作为显示色的变更对象。

[0113] 按由显示顺序信息指定的顺序依次重复这种亮度灰度值  $I_i$  不同的亮度电平之显示色的变更和  $T/64$  秒期间的显示,直到在步骤 S15 判定为从输入装置 4 输入图像再构成部 23 应终止使用变更色的图像数据显示的指令。因此,若显示色的变更循环一次到亮度灰度值为  $I_{64}$  的亮度电平,则图像数据的显示时间为  $T$  秒。

[0114] 图 5 是表示使由图 2 所示的图像处理装置 20 实施将显示色变更为变更色的图像处理之前的图像数据显示于监视器 5 上的示例图,图 6 是表示使由图 2 所示的图像处理装置 20 实施将显示色变更为变更色的图像处理之后的某时刻下之图像数据显示于监视器 5 上的示例图。

[0115] 图 5 和图 6 的图像也可分割监视器 5 的显示区域来并列显示。如图 5 所示,被检体 P 的断层像例如背景 B 的亮度在每个部分都不同,另一方面,关心区域 R 的亮度恒定。在

这种断层像的情况下,由于错视而感到关心区域 R 的亮度与实施的亮度不同,关心区域 R 的亮度被背景 B 的亮度所左右。

[0116] 另一方面,如图 6 所示,由其它颜色来显示背景 B 的特定亮度电平的显示色,并且经过规定时间后,将该亮度电平的显示色恢复为初始颜色,另一方面,若用其它颜色来显示其它亮度电平的显示色,则可使错视的影响降低。即,因为相同的亮度电平的背景部分中的色调在时间上变化,所以可容易辨别例如关心区域 R 整体是相同亮度、还是随着场所变化在亮度电平中产生差。

[0117] 并且,在图 4 的步骤 S15,若判定为从输入装置 4 输入图像再构成部 23 应终止使用变更色的图像数据显示的指令,则在步骤 S16,图像数据的图像再构成处理停止,将最初的图像处理前之图像数据提供给监视器 5,将图像数据的显示色恢复为初始状态后显示。

[0118] 根据以上的超声波诊断装置 1,不会因周围的亮度或亮度的时间变化而对关心区域的亮度对比或亮度变化程度感到迷惑,可使对比可视性提高。另外,不会为了得到该效果而损害诊断图像的描绘性。因此,可得到较高的诊断信息。

[0119] 另外,为了使对比的可视性提高,例如若以彩虹色等多个颜色制作亮度标度、以等高线显示的方式显示诊断图像,则可把握相同亮度电平的部分。但是,这种方法明显损害作为以前的诊断图像之描绘性,结果得不到有用的诊断信息的情况也不少。

[0120] 另外,虽然也可通过计测关心区域的亮度直方图等定量计测方法来比较亮度的差异,但这不仅需要转变为计测模式等的手续,而且由于计测通常必需局部执行,所以难以把握诊断图像整体区域。

[0121] 另一方面,根据超声波诊断装置 1,用户仅通过操作开关 4b 等输入装置 4,就可看到显示于监视器 5 中的诊断图像上之轮廓线扫过诊断图像,所以可基本上不损害现有 B 模式图像整体的描绘性地较明确地知道亮度的差异。

[0122] 另一方面,就超声波诊断装置 1 或图像处理装置 20 而言,图像处理时所需的变更色等 3 种参数可全部由用户变更,但也可固定部分参数而使用户无法变更。

[0123] 另外,超声波诊断装置 1 的图像处理装置 20 之图像处理不仅对静止图像实施,也可对实时显示的动态图像实施。

[0124] 并且,构成图像处理时的显示色的变更对象之亮度电平  $I_i$  中,单一的亮度电平也可不仅是  $I_i$ ,例如也可对以某个特定  $I_i$  为基准的一定范围内的从亮度电平  $I_{i-m}$  到  $I_{i+m}$  的亮度电平(其中设  $m$  为任意整数,在  $i-m < 0$  的情况下, $i-m$  的值为 0,在  $i-m > 64$  的情况下, $i-m$  的值取 64)同时执行显示色的变更。

[0125] 另一方面,也可不在图像再构成部 23 中设置制作指定显示色的变更时间之显示时间信息的功能,而将图像处理装置 20 的图像处理仅设为将静止图像或动态图像的某个亮度电平范围内的单个区域之显示色仅变更为指定的变更色之处理。此时,向输入装置 4 输入变更色的指定信息、与将显示色变更为变更色的亮度电平之范围信息。另外,从显示色变更条件设定部 24 向亮度标度变更部 22 提供变更色的指定信息、与将显示色变更为变更色的亮度电平之范围信息,由亮度标度变更部 22 生成新的亮度标度。

[0126] 并且,由图像再构成部 23 利用由亮度标度变更部 22 重新生成的亮度标度来执行存储在图像存储器 12 中的图像数据的图像再构成处理,经图像合成电路 10 将根据新的亮度标度再构成的图像提供给监视器 5。

[0127] 另外,也可在图像处理装置 20 中设置界面功能,以使用户能经以条形式显示于监视器 5 中的亮度标度图像、从输入装置 4 中输入应为将显示色变更为变更色的对象之亮度电平的范围信息。

[0128] 图 7 是表示利用灰色标度进行亮度显示的图像和条形式的亮度标度图像的图。

[0129] 对于图 7 所示的灰色标度图像,例如从输入装置 4 输入变更色的变更色指定信息、与将显示色变更为变更色的亮度电平之范围信息,以黑色显示亮度电平超过一定值的区域。

[0130] 图 8 是表示用变更色来显示图 7 所示的图像之部分亮度电平的区域的示例图。

[0131] 图 8 是进行图像再构成处理以使用黑色显示图 7 的图像中亮度电平超过一定值的区域而得到的图像。如图 8 所示,黑色显示亮度电平超过一定值的区域,还黑色显示对应的条形式的亮度标度图像之亮度电平部分。

[0132] 并且,也可在构成条形式的亮度标度图像基准的亮度电平的位置上进行标记显示,通过输入装置 4 的操作来使该标记显示移动,使亮度电平的范围信息变更。

[0133] 这样,通过不仅将关心区域、还将诊断中为重要的背景的部分显示色变更为变更后显示,可使错视的影响降低,使对比的可视性提高。尤其是在背景的亮度电平随着场所的变化而变化的情况下,若由单一的变更色来显示,则可进一步使错视的影响降低。

[0134] 另外,变更色不限于单色,也可以对每个亮度电平不同的变更色来显示,另外,也可对由变更色显示的部分和由最初的显示色显示的部分实施平滑处理等处理,平滑显示边界。

[0135] 图 9 是表示图 2 所示的图像处理装置 20 进行图像处理时的变更色的设定例的图,图 10 是表示图 2 所示的图像处理装置 20 进行图像处理时的变更色的另一设定例的图。

