



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102309339 A

(43) 申请公布日 2012. 01. 11

(21) 申请号 201110180471. 1

(22) 申请日 2011. 06. 30

(30) 优先权数据

2010-150073 2010. 06. 30 JP

2011-131418 2011. 06. 13 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 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 高科

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

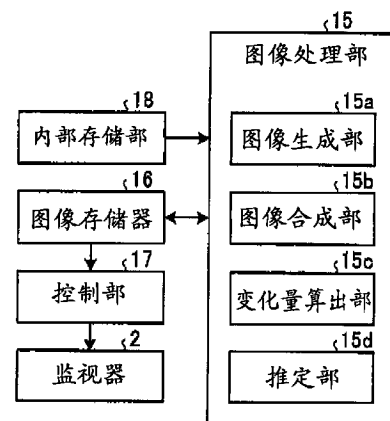
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 8 页

(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

本发明提供一种超声波诊断装置、图像处理装置和图像处理方法。本发明的实施方式的超声波诊断装置包括：变化量算出部、推定部和控制部。变化量算出部，算出在基于超声波探针发送的超声波的反射波沿时序生成的多个超声波图像之间多个局部区域各自的图案的变化量。推定部基于由变化量算出部算出的多个局部区域各自的图案的变化量，推定各超声波图像中的扫描断面的旋转轴的位置。控制部控制成将由推定部推定的旋转轴重叠在各超声波图像上并显示在监视器上。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

变化量算出部,算出在基于超声波探针发送的超声波的反射波沿时序生成的多个超声波图像之间多个局部区域各自的图案的变化量;

推定部,基于由上述变化量算出部算出的上述多个局部区域各自的图案的变化量,推定各超声波图像中的扫描断面的旋转轴的位置;以及

显示控制部,控制成将由上述推定部推定的上述旋转轴重叠在各超声波图像上并在预定的显示部上显示。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述多个局部区域分别沿上述超声波图像中的纵方向设定。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述推定部生成与各局部区域的超声波图像内的位置对应地画出上述多个局部区域各自的图案的变化量而得到的曲线图,基于该生成的曲线图推定上述旋转轴的位置;

上述显示控制部控制成进而将上述推定部生成的上述曲线图显示在上述预定的显示部上。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述推定部在为了推定上述旋转轴的位置而使用的图案的变化量大于预定的阈值时,判断上述旋转轴的位置为不可推定;

上述显示控制部控制成在上述推定部的推定结果为不可推定时不显示上述旋转轴。

5. 如权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述推定部基于上述曲线图中的多个局部区域各自的图案的变化量的变化率,推定上述扫描断面旋转的速度;

上述显示控制部控制成进而将上述推定部推定的上述扫描断面旋转的速度显示在上述预定的显示部上。

6. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述变化量算出部算出互相关系数,作为上述图案的变化量。

7. 一种图像处理装置,其特征在于,包括:

变化量算出部,算出在基于超声波探针发送的超声波的反射波沿时序生成的多个超声波图像之间多个局部区域的各自的图案的变化量;

推定部,基于由上述变化量算出部算出的上述多个局部区域各自的图案的变化量,推定各超声波图像中的扫描断面的旋转轴的位置;以及

显示控制部,控制成将由上述推定部推定的上述旋转轴重叠在各超声波图像上并显示在预定的显示部上。

8. 如权利要求7所述的图像处理装置,其特征在于:

上述多个局部区域分别沿上述超声波图像中的纵方向设定。

9. 如权利要求7所述的图像处理装置,其特征在于:

上述推定部生成与各局部区域的超声波图像内的位置对应地画出上述多个局部区域各自的图案的变化量而得到的曲线图,基于该生成的曲线图推定上述旋转轴的位置;

上述显示控制部控制成进而将上述推定部生成的上述曲线图显示在上述预定的显示部上。

10. 如权利要求 7 所述的图像处理装置,其特征在于:

上述推定部在为了推定上述旋转轴的位置而使用的图案的变化量大于预定的阈值时,判断上述旋转轴的位置为不可推定;

上述显示控制部控制成在上述推定部的推定结果为不可推定时不显示上述旋转轴。

11. 如权利要求 9 所述的图像处理装置,其特征在于:

上述推定部基于上述曲线图中的多个局部区域各自的图案的变化量的变化率,推定上述扫描断面旋转的速度;

上述显示控制部控制成进而将上述推定部推定的上述扫描断面旋转的速度显示在上述预定的显示部上。

12. 如权利要求 7 所述的图像处理装置,其特征在于:

上述变化量算出部算出互相关系数,作为上述图案的变化量。

13. 一种图像处理方法,其特征在于,包括以下步骤:

变化量算出部算出在基于超声波探针发送的超声波的反射波沿时序生成的多个超声波图像之间多个局部区域各自的图案的变化量;

推定部基于由上述变化量算出部算出的上述多个局部区域各自的图案的变化量,推定各超声波图像中的扫描断面的旋转轴的位置;以及

显示控制部控制成将由上述推定部推定的上述旋转轴重叠在各超声波图像上并在预定的显示部上显示。

14. 如权利要求 13 所述的图像处理方法,其特征在于:

上述多个局部区域分别沿上述超声波图像中的纵方向设定。

15. 如权利要求 13 所述的图像处理方法,其特征在于:

上述推定部生成与各局部区域的超声波图像内的位置对应地画出上述多个局部区域各自的图案的变化量而得到的曲线图,基于该生成的曲线图推定上述旋转轴的位置;

上述显示控制部控制成进而将上述推定部生成的上述曲线图显示在上述预定的显示部上。

16. 如权利要求 13 所述的图像处理方法,其特征在于:

上述推定部在为了推定上述旋转轴的位置而使用的图案的变化量大于预定的阈值时,判断上述旋转轴的位置为不可推定;

上述显示控制部控制成在上述推定部的推定结果为不可推定时不显示上述旋转轴。

17. 如权利要求 15 所述的图像处理方法,其特征在于:

上述推定部基于上述曲线图中的多个局部区域各自的图案的变化量的变化率,推定上述扫描断面旋转的速度;

上述显示控制部控制成进而将上述推定部推定的上述扫描断面旋转的速度显示在上述预定的显示部上。

18. 如权利要求 13 所述的图像处理方法,其特征在于:

上述变化量算出部算出互相关系数,作为上述图案的变化量。

## 超声波诊断装置、图像处理装置和图像处理方法

[0001] 本申请享受申请日为 2010 年 6 月 30 日的日本专利申请 2010-150073 和申请日为 2011 年 6 月 13 日的日本专利申请 2011-131418 的优先权,本申请中援引该日本专利申请的全部内容。

### 技术领域

[0002] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置和图像处理方法。

### 背景技术

[0003] 一直以来,超声波诊断装置作为具有操作简单、无被照射的担忧的无侵袭性、装置规模小等种种优点的医用图像诊断装置,在今天的医疗中起着十分重要的作用。

[0004] 即,超声波诊断装置通过仅仅从体表放置超声波探针这样的简单操作,就可以实时地显示例如心脏跳动、胎儿移动等的检查对象的移动状态。另外,由于超声波诊断装置是无侵袭性的,所以安全性高,可以反复进行检查。另外,超声波诊断装置与 X 射线诊断装置、X 射线 CT(计算机 X 射线断层造影)装置、MRI(磁共振成像)装置等的其它医用图像诊断装置相比,装置规模小,还可以容易地进行向床边移动的检查。另外,在无被照射的担忧的超声波诊断装置中,还开发了小型化到可以单手搬运的程度的装置,这样的超声波诊断装置在如产科、上门治疗等的医疗现场也可以容易地使用。

[0005] 作为利用了超声波诊断装置的实时性的诊断方法,进行例如以下那样的手动操作。在作为断层像的超声波图像上发现了肿瘤性病变时,操作者旋转(例如旋转 90 度)超声波探针 1,在不同的断面上一边观察肿瘤性病变,一边计测肿瘤性病变的尺寸。通过这样的观察,操作者可以进行肿瘤形状是圆形还是椭圆形的判断。另外,许多血管的断面是圆形。因此,即使对于在一个超声波图像上看起来为圆形的部位,操作者也可以通过例如参照在将超声波探针旋转了 90 度的状态下生成的超声波图像来确认这样的部位为管状。

### 发明内容

[0006] 另外,由于上述的伴随操作者的手动操作的观察是实时地进行的,所以多数情况下将诊断用的超声波图像记录为还包含了超声波探针的旋转中的运动图像。但是,在二维的断层像中伴随着下述那样的缺点。