[0136] 图 9 表示平滑显示亮度电平超过一定值后由显示色显示的区域、与亮度电平变为一定值以下、由最初的显示色显示的区域之边界时的条形式的亮度标度图像,图 10 表示对每个亮度电平可由不同的变更色来显示亮度电平超过一定值的区域时之条形式的亮度标度图像。

[0137] 这样,可对应于错视的产生状况来任意设定各种变更色。

[0138] 图 11 是表示本发明的超声波诊断装置的第 2 实施方式之功能框图。

[0139] 在图 11 所示的超声波诊断装置 1A 中,装置主体 2 的各构成要素之详细功能和图像处理装置 20 的功能构成与图 1 所示的超声波诊断装置 1 不同。其它构成和作用与图 1 所示的超声波诊断装置 1 实质上无差异,所以仅图示图像处理装置 20 的功能框图,并对相同构成附加相同符号,省略说明。

[0140] 超声波诊断装置 1A 的图像生成电路 9 具有对从 B 模式处理单元 7 或多普勒处理单元 8 接收到的 B 模式图像信息或多普勒图像信息实施最大亮度电平保持运算的功能。该最大亮度电平保持运算是在时间上连续收集图像数据的情况下、再构成过去的图像数据中、显示亮度电平最大值的图像数据的图像处理运算。最大亮度电平保持运算在从利用时间上连续的扫描收集到的多个图像数据中抽取在毛细血管内流过的血流流向后得到血流图像的情况下是有效的。

[0141] 现在,说明对由某个扫描收集到的包含于同一期间 TL 中的从时间系列之帧 F1 至 Fn 的 n 个图像数据实施最大亮度电平保持运算的情况。在对从 F1 至 Fn 的图像数据的最大

高度电平保持运算中,对从 F1 至 F<sub>n</sub> 的各帧,选择空间上对应的、即坐标 (x、y) 一致部位的亮度电平中为最大值的最大高度电平 P<sub>max</sub>(x、y),生成新的图像数据。

[0142] 即,某个帧 F<sub>i</sub> (i 为满足  $1 \leq i \leq n$  的整数) 的图像数据由空间上配置的亮度电平 P<sub>i</sub>(x、y) 的集合、或仅由一维亮度电平的排列数据 P<sub>i</sub>(x) 的集合构成。

[0143] 另外, P<sub>i</sub>(x、y) 或 P<sub>i</sub>(x) 的值虽然也可作为‘信号强度’、‘信号振幅’‘RF 数据等’的生数据值’,代替‘亮度’执行运算,但这里设采用亮度电平。这种各个数据值中,通常数值大的意味着回声信号电平高。

[0144] 另外,选择在从帧 F1 至 F<sub>n</sub> 中空间上对应的各帧的各像素中、亮度电平为最大值的像素,生成新的图像数据的运算是最大亮度电平保持运算,该运算可由式 (1) 表示。

$$[0145] \quad P_{\max}(x, y) = \max[p_1(x, y), \dots, p_n(x, y)]$$

$$[0146] \quad (1)$$

[0147] 每当在使用造影剂的毛细血管的动态摄影中收集到属于相同音压期间 TL 之新的帧时,都执行图式 (1) 的处理所示的最大高度电平保持运算,若显示得到的图像数据,则当从用户侧观察时,可反映为随着时间经过、依次由造影剂造影毛细血管的状态。

[0148] 用于实现这种最大高度电平保持运算的算法不限于式 (1) 所示的处理,例如即便是式 (2) 所示的处理,也可得到同样的效果。即,将当前的断层图像帧 F<sub>i</sub> 的各坐标 (x、y) 之像素亮度设为 P<sub>i</sub>(x、y),将时间上一个之前的断层图像帧 F<sub>i-1</sub> 的像素亮度设为 P<sub>i-1</sub>(x、y)。另外,通过对相对的两个帧依次执行式 (2) 的图像运算处理直到  $i = 2 \sim n$ ,可执行最大亮度电平保持运算。

$$[0149] \quad \text{If} \quad p_i(x, y) > p_{i-1}(x, y)$$

$$[0150] \quad \text{Then} \quad p_i(x, y) = p_i(x, y)$$

$$[0151] \quad \text{Else} \quad p_i(x, y) = p_{i-1}(x, y)$$

$$[0152] \quad (2)$$

[0153] 式 (2) 所示的算法比较关于前段和后段的帧之图像数据的各个亮度电平,仅对具有圈套亮度电平的像素,更新其值。即便显示如此得到的图像数据,用户也可观察随着时间经过、依次造影毛细血管的状态,作为动态图像。

[0154] 并且,说明生成包含毛细血管电平的血流图像时的其它最佳方法实例。该方法通过对包含于相同期间 TL 中的从帧 F1 至 F<sub>n</sub> 的 n 个图像数据实施伴随加权的运算,生成新的图像数据。这里,所谓伴随加权的运算是指由下式 (3) 所示的运算。

$$[0155] \quad \text{If} \quad p_i(x, y) > p_{i-1}(x, y)$$

$$[0156] \quad \text{Then} \quad p_i(x, y) = A * p_i(x, y) + (1-A) * p_{i-1}(x, y)$$

$$[0157] \quad \text{Else} \quad p_i(x, y) = (A-1) * p_i(x, y) + A * p_{i-1}(x, y)$$

$$[0158] \quad (3)$$

[0159] 式 (3) 中,若设定 A 为 1 以下接近 1 的值 (例如 0.99),则可期待在短时间内执行最大亮度电平保持运算,在长时间内由最大亮度电平保持运算保持的亮度衰减的作用。用户也可通过由这种方法得到的图像数据来观察随着时间经过依次造影毛细血管的映像。

[0160] 另外,如上所述,必要时将由图像生成电路 9 的最大亮度电平保持运算生成的图像数据与最大亮度电平保持运算中使用的最初的图像数据一起存储在图像存储器 12 中。

[0161] 另一方面,内置于超声波诊断装置 1A 中的图像处理装置 20 将图像处理程序读入

控制处理器 11 中,作为第 1 色调变更部 30、第 2 色调变更部 31 和色调指定部 32 来作用。

[0162] 第 1 色调变更部 30 具有实施将保存于图像存储器 12 中的最大亮度电平保持运算后的图像数据之色调变更为事先指定的第 1 色调的图像再构成处理之功能,第 2 色调变更部 31 具有将保存于图像存储器 12 中、未实施最大亮度电平保持运算的图像数据的色调变更为事先指定的第 2 色调的图像再构成处理之功能。另外,色调指定部 32 具有根据从输入装置 4 接收的色调之指定信息、指定用作第 1 色调和第 2 色调的色调之功能。

[0163] 另外,也可将图像生成电路 9 具有的最大亮度电平保持运算功能或图像合成电路 10 的处理功能的全部或部分设置在图像处理装置 20 侧。

[0164] 下面,说明超声波诊断装置 1A 的作用。

[0165] 图 12 是表示由图 11 所示的超声波诊断装置 1A 显示诊断图像时的流程之流程图,图中向 S 附加数字的符号表示流程图的各步骤。

[0166] 首先,在步骤 S20,向被检体 P 多次发送接收超声波,依次取得时间系列的回声信号。之后,分别根据各回声信号生成可亮度显示的多个帧大小的被检体 P 之断层像(B 模式图像)。

[0167] 接着,在步骤 S21,由图像生成电路 9 对被检体 P 的断层像之空间上对应的像素依次实施最大亮度电平保持运算,生成图像数据。由最大亮度电平保持运算生成的图像数据与未实施最大亮度电平保持运算的图像数据一起被写入图像存储器 12 中,被暂时保存。

[0168] 之后,在步骤 S22,第 1 色调变更部 30 读入保存在图像存储器 12 中的最大亮度电平保持运算后的图像数据,将图像数据的色调变更为事先指定的第 1 色调,另一方面,第 2 色调变更部 31 读入保存在图像存储器 12 中的未实施最大亮度电平保持运算的图像数据,将图像数据的色调变更为事先指定的第 2 色调。

[0169] 最大亮度电平保持运算后的图像数据相对于扫描被检体 P 内得到的多个帧的图像数据,是由利用最大亮度电平保持运算生成的像素  $P_i(x, y)$  构成的灰色标度之亮度显示图像。另外,未实施最大亮度电平保持运算的 B 模式图像数据也是由灰色标度亮度显示的图像数据。另外,由第 1 色调变更部 30 和第 2 色调变更部 31 实施图像再构成处理,以使这些图像数据的色调分别变为可由第 1 色调、第 2 色调表现的图像数据。

[0170] 因此,最大亮度电平保持运算后的图像数据不是灰色标度,而是反映最初的 B 模式图像的亮度后、仅第 1 色调变化的图像数据。同样,未实施最大亮度电平保持运算的图像数据也是反映最初的 B 模式图像的亮度后、仅第 2 色调变化的图像数据。之后,将色调变更后的各图像数据写入图像存储器 12 中保存。

[0171] 另外,第 1、第 2 色调可通过用户事先从输入装置 4 输入色调的指定信息、并将色调指定部 32 从输入装置 4 接收的色调之指定信息提供给第 1 色调变更部 30 来任意设定。色调指定部 32 生成用户用于指定色调的色调指定画面信息,写入图像存储器 12 中。因此,由于由图像合成电路 10 将色调指定画面信息提供给监视器 5 并显示,所以用户可参照色调指定画面来从输入装置 4 简单地指定第 1、第 2 色调。其中,将第 1 色调与第 2 色调设为至少各不相同的色调。

[0172] 之后,在步骤 S23,图像合成电路 10 读入存储在图像存储器 12 中的、色调变更后的最大亮度电平保持运算前后的各图像数据,提供给监视器 5,重叠显示后,构成单一的图像。结果,重叠显示的图像的色调由最大亮度电平保持运算前后的各图像数据之色调确定,

混色于其它颜色中。

[0173] 另外,若鉴于由于第 1、第 2 色调的图像数据之重叠显示、最终显示于监视器 5 中的图像颜色表现为第 1、第 2 色调以外的色调,则担心不能通过用户的任意色调选择而变为预期色调。因此,最好采用事先将几个第 1、第 2 色调的推荐组合设定为选择支,用户从选择支中进行选择的形式。

[0174] 并且,作为色调指定的实现单元之最简单的方法,例如将第 1 色调设定为作为灰色标度的构成要素之基本色(3 原色)‘Red, Blue, Green’中任一个或两个色调,将第 2 色调设为其余色调的一个或两个色调的方法。若将第 1、第 2 色调设为 3 原色‘Red, Blue, Green’之一,则不仅混色的预想变容易,而且使用现有的彩色技术来运算也变容易,可在短时间内再构成图像数据并显示。

[0175] 因此,例如假设将第 1 色调设为‘Blue+Green’(=黄色)、将第 2 色调设为‘Red’(=红色)的情况,说明重叠显示的图像之色调变化。

[0176] 图 13 是表示不执行最大亮度电平保持运算、而通过现有的灰色标度来对应于信号强度显示图像数据时的亮度电平的时间变化图,图 14 是表示图 11 所示的超声波诊断装置 1A 使用第 1、第 2 色调来重叠显示最大亮度电平保持运算前后的图像数据时的各色调之强度时间变化图。

[0177] 在图 13 和图 14 中,横轴表示时间,纵轴表示对应于信号强度值来设定的各色调的强度。

[0178] 如图 13 所示,例如在造影剂注入被检体 P,回声信号的信号强度单调增加后,造影剂从关心区域流出,回声信号的信号强度下降的情况下,图像数据的亮度电平对应于信号强度,随着灰色标度的变化增减。但是,在肿瘤等关心区域的亮度电平恒定、周围组织的亮度电平微小增大的情况下,担心图 13 所示的现有 B 模式图像中如肿瘤部的亮度减少等错视。

[0179] 另一方面,如图 14 所示,在使用第 1、第 2 色调来重叠显示最大亮度电平保持运算前后的图像数据的情况下,造影剂流入被检体 P,最大亮度电平保持运算前的 B 模式图像的亮度电平单调增加,其间,第 1、第 2 色调的强度同时增加。因此,若相对信号强度值 100、设定成各色调的强度为  $(R,G,B) = (100,100,100)$ ,则由于 Red、Blue、Green 任一色调的强度都相同,所以被重叠显示的混色之诊断图像变为灰色。

[0180] 另外,图 14 中,实线表示各色调的强度一致时的色调强度  $(R,G,B)$ ,点划线表示第 1 色调(黄色)的强度  $(G,B)$ ,虚线表示第 2 色调(红色)的强度  $(R)$ 。

[0181] 之后,造影剂的流入变为一定量,例如回声信号的信号强度值达到 200 时,最初的 B 模式图像的亮度电平之增加停止。并且,当造影剂从关心区域流出后、产生最初的 B 模式图像的亮度电平下降时,保持最大亮度电平保持运算后的图像数据之第 1 色调(黄色)的强度  $(G,B) = (200,200)$ ,另一方面,仅最大亮度电平保持运算前的图像数据之第 2 色调(红色)的强度  $(R)$  下降。结果,例如当重叠显示的诊断图像之第 1、第 2 色调的强度为  $(R,G,B) = (160,200,200)$  时,由色调为黄色的颜色来显示诊断图像。

[0182] 这样,根据图 14 所示的由色调重叠显示的超声波诊断装置 1A 的诊断图像,在诊断图像的特定区域之亮度电平减少的情况下,或暂时减少后再次增加的情况下,无论周围的亮度电平如何变化,由于该部位的色调变化,所以都可避免错视的影响,容易判断亮度电平

的变化。另外,此时,也不会损害作为现有诊断图像的描绘性。

[0183] 图 15 是表示由图 11 所示的超声波诊断装置 1A 生成的被检体 P 的断层像一例的图。

[0184] 图 15 中,在某个区域的亮度电平到达最大值之后,若减少,则由于色调变化后显示,所以可避免亮度电平的错视引起的误认。

[0185] 根据以上的超声波诊断装置 1A,与图 1 所示的超声波诊断装置 1 一样,可使错视的影响降低,使对比可视性提高。即,即便在诊断图像的背景亮度在时间上变化的情况下,也可通过色调的变化来容易判断关心区域的亮度电平有无变化。