[0007] 即,在旋转超声波探针时,由于超声波的扫描面沿时序变化,所以即使参照超声波图像,也难以判断超声波探针是如何移动的。例如,由于使超声波探针旋转移动时和使超声波探针不旋转地在垂直方向上移动时扫描面都发生变化,所以读图的人即使参照超声波图像也难以区分两者的不同。尤其是,在事后浏览记录的运动图像时、操作者以外的人参照运动图像读图时,难以仅从超声波图像判断超声波探针的移动状况。另一方面,沿断层面平行移动超声波探针时,由于在运动图像上超声波图像内的图案被原样保持地向左或右移动,所以读图的人可以容易地判断超声波探针的移动状况。

[0008] 本发明的实施方式的超声波诊断装置包括:变化量算出部、推定部和显示控制部。

变化量算出部算出在基于超声波探针发送的超声波的反射波沿时序生成的多个超声波图像之间多个局部区域各自的图案的变化量。推定部基于由上述变化量算出部算出的上述多个局部区域各自的图案的变化量,推定各超声波图像中的扫描断面的旋转轴的位置。显示控制部控制成将由上述推定部推定的上述旋转轴重叠在各超声波图像上并在预定的显示部上显示。

[0009] 利用本发明的实施方式的超声波诊断装置,可以容易地判断超声波探针的移动状况。

## 附图说明

[0010] 图 1 是用来说明根据实施例 1 的超声波诊断装置的构成的图。

[0011] 图 2 是用来说明根据实施例 1 的图像处理部的构成的图。

[0012] 图 3 是用来说明局部区域的一例的图。

[0013] 图 4A 和图 4B 是用来说明根据实施例 1 的推定部的处理的一例的图。

[0014] 图 5A 和图 5B 是用来说明根据实施例 1 的基于推定部的推定结果显示的图像的一例的图。

[0015] 图 6 是用来说明根据实施例 1 的超声波诊断装置的处理的流程图。

[0016] 图 7 是用来说明根据实施例 2 的推定部的处理的一例的图。

[0017] 图 8 是用来说明根据实施例 2 的超声波诊断装置的处理的流程图。

## 具体实施方式

[0018] 下面,参照附图详细说明超声波诊断装置的实施例。

[0019] 首先,说明根据实施例 1 的超声波诊断装置的构成。图 1 是用来说明根据实施例 1 的超声波诊断装置的构成的图。像图 1 所示的那样,根据实施例 1 的超声波诊断装置由超声波探针 1、监视器 2、输入装置 3、和装置主体 10 构成。

[0020] 超声波探针 1 例如具有配置成一系列的多个压电振子,这多个压电振子基于从后述的装置主体 10 具有的发送部 11 供给的驱动信号产生超声波,进而接收来自被检测体 P 的反射波并转换成电气信号。另外,超声波探针 1 具有在压电振子上设置的匹配层和防止超声波从压电振子向后方传播的背面材料等。

[0021] 如果从超声波探针 1 向被检测体 P 发送超声波,则发送的超声波在被检测体 P 的体内组织中的声波阻抗的不连续面一次次地反射,作为反射波信号通过超声波探针 1 具有的多个压电振子接收。被接收的反射波信号的振幅取决于反射超声波的不连续面中的声波阻抗的差。另外,在被发送的超声波脉冲在移动中的血流、心脏壁等的表面进行反射时,反射波信号由于多普勒效应而取决于移动体的在超声波发送方向上的速度分量地产生频率偏移。

[0022] 监视器 2 显示用于由超声波诊断装置的操作者用输入装置 3 输入各种设定请求的 GUI(图形用户界面),或者显示装置主体 10 中生成的超声波图像。

[0023] 输入装置 3 具有鼠标、键盘、按钮、触屏开关、触摸命令屏、脚踏开关、轨迹球等,接收来自超声波诊断装置的操作者的各种设定请求,并向装置主体 10 传送接收到的各种设定请求。例如,根据本实施例 1 的输入装置 3 具有用于从操作者接收由后述的图像处理部

15 进行的图像处理的开始的“旋转轴显示模式的开始开关”。

[0024] 装置主体 10 是基于超声波探针 1 接收的反射波生成超声波图像的装置,像图 1 所示的那样,具有:发送部 11、接收部 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14、图像处理部 15、图像存储器 16、控制部 17 和内部存储部 18。

[0025] 发送部 11 具有触发信号产生电路、延迟电路和脉冲发生电路等,向超声波探针 1 供给驱动信号。脉冲发生电路以预定的额定频率 (rate frequency) 反复产生用来形成发送超声波的额定脉冲 (rate pulse)。另外,延迟电路对脉冲发生电路产生的各额定脉冲赋予为了将从超声波探针 1 产生的超声波会聚成束状而决定发送指向性所用的各个压电振子的延迟时间。另外,触发信号产生电路按基于额定脉冲的定时向超声波探针 1 施加驱动信号 (驱动脉冲)。

[0026] 接收部 12 具有放大电路、A/D(模/数)变换器、加法器等,对超声波探针 1 接收的反射波信号进行各种处理,生成反射波数据。放大电路放大反射波信号并进行增益修正处理,A/D 变换器对进行了增益修正的反射波信号进行 A/D 变换并赋予为了确定接收指向性所需的延迟时间,加法器进行由 A/D 变换器处理了的反射波信号的加法运算处理,生成反射波数据。通过加法器的加法运算处理,来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量被加强。

[0027] 这样,发送部 11 和接收部 12 控制超声波的收发中的发送指向性和接收指向性。

[0028] B 模式处理部 13 从接收部 12 接收反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,生成用亮度的明暗表现信号强度的数据 (B 模式数据)。

[0029] 多普勒处理部 14 基于从接收部 12 接收的反射波数据对速度信息进行效率分析,抽出多普勒效应导致的血流、组织、造影剂回波分量,生成针对多点抽出平均速度、色散、功率等的移动体信息的数据 (多普勒数据)。

[0030] 图像处理部 15 根据 B 模式处理部 13 生成的 B 模式数据和多普勒处理部 14 生成的多普勒数据生成显示用的超声波图像。具体地说,图像处理部 15 通过将超声波扫描的扫描线信号列变换 (扫描变换) 成以电视等为代表的视频格式的扫描线信号列,根据 B 模式数据、多普勒数据生成作为显示用图像的超声波图像 (B 模式图像、多普勒图像)。即,B 模式数据和多普勒数据是扫描变换处理前的超声波图像,是用来生成显示用的超声波图像的超声波图像。另外,以下有时将 B 模式数据和多普勒数据记载为原始数据。

[0031] 另外,图像处理部 15 生成在所生成的超声波图像上合成了各种参数的文字信息、刻度、身体标记等而得到的合成图像,输出到监视器 2。另外,图像处理部 15 对显示用的超声波图像和原始数据进行后面详述的图像处理。

[0032] 图像存储器 16 是存储图像处理部 15 生成的超声波图像、图像处理部 15 通过对超声波图像进行图像处理而生成的图像的存储器。另外,图像存储器 16 也可以存储 B 模式处理部 13、多普勒处理部 14 生成的原始数据。

[0033] 控制部 17 控制超声波诊断装置中的全部处理。具体地,控制部 17 基于通过输入装置 3 由操作者输入的各种设定请求、从内部存储部 18 读入的各种控制程序和各种设定信息,控制发送部 11、接收部 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14 和图像处理部 15 的处理,并控制成用监视器 2 显示图像存储器 16 存储的超声波图像等。

[0034] 内部存储部 18 存储用来进行超声波收发、图像处理和显示处理的控制程序、诊断

信息（例如，患者 ID、医生意见等）、诊断规程、各种设定信息等的各种数据。另外，内部存储部 18 根据需要，也使用于图像存储器 16 存储的图像的保管等。另外，内部存储部 18 存储的数据可以经由未图示的接口电路向外部的周边装置传送。

[0035] 以上说明了根据实施例 1 的超声波诊断装置的整体构成。基于这样的构成，根据实施例 1 的超声波诊断装置基于超声波探针 1 发送的超声波的反射波生成超声波图像。然后，根据实施例 1 的超声波诊断装置的操作者，为了参照作为断层像的超声波图像，并用该超声波图像观察关注部位的形状，进行使超声波探针 1 在被检测体 P 的体表上旋转的手动操作。此时，根据实施例 1 的超声波诊断装置在监视器 2 上以运动图像方式显示在旋转中沿时序依次生成的多个超声波图像。另外，图像存储器 16 存储沿时序依次生成的多个超声波图像的运动图像。但是，观察通过旋转超声波探针 1 生成的二维的超声波图像的运动图像，对于操作者来说，伴随有下述那样的缺点。

[0036] 即，在旋转超声波探针 1 时，由于超声波的扫描断面沿时序变化，所以即使参照超声波图像，也难以判断超声波探针 1 怎样移动。例如，由于使超声波探针 1 旋转移动时和使超声波探针 1 不旋转地在垂直方向上移动时扫描面都发生变化，所以读图的人难以区分两者的不同。尤其是，在事后浏览图像存储器 16 中记录的运动图像时和操作者以外的人参照运动图像读图时，难以仅从超声波图像判断超声波探针 1 的移动状况。另一方面，使超声波探针 1 沿断层面平行移动时，由于在运动图像上超声波图像内的图案被原样保持着向左或右移动，所以读图的人可以容易地判断超声波探针 1 的移动状况。

[0037] 因此，通过下面详细说出的图像处理部 15 的处理，根据实施例 1 的超声波诊断装置可以容易地判断超声波探针 1 的移动状况。

[0038] 用图 2 等详细说明根据实施例 1 的图像处理部 15 执行的图像处理。图 2 是用来说明根据实施例 1 的图像处理部的构成的图。像图 2 所示的那样，根据实施例 1 的图像处理部 15 具有：图像生成部 15a、图像合成部 15b、变化量算出部 15c 和推定部 15d。

[0039] 作为显示用的超声波图像，图像生成部 15a 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，将生成的超声波图像存储到图像存储器 16 中。例如，图像生成部 15a 在作为操作者的医生或技师旋转放置于被检测体 P 上的超声波探针 1 时，B 模式处理部 13 根据沿时序依次生成的多个 B 模式数据（原始数据）生成沿时序的多个 B 模式图像。

[0040] 图像合成部 15b 生成在图像生成部 15a 生成的超声波图像上合成了各种参数的文字信息、刻度、身体标记等而得到的合成图像，将生成的合成图像作为控制部 17 的控制单位，输出到监视器 2。

[0041] 变化量算出部 15c 算出在基于超声波探针 1 发送的超声波的反射波沿时序生成的多个超声波图像之间多个局部区域各自的图案的变化量。具体地，变化量算出部 15c 算出在沿时序生成的多个显示用的超声波图像之间或多个原始数据之间多个局部区域各自的图案的变化量。例如，如果在“旋转轴显示模式的开始开关”成为了接通的状态下操作者开始超声波图像的拍摄，则变化量算出部 15c 开始变化量算出处理。

[0042] 在此，局部区域指为了监视图案的变化量而预先设定的关注区域。图 3 是用来说明局部区域的一例的图。

[0043] 例如，像图 3 所示的那样，变化量算出部 15c 用在超声波图像上设定的坐标，在各

超声波图像内设定相对于超声波图像在横方向上配置的长条状的 9 个 ROI (ROI 1 ~ ROI 9), 作为多个局部区域。即, 沿超声波图像中的纵方向分别设定多个局部区域即多个 ROI。例如, 沿超声波的扫描线设定 ROI。

[0044] 在此, 将 ROI 1 ~ ROI 9 各自的各超声波图像内的坐标预先存储到内部存储部 18 中。或者, 有时也可以用输入装置 3 具有的鼠标由操作者手动设定 ROI 1 ~ ROI 9 各自的各超声波图像内的坐标。另外, ROI 的数目不限于 9 个, 可以任意变更。另外, 在图 3 所示的一例中, 各 ROI 隔着预定的间隔设定, 但本实施例 1 也可以适用于部分重叠地设定各 ROI 的情形。

[0045] 另外, 在图 3 所示的一例中, 长条状的各 ROI 设定成大致覆盖超声波图像的深度方向。但是, 在本实施例 1 中可以任意地变更长条状的各 ROI 的纵方向的长度。例如, 长条状的各 ROI 的纵方向的长度也可以是设定成覆盖超声波图像的深度方向的一部分 (例如仅为超声波图像的纵方向的中心部分) 的情况。通过这样设定, 可以减轻变化量算出部 15c 的处理所需的负担。

[0046] 然后, 根据本实施例 1 的变化量算出部 15c 算出局部区域之间的互相关系数 (R), 作为图案的变化量。

[0047] 下面, 说明在沿时序连续的两个超声波图像 (显示用的超声波图像) 即图像 “i” 和图像 “i+1” 之间执行由变化量算出部 15c 进行的互相关系数的算出处理时的情形。另外, 本实施例 1 中, 在靠近的图像之间的差别小时, 也可以是在相隔了几个的超声波图像 (例如, 图像 “i” 和图像 “i+m”, 其中 m 是 2 以上的自然数) 之间执行由变化量算出部 15c 进行的处理的情况。这样的 “m” 值, 也可以是预先存储到内部存储部 18 中的情况, 也可以是在 “旋转轴显示模式的开始开关” 设为接通之前由操作者通过输入装置 3 输入的情况。

[0048] 例如, 变化量算出部 15c 用以下所示的式 (1) 算出各局部区域的互相关系数。

$$[0049] \quad R = \frac{\sum (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})/n}{\sqrt{\sum (x_i - \bar{x})^2/n} * \sqrt{\sum (y_i - \bar{y})^2/n}} \quad \dots (1)$$

[0050] 在此, 式 (1) 所示的 “n” 是作为互相关系数的算出对象的局部区域的信号 (像素) 的数目。另外, 式 (1) 所示的 “ $x_i$ ” 是从图像 “i” 的局部区域抽出的信号值 (像素值), 式 (1) 所示的 “ $y_i$ ” 是从图像 “i+1” 的局部区域抽出的信号值 (像素值)。另外, 在式 (1) 所示的 “x” 上加横杠的记号 ( $\bar{x}$ ) 是根据从图像 “i” 的局部区域抽出的全部 “ $x_i$ ” 的值算出的平均值。另外, 在式 (1) 所示的 “y” 上加横杠的记号 ( $\bar{y}$ ) 是根据从图像 “i+1” 的局部区域抽出的全部 “ $y_i$ ” 的值算出的平均值。

[0051] 假定位于旋转轴附近的区域之间的图案的变化量减小。即, 假定位于旋转轴附近的区域之间的图案变量的互相关系数增大。另一方面, 假定位于离旋转轴远的位置的区域之间的图案变化量因旋转导致超声波的扫描断面变化大而增大。即, 假定位于离旋转轴远的位置的区域之间的互相关系数减小。

[0052] 由此, 只要由变化量算出部 15c 算出的图案的变化量是随着与旋转轴的位置关系变化的值, 则除了互相关系数以外, 也可以是用已经提出的各种方法算出的情况。另外, 本实施例 1 也可以是适用于图案的变化量的算出对象是原始数据的情形。

[0053] 回到图 2, 推定部 15d 基于由变化量算出部 15c 算出的多个局部区域各自的图案的

变化量,推定各超声波图像中的扫描断面的旋转轴的位置。在此,扫描断面的旋转轴是超声波探针 1 的旋转轴。因此,推定部 15d 基于多个局部区域各自的图案的变化量,推定各超声波图像中的超声波探针 1 的旋转轴的位置。具体地,推定部 15d 基于由变化量算出部 15c 算出的各局部区域之间的互相关系数,推定超声波探针 1(扫描断面)的旋转轴的位置。在此,像上述那样,可以推定相关系数增大的位置是旋转轴在超声波图像内所处的位置。因此,推定部 15d 可以将由变化量算出部 15c 算出的互相关系数最大的局部区域的位置推定为旋转轴的位置。但是,为了更准确地推定旋转轴的位置,根据实施例 1 的推定部 15d 进行以下所示的处理。

[0054] 图 4A 和图 4B 是用来说明根据实施例 1 的推定部的处理的一例的图。

[0055] 例如,推定部 15d 像图 4A 所示的那样,生成与各局部区域(ROI 1~9)的超声波图像内的位置对应地画出多个局部区域(ROI 1~9)各自的互相关系数而得到的曲线图。

[0056] 在此,推定部 15d 也可以简单地用图 4A 的曲线图将互相关系数为最大值的位置(ROI 5 的横方向的中心位置)推定为旋转轴的位置。但是,像图 4A 的曲线图所示的那样,互相关系数的算出结果中还包含噪声成分,如果简单地用最大值推定旋转轴的位置,则有时也会有欠精确。

[0057] 于是,推定部 15d 像图 4B 所示的那样,通过例如用多项式生成对图 4A 的曲线图近似处理得到的近似曲线。即,推定部 15d 用曲线将曲线图的形状近似化。然后,推定部 15d 像图 4B 所示的那样,将生成的近似曲线中的互相关系数为最大值的位置推定为超声波图像内的旋转轴的位置。即,推定部 15d 用从曲线图的简化模型推定的峰值来推定旋转轴的位置。

[0058] 然后,推定部 15d 进行判断处理,判断已推定的旋转轴是否应当判断为旋转轴。即,推定部 15d 在为了推定超声波探针 1(扫描断面)的旋转轴的位置而使用的图案的变化量大于预定的阈值时,判断超声波探针 1(扫描断面)的旋转轴的位置为不可推定。在将互相关系数作为图案变化量算出的本实施例 1 中,推定部 15d 在为了推定超声波探针 1 的旋转轴的位置而使用的互相关系数小于预定的阈值时,判断超声波探针 1 的旋转轴的位置为不可推定。