[0186] 图 16 是表示本发明的超声波诊断装置的第 3 实施方式的功能框图。

[0187] 在图 16 所示的超声波诊断装置 1B 中,装置主体 2 的各构成要素之详细功能和图像处理装置 20 的功能构成与图 11 所示的超声波诊断装置 1A 不同。其它构成和作用与图 11 所示的超声波诊断装置 1A 实质上无差异,所以仅图示图像处理装置 20 的功能框图,并对相同构成附加相同符号,省略说明。

[0188] 内置于超声波诊断装置 1B 中的图像处理装置 20 具有作为第 1 色调变更部 30、第 2 色调变更部 31、色调指定部 32 和定时设定部 40 的功能。

[0189] 第 1 色调变更部 30 具有从保存于图像存储器 12 中的时间系列的图像数据中读入从定时设定部 40 接收指示的时刻之图像数据,实施将色调变更为事先指定的第 1 色调的图像再构成处理,写入图像存储器 12 中之功能。第 2 色调变更部 31 具有从保存于图像存储器 12 中的时间系列的图像数据中读入从定时设定部 40 接收指示的时刻之后的各图像数据,实施将色调变更为事先指定的第 2 色调的图像再构成处理,写入图像存储器 12 中之功能。

[0190] 色调指定部 32 具有根据从输入装置 4 接收的色调之指定信息、指定用作第 1 色调和第 2 色调的色调之功能。

[0191] 定时设定部 40 具有接收输入到开关 4b 等输入装置 4 的定时指定信息,将变更色调的图像之时刻信息提供给第 1 色调变更部 30、第 2 色调变更部 31 的功能。

[0192] 另外,超声波诊断装置 1B 的图像生成电路 9 中不必配备最大亮度电平保持运算功能。

[0193] 另外,在超声波诊断装置 1B 中,通过多次的超声波发送接收,依次得到时间系列的回声信号,生成多个帧大小的用于进行基于灰色标度的亮度显示之图像数据(B 模式图像),依次保存于图像存储器 12 中。另外,通常,由图像合成电路 10 将用于进行基于灰色标度的亮度显示之图像数据依次提供给监视器 5,进行动态图像显示。

[0194] 并且,若用户通过输入装置 4 的开关 4b 等的操作指定任意定时,则定时设定部 40 接收输入到输入装置 4 的定时指定信息,将变更色调的图像之时刻信息提供给第 1 色调变更部 30、第 2 色调变更部 31。另外,第 1 色调变更部 30 从保存于图像存储器 12 中的时间系列的图像数据中读入从定时设定部 40 接收指示的时刻之图像数据,实施将色调变更为事先指定的第 1 色调的图像再构成处理,写入图像存储器 12 中。

[0195] 并且,第 2 色调变更部 31 从保存于图像存储器 12 中的时间系列的图像数据中,依次读入从定时设定部 40 接收指示的时刻之后的各图像数据,实施将色调变更为事先指定的第 2 色调的图像再构成处理,写入图像存储器 12 中。

[0196] 另外,图像合成电路 10 从图像存储器 12 中分别依次读入由第 1 色调变更部 30、第

2 色调变更部 31 生成的色调之图像数据, 提供给监视器 5, 据此作为动态图像被重叠显示。例如, 第 1 色调变为 ‘Blue+Green’ ( = 黄色 ), 第 2 色调变为 ‘Red’ ( = 红色 )。

[0197] 图 17 是表示在图 16 所示的超声波诊断装置 1B 的监视器 5 中重叠显示的诊断图像之色调的时间变化原理图。

[0198] 图 17 中, 横轴表示时间 (time), 纵轴表示对应于信号强度值来设定的各色调的强度 (intensity)。另外, 图 17 中的实线表示各色调的强度一致时的色调强度 (R、G、B), 点划线表示第 1 色调 (黄色) 的强度 (G、B), 虚线表示第 2 色调 (红色) 的强度 (G)。

[0199] 如图 17 的实线所示, 例如造影剂流入被检体 P, 并且, 回声信号的信号强度单调增加并变为极大值后, 造影剂从关心区域流出, 回声信号的信号强度增减的情况下, 对应于信号强度, 图像数据的亮度电平随着灰色标度而增减。

[0200] 并且, 在用户想把握某个时刻之后的关心区域的亮度电平之变化时, 例如想知道关心区域的亮度电平是否变稳定的情况下, 向输入装置 4 输入定时指定信息。另外, 如图 17 的点划线所示, 由第 1 色调变更部 30 将对应于定时指定信息的时刻之图像数据的色调变更为第 1 色调 (黄色) 后, 继续重叠显示。另一方面, 如图 17 的虚线所示, 将对应于定时指定信息的时刻之后的图像数据的色调变更为第 2 色调 (红色) 后, 进行重叠显示。

[0201] 因此, 重叠显示的图像中、由第 1 色调 (黄色) 表现的图像数据之强度变恒定, 另一方面, 由第 2 色调 (红色) 表现的图像数据的强度对应于回声信号的信号强度变化。结果, 若关心区域的亮度电平恒定, 则保持重叠显示的图像之灰色标度的色调, 若亮度电平减少, 则色调变为黄色, 若亮度电平增加, 则色调变为红色。据此, 用户可不受关心区域周围的亮度电平变化引起的错视的影响, 识别关心区域中的亮度电平的变动。

[0202] 根据以上的超声波诊断装置 1B, 与图 11 所示的超声波诊断装置 1A 一样, 可使错视的影响降低, 使对比可视性提高。并且, 可将用户指定的任意定时下的图像作为基准, 把握亮度电平的变化。

[0203] 另外, 就以上各实施方式的超声波诊断装置 1、1A、1B 而言, 也可将图像数据作为三维数据来进行图像处理。此时, 三维执行被检体 P 的扫描, 根据得到的回声信号, 再构成三维的图像数据 (空间信息)。但是, 最终在将三维信息显示于监视器 5 中时, 生成通过各种投影法进行二维投影的图像数据。另外, 对二维投影数据, 参照亮度标度, 进行亮度显示。因此, 可对由图像处理装置 20 亮度显示的二维投影数据实施与上述一样的图像处理。

[0204] 另外, 也可使各实施方式的超声波诊断装置 1、1A、1B 组合来构成。相反, 也可省略超声波诊断装置 1、1A、1B 的部分构成要素。

[0205] 并且, 若构成图像处理装置 20 的图像处理对象的图像数据为可亮度显示的图像数据, 则不限于由超声波诊断装置 1、1A、1B 收集到的图像数据, 也可由其它的 X 射线 CT 装置或 MRI 装置等图像诊断装置收集到的图像数据。

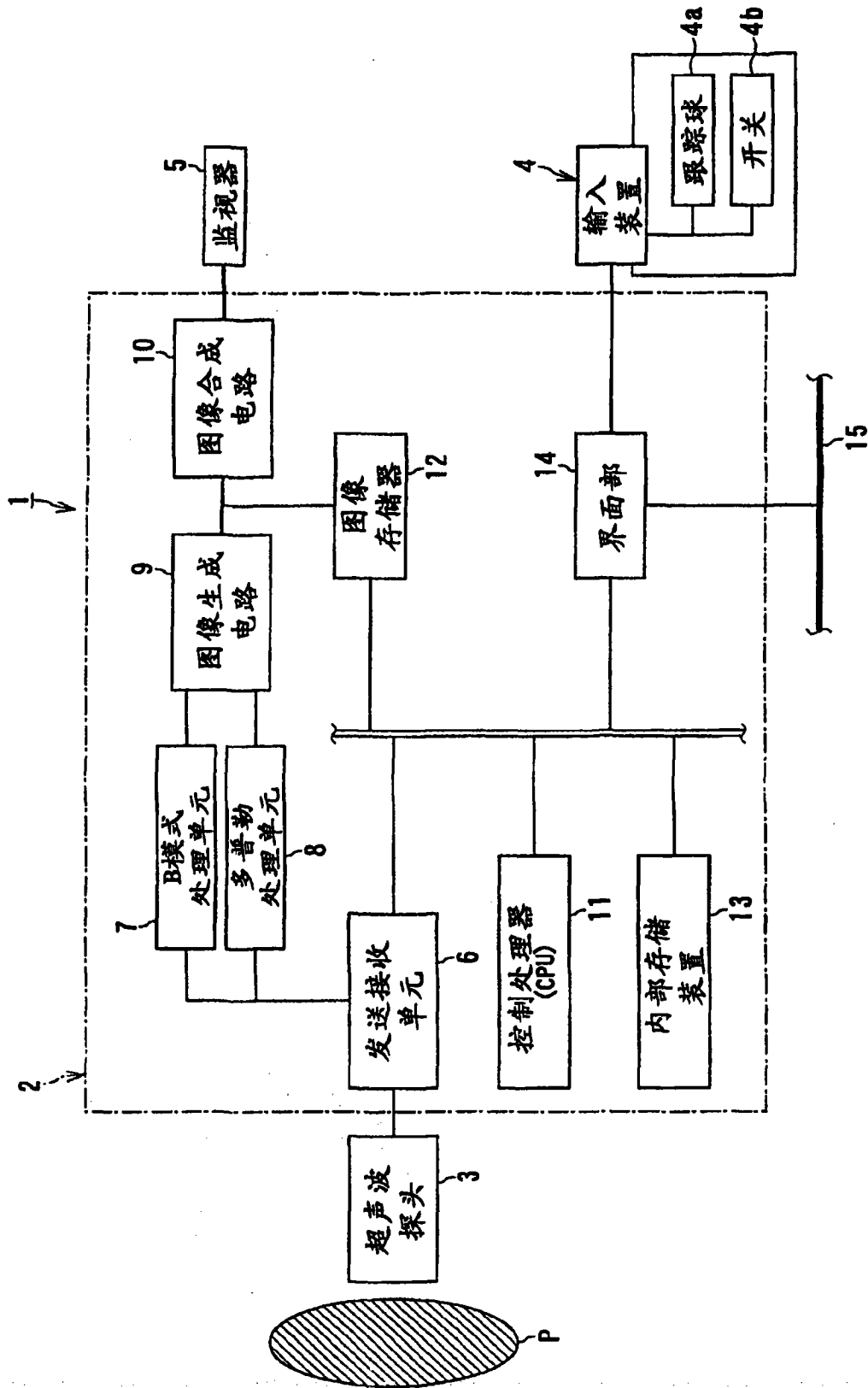


图1

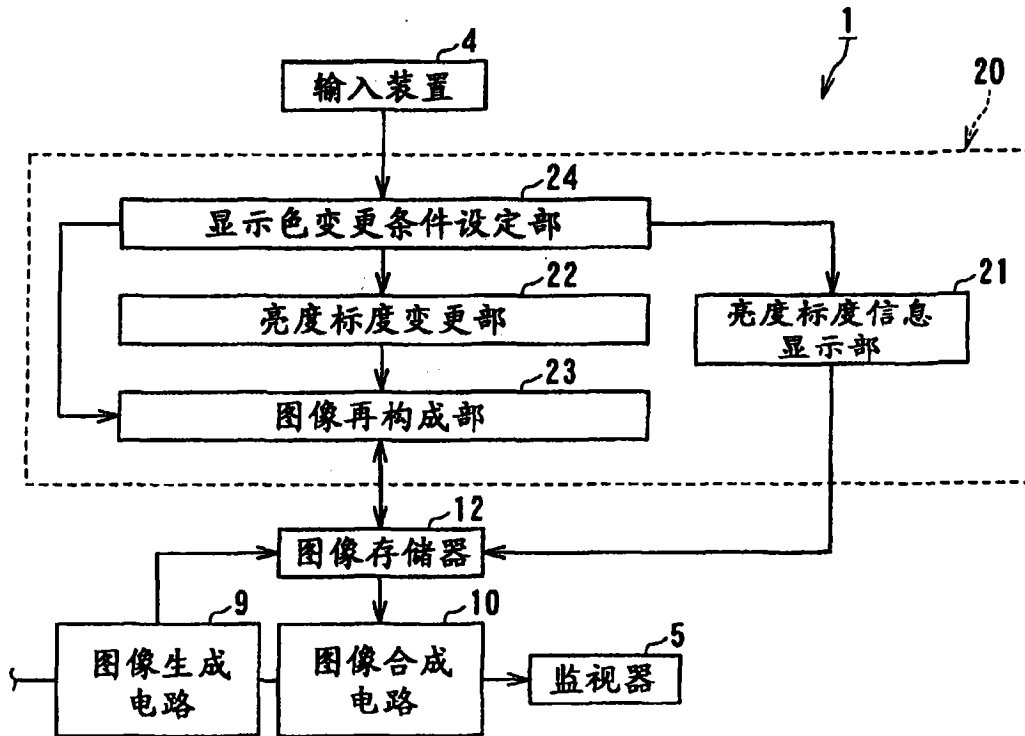


图2

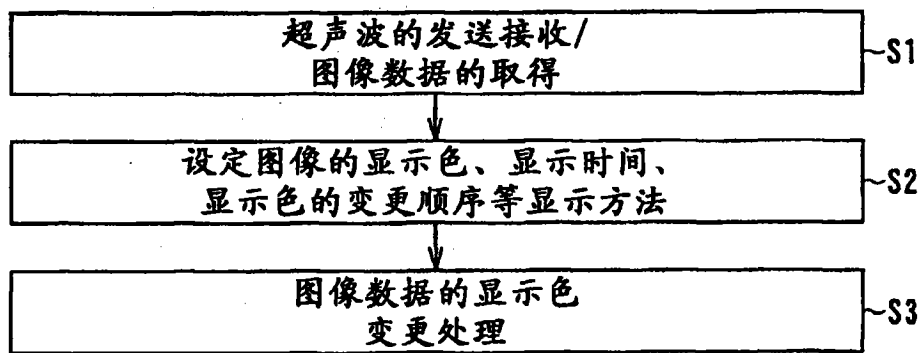


图3

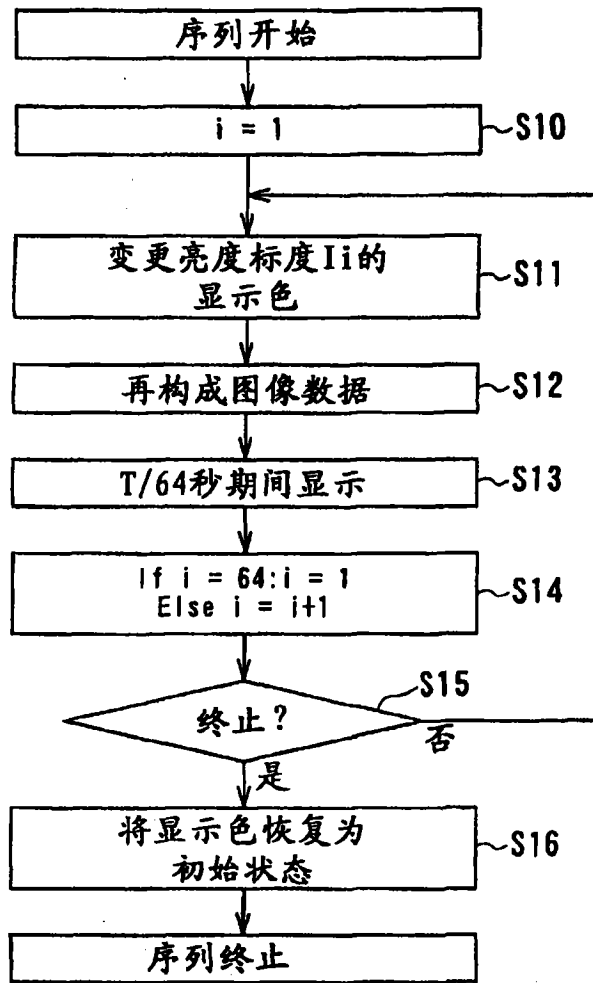


图4

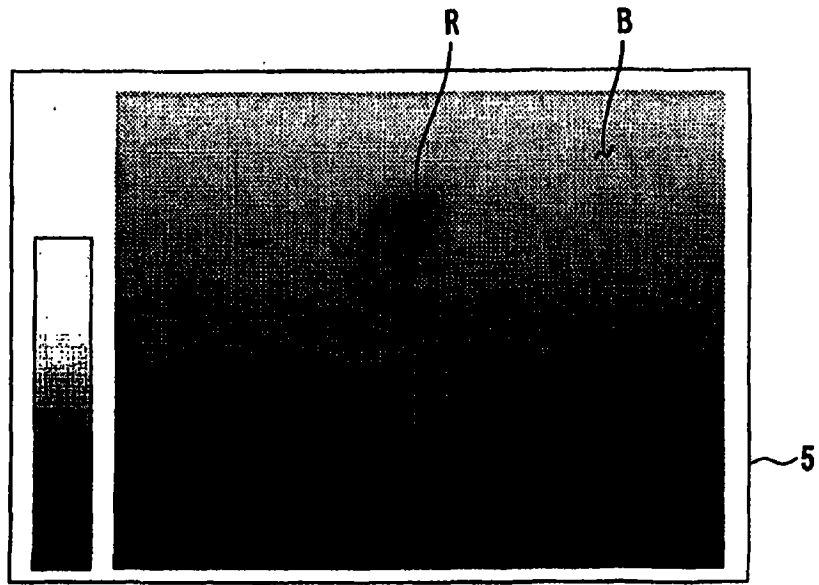


图5

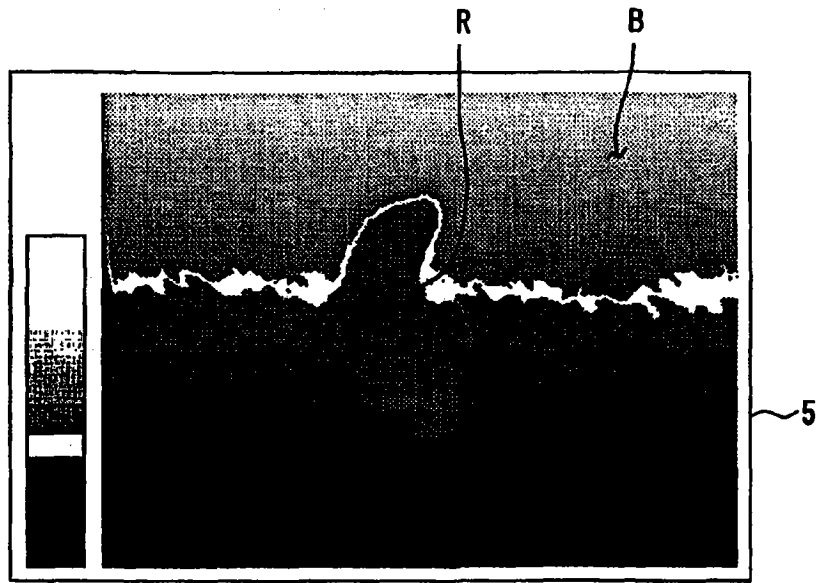


图6

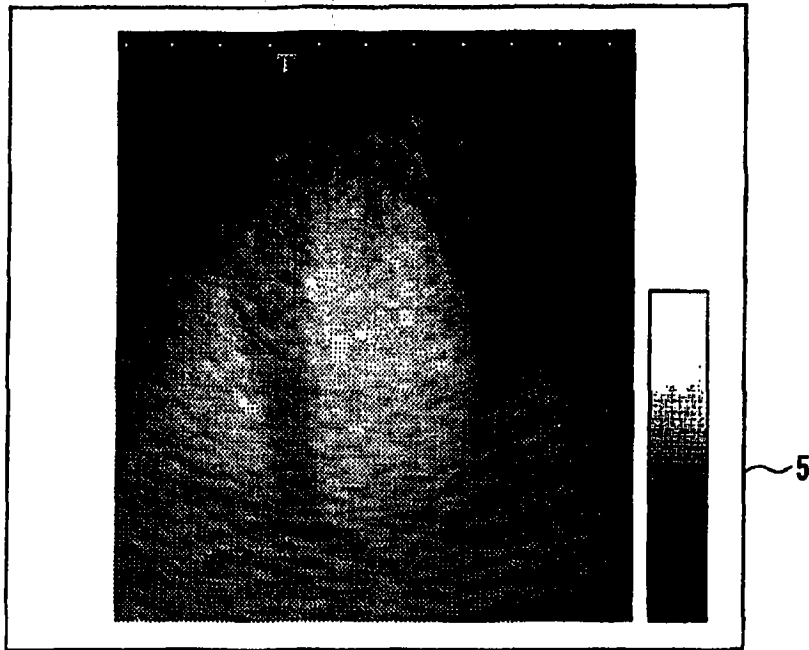


图7



图8



图9



图10

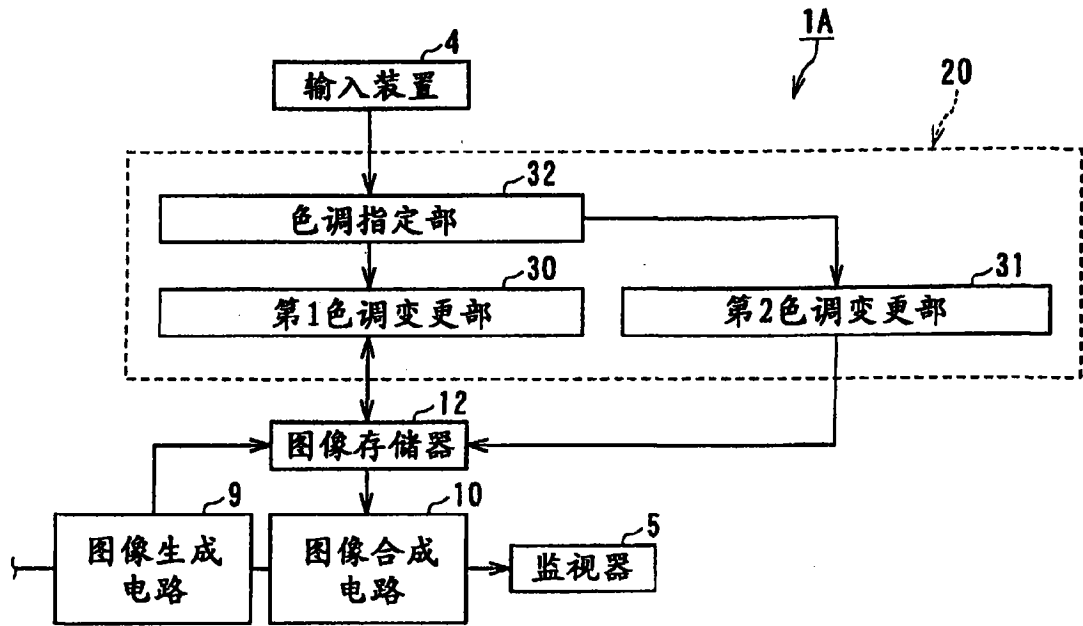


图 11