[0059] 例如,推定部 15d 在算出的互相关系数或推定的互相关系数小于预先设定的阈值(例如 0.8)时,判断旋转轴的位置为不可推定。

[0060] 回到图 2,控制部 17 控制成将由推定部 15d 推定的旋转轴重叠在各超声波图像上并显示在监视器 2 上。具体地,图 2 所示的图像合成部 15b 基于推定部 15d 的推定结果,生成将超声波探针 1(扫描断面)的旋转轴重叠在各超声波图像上得到的合成图像,控制部 17 控制成将合成图像显示在监视器 2 上。即,图像合成部 15b 基于推定部 15d 的推定结果,生成将超声波探针 1(扫描断面)的旋转轴重叠在图像“i+1”上得到的合成图像。

[0061] 进而,控制部 17 控制成将推定部 15d 生成的曲线图显示在监视器 2 上。即,控制部 17 控制成将为了由推定部 15d 推定旋转轴而生成的曲线图与将超声波探针 1 的旋转轴重叠在图像“i+1”上得到的合成图像一起显示在监视器 2 上。

[0062] 图 5A 和图 5B 是用来说明根据实施例 1 的基于推定部的推定结果显示的图像的一例的图。例如,图像合成部 15b 像图 5A 所示的那样,生成其中推定部 15d 推定的图像“i+1”内的超声波探针 1 的旋转轴用虚线的细长矩形表示的合成图像。然后,通过控制部 17 的控

制,监视器 2 显示图 5A 所示的合成图像。在此,通过用虚线的细长矩形描绘旋转轴,与用实线的直线表示旋转轴时相比,读图的人可以确保超声波图像的观察性并掌握旋转轴的位置。另外,只要可以确保超声波图像的观察性并掌握旋转轴的位置,可以用任意的方法进行旋转轴的描绘。例如,图像合成部 15b 也可以生成将提高了透明度的矩形重叠到超声波图像上得到的合成图像。

[0063] 另外,通过控制部 17 的控制,监视器 2 显示图 5A 所示的曲线图。例如,在图 5B 所示的一例中,示出推定部 15d 通过设定 9 个以上的 ROI 而生成的曲线图。另外,通过控制部 17 的控制,监视器 2 也可以显示在曲线图上重叠像图 4B 所示那样的近似曲线得到的图像。

[0064] 另外,控制部 17 控制成在推定部 15d 的推定结果为不可推定时不显示超声波探针 1 的旋转轴。即,控制部 17 控制成在推定部 15d 的推定结果为不可推定时只显示图像“i+1”。

[0065] 下面,用图 6 说明根据实施例 1 的超声波诊断装置的处理。图 6 是用来说明根据实施例 1 的超声波诊断装置的处理的流程图。

[0066] 像图 6 所示的那样,根据实施例 1 的超声波诊断装置通过由操作者接通输入装置 3 具有的“旋转轴显示模式的开始开关”,判断是否接收了旋转轴显示模式的超声波图像的拍摄请求(步骤 S101)。在此,在未接收旋转轴显示模式的超声波图像的拍摄请求时(步骤 S101 “否”),超声波诊断装置是待机状态。

[0067] 另一方面,在接收到了旋转轴显示模式的超声波图像的拍摄请求时(步骤 S101 “是”),控制部 17 判断是否由图像生成部 15a 生成了超声波图像(步骤 S102)。在此,在未生成超声波图像时(步骤 S102 “否”),控制部 17 待机,直到生成超声波图像。

[0068] 另一方面,在生成了超声波图像时(步骤 S102 “是”),控制部 17 控制成用监视器 2 显示生成的超声波图像(步骤 S103),将显示的图像设定为图像“i”(步骤 S104)。

[0069] 然后,控制部 17 判断是否生成了新的超声波图像(步骤 S105),在未生成新的超声波图像时(步骤 S105 “否”),待机,直到生成新的超声波图像。

[0070] 另一方面,在生成了新的超声波图像时(步骤 S105 “是”),控制部 17 将新生成的超声波图像设定为图像“i+1”(步骤 S106),变化量算出部 15c 算出在图像“i”与图像“i+1”之间多个 ROI 中的互相关系数(步骤 S107)。

[0071] 然后,推定部 15d 生成与各 ROI 的超声波图像内的位置对应地画出多个 ROI 各自的互相关系数而得到的曲线图,根据生成的曲线图的近似曲线推定互相关系数的最大值(步骤 S108)。

[0072] 然后,推定部 15d 判断推定的最大值是否为阈值以上(步骤 S109)。在此,在推定的最大值比阈值小时(步骤 S109 “否”),推定部 15d 判断旋转轴为不可推定,控制部 17 控制成将图像“i+1”显示在监视器 2(步骤 S112)上。

[0073] 另一方面,推定的最大值为阈值以上时(步骤 S109 “是”),推定部 15d 推定旋转轴的位置(步骤 S110)。即,推定部 15d 将与根据曲线图的形状推定的最大值的位置对应的位置推定为图像“i+1”内的旋转轴的位置。

[0074] 然后,控制部 17 控制成将曲线图与由图像合成部 15b 生成的图像“i+1”和旋转轴的合成图像一起显示在监视器 2(步骤 S111)上。

[0075] 在步骤 S111 或步骤 S112 的控制处理之后,控制部 17 判断是否从操作者通过

输入装置 3 接收了拍摄结束请求 (步骤 S113)。在此,在未接收拍摄结束请求时 (步骤 S113 “否”),控制部 17 将图像“i+1”设定成图像“i” (步骤 S114),回到步骤 S105,判断是否生成了新的超声波图像。即,控制部 17 控制成在步骤 S113 中作为图像“i”设定的超声波图像与在步骤 S106 中作为图像“i+1”设定的新图像之间执行变化量算出处理。

[0076] 另一方面,在接收到了拍摄结束请求时 (步骤 S113 “是”),控制部 17 结束处理。

[0077] 像上述那样,在实施例 1 中,变化量算出部 15c 算出在基于超声波探针 1 发送的超声波的反射波沿时序生成的多个超声波图像之间 (多个原始数据之间或多个显示用的超声波图像之间) 多个局部区域 (ROI) 的各自的图案的变化量。推定部 15d 基于由变化量算出部 15c 算出的多个局部区域 (ROI) 各自的图案的变化量,推定各超声波图像中的超声波探针 1 (扫描断面) 的旋转轴的位置。然后,控制部 17 控制成将由推定部 15d 推定的旋转轴重叠在各超声波图像上并显示在监视器 2 上。另外,多个局部区域 (ROI) 分别沿超声波图像中的纵方向设定。

[0078] 因此,在实施例 1 中,由于显示已重叠了推定的旋转轴的超声波图像,所以读图的人仅参照超声波图像就可以容易地判断超声波探针 1 的移动状况。另外,通过显示旋转轴,读图的人可以掌握要显示的图像是在超声波探针 1 的旋转过程中拍摄的图像,所以可以进行正确的图像诊断。另外,操作者要准确地将超声波图像的中心作为旋转轴来旋转超声波探针 1,需要熟练的操作。因此,通过进行上述的旋转轴的显示处理,可以掌握超声波探针 1 是否以关注部位为中心旋转,可以帮助提高操作者的熟练程度。

[0079] 另外,在实施例 1 中,推定部 15d 生成与各局部区域 (ROI) 的超声波图像内的位置对应地画出多个局部区域 (ROI) 各自的图案的变化量而得到的曲线图,基于该生成的曲线图推定扫描断面的旋转轴即超声波探针 1 的旋转轴的位置。然后,控制部 17 控制成进而将推定部 15d 生成的曲线图显示在监视器 2 上。因此,在实施例 1 中,例如,可以用曲线图的近似曲线推定图案的变化量的峰值,可以准确地推定旋转轴的位置。另外,在实施例 1 中,由于显示作为推定旋转轴的位置的依据的曲线图 (或者,曲线图和近似曲线),所以读图的人可以确认推定的旋转轴的位置的准确性。

[0080] 另外,在实施例 1 中,推定部 15d 在为了推定旋转轴的位置而使用的图案的变化量大于预定的阈值时,判断超声波探针 1 的旋转轴的位置为不可推定。然后,控制部 17 控制成在推定部 15d 的推定结果为不可推定时不显示旋转轴。因此,在实施例 1 中,可以避免向读图的人指示可靠性低的旋转轴的位置。

[0081] 另外,在实施例 1 中,变化量算出部 15c 算出互相关系数,作为图案的变化量。因此,在实施例 1 中,可以用已知的运算处理容易地推定旋转轴的位置。

[0082] 在实施例 2 中,用图 7 说明推定超声波探针 1 的旋转轴以及表示超声波探针 1 的移动状况的指标值时的情形。图 7 是用来说明根据实施例 2 的推定部的处理的一例的图。

[0083] 根据实施例 2 的超声波诊断装置与用图 1 说明过的根据实施例 1 的超声波诊断装置同样地构成,根据实施例 2 的图像处理部 15 与用图 2 说明过的根据实施例 1 的图像处理部 15 同样地构成。但是,根据实施例 2 的推定部 15d 还进行以下的推定处理。即,根据实施例 2 的推定部 15d,推定旋转轴,并且基于曲线图中的多个局部区域 (ROI) 各自的图案的变化量的变化率,推定扫描断面旋转的速度。换言之,根据实施例 2 的推定部 15d 推定超声波探针 1 旋转的速度。

[0084] 首先,根据实施例 2 的推定部 15d 与实施例 1 同样地,为了推定旋转轴的位置而生成曲线图的近似曲线。然后,根据实施例 2 的推定部 15d 与实施例 1 同样地用生成的曲线图的近似曲线推定互相关系数的最大值。然后,根据实施例 2 的推定部 15d 像图 7 所示的那样,算出在近似曲线中推定的最大值附近的曲率 (C)。然后,根据实施例 2 的推定部 15d 像图 7 所示的那样,根据算出的曲率推定速度 (S)。在此,假定超声波探针 1 旋转的速度大时,互相关系数以推定的最大值为中心迅速地减小。另一方面,推定超声波探针 1 旋转的速度小时,互相关系数以推定的最大值为中心缓慢地减小。即,近似曲线中的最大值附近的曲率根据超声波探针 1 旋转的速度而变化。于是,通过例如在内部存储部 18 中预先存储将“速度 (S) 与曲率 (C) 关联对应的表 (LUT:查询表)”,根据实施例 2 的推定部 15d 根据算出的曲率推定超声波探针 1 旋转的速度。

[0085] 另外,根据实施例 2 的推定部 15d 与实施例 1 同样地进行推定的最大值与阈值的比较处理,在最大值比阈值小时,旋转轴和速度都成为不可推定。

[0086] 然后,根据实施例 2 的控制部 17 控制成进而使由推定部 15d 生成的超声波探针 1 旋转的速度显示在监视器 2 上。

[0087] 下面,用图 8 说明根据实施例 2 的超声波诊断装置的处理。图 8 是用来说明根据实施例 2 的超声波诊断装置的处理的流程图。

[0088] 像图 8 所示的那样,根据实施例 1 的超声波诊断装置通过由操作者接通输入装置 3 具有的“旋转轴显示模式的开始开关”,判断是否接收了旋转轴显示模式的超声波图像的拍摄请求(步骤 S201)。在此,在未接收旋转轴显示模式的超声波图像的拍摄请求时(步骤 S201“否”),超声波诊断装置是待机状态。

[0089] 另一方面,在接收到了旋转轴显示模式的超声波图像的拍摄请求时(步骤 S201“是”),控制部 17 判断是否由图像生成部 15a 生成了超声波图像(步骤 S202)。在此,在未生成超声波图像时(步骤 S202“否”),控制部 17 待机,直到生成超声波图像。

[0090] 另一方面,在生成了超声波图像时(步骤 S202“是”),控制部 17 控制成用监视器 2 显示生成的超声波图像(步骤 S203),将显示的图像设定为图像“i”(步骤 S204)。

[0091] 然后,控制部 17 判断是否生成了新的超声波图像(步骤 S205),在未生成新的超声波图像时(步骤 S205“否”),待机,直到生成新的超声波图像。

[0092] 另一方面,在生成了新的超声波图像时(步骤 S205“是”),控制部 17 将新生成的超声波图像设定为图像“i+1”(步骤 S206),变化量算出部 15c 在图像“i”与图像“i+1”之间算出多个 ROI 中的互相关系数(步骤 S207)。

[0093] 然后,推定部 15d 生成与各 ROI 的超声波图像内的位置对应地画出多个 ROI 各自的互相关系数而得到的曲线图,根据生成的曲线图的近似曲线推定互相关系数的最大值(步骤 S208)。

[0094] 然后,推定部 15d 判断推定的最大值是否为阈值以上(步骤 S209)。在此,在推定的最大值比阈值小时(步骤 S209“否”),推定部 15d 判断旋转轴和速度为不可推定,控制部 17 控制成将图像“i+1”显示在监视器 2 上(步骤 S212)。

[0095] 另一方面,推定的最大值为阈值以上时(步骤 S209“是”),推定部 15d 推定旋转轴的位置和速度(步骤 S210)。即,推定部 15d 算出推定的最大值附近的近似曲线的曲率,将与算出的曲率对应的速度推定为超声波探针 1 的旋转速度。

[0096] 然后,控制部 17 控制成将曲线图和速度与由图像合成部 15b 生成的图像“i+1”和旋转轴的合成图像一起显示在监视器 2 上(步骤 S211)。

[0097] 在步骤 S211 或步骤 S212 的控制处理之后,控制部 17 判断是否从操作者通过输入装置 3 接收了拍摄结束请求(步骤 S213)。在此,在未接收拍摄结束请求时(步骤 S213 “否”),控制部 17 将图像“i+1”设定成图像“i”(步骤 S214),回到步骤 S205,判断是否生成了新的超声波图像。

[0098] 另一方面,在接收到了拍摄结束请求时(步骤 S213 “是”),控制部 17 结束处理。

[0099] 像上述那样,在实施例 2 中,推定部 15d 基于曲线图中的多个局部区域各自的图案的变化量的变化率,推定超声波探针 1(扫描断面)旋转的速度。然后,控制部 17 控制成进而将由推定部 15d 推定的超声波探针 1(扫描断面)旋转的速度显示在监视器 2 上。因此,在实施例 2 中,由于还显示推定的速度,所以读图的人仅参照超声波图像就可以容易地判断超声波探针 1 的移动状况。另外,通过进行上述的速度的显示处理,可以掌握例如速度不恒定等,可以帮助进一步提高操作者的熟练程度。

[0100] 另外,在上述的实施例 1 和 2 中,说明了与超声波图像的拍摄一起,实时地执行变化量算出部 15c 和推定部 15d 的处理。但是,上述的实施例 1 和 2 也可以在超声波图像的拍摄结束后,用图像存储器 16 中存储的原始数据或显示用超声波图像执行变化量算出部 15c 和推定部 15d 的处理。

[0101] 另外,在上述的实施例 1 和 2 中,说明了在超声波诊断装置中对超声波图像进行图像处理的情形。但是,也可以利用与超声波诊断装置独立地设置的图像处理装置进行上述的图像处理。具体地,也可以是,具有图 2 所示的图像生成部 15a 以外的处理部的功能和控制部 17 的显示控制功能的图像处理装置,从超声波诊断装置或作为管理各种医用图像数据的系统的 PACS(图像存档和通信系统)的数据库、管理添加了医用图像的电子病历(chart)的电子病历系统的数据库,接收沿时序的多个超声波图像,进行上述的图像处理。

[0102] 另外,在上述的实施例 1 和 2 中,说明了操作者以手动方式旋转二维地扫描被检测体 P 的超声波探针 1 而使扫描断面旋转时,在超声波图像上重叠显示扫描断面的旋转轴的情形。此时,超声波探针 1 的旋转轴是扫描断面的旋转轴。但是,有时扫描断面的旋转不是通过操作者的手动操作,而是通过机械控制进行的。

[0103] 作为通过机械控制进行扫描断面的旋转的一例,可以举出超声波探针 1 是 TEE(transesophageal echocardiography,经食道超声波回波心动描记术)探针的情形。或者,作为通过机械控制进行扫描断面的旋转的一例,可以举出超声波探针 1 是将多个振子配置成矩阵状而成的 2D 探针的情形。2D 探针可以利用配置成矩阵状的多个振子对被检测体 P 进行三维地超声波扫描,且还可以通过将超声波会聚并发送而对被检测体 P 进行二维地扫描。

[0104] 在用 TEE 探针和 2D 探针拍摄超声波图像之际旋转扫描断面时,可以用例如与对超声波探针 1 进行的超声波发送控制有关的数据推定超声波图像中的扫描断面的旋转轴。但是,与超声波发送控制有关的数据并不是一定要作为超声波图像的附带信息保存。因此,即使在通过机械控制进行扫描断面的旋转时,例如读图的医生也可以通过用超声波诊断装置和图像处理装置执行在上述的实施例 1 和 2 中说明的变化量算出部 15c 和推定部 15d 的处理,而将扫描断面的旋转轴重叠显示在超声波图像上。其结果,读图的医生可以容易地判断

超声波探针的移动状况。

[0105] 另外,上述的实施例 1 和 2 中说明的图像处理方法可以通过用作为个人计算机、工作站(work station)等的计算机的图像处理装置执行预先准备的图像处理程序而实现。该图像处理程序可以通过互联网等网络来分发。另外,该图像处理程序也可以记录在硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD 等的可用计算机读取的记录介质上,通过由作为计算机的图像处理装置从记录介质读出而执行。