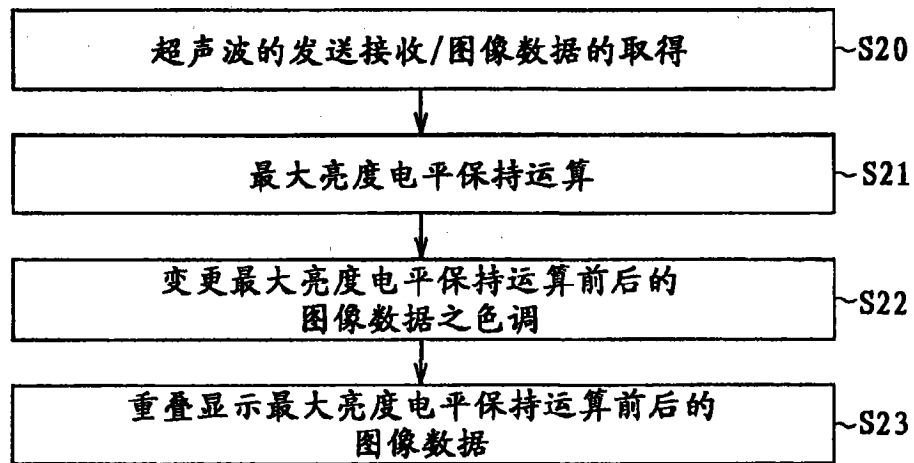


图 12

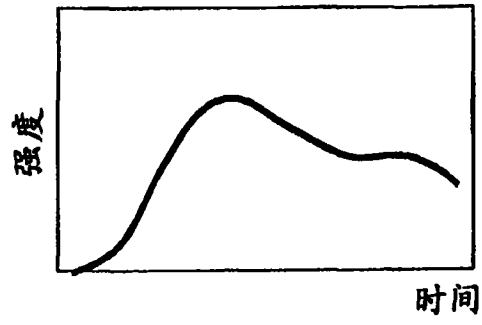


图13

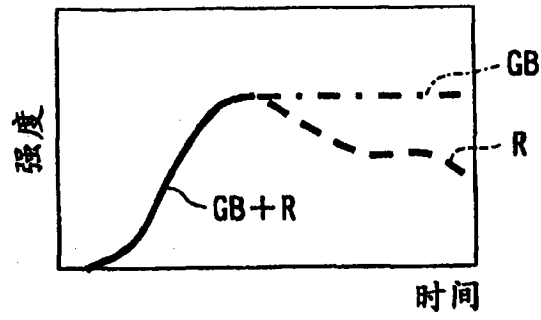


图14

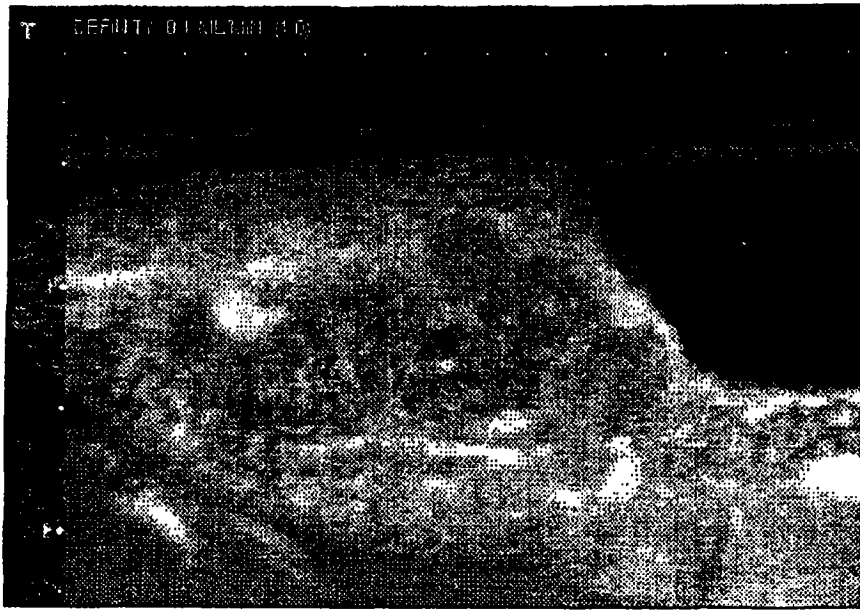


图15

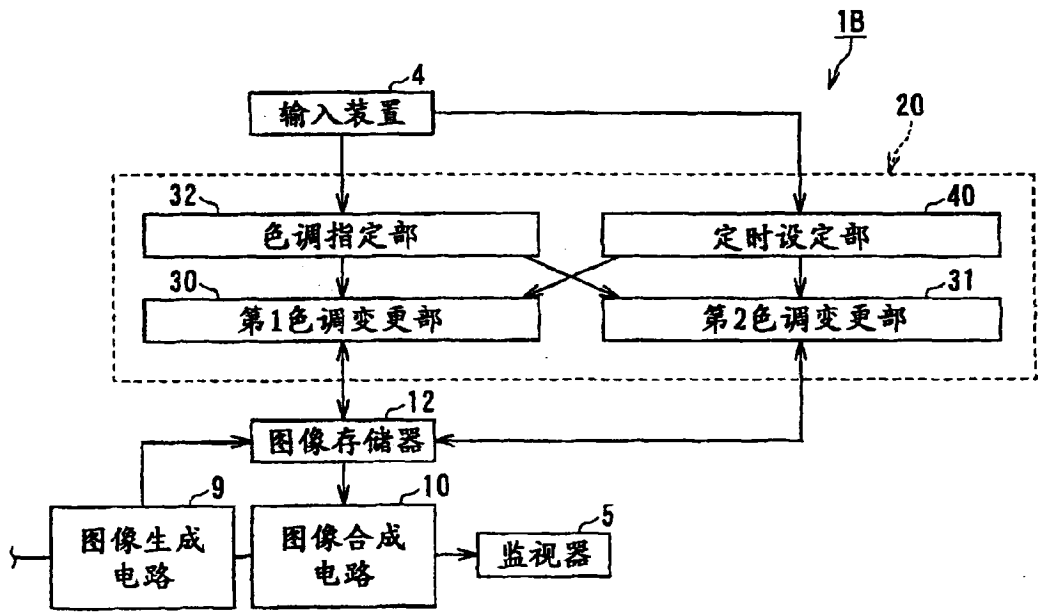


图16

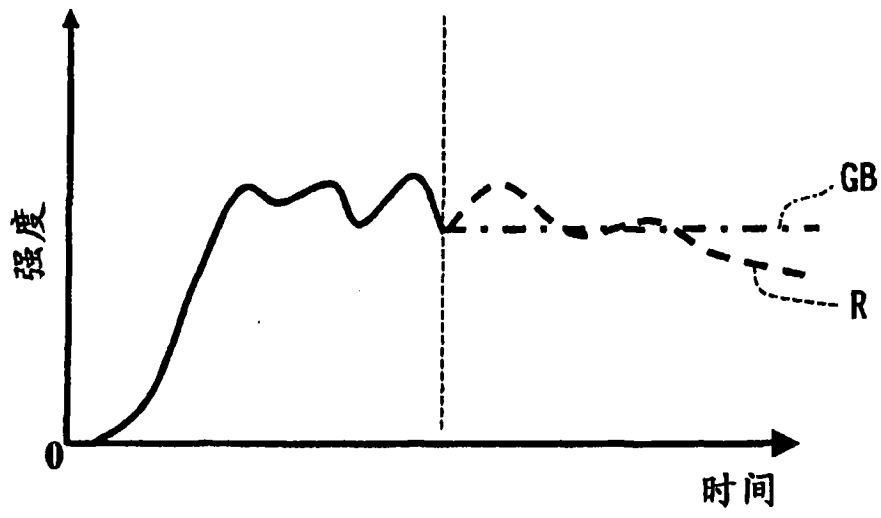


图 17

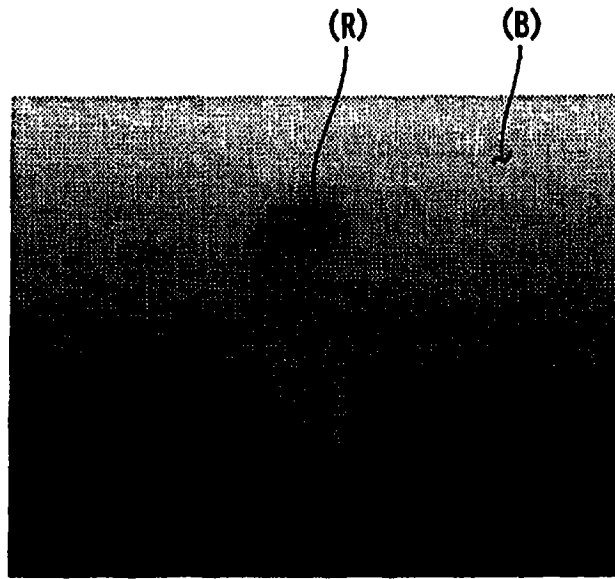


图18

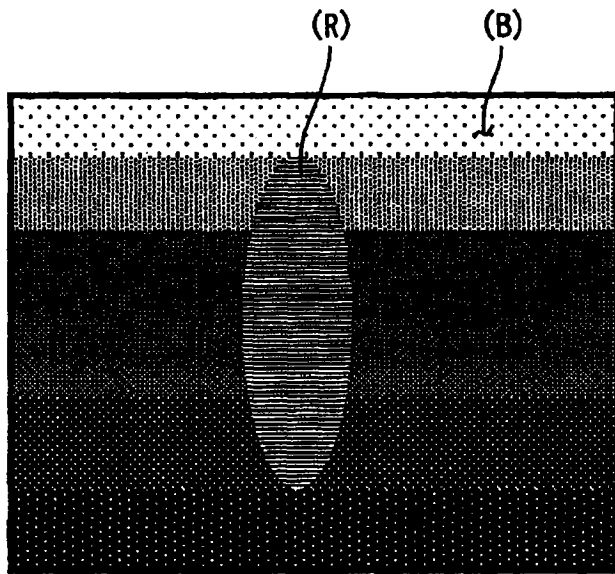


图19

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置和图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101264023B</a>	公开(公告)日	2010-12-15
申请号	CN200810083898.8	申请日	2005-07-07
[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	神山直久		
发明人	神山直久		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G06T5/00		
CPC分类号	G01S7/52034 A61B8/483 G01S7/52026 G01S7/5206 G01S7/52073 G01S7/52084 G01S7/52071 A61B8/467 A61B8/13 G01S7/52069 G01S7/52066 A61B8/06 G01S7/52074 A61B8/463 A61B8/461 G01S15/8979 A61B8/469		
审查员(译)	赵实		
优先权	2004201040 2004-07-07 JP		
其他公开文献	CN101264023A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，具有生成图像数据的单元、图像再构成单元和图像合成单元。生成图像数据的单元生成用于根据向被检体发送超声波而得到的回声信号的信号强度来亮度显示被检体的断层像之图像数据。图像再构成单元变更图像数据中的规定亮度部分的亮度和色彩中的至少一方，以强调规定亮度部分，并且，依次使规定亮度变化，据此生成多个再构成图像。图像合成单元将多个再构成图像提供给显示单元来依次进行显示。