[0106] 如以上所说明的那样,根据实施例 1 和 2,可以容易地判断超声波探针的移动状况。

[0107] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式都是作为例子提出的,并非用来限定本发明的范围。这些实施方式可以以其它的各种方式实施,在不脱离发明的主要构思的范围内,可以进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形都包含在发明的范围和主要构思内,且包含在权利要求书记载的发明及其等同的范围内。

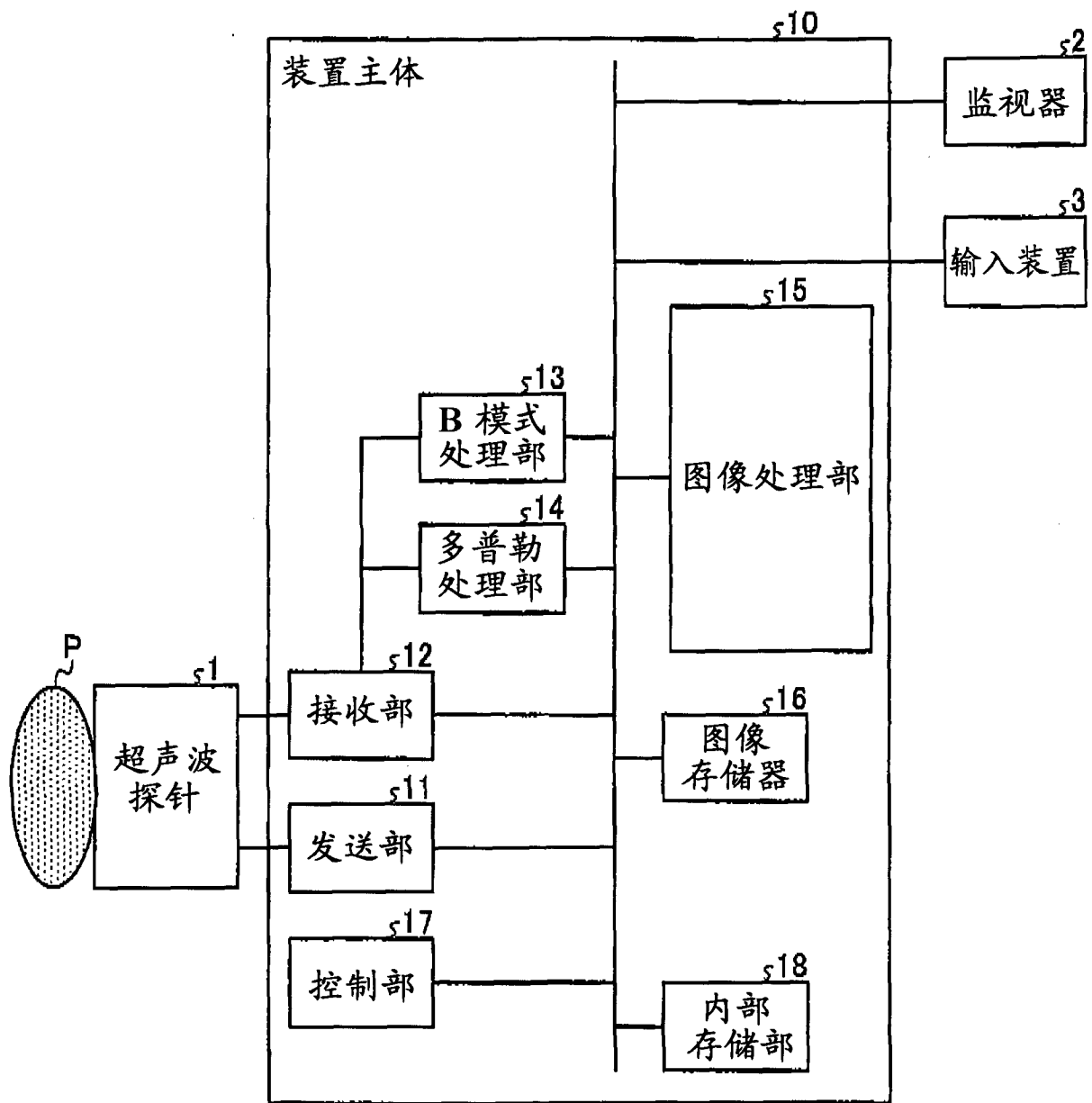


图 1

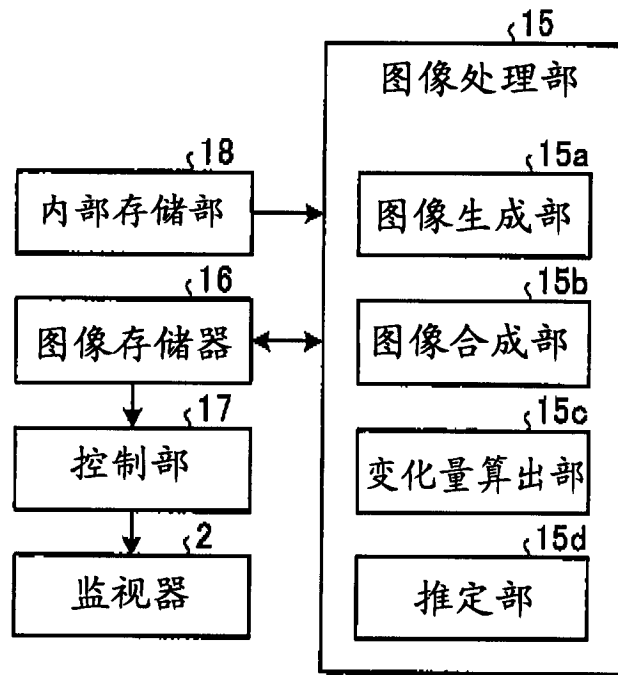


图 2

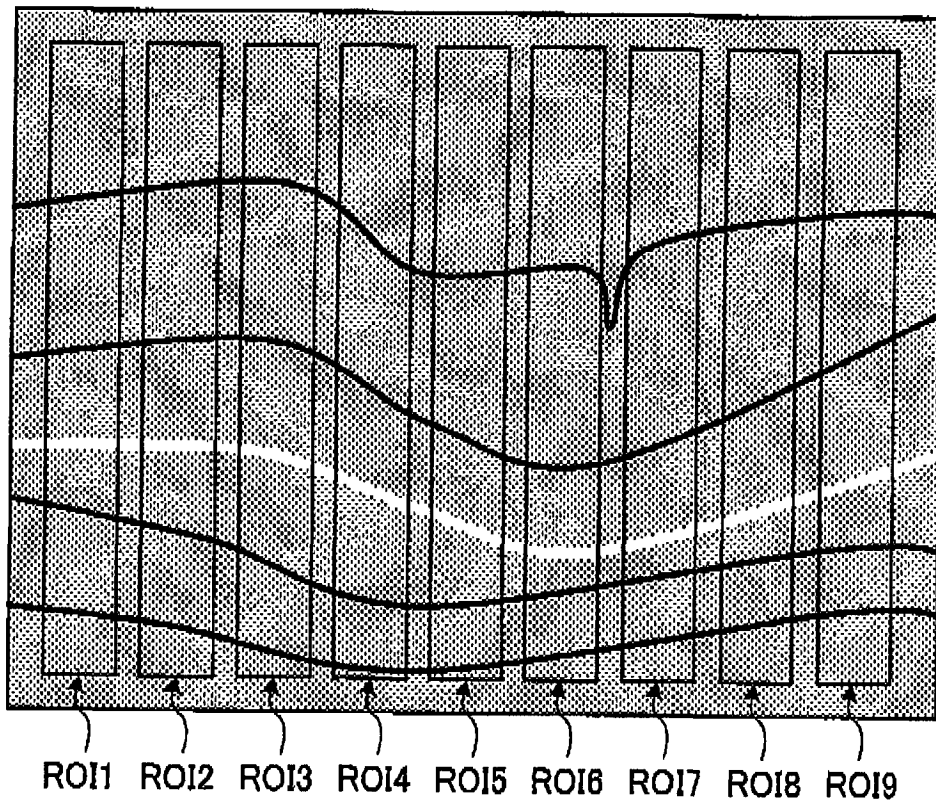


图 3

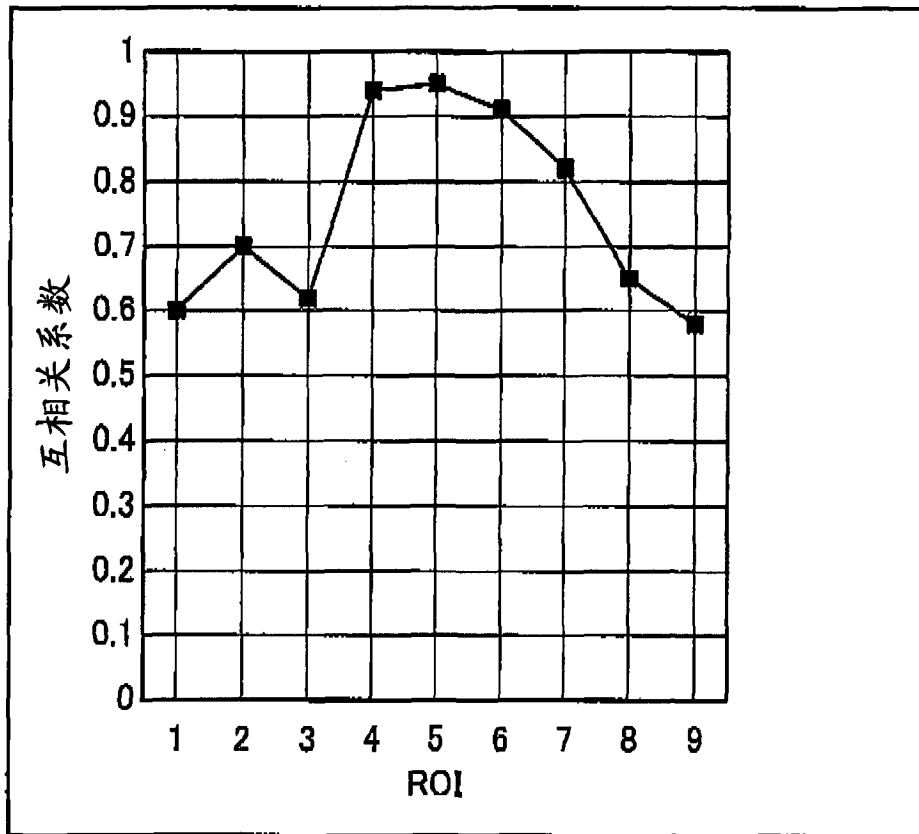


图 4A

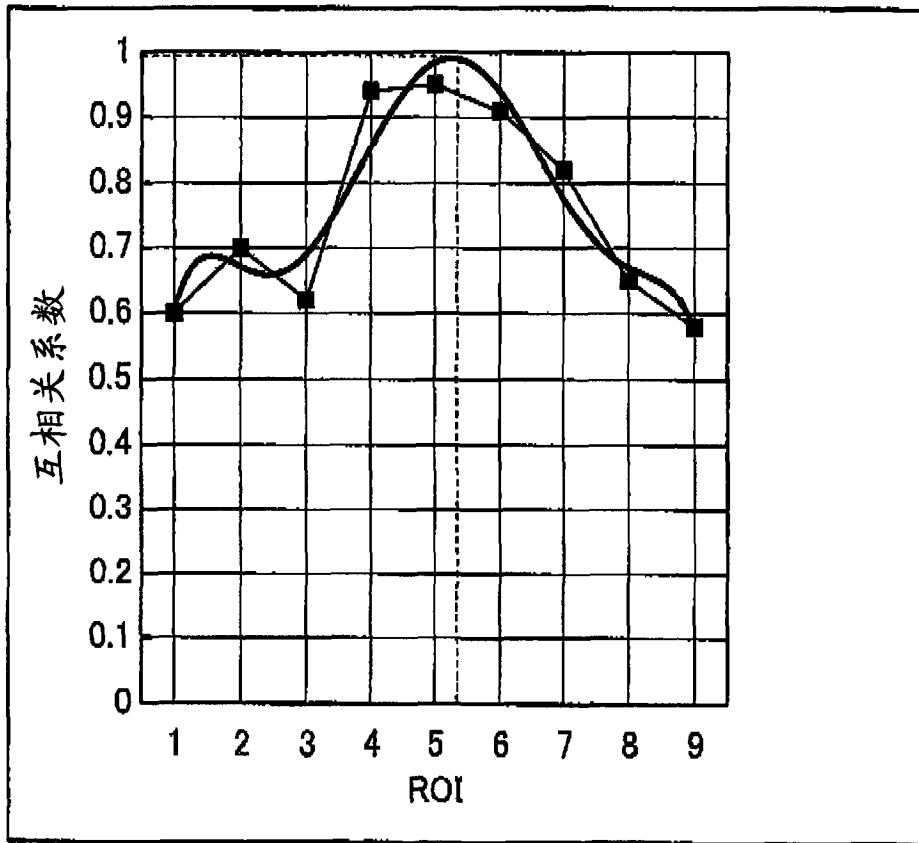


图 4B

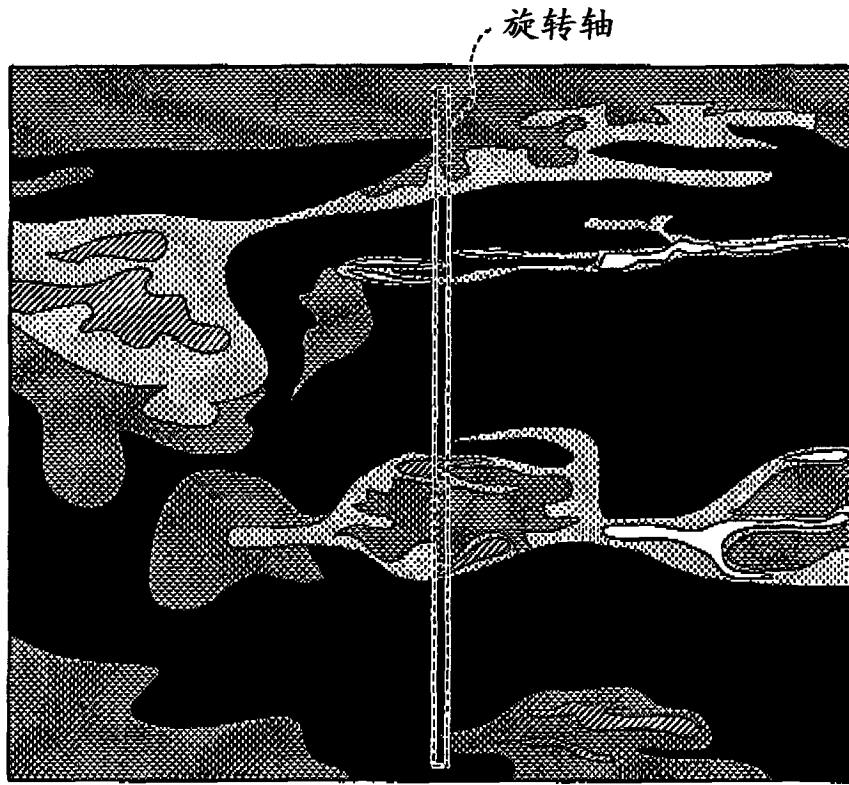


图 5A

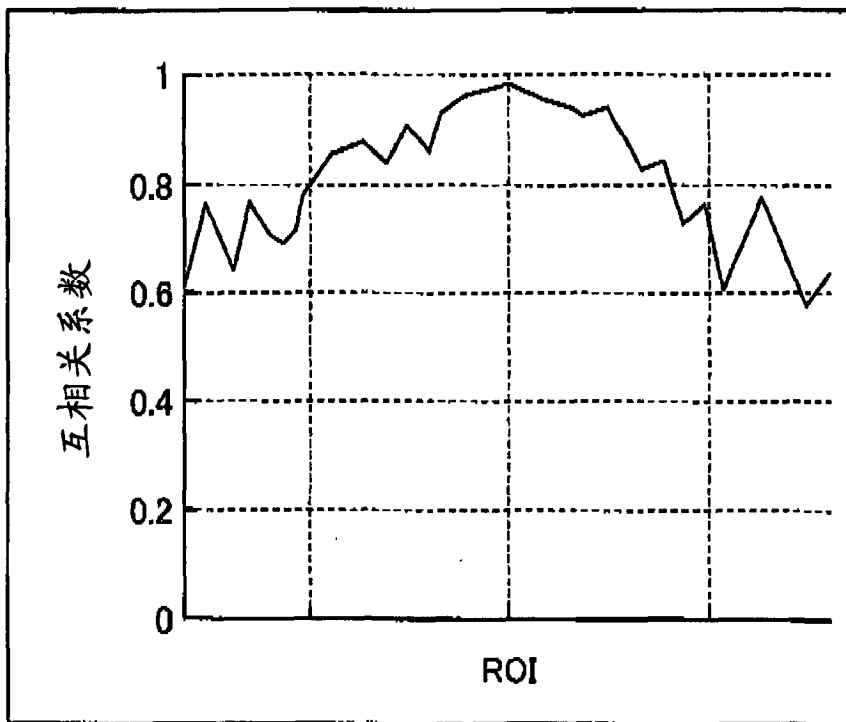


图 5B

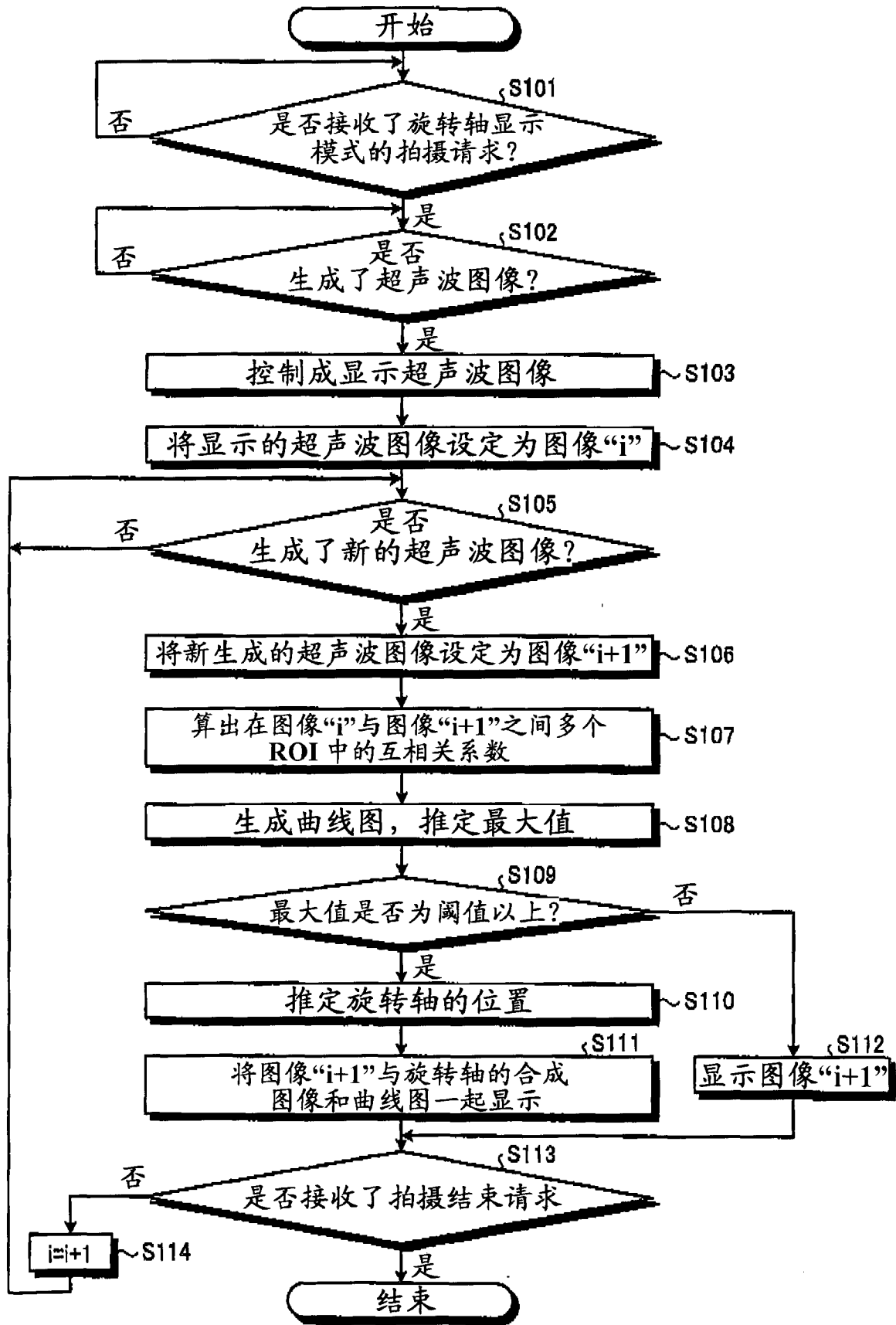


图 6

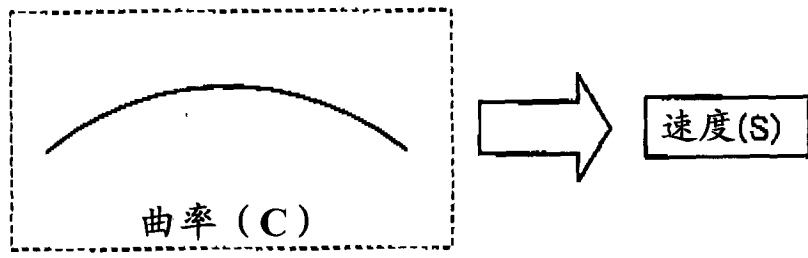


图 7

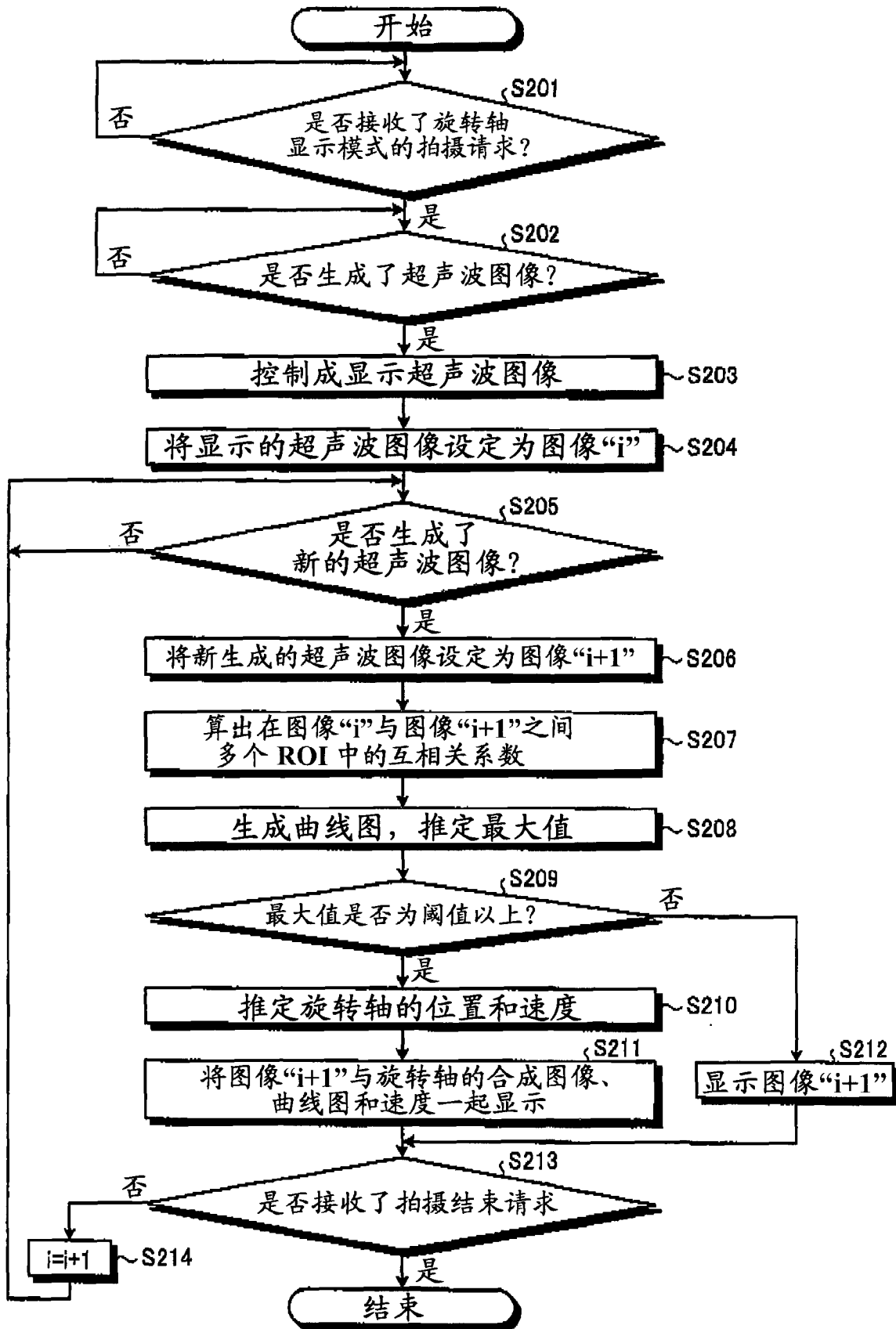


图 8

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="#">CN102309339A</a>	公开(公告)日	2012-01-11
申请号	CN201110180471.1	申请日	2011-06-30
[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		
CPC分类号	G01S15/894 G01S7/5205 G01S7/52074 G01S7/52073		
代理人(译)	高科		
优先权	2010150073 2010-06-30 JP 2011131418 2011-06-13 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置、图像处理装置和图像处理方法。本发明的实施方式的超声波诊断装置包括：变化量算出部、推定部和控制部。变化量算出部，算出在基于超声波探针发送的超声波的反射波沿时序生成的多个超声波图像之间多个局部区域各自的图案的变化量。推定部基于由变化量算出部算出的多个局部区域各自的图案的变化量，推定各超声波图像中的扫描断面的旋转轴的位置。控制部控制成将由推定部推定的旋转轴重叠在各超声波图像上并显示在监视器上。

